

В. Л. Параскевич

ДЕНТАЛЬНАЯ ИМПЛАНТОЛОГИЯ

2-е издание



МЕДИЦИНСКОЕ
ИНФОРМАЦИОННОЕ
АГЕНТСТВО

Оглавление

| | |
|---|-----------|
| От автора | 9 |
| ЧАСТЬ I. ВОПРОСЫ ИСТОРИИ И ФИЛОСОФИИ | 11 |
| Глава 1. История развития дентальной имплантации | 13 |
| Глава 2. Философские аспекты имплантологии | 33 |
| 2.1. Соотношение живого и неживого..... | 34 |
| 2.2. Витализм..... | 36 |
| 2.3. Механицизм..... | 37 |
| 2.4. Философия всеединства, органицизм и системный подход..... | 40 |
| 2.5. Атрибуты системы..... | 46 |
| 2.5.1. Организация и структура систем..... | 46 |
| 2.5.2. Информация в системах..... | 18 |
| 2.5.3. Управление в системах..... | 49 |
| 2.5.4. Система и окружающая среда..... | 51 |
| 2.6. Построение системы «зубной протез—имплантат—окружающие ткани» и ее свойства..... | 51 |
| ЧАСТЬ II. ОСНОВЫ ТЕОРИИ | 59 |
| Глава 3. Биология кости | 61 |
| 3.1. Надкостница..... | 61 |
| 3.2. Строение костной ткани..... | 61 |
| 3.2.1. Клетки костной ткани..... | 61 |
| 3.2.2. Костный матрикс..... | 63 |
| 3.2.3. Гистологические типы костной ткани..... | 64 |

| | | |
|--|------------------|------------|
| 3.2.4. Макроструктура | кости..... | 64 |
| 3.2.5. Макроструктура челюстей..... | | 65 |
| 3.3. | Регенерация | кости..... |
| 3.3.1. Репаративная | регенерация..... | 68 |
| 3.3.2. Физиологическая регенерация..... | | 71 |
| 3.3.3. Заживление кости первичным и вторичным натяжением..... | | 73 |
| 3.1. Гормональная регуляция жизнедеятельности кости..... | | 76 |
| 3.5. Реакция костной ткани на функциональную нагрузку..... | | 76 |
| 3.5.1. Увеличение функциональной нагрузки..... | | 76 |
| 3.5.2. Снижение функциональной нагрузки..... | | 77 |
| 3.5.3. Атрофия челюстей..... | | 77 |
| 3.5.4. Остеопороз..... | | 78 |
| 3.6. Архитектоника челюстных костей..... | | 80 |
| Глава 4. Имплантационные материалы..... | | 91 |
| 4.1. Биоматериалы..... | | 91 |
| 4.2. Биосовместимые материалы..... | | 93 |
| 4.2.1. Биоактивные материалы..... | | 93 |
| 4.2.2. Биоинертные материалы..... | | 94 |
| 4.2.3. Биотолерантные материалы..... | | 96 |
| 4.3. Требования, предъявляемые к материалам для внутрикостных имплантатов..... | | 96 |
| 4.3.1. Физико-химические свойства имплантационных материалов..... | | 97 |
| 4.3.2. Биологические свойства имплантационных материалов..... | | 98 |
| 4.3.3. Биохимические и термодинамические свойства имплантационных материалов..... | | 101 |
| 4.3.4. Механические свойства имплантационных материалов..... | | 106 |
| 4.3.5. Биомеханические свойства материалов..... | | 108 |
| Глава 5. Биотехнические стандарты внутрикостных дентальных имплантатов..... | | 117 |
| 5.1. Базовые технологии изготовления имплантатов..... | | 117 |
| 5.1.1. Основные технологические способы изготовления имплантатов..... | | 119 |
| 5.1.2. Обработка поверхности имплантата..... | | 120 |
| 5.1.3. Очистка поверхности и стерилизация..... | | 124 |
| 5.2. Базовые конструкции дентальных имплантатов..... | | 125 |
| 5.2.1. Конструкции неразборных имплантатов..... | | 129 |
| 5.2.2. Конструкции разборных имплантатов..... | | 129 |
| 5.3. Размеры имплантатов..... | | 133 |
| 5.4. Инструментальное обеспечение..... | | 131 |
| 5.4.1. Инструменты для препарирования костного ложа..... | | 134 |
| 5.4.2. Инструменты для установки имплантатов и их компонентов..... | | 138 |
| Глава 6. Морфология биосовместимости внутрикостных имплантатов..... | | 147 |
| 6.1. Механизмы остеогенеза при имплантации..... | | 147 |
| 6.1.1. Контактный остеогенез..... | | 119 |

ОГЛАВЛЕНИЕ

| | |
|--|------------|
| 6.1.2. Дистантный остеогенез..... | 152 |
| 6.1.3. Соединительнотканная интеграция..... | 154 |
| 6.2. Функциональный анкилоз..... | 156 |
| Глава 7. Кибернетическая модель имплантации..... | 171 |
| 7.1. Пространственные и временные координаты биотехнической системы..... | 172 |
| 7.2. Управление процессом костной интеграции..... | 173 |
| 7.2.1. Создание первичной организации..... | 173 |
| 7.2.2. Создание вторичной организации..... | 175 |
| 7.3. Уровни управления биотехнической системой..... | 177 |
| ЧАСТЬ III. ОСНОВЫ ПРАКТИКИ..... | 181 |
| Глава 8. Вопросы деонтологии..... | 183 |
| Глава 9. Показания и противопоказания к дентальной имплантации..... | 189 |
| 9.1. Показания..... | 189 |
| 9.2. Противопоказания..... | 189 |
| 9.2.1. Остеопатии..... | 190 |
| 9.2.2. Заболевания, нарушающие остеогенез..... | 191 |
| 9.2.3. Заболевания центральной нервной системы..... | 192 |
| 9.2.4. Заболевания, лечение которых может вызвать нарушения метаболизма костной ткани..... | 193 |
| 9.2.5. Заболевания, снижающие сопротивляемость организма инфекциям..... | 194 |
| 9.2.6. Патологические состояния челюстно-лицевой области и полости рта..... | 194 |
| 9.3. Абсолютные, относительные противопоказания и факторы риска..... | 194 |
| Глава 10. Планирование лечения..... | 199 |
| 10.1. Обследование и определение анатомо-топографических условий для имплантации..... | 200 |
| 10.2. Ключевые факторы для планирования имплантации..... | 202 |
| 10.2.1. Вид адентии..... | 202 |
| 10.2.2. Способ протезирования..... | 206 |
| 10.2.3. Объем кости..... | 213 |
| 10.2.4. Тип архитектоники кости..... | 215 |
| 10.3. Разработка плана лечения..... | 215 |
| 10.4. Планирование лечения в наиболее распространенных клинических ситуациях..... | 216 |
| 10.4.1. Одиночные дефекты зубных рядов..... | 216 |
| 10.4.2. Включенные дефекты зубных рядов..... | 219 |
| 10.4.3. Концевые дефекты зубных рядов..... | 219 |
| 10.4.4. Полная адентия..... | 223 |
| 10.4.5. Имплантация при неблагоприятных анатомо-топографических условиях..... | 229 |

| | |
|---|------------|
| Глава 11. Хирургический этап лечения | 241 |
| 11.1. Предоперационная подготовка..... | 241 |
| 11.1.1. Условия для проведения имплантации. Оборудование, инструменты и расходные материалы..... | 241 |
| 11.1.2. Подготовка пациента к операции..... | 212 |
| 11.2. Общие принципы имплантации..... | 212 |
| 11.3. Базовые методики операции..... | 244 |
| 11.3.1. Двухэтапная методика имплантации..... | 244 |
| 11.3.2. Одноэтапная методика имплантации..... | 248 |
| 11.3.3. Установка имплантатов непосредственно в лунку удаленных зубов..... | 253 |
| 11.4. Имплантация при неблагоприятных анатомических условиях..... | 253 |
| 11.4.1. Имплантация в области дефектов костной ткани альвеолярных отростков челюстей..... | 254 |
| 11.4.2. Имплантация при значительной атрофии нижней челюсти..... | 261 |
| 11.4.3. Имплантация при значительной атрофии верхней челюсти..... | 273 |
| 11.4.4. Операции на окружающих мягких тканях..... | 284 |
| 11.5. Тактика ведения больных в послеоперационном периоде..... | 290 |
| Глава 12. Ортопедический этап лечения | 295 |
| 12.1. Основные виды протезирования на имплантатах..... | 295 |
| 12.2. Расчетные схемы протезов с опорой на имплантатах..... | 296 |
| 12.2.1. Оптимизация величины силы, действующей на имплантаты..... | 297 |
| 12.2.2. Оптимизация вектора СИЛ, действующих на имплантаты..... | 299 |
| 12.3. Установка и препарирование ортопедических компонентов имплантатов..... | 303 |
| 12.4. Клинико-лабораторные этапы изготовления зубных протезов на имплантатах..... | 305 |
| 12.4.1. Изготовление несъемных зубных протезов..... | 305 |
| 12.4.2. Изготовление условно-съемных зубных протезов..... | 312 |
| 12.4.3. Изготовление комбинированных протезов..... | 317 |
| 12.4.4. Изготовление полных съемных зубных протезов, фиксируемых при помощи имплантатов..... | 321 |
| 12.5. Протезирование при неблагоприятных анатомо-топографических условиях..... | 324 |
| 12.5.1. Возможности протезирования при недостаточной окклюзионной высоте..... | 324 |
| 12.5.2. Особенности протезирования на имплантатах, установленных за пределами зубных рядов..... | 326 |
| 12.5.3. Особенности протезирования на имплантатах при изменении соотношения альвеолярных отростков челюстей..... | 327 |
| 12.6. Контроль функциональной перестройки зубочелюстной системы и окклюзии после фиксации протезов..... | 332 |
| 12.7. Вопросы гигиены..... | 334 |
| 12.7.1. Создание условий для поддержания гигиены..... | 334 |
| 12.7.2. Индивидуальный уход за протезами на имплантатах..... | 335 |
| 12.7.3. Профессиональная гигиеническая обработка..... | 335 |

| | |
|---|------------|
| Глава 13. Осложнения и их лечение | 339 |
| 13.1. Осложнения во время имплантации..... | 339 |
| 13.1.1. Перелом инструмента..... | 339 |
| 13.1.2. Пенетрация дна верхнечелюстной пазухи и полости носа..... | 339 |
| 13.1.3. Повреждение стенок нижнечелюстного канала и травма нижнелуночкового нерва..... | 3-10 |
| 13.1.4. Пенетрация компактного слоя нижнего и боковых отделов нижней челюсти..... | 341 |
| 13.1.5. Отсутствие первичной фиксации имплантата..... | 341 |
| 13.1.6. Перелом стенки альвеолярного отростка..... | 342 |
| 13.2. Осложнения в послеоперационном периоде..... | 313 |
| 13.3. Осложнения в период репаративной регенерации костной ткани..... | 313 |
| 13.3.1. Периимплантит..... | 343 |
| 13.3.2. Отторжение имплантата..... | 347 |
| 13.3.3. Перемещение (миграция) внутрикостного элемента имплантата в верхнечелюстную пазуху..... | 348 |
| 13.4. Осложнения во время второго этапа операция..... | 350 |
| 13.4.1. Выкручивание внутрикостного элемента вместе с заглушкой..... | 350 |
| 13.4.2. Проталкивание внутрикостного элемента имплантата в полость верхнечелюстной пазухи..... | 350 |
| 13.4.3. Образование костной ткани над внутрикостным элементом..... | 350 |
| 13.5. Осложнения во время протезирования..... | 350 |
| 13.5.1. Нагревание имплантата во время препарирования его головки..... | 350 |
| 13.5.2. Некорректная установка головок имплантатов..... | 351 |
| 13.5.3. Некорректная установка протезов..... | 351 |
| 13.6. Осложнения в период функционирования имплантатов..... | 351 |
| 13.6.1. Мукозит и гиперплазия слизистой оболочки десневой манжетки имплантатов..... | 351 |
| 13.6.2. Периимплантиты в области функционирующих имплантатов..... | 352 |
| 13.6.3. Синуситы верхнечелюстных пазух..... | 355 |
| 13.6.4. Механические повреждения и переломы компонентов имплантатов и протезов..... | 355 |
| Глава 14. Стандарты эффективности имплантации | 363 |
| 14.1. Методы обследования..... | 363 |
| 14.1.1. Анкетирование..... | 363 |
| 14.1.2. Определение клинической стабильности..... | 363 |
| 14.1.3. Рентгенологическое обследование..... | 364 |
| 14.1.4. Динамика обследований..... | 364 |
| 14.1.5. Основные статистические показатели..... | 367 |
| 14.2. Критерии оценки эффективности имплантации..... | 370 |
| 14.3. Критический анализ общих статистических показателей эффективности имплантации..... | 372 |
| 14.4. Клинические стандарты эффективности имплантации..... | 380 |
| Предметный указатель | 395 |

От автора

На мой взгляд, существует три принципиальных вопроса, касающихся использования имплантатов в различных отраслях медицины:

1. Что представляет собой находящееся в организме и выполняющее какую-либо функцию изделие из материала, имеющего небиологическое происхождение?
2. Какие законы природы и биологические свойства тканей могут лежать в основе механизмов сосуществования организма и имплантата?
3. Какие клинические принципы и приемы позволяют достичь успеха имплантации?

Эти вопросы касаются любой отрасли медицины, где применяются имплантаты. Дентальная имплантология не является исключением и должна рассматриваться как междисциплинарное направление *стоматологии* с одной стороны и как раздел прикладной медицинской науки с другой стороны,

В книге предпринята попытка, хотя бы в некоторой мере, раскрыть основные вопросы теории и практики дентальной имплантации. Естественно, она не может претендовать на исчерпывающее раскрытие этой темы. Подобная цель в наше время быстрого и непрерывного потока информации не может быть достигнута ни одним автором.

Книга состоит из трех частей и, в зависимости от характера поднимаемых вопросов, менялся подход к изложению материала.

В первой части рассматривается история применения имплантатов в стоматологии и основные философские воззрения о природе мира, которые могли бы объяснить взаимодействие небиологического объекта и организма как единого целого. Эта часть книги является субъективным мнением, размышлениями на основе прочитанного мною и услышанного от коллег.

Вторая часть, за исключением последней главы, изложена в форме обзора литературы, что, на мой взгляд, позволило обобщить достаточное количество информации о процессе интеграции имплантатов с костной тканью и вместе с тем дать возможность читателю уточнить, проверить и более глубоко ознакомиться с поднимаемыми проблемами по первоисточникам. Последняя глава этой части книги не содержит списка литературы. Кибернетические аспекты дентальной имплантологии до сих пор не рассматривались в специальной литературе, что, по моему мнению, является упущением, так как понимание общих закономерностей управления процессом интеграции имплантатов и окружающих тканей *помогает* упорядочить теоретические знания и их использование в клинической практике.

Третья часть посвящена клиническому применению имплантации для зубного протезирования и изложена в форме практического руководства. В этой части книги представлен

опыт собственной 14-летней практической деятельности в области дентальной имплантации. Выводы и практические рекомендации являются обобщением положительных результатов, ошибок, неудач лечения более 2500 пациентов с использованием более 12 000 различных дентальных имплантатов. Далекое не все известные сегодня клинические подходы были освещены в этой части книги, так как ставилась задача изложения наиболее распространенных методик имплантации и стандартных, базовых подходов к протезированию на имплантатах. Поэтому приношу извинения тем моим коллегам, методики операций и протезирования которых не были упомянуты.

За исключением нескольких фотографий и рисунков, на источник которых имеются ссылки, все иллюстрации в данной книге оригинальны и выполнены мной самим. Книга построена так, чтобы достаточно большое количество рисунков, таблиц и фотографий дополняло и уточняло написанное.

Искренне надеюсь, что книга содержит достаточное количество информации, иллюстраций и библиографических ссылок, чтобы и начинающие, и давно занимающиеся проблемами имплантации стоматологи нашли для себя что-то полезное и смогли продолжить изучение этой темы,

Минск, 2001 г.

Часть I

ВОПРОСЫ ИСТОРИИ И ФИЛОСОФИИ

Глава 1

История развития дентальной имплантации

Идея имплантации зубов стара как мир, что подтверждают археологические находки.

В 1931 г. в районе плато Де Лос Муэртос на территории современного Гондураса д-р D. Рорепое нашел фрагмент нижней челюсти инка, датированный VI в. до н.э. (рис. 1-1). В лунках 42, 41 и 31 зубов сохранились имплантаты, изготовленные из панциря морских мидий. Имеются также доказательства применения зубных имплантатов в I-VI в. н.э. на территории Европы. В 1998 г. Б. Crubezy, G. Murail и J.-P. Vergnaud сообщили о найденном в провинции Шантамбре (Франция) черепе 30-летней женщины, жившей в I в. н.э., с металлическим имплантатом в лунке



Рис. 1-1. Фрагмент нижней челюсти древнего инка, найденный д-ром D. Рорепое (экспонат хранится в музее Гарвардского университета)

клыка верхней челюсти. На основе археологических изысканий в Анатолии (Турция) G. Atilla (1993) приводит описание зубного имплантата, выточенного из камня (середина VI в. н.э.).

Прямых свидетельств использования зубных имплантатов в VI- XVIII в. н.э. пока нет. В то время дантисты больше занимались трансплантацией, а не имплантацией зубов. Косвенное упоминание об имплантации имеется лишь у G. Вауег, который в своем трактате по истории медицины, вышедшем в 1556 г., писал об использовании зубных металлических имплантатов на Сицилии.

В конце XIX в. некоторые ученые вернулись к идее имплантации зубов. S. Perry изучал возможность использования зубных имплантатов из золота, фарфора и платины, установленных в сформированные хирургическим путем в челюстях лунки. О собственном опыте применения имплантатов в 1891 г. в Санкт-Петербурге доложил Н. Знаменский на IV Пироговском съезде. В том же году A. Hartmann сообщил о возможности использования внутрикостного имплантата для замещения отсутствующего зуба и предложил оригинальный способ фиксации искусственной коронки к имплантату с помощью впита. А в 1909 г. U. Greenfield разработал еще один вариант конструкции имплантата и способа фиксации к нему искусственного зуба с помощью специального замка. Эскиз этой конструкции дошел до наших дней (рис. 1-2).



Рис. 1-2. Эскиз внутрикостного имплантата, предложенного U. Greenfield в 1909 г.



Рис. 1-3. Винтовой имплантат, который применил в 1939 г. A. Strock (реконструкция по сохранившейся рентгенограмме)

Суммировать и объективно оценить результаты имплантации тех лет трудно, так как до введения в хирургию Листером понятия "антисептики" почти всегда происходило инфицирование операционной раны, и отторжение имплантатов было обычным явлением.

Применение антисептиков значительно снизило риск инфицирования операционной раны, что обеспечило огромные успехи во всех областях медицины, в том числе и в имплантационной хирургии. Уже в 1914 г. травматолог W. Lane получил положительные результаты лечения переломов с использованием пластин из нержавеющей стали, фиксируемых к кости винтами. Тогда же он сформулировал один из основополагающих принципов имплантационной хирургии — «хороший аффект может быть достигнут только при тщательной методике операции». Введение понятий антисептики и тщательного, атравматичного отношения к тканям позволило приступить к целенаправленному поиску имплантационных материалов.

Первый патент на относительно устойчивый к коррозии в жидких средах организма и пригодный для имплантации металл — молибденовую сталь — был получен в 1926 г. Эту сталь хирурги достаточно широко начали применять для остеосинтеза. В 1936 г. C. Venable и W. Struck нашли новый, практически невосприимчивый к электрохимическим воздействиям тканевой жидкости организма сплав «Виталлиум». И уже в 1939 г. A. Strock осуществил имплантацию вин-

тового имплантата из этого материала, установив его в лунку удаленного зуба (рис. 1-3).

В начале 40-х гг. шведский стоматолог Н. Dahl предложил субпериостальный имплантат, опирающийся на костную ткань альвеолярного отростка (рис. 1-4). Идея субпериостальной имплантации основана на прочности прикрепления коллагеновых волокон надкостницы (шарпиевых волокон) к костной ткани, которые при конгруэнтности опорных элементов имплантата и рельефа альвеолярного отростка челюсти способны обеспечить стабильность самого

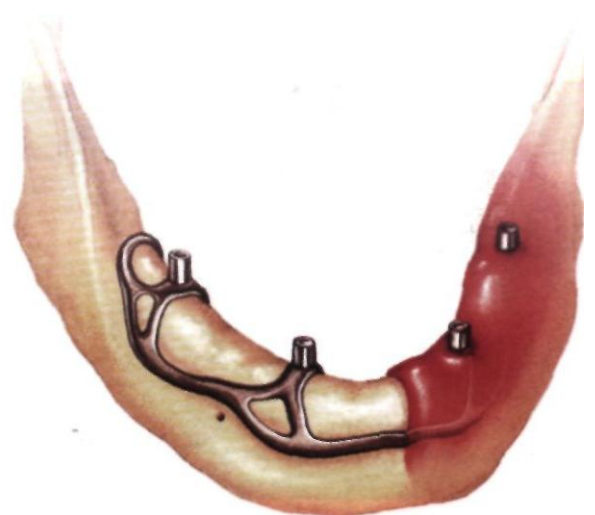


Рис. 1-4. Современный вид предложенного более 50 лет назад Н. Dahl субпериостального имплантата

Рис. 1-5. Имплантат F. Formigini (1947)



имплантата и опирающегося на него зубного протеза. В Швеции изобретение Н. Dahl было встречено стоматологической общественностью «в штыки». А в США, напротив, эта идея нашла широкую поддержку и была признана такими известными специалистами, как N. Goldberg и A. Gercshkolf.

Современный период развития дентальной имплантологии начался в 1947 г., когда итальянский врач K Formigini, применив на практике имплантат собственной конструкции (рис. 1-5), документально доказал возможность функционирования внутрикостных имплантатов в качестве опоры зубных протезов. Кроме того, он сформулировал основные задачи имплантологии еще только зарождающегося направления стоматологии:

- 1) изучение общей и местной реакции костной ткани на имплантат;
- 2) определение оптимального варианта тканевого ответа на имплантат;
- 3) определение оптимального материала и конструкции имплантата.

На решение именно этих задач и были направлены усилия специалистов на протяжении последующих лет.

В 1955 г. в Падуе на I симпозиуме «Применение аллопластических имплантатов» А. Hammer и G. Pallazi на основании собственных морфологических исследований доказали отсутствие каких-либо патологических реакций на имплантаты из кобальтохромового сплава.

В 1956 г. А. Vodine на конференции в Далласе (США) представил результаты морфологического изучения тканей, окружающих функционирующий несколько лет субпериостальный имплантат, установленный на верхнюю челюсть собаки. Автор сделал следующие выводы:

- 1) эпителий не распространяется глубоко, и образование капсулы вокруг опорных лент имплантата не происходит;
- 2) ткань, контактирующая с расположенными надкостницей частями имплантата, это типичная соединительная ткань;
- 3) ткань вокруг шейки имплантата в зоне сообщения с полостью рта аналогична по строению ткани, формирующей зубодесневой контакт;
- 4) картина воспаления в области дешевой манжетки шейки имплантата аналогична таковой в области десневых карманов естественных зубов.

В начале 50-х гг. были осуществлены экспериментальные исследования по изучению морфологии тканевого ответа на внутри костные имплантаты. U. Pasqualini одним из первых провел серию экспериментов на собаках, сформулировав следующие вопросы:

1. Какова реакция окружающих тканей на различные имплантационные материалы?
2. Какие материалы лучше использовать для ретенции искусственных корней?
3. Какова реакция и состояние слизистой оболочки в области контакта с выступающим в полость рта имплантатом?
4. Как будет вести себя имплантат и окружающая кость под воздействием жевательной нагрузки?

U. Pasqualini использовал имплантаты из акриловой пластмассы, фарфора, золота, бинарные сплавы золото с платиной и платину с иридием, а также имплантаты из виталлиума. Результаты экспериментов оказались весьма интересными:

1. Наиболее позитивная реакция костной ткани и слизистой оболочки отмечается при использовании виталлиума и бинарных сплавов. Морфология слизистой оболочки напоминала зубодесневое прикрепление, а на уровне костной ткани наблюдалось примыкание к имплантату как трабекул (около 50% площади контак-

та), так и фибрилл, имеющих коллагеновую природу. Использование атих материалов позволило достичь высокой степени ретенции имплантатов без их видимой подвижности. В случаях применения пластмассы и фарфора часто регистрировались отклонения от нормальной морфологии окружающих тканей. Большая часть этих имплантатов была окружена волокнистотканной капсулой, при этом наблюдалась их подвижность:

2. После функциональной нагрузки, действующей в течение нескольких месяцев на имплантаты из бинарных сплавов и из виталиума, имела место следующая тканевая реакция кости: в некоторых областях рассасывается костный матрикс трабекул, но их остеоциты сохранены и окружены базофильным ореолом. Между поверхностью имплантата и примыкающей к нему костью был обнаружен очень тонкий слой коллагеновых волокон, исходящих из костного матрикса. Пространство между некоторыми трабекулами заполняет имеющая обычную пластинчатую структуру кость, и создается впечатление, что вокруг имплантата формируется слой компактной кости без костно-мозговых пространств.

Таким образом, U. Pasqualini заметил принципиально новую, до этого неизвестную реакцию кости на имплантаты — примыкание костной ткани к имплантату без образования соедине-

тельнотканной капсулы и сохранение этого примыкания после приложения функциональной нагрузки.

С 1951 г. в качестве материала для имплантатов стали использовать титан. Его также применяли при изготовлении специальных оптических камер для витальной микроскопии, используемой физиологами и биологами для изучения процессов кровообращения и жизнедеятельности клеток непосредственно в живых тканях. Начиная с 1952 г. такие исследования проводил P.-I. Branemark в лаборатории витальной микроскопии, а затем в отделении экспериментальной биологии университета Гетеборга (Швеция). В ходе этих работ было сделано одно из фундаментальных открытий имплантологии: в костном ложе, которое подготовлено атравматично и точно соответствует по форме устанавливаемой титановой конструкции, происходит прочное «сращение» поверхности металла с костью. P.-I. Branemark с коллегами в полной мере оценили значение этого феномена, названного позднее «оссеоинтеграцией», и посвятили его изучению последующие Шлет своей деятельности. Под руководством проф. P.-I. Branemark был открыт механизм взаимодействия имплантата с окружающими тканями и сформулированы условия достижения оссеоинтеграции, основанные на современном понимании биологии и использовании закономерностей регенерации костной ткани (рис. 1-6).

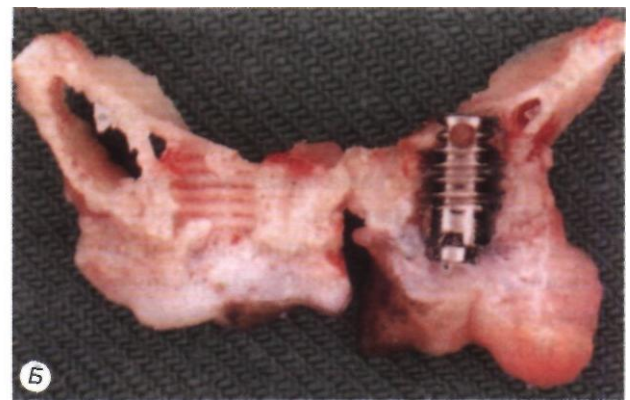


Рис. 1-6. Открытие оссеоинтеграции проф. P.-I. Branemark (фотографии перепечатаны из книги P.-I. Branemark, G. Zarb, T. Albrektsson *Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* 1985):

А и Б — результат одного из первых экспериментов, показавших объединение (интеграцию) винтового дентального имплантата с костной тканью

Шестидесятые-семидесятые годы время активной разработки конструкций разнообразных по форме имплантатов. Одни из них стали прообразом выпускаемых сейчас многими фирмами зубных имплантатов, другие применяются в первозданном виде и в настоящее время.

Одну из наиболее удачных конструкций внутрикостного имплантата предложил в 1959 г. итальянский стоматолог S. Tramonte (рис. 1-7). Вначале эти тонкие, диаметром всего от 2.5 до 3.0 мм. имплантаты были сделаны из кобальтохромового сплава, а затем, с 1964 г. их стали изготавливать из титана.

В 1962 г. французский врач R. Chercheve адаптировал конструкцию спиралевидного имплантата F. Formiggini и предложил собственный вариант винтового имплантата, внутрикостная часть которого напоминала штопор (рис. 1-8). В том же году французский стоматолог J. Scialom изобрел игольчатые имплантаты, которые применяются некоторыми специалистами и в настоящее время (рис. 1-9).

Еще один вариант винтовых имплантатов, разработанных на основе имплантатов A. Strock, R. Chercheve и S. Tramonte, создал в 1963 г. L. Linkow (рис. 1-10). Этот имплантат диаметром от 3,5 до 1,0 мм имел отверстие в нижней трети внутрикостной части, что позволило улучшить его ретенцию в кости.

В 1965 г. P.-I. Branemark предложил применять разборную конструкцию винтового имплантата, состоящего из внутрикостной части и прикручиваемой к ней опорной головки (рис. 1-11). Этот разборный винтовой имплантат стал базовой конструкцией для подавляющего большинства дентальных имплантатов, выпускаемых в настоящее время.

В 1969 г. L. Linkow изобрел еще один имплантат с внутрикостной частью в форме пластины (рис. 1-12), что позволило применять его при узких альвеолярных отростках челюстей. Пластиночные имплантаты получили достаточно широкое распространение с начала 70-х гг. и совершенствовались многими специалистами.

Кроме винтового, цилиндрического и пластиночного имплантатов в 70-е гг. был создан целый ряд имплантатов комбинированной фор-

Рис. 1-7. Винтовой имплантат S. Tramonte (1959)



Рис. 1-8. Штопорообразный имплантат R. Chercheve (1962)



Рис. 1-9. Игольчатый имплантат J. Scialom (1962)



Рис. 1-10. Винтовой имплантат L. Linkow (1963)



Рис. 1-11. Разборный двухэтапный имплантат P.-I. Branemark (1965)

Рис. 1-12. Пластиночный имплантат L. Linkow (1969)

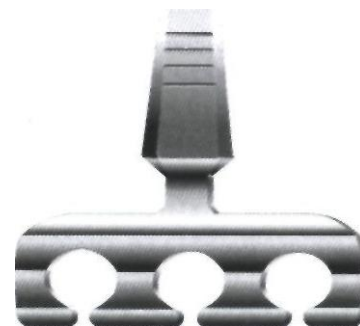




Рис. 1-13. Версия еще одного популярного в 70-е гг. имплантата — полового имплантата Core-Vent, сочетающего цилиндрическую и винтовую формы



Рис. 1-14. Полые имплантаты, разработанные в начале 70-х гг. в Институте Штраумана и выпускавшиеся под торговой маркой PI Hollow-Basket Implant System



Рис. 1-15. Винтовой имплантат TPS с обработанной плазменным напылением поверхностью внутрикостной части, разработанный в середине 70-х гг. в Институте Штраумана

Рис. 1-16. Дисковый имплантат. Версия д-ра G. Scortecci



мы (рис. 1-13–1-15). Например, международной группой специалистов в Институте Штраумана (Швейцария) была разработана оригинальная система полых имплантатов с плазменным напылением титана на поверхность внутрикостной части.

Были предложены имплантаты, имеющие основание в форме диска (рис. 1-16), рассчитанные на установку в альвеолярный отросток сбоку и опирающиеся своей нижней частью на область внутреннего и наружного компактных слоев кости.

Кроме того, появились конструкции имплантатов, предназначенные для пациентов с крайне атрофированной нижней челюстью. В 1961 г. I.A. Small начал разрабатывать ортопедическую пластину для предупреждения патологических переломов, которые могут случаться вследствие крайней атрофии нижней челюсти, и одновременного обеспечения фиксации съемных протезов. Имплантат, который представлял собой пластину с ретенционными и чрескостными штырями, I.A. Small использовал впервые в 1968 г. Его идея получила дальнейшее развитие благодаря работам голландских челюстно-лицевых хирургов H. Bosker и L. VanDijk, которые предложили разборный вариант конструкции имплантата I.A. Small, назвав его трансмандибулярным имплантатом (рис. 1-17). В отличие от других



Рис. 1-17. Трансмандибулярный имплантат



Рис. 1-18. Имплантат Ramus-frame, предложенный Н. Roberts в 1970 г.

дентальных имплантатов его основание дугообразная скоба — устанавливается на нижний край тела нижней челюсти внеротовым оперативным доступом. Два штифта имплантата внедряют в кость, проходя ее насквозь. Выступая в полость рта, они служат для фиксации съемных зубных протезов.

Еще одну оригинальную конструкцию имплантата, специально предназначенного для атрофированной нижней челюсти, предложил в 1970 г. Н. Roberts (рис. 1-18). Этот имплантат имеет форму разветвленной пластины и рассчитан на внедрение в кость в трех местах: во фронтальном отделе и области ветвей нижней челюсти. Он может служить опорой как для съемного, так и несъемного зубных протезов.

Одновременно с морфологическими исследованиями и разработкой конструкций велись поиски новых материалов для изготовления имплантатов. Изучалась возможность использования не только металлов (титан, золото и их сплавы, никель-хром-ванадиевые сплавы), но и керамики (алюмооксидной и гидроксиапатитной, стекловидного углерода, ситалла), а также композиционных материалов (плазменное напыление на поверхность титана алюмооксидной керамики, гидроксиапатита, трикальцийфосфатов).

К концу 70-х гг. был накоплен большой клинический опыт применения внутрикостных дентальных имплантатов. проведены многочисленные экспериментальные исследования по морфологии тканевого ответа на имплантаты, взаимодействию их с окружающей костной тканью, а также осуществлен широкомасштабный мониторинг и статистический анализ результатов использования имплантатов в качестве опоры зубных протезов. Кроме того, было разработано несколько клинических подходов:

- «многотиповой» подход, сформулированный L. Linkow и G. Muratori, подразумевающий применение нескольких типов имплантатов (не только внутрикостных, но и субпериостальных), различных по форме (винтовые, пластиночные, дисковые и т.д.) в зависимости от анатомических условий;
- концепция «бикортикализма», предложенная D. Garbaccio, предусматривающая использование винтовых имплантатов с установкой в зону верхнего и нижнего компактных слоев кости;
- концепция «имплантационной изотонии» G. Muratori, суть которой заключается в том, что число устанавливаемых имплантатов ДОЛЖНО соответствовать количеству отсутствующих корней зубов.

Однако официальными медицинскими структурами многих стран дентальная имплантация не признавалась как научно обоснованное направление стоматологии. Возникла парадоксальная ситуация - с одной стороны, метод имплантации широко внедрялся в клиническую практику (по некоторым данным, с 1965 по 1975 гг. было произведено более 300 000 имплантаций), а с другой стороны многие авторитетные специалисты относились к нему скептически, В 1978 г. в Гарвардском университете состоялась согласительная конференция «Имплантация: польза и риск», где были заслушаны точки зрения «за» и «против». И хотя обсуждались и анализировались результаты применения только четырех видов имплантатов (субпериостальных, трансмандибулярных, цилиндрических из стеклоуглерода и пластиночных из хромоникелевых сплавов) и не были представлены данные клинических наблю-

дений ведущих в то время групп специалистов - Р.-I. Branemark, R. Adell, U. Lekholm (Швеция); A. Schroeder, O. Pohler, F. Sutter (Швейцария); G. Muratori, U. Pasqualini, D. Gorbaccio (Италия). в итоговой резолюции была отмечена целесообразность дальнейших исследований в области дентальной имплантации. На основании статистического анализа применения имплантатов было сделано следующее заключение:

1. Поднадкостничные имплантаты могут успешно функционировать в 90 % случаев в течение 5 лет и 65% - в течение 10 лет (данные основаны на результатах применения 200 имплантатов пятью специалистами),
 2. Имплантаты, разработанные I.A. Small, могут функционировать в течение 5 лет у 95 % пациентов (результаты только одного исследователя, который провел лечение 13 больных).
 3. Имплантаты цилиндрической формы из стеклогуглерода имеют в среднем 55%-й уровень «выживаемости» в течение 3-х лет (данные двух специалистов, установивших 133 имплантата при одиночных дефектах зубных рядов).
1. Пластиночные имплантаты, применяемые при концевых дефектах зубных рядов, впоследствии включенные в протезную конструкцию вместе с зубами, успешно функционируют на протяжении 5 лет в 90 % случаев (данные двух авторов, сообщивших о 200 наблюдениях). В то же время было отмечено, что использование пластиночных имплантатов в качестве опоры несъемного мостовидного протеза при полной адентии эффективно приблизительно в 75% случаев.

Для оценки различных конструкций имплантатов и возможности их использования в клинической практике проводился опрос участников конференции. Выли выделены 4 основные категории оценки:

- Категория «А» неограниченное применение имплантатов при любых формах адентии. В эту категорию не вошел ни один имплантат.
- Категория «В» использование с дополнительными рекомендациями в зависимости от клинической ситуации. К этой категории

ЧАСТЬ I. ВОПРОСЫ ИСТОРИИ И ФИЛОСОФИИ

были отнесены субпериостальные, пластиночные (только при концевых дефектах) имплантаты.

- В категорию «С» (только клинические испытания) были включены цилиндрические имплантаты из стеклогуглерода и имплантаты I.A. Small.
- В категорию (имплантаты, противопоказанные в клинической практике) не вошел ни один имплантат.

Таким образом, принятая участниками Гарвардской конференции итоговая резолюция стала первым шагом на пути преодоления психологического барьера со стороны той части стоматологов, которые считали имплантацию диковинным, малоэффективным методом лечения. И наконец, дентальная имплантология была официально признана в ряде стран перспективным и научно обоснованным подходом в окклюзионной реабилитации больных, страдающих различными формами адентии. Стали развиваться университетские программы, были учреждены кафедры дентальной имплантации и организованы научно-исследовательские центры по проблемам имплантологии (университеты Нью-Йорка, Чикаго, Торонто, Милана, Токио). Выли созданы крупные научно-исследовательские институты, ставшие ведущими специализированными центрами по изучению дентальной имплантации Институт прикладных биотехнологий (Гетеборг, Швеция), Институт Штраумана (Вальденбург, Швейцария). Колумбийский университет (Нью-Йорк, США).

В 1982 г. в Торонто (Канада) прошла конференция по проблемам морфологического взаимодействия имплантатов с костной тканью. Не итогом стало признание оссеоинтеграции как наиболее обоснованного с научной точки зрения варианта сосуществования имплантата с костной тканью, обеспечивающего длительное и прогнозируемое функционирование имплантатов в качестве опоры зубных протезов.

Конструкция двухэтапных винтовых имплантатов Р.-I. Branemark нашла широкое применение на практике, была официально признана и одобрена стоматологическими ассоциациями большинства стран мира, что и предопределило

Рис. 1-19. Имплантат IMZ (IMZ — внутренний мобильный элемент), разработанный проф. А. Kirsch



дальнейшее развитие конструкторских идей в дентальной имплантации.

В 80-е гг. было предложено огромное количество конструкций, большинство из которых является модификацией имплантата системы Branemark и лишь некоторые имеют оригинальные элементы. К ним можно отнести:

- цилиндрический имплантат с амортизатором, разработанный А. Kirsch (рис. 1-19);
- созданные в Институте Штраумана полые и цельные имплантаты с внутрикостной частью, обработанной по технологии плазменного напыления. Они объединены в систему под торговой маркой ITI Bonefit и имеют две версии — одно- и двухэтапную (рис. 1-20);
- имплантат, разработанный С.А. Смирновым (рис. 1-21). внутрикостная часть которого выполнена из сферических гранул титана, спеченных методом порошковой металлургии. Внутрикостный элемент имплантата имеет сквозную пористость, что обеспечивает прорастание костной ткани и значительно увеличивает площадь оссеоинтегрированного контакта.



Рис. 1-20. Имплантаты, составляющие систему ITI Bonefit

Интересной разработкой является также двухэтапная версия пластиночных имплантатов, выпускавшаяся под названием "Startaliens". Были также предложены имплантаты из алюмооксидной керамики, наиболее известные из них — имплантаты марки Biolox (рис. 1-22) и Frialit-1 (рис. 1-23).

Следует отметить, что введение термина «оссеоинтеграция» не только послужила толчком к развитию имплантологии, но и вызвало, как справедливо заметили R. Meffert, B. Langer и M. Fritz (1992), некоторое замешательство среди стоматологов относительно сроков и условий достижения этого состояния. С одной стороны, идея оссеоинтеграции вошла в моду, а с другой — биологическая сущность этого феномена не была в достаточной степени осмыслена. Поэтому многие специалисты использовали это чисто морфологическое понятие в клинической практике в качестве аргументации преимуществ двухэтапной имплантации. Смешение биологических понятий с хирургическими методами далеко не бескорыстно лоббировалось рядом фирм-производителей, создававших ил-

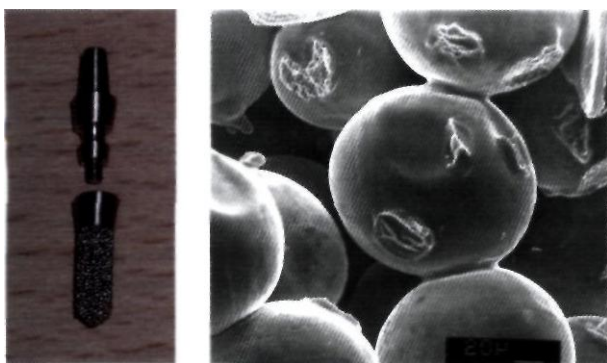


Рис. 1-21. Имплантат С.А. Смирнова: *справа* — микрофотография пористой части внутрикостного элемента, изготовленной из сферических гранул титана при помощи технологии электроимпульсного спекания (x 500)

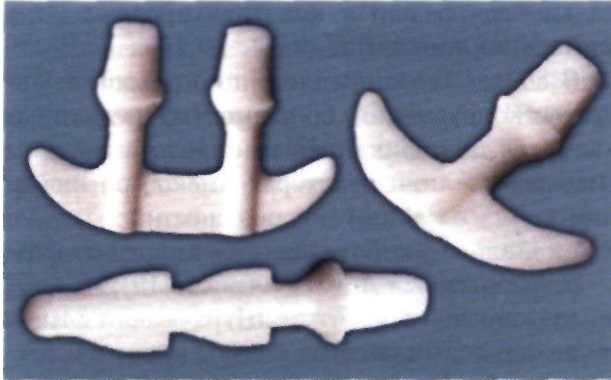


Рис. 1-22. Имплантаты из алюмооксидной керамики, выпускавшиеся под торговой маркой Biolox

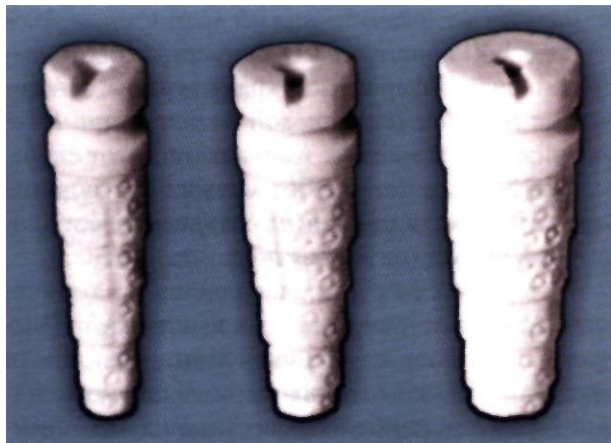


Рис. 1-23. Имплантаты из алюмооксидной керамики, выпускаемые под торговой маркой Frialit-1

люзию научного обоснования собственной продукции. Такой прямой, некритический перенос морфологического сосуществования имплантатов с **костной** тканью в область хирургической и ортопедической стоматологии и даже в сферу производства привел к излишне упрощенному, стереотипному пониманию теоретических основ имплантации многими специалистами-практиками. Сформировались даже определенные штампы: «оссеоинтегрированные (значит, хорошие) - это винтовые или цилиндрические имплантаты, рассчитанные на двухэтапную методику применения»; «одноэтапные винтовые, а также пластиночные - это неоссеоинтегрированные (значит, плохие) имплантаты».

ЧАСТЬ I. ВОПРОСЫ ИСТОРИИ И ФИЛОСОФИИ

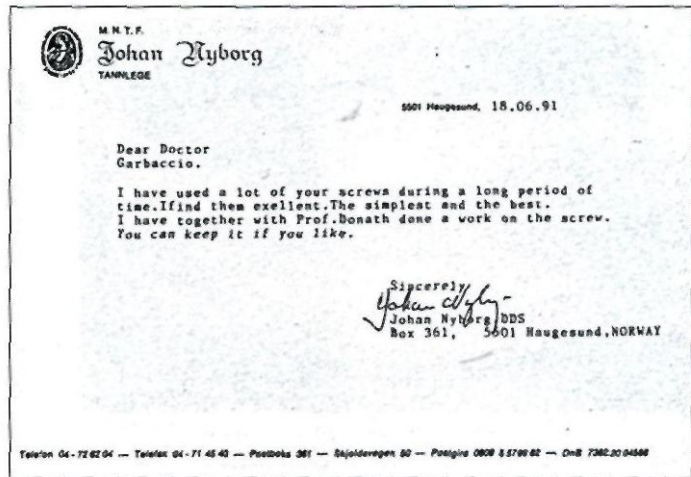
По сути, утвердившееся в 80-е гг. в среде значительной части стоматологов представление об оссеоинтеграции стало своего рода революцией идей со всеми вытекающими последствиями: отрицанием опыта прошлых лет, непримиримостью по отношению к ИНОЙ точке зрения и чрезмерной верой в новую концепцию и свою правоту.

Главным объектом для жесткой критики стали воззрения Ch. Weiss о возможных преимуществах формирования фиброзной «связки» между имплантатом и окружающей костью (фиброоссеоинтеграция). По мнению исследователя, существует два основных варианта физиологической тканевой интеграции с имплантатом фибрино-костная и костная интеграция. При установке имплантата из титана какой бы то ни было формы (пластиночной, цилиндрической или винтовой) в атравматично сформированное костное ложе и оставлении его без функциональной нагрузки, в среднем через 6 мес. наступает оссеоинтеграция. После приложения жевательной нагрузки происходит структурная перестройка кости, в результате которой вокруг имплантата образуется соединительнотканная связка наподобие пародонта.

Высказанная гипотеза о морфологическом варианте тканевого ответа на функционирующий имплантат была «привязана» к конкретным формам имплантатов и хирургической методике их применения. Так, пластиночные и одноэтапные винтовые имплантаты стали «фиброоссеоинтегрированными», а за двухэтапными винтовыми имплантатами закрепилось название «оссеоинтегрированных».

Таким образом, 80-е гг. прошли под знаком конкуренции идей сторонников оссео- и фиброоссеоинтеграции. При этом теория оссеоинтеграции явно доминировала. И это вполне объяснимо. Во-первых, она основана на фундаментальных экспериментальных исследованиях, проведенных на самом высоком уровне с использованием достижений современной науки и техники. Доказана возможность непосредственной и очень прочной связи костной ткани с имплантатами из целого ряда биосовместимых материалов. Во-вторых, проведен глубокий статистический анализ отдаленных результатов применения

Письмо д-ра J. Nyborg:
 Дорогой доктор Гарбаччо! Я использовал мно-
 го Ваших винтов в течение длительного периода
 времени. Я нахожу их превосходными. Простые и
 наилучшие. Я имею работу, выполненную вместе с
 профессором Донатом, на этих винтах. Вы можете
 ей распоряжаться как пожелаете.



двухэтапных имплантатов. Уже к концу 80-х гг. было документально подтверждено, что они могут функционировать в течение 15 лет. С точки зрения клинической практики, привлекательность использования двухэтапных винтовых или цилиндрических имплантатов для большинства стоматологов также вполне объяснима. Подход, предложенный проф. Р.-I. Vranemark et al., является унитарным, т.е. в различных клинических случаях используется только один вариант конструкции имплантата, что позволило разработать простые и удобные схемы лечения и сделать методику более доступной для многих практикующих врачей и удобной для преподавателей университетов.

Однако по мере накопления клинического опыта был выявлен целый ряд спорных положений теории оссеоинтеграции и недостатков унитарного подхода.

Проведенные в начале 90-х гг. экспериментальные исследования, поставили под сомнение зависимость достижения *состояния* оссеоинтеграции от формы, методики применения и принципа исключения имплантата на 3-6 мес. ив функциональной нагрузки. Предпосылками для ревизии некоторых первоначальных воззрений стали многочисленные данные о возможности непосредственного контакта между костью и функционирующими достаточно длительное время одноэтапными имплантатами различной формы, протезирование на которых осуществля-

лось через 2-3 нед. после операции. В качестве примера можно привести уникальное наблюдение из практики д-ра J. Nyborg (Норвегия), подробное описание которого любезно предоставлено специально для публикации в этой книге проф. I). Garbaccio. Д-р J. Nyborg и проф. С. Donath, проводивший морфологический анализ в отделении патологии полости рта госпиталя Гамбургского университета, пишут: «Материалом для исследования явилась нижняя челюсть 75-летней женщины, которая завещала эту часть своего тела для морфологического исследования после смерти (рис. 1-24). Имплантация проведена на беззубой нижней челюсти 10 марта 1980 г.; было осуществлено несъемное протезирование. Ниж-



Рис. 1-24. Посмертная фотография полости рта пациентки. Зубной протез фиксирован на имплантатах



Рис. 1-25. Препарат нижней челюсти вместе с имплантатами и протезом

няя челюсть взята для исследований 15 февраля 1990 г. (на следующий день после кончины пациентки).

Описание макропрепарата. Нижняя челюсть с 6 винтовыми бикортикальными имплантатами, находящимися 10 лет *in situ* и установленным на них мостовидным протезом, сделанным из металла и пластмассы. Нижняя челюсть была разрезана в вестибулярно-ротовом направлении в местах расположения бикортикальных винтовых имплантатов. Первый срез соответствует области 45-го зуба. Второй соответствует месту расположения 44-го зуба, третий - области 43-го зуба, четвертый - области 41-го зуба, пятый - 31-го и шестой - 32-го зуба. Срез 4 с имплантатом в области 41-го зуба содержит несколько поперечных сечений бикортикальных винтовых имплантатов.

Гистологическая картина. Слизистая оболочка, покрывающая альвеолярный отросток, имеет хороший контакт с металлической поверхностью всех имплантатов. Нет никаких вертикальных костных карманов в области имплантатов. Соединительная ткань между пролиферирующим эпителием и костью представлена круговыми волокнами коллагена, сформированными вокруг поверхности имплантата, которые являются главным образом гиалинизированными. Вне этой узкой соединительнотканной зоны имеются волокна коллагена, расположенные параллельно

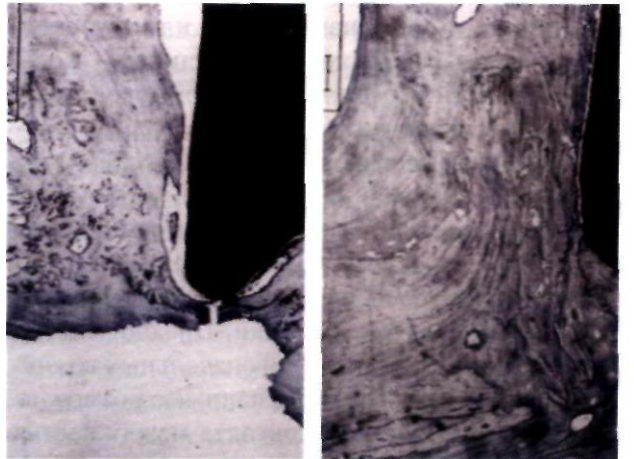
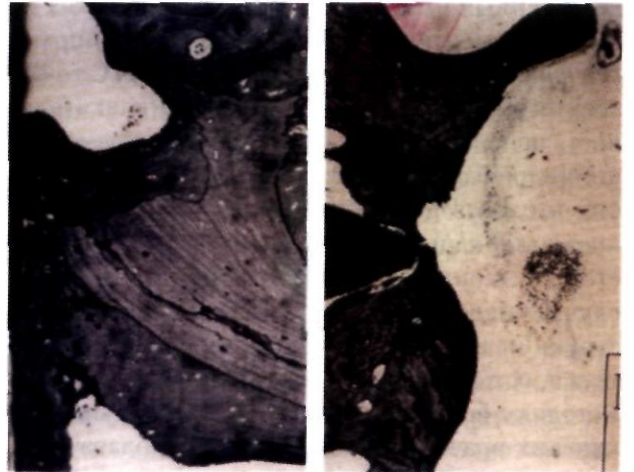
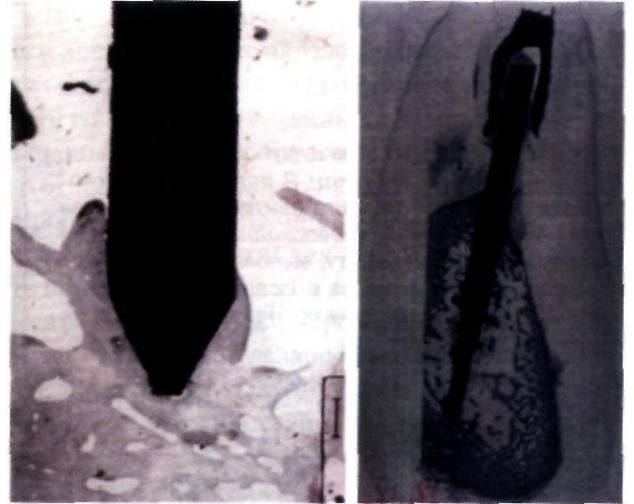


Рис. 1-26. Препарат шлифа участка кости с имплантатом № 1. Область 45-го зуба

поверхности имплантата на всем протяжении от кости до слизистой оболочки.

Наружный край компактного слоя кости находится в прямом контакте с поверхностью имплантатов. Нет никакой соединительной ткани между поверхностью имплантатов и костью. Только вокруг имплантата, расположенного в области 31-го зуба, *отсутствует прямой* контакт кости с поверхностью имплантата (рис. 1-30). Соединительная ткань в костном кармане вокруг этого имплантата содержит секвестр кости, окруженный эпителием. Апикальная часть винтовых имплантатов в области 31, 44 и 45-го зубов внедрена в базальный (нижний) край компактной пластинки кости (рис. 1-26, 1-27, 1-30). Компактная кость в области края и основании винтовых имплантатов показывает различные стадии процесса ремоделирования с линиями цементирования и включения островков недавно сформированной кости. Губчатый слой кости сформировался полностью на всем протяжении соответствующей части винтового имплантата. Тело имплантата имеет небольшой по площади контакт с костью. Части поверхности имплантата, не имеющие контакта с костной тканью, покрыты тонким слоем соединительной ткани, содержащей 3-4 слоя фиброцитов. Между соединительной тканью и поверхностью имплантата имеются маленькие пространства с одиночными и многоядерными макрофагами. Микротрещины развились главным образом в губчатом слое кости (трабекулах), где наблюдается резорбция недавно сформированной кости части трабекул. Костный мозг состоит из жировой ткани и содержит незначительные остаточные явления кровоизлияния. В секциях 32, 31, 44 и 45 наблюдается повышенная плотность губчатого слоя кости в области имплантатов (рис. 1-26, 1-27, 1-30, 1-31).

В поперечных сечениях имплантата в области 11 (рис. 1-29) полный контакт кости со всей поверхностью бикортикального имплантата достоверно не определяется. В некоторых местах на поверхности этого имплантата, где отсутствовал контакт с костью, наблюдались продукты коррозии, которые отделены от костного мозга соединительной тканью.

Резюме. Морфологические исследования установленных в нижнюю челюсть бикортикальных винтовых имплантатов, функционировавших в течение 10 лет, показали хорошую адаптацию и прикрепление окружающих эпителиальной и соединительной тканей; хороший контакт костной ткани в области компактного слоя верхнего и нижнего края челюсти; заполнение тканевой жидкостью имеющихся пространств между костью и поверхностью имплантатов; признаки структурной перестройки кости в компактном слое; наличие микротрещин с признаками восстановления в губчатом слое кости».

Аналогичные наблюдения были опубликованы многими авторами и в случаях применения одноэтапных пластиночных имплантатов. Доказательства достижения оссеоинтеграции при использовании одноэтапных имплантатов винтовой и пластиночной формы, основанные на экспериментальных исследованиях, представили D. Stefflik et al. (1992; 1994), M. Fritz et al. (1994) и др. Было доказано формирование оссеоинтегрированного контакта пластиночных имплантатов с костью и на основании морфологических исследований костных блоков, содержащих сломавшиеся, но достаточно длительное время функционировавшие имплантаты. Эти исследования были опубликованы F. Takeshita et al. в 1989 и 1996 гг. Возможность достижения оссеоинтеграции при использовании одноэтапных винтовых имплантатов стали признавать в середине 90-х гг. даже специалисты, стоявшие у истоков разработки двухэтажных методик имплантации (Ericsson I. et al., 1994, 1996, 1997; Becker W., Lekholm U. et al., 1997). Эволюция представлений об условиях достижения оссеоинтеграции способствовала созданию клинического подхода, предусматривающего непосредственную функциональную нагрузку сразу после имплантации. Осуществление этой идеи стало возможным благодаря опыту использования *одноэтапных* имплантатов, а также изобретению А. Нгузка (Италия) специального прибора для внутриротовой сварки, позволяющего приваривать шинирующие титановые конструкции к головкам установленных имплантатов непосредственно в полости рта даже во время операции.

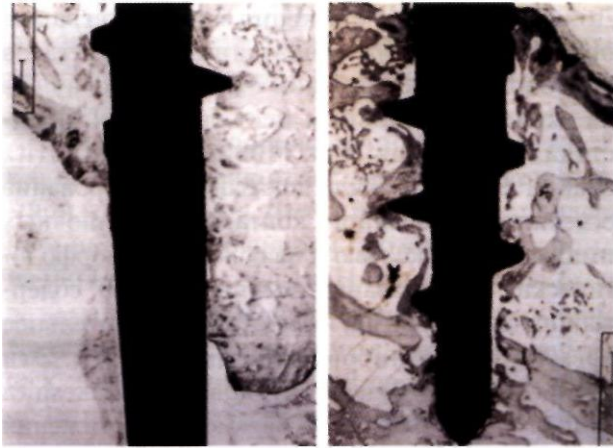
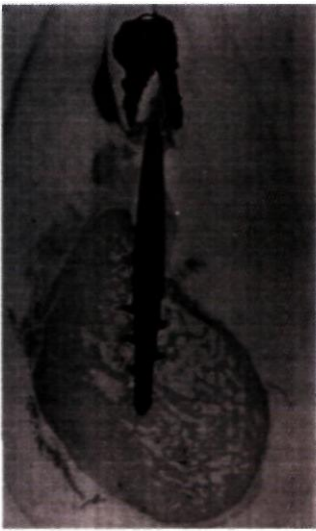


Рис. 1-27. Имплантат № 2. Область 44-го зуба

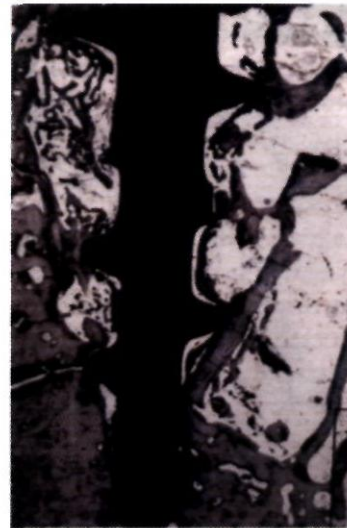
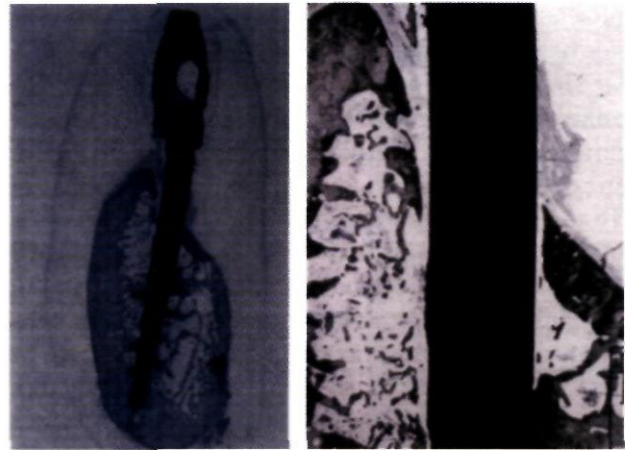


Рис. 1-28. Шлиф в зоне имплантата № 3.
Область 41-го зуба

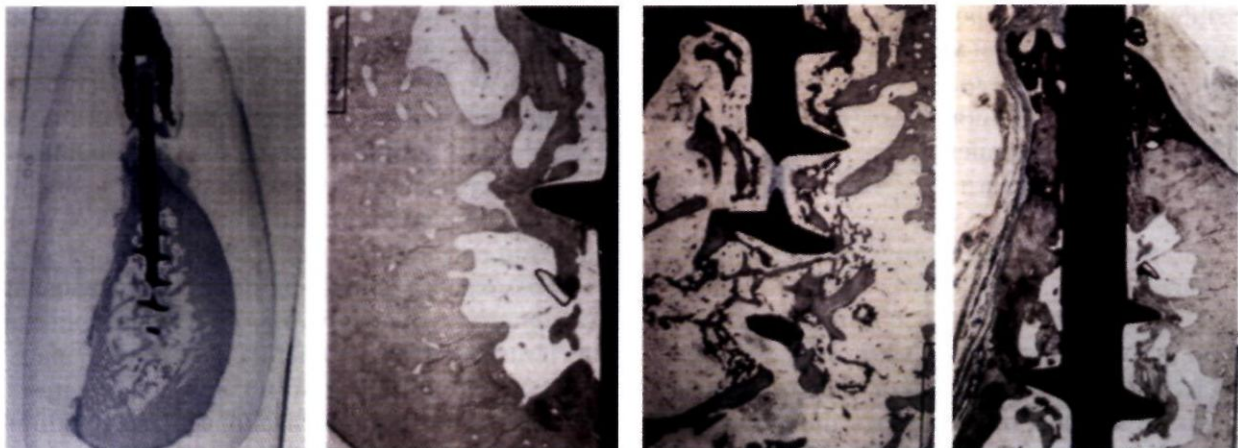


Рис. 1-29. Шлиф в зоне имплантата № 4. Область 41-го зуба

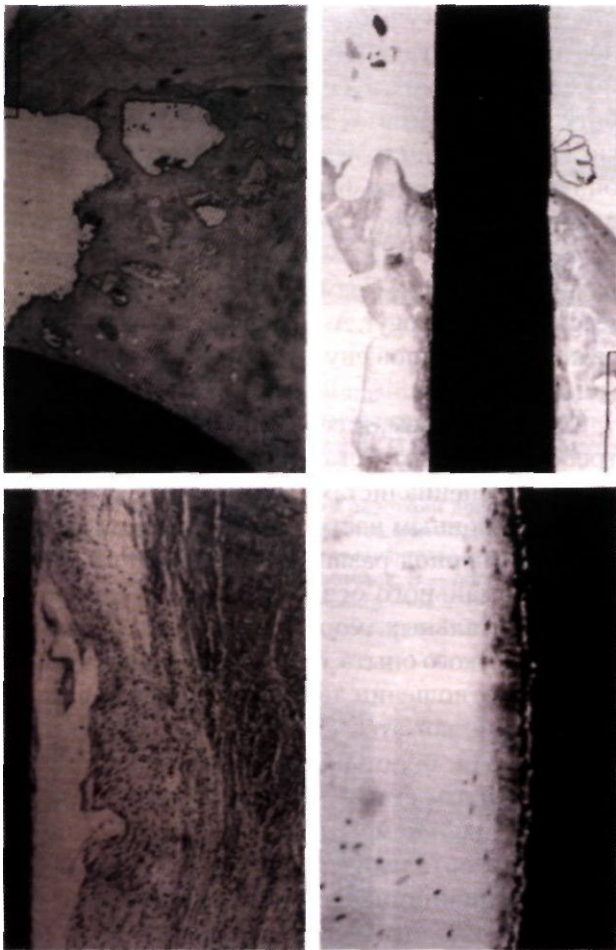


Рис. 1 -30. Имплантат № 5. Область 31-го зуба

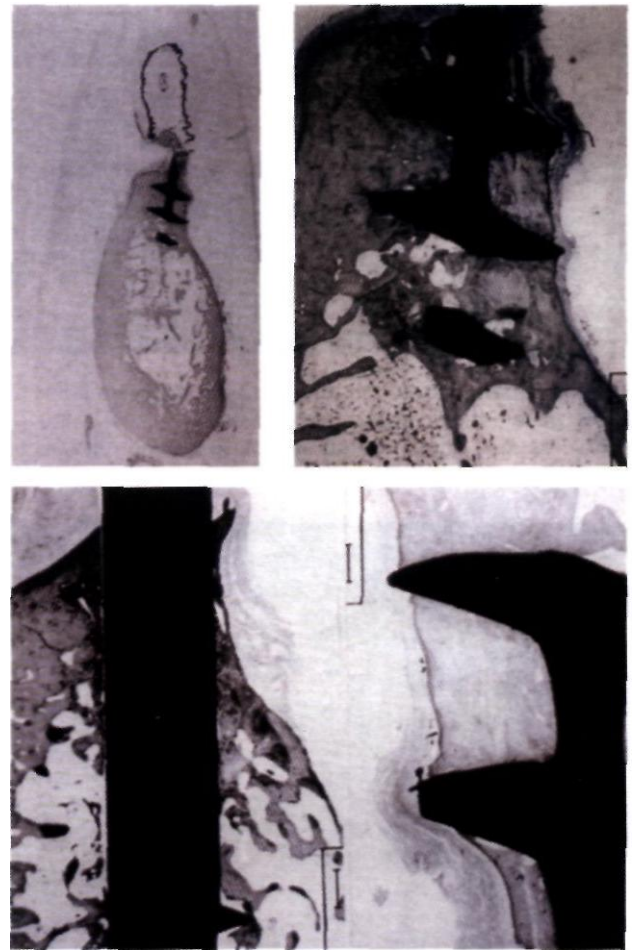


Рис. 1 -31. Имплантат № 6. Область 32-го зуба

Такое надежное шинирование позволяет произвести протезирование временными пластмассовыми протезами в день операции. Клиническая апробация непосредственной функциональной нагрузки на имплантаты доказала эффективность этого подхода в ряде клинических ситуаций. Сейчас эта идея становится достаточно популярной, хотя пока еще не может считаться общепризнанной и достаточно обоснованной с биологической точки зрения.

Эволюция идей оссеоинтеграции отразилась и на подходах к производству и маркетингу имплантатов. Некоторые фирмы, ранее специализировавшиеся только на двухэтапных имплантатах, стали выпускать одноэтапные их версии. Появилась одноэтапная версия имплантатов

системы Branemark. Некоторые производители стали снабжать имплантаты дополнительными компонентами, позволившими превращать их двухэтапные версии в одноэтапные (например, имплантаты фирм Steri-Oss и Paragon). Некоторые разработки стали модификацией винтового имплантата, предложенного еще 40 лет назад S. Tramonte. К ним можно отнести имплантаты K.S.I. Bauer-Schraube, MTI и имплантаты производства корпорации IMTEC. Многие производители повернулись лицом к специалистам, поддерживающим концепцию многотипового подхода. Стали выпускаться разнообразные по форме имплантаты, объединенные в одну систему, что позволило унифицировать ортопедические компоненты имплантатов и некоторые

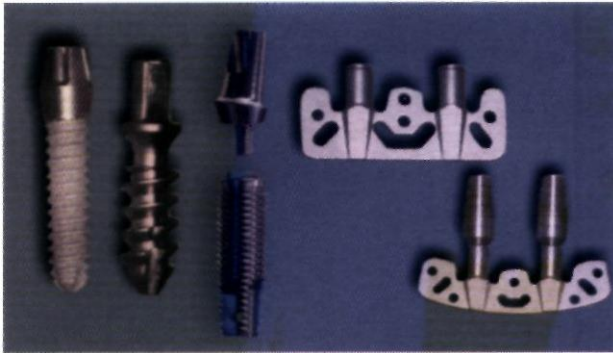


Рис. 1-32. Мультиимплантационная концепция фирмы Park Dental Reseach Corp., включающая 3 типа имплантатов: двух- и одноэтапные винтовые и одно-двухэтапные разборные пластиночные имплантаты



Рис. 1-33. Система дентальных имплантатов Radix, включающая 3 типа имплантатов: двух- и одноэтапные, разборные и неразборные, винтовые и пластиночные, а также имплантаты комбинированной формы

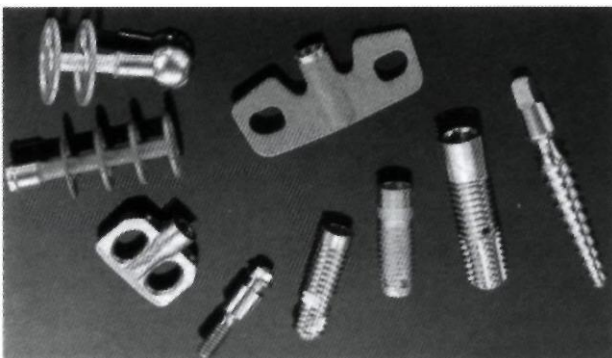


Рис. 1-34. Производственная программа фирмы Anhogyr, объединившая пять типов имплантатов: одно- и двухэтапные пластиночные, винтовые и дисковые

инструменты, существенно расширить возможности индивидуального подхода в лечении больных, упростить и сделать более эффективной работу стоматологов. К таким имплантационным системам можно отнести «мультиимплантационную» концепцию фирмы Oraltronic, систему дентальных имплантатов Radix, включающую три основных типа имплантатов, а также производственные программы фирм Park Dental Reseach Corp., Anhogyr, A-Z Implant, объединившие даже по пять типов внутрикостных имплантатов (рис. 1-32-1-34).

Таким образом, к середине 90-х гг. стал востребованным тот богатый опыт, который был накоплен специалистами в 60-70-е гг. На смену «революционным настроениям» пришел эволюционный период развития имплантации период Нормального освоения метода на основе фундаментальных теоретических исследований и клинического опыта, с учетом различных точек зрения в отношении тактики лечения и применяемых имплантатов.

Изучение основополагающих механизмов сосуществования имплантатов с тканями организма позволило методу выйти за рамки хирургической и ортопедической стоматологии. Были созданы принципиально новые способы реабилитации онкологических больных. Некоторые конструкции дентальных имплантатов стали использовать для фиксации экзопротезов различных отделов лица (рис. 1-35 1-37). Теория оссеоинтеграции и разработанная Г.А. Илизаровым теория дистракционного остеогенеза легли в основу нового направления медицины тканевой инженерии, с ПОМОЩЬЮ которой в настоящее время стало возможным наращивание альвеолярных отростков челюстей, ортодонтическое лечение зубочелюстных аномалий, устранение значительных деформаций лицевого скелета (например, при синдроме Кроутона). Феномен оссеоинтеграции стали использовать ЛОР-специалисты у сурдологических больных, применяя внутрикостные имплантаты для усиления костной проводимости звука, повысив таким образом эффективность слуховых аппаратов (рис. 1-38). В ортопедии теория оссеоинтеграции пришла на смену методикам использования биологического

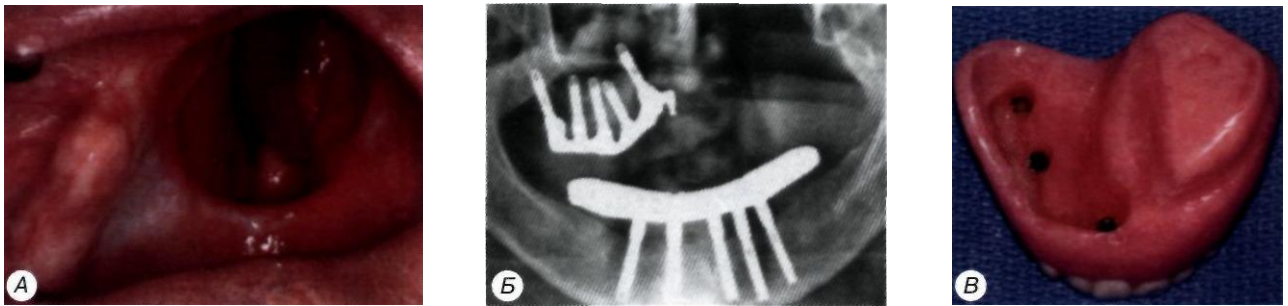


Рис. 1-35. Использование имплантатов для окклюзионной реабилитации онкологического больного (перепечатано из книги P.-I. Branemark, D.E. Tolman Osseointegration in Craniofacial Reconstruction. 1998):

A — дефект в полости рта после резекции левой половины верхней челюсти по поводу злокачественной опухоли; *B* — ортопантограмма после установки имплантатов и фиксации супраконструкций для фиксации протезов; *B* — полный съемный зубной протез с obturatorом дефекта неба; *Г* — фиксированные на имплантатах зубные протезы

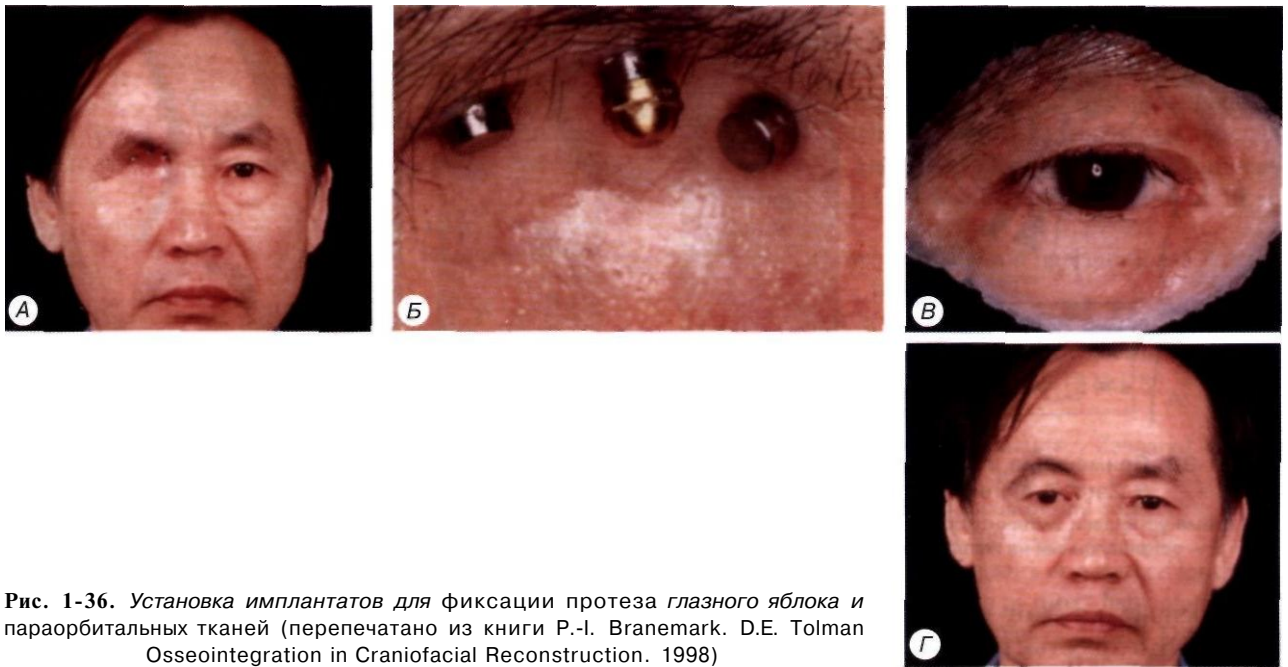


Рис. 1-36. Установка имплантатов для фиксации протеза глазного яблока и параорбитальных тканей (перепечатано из книги P.-I. Branemark, D.E. Tolman Osseointegration in Craniofacial Reconstruction. 1998)

клея и цемента. В настоящее время эта теория рассматривается как одна из наиболее обоснованных концепций фиксации имплантатов тазобедренных суставов и других ортопедических конструкций.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Как и любое значительное новшество, кардинально изменяющее традиционные подходы, идея имплантации прошла все классические ста-

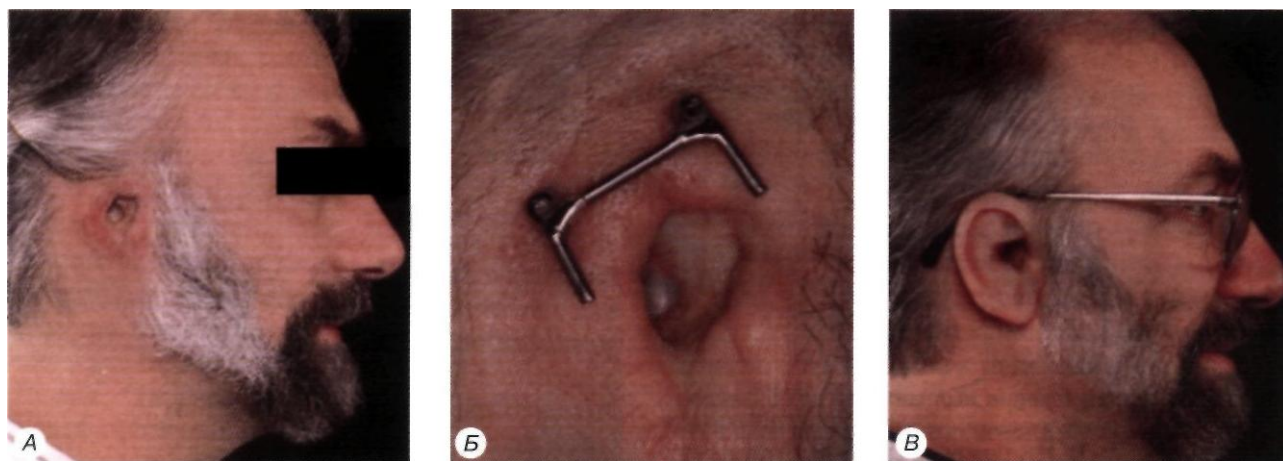


Рис. 1-37. Применение имплантатов для фиксации протеза ушной раковины (перепечатано из книги P.-I. Branemark, D.E. Tolman *Osseointegration in Craniofacial Reconstruction*, 1998)

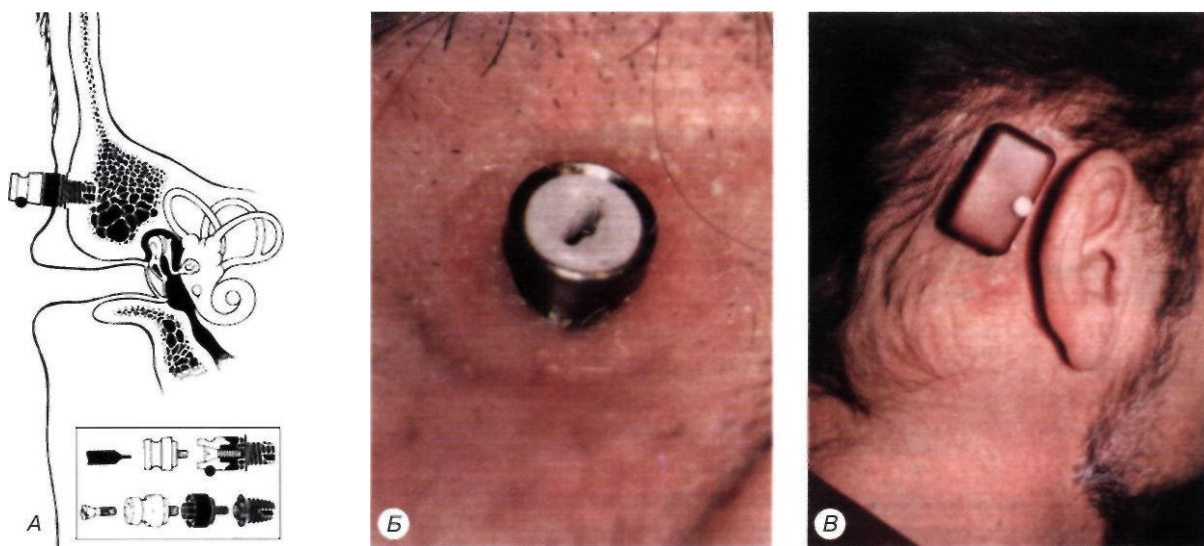


Рис. 1-38. Применение имплантатов системы Branemark в сурдологической практике. Из книги: P.-I. Branemark, G. Zarb, T. Albrektsson *Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry* (1985):

A — схема установки имплантата и его компонентов, необходимых для фиксации слухового аппарата в сосцевидный отросток; B — установленный на имплантате переходник для фиксации слухового аппарата; B — установленный слуховой аппарат

дии восприятия от «этого не может быть» до «в этом что-то есть» и «иначе быть не может».

В последнее десятилетие дентальная имплантация стала междисциплинарным направлением медицинской науки, вобравшим в себя проблемы не только хирургической и ортопедической стоматологии, но и биологии, физиологии, биомеханики, медицинского материаловедения и биотехнологии.

Стал общепризнанным, доступным и аффективным методом лечения различных форм адентии. дентальная имплантация продолжает развиваться в различных направлениях, Несмотря на множество клинических подходов и различные точки зрения на те или иные методики применения имплантатов. их конструкции, технологию производства и материалы, основой совершенствования имплантации являются те фундамен-

тальные знания, которые получены благодаря длительному изучению биологических, физиологических особенностей организма, физико-химических свойств имплантатов и общих законов природы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вортингтон Ф., Ланг Б., Лавелле В. Остеоинтеграция в стоматологии. Берлин: Квинтэссенция. 1994.- С.6-14.
2. Вураки К., Несмеянов А. Имплантация искусственных зубов в России// Клиническая имплантология и стоматология.- 1997.- № 1.- С. 14-20.
3. Параскевич В.Л. Дентальная имплантация. Итоги века// Новое в стоматологии. 2000. №8.- С.7-15.
1. Попов Н.И. Зубопротезная имплантология. София: Индекс. 1999. 380 с.
5. Atilla G. A rare find in Anatolia. A tooth implant (mid-sixth century BC)//J. Oral Implantol. 1993. Vol. 19. P. 54-57.
6. Babbush Ch. Surgical Atlas of Dental Implant Techniques. Philadelphia: W.B. Saunders Co.. 1980. 187 p.
7. Becker W., Ericsson I. Single stage surgery today The Nobel Biocare Global Forum. - 1997. Vol. 11.- № 2. - P. 6.
8. Branemark P. I et al. Intraosseous anchorage of Dental Prostheses // Scand. J. Plast. Reonstr. Surg. 1969. Vol.3. P. 81-93.
9. Branemark P. I., Zarh G., Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ. Co.. 1985. P. 14 13.
10. Chercheve R. Report on implants into bone Rev. Fr. Odontostomatol. 1902. Vol.9. P. 621 638.
11. Cranio A., Gellman J., Dibling J. Evolution of dental implants in the twentieth century Alpha Omegan Scientific. 1987. Vol. 80. P. 24 31.
12. Crubezy E., Murail G., Bernadou J.-P. False teeth of the Roman world Nature. 1998. Vol. 391:ix. P. 29
13. Ericsson J. et al. Radiographical and histological characteristics of submerged and non-submerged titanium implants Clin. Oral Implants Res. 1990. Vol. 6. - P. 20 20.
14. Fonseca R., Davis H. Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: W.B. Saunders Co.. 1980. P. 107 299.
15. Formiggini M.S. Protesi dentaria a mezzodi infibulazione diretta endoalveolare Riv. Ital. Stomatol. 1947. P. 193 196.
10. Fritz M. et al. Analysis of consecutively placed loaded root-formand plate-form implants in adult Macaca mulatta monkeys J. Periodontol. 1990. Vol. 67. P. 1322 1328.
17. Goldberg N., Gershoff A. Implant lower denture Dent. Digest. 1917. Vol. 5. P. 11 13.
18. Grotowski T. At las wszczepow dentystycznych. Warszawa: Wyd. Bellona. 1992. 103 p.
19. Hartmann A.J. Gedanken uber die Implantation von kunstlichen Zahnen Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 1891. P. 371.
20. Hobo S., Ichida E., Garcia L Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ. Co.. 1990. P. 23 30.
21. Kirsch A., Ackermann K. Das IMZ implantationssystem indikation-methode langzeitsergebnisse Dtsch. Zahnarztl. Z. 1983. Vol.38. P. 100 112.
22. Meffert R., Langer B., Fritz M. Dental Implants: A review J. Periodontol. 1992. Vol. 63. P. 859 870.
23. Muratori G. Isotopia e multicorticalita. Due principi fondamentali Dental Cadmos. 1991. Vol. 8. P. 15 17.
- 21 Muratori G. Multi-type oral implantology. Bologna: Marino Cantelli Publ. Co., 1973. P. 17 57.
25. Muratori G. The Gimlet Implant System and intraoral welding J. Oral Implantol. 1989. Vol. 15. P. 194 197.
20. Perry S.G. Mehrere Falle von Implantationen Korr. Zahnheilk. 1888. P. 357.
27. Schroeder A. et al. Gewebsreaktion auf ein Titan 1 Hohlzylinder implantat mit Titan-Spritzoberflache Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 1970. Vol. 80. P. 713 718.
28. Scialom J. Die «Nadel-Implantate» Zahnarztl. Welt. 1962. Vol. 16. P. 565 507.
29. Sindet-Pedersen J. Textbook of oral surgery. Philadelphia: Lea & Febiger, 1992. P. 142 1-13.
30. Strock A.F. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus Amer. J. Orthodont. Oral Surg. 1939. Vol.25. P. 467 471.
31. Takeshita F., Akedo H., Kihara A., Morimoto K., Suet-sugu T. A quantitative study on the interface between bone tissue and blade-vent implants using the image processing system J. Oral Implantol. 1989. Vol. 15. № 3. - P. 151 159.
32. Takeshita F. et al. Fracture of 1 Hydroxyapatite-Coated Blade Implants Connected With Natural Teeth. A 1 lis

tological Study Using SEM, Light Microscopy, and an Image Processing System J. Periodontol. 1996. № 2. P. 86-92.

33. Tramonte S. L'implanto endosseo razionale. Milano: Lusa; 1967. 108 p.
34. U.S. Department of Health and Human Services, Dental implants: benefit and risk. NIH Publ. № 81-1531. Harvard Consensus Development Conference. Dec., 1980.

35. Weiss Ch. Tissue integration of dental endosseous implant: Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration system J. Oral Implantol. 1986. Vol. 12. P. 169-214.
36. Zarb G. et al. Proceedings of the Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry. St. Louis: Morsby; 1983. 89 p.

Глава 2

Философские аспекты имплантологии

*Природу побеждают
только повинуясь ее законам.*

Фрэнсис Бэкон

Как показывают история развития и опыт практической медицины, в частности дентальной имплантации, возможность замены утраченного органа или тканей организма небиологическим объектом или материалом можно считать объективной реальностью.

Любая объективная реальность требует объяснения с точки зрения известных современной науке законов природы не только ради познания окружающего нас мира и происходящих в нем 4-х процессов, но и для активного использования этих законов на практике. Это особенно актуально для медицины потому, что мы обязаны понимать, *что* и *зачем* делаем, а также *что* хотим и *что* можем получить в результате своей деятельности.

Позволяет ли современное естествознание сформулировать те законы, которые объясняют возможность активного сосуществования небиологического объекта с тканями организма? Или имплантат изначально следует рассматривать как инородное тело, которое в силу каких-либо внешних условий создает в течение определенного времени видимость восстановления функции органа или функциональной системы организма? Является ли биологический организм замкнутой

саморегулируемой и самодостаточной системой, неизбежно отторгающей объекты, не предусмотренные или не запрограммированные этой системой в процессе эволюции? Отличается ли живой организм от небиологического материала настолько, что можно говорить о принципиальной их несовместимости? Или следует принять парадигму Демокрита: «Живая материя соткана из тончайших и нежнейших частиц атомов», и поэтому, как утверждал известный физик Р. Фейнман, «все, что происходит в живых существах, может быть понято на языке движений и покачиваний атомов». Тогда можно ли соединить небиологический и биологический объекты на физико-химическом уровне, «приклеить», «оживить», закрепить при помощи цемента небиологический объект для восстановления какой-либо утраченной функции организма?

В какой-то мере это вопросы не только и не столько эрудиции в области медицины, биологии, физиологии, физики или химии, но Мирозрения, философии. Как писал Нильс Бор (1961), «...вопрос о специфике биологии выходит за рамки теоретических средств естествознания. Его решение основано на предварительном принятии субъектом познания определенных представлений о природе мира, человека, знаниях, получаемых вне научным путем».

Какое мировоззрение или представления о природе мира, полученные вне научным путем, могут лежать в основе объяснения имплантации

как реального, доказанного практическим опытом феномена?

Априори можно принять следующие положения:

- 1) законы или принципы, появившиеся благодаря абстрактным размышлениям, неприменимы к природе, она их игнорирует. Любые законы могут считаться таковыми лишь тогда, когда они соответствуют природе и отражают заложенную ею действительность. Другими словами, природу нельзя обмануть, и если введенный в организм небиологический объект (имплантат) может выполнять какую-либо функцию, то только в том случае, когда это является приемлемым для организма и согласуется с законами природы;
- 2) если изучение возможности и механизмов существования активно функционирующего небиологического объекта внутри организма обозначить как относительно новую науку имплантологию, то следует понимать, что это не фундаментальная наука, имеющая свою уникальную методологию, а лишь направление медицинской науки, которое должно опираться на известные ранее методологии естествознания;
- 3) имплантология должна соотноситься с фундаментальными науками, объясняющими процессы, происходящие в живой и неорганической природе, биологией, физикой, химией и физиологией; принципы имплантологии, с одной стороны, должны соответствовать известным закономерностям жизнедеятельности организма, его систем, органов, тканей, клеток, протекающим в организме и его органах, тканях и клетках физико-химическим реакциям, а с другой опираться на законы физики и химии, существующие в неорганической природе;
- 4) имплантология как направление медицины может и должна быть прикладной наукой, ее теоретические положения могут считаться таковыми только в том случае, если они подтверждены экспериментальными исследованиями и клиническим опытом. В противном случае кому нужна и где найдет применение эта наука?

Эти положения ставят ряд вопросов, имеющих первостепенное значение:

- 1) в чем отличие живого от неживого?
- 2) что можно считать общим для живой и неживой материи?
- 3) на базе какой науки можно рассматривать теоретические проблемы имплантологии?
- 4) какая методология может быть принята для создания теоретической модели объединения живой и неживой материи?

2.1. СООТНОШЕНИЕ ЖИВОГО И НЕЖИВОГО

В настоящее время определение сущности жизни рассматривается с точки зрения материи, являющейся носителем свойств живого, а также как совокупность специфических физико-химических процессов.

«Жизнь есть способ существования белковых тел, существенным моментом которого является постоянный обмен веществ с окружающей их внешней природой, причем с прекращением этого обмена веществ прекращается и жизнь, что приводит к разложению белка» это классическое определение жизни, данное Ф. Энгельсом с позиций материализма.

В биологическом энциклопедическом словаре дается в качестве дополнения второе и третье определение жизни. Второе определение гласит: «В самом широком смысле жизнь можно определить как активное, идущее с затратой полученной извне энергии поддержание и самовоспроизведение специфической структуры. Из этого определения непосредственно вытекает необходимость постоянной связи организма с окружающей средой, осуществляемой путем обмена веществом и энергией...»

Третье определение жизни формулируется следующим образом: «Обмен веществ - условие поддержания и воспроизведения необходимой для жизни структуры, специфичной для каждого вида организмов. Жизнь прекращается с разрушением определенной структуры, организации. Специфичность структуры обуславливается и поддерживается информацией, содержащейся в размножающихся матричным путем генетических

программах... Осуществляемый на основе обмена веществ матричный синтез и вытекающая из него биологическая эволюция несвойственны неживой природе, по сравнению с которой жизнь — форма движения материи высокого уровня».

В энциклопедии Кирилла и Мефодия жизнь определяется как «одна из форм существования материи, закономерно возникающая при определенных условиях в процессе ее развития. Организмы отличаются от неживых объектов обменом веществ, раздражимостью, способностью к размножению, росту, развитию, активной регуляции своего состава и функций, к различным формам движения, приспособляемостью к среде и т.н. Полагают, что жизнь возникла путем абиогенеза». При этом под абиогенезом понимают «образование органических соединений, распространенных в живой природе, вне организма без участия ферментов. В широком смысле абиогенез — возникновение живого из неживого, т.е. исходная гипотеза современной теории происхождения жизни».

Если следовать логике определения, данного Ф. Энгельсом, то получается, что, например, лиофилизированный костный трансплантат является неживым объектом и уже в какой-то мере небиологическим материалом, т.е. может приравниваться к гранулам гидроксиапатита, ситалла или любого другого остеокондуктивного материала. Все эти материалы при грамотном их применении замещаются здоровой костной тканью, так же как и при использовании ауто-трансплантатов, которые никак нельзя признать небиологическим, неживым материалом. Тогда в чем принципиальная разница между реакцией организма на биологический и небиологический материал? В чем разница между биологическим и небиологическим материалом? В чем разница между имплантатом и трансплантатом? Кроме того, природой предусмотрен способ существования белковых тел на поверхности неорганического материала. Например, костный матрикс, который состоит из неорганических веществ (гидроксиапатита и кальций-фосфатных соединений) и белков, располагающихся на поверхности кристаллов гидроксиапатита, а также клеток, замурованных в неорганическом матриксе. Тогда

что мешает существованию белковых тел и клеток на поверхности какого-либо другого неорганического материала?

Из второго определения вытекает представление об организме как о физико-химической субстанции. Если рассматривать живой объект как процесс метаболических превращений и физико-химических процессов, то проблему сосуществования имплантата с организмом можно свести к изучению физической химии поверхностных явлений, молекулярной адсорбции, обменным реакциям в растворах и, в конечном итоге, к материаловедению. Нужно только правильно подобрать материал с определенными физико-химическими свойствами, который будет инертен по отношению к физико-химическим процессам в окружающих тканях.

Третье и четвертое определения практически повторяют второе, но вводят такие дополнительные понятия, как «информация», «воспроизведение» и «высокий уровень движения материи». Однако информация и уровень организации — это онтологические понятия кибернетики, а движение материи, пространство, время — онтологические понятия физики. Получается, что принципиальным отличием живого от неживого является только способность к воспроизведению себе подобных.

Таким образом, следует согласиться с В.А. Энгельгардтом в том, что «на всех уровнях биологической организации — от уровня нуклеопотеида и до уровня человеческого организма — мы неизменно сталкиваемся с невозможностью однозначно провести границу между живым и неживым».

Биология как совокупность наук о живой природе, предметом которой является познание сущности, происхождения, развития и многообразия жизни, не дает ни положительного, ни отрицательного ответа на возможность существования неживого и живого как единого целого в силу того, что в биологии пока нет универсальной методологии, при помощи которой можно было бы однозначно и определенно предсказать и проанализировать реакцию живого организма и его тканей на введение небиологического объекта. Иными словами, не может

наука о живом и о его устройстве рассматривать механизмы взаимодействия живого и неживого как единое целое, потому что природой это не предусмотрено, не запрограммировано генетически, является искусственно созданным образованием, а потому и не служит объектом изучения биологии.

Вместе с тем, как следует из определения сущности жизни, у нас нет оснований рассматривать имплантацию как явление, которое обязательно вступает в противоречие с природой и с законами биологии.

В какой-то мере представления о сущности жизни и трактовка возможности или невозможности активного взаимодействия неживой и живой материи в пределах организма отражают мировоззрение о том, возможно ли на основе принципов и законов физики как науки о наиболее общих свойствах материального мира дать объяснение феномена жизни и можно ли свойства живого вывести логически из законов и знания физико-химических свойств атомов, молекул, веществ и материальных объектов, образующих биологические системы.

Вопрос о соотношении физического и биологического в сущности жизни это не только частные вопросы биологии и физики, это еще и часть человеческой духовной культуры. И биология, и физика, и медицина всегда испытывали на себе влияние философии и в то же время вносили и вносят весомый вклад в более глубокое понимание человеком окружающего мира и своего места в нем. Поэтому с незапамятных времен существуют различные философские направления, отличающиеся не только взглядами на соотношение живого и неживого в природе, но и методологией познания. Это витализм, механицизм и органицизм.

2.2. ВИТАЛИЗМ

Витализм подразумевает, что жизнь совершенно особенна, познать ее природу средствами естествознания и точных наук невозможно, и явное отличие живого от неживого даже не требует объяснений. В основе жизни, с точки зрения витализма, лежит нематериальное начало эн-

телехия ("жизненная сила", «душа»). У истоков витализма стояли Платон и Аристотель. Позднее, в XVIII -XX вв. это учение развивали Я. ван Гельмонд, Г. Шталь, И. Мюллер, Х. Дриш, Дж. Нидхэм и Р. Лотц, Ф. Ницше и О. Шпенглер.

Согласно представлениям витализма законы физики и химии не распространяются на биологические объекты, которым присущи свои уникальные биологические законы.

В конце XIX в. французский физиолог К. Бернар сформулировал гипотезу о "постоянстве внутренней среды организма", которая находится в стационарном состоянии, а организм является самодостаточным и автономным объектом, окруженным оболочкой, отделяющей его внутреннюю среду от внешнего мира.

Следуя гипотезе о «постоянстве внутренней среды», любое вмешательство в организм извне должно приводить к тому, что он выставляет защиту и отторгает все инородное, им не предусмотренное.

В имплантологии мировоззрение витализма было выражено Э.Я. Варесом (1993): «Имплантат держится за счет механической фиксации. Как гвоздь в дереве. Эпителий десны прирасти к наружной части имплантата не может. Говорить, что можно подобрать материал, к которому прирастет эпителий, - это значит проявлять полнейшую биологическую безграмотность... Вокруг части имплантата, находящегося в челюсти, нет пародонта, который трансформирует функциональную нагрузку. В таких условиях начинается погружной рост эпителия. Многослойный эпителий десны клиновидным образом прорастает вглубь, отграничивая имплантат ОТ окружающих тканей. Проросшие соединительнотканые волокна разрушаются. Имплантат выпадает....Описанный исход неизбежен». И далее: «...прежде чем пропагандировать имплантацию в клинических условиях, надо решить две биологические проблемы:

- а) создать непрерывность эпителиального барьера, для этого необходимо достигнуть приращения десны к части имплантата, выходящего наружу. Эта проблема неразрешима;
- б) обеспечить трансформацию нагрузки на окружающие ткани, т.е. создать периодонт. Эта задача также невыполнима.

Все, кто проводит имплантацию, открывают ворота для проникновения инфекции во внутреннюю среду, в глубину челюсти, где идет борьба тканей с имплантатом, где хроническое воспаление».

Известный философ и биолог Эрнст Нагель пишет: «Сейчас витализм является мертвой проблемой... из-за своего методологического и философского бесплодия для развития биологии».

Для ответов на вопросы, касающиеся возможности имплантации, витализм также можно считать бесплодным, но весьма полезным с точки зрения критики имплантации.

2.3. МЕХАНИЦИЗМ

Суть механицизма как философского течения, у истоков которого стояли Левкипп и Демокрит, а позднее Р. Декарт, И. Ньютон и Дж. Беркли, можно сформулировать следующим образом: физический мир представляет собой гигантский механизм, части которого движущаяся материя, - взаимодействуют между собой по законам физики. Своим названием механицизм обязан одной из областей физики механике, которая была наиболее развита в XVI -XVIII вв. Французские просветители, участвовавшие во главе с Д.Дидро в создании «Энциклопедии, или Толковой словаря наук, искусств и ремесел» (1751-1780). даже провозгласили, что механика наука универсальная и должна стать основой для всех других областей естествознания. Культ механики и математики вообще был характерен для начала XVI - конца XVIII вв. Истинным считалось только то, что укладывается в определённую логическую цепочку. «Никакое человеческое исследование не может привести к истинному знанию, если оно не опирается на математические доказательства».- писал Леонардо да Винчи. Как утверждал Рене Декарт, в мире все рационально, математические законы заданы раз и навсегда, поскольку так сотворил мир Сам Бог, а Божья Воля неизменна, независимо от того, удалось ли человеку проникнуть в тайны природы или нет. По Декарту, Бог является «конструктором» всего сущего. Понимание мира Декартом как совокупности тонко скон-

струированных машин снимает различие между естественным и искусственным. «Растение такой же равноправный механизм, как и часы, сконструированные человеком с той лишь разницей, что искусственность пружин часов настолько же уступает искусности механизмов растения, насколько искусство Высшего Творца отличается от искусства творца конечного (человека)».

Наука, по Декарту, конструирует некоторый гипотетический, виртуальный мир, и этот вариант мира эквивалентен окружающему нас объективному миру, если он способен объяснить явления, полученные в опыте.

Таким образом, если мир механизм, а наука о нем механика, то процесс познания есть конструирование определенного варианта устройства мира из простейших начал, которые находятся в человеческом разуме. В качестве инструмента для создания этого устройства Декарт предложил свою методологию, в основу которой легли четыре правила, опубликованные им в книге «Рассуждение о методе...» (1637):

1. Принимать *в качестве истинных* только те положения, которые отчетливо представляются таковыми.
2. Расчленять сложные проблемы на как можно большее число составляющих.
3. Сначала искать решения простейших проблем, а затем переходить к более трудным.
4. Просматривать и проверять все выводы во избежание упущений.

В XVII - XVIII вв. идеи механицизма получили широкое распространение при изучении процессов, происходящих в живой природе. Многие физики не только ввели в биологию новые методы исследования, но и сделали ряд открытий. Например, на основе количественных измерений и применения законов гидравлики был установлен механизм кровообращения (Гарвей У., 1628). В 1791 г. Л. Гальвани открыл «животное электричество», описав сокращение мышцы в ответ на приложение к иннервирующему ее нерву пинцета, одна половина которого состояла из меди, а другая из железа (впоследствии **ОН** получил название гальванического пинцета). Один из основоположников волновой теории света Т. Юнг сформулировал принцип интерфе-

ренции (1801). высказал идею о поперечности световых волн (1817) и на их основе объяснил аккомодацию глаза и разработал теорию цветного зрения.

В XVIII XIX вв. философия механицизма настолько прочно завоевала свои позиции в биологии, что объяснение живой природы только через понятия материи, движения и математики стало господствующим воззрением. По утверждению известного физика, врача и математика Германа Гельмгольца, «миссия физической науки завершится, как только удастся окончательно свести явления природы к простым силам и доказать, что такое сведение единственное, допускаемое этими явлениями».

В начале XX в. представления о роли физики и математики в биологической науке изменились. Открытия, сделанные в области физики и биологии, показали, что число механических перенос физических законов в биологию невозможен, по крайней мере, по двум причинам:

1. Некоторые физические процессы в биологических объектах имеют свою специфику. Например, как оказалось, свойства электрических импульсов, распространяющихся в аксонах, существенно отличаются от привычных для физики законов: а) скорость распространения импульсов по аксону оказывается на несколько порядков меньше, чем в металлических или иных проводниках; б) после прохождения электрического импульса существует «мертвое» время, в течение которого распространение следующего импульса невозможно; в) существует пороговое напряжение (импульсы с амплитудой ниже пороговой не распространяются); г) при медленном нарастании напряжения даже до превышающего порог значения импульс по аксону не передается. Перечисленные не характерные для традиционной электротехники особенности проводимости аксонов объясняются в рамках весьма специфического электрохимического механизма, центральная роль в котором принадлежит полупроницаемой для ионов клеточной мембране. Всевозможные биопотенциалы и биотоки обусловлены движением не электронов, а ионов (натрия, калия, кальция, хлора) через специальные сложно организованные ионные

каналы в мембране клеток, а также диффузией ионов в меж- и внутриклеточной средах, представляющих собой растворы электролитов. Интересно, что весьма сходную с природной проблему пришлось решать физикам при создании трансатлантической кабельной связи. Для того чтобы избежать затухания и искажения сигнала в длинной линии, кабель пришлось разделить на сравнительно короткие звенья, между которыми были помещены усилители. Таким образом была сконструирована линия связи, работающая по принципу передачи импульсов в организме. Особенности действия физических законов в биологической среде дали толчок для развития новой науки бионики, предметом которой стало изучение структуры и закономерностей организации биологических организмов для решения инженерных задач и построения технических систем.

2. Некоторые физические и химические законы не только не объясняют процессы, происходящие в организме, но даже вступают с ними в противоречие. Например, второе начало термодинамики утверждает, что любая материя или система стремится к неупорядоченности. Но в живом организме все максимально упорядочено и предельно рационально расположено клеток и внеклеточных структур, взаимодействие систем организма, течение химических и физических процессов. Такое противоречие наводит на мысль о том, что известных законов физики недостаточно, чтобы объяснить те явления, которые происходят внутри живого организма.

Для «примирения» законов физики и биологии Нильс Бор (1971) ввел понятие «дополнительности». Он писал: «Всякая постановка опыта, которая позволила бы нам изучить поведение атомов, составляющих живой организм, столь же подробно, как мы это можем сделать для единичных атомов в опытах атомной физики, исключает возможность сохранить организм живым. Неотделимый от жизни непрерывный обмен материей делает невозможным подход к организму как к точно определенной системе материальных частиц, подобно тем системам, которые рассматриваются в описании физических свойств материи... Мы вынуждены принять, что собственно

биологические закономерности представляют законы природы, дополнительные к тем, которые пригодны для объяснения неодушевленных тел». Н. Бор признал свою точку зрения на соотношение физики и биологии одинаково далекой «... от крайних учений механицизма и витализма. С одной стороны, она осуждает всякие сравнения живых организмов с машинами. С другой стороны, она отбрасывает попытки ввести какие-либо специальные биологические законы, несовместимые с твердо установленными физическими и химическими закономерностями... Идея дополнительности не содержит произвольного отказа от привычного физического объяснения, но она непосредственно относится к нашему положению наблюдателей в такой области опыта, где однозначное применение понятий, используемых при описании явлений, существенно зависит от условий наблюдений».

Таким образом, Нильс Бор одним из первых заметил, что прямое сведение понимания биологических процессов к законам физики является ошибочным, и использование идей и законов физики состоит в том, что в биологии на их основе должны создаваться теоретические представления, отличные как от чисто физических, так и от традиционно биологических. В какой-то степени идея дополнительности легла в основу новой науки биофизики, которая стала результатом слияния и взаимного преобразования биологических и физических методов познания природы. По своему статусу биофизика является биологической наукой, но по методологии все-таки остается физикой.

Возможно ли решение общих, теоретических проблем имплантологии на базе механицизма, биофизики и ее методологии?

Биофизические методы применяются в имплантологии уже более 30 лет. Например, достаточно широко распространено построение биомеханических моделей взаимодействия имплантата с окружающей костью. Следует отметить, что эти модели хотя и решают конкретные медико-биологические задачи, по своей методологии и постановке исследования являются чисто физико-математическими. Так, для построения модели взаимодействия имплантата

с костью в качестве базовых параметров, характеризующих механические свойства материала имплантата и костной ткани, закладываются модуль Юнга и коэффициент Пуассона и выбирается величина внешней нагрузки на имплантат. Таким образом, кость с позиций биомеханики рассматривается как чисто физическое тело, обладающее определенными упругими свойствами, без учета особенностей строения губчатого слоя, где трабекулы всегда строго ориентированы в соответствии с вектором нагрузки и образуют трехмерную сеть, обеспечивая тем самым прочностные свойства кости. В результате эти модели настолько условны, что в ряде случаев полученные данные невозможно использовать в клинической практике, а иногда они просто противостоят здравому смыслу. Например, с помощью математических расчетов посредством метода конечных элементов многими исследователями было установлено, что механическое напряжение в окружающей имплантат кости может составлять от 1,0- 3,5 (в губчатом слое кости) до 15,5- 25,2 МПа (в компактном), в то время как значения предела прочности на сжатие губчатого слоя нижней челюсти находятся в диапазоне 0,11- 8,7 МПа, а компактного 18-50 МПа. Таким образом, если следовать логике математических расчетов, получается, что во многих случаях нагрузка на дентальный имплантат приводит к перелому окружающих его костных структур, не говоря уже о том, что окружающая имплантат костная ткань, испытывая механическое напряжение, близкое к пределам прочности, неизбежно будет резорбироваться. Если это так значит, либо дентальная имплантация нереальна с точки зрения биомеханики, либо что-то не так с исходными механическими параметрами **КОСТИ** и имплантата, либо имплантаты непременно должны снабжаться амортизаторами, чтобы гасить механическое напряжение. Однако, как показывает клинический опыт, во-первых, дентальные имплантаты иод воздействием жевательной нагрузки вроде бы никуда не проваливаются (во всяком случае сообщений об этом пока не имеется): во-вторых, более высокая эффективность имплантатов с амортизаторами на клиническом уровне до сих пор так и не доказана. Таким обра-

зом, не подвергая сомнению пользу и значимость проводимых биомеханических исследований, вместе с тем следует заметить, что часто биомеханика в имплантологии настолько упрощает реальную картину, что работает автономно от клинического опыта. И дело не в том, может ли биофизика объяснить процессы взаимодействия имплантата с окружающими тканями или не может, а в том, что методология этой науки рассчитана на решение ее задач и может рассматривать лишь физическую сторону взаимодействия двух материальных объектов, без учета их структуры, организации и архитектоники.

Живой организм, его ткани и органы являются радикально неоднородными системами относительно их структуры и динамики. Биологические объекты с точки зрения физики представляются неопределенными и непредсказуемыми в силу Своей сложности. С точки зрения физики процессы, происходящие в любой клетке или организме, — это хаос. Поэтому принцип дополнительности или определенных допусков в данном случае не работает, и результаты исследований могут носить лишь относительный и сравнительный характер. Полученные при этом данные не могут непосредственно быть перенесены в клиническую практику, воплощены в методики лечения или являться полноценным обоснованием конструкции имплантата.

Другим примером механицизма как философского направления в имплантологии может служить долгое время практиковавшееся в травматологии цементирование и использование клея на основе метилметакрилатов для фиксации имплантатов тазобедренных суставов. Такой подход также подразумевает кость как некоторую физико-химическую субстанцию, не изменяющую своих физико-химических и биологических свойств во времени. В итоге клинические результаты заставили травматологов пересмотреть свои взгляды на методики фиксации таких имплантатов и отказаться от механистического принципа.

Таким образом, методология механицизма и биофизики как одной из основных составляющих этого мировоззрения в медицинской науке не позволяет поставить общую цель и задачи им-

плантологии, а решает лишь некоторые ее частные вопросы, прямой перенос которых в медицинскую практику не всегда отражает реальную ситуацию.

Кроме того, если рассматривать биофизику как базовую науку для имплантологии, то в последнюю изначально вводится порочная идеология. Имплантат, его свойства и конструкция являются как бы главным объектом изучения, центральной фигурой, вокруг которой строятся выводы и принимаются решения, в то время как ткани и организм при этом остаются в тени, служат фоном, окружающей биологической средой. Это своего рода вульгарный механицизм в имплантологии.

2.4. ФИЛОСОФИЯ ВСЕЕДИНСТВА, ОРГАНИЦИЗМ И СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД

Истоки всеединства, как и любого другого направления философии, можно найти в Древней Греции. Многие философы в той или иной форме высказывали идеи о единстве, родстве и связности всего сущего, которые весьма часто выражались посредством особых символических формул. Таковы, например, философские положения Гераклита: «И из всего одно, и из одного — все». Ксенофана: «Все едино, единое же есть Бог». Анаксагора: «Во всем есть часть всего». Платон дает обобщенное определение всеединства: «Всякое содержит в себе все, и созерцает себя во всем другом, так что все всюду: и все во всем, и всякое сущее есть все». При этом Платон, Диоген и Пифагор говорили об окружающем мире («мировое тело») как об организме, который можно выразить гармоничной системой чисел и их отношений.

Примечательно, что изначально философия всеединства не предусматривает разделение на живую и неживую материю, а рассматривает материальный мир как материю вообще. При этом, согласно Архимеду, материя всюду и всегда ведет себя упорядоченно и предсказуемо.

В трактате «Об ученом знании» (1440) Николай Кузанский сделал попытку раскрытия внутреннего механизма всеединства. Он вводит

такое понятие, как «сжатие» (*contractio*), считая, что это особый способ или образ присутствия целого в своей части, либо одной части целого в другой; «Любое находится в ограниченном виде в любом», «В любом творении Вселенная есть само творение и. таким образом, любое получает все. все вещи, дабы в нем они стали ограниченным образом».

Заметный след в истории всеединства оставила философия Б. Спинозы и Г.-В. Лейбница.

Мир, по Б. Спинозе, закономерная система, единая, вечная и бесконечная субстанция, причина самой себя: мышление и протяжение атрибуты субстанции: отдельные вещи и идеи ее модусы. Человек часть природы, душа его - модус мышления, тело модус протяжения. Все действия человека включены в цепь универсальной мировой детерминации»

Согласно представлениям Г.-В. Лейбница мир есть собрание монад («монада монад»). Монада же «множество в едином», «множество в простой субстанции» и притом «каждая монада представляет всю Вселенную», является «зеркалом Вселенной». По Г.-В. Лейбницу, устройство мира достигается путем бесконечной делимости вещей: " Каждая часть материи ... подразделена без конца, каждая часть на части ... иначе не было бы возможно, чтобы всякая часть материи была бы в состоянии выражать всю Вселенную... . В наималейшей части материи существует целый мир созданий, живых существ, животных». Г.-В. Лейбниц ввел в философию понятие «предустановленная гармония», которое означает гармоничное взаимоотношение монад, изначально установленное Богом; благодаря предустановленной гармонии существует мировой порядок, планомерное развитие всех вещей. Эти взгляды стали основой еще одного направления философии - детерминизма.

Идеи детерминизма получили одинаковое распространение как в механицизме (Галилей. Декарт, Ньютон), так и в философии всеединства (Лейбниц, Кант). И. Кант так определил идею детерминизма: «Все изменения происходят по закону связи причины и действия».

Под связью в философии подразумевается взаимообусловленность существования яв-

ний, разделенных в пространстве и во времени. Под причинностью обычно понимают генетическую связь между отдельными состояниями видов и форм материи в процессе ее движения и развития. Возникновение любых объектов и систем и изменение их свойств во времени имеют свои основания в предшествующих состояниях материи; эти основания называют причинами, а вызываемые ими изменения следствиями. Сущность причинности порождение причинной следствия: следствие, определяясь причиной, оказывает обратное воздействие на нее.

Идеи философии всеединства и детерминизма разделяли и развивали Г.-В.-Ф. Гегель. П.С. Лаплас, И. Кант, говорившие о «системе природы», понимая подсистемой «существенно связанную внутри себя целостность», состояние которой можно рассматривать как результат прошлого и причину ее будущего.

Философия всеединства и детерминизма неразрывно связана с диалектикой - учением о совпадении (единстве) противоположностей: всеобщим методом постижения противоречий (внутренних импульсов) развития бытия.

Г.-В.-Ф. Гегель, создавший систематическую теорию диалектики, утверждал, что природа, несмотря на взаимосвязь и причинную обусловленность всех явлений, не лишена момента случайности и иррационального начала. Таким образом, можно считать, что Г.-В.-Ф. Гегель поставил под сомнение возможность объяснения всех без исключения явлений природы при помощи существующих законов физики и механики, «языком движения и покачивания атомов».

Под влиянием идей всеединства, детерминизма и диалектики изменилось и представление о роли науки. Шотландский философ Д. Юм писал: «единственная непосредственная польза всех наук состоит в том, что они обучают нас управлять будущими явлениями и регулировать их с помощью причин».

Такие новые представления о роли науки появились при обнаружении явлений, которые не удалось объяснить в рамках существующих научных взглядов или открытых законов, и возникла проблема принятия новой методологии.

И. Кант решил ее так: научное знание возникает благодаря *опыту* посредством априорных форм созерцания и рассудка. Таким образом, И. Кант раскрыл еще одну методологию познания, согласно которой наука — сфера человеческой деятельности, направленной на выявление прежде всего закономерного в существовании и развитии объектов, явлений, процессов (или каких-либо их сторон). Такая методология познания получила в дальнейшем название «системный подход», под которым подразумевается направление методологии научного познания, рассматривающей объекты исследования как систему, что ориентирует исследование на раскрытие целостности объекта, выявление многообразных типов связей в нем и сведение их в единую теоретическую картину.

Целостное, синтетическое познание природы как системы привело к прогрессу и интеграции наук, изучающих определенные свойства живой и неживой природы на всех структурных уровнях ее организации (генетика, систематика, эволюционное учение и др.). раскрыло масштабы геохимической деятельности живых организмов, их неразрывную связь с неживой природой. Во многом благодаря системному подходу были открыты закономерности наследственности (Мендель Г. 1865). сформулировано эволюционное учение (Дарвин Ч. 1859). учение о биосфере (Вернадский В.И. 1926).

Системный подход стал базовой методологией физиологии — науки о жизнедеятельности целостного организма, процессах, протекающих в его системах, органах, тканях, клетках и их структурных элементах, — науки, раскрывающей законы функционирования организма как целого в его единстве и взаимодействии с окружающей средой.

Мировоззрение философии всеединства и детерминизма, базирующихся на методологии системного подхода, легло в основу философского направления в физиологии и биологии, которое *получило* название «органицизм». В настоящее время в философской литературе и энциклопедиях под органицизмом понимают методологический принцип, требующий целостного подхода к изучению объектов органической природы, и

который является одним из компонентов системного подхода. Основное преимущество органицизма перед механицизмом состоит в том, что он позволяет анализировать процессы целостной и действующей биологической или любой другой системы, в то время как с позиций механицизма для исследования биологической системы ее необходимо разрушить, свести к взаимодействию двух объектов, перевести на язык цифр и физических параметров, но тогда изучение биологической системы становится бесполезным.

Вместе с тем у органицизма много общего с механицизмом. Обе философии исходят из материального устройства мира, делимости материи на части, взаимодействия материальных объектов и причинно-следственной связи явлений. Не чуждо физиологам и сравнение живого организма с машиной. И.М. Сеченов указывал на то, что **живой организм** «своеобразно устроенная машина, все работы которой направлены, в конце концов, к тому, чтобы поддерживать индивидуальную жизнь, т.е. сохранять наперекор разрушающим влияниям анатомическую и физиологическую целостность тела...», причем «в животном как самодействующей машине регуляторы, очевидно, могут быть только автоматическими». Однако с точки зрения органицизма живой организм — это самоуправляемая машина, в которой имеется множество автоматически устроенных регуляторов, действующих гармонично и направленных на сохранение целостности организма, а не машина, действующая по законам физики и механики, как это представляется с точки зрения механицизма.

Органицизм рассматривает явления и процессы как общие и системные для неорганической и живой природы. Как отмечал в своих работах И.П. Павлов, «каждая материальная система до тех пор может существовать как данная отдельность, пока ее внутренние силы притяжения, сцепления и т.д. уравновешиваются с внешними влияниями, среди которых она находится. Это относится ко всякому простому камню так же, как и к сложнейшему химическому веществу. Точно тоже надо представлять себе и относительно организма. Как определенная замкнутая система он может существовать только до тех

пор, пока он каждый момент уравнивается с окружающими условиями. Как только это уравнивание серьезно нарушается, он перестает существовать как данная система».

Идеи, заложенные в работах И.М. Сеченова и П.П. Павлова, во многом определили вектор развития системного подхода и органицизма в биологии и физиологии на следующее столетие,

В 20-е гг. Н.А. Белов разработал гипотезу о присущей организмам как саморегулирующимся системам особой регуляции, схожей по своему принципу с саморегуляцией физических и химических систем. А в 1932 г. была опубликована книга У. Кеннона «Мудрость тела», посвященная физиологической авторегуляции постоянства среды организма, которое автор назвал гомеостазисом. У. Кеннон писал: «Устойчивое состояние организма (гомеостазис) достигается путем поддержания естественной основы среды его частей, их внутренней среды **ИЛИ** жидкой основы в единообразном состоянии. Гомеостазис при этом охватывает вегетативную нервную систему, гуморальную систему и физико-химическую систему организма».

Позднее П.К. Анохиным было сформулировано понятие «обратная афферентация», а также теоретически и экспериментально обосновано понятие «функциональная система» как способность живой материи к динамическому объединению в дискретные саморегулирующиеся функциональные системы, обеспечивающие своей деятельностью полезные для организмов приспособительные результаты и поддержание гомеостазиса.

Таким образом, любой организм стал рассматриваться как система, постоянство которой определяется содружественной и согласованной саморегулирующейся деятельностью различных функциональных систем, - причем система, не только связанная взаимодействием с окружающей средой, но и имеющая в основе своего существования целый ряд физико-химических процессов, происходящих и в неорганической природе.

В середине XX в. было разработано несколько фундаментальных теорий» позволивших глубже понять механизмы авторегуляции в биологических системах.

В 1948 г. математик и электротехник Клод Шеннон создал теорию информации, благодаря которой стало ясно, что информацию можно передать в любой энергетической форме и что она является определенной долей энергии (математические расчеты показали, что единица количества информации (бит) содержит $10^{-14} - 10^{-16}$ Вт/с). Таким образом, достаточно абстрактное понятие «информация» материализовалось, а ее передача стала рассматриваться как процесс, который не только осуществляется материальными объектами, существующими в пространстве и во времени, но может быть рассчитан математически. Благодаря теоремам и формулам Шеннона стало возможным определение информационных показателей материальных объектов, в том числе и биологических, например, белков, которые являются носителями информации в биологических системах. Информационная емкость белков, содержащихся в 100 мл сыворотки крови, составляет 30,5 бита, молекулы коллагена - 3,076 бита, а молекулы ДНК человека - 1,9688 бита.

В 1948 г. в своем фундаментальном труде «Кибернетика» Норберт Винер сформулировал основные положения новой науки кибернетики, предметом изучения которой стали управление, связь и обработка информации в технике, живых организмах и человеческом обществе. Основными понятиями новой науки стали такие категории, как «система», «организация», «структура», «информация» вне зависимости от того, имеет ли система биологическое или небιологическое происхождение. Предметом изучения кибернетики стали системы любой природы, способные воспринимать, хранить и перерабатывать информацию, используя ее для управления и регулирования. И. Винер развил положение о том, что принцип обратной связи имеет всеобщий характер и действует как в живой, так и неорганической природе. С точки зрения кибернетики живой организм стал рассматриваться как огромное количество макро- и микросистем регулирования на всех уровнях, даже на уровне молекулярной регуляции внутриклеточных структур. Такие системы обладают тончайшей избирательностью лишь в отношении строго

определенных сигналов и включаются только при строго определенных изменениях параметров среды. В основе их деятельности лежит принцип обратной связи, который, по определению Н. Винера, является «секретом жизни».

В 1950 г. канадский биолог Людвиг фон Берта-ланфи сформулировал общую теорию открытых систем, назвав их «упорядоченным множеством взаимосвязанных (взаимодействующих) элементов, способных к автоматическому саморегулированию». Согласно теории Л. Берта-ланфи биологические системы являются открытыми, т.е. могут обмениваться с окружающей средой веществом (а также энергией и импульсом) и находятся в стационарных, но далеких от равновесных состояниях. Несмотря на весьма общие и в некоторой мере абстрактные формулировки этой теории, учение об открытых системах во многом изменило мировоззрение не только в биологии и физиологии, но и технических науках.

Во-первых, с точки зрения теории открытых систем существование и функционирование организма обусловлено непрерывно идущими процессами обмена веществом, энергией и информацией с окружающей средой и внутри самого организма. Вследствие этого информация стала рассматриваться как один из механизмов поддержания гомеостаза. основу которого составляет «биотическое триединство»: поток материи, поток энергии и *поток* информации, которые теснейшим образом связаны и взаимодействуют, являясь динамической основой жизни.

В отличие от гипотезы К. Бернара о постоянстве внутренней среды организма теория открытых систем рассматривает внутреннюю среду не как *постоянную*, а как стационарную. Согласно Л. Берта-ланфи реальные системы никогда не находятся в заданном, постоянном состоянии (характеризуемом постоянством параметров, определяющих нормальное функционирование системы), но всегда стремятся достичь его путем перехода в наиболее близкое к нему состояние, которое называют действительным. Поэтому системы находятся в действительном состоянии, которое обычно близко к заданному, но не является таковым. Действительное состояние – единственная, а потому необходимая форма вы-

ражения заданного состояния. Действительное состояние непосредственно связано с изменяющимися внешними и внутренними условиями существования системы. В то время как заданное состояние связано с изменяющимися условиями опосредованно, *через* действительное состояние. Таким образом, согласно теории открытых систем в организме отсутствует абсолютное постоянство внутренней среды, и все его константы динамичны и взаимосвязаны, поэтому в последнее время гомеостаз часто заменяют термином «гомеокинез».

Во-вторых, теория открытых систем позволяет рассматривать изоморфизм обмена энергией и информацией между любыми объектами, относящимися как к неорганическим, так и живым объектам.

В-третьих, с точки зрения общей теории открытых систем в живых организмах существуют два основных способа управления: по принципу обратной связи и компенсирующее регулирование.

Управление по принципу обратной связи – это автоматический способ управления, который вопреки влиянию внешних или внутренних возмущающих воздействий на систему стремится уменьшить различие между имеющимся и заданным ее состоянием.

Управление в отдельных функциональных системах организма, работающее по принципу обратной связи, называют также внутренними механизмами саморегуляции, которые, как правило, строятся на генетически детерминированной основе и проявляются внутри организма. Примерами таких механизмов могут служить системы, определяющие оптимальный для организма уровень артериального давления, поддерживающие оптимальное содержание кальция в крови, оптимальный для метаболизма уровень рН и т.д. *В основе* таких механизмов лежат, как правило, физико-химические процессы.

Компенсирующее управление (регулирование) *это* автоматический способ изменения или сохранения состояния системы с помощью средств, используемых для ликвидации последствий внешнего воздействия, без причинной связи между имеющимся состоянием системы и действием компенсирующих средств.

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

Примером компенсирующего регулирования может служить регуляция силы жевательного давления на зубы. Оно воспринимается и преобразуется механорецепторами периодонта в сигнал, который передается в соответствующие структуры (ядра тройничного нерва), анализирующие и переадресовывающие его к жевательной группе мышц, давая команду на увеличение или снижение силы жевательного давления на зубы. Компенсирующее регулирование является ответом на поступающий сигнал, который обычно имеет физическую природу, например, прямая и содружественная реакция зрачков на свет, структурная перестройка костной ткани на изменяющуюся механическую нагрузку и т.д.

В живых организмах и технических устройствах, как правило, присутствуют оба способа управления. Компенсация в живых организмах используется как бы для черновой, грубой подгонки организма к критически важным, жизненно необходимым условиям его существования; управление по принципу обратной связи - для тонкого и точного приспособления организма к окружающей среде и поддержания гомеостаза.

Таким образом, теории И.К. Анохина, К. Шеннона, Н. Винера и Л. Берталанфи позволили раскрыть принципы саморегуляции в живых организмах, существование которых интуитивно было замечено еще И.М. Сеченовым, И.П. Павловым, Н.А. Беловым и У. Кенноном, подтвердили жизнеспособность основных положений философии всеединства и возможность применения системного подхода и принципов органицизма в качестве современной универсальной методологии познания явлений природы и жизнедеятельности организмов.

Учитывая, что системный подход рассматривает все явления, процессы и объекты как системы, имеющие всеобщий характер, и системой могут считаться все без исключения предметы, явления, процессы, реакции, независимо от их природы и происхождения, на основе этой методологии целесообразно построение теоретических задач имплантологии. В то же время физиология как наука, опирающаяся на философию органицизма, может служить базой для теоретических вопросов имплантологии. Преимущество

методологии системного подхода в физиологии заключается в том, что с его помощью в поле зрения фокусируются структурный, организационно- и информационно-теоретические аспекты взаимодействия имплантата с окружающими тканями и организмом в целом.

Системный подход нашел применение в дентальной имплантологии для построения биотехнических систем. Дентальные имплантаты стали рассматривать не как объект, находящийся в челюстной кости, а как целостную систему «антагонисты протез имплантат костная ткань».

Создание системы «имплантат кость функциональная система жевательного аппарата» позволило разработать концепцию окклюзионной реабилитации пациентов с полной адентией. Экспериментальные и клинические исследования, основанные на построении этой системы, способствовали не только определению значения имплантации для функциональной и социальной реабилитации таких больных, но и открытию механизма «окклюзионной рецепции», который является одним из компенсаторных механизмов, предупреждающих чрезмерную жевательную нагрузку на имплантат и окружающую его кость (рис. 2-1).

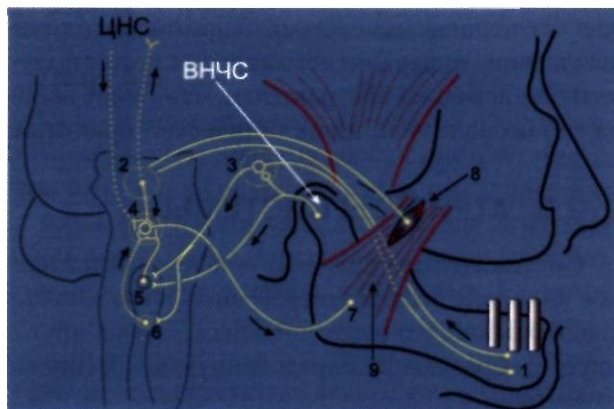


Рис. 2-1. Схема блокировки чрезмерного жевательного давления на функционирующие имплантаты, являющиеся элементом нейромускулярной системы жевательного аппарата (по Hobo S., Ichida E., Garcia L. 1990, с изменениями):

1 — механорецепторы; 2 — мезенцефальные ядра тройничного нерва; 3 — узел тройничного нерва; 4 — двигательные ядра тройничного нерва; 5 — главные чувствительные ядра тройничного нерва; 6 — спинной тракт тройничного нерва; 7 — двигательные окончания тройничного нерва; 8 — веретенообразная мышца; 9 — жевательная мышца

На основе построения системы, названной М.З. Миргазизовым (1993) «стоматологической лечебной биотехнической системой», могут решаться некоторые вопросы оценки конструкций имплантатов и свойств имплантационных материалов.

Вместе с тем вышеперечисленные примеры систем являются моделями функционирующего жевательного аппарата с протезами, опирающимися на имплантаты, в то время как было бы весьма полезным рассмотреть системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» для того, чтобы создать своего рода кибернетическую модель управления, предназначенную для клинического использования, дающую определенную схему управления на хирургическом и ортопедическом этапах лечения.

Однако следует учесть, что любая система есть абстрактное вычленение инвариантного явления или идеализированных, но материальных по своему происхождению объектов для научного упрощения решаемых проблем. Поэтому, прежде чем приступить к построению биотехнической системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани», следует уточнить, каковы атрибуты систем, законы устройства и какими свойствами обладает биотехническая система. В противном случае вычленение инвариантного явления может получиться настолько абстрактным, что будет абсолютно бесполезным для клинической практики.

2.5. АТРИБУТЫ СИСТЕМЫ

Система (от греч. sistema — целое, составленное из частей; соединение) — множество элементов, находящихся в отношениях и связях друг с другом, образующих определенную целостность, единство.

Любая система является абстрактным понятием, так как представляет собой выделенную, внешне обособленную и относительно независимую сторону действительности.

Система принадлежит к числу таких научных абстракций, как материя, закон природы, гипотеза, формула и т.д.

Любая система должна удовлетворять трем требованиям:

ЧАСТЬ I. ВОПРОСЫ ИСТОРИИ И ФИЛОСОФИИ

- 1) иметь определенный уровень организации и структуры;
- 2) быть способной воспринимать, хранить, перерабатывать и использовать информацию;
- 3) обладать управлением по принципу обратной связи или двумя способами управления — по принципу обратной связи и компенсаторным регулированием.

По происхождению системы бывают естественные (биологические, неорганические, социальные, экологические) и искусственные (техногенные). Существуют системы детерминированные и вероятностные. Выделяют также материальные и абстрактные системы. Первые включают системы неорганической природы (физические, геологические, химические и др.) и живые системы (простейшие биологические системы, организмы, популяции, виды, экосистемы); особый класс материальных живых систем — социальные системы (от простейших социальных объединений до социально-экономической структуры общества). Абстрактные системы — понятия, гипотезы, теории, научные знания о системах, лингвистические (языковые), формализованные, логические системы и др.

2.5.1. Организация и структура систем

Организованность и структурность являются фундаментальными свойствами материи.

Любая система двумерна и меняется в пространстве и во времени.

Совокупность взаимосвязей и объектов, отражающаяся в понятии «система», существует реально и имеет объективный характер,

Организацию системы составляют взаимосвязанные элементы (подсистемы). Поэтому организация системы есть способ связи ее элементов, меняющийся во времени и обратимо протекающий только в двух взаимно противоположных направлениях — повышения и понижения.

Понятие организации является безотносительным, т.е. организации вообще не существует, есть только определенная организация конкретной системы или определенный способ ее организации, ее строение.

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

Под структурой системы принято понимать относительно устойчивый, изменяющийся в пространстве и во времени способ связей между элементами системы и отношений системы с окружающей средой.

В последнее время во многих областях науки, в том числе в медицине и имплантологии, структуру системы стали называть «интерфейс» (от англ. *interface*: 1 — стык; 2 — взаимодействие; 3 — устройство сопряжения; 4 — совокупность средств и правил, обеспечивающих физическое или информационное взаимодействие устройств или объектов).

Структура представляет собой внутреннее строение системы, общий качественно определенный и относительно устойчивый порядок внутренних пространственно-временных связей между элементами системы, который определяет функциональную деятельность данной системы и характер ее взаимодействия с другими системами или окружающей средой.

Структура системы в значительной мере зависит от условий, в которых она находится, и обусловлена взаимодействием данной системы с окружающей средой. По особенностям структуры той или иной системы можно судить об особенностях функций этой системы. Системы, имеющие одинаковую структуру, не могут иметь совершенно разные функции.

Таким образом, и организация, и структура есть способ связи. Но при этом организация — это структура, изменяющаяся только во времени, но не в пространстве.

В материальных и реальных системах их организация меняется только во времени, но никогда не меняется в пространстве, тогда как структура всегда изменяется и во времени, и в пространстве, но никогда не изменяется в одном измерении — только во времени или только в пространстве.

Имеется еще одно существенное различие между организацией и структурой системы. В отличие от понятия «структура» изменение организации (понижение или повышение ее уровня) является относительным. Это означает, что уровень организации можно рассматривать только относительно какой-либо точки отсчета в эволюции системы.

Изменение организации в сторону повышения принято называть «процессом организации», а в сторону понижения — «процессом дезорганизации». Мерой дезорганизации является энтропия.

Если повышение организации в большей или меньшей мере происходит самопроизвольно, спонтанно, то такой процесс называется «самоорганизация».

«Вход» и «выход»

Специфической особенностью организации системы является ее «вход» и «выход», которые определяют способность системы к взаимодействию. «Вход» системы — это ее способность воспринимать воздействие (как внешнее, так и внутреннее). «Выход» — это способность системы реагировать на воздействие.

Каждый из элементов системы имеет вход и выход, т.е. воспринимает воздействие от какого-либо элемента или от всех остальных элементов системы, вместе взятых, и передает это воздействие другому элементу (элементам).

Непременными атрибутами организации системы являются ее целостность, сохранение и устойчивость, а также авторегуляция.

Целостность

Систем без составных элементов или подсистем не бывает, поэтому любая система по отношению к подсистемам всегда выступает как их целое. Таким образом, система представляет собой качественно определенную совокупность подсистем (элементов), связанных в единое целое, которое обладает свойствами, отсутствующими у подсистем. Другими словами, подсистемы не существуют отдельно от системы, ибо тогда они превращаются в нечто иное, например, могут являться другой системой.

Сохранение и устойчивость

Сохранение и устойчивость — это свойство всех предметов, явлений и процессов объективного мира. Сохранение в значительной мере обусловлено видом системы и является ответной реакцией системы на возбуждающие воздей-

ствия, которые могут поступать на вход извне или изнутри системы.

Существует унаследованная и внутренняя устойчивость системы.

Первая достигается за счёт унаследованного регулирования (компенсации), обычно жестко запрограммированного прошлым системы. Такой тип устойчивости является определенным запасом прочности системы, ее защитой от возбуждающих воздействий. Подобные системы рассматриваются как статически устойчивые. Примером может служить имплантат, материал которого обладает определенной упругостью и пределом прочности. При приложении нагрузки на имплантат происходит его деформация, которая исчезает после прекращения действия нагрузки.

Внутренняя устойчивость — это высший тип устойчивости, достигаемый управлением по принципу обратной связи.

Высокоорганизованные естественные (биологические) системы являются более устойчивыми, чем низкоорганизованные (неорганические) и техногенные системы. В результате наследования приспособляемости к окружающей среде и ее воздействию, повышения уровня организации и эволюции структуры у биологических систем появляется возможность сравнения, сопоставления исхода того или иного события, совершающегося в системе, с исходом уже осуществившегося события. Появление аппарата сравнения и аппарата памяти «черного ящика» (по Винеру) означает дальнейшее развитие системы и ее устойчивости.

В процессе эволюции и благодаря обратной связи система приобретает способность использовать внешние воздействия, раздвигая эти воздействия на физические (сигнал) и энергетические (информация) компоненты. Таким образом, внешнее воздействие, ставшее сигналом, несущим системе информацию о природе и особенностях источника воздействия, вырабатывает он ределенную структуру системы.

2.5.2. Информация в системах

Информация является свойством материи, которое не может быть утрачено ни на каком

уровне организации материальных объектов и ИИ на каком этапе существования материи.

Все системы являются своего рода сгустками информации, образующей их структуру и тесно связанной с уровнем организации системы.

Высокоорганизованная система получает информацию не только в энергетической форме, но и при помощи физической формы сигнала.

Сигнал представляет собой принятую системой форму сообщения информации, т.е. является материальным носителем информации, собственная энергия которого не соизмерима с оказываемым на систему воздействием.

Сигнал как физический процесс, несущий информацию, существует в пределах строго определенной системы, которая в силу своего качественного устройства позволяет реализовать все свойства сигнала для управления и ответа на изменение внешней среды. Вне организованной системы сигнал может существовать как физический процесс, но теряет специфические свойства носителя информации. Например, механическая нагрузка на костную ткань, преобразуемая специфическими структурами кости в сигналы-биопотенциалы, возникающие вследствие пьезоэлектрического эффекта, или согласно выдвинутой в последние годы гипотезе образующиеся в результате диссипации энергии (перехода части кинетической энергии в энергию неупорядоченных процессов — тепловую, электрическую и т.д.) затухающих механических колебаний структурных единиц кости. Таким образом, механическая нагрузка является физическим процессом, несущим информацию для костной ткани. Однако механическая нагрузка, например, для слизистой оболочки полости рта не служит сигналом, несущим информацию, которую ткани слизистой оболочки могут использовать для своего управления, а является физическим процессом, на который может последовать ответная защитная (компенсирующая) реакция.

Информация может существовать в свободном и связанном виде. В свободном виде информация представляет собой процесс. В связанном виде она может быть процессом или находиться в состоянии относительного покоя. В состоянии

покою связанная информация является относительно постоянным и устойчивым компонентом структуры системы. В качестве примера можно привести деятельность мозга человека, который постоянно содержит" сохраняющуюся информацию в количестве около 10^{15} бит. Примером связанной информации может служить также чертеж, ноты или «винчестер» компьютера, информация в которых заложена при помощи определенных символов в заданном формате и, таким образом, является компонентом их структуры. Это своего рода сжатый образ, о котором писал почти 600 лет назад кардинал и советник папы римского Пия II П. Кузанский.

Будущи мерой организации системы, информация является величиной, противоположной энтропии.

Изменение уровня организации системы всегда эквивалентно изменению информации и качеству управления в системе.

2.5.3. Управление в системах

Цель любого управления — приведение системы к состоянию динамической устойчивости, к состоянию, максимально приближенному к заданному.

В управлении и регулировании выражаются тактика и стратегия системы в процессе ее взаимодействия с окружающей средой.

Законы управления, организации и связи обуславливают единство принципа действия организма, машины и любой другой системы,

Управление — объективный процесс, который является следствием обмена информацией между двумя подсистемами (элементами) системы и в свою очередь приводит к сохранению или увеличению информации и организованности системы. При этом одна из подсистем является управляющей, а другая управляемой. Взаимный обмен информацией — процесс управления. В свою очередь обмен информацией возможен только при наличии связи.

Когда система выполняет какую-либо функцию, она испытывает внешние воздействия, которые могут способствовать (управляющие воздействия) и препятствовать выполнению функ-

ции (возмущающие воздействия). Управление в системе осуществляется на основе управляющих воздействий, которые являются сигналом для данной системы.

Управляющее устройство может взаимодействовать с окружающей средой, но не со всей, а лишь с ее частью, т.е. имеет свое определенное поле деятельности. Управляющее устройство осуществляет упорядоченную передачу информации и ее преобразование; воспринимает информацию от управляемого устройства, преобразует ее надлежащим образом и выдает информацию уже в том виде, который необходим для управления управляемым устройством.

В системах существуют два основных способа управления: по принципу обратной связи и компенсирующее регулирование.

Механизм обратной связи осуществляется следующим образом: управляющее устройство (элемент системы или ее подсистема) посылает управляемому устройству (также элементу или подсистеме) информацию (управляющую информацию) и переводит управляемое устройство в определенное, возможное для него состояние. Это одна составляющая обмена информацией. Другая составляющая заключается в том, что управляемое устройство посылает в управляющее устройство информацию о своем состоянии. На основе этой информации управляющее устройство вырабатывает новую информацию для посылки в управляемое устройство.

Примером такого управления может служить механизм перестройки структурных единиц кости при изменении функциональной нагрузки.

Компенсирующее регулирование — это система, где имеется блокировка возмущающих воздействий. Примером может служить блокировка чрезмерного жевательного давления через пародонт зубов или механорецепторы кости при функционировании имплантатов.

Оба способа управления могут рассматриваться как самостоятельные системы, являющиеся структурой любой системы. Это своего рода система в системе.

Система управления — это система, где есть зависимость выходных сигналов от управляющих воздействий.

В неорганической природе в подавляющем большинстве случаев системы не способны возвратиться самостоятельно к своему нормальному состоянию функционирования, если оно было нарушено в результате каких-либо возмущающих *воздействий*, величина которых превышала предел устойчивости этих систем. Такие системы можно условно назвать системами первого рода, или некибернетическими системами, которые, в свою очередь, можно условно разделить на две группы: низкоорганизованные группа А и относительно высокоорганизованные группа Б.

С точки зрения кибернетики системы первого рода (группа А) хотя и содержат информацию как компонент структуры, но могут служить лишь каналом связи для передачи свободной информации. Организация и структура этих систем не позволяют ни сохранять, ни преобразовывать, ни использовать для управления ту свободную информацию, которая по ним передается.

Относительно высокоорганизованные системы первого рода (группа Б) это некоторые технические устройства и предметы, являющиеся продуктом человеческой деятельности. Уровень организации этих систем создается искусственным, а не естественно-историческим путем. В отличие от явлений неорганической природы и низкоорганизованных систем системы группы Б содержат вложенную в них человеком информацию (в форме компонента структуры или сигнала, в связанном виде). Системы группы Б могут лишь терять (полностью или частично) связанную информацию или частично передавать ее другим системам и не способны в процессе взаимодействия со средой самостоятельно повышать уровень организации. Это означает, что такие системы достаточно высокоорганизованы и могут служить не только каналами свободной информации, но способны ее воспринимать и хранить. Однако они недостаточно организованы, чтобы преобразовывать свободную информацию в связанную и накапливать последнюю в форме компонента структуры. Поэтому по отношению к системам второго и третьего рода системы группы В служат либо источниками информации, либо каналами связи, по ко-

торым свободная информация передается более организованным системам.

Системы второго рода, или промежуточные, обладают авторегуляцией, поэтому благодаря более развитой способности к поглощению и сохранению свободной информации могут самостоятельно избирать и переходить в какое-либо новое состояние, необходимое для нормального функционирования этой системы.

Системы третьего рода кибернетические. Уровень их организации позволяет преобразовывать и сохранять, непрерывно накапливать информацию, использовать связанную информацию в форме сигнала для авторегуляций. К таким системам относятся все живые организмы, а также информационные устройства, способные к самоуправлению по принципу обратной связи.

По структуре управления системы бывают:

- 1) открытые, которые состоят из цепи элементов и обладают направленным действием;
- 2) замкнутые, имеющие обратную связь;
- 3) комбинированные, содержащие одну или несколько разомкнутых и замкнутых цепей элементов.

Авторегуляция

Авторегуляция наблюдается во всех формах движения материи.

Она характеризует способность системы сохранять или восстанавливать свое исходное или обычное для существования и функционирования состояние либо самостоятельно набирать новое состояние, которое является благоприятным для дальнейшего существования, развития и функционирования системы.

В неорганической природе авторегуляция носит примитивный характер и заключается в способности системы самостоятельно возвращаться в обычное состояние, нарушенное в результате какого-либо возмущающего воздействия. Такая авторегуляция характерна для систем первого рода как группы А, так и группы В, а также для систем второго рода.

В результате авторегуляции эти системы способны либо только восстанавливать (или сохранять) свое состояние, нарушенное вследствие какого-либо воздействия; либо, кроме того, из-

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

бегать или предупреждать возможность нарушения своего состояния в будущем от действия тех или иных причин путем выбора нового, благоприятного для дальнейшего существования системы состояния.

В живой природе, а также в некоторых техногенных системах авторегуляция выступает в качестве управления, которое выражается не только в способности системы возвращаться и восстанавливать исходное состояние, но и самостоятельно избирать и переходить в какое-либо новое для нее состояние, обеспечивающее нормальное существование и развитие. Такой вариант авторегуляции встречается в системах третьего рода.

Таким образом, если основой управления систем являются принцип обратной связи и компенсирующая регуляция, то авторегуляция базируется на управлении по принципу обратной связи, которое проявляется в следующем:

- 1) система, например, биологическая, самостоятельно и относительно независимо от изменений окружающих условий поддерживает в определенных пределах нормальный процесс своей деятельности;
- 2) такая система способна к самоконтролю и самосохранению и использованию информации для самоуправления;
- 3) система, если она достаточно организована, способна к самообновлению и эволюции в ходе взаимодействия с окружающей средой.

2.5.4. Система и окружающая среда

Любая система отличается не только от своих подсистем, но и от окружающей среды. Однако различие между системой и средой относительно, так как среда, окружающая систему, может рассматриваться по отношению к ней как другая система.

Кроме того, любая система — это образование, являющееся частью большего образования, в которое она входит и с которым взаимодействует. Иными словами, любая система является подсистемой окружающей среды, которая сама по себе является системой.

Поэтому философское определение системы включает в понятие системы как составляющие

ее элементы, так и ту часть окружающей среды, которая представляет собой необходимые условия для существования системы.

Способность к взаимодействию с окружающей средой и другими системами является непременным атрибутом и основным условием существования системы.

2.6. ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ «ЗУБНОЙ ПРОТЕЗ—ИМПЛАНТАТ—ОКРУЖАЮЩИЕ ТКАНИ» И ЕЕ СВОЙСТВА

Элементами системы «зубной протез—имплантат—окружающие ткани» являются: зубной протез, имплантат, костная ткань и слизистая оболочка.

Зубной протез и имплантат можно рассматривать как единую подсистему, имеющую небиологическое происхождение.

Костная ткань и слизистая оболочка десны представляют собой биологическую подсистему. Костная ткань как элемент системы — это та часть костного органа (часть верхней или нижней челюсти), которая взаимодействует с имплантатом. Под слизистой оболочкой также подразумевается только та ее часть, которая формирует дешевую манжетку в области выступающего в полость рта имплантата.

С кибернетической точки зрения подсистему «зубной протез—имплантат» можно отнести к категории первого рода, группа Б. Являясь продуктом человеческой деятельности, эта подсистема содержит определенную информацию как компонент структуры связанную информацию, вложенную в имплантат и протез в процессе их изготовления. Это означает, что материалы имплантата и зубного протеза содержат не только информацию, являющуюся частью их потенциальной энергии (внутренней, поверхностной, свободной энергии Иппса), но и связанную информацию, заложенную при конструировании и изготовлении имплантатов. Примером может служить увеличение поверхностной энергии имплантатов за счет технологий текстурирования их поверхности, плазменного напыления или

покрытия биоактивными материалами, а также придание определенных механических свойств за счет формы, каких-либо дополнительных компонентов конструкции, амортизаторов, предохранителей и т.д.

Таким образом, подсистема «зубной протез имплантат» является некибернетической, способна передавать часть связанной информации и служит каналом связи для передачи свободной информации. Это означает, что зубной протез и имплантат являются только проводниками механического напряжения, способными перераспределять, снижать или повышать его величину, но в то же время эти элементы системы не способны к преобразованию механического напряжения в сигнал или какой-либо физический процесс, являющийся сигналом для окружающих имплантат тканей.

Последние являются кибернетической подсистемой третьего рода. Преобразование механического напряжения в сигнал (биопотенциалы) должно происходить на уровне интерфейса между имплантатом и костной тканью. Таким образом, зубной протез имплантат интерфейс между имплантатом и костной тканью являются входом системы. Интерфейс при этом может рассматриваться как управляющее устройство, а костная ткань как управляемое. Качество преобразования сигнала, его адекватность будут определять организацию и структуру интерфейса между имплантатом и костной тканью, организацию и структуру костной ткани, а в конечном итоге целостность и устойчивость всей системы «зубной протез имплантат окружающие ткани». Костная ткань при этом является выходом системы потому, что определяет ее способность реагировать на воздействие.

Исходя из вышесказанного, для существования системы «зубной протез имплантат окружающие ткани» необходимо, чтобы в рамках этой системы была совокупность взаимодействия элементов, выполняющих свою функцию, которая может быть обусловлена только определенными способами организации, связи и взаимодействия (рис. 2-2).

Для существования этой системы необходимо, чтобы зубной протез и имплантат выполняя

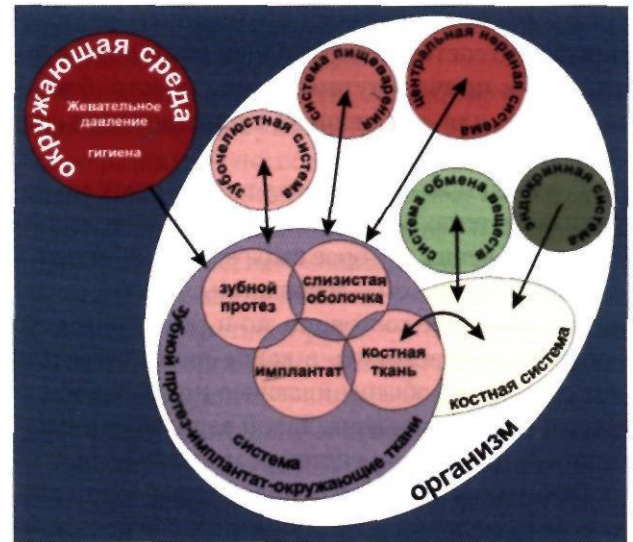


Рис. 2-2. Схема взаимодействия системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» с системами организма и окружающей средой

ли функцию проводника и регулятора величины механического напряжения.

Костная ткань должна выполнять функцию поддержания целостности и устойчивости системы, обеспечивая компенсирующее регулирование и авторегуляцию за счет механизмов обратной связи. Авторегуляция при этом может осуществляться только в самой костной ткани, но не в системе в целом, так как некибернетическая составляющая данной системы не способна накапливать информацию и использовать ее для управления.

Слизистая оболочка десны, прилегающая к поверхности имплантата (или протеза), должна обеспечивать защитную функцию, служить барьером для проникновения инфекции в зону интерфейса между имплантатом и костной тканью.

Взаимодействие и выполнение заданной функции каждого элемента может осуществляться только при определенных способах связи, которые в рассматриваемой системе имеют одинаковое происхождение, но различаются по своей природе.

Способ связи в подсистеме «зубной протез имплантат» является искусственным и произ-

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

вольным. Эта связь может быть физико-химической (фиксация протеза к имплантату при помощи цемента) или физической (при помощи винтов, переходных элементов и т.д.).

Интерфейс между зубным протезом и имплантатом может иметь различные механические свойства (упругость, предел прочности, микроподвижность), которые задаются исходя из клинической целесообразности и направлены на снижение интенсивности возмущающих внешних воздействий (рис. 2-3).

На уровне интерфейса между имплантатом и костью (интерфейс-2) происходит раздвоение физического процесса (механического напряжения), несущего определенную энергию, на сигнал и энергию неупорядоченных процессов (тепловую энергию). Сигнал (биоэлектрические потенциалы) используется костной тканью для управления структурной перестройкой костной ткани, формирующей как интерфейс, так и костный орган. Частично механическое напряжение в зоне интерфейса-2 преобразуется и передается механорецепторами на узлы тройничного нерва и обеспечивает механизм окклюзионной рецепции.

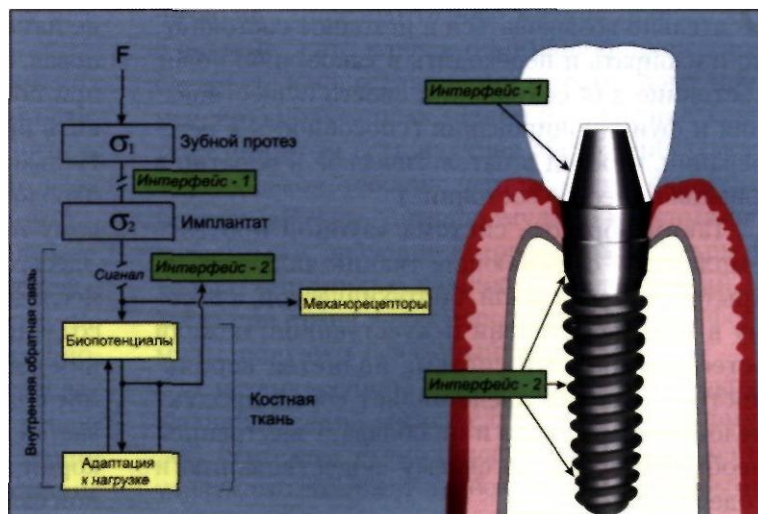
Таким образом, в данной системе существуют две разомкнутые цепи связи и одна замкнутая цепь обратной связи. Принцип обратной связи работает между костной тканью и интерфейсом-2. Разомкнутые цепи связи имеют два направления: зубной протез — имплантат — интерфейс-2

и зубной протез — имплантат — интерфейс-2 — механорецепторы — периферические и центральные отделы тройничного нерва — жевательная и веретенообразная мышцы.

Способ связи между имплантатом и окружающими тканями также является искусственным по своему происхождению, так как не запрограммирован генетически и не предусмотрен в процессе эволюции организма. В то же время интерфейс между имплантатом и окружающими тканями детерминирован биологическими свойствами этих тканей и состоянием функциональных систем организма, определяющих биологические свойства кости и слизистой оболочки полости рта. Уровень организации и характер интерфейса между имплантатом и окружающими тканями меняется во времени и зависит как от внешних воздействий, передаваемых через имплантат, так и от гомеостаза организма. Внешние воздействия (жевательная нагрузка и ее величина, гигиеническое состояние полости рта и др.), с одной стороны, и организм в целом, с другой, являются окружающей средой по отношению к системе «зубной протез — имплантат — окружающие ткани». В то же время система «зубной протез — имплантат — окружающие ткани» является подсистемой нескольких систем организма: зубочелюстной, костной, жевательного аппарата, пищеварения, поведенческих актов и психической деятельности, а также элементом или подсистемой самого организма как системы (см. рис. 2-2).

Рис. 2.3. Схема связей, направления действия и последовательности соединения элементов системы «зубной протез—имплантат — окружающие ткани»:

F — механическое давление, возникающее при жевании; σ_1 — механическое напряжение в зубном протезе; σ_2 — механическое напряжение в имплантате. Величина этого напряжения меньше σ_1 , так как идет частичное погашение напряжения в самом протезе за счет упругих деформаций и области интерфейса между протезом и имплантатом



Таким образом, система «зубной протез имплантат—окружающие ткани» не может рассматриваться изолированно от организма со всей совокупностью его систем, которые могут оказывать значительное, а иногда и решающее влияние на существование создаваемой биотехнической системы.

Вместе с тем, система «зубной протез имплантат—окружающие ткани» не может рассматриваться в качестве функциональной системы организма, под которой, согласно К.В. Судакову (1999), принято понимать динамические, избирательно объединенные соответствующими потребностями организма саморегулирующиеся центрально-периферические организации, деятельность которых направлена на достижение полезных для системы и организма в целом приспособительных результатов. Система «зубной протез имплантат—окружающие ткани» не способна к самоохранению, саморегуляции, накоплению и использованию информации для самоуправления на уровне функциональной системы организма. Основой управления этой системы может служить только компенсирующая регуляция, потому что она может сохранять целостность и устойчивость в результате управляющих воздействий или восстанавливать свое исходное состояние, нарушенное вследствие возмущающих воздействий, величина которых не превышает предела прочности системы (предела функциональных возможностей кости). Функциональные системы способны не только самостоятельно возвращаться в исходное состояние, но и избирать и переходить в какое-либо новое состояние для сохранения своего существования и функционирования (способность к регенерации, переход в патологическое и обратно в физиологическое состояние).

Таким образом, система «зубной протез—имплантат—окружающие ткани» является открытой, материальной, биотехнической, а потому в большей степени искусственной, нежели естественной. Эта система является вероятностной, так как представляет собой продукт человеческого труда и не обладает внутренней необходимостью по своему существованию и содержанию.

Проводя имплантацию, мы стремимся создать искусственную систему, имеющую как биологическое, так и техническое происхождение. Следовательно, предметом имплантологии является изучение возможности, путей и механизмов разработки реальных, целесообразных с клинической точки зрения биотехнических систем, которые могут создаваться в лечебных или косметических целях. Предметом дентальной имплантологии является изучение возможности, путей и механизмов создания биотехнических систем, имеющих клиническую целесообразность для окклюзионной реабилитации стоматологических больных.

Освещая общие положения имплантологии, уместно было бы определить ее возможности и соотношение с другими прикладными медицинскими науками. В связи с этим можно поставить несколько вопросов:

1. Можно ли при помощи имплантации полноценно восстановить организацию и структуру функциональной системы организма или какого-либо его органа? Очевидно, это не представляется возможным, потому что имплантат является принципиально другим элементом или подсистемой для любой ткани, органа или функциональной системы организма. Привнесение в систему элемента небиологического происхождения изменяет ее организацию и структуру (имеется в виду кибернетический аспект, потому что морфология или гистологическое строение тканей, контактирующих с имплантатом, как правило, не изменяется). Следовательно, это уже другая, новая, искусственная система. Например, нельзя при помощи дентального имплантата восстановить организацию и структуру зубного органа. Нельзя при этом восстановить или воссоздать пародонт и восстановить аналогичное зубодесневому прикреплению к поверхности имплантата. Здесь, совершенно прав Э.Я. Варес и ошибаются исследователи, которые отправной точкой для создания имплантатов или методик их применения избирают рационализм природы. Подражание природе, когда в качестве идеала рассматривается форма имплантатов, точно копирующая корни зубов, или например, создание «фиброзной связки», которая, по мнению Ч. Вейса (1986:

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

1990), может сформироваться из шарнирных волокон, что якобы служит своеобразным аналогом пародонта, является своего рода витализмом или, точнее, «натурализмом» в имплантологии. Такой подход не оправдал надежд ни самих вдохновителей натурализма, ни клиницистов, принявших *a priori* эти идеи. Натурализм в какой-то мере порождает недоразумения и в терминологии. «Вживление», «приживление», «сращение с костью» имплантатов — термины, отражающие представления о возможности включения имплантата в биологическую систему, функциональную систему организма. Создание же искусственной системы подразумевает объединение имплантата и окружающих тканей в биотехническую систему. Интеграцию, а не «вживление» имплантата.

2. Можно ли при помощи имплантации полностью восстановить утраченную функцию? Вероятно, этого не следует ожидать или прогнозировать. Искусственная система в организме не может иметь такую же устойчивость и способность к эффективному управлению, как естественная, которая всегда будет иметь более высокий уровень организации и авторегуляции, усовершенствованных в процессе эволюции. Поведение искусственной системы не имеет информационной, полученной в процессе эволюции, поддержки организма. Поэтому следует учитывать, что искусственные системы более подвержены дезорганизации при возмущающих воздействиях и могут существовать и функционировать только в условиях управляющих воздействий.

3. Является ли применение небологических материалов для восстановления целостности, организации и структуры тканей, например, костной, проблемой имплантологии? По всей видимости, нет, потому что использование таких материалов направлено на закрытие дефектов или наращивание кости, создание основы, матрицы для восстановления или образования новой кости, т.е. целью является получение биологической ткани, ее реконструкция в пределах функциональной системы организма. В конечном итоге планируется реконструкция биологической, естественной системы, а не создание

биотехнической системы. Поэтому клинические методы, получившие собирательное название «направленная регенерация тканей», относятся к другой дисциплине — тканевой инженерии. В принципе ее цель совпадает с целью трансплантологии, различными являются только подходы.

Подводя итог рассмотрению системного подхода в имплантологии, следует отметить, что построение системы само по себе не решает каких-либо теоретических и практических вопросов. Это только постановка проблемы. Абстрактное вычленение действительного, реального процесса, явления для его научного упрощения и дальнейшего изучения направлено прежде всего на выявление закономерностей этого процесса или явления. Основными задачами такой методологии являются:

- 1) анализ элементов системы и их свойств, благодаря которым она может реально существовать;
- 2) анализ способов связи между элементами и структуры системы с целью построения модели управления, отражающей закономерности и условия создания и существования системы.

Изучение элементов системы и их свойств является познанием процесса вглубь по классической методологии познания, сформулированной Декартом. Изучение способов связи и построение модели управления — это познание процесса вширь. Таким образом, двухмерное изучение позволяет определить, что и когда происходит в системе, а это ключ к пониманию процесса и, следовательно, осознанному и грамотному применению полученных знаний на практике. Система при этом есть научная абстракция, такая же, как закон, теорема, чертеж, схема, формула. Однако система — это формула со многими неизвестными, значение которых можно открыть только с помощью глубоких исследований, и тогда при правильном использовании этой формулы, получить осязаемый результат.

Система «зубной протез имплантат окружающие ткани» может служить такой формулой, чертежом, схемой; построив ее будет легче узнать, что содержат в себе объекты, с которыми

предстоит работать, как они связаны и взаимодействуют, каким образом они могут объединиться, как управлять процессом этого объединения. Остальное дело операционной техники и мастерства. Но вначале должны быть мировоззрение и система.

ЛИТЕРАТУРА

- Акопян И.Д. Философские основания единства биологического и физического знания. Ереван, 1987. 236 с.
- Акчурин И.А. О перспективах синтеза биологии и физики. В сб.: Взаимодействие методов естественных наук в познании жизни. М., 1976.
- Берг А.И. Философские проблемы кибернетики. М., 1961. 155 с.
- Ахутин В.М., Немирко А.П., Першин Н.П. и др. Биотехнические системы: Теория и проектирование. Л.: ЛГУ, 1981. 220 с.
- Бор Н. Атомная физика и человеческое познание. М.: Мир, 1961.
- Бор П. Избранные научные труды. Т. 2. М.: Паука, 1971.
- Бриглюзи Л. Термодинамика кибернетика — жизнь. В кн.: Кибернетика. Современное состояние. М., 1980.
- Варес Э.Я. Восстановление полной утраты зубов. Донецк, 1993. 240 с.
- Васильева Т.В. Афинская школа философии. М.: Паука, 1985. 159 с.
- Веркимблит М.Б. Электричество в живых организмах. Новосибирск, 1989.
- Випер Н. Кибернетика. М.: Мир, 1958. 223 с.
- Винер Н. Динамические системы в физике и биологии. Вестник АН СССР, 1964. №7. С. 7-36.
- Волькенштейн М.В. О современной биофизике. М., 1977.
- Волькенштейн М.В. Перекрестки наук. М., 1980.
- Волькенштейн М.В. Физика и биология. М., 1980.
- Гегель Г.-В.-Ф. Работы разных лет. Т. 2. М.: Мысль, 1973. 629 с.
- Денецук Н.П. Взаимодействие биологии и физики в познании жизни. В сб.: Взаимодействие методов естественных наук в познании жизни. М.: Наука, 1976.
- Дудел Дж., Рюэгг П., Шмидт Р., Яшиг В. Физиология человека. Т. 1. М.: Мир, 1985. 266 с.
- Дудел Дж., Циммерман М., Шмидт Р. и др. Физиология человека. Т. 2. М.: Мир, 1985. - 237 с.
- Ермолаев Ю.Л., Саше А.Л. Электронная синергетика. Л.: ЛГУ, 1989.
- Кастлер Г. В кн: Теория информации в биологии. М., 1960. 183 с.
- Кедров Б.М. Предмет и взаимосвязь естественных наук. М., 1967.
- Крестьянский В.И. Некоторые особенности организмов как «систем» с точки зрения физики, кибернетики и биологии. Вопросы философии, 1958. №8. С.24-35.
- Лисеев И.К. Особенности развития современного биологического знания. В сб.: Природа биологического познания. — М., 1991.
- Лункевич В.В. От Гераклита до Дарвина. М., 1960.
- Международная конференция «Философия естествознания XX в.: итоги и перспективы» Вопросы философии, 1997. № 10. С. 5-29.
- Милсум Дж. Анализ биологических систем управления. М.: Мир, 1967. 236 с.
- Миргазизов М.З., Гюнтер В.Э., Пгин В.П. и др. Сверхэластичные имплантаты и конструкции из сплавов с памятью формы в стоматологии. М.: Квинтэссенция, 1993. 231 с.
- Нестеров В.Г. Кибернетика живой природы. М.: Паука, 1962. С. 13.
- Нормальная физиология. Под ред. К.В. Судакова. М.: Медицинское информационное агентство, 1999. 717 с.
- Павлов И.П. Полное собрание трудов. М.: Наука, 1950. Т. 1 198 с.
- Петрушенко Л.А. Принцип обратной связи. М.: Мысль, 1967. 274 с.
- Петрушенко Л.А. Самодвижение материи в свете кибернетики. М.: Наука, 1971. 290 с.
- Сеченов И.М. Избранные произведения. Т. 1. М.: Наука, 1952. 240 с.
- Смит Дж. Магематические идеи в биологии. М.: Мир, 1970. 219 с.
- Спириг А.Г. Основы философии. М., 1988.
- Теория информации в медицине. Под ред. В.А. Бондарина. Минск: Беларусь, 1974. 271 с.
- Фейнман Р. Характер физических законов. М., 1970.
- Фейнман Р., Лейтон Р., Сэндс М. Фейнмановские лекции по физике. Т. 1. М.: Наука, 1977. 195 с.
- Фесенкова Л.В. Специфика биологии и проблемы основания науки. В сб.: Природа биологического познания. М., 1991, С. 13-52.
- Философский энциклопедический словарь. М.: Мысль, 1989.
- Шредингер. Что такое жизнь? М.: Наука, 1972. 147 с.
- Шедровицкий Г.П. Проблемы построения системной теории сложного «популярного» объект

ГЛАВА 2. ФИЛОСОФСКИЕ АСПЕКТЫ ИМПЛАНТОЛОГИИ

- та. В сб.: Системные исследования. М.: Паука. 1973. С. 52-64.
44. Эшелгард В.А. Познание явлений жизни. М.: Наука. 1985. 187 с.
45. Эшби У. В кн: Принципы самоорганизации. М.: Мысль. 1966. 314 с.
46. Эшби У. Введение в кибернетику. М.: Мысль. 1959. 197 с.
47. Bertalanffy L. The theory of open systems in physics and biology. Science. 1950. Vol. 3. P. 1023-1047.
48. Wiener N. Collected Works with Commentaries, edited by P. Masani. Cambridge: MIT Press. 1985. Vol. IV. P. 793-799.
49. Heims S.J., von Neumann J., Wiener N. From Mathematics to the Technologies of Life and Death. Cambridge: MIT Press. 1980. Vol. II. P. 675-698.
50. Hobo S., Ichida E., Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1990. P. 49-51.
51. Houk J. Principles of system theory as applied to physiology. In: Medical Physiology. 14th ed. (Mountcastle V.B. ed.). - St. Louis: The Mosby Company. 1980. Vol. 1. P. 221-225.
52. Seltzer M. Bodies and Machines. New York: Routledge. 1992. 256 p.
53. Medawar P.B., Medawar J.S. Aristotle to zoos. A philosophical dictionary of biology. Cambridge: Harvard University Press. 1983. 241 p.
54. Petrovic A. Experimental and cybernetic approaches to the mechanism of action of functional appliances on mandibular growth. McNamara J.A., Ribbens K.A., eds. Malocclusion and the periodontium. Vol. 15. Craniofacial Growth Series. The Center for Human Growth & Development. Ann Arbor: The University of Michigan. 1981. P. 213-268.
55. Weiss Ch. Tissue integration of dental endosseous implant: Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration system. J. Oral Implantol. 1986. Vol. 12. P. 169-214.
56. Weiss Ch. Short and long term bone maintenance surrounding fibro-osteal and osteal integrated dental implants. J. Oral Implantol. 1990. Vol. 16. P. 12-19.
57. Weiss P.A. The science of life: the living system for living. New York: Futura Publishing Company. 1973. 379 p.

Часть II

ОСНОВЫ ТЕОРИИ

Глава 3

Биология кости

Каждую кость принято рассматривать как опорный орган, который устроен так, чтобы на основе своей формы при относительно небольшой массе и объеме выполнять определенные функции и противостоять максимальным нагрузкам.

Кость выполняет в организме три важнейшие функции: механическую (опорную), защитную и метаболическую.

Кость является самым значительным резервом минералов и важнейшим органом минерального обмена веществ. Поэтому кость представляет собой динамичную, живую ткань с высокой чувствительностью к различным регуляторным контролирующим механизмам организма, а также к дашенным влияниям.

Костный орган состоит из надкостницы, костной ткани, хряща, сосудов и нервов.

3.1. НАДКОСТНИЦА

Кость на всем протяжении, за исключением суставных поверхностей, покрыта надкостницей (периостом), которая выполняет функцию питания костной ткани и принимает активное участие в образовании, росте и регенерации кости. Кроме того, прилегая к ее поверхности, периост увеличивает упругость, прочность и устойчивость кости к различного рода механическим нагрузкам¹⁵.

Надкостница состоит из наружного волокнистого и внутреннего остеогенного слоев. Наруж-

ный слой формируют коллагеновые волокна, а также незначительное количество эластических волокон. Клеточный состав наружного слоя представлен немногочисленными фибробластами. Часть коллагеновых волокон этого слоя вплетается и соединяется с коллагеновыми волокнами костного матрикса. Такие волокна называются «шарниевыми», благодаря им периост достаточно прочно прикрепляется к поверхности кости. Наружный слой надкостницы обеспечивает фиксацию входящих и выходящих сосудов кости в месте их перехода в мягкие ткани^{52, 53}.

Внутренний остеогенный слой периоста формируют *остеогенные клетки*, которые интимно связаны с поверхностью костной ткани и принимают непосредственное участие в процессах образования и регенерации кости³⁴.

3.2. СТРОЕНИЕ КОСТНОЙ ТКАНИ

Костная ткань состоит из клеток и межклеточного вещества (костного матрикса).

3.2.1. Клетки костной ткани

Различают три типа клеток собственно костной ткани: остеобласты, остеониты и остеокласты. Кроме того, на поверхности кости располагаются остеогенные клетки.

Остеогенные клетки (синонимы: скелетные клетки-предшественники, остеопрогениторные

клетки) это мезенхимальные плюропотентные клетки, т.е. клетки с большим набором потенциальных возможностей. Покрывают около 70-80% поверхности кости. Находятся в остеогенном слое надкостницы, выстилают поверхность костных полостей губчатого слоя кости и внутрикостных сосудов, а также рассеяны внутри тканей, составляющих основу костного мозга¹⁶⁰. При активации остеогенные клетки в течение 3-5 дней дифференцируются в зависимости от

микроокружения в остео-, хондро- или фибробласты^{31,85}. При достаточном кровоснабжении и активации белками-остеоиндукторами остеогенные клетки дифференцируются в остеобласты (рис. 3-1). При нарушении кровотока, снижении васкуляризации и отсутствии адекватного сигнала к остеогенезу в хондро- и фибробласты^{34,1}.

Остеобласты клетки кубической или цилиндрической формы. Находятся в местах, где происходит рост, регенерация или перестройка

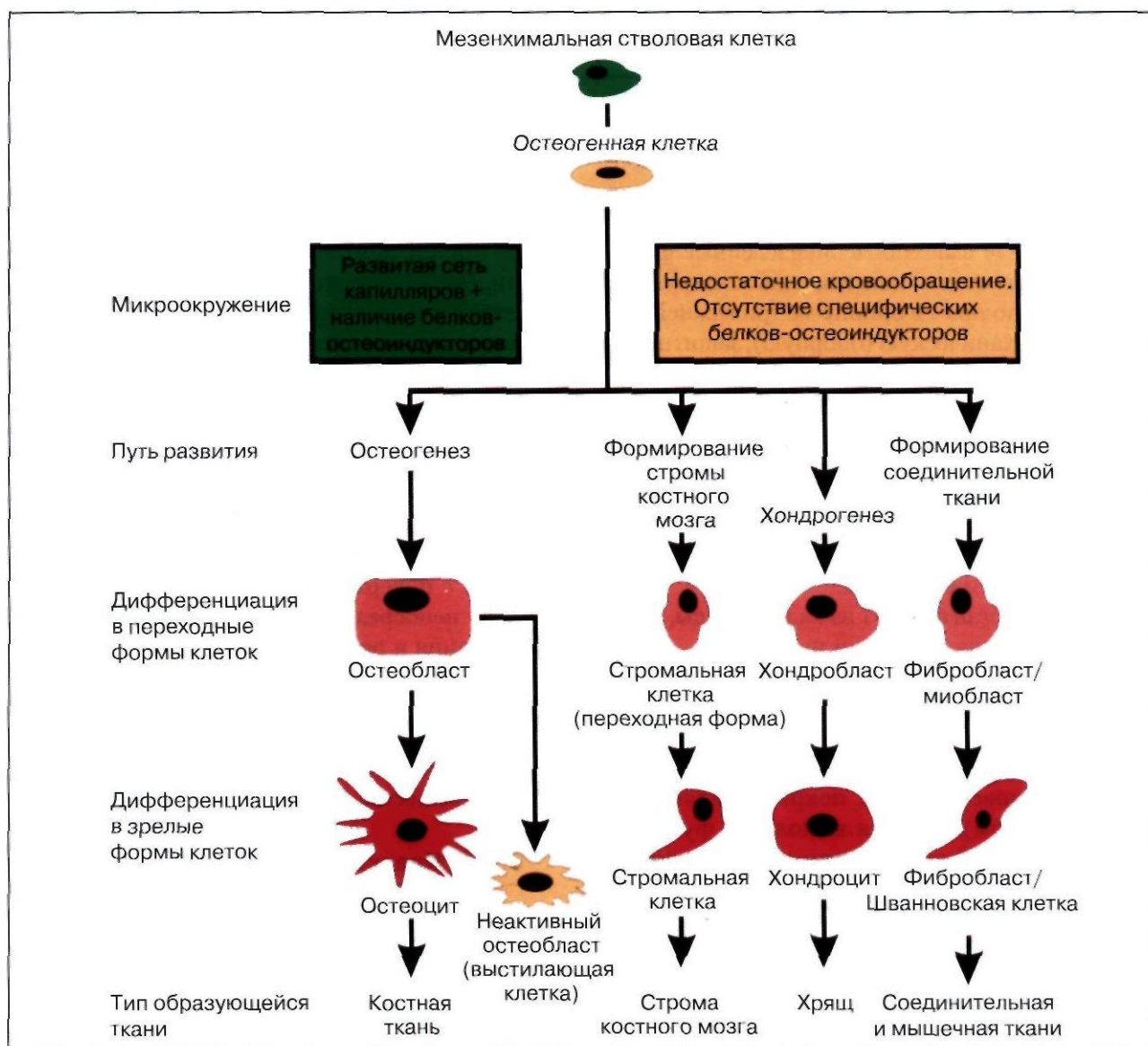


Рис. 3-1. Схема потенциальных возможностей остеогенной клетки

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

кости. Различают активную и неактивную форму остеобластов. Активные клетки синтезируют и секретируют органический матрикс (остеоид) и участвуют в начальной фазе его минерализации. После образования и минерализации органического матрикса вокруг активных остеобластов около 15% этих клеток превращается в остеоциты¹²⁵. Большая часть остеобластов, которые не были замурованы в костном матриксе, остается на поверхности кости в неактивной форме^{30, 160}. Неактивные остеобласты (выстилающие клетки) соединены с остеоцитами посредством «окоп», представляющих собой отверстия между клетками, по которым могут проходить биомолекулы, преобразующие механические сигналы в биохимические. Таким образом, эти окна являются своего рода каналом связи между выстилающими клетками и остеоцитами^{96, 120, 131}. Выстилающие клетки при этом могут участвовать в приеме и преобразовании в специфические сигналы механических воздействий на костную ткань^{35, 109, 168}.

Остеоциты — плоские одноядерные клетки — располагаются в лакунах внутри костного матрикса. При этом остеоциты, окруженные со всех сторон минерализованным матриксом, находятся на расстоянии не более чем 0,1–0,3 мм от расположенного на поверхности кости капилляра, который является единственным источником питания этих клеток^{34, 100}. Остеоциты имеют множество (иногда до 400) отростков, посредством которых эти клетки соединяются между собой и с неактивными остеобластами, находящимися на поверхности кости. Анастомозирующие между собой остеоциты отвечают за транспортировку внутри- и внеклеточных веществ и минералов, обеспечивают целостность костного матрикса и принимают участие в регуляции содержания кальция в крови^{145, 160}.

Остеокласты — самые крупные клетки организма. Их функция — резорбция кости. Располагаются в лакунах Хаушица (нишах резорбции). Заполненные остеокластами ниши резорбции занимают 0,1–1% поверхности кости, где происходит перестройка костной ткани. Продолжительность жизни остеокластов — от 2-х дней до 3-х недель⁴⁰.

3.2.2. Костный матрикс

Костный матрикс представляет собой двухкомпонентный материал. Состоит на 35% из органического матрикса и на 65% из неорганического минерального вещества⁵².

Около 95% органического матрикса — это коллаген, остальная часть представлена неколлагеновыми протеинами, углеводами и липидами⁹.

Ряды коллагеновых волокон диаметром 20–200 мкм служат пассивной основой для минерального вещества. Коллагеновые волокна кости образуются из пептидных цепей, состоящих преимущественно из глицина, а также аланина, пролина и оксипролина^{30, 114}.

Пептидные цепи включают из 670–700 аминокислот, которые располагаются в определенной последовательности и периодичности. Существует 5 генетически детерминированных типов пептидных цепей коллагена, различающихся последовательностью аминокислот. Для кости характерен 1 тип коллагена, пептидные цепи которого образуют тройную спираль наподобие каната. Такая пространственная структура коллагена обеспечивает минерализацию вдоль пептидных цепей. Минерализация других 1-х типов коллагена не происходит^{30, 91}.

Неколлагеновые органические вещества костного матрикса участвуют в регенерации, метаболизме и регулируют процесс минерализации. Часть неколлагеновых протеинов костного матрикса образуется в остеобластах, другая часть — из сыворотки и плазмы крови или продуцируется эндокринными железами¹⁰⁶ III

К протеинам, синтезируемым остеобластами, относятся:

- остеокальцин (костный gla-протеин) — белок, на долю которого приходится 15% белкового состава костного матрикса. Участвует в минерализации костного матрикса. Секрета этого белка регулируется кальцитриолом — активным метаболитом витамина D¹⁴⁸;
- костные морфогенетические протеины (ВМР) — это группа белков, сходных по своей структуре (группа TGF-β-протеинов) и обладающих остеиндуктивными свойствами^{99, 135–166}. Протеин ВМР-1, являясь ферментом, принимает

активное участие в синтезе коллагена. Протеины BMP-2, BMP-3 (остеоенин), BMP-4 и BMP-5 инициируют митоз и дифференциацию остеогенных клеток в остеобласты^{102,112};

- протеогликаны - белки, составляющие группу гликозаминогликанов. К ним относятся: бигликан, версикан, декорин, фибромодулин, остеоглицин и остеоадгерин. Считается, что протеогликаны стимулируют образование фибрилл коллагена I типа^{62,81};
- гликопротеины остеоонектин, тромбозондин, фибронектин, витронектин, фибриллин, остеоонтин и сиалопротеин. Эти неколлагеновые белки, присоединяясь к коллагену, обеспечивают фиксацию минеральных веществ к фибриллам. Кроме того, некоторые белки, например остеоонектин, регулируют рост кристаллов гидроксиапатита и способствуют минерализации органического матрикса^{53,139,152};
- фосфопротеин (фосфорин), соединяясь и связывая большое количество кальция, повышает его локальную концентрацию, благодаря чему стимулируется минерализация и рост кристаллов гидроксиапатита¹⁵⁹.

К протеинам матрикса кости, происходящим из сыворотки и плазмы крови, относятся: α_2 -HS-гликопротеин, группа белков PDGF, а также TGF- β_1 , TGF- β_2 и IGF-протеины^{23,112}.

Для ко протеин и группа PDGF-протеинов стимулируют митоз остеогенных клеток, эндотелиальных клеток капилляров кости³⁸, а также регулируют выработку фибронектина остеобластами¹¹¹.

Протеины группы IGF являются «сигнальными» рецепторами клеточных мембран остеогенных клеток и активируют их деятельность на эндостальной поверхности кости¹¹².

Минеральное вещество костного матрикса представлено гидроксиапатитом ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), а также содержит ионы натрия, калия, магния, свинца и железа^{9,51,52}.

3.2.3. Гистологические типы костной ткани

Существуют два гистологических типа костной ткани: пластинчатая и грубоволокнистая.

Для пластинчатой костной ткани характерно одинаковое направление коллагеновых волокон, которые располагаются параллельными слоями и формируют костные пластинки. Ориентация коллагеновых волокон подчиняется законам статикки, их направление соответствует вектору нагрузки, что и определяет механическую прочность костных пластинок^{16,51,160}. Пластинчатая костная ткань служит основным строительным материалом нормальной кости.

Грубоволокнистая костная ткань является незрелой и почти полностью замещается пластинчатой в процессе эмбриогенеза. Характерная особенность этого типа костной ткани - хаотичное расположение коллагеновых волокон³⁴.

У взрослых незрелая костная ткань встречается в области зубных альвеол, костных швов, в местах прикрепления сухожилий и связок. Кроме того, грубоволокнистая костная ткань образуется при срастании переломов и закрытии дефектов кости, а также вокруг быстрорастущих костных опухолей и их метастазов³⁴.

3.2.4. Макроструктура кости

Основными элементами макроструктуры кости являются компактный и губчатый слои, которые образуются пластинчатой костной тканью.

Компактный слой состоит из остеонов (гаверсовых систем). Остеон представляет собой слоистую структуру, которую формируют концентрически расположенные вокруг 1-2-х кровеносных сосудов костные пластинки (рис. 3-2) толщиной от 1 до 12 мкм³⁴, образующие от 4 до 20 колец. Диаметр остеона обычно не превышает 0,2-0,4 мм^{34,98}, а длина - 0,05-1,85 мм¹⁴. Между собой остеоны разграничены линиями цементирования, состоящими из соединительных костных пластинок, пространство между которыми заполнено остатками «старых», разрушенных остеонов^{34,51}.

Снаружи и внутри компактный слой ограничен несколькими рядами общих костных пластинок, не образующих остеонов (рис. 3-3). Слои общих пластинок пронизывают сосуды, располагающиеся в канальцах (Фолькмановские канальцы) диаметром от 0,1-1,5 мкм до 150 мкм¹⁶, ко-

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

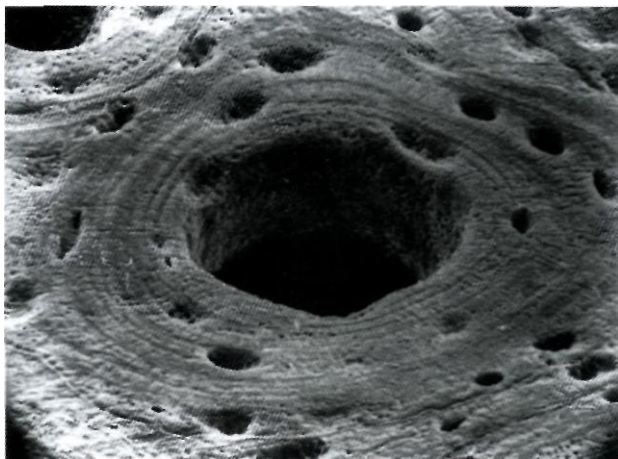


Рис. 3-2. Остеон (электронная микроскопия, $\times 1050$): в центре гаверсов канал, который окружают расположенные concentрически костные пластинки; по ходу пластинок располагаются лакуны остеоцитов (перепечатано из книги Kessel R.G. и Kardon R.H. *Tissues and Organs: a Text-Atlas of Scanning Microscopy*. W.H. Freeman, New York, 1979)

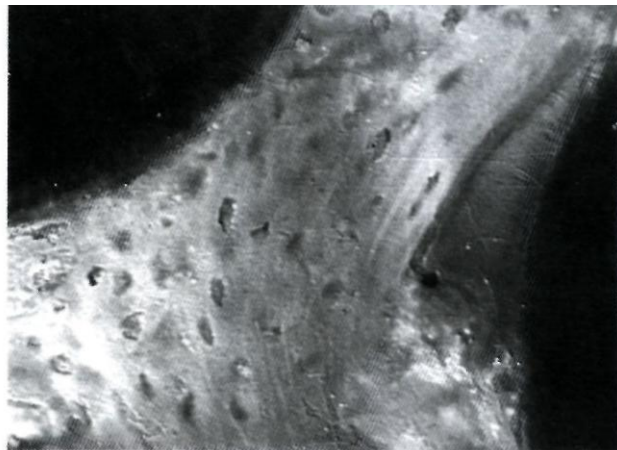


Рис. 3-4. Трабекула недекальцинированного шлифа кости (сканирующая электронная микроскопия, $\times 500$): по ходу расположенных параллельными рядами костных пластинок видны лакуны остеоцитов

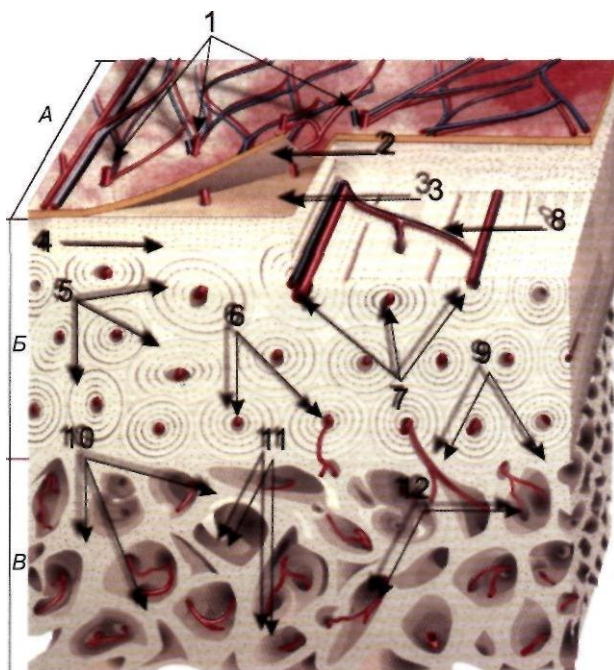


Рис. 3-3. Схема строения костной ткани: А — надкостница; Б — компактный слой; В — губчатый слой: 1 — входящие и выходящие сосуды; 2 — остеогенный слой надкостницы; 3 — периостальная поверхность кости; 4 — наружный слой общих пластинок; 5 — остеоны; 6 — гаверсовы каналы остеонов; 7 — сосуды остеонов; 8 — фолькмановы сосуды; 9 — внутренний слой общих пластинок; 10 — трабекулы; 11 — межтрабекулярные пространства; 12 — сосуды губчатого слоя

ТОРЫС связывают сосуды надкостницы, остеонов и капилляры губчатого слоя⁵².

Губчатый слой находится внутри кости. Представляет собой трехмерную сеть балочных и пластинчатых структур трабекул (рис. 3-4), ориентация которых соответствует среднему направлению (вектору) статических нагрузок, воздействующих на кость. Максимально нагруженные участки имеют более толстые и крепкие трабекулы⁴³.

Трабекулы состоят из костных пластинок, но остеоны эти пластинки не образуют. Обычно трабекула представлена несколькими слоями костных пластинок и имеет один или несколько питающих сосудов. Толщина трабекул зависит от степени их васкуляризации и может варьировать от 0,1–0,2 до 0,5–1,0 мм³⁴.

Характерной чертой губчатого слоя кости является наличие межтрабекулярных пространств (полостей), выстланных эндостом (слоем остеогенных клеток и неактивных остеобластов) и заполненных гемопоэтической, рыхлой соединительной тканью и кровеносными сосудами.

3.2.5. Макроструктура челюстей

Костная ткань челюстей имеет характерную организацию структурных элементов (остеонов

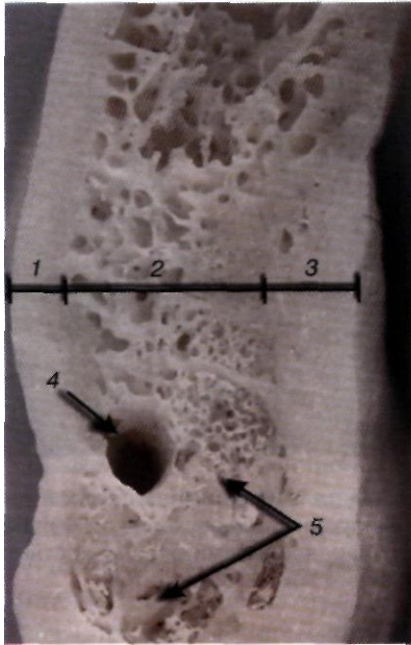


Рис. 3-5. Поперечный шлиф в области 45-ю зуба нижней челюсти человека:

1 и 3 — компактные слои (щечной и язычной сторон); 2 — губчатый слой; 4 — нижнечелюстной канал; 5 — трабекулы, формирующие устои и распорки



Рис. 3-6. Шлиф фронтального отдела нижней челюсти. Макроструктура представлена толстым компактным слоем. Губчатый слой не выражен, представлен массивными трабекулами, сливающимися с компактным слоем. Межтрабекулярные пространства имеют вид мелких ячеек

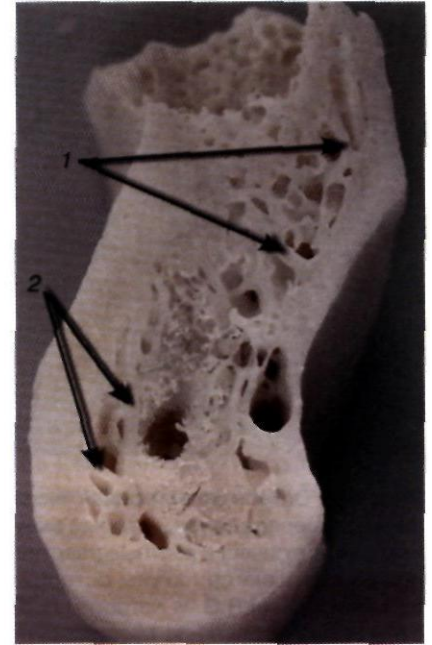


Рис. 3-7. Поперечный шлиф нижней челюсти в области 47-го зуба:

1 — утолщенные трабекулы в области внутренней кривой линии; 2 — массивные трабекулы, образующие силовые устои в зоне восходящего контрфорса

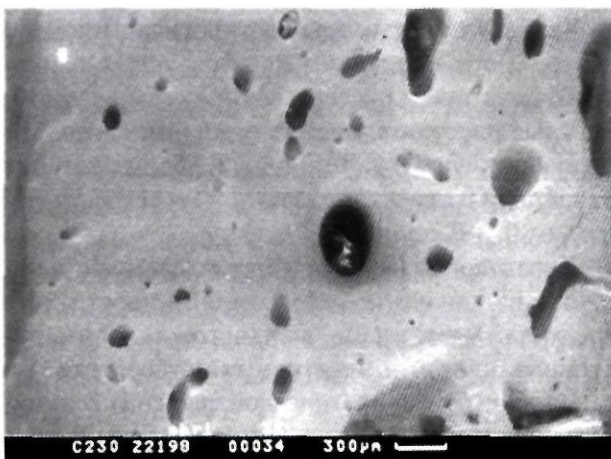


Рис. 3-8. Участок компактного слоя шлифа нижней челюсти, изображенного на рис. 3-5 (микрофотография, сканирующая электронная микроскопия, $\times 34$). В поле зрения многочисленные остеоны различного диаметра. У некоторых остеонов имеются два гаверсовых канала

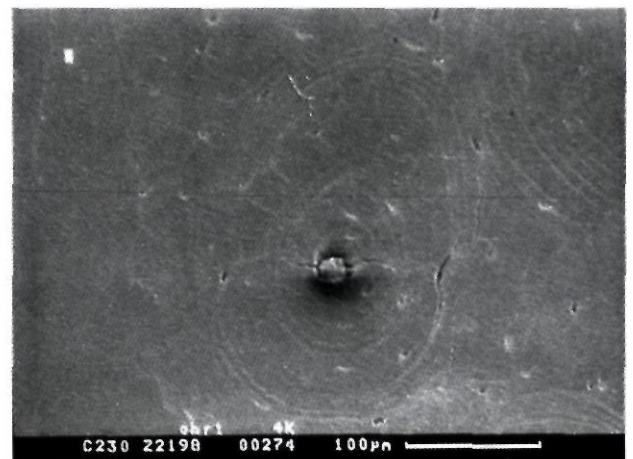


Рис. 3-9. Один из остеонов (микрофотография), показанных на предыдущем снимке (сканирующая электронная микроскопия, $\times 274$). В поле зрения концентрически расположенные костные пластинки, окружающие гаверсов канал

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

И трабекул). Остеоны челюстей короткие, расположены вдоль поверхности кости (рис. 3-5, 3-8 3-11). В области межкорневых перегородок образуют переходные структуры — дуговые остеоны. Часть остеонов имеет косое направление. Они вплетаются в костные балки губчатого слоя и соединяются с дуговыми остеонами. В результате образуется система арочных сводов, треугольных силовых устоев и распорок^{3,29}.

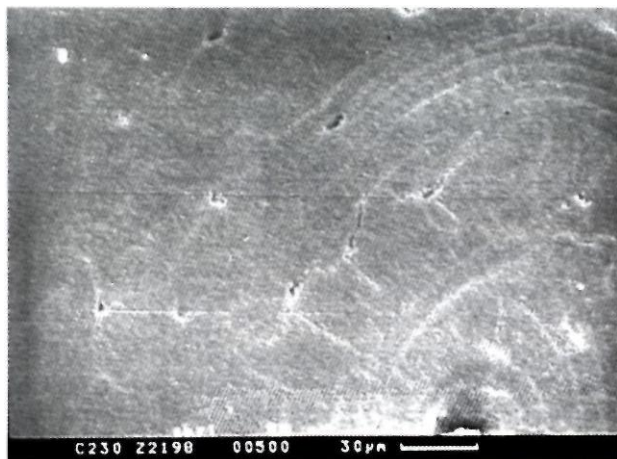


Рис. 3-10. Фрагмента остеона, изображенную на предыдущей фотографии ($\times 500$). Видны concentрически ориентированные ряды костных пластинок и расположенные по их ходу лакуны остеоцитов

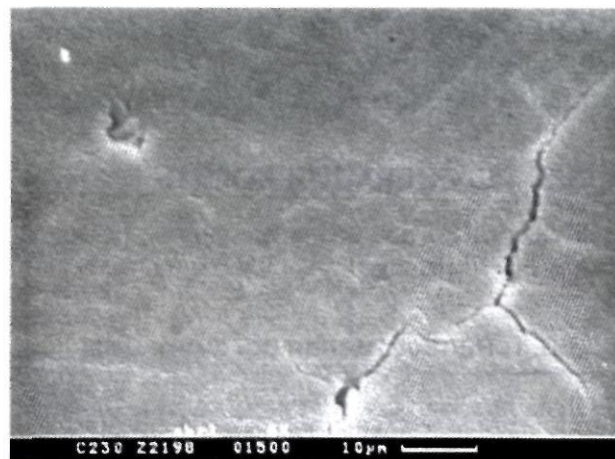


Рис. 3-11. Фрагмента остеона (см. рис. 3-10), $\times 1500$: в поле зрения лакуна остеоцита (верхний левый сектор) и микротрещина костного матрикса (нижний правый сектор)

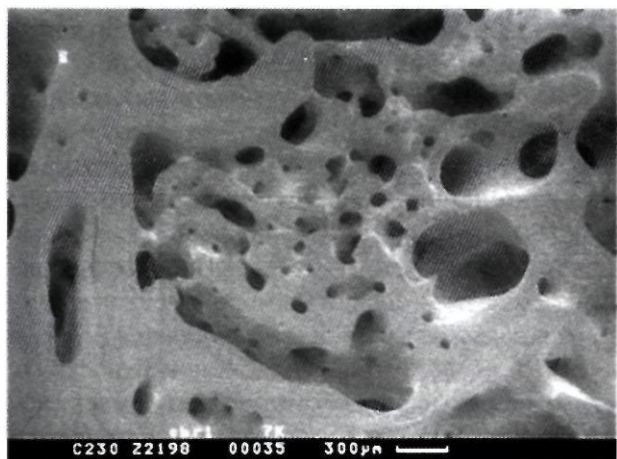


Рис. 3-12. Губчатый слой кости (микрофотография, $\times 35$) участка шлифа нижней челюсти, представленного на рис. 3-5. В поле зрения мощные трабекулы, образующие устои, и более мелкие трабекулы, формирующие трехмерную сеть

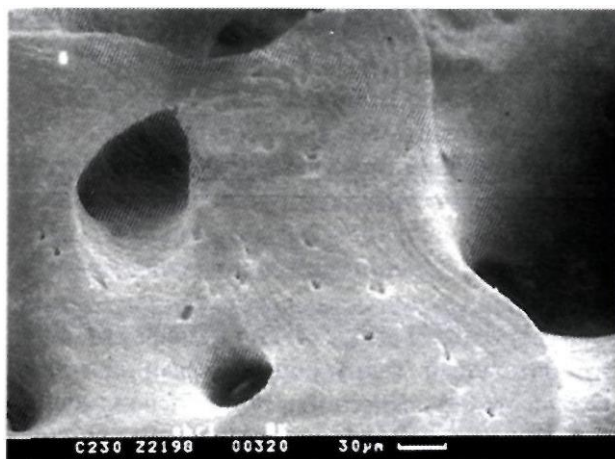


Рис. 3-13. Трабекула, находящаяся в поле зрения (см. рис. 3-12, верхний правый сектор). $\times 320$. В поле зрения ряды костных пластинок, формирующих трабекулу, и расположенные по ходу костных пластинок лакуны остеоцитов

Губчатый слой в области контрфорсов челюстей представлен мощными трабекулами V-образной формы. Наиболее массивные трабекулы находятся в областях прикрепления медиальной крыловидной и жевательной мышц. Во фронтальном отделе нижней челюсти (область симфиза) губчатый слой может практически отсутствовать (рис. 3-6), и тогда костная ткань симфиза нижней челюсти имеет вид гомогенной, плотной кости, представленной компактным слоем¹².

Трабекулы губчатого слоя челюстей располагаются перекрестно, создавая систему силовых распорок (рис. 3-5, 3-7, 3-12, 3-13), ориентированных вертикально под углом $60-70^\circ$ друг к другу²⁹.

В местах максимального напряжения и прикрепления мышц на верхней и нижней челюстях образуются утолщения компактного слоя с характерной ориентацией трабекул¹⁴². Эти места получили название «контрфорсов» (рис. 3-14). В.С. Сперанский (1976) выделяет 6 контрфорсов. На верхней челюсти: лобно-носовой, скуловой, крылонёбный и нёбный; на нижней челюсти: альвеолярный и восходящий контрфорсы.

3.3. РЕГЕНЕРАЦИЯ КОСТИ

Существуют две основные формы регенерации кости — репаративная и физиологическая⁹.

3.3.1. Репаративная регенерация

Репаративная регенерация — восстановление участков кости после травмы (в том числе вследствие хирургического вмешательства).

Инициация репаративной регенерации

Инициатором репаративной регенерации выступает само повреждение. Для объяснения природы данного процесса было предложено несколько гипотез.

1. По мнению E. Fukada и I. Yasuda (1957), в основе пускового механизма регенерации кости лежат биофизические факторы — эндогенные электрические сигналы. В качестве аргумента приводится тот факт, что на поверхности образовавшегося дефекта возникает разность потенциалов. При этом костная структурная единица электроположительна, а в зоне дефекта заряд отрицательный. Таким образом, разница потенциалов может выполнять роль сигнала к пролиферации и дифференцированию остеогенных клеток^{79,80,82}.

2. A. Caplan (1987) и R. Marx (1994) считают, что пусковой механизм регенерации имеет химическую природу, в основе его лежит изменение кислотно-щелочного баланса в зоне поврежде-

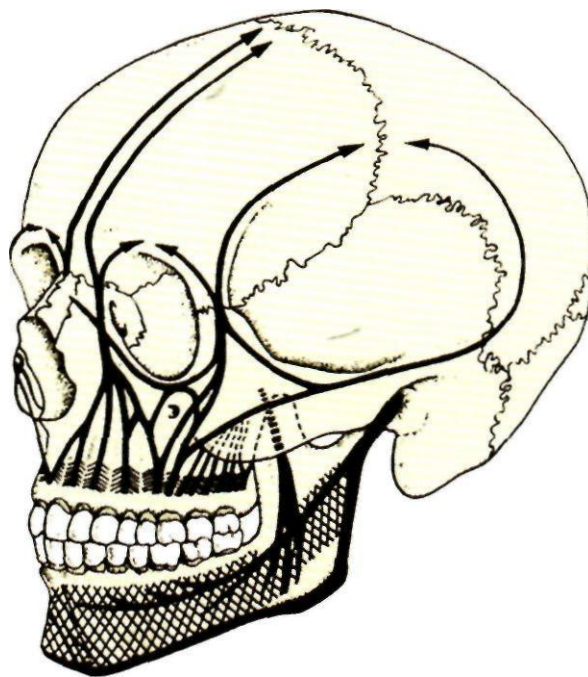


Рис. 3-14. Распределение напряжений в костях черепа, возникающих во время жевания (по G.-H. Schumacher): расположение контрфорсов соответствует векторам распределения напряжений

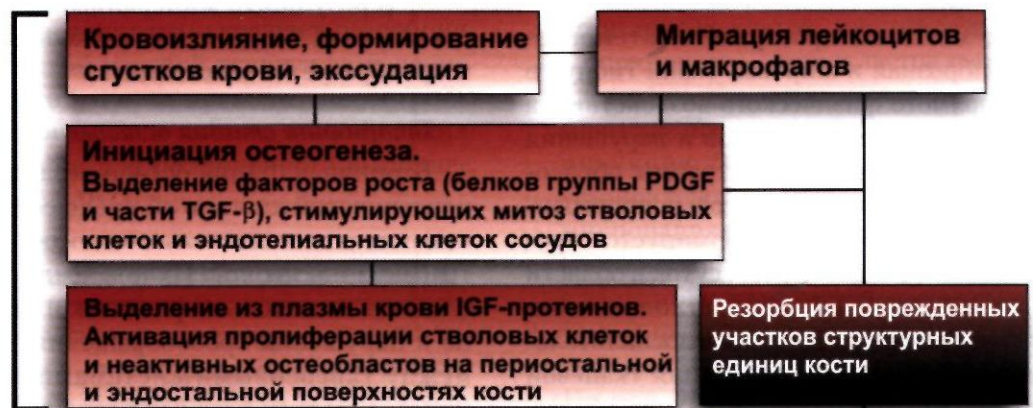
ния костных структур. Снижение уровня pH с 7,42 (физиологический уровень) до $6-4$ в зоне повреждения кости может служить сигналом к активации белков-остеоиндукторов^{37,116,128}. Часть их выполняет роль гормонов, вызывающих включение генов, отвечающих за митоз и дальнейшую пролиферацию стволовых мезенхимальных клеток (рис. 3-15). Другая часть остеоиндукторов включает гены, направляющие дифференциацию этих клеток^{33,45,158,166}. Процесс активации остеогенеза костными морфогенетическими протеинами называется *остеоиндукцией*^{112,137}.

Дальнейшая регенерация на поверхности кости и в собственно костной ткани имеет свои особенности и может быть разделена на две стадии — первичную и вторичную^{36,37}.

Первичная стадия остеогенеза

Первичная стадия остеогенеза происходит в костно-мозговых пространствах (эндосте) и

I ФАЗА: первичный тканевой ответ



II ФАЗА: пролиферация



III ФАЗА: формирование остеоида и грубоволокнистой костной ткани

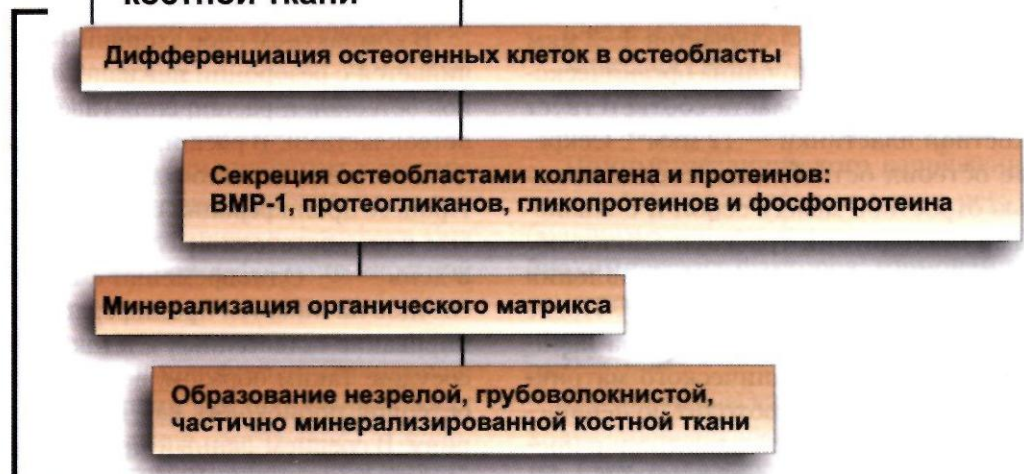


Рис. 3-15. Схема репаративной регенерации костной ткани

остеогенном слое периоста сразу после инициации регенерации.

В КОСТНО-МОЗГОВЫХ пространствах ГЕМОПОЭТИЧЕСКАЯ, фиброзная и жировая ткани гибнут в результате ПРЯМОГО физического ВОЗДЕЙСТВИЯ, а также из-за повреждения сосудов и нарушения КРОВООБРАЩЕНИЯ. Сразу после травмы образовавшийся дефект и костно-мозговые пространства ЗАПОЛНЯЮТСЯ кровью, и формируется кровяной сгусток. В течение ПЕРВЫХ суток в области дефекта и ПРИЛЕГАЮЩИХ к нему костно-мозговых пространствах наблюдается острая воспалительная реакция. Происходит ЭКССУДАЦИЯ тканевой жидкости, миграция лейкоцитов и макрофагов. Эта фаза первичного тканевого ответа обычно длится 24–48 ч^{22,442}. Для нее характерно не ТОЛЬКО развитие острого воспаления в зоне повреждения, но и начало индукции остеогенеза за счет активации неспецифических факторов роста, дающих сигнал к пролиферации кровеносных сосудов и остеогенных клеток^{45,52,70}.

На третьи сутки после травмы начинается пролиферация мелких сосудов со скоростью 0,5 мм в день¹³². Одновременно с восстановлением сосудов происходит пролиферация остеогенных клеток со скоростью 25–50 мкм в день и дифференциация их в остеобласты^{31,47,48}.

Образовавшиеся из остеогенных клеток ОСТЕОБЛАСТЫ синтезируют остеоид путем секреции и отложения коллагеновых волокон. Каждый остеобласт ПРОИЗВОДИТ в день около 0,17 мм³ остеоида⁴³, т.е. ежедневно откладывается 1–2 мкм остеоида, и после 10 дней толщина органического матрикса вокруг остеобласта соответствует таковой костной пластинки – 12 мкм⁹⁵. Секретирующие остеоид остеобласты соединяются с помощью отростков между собой и с жизнеспособными остеоцитами трабекул. Таким образом, создается основа для восстановления частично разрушенной костной балки²⁶. После 10-дневного периода секреции остеоида начинается минерализация органического матрикса. Фронт минерализации проходит по периферии формирующейся костной пластинки и продвигается в направлении остеобласта. Обычно скорость минерализации остеоида составляет около 0,6–0,7 мкм в день, и, таким образом, ДЛЯ

ее завершения необходимо около 12–15 дней^{95,119}. В результате минерализации остеобласт оказывается замурованным в костном матриксе и преобразуется в ОСТЕОЦИТ.

Вторичная стадия остеогенеза

Вторичная стадия остеогенеза происходит в пластинчатой кости, и ей предшествует резорбция остеокластами нежизнеспособных участков трабекул и остеонов. Их повреждение является следствием не только физического воздействия, но и нарушения кровообращения. Анастомозы между ГАВЕРСОВЫМИ системами не слишком многочисленны, ПОЭТОМУ повреждение сосудов приводит к ишемии и гибели остеоцитов не только в зоне дефекта, но и в смежных участках КОСТИ.

На гистологическом уровне вторичный остеогенез проявляется на 7-е сутки после травмы, когда в области пустых лакун погибших остеоцитов в результате АКТИВНОЙ деятельности остеокластов образуются ниши резорбции²².

В губчатом слое процессы вторичного остеогенеза идут интенсивнее за счет более совершенного кровоснабжения. Остеокласты «РАЗЪЕДАЮТ» нежизнеспособные участки трабекул, за исключением МЕСТ прикрепления формирующихся во время ПЕРВИЧНОГО остеогенеза костных пластинок. Затем разрушенные фрагменты заполняются КАПИЛЯРАМИ и ОСТЕОБЛАСТАМИ, и происходит восстановление трабекул^{34,36,37}.

В компактном слое вторичный остеогенез начинается с резорбции нежизнеспособных участков остеонов и расширения гаверсовых каналов ОСТЕОКЛАСТАМИ. В расширенном канале происходит ВОССТАНОВЛЕНИЕ сосудистой системы остеоона. Процесс пролиферации сосудов гаверсовых систем идет достаточно медленно – всего 0,05 мм в день^{129,132}. Одновременно с восстановлением СОСУДОВ начинается пролиферация и дифференцирование остеогенных клеток вдоль растущих СОСУДОВ. Таким образом, восстановление и рост остеонов происходит как в ДЛИНУ, так и в ШИРИНУ. В среднем данный процесс продолжается 5 нед.^{31,36,37}.

В результате первичного и вторичного остеогенеза через 4–6 нед. после травмы образуется

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

грубоволокнистая костная ткань. В дальнейшем под воздействием механической нагрузки и двигательной активности наступает резорбция грубоволокнистой костной ткани и замещение ее пластинчатой, т.е. происходит перестройка структурных единиц кости и модификация ее архитектоники для полноценного выполнения функции^{22,53,112}.

3.3.2. Физиологическая регенерация

Физиологическая регенерация — восстановление элементов структуры кости, утраченных в процессе ее жизнедеятельности (структурная перестройка кости). Она происходит в отдельных структурных единицах (остеоны и трабекулы) на трех поверхностях кости: периостальной, эндоостальной и в системах гаверсовых каналов. Структурная перестройка необходима для модификации архитектоники костной ткани, контроля и обновления кристаллов гидроксиапатита костного матрикса^{30,53}. Ежегодно перестраивается 2–10% скелета, т.е. за 10–20 лет обновляется около его половины³⁰.

Инициаторами структурной перестройки кости являются:

- изменение функции либо величины нагрузки на кость¹¹⁰;
- изменение гормонального фона и содержания кальция в крови⁹¹.

В качестве пускового механизма структурной перестройки могут выступать эндогенные электрические сигналы кости^{80,105,146,1150}. В настоящее время рассматривается несколько гипотез возникновения подобных сигналов.

1. Приложение внешних сил приводит к сжатию и растяжению структурных элементов кости, что вызывает пьезоэлектрический эффект. Под действием нагрузок при деформации костной структурной единицы, например, трабекулы, вогнутая поверхность подвергается максимальному сжатию и приобретает отрицательный заряд, в то время как противоположная сторона (максимальное растяжение) — положительный. При этом отрицательно заряженная поверхность кости привлекает неактивные остеобласты и активирует их деятель-

ность^{39,74,113,126,127}. Разница потенциалов повышает активность не только остеобластов, но и других клеток, принимающих участие в остеогенезе — остеокластов и остеогенных клеток^{42,92,163}, а также может вызывать биохимические процессы, которые усиливают остеопродукцию белков^{49,65}. Экспериментально установлено, что циклическое механическое микронапряжение в структурных единицах кости имеет диапазон 500–2000 циклов в день с частотой 0.5 Гц^{136,137,153}.

2. Кроме пьезоэлектрических известны и электрокинетические эффекты костной ткани. На поверхности кости они возникают при изменении давления в тканевой жидкости, окружающей костные структуры и контактирующей с ними, что создает направленное движение тканевой жидкости, вызывая конвекционный ток^{59,126}.
3. Согласно еще одной гипотезе механическое воздействие на кость сопровождается напряжением в костных структурных единицах, что приводит к образованию микротрещин. При этом возникает разница потенциалов, которая может служить сигналом к структурной перестройке кости^{78,115}.
4. В последнее время рассматривается возможность активного участия выстилающих клеток в физиологической регенерации кости. Согласно этой гипотезе механическое напряжение в костном матриксе передается выстилающим клеткам, которые трансформируют его в биохимический сигнал благодаря интегринным белкам, при помощи которых неактивные остеобласты прикреплены к матриксу кости^{23,97,124,148}. Помимо механического напряжения физиологическая регенерация кости регулируется большим количеством системных и локальных биохимических факторов: гормонами и факторами роста, к которым неактивные остеобласты имеют специфические биохимические рецепторы^{23,56,117,165}.

Физиологическая регенерация кости происходит посредством оппозитивного механизма. Суть его заключается в следующем: рост и регенерация костной ткани может иметь место только на предварительно резорбированной по-

верхности. Объясняется это тем, что костный матрикс кальцинируется почти сразу по мере образования, и кость лишена возможности развиваться изнутри³⁴.

Поэтому после инициирования структурной перестройки происходит полное или частичное разрушение остеокластами структурных единиц кости. Глубина резорбции составляет до 100 мкм

в день, и процесс длится примерно 10 дней⁶⁴. Затем происходит заполнение образовавшегося дефекта остеобластами с последующей минерализацией органического матрикса (рис. 3-16). Остеогенез, в основе которого лежит оппозиционный механизм роста кости, обеспечивающий развитие и обновление костного матрикса, называется *остеокондукцией*^{156, 157, 158}.

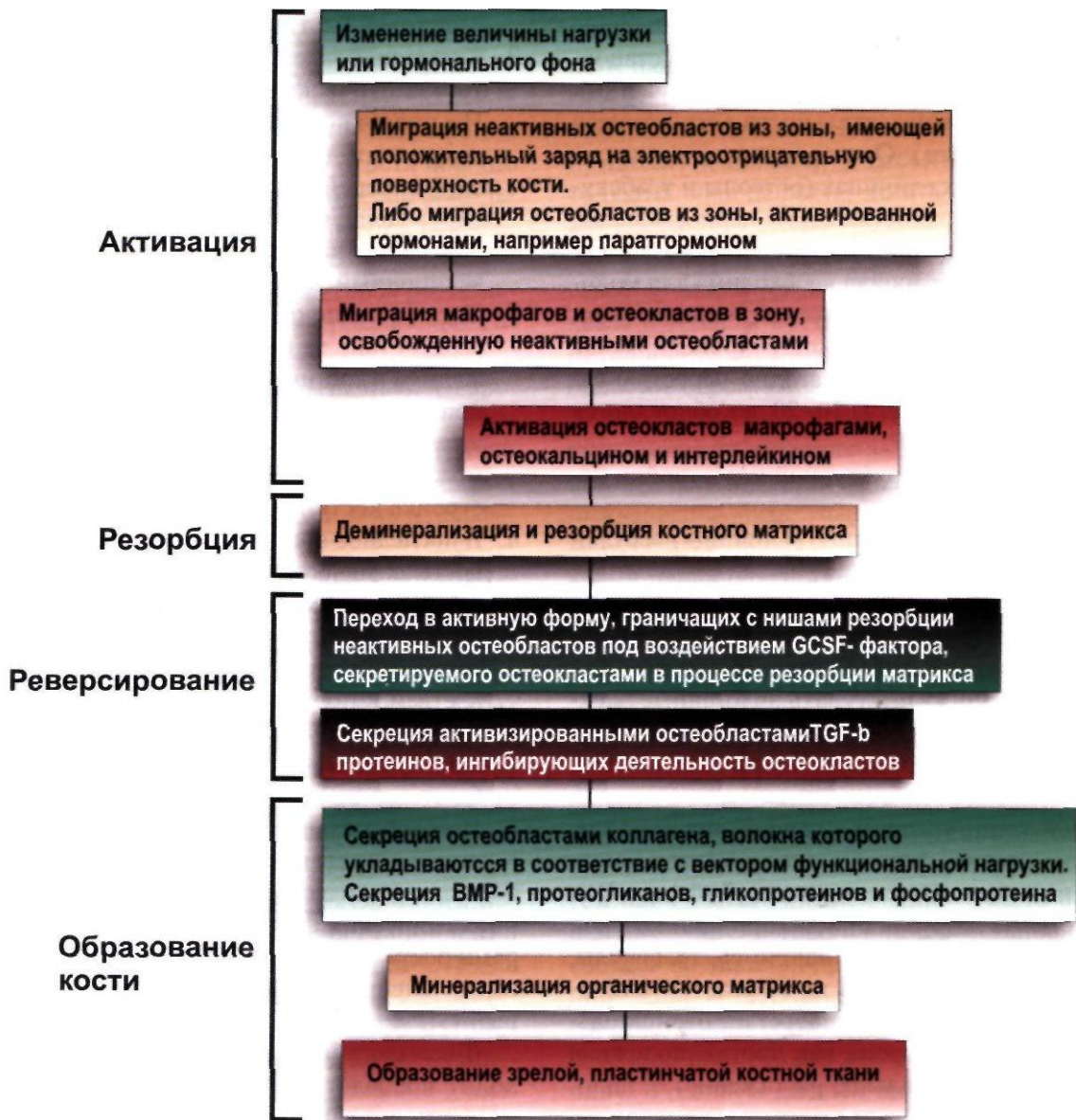


Рис. 3-16. Схема физиологической репаративной операции кости

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

У взрослого человека обновление одной структурной единицы занимает от 3-х до 6 мес.¹²⁵, после чего наступает фаза покоя, которая может длиться до 25 лет⁷⁶. В норме процесс перестройки кости происходит таким образом, что при резорбции и удалении костной ткани из одной структурной единицы наблюдается образование новой кости в другой (расположенной на небольшом отдалении) или той же структурной единице²².

Разрушение и созидание в костной ткани тесно связаны между собой. Однако на разных поверхностях кости эти процессы имеют неодинаковый баланс. Так, на внешней (периостальной) поверхности в течение всей жизни баланс положительный, т.е. созидание доминирует над разрушением. В компактном слое оба процесса уравновешены. В губчатом слое (особенно после 50 лет) преобладает резорбция, что приводит к увеличению объема костно-мозговых пространств и истончению компактного слоя с внутренней стороны^{63,133}.

3.3.3. Заживление кости первичным и вторичным натяжением

Образующаяся через 14–30 дней в зоне дефекта частично минерализованная ткань, органической основой которой являются волокна коллагена, а клеточный состав представлен остеоцитами, остеобластами, хондро- и фибробластами. Служит первичной и переходной субстанцией для создания в дальнейшем пластинчатой костной ткани. Такой процесс регенерации, завершающийся формированием костной «мозоли», есть не что иное, как заживление кости вторичным натяжением (рис. 3-17).

Преобразование костной мозоли в пластинчатую костную ткань происходит полностью в течение 8–12 нед. под воздействием функциональной нагрузки на кость или частично при ее отсутствии (снижении интенсивности)^{34,75,78}. В результате этой начальной структурной перестройки происходит обновление около половины остеонов и трабекул^{123,140}. Остальная часть грубоволокнистой костной ткани при отсутствии функциональной нагрузки может оставаться таковой в

течение года и даже более длительное время⁸³. Только после приложения функциональной нагрузки она может перестроиться в пластинчатую костную ткань⁷⁸. Регенерация кости вторичным натяжением происходит в том случае, когда величина дефекта между ее структурными единицами превышает 0,2–0,6 мм⁷⁷, а также, когда глубина некроза костной ткани по краям повреждения составляет более 0,5 мм^{71,132}.

В результате репаративной регенерации может образоваться и изначально зрелая, высокоминерализованная пластинчатая костная ткань. Механизм такой регенерации, которую можно охарактеризовать как заживление первичным натяжением, заключается в следующем. После пролиферации в область дефекта остеогенные клетки дифференцируются в остеобласты, которые своими отростками соединяются с жизнеспособными остеоцитами структурных единиц кости. Таким образом, остеобласты являются своего рода мостом между жизнеспособными остеоцитами (рис. 3-18). Затем происходит синтез остеоида и его минерализация, для которой характерно образование в первую очередь кристаллов фосфорнокислого кальция, метаболически более активного, чем гидроксиапатит^{66,67}. Образуется своего рода костный рубец^{69,169}. Гистологическая картина такого варианта заживления хрящевой ткани была описана еще в 1875 г. немецким гистологом V. von Elmer, который определил плотный минерализованный матрикс на границе «старой» и вновь образованной костной ткани как «линию цементирования». Позднее H. Willenegger, S. Perren и R. Schenk (1971) назвали первичное заживление закрытых переломов и трещин костей «контактным». Первичное заживление костных дефектов является результатом прямого или контактного остеогенеза (т.е. без промежуточной стадии формирования грубоволокнистой, хрящевой или фиброзной тканей). Сращение кости при этом происходит достаточно быстро, всего за 7–14 дней, и с полным восстановлением пластинчатой структуры хрящевой ткани^{13,17,66,77}. В последние десятилетия возможность заживления кости первичным натяжением с образованием между структурными единицами линий цементирования была

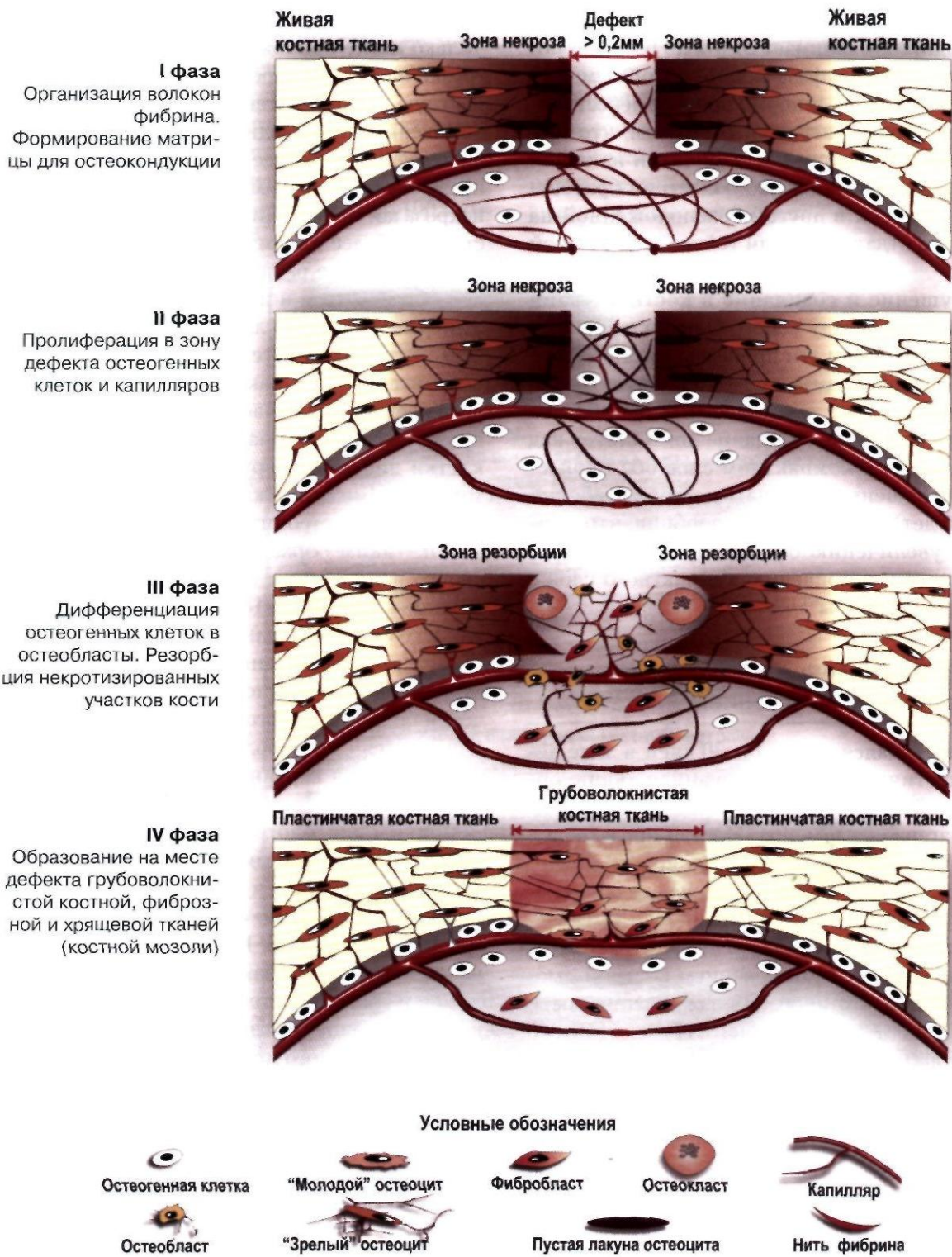


Рис. 3-17. Схема репаративной регенерации кости с образованием грубоволокнистой костной ткани в зоне дефекта (заживление вторичным натяжением)

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

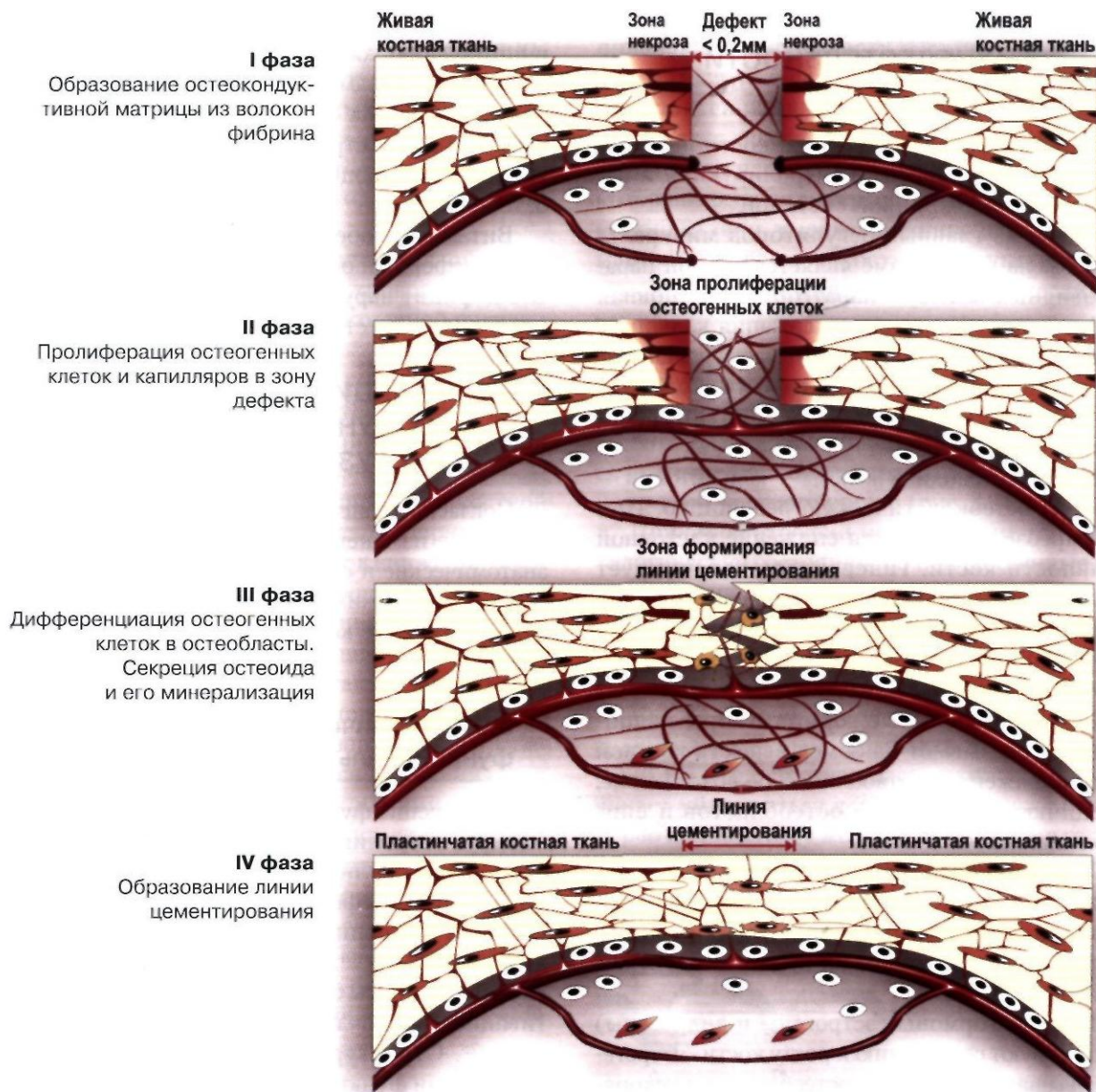


Рис. 3-18. Схема регенерации кости с образованием линии цементирования (заживление первичным натяжением)

подтверждена экспериментальными исследованиями *in vivo* и *in vitro*^{66, 67}. При этом было установлено, что заживление первичным натяжением возможно тогда, когда глубина некроза граничащих с зоной повреждения краев кости менее 0,5 мм, а величина дефекта между ними менее 0,2 мм^{71, 77}.

При заживлении первичным натяжением линии цементирования сохраняются длительное время, иногда несколько лет. Постепенно кристаллы фосфорнокислого кальция замещаются кристаллами гидроксиапатита в процессе модификации минерального компонента костного матрикса⁶⁶

3.4. ГОРМОНАЛЬНАЯ РЕГУЛЯЦИЯ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ КОСТИ

Биохимические процессы в костной ткани строго сбалансированы, контролируются и регулируются эндокринной системой^{9, 53, 86, 108}.

Одним из главных регуляторов минерального обмена в организме является гормон паращитовидных желез паратгормон. Основная его функция — контроль содержания кальция в крови. Падение его уровня вызывает увеличение выработки паратгормона, который активирует остеокластическую резорбцию и ингибирует синтез коллагена остеобластами^{23, 68}.

Гормон щитовидной железы кальцитонин — тормозит остеокластическую резорбцию. При гипотиреозе наблюдается снижение клеточной активности кости. Гипертиреоз потенцирует функцию как остеобластов, так и остеокластов на эндостальной поверхности. Однако процессы резорбции при этом преобладают, что вызывает «губчатость» компактного слоя^{7, 23}.

Кортикостероидные гормоны коры надпочечников оказывают на обмен веществ костной ткани выраженное катаболическое воздействие, замедляют образование остеобластов и синтез коллагена^{7, 23, 30}.

Соматотропный гормон передней доли гипофиза стимулирует рост костей до полового созревания. В дальнейшем этот гормон может активировать остеогенез на периостальной поверхности^{22, 30}.

Половые гормоны (эстрогены и андрогены) способствуют созреванию и росту кости. Эстрогены повышают активность остеобластов и ускоряют минерализацию остеоида. Андрогены оказывают общее анаболическое действие на организм, тормозят резорбцию кости и служат катализатором минерализации^{7, 22}.

Кроме гормонов на регуляцию остеогенеза оказывают непосредственное влияние витамины^{9, 22}.

Недостаток витамина Д нарушает процесс минерализации кости. Кроме того, при Д-авитаминозе снижается выработка половых гормонов. Хронический избыток витамина А тормозит

остеогенез, приводя к преобладанию резорбции и истончению костных структур.

Дефицит витамина С отрицательно влияет на синтез коллагена остеобластами. При С-авитаминозе в зонах структурной перестройки кости усиливаются процессы резорбции и замедляется остеогенез.

Витамин D обеспечивает нормальный кальций-фосфорный обмен и минерализацию кости. Его дефицит нарушает минерализацию, а избыток — активирует резорбцию кости.

3.5. РЕАКЦИЯ КОСТНОЙ ТКАНИ НА ФУНКЦИОНАЛЬНУЮ НАГРУЗКУ

Согласно трансформационному закону Вольфа любое изменение функции влечет за собой анатомические и структурные перестройки органов и тканей. Таким образом, функция определяет форму, строение костного органа и его архитектуру.

3.5.1. Увеличение функциональной нагрузки

Повышение функциональной нагрузки оптимизирует величину биоэлектрических потенциалов кости, усиливает гидродинамическое влияние упругих деформаций структурных единиц кости на микроциркуляцию и графику тканей эндоста^{82, 105, 150, 161}. Статико-динамические нагрузки на кость обычно сопровождаются активацией пери- и эндостального образования кости²⁸. Структурная перестройка кости при увеличении функциональной нагрузки является компенсаторным остеогенезом; если повышенная нагрузка на кость чередуется с достаточным отдыхом, она успевает перестроиться и приспособиться к новым условиям^{1, 6}.

Однако кость, как и любой другой орган человеческого организма, имеет максимальный предел своих функциональных возможностей. При превышении допустимого уровня физической нагрузки (более 3000 циклов микронапряжения структурных единиц в день) элементы костной ткани подвергаются перегрузочному напряже-

ГЛАВА 3. БИОЛОГИЯ КОСТИ

лицу, в результате чего происходит резорбция^{1,2}. В моменты явного несоответствия величины местной нагрузки анатомическому строению и степени развития структурных единиц кости может начаться патологическая перестройка, которая по своей сути является болезнью срыва, временной недостаточности, декомпенсации кости²¹.

Ключевым фактором патологической перестройки является нарушение кровообращения и микроциркуляции в зоне чрезмерной физической нагрузки.

При увеличении нагрузки ускоряется обмен веществ и происходит значительное усиление кровотока в системе микроциркуляции. При этом в связи с недостаточно развитым компенсаторным механизмом микроциркуляции костной ткани имеет место нарушение капиллярного кровообращения^{12,17}, что приводит к снижению кровоснабжения, агрегации эритроцитов, тромбозу сосудов и острой ишемии в наиболее нагруженных участках кости. Вследствие последующей резорбции костной ткани, а также дегенерации ее до уровня остеоида, лишённого минерального компонента, происходят микропереломы трабекул и остеонов^{60,149}. Начинается дезорганизация и рассасывание структурных единиц костной ткани, в первую очередь трабекул, с образованием полостей, которые заполняются волокнистой соединительной тканью. Вместе с тем костная ткань, исчезая и оставляя на своем месте остеонид, сохраняет способность к обратному развитию и восстановлению структурных единиц при нормализации микроциркуляции и адекватной инициации структурной перестройки²¹.

3.5.2. Снижение функциональной нагрузки

Уменьшение функциональной нагрузки вызывает снижение величины биоэлектрических потенциалов и интенсивности кровообращения кости, что ингибирует остеогенную потенцию и активирует резорбцию костной ткани. Это приводит к уменьшению емкости микроциркуляторного русла с редукцией капиллярной сети и повышением сосудистой проницаемости^{2,11,42,138}

После снижения кровоснабжения первые признаки атрофии кости и остеопороза могут отмечаться уже через 2-3 нед⁸⁷. При длительном снижении явления атрофии и остеопороза становятся практически необратимыми, и наступает регрессивная трансформация кости, которая приводит к срыву жизнедеятельности костной ткани, уменьшению прочности, деформациям, переломам костных структур и даже самой кости при минимальных физических нагрузках^{2,18,50,93,155}.

3.5.3. Атрофия челюстей

Атрофия кости — процесс, характеризующийся уменьшением объема, размеров и общей костной массы костного органа (рис. 3-19).

Причиной атрофии могут быть не только патологические состояния, но и естественные процессы старения организма.

Созидание костей скелета человека происходит до 25 лет, затем приблизительно до 40 лет костная масса компактного слоя костей сохраняется на том же уровне. После 40 лет происходит незначительная убыль компактного слоя, около 0,3-0,4 % в год. Костная масса губчатого слоя начинает уменьшаться с 25-30 лет у мужчин примерно на 1 % в год; у женщин — на 2-3 % в год. Таким образом, общая потеря костной массы к 70 го-



Рис. 3-19. Классификация степеней атрофии беззубых челюстей по Lekholm и Zarb (1985):

Группа А — интактный альвеолярный отросток, без признаков атрофии; Группа В — незначительная резорбция края альвеолярного отростка; Группа С — полная резорбция альвеолярного отростка до уровня базального отдела челюстей; Группа D — начальная резорбция базальных отделов; Группа E — значительная резорбция базальных отделов челюстей

лам составляет 25–30% компактного и 35–40% губчатого слоя костей^{30,118}. Естественная убыль костной массы челюстей начинается с 25 лет¹¹ и проявляется снижением их высоты в среднем на 0,1–0,2 мм в год^{18,163}. Увеличение скорости атрофии является патологией, вызванной эндо- или экзогенными факторами, нарушающими баланс между резорбцией и остеогенезом в процессе структурной перестройки кости. Эндогенными факторами ускоренной атрофии челюсти (до 0,4 мм в год) могут выступать изменение гормонального фона и нарушение обмена веществ. Экзогенными факторами служат: острые и хронические заболевания пародонта, нарушение окклюзии и функциональные перегрузки пародонта, адентия, нерациональное протезирование, использование съемных зубных протезов^{5,41,64,151}.

Прогрессирующая атрофия при адентии может привести не только к полному исчезновению альвеолярных отростков, но и частичной атрофии базальных отделов челюстей, что вызывает значительные топографо-анатомические изменения в полости рта и челюстно-лицевой области: формируется прогнатическое соотношение челюстей, изменяется соотношение альвеолярных отростков в боковых отделах челюстей (рис. 3-20)^{14, 48,142}. Приблизительно у 80–94% больных значительно уменьшается глубина или полностью отсутствует преддверие полости рта¹⁴⁷. В 25% случаев изменяется положение уздечек губ и языка¹¹¹.

Выраженные морфологические сдвиги создают значительные трудности для лечения и окклюзионной реабилитации пациентов с аден-

3.5.4. Остеопороз

Остеопороз – уменьшение количества костной ткани в единице объема кости на 30–40% по отношению к нормальным показателям^{22,30,108}.

Остеопороз в большей мере является ответом костной системы на различные экзо- и эндогенные факторы, чем самостоятельным заболеванием³⁰.

Существуют две основные формы остеопороза – системный и местный (регионарный).

Системный остеопороз может быть обусловлен врожденным и приобретенным несовершенным остеогенезом, нарушением гомеостаза кальция, гормональными изменениями, заболеваниями желудочно-кишечного тракта, ятрогенными факторами, например, кортикостероидной терапией. Причинами остеопороза могут быть алкоголизм, курение, стресс, голодание, гиподинамия, несбалансированное питание, хроническая интоксикация, вызванная, например, множественным кариесом зубов, а также ревматоидный артрит, специфические инфекционные заболевания (лепра, туберкулез, сифилис, актиномикоз), онкологическая патология. Остеопороз чаще встречается у пожилых людей, а также у женщин, особенно после родов, в период лактации и после менопаузы^{22,30, 46,108}.

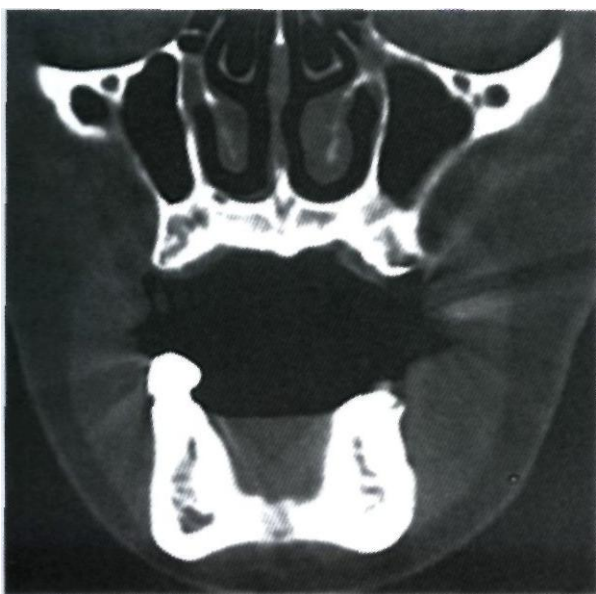
При системном остеопорозе изменения обычно наблюдаются в позвоночнике, лучевых и бедренных костях^{22,30,108}. В костной ткани челюстей они не столь выражены и чаще имеют место при старческом остеопорозе и в период менопаузы¹⁹.

Развитие костных структур челюстей подчинено преимущественно функциональной нагрузке при жевании, поэтому главной причиной остеопороза является адентия^{19, 46,90,103,104}.

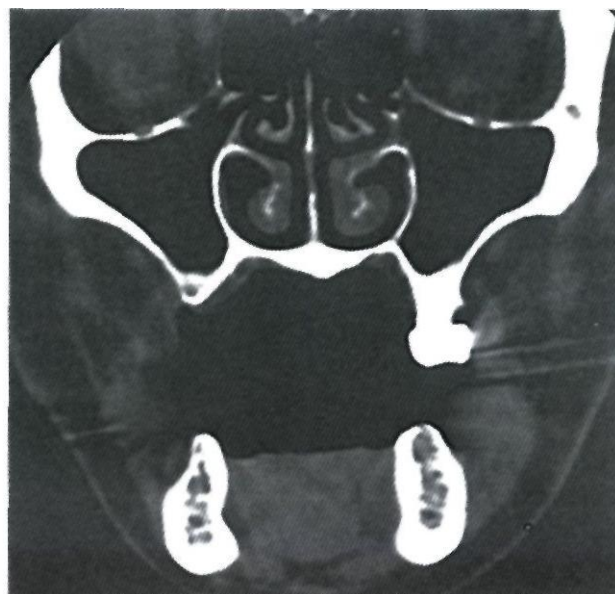
Воспалительные и дистрофические процессы в пародонте в большей степени вызывают атрофию костной ткани альвеолярных отростков, чем остеопороз челюстей, поэтому связь между остеопорозом и патологией пародонта носит скорее обратный характер. Остеопороз челюстей, обусловленный эндо- или экзогенными факторами, способствует развитию заболеваний пародонта, которые, в свою очередь, усугубляют воспалительные и дистрофические процессы в костной ткани челюстей^{16,161}.

Таким образом, остеопороз челюстей – это, как правило, регионарный остеопороз, являющийся следствием снижения функциональной нагрузки на костную ткань.

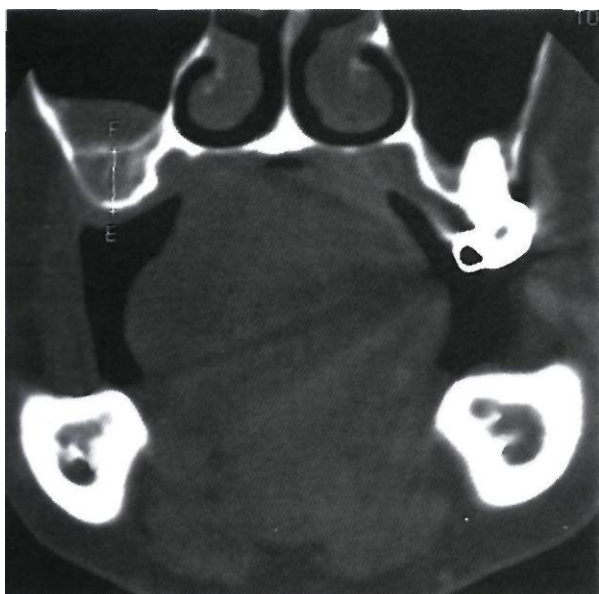
Несмотря на то, что атрофия и остеопороз имеют целый ряд общих этиологических факторов, далеко не во всех случаях атрофию сопровождает остеопороз, а атрофия кости является остеопорозом. Объясняется это, в первую оче-



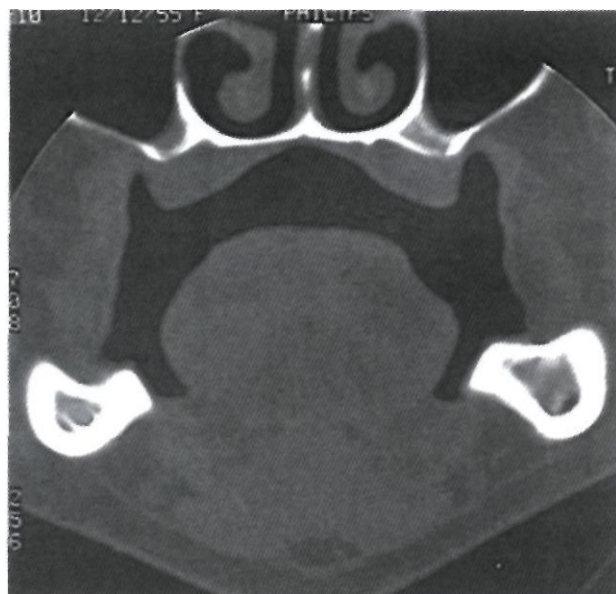
Альвеолярный отросток нижней челюсти в области 44-го зуба интактен, без признаков резорбции (группа А по классификации Lekholm и Zarb, 1985). С противоположной стороны зуб отсутствует, имеется незначительная резорбция гребня альвеолярного отростка (группа В)



Резорбция значительной части альвеолярного отростка нижней челюсти (группа С) и полная резорбция альвеолярного отростка и базального отдела в области верхней челюсти справа (группа Е)



Полная резорбция альвеолярного отростка верхней челюсти справа (группа С) и полная резорбция альвеолярного отростка, а также начальная резорбция базального отдела нижней челюсти (группа D)



Полная резорбция альвеолярного отростка и базального отдела верхней челюсти. Полная резорбция альвеолярного отростка и значительной части базального отдела нижней челюсти (группа Е)

Рис. 3-20. Типичные формы резорбции и атрофии участков челюстей после удаления зубов (данные компьютерной томографии)



Рис. 3-21. Классификация качества кости по Lekholm и Zarb (1985):

Класс I — костная ткань челюсти представлена почти полностью гомогенным компактным слоем: Класс II — толстый компактный слой окружает высокоразвитый губчатый слой: Класс III — тонкий компактный слой окружает высокоразвитый губчатый слой: Класс IV — тонкий компактный слой окружает губчатый слой с малой плотностью трабекулярной сети

редь. особенностью архитектоники различных отделов челюстей.

3.6. АРХИТЕКТОНИКА ЧЕЛЮСТНЫХ КОСТЕЙ

Архитектоника кости — это характеристика организации и количественного соотношения структурных элементов губчатого и компактного слоев.

Соотношение компактного и губчатого слоев нижней и верхней челюстей неодинаково в различных их частях. Так, по данным А.Т. Бусыгина (1962), доля компактного слоя альвеолярного отростка нижней челюсти составляет 50,1%, а губчатого — 49,9%. Альвеолярный отросток верхней челюсти содержит 27–30% компактного и 70–72% губчатого слоя соответственно. Таким образом, приблизительное соотношение компактного и губчатого слоев альвеолярных отростков составляет 1:1 для Нижней и 1:3 для верхней челюсти.

Снижение функциональной нагрузки после утраты зубов приводит к изменению архитектоники челюстных костей за счет уменьшения плотности трабекулярной сети. Наиболее выражено оно в боковых отделах челюстей, где губчатый слой хорошо развит и прямо зависит от жевательной нагрузки, передаваемой через зубной орган на костную ткань. В меньшей степени изменение архитектоники кости проявляется во фронтальном отделе нижней челюсти, который является симфизом и содержит в основном компактный слой.

Для систематизации типов архитектоники костной ткани челюстей было предложено несколько классификаций. Наиболее распространенная из них классификация по Lekholm и Zarb (1985) отражает основные фенотипы архитектоники тела и альвеолярных отростков челюстей и включает 4 класса качества кости. К сожалению, в этой классификации не отражено состояние остеопороза челюстей. P. Fugazzotto и S. Wheeler в 1993 г. предложили отождествлять IV класс качества кости по Lekholm и Zarb с остеопорозом. Но такой вариант архитектоники кости может встречаться и при интактном жевательном аппарате, например в области моляров и бугров верхней челюсти. В принципе он представляет собой один из вариантов нормальной архитектоники этих отделов верхней челюсти, а не патологию, которой является остеопороз. Поэтому было бы целесообразно дифференцировать остеопороз как отдельный фенотип архитектоники.

Для выделения фенотипов архитектоники кости необходимо принимать во внимание тот факт, что структура и плотность кости определяются в первую очередь организацией трабекул, так как активность обменных процессов в них почти в 8 раз превышает таковую в остеонах компактного слоя²⁵. Поэтому в первую очередь структурные сдвиги при нарушениях метаболизма *т.т.* изменении функциональной нагрузки происходят в губчатом слое. Имеет смысл выделение 6 основных фенотипов архитектоники челюстных костей, которые можно верифицировать по данным компьютерной томографии (рис. 3-22), служащей одним из наиболее точных методов диагностики остеопороза и определения структуры костной ткани^{108,127}.

Характеристика основных фенотипов архитектоники челюстей может выглядеть следующим образом:

I тип — костная ткань челюсти представлена практически полностью компактным слоем. Такой тип архитектоники чаще встречается во фронтальном отделе нижней челюсти, реже в (боковых ее отделах и во фронтальном отделе верхней челюсти. Данный тип архитектоники соответствует I классу качества кости по Lekholm и Zarb и прак-

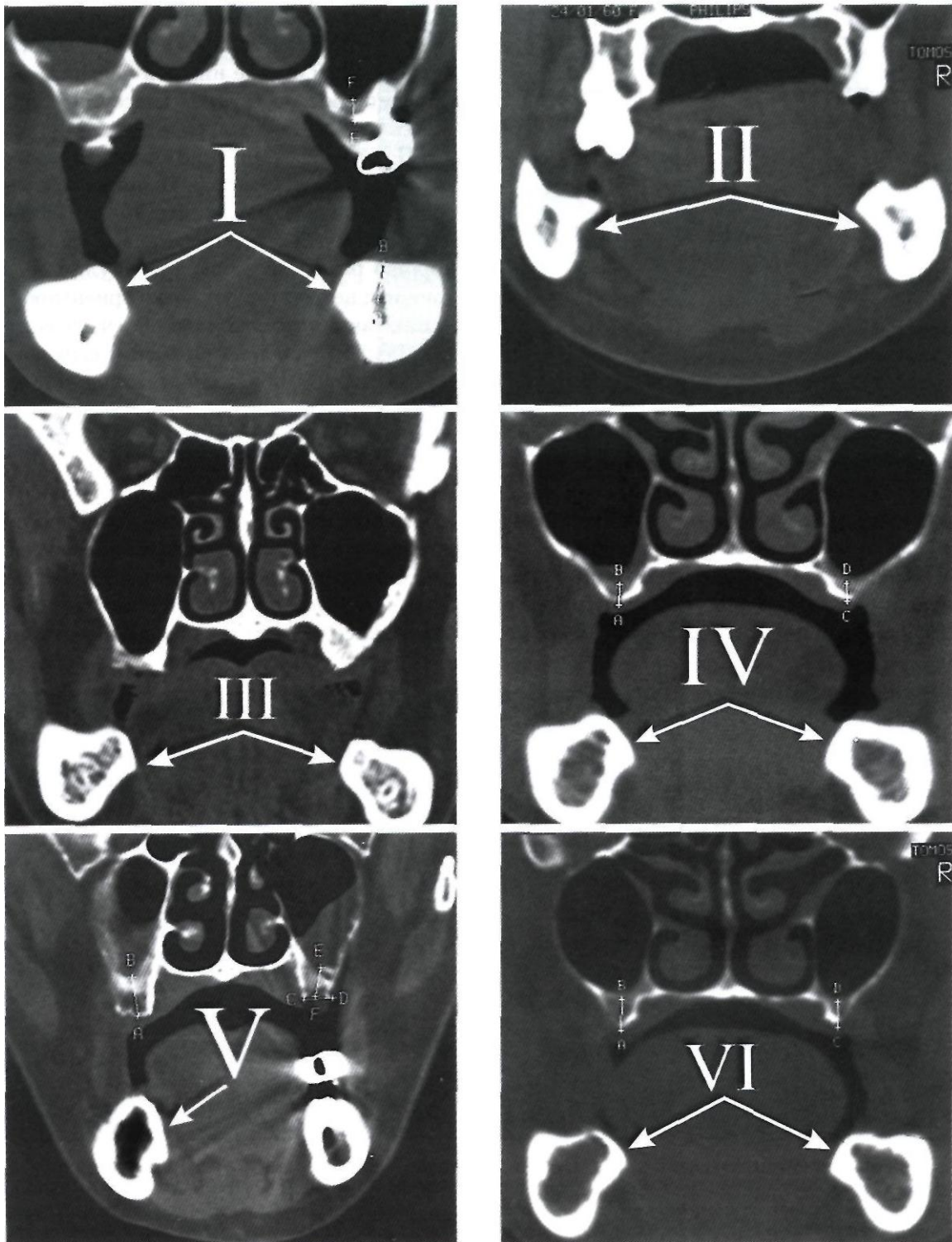


Рис. 3-22. Шесть фенотипов архитектоники костной ткани челюстей, верифицированных по изображениям, полученным с помощью компьютерной томографии

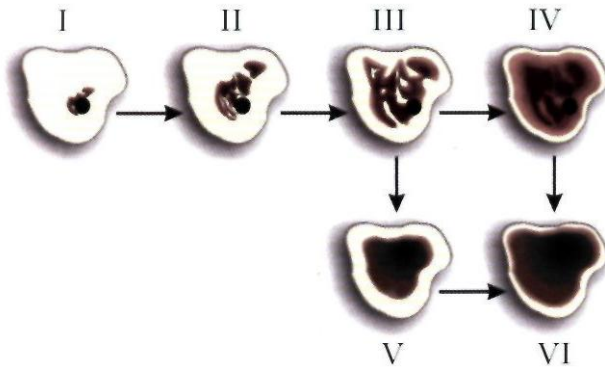


Рис. 3-23. Схема феноменов архитектуры челюстных костей и их регрессивной трансформации при адентии

тически не подвержен остеопорозу при снижении функциональной нагрузки (рис. 3-2.3).

II тип — соотношение компактного и губчатого слоев составляет 1:1. Губчатый слой представлен немногочисленными, но очень толстыми трабекулами; толщина компактного слоя — 3–5 мм и более. Такой тип архитектуры чаще встречается в области малых и больших коренных зубов нижней челюсти, во фронтальном от-

деле и в области премоляров верхней челюсти, реже — в области моляров верхней челюсти и во фронтальном отделе нижней челюсти. Данный фенотип соответствует II классу по Lekholm и Zarb.

III тип — соотношение компактного и губчатого слоев составляет 1:3. Толщина компактного слоя при таком типе архитектуры обычно 2–3 мм. Губчатый слой представлен равномерной, хорошо развитой сетью трабекул, однако они тонкие и не формируют четко ориентированные устои. Такой тип архитектуры чаще встречается в области малых и больших коренных зубов, реже во фронтальном отделе и в области бугров верхней челюсти, очень редко — во фронтальном отделе нижней челюсти. Соответствует III классу по Lekholm и Zarb.

IV тип — соотношение компактного и губчатого слоев составляет 1:4 и более. Толщина компактного слоя — 1–2 мм. Губчатый слой представлен рыхлой сетью тонких трабекул. Характерен для бугров и альвеолярного отростка в области моляров верхней челюсти, редко для области моляров

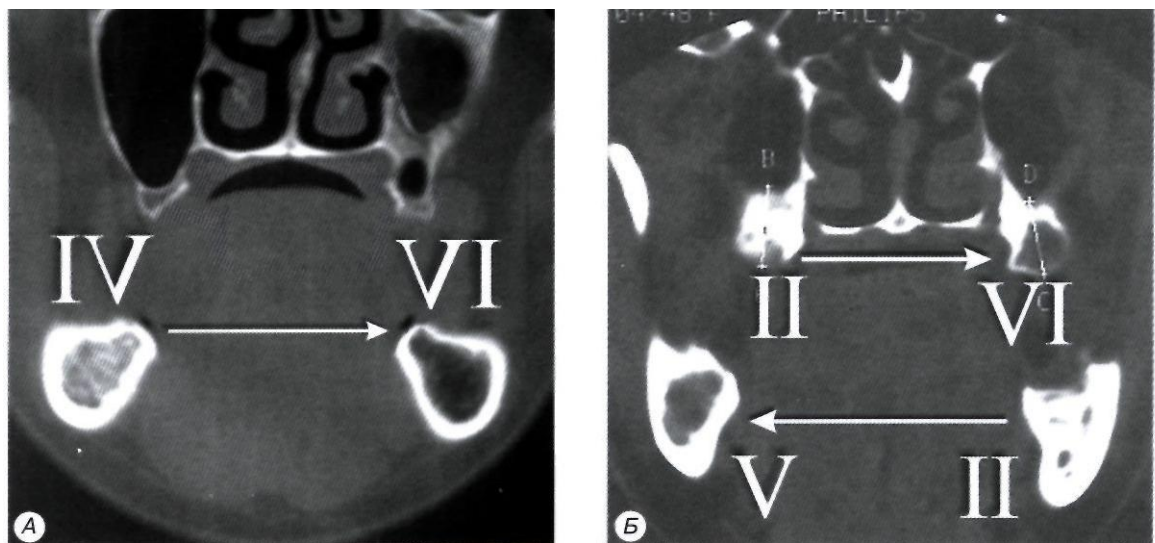


Рис. 3-24. Регрессивная трансформация (данные получены с помощью компьютерной томографии):

А — трансформация IV фенотипа архитектуры нижней челюсти в VI тип. Можно предположить, что у данного больного изначально был III или IV тип архитектуры нижней челюсти. После удаления зубов (справа, где имело место IV тип архитектуры, зубы были удалены 2 года назад, слева — 5 лет назад) произошла регрессивная трансформация за счет атрофии и резорбции трабекул губчатого слоя и истончение компактного слоя; **Б** — трансформация II и III типов архитектуры в V и VI типы. На верхней челюсти справа и нижней челюсти слева, где архитектура кости соответствует II типу, зубы были удалены за 3 мес. до компьютерной томографии. На верхней челюсти слева зубы были удалены 1,5 года назад, а на нижней челюсти справа — 2 года назад.



Рис. 3-25. Диаграмма частоты регистрации остеопороза челюстей у различных групп больных адентией

нижней челюсти. Практически не встречается во фронтальных отделах челюстей. Соответствует IV классу по Lekholm и Zarb.

V тип - остеопороз, развившийся в результате регрессивной трансформации губчатого слоя кости, имевшей до этого III фенотип архитектоники. Толщина компактного слоя составляет 2-1 мм. Губчатый слой практически отсутствует.

VI тип результат регрессивной трансформации IV типа архитектоники (рис. 3-24). Толщина компактного слоя составляет не более 1-1,5 мм. Губчатый слой отсутствует. Данный тип может рассматриваться как декомпенсированный остеопороз, так как при такой организации костная ткань челюсти не в состоянии адекватно реагировать на функциональную нагрузку и лишена способности к структурной перестройке.

I-IV фенотипы архитектоники являются вариантами нормальной структуры костной ткани челюстей и могут встречаться как в области правильно функционирующих зубов, так и в участках, лишенных зубов.

V-VI типы архитектоники челюстей является результатом резорбции и атрофии структурных единиц кости и представляют собой регионарный остеопороз как следствие адентии (развивается, как правило, в боковых отделах челюстей более чем в 33-73% случаев)¹⁹.

Регионарный остеопороз после утраты зубов обусловлен рядом факторов:

1. Отдел челюсти. Тип архитектоники кости в значительной мере зависит от локализации дефекта зубного ряда (рис. 3-25). Наиболее подвержены регионарному остеопорозу боковые отделы верхней челюсти. Объясняется это тем, что альвеолярный отросток верхней челюсти в отделах, соответствующих жевательной группе зубов, построен преимущественно из губчатого вещества, и единственным элементом макроструктуры, способным выдерживать жевательную нагрузку, являются стенки альвеол, которые образуют мощные устои. После удаления зубов происходит их резорбция, альвеолярный отросток атрофируется, остается только базальный отдел верхней челюсти, архитектура которого не адаптирована к жевательной нагрузке^{27,119}.

2. Продолжительность адентии. Существует прямая зависимость между развитием регионарного остеопороза челюстей и продолжительностью адентии. Более половины случаев регионарного остеопороза костной ткани челюстей результат адентии в течение двух и более лет¹⁹.

3. Съемное протезирование. Многочисленные исследования подтверждают негативное воздействие съемных зубных протезов на периост и костную ткань челюстей вследствие нарушения

кровообращения в протезном ложе, утолщения эластичного слоя и почти полной деградации остеогенного слоя надкостницы^{15,72,73,151}.

4. Форма лицевого отдела черепа. При брахицефалическом типе строения лицевого скелета имеется предрасположенность к развитию регионарного остеопороза челюстей при адентии. Данную зависимость можно объяснить особенностями функциональной перестройки зубочелюстной системы у брахицефалов после удаления зубов, что сопровождается более высокими темпами атрофии кости, по сравнению с мезо- и долихоцефалами¹¹⁹.

5. Пол. Регионарный остеопороз беззубых отделов челюстей у женщин встречается чаще 35% случаев (у мужчин - 26%). Это объясняется тем, что плотность костной ткани челюстей у женщин меньше, чем у мужчин. Кроме того, у женщин происходит значительная потеря костной массы после родов, в период лактации и после менопаузы. В большинстве случаев (64%) регионарный остеопороз челюстей наблюдается у женщин в возрасте от 40 до 50 лет.

6. Возраст. Возраст оказывает не столь уж существенное влияние на тип архитектоники челюстных костей. Вместе с тем заметна тенденция к снижению плотности кости с возрастом, что соответствует исследованиям, свидетельствующим об уменьшении костной массы скелета человека с возрастом^{30,108}.

7. Тип телосложения. III-IV типы архитектоники кости чаще наблюдаются у гипостеников, что подтверждает наличие предрасположенности к остеопорозу у лиц с хрупким телосложением²⁶.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Костная ткань представляет собой постоянно развивающуюся и обновляющуюся открытую систему организма, имеющую комбинированный тип связей и управления. Компенсирующее регулирование и управление по принципу обратной связи в костной системе проявляется в форме репаративной и физиологической регенерации.

В основе репаративной регенерации кости лежат два процесса: остеондукция и остеокондук-

ция, результатом которых является заживление кости первичным и вторичным натяжением, что определяется местными условиями (в первую очередь, кровоснабжением) и регулируется на системном уровне (гормонами, факторами роста и специфическими морфогенетическими белками).

В основе процесса физиологической регенерации кости лежит оппозиционный механизм роста кости. Управление физиологической регенерацией костной ткани осуществляется за счет эндокринной системы и внешней механической нагрузки на кость. При этом существует определенный уровень механического напряжения, который является физиологическим для структурных единиц кости. Он обеспечивает управляющее воздействие и является основой жизнедеятельности костной ткани и костного органа. Уменьшение механического напряжения в костной ткани вызывает ее атрофию и остеопороз: увеличение приводит к срыву процесса физиологической регенерации кости, в результате чего происходит ее резорбция. Таким образом, снижение и повышение механического напряжения в костной ткани являются возмущающими воздействиями, которые могут инициировать необратимые патологические изменения в костном органе и привести к его регрессивной трансформации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аннус Э.Э. О патологической и компенсаторной перестройке при перегрузке. В кн: Актуальные вопросы спортивной медицины и лечебной физкультуры. Таллин, 1974. С. 5В-58.
2. Бачу И.С., Лаврищева Г.И., Оноприенко Г.А. Функциональная внутрикостная микроциркуляция. Кишинев, 1984. 198 с.
3. Бусыгин А.Т. Строение челюстных костей. Гашкент: Медгиз УзССР, 1962. 108 с.
4. Гаврилов Е.И. Протез и протезное ложе. М.: Медицина, 1979. С. 166-173.
5. Гаврилов Е.И., Шербаков А.С. Ортопедическая стоматология. - М.: Медицина, 1981. С. 322-399.
6. Дыскин Е.А., Беллендир Э.Н., Патлас Н.М., Левитес Э.И. Изменения микроциркуляторного русла компактного вещества костей при местном механическом давлении, гравитационных перегрузках и гипокинезии. Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. 1976. - № 1. С. 45-53.

Глава 4

Имплантационные материалы

В специальной литературе при обозначении материалов, применяемых для изготовления имплантатов, используются два термина — биоматериалы и биосовместимые материалы.

Однако, если «био», являясь первой составной частью сложных слов, соответствует по значению слову «биологический», то термин «биоматериал» означает, что этот материал имеет биологическое происхождение.

Поэтому биоматериалами следует называть материалы, имеющие биологическое происхождение и применяемые в хирургии для восстановления целостности тканей и функции органов.

Имея биологическое происхождение, биоматериалы являются, по сути, трансплантатами и поэтому не могут рассматриваться как материалы для изготовления имплантатов. Вместе с тем, эти материалы достаточно широко применяются в дентальной имплантологии. Поэтому краткое описание и оценка их биологических свойств представляется вполне уместными.

4.1. БИОМАТЕРИАЛЫ

Основное назначение биоматериалов при имплантации — управление процессами остеогенеза и создание адекватных анатомических условий для имплантации.

Биологические материалы, применяемые для реконструкции костной ткани, могут обладать остеоиндуктивными свойствами (способностью вызывать остеогенез) или остеокондуктивными (обеспечивать продвижение фронта остеогенеза по поверхности материала).

Материалом, имеющим одновременно те и другие свойства, можно считать только ауто-трансплантаты кости. Костные ауто-трансплантаты содержат не только генетически идентичные костные морфогенетические белки, остеогенные клетки и остеоциты, вызывающие остеоиндукцию, но и костный матрикс, обеспечивающий остеокондукцию^{1,35,95,99,113}.

Остальным известным на сегодняшний день биологическим материалам присуще только одно из этих свойств (табл. 4-1).

Например, остеоиндуктивные свойства имеют обогащенная тромбоцитами плазма крови, содержащая высокую концентрацию остеоиндуктивных белков (PDGF, TGF- β и IGF-I), а также препараты, содержащие костные морфогенетические белки^{35,42,71,104,131,150}.

Остеокондуктивными свойствами обладают костные гомо- и гетеротрансплантаты^{65,103,145}. Остеоиндуктивные свойства они утрачивают частично или полностью в процессе обработки и стерилизации^{31,35}. К остеокондуктивным материалам биологического происхождения следует отнести

Таблица 4-1

Биологические материалы, применяемые в хирургической стоматологии и имплантологии

| Материал | Происхождение материала | Свойства | |
|---------------------------------------|---|------------------|-------------------|
| | | остеоиндуктивные | остеокондуктивные |
| Костные аутотрансплантаты | Кость из различных донорских мест самого пациента | + | + |
| Обогащенная тромбоцитами плазма крови | Получают методом дифференцированного центрифугирования крови, взятой у пациента во время операции. Представляет собой фракцию крови | + | — |
| Костные морфогенетические белки | Фармакологический препарат получают из обезвоженных и замороженных яйцеклеток млекопитающих. Экстрагированный и очищенный препарат представляет собой стерильный лиофилизированный остеогенный протенин-1. Применяется в комбинации с адсорбирующей коллагеновой губкой | + | — |
| Костные гомотрансплантаты | Лиофилизированные костные трансплантаты из трупного материала и брешоттрансплантаты кости | — | + |
| Костные гетеротрансплантаты | Лиофилизированные, деминерализованные костные трансплантаты из костей животных | — | + |
| Кальций-фосфатные препараты | Обычно получают из пережженной кости животных. Представляет собой порошок или гранулы гидроксипатита | — | + |
| Кальций-карбонатные препараты | Получают из кораллов | — | + |
| Коллаген | Получают из твердой мозговой оболочки, брюшины или перикарда | — | + |
| Эмдогейн | Лиофилизированные протеины матрикса зубной эмали | ? | + |

некоторые кальций-карбонатные и кальций-фосфатные материалы, коллаген и производные протеинов эмалевого матрикса зубов (Эмдогейн).

Для получения биологических кальций-карбонатных материалов используют натуральные кораллы, а кальций-фосфатных — кости животных.

Получаемый из кораллов материал представляет собой поликристаллическую керамику, основу которой составляет кристаллический карбонат кальция — арагонит^{51,72,104,132}. Химический состав этого материала представлен преимущественно соединением CaCO_3 (до 98%) и незначительным количеством P, Na, K, Mg, Cl, Si, Zn, Fe, Ni, Co, Sr и Pb (в совокупности не более 2%)^{103,124}. Наиболее известные и клинически апробированные материалы на основе кораллов выпускаются под торговыми марками BioCoral и Intergore 200, которые достаточно широко ис-

пользуются в качестве остеопластических материалов^{83,127,131,133,162,167}.

Получаемые путем химической или термической удаления органических веществ из костной ткани животных биоактивные материалы содержат комбинацию фосфатов кальция и гидроксипатита^{1,15,104}. Наиболее известны из них Bio-Oss и OsteoGraf X.

Коллаген может применяться как нативный материал (трансплантаты твердой мозговой оболочки, брюшины или перикарда), так и в переработанном виде (мембраны, гидроксипатитно-коллагеновые блоки и губка)^{1,20,36,133}.

Эмдогейн® — препарат, основу которого составляют производные белков матрикса зубной эмали. Эта группа протеинов отвечает за развитие матрикса эмали зубов, периодонтальной связки и костной ткани альвеол. Препарат об-

ладает остеокондуктивными свойствами. Применяется для пластики костных карманов при заболеваниях пародонта^{13, 75, 79, 109}.

4.2. БИОСОВМЕСТИМЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Согласно определению W. Wagner биосовместимые материалы – это материалы, имеющие небиологическое происхождение и применяемые в медицине для достижения взаимодействия с биологической системой.

Биосовместимым с костной тканью может считаться материал, который в достаточной степени инертен относительно остеоиндукции и активен относительно остеокондукции.

Объяснить это положение можно следующим образом. Остеоиндуктивными свойствами обладают только специфические белки-остеоиндукторы^{130, 166}. Поэтому подобные свойства присущи только биологическим материалам и препаратам, содержащим эти белки и специфические факторы роста.

Небиологические материалы не могут вызывать экспрессию генов, отвечающих за митоз и дифференциацию остеогенных клеток в остеобласты, и следовательно, любая активность этих материалов по отношению к геному стволовых мезенхимальных клеток скорее всего будет оказывать неадекватное или негативное воздействие на процесс остеоиндукции.

Исходя из вышесказанного, материал имплантата, с одной стороны, не должен воздействовать на геном клеток организма, ингибировать белки-остеоиндукторы, угнетать митоз остеогенных клеток, а в дальнейшем деятельность остеобластов и остеоцитов. С другой стороны, поверхность материала должна обеспечивать адсорбцию белков и адгезию клеток, органического и минерального компонентов костного матрикса, а также его физико-химическую связь с поверхностью имплантата.

С точки зрения активности по отношению к остеоиндукции и взаимодействию с костным матриксом V. Strunz (1984) и J. Osborn (1985) разделили биосовместимые материалы на биоактивные, биоинертные и биотолерантные.

4.2.1. Биоактивные материалы

Биоактивные небиологические материалы – это материалы, которые включаются в ионный обмен и метаболизм костного матрикса и частично или полностью замещаются костной тканью в процессе ее регенерации.

Характерной особенностью этих материалов является полная либо частичная их деградация (рассасывание) со временем и замещение нормальной костной тканью¹⁴⁹.

Биоактивными материалами являются кальций-фосфатные соединения, сульфат кальция, биостекло и материалы на основе некоторых высокомолекулярных полимеров.

Кальций-фосфатные материалы (трикальций-фосфат и гидроксиапатит) получают не только из биологического сырья, но и методами химического осаждения, синтеза или спекания^{104, 145}.

Являясь аналогом главного компонента минеральной основы кости, гидроксиапатит обладает выраженными остеоиндуктивными свойствами, обеспечивает адгезию белков и клеток костной ткани, активно включается в ионный обмен и метаболизм костного матрикса. Поддерживает ионные и ковалентные связи с минералами кости^{86, 104, 106, 119, 126}. Создавая оптимальные условия для остеоиндукции, гидроксиапатит в то же время подвергается остеокластической резорбции, растворяется в жидкой среде и рассасывается в течение 6–10 мес.^{34, 58, 161}; причем его резорбция в губчатом слое кости происходит быстрее, чем в компактном¹²⁵. В клинической практике применяется и нерассасывающийся гидроксиапатит, который представляет собой композиционный гидроксиапатитно-керамический материал в виде блоков или крупных гранул, полученных при спекании. Этот материал подвергается частичной резорбции, причем отдельные гранулы или фрагменты блоков, инкорпорированные вновь образованной костью, могут сохраняться на протяжении 3–5 лет^{12, 87}.

Трикальций-фосфат не является аналогом аморфных кальций-фосфатных соединений минеральной части костного матрикса. Вместе с тем, этот материал метаболически достаточно активен. In vivo большая его часть трансформи-

рется в гидроксипатит, а оставшаяся часть растворяется^{92,104}.

Сульфат кальция, или «Парижский пластырь» — один из первых биосовместимых остеопластических материалов. Впервые был использован Dreesman в 1892 г. для заполнения костных дефектов. Этот материал обладает остеокондуктивными свойствами, хорошо переносится тканями, резорбируется в течение месяца с замещением костной тканью^{15,122-123}. Сульфат кальция широко используется в оториноларингологии, ортопедии и травматологии^{52,121}. Может применяться при операции синус-лифт, а также хирургическом лечении заболеваний пародонта в качестве остеопластического материала^{56,1}.

Стекло — неорганический твердый материал, состоящий из трех основных химических соединений; SiO_2 , CaCO_3 и Na_2CO_3 . К биосовместимым относятся стекла, в состав которых входят: SiO_2 или SiO (30–45%), P_2O_5 или P_2O_3 (6%), CaO (15–25%) и Na_2O (около 25%)^{15,22,96}. Разновидностью биосовместимого стекла являются некоторые виды ситаллов. С физической точки зрения ситалл — это закристаллизованное стекло. Биосовместимые ситаллы имеют схожий химический состав со стеклом, но кроме SiO_2 , P_2O_5 , CaO и Na_2O могут содержать еще ряд соединений: $\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$, MgO , Al_2O_3 , Ta_2O_5 и TiO_2 .

Биологическая активность биосовместимых стекол и ситаллов проявляется за счет химической деградации (растворимости) в жидких биологических средах поверхности этих материалов. В результате на поверхность выходят ионы кальция и соединения фосфора, способствующие образованию на поверхности материала кристаллов апатитов, которые формируют центры минерализации остеоида и обеспечивают физико-химическую связь матрикса кости с поверхностью материала^{21,46,81,83}.

Биоактивные полимеры молочной и лимонной кислот применяются в качестве рассасывающихся барьерных мембран^{15,138}. К подобным полимерам также относятся композиционные материалы на основе высокомолекулярного полиэтилена с минеральными наполнителями гидроксипатитом или гидроксидом кальция, применяемые для остеопластики дефектов и наращивания костной ткани^{4,30,69,168}.

4.2.2. Биоинертные материалы

К этой группе относятся материалы, поверхность которых может обеспечить физико-химическую связь с костным матриксом, но при этом практически не включающиеся в метаболизм **КОСТНОЙ** ткани и не подвергающиеся деградации на протяжении всего периода взаимодействия с окружающими тканями.

Биоинертные материалы или их поверхность являются простейшей по химическому составу керамикой, имеющей обычные ионные связи. Основу ее составляют оксиды, представляющие собой химическое соединение металла и кислорода.

Наиболее известной керамикой из группы биоинертных материалов является алюмооксидная (Al_2O_3). Внутрикостные имплантаты, изготавливаемые из оксида алюминия, имеют поли- и монокристаллическую структуру. Алюмооксидная керамика с поликристаллической структурой имеет белый цвет: монокристаллическая прозрачна, но химическому составу и структуре идентична сапфиру^{100,135}.

Алюмооксидная керамика имеет выраженный отрицательный заряд поверхности за счет радикалов ионов O^{2-} , что связывает молекулы эндогенных протеинов и может обеспечить физико-химическую связь костного матрикса с поверхностью материала^{89,119,145,169}.

К биоинертным металлам относятся титан и некоторые его сплавы, а также цирконий.

Титан — легкий, прочный металл, обладающий высокой устойчивостью к коррозии. Титан имеет небольшой коэффициент теплопроводности и немагнитен^{6,80}. Широко распространен в природе и составляет 0,44% массы земной коры. Титан содержится практически во всех камнях, песке, глинах и других грунтах, а также в воде и метеоритах. В незначительных количествах он находится во всех живых организмах и растениях^{7,63}.

Химическое соединение в виде оксида титана было открыто в 1791 г. английским геологом W. Georg, а в 1795 г. немецкий химик M.H. Klaproth выделил титан как химический элемент. Спустя сто лет титан стал доступен для промыш-

Таблица 4-4

Химический состав некоторых биотолерантных сплавов

| Сплав | Химический состав в % | | | | | | | | |
|-------------------------------------|-----------------------|--------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|
| | Co | Cr | Mo | Ni | Fe | C | Si | Mn | Ti |
| Co ₂₉ Cr ₅ Mo | ≈ 57,0 | ≈ 30,0 | ≈ 7,0 | ≤ 2,5 | ≤ 1,0 | ≤ 0,35 | ≤ 1,0 | ≤ 1,0 | — |
| CoCrMo | 33–75 | 15–32 | 4–7 | ≤ 2,0 | ≤ 1,5 | ≤ 0,05 | ≤ 1,0 | ≤ 1,0 | ≤ 5,0 |
| X2CrNiMoN-18133 ¹ | — | 17–18 | ≈ 3 | 13–14 | — | ≤ 0,03 | ≤ 1,0 | ≤ 2,0 | — |

¹ Марка стали в соответствии со стандартом Немецкого Института Стандартов (DIN).

районах океанов и некоторых озер⁶³. В живых организмах цирконий не содержится⁷.

Цирконий очень прочный материал. Обладает способностью поглощать кислород, азот и водород. При 800 °С в присутствии кислорода образует стойкое керамическое соединение - оксид циркония (ZrO₂). При комнатной температуре на поверхности этого металла образуется слой оксида и нитрида, который обеспечивает его высокую устойчивость к коррозии⁶³.

В течение последних 50 лет цирконий используется в основном в ядерной энергетике как структурный материал для реакторов⁶³.

Ряд авторов изучал возможность применения этого металла в медицинской практике, была доказана его биологическая совместимость с костной тканью и возможность использования цирконий-оксидной керамики и технически чистого циркония для изготовления внутрикостных имплантатов^{11, 25, 60, 117, 152}. Однако биологические свойства этого металла и его сплавов пока еще недостаточно изучены.

4.2.3. Биотолерантные материалы

Биотолерантные материалы - материалы, которые способны обеспечить адсорбцию белков на своей поверхности, но не обладающие остеокондуктивными свойствами. Поэтому при их использовании физико-химическая связь между поверхностью имплантата и костным матриксом, как правило, не образуется, что приводит к формированию соединительнотканной капсулы вокруг имплантата¹⁴⁹.

К биотолерантным материалам относятся сплавы на основе кобальта и некоторые виды нержавеющей стали (табл. 4-4).

Сплавы на основе кобальта содержат до 25-30% хрома, и 7% молибдена и незначительное количество других металлов. Кобальтохромовый сплав применяют при изготовлении субпериостальных имплантатов и металлического базиса цельнолитых конструкций зубных протезов, опирающихся на имплантаты.

Нержавеющая сталь - сплав на основе железа с высоким содержанием хрома, также включающий некоторые другие химические элементы.

Кроме металлов к биотолерантным материалам можно отнести биологически стабильные, не подвергающиеся гидролизу и не обладающие выраженными токсическими и канцерогенными свойствами полимеры¹⁵⁹. В клинической практике нашли применение полимеры со сверхвысоким молекулярным весом (полиэтилен, полипропилен и тефлон)^{2, 50}. В стоматологической практике широко используется политетрафторэтилен, из которого изготавливают нерассасывающиеся барьерные мембраны, используемые для направленной регенерации кости при имплантации^{15, 28, 36, 74}.

4.3. ТРЕБОВАНИЯ, ПРЕДЪЯВЛЯЕМЫЕ К МАТЕРИАЛАМ ДЛЯ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Материал для внутрикостного имплантата может считаться биосовместимым, если на его поверхности происходит формирование костной ткани и создается интерфейс, способный к адекватному распределению функциональной нагрузки на окружающие имплантат ткани^{61, 82}.

Исходя из этого определения, материал, пригодный для изготовления внутрикостных имплантатов, должен обладать определенными физико-химическими, биологическими, биохимическими и биомеханическими свойствами.

4.3.1. Физико-химические свойства имплантационных материалов

С физико-химической точки зрения материал имплантата не должен:

- растворяться;
- подвергаться коррозии и структурным изменениям в жидких средах организма, а также остеокластической резорбции или иной деградации, связанной с жизнедеятельностью клеток организма;
- вызывать нежелательные электрохимические процессы в тканях и на поверхности раздела имплантат окружающие ткани¹²⁸

Растворимость и деградация материалов

Растворимость кальций-фосфатных соединений, как и других биоактивных материалов, очень мала и составляет $1,0 \times 10^{-9}$ моль/дм³. Еще меньшей растворимостью обладают стекло и керамика⁷. Однако биоактивные материалы подвергаются остеокластической резорбции и, таким образом, являются биодеградируемыми (табл. 4-5).

Биоинертные и биотолерантные материалы можно считать практически нерастворимыми. Например, растворимость поверхностного оксидного слоя титана в физиологическом растворе составляет всего 0.043 нм в день²⁶. Кроме того, эти материалы не подвергаются остеокластической резорбции и поэтому являются биодеградируемыми.

Кроме растворимости любой материал в той или иной степени подвержен диссоциации — распаду молекул в жидкой среде на ионы (атомы и молекулы, потерявшие или присоединившие электроны).

Суть диссоциации как физико-химического процесса заключается во взаимодействии молекул материала и растворителя (например, воды, тканевой жидкости или сывоты), которое при-

водит к ослаблению взаимного притяжения положительно и отрицательно заряженных ионов, что вызывает распад части молекул растворимого вещества на ионы. Соотношение между числом распавшихся на ионы молекул и общим количеством молекул вещества называется степенью диссоциации^{7,24}.

Таблица 4-5

Сроки биологической деградации биоактивных материалов

| Материал | Торговая марка | Деградация |
|--------------------|----------------|---|
| Гидроксиапатит | Bio-Oss | Подвергается остеокластической резорбции. Гранулы могут сохраняться в течение 3 лет |
| | Calcitite 2040 | Считается практически не резорбируемым в течение 2 лет |
| | OsteoGraf | Частично растворяется и подвергается остеокластической резорбции. Гранулы могут сохраняться в течение 5 лет |
| Биоактивное стекло | BioGran | Обычно подвергается остеокластической резорбции в течение 6 мес., но может сохраняться до 5 лет |
| | PerioGlas | Растворим. Может сохраняться в течение 3 лет |

Степень диссоциации и коррозия, под которой подразумевается разрушение или растворение вещества под химическим воздействием внешней среды или жидкости, являются одним из основных показателей пригодности того или иного материала для изготовления имплантатов.

Известно, что на поверхности некоторых металлов, например, алюминия, титана и хрома, образуется оксидная пленка, предупреждающая их коррозию. Однако в жидких средах на поверхности алюминия и кобальта она утрачивает свои защитные свойства и подвергается электрохимической коррозии^{2,80}.

Коррозийная устойчивость зависит также от того, насколько быстро может восстановиться

оксидный слой. Если он легко разрушается и медленно восстанавливается, то коррозионная устойчивость металла очень низка².

Оксидная пленка на поверхности титана обладает способностью к самоорганизации, т.е. на поверхности титана самопроизвольно создается сплошной оксидный слой, который увеличивается до определенной толщины. Затем образование оксидного слоя прекращается. В течение 1 мс на поверхности титана возникает оксидный слой толщиной около 0,001 мкм. В течение 1 мин его толщина увеличивается до 0,01 мкм. При более длительном нахождении на воздухе толщина оксидной пленки может достигать 0,2 мкм, образуя двойной слой оксида титана, представленный TiO_2 , TiO и Ti_2O_3 ^{3,80,139,145}

В соответствии с Европейским стандартом (EN ISO 8891, 1995), коррозия материала, пригодного для изготовления имплантатов, должна быть менее 14,3 мкг·см⁻² в день¹. Согласно тестам, проведенным S.G. Steinemann, коррозия кобальтохромовых сплавов составляет 20–26 мкг·см⁻² в день, а титана и его сплавов — 11 мкг·см⁻² в день¹.

Электрохимические эффекты имплантационных материалов

Диссоциация вызывает электрохимическую реакцию, в результате чего поверхность металла приобретает определенный потенциал, который называется *стандартным электродным потенциалом*^{5 23,131,55}. Его величина является одной из электрохимических характеристик материала (табл. 4-6). Чем выше отрицательное значение стандартного электродного потенциала металла, тем больше его растворимость и реакционная способность².

В результате приобретения металлом потенциала между ним и окружающей средой, являющейся электролитом, возникает разница потенциалов, которая зависит как от природы металла и электролита, так и от ряда других факторов — уровня pH, концентрации электролита и ионов металла, а также температуры. Например, при pH менее 6,4 поверхность оксидной пленки титана имеет положительный заряд, а при значении более 6,4 приобретает отрицательный заряд⁹¹.

Считается, что резко выраженный отрицательный потенциал поверхности имплантационного материала негативно влияет на окружающие ткани. При разнице потенциалов между поверхностью имплантата и окружающими тканями 100 мВ могут возникать патологические изменения¹⁹.

Таблица 4-6

Стандартные электродные потенциалы некоторых металлов

| Элемент/сплав | Стандартный потенциал |
|---------------|-----------------------|
| Титан | -1,63 |
| Хром | -0,74 |
| Кобальт | -0,277 |
| Никель | -0,25 |
| Молибден | -0,20 |
| Алюминий | -1,66 |

4.3.2. Биологические свойства имплантационных материалов

С биологической точки зрения материал имплантата, его химические элементы, а также возможные продукты, образующиеся при его взаимодействии с биологической системой, не должны:

- вызывать патологических изменений в окружающих тканях во время их регенерации;
- нарушать гомеостаз организма, жизнедеятельность органов и тканей в течение всего периода функционирования;
- оказывать токсического, канцерогенного и аллергического воздействия на ткани и организм в целом.

Диссоциация приводит к диффузии ионов материала имплантата, что, естественно, оказывает влияние на процессы жизнедеятельности как окружающих имплантат тканей, так и организма в целом^{3,80}.

Если суммировать химический состав биосовместимых материалов, то можно составить перечень ионов неметаллов, которые широко представлены в организме человека^{7,13} это C^{4-} , N , H , S , OH , CO_3^{2-} , PO_4 . При этом можно допустить, что в результате диссоциации биосовместимого материала незначительное увеличе-

ГЛАВА 4. ИМПЛАНТАЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Таблица 4-7

Содержание некоторых металлов в организме человека

| Элемент | Массовая доля (%) | Топография |
|---------|-----------------------|---|
| Fe | 0,01 | Большая часть сосредоточена в гемоглобине крови. Входит в состав многих ферментов |
| Co | 10^{-5} – 10^{-6} | Входит в состав витамина B ₁₂ |
| Cr | 10^{-5} | Основная часть находится в гипофизе |
| V | 10^{-5} | Концентрируется в волосах, накапливается в печени и жировой ткани. Участвует в обмене липидов |
| Mo | 10^{-5} – 10^{-6} | Находится в печени и почках. Принимает участие в метаболизме пуринов. Влияет на активность ряда ферментов |
| Al | 10^{-5} | Концентрируется в сыворотке крови, легких, печени, почках, волосах, ногтях и костной ткани |
| Ti | 10^{-5} – 10^{-6} | Находится в тканях головного мозга в виде комплексов с белками |
| Ni | 10^{-6} | Сосредоточен в гипоталамусе, гипофизе, печени, поджелудочной железе, почках и легких. Участвует в кроветворении, влияет на углеводный обмен |
| Zr | 0 | В живых организмах не обнаружен |

ние концентрации этих ионов не будет оказывать существенного влияния как на окружающие имплантат ткани, так и на организм в целом.

Некоторые металлы, входящие в состав биосовместимых материалов, например, железо, также широко представлены в организме и согласно классификации Ю.Л. Ершова и соавт. (1993) являются макроэлементами. Содержание других алюминия, кобальта, хрома, молибдена и ванадия и т.д. составляет от 10^{-3} до $10^{-5}\%$ от общей массы организма человека (табл. 4-7). Эти металлы являются микроэлементами. Концентрация титана и никеля в живых организмах еще меньше, и они считаются ультрамикроэлементами⁷.

Таким образом, при введении в организм материалов, в составе которых имеются микро- и ультрамикроэлементы, содержание этих химических элементов может превышать их физиологический уровень. Следовательно, возможно определенное их воздействие на окружающие имплантат ткани и организм в целом.

Ионы железа являются одним из компонентов гемоглобина, миоглобина и различных ферментов⁷. Кроме того, они принимают активное участие в трансформации аморфных кальций-фосфатных соединений в гидроксипатит¹¹⁸.

Однако увеличение содержания железа может привести к нарушению окислительно-восстановительных процессов в тканях и оказывать токсическое воздействие на клетки⁸⁰.

Ионы алюминия ингибируют синтез АТФ, поэтому его повышенное содержание может существенно снизить метаболическую активность костной ткани и замедлить минерализацию^{29,163}. Ионы алюминия могут угнетать эритропоэз⁶⁷ и поражать центральную нервную систему. Считается, что их длительная аккумуляция в тканях головного мозга способна вызвать мутации генов АПЗ и АП2, находящихся в 14-й и 19-й хромосомах, вследствие чего может развиваться болезнь Альцгеймера¹¹⁹.

Ионы кобальта накапливаются в почках, печени и поджелудочной железе. Значительное его количество содержит витамин B₁₂^{80,110}. Кобальт считается аллергенным металлом⁸⁴. Ионы кобальта ингибируют процесс преобразования аморфных кальций-фосфатных соединений в гидроксипатит¹¹⁵. Канцерогенная потенция кобальта в настоящее время не доказана⁸⁰.

Ионы хрома аккумулируются в печени, почках и костной ткани^{84,85}. Этот химический элемент обладает высокой аллергенной потенцией, способен проникать через клеточные мембраны,

взаимодействовать с ДНК и индуцировать мутации генов⁷⁶.

Ионы никеля могут вызывать общую интоксикацию организма при попадании в кровь¹¹⁰. При использовании материалов на основе никеля его ионы могут накапливаться в легких и разрушать митохондрии клеток³⁸; кроме того они являются одним из наиболее активных ингибиторов процесса образования гидроксиапатита¹¹⁸ и обладают высокой аллергенной и канцерогенной потенцией^{80, 143, 151}.

Ионы молибдена входят в состав некоторых ферментов, которые катализируют реакции, связанные с транспортом кислорода, и участвуют в метаболизме пуринов⁷³. Токсическое воздействие молибдена отмечается только при попадании его ингаляционным путем в легкие⁸⁰.

Ионы ванадия принимают участие в обмене жиров, минерализации костной ткани и зубов¹⁵⁶. Повышенное содержание ванадия может оказывать выраженное цитотоксическое воздействие на ткани и вызывает разрушение некоторых ферментов¹⁶⁵.

Титан не является типичным и основным химическим элементом тканей и биомолекул организма, как, например, железо или кобальт. Титан может накапливаться в легких¹³⁶. Вместе с тем, этот металл считается абсолютно биоинертным (табл. 1-8). Увеличение его концентрации даже в несколько тысяч раз не оказывает токсического, аллергенного и канцерогенного воздействия, не вызывает воспалительной реакции в окружающих тканях и не ингибирует процесс образования костного гидроксиапатита^{90, 118, 138, 156}. Кроме того, ионы титана обладают умеренно выраженным бактериостатическим эффектом⁶².

Приведенные в табл. 4-8 данные о воздействии некоторых ионов металлов, входящих в состав имплантационных материалов, основаны на экспериментальных исследованиях и не всегда находят подтверждение в клинической практике. Это связано в первую очередь с низкой степенью диссоциации и высокой коррозионной устойчивостью материалов, например, алюмооксидной керамики. Применение изготовленных из нее имплантатов не приводит к повышению концентрации алюминия в тканях

и органах либо степень диффузии его ионов в окружающие ткани настолько ничтожна, что не оказывает токсического воздействия на окружающие ткани^{80, 143}. Сплавы на основе титана также обладают очень высокой коррозионной устойчивостью, и каких-либо статистически достоверных данных, основанных на экспериментальных и клинических исследованиях, о негативном воздействии этого сплава на окружающие ткани и организм в целом в настоящее время пока не представлено^{80, 68}. Вместе с тем, ряд авторов считает, что сплавы по своим биологическим свойствам значительно уступают технически чистому титану⁹⁷.

Таблица 4-8

Цитотоксическая характеристика металлов и их сплавов (результаты исследований Н.Ф. Hildebrand и J.-С. Hornez, 1998)

| Металлы и их сплавы | LC50 ¹ ($\mu\text{g ml}^{-1}$) | Уровень выживаемости клеток на 400 $\mu\text{g ml}^{-1}$ материала ² (%) | Количество многоядерных гигантских клеток на 100 $\mu\text{g ml}^{-1}$ материала ³ (%) |
|----------------------------------|---|---|---|
| Контрольная группа ⁴ | Нет | 100 ± 5 | 2,6 ± 0,7 |
| Титан | Нет | 81 ± 4 | 2,7 ± 0,7 |
| Хром | 600 | 62 ± 3 | 7,8 ± 1,9 |
| Никель | 25 | Нет | 15,9 ± 2,6 |
| Кобальт | 20 | Нет | 20,3 ± 4,9 |
| Al ₂ O ₃ | Нет | 95 ± 2 | Не определены |
| Нерж. сталь | Нет | 72 ± 2 | 9,1 ± 1,8 |
| NiCrCo | 100 | 23 ± 8 | 16,6 ± 3,3 |
| TiAl ₆ V ₄ | Нет | 98 ± 5 | 2,5 ± 0,8 |

LC₅₀ – тест 50%-й летальной концентрации чувствительных клеток человека (линия клеток L132). Проводится *in vitro* и локализует, какая концентрация химического вещества вызывает гибель 50 % клеток культуры. Является критерием цитотоксичности химических веществ.

² – Тест, который показывает уровень выживаемости клеток при максимальной высокой концентрации химического вещества (400 мкг моль⁻¹).

Показатель, характеризующий интенсивность воспалительной реакции на материал.

⁴ Чистая клеточная культура, не содержащая ионов металлов.

На сегодняшний день доказано негативное воздействие на окружающие ткани и организм только сплавов на основе кобальта, хрома и никеля. Экспериментальные и клинические исследования показали, что эти сплавы могут вызывать:

- воспалительную реакцию в окружающих тканях, сопровождающуюся формированием грануляционной ткани и инкапсуляцией этих материалов^{70, 80};
- гибель клеток соединительной ткани за счет цитотоксического эффекта⁸⁰;
- иммунные реакции, сенсибилизацию организма и аллергию^{41, 84};
- образование злокачественных опухолей в окружающих тканях^{107, 151}.

Возможное негативное воздействие сплавов с высоким содержанием кобальта, хрома и никеля существенно ограничивает их использование для изготовления внутрикостных имплантатов.

4.3.3. Биохимические и термодинамические свойства имплантационных материалов

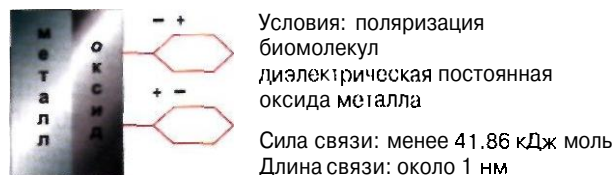
С биохимической и термодинамической точек зрения поверхность материала имплантата должна обеспечивать самопроизвольную адсорбцию биомолекул и клеток, а также физическую или химическую связь с матриксом кости.

Гетерогенный катализ

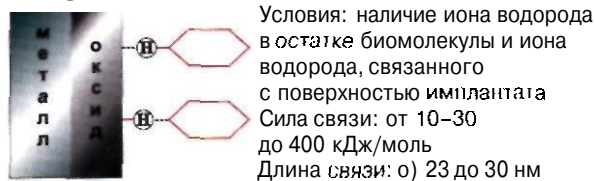
Адсорбция биомолекул на поверхности биосовместимых материалов происходит на поверхности фазового раздела; при этом молекулы вещества, находящегося в жидкой фазе, реагируют с поверхностью твердого тела. Такой физико-химический процесс называется гетерогенным катализом и включает пять обратимых стадий^{23, 97}:

1. *Диффузия.* Реагирующие молекулы диффундируют к поверхности твердого вещества.
2. *Адсорбция.* Реагирующие молекулы сначала подвергаются физической адсорбции на активных центрах поверхности твердого вещества, затем происходит их хемосорбция.
3. *Химическая реакция.* Реагирующие молекулы жидкости, а точнее их ионы, вступают в реак-

Связь за счет вандерваальсовых сил



Водородная связь



Химическая ковалентная и/или ионная связь

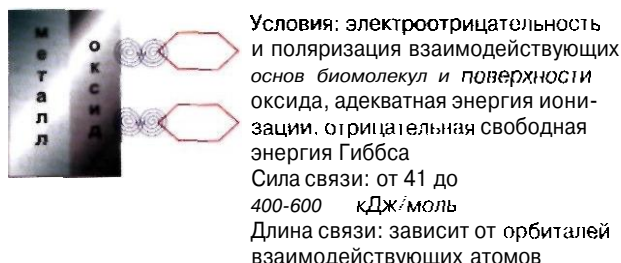


Рис. 4-1. Три варианта химической связи биомолекул с оксидным слоем металла (по В. Kasemo и J. Lausmaa, 1985, с изменениями)

цию с ионами поверхностного слоя твердого вещества с образованием продуктов.

4. *Десорбция.* Обратная адсорбции стадия. Хемосорбированные молекулы жидкости становятся физически адсорбированными на поверхности твердого вещества и в конце концов высвобождаются с его поверхности.
5. *Диффузия.* Молекулы продуктов диффундируют от поверхности твердого вещества.

Физическая адсорбция происходит, когда молекулы связываются с активными центрами на поверхности твердого вещества силами Вандер-Ваальса (слабые силы межмолекулярного притяжения). Сила энергии этой физической связи биомолекул с поверхностью биосовместимого материала невелика и составляет менее 41 кДж/моль на расстоянии около 1 нм от поверхности материала^{7, 97}.

Химическая адсорбция происходит, когда молекулы связываются с активными центрами на поверхности твердого вещества посредством

химических связей. Химическая реакция между биомолекулами и поверхностью биосовместимого материала может осуществляться за счет межмолекулярной водородной связи. Сила энергии такой связи также невелика и составляет от 10 до 30 до 400 кДж моль. Второй тип химической связи между активными центрами поверхности материала и биомолекулами – ковалентная и ионная связи. Они приводят к образованию химических продуктов на поверхности биосовместимого материала и обладают большей ПО сравнению с физической и водородной связями энергией, которая может составлять 400–600 кДж моль^{7,97}.

Адсорбция белков и физико-химическая связь биологических тканей с небиологическим материалом может происходить в том случае, если поверхность материала является «интересной» для биомолекул, которые стремятся к ней, а также если эта поверхность имеет активные центры, способные образовать физико-химическую связь.

С физико-химической точки зрения биосовместимый материал может обеспечивать адсорбцию биомолекул, если он обладает достаточной для этого процесса энергией и способностью к рекомбинации с диссоциированными молекулами аминокислот и белков^{57,80}.

Термодинамические свойства биосовместимых материалов

Для того чтобы судить о возможности самопроизвольного протекания реакции адсорбции, следует учитывать три основных фактора – энергию, энтальпию и энтропию.

Энергия – это единая мера способности совершать работу. Последняя является формой передачи энергии от одной системы к другой или от системы к ее окружению,

Любое тело или система обладает *внутренней энергией*, которая является суммой кинетической и потенциальной энергии всех частиц этого тела или системы. Внутренняя энергия является функцией состояния системы и не зависит от того, каким образом система оказалась в данном состоянии. Все материальные системы обнаруживают тенденцию к достижению минимума своей потенциальной энергии, с одной стороны, и максимума энтропии – с другой. При этом изменение энер-

Таблица 1-9

Стандартная молярная свободная энергия образования оксидов металлов

| Оксид металла | ΔG |
|---------------|------------|
| Al_2O_3 | -847 |
| CoO | -290 |
| Cr_2O_3 | -537 |
| FeO | -366 |
| NiO | -248 |
| TiO | -840 |
| TiO_2 | -714 |
| Ti_2O_3 | -784 |
| ZrO_2 | -859 |

гии в материальной системе определяется изменением энтальпии. Термодинамическая функция состояния, которая отражает баланс энтропии и энергии системы, называется *свободной энергией Гиббса* (G). Изменение свободной энергии Гиббса (ΔG) при образовании одного моля вещества из входящих в него элементов называется стандартной молярной свободной энергией образования²³. Свободная энергия Гиббса является мерой устойчивости химического соединения, а также мерой осуществимости самопроизвольной физико-химической реакции. Иначе говоря, изменение свободной энергии – это та часть изменения внутренней энергии системы, которая может превращаться в работу, т.е. полезная энергия, которую в химических системах называют также химическим потенциалом¹³. Самопроизвольное протекание возможно только для реакций, характеризующихся отрицательными значениями энергии Гиббса. На основании этого термодинамического постулата Н. Вороб (1998) предложил использовать формулу возможности адсорбции биомолекул на поверхности биосовместимого материала, исходящую из его стандартной молярной свободной энергии образования:

$$\Delta G - \Delta B = T \Delta S < 0,$$

где ΔH – изменение энтальпии, T – абсолютная температура, при которой происходит передача (изменение) энергии, ΔS – изменение энтропии.

Только при отрицательных значениях ΔG может происходить адгезия биомолекул на поверхности материала. Как показывают расчеты, биосовместимые материалы имеют различную величину энергии Гиббса и, следовательно, потенцию к самопроизвольной адгезии биомолекул на своей поверхности (табл. 1-9). Наиболее высокие показатели имеют цирконийоксидная и алюмооксидная керамика, а также оксиды титана; наиболее низкие - оксиды никеля и кобальта.

Физико-химические свойства поверхностей биосовместимых материалов

Одной из составляющих внутренней энергии тела или системы является *поверхностная энергия*.

Любой атом и его составляющие, расположенные в объеме твердого тела (его кристаллической решетки), подвергаются симметричному действию сил со стороны окружающих его со всех сторон атомов. У атомов, расположенных в *поверхностном* слое, с одной стороны отсутствуют атомы этого вещества. Вследствие чего силы межатомного взаимодействия становятся асимметричными, поэтому энергия этих атомов выше, чем у атомов внутри кристаллической решетки. Существует следующая закономерность: чем больше площадь поверхности материала и выше плотность его кристаллической решетки, тем больше его поверхностная энергия. Как и свободная энергия Гиббса, она определяет одно из наиболее важных биохимических свойств *поверхности* материалов - способность к адгезии биомолекул.^{157,155} Считается, что для ее осуществления поверхностная энергия биосовместимого материала должна составлять 60-120 мДж·м⁻² так как адсорбция является энергоемким процессом, требующим потребления не менее 45-60 мДж·м⁻² поверхности биосовместимого материала¹⁵⁵. Математическое уравнение расчета энергетических затрат, необходимых для адгезии биомолекул на поверхности небиологического материала, было выведено Г.М. Fowkes:

$$W = \gamma(1 - \cos \vartheta).$$

где W - энергия адгезии, γ - коэффициент поверхностного натяжения жидкости, ϑ - краевой угол смачивания.



— краевой угол смачивания

| Материал | $\vartheta, ^\circ$ |
|----------|---------------------|
| Al | 30 |
| CoCr | 60 |
| Ti | 20 |
| Zr | 30 |

Рис. 4-2. Смачиваемость поверхностей и значения краевого угла некоторых материалов

Энергетические затраты при адсорбции зависят от краевого угла между поверхностью материала и мениском (поверхность жидкости, искривленная на границе с твердым телом) в точках их пересечения (рис. 1-2). При этом прослеживается следующая закономерность: чем ниже краевой угол, тем меньше энергетические затраты на адгезию и лучше изначальные условия для адгезии биомолекул. Значения краевого угла являются характерной особенностью материала. Максимальный краевой угол у кобальта, минимальный - у титана и его сплавов^{17,80}.

Способность к адсорбции биомолекул из раствора на поверхности материалов зависит также от толщины слоя диффузии, температуры окружающей среды и активности ионов в растворе¹⁵⁵.

Биохимические механизмы адсорбции белков

В основе химической реакции биомолекул с поверхностью биосовместимого материала лежит их рекомбинация.

Рекомбинация молекул — это процесс воссоединения противоположно заряженных ионов в электрически нейтральные молекулы. Между диссоциацией и рекомбинацией устанавливается динамическое равновесие: количество молекул, распадающихся на ионы в единицу времени, равно числу нар ионов, которые за этот период воссоединяются в нейтральные молекулы²⁴.

Молекулы воды и биомолекулы, также как и любое вещество, подвергаются диссоциации в тканевых жидкостях организма.

Диссоциация молекул воды приводит к образованию положительно заряженных ионов водорода (H^+) и отрицательно заряженных гидроксильных групп (OH^-).

Белки и составляющие их аминокислоты также диссоциируют^{13,18}.

Любая аминокислота имеет карбоксильную группу ($COOH$) и аминогруппу ($-NH_2$). При нормальных значениях pH тканевой жидкости в результате диссоциации аминокислот образуются полярно заряженные группы COO^- и $-NH_3^+$. Благодаря соединению этих противоположно заряженных групп происходит формирование пептидных цепочек^{13,165}.

При ацидозе (уменьшении pH) от карбоксильной группы аминокислоты отщепляется ион водорода^{13,18}. В результате карбоксильная группа преобразуется в отрицательно заряженный остаток $-COO^-$.

При алкалозе, напротив, атом водорода присоединяется к аминогруппе, и она становится положительно заряженным окончанием^{13,18}.

Диссоциация молекул биосовместимого материала, например, титана, приводит к распаду части молекул оксидного слоя на положительно заряженные ионы титана и отрицательно заряженные ионы кислорода. Имеющая положительно и отрицательно заряженные ионы, а также обладающая необходимой энергией поверхность оксида титана создает электростатическое и энергетическое поле для диффузии и физико-химической связи с противоположно заряженными ионами плазмы крови и окружающей тканевой жидкости.

Отрицательно заряженные ионы кислорода могут вступать в ионные связи с ионами водоро-

да, а также Кальция и фосфора плазмы крови. Рекомбинация ионов водорода с ионами кислорода на поверхности оксидного слоя титана может способствовать образованию межмолекулярных водородных связей с биомолекулами^{97,155}.

Рекомбинация положительно заряженных ионов титана может происходить как с отрицательно заряженными гидроксильными группами, образующимися при диссоциации молекул воды, так и с противоположно заряженными кислотными группами диссоциированных аминокислот (рис. 1-3). Рекомбинация ионов титана с химически активными отрицательно заряженными кислотными остатками аминокислот, способными образовывать ионные и ковалентные связи с ионами титана, рассматривается в настоящее время как основная рабочая гипотеза хемосорбции белков на поверхности титана^{137,165}.

Вместе с тем, для образования костной ткани на поверхности имплантата важна не столько способность к адсорбции собственно белков на поверхности биосовместимого материала, сколько способность этой поверхности к связыванию специфических белков, обеспечивающих адгезию остеобластов и формирование остеоида.

Можно предположить, что первоначально с поверхностью имплантата будут взаимодействовать белки плазмы крови, в первую очередь фибриноген. Этот белок является основой для обра-

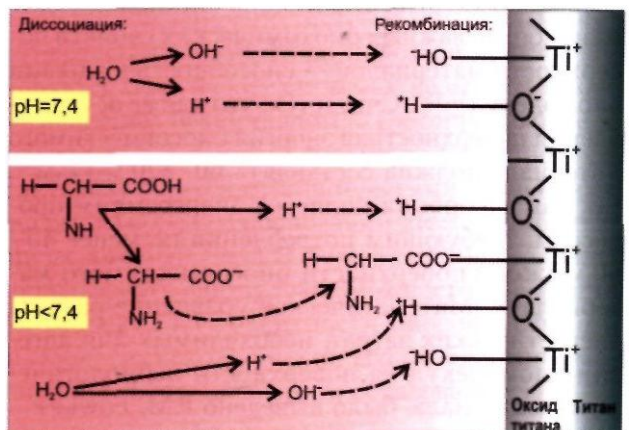


Рис. 4-3. Схема адсорбции на поверхности оксида титана диссоциированных молекул воды и аминокислоты глицина, составляющей около 33 % пептидной цепочки коллагена

зования волокон фибрина, которые необходимы для направленной пролиферации остеогенных клеток. Однако фибриноген спустя 3-5 дней (период пролиферации остеогенных клеток и их преобразования в остеобласты) должен освободить место для специфических белков (витронектина и фибронектина), обеспечивающих адгезию остеобластов и адсорбцию коллагена. Это означает, что к моменту секреции остеобластами этих специфических белков должна произойти десорбция фибриногена от поверхности имплантата. Согласно разработанной В. Kasemo и J. Lausmaa (1986) схеме за первичной адсорбцией на поверхности имплантата биомолекул и молекул воды следует десорбция биомолекул. Затем происходит реадсорбция других биомолекул, их модификация или фрагментация (рис. 4-4). Поэтому сила связывания фибриногена поверхностью биосовместимого материала имеет большое значение, но она должна быть адекватной, т.е. обеспечивать адсорбцию фибриногена не более 3-5 дней.

Изучая процессы адсорбции и десорбции различных белков, D.F. Williams, I. Askill и R. Smith (1985) определили силу адсорбции фибриногена к различным металлам (табл. 4-10).

На основании результатов данных исследований можно сделать вывод о том, что титан

обладает умеренной способностью к адсорбции фибриногена и обеспечивает оптимальные сроки его десорбции.

Таблица 4-10

Адсорбция фибриногена на поверхностях различных металлов (на основании экспериментальных данных D.F. Williams et al., 1985)

| Металл | Адсорбция фибриногена (мкг/см ²) | Остаточная адсорбция (%) | |
|-------------|--|--------------------------|---------------|
| | | через 5 дней | через 19 дней |
| Al | 0,5 | 1,6 | 0,8 |
| Co | 8,0 | 35,0 | 10,1 |
| Fe | 0,9 | 38,5 | 13,0 |
| Mo | 1,3 | 38,0 | 7,1 |
| Ni | 3,0 | 7,8 | 5,2 |
| Ti | 1,3 | 1,9 | 0,3 |
| V | 9,0 | 1,9 | 4,7 |
| Zr | 0,6 | 4,3 | 1,0 |
| Нерж. сталь | 0,4 | 10,4 | 1,5 |

После десорбции фибриногена происходят диффузия, адсорбция и химическая реакция между кислотными остатками витронектина и ионами титана, что создает условия для адгезии остеобластов к поверхности имплантата. Витронектин при этом выступает в качестве мишени для рецепторов остеобластов, которые представляют собой белки интегрин и адгерин, входящие в состав клеточной мембраны остеобластов, прикрепляющиеся к витронектину и обеспечивающие связь вне- и внутриклеточных белковых комплексов^{91,155}. В процессе секреции остеоида связь между рецепторами остеобластов и витронектином ослабевает, происходит их отрыв от поверхности имплантата, а затем десорбция, диффузия или фрагментация витронектина¹¹⁵. Места, освободившиеся после десорбции и диффузии этого белка, могут быть заняты молекулами диссоциированных аминокислот, образующих коллаген.

Рекомбинация отрицательно заряженных остатков аминокислот, составляющих пептидные

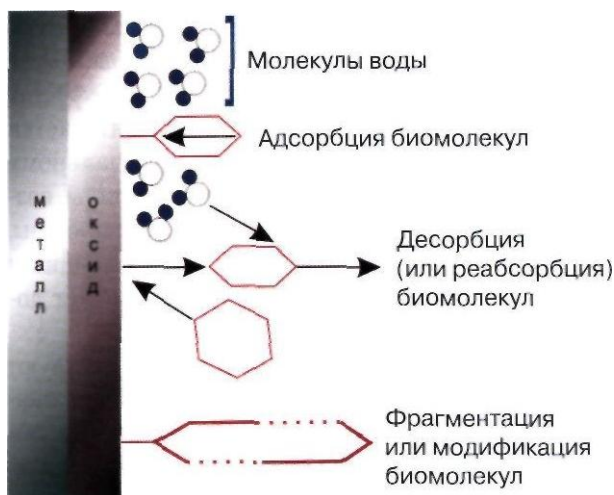


Рис. 4-4. Схема адсорбции и десорбции биомолекул на оксидном слое биосовместимого металла (по В. Kasemo и J. Lausmaa, 1985, с изменениями)

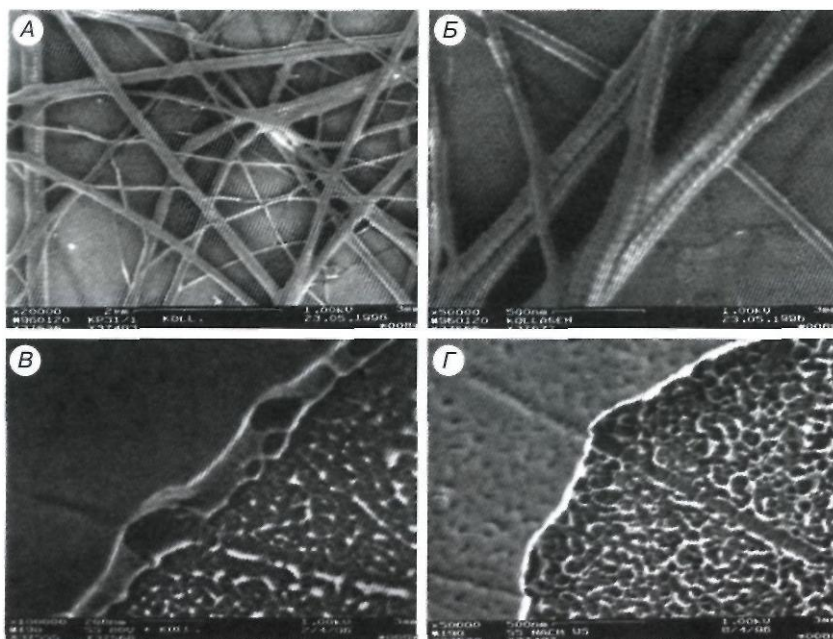


Рис. 4-5. Адсорбция коллагена на поверхности титана. Фотографии получены при помощи электронной микроскопии (наблюдение проф. Н. Worch, Технический университет Дрездена, Германия. Перепечатано из книги J.A. Helsen H.J. Breme (ed.) Metals as biomaterials. John Wiley & Sons. Chichester. England, 1998):

А, Б — сеть коллагеновых волокон на поверхности оксида титана; В, Г — шлиф поверхности титана вместе с инкорпорированными с оксидным слоем титана волокнами коллагена

цепочки коллагена, с положительно заряженными ионами титана рассматривается многими исследователями как наиболее вероятный механизм адсорбции и инкорпорации волокон коллагена с оксидной пленкой титана (рис. 4-5)^{43,165}.

Таким образом, процесс гетерогенного катализа, сопровождающийся адсорбцией и химической реакцией белков костного матрикса с поверхностью биосовместимого материала, может происходить при соблюдении ряда условий, включающих физико-химические свойства биосовместимого материала и биомеханические параметры контактирующей с поверхностью имплантата среды.

4.3.4. Механические свойства имплантационных материалов

Материал имплантата должен обладать достаточной механической прочностью.

Под механическими свойствами материала, из которого изготовлен дентальный имплантат, подразумевается его поведение под воздействием внешних механических нагрузок.

Для определения подобных свойств материала необходимо знать, какая механическая нагрузка или сила воздействует на имплантат и какой материал способен выдерживать эту нагруз-

ку без повреждения и деформации конструкции имплантата.

Известно, что у человека с интактными зубными рядами вертикальный компонент силы, воздействующей на отдельные группы зубов во время жевания, обычно составляет в области моляров и премоляров 200–880N; клыков и резцов — 50–222N^{44,47}. Иногда вертикально направленная сила, приходящаяся на жевательную группу зубов, может достигать даже 2440N. Боковая сила, воздействующая на зубы, имеет величину приблизительно 20N⁴⁴. При дефектах зубных рядов окклюзионная сила снижается на 20–50% по отношению к первоначальному значению¹⁰. Максимальная величина силы, воздействующей при жевании на съемные протезы, составляет 69N^{77,78}; на протезы, опирающиеся на имплантаты — в среднем 143N и может достигать более 211–412N.

Таким образом, на имплантат воздействуют внешние силы, которые могут достигать значительной величины. Поэтому материал и сам имплантат должны не только выдерживать максимальную силу воздействия, но и обладать определенным запасом прочности.

Прочность — это свойство материала выдерживать действия внешних сил без разрушения.

Пределом прочности называется механическое напряжение, которому соответствует наибольшая выдерживаемая телом нагрузка перед разрушением его кристаллической структуры²⁴.

При этом механическим напряжением (σ) называется физическая величина, численно равная силе упругости, приходящейся на единицу площади сечения тела:

$$\sigma = F / S,$$

где F — сила упругости, S — площадь сечения тела²⁴.

Под воздействием внешней силы частицы, расположенные в узлах кристаллической решетки материала, смещаются из своих равновесных положений. Смещению препятствуют силы, связывающие эти частицы. Поэтому при деформации материала, вызванной внешним воздействием, возникает сила упругости, направленная в сторону, противоположную смещению частиц тела при его деформации²⁴.

Запасом прочности называется число, показывающее, во сколько раз предел прочности превышает допускаемое напряжение.

Прочность материала зависит от его способности (или неспособности) к деформации, а также от технологии обработки материала.

Деформацией твердого тела называется изменение его размеров и объема, которое сопровождается изменением формы тела (рис. 1-6).

Упругостью называется свойство тел восстанавливать свои размеры, форму и объем после

прекращения действия внешних сил, вызывающих деформацию. Деформации, которые исчезают после того, как действие внешних сил прекращается, называются упругими. Если деформации сохраняются после удаления нагрузки, то они называются остаточными или пластическими, а способность материалов давать остаточные деформации называется пластичностью. Противоположным пластичности свойством является хрупкость, т.е. способность материала разрушаться при незначительных остаточных деформациях²⁴.

К простейшим видам деформации относятся линейное (продольное) растяжение (сжатие) материала и поперечная деформация. Мерой продольной деформации является модуль Юнга (Y), который характеризует способность материала сопротивляться деформированию под воздействием внешней нагрузки. Способность материала к поперечным деформациям характеризует коэффициент Пуассона²⁴.

Деформации дентального имплантата и его компонентов должны быть упругими, т.е. предел прочности и упругости материала должен превосходить как величину воздействующей на имплантат внешней силы, так и напряжение, возникающее под ее воздействием^{66,80}.

Кроме того, следует учитывать, что жевательные нагрузки имеют динамический и циклический характер. Частота жевательных циклов составляет около 60 НО в мин. При каждом смыкании на зуб воздействует жевательная сила в течение 0,2–0,3 с. Общее время контактного

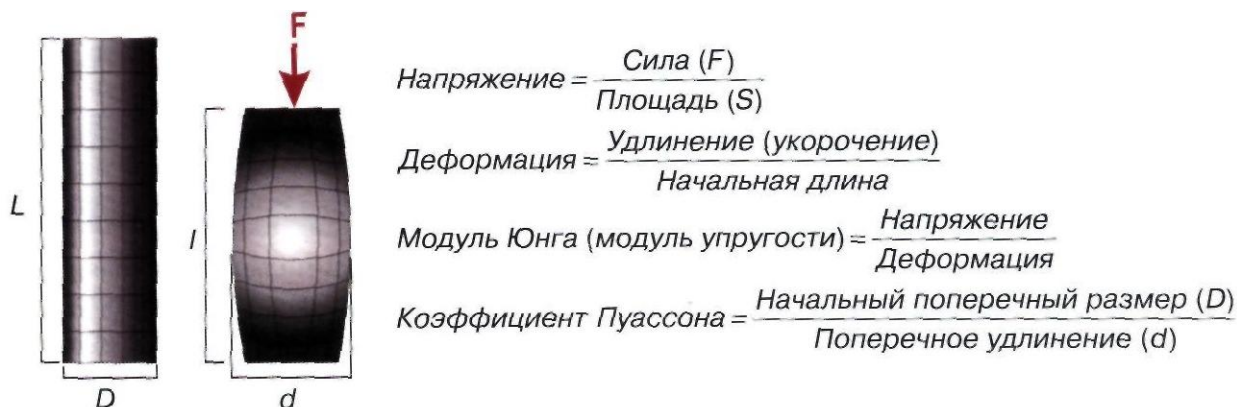


Рис. 4-6. Виды деформации тела под воздействием внешней силы и примеры расчета основных величин упругой деформации

напряжения аубов 10–17,5 мин в сутки. Таким образом, динамическая нагрузка на зубы, их опорный аппарат и окружающую кость чередуется с отдыхом тканей. Аналогичную картину динамических нагрузок можно ожидать и при воздействии на имплантаты.

Динамические нагрузки вызывают механическое напряжение в теле, которое во много раз может превосходить таковое при статической нагрузке. Известно, что многие материалы, упругие и пластичные при статической нагрузке, становятся хрупкими при действии динамической нагрузки. При внезапном приложении нагрузки деформация и напряжение вдвое больше, чем при статическом действии той же нагрузки¹¹⁶.

Таким образом, при жевательной циклической нагрузке можно ожидать увеличения напряжения в материале имплантата до 200 МПа при воздействии силы в 400N и даже до 500 МПа при 1000X.

Воздействие многократно повторяющейся переменной нагрузки резко снижает прочность всех материалов. Снижение прочности при действии циклических нагрузок называется усталостью материалов. При циклических нагрузках разрушение материала происходит в результате постепенного развития трещин. Природа усталостного разрушения обусловлена особенностями молекулярного и кристаллического строения вещества. Например, отдельные кристаллиты металлов обладают неодинаковой прочностью в различных направлениях; поэтому при определенном напряжении в некоторых из них возникают пластические деформации, которые при повторных циклических нагрузках повышают хрупкость в отдельных участках материала. В итоге при большом числе повторений нагрузки на одной из плоскостей скольжения кристаллитов появляются микротрещины. Возникшая микротрещина становится сильным концентратором напряжений и местом окончательного разрушения материала, даже в тех случаях, когда величина напряжения меньше предела прочности материала. Поэтому переломы имплантатов могут происходить и под воздействием жевательной силы, не превышающей средний физиологический уровень^{116,157}.

Теоретические расчеты и опытные испытания показали, что под воздействием внешней, аксиально направленной силы, достигающей 800–1100N, в дентальном имплантате могут возникать механические напряжения от 200 до 250 МПа^{27,44,120}, а при увеличении этой силы до 1860N они возрастают до 120 МПа¹¹⁶. На основании этих расчетов становится очевидным, что необходимым 2–3-кратным запасом прочности обладают биотерангные (сталь и кобальтохромовый сплав) и биоинертные материалы, например, титан и его сплавы (табл. 4–11).

Алюмооксидная керамика, биосталлы и биостекло достаточно жесткие материалы, менее чем металлы подвержены упругой деформации; следовательно, они являются более хрупкими и имеют меньший запас прочности. Поэтому керамические дентальные имплантаты в настоящее время используются редко, а имплантаты из биологически активных стекол применяются в основном для установки в лунки удаленных зубов с целью профилактики резорбции, прогрессирующей атрофии и деформации альвеолярных отростков¹¹⁷.

Зависимость биологических и механических свойств биосовместимых материалов была сформулирована в 1985 г. J. Osborn: «...материалы, которые имеют хорошие биологические характеристики, обладают недостаточными механическими свойствами, и наоборот».

4.3.5. Биомеханические свойства материалов

Любое тело под воздействием внешней силы испытывает внутреннее напряжение. Если оно находится в какой-либо среде, то часть напряжения передается в этой среде, которая на границе тела деформируется, и в ней возникают упругие силы и напряжение²¹.

Таким образом, имплантат, находящийся в костной ткани и подверженный циклическим жевательным нагрузкам, будет вызывать деформацию и, следовательно, напряжение в окружающей костной ткани.

Костная ткань, как и любое материальное тело, обладает определенными прочностными и

Таблица 4-11

Механические свойства некоторых биосовместимых и биологических материалов

| Материал | Предел прочности на сжатие (МПа) | Модуль упругости (ГПа) | Относительное удлинение (%) | Коэффициент Пуассона | Источник |
|---|----------------------------------|------------------------|-----------------------------|----------------------|----------------|
| <i>Металлы и их сплавы</i> | | | | | |
| Титан (grade 2) | 275–450 | 102–110 | 15–30 | 0,34 | 6, 37, 80, 117 |
| TiAl ₆ V ₄ | 860–1000 | 105–117 | 10–15 | *** | 6, 37, 80 |
| Цирконий | – | 89 | – | 0,33 | 6 |
| Нерж. сталь | 600–1050 | 200–500 | 16–40 | 0,3 | 6, 80 |
| CoCrMo | 690 | 210–235 | 35–55 | *** | 37, 80 |
| <i>Керамика и полимеры</i> | | | | | |
| ZrO ₂ | 350–400 | | < 1 | – | 80 |
| Al ₂ O ₃ | 350–400 | 380 | < 1 | – | 37, 80 |
| Сапфир | 480 | 414 | < 1 | – | 37 |
| Сверхвысокомолекулярный полиэтилен | 24–35 | 1 | < 1 | – | 58, 80 |
| Гидроксиапатитная керамика | 375 | 100 | < 1 | – | 49, 58 |
| <i>Биоматериалы</i> | | | | | |
| Биокоралл | 110–395 | 100 | < 1 | – | 111 |
| <i>Кость</i> | | | | | |
| <i>Бедренная кость</i> | | | | | |
| Компактный слой | 140–150 | 18–20 | 1,4 | | 30, 37 |
| Губчатый слой | 5,8 | 0,08 | | | 30, 64 |
| <i>Нижняя челюсть</i> | | | | | |
| Компактный слой | 18–50 | 0,179 | | | 102 |
| Губчатый слой (в зависимости от количества трабекул в единице объема) | | | | | |
| 65 % | 8,7 | 0,117 | | | 102 |
| 40 % | 5,1 | 0,072 | | | |
| 30 % | 3,6 | 0,054 | | | |
| 15 % | 2,1 | 0,027 | | | |
| 1 % | 0,14 | 0,002 | | | |

упругими свойствами (см. табл. 4-11). При этом прочность и модуль упругости компактного слоя кости значительно выше данных параметров губчатого слоя. Поэтому уровень напряжений в окружающих имплантат компактном и губчатом слоях кости будет различным.

Принципиальными являются два вопроса: 1) какой уровень напряжения является физиологическим для компактного и губчатого слоев костной ткани? 2) каким образом свойства материала имплантата влияют на величину напряжения в костной ткани?

Согласно некоторым экспериментальным расчетам напряжение в области компактного слоя межальвеолярной перегородки коренных зубов при нагрузке в 115X составляет от 1.2 до 11.8 МПа; стенки альвеол (щечной ее стороны) - от 6.8 до 13.8 МПа^{15, 151, 152}. Однако математические расчеты методом конечных элементов показали иные значения. При нагрузке на зубы, равной 10 кг (98N), на уровне компактного слоя альвеолярного отростка напряжение может находиться в диапазоне от -6.03 до +4.24 МПа (знак «минус» означает напряжение при растяжении, «плюс» - при сжатии): в губчатом слое - от 1.19 до 0.04 МПа¹⁵³.

Таким образом, гипотетически физиологическим уровнем для компактного слоя альвеолярного отростка можно считать напряжение 7-16 МПа при окклюзионной нагрузке в 400N. В губчатом слое данный параметр при аналогичной нагрузке может составлять не более 4.7 МПа.

При воздействии окклюзионной нагрузки около 100N на имплантат цилиндрической формы из титана напряжение в компактном слое челюстной кости может составлять от -1.7 до +5.8 МПа, однако может достигать и +25.2 МПа. В губчатом слое кости приложение нагрузки 100X на имплантат может вызвать напряжение от -2.7 до +2.2 МПа¹⁵⁴.

Таким образом, напряжение в окружающей имплантат кости может превосходить таковое в области естественных зубов, что может стать причиной не только резорбции костной ткани вокруг имплантата, но и перелома структурных единиц кости при значениях напряжения выше предела их прочности^{33, 50, 88, 114, 133, 141}. Следовательно, одной из основных биомеханических задач имплантологии является изучение закономерностей и возможностей снижения уровня механического напряжения в окружающей имплантат кости.

Биофункциональная оценка имплантационных материалов

Согласно закону Гука механическое напряжение прямо пропорционально относительной деформации:

$$\sigma = E \times \epsilon$$

где σ - механическое напряжение, E - модуль упругости (модуль Юнга), ϵ - относительная деформация.

Исходя из этого закона, можно проследить зависимость величины напряжения в материале имплантата и окружающей его кости от модуля упругости материала: чем выше значения модуля упругости материала, из которого изготовлен имплантат, тем выше уровень напряжения, возникающий при действии окклюзионной нагрузки в окружающей кости.

Поэтому модуль упругости является одним из основных показателей функциональной пригодности имплантационного материала.

Качественная оценка материалов, служащих для изготовления внутрикостных имплантатов, проводится с помощью индекса биофункциональности⁵⁰:

$$BF = \frac{\sigma}{E}$$

где σ - усталостная прочность материала, E - модуль Юнга.

На основании расчетов при помощи этой формулы можно сделать вывод о том, что титан и его сплавы, имеющие достаточную усталостную прочность и значения модуля упругости в два раза меньше по сравнению с биотолерантными металлами, и почти в четыре раза меньше, чем у различных видов керамики, обладают более приемлемыми биофункциональными свойствами (табл. 4-12).

Таблица 4-12

Индекс биофункциональности некоторых материалов

| Материал | Усталостная прочность (МПа) | Модуль Юнга ($\times 10^3$ МПа) | Индекс биофункциональности (BF $\times 10^{-3}$) |
|--------------------------------|-----------------------------|----------------------------------|---|
| Al ₂ O ₃ | 0,400 | 380 | 0,00105 |
| CoCr | 300 | 200 | 1,5 |
| FeCrNiMo (сталь) | 250 | 210 | 1,2 |
| Ti | 200 | 100 | 2,0 |
| ZrO ₂ | 0,450 | 170 | 0,026 |

Глава 5

Биотехнические стандарты внутрикостных дентальных имплантатов

Согласно определению Д.Ф. Вильямса и Р. Роуфа имплантат — это изделие из небиологического материала, которое вводится в организм для выполнения каких-либо функций в течение длительного времени¹.

Любое изделие является продуктом человеческого труда — как интеллектуального, так и физического.

Может ли винт или болт, изготовленный из биосовместимого материала, считаться изделием, пригодным для введения в организм? Может, но при этом останется винтом или болтом, применяемым для какой-либо временной цели, например, остеосинтеза или как запчасть для ортопедической конструкции.

Создание изделия, достойного называться имплантатом, — процесс иного рода, требующий особого подхода, поиска оптимальных решений, совместной деятельности широкого круга специалистов в различных областях науки, а также длительного времени для анализа и тестирования конструкции, иногда повторного (рис. 5-1). Таким образом, только после прохождения всей технологической цепочки — от идеи до клинического применения — изделие, являющееся в основном интеллектуальным продуктом, может быть названо имплантатом.

Вместе с тем, не всякая, даже блестящая идея, равно как и проведенные технологические и клинические испытания, приводят к созданию им-

плантата, который найдет широкое практическое применение,

Многие имплантаты становятся музейными экспонатами, некоторые используются только их авторами. Имплантаты, не получившие широкого внедрения в стоматологической практике, а также представляющие лишь исторический или дизайнерский интерес, не будут рассматриваться в данной главе.

Предметом обсуждения станут конструкции и технологии изготовления, которые прошли испытание временем, широко применяются в серийном производстве и клинической практике и могут служить своего рода стандартом современных конструкций дентальных имплантатов и технологий их производства.

5.1. БАЗОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИМПЛАНТАТОВ

Конструкция дентальных имплантатов во многом обусловлена не только медико-биологическими требованиями, но и возможностями современных технологий.

Биологические, прочностные и биомеханические свойства имплантационных материалов имеют большое значение, но не менее важным аспектом является обработка этих материалов при изготовлении имплантата.

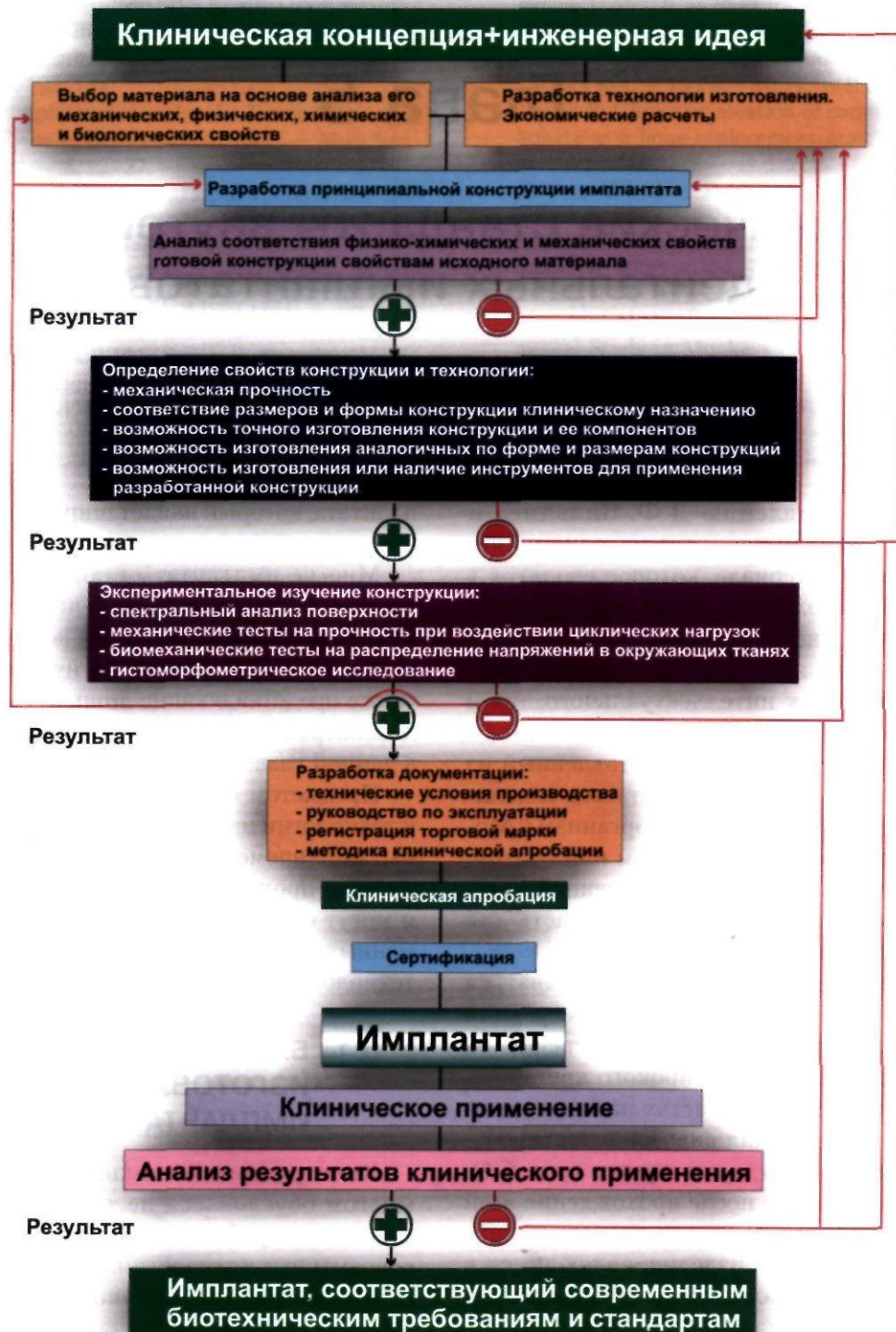


Рис. 5-1. Схема создания дентального имплантата

Известно, что некоторые, даже очень простые технологические приемы обработки биоинертных металлов, например, титана, могут значительно повысить индекс биофункциональности материала и тем самым обеспечить необходимую прочность имплантата. Это особенно важно, так как дентальные имплантаты, имея небольшой объем и площадь сечения, должны выдерживать значительную динамическую нагрузку.

Кроме того, при помощи некоторых технологических приемов можно оптимизировать биологические и остеокондуктивные свойства материала.

Особое значение при конструировании дентальных имплантатов придается их поверхности, которая во многом определяет не только прочностные свойства имплантата, но и условия для адсорбции биомолекул и адгезии клеток окружающих имплантат тканей. Кроме того, форма и структура поверхности внутрикостной части имплантата существенно влияют на способность к согласованному взаимодействию биомеханической системы «зубной протез имплантат—костная ткань».

Поэтому основными задачами производства дентальных имплантатов являются:

- увеличение индекса биофункциональности материала имплантата;
- создание микроструктуры поверхностей имплантата, адекватной типу окружающих тканей;
- создание макроструктуры имплантата, имеющей достаточную удельную площадь поверхности для адекватного биомеханического взаимодействия с костной тканью.

5.1.1. Основные технологические способы изготовления имплантатов

Фрезерование

Этот способ изготовления имплантатов не оказывает значительного влияния на физико-химические свойства титана⁶, поэтому индекс биофункциональности материала не изменяется. Недостатком фрезерования является низкая чистота обработки поверхности (см. рис. 5-6),

которая может иметь микротрещины либо следы механического воздействия, что является фактором концентрации напряжений в материале, снижает усталостную прочность и может служить причиной переломов имплантата^{4,102}.

Обработка давлением

Обработка давлением может производиться посредством штамповки или пластического деформирования.

При штамповке титана в холодном состоянии происходит повышение его прочности за счет деформации кристаллической решетки. Однако способность титана подвергаться обработке давлением в холодном состоянии достаточно низка, поэтому данный прием обработки можно применять только при изготовлении изделий несложных форм.

В нагретом состоянии титан легче подвергается штамповке, но деформация в нагретом состоянии не повышает его прочности^{6,17,102}. Поэтому для повышения прочности имеющих сложную форму имплантатов может применяться метод пластического деформирования.

Пластическое деформирование поверхности материала происходит под действием трения качения специального инструмента (роликов) по детали. В месте контакта роликов с обрабатываемой поверхностью действуют сжимающие напряжения, в результате чего металл пластически деформируется и приобретает форму, аналогичную профилю инструмента. Качество обработки поверхности при этом намного выше, чем при фрезеровании. Кроме того, данный метод позволяет достичь очень высокой точности и чистоты обработки поверхности⁶. В отличие от штамповки пластическое деформирование приводит к уплотнению кристаллической решетки лишь поверхностного слоя металла (рис. 5-2, 5-3), что не вызывает изменения параметров упругости основной части материала¹⁰². Поэтому изготовление имплантатов методом пластического деформирования позволяет повысить прочность материала без значительного увеличения модуля Юнга и таким образом улучшить биофункциональные характеристики технически чистой титана.

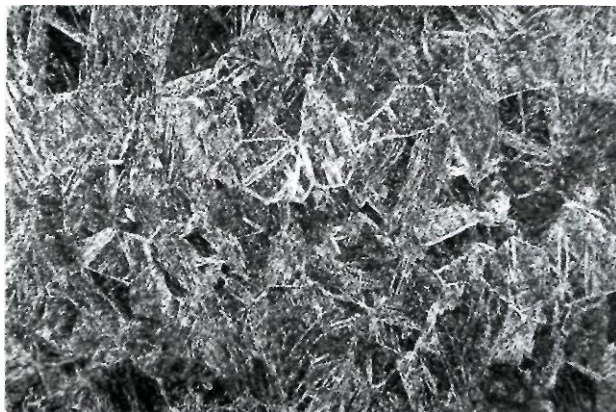


Рис. 5-2. Поверхность шлифа технического чистого титана (микрофотография, $\times 250$). Видна крупнозернистая структура материала

Методы порошковой металлургии

Спекание порошков титана позволяет получить изделие с заданными физико-механическими свойствами, обладающее сквозной пористостью (рис. 5-4). Этот технологический процесс дает возможность изготавливать дентальные имплантаты из композиции пористого и компактного титана с различным диаметром пор внутрикостной части^{1,2,8}. Сквозная пористость внутрикостной части имплантатов значительно увеличивает удельную площадь контакта поверхности имплантата с костной тканью, что позволяет снизить механическое напряжение на границе раздела имплантат, костная ткань^{8,9,26}.

Полученный путем электронимпульсного спекания сферических гранул пористый титан имеет модуль Юнга в пределах 1.150–2.850 ГПа^{7,26}. Такое снижение модуля Юнга могло бы существенно увеличить индекс биофункциональности, однако пористые материалы, в том числе титан, но прочности значительно уступают компактным^{12,45}. Так, предел прочности на сжатие пористого титана составляет 60–113 МПа⁷, т.е. почти в 4 раза меньше, чем аналогичный показатель компактного титана.

Литье

Отливка позволяет получить изделия различных, иногда очень сложных форм с достаточно высокой точностью. Однако при этом невозможно контролировать структуру материала и, следовательно, его механические свойства. Кроме того, имплантаты, изготовленные с помощью литья, с трудом подвергаются последующей механической обработке с целью упрочнения материала^{4,102}. Поэтому отливка внутрикостных дентальных имплантатов как способ их производства применяется редко.

5.1.2. Обработка поверхности имплантата

Формирование и жизнедеятельность тканей организма на границе раздела с небиологическими материалами зависят от ряда факторов, в том числе микроструктуры поверхности материала.

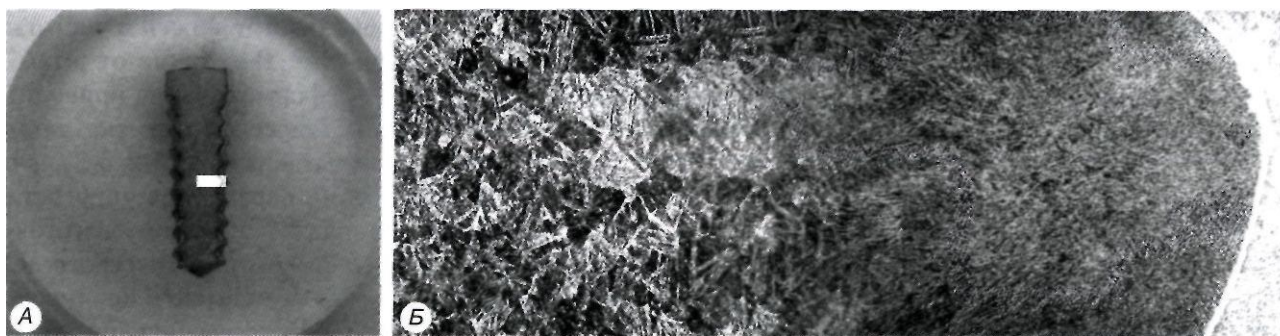


Рис. 5-3. Изменение структуры технического чистого титана после обработки пластическим деформированием: А — шлиф винтового имплантата, изготовленного методом пластического деформирования (белым четырехугольником обозначено место микрофото съемки); В — маркированный участок ($\times 250$): видно уплотнение структуры поверхностного слоя титана

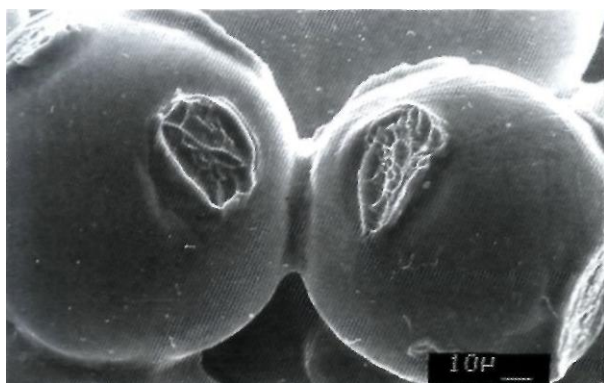


Рис. 5-4. Участок внутрикостной части имплантата, изготовленного методом электроимпульсного спекания сферических порошков титана (сканирующая электронная микроскопия, x 1000)

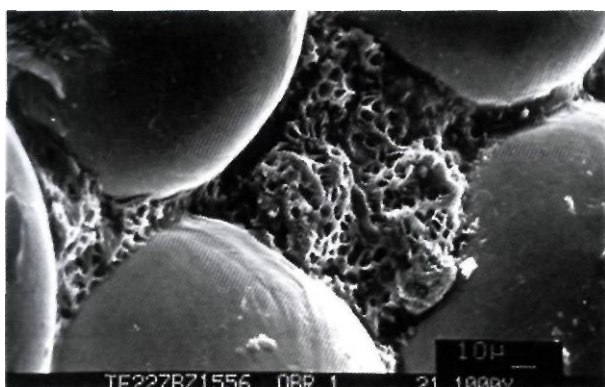


Рис. 5-5. Прорастание тканей в поры внутрикостной части имплантата, удаленного вместе с участком кости из нижней челюсти собаки через 2 мес. после установки (x 1000)

Обработка внутрикостной поверхности

В результате многочисленных исследований, проведенных *in vitro* и *in vivo*, было установлено, что определенная модификация поверхности, например, увеличение толщины оксидной пленки или придание шероховатости поверхности, может оказывать благоприятное влияние на процесс остеогенеза^{3,50,57,67,75,139,144,197}.

Шероховатая поверхность биоинертных материалов обладает большей по сравнению с гладкой поверхностной энергией и смачиваемостью, что способствует адсорбции белков, механическому прикреплению к поверхности материала волокон фибрина и коллагена^{64,69}. Наличие опреде-

ленной шероховатости, пор или углублений на поверхности внутрикостной части имплантата способствует адгезии остеогенных клеток, фибро- и остеобластов, синтезу специфических белков и факторов роста, что в конечном итоге позволяет достичь увеличения площади костной интеграции^{2,43,61,106,137,149,198}.

Шероховатость позволяет также значительно увеличить удельную площадь взаимодействующей с костью поверхности имплантата, что увеличивает силу его интеграции с костью и снижает уровень механического напряжения в окружающих структурных единицах кости^{79,133,177,182}.

Считается, что оптимальным для остеогенеза и минерализации костного матрикса является размер пор от 70 до 700 мкм^{8,39,58,130}.

Модификация поверхности внутрикостной части имплантата может производиться посредством нескольких технологических приемов: механической обработки, удаления материала с поверхности, добавления материала к поверхности и ее пассивации.

Механическая обработка

Текстуру или определенную, имеющую регулярный рисунок, шероховатость на поверхности имплантата можно создать при помощи так называемой рельефной формовки или методом наката. Микрорельеф поверхности имплантата при этом образуется за счет местных поверхностных деформаций материала. Получаемые таким образом незначительные углубления и выступы придают определенную регулярную шероховатость поверхности внутрикостной части имплантата.

Второй способ обработки поверхности внутрикостной части имплантата абразивными материалами под давлением (пескоструйная обработка). В качестве абразивного материала обычно используются порошки алюмо- или титанооксидной керамики^{61,79,91}. Оптимальным считается создание микрорельефа при обработке частицами диаметром 75 мкм^{29,199}.

Удаление материала с поверхности имплантата

Шероховатость поверхности внутрикостной части имплантатов может быть создана при по-

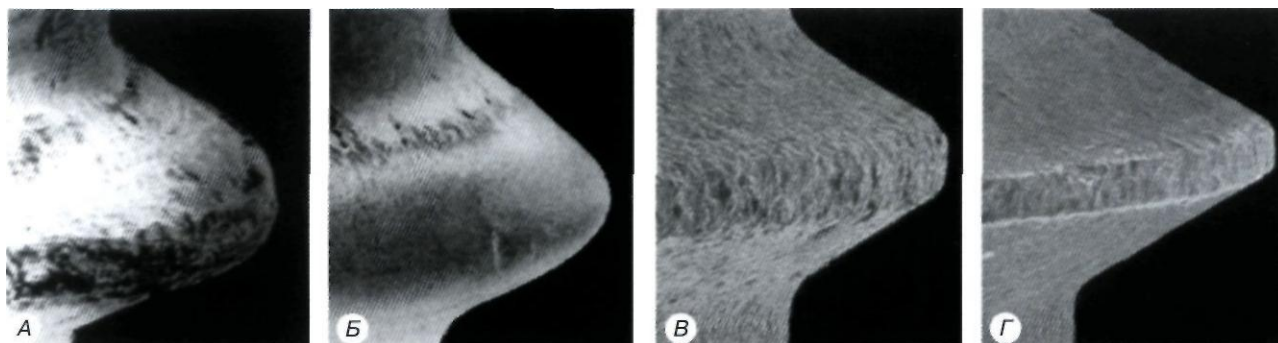


Рис. 5-6. Поверхности имплантатов после различной технологической обработки (x 150): А — после фрезерования; Б — после электрохимической полировки; В — обработанная порошком алюмооксидной керамики с размерами частиц 75 мкм; Г — после двойного травления кислотами

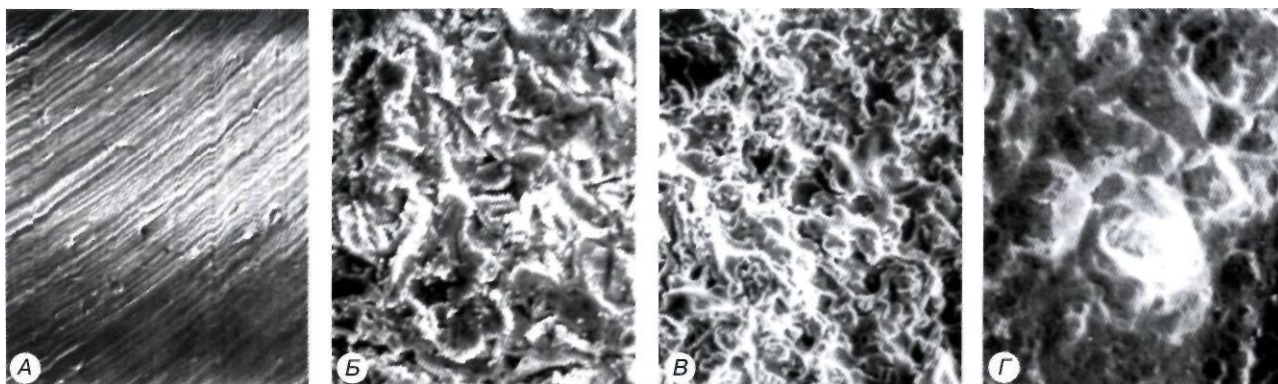


Рис. 5-7. Текстура поверхностей имплантатов (сканирующая электронная микроскопия, x 1000): А — механическая полировка; Б — пескоструйная обработка порошком алюмооксидной керамики; В — плазменное напыление титана; Г — травление кислотами

мощи травления кислотами (рис. 5-6, 5-7). Для этой цели обычно используют соляную, серную, азотную и фтористую кислоты^{42,59}. После травления шероховатость поверхности получается более равномерной по сравнению с механической обработкой, но достичь прогнозируемого размера пор при этом практически невозможно. Поэтому травление кислотами часто производят дополнительно после пескоструйной обработки. Сочетание этих способов позволяет снизить чрезмерно высокие пики шероховатости после пескоструйной обработки, сохранив при этом необходимый размер пор.

С целью удаления части материала и получения определенной текстуры поверхности имплантата можно применять лазер. Выжигание и

выпаривание части материала при помощи эксимерного лазера приводят к образованию кратеров на поверхности материала. Таким образом можно создать текстуру поверхности с запрограммированной величиной и глубиной пор¹⁸².

Добавление материала

Шероховатая или пористая поверхность может формироваться при помощи технологии плазменного напыления^{13,102,182}. При этом расплавленные в потоке плазмы частицы напыляемого материала соударяются с обрабатываемой поверхностью, образуя пористое и шероховатое покрытие^{11,182} (рис. 5-6, 5-7).

Посредством данной технологии можно не только получить определенную текстуру по-

верхности, но и наносит], биологически активные материалы, например, гидроксиапатит или биосовместимое стекло, создавая таким образом биологически активное покрытие толщиной от 30 до 50 мкм^{13,29,182}.

Гидроксиапатит и другие кальций-фосфатные соединения можно наносить на поверхность внутрикостной части имплантата при помощи золь-гелиевой технологии. Суть ее заключается в осаждении на поверхности металлического имплантата кристаллов гидроксиапатита с использованием специальных связующих веществ, например, 10%-й фосфорной кислоты и спирта, образующих вместе с гидроксиапатитом суспензию, которая выпаривается при определенных температурных режимах. В результате кристаллизации и связывания с поверхностью имплантата создается покрытие из гидроксиапатита толщиной около 1 мкм^{44,127}.

Покрытие керамическими или кальций-фосфатными биоактивными материалами позволяет создать условия для химической связи с костным матриксом, а также оптимизировать osteoconductive и некоторые физические свойства поверхности имплантата (уменьшение теплопроводности и снижение стандартного электродного потенциала)^{34,44,101}.

Ряд авторов считает, что нанесение гидроксиапатита на внутрикостную часть имплантатов увеличивает площадь оссеоинтегрированного контакта, силу интеграции и обеспечивает высокий уровень клинической эффективности таких имплантатов^{38,51,89,99,116,145,160,161}.

Однако целесообразность биоактивного покрытия внутрикостной части имплантата не может считаться общепризнанной точкой зрения. Экспериментальные исследования некоторых авторов не выявили сколько-нибудь заметных преимуществ имплантатов, покрытых гидроксиапатитом, по сравнению с имплантатами из технически чистого титана^{60,103,112,113}.

Некоторые специалисты на основании экспериментальных и клинических исследований показали, что нанесение гидроксиапатита или других кальций-фосфатных соединений на поверхность имплантата не только не увеличивает, но даже снижает площадь оссеоинтегрированно-

го контакта через 1 год после установки имплантата за счет резорбции биоактивного покрытия и замещения резорбированных участков фиброзной тканью^{29,92,93,138}.

Ряд авторов считает, что из-за остеокластической резорбции, сколов и отслаивания биоактивного покрытия функционирующего имплантата может происходить резорбция окружающей имплантат костной ткани, что является одной из причин неудачного клинического применения имплантатов с гидроксиапатитным покрытием^{1,90,114,195,200,201}.

Пассивация

Пассивация - создание оксидной пленки на поверхности металлов для предохранения их от коррозии. Цель пассивации - увеличение толщины оксидного слоя поверхности имплантата.

По мнению некоторых авторов, спонтанное образование оксидной пленки толщиной от 4 до 20 нм на поверхности титана или металлов не может обеспечить достаточную коррозионную устойчивость в биологических средах^{23,161}.

Другие исследователи, наоборот, считают, что спонтанно образованная оксидная пленка способна обеспечить коррозионную устойчивость титана в биологических средах, если оксидный слой не подвергается механическому повреждению непосредственно перед имплантацией или после нее, например, в результате трения при подвижности деталей имплантата относительно друг друга^{102,133}.

И наиболее распространенным является следующее мнение: пассивация может повысить коррозионную устойчивость металлов, применяемых для изготовления имплантатов, и оправдана с термодинамической, физико-химической и биологической точек зрения^{47,72,78}.

Однако какую толщину оксидной пленки считать оптимальной, пока неизвестно^{5,102}. Кроме того, ее увеличение может происходить за счет образования не только наиболее стабильного соединения TiO_2 , но и менее устойчивых окислов TiO и Ti_2O_3 ^{5,120}, вследствие чего может иметь место ускоренная диссоциация оксидного слоя, сопровождающаяся пигментацией окружающих тканей^{141,157}. Известно также, что увеличе-

ние толщины оксидного слоя может приводить к его разрушению и отслолке под воздействием циклических нагрузок⁶⁶.

Толщина оксидного слоя на поверхности титана возрастает при термической, пескоструйной, ультразвуковой обработке, плазменном напылении, травлении кислотами, обработке в тлеющем разряде^{25, 120, 123, 183, 192}, а также при стерилизации имплантатов^{123, 133}. При длительном взаимодействии с тканями организма толщина оксидного слоя титана может увеличиваться до 200 нм^{7, 148}.

Обработка поверхностей, контактирующих со слизистой оболочкой

В результате многочисленных исследований было установлено, что фибробласты, коллагеновые и эластичные волокна надкостницы, а также собственной пластинки слизистой оболочки лучше адаптируются к текстурированной или покрытой гидроксиапатитом поверхности^{65, 162, 178}.

Другие авторы приводят данные, говорящие о том, что адаптация мягких тканей к гладкой и шероховатой поверхности не имеет существенных различий^{59, 110, 111, 114}.

На адаптацию соединительной ткани к поверхности имплантата может оказывать влияние геометрия поверхности. Поэтому предполагается, что на чрездесневую часть имплантата целесообразно наносить горизонтально ориентированные кольцевые канавки³⁰.

Однако надкостница и собственная пластинка слизистой оболочки формируют незначительное по площади прикрепление, и десневая манжетка имплантата образуется в основном за счет эпителия десны. При этом в отличие от фибробластов эпителиальные клетки лучше адаптируются к гладкой поверхности^{37, 102}.

Кроме того, текстурированная поверхность титана или гидроксиапатитное покрытие способствуют адгезии не только клеток, но и микроорганизмов^{73, 151, 165}, вызывающих воспаление в области десневой манжетки и периимплантит, который является одной из наиболее частых причин неудач имплантации^{85, 132, 152, 164, 182, 188}.

Поэтому для адекватного эпителиального прикрепления, формирования эффективного со-

единительного тканевого барьера, а также с гигиенической точки зрения поверхность контактирующих со слизистой оболочкой и выступающих в полость рта частей имплантата должна быть тщательно отполирована^{28, 110, 111, 147, 164}.

Гладкая, с чистотой полировки не ниже 7-10 класса поверхность имплантата может быть получена двумя способами: электрохимической полировкой и пластическим деформированием^{6, 17, 25}.

5.1.3. Очистка поверхности и стерилизация

В процессе изготовления имплантатов может происходить загрязнение (*контаминация*) их поверхностей.

Контаминация инородными элементами может препятствовать адекватной адсорбции биомолекул, адгезии клеток и интеграции имплантата с окружающими тканями^{117, 118}.

На поверхности имплантатов можно обнаружить включения углерода, кислорода, азота, натрия, цинка, кремния, фтора, хлора, кальция и некоторых других элементов, а также органических веществ^{100, 129, 133, 163, 169}.

Характер контаминации зависит от технологии изготовления имплантата и способа обработки его поверхности. Например, при механической обработке и механической полировке наблюдается значительная контаминация углеродом¹³⁵. При травлении некоторыми кислотами может иметь место контаминация фтором¹⁵³. При пескоструйной обработке часть поверхности содержит гранулы алюмооксидной керамики¹⁸¹.

Очистка поверхности имплантата может производиться химическим способом. Для этого его помещают в кетонный раствор (кетоны — органические соединения, применяемые в промышленности в качестве растворителей) на 5 мин, затем промывают в бидистиллированной воде в течение 15 мин и проводят пассивацию в 30%-й азотной кислоте в течение 30 мин¹⁸⁴.

Существуют также способы очистки в тлеющем электрическом разряде, при помощи пароструйной и ультразвуковой обработки в растворах буга нола и этанола^{32, 52, 100, 121, 142}.

Однако следует учитывать, что получить абсолютно чистую, лишенную примесей некоторых элементов поверхность имплантата практически невозможно. Нее известные в настоящее время способы очистки позволяют получить лишь относительно чистую поверхность имплантата, которая в незначительной степени содержит ионы углерода, кальция и фосфора^{36, 121, 133, 154}.

Уровень и характер контаминации зависят также от способа стерилизации имплантата⁷². Так, при автоклавировании на его поверхности осаждаются ионы железа, хлора, фтора и азота^{31, 121, 135}. Другие способы стерилизации — сухожаровая, динамическое ультрафиолетовое облучение, в тлеющем электрическом разряде — позволяют добиться минимального уровня контаминации поверхности имплантата^{68, 142, 179}.

Источником контаминации может быть также неправильное применение имплантата в клинической практике. Прикосновение к нему изготовленными не из титана металлическими инструментами может привести к контаминации ионами металлов¹⁹⁶. Руки хирурга также могут стать источником контаминации внутренней части имплантата только или другим по-

рошком, которым были обработаны резиновые перчатки⁷⁶.

Кроме контаминации неорганическими веществами во время операции поверхность имплантата может быть загрязнена бактериями, например, при попадании слюны перед его установкой. Такая бактериальная контаминация может служить причиной осложнений^{76, 191}.

5.2. БАЗОВЫЕ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Любой дентальный имплантат имеет внутреннюю, чрездесневую и опорную части.

В зависимости от формы внутренней части большинство дентальных имплантатов можно разделить на имплантаты, в той или иной мере повторяющие форму корня зуба (цилиндрические, винтовые), пластиночные и комбинированные.

Кроме того, дентальные имплантаты можно классифицировать еще по целому ряду признаков (рис. 5-8). По конструкции они могут быть неразборными и разборными. В зависимости от материала и структуры поверхности керами-

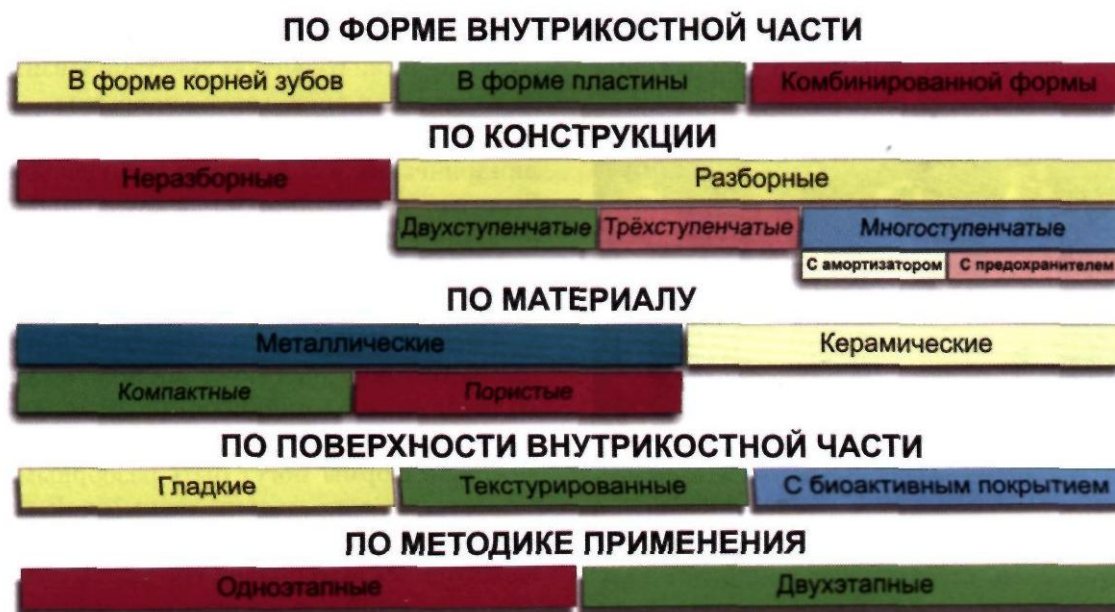


Рис. 5-8. Классификация внутрикостных дентальных имплантатов

ческими и металлическими, пористыми и компактными, гладкими, текстурированными или с биоактивным покрытием. В зависимости от методики установки имплантаты могут быть одно- и двухэтапными.

Для оценки конструктивных особенностей той или иной формы внутрикостной части имплантата применяются биомеханические тесты. Наиболее распространенным является тест на сдвиг имплантата в кости (табл. 5-1). Суть его состоит в определении *силы*, необходимой для сдвига имплантата по отношению к окружающей кости, т.е. разрушения, образовавшегося после регенерации кости, соединения между костью и имплантатом. Естественно, чем больше усилие, необходимое для разрушения соединения имплантат — кость, тем выше предел прочности этой системы и тем большее напряжение она может выдержать. Таким образом, тест на сдвиг может служить не только показателем силы интеграции имплантата с костью, но и косвенно характеризует биологические и биомеханические свойства имплантата.

Имплантаты, повторяющие форму корней зубов

ЭТО имплантаты с внутрикостной частью цилиндрической, винтовой или иной формы, очертания которой с известной долей воображения



Рис. 5-9. Несколько версий имплантатов, имеющих цилиндрическую форму внутрикостного элемента:

1 — имплантат IMZ с текстурированной плазменным напылением поверхностью; 2 — имплантат фирмы Calcitek с гидроксиапатитным покрытием и наружным шестигранником; 3 — внутрикостный элемент из алюмооксидной керамики имплантата Frialit 1; 4 — внутрикостный элемент имплантата Viscon с кольцевыми выступами; 5 — внутрикостный элемент имплантата I ovo с полусферическими выступами



Рис. 5-10. Внутрикостные элементы некоторых винтовых имплантатов:

1 — имплантат Branemark с наружным шестигранным ранником; 2 — имплантат Steri-Oss в форме эллипса; 3 — конический винтовой имплантат Radix; 4 — имплантат Ankylos с переменной глубиной резьбы; 5 — конический винтовой имплантат Mix implant с крупным шагом резьбы

могут быть спроецированы на форму корней зубов (рис. 5-9, 5-10).

Цилиндрические имплантаты

Внутрикостная часть имплантата цилиндрической формы с гладкой поверхностью имеет наименьшую площадь поверхности и наиболее низкие биомеханические показатели при тесте на сдвиг (табл. 5-1). Поэтому имплантаты цилиндрической формы обязательно должны иметь геометрически развитую, текстурированную поверхность или биоактивное покрытие.

Все известные в настоящее время версии цилиндрических имплантатов производятся разборными, рассчитанными на двухэтапную методику применения (рис. 5-9).

Винтовые имплантаты

Являются наиболее распространенным видом имплантатов. Существует достаточно большое количество их модификаций, отличающихся профилем резьбы (рис. 5-10, 5-11). Имплантаты винтовой формы могут быть разборными и неразборными, одно- и двухэтапными, иметь гладкую, шероховатую поверхность или покрытие из биоактивных материалов (рис. 5-11, 5-12). Для них характерны более высокие показатели теста на сдвиг по сравнению с цилиндрическими (табл. 5-1).

Таблица 5-1

Значения тестов на сдвиг имплантата в кости

| Источник | Форма и размеры имплантатов | Поверхность имплантатов | Оборудование | Ед. измерения | Место установки имплантатов | Сроки испытаний после установки имплантатов (нед.) | | |
|---------------------------------|-------------------------------|--|----------------------|---------------|--------------------------------|--|-------|-----------|
| | | | | | | 1 | 6-8 | 12 |
| Тест на выталкивание имплантата | | | | | | | | |
| Clemow A. et al., 1981 | Цилиндр Ø 10 мм L 20 мм | Пористые | Не указано | МПа | Бедренная кость кролика | 4-9 | | |
| Kraut R. et al., 1991 | Цилиндр Ø 4 мм L 11 мм | Обработанные плазменным напылением | «Instron» | N | Нижняя челюсть собаки | | | 300 |
| Дудко А.С. с соавт., 1993 | Цилиндр Ø 3 мм L 5 мм | Гладкая | | | Нижняя челюсть собаки | | | 1607 |
| | | Обработка методом наката | «Instron» | Kг | | | | 1916 |
| | | Пористые | | | | | | 2236-3514 |
| | Винт Ø 3 мм L 5 мм | Гладкая | | | | | | 3194 |
| Brosh T. et al., 1995 | Винт Ø 4 мм L 14 мм | Гладкая | Schenk Trebel RSA-50 | N | Нижняя челюсть собак | 813 | | 1194 |
| Baker D. et al., 1999 | Цилиндр Ø 3,3 мм L 4 мм | Гладкая | «Instron» | N | Большая берцовая кость кролика | 46,7 | 35,7 | |
| | | Двойное травление кислотами | | | | 57,6 | 114,6 | |
| Тест на выкручивание имплантата | | | | | | | | |
| Carlsson L. et al., 1988 | Винт Ø 3,7 мм L 7 мм | После химической полировки | Прибор Johnichi | Ncm | Бедренная кость кролика | | 17,2 | |
| | | Гладкая, без полировки | | | | | 26,4 | |
| Albrektsson T. et al., 1998 | Винт | Пескоструйная обработка Al ₂ O ₃ . Размер частиц 25/75 мкм | Прибор Johnichi | Ncm | Бедренная кость кролика | | | 45/55 |
| Carr A. et al., 1995 | Винт Ø 3,8 мм L 10 мм | Гладкие из титана | Computerq 501-CI | Ncm | | | | 74 |
| | | Гладкие из TiAl ₆ V ₄ | | | | | | 79 |
| | | Покрытые гидроксиапатитом | | | | | | 186 |

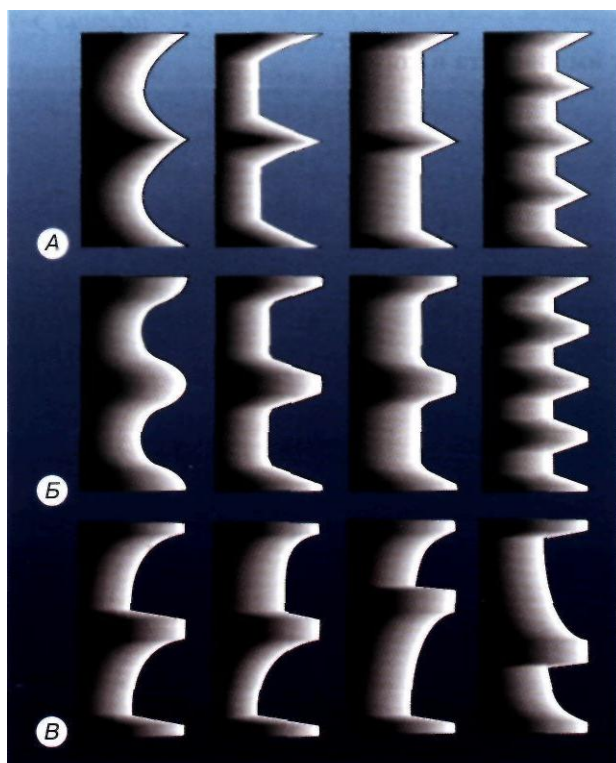


Рис. 5-11. Профили внутрикостной части винтовых имплантатов:

А — остроконечная наружная резьба; Б — закругленный профиль наружной резьбы; В — асимметричный профиль внутренних радиусов резьбы

Антиротационная защита

Ротация не связанных между собой или с зубами цилиндрических и винтовых имплантатов МОЖЕТ произойти в костном ложе даже после пе-

риода регенерации костной ткани как под воздействием жевательной нагрузки, так и во время врачебных манипуляций. Поэтому обязательным элементом конструкции внутрикостной части гаечных имплантатов являются *антиротационные замки*¹⁵. Они могут представлять собой анкера, углубления, площадки, отверстия, продольные канавки, сочетание различных переходных форм и сечений внутрикостной части имплантатов (рис. 5-13).

В имплантатах диаметром 3,5 мм и более обычно применяются аамки в виде анкеров, углублений, площадок или отверстий; при меньшем диаметре — в виде продольных канавок, насечек на внешней резьбе либо внутрикостная часть имеет переменное сечение.

Пластиночные имплантаты

Пластиночные имплантаты могут быть разборными и неразборными (рис. 5-14).

Требования к поверхности пластиночных и цилиндрических имплантатов совпадают.

Пластиночные имплантаты должны иметь: текстурированную поверхность и или макро-рельеф в виде «змейки» либо гофрированной пластины, а также отверстия для прорастания костной ткани. Считается, что их площадь должна составлять примерно 3/4 общей площади внутрикостной части имплантатов^{25,96}.

Имплантаты комбинированной формы

Внутрикостная часть имплантата может сочетать несколько форм; наиболее распростра-



Рис. 5-12. Варианты одноэтапных винтовых имплантатов:

1 — имплантат D. Garbaccio, рассчитанный на би-кортикальную установку; 2 — имплантат Radix-I диаметром 2,8 мм с остроконечным профилем резьбы; 3 и 4 — имплантаты МТИ и МДИ диаметром 1,8 мм, применяемые для временного протезирования на имплантатах; 5 — разборный имплантат, предложенный D. Muratori; 6 — имплантат, разработанный F. Straumann, A. Schroeder и F. Sutter; 7 — имплантат Radix-DM, который может применяться без I оловки для условно-съемного и с головкой для несъемного протезирования; 8 — имплантат Slim с наружной резьбой для фиксации головки; 9 — имплантат SSDI с наружным шестигранником

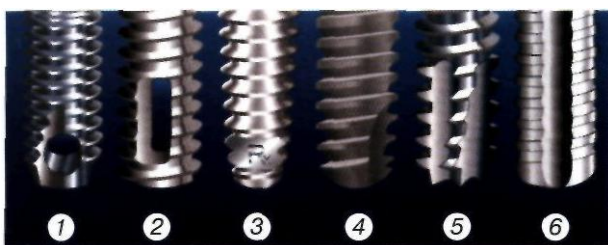


Рис. 5-13. Наиболее распространенные варианты анти-ротационных замков:

1. Отверстия с анкерами в апикальной части внутрикостного элемента; 2, 4 и 5 — площадка и анкера в апикальной части; 3 — продольная канавка



Рис. 5-14. Варианты конструкции пластиночных имплантатов:

1 — неразборный имплантат; 2 — разборный с внутренней резьбой для установки головки; 3 — разборный с наружной резьбой



Рис. 5-15. Конструкции комбинированных имплантатов, сочетающих в себе цилиндрическую и пластиночную формы:

1 — цилиндрическая и пластиночная части находятся на одном уровне по нижнему краю имплантата; 2 — нижний край имеет пластиночную форму; 3 — асимметричная пластиночная часть

ненно является комбинация цилиндрической и пластиночной формы (рис. 5-15). Такие имплантаты имеют центральную часть в виде цилиндра, от которого отходят две симметрично или асимметрично расположенные пластины.

К комбинированным можно отнести также дисковые и трансмандибулярные имплантаты.

Имплантаты комбинированной формы являются, как правило, разборными.

5.2.1. Конструкции неразборных имплантатов

Современные неразборные имплантаты состоят из внутрикостной части винтовой и/или пластиночной формы с отходящей от нее шейкой, которая в свою очередь переходит в головку имплантата.

Неразборные имплантаты предусмотрены только для одноэтапной установки. Внутрикостная часть и шейка имплантата погружаются в костную ткань. Опорная головка при этом находится на уровне слизистой оболочки и выступает в полость рта.

5.2.2. Конструкции разборных имплантатов

Разборные конструкции дентальных имплантатов рассчитаны как на одно-, так и на двухэтапную методику их применения.

Разборные конструкции могут быть двухступенчатыми, тогда имплантат разделяется на внутрикостную часть и головку. Трехступенчатые конструкции имеют дополнительную переходную часть, которая, как правило, находится на уровне десны. Многоступенчатые конструкции могут включать кроме внутрикостной части и головки имплантата целый ряд промежуточных частей — амортизаторов, колец, колпачков, винтов, пружин и других аксессуаров (иногда нужных, иногда не очень).

Необходимыми для клинического применения являются внутрикостный элемент, винт-заглушка и опорная головка. Остальные компоненты можно считать дополнительными.

Одни из них устанавливаются на хирургическом этапе лечения — это формователи десневой манжетки, которые предназначены для формирования оптимальной ее формы и для удобства поддержания гигиены полости рта пациентом до ортопедического этапа лечения; ино-



Рис. 5-16. Варианты соединения головки с внутрикостным элементом:

1 — при помощи цементирования; 2 - по принципу конуса Морзе; 3 — цилиндрическое резьбовое соединение; 4 - резьбовое соединение с запирающим конусом; 5 - коническое резьбовое соединение

гда для превращения двухэтапного имплантата в одноэтапный, исключения имплантата иа окклюзионной нагрузки до окончания протезирования, а также обеспечения эстетического результата при протезировании фронтальной группы зубов.

Другие дополнительные компоненты предназначены для ортопедического этапа лечения и необходимы для снятия точных слепков, изготовления точных зуботехнических моделей челюстей и качественных зубных протезов. Таковыми компонентами являются: аналоги-негативы (позитивы), лабораторные колпачки, которые



Рис. 5-17. Наиболее распространенные модули соединения головки с внутрикостным элементом:
1 - наружный шестигранник; 2 - внутренний шестигранник;
3 — шлицевой модуль

могут быть изготовлены из беззольной пластмассы, золота или титана, а также различные ТИПЫ ВИНТОВ.

Варианты соединения основных компонентов имплантата

Разборные имплантаты могут отличаться друг от друга вариантами соединения компонентов.

У одних соединение головки с внутрикостным элементом осуществляется при помощи цемента (как правило, у имплантатов с керамической внутрикостной частью).

У некоторых имплантатов (Bicon, IMPLA) фиксация и соединение головки с внутрикостным элементом осуществляется за счет механического заклинивания конусных частей (конус Морзе).

Наиболее распространено винтовое соединение (рис. 5-16). При этом резьба может иметь цилиндрическую (у большинства известных конструкций) или коническую форму (имплантаты системы Radix). У целого ряда имплантатов предусмотрено сочетание цилиндрической резьбы и посадочного конуса (Straumann ITI, Degussa Ankylos, Astra Tech).

У многих имплантатов кроме резьбового соединения предусмотрен модуль, который одновременно служит для установки имплантата и фиксации головки в определенном положении, предотвращая ее вращение (рис. 5-17). Обычно такой модуль имеет форму шестигранника, ко-

торый может быть «утоплен» в глубь внутрикостной части (внутренний шестигранник) или располагаться на ее верхней площадке (наружный шестигранник). При этом головка имплантата устанавливается на или в шестигранник и фиксируется винтом, проходящим через сквозной канал в головке. Такую конструкцию имеют имплантаты Branemark, Zi, Steri-Oss, Paragon и многие другие. Некоторые производители предлагают более сложный по форме модуль, например, в имплантатах Spline Twist фирмы Calcitek, имеющих шлицевое соединение (рис. 5-17).

Общим требованием, предъявляемым к любому соединению является герметичность, которая достигается благодаря точной посадке головки и плотному прилеганию друг к другу компонентов имплантата (рис. 5-18).

Конструкции головок

Существует множество вариантов конструкции головок имплантатов.

Простейшие конструкции имеют форму цилиндра или конуса и соответствующий модуль для соединения с внутрикостной частью. Существуют также головки сложной формы, повторяющей культю обработанного под коронку зуба с уступом.

Кроме того, головки имплантатов в верхней своей части или сбоку могут иметь резьбовую ка-

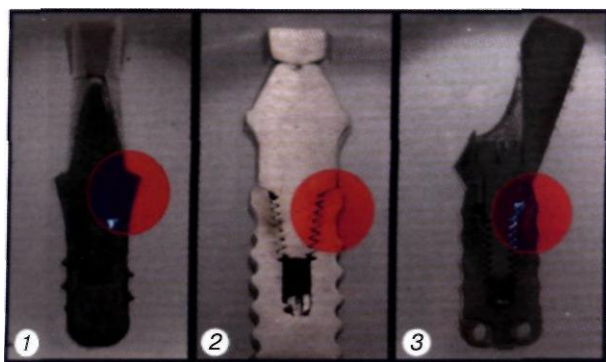


Рис. 5-18. Шлифы трех имплантатов различной конструкции (обведены места, обеспечивающие герметичность соединений):

1 — имплантат Straumann III с коническим запорным модулем; 2 — двухэтапный винтовой имплантат системы Radix с конической резьбой; 3 — имплантат Antogug с внутренним шестигранником и фиксированной винтом наклонной головкой

нал, в который устанавливается фиксирующий протез винт. Такая конструкция предназначена для условно-съемного протезирования.

Головки имплантатов имеют различную конусность. Угол наклона сторон опорной части головки 20–40° позволяет деаунуировать наклон параллельно установленных имплантатов. Для осуществления протезирования на наклонно установленных имплантатах существуют также головки, опорная часть которых находится под различными углами, обычно от 0 до 25° по отношению к соединительному модулю (рис. 5-19).



Рис. 5-19. Конструкции головок:

A — однокомпонентные конструкции: 1 — головка без внутренней резьбы для несъемного протезирования; 2 — головка с внутренней резьбой для несъемного и условно-съемного протезирования; 3 — головка с внутренней резьбой и опорным уступом для несъемного и условно-съемного протезирования; 4 и 5 — головки с углом наклона стенок конуса 20 и 45° для условно-съемного протезирования; 6 — головка с опорной сферической частью (применяется как матрица кнопочного замка для фиксации съемных протезов); B — многокомпонентные головки: 1 — головка, которая устанавливается на шестигранный модуль и фиксируется винтом (как правило, применяется для условно-съемного протезирования); 2 — наклонная головка, фиксируемая на шестигранный модуль винтом; 3 — наклонная головка в форме культи зуба, фиксируемая на модуль винтом (применяется при протезировании одиночных дефектов фронтальной группы зубов)

Головки имплантатов могут иметь различную длину чрездесневой части — от 1 до 9 мм и различную высоту опорной части обычно от 2 до 7 мм.

В последнее время нашли применение головки, представляющие собой композицию соединительного модуля из титана и культи из керамики. Такие головки применяются у пациентов с очень тонкой слизистой оболочкой, когда титановая головка может просвечивать через десневую Край, что может свести к нулю эстетический результат лечения.

Конструкциями некоторых имплантатов, например, системы Vspanmark, предусмотрен переходный чрездесневой элемент, к которому при помощи винта присоединяется сердечник, находящийся в металлическом, обычно из золота, базисе зубного протеза.

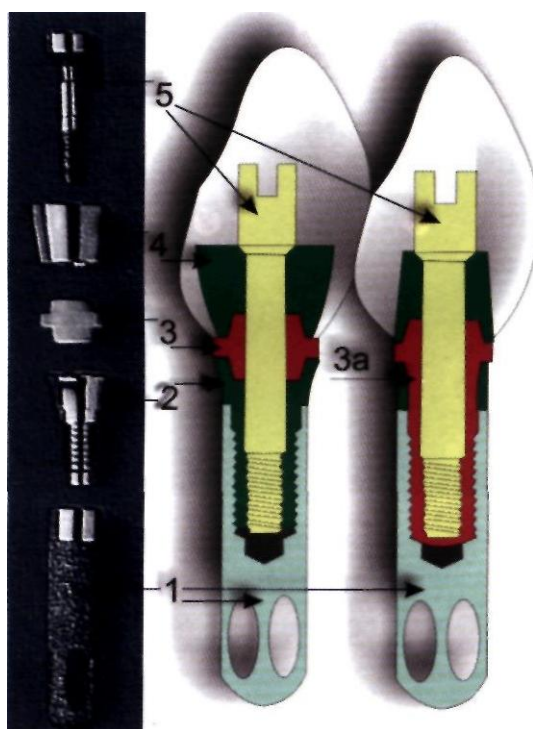


Рис. 5-20. Компоненты и схема устройства двух модификаций амортизатора имплантатов IMZ:

7 — внутрикостный элемент; 2 — опорный элемент, в который устанавливается амортизатор (3) или внутренний мобильный элемент (3а) из армированного титаном полиоксиметилена; 4 — сердечник, находящийся в протезе; 5 — винт, фиксирующий амортизатор и протез

Амортизаторы

Конструкцией некоторых имплантатов предусмотрен амортизатор, который может располагаться на трех уровнях: во внутрикостной части, на границе соединения головки с внутрикостной частью или на уровне протезной конструкции (рис. 5-20, 5-21).

Считается, что наличие амортизатора может снизить уровень напряжения в окружающей имплантат костной ткани и оптимизировать распределение механической нагрузки в системе «зубной протез имплантат-кость»¹⁶ .24,55,126,134.

Предохранители

Некоторые конструкции включают винтовые соединения компонентов имплантата, имеющих несколько контактных поверхностей и участки, наиболее уязвимые в плане механической пере-

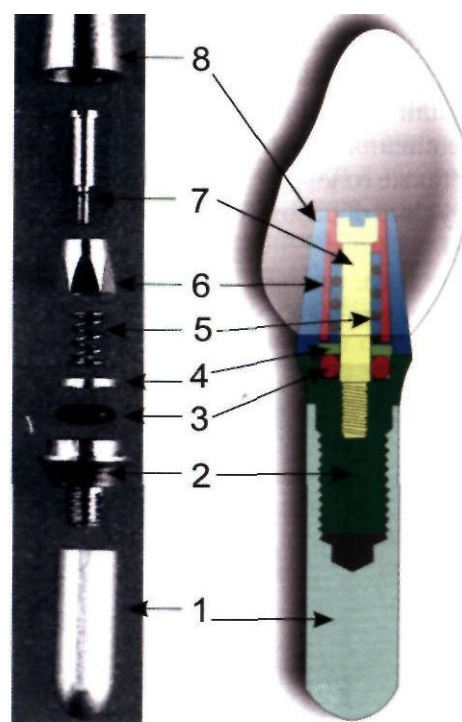


Рис. 5-21. Компоненты и схема амортизатора имплантата Paraplant 2000:

1 — внутрикостный элемент; 2 — опорный элемент; 3 — амортизационное резиновое кольцо; 4 — шайба; 5 — пружина; 6 — первичный опорный элемент; 7 — винт, фиксирующий элемент амортизатора к опорному элементу; 8 — сердечник зубного протеза

грузки. Например, конструкцией имплантатов системы Branemark предусмотрено звено, состоящее из сердечника и чрездесневого (вторичного) элемента, которые соединяются фиксирующим

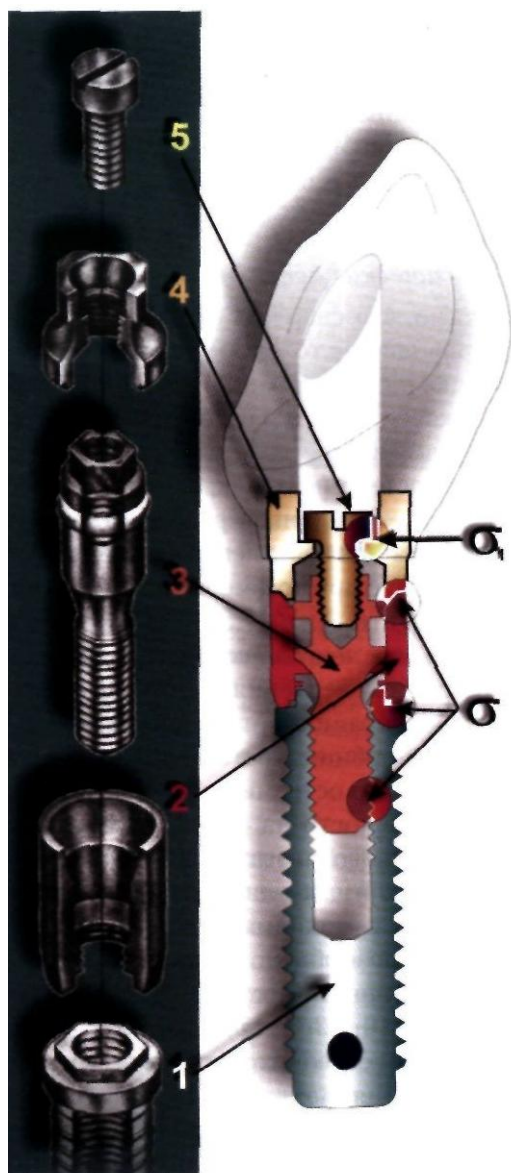


Рис. 5-22. Схема устройства мно; остуленчатой конструкции имплантата системы Branemark и распределения внутренних напряжений между его компонентами: 1 — внутрикостный элемент; 2 — опорный элемент; 3 — вторичный элемент; 4 — сердечник протеза; 5 — золотой винт, фиксирующий протез; σ — места наибольшего механического напряжения; o — типичное место перелома винта при боковых нагрузках более 10N

протез винтом. Это звено является наиболее уязвимым в отношении механической нагрузки и рассчитано таким образом, что при возникновении *чрезмерных боковых циклических нагрузок* (более 10N) должен происходить перелом фиксирующего протез винта (рис. 5-22). Винт изготовлен из золота и является менее прочным, чем все остальные элементы конструкции. Таким образом он выполняет роль предохранителя и, ломаясь, предупреждает возникновение *чрезмерной нагрузки* в области внутрикостной части имплантата^{115,167,168,180, 170,194}.

Фиксирующие протез винты могут изготавливаться и из титана^{2,2 194}. Они прочнее золотых, но специальный расчет размеров и геометрии позволяет также использовать их в качестве предохранителя *перегрузки* имплантата.

Кроме того, многокомпонентные, имеющие несколько контактных поверхностей конструкции имплантатов, предусматривающие фиксацию протезов при помощи винтов, позволяют снизить уровень нагрузки на костную ткань за счет *нераспределения* механического напряжения между компонентами внутри имплантата^{175,176}

5.3. РАЗМЕРЫ ИМПЛАНТАТОВ

Размеры имплантатов имеют биомеханическое и клиническое значение.

Известны две биомеханические закономерности:

- 1) чем больше длина имплантата, тем сильнее его интеграция с костной тканью и тем большую функциональную нагрузку способен нести имплантат и окружающая его костная ткань^{37, 150,174};
- 2) чем больше диаметр имплантата, тем благоприятнее распределение нагрузки в окружающей его костной ткани и выше прочность имплантата^{167,168,170}.

Поэтому размеры имплантата, его диаметр и длина, должны быть максимально возможными с точки зрения как биомеханики, так и клинической эффективности.

Вместе с тем, размеры имплантата существенно ограничены объемом челюстей и дру-

ГИМИ анатомическими образованиями челюстно-лицевой области. Кроме того, для обеспечения адекватного остеогенеза имплантат должен окружать со всех сторон слои кости толщиной более 0.75- 1.0 мм^{23,150}.

Таким образом, с биологической и клинической точек зрения размеры имплантата должны быть настолько малы, чтобы их со всех сторон окружал массив кости, обеспечивающий адекватный остеогенез.

Стандартные размеры современных неразборных имплантатов

А. Винтовые имплантаты:

- диаметр внутрикостной части от 1,8 до 3 мм;
- высота внутрикостной части от 12 до 25 мм.

Б. Пластиночные имплантаты:

- толщина внутрикостной части от 1 до 1,6 мм;
- высота внутрикостной части от 5 до 15 мм.

Стандартные размеры разборных имплантатов

А. Одноэтапные винтовые имплантаты:

- диаметр внутрикостной части от 1,8 до 4,0 мм;
- высота внутрикостной части от К) до 25 мм.

Б. Пластиночные имплантаты:

- толщина внутрикостной части от 1 до 1,6 мм;
- высота внутрикостной части от 7 до 15 мм.

В. Двухэтапные винтовые и цилиндрические имплантаты:

- диаметр внутрикостного элемента от 3.0 до 5.5 мм;
- высота внутри костного элемента от 7 до 18 мм.

Г. Имплантаты комбинированной формы:

- толщина пластиночной части внутрикостного элемента от 1 до 1,6 мм;
- диаметр цилиндрической части внутрикостного элемента от 3,5 до 4.0 мм;
- высота внутрикостного элемента от 7 до 15 мм.

5.4. ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Для применения любого имплантата требуется набор инструментов, предназначенных для препарирования костного ложа, установки имплантата и его компонентов.

5.4.1. Инструменты для препарирования костного ложа

Одним из основополагающих принципов имплантации является атравматичная подготовка костного ложа имплантата и его корректная установка. Обеспечить это можно только при использовании инструментов, специально предназначенных для препарирования и окончательного формирования костного ложа, соответствующего форме и размерам устанавливаемого имплантата.

Биофизические аспекты сверления кости

Известно, что сверление с помощью боршины приводит не только к механическому повреждению, но и нагреванию кости. Причем, нагревание кости во время сверления является ведущим травматическим фактором, вызывающим нарушение остеогенеза. Так, если механическое повреждение кости при сверлении может привести к образованию зоны некроза глубиной от 0.4 до 1,5 мм^{27,171}, то при чрезмерном нагревании она может достигать даже 17,5 мм¹⁰⁷. Образование обширной зоны некроза вследствие нагревания кости во время сверления может не только замедлить регенерацию и спровоцировать массивную резорбцию костной ткани, но и привести к развитию остеомиелита^{19,109,136}.

Нагревание кости на 4–5 °С приводит к гиперемии костного мозга; на 10–13 °С — к необратимой реорганизации коллагена, разрыву связей между волокнами коллагена и гидроксиапатитом, резорбции и некрозу отдельных структурных единиц кости^{11,82,83,88}. Нагревание более чем на 10–13 °С вызывает денатурацию белков, гибель остеоцитов, стойкое нарушение кровообращения в течение 4–5 нед. и образование секвестров^{35,81,86,173}. Предельно допустимым при препарировании ложа иод имплантаты считается нагревание кости в зоне сверления на

Причиной нагревания кости во время сверления является трение, которое в свою очередь зависит от скорости вращения и формы инструмента^{18,19,97}. Концентрации тепла способствует низкая теплопроводность кости^{103,140}, а также не-

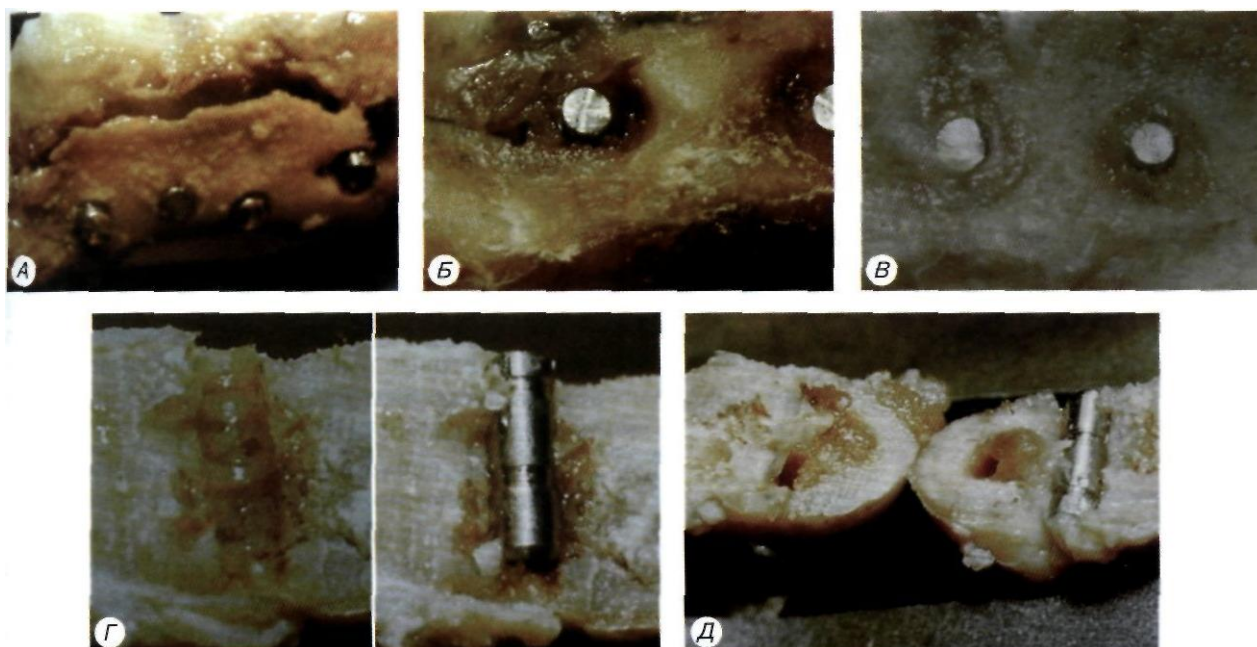


Рис. 5-23. Влияние режимов сверления на регенерацию кости вокруг имплантатов¹⁹ (макропрепараты нижней челюсти собаки с установленными цилиндрическими титановыми цилиндрами; состояние через 30 дней после операции и выведения животных из эксперимента):

А — результат препарирования костного ложа шаровидным бором при 1000 об./мин с наружным охлаждением. Имплантаты находятся в области сформировавшегося секвестра кости; **Б** — следствие препарирования фиссурным бором при 1000 об./мин с наружным охлаждением. Имплантат окружает грануляционная ткань; **В** — результат использования сверла при 5000 об./мин с наружным охлаждением. Имплантаты окружает фиброзная ткань; **Г** — последствия грубого механического повреждения. Ложе препарировали сверлом при помощи ручной дрели. На изломе костного блока, содержащего имплантат, видна неоднородная, рыхлая стенка ложа имплантата с узорами и полостями, повторяющая его форму; **Д** — результат препарирования сверлом при 1000 об./мин с наружным охлаждением. На изломе костного блока, содержащего имплантат, видна гладкая, плотная, однородная стенка ложа, повторяющая форму имплантата

эффективный отвод костной стружки из зоны сверления^{14,127}. Это объясняется тем, что за счет большой разницы теплопроводности и теплоемкости кости, с одной стороны, и металла инструмента, с другой, тепловой баланс складывается следующим образом: 51 % тепла приходится на долю костной стружки, 35 % остается в костной ткани и только 14 % переходит в режущий инструмент¹¹.

Наиболее радикальный способ предупреждения нагревания кости — препарирование костного ложа вручную или с помощью какой-либо ручной дрели. Однако такой подход решает проблему нагревания, но не атравматичного препарирования кости. Позволяя избежать нагревания, препарирование вручную вызывает грубое механическое повреждение, сколы и сдавление

смежных участков кости, что приводит к фрагментации, резорбции и замедлению регенерации костной ткани^{19,159,187} (рис. 5-23). Поэтому большинство специалистов отдает предпочтение хирургическим бормашинам и препарированию костного ложа при скоростях вращения от 800 до 2500 об./мин. Кроме того, эффективность отвода костной стружки и нагревание кости зависят не только и даже не столько от скорости вращения инструмента, сколько от его геометрии^{18,19,109} (табл. 5-2),

Проблему нагревания кости можно решить благодаря использованию инструмента, геометрия которого обеспечивает эффективный отвод костной стружки из зоны сверления, а также с помощью достаточно простых и эффективных приемов орошения зоны сверления охлаж-

дающим раствором, прерывистого сверления и поэтапного препарирования костного ложа с градацией инструментов по диаметру^{19,193}.

Таблица 5-2

Нагревание трупной челюстной кости человека на расстоянии 0,5 мм от зоны сверления при одинаковом давлении на инструмент, равном 5N19

| Инструмент | Скорость вращения (об./мин) | | | |
|--------------------|-----------------------------|-------|-------|-------|
| | 1000 | 3000 | 5000 | 7000 |
| Шаровидный бор, °С | 9–10 | 20–26 | 16–21 | 26–38 |
| Фиссурный бор, °С | 7–8 | 9–11 | 12–15 | 20–29 |
| Сверло, °С | 2–3 | 3–4 | 4–6 | 13–14 |

На нагревание кости во время сверления влияют также острога инструмента, его диаметр, глубина препарируемого канала и тип архитектоники костной ткани^{62,116,203}. Считается, что изготовленный из соответствующей принятым стандартам стали (табл. 5-3) инструмент утрачивает свою остроту после препарирования 12–18 каналов в кости и такого же количества циклов стерилизации¹⁸⁵.

Таблица 5-3

Марки стали, из которых изготавливают инструменты для сверления кости

| Сплав | Марка | Стандарт |
|---------------|--------|--------------|
| X12CrNi177 | 1.4310 | DIN |
| | 301 | AISI/SAE |
| X5CrNiMo17122 | 1.4404 | DIN |
| | 316 | AISI/SAE |
| X40Cr13 | 1.4034 | DIN |
| | 420 | AISI/SAE |
| | 40X13 | ГОСТ 5632-72 |

Следует учитывать, что эффективность отвода костной стружки зависит также от формы препарируемого ложа: если оно имеет форму бороздки (под пластинчатые имплантаты), стружка отводится достаточно свободно через

образующиеся зазоры между инструментом и костью; если ложе цилиндрической формы (под цилиндрические и винтовые имплантаты), костная стружка может отводиться лишь частично и только по канавкам инструмента^{11,186}.

Инструменты и принципы препариования костного ложа цилиндрической формы

Для препариования ложа под цилиндрические и винтовые имплантаты необходимо проводить несколько манипуляций в следующей последовательности:

1. Маркировка места для препариования. Для этой цели может использоваться шаровидная фреза, которой формируют небольшое углубление (рис. 5-24). Следует избегать погружения всей рабочей части инструмента в глубь компактного слоя, так как шаровидная фреза не рассчитана на препариование канала в кости, не обеспечивает эффективный отвод стружки и даже при орошении зоны сверления охлаждающим раствором при умеренных скоростях вращения может вызвать перегрев кости⁴⁹. Маркировку места для препариования можно не проводить, если применяется сверло с острым углом заточки. В этом случае маркировка и препариование направляющего канала в кости осуществляются одновременно.

2. Препариование направляющего канала в кости. Для этого используется инструмент диаметром не более 2–2,5 мм. Это может быть сверло с углом заточки 45° и шагом отводящей костную стружку канавки не более 120°, а также фреза Линденмана. Препариование производится прерывисто, на глубину, соответствующую высоте внутрикостной части имплантата, с орошением зоны сверления охлаждающим раствором.

3. Расширение направляющего канала. Обычно применяют спиралевидное сверло с шагом отводящей канавки до 120° и углом заточки от 45 до 90°, а также сверло с двумя-тремя прямыми отводящими канавками^{62,122}. Может использоваться также сверло с направляющим полотном. Для расширения направляющего канала применяется градация инструмента по диаметру.

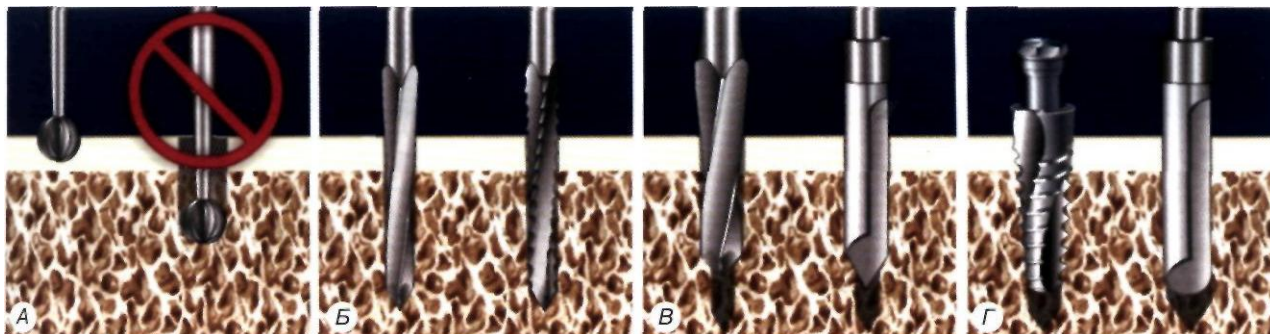


Рис. 5-24. Поэтапное препарирование костного ложа под имплантаты винтовой или цилиндрической формы: А — маркировка места препарирования (допустимо использование шаровидного бора, но только при погружении ею рабочей части на 1/3 высоты); Б — сверление направляющего канала (используется сверло с углом заточки 45° и шагом канавки не более 120 или фреза Линденмана); В — расширение направляющего канала (может использоваться сверло с углом заточки до 90° и шагом отводящей канавки от 0 до 120°); Г — окончательное формирование ложа (для винтовых имплантатов используется метчик, для цилиндрических — развертка)

Ее принцип заключается в следующем: сверло, которым расширяют канал, должно превышать диаметр сформированного канала не более чем на 0,5–1,0 мм.

При расширении направляющего канала может использоваться орошение зоны сверления в сочетании с подачей охлаждающего раствора через канал, проходящий внутри сверла (внутреннее орошение). Внутреннее охлаждение хотя и является более эффективным, чем наружное⁴⁸ но все равно лучше применять оба способа орошения одновременно, так как производительность подачи охлаждающего раствора через канал сверла недостаточна и не обеспечивает рекомендуемой интенсивности орошения 500 мл/мин, что может привести к нагреванию кости выше допустимых значений^{408a, 136}.

1 Окончательное формирование костного ложа. При установке цилиндрических имплантатов с целью достижения максимально возможной конгруэнтности ложа и внутрикостного элемента применяются развертки, размеры которых соответствуют таковым имплантата. При установке винтовых имплантатов окончательное формирование ложа проводится метчиками, повторяющими размеры и профиль внутрикостной части имплантата (рис. 5-24). При использовании винтовых имплантатов с остроконечным профилем резьбы окончательное формирование ложа метчиком не обязательно.

Инструменты и принципы препарирования ложа под пластиночные имплантаты

Препарирование ложа под пластиночные имплантаты состоит из двух основных мероприятий — вскрытия компактного слоя и формирования канавки, соответствующей по ширине и глубине размерам внутрикостной части имплантата (рис. 5-25).

Вскрытие компактного слоя производится дисковой пилой со скоростью вращения 15 000–30 000 об./мин, с обильным орошением зоны препарирования охлаждающим раствором. Вскрытие компактного слоя дисковой пилой обеспечивает правильные ориентиры для следующей манипуляции.

Препарирование костного ложа производится фиссурным бором с поперечными насечками на рабочей части, уменьшающим площадь трения и существенно повышающим производительность, или специальным бором, выпускаемым рядом фирм под маркировкой 700XL и XXI... Эту манипуляцию целесообразно выполнять при высокой скорости вращения инструмента (20 000–30 000 об./мин)⁴⁰⁸ также с непрерывным обильным орошением зоны сверления.

Поэтапное препарирование ложа под пластиночные имплантаты дисковой пилой и специальными фиссурными бором на высоких скоростях вращения позволяет существенно сократить

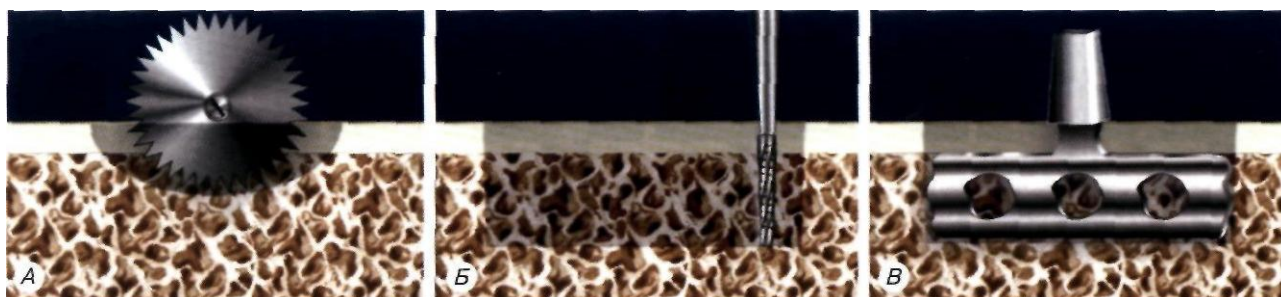


Рис. 5-25. Схема препарирования костного ложа под пластиночные имплантаты:

А - вскрытие компактного слоя дисковой пилой (оптимальная скорость вращения 15 000- 30 000 об./мин); Б - препарирование ложа при помощи фрезы XXL (оптимальная скорость вращения 30 000 об./мин); В - установленный в ложе имплантат

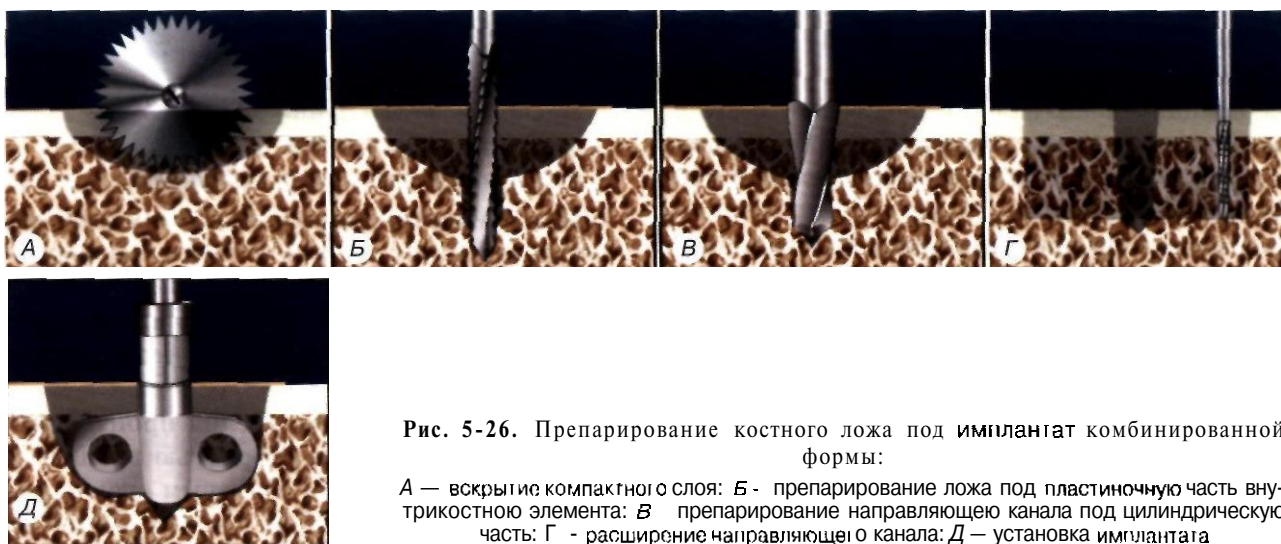


Рис. 5-26. Препарирование костного ложа под имплантат комбинированной формы:

А — вскрытие компактного слоя; Б - препарирование ложа под пластиночную часть внутрикостного элемента; В — препарирование направляющего канала под цилиндрическую часть; Г - расширение направляющего канала; Д — установка имплантата

продолжительность процедуры, а следовательно, и время травматического воздействия на ткани, а также избежать термического повреждения кости.

Инструменты для препарирования ложа под имплантаты комбинированной формы

Подготовка ложа под цилиндрическую часть проводится так же, как и для цилиндрических имплантатов, а под пластиночную — при помощи дисковой пилы и фиссурных боров. При этом соблюдаются все вышеописанные принципы и режимы сверления (рис. 5-26).

5.4.2. Инструменты для установки имплантатов и их компонентов

Для предупреждения контаминации поверхности имплантата, корректной его установки в костное ложе, а также для установки компонентов имплантата и проведения качественного протезирования необходим набор соответствующих инструментов.

В зависимости от функционального назначения все инструменты для установки имплантатов можно разделить на несколько групп:

1. *Имплантатоводы* — инструменты для установки имплантатов или их внутрикостных

элементов в костное ложе. Их назначение фиксация имплантата для предотвращения контакта его внутрикостной части с руками и возможность корректной установки в ложе. Имплантатовводы могут быть различными по конструкции, которая зависит от формы имплантата, методики его установки и модуля соединений компонентов.

II. *Ключи* инструменты, предназначенные для установки винтовых имплантатов, могут быть различной формы и конструкции: круглые, наклонные, храповые, динамометрические. Общим элементом их конструкции является модуль для соединения с имплантатовводом.

III. *Отвертки* применяются для установки винтов-заглушек» формирователей десневой манжетки, фиксирующих протез винтов, иногда головок имплантатов.

IV. *Адапторы* - ключи, предназначенные для установки головок имплантатов. Конструкция этих инструментов зависит от формы и конструкции головок.

Одним из принципов инструментального обеспечения работы с имплантатами является максимально возможная унификация и многофункциональность инструментов. Необходимо, чтобы модули имплантата и его компонентов были унифицированы, что позволяет уменьшить количество инструментов и существенно упрощает работу врача.

ЛИТЕРАТУРА

1. Белявин К.Е., Малок В.В., Милько Д.В., Шелег В.К. Теория и практика электроимпульсного спекания пористых порошковых материалов. Минск: Рещило, 1997. 180 с.
2. Белявин К.Е. и др. Применение пористых проникаемых материалов из сферических порошков титанового сплава BT 1 00 в медицине Порошковая металлургия. Тез. докл. всесоюз. межвузовской науч.-техн. конф. Минск. 1991. С. 03 64.
3. Бутовский К., Лясников В. Влияние механической обработки поверхности имплантата и режима плазменного напыления на микрорельеф и остеоинтеграцию Клиническая имплантология и стоматология. - 1998. № 1. - С. 36 41.
1. Вильяме Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии. М.: Медицина, 1978. 552 с.
5. Воронинтов Ф., Ланг Б.Р., Лавелле В.Е. Оссеоинтеграция в стоматологии. Введение. Берлин: Квинтэссенция, 1994. 126 с.
6. Галицкий Б.А., Абелев М.М., Шварц Г.Л., Шведский Б.Н. Титан и его сплавы. М.: Машиностроение, 1968. 338 с.
7. Горюхов В.М., Киреев П.Н. Изучение физико-механических свойств образцов из порошков титанового сплава BT 1 00 (аннотированный отчет) Бело-русский НИИ и КТИ порошковой металлургии с опытным производством, 1991.
8. Дудко А.С. Клинико-экспериментальное обоснование применения новой конструкции зубного имплантата: Дис. ... канд. мед. наук. - Минск, 1993.
9. Дудко А.С., Апанович В.Н. Влияние упруго-эластических свойств зубных имплантатов на напряженно-деформированное состояние кости Новое в стоматологии. 1992. №3. С. 15 20.
10. Дудко А.С., Параскевич В.Л., Максименко Л.Л. Влияние структуры поверхности цилиндрических зубных имплантатов на прочность их интеграции в костной ткани Здоровоохранение. 1992. № 10. С. 19 21.
11. Курбанов Э.Т. Разработка оборудования и технологии для механизированной ультразвуковой резки костных тканей: Дис. ... канд. мед. наук. Москва, 1980. 35 с.
12. Леонов А.Н., Цедик Л.В., Сморгонь О.Л. Композиционный керамический дентальный имплантат. В кн: Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск, 1996. С.55 60.
13. Лясников В.Н., Петров В.В., Атоян В.Р., Чеботаревский Ю.В. Применение плазменного напыления в производстве имплантатов для стоматологии, Саратов: Саратовский ГТУ, 1993. 10 с.
14. Лясников В., Бекренев П., Корчагин А., Таушев А., Сперанский С. Базовая технология изготовления внутрикостных стоматологических имплантатов Клиническая имплантология и стоматология. - 1998. № 1. С. 42 52.
15. Максименко Л.Л., Параскевич В.Л. Винтовые внутрикостные имплантаты с антиротационной защитой Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск: Медицинская панорама, 1998. С. 79 81.
16. Матвеева А.Н., Иванов А.Г., Гветадзе Р.Ш., Гаврюшин С.С. Особенности применения внутрикостных имплантатов с интрамобильными элементами Стоматология. 1998. № 5. С. 50 52.
17. Мороз Л.С., Чечулин Б.Б., Полин П.В. и др. Титан и его сплавы. Т. 1. Л.: Судпромгиз, 1960. 515 с.
18. Параскевич В.Л. Биомеханическая характеристика инструментов для препарирования костного ложа иод цилиндрические имплантаты Стоматология. 1990. № 4. С. 57 59.

Глава 6

Морфология биосовместимости внутрикостных имплантатов

Понятие биосовместимости обоюдное и охватывает как влияние биологической среды организма и прямую реакцию местных тканей на имплантат. Так и эффект постоянного воздействия имплантата на окружающие ткани и организм в целом².

Биосовместимость организма и внутрикостного имплантата проявляется в виде его неподвижного соединения с окружающей костной тканью⁴⁶, т.е. в виде анкилоза или «функционального анкилоза» согласно определению А. Schroeder (1976)⁸³. Такое соединение формируется за счет физических, а иногда и физико-химических связей костного матрикса с поверхностью имплантата: способно выдерживать не только близкий к физиологическому уровень напряжения, но и двух-трехкратное его увеличение при максимальных усилиях, развиваемых жевательной мускулатурой^{3,23,93,51}. При этом неподвижный по отношению к окружающим структурным единицам кости имплантат под воздействием жевательной нагрузки вызывает упругую деформацию трабекул и остеонов, что может повысить биоэлектрическую активность кости и создать благоприятный информационный фон для адекватной структурной перестройки, а в дальнейшем и для нормальной жизнедеятельности костного органа.

6.1. МЕХАНИЗМЫ ОСТЕОГЕНЕЗА ПРИ ИМПЛАНТАЦИИ

Существуют три основных варианта организации тканей на поверхности раздела имплантат/кость:

- 1) непосредственный контакт костной ткани с поверхностью имплантата — костная интеграция или оссеоинтеграция (табл. 6-1);
- 2) опосредованный контакт, когда между собственно костной тканью и поверхностью имплантата образуется прослойка соединительной ткани, состоящей преимущественно из волокон коллагена и грубоволокнистой костной ткани — фиброно-костная интеграция (табл. 6-2);
- 3) образование волокнистой соединительной ткани на поверхности имплантата (соединительнотканная интеграция).

Первые два варианта — это физиологический ответ костной ткани на введение и функционирование имплантата. Третий вариант является нормальным для соединительной мягкой ткани, например, слизистой оболочки или стромы тканей костно-мозговых пространств. Однако для собственно костной ткани это неадекватный ответ на введение имплантата, свидетельствующий об отторжении имплантата и/или какой-либо его части.

Таблица 6-1

Определения понятия «оссеоинтеграция»

| Оссеоинтеграция | Автор и источник |
|--|--|
| «Очевидное прямое (непосредственное) прикрепление или присоединение живой костной ткани к поверхности имплантата без внедрения прослойки соединительной ткани» | Branemark P.-J., Hansson B., Adell R. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period. — Stockholm: Almqvist & Wiksell, 1977 |
| «Прямая структурная и функциональная связь между упорядоченной, живой костью и поверхностью несущего нагрузку имплантата» | Branemark P.-I., Zarb G., Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. — Chicago: Quintessence Publ. Co., 1985. — P. 11 |
| «Контакт между нормально структурно перестроившейся костью и имплантатом, при котором не определяется прослойка мягкой ткани на уровне световой микроскопии и который позволяет непрерывно передавать и распределять нагрузку от имплантата на кость и внутри самой костной ткани» | Whicker T. Glossary of implant terms // J. Oral Implantol. — 1990. — Vol. XVI. — P. 57–63 |
| «Состояние прочного закрепления аллопластичного материала в кости, которое сохраняется при функциональной нагрузке» | Zarb G., Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? // Int. J. Periodont. — 1991. — Vol. 11. — P. 88–89 |
| «Реакция кости на инородное тело, которое инкапсулируется посредством костного рубца» | Donath K. Grundlagen der pathologischen anatomie und pathophysiologie fur den implantationserfolg // Niedersachs. Zahnarztbl. — 1991. — Bd 26. — S. 203–209 |

Таблица 6-2

Определения понятия «фиброоссеоинтеграция»

| Фиброоссеоинтеграция | Автор и источник |
|--|--|
| «Формирующая интерфейс здоровая, плотная ткань из волокон коллагена, которая передает нагрузку от имплантата к кости» | Whicker T. Glossary of implant terms // J. Oral Implantol. — 1990. — Vol. XVI. — P. 57–63 |
| «Определяемая на уровне световой микроскопии остеогенная периимплантатная связка, функционирующая между хорошо дифференцированной живой костью и несущим нагрузку имплантатом» | Weiss Ch. Short- and long-term bone maintenance surrounding fibro-osteal and osteal integrated dental implants // J. Oral Implantol. — 1990. — Vol. 16. — P. 12–19 |

Механизмом достижения костной интеграции является *контактный остеогенез*, в основе которого лежат процессы остеиндукции и остеокондукции непосредственно на поверхности имплантата, а также способность кости к заживлению по типу первичного натяжения.

Фиброзно-костная интеграция является результатом дистантного остеогенеза, в основе которого лежат те же процессы. Однако остеиндукция и остеокондукция происходят не на поверхности имплантата, а на поверхности кости^{35,83}. По своей биологической сути дистант-

ный остеогенез представляет собой заживление кости по типу вторичного натяжения.

Понятие контактного и дистантного остеогенеза было введено в имплантологю J. Osborn и H. Newesley, которые в 1980 г. описали эти два варианта регенерации на поверхности раздела имплантат кость. В дальнейшем благодаря исследованиям некоторых авторов процессы контактного и дистантного остеогенеза были достаточно глубоко изучены и легли в основу современных представлений о механизмах достижения интеграции имплантата с костью^{31,35,37,55,88}.

Контактный и дистантный остеогенез происходят в следующих случаях:

- 1) если на поверхности изготовленного из биосовместимого материала имплантата отсутствуют примеси инородных материалов (нет контаминации) и сохранена целостность оксидной пленки или покрытия (гидроксиапатитного, плазменного напыления и т.д.)^{71,95};
- 2) если костная ткань воспринимающего ложа не утратила способности к регенерации. Жизнеспособность прилегающей к поверхности имплантата костной ткани определяется в первую очередь отсутствием значительных нарушений кровоснабжения и грубого повреждения структурных единиц кости^{9,12,18,44,70}. После атравматичного препарирования ложа глубина некроза костной ткани, прилегающей к имплантату, составляет до 500 мкм^{44,80}. Причем гибель всех остеоцитов наблюдается только по краю ложа на глубине 100 мкм, в то время как в пограничной с некрозом зоне на протяжении остальных 400 мкм часть остеоцитов остается живыми⁷³;
- 3) если имеется плотный контакт между поверхностью имплантата и костной ткани. Процессы контактного и дистантного остеогенеза будут происходить при наличии непосредственного контакта между структурными единицами кости и поверхностью имплантата или в том случае, если ширина просвета между поверхностью имплантата и прилегающей trabeculой или остеоном составляет около 100 мкм

Наличие вышеперечисленных факторов создает условия для остеокондукции на поверхности раздела имплантат – костная ткань, а также остеоиндукции в пограничной с некрозом костной ткани.

6.1.1. Контактный остеогенез

Под определением «контактный остеогенез» принято понимать процесс регенерации костной ткани непосредственно на поверхности имплантата, имеющий три стадии развития – остеоиндукцию, образование кости *de novo* и структурную перестройку кости³⁵.

Условием для остеоиндукции является организация прочно прикрепленного к поверхности имплантата сгустка крови и образование моста из волокон фибрина между поверхностью имплантата и жизнеспособной, сохранившей остеоиндуктивные свойства костной тканью.

Повреждение костных капилляров во время препарирования воспринимающего ложа вызывает кровотечение. После установки имплантата в кровотокающее костное ложе некоторое количество крови попадает в окружающие ткани и на его поверхность, на которой образуется белковая пленка⁷¹. В формировании пленки принимают участие белки и микроэлементы плазмы крови: фибриноген, протромбин, тромбопластин, гликопротеины, PDGF- и IGF-протеины, ионы кальция, а также клетки тромбоциты, эритроциты и лейкоциты^{16,42,47,55,67,68,72,87}. Агрегация тромбоцитов вызывает образование сгустка и тромбоз кровотокающих сосудов. Часть тромбоцитов прилипает к коллагеновым волокнам костной ткани и поверхности имплантата. Одновременно с агрегацией тромбоцитов при помощи тромбопластина протромбин превращается в тромбин, который в свою очередь инициирует полимеризацию фибриногена в волокна фибрина. В результате образуется обширная сеть тонких волокон фибрина, которые с одной стороны прикрепляются к коллагеновым волокнам кости и стенок капилляров, а с другой – к поверхности имплантата^{34,35}.

Сразу после организации сгустка происходит его ретракция. Сокращаясь, сгусток достигает 10% своего первоначального объема¹⁰. Это принципиальный момент для остеоиндукции, так как чем сильнее прикрепление белков плазмы крови и волокон фибрина к поверхности имплантата, тем меньшее количество последних оторвется от поверхности имплантата и тем большая площадь его поверхности будет покрыта матрицей, на которой может происходить пролиферация и дифференциация остеогенных клеток.

Вслед за ретракцией сгустка начинается процесс острого воспаления и лизис разрушенных эритроцитов и элементов крови, находящихся в сгустке. Благодаря инициации регенерации костной ткани происходит пролиферация остеогенных

клеток по ходу волокон фибрина по направлению к имплантату и его поверхности^{7,34,64,71,83}. Адгезию и фиксацию клеток обеспечивает фибриноген, находящийся в составе белковой пленки на поверхности имплантата⁹⁸.

Образование кости *de novo* — стадия контактного остеогенеза, являющаяся по сути заживлением кости по типу первичного натяжения в прилегающей к имплантату зоне. Данный процесс приводит к формированию линий цементирования³³.

Согласно гипотезе J.E. Davies образовавшиеся из остеогенных клеток остеобласты, находящиеся на поверхности раздела имплантат/кость, секретируют в первую очередь такие белки, как витро- и фибронектин, которые обеспечивают фиксацию остеобластов на поверхности имплантата, а также белки остеопонтин, остеокальцин и костный сialопротенин, отвечающие за минерализацию органического матрикса кости^{35,40,63,82,103}. В результате при отсутствии волокон коллагена происходит образование и рост кристаллов фосфорнокислого кальция, связанных остеопонтином и сialопротенином (рис. 6-1). Затем остеобласты продуцируют коллаген. Таким образом, в течение 1–2-х недель после установки имплантата на поверхности его раздела с костной тканью формируется достаточно высокоминерализованный матрикс кости^{14,61,77}.

При отсутствии функциональной нагрузки в течение первых 3–6 мес. после образования кости *de novo* происходит ранняя структурная перестройка в зоне некроза. Резорбции подвергаются участки, включающие погибшие остециты. В дальнейшем очаги резорбции замещаются грубоволокнистой костной тканью. Каких-либо существенных структурных изменений костной ткани в пограничной зоне во время ранней структурной перестройки не возникает^{9,31}.

Непосредственно на поверхности раздела имплантат/кость до воздействия функциональной нагрузки на имплантат возможно несколько вариантов развития сформировавшейся пластинчатой костной ткани:

1) образование остеоподобных структур и увеличение площади контакта поверхности имплантата с пластинчатой костной тканью

со скоростью продвижения фронта остеогенеза 0,6–0,8 мкм в день^{14,30,50}. Однако этот процесс может сопровождаться уменьшением степени минерализации костной ткани на поверхности раздела имплантат/кость³⁰. Поэтому по своей биологической сути продвижение фронта остеогенеза по поверхности имплантата во время ранней структурной перестройки кости (до включения имплантата в функцию) является продолжением стадии образования кости *de novo*, а не структурной перестройкой в классическом ее понимании. Процесс продвижения фронта остеогенеза вдоль поверхности ненагруженного имплантата в период после 1-х недель с момента его установки, т.е. после завершения второй стадии контактного остеогенеза, называется «прогрессирующей адаптацией костной ткани к имплантату»^{22,30};

2) сохранение status quo, т.е. площадь контакта между поверхностью имплантата и костной тканью и степень минерализации кости остаются на прежнем уровне, достигнутом в результате образования кости *de novo*⁵²;

3) площадь контакта между костной тканью и поверхностью нефункционирующего имплантата может уменьшаться приблизительно на 6–10%^{63,85}. Вероятно, это связано с отсутствием адекватных стимулов к структурной перестройке костной ткани.

Структурная перестройка пластинчатой **КОСТНОЙ** ткани в области линий цементирования начинается под воздействием нагрузки и направлена на функциональную адаптацию окружающей имплантат кости и модификацию ее архитектоники^{86,91}.

Известны два основных варианта связи костного матрикса с поверхностью имплантата при костной интеграции:

1. Физическая связь через аморфную зону, содержащую неколлагеновые белки (преимущественно гликозаминогликаны, остеопонтин и мукополисахариды)^{14,36,38,60,75,79,92}. Костный матрикс может иметь физическую связь с поверхностью имплантата и за счет образования слоя коллагеновых волокон.

Толщина аморфного или коллагенового слоев может составлять от 0,02–0,8 до 3–5 мкм^{6,23,15,17,35};

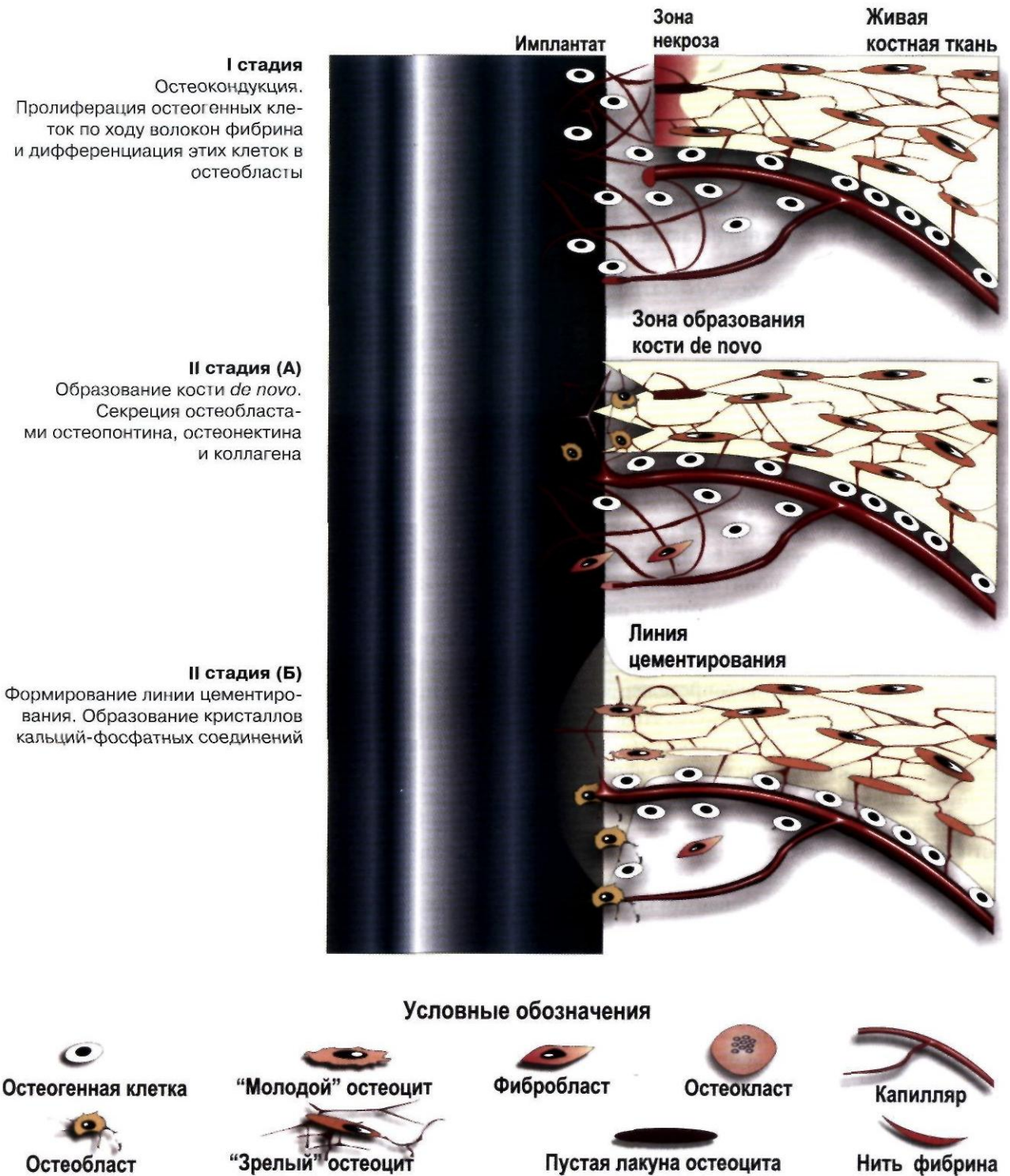


Рис. 6-1. Стадии контактного остеогенеза

2. Физико-химическая связь костного матрикса с поверхностью имплантата^{88,97,101}. Для этого варианта сняты характерна химическая реакция между аморфными кристаллами костного матрикса и гидроксипатитных покрытий имплантатов^{39,49} либо диффузия ионов, например, Na^+ , Ca^{2+} , P^{5+} и Si^{4+} , если использовался имплантат из стекла, или Ca^{2+} и O^{2-} в глубь оксидной пленки титанового имплантата и одновременная диффузия ионов титана в прилегающий костный матрикс¹⁰².

Таким образом, связь костного матрикса с поверхностью имплантата в результате контактного остеогенеза имеет физическую или физико-химическую природу. Вместе с тем, непосредственный контакт имплантата с костной тканью, который можно наблюдать при световой микроскопии, в большинстве случаев отсутствует на уровне электронной. При этом между минерализованным костным матриксом и поверхностью имплантата достаточно часто прослеживается аморфный слой или слой коллагеновых волокон толщиной до 5 мкм. Поэтому само понятие «непосредственный контакт поверхности имплантата с костной тканью» или «костная интеграция» является в некоторой мере условным. Вместе с тем, введение в теорию имплантологии этого определения можно считать оправданным в том смысле, что непосредственно прилегающий к поверхности имплантата слой коллагеновых волокон или аморфный слой является веществом, не содержащим клеток, в то время как в прилежащем минерализованном костном матриксе находятся остеоциты, и таким образом, коллагеновый и аморфный слои можно считать органическим компонентом костного матрикса и частью собственно костной ткани.

6.1.2. Дистантный остеогенез

Дистантный остеогенез — процесс регенерации костной ткани вокруг имплантата^{31,35,83}. Суть отличия дистантного остеогенеза от контактного заключается в том, что в результате дистантного остеогенеза имплантат становится окруженным костной тканью за счет нормального остеогенеза на поврежденной поверхности кости, а не за счет продвижения фронта остеогенеза по направлению к имплантату и по его поверхности (рис. 6-2). При дистантном остеогенезе отсутствует остеоиндукция непосредственно на поверхности имплантата³⁵.

Механизм дистантного остеогенеза может быть интерпретирован следующим образом.

После установки имплантата образовавшийся в результате кровоизлияния сгусток организуется таким образом, что волокна фибрина направлены вдоль и по касательной к поверхности имплантата^{31,35}. Причиной такой ориентации волокон фибрина может быть:

- 1) недостаточно прочная адгезия белков плазмы крови и волокон фибрина на поверхности имплантата из-за контаминации его поверхности;
- 2) отрыв волокон фибрина от поверхности имплантата при ретракции сгустка (может наблюдаться при гладкой поверхности внутрикостной части имплантата);
- 3) образование тромба сосуда до установки имплантата (установка имплантата в «сухом» ложе).

При такой организации сгустка пролиферирующие остеогенные клетки не достигают поверхности имплантата, и образование кости *de novo* происходит на поверхности кости (первичная стадия остеогенеза) и в зоне некроза (вторичная стадия). Во время первичной стадии остеогенеза фронт формирования кости *de novo* продвигается в сторону имплантата со скоростью 25–50 мкм в день, что занимает около 2-х недель^{12,73,100}. Вторичная стадия остеогенеза начинается после резорбции костной ткани в зоне некроза. Резорбция 0,5-миллиметровой зоны занимает 2–4 нед^{6,9,73}. Затем фронт образования грубоволокнистой костной ткани продвигается по направлению к имплантату со скоростью приблизительно 12 мкм в день¹². В результате между образованной *de novo* костной тканью и поверхностью имплантата формируется слой коллагеновых и фибриновых волокон, содержащий остеоциты, остеобласты и незначительное количество фибробластов^{6,17,89,90,92}, толщиной от 50 до 250 мкм^{25,62}.

Причиной дистантного остеогенеза может быть также нарушение синхронизации между

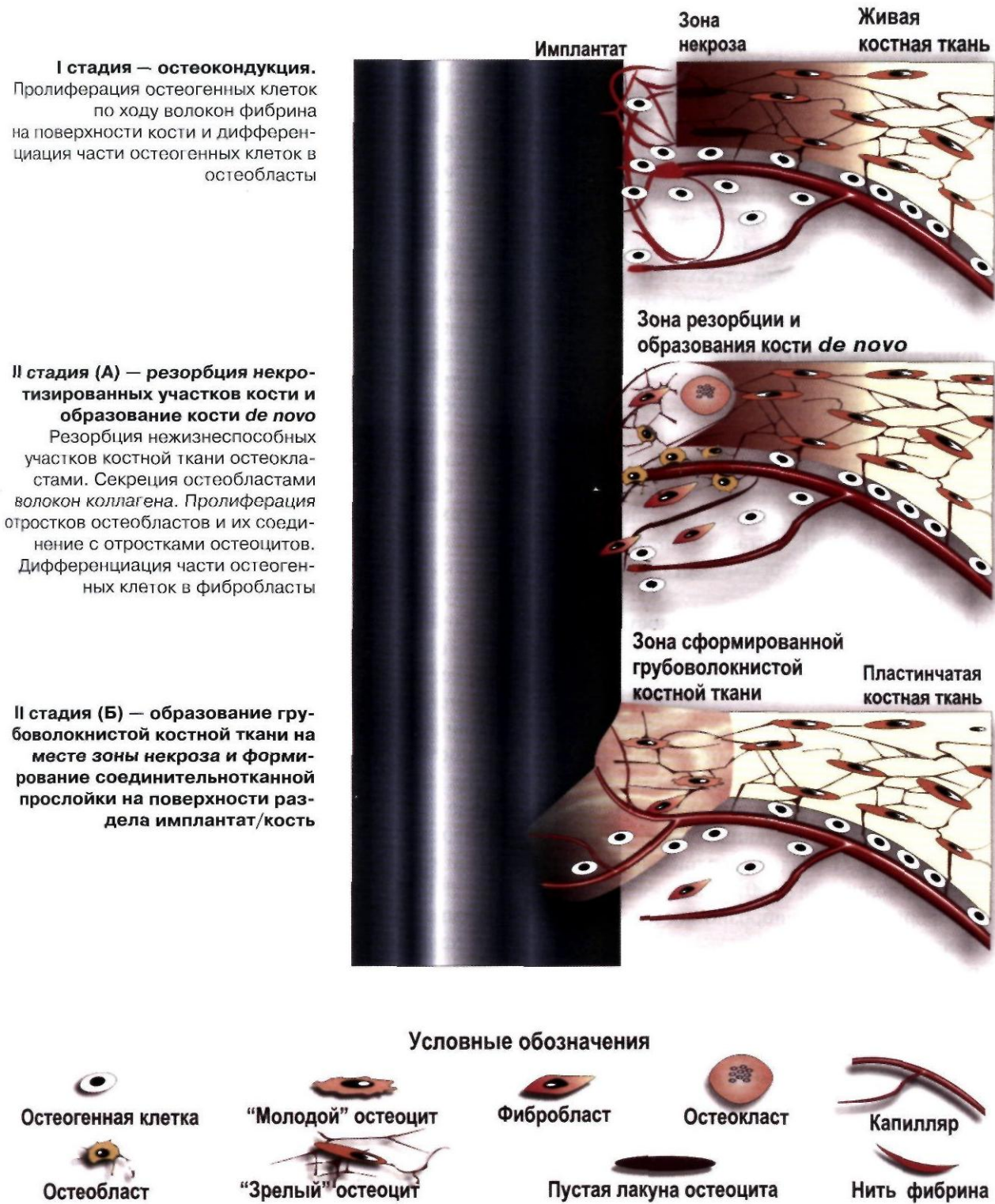


Рис. 6-2. Остеокондукция и образование кости *de novo* при дистантом остеогенезе

пролиферацией остеогенных клеток и поврежденных сосудов. Если пролиферация опережает рост капилляров, даже при формировании матрицы на поверхности имплантата остеогенные клетки, оказавшиеся на этой поверхности, лишены адекватного питания и не способны к дифференциации в остеобласты. В то же время расположенные ближе к сосудам образовавшиеся из остеогенных клеток остеобласты вырабатывают остеоид, начинается формирование фронта минерализации, который отрезает остеогенные клетки, находящиеся на поверхности имплантата, от источника питания, что в конечном итоге приводит к их дифференциации в хондро- и фибробласты.

Таким образом, при дистантном остеогенезе результатом образования кости *de novo* является формирование грубоволокнистой костной ткани вокруг имплантата с образованием между его поверхностью и частично минерализованным остеоидом прослойки, представленной в основном волокнами коллагена, остеобластами и единичными фибробластами.

При структурной перестройке костной ткани гипотетически можно рассматривать два варианта дальнейшего развития дистантного остеогенеза:

- 1) резорбции и дальнейшему преобразованию подвергается только сформировавшаяся грубоволокнистая костная ткань. В этом случае после завершения структурной перестройки пластинчатую костную ткань и поверхность имплантата будет разделять слой коллагеновых волокон толщиной от 50 до 250 мкм^{6,2, 5,36, 38, 62, 92}, т.е. формируется фибрино-костная интеграция;
- 2) резорбции подвергается не только грубоволокнистая костная ткань, но и волокнистая ткань на поверхности имплантата. Тогда в результате продвижения фронта остеогенеза со скоростью 0,7 - 1,0 мкм в день³⁰ происходит замещение не только грубоволокнистой костной, но и большей части фиброзной ткани. Таким образом, благодаря адекватной структурной перестройке и образованию пластинчатой костной ткани может сформироваться остеointегрированный контакт между кост-

ными структурными единицами и поверхностью имплантата с уменьшением толщины слоя неминерализованных коллагеновых волокон до 3 - 5 мкм^{6,37, 92}.

6.1.3. Соединительнотканная интеграция

Соединительнотканная интеграция между поверхностью имплантата и костной тканью наблюдается при отсутствии обоих процессов остеоиндукции и остеоиндукции не только на поверхности раздела имплантат-кость, но и в пограничной зоне. По сути, происходит замещение зоны некроза фиброзной тканью и образование грубоволокнистой костной ткани за счет оппозиционного механизма только на поверхности сохранившей жизнеспособность костной ткани^{9,73}.

Соединительнотканная прослойка между поверхностью имплантата и окружающей костной тканью образуется в случаях, когда в зоне некроза костной ткани, прилегающей к имплантату, не происходит инициация регенерации, а остеоиндукция имеет место только в смежных, не поврежденных участках кости. Причиной отсутствия остеоиндукции на поверхности раздела имплантат-кость является увеличение расстояния от поверхности имплантата до сохранивших способность к регенерации структурных элементов кости. Другими словами, это либо расширение зоны некроза свыше 500 мкм, либо наличие зазора между поверхностью имплантата и костной тканью более 100 мкм⁹.

При увеличении глубины зоны некроза нарушается синхронизация не только между пролиферацией сосудов и остеогенных клеток, но и между различными типами тканей. Суть асинхронной пролиферации при этом заключается в том, что менее дифференцированная ткань регенерирует **намного** быстрее, чем **высокодифференцированная**. Это феномен «биологической топки» тканей. Низкодифференцированная рыхлая волокнистая ткань **быстрее**, чем **костная** займет место на **поверхности** раздела имплантат-кость, особенно при недостаточном кровоснабжении, которое неизбежно сопутствует расширению зоны некроза. Аналогичный ме-

ханизм образования волокнистой ткани имеет место и при отсутствии изначального контакта между поверхностью имплантата и костной тканью воспринимающего ложа. В результате регенерация костной ткани происходит только на поверхности раздела области некроза и неповрежденной кости. Поверхность имплантата и большая часть зоны некроза при этом оказываются под влиянием процессов воспаления с последующей дифференциацией остеогенных клеток в фибробласты. Это приводит к тому, что между поверхностью имплантата и костной тканью образуется прослойка соединительной ткани шириной 500–900 мкм^{6,25}. Принципиальное ее отличие от прослойки, формирующейся при дистантном остеогенезе, заключается не столько в ее величине, сколько в отсутствии остеобластов на поверхности раздела имплантат/кость. Это означает, что на границе раздела имплантат/кость отсутствуют условия для физиологической регенерации костной ткани и формирования оссеоинтегрированного контакта.

6.2. ФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ АНКИЛОЗ

Теоретически весьма заманчиво поразмышлять о том, что состояние биосовместимости активно функционирующего внутрикостного имплантата представляет такую морфологическую организацию кости, при которой между поверхностью имплантата и костным матриксом возникает непосредственный контакт в виде физико-химической связи, образующейся в результате контактного остеогенеза.

Реально же функциональный анкилоз представляет собой сочетание различных вариантов организации тканей на границе раздела имплантат/кость (рис. 6-4–6-6). Такую морфологическую картину можно объяснить следующим образом. Если установить имплантат высотой 10 мм и диаметром 4 мм, то на его поверхность придется более 350–400 остеонов и, по меньшей мере, 20–40 трабекул. Это при III фенотипе архитектоники кости. Поэтому практически нереально обеспечить одинаковые условия для контактного остеогенеза на всей поверхности

имплантата. Часть остеонов будет разрушена во время пренариования костного ложа полностью с дальнейшей резорбцией и последующей регенерацией в течение 8 нед. по типу дистантного остеогенеза. Некоторые остеоны будут повреждены частично или останутся практически целыми и могут не подвергаться резорбции^{6,9,7}.

В губчатом слое образование кости *de novo* происходит преимущественно с лакунарной и субтотальной резорбцией трабекул и формированием грубоволокнистой костной ткани^{6,9,48}, которая в процессе прогрессирующей адаптации и структурной перестройки частично замещается пластинчатой костной тканью; в дальнейшем при адекватной функциональной нагрузке может произойти полноценное восстановление всех или почти всех трабекул.

Кроме того, некоторая часть поверхности имплантата будет находиться в области костномозговых пространств, и в этих участках будет формироваться соединительная ткань^{6,9,48}.

Таким образом, предположение о костной интеграции имплантата – это всего лишь виртуальная картина биосовместимости. Реально, морфологически биосовместимость представляет собой сочетание трех одновременно сосуществующих вариантов организации тканей на поверхности раздела имплантат/кость: костной, фиброзно-костной и соединительнотканной интеграции.

Функциональный анкилоз имплантата может наблюдаться в том случае, если не менее 35–60% площади его поверхности имеют костную интеграцию^{24,45,54,76,78,84,96}.

Под воздействием функциональной нагрузки баланс между оссеоинтегрированным и фиброоссеоинтегрированным контактами может изменяться. В результате адекватной структурной перестройки кости площадь оссеоинтегрированного контакта поверхности имплантата не только не уменьшается, но может даже значительно увеличиваться, достигая 71–75% с трабекулами губчатого слоя и 90% с остеонами компактного слоя^{3,81}. Этот процесс, являющийся по сути прогрессивной трансформацией окружающей имплантат костной ткани, занимает достаточно длительное время – до 3-х и даже 6 лет^{93,99}.

Рис. 6-4. Недекальцинированный шлиф активно функционировавшего в течение 6 мес. внутрикостного дентального имплантата:

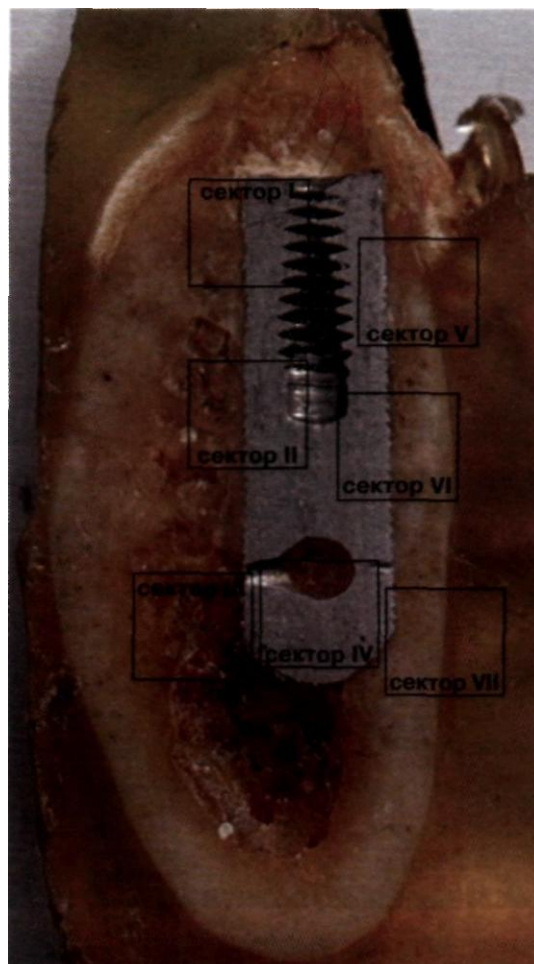
внутрикостные элементы цилиндрических двухэтапных имплантатов диаметром 4,0 мм и высотой 14 мм были установлены в беззубый отдел нижней челюсти собаки. Через 3 мес. после их установки был выполнен второй этап операции — установка опорных головок. Изготовлен металлоакриловый зубной протез и фиксирован на трех имплантатах без связи с зубами. В течение 6 мес. собака находилась на обычном рационе вивария, после чего была выведена из эксперимента. Клинически подвижности протезов и имплантатов не наблюдалось.

Были изготовлены недекальцинированные шлифы костных блоков вместе с имплантатами. На снимке представлен такой шлиф. Головка имплантата была отделена от внутрикостной части во время изготовления шлифа. Большая часть левой стороны внутрикостного элемента имплантата находится в губчатом, а правая сторона практически полностью граничит с компактным слоем кости. В нижней части внутрикостного элемента находится отверстие диаметром 2 мм.

Морфологическая картина в области поверхности раздела имплантат/окружающие ткани изучалась при помощи электронного сканирующего микроскопа при различных увеличениях (от $\times 28$ до $\times 20\,000$).

Гистоморфометрические расчеты были проведены на основании данных морфологии по всему периметру внутрикостного элемента имплантата.

На рис. 6-5. представлены фотографии поверхности раздела имплантат, окружающие ткани нескольких выборочных секторов, на рис. 6-6 — результат гистоморфометрии



Во время структурной перестройки кости, а также вследствие нарушения остеогенеза или функциональной перегрузки площадь фиброоссеоинтегрированного контакта может увеличиваться. Если она достигает более 65%, возникает угроза срыва жизнедеятельности окружающей имплантат костной ткани, что может привести к тотальной резорбции окружающих имплантат остеонов и трабекул, замещению их фиброзной и грануляционной тканью, после чего наступает дезинтеграция имплантата, которая клинически проявляется в виде его подвижности.

Функционирующий дентальный внутрикостный имплантат контактирует не только с костной тканью, но и со слизистой оболочкой, покрывающей альвеолярный отросток. Организацию тка-

ней на этом уровне можно также верифицировать как соединительнотканную интеграцию.

Поверхностный оксидный слой имплантата обеспечивает фиксацию волокон фибрина после кровоизлияния; последний в свою очередь создаст условия для адгезии фибробластов и прикрепления эпителия⁶⁷. В результате регенерации образуется полудесмосомное соединение, при котором расстояние от оксидной пленки имплантата до внутреннего базального слоя слизистой оболочки составляет от 0,01 до 0,05 мкм^{53, 57, 59}.

Гистологически связь между поверхностью имплантата и слизистой оболочкой десны подобна зубодесневому соединению, но отличается организацией коллагеновых волокон и кровеносных сосудов^{20, 21, 27, 33, 66, 94}.

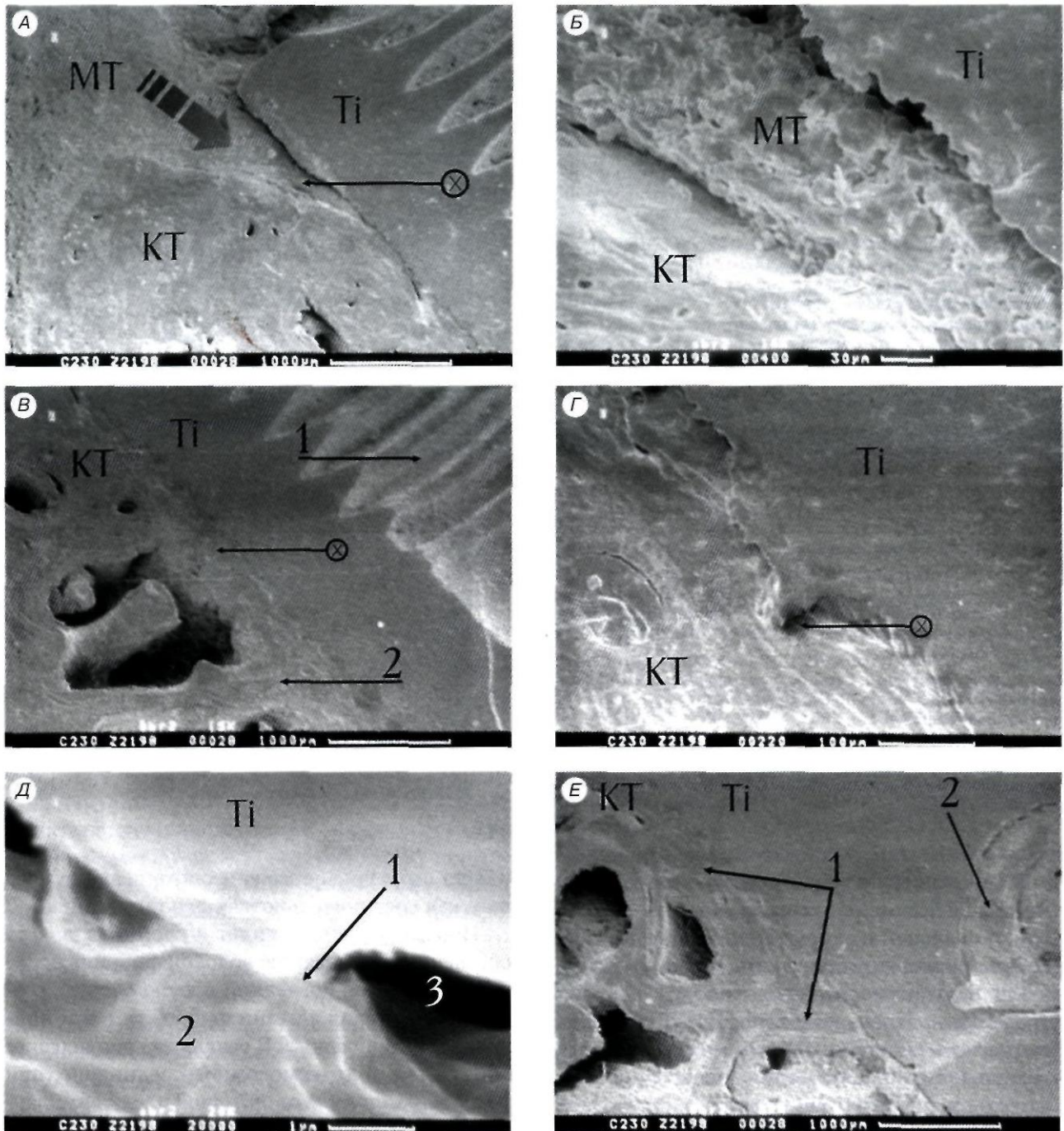


Рис. 6-5. Морфологическая картина поверхности раздела имплантат/окружающие ткани (микрофотографии секторов недекальцированного шлифа, полученные при помощи электронного сканирующего микроскопа):
А — сектор I ($\times 28$). Имеет место пенетрация мягких тканей в область поверхности раздела имплантат:костная ткань на глубину 1,3 мм. Морфологическая картина соответствует III фенотипу организации десневой манжетки имплантата; **Б** — зона, соответствующая середине глубины пенетрации мягкой ткани (см. рис. 6-5. А) ($\times 400$). Поверхности имплантата и костной ткани разделяет слой мягкой ткани шириной от 75 до 165 мкм; **В** — сектор II ($\times 28$). В поле зрения: поверхности имплантата с фрагментом внутренней резьбы (1), плотно прилегающие к поверхности имплантата трабекулы губчатого слоя кости (2) и межтрабекулярные пространства

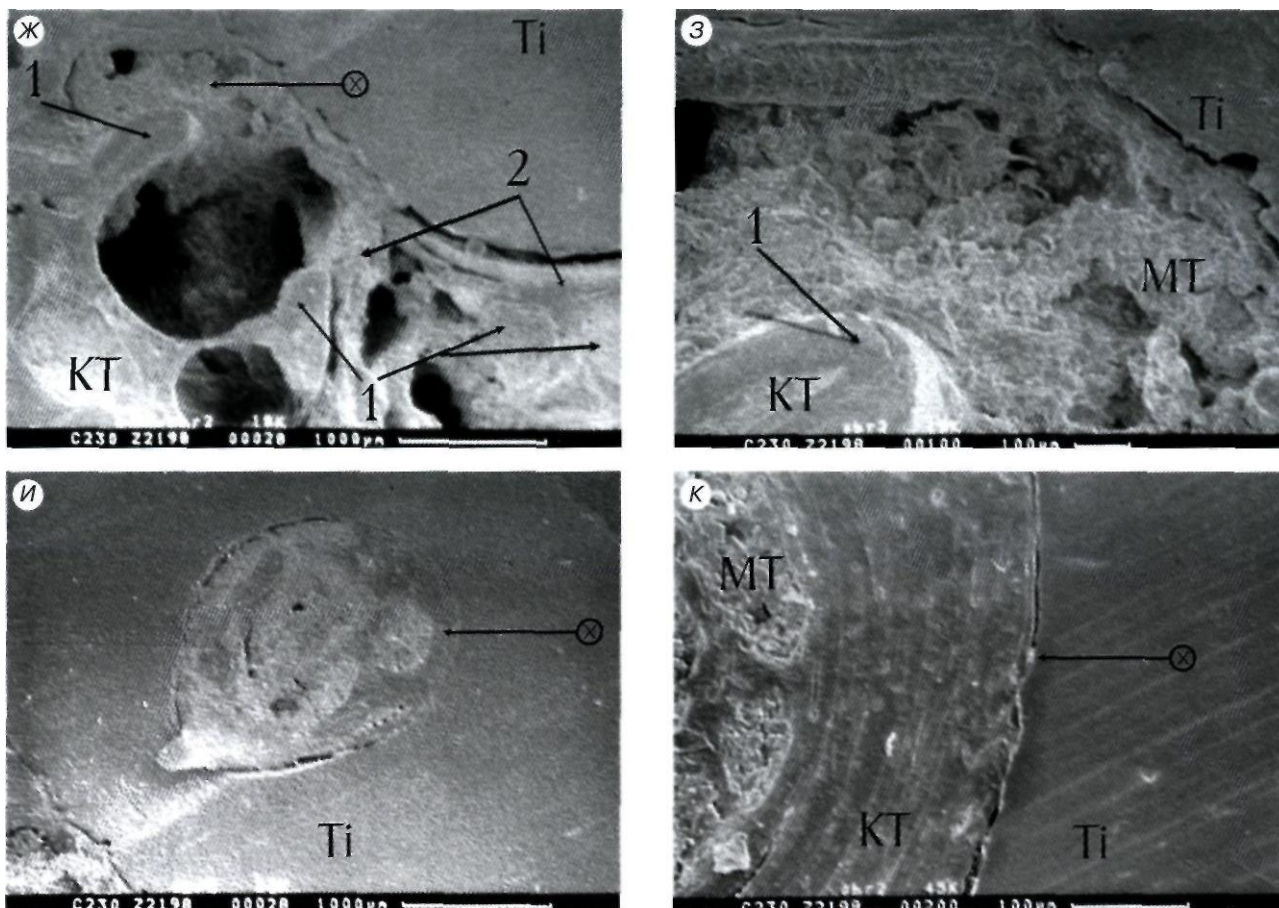


Рис. 6-5. Продолжение

Г — увеличение обозначенной на предыдущем снимке зоны. Имеется плотный контакт костной ткани с поверхностью имплантата без видимой на этом уровне увеличения прослойки какой-либо ткани; Д — увеличение обозначенной на предыдущем снимке зоны ($> 20 \times$). Имеется непосредственный контакт поверхности имплантата (1) с костным матриксом (2) и небольшое, не более 0,5-1,0 нм, пространство между костной тканью и поверхностью имплантата (3). Такое увеличение позволяет заметить объект или пространство величиной от 0,03 до 0,05 нм (30-50 нм или 300-500 А). Для сравнения — длинная ось кристалла гидроксиапатита кости составляет 100-400А. Поэтому есть основание утверждать, что в месте, обозначенном цифрой «1», имеется непосредственный контакт между собственно матриксом кости и поверхностью имплантата. Возможно, имеет место физико-химическая связь между костным матриксом и оксидной пленкой титана; Е — верхний полюс сектора III ($\times 28$). Имеется плотный контакт между трабекулами (1) и поверхностью имплантата. В поле зрения находится также отверстие имплантата с проросшими в него тканями (2); Ж — нижний полюс сектора III ($\times 28$). Между трабекулами (1) и имплантатом имеется сформированный, плотно прилегающий к поверхности имплантата слой соединительной мягкой ткани (2) толщиной 500-700 мкм; З — увеличение зоны, обозначенной на предыдущем снимке. Имплантат и костную ткань трабекулы (1) разделяет слой соединительной мягкой ткани толщиной 620 мкм; И — сектор (V). Видны проросшие в отверстие внутриклеточного элемента имплантата ткани ($\times 28$); К — увеличение зоны, обозначенной на предыдущем снимке ($\times 200$). К поверхности имплантата плотно прилегает зрелая пластинчатая костная ткань; в нескольких местах между поверхностью имплантата и костной тканью имеются щелевидные пространства шириной 5-10 мкм

Окружающие зуб пучки коллагеновых волокон, формирующие зубодесневые, межзубные, зубошерошчатые, зубоальвеолярные горизонтальные и косые волокна, прикрепляются к поверхности зуба перпендикулярно, соединяясь с шарнирными волокнами костного матрикса с

одной стороны, и с коллагеновыми волокнами матрикса цемента с другой (рис. 6-7). Исключением составляет лишь та часть волокон, которая формирует круговую связку десны. Кровоснабжение нормального зубодесневого соединения осуществляется за счет сосудов слизистой

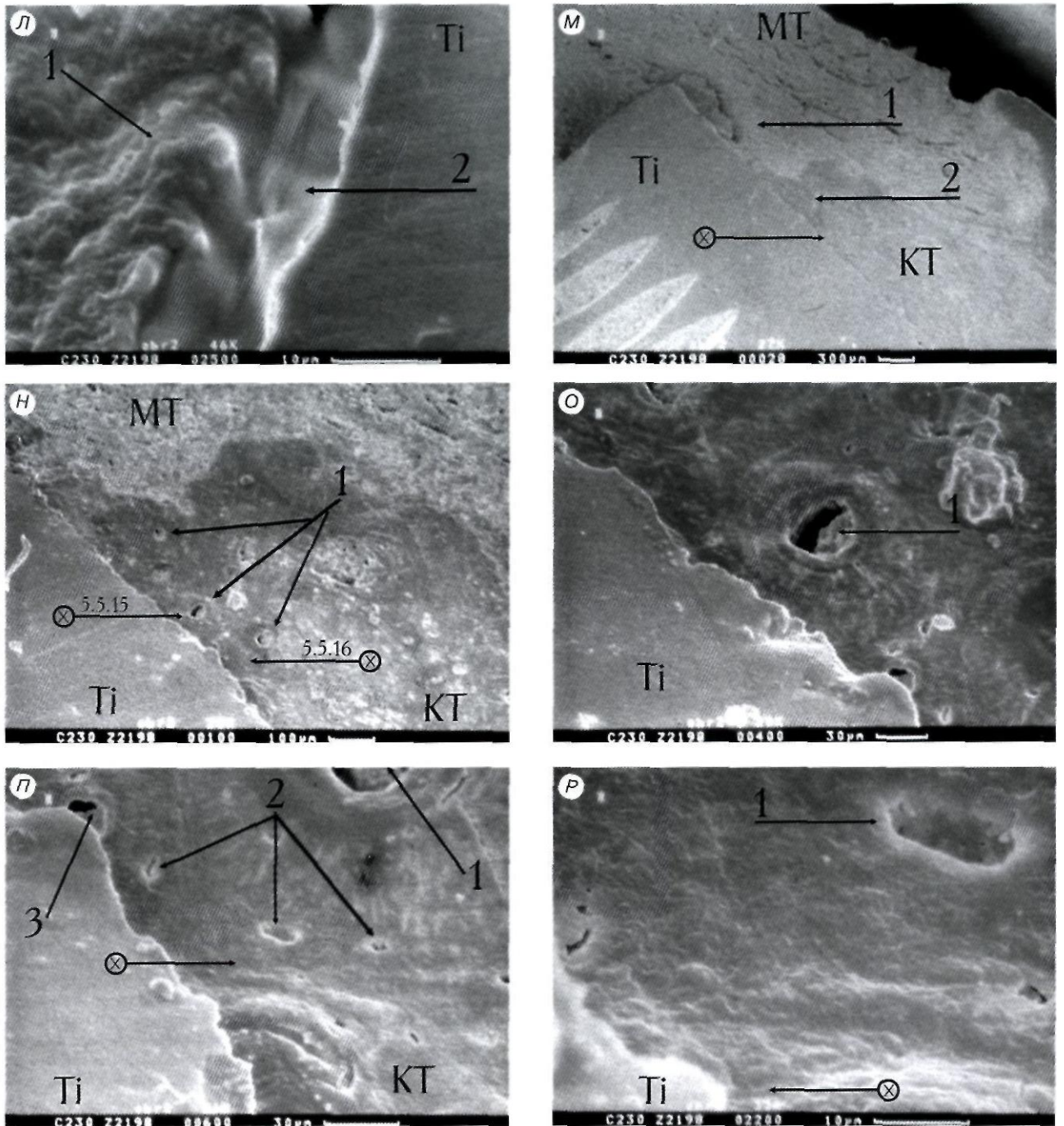
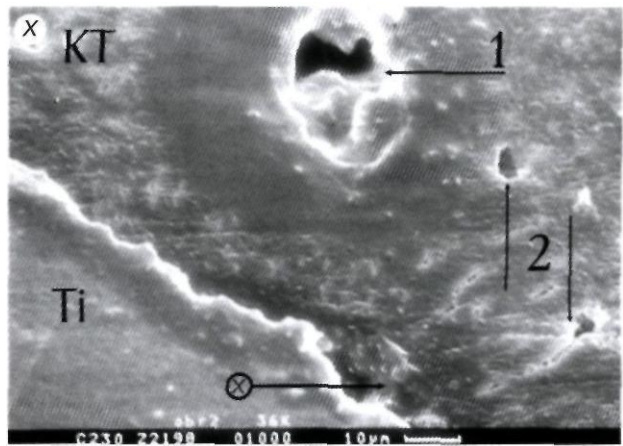
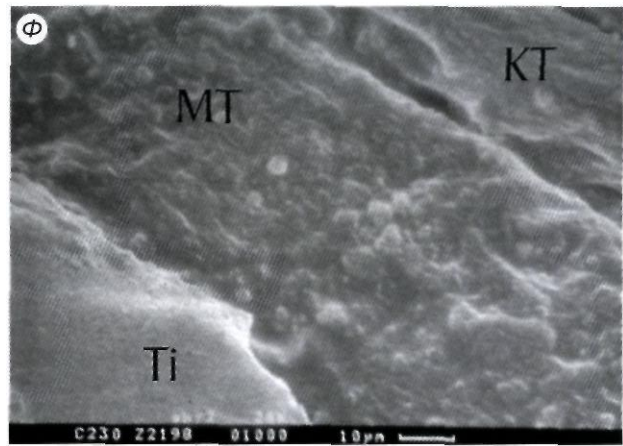
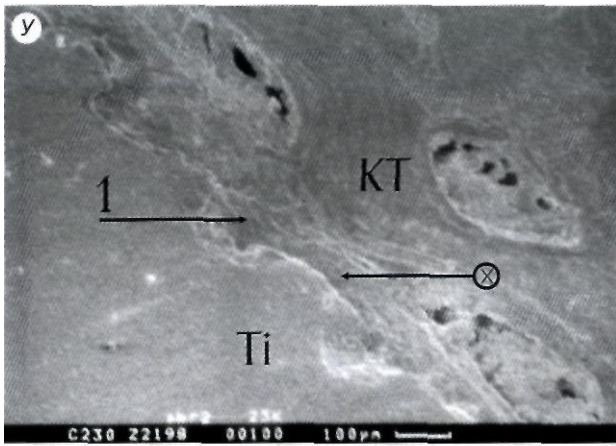
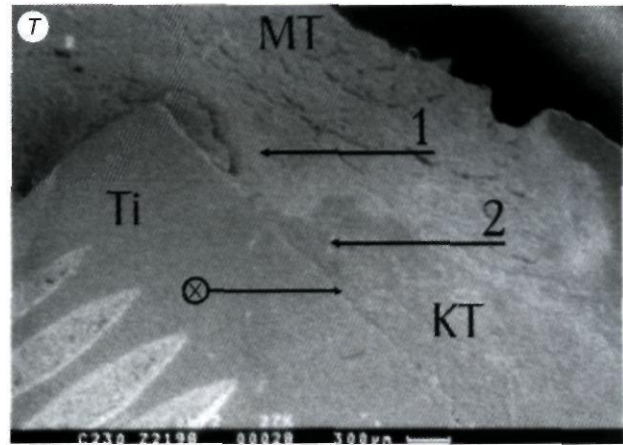
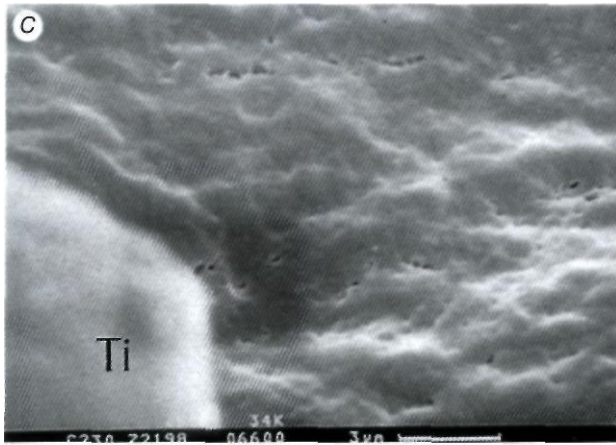


Рис. 6-5. Продолжение

Л — увеличение зоны, обозначенной на рис. 6-5. К ($\times 2500$). Поверхности костного матрикса (1) и имплантата разделяет слой плотного аморфного вещества (2). Толщина этого слоя в наиболее узком месте составляет 5,0 мкм, в наиболее широком — 8,0 мкм; М — сектор V. Соединительная ткань десневой манжетки (1); край гребня альвеолярного отростка (2) и фрагмент внутрикостного элемента имплантата. Соединительная и костная ткани плотно прилегают к поверхности имплантата. Костного кармана нет. Организация тканей соответствует фенотипу десневой манжетки; Н — та же область ($\times 100$). Костная ткань компактного слоя плотно прилегает к поверхности имплантата. Несколько остеонов (1), гаверсовы каналы которых находятся на расстоянии от 30 до 100 мкм



от имплантата. располагаются вдоль его поверхности; О — увеличение зоны, обозначенной на предыдущем снимке ($\times 400$). Гаверсов канал остеона (1) находится на расстоянии 30 мкм от поверхности имплантата; П — увеличение зоны, обозначенной на рис. 6-5. Н ($\times 600$). В поле зрения: гаверсов канал остеона (1); лакуны остеоцитов (2); канал костного сосуда (3); плотно прилегающий к поверхности имплантата костный матрикс: Р — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 2200$). Расстояние от лакуны остеоцита (1) до поверхности имплантата составляет 35 мкм; С — увеличение зоны, обозначенной на рис. 6-5. Р ($\times 6600$). Имеется непосредственный контакт между костным матриксом и поверхностью имплантата; Т — сектор VI. Поверхность раздела имплантат-костная ткань ($\times 28$); У — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 100$). Поверхности имплантата и костной ткани разделяет слой соединительной ткани (1), толщина которого колеблется от 50 до 250 мкм. т.е. морфологическая организация тканей на поверхности раздела имплантат-кость представляет собой фиброзно-костную интеграцию; Ф — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 1000$). Поверхности имплантата и костной ткани разделяет слой соединительной ткани толщиной 50 мкм; Х — сектор VII ($\times 1000$). В поле зрения: гаверсов канал остеона (1); лакуны остеоцитов (2); костный матрикс плотно прилегает к поверхности имплантата

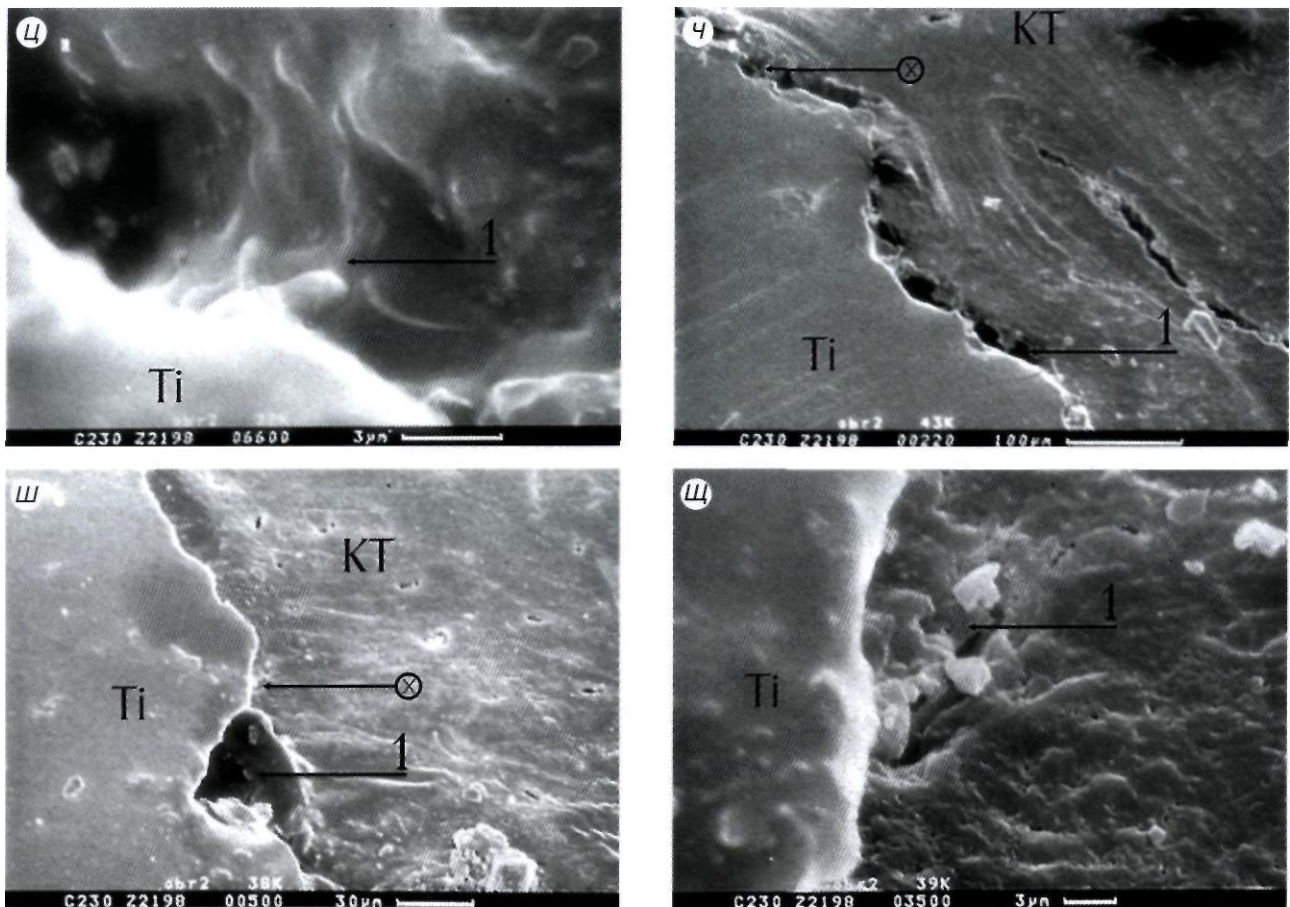


Рис. 6-5. Окончание

Ц — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 6600$). Поверхность раздела имплантат/кость представлена волокнистыми структурами (1). Расстояние от поверхности имплантата до костного матрикса составляет 3–5 мкм; *Ч* — зона, обозначенная на рис. 6-4, *Х* ($\times 220$). Местами между костным матриксом и поверхностью имплантата имеются пустоты (1); *Ш* — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 500$). Наряду с плотным контактом между костной тканью и поверхностью имплантата непосредственно на границе раздела имплантат/костная ткань имеется дефект или полость (1) размером 30 \times 35 мкм. Возможны два варианта объяснения такой картины: 1 — в этом месте началась структурная перестройка кости, и это ниша резорбции; 2 — это полость, которая была заполнена тканевой жидкостью. Наличие таких полостей на границе раздела имплантат/кость наблюдал К. Donath⁴¹. Предполагается, что такие полости образуются из трещин костного матрикса и являются предвестниками структурной перестройки^{23,49}; *Щ* — зона, обозначенная на предыдущем снимке ($\times 3500$). Имеется плотный контакт костного матрикса с поверхностью имплантата. В одном участке (1) наблюдается «провал» размером 6 \times 9 мкм и трещина костного матрикса. Вполне возможно, что это начало образования полости, как показано на рис. 6-4. *Щ*, либо это просто дефект препарата при его шлифовании

оболочки, надкостницы и пародонта, создающих разветвленную сеть анастомозов¹⁹

В области имплантата, контактирующего со слизистой оболочкой десны, большинство коллагеновых волокон, в основном III типа коллагена, образовавшихся в результате деятельности фибробластов, ориентированы вдоль вертикальной оси имплантата и лишь незначительная их часть имеет круговое направление, имитируя

круговую связку^{26,76,95}. На уровне надкостницы к поверхности имплантата плотно прилегают коллагеновые волокна I типа, напоминающие шарниры, которые обеспечивают механическую стабильность тканей дешевой манжетки³². Ее кровоснабжение осуществляется только за счет сосудов слизистой оболочки и надкостницы (рис. 6-8)^{19, 21,95}. Кроме того, фиксированная к поверхности имплантата десневая манжетка

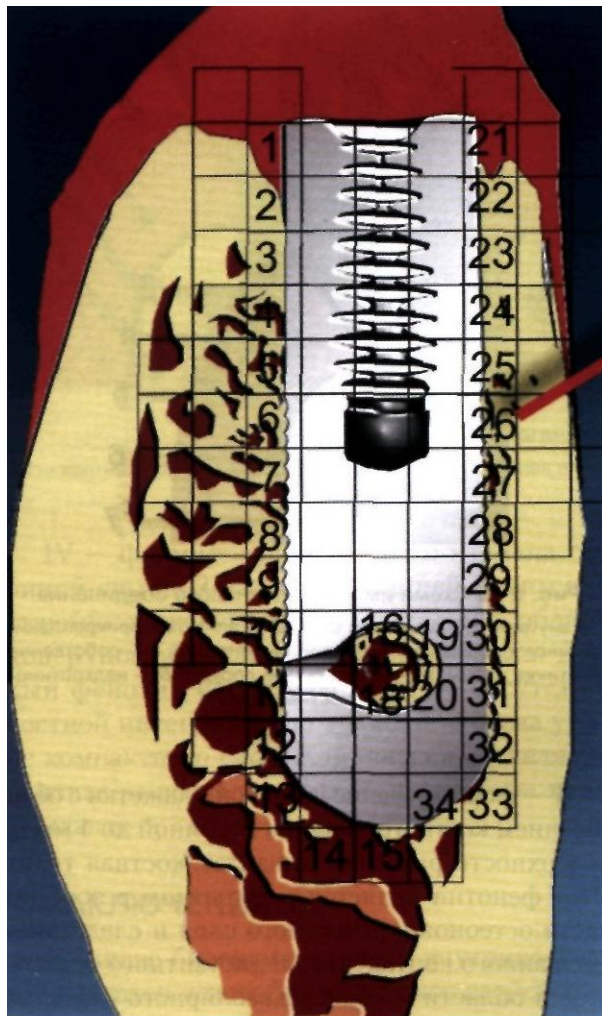
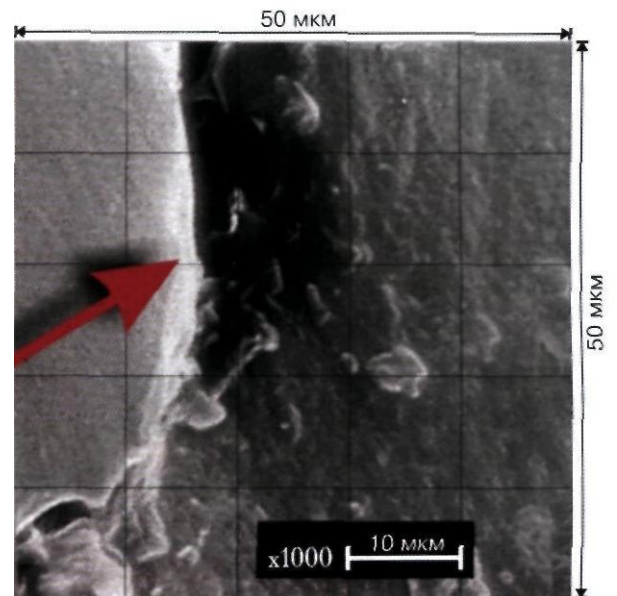


Рис. 6-6. Схема гистоморфометрического исследования:

на рис. 6-5 представлены снимки, сделанные с помощью сканирующей электронной микроскопии при различных увеличениях 7 зон шлифа кости с имплантатом. Однако все же было выделено 34 зоны в виде сетки с размерами ячеек 1 x 1 мм. Для оценки морфологии поверхности раздела имплантат/кость использовали 1000-кратное увеличение; каждая ячейка вмещала в себя 20 снимков, каждый из них показывал участок 50 x 50 мкм поверхности раздела имплантат/окружающая ткань. Измерялись

содержит больше коллагеновых волокон и меньше фибробластов по сравнению с зубодесневым соединением, поэтому по шей биологической сути она является рубцом⁴³.

Таким образом, соединение имплантата со слизистой оболочкой десны является примитив-



протяженность различных вариантов сопряжения тканей с поверхностью имплантата — костной, фиброно-костной и фиброзной интеграции, а также участков, где отсутствовал контакт поверхности имплантата с тканями, т.е. имелись полости (рис. 6-5. ч и 6-5. Ш).

Как показали исследования, в секторах 1, 2, 21-33, т.е. зонах, где имплантат находится в компактном слое кости, 81,5 % его поверхности имеют оссеоинтегрированный контакт; 13,3 % — фиброно-костную интеграцию; к 3,9 % поверхности имплантата примыкает слой мягкой ткани шириной 250 мкм и более; 1,3 % поверхности имплантата приходится на костные полости. В секторах 3-15 (губчатый слой кости) оссеоинтегрированный контакт составляет 46,7 % поверхности имплантата, фиброно-костная интеграция — 32,4 % и 20,9 % поверхности имплантата контактируют с мягкой тканью. В секторах 16-20, приходящихся на отверстие в апикальной части имплантата, оссеоинтегрированный контакт наблюдали на 34,5 % поверхности, фиброно-костный — на 47,3 % и фиброно-костный — на 18,2 % поверхности имплантата. Оссеоинтегрированный контакт в секторах 1, 2, 21-33 был представлен непосредственной связью костного матрикса с 75,3 % поверхности имплантата; аморфной зоной с 23,1 %; волокнистыми структурами с 1,6 % поверхности имплантата. В остальных секторах преобладала связь в виде аморфного слоя (68 % поверхности имплантата). Непосредственный контакт костного матрикса регистрировали на 24,6 % поверхности; волокнистую организацию наблюдали на 7,4 % поверхности имплантата.

Таким образом, морфологически функциональный анкилоз данного имплантата обеспечивается костной интеграцией приблизительно на 64,1 % его поверхности

ным с точки зрения организации волокнистых структур и кровоснабжения. Вместе с тем, такое прикрепление способно обеспечить низкую проницаемость, эффективно препятствовать проникновению инфекции и миграции эпителия в зону костной интеграции имплантата^{19,95}.

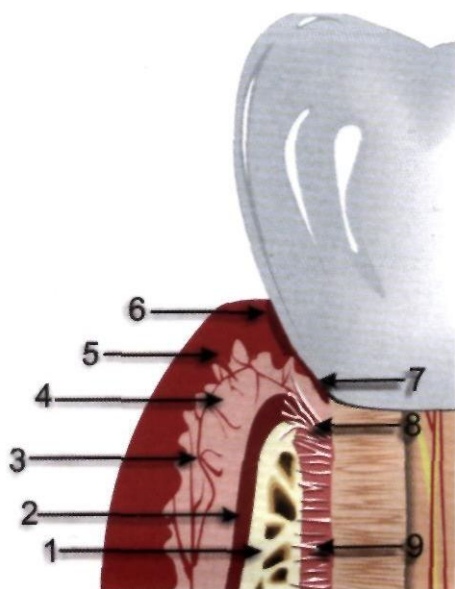


Рис. 6-7. Схема зубодесневого соединения:

1 - костная ткань; 2 - надкостница; 3 - кровеносные сосуды; 4 - собственная пластинка десны; 5 - многослойный плоский ороговевающий эпителий; 6 - эпителий прикрепления; 7 - внутренний базальный слой; 8 - зубодесневые волокна маргинального пародонта; 9 - зубоальвеолярные волокна пародонта

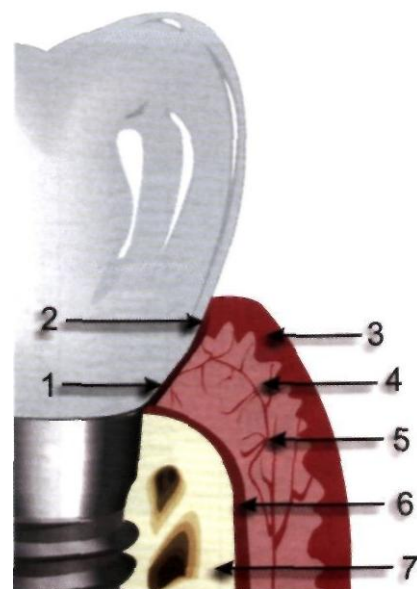


Рис. 6-8. Схема имплантодесневого соединения:

1 - внутренний базальный слой; 2 - эпителий прикрепления; 3 - многослойный ороговевающий эпителий; 4 - собственная пластинка десны; 5 - кровеносные сосуды; 6 - надкостница; 7 - костная ткань

Соединительнотканная интеграция на уровне слизистой оболочки десны и надкостницы тесно связана с процессом остеогенеза в области гребня альвеолярного отростка. В зависимости от механизма остеогенеза, на поверхности раздела имплантат, кость можно выделить четыре фенотипа организации десневой манжетки имплантата:

I - формирование десневой манжетки с эпителиальным слоем прикрепления без образования костного кармана на поверхности раздела имплантат/кость (рис. 6-5. М; 6-5. Н). Это наиболее благоприятный вариант организации тканей с точки зрения выполнения барьерной функции, который наблюдается при контактном остеогенезе и является результатом костной интеграции поверхности имплантата с компактным слоем в области гребня альвеолярного отростка и соединительнотканной интеграции на уровне слизистой оболочки с образованием полудесносомного прикрепления эпителия к поверхности имплантата:

II формирование десневой манжетки с образованием костного кармана глубиной до 1 мм на поверхности раздела имплантат/костная ткань. Этот фенотип является результатом резорбции части остеонов компактного слоя и следствием смешанного контактного и дистантного остеогенеза в области гребня альвеолярного отростка. Такой вариант строения десневой манжетки способен вполне эффективно выполнять барьерную функцию:

III образование костного кармана глубиной до 2 мм с пенетрацией в него тканей собственной пластинки десны и ороговевающего эпителия (рис. 6-5. Л; 6-9). Данный фенотип имеет место при дистантном остеогенезе на уровне большей части компактного слоя, образуется за счет пролиферации как фибробластов из базального слоя слизистой оболочки, так и эпителия ороговевающего слоя. Оссеоинтегрированный контакт при этом является весьма уязвимым в отношении проникновения инфекции и дальнейшей пенетрации эпителия в зону поверхности раздела имплантат, костная ткань:

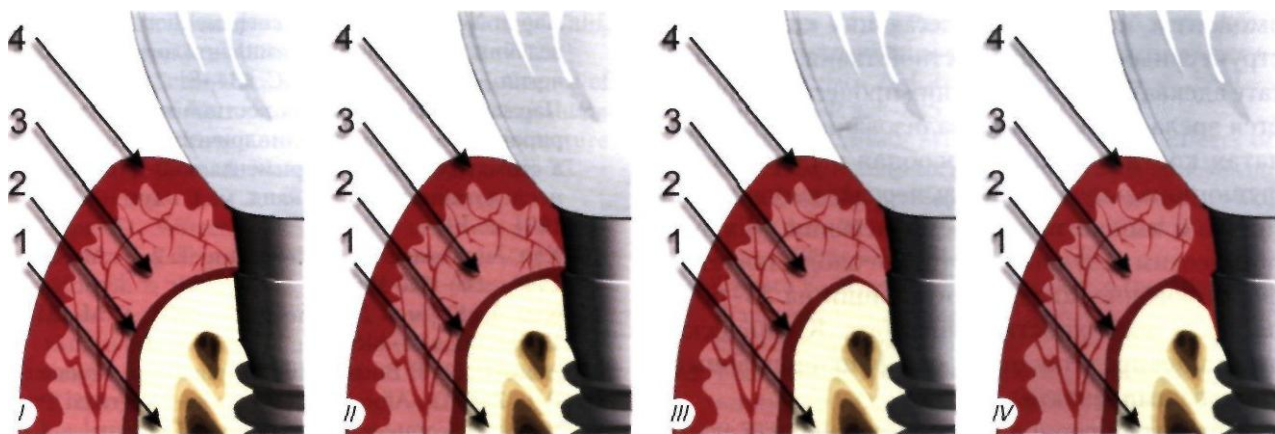


Рис. 6-9. Фенотипы организации десневой манжетки имплантатов:

I — костная ткань; II - надкостница; III - собственная пластинка десны; IV— многослойный плоский ороговевающий эпителий

IV - формирование костного кармана глубиной свыше 2 мм с пенетрацией преимущественно ороговевающего эпителия в область поверхности раздела имплантат-кость. Данный фенотип свидетельствует об отсутствии костной интеграции, по крайней мере, на уровне компактного слоя. Клинически он является признаком воспалительного процесса - периимплантита.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В основе биосовместимости внутрикостных имплантатов лежит биологическое свойство заживления кости первичным и вторичным натяжением, а также способность костной ткани к модификации собственной архитектоники в результате структурной перестройки.

Биосовместимость внутрикостных имплантатов проявляется в виде функционального анкилоза.

Это клиническое определение активно функционирующего дентального имплантата, интегрированного с окружающими тканями - костной тканью челюстей и слизистой оболочкой. Морфологически функциональный анкилоз представляет собой гармоничное сосуществование имплантата с окружающими тканями посредством костной, фиброно-костной и соединительнотканной интеграции.

Биосовместимость внутрикостных дентальных имплантатов это динамичный процесс, который включает в себя несколько периодов.

Первый период - это начальное заживление окружающей костной ткани. При этом происходят процессы контактного и дистантного остеогенеза на поверхности раздела имплантат-костная ткань на уровне компактного и губчатого слоев, а также формируется фиброзная соединительная ткань в участках, где изначально отсутствовал контакт поверхности имплантата с костной тканью. В зависимости от вида остеогенеза продолжительность периода начального заживления может составлять от 7-14 дней до 2-4-х месяцев.

Второй период - адаптация окружающей имплантат костной ткани до включения его в функцию. В этот период, продолжительностью от 1 до 6 месяцев, происходит ранняя структурная перестройка образовавшейся в результате дистантного остеогенеза грубоволокнистой костной ткани и частичное ее замещение пластинчатой. В участках контактного остеогенеза сформированная на границе раздела имплантат-кость пластинчатая костная ткань сохраняет status quo.

Третий период - первичная адаптация примыкающей к имплантату костной ткани после включения его в функцию - длится от 6 до 12 мес. В это время происходит структурная перестройка костной ткани на поверхности раздела

имплантат, кость и в прилегающих к этой зоне структурных единицах костной ткани. В результате адекватно происходящих процессов образуется зрелая, высокоминерализованная пластинчатая костная ткань, способная выдерживать функциональную нагрузку, передаваемую через протез и имплантат во время жевания. Морфологическим результатом этого периода является формирование костной интеграции на 35–60% площади поверхности имплантата. Клинически эта стадия представляет собой функциональный анкилоз имплантата.

Четвертый период прогрессирующая адаптация костной ткани в области активно функционирующего имплантата. Заключается в модификации архитектоники костного органа под воздействием функциональной нагрузки, передаваемой через протез и имплантат на костную ткань. Длится от 3-х до 6 лет. Морфологически представляет собой прогрессирующую костную интеграцию, при которой до 75–90% поверхности имплантата имеют оссеоинтегрированный контакт. Клинически также представляет собой функциональный анкилоз.

ЛИТЕРАТУРА

1. Быков В.Л. Гистология и эмбриология органов полости рта человека. СПб.: Специальная литература, 1998. 248 с.
2. Вильямс Д., Роуф Р. Имплантаты в хирургии. - М.: Медицина, 1978. 567 с.
3. Ворсингтон Ф., Лап В., Лавелле В. Оссеоинтеграция в стоматологии. Берлин: Квинтэссенция, 1994. С. 15–38.
4. Гаврилов Е.И. Биология пародонта и пульпы зуба. М.: Медицина, 1969. С. 6–10.
5. Дудко А.С., Параскевич В.Л., Максименко Л.Л. Влияние структуры поверхности цилиндрических зубных имплантатов на прочность их интеграции в костной ткани. Здравоохранение. 1992. — № 10. С. 19–21.
6. Дудко А.С., Параскевич В.Л., Швед Н.А. Динамика биосовместимости внутрикостных имплантатов. Новое в стоматологии. — 2000. № 8. С. 10–24.
7. Лысенко Л. Оссеоинтеграция: молекулярные, клеточные механизмы. Клиническая имплантология и стоматология. 1997. № 1. С. 18–59.
8. Лысенко Л. Путь от открытия до теоретических концепций Колумба биокерамики профессора Ларри Хенча. Проблемы современного материаловедения. Клиническая имплантология и стоматология. - 1997. - № 3. С. 43–48.
9. Параскевич В.Л. Реакция костной ткани на препарирование ложа под цилиндрические имплантаты в стоматологии (экспериментально-клиническое исследование): Дис. ... канд. мед. наук. Минск. 1991. 101 с.
10. Хам А., Кормак Д. Гистология. Т. 2. М.: Мир, 1983. - С. 106–126.
11. Хам А., Кормак Д. Гистология. Т. 1. - М.: Мир, 1983. С. 111–115.
12. Albrektsson T. Bone Tissue Response. In: Branemark P.-I., Zarb G., Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1985. P. 129–140.
13. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. J. Prosthet. Dent. 1983. Vol. 50. - P. 255–261.
14. Albrektsson T. et al. The interface zone of inorganic implant in vivo: titanium implants in bone. Ann. Biomed. Eng. 1983. Vol. 11. P. 1–27.
15. Albrektsson T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to implant anchorage in man. Acta Orthop. Scand. 1981. Vol. 52. P. 155–161.
16. Ashman A. Clinical applications of synthetic bone in dentistry. (Jen. Dent. 1992. Vol. 10. P. 481–487).
17. Ayukawa Y. et al. An immunocytochemical study for lysosomal cathepsins B and D related to the intracellular degradation of titanium at the bone-titanium interface. J. Periodontol. 1998. Vol. 69. P. 62–80.
18. Bays R.A. Current advances in oral and maxillofacial surgery. In: W. Irby, D. Shelton: Current concepts in bone grafting. Vol. 4. Chapt. 1. Toronto: C.V. Mosby Co., St. Louis, 1983. P. 109–124.
19. Berglundh T., Lindhe J., Ericsson I. et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin. Oral Impl. Res. 1991. Vol. 2. P. 81–90.
20. Berglundh T., Lindhe J., Jonsson K., Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. J. Clin. Periodontol. - 1991. - Vol. 21. P. 189–193.
21. Blatz M., Hurzeler M., Strub J. Reconstruction of the lost interproximal papilla: presentation of surgical and nonsurgical approaches. Int. J. Periodont. Restor. Dent. 1999. Vol. 19. - P. 395–404.
22. Bloebaum R., Rubman M., Hofmann A. Bone ingrowth into porous-coated tibial components implanted with autograft bone chips. J. Arthrop. 1992. - Vol. 7. P. 483–493.
23. Branemark P.-I., Tolman D.E. (ed.). Osseointegration in Craniofacial Reconstruction. - Chicago: Quintessence Publ. Co., 1998. P. 3–11.

Глава 7

Кибернетическая модель имплантации

Любой процесс подчиняется каким-либо законам и кем-то или чем-то управляется. Любая система образуется, существует и развивается, подчиняясь определенным законам природы и управления.

Кроме того, любая система **МОЖЕТ** существовать только при взаимодействии составляющих ее элементов, которое обеспечивает авторегуляцию и управляющие воздействия в системе при взаимодействии с окружающей средой. Такое взаимодействие может осуществляться только при наличии определенного способа связи между элементами системы. Это означает, что жизнеспособность биотехнической системы в первую очередь зависит от способа связи между небологическим объектом и окружающими тканями, т.е. ее структуры или интерфейса.

Есть все основания предполагать, что целостность, устойчивость и способность к функционированию биотехнической системы зависят от морфологии интерфейса на границе раздела имплантат/окружающие ткани. При этом процессе образования, развития и функционирования системы «зубной протез—имплантат/окружающие ткани» будет определяться в первую очередь морфологией и уровнем организации интерфейса на границе раздела имплантат/костная ткань. В то время как морфология интерфейса на уровне имплантат/слизистая оболочка десны, выполняющего защитную функцию, будет обе-

спечивать жизнеспособность интегрированного с костью имплантата.

Оптимальным строением интерфейса может считаться костная интеграция, которая способна поддерживать эффективное функционирование имплантата, ход развития и целостность биотехнической системы «зубной протез/имплантат/окружающие ткани».

Однако структура биотехнической системы на границе раздела имплантат/кость неоднородна и представлена кроме костной еще двумя гистологическими вариантами интеграции: фиброзно-костной и соединительнотканной.

Один из наиболее спорных вопросов имплантологии является ли фиброзно-костная интеграция компонентом интерфейса, способным так же, как и костная, обеспечивать функционирование имплантата и целостность биотехнической системы в целом?

По всей видимости, фиброзно-костная интеграция не является тем способом связи, который может поддерживать авторегуляцию в биотехнической системе. Это скорее переходный способ связи, компонент интерфейса, на основе которого в зависимости от ряда условий будет происходить самоорганизация или дезорганизация системы. В пользу первого пути развития фиброзно-костной интеграции говорит тот факт, что при адекватном функционировании дентального имплантата площадь поверхности

оссеоинтегрированного контакта со временем возрастает. Можно предположить, что увеличение площади костной интеграции происходит в первую очередь в тех местах, где интерфейс был представлен фиброзно-костной, а не соединительнотканной интеграцией. Второй путь реорганизации интерфейса, при котором имеет место трансформация костной в фиброзно-костную и фиброзно-костной в соединительнотканную интеграцию, может считаться дезорганизацией интерфейса. Об этом говорит тот факт, что при возмущающих внешних воздействиях отмечается уменьшение площади *оссеоинтегрированного* контакта, на месте которого может происходить фиброзно-костная, соединительнотканная интеграция или при воспалении образуется грануляционная ткань.

Таким образом, костная интеграция является не только качественной, но и количественной морфологической характеристикой интерфейса на границе раздела имплантат-кость. Собственно, эти качественные и количественные структурные изменения позволяют рассматривать костную интеграцию с точки зрения кибернетики как компонент интерфейса, который меняется одновременно и в пространстве, и во времени и является мерой организованности биотехнической системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани».

7.1. ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ И ВРЕМЕННЫЕ КООРДИНАТЫ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Система «зубной протез-имплантат-окружающие ткани», как и любая другая система, находится в определенном пространстве и изменяется во времени. Поскольку она является в свою очередь подсистемой организма, то, естественно, совмещена в одном пространстве с организмом и некоторыми его функциональными системами.

Изменения системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» во времени обусловлены изменениями как организации самой системы, ее структуры, так и функциональных систем организма, непосредственно взаимодействующих с биотехнической системой.

Организация и структура системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» меняется и в пространстве, и во времени.

Вначале элементами системы являются имплантат и окружающие ткани, затем еще одним элементом становится зубной протез. Изменение организации, естественно, вызывает изменение интерфейса, его морфологии.

Исходя из биологических свойств костной ткани, при первичной организации системы имплантат-костная ткань на уровне компактного слоя можно прогнозировать преимущественно *костную интеграцию*; на уровне губчатого фиброзно-костную. Полноценная костная интеграция на уровне компактного и губчатого слоев может формироваться только после завершения структурной перестройки кости на границе раздела имплантат-кость при адекватном развитии активно функционирующей вторичной организации системы (зубной протез-имплантат-кость).

Однако формирование и развитие, равно как и дезорганизация созданной и активно функционирующей биотехнической системы, зависят не только от управляющих воздействий в самой системе, но и от взаимодействия с окружающей средой, в данном случае от внешних факторов (уровня нагрузки на имплантат, гигиены полости рта) и от внутренних воздействий со стороны функциональных систем организма. Таким образом, жизнеспособность системы «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» определяется не только внешними условиями, которые мы должны прогнозировать, но и внутренними. Последние в значительной мере вероятностны, и прогнозировать их в ряде случаев практически невозможно. Например, функционирующая в организме система «зубной протез-имплантат-окружающие ткани» может быть дезорганизована через некоторое время при развитии у пациента патологии щитовидной или паращитовидной желез либо другого заболевания, приводящего к нарушению жизнедеятельности костной ткани. Заболевания, влияющие на остеогенез, могут возникнуть у любого пациента с определенной долей вероятности, прогнозировать которую весьма сложно. Поэтому, с киберне-

тической точки зрения, управление процессами создания и развития биотехнической системы может рассматриваться только на определенном отрезке времени, включающем создание первичной, вторичной организации системы и время полноценной организационного интерфейса, т.е. период завершения структурной перестройки кости на границе раздела имплантат/костная ткань. На этом отрезке времени создание биотехнической системы может и должно проводиться на основе управляющих внутренних и внешних воздействий. В дальнейшем прогнозирование внутренних влияний на биотехническую систему носит скорее статистический характер. Вышеперечисленные положения являются не только теоретическими рассуждениями, но и имеют практическое значение.

Создание биотехнической системы «зубной протез имплантат окружающие ткани» длится около года (период репаративной регенерации и перестройки всех структурных единиц кости на границе раздела имплантат/кость). Именно этот срок и является временем определения результата лечения, успешной или неудачной деятельности по созданию биотехнической системы. На этот срок могут распространяться какие-либо гарантии врача перед пациентом. Если через 1 год после протезирования (включения в активную функцию всей системы) отсутствуют признаки дезинтеграции биотехнической системы, это означает, что система «зубной протез имплантат окружающие ткани» создана, внешние и внутренние воздействия на нее являются управляющими, и дальнейшее ее развитие и функционирование контролируется взаимодействием с окружающей средой. Дальнейшая самоорганизация или дезорганизация системы зависит от условий окружающей среды (гигиены, функциональных анатомических изменений челюстно-лицевой области, состояния некоторых функциональных систем организма), некоторые из которых детерминированы (поддержание гигиены полости рта, своевременное обращение пациента к врачу при возникновении проблем, например, расцементирования протезов), а некоторые носят вероятностный характер (нарушения функциональных систем организма).

Таким образом, отдаленные результаты имплантации в значительной мере зависят как от правильно спланированного лечения и поведения пациента, так и от ряда случайностей, что, естественно, не является достаточным основанием для каких-либо гарантий.

7.2. УПРАВЛЕНИЕ ПРОЦЕССОМ КОСТНОЙ ИНТЕГРАЦИИ

В основе объединения имплантата с костной тканью лежат не только генетически запрограммированные механизмы регенерации кости, но и целый ряд самопроизвольно протекающих физико-химических реакций. Поэтому управление процессами костной интеграции сводится к созданию условий, обеспечивающих запуск биологических механизмов репаративной и физиологической регенерации кости, а также формирование соединительнотканного барьера на уровне слизистой оболочки десны. Для создания первичной и вторичной организации биотехнической системы «зубной протез имплантат окружающие ткани» требуются различные условия (сигналы) и управляющие воздействия (рис. 7-1).

7.2.1. Создание первичной организации

При первичной организации биотехнической системы «имплантат окружающие ткани» необходимо обеспечить условия для адсорбции, десорбции и реадсорбции биомолекул, адгезии остеобластов на поверхности имплантата и инициации адекватной репаративной регенерации поврежденных во время препарирования ложа структурных единиц кости.

Условиями для адсорбции, своевременной десорбции и реадсорбции биомолекул на поверхности имплантата являются:

- 1) биосовместимость и сохранность целостности поверхностной оксидной пленки материала;
- 2) отсутствие контаминации поверхности имплантата;
- 3) адекватный энергетический фон (значения краевого угла смачивания менее 30° , поверх-

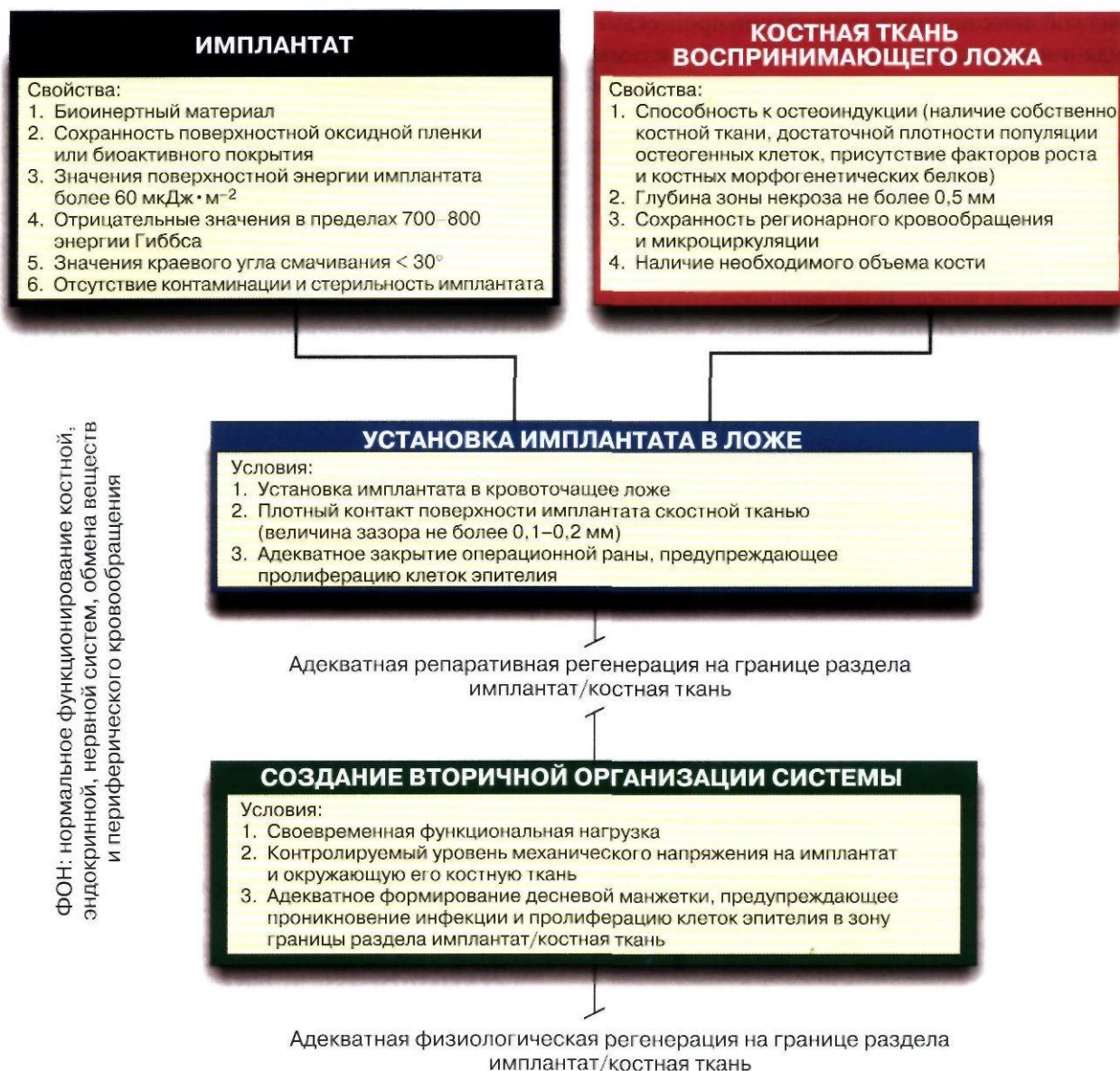


Рис. 7-1. Схема сочетания условий (сигналов) для адекватной регенерации кости на границе раздела имплантат/костная ткань

- ностной энергии более $60 \text{ мкДж} \cdot \text{м}^{-2}$, энергии Гиббса более 700):
- 4) наличие полярно заряженных биомолекул и ионов на поверхности имплантата;
 - 5) начальный уровень рН 4–6 и восстановление его значений до 7,42 в течение 5–7 дней. Для адгезии остеогенных клеток, их дифференциации в остеобласты и формирования

- остеоида на поверхности имплантата кроме вышеперечисленных необходим еще ряд дополнительных условий:
- 6) наличие несвернувшейся крови;
 - 7) фиксация волокон фибрина к поверхности имплантата в течение 5–7 дней и последующий их фибринолиз;

- 8) наличие сохранившейся остеогенную потенцию собственно костной ткани и остеогенных клеток на расстоянии не более 500 мкм от поверхности имплантата;
- 9) пролиферация остеогенных клеток по ходу волокон фибрина;
- 10) синхронное или опережающее пролиферацию остеогенных клеток прорастание капилляров и восстановление микроциркуляции;
- 11) присутствие факторов роста и костных морфогенетических белков.

Одни из вышеперечисленных условий обеспечивают адекватную биохимическую и энергетическую среду (ш. 1-5), в которой могут самопроизвольно происходить физико-химические процессы адсорбции, десорбции и реорганизации биомолекул, другие инициируют остеоиндукцию (ш. 5, 6, 8, 11) и остеоиндукцию (ш. 1-3, 5, 7-11). Создание условий для запуска и самопроизвольного протекания этих процессов представляет собой совокупность сигналов, своего рода код, набор которого приводит к реализации костной интеграции на физическом, биохимическом и клеточном уровнях. Отсутствие хотя бы одного из условий, являющихся сигналом для какого-либо звена костной интеграции, приводит к нарушению всего процесса, может перевести управляющие воздействия в возбуждающие и, тем самым, повернуть процесс регенерации в сторону образования фиброзно-костной или соединительнотканной интеграции или даже спровоцировать патологические изменения в окружающих тканях. Например, одно только увеличение краевого угла смачивания поверхности имплантата за счет контаминации или нарушения технологии его производства приведет к росту энергетических затрат на адгезию молекул, что может блокировать гетерогенный катализ биомолекул на поверхности имплантата, сделает невозможной дальнейшую адгезию остеогенных клеток, остеобластов и физико-химическую связь остеоида и минерализованного костного матрикса с поверхностью имплантата.

Таким образом, все вышеназванные факторы можно определить как равнозначные сигналы к контактному остеогенезу, которые являются следствием управляющих воздействий: атравма-

тичного препарирования костного ложа и корректной установки соответствующего биотехнологическим стандартам имплантата, которые осуществляются на фоне нормального функционирования обеспечивающих жизнедеятельность костной ткани систем организма.

7.2.2. Создание вторичной организации

При вторичной организации биотехнической системы «зубной протез имплантат-окружающие ткани» необходимо обеспечить адекватное формирование десневой манжетки и создать условия для физиологической регенерации костной ткани. Организация десневой манжетки происходит при аккуратной адаптации краев слизистой-надкостничных лоскутов к соответствующей поверхности имплантата, что приводит к образованию плотно прилегающего к чрездесневой части имплантата или его головки рубца.

Наличие условий для функциональной регенерации кости на границе раздела имплантат/костная ткань является одним из принципов создания, развития и обеспечения целостности биотехнической системы «зубной протез имплантат-окружающие ткани». С точки зрения кибернетики это вопрос совмещения изменений организации и структуры системы во времени. Иными словами, для управления процессом дальнейшей организации и адекватного развития биотехнической системы необходимо знать, когда создавать вторичную организацию системы, когда включать имплантат в функцию и как прогнозировать возникновение возмущающих воздействий, которые могут привести к дезорганизации системы «зубной протез имплантат-окружающие ткани».

Если гипотетически принять положение о том, что на уровне компактного слоя в результате управляющих воздействий регенерация кости происходит по тану контактного остеогенеза с образованием в течение 5-7 дней линии цементирования, то через неделю после установки имплантата, большая часть которого находится в компактном слое, можно создавать функциональную нагрузку на имплантат (ранняя функ-

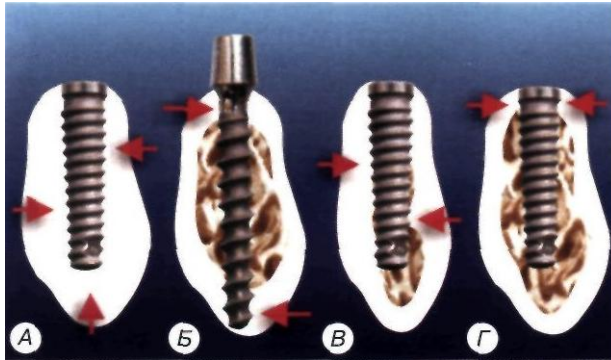


Рис. 7.2. Варианты расположения внутрикостной части имплантатов относительно компактного слоя:

А — расположение в компактном слое при I фенотипе архитектоники кости; *Б* — бикортикальное расположение внутрикостной части имплантата; *В* — межкортикальное расположение имплантата; *Г* — расположение внутрикостной части преимущественно в губчатом слое кости: *Стрелками* указаны зоны, в которых может происходить репаративная регенерация кости по типу контактного остеогенеза

циональная нагрузка). Расположение имплантатов преимущественно в компактном слое может быть достигнуто при I фенотипе архитектоники челюстной кости, при меж- и бикортикальной установке имплантатов (рис. 7-2).

Вместе с тем для имплантатов, внутрикостная часть которых находится преимущественно в губчатом слое кости, ранняя функциональная нагрузка является не управляющим, а возмущающим воздействием относительно физиологической регенерации кости, так как процесс регенерации в губчатом слое происходит в большинстве случаев по типу дистантного остеогенеза, и срок формирования костной ткани, готовой и способной к структурной перестройке, составляет 2-3 мес.

Таким образом, управляющим воздействием для имплантатов» расположенных преимущественно в губчатом слое кости, может считаться вторичная организация биотехнической системы по меньшей мере через 2 мес. после установки внутрикостного элемента имплантата. Из этого вытекает еще одно положение: для отсроченной вторичной организации (2-3 мес. после имплантации) целесообразно использовать разборные, двухэтапные конструкции имплантатов, которые позволяют исключить из нагрузки и иных

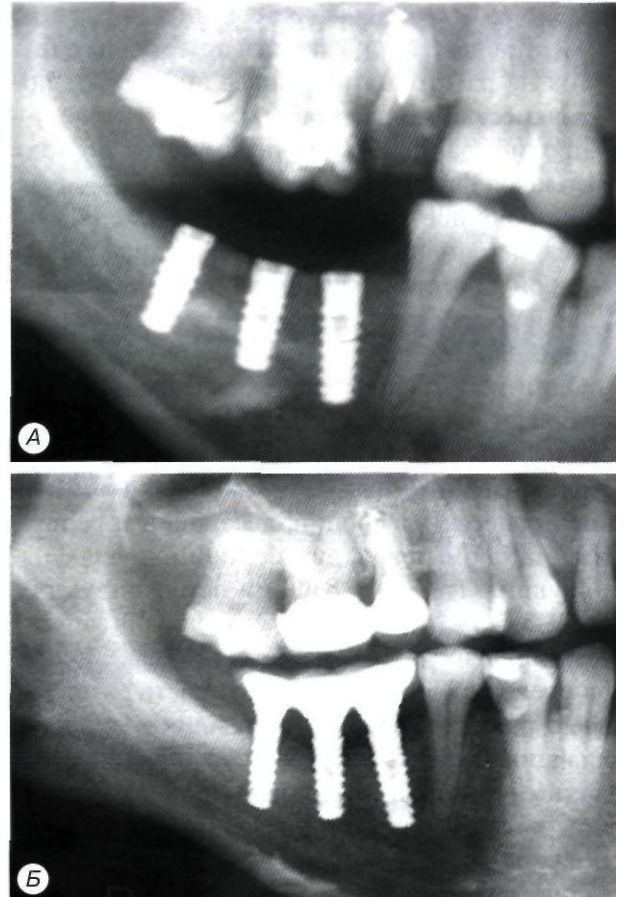


Рис. 7-3. Резорбция костной ткани вокруг имплантатов вследствие неконтролируемой нагрузки:

А — фрагмент ортопантомограммы, сделанной через 2,5 мес. после установки внутрикостных элементов двухэтапных винтовых имплантатов. Внутрикостные элементы окружает костная ткань без рентгенологически достоверных признаков резорбции; *Б* — фрагмент ортопантомограммы той же пациентки через 1,5 года после протезирования. В области имплантатов имеется резорбция костной ткани с образованием костных карманов глубиной 1-2 мм. Причиной чрезмерной, неконтролируемой нагрузки, вызвавшей резорбцию костной ткани в области имплантатов, явился бруксизм. На основании сравнения рентгенологической картины до протезирования и через 1,5 года после включения имплантатов в функцию можно предположить, что произошла частичная дезорганизация интерфейса, при которой имплантаты могут функционировать, но прогноз отдаленного результата лечения может быть определен как неблагоприятный

возмущающих воздействием со стороны окружающей среды внутрикостный элемент и сам процесс остеогенеза. В то время как для ранней функциональной нагрузки на имплантаты, расположенные преимущественно в компактном

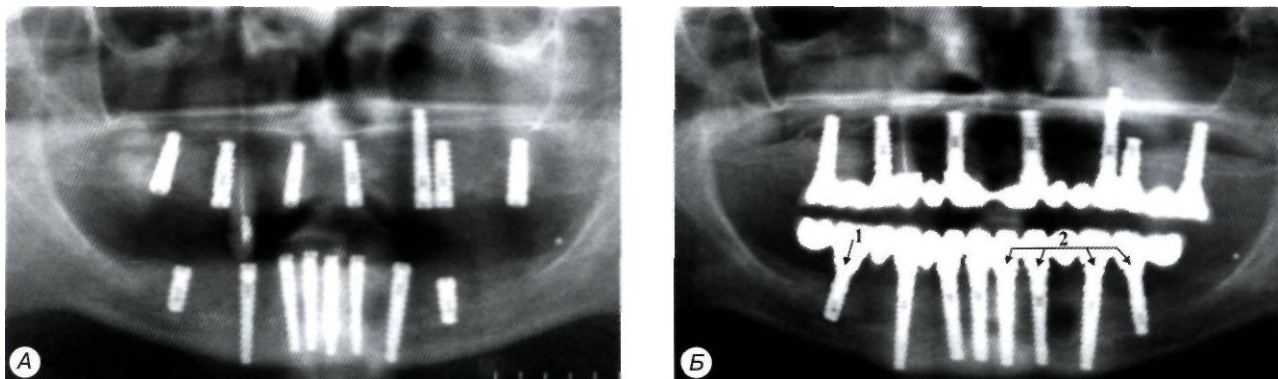


Рис. 7-4. Полная дезорганизация интерфейса активно функционировавшего имплантата:

А — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после установки внутрикостных элементов двухэтапных имплантатов. Все имплантаты окружает неизменная костная ткань; **Б** — контрольная ортопантомограмма через 2,5 года после протезирования. Вокруг имплантата, расположенного в области 46-го зуба (*стрелка 1*), определяется резорбция костной ткани по всему периметру его внутрикостной части. Наблюдается смещение протеза на нижней челюсти и его сдвиг по отношению к нескольким имплантатам (*стрелка 2*). Смещение протеза и определяемая клинически его подвижность произошли из-за расцементирования протеза на всех, кроме расположенной в области 46-го зуба, имплантатах. Полная дезорганизация интерфейса этой имплантата является следствием приходящейся на него в течение 1,5-2-х мес. чрезмерной, неадекватной нагрузки

сложности кости, можно применять неразборные конструкции имплантатов.

Третья составляющая адекватной физиологической регенерации кости вокруг имплантата — это прогнозирование управляющих и максимально возможное исключение возмущающих воздействий на активно функционирующую систему «зубной протез имплантат окружающие ткани».

Преобразование механического напряжения в биопотенциалы, которые несут необходимую для жизнедеятельности кости информацию, возможно только при определенной интенсивности сигнала на входе биотехнической системы. Иными словами, чрезмерное, равно как и недостаточное, механическое напряжение на границе раздела имплантат-кость служит неадекватным сигналом для костной ткани, создает информационный шум, который является возмущающим для биотехнической системы воздействием. В результате чрезмерной механической нагрузки происходит резорбция взаимодействующих с поверхностью имплантата структурных единиц кости и частичная или полная дезорганизация интерфейса (рис. 7-3, 7-4). Интенсивность механического напряжения ниже физиологического уровня также может привести к дезорганизации

биотехнической системы вследствие прогрессирующей атрофии костной ткани.

Снижение интенсивности сигнала для физиологической регенерации и жизнедеятельности костной ткани — это результат неадекватной продолжительности исключения имплантата из функциональной нагрузки (рис. 7-5).

Чрезмерное механическое напряжение может являться следствием повышенной нагрузки на зубной протез. В большинстве случаев ее причиной является неадекватная окклюзионная реабилитация пациента (завышение прикуса, отсутствие комплексного протезирования и полноценного восстановления зубных рядов), неправильный расчет количества и расположения имплантатов, технические проблемы (расцементировка, поломка протезов или отдельных ортопедических компонентов имплантатов), разрушение одного из опорных зубов в протезе, а также бруксизм и травмы.

7.3. УРОВНИ УПРАВЛЕНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМОЙ

Кто или что организует и контролирует процесс образования и развития биотехнической

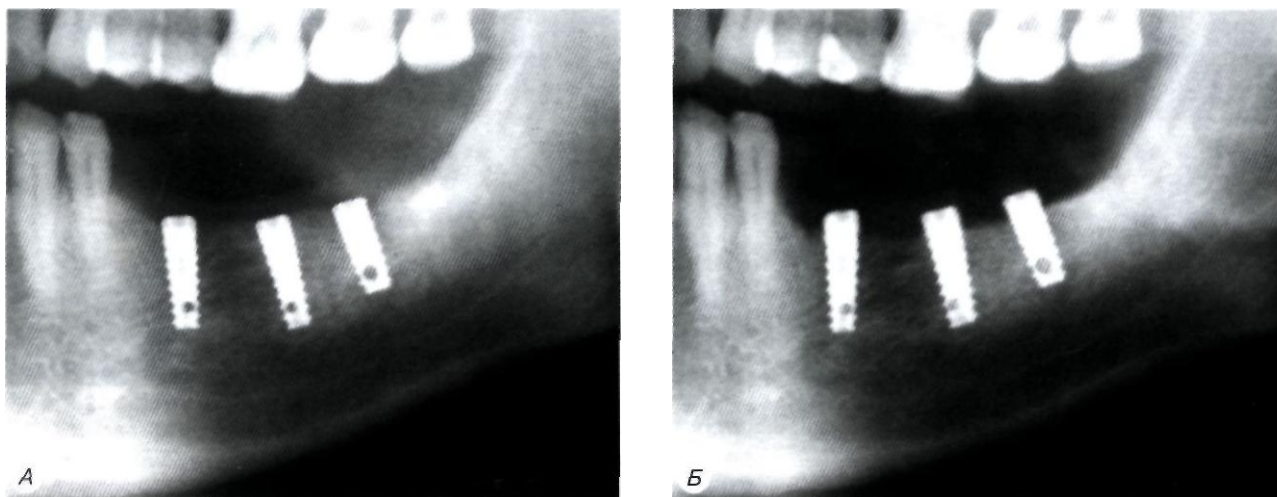


Рис. 7-5. Ускоренная атрофия костной ткани в отсутствие функциональной нагрузки на имплантаты:

А - фрагмент контрольной ортопантомограммы через 2 мес. после первого этапа имплантации. Внутрикостные элементы окружает костная ткань без признаков резорбции; Б — фрагмент контрольной ортопантомограммы той же пациента через 2 года после первого этапа имплантации. В области имплантатов равномерно снижена высота костной ткани за счет ее прогрессирующей атрофии. Пациент не явился на второй этап операции в назначенное время. Повторное рентгенологическое обследование через 2 года после установки внутрикостных элементов наглядно показало, что отсутствие функциональной нагрузки на имплантаты и окружающую их костную ткань привело к атрофии кости и частичной дезорганизации первичной организации биотехнической системы имплантат/кость

системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани» и обеспечивает ее существование?

Если исходить из того, что система «зубной протез — имплантат — окружающие ткани» является искусственной, создается исходя из клинической целесообразности, благодаря деятельности врача, то можно утверждать, что именно он вырабатывает и контролирует ход образования и развития этой биотехнической системы. Однако роль врача сводится не столько к активному воздействию, сколько к использованию законов природы, созданию условий для биологических и физико-химических процессов, определяющих возможность организации и существования биотехнической системы. Кроме того, значительное влияние на возможность функционирования системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани» оказывает поведение пациента, который после создания биотехнической системы в значительной мере контролирует условия ее развития и жизнедеятельности.

Общие принципы управления организацией и развитием биотехнической системы можно разделить на несколько уровней, на каждом из которых в зависимости от принимаемых

решении воздействие на систему будет управляющим или возмущающим, а ЗНАЧИТ, они и определяют клинический результат. Одни уровни управления являются пассивными и представляют собой сбор и анализ информации, другие — активными, на которых происходит вмешательство в процесс образования биотехнической системы.

1 уровень. Определение стартовых условий для создания биотехнической системы. Уровень пассивного управления. Задача этого уровня — определение целесообразности и возможности создания биотехнической системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани». На этом уровне создается идеализированная, абстрактная модель биотехнической системы, вырабатывается план и тактика лечения на основе сбора информации о состоянии функциональных систем организма, которые оказывают непосредственное воздействие на процесс образования биотехнической системы и определяют условия ее существования. Решение о целесообразности и возможности создания системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани» принимается совместно врачом и пациентом.

II уровень. Создание биотехнической системы «имплантат — окружающие ткани». Уровень активного управления. Задача — создание управляющих воздействий для контактного остеогенеза на поверхности раздела имплантат — костная ткань, сбор информации в первую очередь о типе архитектоники и расположении имплантата относительно компактного слоя.

III уровень. Анализ процесса организации биотехнической системы «имплантат — окружающие ткани». Пассивное управление. Основная задача — наблюдение за ходом регенерации костной ткани на поверхности раздела имплантат / кость, анализ информации, полученной на I и II уровнях управления, для принятия адекватного решения относительно срока создания вторичной организации системы, сравнения реальной клинической картины с первоначальной идеализированной моделью и, при необходимости, коррекции тактики лечения.

IV уровень. Вторичная организация биотехнической системы. Уровень активного управления. Задача — организация системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани», обеспечивающей управляющее воздействие на фи-

зиологическую регенерацию кости на границе раздела имплантат — костная ткань. На основе информации, полученной на предыдущих уровнях, вырабатывается дальнейшая тактика лечения и прогнозируются его результаты.

V уровень. Создание условий для существования и развития системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани». Уровень относительно пассивного управления со стороны врача и активного со стороны пациента. Задача — обеспечение управляющих воздействий окружающей среды на биотехническую систему (поддержание гигиены полости рта, контролируемая жевательная нагрузка и т.д.).

Вышеперечисленные уровни управления, отражающие пространственно-временную организацию развития биотехнической системы «зубной протез — имплантат — окружающие ткани», являются основными составляющими кибернетической модели дентальной имплантации. Каждому из них соответствуют вполне определенные клинические этапы лечения, хирургические методики установки имплантатов, способы и приемы зубного протезирования на имплантатах.

Часть III

ОСНОВЫ ПРАКТИКИ

Глава 8

Вопросы деонтологии

Когда можно (и нужно ли) рекомендовать имплантацию пациенту? Кто определяет вариант протезирования (съёмное протезирование, несъёмные металлокерамические или металлопластмассовые протезы), оптимальный для конкретного пациента? Кто определяет целесообразность проведения имплантации? Врач? Пациент? Если врач рекомендует имплантацию, то какие гарантии эффективности лечения он может дать пациенту? С другой стороны, какие гарантии может дать врач, рекомендуя съёмное протезирование? Или используя в качестве опоры мостовидных протезов оставшиеся интактные зубы? Сколько они «проживут»? Год, пять, десять лет? А может быть, их придется удалить еще во время подготовки к протезированию в результате неудачного эндодонтического лечения? Тогда кто будет нести ответственность за удаление зубов? Ортопед, рекомендовавший депульпирование перед протезированием, или терапевт, проводивший эндодонтическое лечение? Если на имплантации настаивает пациент и она показана, то можно ли возложить большую часть ответственности в случае неудачного лечения на пациента? Может ли врач осуществлять хирургическое вмешательство, следуя настойчивым просьбам пациента?

Не имея ответов на этот далеко не полный перечень вопросов, планировать и осуществлять имплантацию весьма рискованно.

Во-первых, нерешенные морально-этические вопросы могут создать трудноразрешимые конфликтные ситуации, а иногда и стать причиной неудачного лечения.

Во-вторых, конфликтные ситуации, возникающие вследствие неразрешенных деонтологических вопросов, могут дискредитировать не только врача, но и сам метод лечения.

И, наконец, любая деятельность врача должна быть аргументирована, осознана (и не только им самим, но и пациентом), предусматривать весь ход лечения, возможные его осложнения и последствия для организма.

В какой форме взаимоотношений врача и пациента эта деятельность должна быть аргументирована и как пациенту понять ход лечения, возможные проблемы и осложнения?

Одна из таких форм взаимоотношений была изложена М.Т. Заксон и др. (1989): «Не следует обсуждать с пациентом план лечения или свои предположения о его исходе. Больного надо поставить в известность о диагнозе и своем решении... Ятропатогенны возникают, например, в том случае, когда стоматолог-ортопед при выборе конструкции протеза сообщает больному об отрицательном влиянии частичного съёмного протеза на опорные зубы (расшатывание их) или о плохой фиксации съёмного протеза на нижней челюсти, пытается предупредить пациента о том, что при длительном ношении протезов зубов мо-

жет образоваться пролежневая язва, в свою очередь переходящая в опухоль».

Если следовать такой модели взаимоотношений, то пациенту, которому показана имплантация, следует сообщить, что этот метод лечения является современным, основанным на последних достижениях медицинской науки, взять письменное согласие на операцию, осуществить лечение и ждать его результата. Вполне возможно, что для какого-либо пациента такое обоснование целесообразности проведения имплантации окажется в достаточной степени аргументированным. Но *только* в том случае, если был достигнут результат. Что делать, если результата нет? Что делать, если возникло осложнение и пациент, не будучи в восторге от лечения, подает судебный иск к врачу? Защищает ли врача полученное согласие пациента на операцию?

Существует юридическая формула «свободное и осведомленное согласие». Приведенная выше ситуация может быть квалифицирована только как свободное согласие пациента на лечение, но не осведомленное. Не имея достаточной информации о других методах лечения, пациент является лицом неосведомленным. Однако это только юридический и может быть, не самый главный аспект.

У наших пациентов есть права и прежде всего, неотчуждаемые права человека и основные свободы, вытекающие из норм международного права и национальных законодательств. Одним из таких прав является право на получение информации. Априори можно признать, что каждый пациент имеет право получить полную и достоверную информацию о состоянии своих зубов и о методах лечения, которые применяются для зубного протезирования. Поэтому пациент не только должен быть осведомлен относительно осложнений, но и хорошо понимать, что лечение любой патологии связано с определенным риском для здоровья. Прогресс медицинской науки и техники существенно расширяет возможности современной медицины, но в то же время увеличивает риск ятрогенных заболеваний, и любое обращение к врачу несет не только благо, но и риск потери здоровья, а иногда даже жизни.

В этих условиях на первое место выходит проблема доверия между врачом и пациентом, которое становится главной морально-этической и частично даже юридической категорией, своего рода кодексом отношений врача и пациента. Главной и наиболее важной особенностью этих отношений является совпадение интересов. И пациент, и врач заинтересованы в эффективном лечении. Это тот фундамент, на котором можно и нужно строить доверительные отношения.

Если врач рекомендует какое-либо конкретное лечение, не информируя пациента о других возможных способах, он берет на себя слишком большую ответственность и, более того, ведет себя некорректно по отношению к пациенту, держа его в неведении. По сути, врач в этом случае нарушает права пациента, который имеет право не только знать о состоянии своего здоровья, но и распоряжаться им, выбирая тот или иной вариант лечения, если это представляется возможным для его исцеления. Это положение можно оспаривать в некоторых медицинских дисциплинах, например, онкологии или психиатрии, но для стоматологии право пациента на выбор способа лечения может и должно соблюдаться в полном объеме.

Рекомендуя какой-либо способ зубного протезирования, стоматолог обязан информировать пациента о возможных вариантах лечения, в противном случае он навязывает пациенту свое мнение, а чаще всего просто предлагает только то, что умеет, и потенциально создает конфликтную ситуацию, при возникновении которой в первую очередь пострадает репутация самого врача.

Например, у пациента отсутствует один зуб, а рядом стоящие зубы интактны, и стоматолог рекомендует протезирование с использованием мостовидного протеза и депульпирование опорных зубов. После осуществления такого протезирования недостаточно информированный о других возможных вариантах лечения пациент, узнав о методах, которые позволили бы сохранить интактными его зубы, вправе заявить о нанесении непоправимого ущерба своему здоровью стоматологом, «убившим» его зубы и надевшим на них «саркофаги». Намного разумней со стороны стоматолога в такой ситуации было бы

информировать пациента о других способах протезирования. Даже если бы пациент отказался от всех других способов и предпочел протезирование при помощи мостовидного протеза, стоматолог предупредил бы потенциально конфликтную ситуацию и сохранил СВОЮ профессиональную репутацию.

Таким образом, наиболее эффективный путь к достижению доверия между пациентом и врачом - это не призывы к пациентам о доверии к врачам и к последним об их долге и совести, а информированность обеих сторон о современных методах лечения. Этот подход стал основой для разработки концепции, получившей название «модель партнерства», которая одобрена и рекомендована ВОЗ и легла в основу националь-

ных законодательных актов и кодексов о медицинской деонтологии врачебных ассоциаций многих стран мира.

Согласно модели партнерства врач предоставляет пациенту полную информацию о состоянии СВОЕГО здоровья и возможных методах лечения возникшей патологии. Наряду с информацией об имеющихся методах лечения пациенту разъясняются также преимущества и недостатки, степень риска, характер осложнений, которые могут сопутствовать тому или иному способу лечения. Полная информированность пациента о состоянии СВОЕГО здоровья И возможных методах лечения ставит его перед выбором. Пациент, таким образом, принимает осознанное и активное участие в оценке способов восстановления

Таблица 8-1

Преимущества и недостатки методов протезирования одиночных дефектов зубных рядов

| Вариант лечения | Преимущества | Недостатки |
|---|--|---|
| Изготовление консольной конструкции зубного протеза | Рутинный, давно используемый, технически отработанный способ | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется препарирование зуба, а в ряде случаев и его депульпирование 2. Очевидный риск возникновения проблем при эндодонтическом лечении перед протезированием 3. Чрезвычайно велик риск функциональной перегрузки опорного зуба 4. Риск возникновения кариеса и разрушения коронковой части опорного зуба |
| Изготовление мостовидного протеза | Рутинный, технически отработанный и повсеместно используемый способ протезирования | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется препарирование двух зубов 2. В большинстве случаев требуется эндодонтическое вмешательство перед протезированием 3. Риск возникновения кариеса и разрушения обработанных опорных зубов |
| Изготовление съемного протеза зуба | Простой, рутинный, дешевый способ протезирования | <ol style="list-style-type: none"> 1. Протез съемный, поэтому не исключены неприятные житейские проблемы 2. Высок риск возникновения кариеса соседних зубов 3. Возможны проблемы с дикцией и во время жевания |
| Изготовление протеза типа «мэриленд» (адгезивного мостовидного протеза) | Минимальное препарирование соседних зубов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Недостаточно надежная фиксация протеза и частые расцементирования 2. Риск перелома самой конструкции и коронок опорных зубов 3. Высокий риск возникновения кариеса опорных зубов 4. Возможно затруднение гигиенического ухода (невозможно пользоваться нитями) |
| Протезирование на имплантате | Не требуется препарирования соседних зубов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется оперативное вмешательство 2. Длительное и дорогостоящее лечение 3. Достаточно сложное лечение, которое применяется далеко не во всех медицинских учреждениях 4. Труднопрогнозируемые отдаленные результаты лечения и эстетический эффект |

Таблица 8-2

Преимущества и недостатки вариантов ортопедического лечения включенных дефектов зубных рядов

| Вариант лечения | Преимущества | Недостатки |
|-----------------------------------|--|--|
| Изготовление мостовидных протезов | Рутинный, повсеместно используемый способ протезирования. Отработанная технология изготовления протезов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется препарирование опорных зубов 2. Риск возникновения осложнений при эндодонтической подготовке зубов к протезированию 3. Риск возникновения кариеса опорных зубов 4. Высокий риск функциональной перегрузки пародонта опорных зубов |
| Изготовление съемных протезов | Просто, достаточно дешево и доступно | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется, порой длительная, адаптация к протезам 2. Есть риск того, что пациент пользоваться протезом не будет из-за рвотного рефлекса или в силу психологических причин 3. Высокий риск возникновения кариеса зубов, с которыми контактируют опорные кламмеры 4. Негативное воздействие на ткани протезного ложа |
| Протезирование на имплантатах | Возможность сохранения интактными ограничивающих дефект зубов. При включении в протез опорных зубов — возможность достижения адекватной функциональной нагрузки и предупреждение перегрузки пародонта этих зубов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется оперативное вмешательство 2. По сравнению с другими способами протезирования этот вариант лечения более продолжительный и дорогой |

своего здоровья. Пациент в данном случае выступает не в роли «существа почти совершенно слепого, страдающего и по существу пассивного» (Порг.Г.), которому навязывают даосов лечения, а партнером, участвующим в лечении и берущим на себя часть ответственности за его результаты. Пациент таким образом дает «свободное и осведомленное согласие» и заключает с врачом соглашение о лечении, которое становится своего рода союзом двух партнеров (врача и пациента) против общего врага — болезни.

Вместе с тем, врач является не только партнером, информирующим пациента, но и реализует совместно разработанный план лечения. Естественно, что принятие совместных решений касается основных, общих подходов, но никак не тактики лечения или методики операции. На этом уровне врач должен принимать решения сам, исходя из своего опыта и уровня квалификации, или привлекать своих коллег.

Еще одним весьма полезным и существенным аспектом модели партнерства является стимул к профессиональному росту, изучению специаль-

ной литературы, так как для того, чтобы просто и доходчиво рассказать пациенту о возможных методах лечения, врачу необходимо эти методы знать, а еще лучше ими владеть.

Применительно к зубному протезированию и дентальной имплантации модель партнерства может быть сформулирована следующим образом: стоматолог на основании результатов обследования информирует пациента о состоянии его челюстно-лицевой области и полости рта. При отсутствии зубов врач должен сообщить пациенту о последствиях адентии, ее негативном влиянии на функциональное и анатомическое состояние зубочелюстной системы (нарушение функции жевания, атрофия костной ткани, конвергенция зубов в сторону дефекта, протрузия зубов-антагонистов, неадекватная функциональная нагрузка на оставшиеся зубы, дисфункция височно-нижнечелюстных суставов, изменение пропорций лица и т.д.), а также желудочно-кишечный тракт и систему пищеварения. При адентии врач должен рекомендовать пациенту протезирование. Однако его способ является пред-

Таб. иша 8-3

Преимущества и недостатки основных способов ортопедического лечения концевых дефектов зубных рядов

| Вариант лечения | Преимущества | Недостатки |
|--|--|---|
| Изготовление съемных протезов | Доступно, относительно дешево и достаточно быстро | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется достаточно длительная адаптация к протезам 2. Есть риск того, что пациент не сможет пользоваться протезом из-за рвотного рефлекса или в силу психологических причин 3. Высок риск возникновения кариеса зубов, с которыми контактируют опорные кламмеры 4. При использовании аттачменов требуется препарирование зубов и изготовление на них коронок 5. Негативное воздействие на ткани протезного ложа. 6. Не позволяет достичь полноценного восстановления силы жевания |
| Изготовление «бруклинского» мостовидного протеза | Несъемный протез, не требующий хирургического вмешательства | <ol style="list-style-type: none"> 1. Достаточно сложная технология изготовления 2. Часто случаются переломы шарнирных замков 3. Требуется препарирование как минимум двух зубов и изготовление на них коронок 4. Требуется ежегодная коррекция подвижной части протеза 5. Конструкция протеза из-за шарнирных замков не позволяет поддерживать гигиену полости рта на должном уровне |
| Протезирование на имплантатах | Несъемное протезирование, которое позволяет наиболее полноценно восстановить функцию жевания. Возможность сохранения интактными оставшихся зубов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется оперативное вмешательство 2. По сравнению с другими способами протезирования этот вариант лечения более продолжительный и дорогой |

Таблица 8-4

Преимущества и недостатки съемного и несъемного протезирования при полной адентии

| Вариант лечения | Преимущества | Недостатки |
|-------------------------------|---|---|
| Изготовление съемных протезов | Доступно, дешево и быстро | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется длительная, иногда до 4–5 мес., адаптация к протезам 2. Есть риск того, что пациент не сможет пользоваться протезом из-за рвотного рефлекса или в силу психологических причин 3. Негативное воздействие на ткани протезного ложа, проявляющееся, в первую очередь, в ускоренной атрофии костной ткани челюстей 4. Не позволяет достичь полноценного восстановления функции жевания 5. Возможны нарушения речи и мимики |
| Протезирование на имплантатах | Несъемное протезирование, которое позволяет наиболее полноценно восстановить функцию жевания, речи и мимической мускулатуры, а также приостановить или стабилизировать процесс атрофии костной ткани челюстей | <ol style="list-style-type: none"> 1. Требуется оперативное вмешательство 2. По сравнению со съемным протезированием этот вариант лечения более продолжительный и намного дороже |

методом обсуждения, а не навязывается в форме категоричных рекомендаций или советов. Врач обязан информировать пациента о современных методах восстановления целостности зубных рядов, которые могут быть использованы в данном, конкретном случае. При этом не стоит настойчиво убеждать пациента. Следует понимать (и врачу, и больному), что идеальных способов лечения нет, поэтому лучше информировать пациента о преимуществах и недостатках каждого из применяемых методов (табл. 8-1 8-4), возможных осложнениях, последствиях (как негативных, так и позитивных) для органов и тканей полости рта, здоровья в целом, возможности достижения продолжительного эффекта лечения, его сроках и Ориентировочной стоимости. Пациент сможет сам оценить, какой способ протезирования ему подходит лучше и устраивает с финансовой точки зрения. Вместе с тем, право выбора пациентом приемлемого для него лечения не является низведением врача до уровня обслуживающего персонала. Врач руководствуется принципом *primum non nocere* и оставляет за собой право отказаться от проведения протезирования или имплантации по профессиональным или личным причинам.

Если пациент предпочитает протезирование на имплантатах другим вариантам лечения, врач должен ясно и доступно изложить рациональный, с его точки зрения, план лечения, возможные проблемы и осложнения, рекомендации, которым пациент должен следовать во время и после лечения, сроки и стоимость всех работ. Если пациент ясно понимает суть лечения и согласен с предложенным планом, можно приступать к совместному решению проблем по восстановлению анатомической и функциональной целостности зубочелюстной системы.

Если пациент проявляет определенный интерес к имплантации до или после консультации, а врач не владеет данным методом или в силу каких-либо причин настроен скептически по отношению к методу имплантации, то ему лучше воспользоваться помощью коллег, владеющих имплантацией, чем отговаривать пациента от ее проведения. Как показывает опыт, пациент рано

или поздно найдет врача, который сможет осуществить имплантацию, если ее целесообразность у данного пациента будет очевидной. Однако врач, отговаривающий пациента от имплантации, может причинить своей репутации гораздо больший вред в результате критики метода, чем при своевременном направлении пациента к коллеге. Еще хуже, если врач убедил пациента отказаться от имплантации, в то время как этот метод был показан и позволил бы решить проблему рационального зубного протезирования. В этой ситуации действия врача можно квалифицировать как деонтологически неграмотные и неэтичные, в результате таких действий он может дискредитировать себя в глазах коллег и пациентов.

Таким образом, большинство морально-этических вопросов дентальной имплантологии можно решить при помощи модели партнерства, которая позволяет установить необходимую степень доверия между врачом и пациентом, повышает взаимную ответственность, заинтересованность в результатах лечения и существенно снижает риск возникновения конфликтных ситуаций между врачом и пациентом. Совместные усилия хорошо информированных людей являются цивилизованным и эффективным подходом к решению любых проблем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вуори Х.Б. Обеспечение качества медицинского обслуживания. - Копенгаген. 1985. 180с.
2. Закон М.Т., Козлюк В.П., Возный Ф.Ф. Стomatологам о деонтологии. Киев: Здо|Х|в'я. 1989. 67с.
3. Кодекс медицинской деонтологии. Введение и комментарий Л. Рене. Предисловие П. Рикера. Киев: Дух и Литера. Сфера. 1998. 164 с.
4. Красильников А.И. Ятрогения и безопасность медицинской помощи // Медицинские новости. 1996. № 4. С.3-9.
5. A declaration on the promotion of patients' right in Europe WHO. Regional Office for Europe, Amsterdam, 28-30, May. 1994.
6. King L.S. The «old code» of medical ethics and some problems it had to face JAMA. 1982. Vol.248. P. 2329-2333.
7. The teaching of medical ethics: Fourth consultation with leading medical practitioners WHO. Geneva, 1995. 19p.

Глава 9

Показания и противопоказания к дентальной имплантации

Показания и противопоказания к имплантации устанавливаются на основании общего медицинского анамнеза и обследования, оценки психоэмоционального состояния и стоматологического статуса пациента.

9.1. ПОКАЗАНИЯ

Показаниями к дентальной имплантации являются:

1. Одиночные дефекты зубного ряда, когда проведение имплантации позволит избежать препарирования расположенных рядом с дефектом зубов.
2. Включенные дефекты зубных рядов, когда при помощи имплантации можно избежать препарирования ограничивающих дефект зубов и съемного протезирования.
3. Концевые дефекты зубных рядов, при которых имплантация позволяет осуществить несъемное протезирование.
4. Полная адентия, когда при помощи имплантации можно провести несъемное протезирование либо обеспечить более надежную фиксацию полных съемных зубных протезов.

9.2. ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ

Существует ряд заболеваний, при которых имплантация, как и любая другая плановая опе-

рация, противопоказана. К ним принято относиться:

1. Хронические заболевания в стадии декомпенсации.
2. Нарушения коагуляции и гемостаза.
3. ВИЧ и любая другая серонегативная инфекция.
4. Психические заболевания.

Существуют также заболевания, физиологические и функциональные состояния, при которых только на определенном отрезке времени выполнение любой операции может нанести вред здоровью пациента, или в данный период состояние организма не позволит достичь положительных результатов оперативного вмешательства. К ним относятся:

1. Острые воспалительные заболевания и острые вирусные инфекции.
2. Хронические инфекционные заболевания (туберкулез, активный тиф и т.д.).
3. Обострение хронических заболеваний.
4. Высокая степень риска бактериемии (больные с протезами клапанов сердца и перенесшие бактериальный эндокардит, ревматизм).
5. Недавно перенесенные инфаркт или инсульт.
6. Беременность и лактация.
7. Лечение препаратами, ухудшающими регенерацию тканей (гормональная и химиотерапия, прием иммунодепрессантов и т.д.).

В качестве противопоказаний к дентальной имплантации следует рассматривать остеопатии; заболевания, которые отрицательно влияют на остеогенез; заболевания центральной нервной системы; заболевания, лечение которых приводит к нарушениям метаболизма костной ткани; заболевания, при которых значительно снижена сопротивляемость организма инфекциям, а также некоторые заболевания и состояния органов и тканей челюстно-лицевой области, которые не позволяют достичь желаемого результата имплантации.

9.2.1. Остеопатии

Остеопатии в подавляющем большинстве случаев не являются самостоятельными заболеваниями, а представляют собой ответ костной ткани некоторых отделов скелета на влияние экзо- и эндогенных факторов. Поражаются обычно позвоночник, кости конечностей и таза, реже свода черепа. Изменения костной ткани челюстей редко наблюдаются при генерализованной патологии костной системы.

Наиболее распространенными формами остеопатии являются системный остеопороз и остеомалация.

Остеопороз

Остеопороз – снижение общего объема костной ткани. Различают первичный и вторичный остеопороз.

К первичному остеопорозу относят возрастзависимые потери костной массы или остеопатии неясной этиологии – постменопаузальный, сенильный, ювенильный, идиопатический остеопороз.

Вторичный остеопороз связан с основным заболеванием и может являться следствием:

- патологии эндокринной системы (тиреотоксикоз, гипогонадизм, гиперпаратиреоз, инсулинзависимый сахарный диабет, гиперкортицизм);
 - ревматических заболеваний (ревматоидный артрит, системная красная волчанка, анкилозирующий спондилоартрит);
 - болезней почек (хроническая почечная недостаточность, почечный канальцевый ацидоз, синдром Фанкони);
 - заболеваний органов пищеварения (синдром мальабсорбции, хронические заболевания печени, состоящие после резекции желудка и гонкой кишки, гастродуоденальный анастомоз);
 - заболеваний крови (меломная болезнь, гемолитические анемии, талассемия, системный мастоцитоз, лейкозы и лимфомы);
 - генетических нарушений (несовершенный остеогенез, хондродисплазия, дисостозы, гипофосфатазия, гомоцистинурия и лизинурия).
- Причиной вторичного остеопороза может быть длительное применение некоторых лекарственных препаратов (ятрогенный остеопороз): кортикостероидов, антиконвульсантов, иммунодепрессантов, тиреоидных гормонов, диалитина, барбитуратов).

Остеомалация

Остеомалация – это патология скелета, при которой происходит неадекватная минерализация органического костного матрикса при сохраняющейся в норме скелетной массе и объеме кости. Причиной остеомалации могут быть:

- недостаточное поступление витаминов в организм (гиповитаминоз С и D);
- нарушение метаболизма витамина D (цирроз и хронический гепатит, хроническая почечная недостаточность, дефицит паратгормона);
- индукция микросомальных ферментов некоторыми лекарственными препаратами, в первую очередь барбитуратами;
- отрицательный баланс фосфора и гипофосфатемия вследствие мальабсорбции, избытка паратгормона, гемодиализа, применения антагонистов, длительного приема тетрациклина и других остеотропных антибиотиков, гепарина, а также интоксикация свинцом и передозировка железа;
- ингибирование минерализации препаратами, содержащими дифосфаты, фторид натрия, алюминий;

- длительный прием слабительных (могут вызвать дефицит кальция, фосфора и белков).

9.2.2. Заболевания, нарушающие остеогенез

1. Заболевания щитовидной железы. При патологии щитовидной железы наблюдается увеличение (гипертиреоз) или снижение (гипотиреоз) продукции тиреоидных гормонов.

Избыток гормонов щитовидной железы имеет место при диффузном токсическом зобе (болезнь Грейвса), узловом токсическом зобе (болезнь Пламмера), аденоме щитовидной железы. Гипертиреоз вызывает усиленную структурную перестройку кости, при которой преобладает резорбция костной ткани, а также снижает уровень ее минерализации.

Недостаток гормонов щитовидной железы является следствием хронического тиреоидита, лимфатической атрофии щитовидной железы, тиреоидэктомии. Может также наблюдаться при дефиците йода в пище и после лечения радиоактивным йодом болезни Грейвса.

Гипотиреоз угнетает процессы структурной перестройки кости.

2. Заболевания паращитовидных желез. Причиной гиперпаратиреозидизма являются: аденома и вторичная гиперплазия паращитовидной железы вследствие хронической почечной недостаточности, гиперфосфатемии, гипокальциемии, синдрома мальабсорбции или недостатка витамина D. Гиперпаратиреоз приводит к резкой активации метаболизма костной ткани с преобладанием ее резорбции. Рассасывание кости при этом опережает образование новой костной ткани, возникает генерализованный остеопороз. Типичным для гиперпаратиреоза является частичная или даже полная резорбция межкорневых перегородок и стенок альвеол зубов.

Гиперпаратиреозидизм обычно является следствием хирургического удаления паращитовидных желез, а также операций на шее, когда за счет ишемии паращитовидных желез может наблюдаться временный гипопаратиреоз. Гипопаратиреозидизм приводит к снижению продукции витамина D.

3. Сахарный диабет. Сахарный диабет разделяют на две категории – I тип, или инсулинозависимый диабет, и II тип, или инсулинонезависимый диабет.

Для диабета I типа характерно полное прекращение синтеза инсулина, что подавляет метаболизм, приводит к поражению мелких и крупных сосудов и периферической нервной системы. Инсулин действует как анаболический гормон, стимулирует синтез белков, коллагена, жирных кислот и их эстерификацию с образованием триглицеридов. Недостаток или неадекватное действие инсулина на клетки-мишени вызывает нарушение потребления питательных веществ, сопровождающееся чрезмерным использованием эндогенных энергетических запасов, что усиливает катаболизм тканей, уменьшает клеточную активность, следствием чего является снижение способности к регенерации тканей организма.

При инсулинозависимом сахарном диабете наблюдаются признаки остеопении и микроангиопатии, вызывающие воспаление стромы костного мозга (миелит), которое приводит к нарушению метаболизма собственно костной ткани. Кроме того, при дефиците инсулина снижается выработка остеобластами коллагена, а также стимуляция остеобластов, опосредованная через инсулиноподобные и другие факторы роста (нарушается процесс остеондукции).

При этом типе диабета у больных вырабатывается некоторое количество инсулина, но часто недостаточное для поддержания адекватного гомеостаза глюкозы и предупреждения гипергликемии.

Диабетом II типа обычно страдают лица с избыточной массой тела; основная цель лечения при этом – ее уменьшение. У многих больных, достигших значительного снижения массы тела благодаря диете и физическим упражнениям, нормализуется уровень гликемии. Иногда при неэффективности диеты таким пациентам вводят инсулин для предупреждения гипергликемии.

При диабете II типа ангиопатии и нарушения метаболизма костной ткани наблюдаются редко.

4. Заболевания гипофиза. Связаны с недостаточной (гипопитуитаризм) либо избыточ-

ной (гиперпитуитаризм) продукцией гормонов (окситоцина, соматотропного, тиреотропного, адренокортикотропного и некоторых других). В большинстве случаев патология гипофиза является следствием доброкачественных опухолей гипоталамо-гипофизарной области (краниофарингиома, аденома гипофиза, менингиома). При гиперпитуитаризме развиваются акромегалия, болезнь Иценко – Кушинга, реже гипертиреоз; при гипопитуитаризме – гипотиреоз, недостаточность надпочечников и гипотиреоз.

Таким образом, заболевания гипофиза предполагают поражение нескольких органов-мишеней, например, щитовидной железы, надпочечников или гонад, которые отвечают за метаболизм костной ткани.

5. Патология надпочечников. Проявления заболеваний коры надпочечников вызваны чрезмерной выработкой кортизола (болезнь Иценко – Кушинга), альдостерона (первичный альдостеронизм), андрогенов (врожденная гиперплазия надпочечников) и недостаточным выбросом кортизола и альдостерона (болезнь Аддисона).

Патология надпочечников может быть следствием гиперплазии коры надпочечников, эктопической продукции адренокортикотропного гормона гипофизом и некоторыми опухолями (карцинома поджелудочной железы, легкого и бронхов), длительного лечения глюкокортикоидами бронхиальной астмы, артрита и других заболеваний.

Гормоны надпочечников, с одной стороны, замедляют дифференциацию остеогенных клеток в остеобласты, снижают стимулирующий эффект факторов роста и ингибируют абсорбцию кальция в кишечнике. С другой стороны, эти гормоны усиливают костную резорбцию.

Таким образом, заболевания надпочечников, характеризующиеся чрезмерной продукцией глюкокортикоидов, в значительной мере угнетают остеогенез.

6. Болезни крови. Гемопоэтическая ткань и клетки крови находятся в тесной функциональной связи с костной тканью и ее элементами. Поэтому гемобластозы вызывают не только

диффузную инфильтрацию костного мозга, но и очаговую деструкцию губчатого слоя костей и нарушения регенерации костной ткани. Поражение костной ткани может наблюдаться при лимфогранулематозе (болезнь Ходжкина), талассемиях, лейкозах, гемолитических анемиях.

9.2.3. Заболевания центральной нервной системы

Психические заболевания и неврозы

При шизофрении, паранойе, старческом слабоумии, болезни Альцгеймера, недостаточном умственном развитии (отсутствии мотивации) и других заболеваниях, приводящих к снижению интеллекта или искажению психики, невозможно применить модель партнерства и провести адекватное лечение.

К противопоказаниям следует отнести также некоторые формы психозов и неврозов, например, дисморφοфобию и особенно канцерофобию. Как показывает опыт, рано или поздно найдется стоматолог либо «специалист», который в силу невежества или отсутствия понятия о профессиональной этике и ятрогенных заболеваниях выскажет пациенту оригинальную «гипотезу» о связи имплантации с онкологической патологией. В результате пациент, страдающий канцерофобией, а вместе с ним и врач, проводивший имплантацию, будут обречены на долгие душевные и физические терзания, неоправданное удаление имплантатов и иррациональное протезирование, например, съёмное, после которого в большей степени, чем после какого-либо другого способа зубного протезирования можно прогнозировать развитие новообразований в тканях протезного ложа.

Следует также учитывать, что некоторые формы психозов и неврозов являются следствием или симптомами эндокринных заболеваний. Например, депрессия может быть результатом избыточной продукции кортизола корой надпочечников и гипотиреоза, а при гипертиреозе и гиперпаратиреозе часто наблюдается эмоциональная лабильность и нарушения умственной деятельности.

Алкоголизм и наркомания

Алкоголизм и наркомания вызывают не только изменения психики, но и целый ряд соматических расстройств, влияющих на остеогенез. В качестве патофизиологических механизмов возникновения остеопатий при алкоголизме рассматриваются мальабсорбция важных для костной ткани минералов, аминокислот и витамина D: нарушения обмена витамина D вследствие цирроза и другой патологии печени: повышенное выделение кальция с мочой; возможная чрезмерная продукция гормонов юры надпочечников.

9.2.4. Заболевания, лечение которых может вызвать нарушения метаболизма костной ткани

1. Онкологические заболевания. Онкологические заболевания требуют первоочередного, серьезного лечения. Дентальная имплантация, естественно, не может проводиться до тех пор, пока не достигнута прогнозируемая ремиссия. Однако при достижении стойкой ремиссии или даже полном выздоровлении некоторые методы лечения, применяемые в онкологии, создают целый ряд проблем для имплантации. В первую очередь, это лучевая и химиотерапия.

Кроме острых местных реакций (отеки, воспаление) облучение вызывает хронические побочные эффекты, в частности лучевую остеопению, некроз костной ткани в зоне воздействия, локальный вторичный остеопороз, а также снижает способность кости к регенерации. Местное облучение в суммарной дозе свыше 15 Гр приводит к радиационной деминерализации кости.

Препараты, используемые при химиотерапии, обладают выраженным побочным воздействием на органы и ткани, принимающие активное участие в остеогенезе. Практически все группы цитостатиков подавляют деятельность костного мозга, п.л.юронотентных (в том числе остеогенных) стволовых клеток и вызывают общую интоксикацию организма.

Считается, что значительные токсические эффекты и метаболические нарушения в результате химиотерапии могут купироваться через 6–8 мес. после окончания курса лечения.

2. Системные заболевания соединительной ткани. К данным заболеваниям относятся системная красная волчанка, дерматомиозит, синдром Сьегрена.

В основе патогенеза лежат изменения гуморального и клеточного иммунитета. Прямого влияния этой группы заболеваний на жизнедеятельность костной ткани пока не доказано. Считается, что при данной патологии могут возникать нарушения остеогенеза и остеопороз за счет развития вторичного гиперпаратиреоза и вследствие лечения этих болезней глюкокортикоидами, гепарином и непрямыми антикоагулянтами.

Существует также целая группа врожденных системных заболеваний соединительной ткани, наследуемых по аутосомно-доминантному типу: синдромы Кнеста, Гурлера, Менкеса, болезни Гоше, Ниманна-Пика, различные типы врожденных дисплазий и дизостозов. Они сопровождаются достаточно тяжелыми формами остеопатий.

3. Аллергические заболевания. Имплантат, изготовленный из небιологического, биотолерантного материала, в принципе не должен вызывать аллергическую реакцию. Однако у незначительного числа людей некоторые металлы могут вызывать аллергию и так называемые металлозы. Следовательно, нельзя абсолютно исключать возникновение аллергической реакции на титан, из которого изготавливаются практически все дентальные имплантаты. Кроме того, для протезирования на имплантатах в качестве металлического базиса протезов используются сплавы, содержащие кобальт и хром, которые обладают достаточно высокой по отношению к другим металлам аллергенной потенцицией. Поэтому при наличии аллергии к металлам следует выполнять необходимые тесты для определения возможности проведения имплантации и использования различных металлов для протезирования.

При некоторых аллергических заболеваниях, например, сывороточной болезни, тяжелом течении бронхиальной астмы и поллинозов, синдромов Лайелла, Стивенса-Джонсона на протяжении длительного времени применяют

кортикостероидные гормоны, вызывающие изменения метаболизма костной ткани.

9.2.5. Заболевания, снижающие сопротивляемость организма инфекциям

Иммунодефициты врожденные или приобретенные заболевания, развивающиеся в результате различных сдвигов иммунного ответа:

- дефекты системы комплемента (волчаночноподобный синдром и системная красная волчанка, синдром Сьегрена, ревматические болезни, полимиозит, псориатодермия, рецидивирующие тяжелые инфекции, вызванные пиогенной и грамотрицательной флорой, рецидивирующие менинго- и гонококковые инфекции);
- фагоцитарные расстройства (хронические гранулематозные заболевания, синдромы Шедьяка Х и Гас и Иова);
- синдромы гуморальной недостаточности (агаммаглобулинемия Брутона, общий переменный иммунодефицит, селективный дефицит IgA);
- клеточные иммунодефициты (гипоплазия тимуса и паразитовидных желез);
- вирус иммунодефицита человека, который приводит к прогрессирующему разрушению иммунной системы и в конечном итоге к синдрому приобретенного иммунодефицита (СПИД).

9.2.6. Патологические состояния челюстно-лицевой области и полости рта

Наличие лейкоплакии, стоматита, ксеростомии, кариеса, пародонтита и пародонтоза не позволяет проводить имплантацию вследствие высокого риска возникновения воспалительных осложнений. Вначале необходимо провести санацию полости рта и соответствующее лечение как местное, так и общее, если патология является симптомом общего заболевания (например, некоторые формы стоматитов и ксеростомия).

Кроме того, некоторые анатомические и функциональные нарушения, например, макроглоссия, неправильный прикус, заболевания височно-нижнечелюстных суставов также требуют предварительного лечения или должны быть учтены и включены в план лечения адентии с проведением имплантации.

Противопоказаниями к дентальной имплантации являются также бруксизм и неудовлетворительная гигиена полости рта.

Значительная атрофия костной ткани челюстей и неблагоприятные анатомические условия в настоящее время не могут рассматриваться как противопоказания к имплантации. Современные способы и средства, применяемые в хирургической стоматологии и дентальной имплантологии, позволяют провести имплантацию практически при любых анатомических условиях. Поэтому вопрос о возможности или невозможности имплантации при недостаточном объеме кости является скорее проблемой профессионального уровня, чем противопоказанием,

9.3. АБСОЛЮТНЫЕ, ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ И ФАКТОРЫ РИСКА

При определении возможности или невозможности проведения имплантации следует установить:

- 1) когда преобладает риск нанесения ущерба здоровью пациента над преимуществами имплантации;
- 2) реально ли теоретически и практически достичь искомого результата имплантации;
- 3) преобладают ли преимущества зубного протезирования на имплантатах над теоретическим и практическим риском для здоровья пациента;
- 4) какие физиологические, парафизиологические состояния организма и стиль жизни пациента могут нарушить процесс интеграции ИИ вызвать дезинтеграцию дентальных имплантатов.

Абсолютные противопоказания к имплантации подразумевают наличие заболеваний и определенных состояний организма, когда оператив-

НОЕ вмешательство представляет собой очевидный риск для здоровья, а ТАКЖЕ когда имеются неподдающиеся лечению заболевания, которые делают невозможным достижение положительных результатов имплантации (табл. 9-1).

Излечимые болезни, а также патология, при которой можно стабилизировать гомеостаз и деэвакуировать вызванные каким-либо заболеванием, патологическим состоянием или лекарственным препаратом изменения в органах и системе

Таблица 9-1

Абсолютные противопоказания к дентальной имплантации

| Патология | Заболевания | Причина |
|-----------------------------|--|---|
| Сердечно-сосудистой системы | Все хронические заболевания в стадии декомпенсации, врожденные пороки и наличие протезов клапанов сердца | Оперативное вмешательство возможно только по жизненным показаниям. Плановые операции противопоказаны, так как возможно нанесение непоправимого ущерба здоровью |
| Иммунной системы | Дефекты системы комплемента с выраженным снижением сопротивляемости организма или требующие постоянной гормональной терапии (тяжелые формы системной красной волчанки, синдрома Сьегрена, полимиозит, рецидивирующие тяжелые инфекции). Фагоцитарные расстройства (хронические гранулематозные заболевания, синдромы Шедьяка—Хигаси и Йова). Синдромы гуморальной недостаточности (агаммаглобулинемия Брутона, общий переменный иммунодефицит, селективный дефицит IgA). Гипоплазия тимуса и паращитовидных желез | Снижение сопротивляемости организма к инфекциям, высокая степень риска возникновения гнойных осложнений и бактериемии. Нарушения метаболизма костной ткани за счет длительного или постоянного лечения заболеваний кортикостероидными препаратами. Неблагоприятный гормональный фон. Ксеростомия и снижение барьерной функции слизистой оболочки полости рта |
| Костной системы | Первичный остеопороз, врожденные остеопатии, дисплазии, остеонекроз и остеопатии после лучевой и медикаментозной терапии | Стойкие, необратимые нарушения репаративной и физиологической регенерации костной ткани |
| Эндокринной системы | Заболевания гипофиза. Патология надпочечников. Тяжелые формы гипер- и гипотиреоза, гипер- и гипопаратиреоза. Тяжелые формы сахарного диабета I типа | Нарушения метаболизма и процессов репаративной и физиологической регенерации костной ткани |
| Кроветворной системы | Злокачественный гранулематоз, талассемия, лейкозы, гемолитические анемии | Нарушения метаболизма и регенерации костной ткани |
| Центральной нервной системы | Шизофрения, паранойя, слабоумие. Психозы, неврозы. Алкоголизм и наркомания | Отсутствие мотивации к лечению. Сопутствующие соматические заболевания. Неудовлетворительная гигиена полости рта |
| | Тяжелые формы онкологических заболеваний, когда невозможно достичь стойкой ремиссии | Требуют лечения основного заболевания по жизненным показаниям. Плановые стоматологические операции противопоказаны |
| | Туберкулез | Плановые стоматологические операции противопоказаны |
| | СПИД | Снижение сопротивляемости организма. Высокий риск инфицирования медицинского персонала. Плановые операции противопоказаны |

мах организма благодаря современным методам лечения, могут быть отнесены к относительным противопоказаниям.

Нешторме заболевания, лечение которых может привести к временным нарушениям остеогенеза или функции органов и систем, отвечающих за метаболизм костной ткани и сопротивляемость организма инфекции, но при сохраняю-

щейся возможности и очевидной целесообразности несъемного протезирования на имплантатах, также могут считаться относительными противопоказаниями к имплантации (табл. 9-2). Например, онкологические заболевания. При стойкой ремиссии имплантация может быть одним из звеньев комплексной реабилитации онкологических больных. Другим примером могут служить

Таблица 9-2

Относительные противопоказания к дентальной имплантации

| Патология | Заболевания | Необходимые условия для имплантации |
|-----------------------------|--|---|
| Сердечно-сосудистой системы | Хронические заболевания в стадии обострения. Инфаркт и инсульты | Имплантацию можно проводить в стадии ремиссии. После инфаркта и инсультов не ранее, чем через 6–8 мес. Во всех случаях требуется консультации специалистов о возможности проведения оперативного лечения |
| Эндокринной системы | Сахарный диабет II типа, климактерический синдром, легкие формы гипер- и гипотиреоза, когда заместительная терапия обеспечивает нормальный, стабильный гормональный фон | Для решения вопроса о возможности имплантации необходима консультация эндокринолога |
| Костной системы | Вторичный остеопороз и остеомалация | Имплантацию можно проводить через 1,5–2 года после исключения эндо- и экзогенных факторов, вызвавших остеопороз или остеомалацию. Необходима консультация специалистов, проводивших лечение |
| Иммунной системы | Аллергические заболевания, не требующие гормональной терапии | В ряде случаев требуется консультация аллерголога и постановка тестов на анестетики, антибиотики и материалы, которые будут использованы при протезировании |
| Зубочелюстной системы | Болезни зубов, тканей пародонта, слизистой оболочки полости рта, кисты и доброкачественные опухоли челюстей, бруксизм, нарушения прикуса, синдром дисфункции височно-нижнечелюстных суставов | Требуется предварительное лечение, санация полости рта. Лечение нарушений прикуса и синдрома дисфункции нижнечелюстных суставов должно проводиться до имплантации или предусматриваться при планировании имплантации |
| | Онкологические заболевания | Имплантация может проводиться в целях комплексной реабилитации больного при достижении стойкой ремиссии. Обязательна консультация и заключение онколога о возможности и целесообразности проведения имплантации |
| | Хронические инфекционные заболевания | Имплантация может проводиться только при достижении стойкой и продолжительной ремиссии. Обязательно заключение лечебного учреждения, в котором проводилось лечение, о возможности проведения стоматологического оперативного вмешательства. Требуется детальное обследование для определения состояния органов и систем организма |

системные заболевания соединительной ткани; при синдроме Сьегрена можно достичь желаемого результата имплантации при правильном ее планировании, адекватной медикаментозной терапии основного заболевания и симптоматическом лечении ксеростомии.

Кроме абсолютных и относительных противопоказаний можно выделить заболевания, лечение которых должно осуществляться параллельно с имплантацией, либо имплантация может рассматриваться как один из способов лечения. Это, как правило, стоматологическая патология: нарушения прикуса, синдром дисфункции височно-нижнечелюстных суставов, пародонтит и пародонтоз, которые могут создать определенные проблемы, поэтому их можно считать факторами риска. Это не противопоказания, а лишь те заболевания, которые создают определенные трудности для достижения прогнозируемого результата, статистически снижают эффективность имплантации и могут стать причиной неудачного лечения. К факторам риска следует отнести неблагоприятные анатомические условия, которые требуют дополнительных оперативных вмешательств или нестандартных подходов в лечении, а также стиль жизни, возраст пациента, его интеллектуальный уровень и эмоциональный статус.

Люди придерживаются разного образа жизни. Одни чрезмерно озабочены стандартами своей фигуры и изнуряют себя строгими диетами, что может привести к нарушениям метаболизма костной ткани (нервная анорексия, вызывающая остеопороз). Другие в результате переизбытка страдают ожирением, что может вызывать нарушения метаболизма и различные заболевания. Кто-то беспечно относится к своему здоровью, пренебрегает поддержанием должной гигиены полости рта, злоупотребляет курением, алкоголем, кофе, что также может привести к нарушению метаболизма костной ткани и способствовать развитию остеопороза.

К факторам риска можно отнести также некоторые периоды жизни человека. Например, дезинтеграция имплантатов может возникнуть у женщин во время беременности или после 45 лет вследствие изменения гормонального фона при

развитии климактерического синдрома. Следует также учитывать, что у лиц преклонного возраста шансы на успех имплантации могут быть ниже за счет уменьшения интенсивности обменных процессов.

Кроме того, в ряде случаев эмоциональная лабильность пациента, его переальные эстетические запросы, сверхожидания от лечения, а также неспособность понять уровень собственной ответственности могут создать определенные трудности в достижении искомого результата лечения, а иногда служить достаточным основанием для отказа в проведении имплантации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Параскевич П.Л. Дентальная имплантация. Введение в специальность. Стоматологический журнал. 2000. Октябрь. С. 8-21.
2. Ревелл П.А. Патология кости. М.: Медицина, 1993. - 368 С.
3. Рожническая Т.Я. Системный остеопороз. М.: Издательство Макеев, 2000. - 196 с.
4. Справочник геронтолога. Под ред. Ф.И. Комарова. Киев: Здоров'я, 1980. - 650 с.
5. Терапия: Пер. с англ. доп. Под ред. акад. РАМН А.Г. Чучалина. М.: ГЭОТАР «Медицина», 1998. - 1026 с.
6. Branemark P. I., Tolman D.E. (ed.). Osseointegration in Craniofacial Reconstruction. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1998. - 337 p.
7. Cranin N.A., Klein M., Simons A. Atlas of Oral Implantology. Second edition. St. Louis: Mosby, 1999. - P. 10-26.
8. Dao T.T., Anderson J.D., Zarb G.A. It's Osteoporosis a Risk Factor for Osseointegration of Dental Implants? *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1993. Vol. 8. P. 137-144.
9. Eder A., Watzek G. Treatment of a patient with severe osteoporosis and chronic polyarthritis with fixed implant-supported prosthesis: A case report. *J. Oral Maxillofac. Implants.* 1999. Vol. 14. P. 587-590.
10. Esser E., Wagner W. Dental implants following radical cancer surgery and adjuvant radiotherapy. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1997. Vol. 12. - P. 552-557.
11. Fonseca R., Davis H. (ed.) Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1986. - 507 p.
12. Franzen L., Rosenquist J.B., Rosenquist K.L., Gustafsson I. Oral implant rehabilitation of patients with oral malignancies treated with radiotherapy and surgery

Глава 10

Планирование лечения

Планирование имплантации — разработка плана рационального зубного протезирования, направленного на восстановление анатомической и функциональной целостности зубочелюстной системы с применением дентальных имплантатов в качестве основной или дополнительной опоры протезов.

Рациональное протезирование можно определить как способ восстановления целостности зубных рядов, обеспечивающий максимально возможное в определенной клинической ситуации восстановление функции жевания, речи и косметический результат протезирования при минимальном использовании сохранившихся интактных зубов.

Принципами планирования имплантации являются:

1. Разработка плана комплексного ортопедического лечения. Должна быть проведена санация полости рта в полном объеме, предусмотрено рациональное протезирование не только дефекта зубного ряда, где будет осуществляться имплантация, но и всех дефектов. В противном случае не имеет смысла говорить о создании условий для адекватной нагрузки на имплантаты и об эффективно функционирующей биотехнической системе.

2. Индивидуальный подход. Такой подход к комплексному хирургическому и ортопедическому лечению адентии подразумевает исполь-

зование различных типов имплантатов, хирургических методик их применения и способов протезирования на основе предварительного анализа анатомо-топографических особенностей зубочелюстной системы пациента.

3. Преемственность и согласованность хирургического и ортопедического этапов лечения. Это положение означает, что при планировании лечения следует предусмотреть несколько вариантов имплантации и способов протезирования, которые позволят достичь желаемого результата. Невозможно полностью подчинить ход операции заранее намеченному плану протезирования. Во время оперативного вмешательства могут быть выявлены анатомо-топографические условия, не позволяющие установить имплантаты в запланированном месте с соблюдением их параллельности, а иногда может быть принято решение и об установке принципиально иного типа имплантата. С другой стороны, хирург, проводящий операцию, должен иметь исчерпывающую информацию об ортопедическом этапе лечения и планируемом способе протезирования у каждого пациента. Отсутствие понимания со стороны хирурга сущности спланированного ортопедического этапа может свести к нулю окончательный результат лечения, так как в конечном итоге пациент обращается за помощью не для установки имплантатов, а для протезирования зубов. Отсутствие согласованности и преемственности в

лечении может привести к ситуации, когда установленные имплантаты не имеют никакой ценности для протезирования или вообще не могут использоваться в качестве опоры протезов. Существует даже термин «нефункциональные имплантаты», т.е. имплантаты, расположенные в таком месте или под таким наклоном, что ортопед либо не может осуществить рациональное протезирование, либо имплантат является совершенно бесполезным с ортопедической точки зрения.

Задачами планирования лечения являются:

- определение оптимального варианта протезирования;
- определение типа, размеров и количества имплантатов, которые позволят осуществить рациональное протезирование;
- разработка тактики ведения хирургического и ортопедического этапов лечения.

Соблюдение принципов и решение задач планирования имплантации могут осуществляться только после анализа анатомо-топографических и функциональных особенностей зубочелюстной системы, основанного на результатах клинико-рентгенологического обследования.

10.1. ОБСЛЕДОВАНИЕ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ АНАТОМО-ТОПОГРАФИЧЕСКИХ УСЛОВИЙ ДЛЯ ИМПЛАНТАЦИИ

Для принятия решения относительно способа протезирования, типа, количества и размеров имплантатов, а также методики их применения необходимо иметь информацию о показаниях и противопоказаниях к имплантации; запросах и пожеланиях пациента; о виде адентии; объеме имеющейся костной ткани и типе ее архитектоники; состоянии оставшихся зубов, слизистой оболочки и околочелюстных мягких тканей; топографии и состоянии некоторых анатомических образований, в первую очередь, верхнечелюстных пазух, нижнечелюстных каналов, грушевидного отверстия.

Источниками данной информации служат сбор анамнеза, осмотр полости рта и рентгенологическое обследование.

При сборе анамнеза необходимо учитывать следующие факторы:

- причину и давность утраты зубов;
- способ предшествующего протезирования. Если были изготовлены съемные протезы, но пациент не может ими пользоваться, следует выяснить причину (рвотный рефлекс, психологический фактор, боли в области протезного ложа):
- перенесенные сопутствующие заболевания. Следует уточнить наличие местных заболеваний (болезни придаточных пазух носа, слизистой оболочки полости рта, нейростоматологическая патология), а также собрать информацию о проведенных ранее операциях;
- социальный статус пациента, его запросы, ожидания от лечения и пожелания.

При осмотре полости рта необходимо определить:

- вид адентии;
- состояние оставшихся зубов;
- протяженность дефектов зубных рядов;
- состояние гигиены полости рта;
- прикус;
- межальвеолярную высоту в области дефектов зубных рядов;
- состояние слизистой оболочки полости рта;
- глубину преддверия полости рта;
- линию улыбки.

Для уточнения объема имеющейся в области предполагаемой имплантации кости необходимо произвести осмотр, пальпацию альвеолярных отростков и рентгенологическое обследование, которое в обязательном порядке включает ортопантомографию. По ортопантограмме определяют состояние оставшихся зубов и высоту костной ткани в месте предполагаемой имплантации. Под высотой костной ткани понимают расстояние от гребня альвеолярного отростка до границ анатомических образований: дна верхнечелюстных пазух, грушевидного отверстия или нижнечелюстного канала. Во фронтальном отделе нижней челюсти - от верхнего края альвеолярного отростка до нижнего края челюсти.

Однако следует учитывать, что даже при правильной укладке и методике ортопантомография

даст искажения реальных размеров челюстей до 10% по вертикали и до 20% по горизонтали. При неправильном положении пациента во время обследования или нарушении режима работы ортопантомографа искажения (увеличение размеров) могут достигать 32% по вертикали и 50-70% по горизонтали (рис. 10-1).

Для уточнения размеров костной ткани, топографии верхнечелюстных пазух и нижнечелюстных каналов дополнительно могут производиться боковая рентгенография челюстей в косых контактных проекциях, боковая цефаломография и компьютерная томография.

Контактная рентгенография в косых проекциях по сравнению с ортопантомографией даст

более точное представление о вертикальных и горизонтальных размерах челюстей.

Боковая цефаломография передаст приближенные к реальным размеры челюстных костей, позволяет установить контур альвеолярных отростков во фронтальных отделах верхней и нижней челюстей, а также анатомо-топографическую картину соотношения обеих челюстей и пропорций лица с лицевым отделом черепа (рис. 10-2).

Компьютерная томография является одним из наиболее информативных методов рентгенологического обследования (рис. 10-3-10-5). С высокой степенью достоверности она позволяет определить высоту и ширину кости, топографию нижнечелюстных каналов и верхнечелюстных

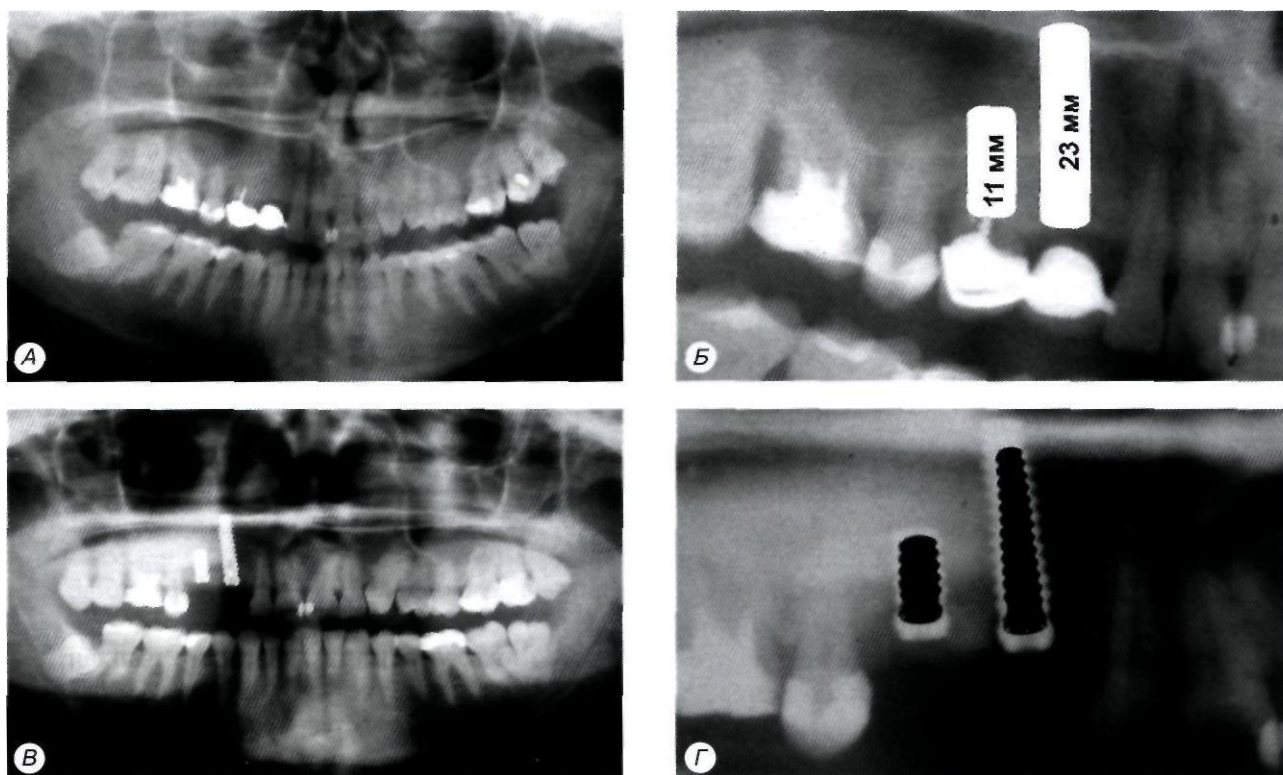


Рис. 10-1. Расчет размеров имплантатов по ортопантомограмме с учетом искажения реальной высоты костной ткани:

А — ортопантомограмма перед лечением. Планируется установка двух имплантатов в лунку 14-го и в области отсутствующего 13-го зубов; Б — фрагмент той же ортопантомограммы. Высота костной ткани на снимке составляет 11 мм в области 14-го зуба и 23 мм в области 13-го зуба. С учетом увеличения реальных размеров в данном случае была запланирована установка имплантата с высотой внутрикостного элемента 8 мм в область лунки 14-го зуба и 18 мм в область отсутствующего 13-го зуба; В — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после имплантации; Г — фрагмент контрольной ортопантомограммы с наложением на изображение двух внутрикостных элементов высотой 8 и 18 мм. Видно, что искажение реальных размеров установленных внутрикостных элементов составляет около 15% по горизонтали и около 20% по вертикали



Рис. 10-2. Боковая цефалограмма (отражает в масштабе реальные размеры челюстей, их соотношение с профилем мягких тканей, а также профиль фронтального отдела верхней и нижней челюстей)

пазух, особенностей архитектуры различных отделов челюстей, соотношение последних, а также создать трехмерное изображение лицевого отдела черепа (рис. 10-4). Наиболее ценную информацию об анатомии челюстей дают вертикальные срезы. Их изображения, полученные при помощи пошаговой, через 2-3 мм. томографии, позволяют судить о реальной высоте и толщине кости в месте планируемой установки имплантатов и отображают реальную картину архитектуры челюстных костей (рис. 10-5). Проведение горизонтальных пошаговых срезов дает информацию в основном о ширине костной ткани. По при помощи таких срезов можно осуществить компьютерную реконструкцию и установить с достаточной точностью вертикальные размеры кости, характер наклона альвеолярных отростков, соотношение челюстей и внешние контуры лицевого отдела черепа. Следует отметить, что изображения, полученные в результате реконструкции, не отражают реальную архитектуру костной ткани челюстей.

10.2. КЛЮЧЕВЫЕ ФАКТОРЫ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ ИМПЛАНТАЦИИ

Индивидуальный подход к лечению нельзя рассматривать с той точки зрения, что у каждого пациента имеются какие-то уникальные, присущие только ему анатомо-топографические и функциональные особенности, которые требуют особого подхода, лечения, типа имплантатов и оригинального способа протезирования. Такой принцип не приведет ни к накоплению клинического опыта, ни к его анализу.

Для разработки плана лечения необходимо систематизировать наиболее важные, имеющие ключевое значение факторы, которые обеспечивают достижение интеграции с окружающими тканями имплантатов и положительные результаты лечения. На основе выделения и анализа данных факторов могут разрабатываться и использоваться схемы планирования имплантации.

Как показывает клинический опыт, решающую роль при планировании имплантации играют: вид адентии, способ протезирования, объем и архитектура костной ткани в месте имплантации.

10.2.1. Вид адентии

Несмотря на многообразие вариантов дефектов зубных рядов, первоочередное значение при выборе имплантатов, методики их применения и способа протезирования имеют 1 вида дефектов: одиночные, включенные двух и более зубов, концевые и полная адентия.

Как показал клинический опыт, имплантаты могут использоваться для замещения различных дефектов зубных рядов. При этом не только форма, конструкция имплантата и методика его установки, но даже размеры определяются в зависимости от вида адентии.

Выбор формы, конструкции и размеров имплантата

Для замещения одиночных дефектов зубных рядов целесообразно использовать винтовые и цилиндрические двухэтапные имплантаты с

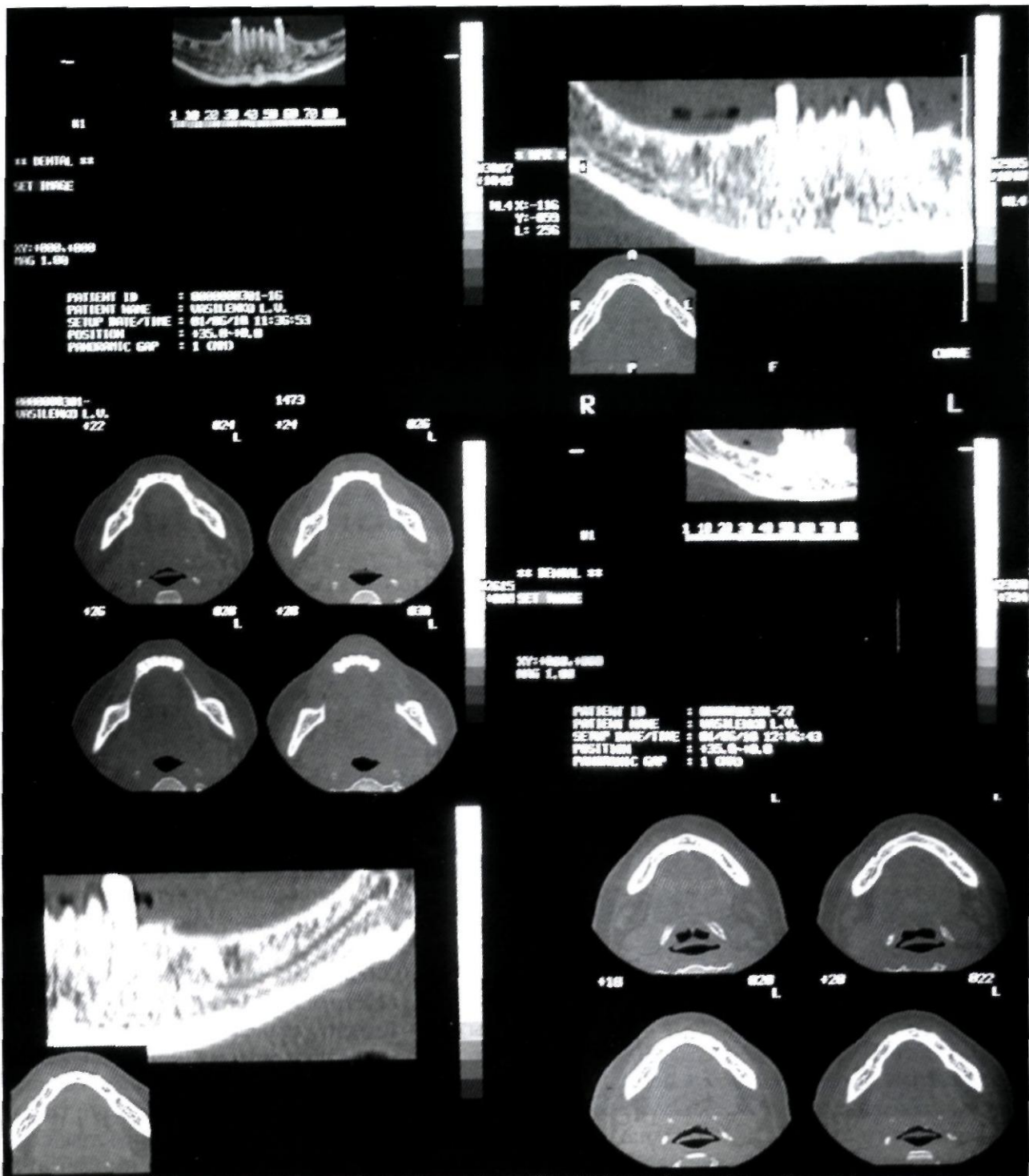


Рис. 10-3. Анатоми-топографические параметры нижней челюсти и *томография* нижнечелюстных каналов, полученные после реконструкции горизонтальных срезов при компьютерной томографии

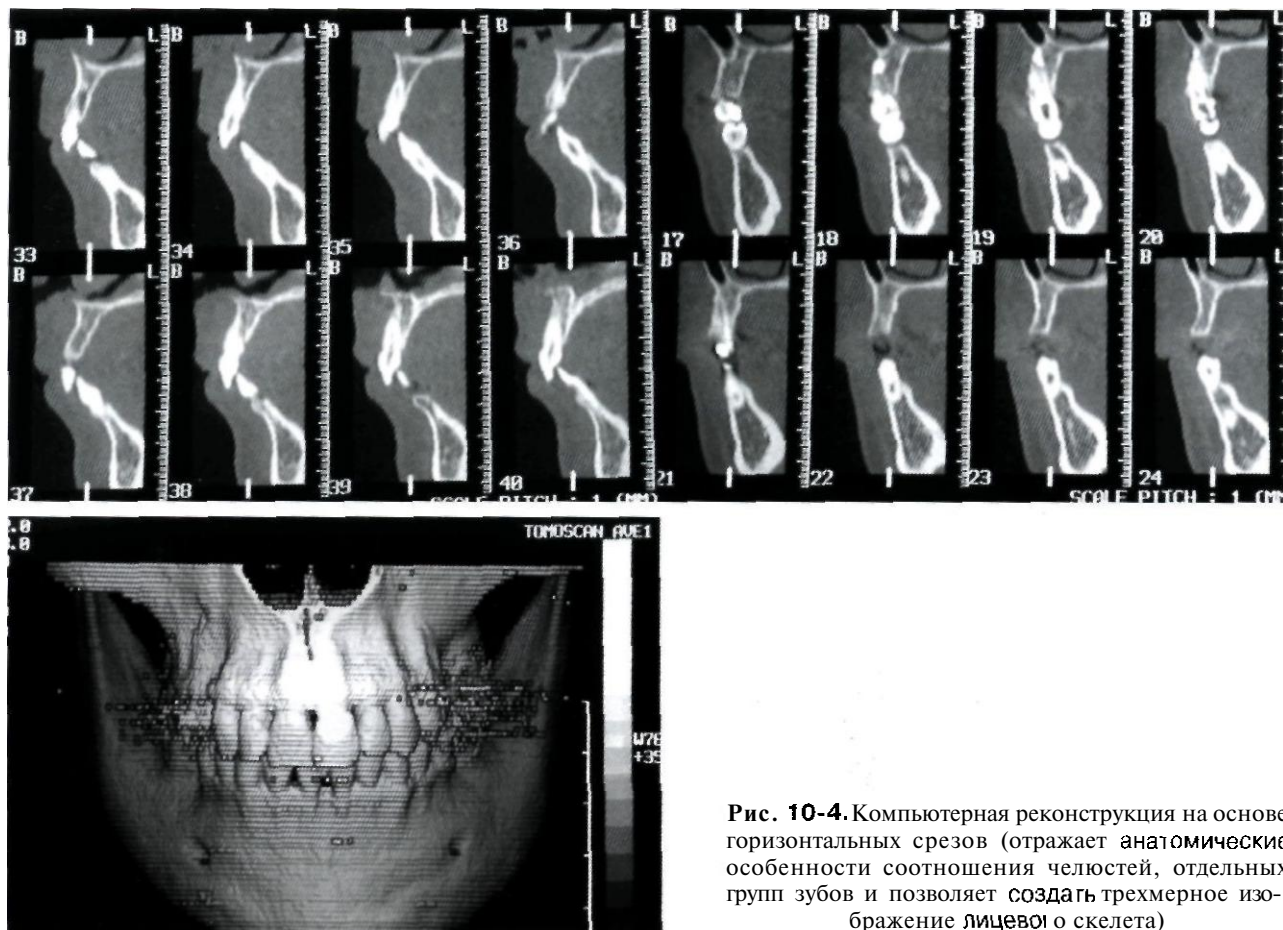


Рис. 10-4. Компьютерная реконструкция на основе горизонтальных срезов (отражает анатомические особенности соотношения челюстей, отдельных групп зубов и позволяет создать трехмерное изображение лицевого скелета)

высотой внутрикостной части более 10 мм или одноэтапные винтовые имплантаты с высотой внутрикостной части более 15 мм (рис. 10-6; 10-8. А Е).

При включенных и концевых дефектах зубных рядов могут использоваться все типы внутрикостных имплантатов различных размеров (рис. 10-6; 10-8. Г. Д. Ж Я).

Для окклюзионной реабилитации больных с полной адентией целесообразно использовать двухэтапные цилиндрические или винтовые имплантаты. В ряде случаев можно комбинировать применение винтовых и пластиночных имплантатов (рис. 10-7, 10-12). Однако установка только пластиночных имплантатов при полной адентии нецелесообразна вследствие низкой их эффективности в данной клинической ситуации.

Определение количества имплантатов

При одиночных дефектах зубных рядов применяются принцип имплантационной изотопии, обоснованный G. Muratori. Суть его сводится к следующему положению: количество устанавливаемых имплантатов должно соответствовать количеству отсутствующих корней зубов. Исходя из этого принципа, при одиночных дефектах фронтальной группы зубов (включая премоляры) необходимо устанавливать один имплантат, при отсутствии моляра — два имплантата (рис. 10-6; 10-8, Л Г). Исключение составляют случаи, когда вследствие конвергенции соседних с дефектом зубов отсутствует пространство, необходимое для установки двух имплантатов (рис. 10-8. В). В этой ситуации можно установить один имплантат на место двух-трехкорневого зуба, но диаметр имплантата при этом дол-

ГЛАВА 10. ПЛАНИРОВАНИЕ ЛЕЧЕНИЯ

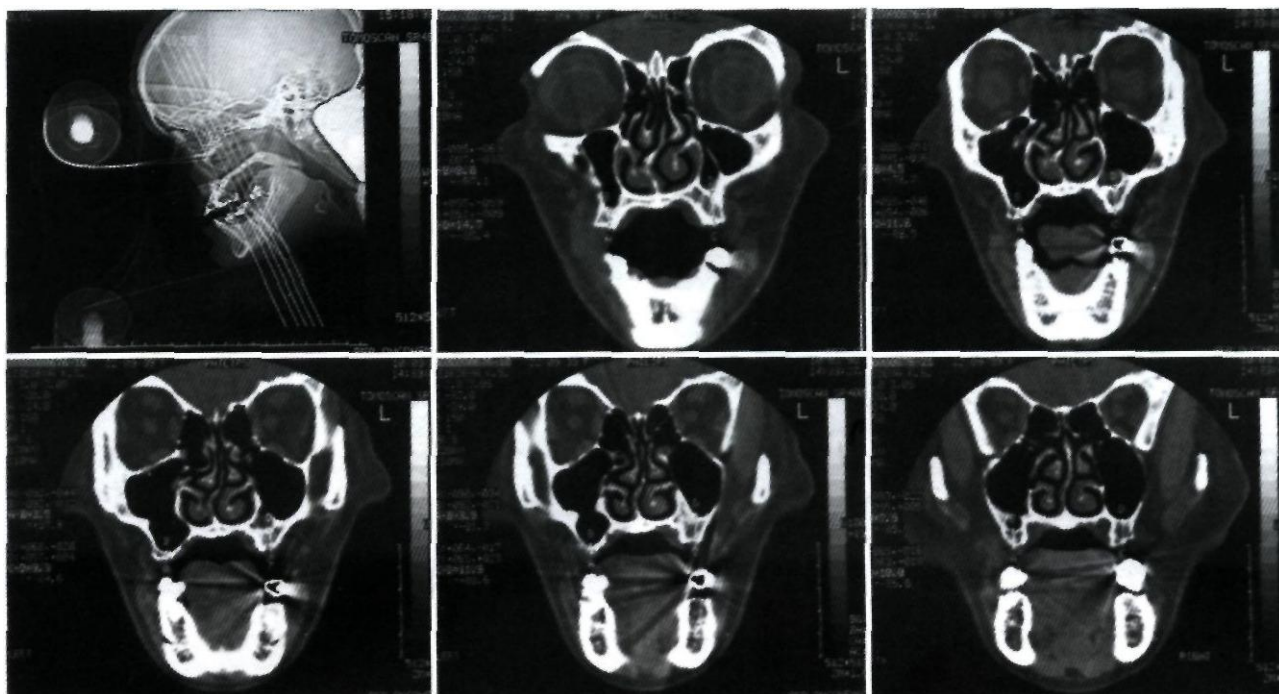


Рис. 10-5. Вертикальные пошаговые срезы лицевого отдела черепа, полученные при помощи компьютерной томографии (в масштабе отражены реальные размеры челюстей — их высота и ширина, а также архитектура костной ткани различных отделов челюстных костей)

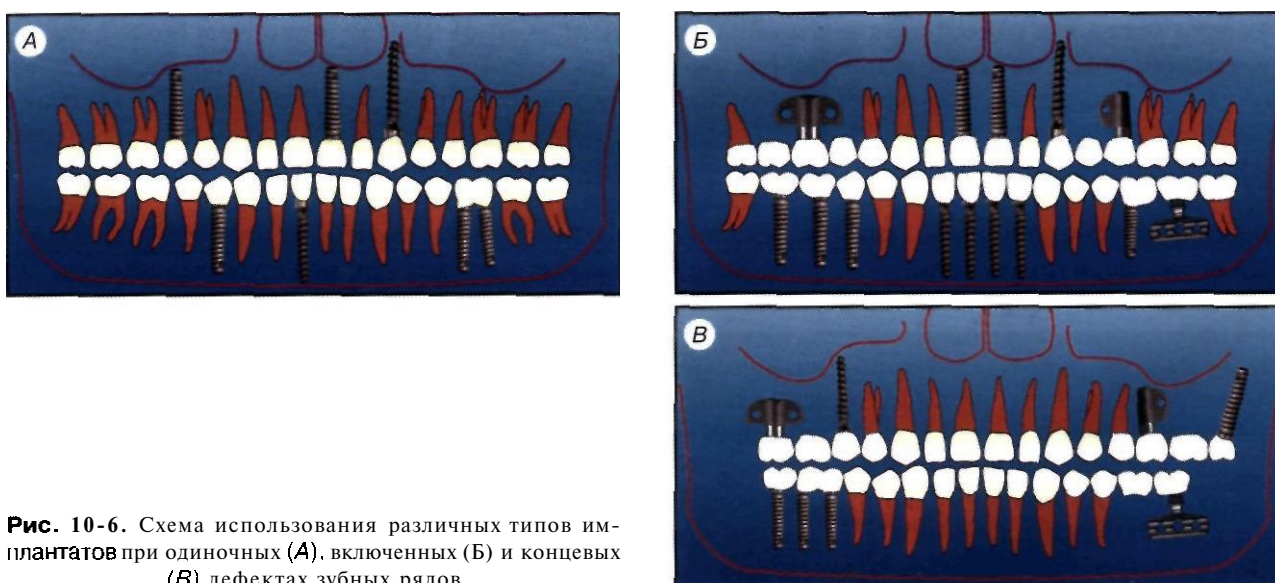


Рис. 10-6. Схема использования различных типов имплантатов при одиночных (А), включенных (Б) и концевых (В) дефектах зубных рядов

жен составлять не меньшей мере 4 мм (лучше 5-6 мм).

При включенных дефектах может устанавливаться различное количество имплантатов.

которое определяется не столько видом адентии, сколько конструкцией протеза и анатомическими условиями. При включении в протезную конструкцию граничащих с дефектом

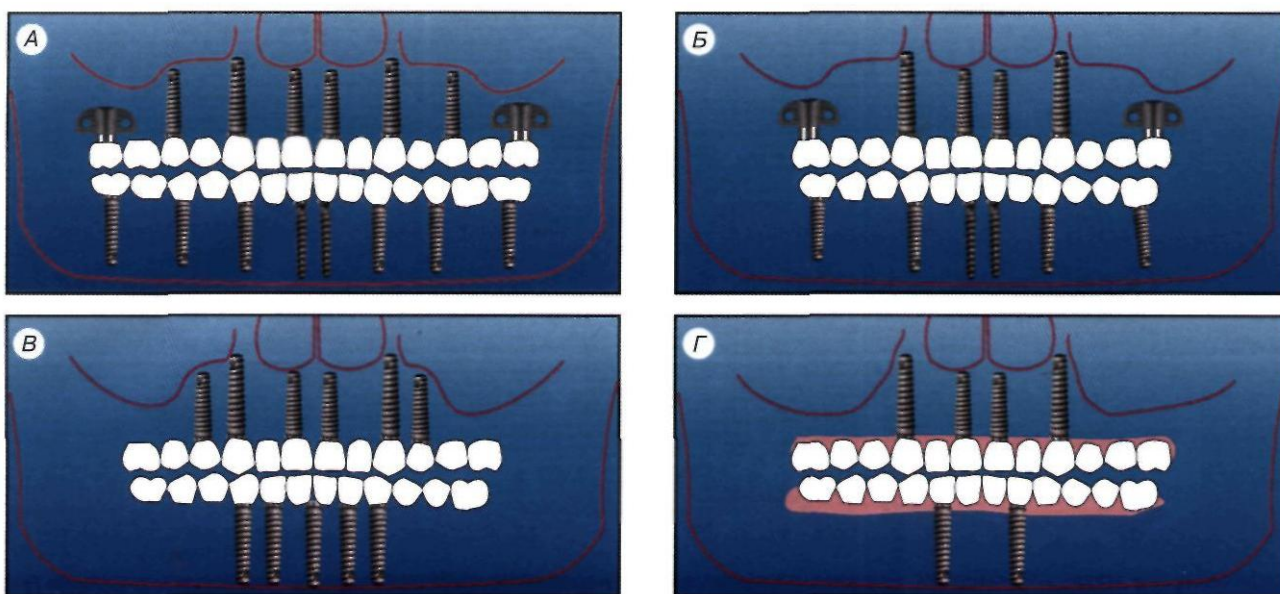


Рис. 10-7. Схема использования различных типов имплантатов и их количество в зависимости от способа протезирования при полной адентии:

А — расположение имплантатов при восстановлении зубных рядов по вторые моляры включительно; Б — расположение имплантатов при протезировании по первые моляры; В — расположение имплантатов при изготовлении протезов с дистальным вытяжением; Г — расположение имплантатов, используемых для фиксации съемных протезов

зубов наиболее распространенным вариантом является установка одного-двух винтовых или цилиндрических имплантатов или одного пластинчатого имплантата, или одного имплантата комбинированной формы (рис. 10-8, Д Э). При использовании в качестве опоры зубного протеза только имплантатов лучше придерживаться принципа имплантационной изогнутой или использовать формулу расчета:

$$X - N - 1.$$

где X — оптимальное количество имплантатов, N — количество отсутствующих корней зубов.

При концевых дефектах зубных рядов также может устанавливаться различное количество нескольких типов имплантатов. Их выбор диктует конструкция протеза с точки зрения использования в качестве его опоры соседних с дефектом зубов. Общим правилом может считаться «правило трех точек опоры», т.е. при включении в протезную конструкцию одного зуба оптимальным вариантом является установка двух имплантатов, при включении двух

зубов одного имплантата (рис. 10-6; 10-8, И, К, М, Н, С У, Ч). При отсутствии более двух зубов, если протезирование осуществляется без включения в протезную конструкцию соседних с дефектом зубов, лучше установить три имплантата или придерживаться формулы: $X - N - 1$ (рис. 10-8, Э, Ю, Я).

При полной адентии количество устанавливаемых имплантатов может составлять от 2 до 16 на каждую челюсть. Все зависит от способа протезирования и анатомических условий.

10.2.2. Способ протезирования

Конструкции протезов по принципу их фиксации можно разделить на:

- мостовидные несъемные (фиксация при помощи цемента);
- условно-съемные (фиксация при помощи винтов);
- комбинированные (фиксация на опорных зубах при помощи цемента, на имплантатах при помощи винтов);

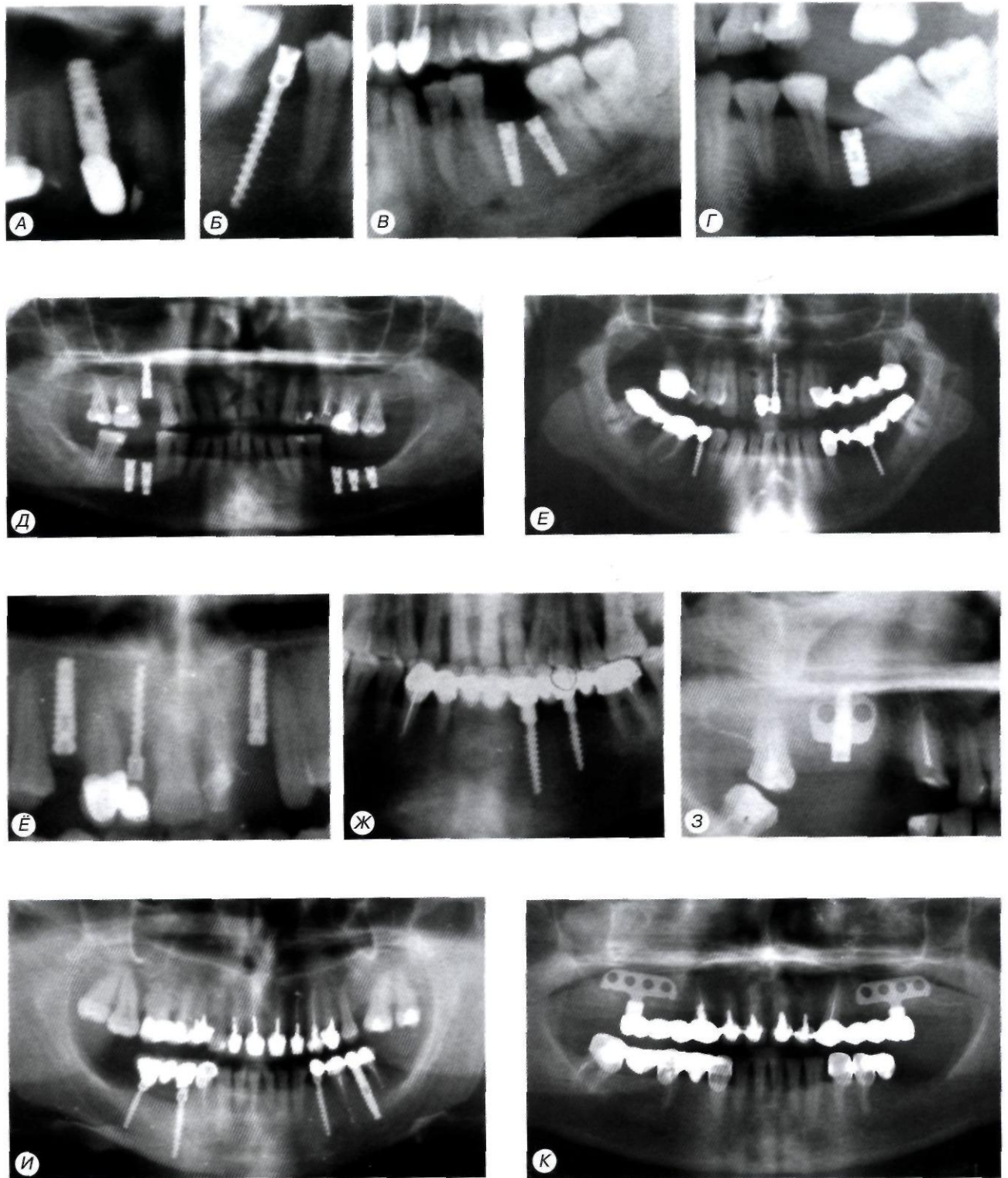


Рис. 10-8. Варианты установки имплантатов и их количество при различных видах частичной адентии

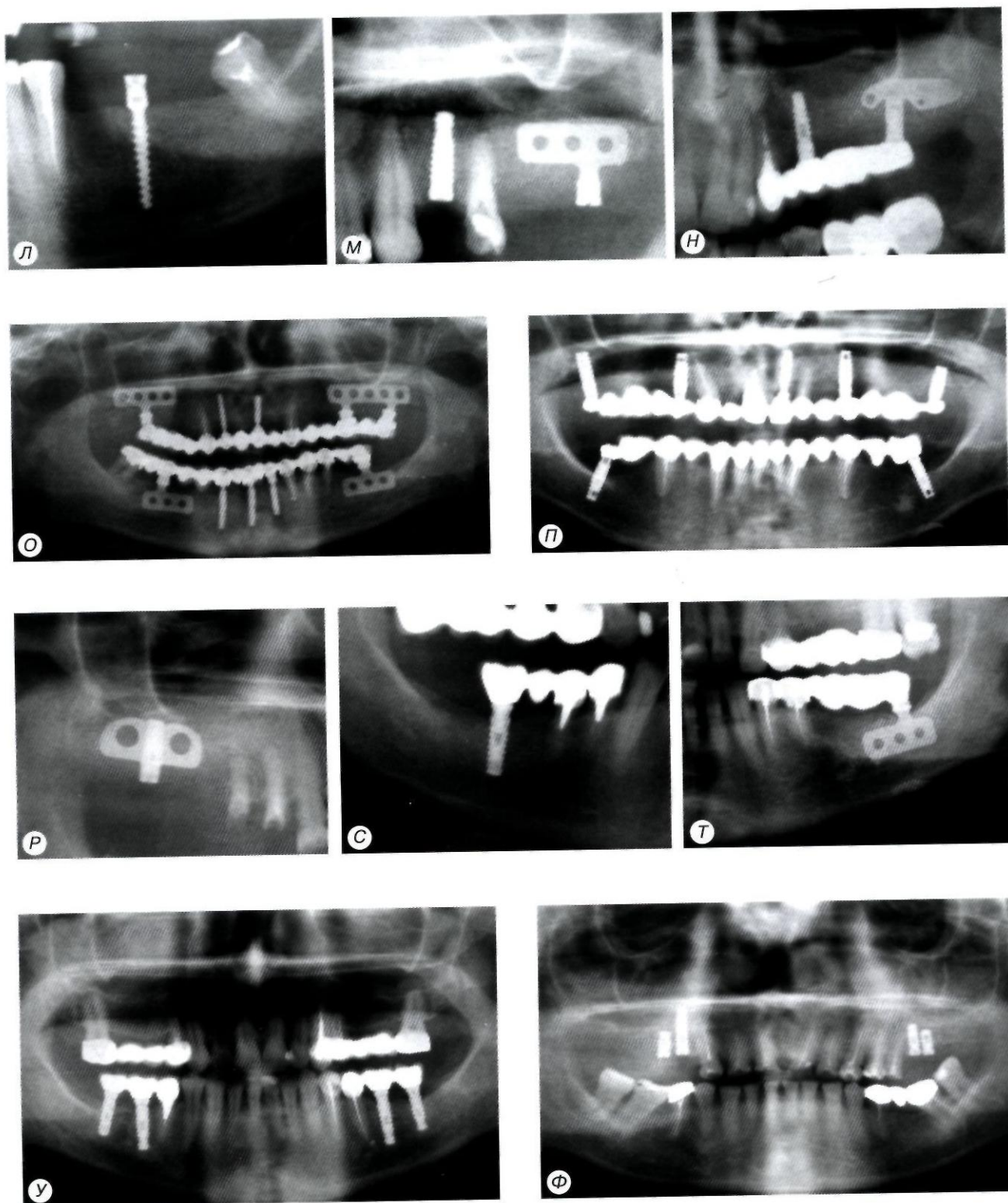


Рис. 10-8. Продолжение

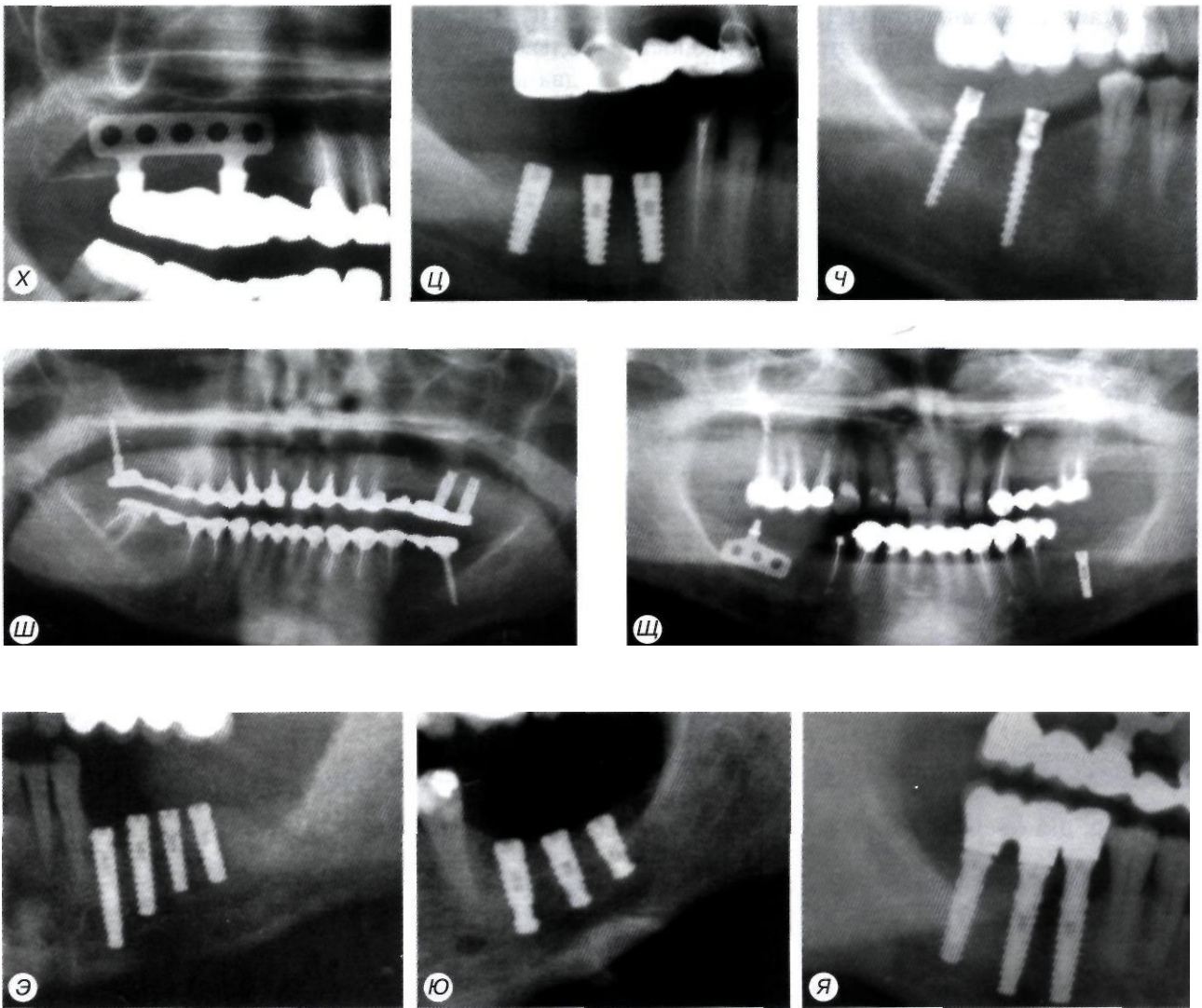


Рис. 10-8. Окончание

- балочные супраконструкции для фиксации полных съемных зубных протезов (при помощи замков).

Выбор формы и конструкции имплантатов

Протезирование с помощью мостовидных несъемных конструкции может производиться с включением в протез сохранившихся опорных зубов и имплантатов (или только имплантатов) любого типа.

Условно-съемное протезирование осуществляется в том случае, когда опорой зубного про-

теза служат разборные, как правило, винтовые или цилиндрические имплантаты. Пластинчатые имплантаты используются редко и только в том случае, когда они являются дополнительной опорой и включены в единую протезную конструкцию вместе с винтовыми или цилиндрическими имплантатами (см. рис. 10-7).

При комбинированном протезировании могут применяться разборные имплантаты любой формы и размеров.

Для изготовления балочных супраконструкций целесообразно использовать винтовые или

цилиндрические имплантаты. Применение пластиночных имплантатов при этом противопоказано.

Расчет количества имплантатов

Количество имплантатов для несъемных мостовидных и условно-съемных конструкций при частичной адентии зависит от вида адентии и возможности использования оставшихся зубов.

При полной адентии для фиксации съемных протезов можно установить 2, 3 или 1 имплантата. Для расчета количества имплантатов в данной клинической ситуации можно руководствоваться следующими правилами.

1. При уплощении фронтальной части дуги альвеолярного отростка следует устанавливать два винтовых или цилиндрических имплантата с высотой внутрикостной части более 10 мм, расстояние между которыми должно составлять приблизительно 20 мм, с последующим изготовлением балочной супраконструкции и шарниробразной ответной матрицы в съемном протезе (рис. 10-9, 10-10).

2. При выраженном радиусе переднего отдела дуги альвеолярного отростка лучше установить 3-4 винтовых или цилиндрических имплантата с высотой внутрикостной части более 10 мм и изготовить балочную супраструктуру с

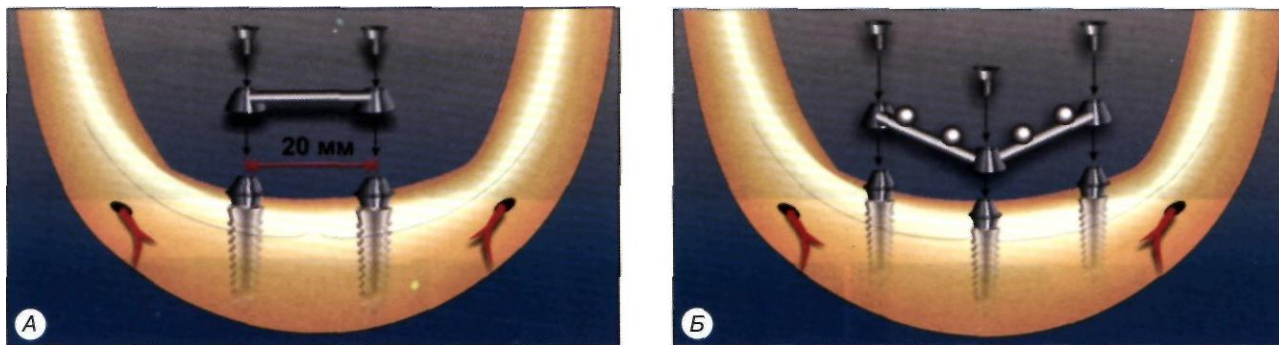


Рис. 10-9. Два основных варианта использования имплантатов и конструкций, предназначенных для фиксации полных съемных протезов:

А — использование двух имплантатов и балочной супраструктуры при невыраженном радиусе закругления переднего отдела альвеолярного отростка; Б — использование трех имплантатов и супраструктуры с кнопочными фиксаторами при выраженном радиусе закругления альвеолярной дуги

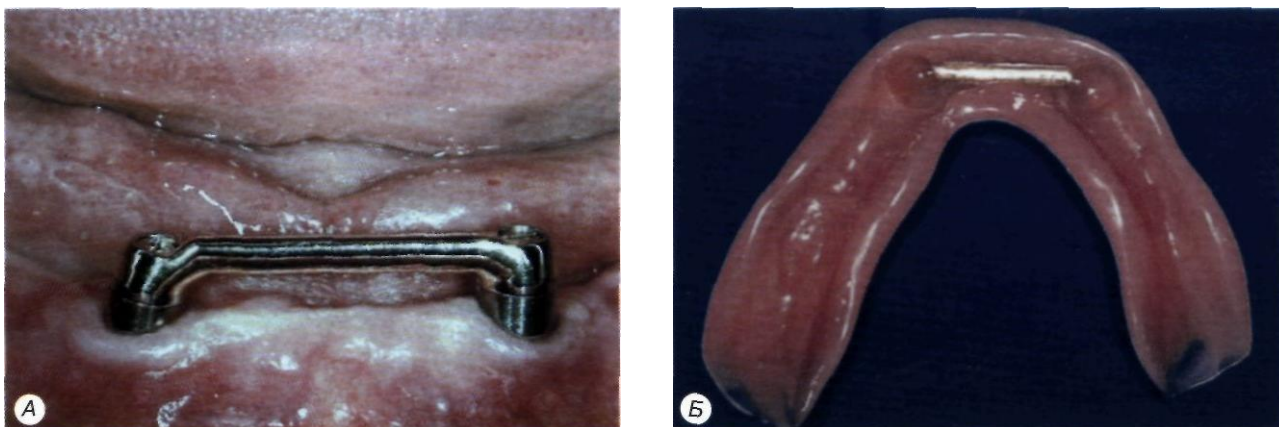


Рис. 10-10. Балочная конструкция на двух имплантатах, предназначенная для фиксации полно съемного протеза на нижней челюсти:

А — фиксированная винтами на двух имплантатах балка; Б — ответная часть в съемном протезе

кнопочными замками и соответствующими ответными частями в съемном протезе (рис. 10-9, 10-11).

Для несъемного протезирования при полной адентии обычно устанавливают от 6 до 8-К имплантатов, однако может использоваться и прин-



Рис. 10-11. Использование супраструктуры с кнопочными замками для фиксации полного съемного протеза на верхней челюсти:

А — цельнолитая супраструктура, фиксированная на трех имплантатах и 13-м зубе с двумя кнопочными патрицами; Б — полный съемный протез с двумя ответными матрицами, обеспечивающими дополнительную фиксацию протеза

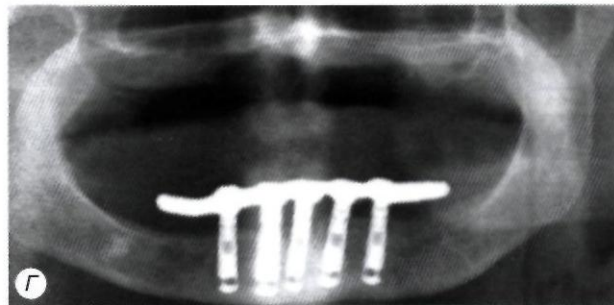
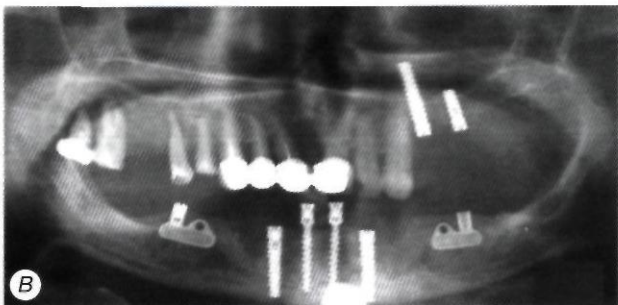
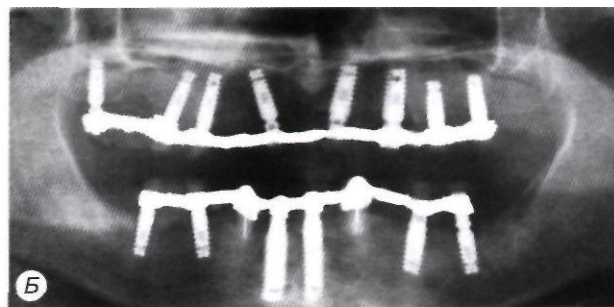
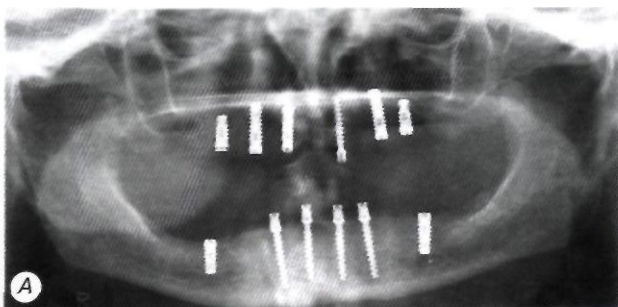


Рис. 10-12. Варианты установки имплантатов при полной адентии:

А — установка 6 винтовых имплантатов (одно- и двухэтапных) на каждой челюсти для фиксации условно-съемных протезов с восстановлением зубных рядов по первые моляры включительно; Б — установка 8 двухэтапных винтовых имплантатов на верхней челюсти для восстановления зубного ряда по вторые моляры включительно; В — один из возможных вариантов установки винтовых одно- и двухэтапных, а также пластиночных двухэтапных имплантатов при полной адентии нижней челюсти; Г — установка 5 двухэтапных цилиндрических имплантатов во фронтальном отделе нижней челюсти для фиксации условно-съемного протеза с дистальным вытяжением

пин имплантационной изотонии. В литературе описаны случаи применения 30 винтовых имплантатов при полной адентии обеих челюстей (Muratori G., 1978) и 18 имплантатов на беззубой верхней челюсти (Arambula E.T., 2001). Количество имплантатов для несъемного протезирования рассчитывается исходя из полноты восстановления зубного ряда. Для восстановления зубного ряда по первые моляры включительно устанавливаются 6 имплантатов (по 3 с каждой стороны челюсти). При таком варианте лечения они должны располагаться в области отсутствующих резцов, клыков и первых моляров. Для восстановления зубного ряда по второй моляр включительно обычно устанавливают 8 имплантатов. Их расположение при этом соответствует резцам, клыкам, вторым премолярам и вторым молярам (рис. 10-12).

Для условно-съемного протезирования могут устанавливаться 6 - 8 имплантатов (рис. 10-12, 10-13). В этом случае их расположение и про-

тяженность протеза аналогичны таковым при несъемном протезировании (разница лишь в том, что протез фиксируют к имплантатам при помощи винтов, а не цемента).

Существует еще один вариант условно-съемного протезирования при полной адентии, предусматривающий фиксацию протеза на 5-6 имплантатах (рис. 10-14). Он разработан международной группой врачей под руководством проф. G. Zarb (Торонто, Канада), T. Jansson и T. Jemt (Гетеборг, Швеция) и называется «протезом с дистальным вытяжением», или «Toronto bridge». Этот металлоакриловый протез имеет консольную часть на уровне премоляров и моляров, фиксируется при помощи винтов к 5 имплантатам на нижней челюсти или к 6 на верхней, установленным во фронтальном отделе челюстей. Протез с дистальным вытяжением применяется в том случае, когда вследствие значительной атрофии костной ткани отсутствуют условия для имплантации в боковых отделах челюстей.



Рис. 10-13. Установка 8 двухэтапных винтовых имплантатов при полной адентии верхней челюсти для восстановления зубного ряда по вторые моляры:

А — состояние после установки головок имплантатов; Б — фиксированный винтами условно-съемный протез; В — состояние после пломбировки отверстий над фиксирующими винтами



Рис. 10-14. Условно-съемный протез с дистальным вытяжением:

А — установленные во фронтальном отделе 5 имплантатов (4 винтовых двухэтапных и 1 винтовой одноэтапный по центру). Состояние после установки оловянных имплантатов; *Б* — изготовленный условно-съемный протез с дистальным вытяжением (вид с нижней стороны протеза); *В* - вид протеза со стороны окклюзионной поверхности. Консольная часть протеза соответствует вторым премолярам и первым молярам; *Г* — фиксированный на имплантатах условно-съемный протез

10.2.3. Объем кости

Имплантат со всех сторон должна окружать кость толщиной более 1 мм (рис. 10-15). В противном случае окружающая имплантат костная ткань теряет способность к адекватному остеогенезу, может резорбироваться, и тогда вокруг имплантата формируется фиброзная или грануляционная ткань. Это положение можно объяснить таким образом: после препарирования костного ложа может образоваться зона некроза глубиной 0.5 мм. С другой стороны, при отслойке слизисто-надкостничных лоскутов и повреждении питающих кость сосудов следует также ожидать образования зоны некроза с внешней стороны альвеолярного отростка. В случае, если толщина

кости между ложем имплантата и ее наружным краем будет менее 1 мм, возникает угроза образования сплошной зоны некроза и отсутствия слоя жизнеспособной костной ткани, на основе которой будет происходить остеогенез.

Для установки имплантата необходима не только определенная толщина, но и высота кости. Существует общепризнанное правило: анатомические образования, такие как нижнечелюстные каналы, верхнечелюстные пазухи и грушевидное отверстие, должны отделять от имплантата слой кости не менее 1 мм (рис. 10-15).

Кроме того, имплантаты и соседние с ними зубы, а также имплантаты между собой должны разделять слой кости толщиной не менее 1.5 мм (рис. 10-16). В основе этого правила лежат дан-

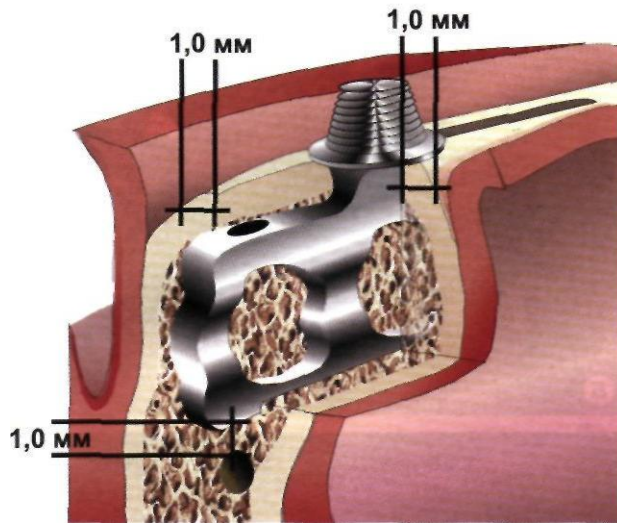


Рис. 10-15. Минимальная толщина кости, которая должна окружать установленный в ложе имплантат

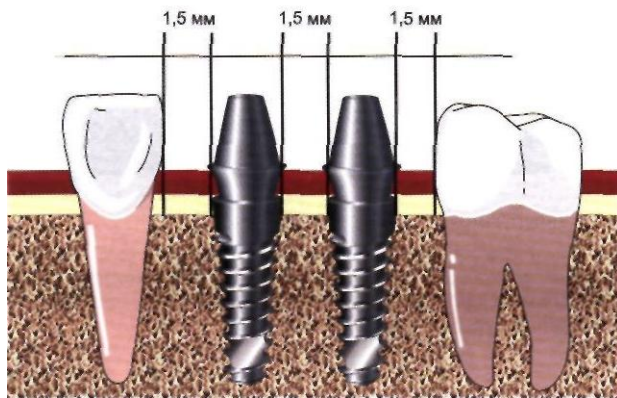


Рис. 10-16. Минимальные расстояния от имплантата до соседних зубов и между имплантатами

ные о ширине зоны некроза после атравматичного препарирования кости.

Выбор формы и размеров имплантатов

Исходя из вышеизложенных правил, двухэтапные имплантаты винтовой, цилиндрической и комбинированной формы, минимальный диаметр которых в силу технологических возможностей изготовления составляет от 3 до 4 мм. Могут применяться при толщине альвеолярных отростков соответственно от 5 до 6 мм (рис. 10-17).

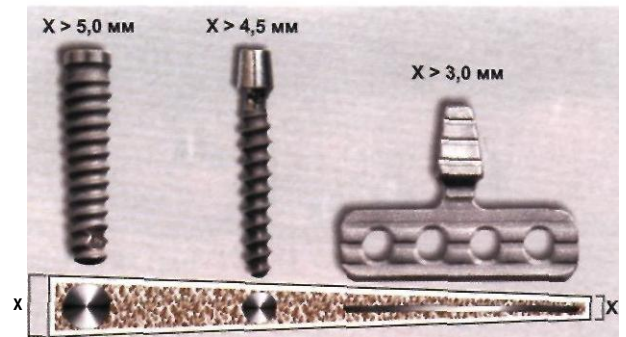


Рис. 10-17. Диаграмма определения типа имплантата в зависимости от толщины костной ткани альвеолярного отростка

Одноэтапные винтовые имплантаты, диаметр которых обычно составляет 2,5–3,0 мм, могут применяться при толщине альвеолярных отростков более 1,5 мм. Пластинчатые имплантаты, толщина внутрикостной части которых обычно соответствует 1–1,5 мм, могут использоваться в том случае, когда толщина альвеолярного отростка составляет всего 3–3,5 мм.

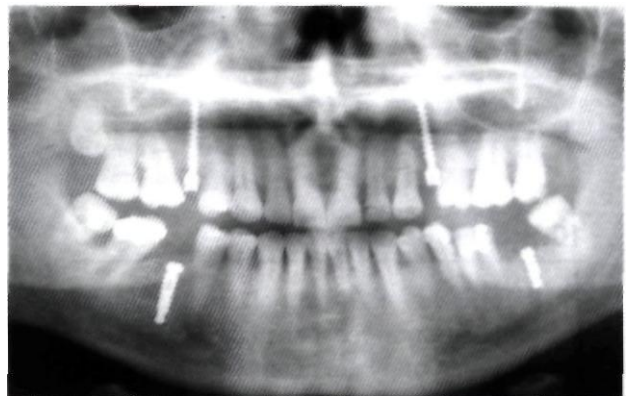


Рис. 10-18. Максимально возможное использование высоты костной ткани. В области отсутствующих 15-го и 24-го зубов установлены одноэтапные винтовые имплантаты с высотой внутрикостной части 24 мм; в области 45-го зуба — двухэтапный винтовой имплантат с высотой внутрикостного элемента 15 мм. Эти три имплантата установлены для фиксации на них одиночных коронок без связи с соседними зубами. В области 37-го зуба установлен двухэтапный винтовой имплантат с высотой внутрикостного элемента 10 мм. Этот имплантат будет выполнять функцию дополнительной опоры для протеза с фиксацией на 36-м зубе и имплантате

Для выбора размеров имплантата в зависимости от высоты кости существует следующее правило: высота внутрикостной части имплантата должна быть максимально возможной, насколько это позволяет высота костной ткани (рис. 10-18).

10.2.4. Тип архитектоники кости

Чем больше структурных элементов костной ткани приходится на единицу объема кости, тем выше вероятность достижения оссеоинтеграции. Данное положение является одним из основополагающих принципов выбора конфигурации и размеров имплантата.

Так, при I и II типах архитектоники кости можно применять имплантаты любой конфигурации и размеров (рис. 10-19). При III типе архитектоники оптимальным является использование двухэтапных винтовых, разборных одноэтапных пластиночных имплантатов и имплантатов комбинированной формы. При IV типе архитектоники кости целесообразно использовать двухэтапные имплантаты комбинированной формы, поскольку их конфигурация и конструкция позволяют задействовать значительный объем костной ткани и обеспечивают состояние функционального покоя в послеоперационном периоде, что увеличивает вероятность достижения интеграции имплантатов в условиях регионарного остеопороза. При регрессивной трансформации костной ткани челюстей (V и

VI типы архитектоники) необходимо использовать двухэтапные винтовые имплантаты с обязательной бикортикальной или межкортикальной их установкой.

10.3. РАЗРАБОТКА ПЛАНА ЛЕЧЕНИЯ

План лечения должен быть основан на анализе вышеперечисленных ключевых факторов. Одни из них позволяют ответить на вопрос, какие имплантаты необходимо применить, другие какие можно применить. Кроме того, появляется возможность определения стартовых анатомо-топографических условий для имплантации, оптимального срока протезирования, а также целесообразности применения той или иной методики операции и конструкции протеза.

Окончательный выбор способа протезирования, конструкции, размеров и методики установки имплантатов в каждой конкретной ситуации осуществляется на основе баланса вышеперечисленных факторов.

Так, если определение объема костной ткани дает ответ на вопрос, какой имплантат можно применить, то вид адентии и тип архитектоники челюстной кости, а также конструкция протеза предопределяют, какой имплантат необходимо использовать в конкретной клинической ситуации.

Естественно, отправной точкой для планирования лечения должны служить факторы, определяющие способ протезирования и тип имплантатов. Объем имеющейся кости можно считать фактором вторичным, определяющим, какие стартовые условия имеются для проведения имплантации. Он является своего рода величиной непостоянной, так как для различных видов адентии и способов протезирования понятие «достаточный» или «недостаточный» объем кости подразумевает неодинаковые количественные характеристики. Например, высота костной ткани 10,0 мм и ее толщина 3,5- 1,0 мм в области отсутствующего резца является недостаточной для установки имплантата и последующей фиксации искусственного зуба только на имплантате, так как в этой клинической ситуации необ-



Рис. 10-19. Диаграмма определения конструкции и формы имплантата, а также методики его установки в зависимости от типа архитектоники костной ткани

можно использовать имплантат высотой более 10,0 мм и диаметром 3,5–1,0 мм. В то же время такой объем кости при некоторых других видах адентии не может рассматриваться как неблагоприятное анатомическое условие для имплантации. Например, при концевом дефекте зубного ряда данные параметры являются приемлемыми для установки пластиночного имплантата и использования в качестве опоры протеза двух рядом стоящих зубов.

Кроме того, неадекватный объем костной ткани не может служить достаточным основанием для отказа от имплантации или для использования типа имплантата, применение которого заведомо нецелесообразно в какой-либо клинической ситуации. Для создания адекватных анатомо-топографических условий могут применяться направленная регенерация и трансплантация кости, методы дистракционного остеогенеза и т.д.

Кроме определения оптимальной конструкции протезов, типа, размеров и количества имплантатов, необходимых для реализации приемлемого для пациента протезирования, следует разработать тактику ведения хирургического этапа лечения.

При этом в первую очередь необходимо определить методику имплантации и срок исключения имплантатов из функциональной нагрузки в конкретной клинической ситуации.

Одноэтапная методика установки имплантатов может применяться при I и II типах архитектоники кости и благоприятных для имплантации анатомо-топографических условиях:

- достаточном объеме кости, адекватной межальвеолярной и межжюкклюдонной высоте, нормальном прикусе;
- наличии условий для аккуратной зашиты краев операционной раны в области имплантата;
- отсутствии очевидного риска возникновения воспалительных процессов в полости рта в послеоперационном периоде, например, пародонтита.

Одноэтапная методика может применяться также при III и даже IV типе архитектоники кости, но при условии, что имплантаты будут установлены бикортикально.

В остальных случаях предпочтение следует отдавать двухэтапной методике имплантации.

Факторами, влияющими на определение срока исключения имплантата из функции, являются: тип архитектоники, вариант расположения имплантата по отношению к компактному слою кости и анатомическая ситуация.

Непосредственную функциональную нагрузку (через 7–14 дней после имплантации) на имплантаты и окружающую их кость можно давать в том случае, если имплантаты с высотой внутрикостной части более 12 мм были установлены бикортикально, межкортикально или в костную ткань, архитектура которой соответствует I или II типам. В остальных случаях включать имплантаты в функциональную нагрузку следует спустя 2–3 мес. после их установки. При регрессивной трансформации кости (V–VI типы архитектоники), неблагоприятных анатомических условиях и применении нестандартных методик следует увеличить срок исключения имплантатов из функциональной нагрузки до 1–6, а иногда и 8 мес.

10.4. ПЛАНИРОВАНИЕ ЛЕЧЕНИЯ В НАИБОЛЕЕ РАСПРОСТРАНЕННЫХ КЛИНИЧЕСКИХ СИТУАЦИЯХ

10.4.1. Одиночные дефекты зубных рядов

Для замещения одиночных дефектов зубных рядов могут использоваться два подхода:

1. Протезирование на имплантате с сохранением интактными соседних с дефектом зубов (рис. 10-20–10-23).
2. Включение в протез в качестве опоры имплантата и одного из граничащих с дефектом зубов (рис. 10-24).

Оба подхода подразумевают использование имплантатов винтовой и цилиндрической формы.

При замещении дефектов в области однокорневых зубов оптимальным вариантом может считаться установка двухэтапных имплантатов с диаметром внутрикостной части 4 мм и высо-

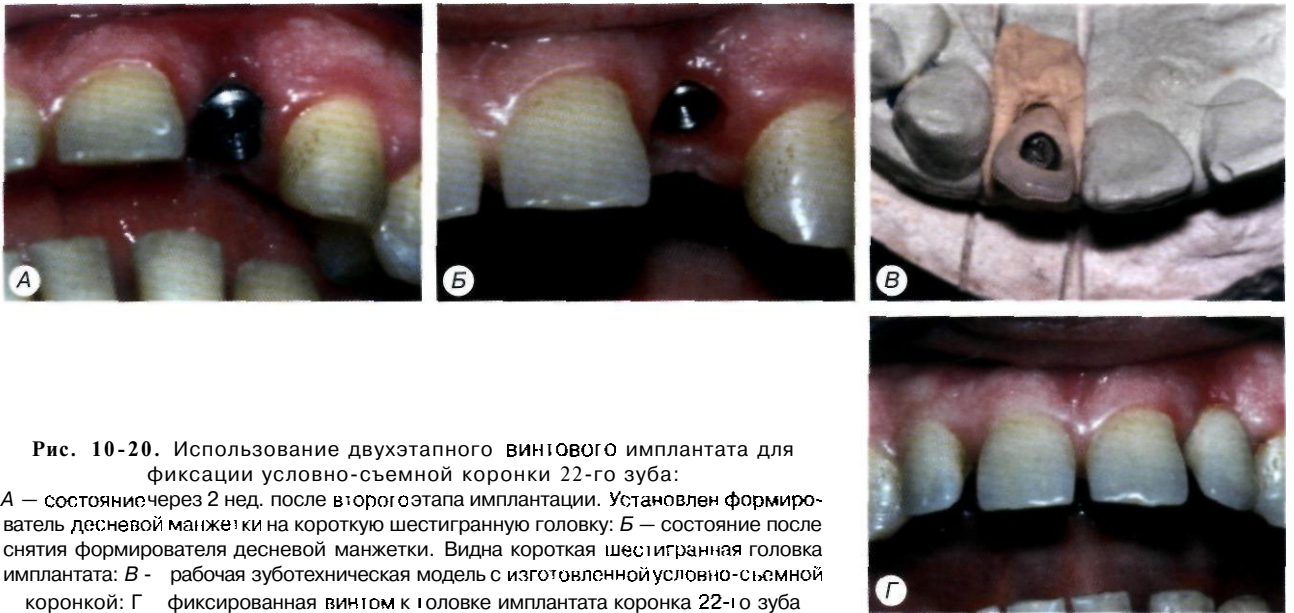


Рис. 10-20. Использование двухэтапного винтового имплантата для фиксации условно-съёмной коронки 22-го зуба:
 А — состояние через 2 нед. после второго этапа имплантации. Установлен формирователь десневой манжетки на короткую шестигранную головку; Б — состояние после снятия формирователя десневой манжетки. Видна короткая шестигранная головка имплантата; В — рабочая зуботехническая модель с изготовленной условно-съёмной коронкой; Г — фиксированная винтом к головке имплантата коронка 22-го зуба



Рис. 10-21. Замещение одиночного дефекта зубного ряда в области 46-го зуба:
 А — фрагмент контрольной ортопантограммы перед вторым этапом операции (через 2 мес. после установки внутрикостных элементов винтовой формы диаметром 3,5 мм и высотой 15 и 12 мм); Б — установленные во время протезирования головки имплантатов; В — фиксированная при помощи цемента на двух имплантатах металлокерамическая коронка 46-го зуба



Рис. 10-22. Использование двух- и одноэтапного имплантатов при одиночных дефектах 14-го и 24-го зубов:
 А — контрольная ортопантограмма через 2 мес. после установки имплантатов. В области 14-го зуба установлен внутрикостный элемент двухэтапного имплантата диаметром 4 мм и высотой 15 мм. В области 24-го зуба отсутствует пространство, необходимое для установки двухэтапного имплантата. поэтому был использован одноэтапный винтовой имплантата с диаметром внутрикостной части 2,85 мм и высотой 18 мм; Б — состояние после второго этапа операции; В — состояние после протезирования

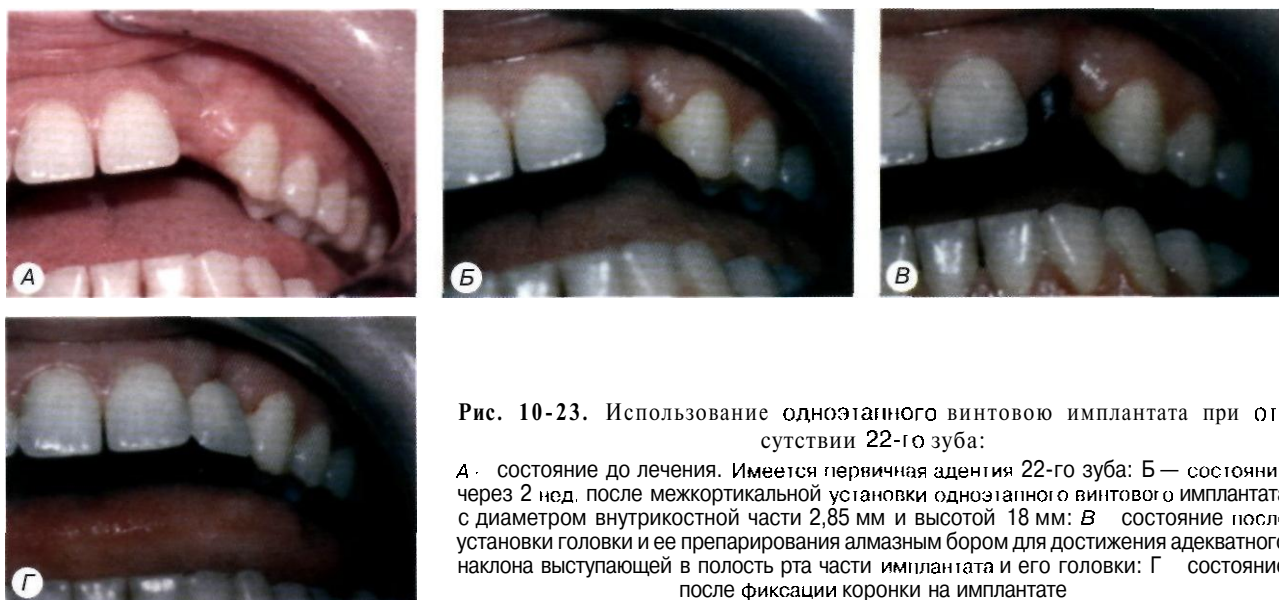


Рис. 10-23. Использование одноэтапного винтового имплантата при отсутствии 22-го зуба:

А - состояние до лечения. Имеется первичная адентия 22-го зуба; Б - состояние через 2 нед. после межкортикальной установки одноэтапного винтового имплантата с диаметром внутрикостной части 2,85 мм и высотой 18 мм; В - состояние после установки головки и ее препарирования алмазным бором для достижения адекватного наклона выступающей в полость рта части имплантата и его головки; Г - состояние после фиксации коронки на имплантате



Рис. 10-24. Замещение дефекта зубного ряда в области 15-го зуба при помощи несъемного мостовидного протеза с опорой на 16-й зуб и двухэтапный винтовой имплантат, установленный в области отсутствующего зуба:

А - состояние после установки головки имплантата; Б - изготoвленный металлокерамический протез; В - состояние после фиксации протеза

той 12-18 мм или диаметром 3,5 мм и высотой 15-18 мм. Эти имплантаты могут применяться как для фиксации коронок при помощи цемента, так и для условно-съемного протезирования (рис. 10-20, 10-21) с использованием различных видов головок. В ряде случаев с целью создания необходимого для расположения фиксирующего винта пространства могут применяться короткие, высотой всего 2,5-3,0 мм, головки шестигранной формы (рис. 10-20).

При узких альвеолярных отростках допустимо использование винтовых одноэтапных имплантатов диаметром менее 3 мм (рис. 10-22, 10-23).

Высота внутрикостной части этих имплантатов должна составлять 15 мм и более. Имплантаты диаметром менее 3 мм и с высотой внутрикостной части менее 15 мм могут применяться только при включении в протез соседнего с дефектом зуба или второго имплантата (если замещается дефект в области двухкорневого зуба).

Если у протеза имеются две точки опоры (два имплантата или имплантат и соседний с дефектом зуб), можно использовать имплантаты с любой, даже минимальной высотой внутрикостной части (8 мм для двухэтапных и 10 мм для одноэтапных).

ГЛАВА 10. ПЛАНИРОВАНИЕ ЛЕЧЕНИЯ

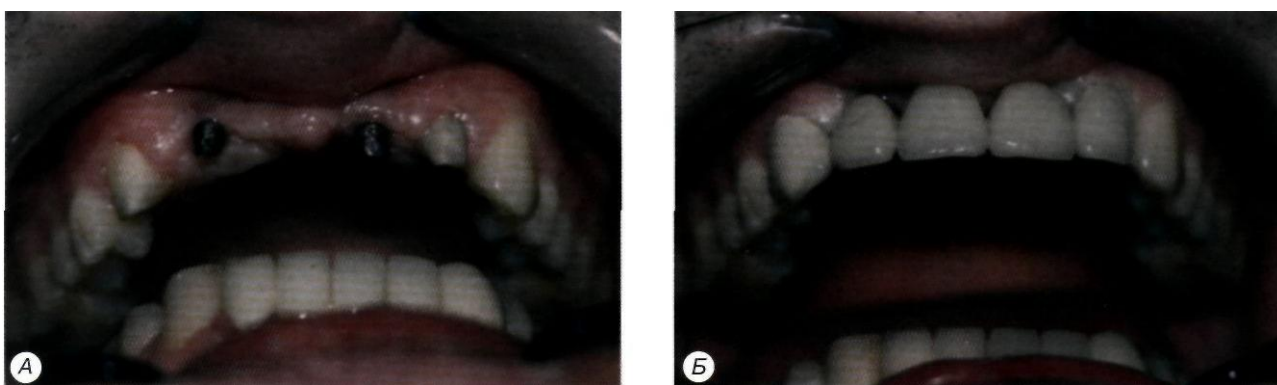


Рис. 10-25. Замещение включенного дефекта в области 12, 11 и 21-го зубов:

А — состояние через 3 нед. после имплантации. Установлены винтовые одноэтапные имплантаты в области 12 и 21-ю зубов. Проведено препарирование 13 и 22-го зубов, а также головок имплантатов под металлокерамический мостовидный протез; **Б** фиксированный при помощи цемента на имплантатах, а также на 13 и 22-м зубах металлокерамический протез

10.4.2. Включенные дефекты зубных рядов

Так же, как и одиночные, включенные дефекты зубных рядов могут быть замещены при помощи протезов, опирающихся на имплантаты и ограничивающие дефект-зубы (рис. 10-25, 10-27) или только на имплантаты (рис. 10-26).

В данной ситуации (рис. 10-27) можно было бы применить один пластиночный имплантат и произвести аналогичное протезирование. Предпочтение винтовым имплантатам было отдано по следующим соображениям: 1) при возникновении проблем с 38-м зубом и его удалении три винтовых имплантата, связанные с 34 м зубом, могут выполнять функцию опоры мостовидного протеза по 37-й зуб включительно, в то время как при установке пластиночного имплантата удаление 38-го зуба неизбежно повлечет повторную имплантацию для создания еще хотя бы одной опоры протеза; 2) при возникновении дезинтеграции или иных проблем, связанных с пластиночным имплантатом, ренимплантация и последующее несъемное протезирование в этом участке нижней челюсти будут весьма проблематичными.

При использовании в качестве опоры соседних с дефектом зубов можно устанавливать имплантаты различной формы: винтовые, цилиндрические, пластиночные, комбинированные.

Фиксация протезов только на имплантатах подразумевает применение имплантатов винтовой или цилиндрической формы (рис. 10-26).

10.4.3. Концевые дефекты зубных рядов

Простейшим способом восстановления зубного ряда при концевом дефекте является установка в области дефекта одного пластиночного имплантата с последующим включением в протезную конструкцию трех точек опоры имплантата и двух соседних с дефектом зубов (рис. 10-28). К протезированию при этом можно приступать через 2 нед. Данный подход был довольно широко распространен в мировой практике в 70-е и 80-е гг. и остается достаточно популярным в настоящее время в странах СНГ. Его достоинствами являются простота, довольно высокая эффективность и приемлемая стоимость. Однако обязательное препарирование, иногда интактных зубов, не позволяет считать этот подход рациональным в ряде клинических ситуаций.

Для максимально возможного сохранения интактными граничащих с дефектом зубов применяются имплантаты винтовой или цилиндрической формы. Установка двух таких имплантатов дает возможность использовать в качестве дополнительной опоры только один зуб (рис. 10-29). Установка трех имплантатов позволяет осуще-

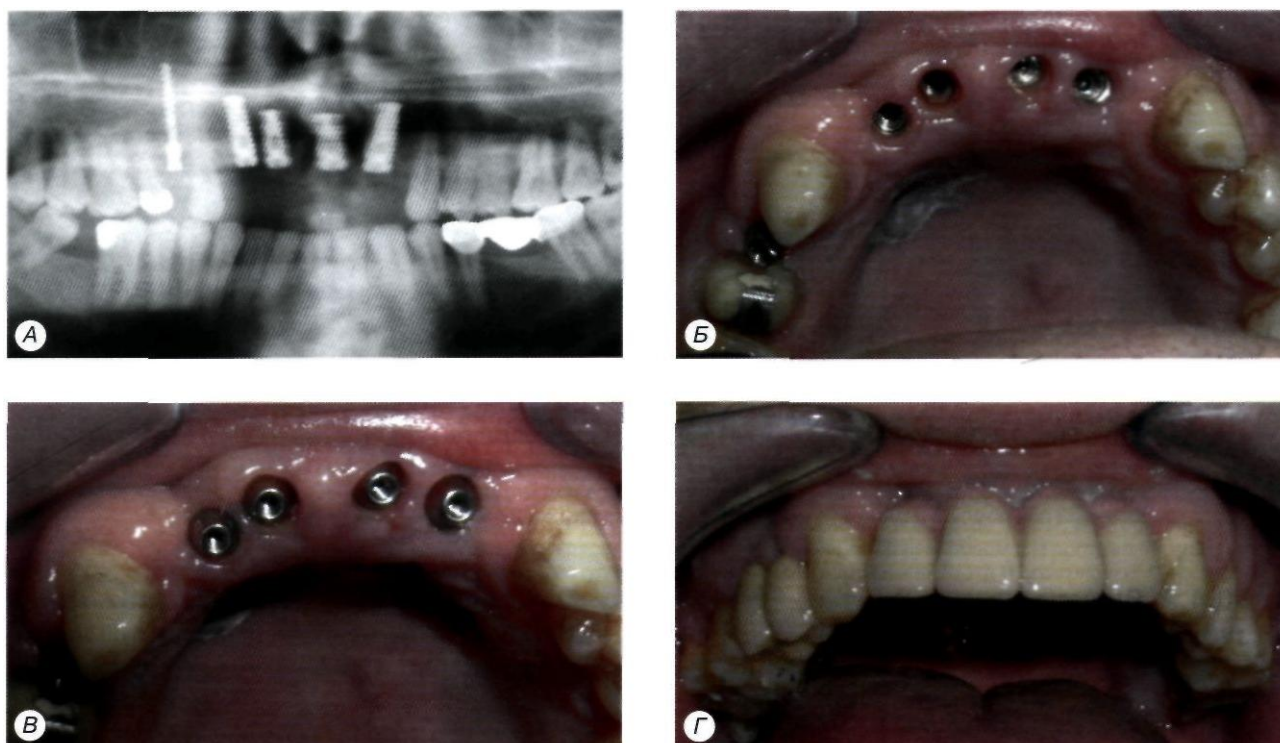


Рис. 10-26. Замещение включенного дефекта фронтальной группы зубов при помощи условно-съемного металло-керамического протеза:

А — контрольная ортопантомограмма через 2 мес. после имплантации. Во фронтальном отделе установлены двухэтапные имплантаты в области отсутствующих 12, 11, 21 и 22-го зубов, а также одноэтапный винтовой имплантат в области 14-ю зуба (принцип имплантационной изотопии); Б - состояние во время замены формирователей десневой манжетки на головки имплантатов. Видна внутренняя резьба внутрикостных элементов имплантатов: В — установленные конические головки под условно-съемное протезирование. 15-й зуб обработан под металлокерамическую коронку; Г — состояние после фиксации протезов. На 15-й зуб и имплантат, установленный в области 14-го зуба, фиксирован мостовидный металлокерамический протез при помощи цемента. На двухэтапных имплантатах винтами фиксирован металлокерамический условно-съемный протез с десневой маской из керамики



Рис. 10-27. Замещение включенного дефекта в области жевательной группы зубов:

А — состояние через 2 нед. после операции. В области отсутствующих 35, 36 и 37-го зубов установлены три одноэтапных винтовых имплантата (толщина альвеолярного отростка составляла от 4,0 до 4,5 мм). Коронки 34 и 38-го зубов обработаны под металлокерамический протез; Б — примерка металлического каркаса; В — фиксированный на двух зубах и трех имплантатах мостовидный металлокерамический протез

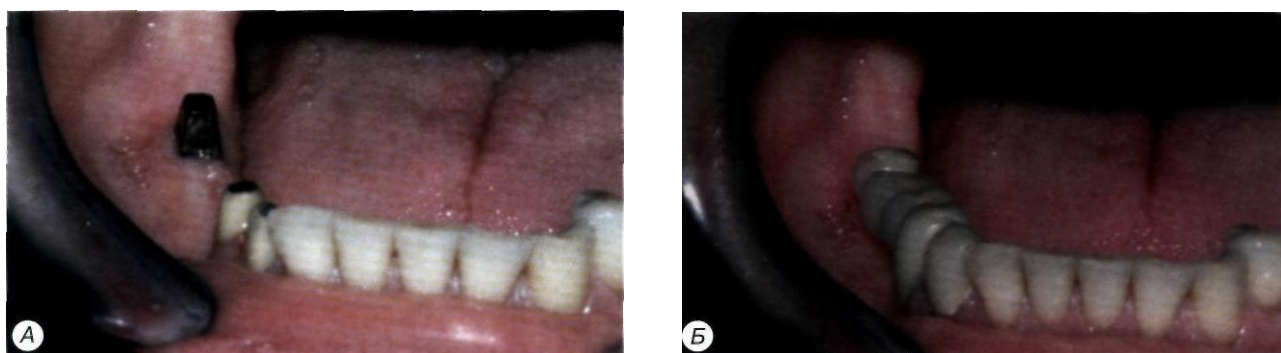


Рис. 10-28. Замещение концевую дефекта зубного ряда с использованием мостовидного протеза, опирающегося на пластиночный имплантат и два соседних с дефектом зуба:

А — состояние через 10 дней после установки неразборного пластиночного имплантата. Под металлокерамический протез обработаны 45 и 44-й зубы; Б — фиксированный на зубах и имплантате протез (состояние через 20 дней после имплантации)



Рис. 10-29. Замещение концевого дефекта при помощи комбинированного зубного протеза:

А — состояние после установки головок двухэтапных винтовых имплантатов; Б — примерка литого металлического каркаса протеза; В — фиксированный при помощи цемента на 45-й зуб и при помощи винтов на двух имплантатах комбинированный металлокерамический протез; Г — состояние центральной окклюзии после фиксации протеза

сгнуть протезирование на имплантатах и сохранить интактными соседние зубы (рис. 10-30).

Оптимальным вариантом восстановления зубных рядов при концевых дефектах можно считать использование двухэтапных имплантатов, так как отделы челюстей, соответствующие жевательной группе зубов, в значительной степени, особенно на верхней челюсти, подвержены регионарному остеопорозу после утраты зубов и снижения функциональной нагрузки на кость. В дистальных отделах альвеолярных отростков

нижней челюсти достаточно часто встречается III, а на верхней челюсти — IV тип архитектоники. Кроме того, при длительном отсутствии жевательной группы зубов (более 5 лет) соответствующие отделы челюстей в значительной мере подвергаются регрессивной трансформации, вследствие чего в этих отделах с большой долей вероятности можно прогнозировать V и VI типы архитектоники.

Для замещения концевых дефектов зубных рядов при помощи протезов, опирающихся толь-



Рис. 10-30. Замещение концевых дефекта зубного ряда верхней челюсти без включения в протезную конструкцию интактных зубов:

А — фрагмент кош рольной ортопантограммы через 2,5 мес. после первого этапа операции. В соответствии с анатомической ситуацией были установлены два внутрикостных элемента высотой 18,0 мм и один - 8,0 мм; Б — состояние после установки 1 оловок имплантатов для условно-съемного протезирования; Б' - фиксированный винтами условно-съемный металлокерамический протез; Г — фрагмент контрольной ортопантограммы через 3 года после имплантации

ко на имплантаты. необходимо придерживаться следующих принципов:

1. Имплантационная изотопия или расчет количества имплантатов по формуле: $X - X - 1$ (при условии, что будет установлено не менее трех имплантатов). Соблюдение этого принципа позволяет создать согласованную и устойчивую с биомеханической точки зрения биотехническую систему.
2. Правило треугольника. Суть его заключается в установке имплантата, который должен располагаться в центре (между двумя остальными имплантатами), за пределами линии, соединяющей крайние имплантаты (рис. 10-31, 10-32).

Согласно биомеханическим исследованиям, на основании которых была составлена данная схема (см. рис. 10-31), консольная конструкция протеза, опирающегося на два имплантата, вызывает двукратное увеличение нагрузки на окружающую имплантат кость. Использование принципа имплантационной изотопии приводит к уменьшению функциональной нагрузки на 33 %, что позволяет предотвратить чрезмерное механическое напряжение на уровне интерфейса имплантат-костная ткань. Расположение имплантатов,

- геометрически соответствующее правилу треугольника, позволяет снизить механическое напряжение на 67 % и увеличить устойчивость всей конструкции к трансверзальным нагрузкам, возникающим при жевании.
3. Использование имплантатов с высотой внутрикостной части 12 мм и более. Имплантаты

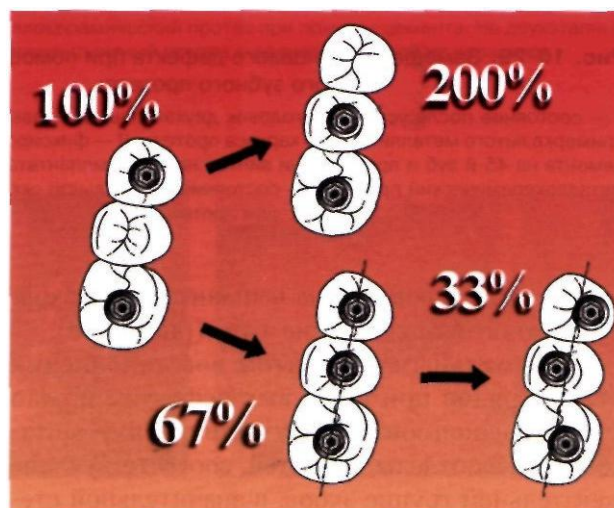


Рис. 10-31. Зависимость величины нагрузки, приходящейся на окружающую имплантаты костную ткань, от их количества и геометрии расположения (по Rangert B., Krogh P. и Lanqer B., 1995)

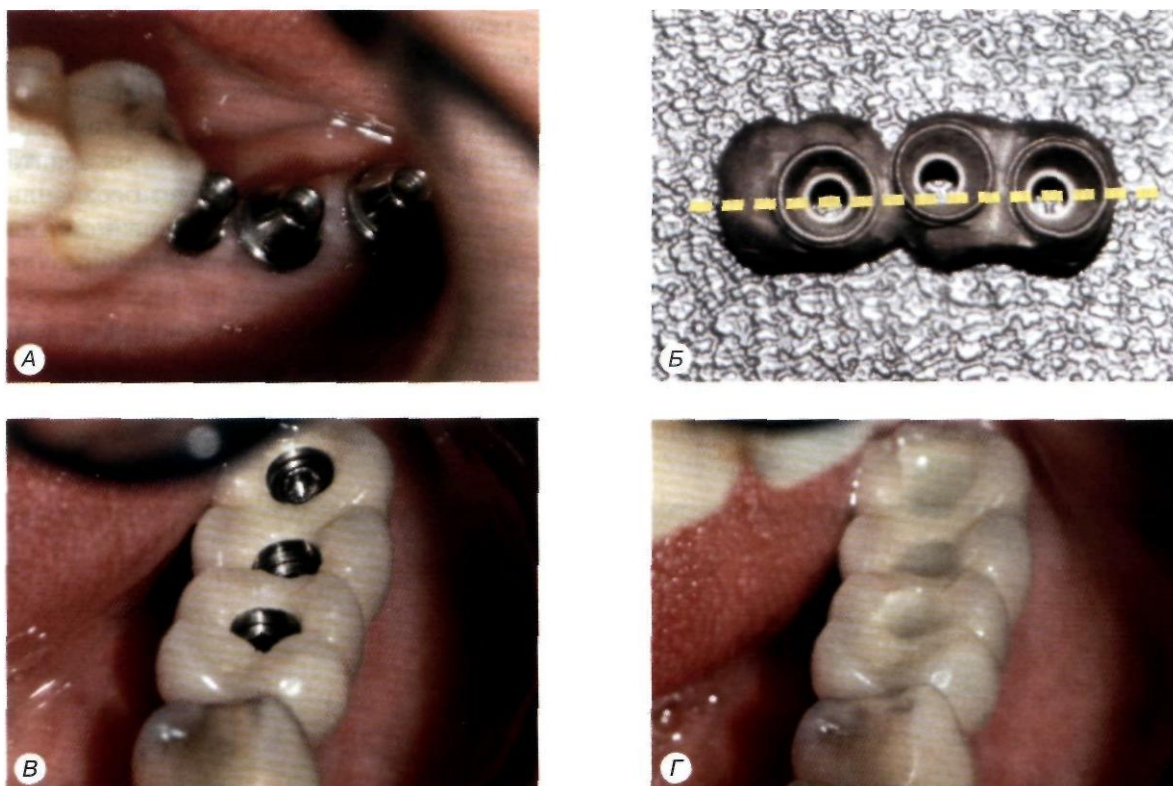


Рис. 10-32. Применение правила треугольника для замещения концевой дефекта зубного ряда нижней челюсти: А — установленные во внутрикостные элементы головки, рассчитанные на условно-съемное протезирование; Б — отлитый металлический базис условно-съемного протеза (вид со стороны нижней его части). Пунктирная линия подчеркивает расположение имплантатов по правилу треугольника. Расположенный центрально имплантат смещен по отношению к линии, соединяющей крайние имплантаты, на 1.0 мм; В — фиксированный винтами металлокерамический протез; Г — состояние после пломбировки отверстий над винтами

с высотой внутрикостной части 8–10 мм могут использоваться только как дополнительная опора и применяться вместе с имплантатами, высота внутрикостной части которых составляет 15–18 мм (рис. 10-30). Сумма высот трех имплантатов при этом должна быть не менее 30 мм. Это означает, что целесообразны следующие комбинации: 12 мм + 10 мм + 10 мм; 12 мм + 12 мм + 8 мм; 12 мм + 10 мм + 8 мм или 10 мм + 10 мм + 10 мм. Использование имплантатов, общая высота которых будет меньше 30 мм, например, 10 мм + 10 мм + 8 мм; 10 мм + 8 мм + 8 мм или 8 мм + 8 мм + 8 мм, является рискованным вариантом, не позволяющим в большинстве случаев достичь отдаленных положительных результатов ле-

чения. Исключением могут быть лишь клинические ситуации, когда имплантаты установлены в костную ткань, представленную однородным компактным слоем, т.е. при 1-й архитектонике.

10.4.4. Полная адентия

Одним из первоочередных вопросов планирования лечения при полной адентии является вопрос о способе протезирования. В каком случае следует проводить имплантацию для фиксации съемных протезов? Когда следует проводить несъемное протезирование с фиксацией протезов при помощи цемента, а когда целесообразно осуществлять условно-съемное протезирование?

Для выбора способа протезирования при полной адентии можно ориентироваться на следующие критерии:

1. Съёмное протезирование с фиксацией на имплантатах можно производить в том случае, когда пациент уже пользовался съёмным протезом, но вследствие атрофии и ухудшения условий для анатомической ретенции фиксация протеза стала неудовлетворительной.
2. Если пациент не пользовался съёмными протезами, не стоит сразу планировать проведение имплантации для фиксации съёмных протезов. Если в силу каких-либо причин

съёмное протезирование и дополнительная фиксация при помощи имплантатов кажется наиболее удачным вариантом лечения, целесообразно вначале изготовить съёмный протез и дать пациенту 3-1 мес. на адаптацию к нему. Тогда решение будет осознанным, а дальнейшее лечение с применением имплантатов позволит достичь искомого результата. В противном случае велик риск того, что пациент не сможет адаптироваться к съёмному протезу, даже если его фиксация достаточно надежно обеспечена при помощи имплантатов и замков.

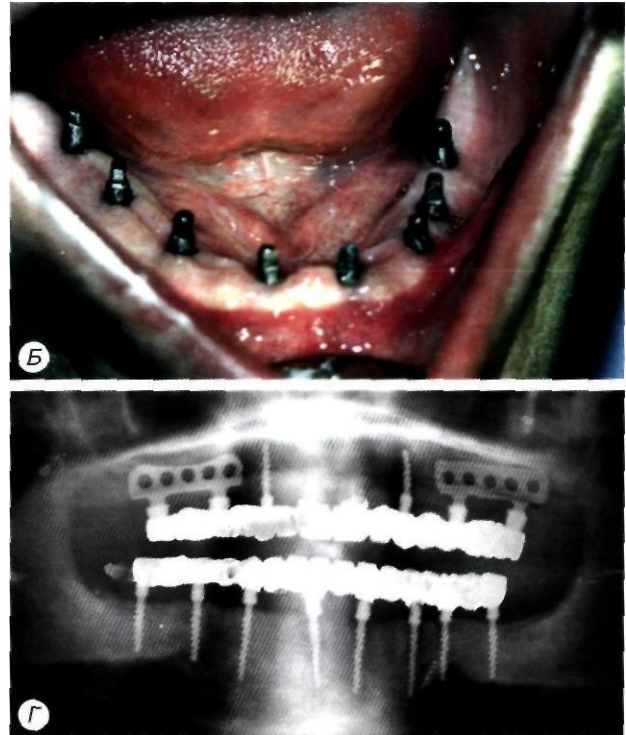
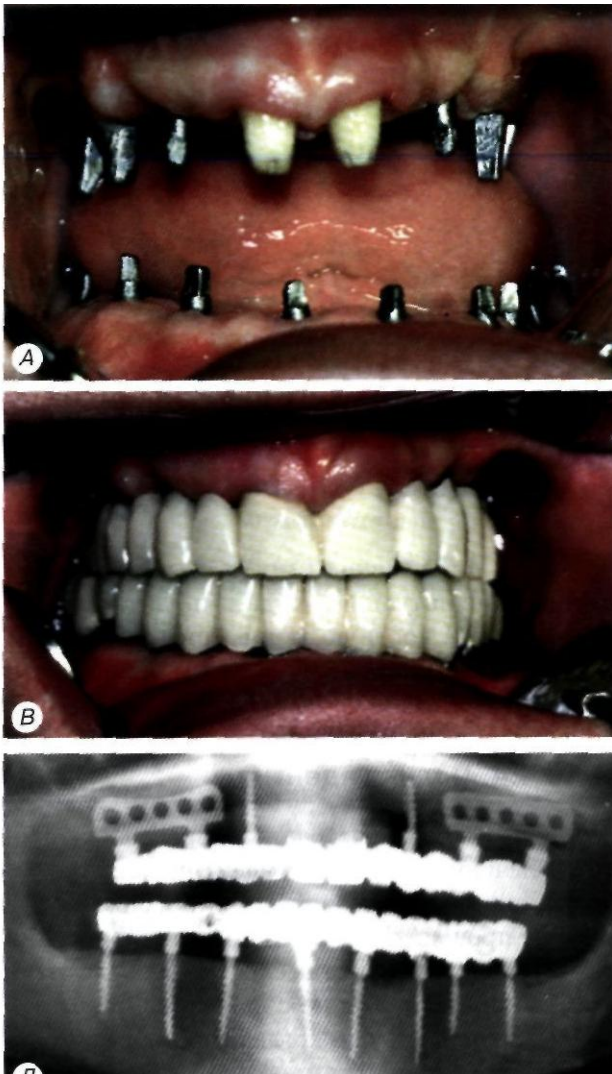


Рис. 10-33. Несъёмное протезирование при полной адентии на одноэтапных неразборных имплантатах: А и Б — состояние через 7 дней после имплантации. Выбор одноэтапных винтовых и пластиночных (установлены в боковых отделах верхней челюсти) имплантатов объясняется незначительной толщиной альвеолярных отростков (от 3 до 4 мм), типом архитектоники (во всех отделах челюстей наблюдался I тип) и достаточной высотой кости для установки имплантатов высотой 15-18 мм: В - - фиксированные на цемент через 2 нед. после операции металлоакриловые протезы; Г - контрольная ортопантомограмма через 1 год после имплантации; Д — кон-

3. Несъемное и условно-съемное протезирование являются наиболее рациональными подходами для функциональной и социальной реабилитации больных с полной адентией. Эти подходы **МОГУТ** быть осуществлены практически во всех клинических ситуациях, даже при неблагоприятных анатомо-топографических условиях вследствие значительной атрофии челюстей. В настоящее время имеется достаточный арсенал хирургических методик и технологий изготовления зубных протезов для проведения имплантации и несъемного (или условно-съемного) протезирования при полной адентии.

1. Несъемное протезирование целесообразно производить на неразборных имплантатах, когда имеется возможность для непосредственной функциональной нагрузки, т.е. протезирование через 7-10 дней после имплантации (рис. 10-33).

Однако несъемное протезирование не может считаться основным, наиболее удачным подходом.

Следует учитывать, что фиксация протезов при помощи цемента практически не оставляет возможности для маневра в случае возникновения каких-либо проблем. Например, расцементировка на одном из имплантатов приведет к функциональной перегрузке окружающих другие имплантаты костной ткани. Такой протез необходимо сбить и перецементировать. Однако сбивание протеза, фиксированного при помощи цемента на имплантатах (равно как и на зубах), может привести к вывиху или даже удалению имплантатов, на которых не было расцементировки.

Поэтому несъемное протезирование осуществляют в тех случаях, когда невозможно произвести условно-съемное. Клинические ситуации, когда условно-съемное протезирование представляет значительные трудности, могут наблюдаться:

- при значительном вестибулярном наклоне альвеолярных отростков и установленных имплантатов в сочетании с недостаточным межальвеолярным пространством для установки наклонных головок. В этой

ситуации фиксирующие протез винты и отверстия под них могут оказаться с вестибулярной стороны протеза даже при использовании наклонных головок имплантатов, что недопустимо с эстетической точки зрения (рис. 10-31):

- при прогенитическом соотношении челюстей, когда отсутствует место для фиксирующих протез винтов. Эта ситуация может наблюдаться при адентии нижней челюсти и наличии одного или нескольких зубов во фронтальном отделе верхней челюсти (рис. 10-31).

5. Условно-съемное протезирование может считаться оптимальным способом реабилитации больных с полной адентией. Такой вариант может быть осуществлен в подавляющем большинстве случаев, даже при значительной атрофии костной ткани челюстей и неблагоприятных анатомо-топографических условиях (рис. 10-35, 10-38, 10-39, 10-40).

Таким образом, при планировании лечения больных с полной адентией можно применять следующие подходы и их последовательность:

- а) условно-съемное протезирование на двухэтапных имплантатах винтовой или цилиндрической формы как основной, оптимальный вариант лечения;
- б) несъемное и комбинированное протезирование на одно- и двухэтапных имплантатах различных формы как дополнительный вариант лечения;
- в) изготовление полных съемных зубных протезов с их фиксацией на двухэтапных имплантатах винтовой или цилиндрической формы как паллиативный метод лечения.

Кроме планирования окончательного, постоянного протезирования больных с полной адентией необходимо также решить вопрос о том, что будет делать и как будет жить пациент в течение 2-3 мес., а иногда и большего периода времени, пока идет процесс репаративной регенерации кости вокруг установленных имплантатов. Многие пациенты не могут и не хотят находиться все это время в социальной изоляции из-за отсутствия зубов, нарушения речи и внешнего вида, поэтому при планировании лечения, если того желает па-

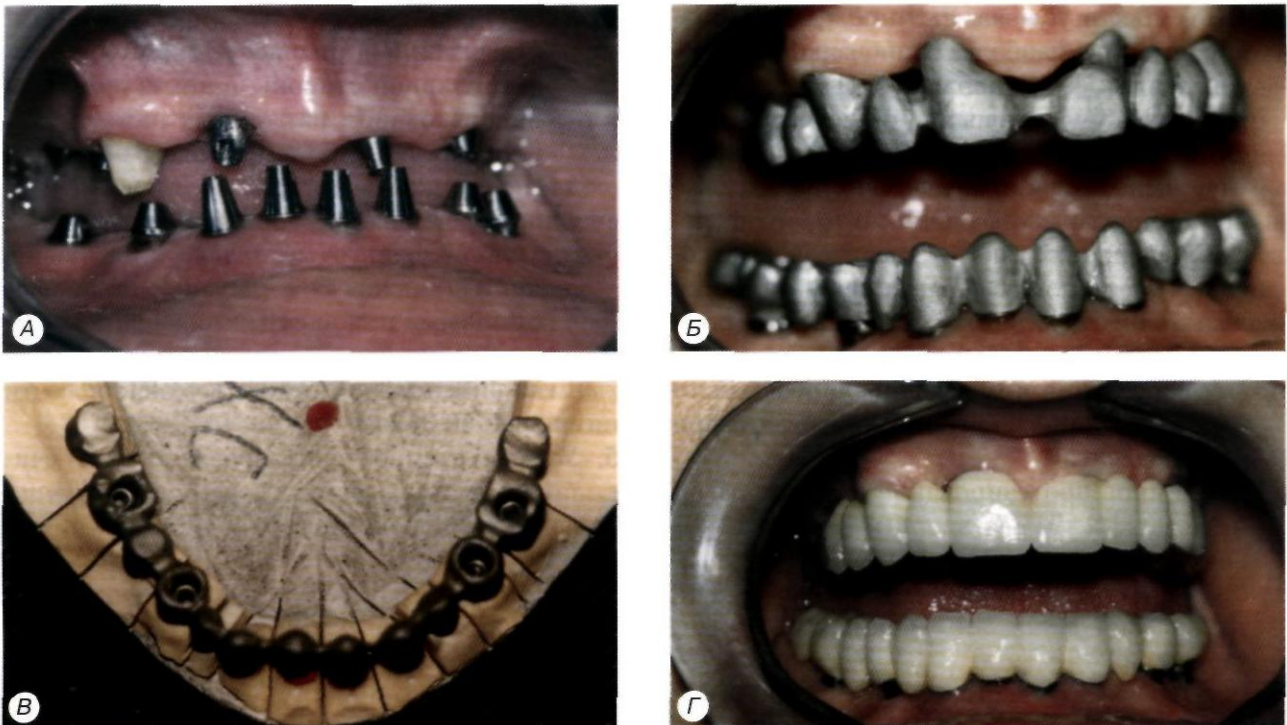


Рис. 10-34. Комбинированное протезирование при полной адентии:

А — состояние после второго этапа имплантации. Имеет место прогеническое соотношение челюстей. В такой ситуации для условно-съемного протезирования потребовалось бы значительно выдвинуть вперед фронтальную группу зубов верхней челюсти для создания пространства, необходимого для размещения отверстий под винты в протезе на нижней челюсти. Кроме того, незначительная межальвеолярная высота в данном случае не позволяет использовать наклонные шпильки, что привело бы к искусственному завышению прикуса. Поэтому было принято решение об установке во фронтальных отделах верхней и нижней челюстей головок имплантатов, рассчитанных на фиксацию протеза при помощи цемента, а в боковых отделах головок, обеспечивающих фиксацию при помощи винтов; **Б** — примерка металлических каркасов комбинированных протезов; **В** — цельнолитой каркас протеза на рабочей модели нижней челюсти; **Г** — фиксированные при помощи цемента и винтов металлокерамические протезы

инент, следует предусмотреть временное протезирование, которое позволило бы восстановить функцию речи и правильные пропорции лица, а также хотя бы частично функцию жевания.

В качестве временного протезирования достаточно часто практикуется изготовление полных съемных протезов. Однако этот способ не может считаться оптимальным решением по следующим соображениям:

1. У значительной части больных отсутствуют условия для анатомической ретенции съемных протезов, и пользоваться ими они не смогут даже в течение незначительного периода времени.
2. Известно, что съемные протезы оказывают негативное воздействие на ткани протезного

ложе и могут спровоцировать процесс резорбции костной ткани альвеолярного отростка, что в свою очередь может привести к нарушению естественного хода репаративной регенерации кости в области установленных имплантатов.

3. Изменяющиеся после имплантации рельеф альвеолярного отростка и топография преддверия полости рта не позволяют обеспечить сколько-нибудь приемлемую фиксацию съемных протезов, изготовленных перед имплантацией. В лучшем случае требуется многократная перебазировка съемных протезов в течение 1-2-х мес. после операции, а иногда приходится полностью переделывать съемные протезы с учетом новых анатомо-топографических условий в зоне протезного ложа.

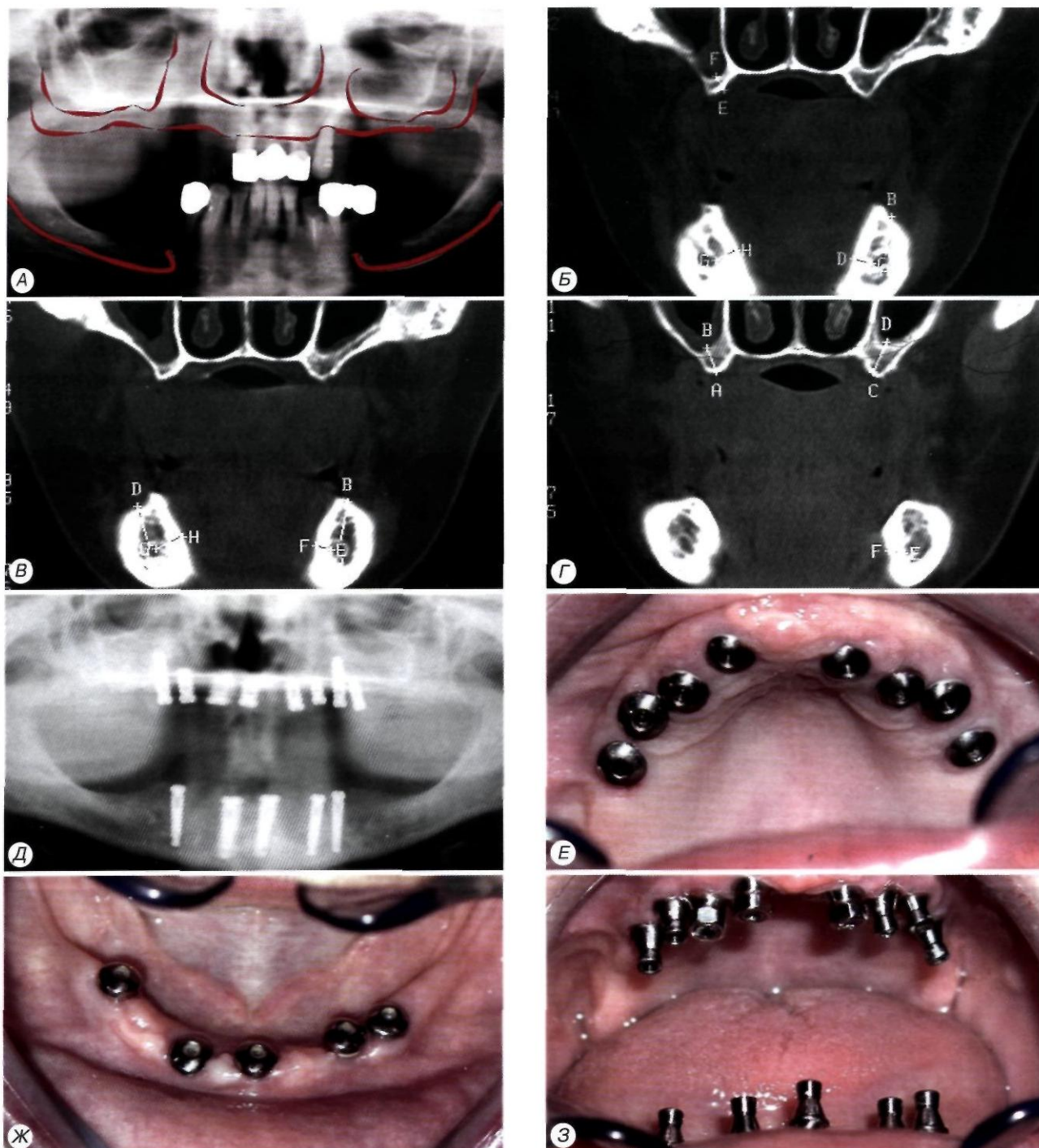


Рис. 10-35. Применение двухэтапных винтовых имплантатов и условно-съемного протезирования при полной адентии обеих челюстей:

А — ортопантограмма до лечения; Б, В и Г — данные обследования при компьютерной томографии. Высота кости над нижнечелюстными каналами составляет 4-5 мм; в области дна верхнечелюстных пазух — не более 3 мм; в области грушевидного отверстия — от 9 до 10 мм; Д — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после имплантации; Е и Ж — состояние после второго этапа операции. Установлены формирователи десневой манжетки; З — установленные головки имплантатов



Рис. 10-35 (окончание):

И — целлюлитные каркасы условно-съемных протезов на рабочей модели; К — примерка целлюлитных каркасов; Л — выполненные из воска условно-съемные протезы на рабочей модели; М — изготовленный протез на верхнюю челюсть; Н — изготовленный протез на нижнюю челюсть; О и П — фиксированные винтами к головкам имплантатов протезы (состояние после пломбировки отверстий над винтами); Р — состояние центральной окклюзии после фиксации протезов

4. Далеко не все пациенты успевают воспользоваться съемными протезами. Начать пользоваться ими можно только через 2 нед. после имплантации (как минимум, через неделю после снятия швов). Период адаптации может составлять от 1–2-х недель до нескольких месяцев. Таким образом, при самой быстрой адаптации пациент имеет шанс пользоваться съемным протезом в среднем 1–1,5 мес., т.е. половину времени, которое отводится на период от первого до второго этапов операции. Естественно, что после установки формирователей десневой манжетки или головок имплантатов на втором этапе операции пациент опять не сможет пользоваться съемным протезом.

В последнее время для решения проблемы временного протезирования при полной адентии все чаще применяется установка дополнительных имплантатов, которые служат опорой временных несъемных зубных протезов. Для этой цели обычно используются одноэтапные винтовые имплантаты диаметром от 1,8 до 2,8 мм. Их устанавливают рядом с внутрикостными элементами двухэтапных имплантатов. Затем, через 2–3 дня после снятия швов, приступают к протезированию. Обычно изготавливают армированные металлической балкой металлоакриловые протезы (рис. 10-36). Как правило, одноэтапные имплантаты для временного протезирования подлежат удалению во время второго этапа операции, проводимого в области двухэтапных имплантатов. Однако, если удалось установить одноэтапные имплантаты бикортикально, и окружающая их кость способна выдерживать непосредственную нагрузку на имплантаты за счет преимущественно контактного остеогенеза, эти имплантаты могут применяться для дальнейшего постоянного протезирования (рис. 10-36).

Существует еще один способ временного протезирования — технология внутриротовой сварки. Она подразумевает использование специального сварочного аппарата, изобретенного известным итальянским специалистом, президентом Итальянской академии стоматологической имплантологии А. Hruska. Данное устройство позволяет приваривать к головкам одно- или двух-

этапных имплантатов титановую проволоку; таким образом можно шинировать установленные имплантаты непосредственно во время операции и сразу снять отгиски для изготовления временных акриловых протезов.

Изготовление таких пластмассовых протезов требует всего 1–1,5 ч работы зубного техника, благодаря чему пациент выходит из операционной с временными несъемными зубными протезами. Согласно рекомендациям специалистов, имеющих опыт применения внутриротовой сварки, временные пластмассовые протезы должны фиксироваться на 3–4 мес; затем эти протезы удаляют, после чего изготавливают постоянные протезы с использованием шинирующей имплантаты проволоки либо распиливают приваренную к головкам проволоку, выкручивают их (если применялись разборные конструкции имплантатов), устанавливают новые головки и производят постоянное протезирование.

10.4.5. Имплантация при неблагоприятных анатомо-топографических условиях

В большинстве случаев неблагоприятные анатомо-топографические условия для проведения имплантации и последующего протезирования являются следствием атрофии костной ткани челюстей после удаления зубов.

Атрофия костной ткани приводит не только к уменьшению объема челюстей, но и к развитию остеопороза. Именно эти два фактора и осложняют планирование и проведение лечения.

Решение проблемы недостаточного для установки имплантатов объема кости может быть сведено к двум основным подходам:

- максимально возможное использование костной ткани анатомических образований, расположенных рядом с верхнечелюстными пазухами, полостью носа или нижнечелюстными каналами;
- наращивание объема костной ткани при помощи дополнительных оперативных вмешательств.

При остеопорозе костной ткани челюстей может проводиться бикортикальная или межкорти-

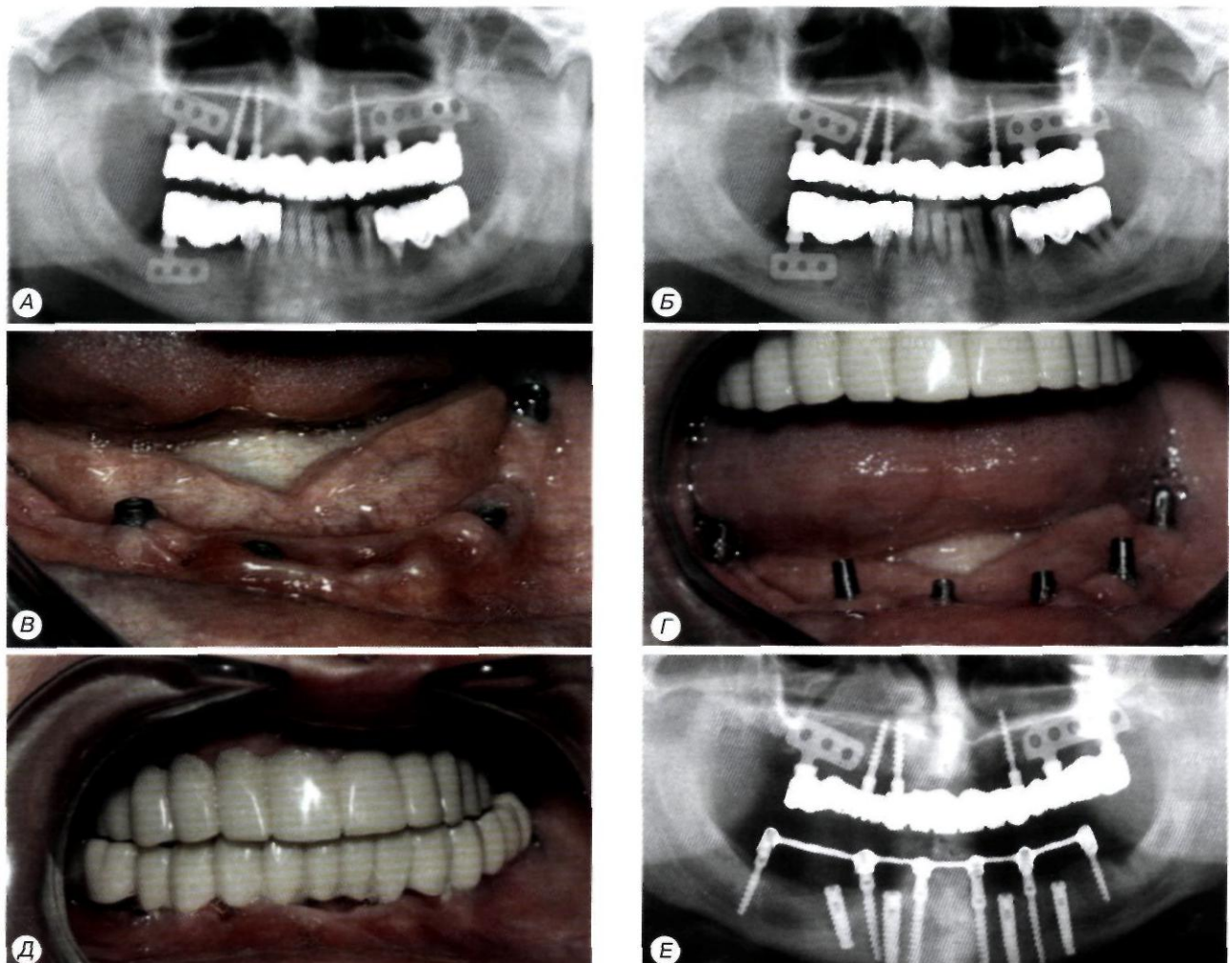


Рис. 10-36. Временное несъемное протезирование при полной адентии:

А — контрольная ортопантомограмма через 3 года после протезирования с использованием имплантатов; Б — контрольная ортопантомограмма через 8 лет после имплантации. Подвижность зубов и протезов определялась только на нижней челюсти. План лечения: удаление всех оставшихся зубов и подвижно-пластинчатого имплантата на нижней челюсти; установка четырех двухэтапных винтовых имплантатов для постоянного условно-съемного протезирования и шести одноэтапных винтовых имплантатов для временного протезирования. В расчет принималось то обстоятельство, что два одноэтапных имплантата во фронтальном отделе можно было установить бикортикально и, таким образом, задействовать их для постоянного протезирования вместе с двухэтапными; В — состояние после снятия швов через 7 дней после удаления зубов и имплантата с одномоментной установкой четырех двухэтапных и шести одноэтапных разборных имплантатов; Г — состояние после установки юбок одноэтапных имплантатов (7 дней после операции); Д — фиксированный на одноэтапных имплантатах армированный цельнолитой металлической балкой акриловый зубной протез; Е — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после имплантации

катывая установка ИМПЛАНТАТОВ, а также (только при IV типе архитектоники) использоваться имплантаты пластинчатой или комбинированной формы, рассчитанные на двухэтапную методику операции.

В качестве примера планирования лечения и его реализации при неблагоприятных анато-

мо-топографических условиях можно привести следующие клинические случаи.

Клинический пример 1. Пациентка В., 50 лет. Диагноз: частичная вторичная адентия верхней и нижней челюстей. Состояние после имплантации и протезирования на нижней челюсти (лечение проводилось в 1992 г.). Значительная

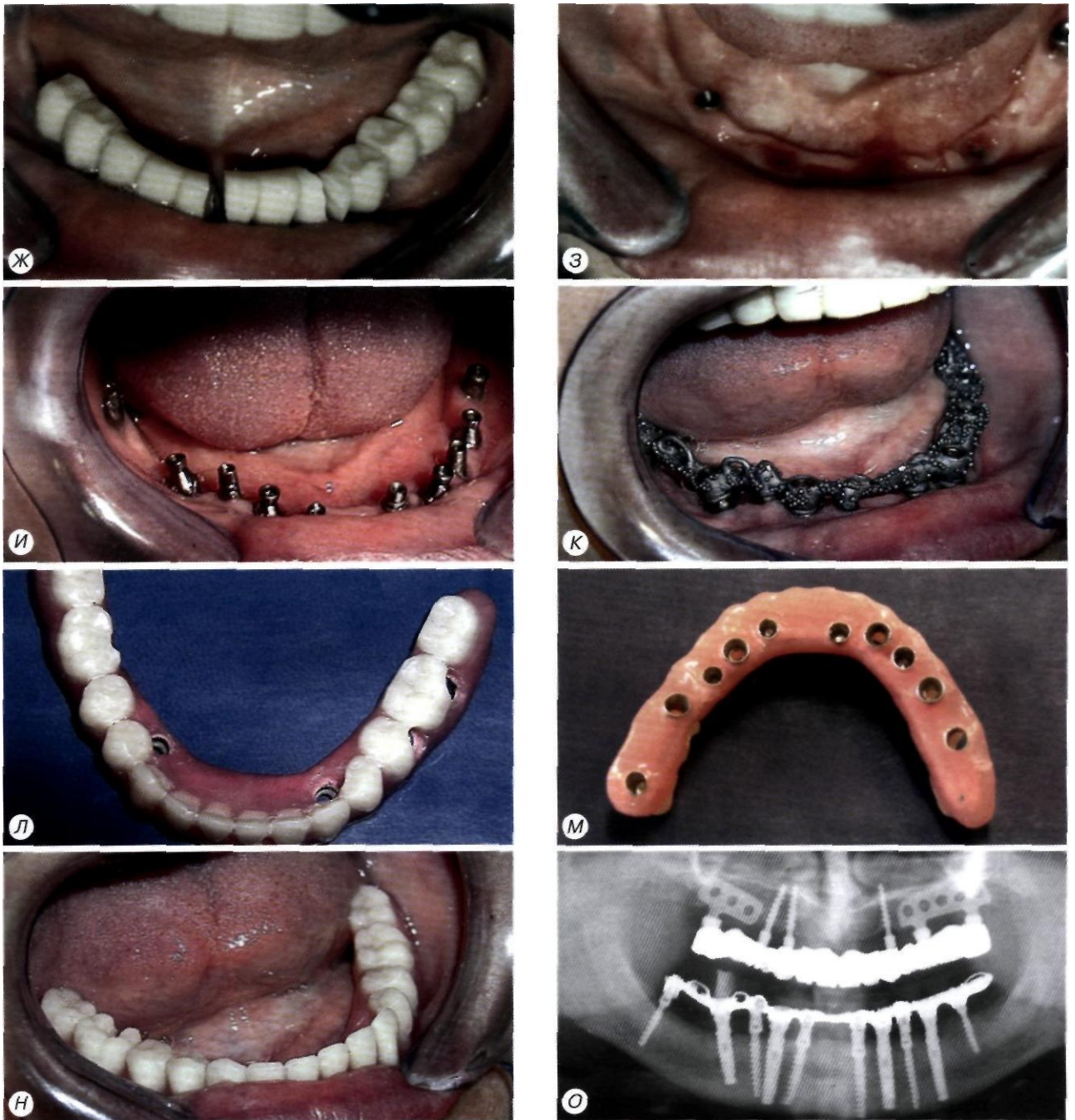


Рис. 10-36. (продолжение):

Ж — распиленный на несколько частей вместе с металлической балкой временный протез; З — состояние после удаления временного протеза. Части протеза были выкручены вместе с головками имплантатов. Подвижности одноэтапных имплантатов не наблюдалось, поэтому, учитывая клиническое состояние и рентгенологическую картину, их было решено использовать вместе с двухэтапными в качестве опоры постоянного протеза; И — состояние через 5 дней после второго этапа в области четырех двухэтапных имплантатов и установки головок одно- и двухэтапных имплантатов; К — примерка металлического каркаса комбинированного протеза (на 5 одноэтапных имплантатах фиксация протеза осуществляется при помощи цемента, на одном одноэтапном и всех двухэтапных — при помощи винтов); Л и М — изготовленный на нижнюю челюсть комбинированный протез; Н — фиксированный на имплантатах протез; О — контрольная ортопантограмма через 1 год после протезирования

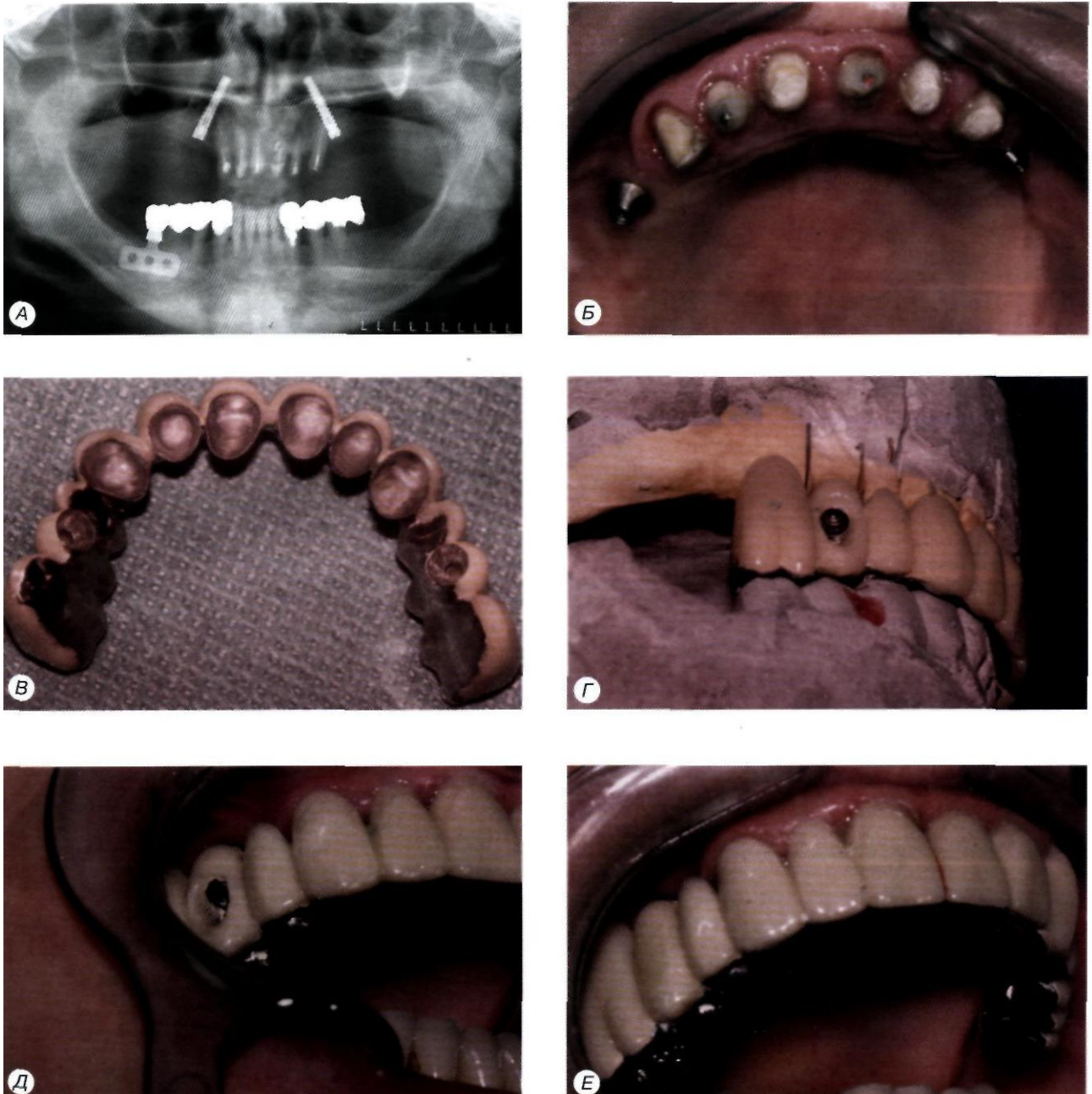


Рис. 10-37. Имплантация и комбинированное протезирование при неблагоприятных анатомических условиях на верхней челюсти (клинический пример 1):

А — контрольная ортопантомограмма через 2 мес. после установки внутрикостных элементов двух имплантатов в область нёбного и скулового контрфорсов верхней челюсти. Установка пластиночного имплантата и протезирование на нижней челюсти проводилось за 8 лет до имплантации на верхней челюсти; Б — состояние после установки конических головок имплантатов. Имплантаты в области нёбного и скулового контрфорсов имеют типичный для подобно расположенных наклон; В — металлоакриловый протез на верхнюю челюсть (изготовлен по принципу условно-съемного протезирования с дистальным выжатием, но рассчитан на фиксацию винтами к головкам имплантатов, а на зубах при помощи цемента); Г — протез, фиксированный на рабочей модели. Вследствие значительного наклона имплантатов отверстие под фиксирующий винт расположено на вестибулярной поверхности протеза; Д — фиксированный на опорных зубах и имплантатах протез; Е — состояние после пломбировки отверстия фиксирующего винта

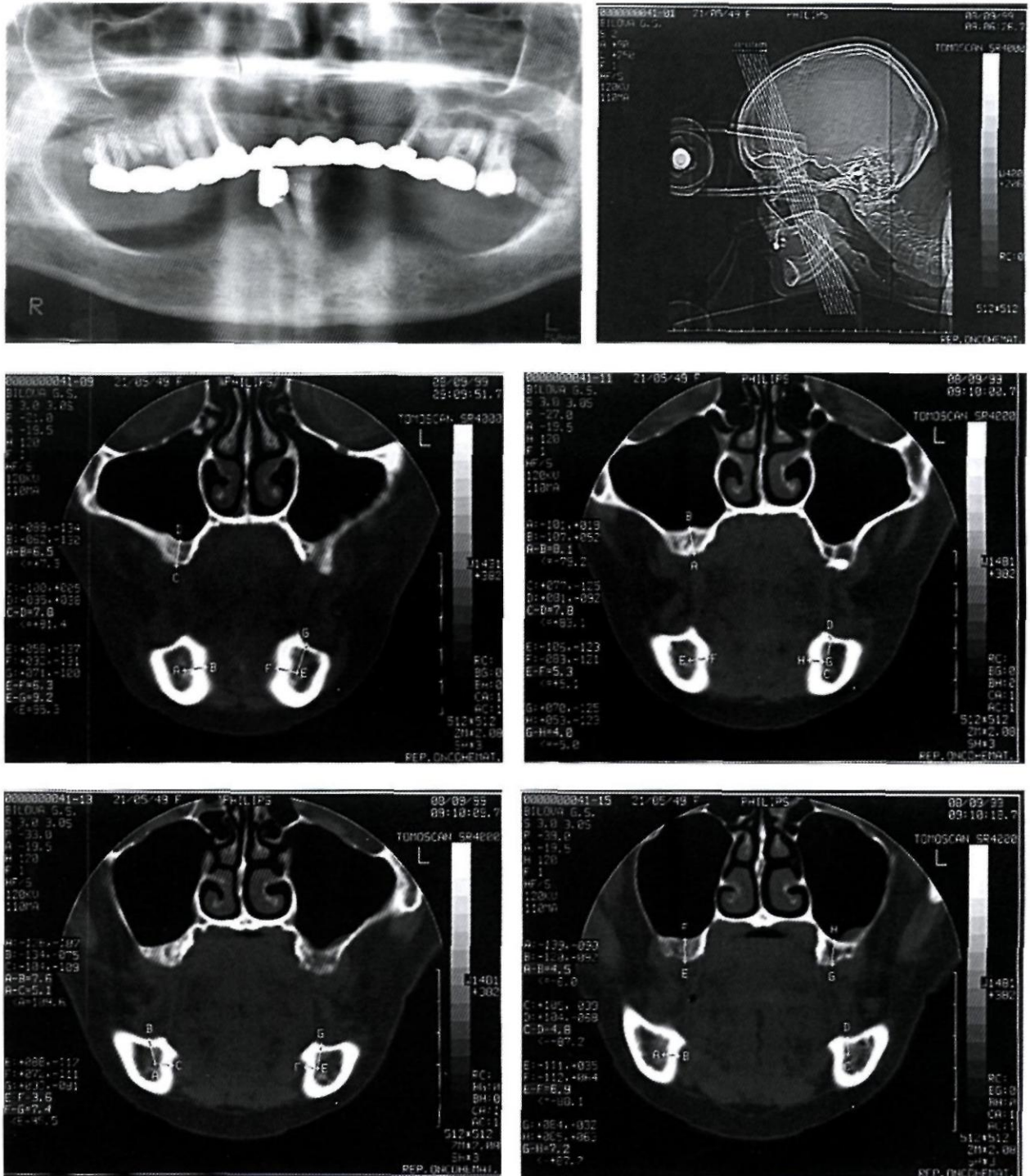


Рис. 10-38. Данные рентгенологического обследования до операции (ортопантомограмма перед лечением и изображения нескольких срезов, полученных при компьютерной томографии; клинический пример № 2). Высота костной ткани в области дна верхнечелюстных пазух и над нижнечелюстными каналами составляет от 4 до 8 мм. Архитектоника костной ткани нижней челюсти соответствует V типу, верхней челюсти — III–IV типу

атрофия костной ткани альвеолярного отростка верхней челюсти в области отсутствующих аубов. Пневматический тип строения верхнечелюстных пазух.

В данной ситуации возможны два варианта лечения. Первый наращивание высоты костной ткани в области дна верхнечелюстных пазух справа и слева, установка четырех имплантатов в области 15, 16, 25 и 26-го зубов, несъемное или комбинированное протезирование. Второй вариант установка двух винтовых имплантатов в области 15 и 25-го зубов с введением внутрикостных элементов высотой не менее 15 мм в альвеолярный и небный отростки верхней челюсти, комбинированное протезирование с дистальным вытяжением (изготовление консольных частей на уровне 16 и 26-го зубов).

Предпочтение в данном случае было отдано второму варианту, более простому, дешевому и менее продолжительному по времени (рис. 10-37).

Клинический пример 2. Пациентка В., 48 лет. Диагноз: частичная вторичная адентия верхней и нижней челюстей (рис. 10-38). Хронический периодонтит 17, 16, 13, 24, 26, 27, 42 и 41-го зубов. Пародонтит 15-го зуба (подвижность III степени). Значительная атрофия костной ткани обеих челюстей. Высота кости над нижнечелюстным каналом и в области верхнечелюстных пазух составляет от 4 до 8 мм. Архитектоника костной ткани базального отдела и альвеолярного отростка верхней челюсти соответствует III-IV типу; в боковых отделах нижней челюсти - IV и V типу; во фронтальном отделе - III типу (рис. 10-38).

Из анамнеза: зубы были удалены более 5 лет назад (в 1996 г.) по поводу осложненного кариеса. До удаления зубов имел место глубокий ортогнатический прикус. После удаления зубов был изготовлен съемный зубной протез на нижнюю челюсть, которым пациентка не пользовалась из-за выраженного рвотного рефлекса.

Учитывая вышеперечисленные клинические данные, можно сделать следующее заключение:

- съемное протезирование, в том числе с использованием имплантатов, в данном случае противопоказано;
- установка имплантатов во фронтальных отделах челюстей с последующим изготовлением

условно-съёмных протезов с дистальным вытяжением не представляется возможной из-за уплощения и незначительной протяженности фронтального отдела нижней челюсти, а также вследствие нижней микрогнатии.

На основании анализа анатомо-томографической ситуации был разработан следующий план лечения:

1. Санация полости рта. Удаление корней 16-го зуба, а также подвижных 17, 15, 24, 26, 27, 42 и 41-го зубов. Децульпирование и пломбировка каналов корней 14-го зуба.
2. Имплантация. С учетом степени атрофии и типа архитектоники костной ткани челюстей была принята следующая тактика хирургического этапа лечения:
 - а) бикортикальная установка К) (по 5 с каждой стороны) двухэтажных винтовых имплантатов на нижней челюсти. 5 на верхней челюсти слева и 3 справа. В боковых отделах нижней челюсти была предусмотрена установка имплантатов сбоку от нижнечелюстных каналов, топография которых достаточно четко определяется на снимках, полученных при компьютерной томографии (рис. 10-39);
 - б) учитывая недостаточную высоту костной ткани в боковых отделах верхней челюсти, было решено выполнить операцию синус-лифт с двух сторон с установкой двухэтажных винтовых и пластиночных имплантатов. При этом планировалось введение двухэтажных пластиночных имплантатов в область крыловидных отростков клиновидной кости, бугров верхней челюсти и частично в зоны наращивания кости в области дна верхнечелюстных пазух. Применение пластиночных имплантатов и такой метод их установки представляется в данном клиническом случае оптимальным решением, так как архитектура кости в области бугров верхней челюсти в данном случае соответствует III-IV типу;
 - в) выполнение второго этапа имплантации через 6 мес. после установки внутрикостных элементов имплантатов и операции синус-лифт.

ГЛАВА 10. ПЛАНИРОВАНИЕ ЛЕЧЕНИЯ

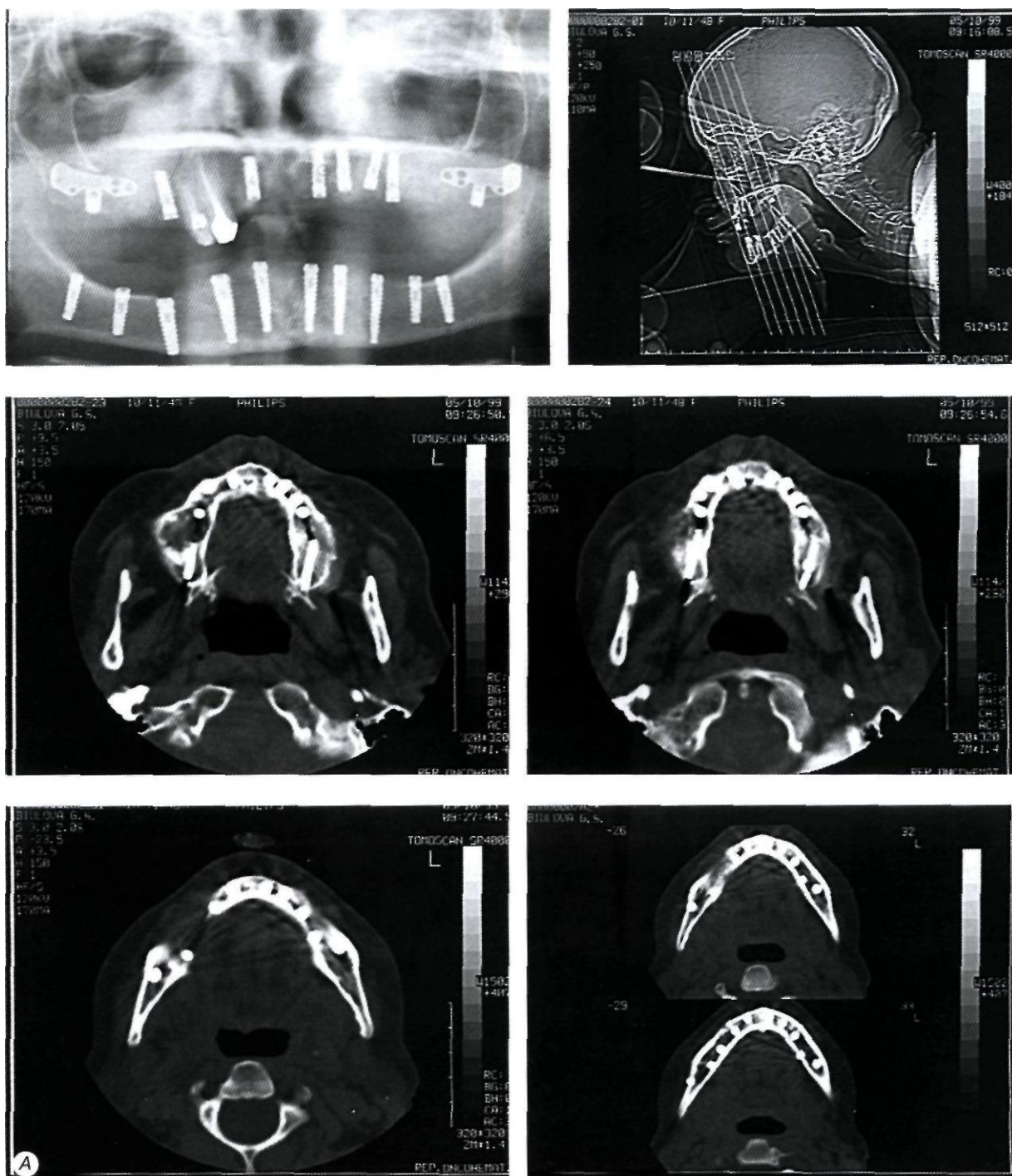


Рис. 10-39. Данные рентгенологического обследования после имплантации (клинический пример 2):
 А — контрольная ортопантограмма и изображения горизонтальных срезов, полученных при помощи компьютерной томографии через 2 нед. после операции. Все имплантаты, установленные в нижнюю челюсть, расположены бикортикально и в шахматном порядке рядом с нижнечелюстными каналами. Внутрикостные элементы пластиночных имплантатов установлены и располагаются в области бугров верхней челюсти и крылонёбных контрфорсов

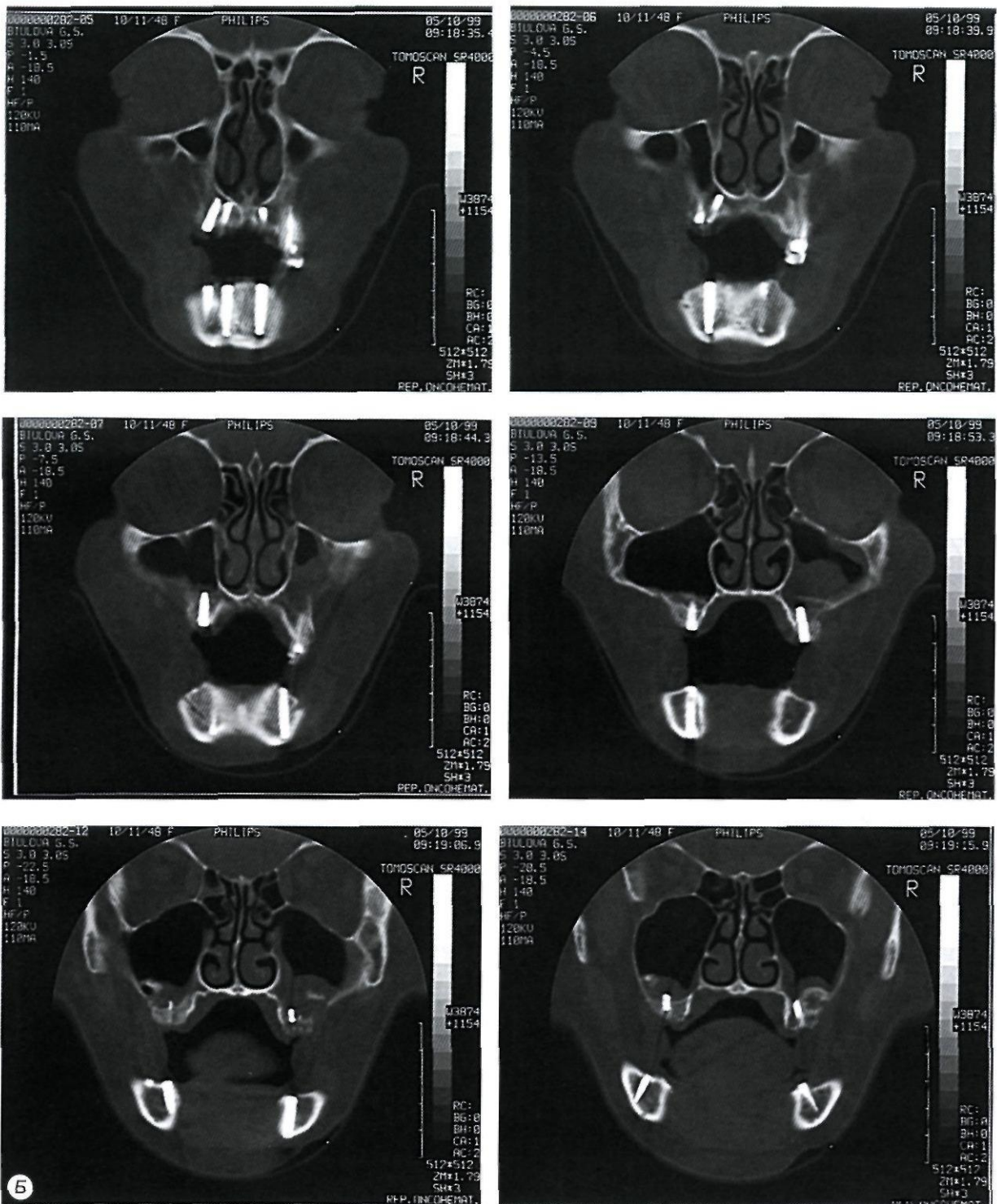


Рис. 10-39. (окончание):

Б — вертикальные срезы лицевого отдела черепа, полученные при компьютерной томографии. Установленные бикортикально имплантаты располагаются сбоку (лит вально и щечно) от нижнечелюстных каналов

3. Условно-съемное протезирование на нижней и комбинированное на верхней челюсти (рис. 10-40).

Реализация данного плана позволила восстановить функции жевания и речи, а также пра-

вить пропорции лица. Данные контрольных осмотров и рентгенологических обследований, проведенных через 1 и 3 года, позволяют прогнозировать положительные отдаленные результаты лечения.

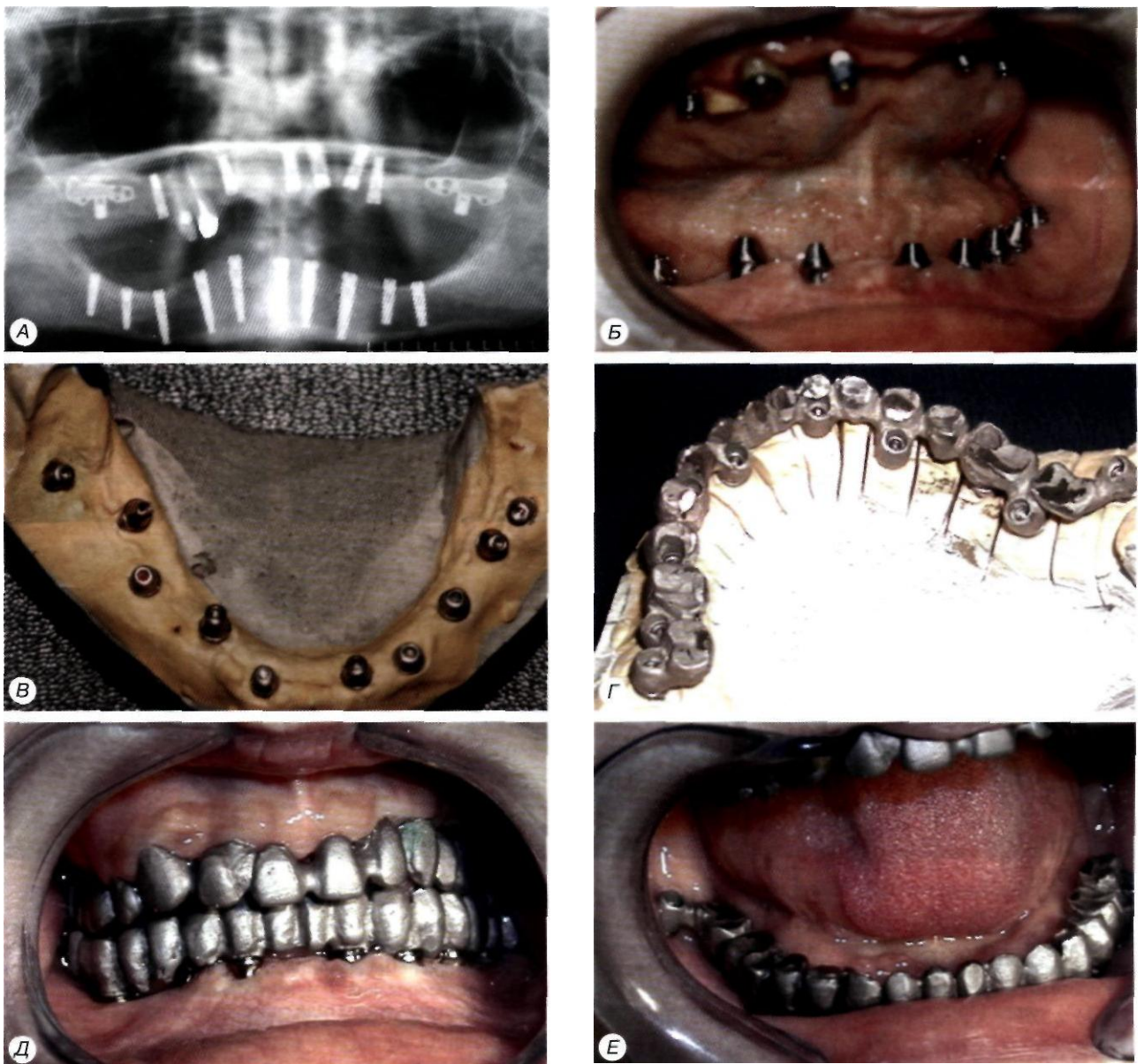


Рис 10-40. Ортопедический этап лечения (клинический пример 2):

А — контрольная ортопантомограмма перед вторым этапом имплантации (состояние через 6 мес. после установки внутрикостных элементов и операции синус-лифт); Б — состояние после установки головок имплантатов; В — рабочая модель нижней челюсти с аналогами головок имплантатов (видно расположение в шахматном порядке имплантатов, установленных с язычной и щечной сторон от нижнечелюстных каналов); Г — цельнолитой металлический каркас условно-съемного протеза на модели нижней челюсти; Д и Е — примерка металлических каркасов

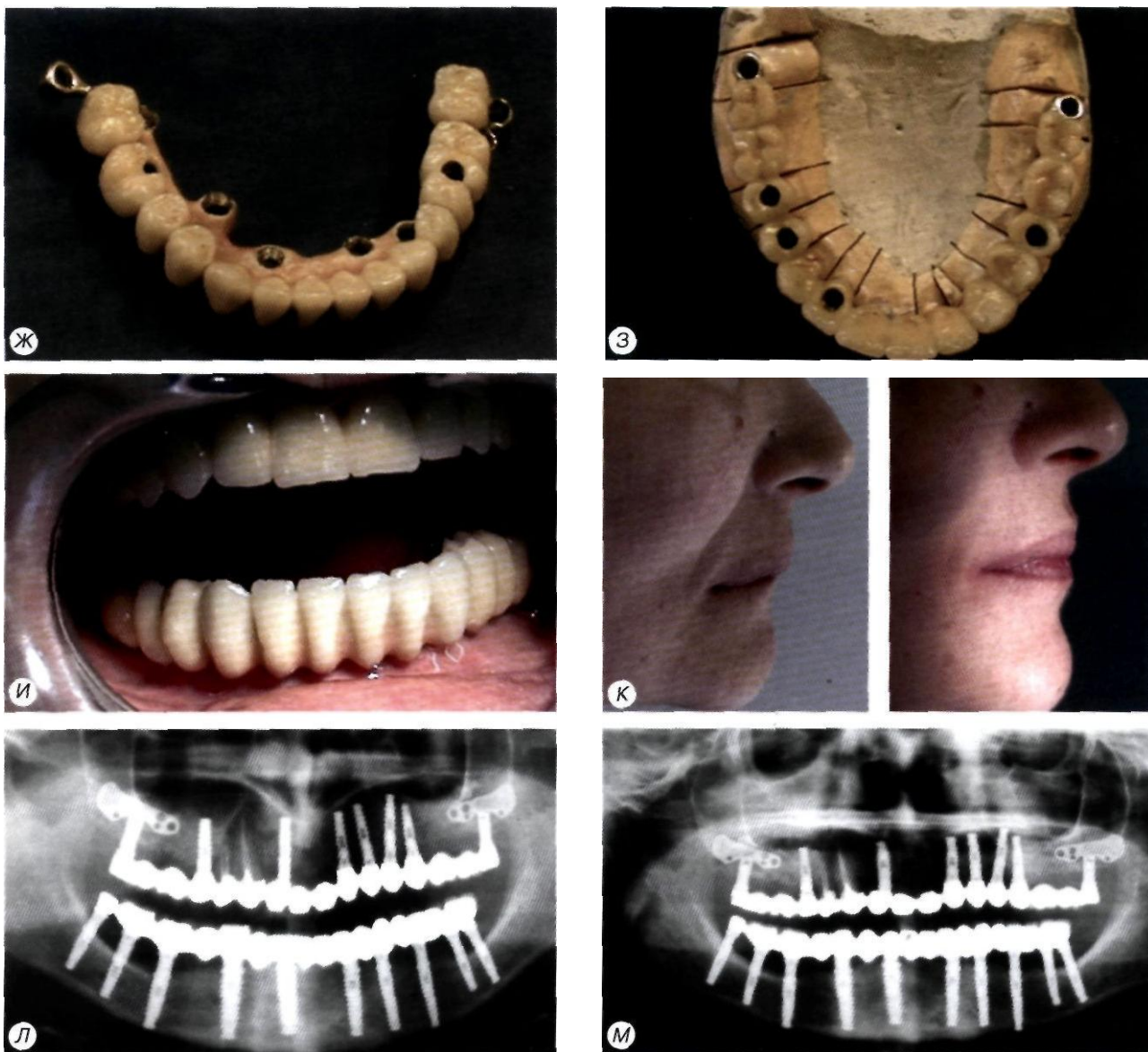


Рис. 10-40. (окончание):

Ж — изи отовленный металлокерамический условно-съемный протез на нижнюю челюсть; З — изи отовленный комбинированный протез на верхнюю челюсть (рассчитан на фиксацию при помощи цемента на 14 и 13-м зубах, а также на двух имплантатах, установленных в области 11 и 23-го зубов; на остальных имплантатах протез фиксируется при помощи винтов); И — фиксированные в полости рта протезы; К - пропорции лица пациентки до (слева) и после (справа) протезирования; Л - контрольная ортопантомограмма через 1 год после протезирования; М - контрольная ортопантомограмма через 3 года после протезирования

ЛИТЕРАТУРА

1. Булат А.В., Параскевич В.Л. Ключевые факторы выбора внутрикостных имплантатов при частичной адентии. Новое в стоматологии. 2000. № 8. С. 67-73.
2. Параскевич В.Л. Основные направления реконструктивной хирургии полости рта при полной адентии. Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск. 1996. С. 6-21.
3. Параскевич В.Л. Сравнительная оценка двух типов внутрикостных имплантатов для восстановления

Глава 11

Хирургический этап лечения

На хирургическом этапе лечения необходимо решить ряд задач:

- провести имплантацию по заранее составленному плану;
- установить намеченное количество имплантатов в запланированных местах;
- создать условия для адекватной ренаративной регенерации кости вокруг имплантатов;
- обеспечить адекватное заживление дешевой манжетки имплантата;
- уточнить план дальнейшего лечения и срок включения имплантата в функцию на основе анализа типа архитектоники кости и расположения имплантатов по отношению к компактному слою.

Хирургический этап лечения включает в себя предоперационную подготовку, хирургическое вмешательство и послеоперационное наблюдение.

11.1. ПРЕДОПЕРАЦИОННАЯ ПОДГОТОВКА

Установка дентальных имплантатов относится к амбулаторным оперативным вмешательствам, производимым в подавляющем большинстве случаев под местным обезболиванием, что подразумевает наличие определенных условий для выполнения операции и соответствующую предоперационную подготовку пациента.

11.1.1. Условия для проведения имплантации. Оборудование, инструменты и расходные материалы

Имплантацию следует проводить при строгом соблюдении правил асептики и антисептики, в отвечающем современным санитарно-гигиеническим нормам хирургическом кабинете (операционной), оснащенном соответствующим стоматологическому профилю оборудованием, инструментарием и мебелью. Кроме того, для проведения имплантации необходимы дополнительное оборудование и инструменты.

Установка (физиоденсер) для препарирования костной ткани

В стандартной комплектации такие установки, предлагаемые в достаточно широком ассортименте некоторыми производителями стоматологического оборудования, включают: блок питания с индикатором скорости вращения инструмента; перистальтический насос для подачи охлаждающего раствора в зону препарирования; электрический микромотор с диапазоном скорости вращения от 2000 до 40 000 об. мин: ножную педаль с включателями перистальтического насоса и реверса вращения инструмента. Некоторые установки снабжены двумя микромоторами и насосами, дополнительными регуляторами режимов подачи охлаждающего раствора, переключе-

чателеями, корректирующими показания скорости вращения инструмента при использовании наконечников с понижающими редукторами.

Наконечники

Для препарирования костного ложа необходимо иметь угловые наконечники. Наконечники без редуктора используются, как правило, для сверления кости на высоких скоростях вращения (20 000–30 000 об. мин). Для препарирования костной ткани на низких скоростях вращения (1000–2000 об. мин) требуются наконечники с понижающими редукторами, которые при скорости вращения микромотора 20 000–30 000 об. мин снижают ее у инструмента и тем самым увеличивают силу вращающего момента. Наконечники с редукторами 10:1, 16:1, 32:1 используют для препарирования костного ложа: с редуктором 256:1 — для окончательного его формирования развертками или метчиками, а также для установки внутрикостных элементов винтовой формы и компонентов имплантатов.

Вакуумный электросос

Предназначен для эвакуации из полости рта слюны, крови и раствора, которым орошается зона препарирования кости.

Инструменты

Кроме инструментов общего назначения, используемых при любой стоматологической операции (скальпель, распатор, крючки, ножницы и т.д.), для имплантации необходимо иметь набор инструментов, при помощи которых производится препарирование костного ложа и установка всех компонентов имплантата.

Расходные материалы

Кроме стандартного комплекта расходных материалов и медикаментов (спирта, стерильных марлевых салфеток и тампонов, стерильных простыней, шовного материала и т.д.) для имплантации необходимо иметь стерильный физиологический раствор или раствор фурацилина, которым орошается зона препарирования из расчета 250 мл на каждый устанавливаемый имплантат.

11.1.2. Подготовка пациента к операции

Приблизительно у 20% пациентов перед хирургическим стоматологическим вмешательством наблюдается выраженное психоэмоциональное возбуждение, связанное с чувством страха, тревоги и боязни боли. В таких случаях можно провести премедикацию с использованием седативных средств. Обычно для этой цели применяются транквилизаторы бензодиазепинового ряда (седуксен, диазепам, реланиум и др.). Для снятия психоэмоционального напряжения можно назначить диазепам или седуксен перорально (по схеме: 10 мг вечером накануне операции и дополнительно 20–25 мг за час до операции) или внутривенно (0,3 мг/кг массы тела пациента) непосредственно перед операцией.

Перед имплантацией пациенту дают прополоскать рот 0,2%-м раствором хлоргексидина, после чего обрабатывают кожу лица спиртом, накрывают стерильными простынями и проводят соответствующую анестезию.

11.2. ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ ИМПЛАНТАЦИИ

Основополагающим Принципом имплантации является атравматичная техника проведения операции.

Это принцип, действующий при любых оперативных вмешательствах и в отношении любых тканей, но при имплантации он приобретает первостепенное значение.

Щадящее отношение к тканям имеет такое же значение в создании условий для их заживления и в профилактике осложнений, как и выполнение правил асептики. Любая операционная рана, в том числе костная, может зажить первичным натяжением только при соблюдении асептики и выполнении оперативного вмешательства с минимально возможной травматизацией тканей, и ни одно из этих условий не может быть заменено применением антибиотиков или других препаратов.

В имплантологии знание общих вопросов операционной техники и владение элементар-

ными приемами рассечения тканей, отслойки слизисто-надкостничных лоскутов, препарирования костной ткани и наложения швов на рану является особенно важным, так как от того, насколько атравматично была выполнена операция, зависит заживление окружающих имплантат тканей» а значит, успех и самой операции, и лечения в целом.

Атравматичная операционная техника при имплантации это не абстрактное понятие, а проведение ряда мероприятий, предусматривающих не только бережное обращение с тканями, но и правильный выбор оперативного доступа, строгое соблюдение правил препарирования костного ложа, установки имплантата и закрытия операционной раны.

Разрез и обеспечение оперативного доступа к альвеолярному отростку

Рассечение слизистой оболочки и надкостницы обычно производится по гребню альвеолярного отростка (рис. 11-1, А). При этом отслаиваются два слизисто-надкостничных лоскута

и таким образом обеспечивается оперативный доступ к альвеолярному отростку челюсти. Разрез можно производить и в области преддверия полости рта с отслойкой одного слизисто-надкостничного лоскута (рис. 11-1, Б), но только в том случае, когда толщина слизистой оболочки не превышает 2 мм при отсутствии выраженного, сформировавшегося после удаления зубов рубца в области гребня альвеолярного отростка, а также при достаточной глубине преддверия.

Может также применяться методика, получившая название «бескровной». Оперативный доступ при этом осуществляется через иссеченный участок слизистой оболочки и надкостницы в области гребня альвеолярного отростка. Бескровная методика чаще применяется при использовании одноэтапных имплантатов, но в последнее время нашла получила распространение и при двухэтапной имплантации.

Препарирование костного ложа

Общим принципом для всех методик имплантации является неукоснительное соблюдение

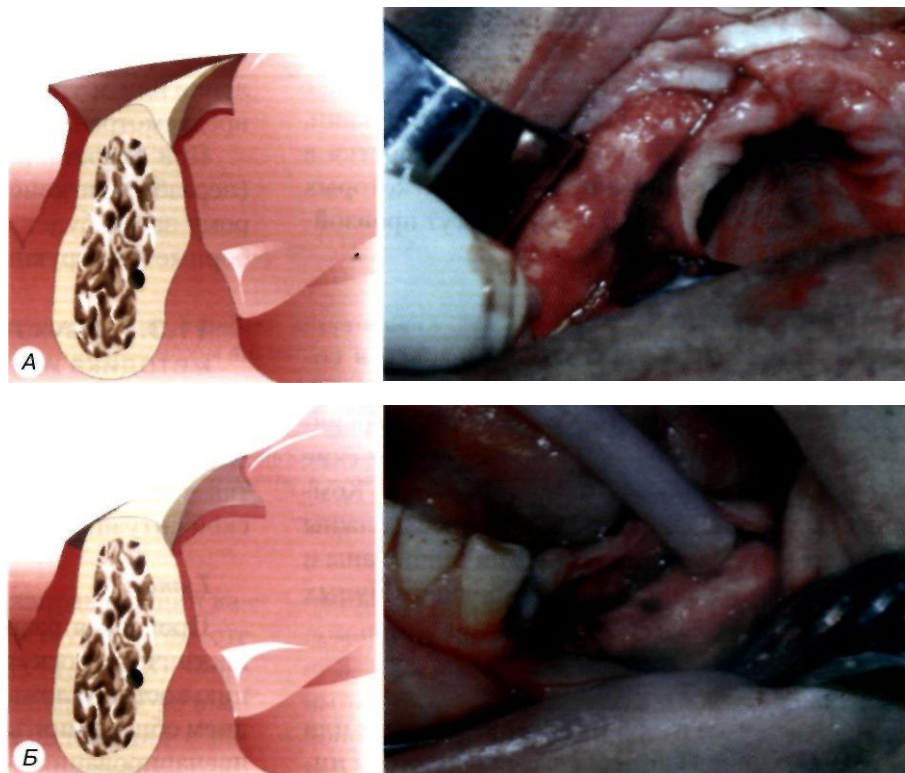


Рис. 11-1. Два варианта оперативного доступа к альвеолярным отросткам челюстей: А — разрез по гребню альвеолярного отростка и отслойка двух слизисто-надкостничных лоскутов; Б — разрез в области преддверия полости рта и отслойка одного слизисто-надкостничного лоскута

правил атравматичного препарирования костного ложа. В зависимости от типа и формы внутрикостной части имплантата методики могут отличаться друг от друга деталями подготовки костного ложа.

Препарирование ложа под винтовые или цилиндрические имплантаты следует производить специально предназначенными для этого сверлами с низкой скоростью вращения (1000–1500 об. мин): под пластиночные – дисковой пилой и специальными фиссурными борам на высоких скоростях вращения (30 000–35 000 об. мин).

Препарировать ложе необходимо поэтапно, с градацией инструментов по диаметру и постоянным орошением зоны препарирования охлаждающим раствором, которое может производиться при помощи перистальтического насоса с подключением к системе внутреннего и наружного охлаждения наконечника или при помощи шприца объемом 20 мл с длинной тупой иглой (канюлей).

Весьма полезным является сбор с отводящих канавок инструментов костной стружки. Во-первых, это обеспечит нормальное сверление и предупредит нагревание кости. Во-вторых, собранная костная стружка, помещенная в чашку Петри и смоченная физиологическим раствором, может пригодиться для наращивания костной ткани, коррекции контура альвеолярного отростка в области имплантации или решения некоторых проблем и осложнений, которые могут произойти в ходе операции.

Установка имплантата

Имплантат должен устанавливаться в соответствующее его форме и размерам костное ложе. При этом необходимо обеспечить первичную фиксацию имплантата и полное погружение в костную ткань его внутрикостной части. Компоненты установленного имплантата не должны препятствовать закрытию операционной раны и вызывать натяжение слизисто-надкостничных лоскутов при ее зашивании.

Закрытие операционной раны

Производится путем наложения узловых или матрацных швов из нерассасывающихся син-

тетических материалов (Ethilon, Vicril, Dexon, Dafilon и т.д.). Не допускается подворачивание краев раны, наличие зазора между краями лоскутов, а также их чрезмерное сдавление, особенно матрацными швами. При использовании неразборных, а также рассчитанных на одноэтапную методику установки имплантатов необходимо обеспечить плотное прилегание слизисто-надкостничных лоскутов к соответствующим их частям. Для этого иссекают часть краев лоскутов в области имплантата и накладывают швы от выступающей в полость рта его части к дистальным отделам операционной раны.

11.3. БАЗОВЫЕ МЕТОДИКИ ОПЕРАЦИИ

Существуют одно- и двухэтапная методики имплантации, которые являются базовыми, стандартными вмешательствами.

Суть двухэтапной методики заключается в том, что вначале устанавливают внутрикостный элемент (первый этап операции). Второй этап операции заключается в иссечении слизистой оболочки над внутрикостным элементом, установке формирователя десневой манжетки, ГОЛОВКИ или другого ортопедического компонента, предусмотренного конструкцией имплантата.

При одноэтапной методике опорная головка (неразборные конструкции) или модуль, к которому затем будет фиксироваться головка (разборные конструкции), выступает в полость рта.

11.3.1. Двухэтапная методика имплантации

Двухэтапная методика является наиболее распространенной, универсальной операцией, так как может применяться в любой клинической ситуации.

I этап

Произведя разрез и отслойку слизисто-надкостничных лоскутов, приступают к формированию костного ложа иод имплантат с использованием общепринятых принципов атравматичного препарирования кости. Сверлом диаметром не

ГЛАВА 11. ХИРУРГИЧЕСКИЙ ЭТАП ЛЕЧЕНИЯ

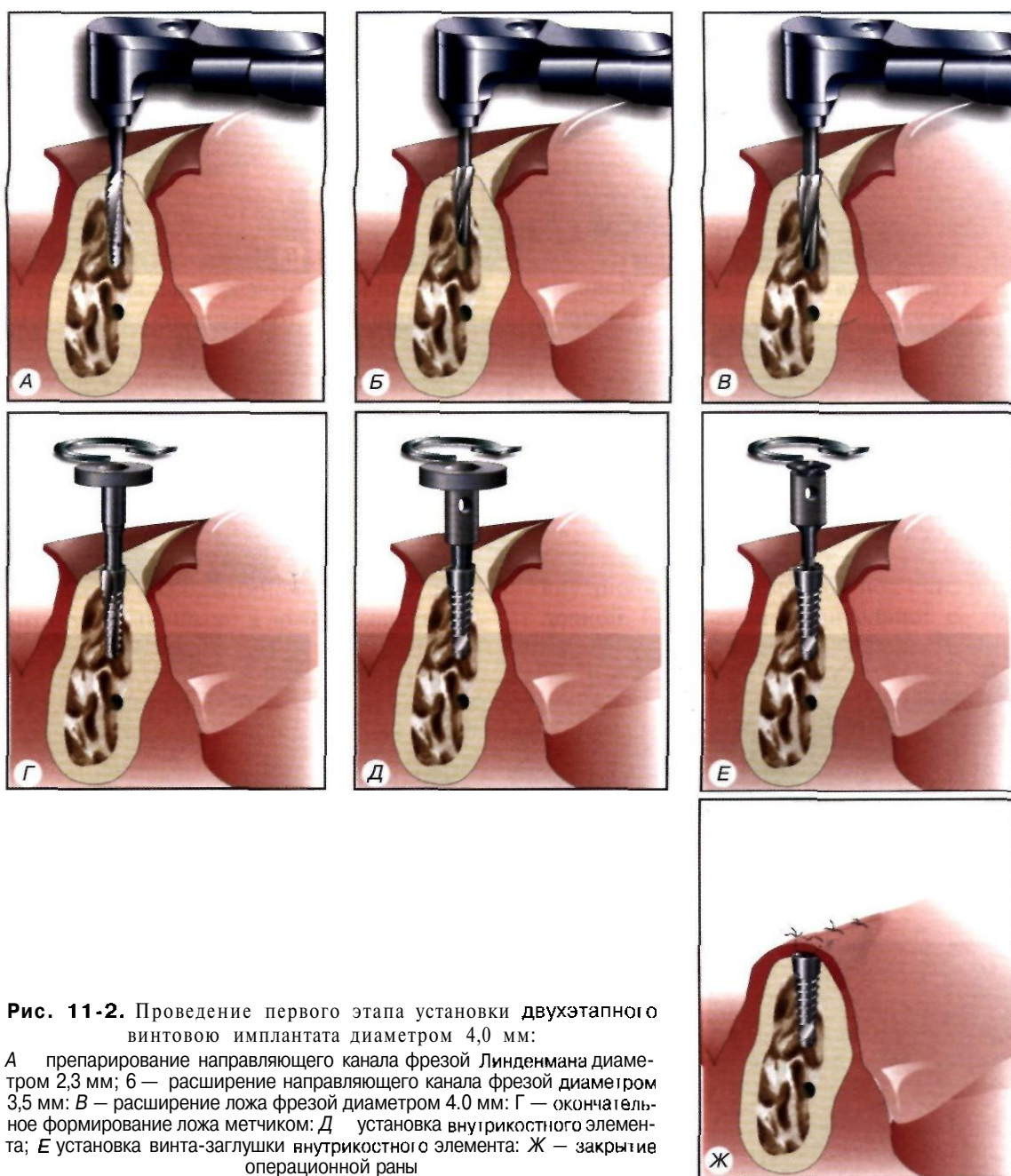


Рис. 11-2. Проведение первого этапа установки двухэтапного винтовой имплантата диаметром 4,0 мм:

А — препарирование направляющего канала фрезой Линденмана диаметром 2,3 мм; Б — расширение направляющего канала фрезой диаметром 3,5 мм; В — расширение ложа фрезой диаметром 4,0 мм; Г — окончательное формирование ложа метчиком; Д — установка внутрикостного элемента; Е — установка винта-заглушки внутрикостного элемента; Ж — закрытие операционной раны

более 2–2,5 мм препарировать направляющий канал в кости на глубину, соответствующую высоте внутрикостного элемента (рис. 11-2, 11-3). Формирование направляющего канала необходимо для создания ориентиров расположения и направления вертикальной оси устанавливаемого

имплантата. Затем этот канал расширяют при помощи сверла, диаметр которого не превышает 3–3,5 мм. Если диаметр внутрикостной части имплантата составляет более 3,5 мм, производят дополнительное препарирование сверлом соответствующего диаметра.

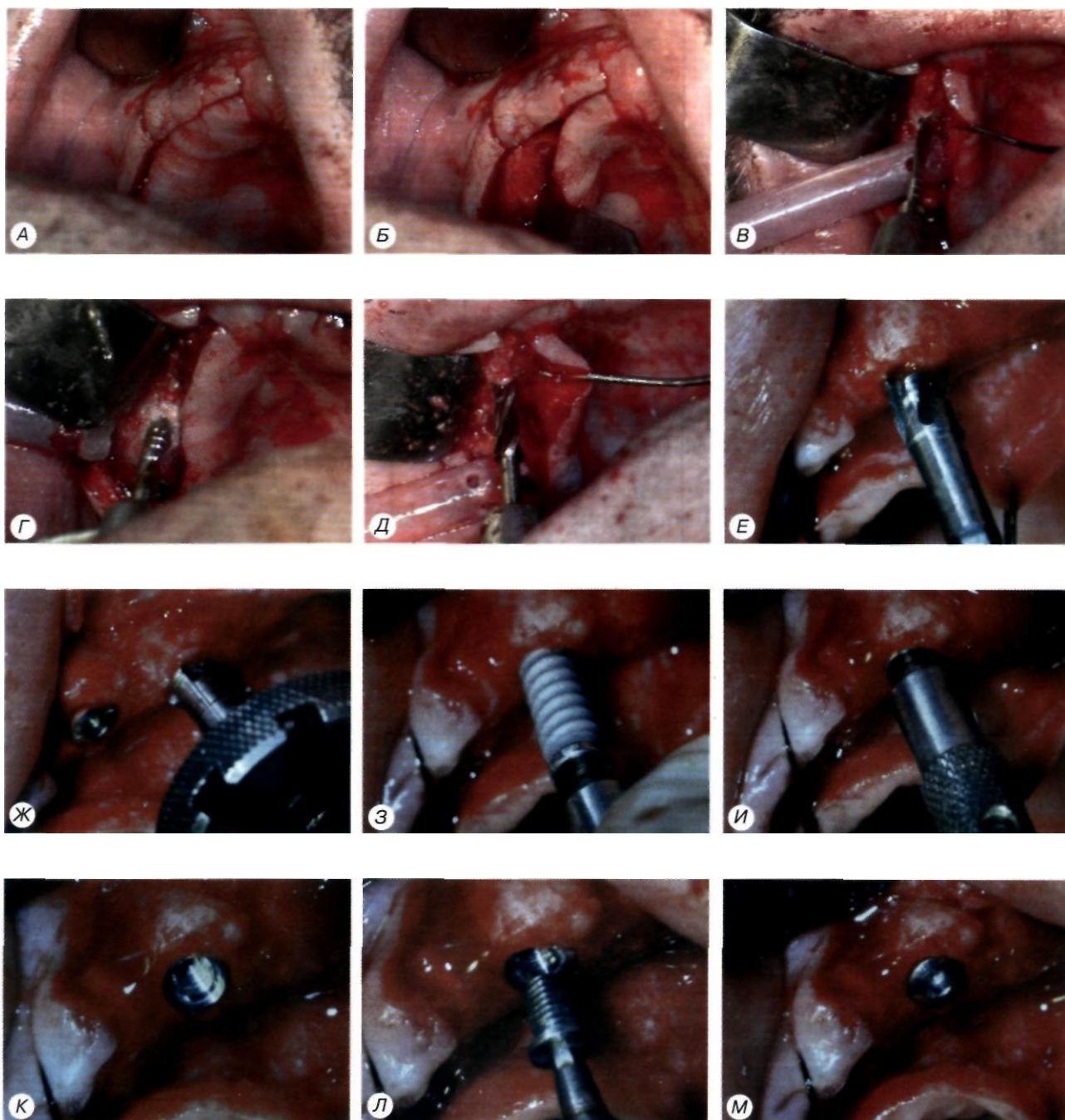


Рис. 11-3. Установка **внутрикостного** элемента **двухэтапного** винтового имплантата (показана междука установка имплантата системы Radix серии Gimlet-IIS диаметром 4,0 мм):

А — разрез слизистой оболочки и надкостницы в области отсутствующих зубов, произведенный по гребню **альвеолярного** отростка верхней челюсти; **Б** — отслоенные слизисто-надкостничные лоскуты; **В** — препарирование направляющего канала; **Г** — расширение направляющего канала сверлом диаметром 3,5 мм; **Д** — окончательное препарирование костного ложа конической фрезой; **Е** — установленный в ложе метчик; **Ж** — погруженный в ложе метчик после нарезания резьбы в костном ложе; **З** — установка **внутрикостной** о элемента с помощью **имплантоввода**; **И**, **К** — погруженный в ложе **внутрикостный** элемент; **Л** — установка винта-заглушки **внутрикостного** элемента; **М** — установленный винт-заглушка

При применении винтовых имплантатов необходимо нарезать направляющую резьбу в костном ложе (рис. 11-2, 11-3). Для этого используют специальные метчики, которые ввинчивают в ложе вручную, после чего при помощи имплантатоввода устанавливают (вкручивают) внутрикостный элемент в сформированное ложе.

При использовании цилиндрических имплантатов окончательное формирование ложа производится специальной разверткой или фрезой. Параметры ложа определяют повторяющими форму и размеры внутрикостного элемента аналогами имплантатов (рис. 11-4). Устанавливают цилиндрический внутрикостный элемент в ложе с небольшим натягом также при помощи имплантатоввода.

При применении комбинированных имплантатов после формирования цилиндрической части ложа фиксируемыми борями производится препарирование под пластиночную часть. Затем имплантат устанавливают в ложе с незначительным натягом, постукивая хирургическим молот-

ком по рукоятке установленного на модуль или специальный переходный элемент имплантатоввода.

Одним из обязательных условий проведения первого этапа операции является установка внутрикостных элементов в глубь ложа ниже уровня альвеолярного гребня на 0,5–1,0 мм.

После введения внутрикостного элемента для предотвращения врастания тканей в его внутренний резьбовой канал ввинчивают заглушку. Слизисто-надкостничные лоскуты возвращают на место, рану зашивают наглухо простыми узловыми или матрацными швами.

II этап

Второй этап операции проводят через 2–3 мес. после установки внутрикостных элементов. Под местной инфильтрационной анестезией при помощи зонда определяют расположение внутрикостных элементов под слизистой оболочкой. Если из-за значительной ее толщины или нарастания костной ткани на внутрикост-

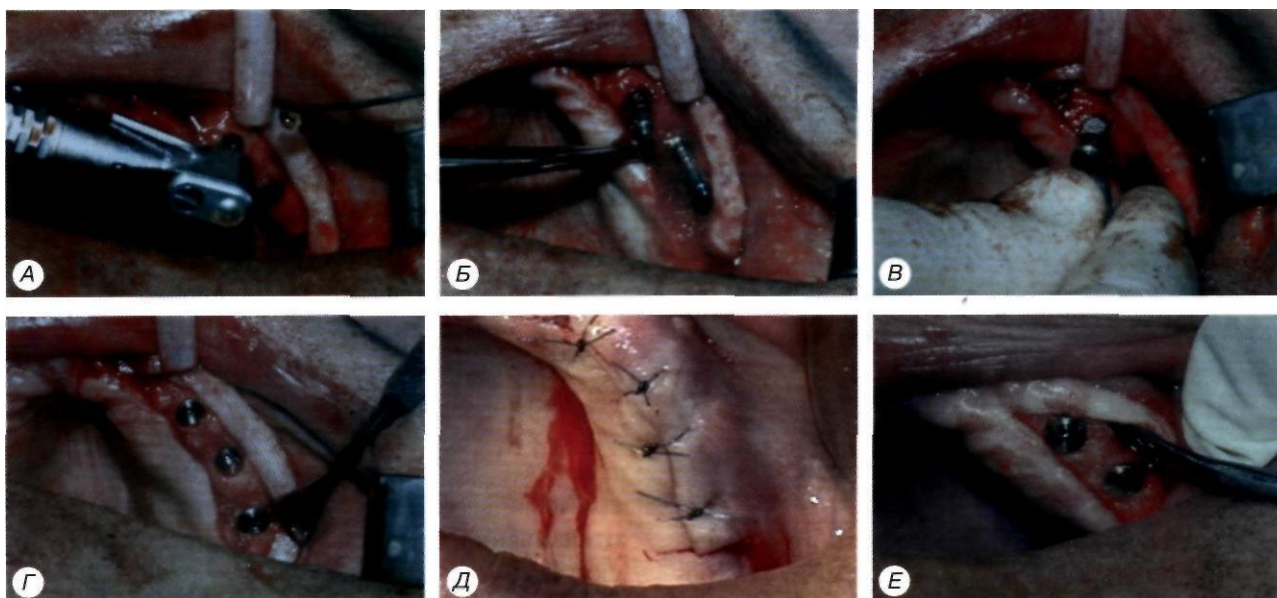


Рис. 11-4. Установка двухэтапных имплантатов цилиндрической формы (клинический пример с использованием имплантатов С.А. Смирнова):

А — препарирование костного ложа; Б — определение параметров ложа при помощи аналогов имплантатов; В — установка внутрикостного элемента; Г — установленные в ложе имплантаты; Д — наложенные на послеоперационную рану швы; Е — отслаивание лоскута во время второго этапа операции (через 3 мес. после установки внутрикостных элементов). Разрез слизистой оболочки и надкостницы над внутрикостными элементами и отслойка лоскута понадобились для визуального контроля за ходом операции, так как дистально расположенный внутрикостный элемент и его заплата частично перекрыты выросшей костной тканью

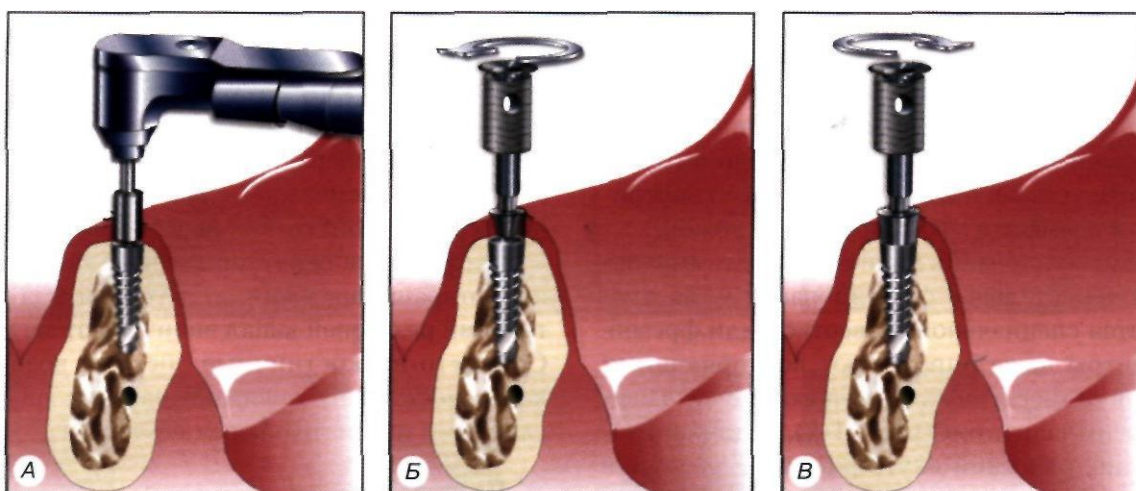


Рис. 11-5. Второй этап имплантации:

А — иссечение перфоратором слизистой оболочки и надкостницы над внутрикостным элементом; **Б** — выкручивание винта-заглушки; **В** — установка формирователя десневой манжетки

ную часть и заглушку (рис. 11-4) определить расположение имплантата зондом невозможно, необходимо произвести разрез слизистой оболочки длиной до 10 мм в месте, где должен находиться внутрикостный элемент. Затем, отслаивая слизистую оболочку определяют расположение имплантата визуально. Иссечение слизистой оболочки над внутрикостным элементом производят перфоратором и удаляют иссеченный участок (рис. 11-5). Выкручивают заглушку. Промывают внутренний резьбовой канал имплантата. Ввинчивают формирователь десневой манжетки, который на ортопедическом этапе лечения заменяют на опорную головку. Если производился разрез, рану зашивают узловыми швами.

Бескровная двухэтапная методика имплантации

В месте установки внутрикостного элемента имплантата перфоратором, диаметр которого обычно составляет 4,0 мм, отсекают участок слизистой оболочки и надкостницы. Иссеченный участок удаляют и помещают в физиологический раствор. Через сформированное «окно» производят поэтапное препарирование ложа под имплантат (рис. 11-6). Устанавливают внутрикостный элемент и его заглушку. Иссечен-

ный фрагмент тканей (слизисто-надкостничный трансплантат) помещают на место и прижимают в течение 10-15 с марлевым тампоном. При необходимости трансплантат можно фиксировать швом.

Второй этап осуществляют по аналогичной вышеописанной методике.

11.3.2. Одноэтапная методика имплантации

Методики установки винтовых имплантатов

Винтовые имплантаты можно устанавливать как при помощи бескровной методики (рис. 11-7), так и посредством разреза слизистой оболочки и надкостницы, который производится только по гребню альвеолярного отростка и подразумевает отслаивание двух слизисто-надкостничных лоскутов (рис. 11-8).

После препарирования костного ложа осуществляется установка имплантатов.

Закрытие операционной раны производится центробежно от головки имплантата узловыми или матрацными швами. При бескровной методике закрытия раны или наложения швов не требуется.

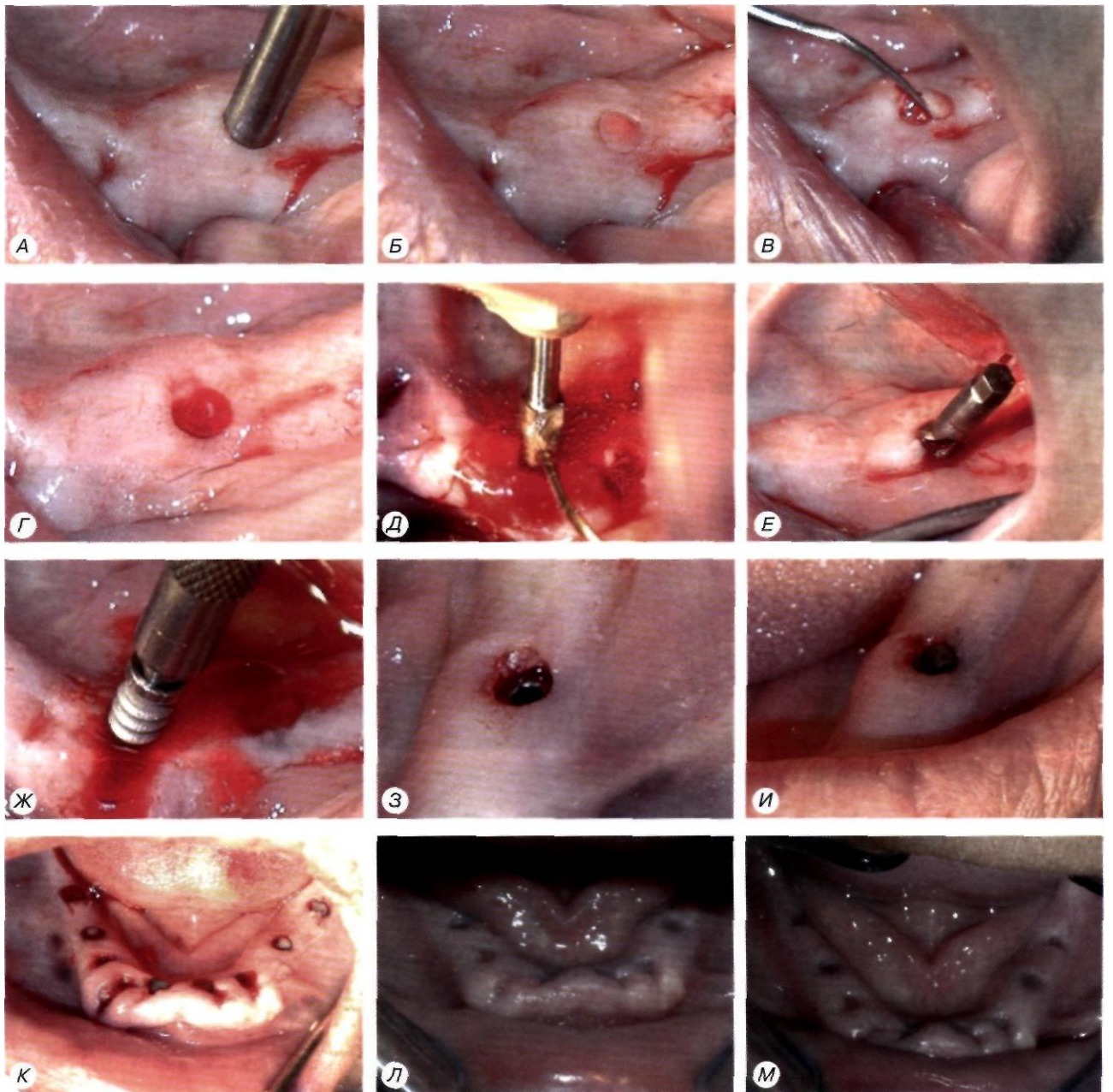


Рис. 11-6. Методика бескровной двухэтапной имплантации с маркировкой локализации имплантатов:

А — иссечение участка слизистой оболочки и надкостницы перфоратором; *Б* — иссеченный участок в запланированном для установки имплантата месте; *В* — удаление иссеченного участка (слизисто-надкостничного трансплантата) распатором; *Г* — подготовленный для имплантации оперативный доступ к альвеолярному отростку; *Д* — препарирование костного ложа; *Е* — окончательное формирование костного ложа метчиком; *Ж* — установка внутрикостного элемента винтовой имплантата; *З* — установленный во внутрикостный элемент винт-заглушка; *И*, *К* — помещенные на свои места слизисто-надкостничные трансплантаты прокрашенные индиго синим для маркировки локализации имплантатов; *Л* — состояние через 10 дней после операции; *М* — состояние через 20 дней после операции; *Н* — состояние через 2,5 мес. после I этапа имплантации. Четко видна локализация имплантатов за счет прокрашивания («татуировки») слизи то-надкостничных трансплантатов; *О* — иссеченные фрагменты слизистой оболочки над имплантатами, содержащие следы красителя; *П* — состояние на следующий день после II этапа имплантации. Маркировка локализации имплантатов позволила точно провести это оперативное вмешательство

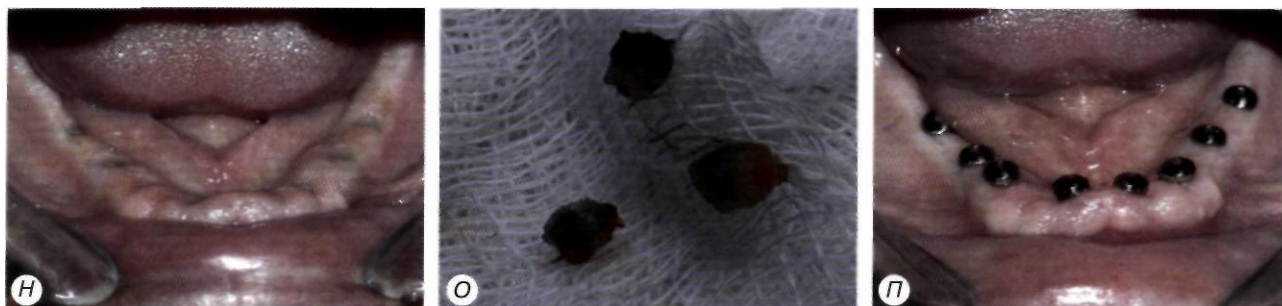


Рис. 11-6. (окончание):

H — состояние через 2,5 мес. после I этапа имплантации. Четко видна локализация имплантатов за счет прокрашивания («татуировки») слизисто-надкостничных трансплантатов; *O* — иссеченные фрагменты слизистой оболочки над имплантатами, содержащие следы красителя; *P* — состояние на следующий день после II этапа имплантации. Маркировка локализации имплантатов позволила точно провести это оперативное вмешательство

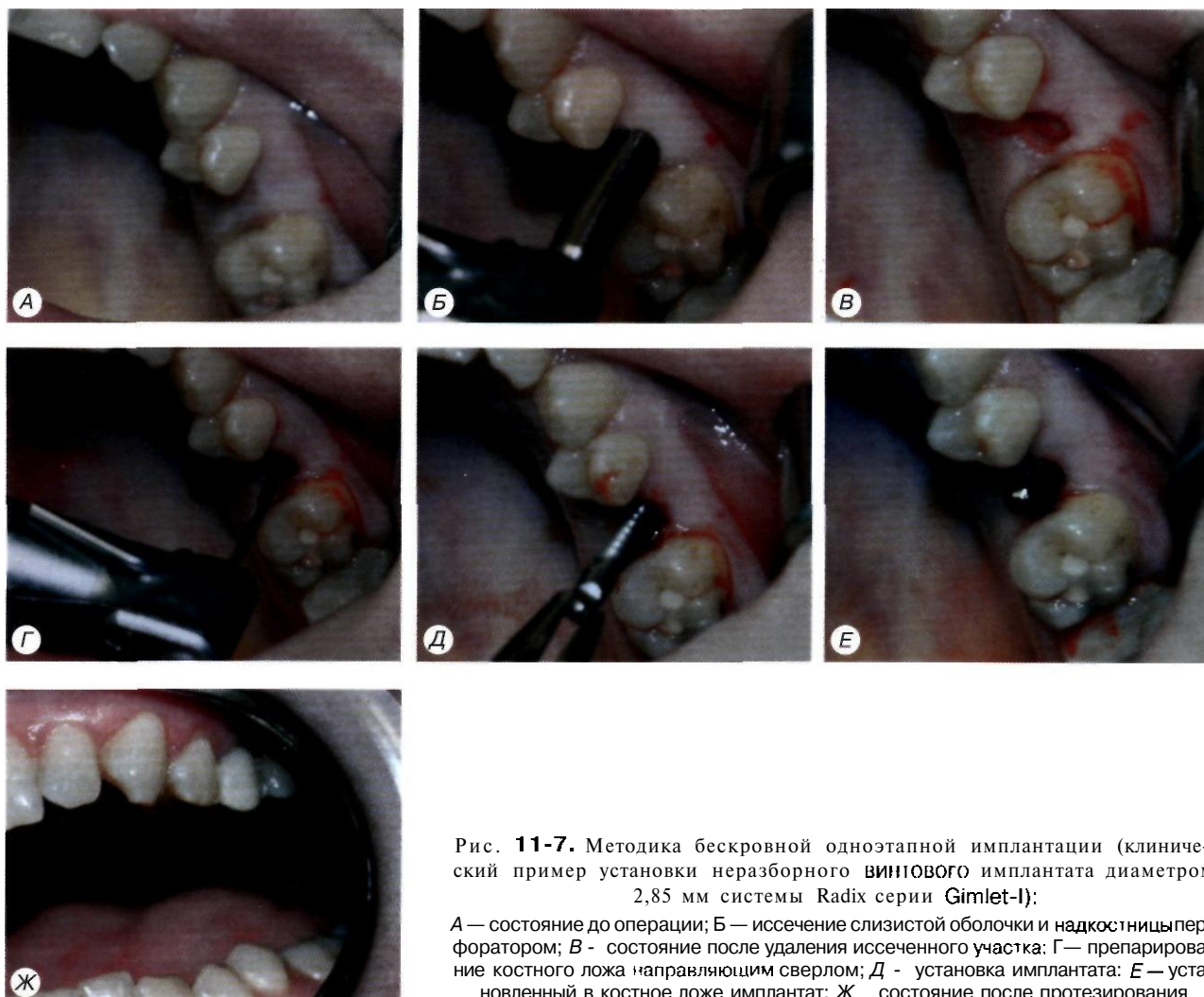


Рис. 11-7. Методика бескровной одноэтапной имплантации (клинический пример установки неразборного **ВИНТОВОГО** имплантата диаметром 2,85 мм системы Radix серии Gimlet-1):

A — состояние до операции; *B* — иссечение слизистой оболочки и надкостницы перфоратором; *C* — состояние после удаления иссеченного участка; *D* — препарирование костного ложа направляющим сверлом; *E* — установка имплантата; *F* — установленный в костное ложе имплантат; *J* — состояние после протезирования

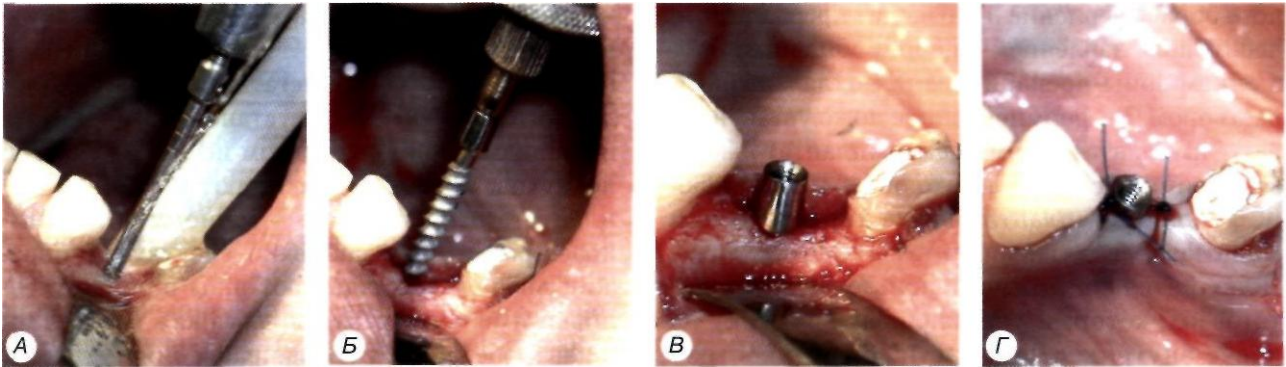


Рис. 11-8. Стандартная методика установки одноэтапного разборного винтового имплантата (клинический пример использования имплантат системы Radix серии Gimlet-DM):

А — препарирование костного ложа фрезой Линденмана; Б — введение в ложе имплантата при помощи имплантатоввода; В — установленный в ложе имплантат; Г — наложенные на рану швы

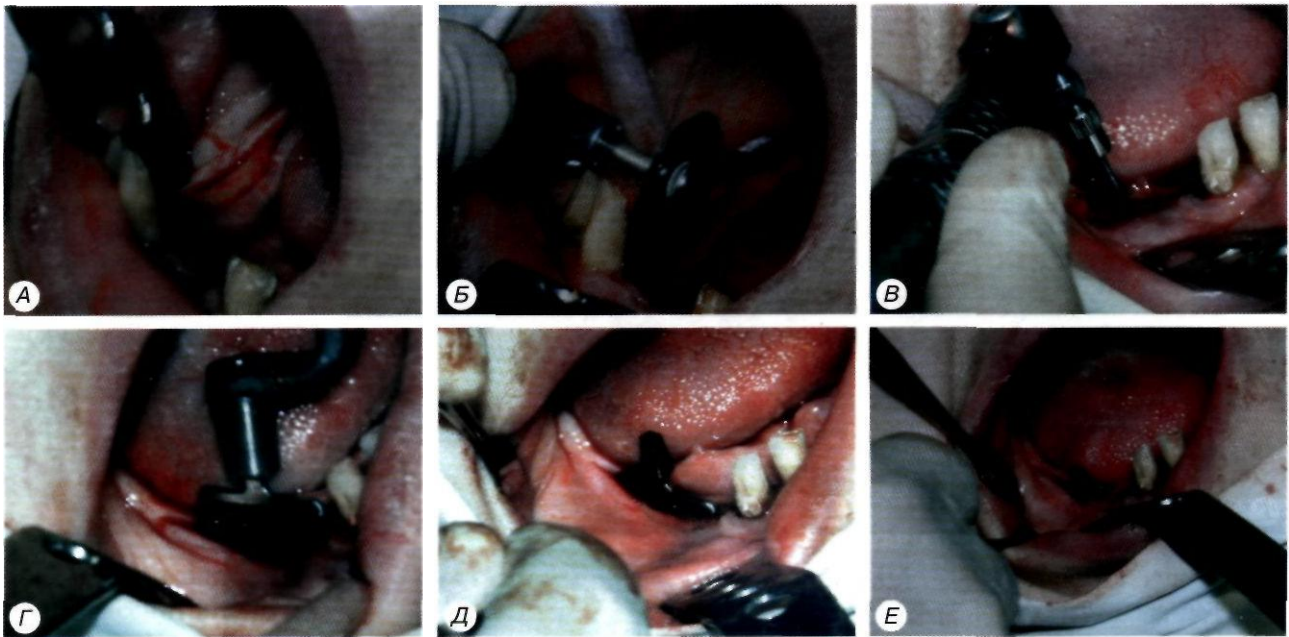


Рис. 11-9. Установка одноэтапного неразборного пластиночного имплантата (клинический пример установки имплантата Radix-Blade-1):

А - состояние после разреза по гребню альвеолярного отростка и отслойки двух слизисто-надкостничных лоскутов; Б — препарирование костного ложа дисковой пилой; В — препарирование костного ложа фрезой XXL; Г — установка фиксированною в имплантатовводе пластиночного имплантата; Д — фиксированный в ложе имплантат; Е — установленный пластиночный имплантат

Методика установки пластиночных имплантатов

Методика состоит в следующем: разрез производят по гребню альвеолярного отростка (рис. 11-9); отслаивают слизисто-надкостнич-

ные лоскуты. Дисковой пилой вдоль гребня альвеолярного отростка пропиливают компактный слой кости на длину, соответствующую размерам имплантата. Окончательно формируют костное ложе с помощью специального фиссур-

ного бора. Сверление производят прерывисто, с небольшим давлением на бор при обильном орошении зоны препарирования охлаждающим раствором. В сформированное ложе устанавливают имплантат с помощью имплантатоввода, который фиксируют на головке. Постукивая по рукоятке имплантатоввода хирургическим молотком, вводят имплантат в костное ложе. Дополнительно можно использовать имплантатоввод, который устанавливают в лунку на плече внутрикостной части. Внутрикостная

часть и шейка имплантата должны полностью погружаться в костное ложе, а нижняя грань головки — плотно прилегать к гребню альвеолярного отростка. После установки имплантата ножницами или конхотомом иссекают участки лоскутов, которые примыкают к головке имплантата и препятствуют точному смыканию краев раны. Рану зашивают следующим образом: вначале накладывают швы в области головки имплантата, затем через каждые 2–3 мм в центробежном от нее направлении.

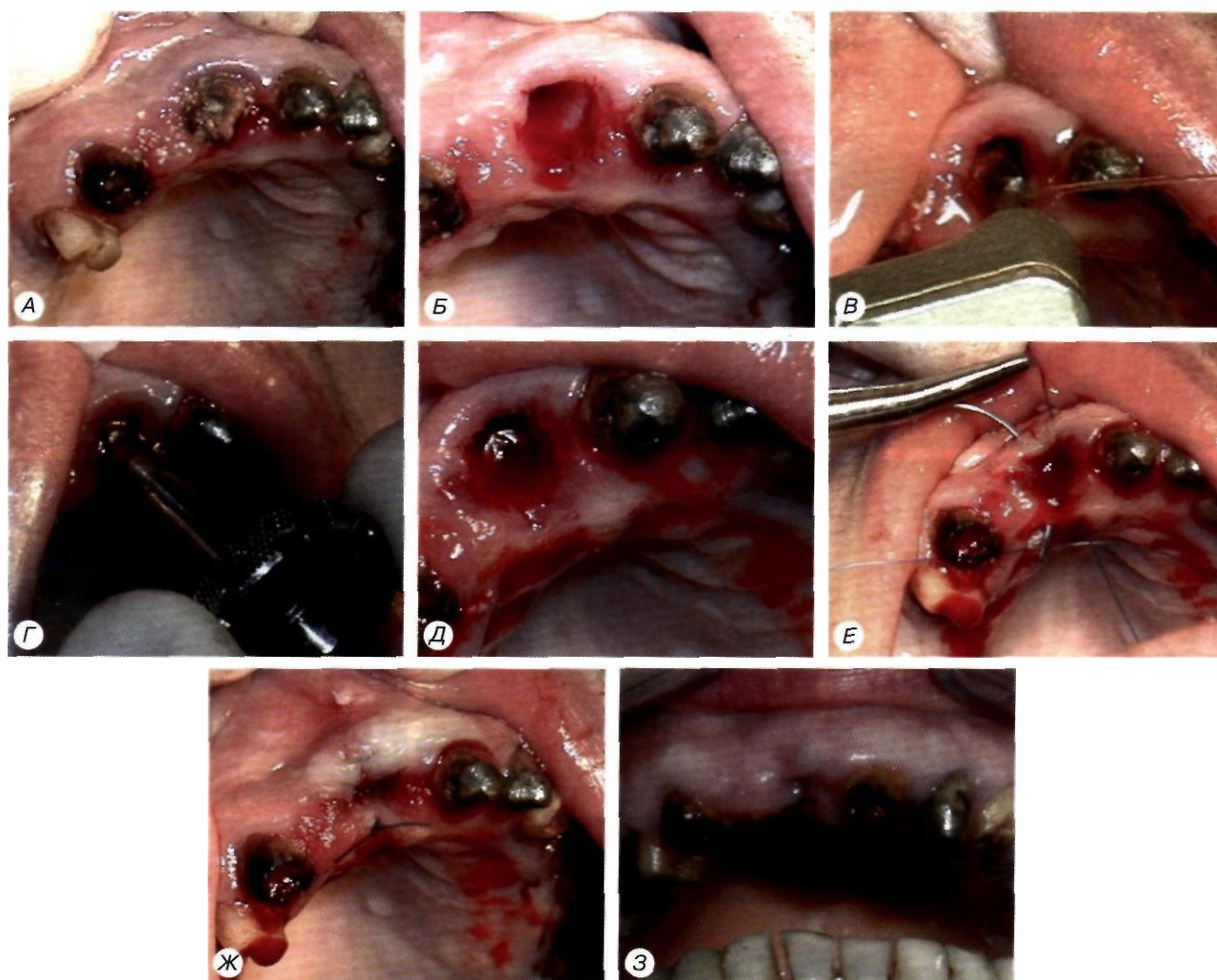


Рис. 11-10. Установка имплантата в лунку удаленного зуба:

А — состояние до операции; Б — состояние после удаления корня центрального резца; В — препарирование ложа под имплантат; Г — формирование костного ложа метчиком; Д — установленный в сформированное на месте лунки корня зуба костное ложе внутрикостный элемент; Е — наложение матрацного шва на рану; Ж — состояние после наложения шва; З — состояние через 7 дней после операции

11.3.3. Установка имплантатов непосредственно в лунку удаленных зубов

Для этой цели обычно используют двухэтапные винтовые или цилиндрические имплантаты (рис. 11-10). Удаление зуба должно быть атравматичным, без грубого повреждения краев лунки. После удаления производится частичное (препарирование направляющего канала в некоторых случаях не требуется) препарирование костного ложа соответствующими инструментами для достижения конгруэнтности поверхностей лунки и имплантата, а также первичной фиксации имплантата. В том случае, когда после препарирования ложа удалось обеспечить конгруэнтность поверхностей лунки и имплантата, осуществляют его установку: адаптируют и мобилизуют слизистую оболочку краев лунки; рану зашивают.

В ряде случаев после установки имплантата образуется зазор между стенкой лунок и имплантатом. Образовавшийся зазор необходимо заполнить остеокондуктивным и/или остеоиндуктивным материалом: при необходимости обеспечить его изоляцию с помощью барьерной мембраны: осуществить мобилизацию краев раны и зашить ее.

11.4. ИМПЛАНТАЦИЯ ПРИ НЕБЛАГОПРИЯТНЫХ АНАТОМИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ

Вышеописанные базовые методики имплантации рассчитаны на стандартные анатомические условия, при которых имеется достаточная толщина и высота альвеолярного отростка для устанавливаемого имплантата. Однако приблизительно в 30% случаев, из-за неблагоприятных анатомических условий, базовые, стандартные методики могут применяться только в определенных модификациях.

Неблагоприятные для имплантации анатомические условия чаще имеют место при наличии дефектов костной ткани альвеолярных отростков, которые могут наблюдаться во время или формироваться после удаления зубов, а также

при выраженной атрофии беззубых отделов челюстей. Одной из наиболее распространенных причин отсутствия необходимого для имплантации объема кости в боковых отделах верхней челюсти является также низкое расположение дна верхнечелюстной пазухи.

Резорбция стенок альвеол, дефекты после удаления зубов, а также горизонтальная резорбция приводят к истончению альвеолярных отростков и дефициту толщины костной ткани для имплантации.

Из-за значительной атрофии беззубых отделов челюстей уменьшается расстояние от гребня альвеолярного отростка до верхнечелюстной пазухи, дна грушевидного отверстия на верхней челюсти или до нижнечелюстного канала. При этом практически невозможно провести имплантацию без повреждения данных анатомических образований. Реже наблюдается тотальное снижение высоты челюстных костей, приводящее к крайней степени атрофии, когда высота самих челюстей становится менее 10 мм и возникает реальная угроза патологического перелома.

Кроме того, в результате значительного снижения высоты костной ткани, особенно нижней челюсти, происходит изменение глубины преддверия полости рта. При мелком преддверии либо полном его отсутствии некоторые mimические мышцы прикрепляются непосредственно к гребню атрофированного альвеолярного отростка, что также создает неблагоприятные условия в отношении функционирующих имплантатов. Мелкое преддверие может стать причиной ишемии и хронической травмы тканей, формирующих дешевую манжетку имплантатов: вызвать воспалительный процесс, резорбцию и ускоренную атрофию окружающей имплантаты костной ткани.

Для решения проблемы неблагоприятных для имплантации анатомических условий существует несколько подходов:

- адаптация внутрикостных частей имплантатов к конкретной анатомической ситуации (рис. 11-11);
- использование имплантатов, специально предназначенных для применения в условиях недостаточной высоты кости. Это могут быть

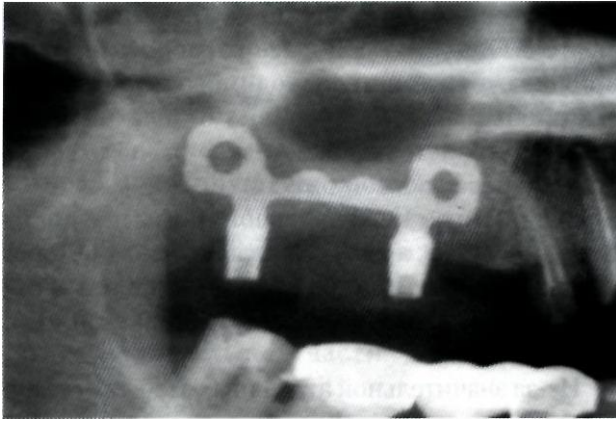


Рис. 11-11. Фрагмент ортопантограммы после установки пластиночного имплантата, адаптированного к конкретной анатомической ситуации (средняя часть имплантата была сошлифована в соответствии с конфигурацией альвеолярного отростка и дна верхнечелюстной пазухи)

субкортикальные. «Tramus», дисковые, трансмандибулярные имплантаты, суперностаальные имплантаты;

- оперативные вмешательства, направленные на создание адекватных анатомических условий;
- применение МЕТОДИК, рассчитанных на обхождение анатомических препятствий.

Наибольшее распространение в клинической практике получили хирургические ПОДХОДЫ, предусматривающие одновременное с имплантацией или предварительное восстановление объема кости, обхождение верхнечелюстной пазухи и нижнечелюстного канала и установку имплантатов в имеющуюся рядом с данными анатомическими образованиями кость.

11.4.1. Имплантация в области дефектов костной ткани альвеолярных отростков челюстей

Наиболее частой причиной образования дефектов кости в области альвеолярных отростков челюстей являются ОДОНТОГЕННЫЕ воспалительные процессы и травматичное удаление зубов. Дефекты костной ткани могут возникать после стоматологических оперативных вмешательств и их осложнений, в том числе имплантации, а также вследствие дезинтеграции функционировавших некоторое время дентальных имплантатов.

Если установка имплантата осуществляется в области дефекта кости, необходимо провести комплекс мероприятий, направленных на создание УСЛОВИЙ для образования костной ткани в области дефекта, реконструкцию и придание



Рис. 11-12. Схема основопологающих принципов тканевой инженерии (триада тканевой инженерии по S.E. Lynch, R.J. Genco и R.E. Marx, 1999, с изменениями и дополнениями)

необходимого объема окружающей имплантат кости. Методически это может осуществляться при помощи:

- направленной регенерации кости (использование остеокондуктивных или остеопластических материалов и барьерных мембран);
- тканевой инженерии (использование остеокондуктивных и остеондуктивных материалов);
- трансплантации кости (использование костных ауто- и ксенотрансплантатов);
- дистракционного остеогенеза (использование специальных имплантатов или дистракционных аппаратов).

Тканевая инженерия и направленная регенерация кости

С точки зрения теории тканевой инженерии для образования любой биологической ткани, в том числе костной, необходимы три ключевых фактора: клетки, сигнальные молекулы и матрикс. Для костной ткани эта триада расшифровывается следующим образом: образование кости может происходить при наличии в прилегающей к дефекту зоне или в области самого дефекта остеогенных клеток и **остеобластов**; факторов роста и костных **морфогенетических** белков; при заполнении дефекта матрицей (или матриксом), которая обеспечит **пролиферацию** и адгезию остеобластов. В качестве такой матрицы могут использоваться биологические (костные трансплантаты, костная стружка, коллаген и т.д.) или биологически активные материалы (гидроксиапатит, биосовместимое стекло и т.д.).

С клинической точки зрения направленная регенерация кости сводится к следующим принципам и приемам:

- atraumaticное выполнение оперативного вмешательства, которое обеспечит максимально возможную выживаемость популяции участвующих в репаративной регенерации клеток и минимальное нарушение кровоснабжения пограничной с дефектом зоны, что создает условия для своевременного присутствия факторов роста, пролиферации и адекватной дифференциации **остеогенных** клеток и выработки ими костных морфогенетических белков;
- тщательная ревизия дефекта кости с полным удалением фиброзной или грануляционной ткани;
- заполнение дефекта материалами, обладающими остеокондуктивными (рис. 11-13) или одновременно остеокондуктивными и остеондуктивными свойствами, или комбинацией материалов, один из которых имеет остеокондуктивные, а другой остеондуктивные свойства (рис. 11-14);
- изоляция заполненного соответствующими материалами дефекта от окружающих мягких тканей и клеток, присутствие которых нежелательно для регенерации кости (фибробластов и клеток эпителия). Может проводиться при помощи барьерных мембран (при использовании биоактивных материалов является обязательной) или путем адекватной мобилизации и полного перекрывания дефекта слизисто-надкостничными лоскутами (изоляция при этом обеспечивает надкостница и ее остеогенный слой: этот хирургический прием может применяться при использовании биоматериалов, обладающих остеондуктивными и остеокондуктивными свойствами).

Метод направленной регенераций кости позволяет расширить возможности имплантации в различных клинических ситуациях, а в ряде случаев и сократить сроки лечения.

Имплантация при частичных дефектах стенок лунки удаленного зуба

Достаточно часто после удаления зуба обнаруживается дефект вестибулярной стенки лунки. После установки в сформированное на месте лунки ложе часть имплантата остается оголенной. Если оголена приблизительно треть поверхности имплантата, дефект стенки ложа можно заполнить **остеопластическим** материалом (рис. 11-13), наложить рассасывающуюся в течение 2-3-х мес. барьерную мембрану, вернуть на место слизисто-надкостничный лоскут и зашить рану.

При значительных дефектах стенки ложа, когда оголена одна из поверхностей имплантата практически на всю высоту, необходимо использовать материалы, обладающие не только

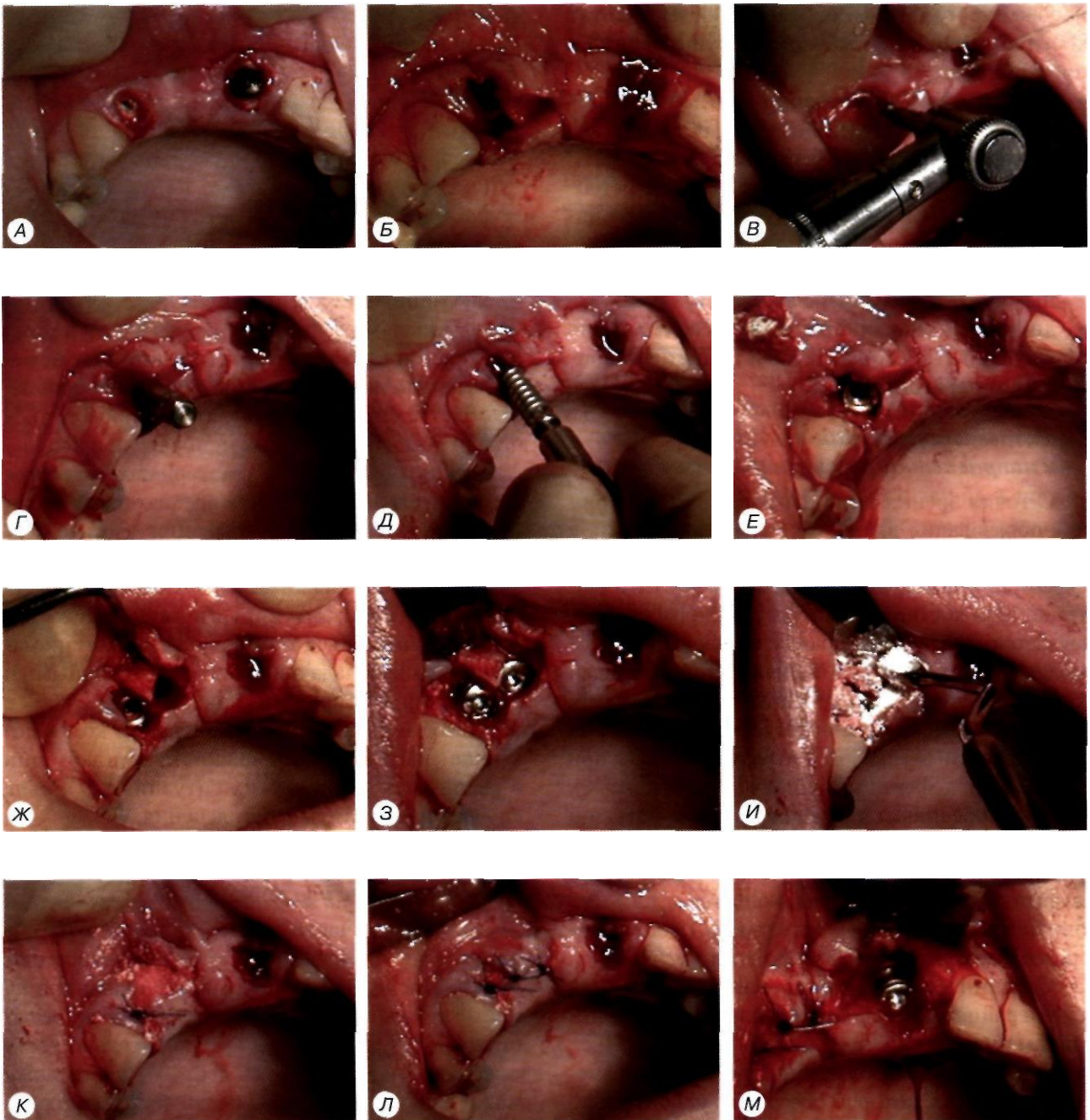


Рис. 11-13. Использование метода направленной регенерации кости при установке имплантатов в лунки удаленных зубов (клинический пример):

А — состояние до удаления корней 12 и 21-го зубов; *Б* — состояние после удаления корней зубов; *В* — препарирование лунки под устанавливаемый двухэтапный винтовой имплантат; *Г* — формирование ложа метчиком; *Д* — установка имплантата; *Е* — установленный в ложе имплантат; *Ж* — сформированное ложе под имплантат в области 11-го зуба. Виден также дефект стенки лунки в области установленной на место 12-го зуба имплантата; *З* — установленный в ложе на месте 11-го зуба имплантат; *И* — введение в область дефекта стенки лунки гидроксиапатита; *К* — дефект изолирован при помощи барьерной мембраны; *Л* — состояние после наложения швов на рану; *М* — установленный в предварительно подготовленную лунку 21-го зуба внутрикостный элемент имплантата. Виден дефект вестибулярной стенки лунки

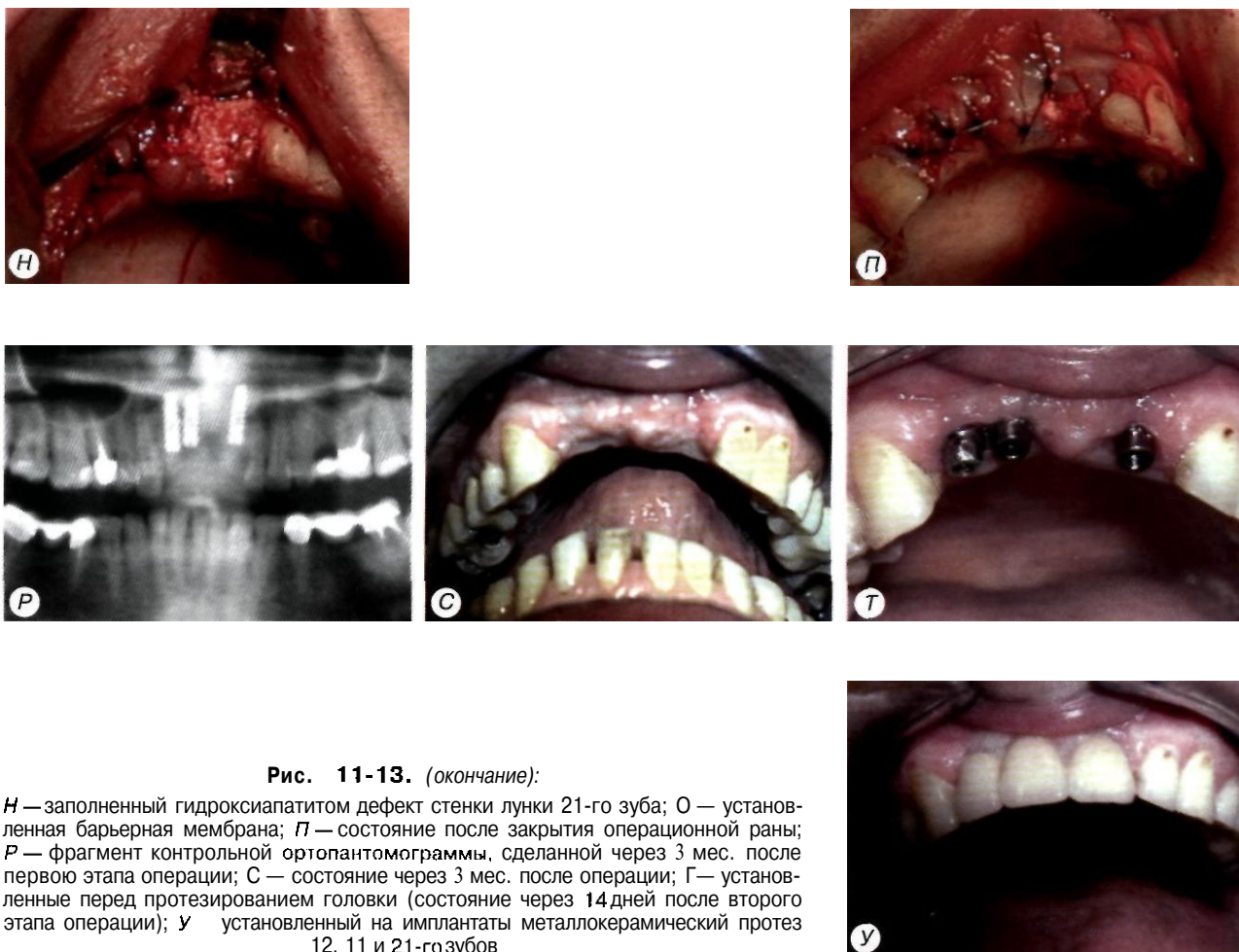


Рис. 11-13. (окончание):

H — заполненный гидроксиапатитом дефект стенки лунки 21-го зуба; *O* — установленная барьерная мембрана; *P* — состояние после закрытия операционной раны; *P* — фрагмент контрольной ортопантомограммы, сделанной через 3 мес. после первого этапа операции; *C* — состояние через 3 мес. после операции; *G* — установленные перед протезированием головки (состояние через 14 дней после второго этапа операции); *Y* — установленный на имплантаты металлокерамический протез 12, 11 и 21-го зубов

остеоиндуктивными, но и остеоиндуктивными свойствами. С этой целью обычно используют костную стружку с гидроксиапатитом.

При полном отсутствии стенки лунки удаленного зуба можно осуществить костную пластику дефекта или восстановление методом направленной регенерации кости. Имплантацию можно провести через 3 мес. после костной пластики или через 6 мес. после реконструкции.

Имплантация при значительной горизонтальной резорбции альвеолярных отростков

В ряде случаев после удаления зубов за счет резорбции стенок альвеол (обычно вестибулярной) может наблюдаться значительная горизон-

тальная резорбция альвеолярного отростка. В результате либо образуются дефекты альвеолярного отростка, либо формируется очень тонкий (ножевидный) гребень альвеолярного отростка.

В данной ситуации возможны три основных хирургических подхода:

1, Резекция гребня до уровня достаточной толщины альвеолярного отростка (рис. 11-15, 11-38).

Производится путем соплифывания гребня до уровня, когда толщина кости позволит провести имплантацию. Для резекции могут использоваться фиссурный бор или фреза Линденмана.

Этот подход может быть реализован только при значительной высоте костной ткани в месте установки имплантата.

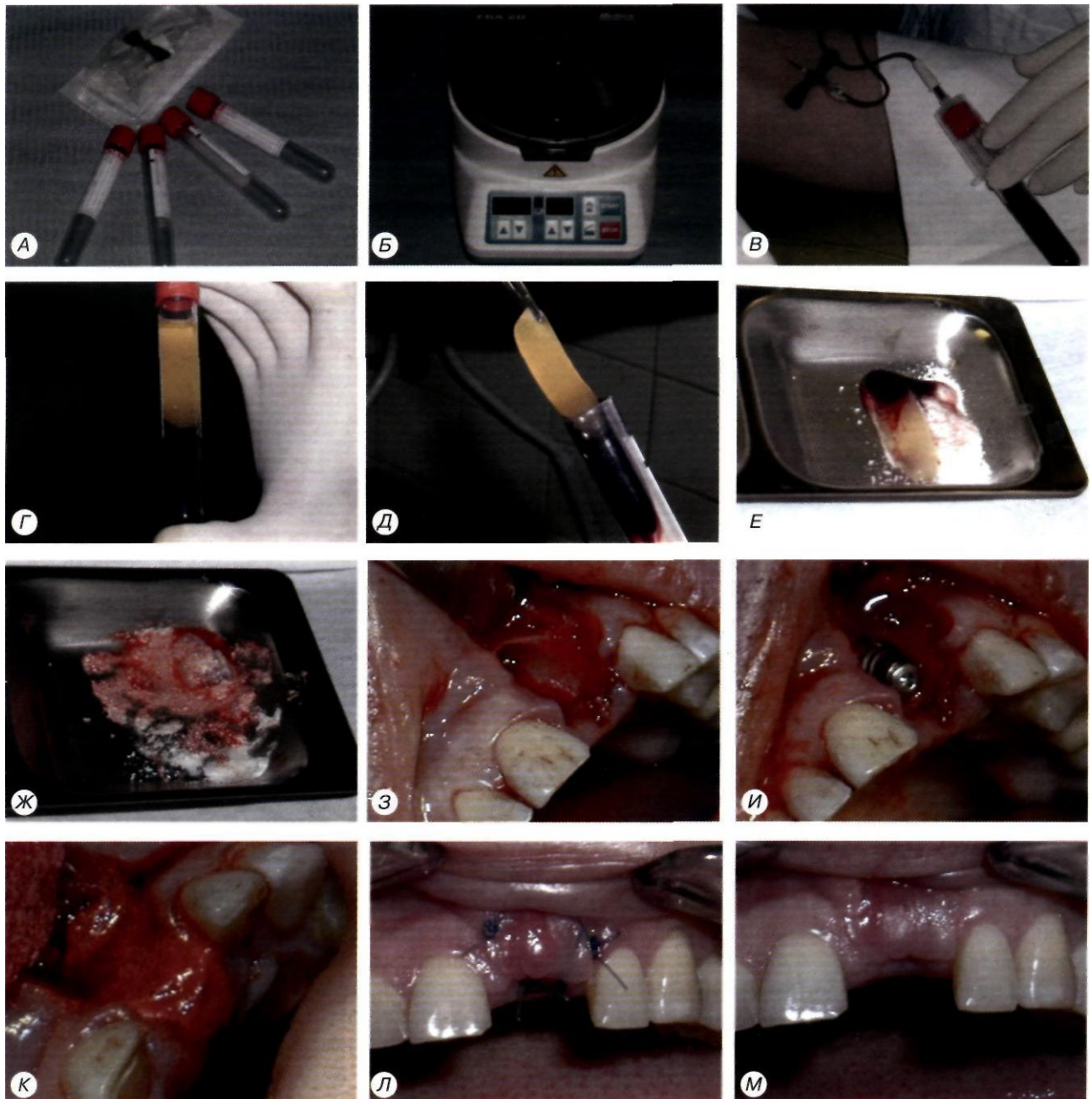


Рис. 11-14. Клинический пример использования обогащенной тромбоцитами и трикальцийфосфатом плазмы крови для реконструкции альвеолярного отростка:

А — вакулетты и специальные адаптеры с внутривенными иглами для забора крови; *Б* — специальная центрифуга для центрифугирования крови; *В* — наполнение вакулетты кровью из вены; *Г* — вакулетта после центрифугирования. Видны три фракции крови; *Д* — извлечение из вакулетты сгустка, содержащего фибрин и высокую концентрацию тромбоцитов; *Е* — состояние после отсечения красной фракции крови; *Ж* — смесь обогащенной тромбоцитами и фибрином плазмы крови с трикальцийфосфатом; *З* — состояние после удаления 21 зуба. Отсутствует вестибулярная стенка лунки; *И* — состояние после установки внутрикостного элемента имплантата Radix-Gimlet-11S; *К* — состояние после заполнения дефекта и «выравнивания» рельефа альвеолярного отростка при помощи смеси трикальцийфосфата с обогащенной тромбоцитами плазмы крови; *Л* — состояние послеоперационной раны на 2-е сутки после операции; *М* — состояние на 5-е сутки после операции

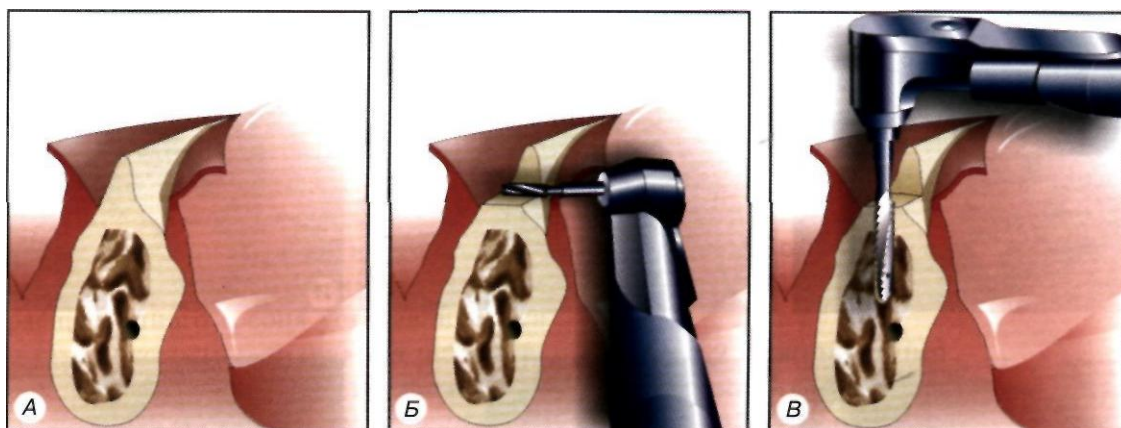


Рис. 11-15. Резекция ножевидного гребня:

А — отслойка слизисто-надкостничных лоскутов и обнажение узкого гребня альвеолярного отростка; Б — резекция гребня у его основания; В — препарирование ложа под имплантат

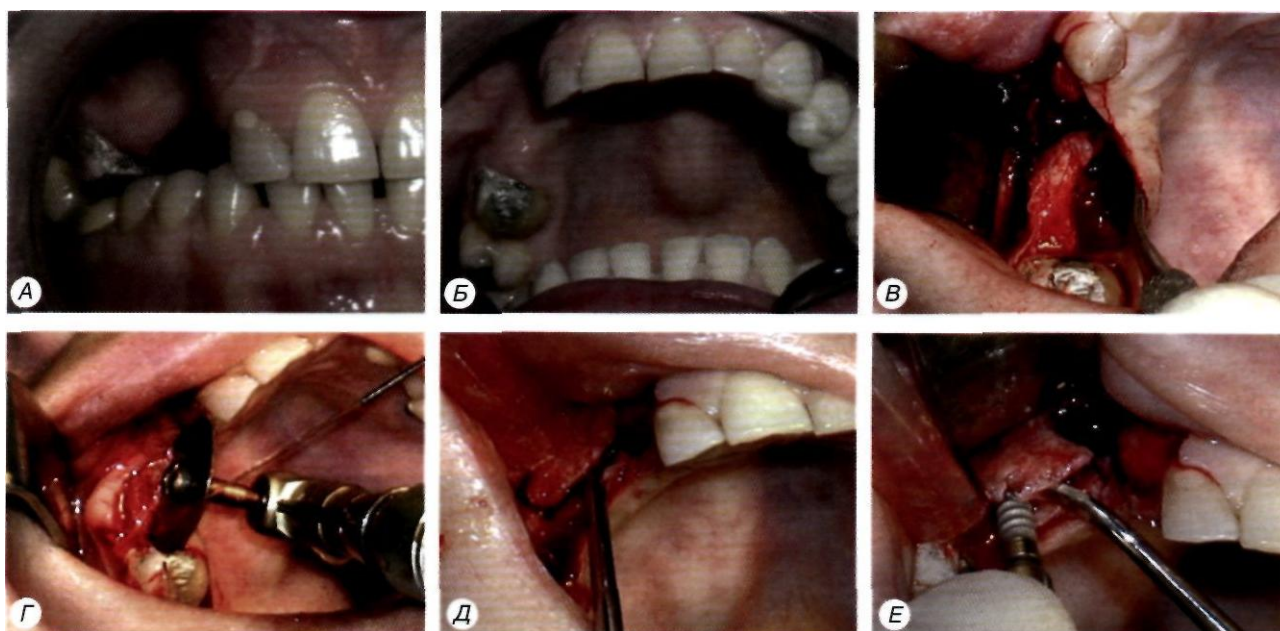


Рис. 11-16. Методика расщепления альвеолярного отростка и костной пластики дефекта (клинический пример):

А и Б — состояние до имплантации. Имеется дефект альвеолярного отростка после удаления ретенированного 13-го зуба; В — скелетированный альвеолярный отросток толщиной не более 3,5 мм; Г — распиливание гребня альвеолярного отростка дисковой пилой; Д — разведение краев распилы; Е — введение внутрикостных элементов имплантатов в пространство между расщепленными стенками

2. Установка имплантата сбоку от гребня с наращиванием толщины альвеолярного отростка при помощи методики направленной регенерации кости.

Этот подход является достаточно эффективным. Обязательным условием является про-

кация остеогенеза за пределами ложа. Для этого необходимо перфорировать компактный слой в нескольких местах. Второе обязательное условие — адекватная мобилизация слизисто-надкостничного лоскута для предупреждения его натяжения при закрытии операционной раны.

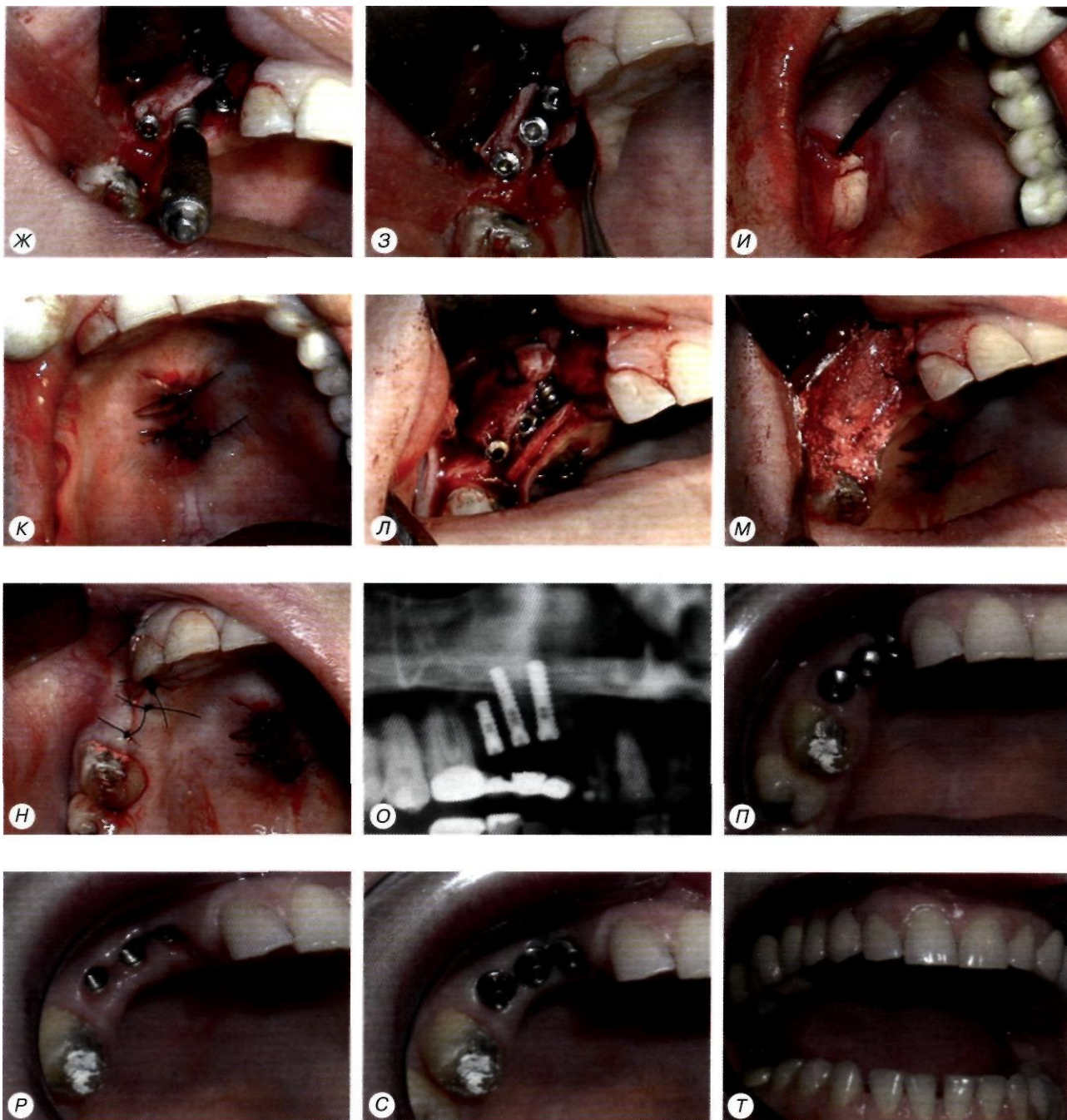


Рис. 11-16. (окончание):

Ж — введение внутрикостных элементов имплантатов в пространство между расщепленными стенками; З — установленные в расщепленный участок и область дефекта имплантаты; И — взятие аутотрансплантатов кости из нёбного турса; К — наложенные на рану швы после взятия трансплантатов; Л — состояние после установки в область дефекта костных аутотрансплантатов; М — состояние после заполнения оставшихся небольших дефектов гидроксиапатитом; Н — наложенные на операционные раны швы; О — фрагмент контрольной ортопантомограммы через 3 мес. после операции; П — состояние после второго этапа имплантации; Р — выкрученные формирователи десневой манжетки; С — состояние после установки головок имплантатов; Т — фиксированный на имплантатах и 16 зубе протез

3. Расщепление гребня альвеолярного отростка (рис. 11-16).

При этом подходе производится распил по гребню альвеолярного отростка и два вертикальных распила за пределами места имплантации. После чего края распила разводятся, что вызывает поднадкостничный перелом основания одной из стенок гребня по типу «зеленой веточки». В образовавшееся пространство между двумя стенками расщепленного гребня устанавливаются имплантаты, пустоты заполняются остеопластическим материалом, производится изоляция всей операционной зоны, затем мобилизация слизистой-надкостничного лоскута и закрытие операционной раны.

Костная пластика

Для создания адекватных анатомических условий перед И.П. во время имплантации может выполняться костная пластика альвеолярных отростков. Для этой цели обычно используются аутотрансплантаты из различных донорских мест: подбородка, наружной кривой линии, ветви нижней челюсти, небного турса (при его наличии), гребешка подвздошной кости или из головки большеберцовой кости (рис. 11-16, 11-17). Как правило используются небольшие по объему аутотрансплантаты, содержащие преимущественно компактный слой костной ткани — так называемые монокортикальные костные блоки.

Реимплантация

В ряде клинических ситуаций, когда в области функционировавшего некоторое время имплантата произошла резорбция костной ткани и показано его удаление, можно провести повторную имплантацию (реимплантацию). Основопологающим принципом такой реимплантации является установка имплантата большего размера (диаметра или высоты внутрикостного элемента) либо имплантата другой конфигурации. Например, если был удален имплантат диаметром 4 мм и высотой 10 мм, в «старое» ложе целесообразно установить имплантат диаметром 5 мм и высотой 11–12 мм И.П. установить имплантат комбинированной формы соответствующего анатомической ситуации размера (рис. 11-18).

При удалении имплантатов пластиночной формы целесообразно произвести реимплантацию с использованием имплантатов винтовой или комбинированной формы (рис. 11-19, 11-20). Но всех случаях реимплантации необходимо сочетать ее с методом направленной регенерации кости при максимально возможном использовании сохранившейся рядом с зоной дефекта костной ткани (рис. 11-19, 11-20).

11.4.2. Имплантация при значительной атрофии нижней челюсти

При высоте костной ткани над нижнечелюстным каналом менее 10 мм имплантация может привести к повреждению ствола нижнелуночкового нерва. Для предотвращения этого осложнения существует несколько подходов: установка имплантатов во фронтальном отделе; введение имплантатов сбоку от нижнечелюстного канала; перемещение (транспозиция) нижнелуночкового нерва; наращивание высоты костной ткани нижней челюсти.

Установка имплантатов во фронтальном отделе между ментальными отверстиями

Этот подход применяется только при полной адентии и подразумевает два варианта протезирования: съемное протезирование с фиксацией на имплантатах при помощи различных супраструктур и условно-съемное протезирование с дистальным вытяжением.

Общим принципом для любого способа протезирования является симметричная установка имплантатов.

Методика имплантации для фиксации съемных протезов проводится аналогично базовым методикам имплантации.

Имплантация для условно-съемного протезирования имеет ряд особенностей. Разрез слизистой оболочки и надкостницы производится по гребню альвеолярного отростка и вертикально по уздечке нижней губы или в области преддверия с переходом на гребень альвеолярного отростка на уровне ментальных отверстий.

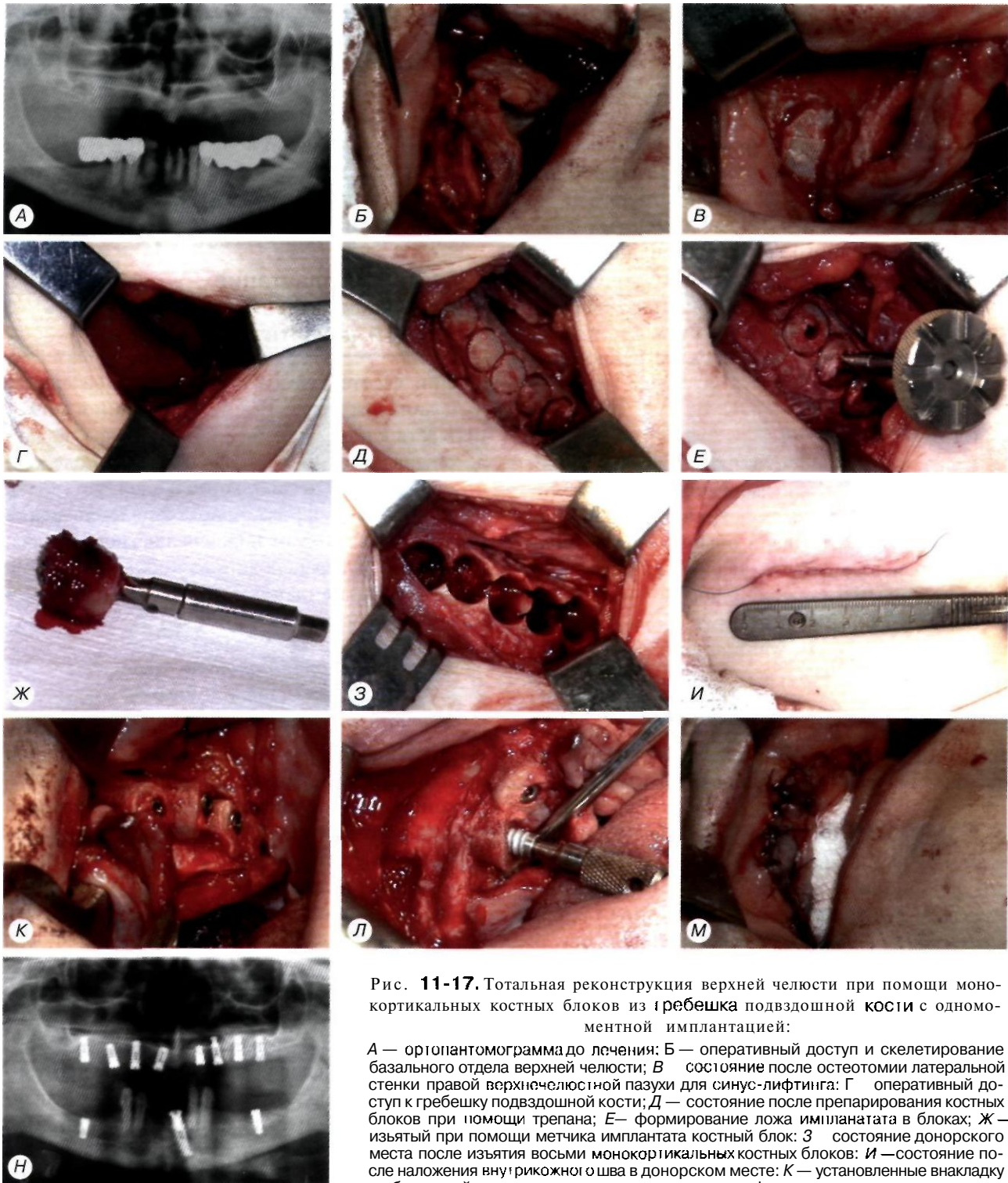


Рис. 11-17. Тотальная реконструкция верхней челюсти при помощи монокортикальных костных блоков из гребешка подвздошной кости с одномоментной имплантацией:

А — ортопантограмма до лечения; Б — оперативный доступ и скелетирование базального отдела верхней челюсти; В — состояние после остеотомии латеральной стенки правой верхнечелюстной пазухи для синус-лифтинга; Г — оперативный доступ к гребешку подвздошной кости; Д — состояние после препарирования костных блоков при помощи трепана; Е — формирование ложа имплантата в блоках; Ж — изъятый при помощи метчика имплантата костный блок; З — состояние донорского места после изъятия восьми монокортикальных костных блоков; И — состояние после наложения внутрикожного шва в донорском месте; К — установленные внакладку на базальный отдел челюсти аутотрансплантаты, фиксированные внутрикостными элементами имплантатов; Л — установка очередного костного блока и внутрикостного элемента имплантата Radix-Gimlet-11S; М — состояние после наложения швов; Н — контрольная ортопантомограмма через 6 мес. после операции



Рис. 11-18. Реимплантация в ложе неинтегрированного винтового имплантата комбинированной формы (клинический случай из практики д-ра Каленчука В.В., Украина):

А — ортопантомограмма перед вторым этапом имплантации. Отсутствие интеграции винтового имплантата на месте 36 зуба; Б — удаление неинтегрированного имплантата; Б' — непосредственная установка комбинированного имплантата в ложе удаленного имплантата; Г — ортопантомограмма через 3 нед. после второго этапа имплантации и реимплантации

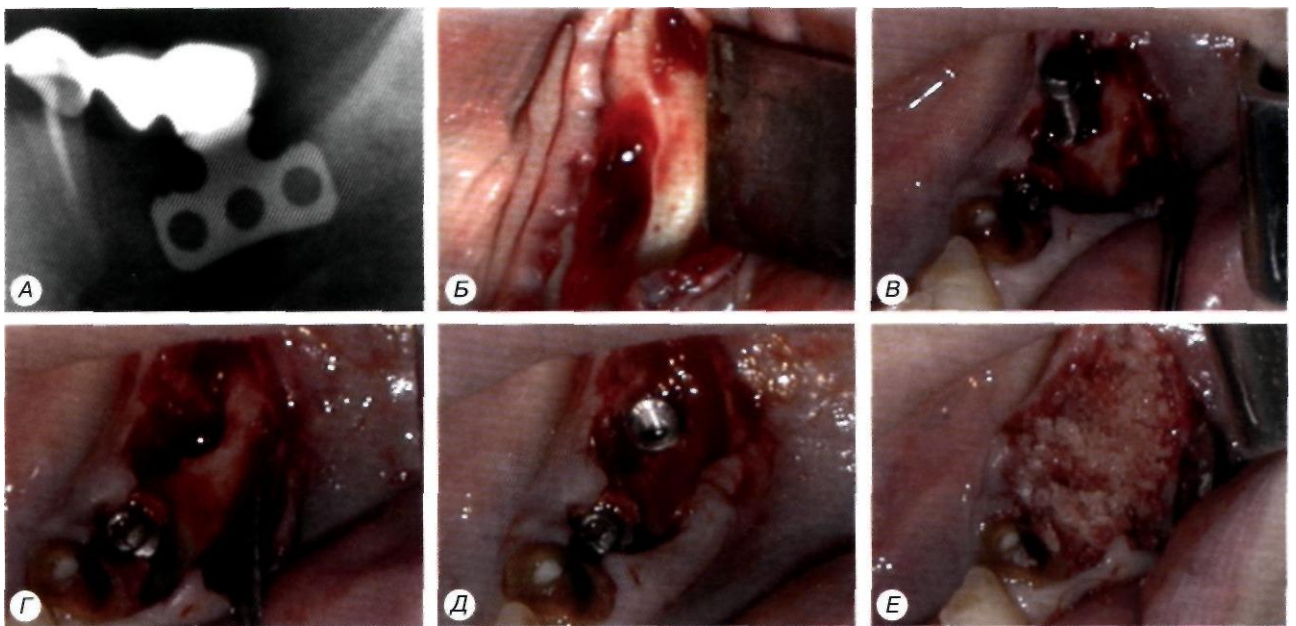
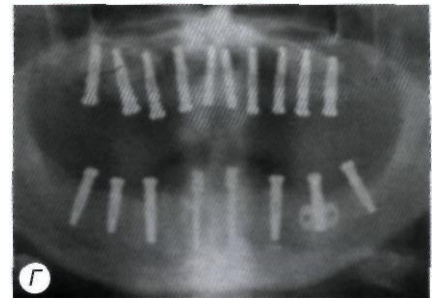
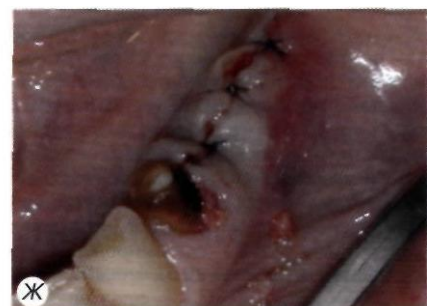


Рис. 11-19. Реимплантация в ложе дезинтегрированного пластиночного имплантата винтовой формы:

А — фрагмент ортопантомограммы. Имеется резорбция костной ткани вокруг внутрикостной части имплантата; Б — дефект после удаления пластиночного имплантата; Б' — формирование костного ложа винтового имплантата в зоне дефекта; Г — сформированное ложе; Д — установленный в ложе имплантат (еще один имплантат был установлен в лунку 35 зуба); Е — зона дефекта заполнена материалом «Остеопласт-К»; Ж — состояние после наложения швов на рану



Отслойка слизистой-надкостничных лоскутов осуществляется таким образом, чтобы были видны места выхода нижнечелюстного нерва из ментальных отверстий.

Препарирование костного ложа и установку имплантатов производят в следующей последовательности: вначале вводят имплантаты на

уровне ментальных отверстий, затем центральный (если устанавливается 5 имплантатов) или центральные имплантаты (если устанавливается 6 имплантатов). После чего вводят остальные имплантаты (рис. 11-21).

При установке имплантатов на уровне ментальных отверстий препарирование костного

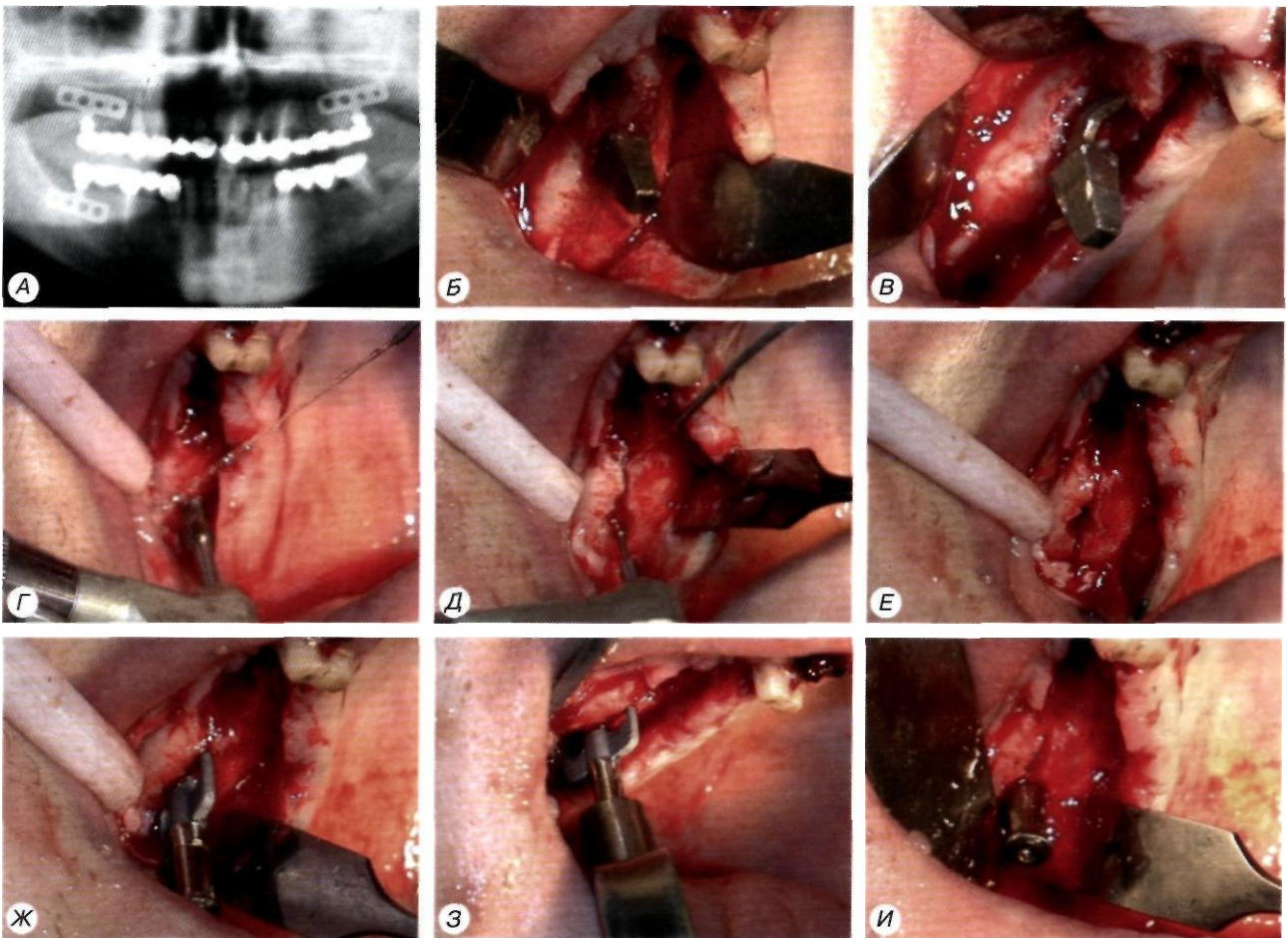


Рис. 11-20. Реимплантация (клинический пример установки имплантата комбинированной формы на место пластиночного):

А — рентгенограмма через 11 лет после протезирования. В области имплантатов, расположенных в боковых отделах верхней челюсти, имеется резорбция костной ткани. Справа между имплантатом и 15-м зубом виден дефект костной ткани. Клинически определяется подвижность имплантатов и протезов на верхней челюсти. План лечения включал удаление имплантатов, имплантацию в области 24 и 25-го зубов, а также реимплантацию в области верхней челюсти справа; **Б** — состояние после отслойки слизистой-надкостничных лоскутов и обнажения области расположения имплантата с правой стороны верхней челюсти; **В** — состояние после удаления фиброзной ткани, покрывающей часть имплантата. Медиальное плечо пластиночного имплантата оголено, между ним и 15-м зубом имеется дефект кости глубиной 8,9 мм; **Г** — состояние после удаления пластиночного имплантата. Производится препарирование костного ложа под цилиндрическую часть комбинированного имплантата; **Д** — препарирование ложа под пластиночную часть имплантата; **Е** — сформированное под имплантат ложе. Медиальная часть ложа соответствует положению дистального плеча удаленного пластиночного имплантата; **Ж** — фиксированный в ложе внутрикостный элемент с адаптером; **З** — установленный на адаптер имплантат-оввод; **И** — введенный в ложе внутрикостный элемент

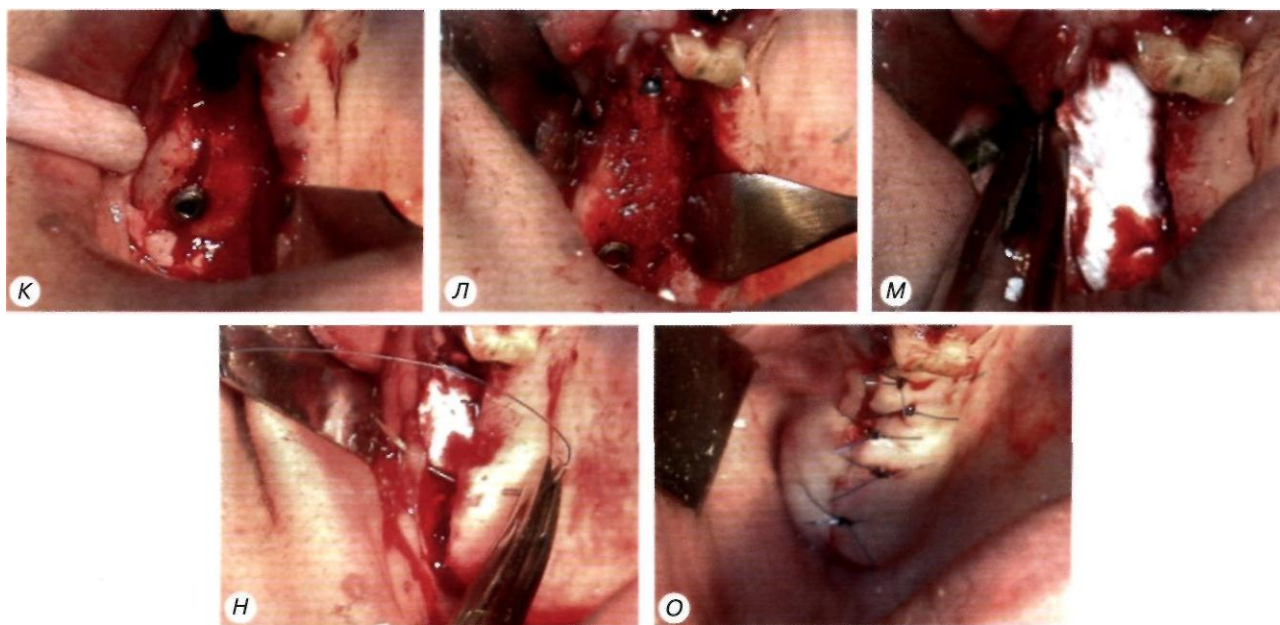


Рис. 11-20. (окончание):

К – установленный внутрикостный элемент (состояние после выкручивания адаптера и установки винта-заглушки); Л – состояние после установки внутрикостного элемента винтового имплантата в область дефекта кости и заполнения дефекта гидроксиапатитом и костной стружкой; М – наложенная на альвеолярный отросток и перекрывающая область дефекта барьерная мембрана; Н – наложение горизонтального матрацного шва на рану; О – состояние после зашивания операционной раны

ложа производится на лингвальной стороне тела нижней челюсти.

Закрытие операционной раны после разреза, произведенного по гребню альвеолярного отростка, осуществляется по следующей схеме: в области стыка горизонтального и вертикального краев лоскутов накладывается адаптирующий шов; затем рану зашивают узловыми или матрацными швами. Если разрез был произведен в области преддверия полости рта, вначале накладывают как минимум три вертикальных матрацных шва (один по центру и два в области проекции отсутствующих клыков). Остальные участки послеоперационной раны зашивают узловыми швами.

Главной задачей при установке 5–6 имплантатов в области между ментальными отверстиями является максимально возможное увеличение расстояния между имплантатами, установленными на уровне ментальных отверстий, и центрально расположенным имплантатом (рис. 11-21).

Обходжение нижнечелюстного канала

Анатомической основой для установки имплантатов сбоку от *p.alveolaris inferior* без его повреждения являются некоторые особенности томографии нижнечелюстного канала.

Диаметр нижнечелюстного канала составляет около 2–3 мм (рис. 11-22). В области проекции угла нижней челюсти и ретромолярного пространства нижнечелюстного канат располагается язычно, затем, проходя через тело нижней челюсти, он имеет вестибулярное направление и в области премоляров находится уже у щечной стенки компактного стоя кости. Если учесть, что тело нижней челюсти, как правило, имеет толщину от 8 до 15 мм, то, но меньшей мере, два участка сбоку от нижнечелюстного канала могут использоваться для имплантации. Это угол нижней челюсти, ретромолярное пространство и область расположения зуба «мудрости», где с латеральной стороны от нижнечелюстного канала можно найти участок кости достаточной высоты и шириной около 5–8 мм. Второй участок – это

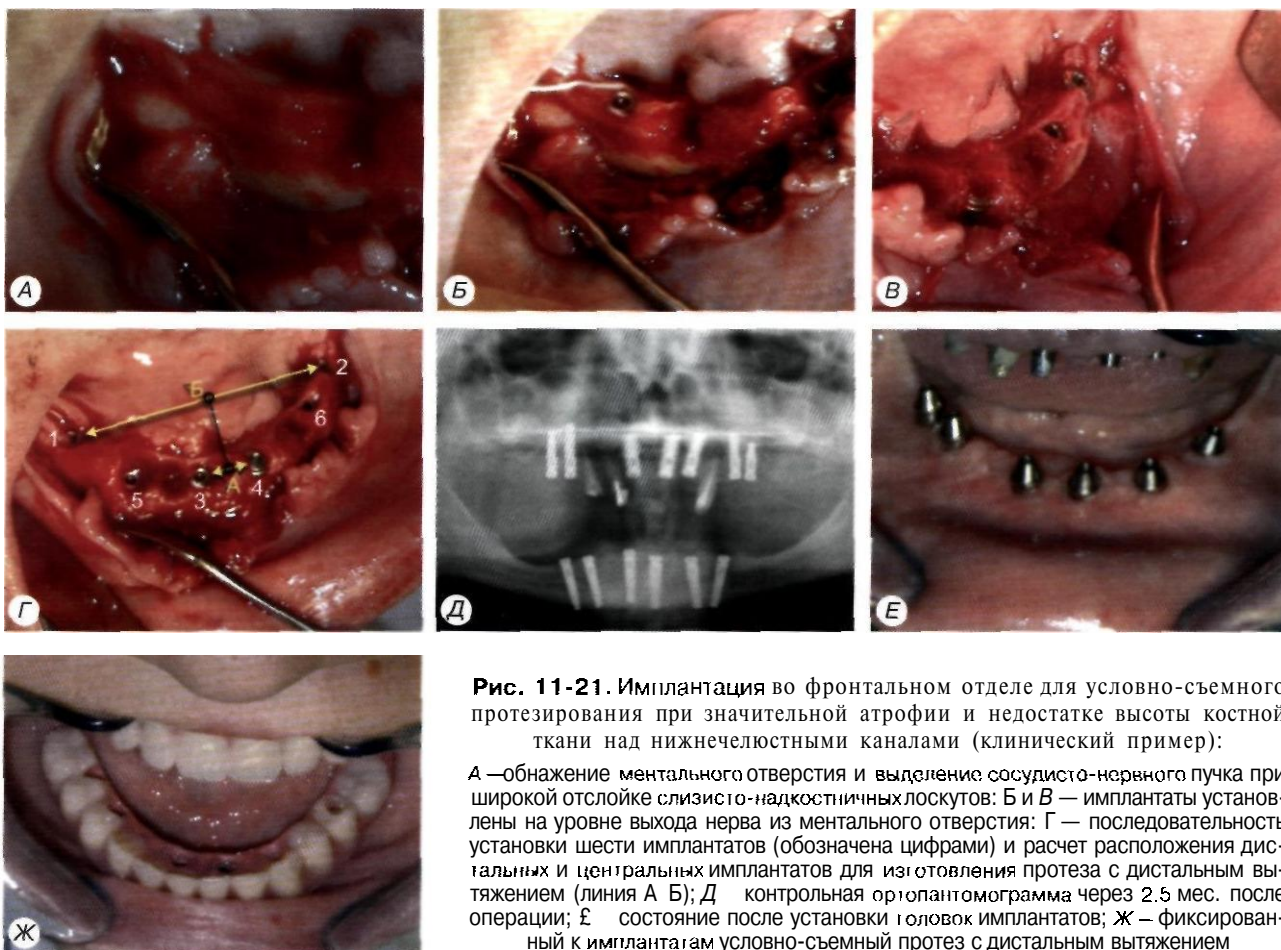


Рис. 11-21. Имплантация во фронтальном отделе для условно-съемного протезирования при значительной атрофии и недостатке высоты костной ткани над нижнечелюстными каналами (клинический пример):

А — обнажение ментального отверстия и выделение сосудисто-нервного пучка при широкой отслойке слизисто-надкостничных лоскутов; Б и В — имплантаты установлены на уровне выхода нерва из ментального отверстия; Г — последовательность установки шести имплантатов (обозначена цифрами) и расчет расположения дистальных и центральных имплантатов для изготовления протеза с дистальным вытяжением (линия А Б); Д — контрольная ортопантограмма через 2,5 мес. после операции; Е — состояние после установки головок имплантатов; Ж — фиксированный к имплантатам условно-съемный протез с дистальным вытяжением

сектор челюсти на уровне премоляров, где ширина костной ткани медиальнее нижнечелюстного канала может составлять 4–5 мм.

Исходя из томографии нижнечелюстного канала и анатомических размеров тела нижней челюсти, в том случае, когда при помощи компьютерной томографии удастся точно выявить расположение нижнечелюстного канала, существует реальная возможность установки имплантатов диаметром 3–4 мм сбоку от него с использованием всей высоты нижнечелюстной кости (рис. 11-22, 11-23).

При частичной адентии для правильного определения места имплантации сопоставляют полученные при рентгенологическом обследовании изображения с имеющимися зубами. Составленная таким образом картина томографии

нерва виртуально переносится в операционную зону и служит ориентиром для препарирования костного ложа и установки имплантата сбоку от нижнечелюстного канала (рис. 11-23).

При полной адентии перенос двухмерной рентгенологической картины в операционное поле осуществляется следующим образом.

После рассечения и широкой отслойки слизисто-надкостничных лоскутов обнажается место выхода нижнечелюточного нерва из ментального отверстия. После чего под визуальным контролем места выхода нерва производится препарирование костного ложа, медиально и как можно дальше от ментального отверстия. В сформированное ложе устанавливается имплантат, который является первым ориентиром для определения участка для введения остальных импланта-

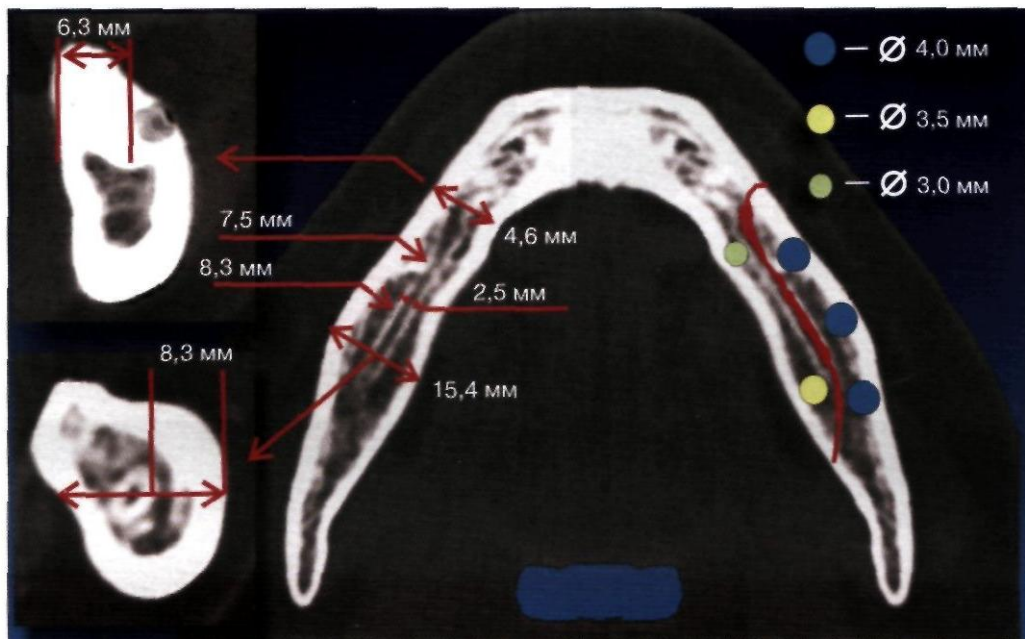


Рис. 11-22. Типичная топография нижнечелюстного канала, определяемая при помощи компьютерной томографии. При ширине тела нижней челюсти, равной 15,4 мм, расстояние от нижнечелюстного канала до наружного края челюсти в области ретромолярного пространства составляет 8,3 мм; в области ментального отверстия — 6,3 мм. Такая толщина кости сбоку от нижнечелюстного канала позволяет установить имплантаты диаметром от 3 до 4 мм

тов рядом с нижнечелюстным каналом. Второй контрольной точкой может служить основание ветви нижней челюсти, а третьей — середина расстояния от первого установленного имплантата до основания ветви нижней челюсти. Наличие в поле зрения этих трех контрольных точек

и изображения пошаговых через каждые 2–3 мм срезов на томограммах позволяют достаточно точно выбрать место для установки имплантатов сбоку от нерва (рис. 11-24).

В ряде случаев рентгенологическое исследование не дает четкого представления о локализации

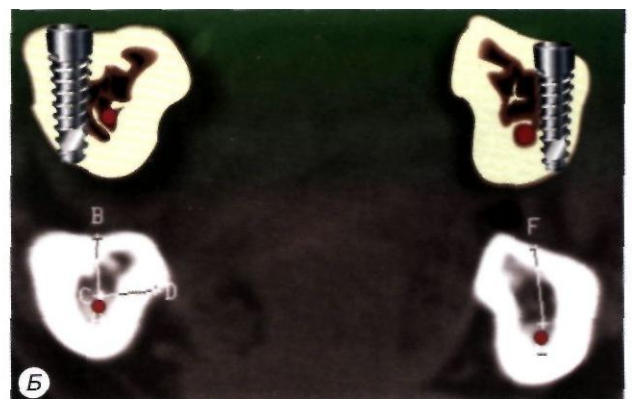


Рис. 11-23. Установка имплантатов сбоку от нижнечелюстного канала при двухстороннем концевом дефекте зубного ряда нижней челюсти:

А — ортопантограмма до лечения. Высота кости над нижнечелюстными каналами составляет от 5 до 7 мм; Б — срез компьютерной томограммы на уровне ретромолярного пространства и схема планируемой установки имплантатов. С правой и левой сторон челюсти сбоку от нижнечелюстных каналов имеется массив кости толщиной от 6 до 8 мм

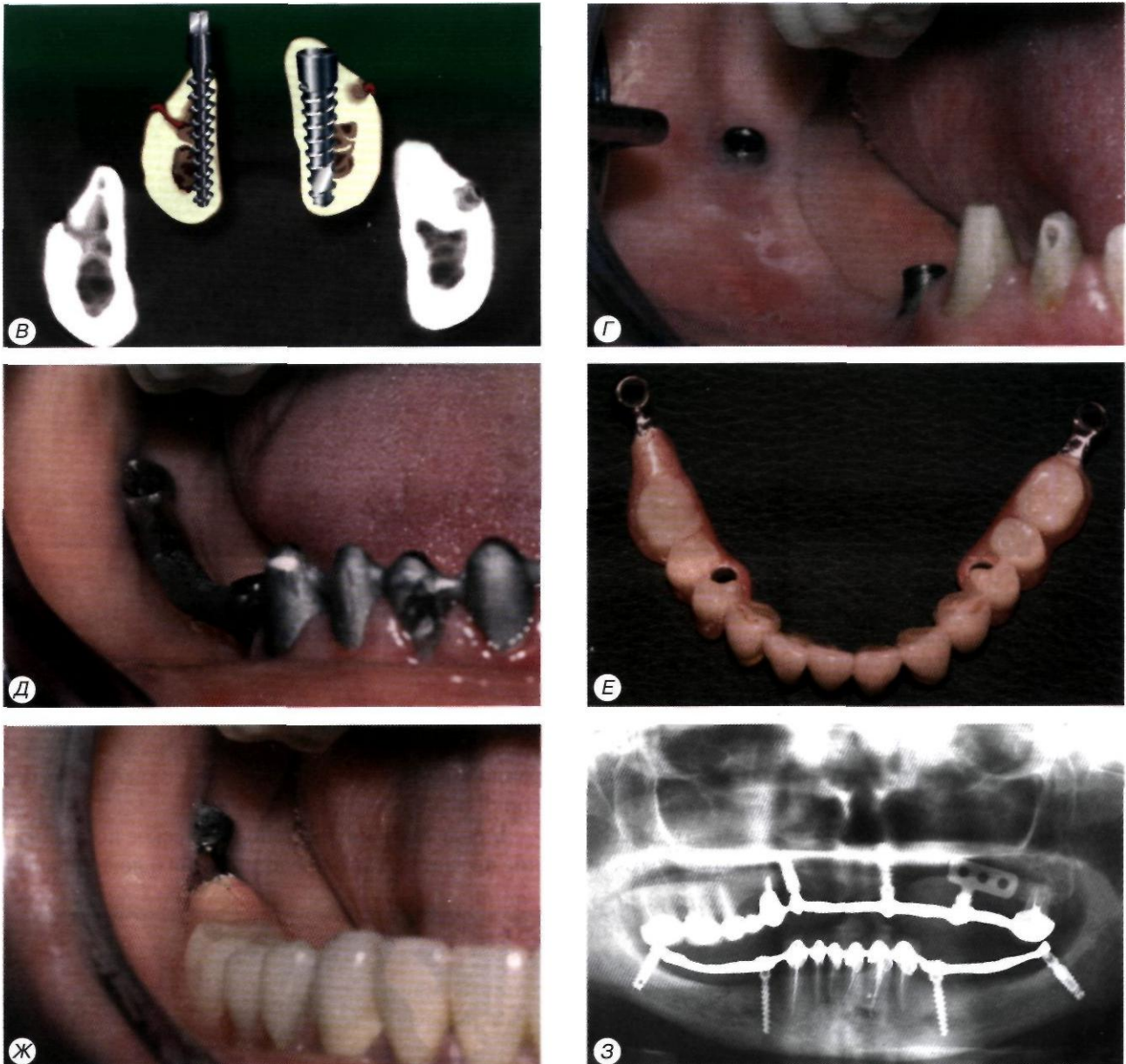


Рис. 11-23. (окончание):

В — срез на уровне ментального отверстия и схема предполагаемого расположения имплантатов. С язычной стороны от мест выхода нижнелучковой о нерва имеется массив кости толщиной от 4 до 5 мм; *Г* — состояние после второго этапа операции. Головка дистально расположенного имплантата находится на уровне ретромолярного треугольника; *Д, Е и Ж* — этапы протезирования; *З* — контрольная ортопантомограмма через 3 года после протезирования

нижнечелюстного канала, тогда для установки имплантата рядом с нижнечелюстным каналом можно использовать следующую методику.

Провести только инфильтрационную анестезию. Затем согласно общим закономерностям

расположения нерва в различных отделах тела нижней челюсти произвести препарирование направляющего канала фрезой Линденмана, постепенно углубляясь в кость и ориентируясь на ощущения пациента. При приближении к ниж-

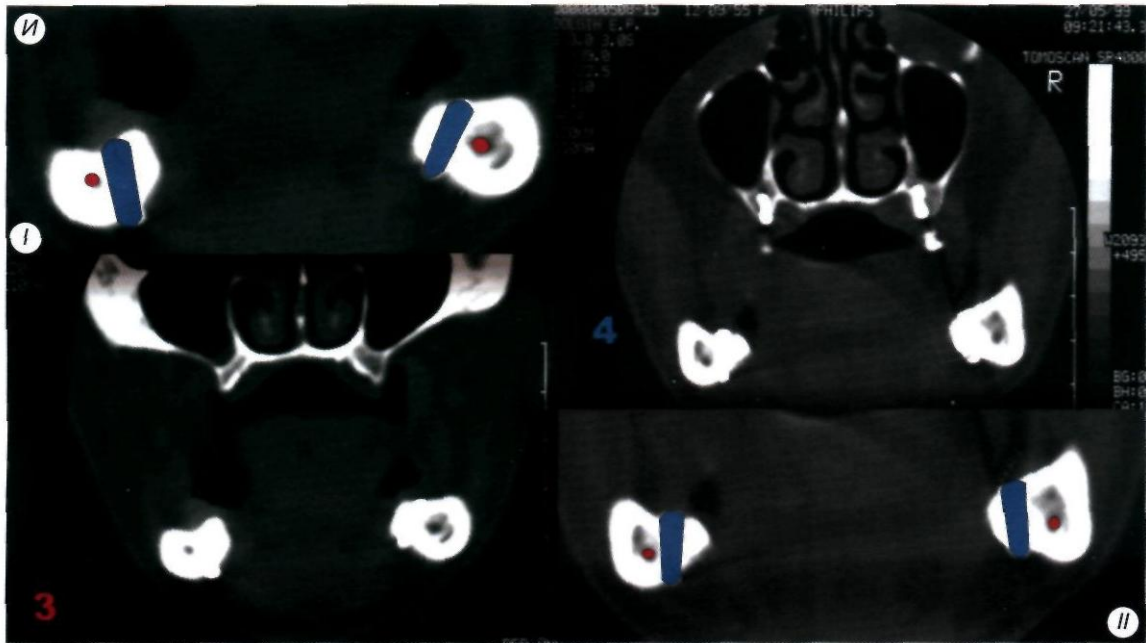


Рис. 11-24. (окончание):

И— изображения срезов в области установленных третьего и четвертого имплантатов, полученные при контрольной компьютерной томографии через 2 нед. после операции (на изображениях I и II имплантаты выделены голубым цветом)

не челюстному каналу менее чем на 2 мм пациенты отмечают дискомфорт, незначительную болезненность или предчувствие наступления боли. Если глубина препарирования до появления этих ощущений недостаточна для установки имплантата, место или направление препарирования (наклон) можно изменить (рис. 11-25). После препарирования направляющего канала в зоне, где не возникало вышеописанных ощущений, формируется костное ложе и устанавливается имплантат.

Транспозиция *n. alveolaris inferior*

Данная операция известна с середины 70-х гг.; первоначально она служила дополнением к остеотомии нижней челюсти, применяемой для хирургической коррекции прикуса. Одними из первых транспозицию нижнечелюстного нерва в этом качестве использовали В. Fritzpatrick и С. Alling (1977), а также L. Petersen (1978). В 1987 г. О. Jensen и Д. Nock предложили применять ее при имплантации.

Целью данного оперативного вмешательства является создание условий для установки им-

плантатов на всю высоту тела нижней челюсти, что можно обеспечить за счет перемещения ствола нижнечелюстного нерва (рис. 11-23).

Существуют две основные методики, предусматривающие различные оперативные подходы к нижнечелюстному каналу и расположенному в нем нерву,

1. Блоковая остеотомия в области наружной кривой линии нижней челюсти.

Подход подразумевает выполнение остеотомии компактного слоя наружной кривой линии нижней челюсти в области проекции нижнечелюстного канала и вычленение блока кости. После этого производится сглаживание стенки нижнечелюстного канала и выделение из него ствола нерва. После отведения в латеральном направлении нижнечелюстного нерва проводится имплантация. Образовавшийся после остеотомии дефект необходимо заполнить костной стружкой и гидроксиапатитом. Ствол нерва после этого остается в новом положении, в области наружного края челюсти.

2. Остеотомия вокруг ментального отверстия и наружной кривой линии нижней челюсти.

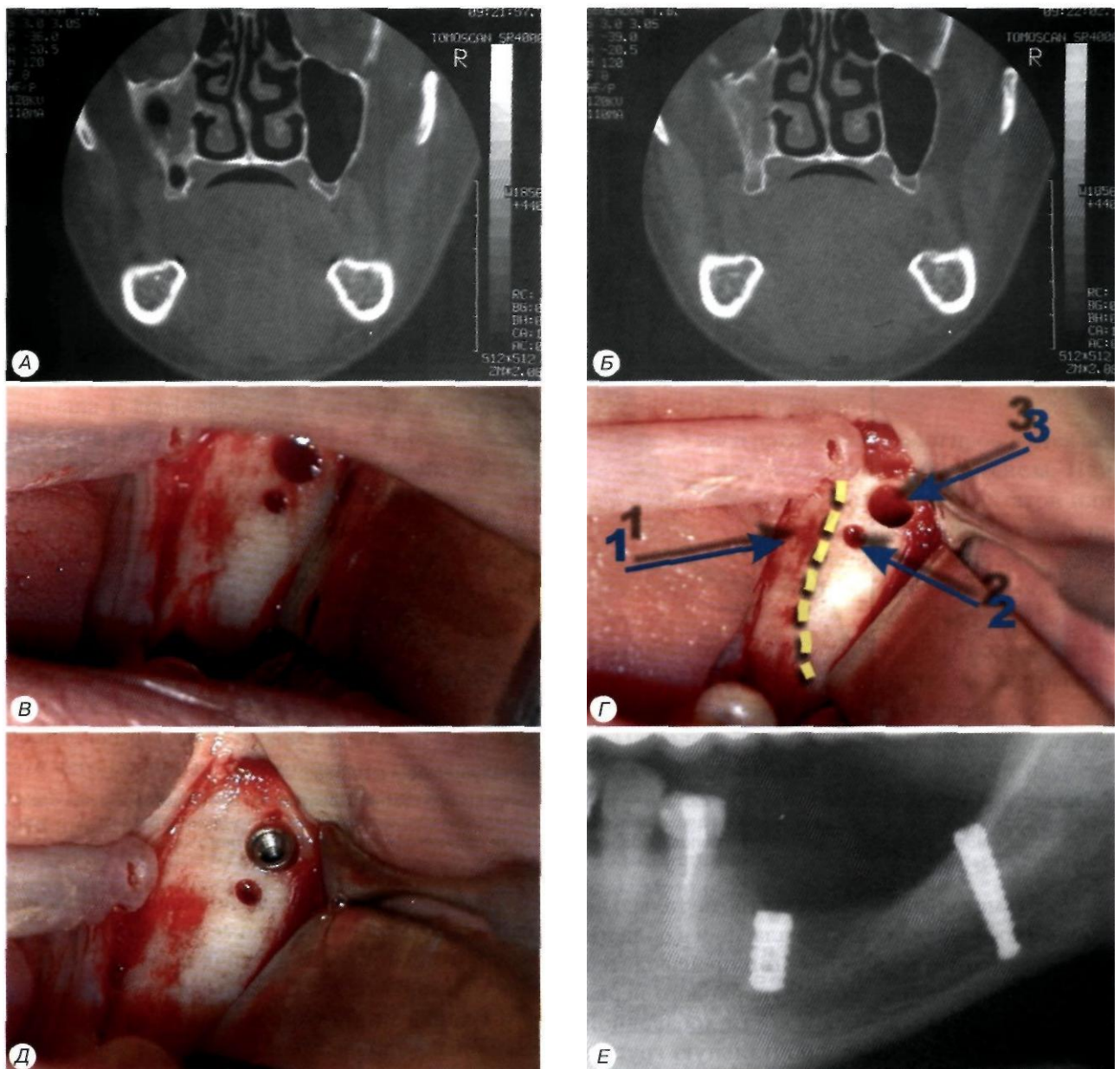


Рис. 11-25. Установка имплантата сбоку от нижелуночкового нерва при **отсутствии** достоверных рентгенологических признаков расположения нижнечелюстного канала:

А и Б - изображения, полученные при помощи компьютерной томографии в области ретромолярно о пространства и отсутствующих зубов «мудрости». На снимках определить положение нижнечелюстного канала не представляется возможным: В — снимок, сделанный во время операции. В соответствии с предполагаемым расположением нижнечелюстного канала было начато препарирование ложа на латеральном склоне альвеолярной о гребня: Г состояние после формирования ложа имплантата: пунктирная линия предполагаемое расположение нижнечелюстного канала: 1 - язычный край нижней челюсти (внутренняя косая линия); 2 - отверстие канала в кости, где было начато препарирование ложа, но при пот ружжии сверла пациентка стала отмечать незначительную болезненность (операция производилась под инфильтрационной анестезией); 3 - сформированное дистально и латерально от первого болезненности не отмечалось: Д - установленный в ложе имплантат; Е - фрагмент контрольной ортопантомограммы, сделанной через 2 мес. после операции. Дистально расположенный имплантат находится на уровне основания ветви нижней челюсти, установлен бикортикальню в наружную косую линию сбоку от нижнечелюстного канала. Медиально расположенный внутрикостный элемент высотой 8.0 мм установлен над нижнечелюстным каналом

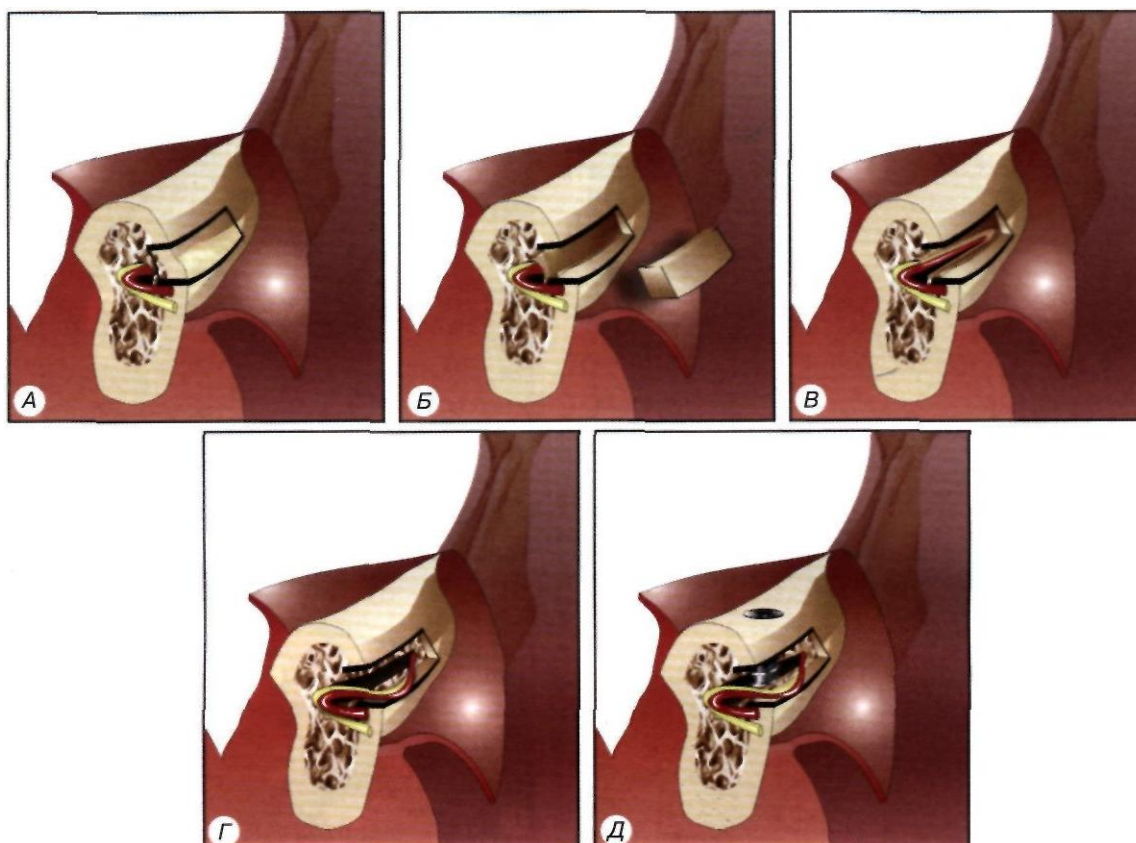


Рис. 11-26. Транспозиция нижелуночкового нерва:

А — остеотомия латеральной стенки нижней челюсти; Б — удаление выпиленного костного фрагмента; В — сошлифованная стенка нижнечелюстного канала; Г — выделение из канала и смещение в латеральном направлении сосудисто-нервного пучка; Д — установленный в ложе имплантат, располагающийся в области прежнего русла нижнечелюстного канала

Предусматривает вмешательство не только на уровне нижнечелюстного канала, но и в области ментального отверстия. При этом производится транспозиция ствола нижелуночкового нерва и выделение остающейся в кости добавочной ветви, иннервирующей фронтальную группу зубов. Методика операции заключается в следующем: вначале выпиливают канавку по окружности ментального отверстия, таким образом формируют окружающее сосудисто-нервный пучок костное кольцо. Затем его разламывают и высвобождают из расширенного ментального отверстия часть ствола нерва и добавочную его ветвь. После этого производится остеотомия в зоне проекции нижнечелюстного канала. Дальнейший ход операции аналогичен предыдущей методике.

Транспозиция нижелуночкового нерва позволяет создать оптимальные условия для установки имплантатов и достичь высокого уровня успеха имплантации. Однако следует учитывать, что транспозиция сопровождается значительным риском повреждения оболочки нерва и его ствола, поэтому приблизительно у половины пациентов наблюдается нарушение чувствительности нижней губы и подбородка в различные сроки после операции.

Наращивание высоты костной ткани нижней челюсти

Еще в 1948 г. E. Clementschich осуществил наращивание высоты атрофированной нижней челюсти при помощи костного аутотрансплантата из ребра. Затем технику этой операции с ис-

пользованием костных аутотрансплантатов из гребешка подвздошной и большеберцовой кости совершенствовались многие хирурги.

В 1966 г. J. Barros-Saint-Posteur предложил иной подход для наращивания высоты альвеолярного отростка — вертикальную остеотомию фронтального отдела нижней челюсти с последующим смещением вверх и фиксацией язычного фрагмента челюсти. Позднее он же описал методику горизонтальной остеотомии фронтального отдела нижней челюсти с ротацией верхнего фрагмента кости.

Вертикальная остеотомия была усовершенствована F. Harle в 1975 г. и получила название «visor»-остеотомии. А в 1977 г. W. Bell et al. и P. Schettler модифицировали горизонтальную остеотомию, применив интерпозицию аутотрансплантата из гребешка подвздошной кости между телом нижней челюсти и отсеченным фрагментом альвеолярного отростка. Эта операция получила название «сэндвич»-остеотомии.

В 1978 г. P. Stoeltinga et al. предложили одновременно использовать «visor»-остеотомию в боковых отделах и «сэндвич»-остеотомию во фронтальном отделе нижней челюсти, в результате чего появилась возможность наращивания высоты альвеолярного отростка на всем протяжении нижней челюсти. В дальнейшем было разработано еще несколько вариантов этого вмешательства в сочетании с вестибуло- и сульклопластикой.

В те же годы в качестве альтернативы костной пластике для увеличения нижней челюсти стали разрабатываться операции, предусматривающие применение методик направленной регенерации кости.

Начиная с 1978 г. J. Kent, M. Jarcho, I. Finger и другие исследователи начали клиническую апробацию гидроксиапатита для наращивания высоты альвеолярных отростков. Было разработано несколько методик, суть которых заключается в формировании поднадкостничного туннеля на альвеолярном отростке и заполнении его гидроксиапатитом. Ряд авторов предложил использовать гидроксиапатит в комбинации с коллагеном, аутогенной губчатой костью. По-

явились различные варианты сочетания этих методик с вестибуло-, сульклопластикой и «visor»-остеотомией.

В последнее время активно разрабатывается еще один подход — дистракция фрагментов челюстей, основанный на теории дистракционного остеогенеза, созданной Г.А. Илизаровым. Суть подхода заключается в следующем:

- производится остеотомия части челюстной кости;
- подвижный фрагмент кости фиксируется к телу челюсти при помощи специальных дистракционных имплантатов или аппаратов (рис. 11-27, 11-28);
- через 7 дней после остеотомии проводится активация дистракционного остеогенеза. При помощи дистракционных имплантатов или аппарата смещают подвижный фрагмент на 1 мм; эта процедура повторяется ежедневно до его установки на необходимом уровне высоты;
- фрагмент фиксируется в этом положении в течение 1 мес. при помощи тех же дистракционных имплантатов или аппарата.

Наращивание высоты отдельных участков или полностью всей нижней челюсти посредством костной пластики, методик направленной регенерации кости и дистракционного остеогенеза позволяет создать необходимый для имплантации объем костной ткани.

11.4.3. Имплантация при значительной атрофии верхней челюсти

Основной проблемой имплантации при значительной атрофии верхней челюсти является недостаточная высота костной ткани в области верхнечелюстных пазух, реже — в области грушевидного отверстия.

Для решения данной проблемы применяют два основных подхода: установка имплантатов в пограничные с верхнечелюстной пазухой участки кости и наращивание высоты костной ткани за счет уменьшения объема верхнечелюстных пазух,

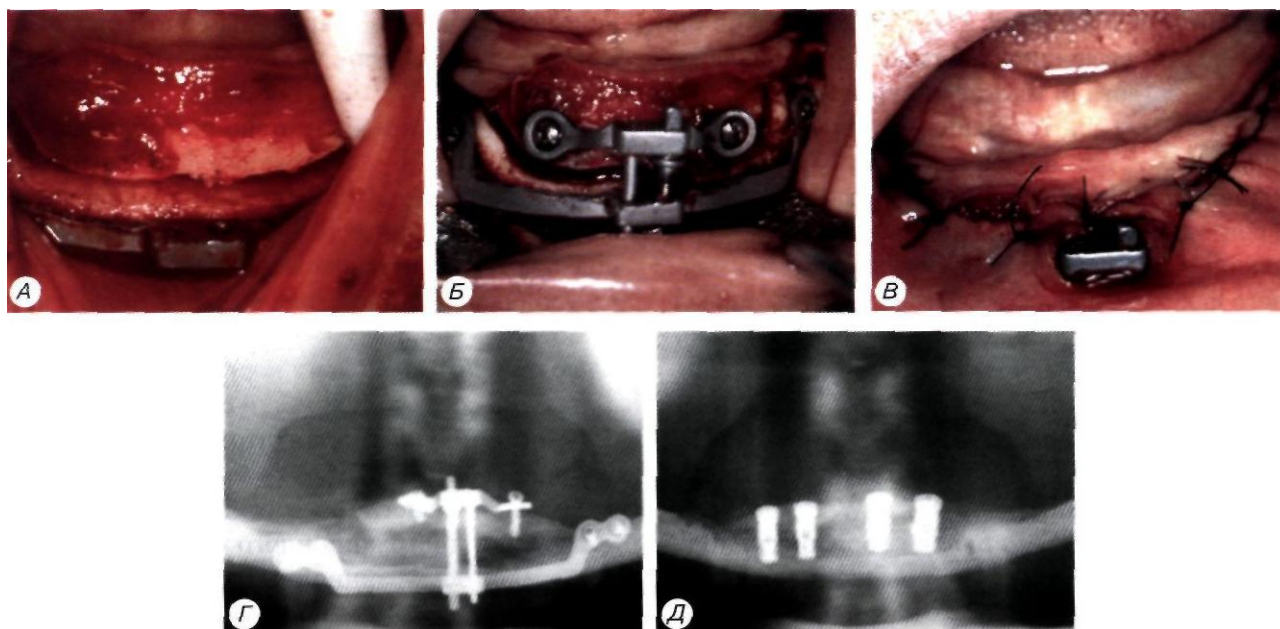


Рис. 11-27. Горизонтальная остеотомия и наращивание высоты нижней челюсти при помощи distractionного аппарата (наблюдение д-ра Marcelo Soares, Сан Паоло, Бразилия. Перепечатано из книги: O. Jensen Alveolar Distraction Osteogenesis, Quintessence Publ. Co., 2002):

A - состояние после горизонтальной остеотомии; Б - фиксированный distractionный аппарат; В - состояние после операции; Г - состояние через 3 мес. после distractionции; Д - состояние после установки внутрикостных элементов имплантатов



Рис. 11-28. Горизонтальная остеотомия и наращивание высоты нижней челюсти при помощи distractionного имплантата (наблюдение д-ра Alexander Gaggi, Грац, Австрия. Перепечатано из книги: O. Jensen Alveolar Distraction Osteogenesis, Quintessence Publ. Co., 2002):

A — distractionные дентальные имплантаты; Б - состояние после горизонтальной остеотомии альвеолярного отростка и установки distractionного имплантата; В — состояние после distractionции

Методики, рассчитанные на обходжение верхнечелюстной пазухи

Данные методики могут применяться только после тщательного анализа томографии пазух и оценки объема имеющейся костной ткани. Обяза-

тельным условием планирования вмешательства является наличие двухмерного реального изображения (ортопантограммы и компьютерной томограммы) соответствующего отдела верхней челюсти в каждом конкретном случае.

Субантральная установка имплантатов

Методика рассчитана на максимально возможное использование имеющейся костной ткани. Подразумевает введение имплантата в костную ткань альвеолярного отростка, базального отдела верхней челюсти, формирующего дно пазухи и под слизистую оболочку верхнечелюстной пазухи (рис. 11-29, 11-30).

Суть оперативного вмешательства заключается в следующем:

- после разреза и отслойки слизисто-надкостничных лоскутов направляющим сверлом просверливают канал в кости глубиной на 1 мм менее, чем расстояние от гребня альвеолярного отростка до дна верхнечелюстной пазухи;
- расширяют направляющий канал;
- во время окончательного препарирования канала фрезой с тупым углом заточки или метчиком формируют ложе на глубину, соответствующую высоте костной ткани, вскрывая при этом костную стенку дна пазухи стараясь не повредить ее слизистую оболочку;
- устанавливают в ложе имплантат, рану зашивают.

Данная методика может применяться при высоте костной ткани не менее 8 мм и архитектонике, соответствующей I II типу.

Имплантация в области бугров верхней челюсти

Бугры верхней челюсти образуют заднюю стенку верхнечелюстной пазухи. Медиальная и дистальная их части граничат и соединяются посредством костных швов с пирамидальным отростком и горизонтальной пластинкой нёбной кости, медиальной и латеральной пластинками крыловидного отростка клиновидной кости (рис. 11-31). С точки зрения функциональной анатомии эта зона представляет собой крылонёбный контрфорс, являющийся одним из силовых устоев верхней челюсти. Спереди этот регион формирует заднюю стенку пазухи, сзади граничит с крылонёбной ямкой. В последней располагается один из участков верхнечелюстной артерии, от которой в данной области отходят *a. infra-orbitalis*, *a. palatina descendens*, *a. sphenopalatina* и

a. alveolaris superior posterior. В клетчатке крылонёбного пространства находится крыловидное венозное сплетение, *ganglion perigopalatinum*, и проходит вторая ветвь тройничного нерва.

Размеры костного массива, формирующего крылонёбный контрфорс, в значительной мере зависят от индивидуальных особенностей строения верхнечелюстных пазух и могут составлять от 4 до 20 мм в переднезаднем направлении. Ширина костной ткани в области бугров верхней челюсти может варьировать от 1 до 15 мм.

Местом для имплантации позади верхнечелюстной пазухи обычно является не только сам бугор, но и область швов, а также часть пирамидального отростка нёбной кости (рис. 11-31, 11-32).

Разрез (по гребню альвеолярного отростка) и отслойку слизисто-надкостничных лоскутов необходимо выполнять с таким расчетом, чтобы визуально определялся дистальный край бугра и расположенное позади него углубление, дно которого формирует пирамидальный отросток нёбной кости.

При установке винтовых или цилиндрических имплантатов препарирование костного ложа следует начинать, отступив от края бугра на 5-7 мм. Сверление осуществляют с небольшим наклоном в дистальном направлении, избегая сильного давления на инструмент. Препарирование производят до упора в компактный слой пирамидального отростка, что достаточно четко определяется мануально. Измеряют глубину просверленного направляющего канала в кости, после чего производят дальнейшее препарирование и формирование ложа глубиной, соответствующей таковой просверленного до этого направляющего канала. Затем устанавливают имплантат. Лоскуты возвращают на место и зашивают рану.

При использовании имплантатов пластиночной формы препарирование костного ложа лучше начинать от края бугра и двигаться в медиальном направлении.

При установке имплантатов комбинированной формы вначале формируется ложе под пластиночную его часть, затем под цилиндрическую. Это позволяет рационально использовать

Субинтральная установка имплантатов

Методика рассчитана на максимально возможное использование имеющейся костной ткани. Подразумевает введение имплантата в костную ткань альвеолярного отростка, базального отдела верхней челюсти, формирующего дно пазухи и под слизистую оболочку верхнечелюстной пазухи (рис. 11-29, 11-30).

Суть оперативного вмешательства заключается в следующем:

- после разреза и отслойки слизисто-надкостничных лоскутов направляющим сверлом просверливают канал в кости глубиной на 1 мм менее, чем расстояние от гребня альвеолярного отростка до дна верхнечелюстной пазухи;
- расширяют направляющий канал;
- во время окончательного препарирования канала фрезой с тупым углом заточки или метчиком формируют ложе на глубину, соответствующую высоте костной ткани, вскрывая при этом костную стенку дна пазухи стараясь не повредить ее слизистую оболочку;
- устанавливают в ложе имплантат, рану зашивают.

Данная методика может применяться при высоте костной ткани не менее 8 мм и архитектонике, соответствующей I-II типу.

Имплантация в области бугров верхней челюсти

Бугры верхней челюсти образуют заднюю стенку верхнечелюстной пазухи. Медиальная и дистальная их части граничат и соединяются посредством костных швов с пирамидальным отростком и горизонтальной пластинкой нёбной кости, медиальной и латеральной пластинками крыловидного отростка клиновидной кости (рис. 11-31). С точки зрения функциональной анатомии эта зона представляет собой крылонёбный контрфорс, являющийся одним из силовых устоев верхней челюсти. Спереди этот регион формирует заднюю стенку пазухи, сзади граничит с крылонёбной ямкой. В последней располагается один из участков верхнечелюстной артерии, от которой в данной области отходят *a. infra-orbitalis*, *a. palatina descendens*, *a. sphenopalatina* и

a. alveolaris superior posterior. В клетчатке крылонёбного пространства находится крыловидное венозное сплетение, *ganglion pterigopalatinum*, и проходит вторая ветвь тройничного нерва.

Размеры костного массива, формирующего крылонёбный контрфорс, в значительной мере зависят от индивидуальных особенностей строения верхнечелюстных пазух и могут составлять от 4 до 20 мм в переднезаднем направлении. Ширина костной ткани в области бугров верхней челюсти может варьировать от 1 до 15 мм.

Местом для имплантации позади верхнечелюстной пазухи обычно является не только сам бугор, но и область швов, а также часть пирамидального отростка нёбной кости (рис. 11-31, 11-32).

Разрез (по гребню альвеолярного отростка) и отслойку слизисто-надкостничных лоскутов необходимо выполнять с таким расчетом, чтобы визуально определялся дистальный край бугра и расположенное позади него углубление, дно которого формирует пирамидальный отросток нёбной кости.

При установке винтовых или цилиндрических имплантатов препарирование костного ложа следует начинать, отступив от края бугра на 5-7 мм. Сверление осуществляют с небольшим наклоном в дистальном направлении, избегая сильного давления на инструмент. Препарирование производят до упора в компактный слой пирамидального отростка, что достаточно четко определяется мануально. Измеряют глубину просверленного направляющего канала в кости, после чего производят дальнейшее препарирование и формирование ложа глубиной, соответствующей таковой просверленного до этого направляющего канала. Затем устанавливают имплантат. Лоскуты возвращают на место и зашивают рану.

При использовании имплантатов пластиночной формы препарирование костного ложа лучше начинать от края бугра и двигаться в медиальном направлении.

При установке имплантатов комбинированной формы вначале формируется ложе под пластиночную его часть, затем под цилиндрическую. Это позволяет рационально использовать

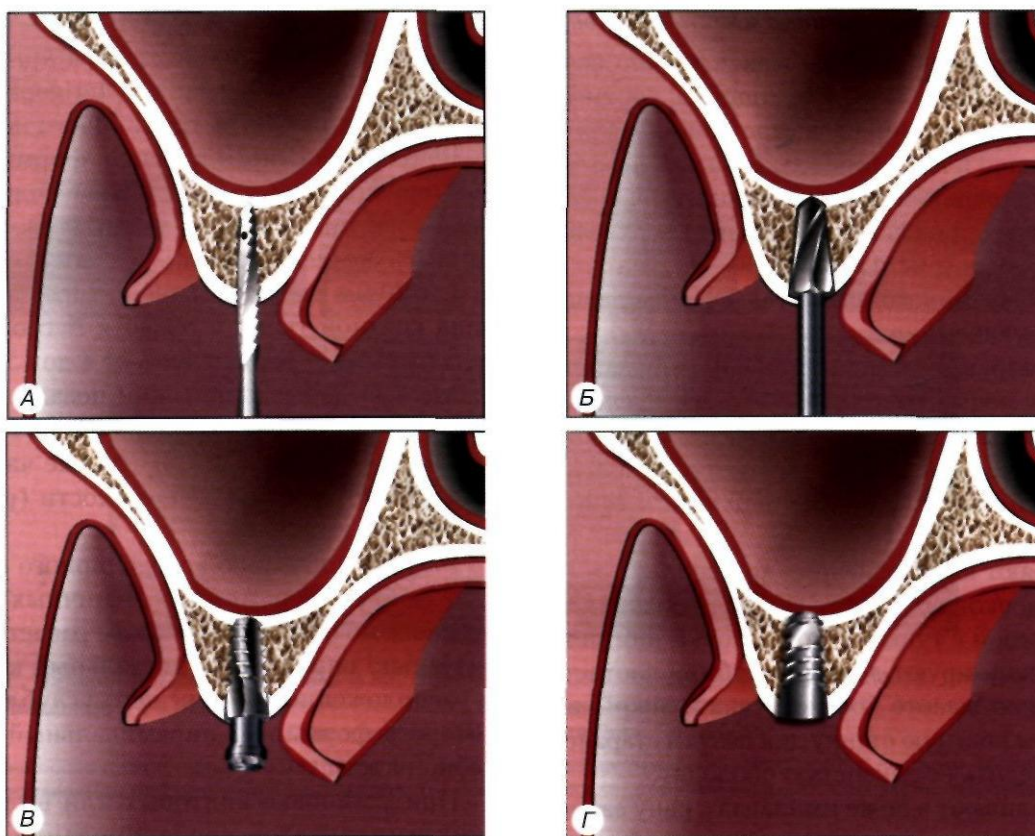


Рис. 11-29. Субантральная установка имплантата:

А — препарирование направляющего канала на $\frac{3}{4}$ высоты кости; Б — расширение и углубление ложа фрезой; В — окончательное формирование ложа метчиком; Г — установленный под слизистую оболочку верхнечелюстной пазухи имплантат

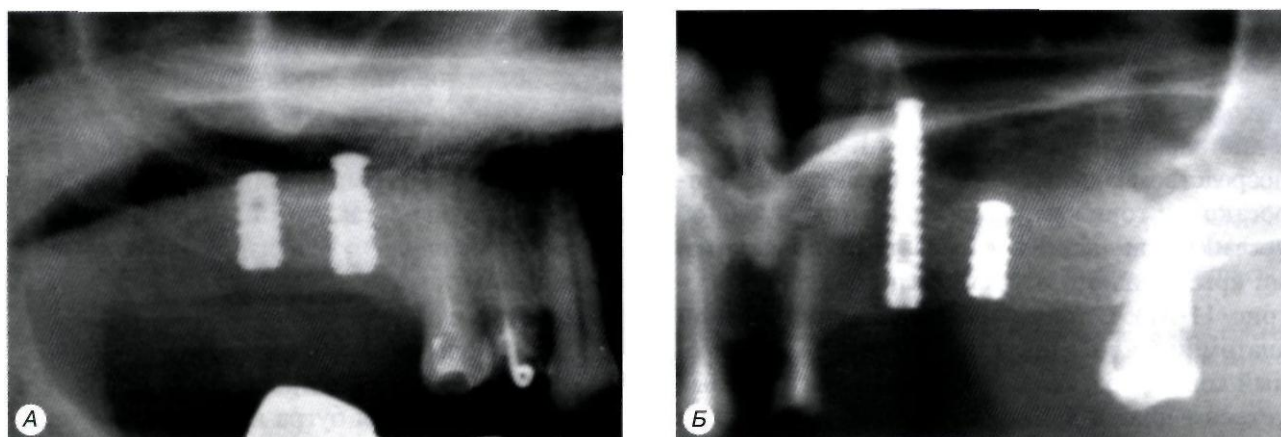


Рис. 11-30. Рентгенологическая картина через 3 мес. после операции в области субантрально установленных внутрикостных элементов винтовых имплантатов:

А — фрагмент ортопантомограммы после субантрального введения внутрикостных элементов высотой 10 и 12 мм; Б — фрагмент ортопантомограммы после установки под слизистую оболочку дна пазухи внутрикостного элемента высотой 10 мм и под слизистую оболочку в области передней стенки пазухи внутрикостного элемента высотой 15 мм

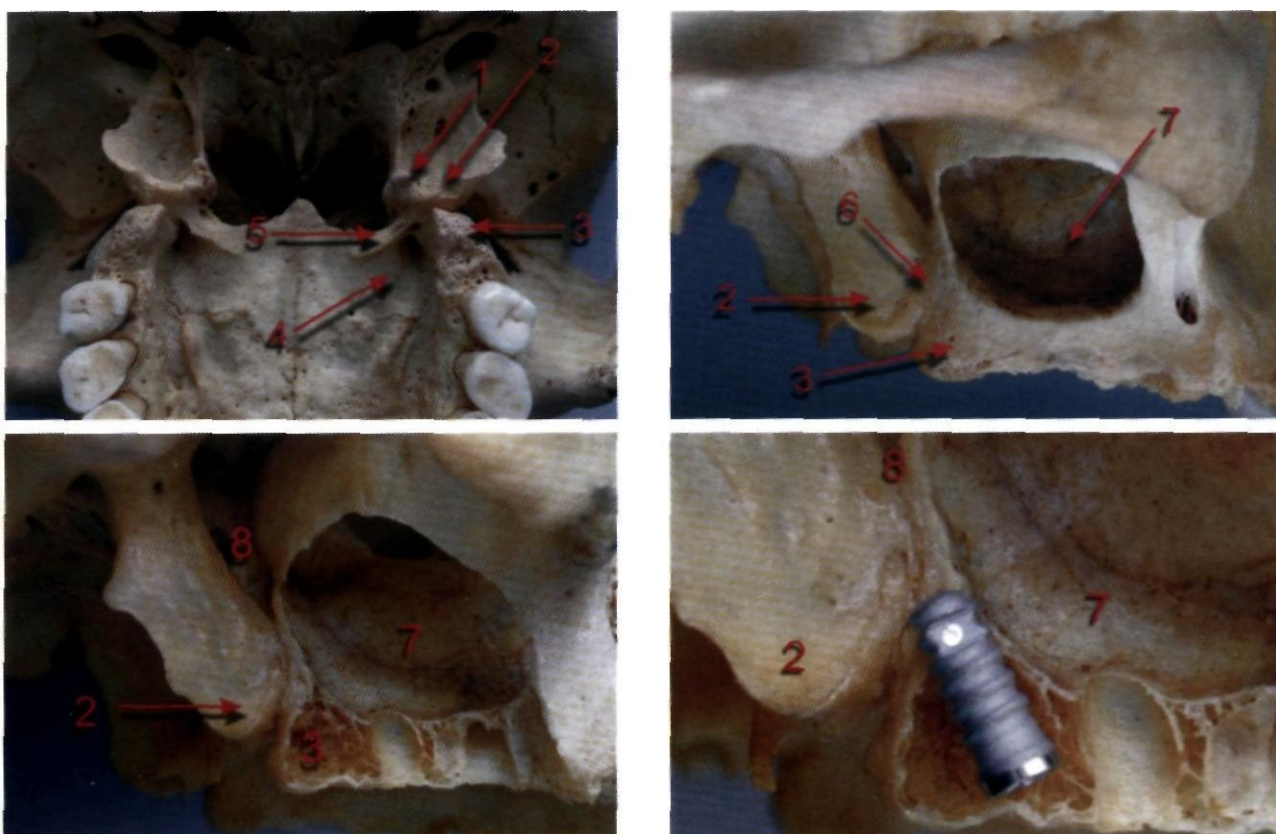


Рис. 11-31. Топографическая анатомия области бугра верхней челюсти. зоны, соответствующей крылонёбному контрфорсу, и топография имплантата, расположенного в области крылонёбного контрфорса:

1 — медиальная пластинка крыловидного отростка клиновидной кости; 2 — латеральная пластинка крыловидного отростка клиновидной кости; 3 — бугор верхней челюсти; 4 — горизонтальная пластинка нёбной кости; 5 — пирамидальный отросток нёбной кости; 6 — костный шов между крыловидным отростком клиновидной кости и бугром верхней челюсти; 7 — полость верхнечелюстной пазухи (вскрыта латеральная стенка пазухи); 8 — крылонёбное пространство

ограниченный объем костной ткани и создает более благоприятные условия для определения оптимального расположения имплантата и его наклона.

Установка имплантатов в альвеолярный и нёбный отростки верхней челюсти

Иногда дно и медиальную стенку верхнечелюстной пазухи формирует довольно толстый (4-8 мм) слой кости альвеолярного и нёбного отростков верхней челюсти. При достаточно высоком своде нёба этот участок костной ткани можно использовать для имплантации (рис. 11-33).

Установку имплантатов в альвеолярный и нёбный отростки верхней челюсти осуществляют

следующим образом. Разрез производят по гребню альвеолярного отростка: отслаивают слизисто-надкостничные лоскуты, причем лоскут с нёбной стороны должен отслаиваться на всю высоту альвеолярного и нёбного отростков. Препарирование начинают, отступив от вестибулярного края альвеолярного отростка на 2-3 мм под наклоном по направлению к вершине нёбного отростка. После препарирования костного ложа устанавливают имплантат. При этом могут использоваться как винтовые или цилиндрические, так и пластинчатые имплантаты.

В нёбный отросток могут устанавливаться имплантаты и в области передней стенки верхнечелюстной пазухи. Необходимость в этом мо-

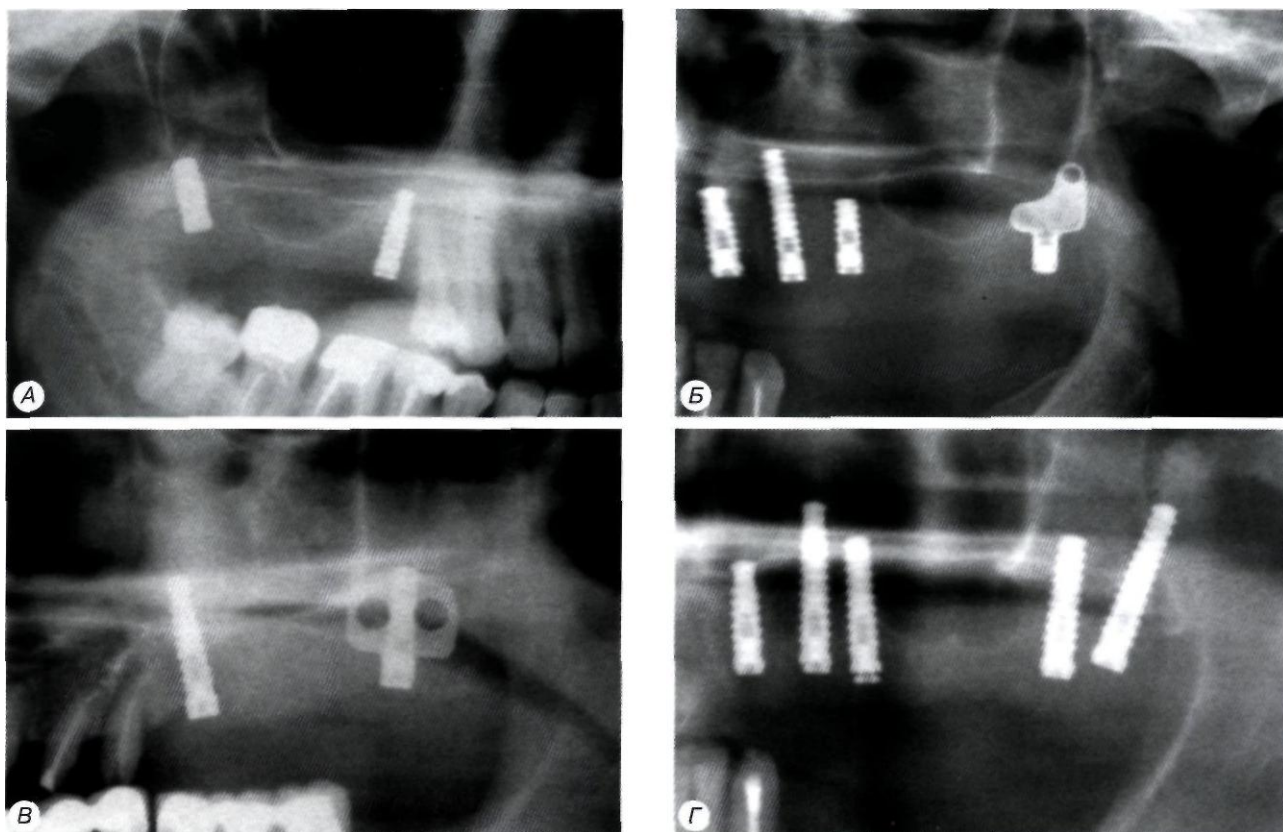


Рис. 11-32. Фрагменты ортопантомограмм, демонстрирующие различные варианты установки имплантатов в зону крылонёбного контрфорса (снимки сделаны через 2 мес. после первого этапа операции):

А — внутрикостные элементы винтовых имплантатов установлены в области задней и передней стенок верхнечелюстной пазухи; Б — установленный в область бугра верхней челюсти двухэтапный пластиночный имплантат; В — установленный в область бугра внутрикостный элемент комбинированной формы; Г — установка двух имплантатов в область бугра верхней челюсти

жет возникать в том случае, когда между верхнечелюстной пазухой и зубом, граничащим с дефектом зубного ряда, имеется ограниченное, не более 4–5 мм пространство. Имплантат при этом можно внести в нёбный отросток, область передней стенки пазухи и позади верхушки корня зуба (рис. 11-33).

**Установка имплантатов
в области скулового отростка
верхней челюсти**

Эта методика разработана недавно и применяется при значительной атрофии верхней челюсти в течение последних 2–3-х лет.

Существует несколько версий установки имплантатов в скуловой отросток верхней челю-

сти с внедрением апикальной части имплантата в скуловую кость.

Согласно одной из последних методик, предложенной J.P. Stella и M.R. Warner (2000), имплантация в области скулового отростка верхней челюсти и тела скуловой кости осуществляется следующим образом:

- разрез производится по гребню альвеолярного отростка, широко отслаиваются слизисто-надкостничные лоскуты;
- препарируется паз на внешней стороне скулового отростка верхней челюсти до уровня стенки верхнечелюстной пазухи, служащий ориентиром для последующего препарирования костного ложа и его направления по отношению к скуловой кости (рис. 11-34);

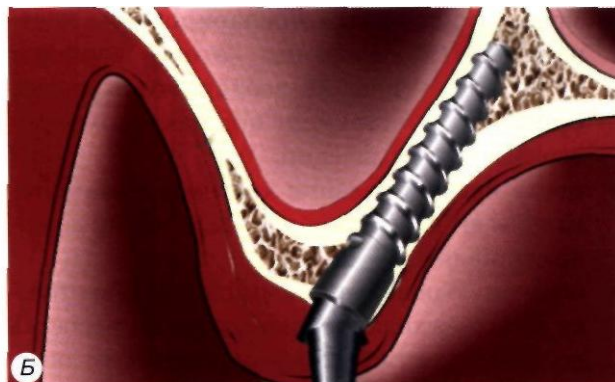


Рис. 11-33. Расположение имплантата в альвеолярном и нёбном отростках верхней челюсти ж:

А — фотография черепа человека, Удалены латеральная стенка и дно верхнечелюстной пазухи. Толщина нёбного отростка, формирующего часть медиальной стенки пазухи, составляет от 3 до 5 мм; Б — схема расположения имплантата в альвеолярном и нёбном отростках верхней челюсти; В - фрагмент контрольной ортопантомограммы, сделанной через 1 год после протезирования. Имплантат Radix-Gimlet-IIS с диаметром внутрикостного элемента 3,5 мм и высотой 18 мм располагается в альвеолярном и нёбном отростках верхней челюсти и проходит медиально по отношению к вершущке корня 24-го зуба



Рис. 11-34. Моделирование установки имплантата в скуловой отросток верхней челюсти и тело скуловой кости (смоделирована методика по J. Stella и M. Warner):

А — топография скулового отростка верхней челюсти. Удалены боковая и передняя стенки верхнечелюстной пазухи; Б — сформирована направляющая канавка в скуловом отростке верхней челюсти и ложе имплантата в альвеолярном отростке; В — установленный в альвеолярный и скуловой отростки верхней челюсти и тело скуловой кости имплантат (имплантат Radix-Gimlet-I высотой 24 мм)



- затем производится препарирование костного ложа под имплантат, которое начинают на небной стороне альвеолярного отростка, ориентируя инструмент под наклоном в латеральном направлении;
- после препарирования костного ложа устанавливают имплантат, высота которого должна составлять 25–30 мм;
- оголенную поверхность имплантата на отрезке от его выхода из альвеолярного отростка до входа в скуловую кость покрывают остеопластическим материалом, затем лоскуты возвращают на место и рану зашивают.

Такая методика не представляет особых технических сложностей и позволяет провести имплантацию при остром дефиците костной ткани в области альвеолярного отростка и базального отдела верхней челюсти. Недостатком данного подхода является значительный наклон имплантата в небную сторону, что требует нестандартных решений при протезировании.

Наращивание высоты атрофированной верхней челюсти

Наращивание высоты верхней челюсти может осуществляться:

1. Путем тотальной костной пластики. Для этого производится «сэндвич»-остеотомия с интерпозицией костных трансплантатов из гребешка подвздошной кости. Это вмешательство используется редко из-за технической сложности и значительного объема.

2. Путем наращивания высоты костной ткани за счет уменьшения объема верхнечелюстных пазух. Это подразумевает частичное или полное перемещение и создание нового уровня дна верхнечелюстной пазухи, осуществляемое при помощи операций, получивших название «синус-лифт». Существует несколько вариантов этой операции, которые N. S. Ganin, M. Klein и L. Simons (1999) разделяют на две основные группы: закрытые и открытые методики. К закрытым относятся вмешательства в области дна верхнечелюстной пазухи, выполняемые через сформированное ложе имплантата. Под открытыми подразумеваются методики, включающие остеотомию латеральной стенки пазухи и тоталь-

ное наращивание высоты кости за счет уменьшения объема верхнечелюстной пазухи.

Операция синус-лифт достаточно часто применяется в практике дентальной имплантации.

Закрытая методика операции синус-лифт

Основная идея закрытой методики заключается в смещении вверх сформированного в области дна пазухи костно-надкостнично-слизистого лоскута (рис. 11-35), заполнении образовавшегося пространства остеопластическими материалами с последующей установкой имплантата, высота которого на 2–3 мм больше высоты костной ткани.

Операция выполняется следующим образом.

После обеспечения оперативного доступа к альвеолярному отростку производится препарирование костного ложа под имплантат на $1/2$ высоты имеющейся костной ткани. Затем формируется костно-надкостнично-слизистый лоскут из дна верхнечелюстной пазухи. Формирование лоскута может осуществляться двумя способами.

При помощи костного трещана выпиливается костный столбик, основанием которого является стенка дна верхнечелюстной пазухи. Затем, постукивая по рукоятке остеотома (в этом качестве может использоваться любой инструмент с тупым круглым концом, диаметр которого позволяет ввести его в костное ложе), надламывается стенка дна пазухи, и костный столбик аккуратно перемещается в глубь пазухи, после чего в глубь сформированного ложа вводится остеопластический материал и устанавливается имплантат.

Второй способ предполагает формирование костно-надкостнично-слизистого лоскута с помощью специальных остеотомов. Остеотомами может производиться одномоментное формирование лоскута, его смещение вверх и введение остеопластического материала (обычно гидроксиапатита).

Применение закрытой методики синус-лифта целесообразно в том случае, когда необходимо установить внутрикостный элемент имплантата высотой 8–10 мм, а высота кости при этом составляет 6–8 мм (рис. 11-35, 11-36).

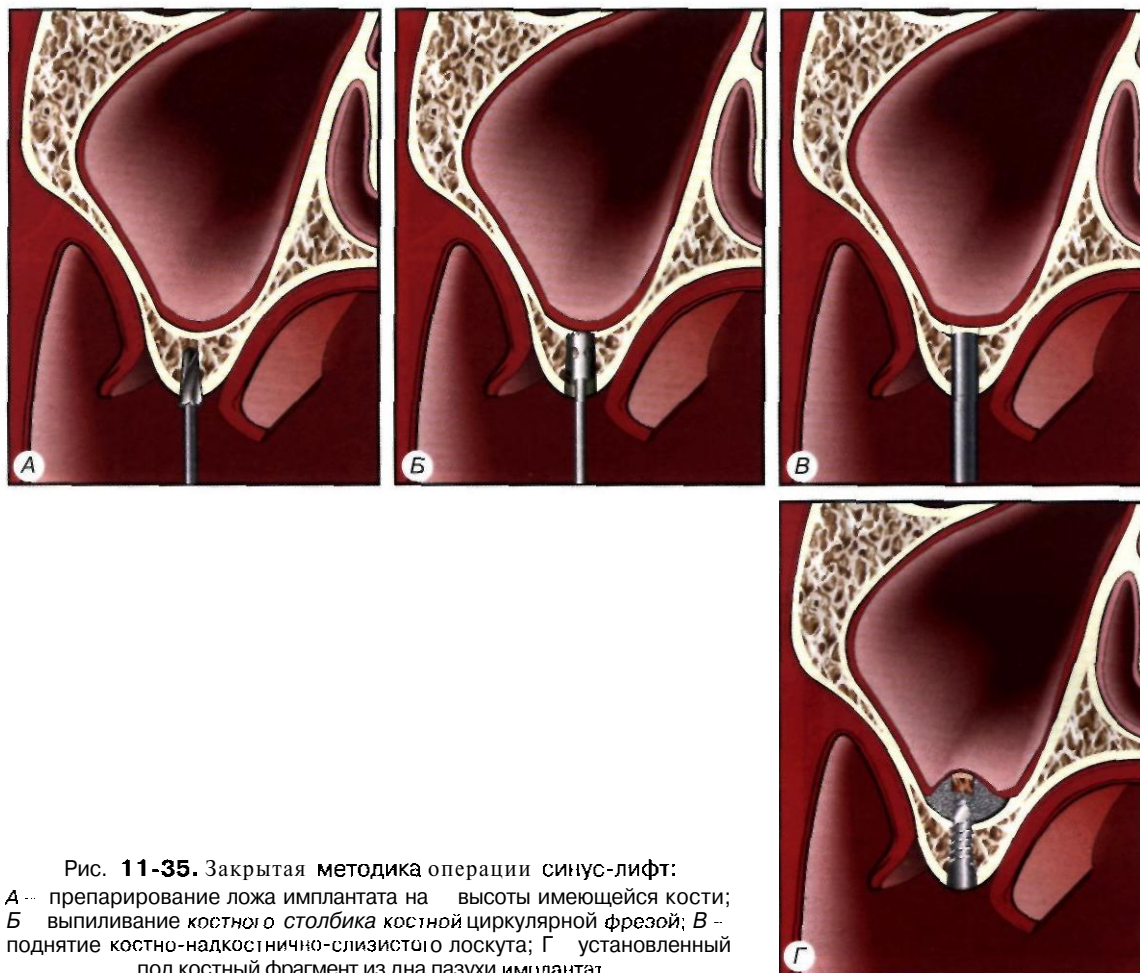


Рис. 11-35. Закрытая методика операции синус-лифт:
 А — препарирование ложа имплантата на высоте имеющейся кости;
 Б — выпиливание костного столбика костной циркулярной фрезой; В — поднятие костно-надкостнично-слизистой лоскута; Г — установленный под костный фрагмент из дна пазухи имплантат

Открытая методика операции синус-лифт

Суть этой методики сводится к следующему.

После разреза по гребню альвеолярного отростка и широкой отслойки слизисто-надкостничного лоскута производится остеотомия латеральной стенки пазухи (рис. 11-37). Чтобы не повредить слизистую оболочку, выстилающую верхнечелюстную пазуху, остеотомию выполняют с помощью шаровидного алмазного бора.

При достижении подвижности сформированного фрагмента латеральной стенки пазухи производится его ротация одновременно с отслойкой слизистой оболочки в области дна пазухи. Таким образом создается новый уровень дна верхнечелюстной пазухи. Непременным условием

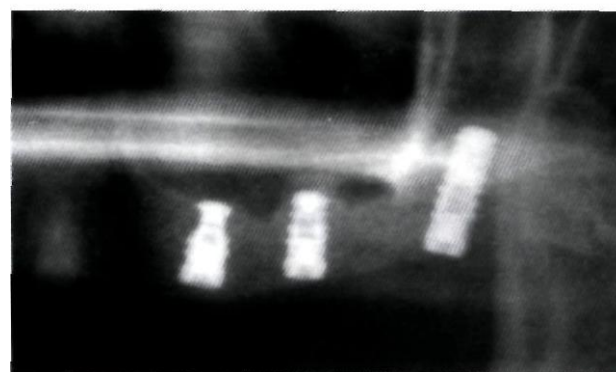


Рис. 11-36. Фрагмент контрольной ортопантограммы через 3 мес. после закрытой методики операции синус-лифт (дистально расположенный имплантат был установлен в область крылонёбного контрфорса; медиально расположенный — субантрально; расположенный по центру — под костно-надкостнично-слизистой лоскут из дна верхнечелюстной пазухи)

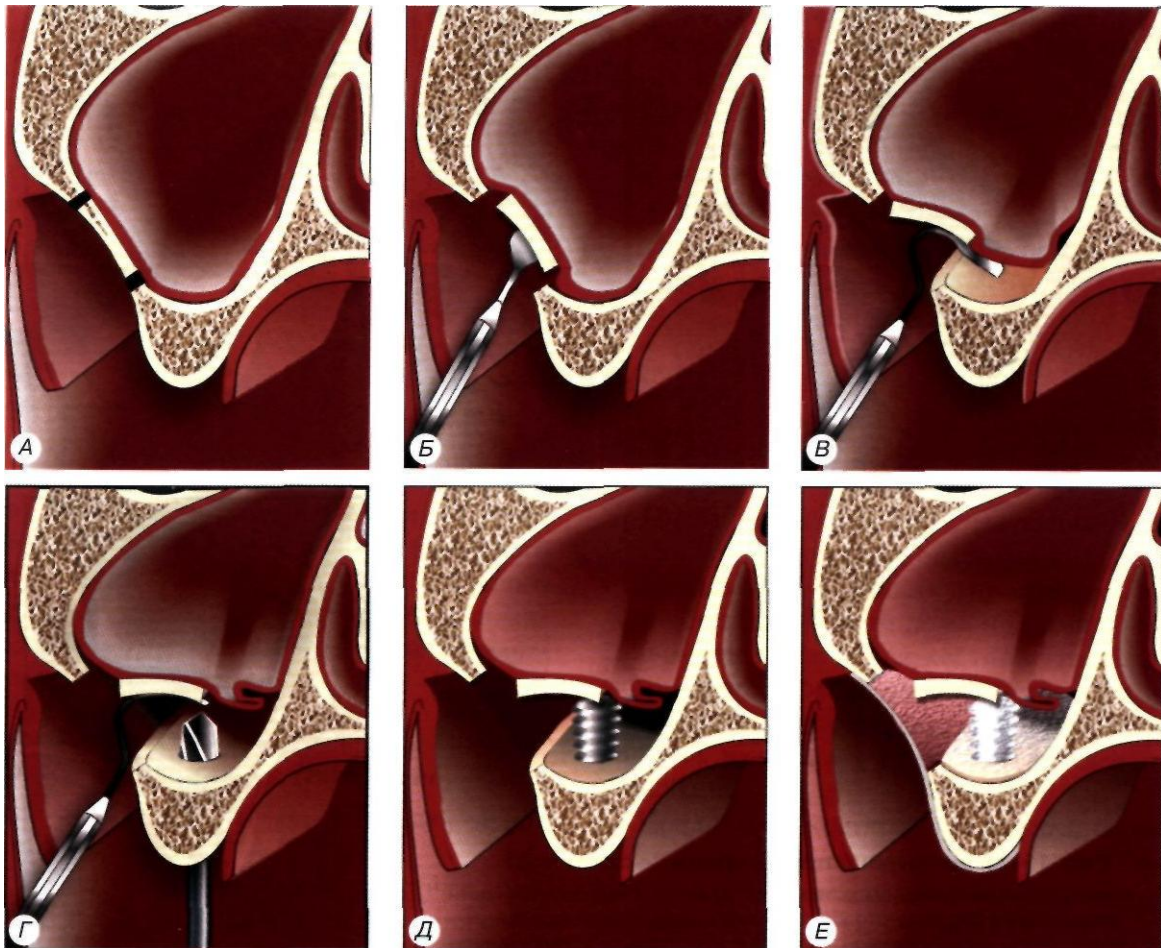


Рис. 11-37. Открытая методика операции синус-лифт:

А — остеотомия латеральной стенки верхнечелюстной пазухи; *Б* — смещение выпиленного фрагмента в глубину пазухи вместе с ее слизистой оболочкой; *В* — ротация выпиленного фрагмента и отслойка слизистой оболочки в области дна пазухи; *Г* — фиксация костного фрагмента и препарирование костной ложа под имплантат; *Д* — установка внутрикостного элемента имплантата. Фрагмент латеральной стенки пазухи формирует новый уровень дна верхнечелюстной пазухи; *Е* — заполнение пространства между прежним и новым уровнем дна верхнечелюстной пазухи остеопластическими материалами и изоляция дефекта латеральной стенки пазухи с помощью барьерной мембраны

ем при этом является сохранение целостности слизистой оболочки пазухи.

Затем производится препарирование костного ложа. Образовавшееся пространство в верхнечелюстной пазухе заполняется остеопластическим материалом, и устанавливаются имплантаты.

На область дефекта латеральной стенки пазухи накладывается барьерная мембрана, лоскут возвращается на место, рана зашивается (рис. 11-37, 11-39).

Обычно имплантацию проводят одновременно с синус-лифтом, но иногда применяется

отсроченная имплантация через 6-8 мес. после синус-лифта.

В качестве остеопластических материалов могут использоваться как биоактивные (обычно гидроксиапатит, трикальцийфосфат, сульфат кальция), так и биологические материалы (обычно алло- и аутотрансплантаты кости).

Биологически активные материалы, а также костные аллотрансплантаты используются в тех случаях, когда высота кости в области дна верхнечелюстной пазухи составляет более 1 мм или внутрикостный элемент выступает из ко-

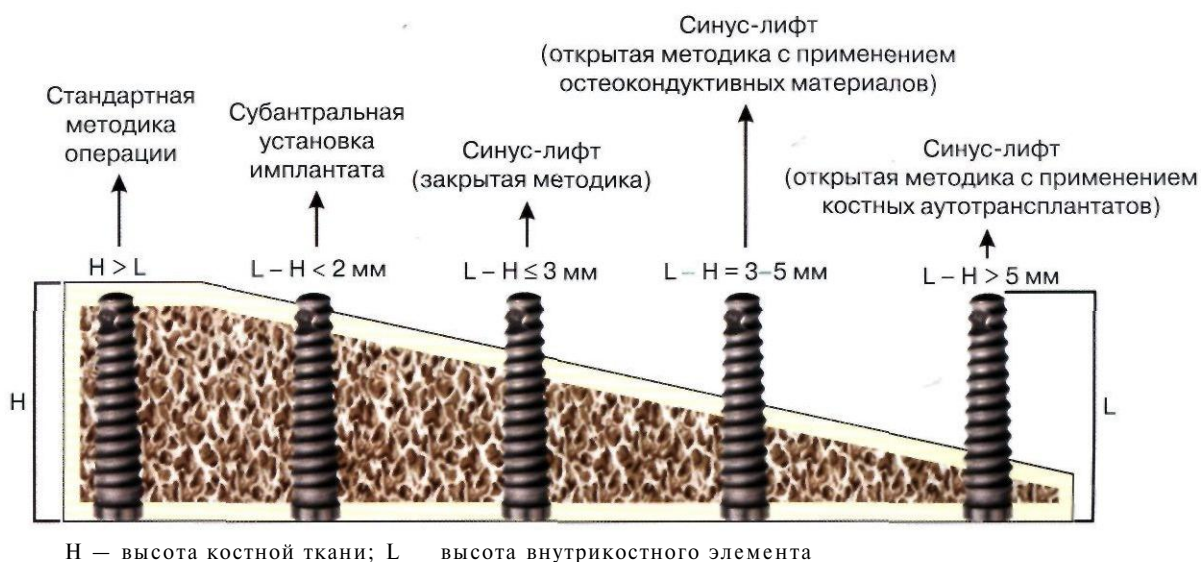


Рис. 11-38. Схема выбора методики операции при различной степени атрофии верхней челюсти в зависимости от соотношения высот костной ткани и устанавливаемого имплантата

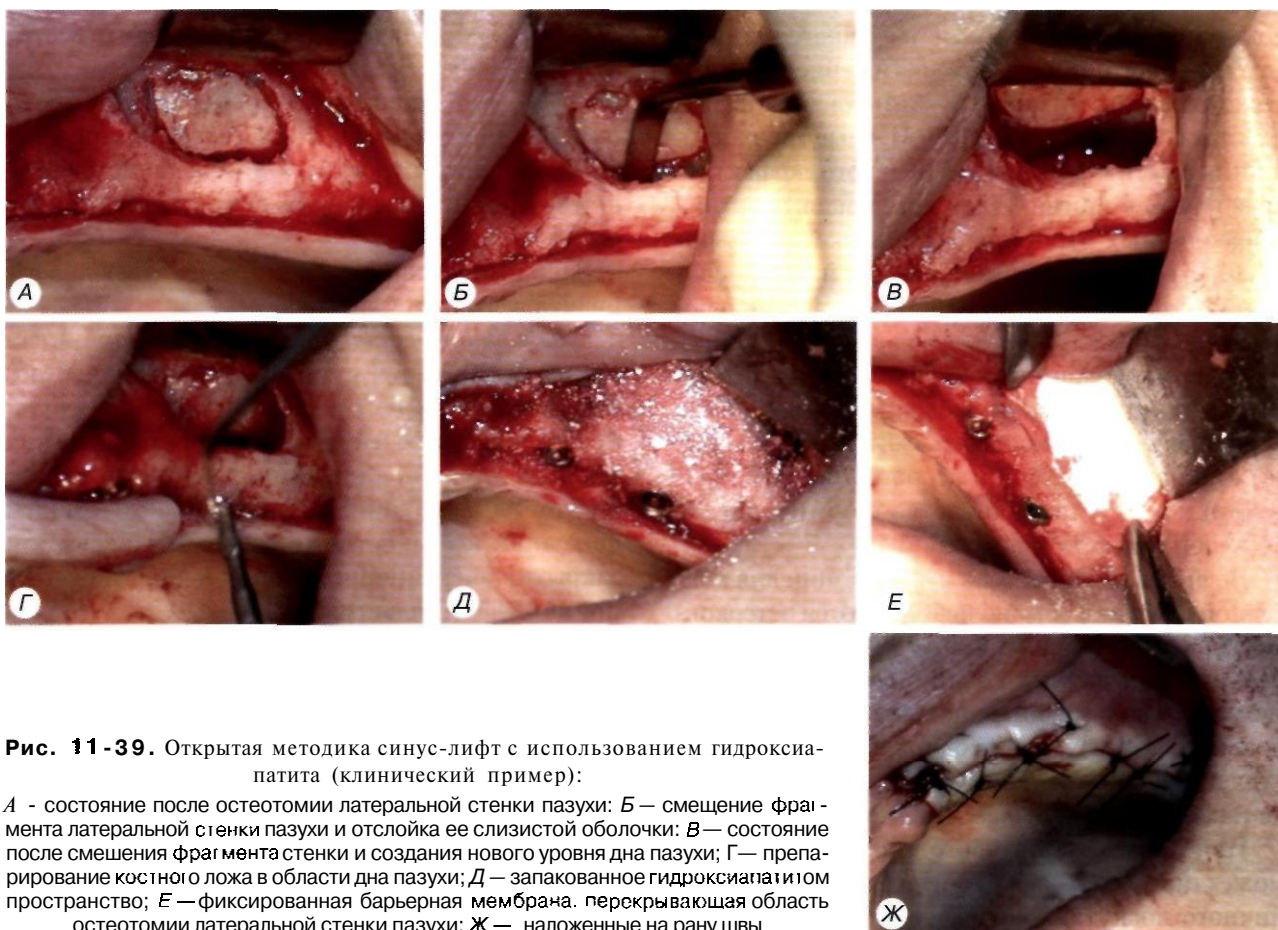


Рис. 11-39. Открытая методика синус-лифт с использованием гидроксиапатита (клинический пример):

А - состояние после остеотомии латеральной стенки пазухи; *Б* - смещение фрагмента латеральной стенки пазухи и отслойка ее слизистой оболочки; *В* - состояние после смещения фрагмента стенки и создания нового уровня дна пазухи; *Г* - препарирование костного ложа в области дна пазухи; *Д* - запечатанное гидроксиапатитом пространство; *Е* - фиксированная барьерная мембрана, перекрывающая область остеотомии латеральной стенки пазухи; *Ж* - наложенные на рану швы

сти в полость пазухи не более чем на 3–5 мм (рис. 11-38).

При высоте кости в области дна пазухи менее 4 мм целесообразно применять аутотрансплантаты из гребешка подвздошной, бугристости большеберцовой кости, симфиза нижней челюсти. Могут использоваться костная стружка и монокортикальные блоки из ветви тела симфиза нижней челюсти или из области бугристости большеберцовой кости (рис. 11-40).

11.4.4. Операции на окружающих мягких тканях

Резорбция костной ткани после удаления зубов и атрофия беззубых отделов челюстей не только ухудшают анатомические условия для имплантации, но и вызывают анатомо-топографические изменения в окружающих мягких тканях.

Достаточно часто вследствие резорбции стенок лунок удаленных зубов изменяется контур альвеолярного отростка, и достижение косметического результата после протезирования на имплантатах представляет значительные трудности.

Для достижения косметического эффекта в ряде случаев применяется контурная пластика альвеолярных отростков. Она может производиться местными тканями или при помощи свободных трансплантатов из слизистой оболочки нёба.

При имплантации контурную пластику целесообразно производить во время первого этапа (установки внутри костного элемента имплантата) или при выполнении второго этапа имплантации, когда устанавливается формирователь десневой манжетки.

Во время первого этапа имплантации для контурной пластики обычно используются остеокондуктивные материалы в виде блоков на основе кальций-фосфатных соединений и коллагена. Однако использование данных материалов, как правило, подразумевает одновременную реконструкцию костной ткани альвеолярного отростка и контурную его пластику.

При проведении второго этапа имплантации может применяться отслойка слизистой-надкостничного лоскута, покрывающего заглушку им-

плантата и его фиксация посредством формирователя десневой манжетки (рис. 11-41). Эта простая операция дает в большинстве случаев искомый косметический результат.

Иногда необходимость в контурной пластике обнаруживается после проведения второго этапа, во время протезирования. В таких случаях, для воссоздания рельефа десневого края могут применяться свободные аутотрансплантаты слизистой оболочки либо пластика местными тканями (рис. 11-42).

Кроме того выраженная резорбция и атрофия костной ткани челюстей приводят к уменьшению глубины преддверия полости рта и высокому прикреплению к гребню альвеолярного отростка некоторых мимических мышц. Проблема мелкого преддверия или полного его отсутствия чаще встает при значительной атрофии нижней челюсти, когда *m. mentalis* и *mm. incisivi* фиксируются к вершине гребня альвеолярного отростка. В таких случаях необходимо производить вестibuлопластику.

Суть этой операции — перенесение места прикрепления мимических мышц за пределы альвеолярного отростка и воссоздание буферной функции преддверия полости рта за счет его углубления.

При имплантации могут применяться два варианта вестibuлопластики.

Модифицированная методика по Edlan Mejers осуществляется путем формирования V-образного лоскута из слизистой оболочки губы и преддверия, рассечения и смещения мимических мышц в глубь преддверия, фенестрации надкостницы и создания периостального «окна», фиксации к надкостнице основания лоскута и закрытия операционной раны с использованием принципа V-Y-пластики.

Операция по Pichler Trauner – Wassmund заключается в рассечении слизистой оболочки по границе ее прикрепления к альвеолярному отростку, отсечении и смещении мышц преддверия с последующей их фиксацией вместе с лоскутом слизистой оболочки в глубине созданной вестibuлярной бороздки. Заживление операционной раны при этом происходит вторичным натяжением, или может применяться ее закрытие при

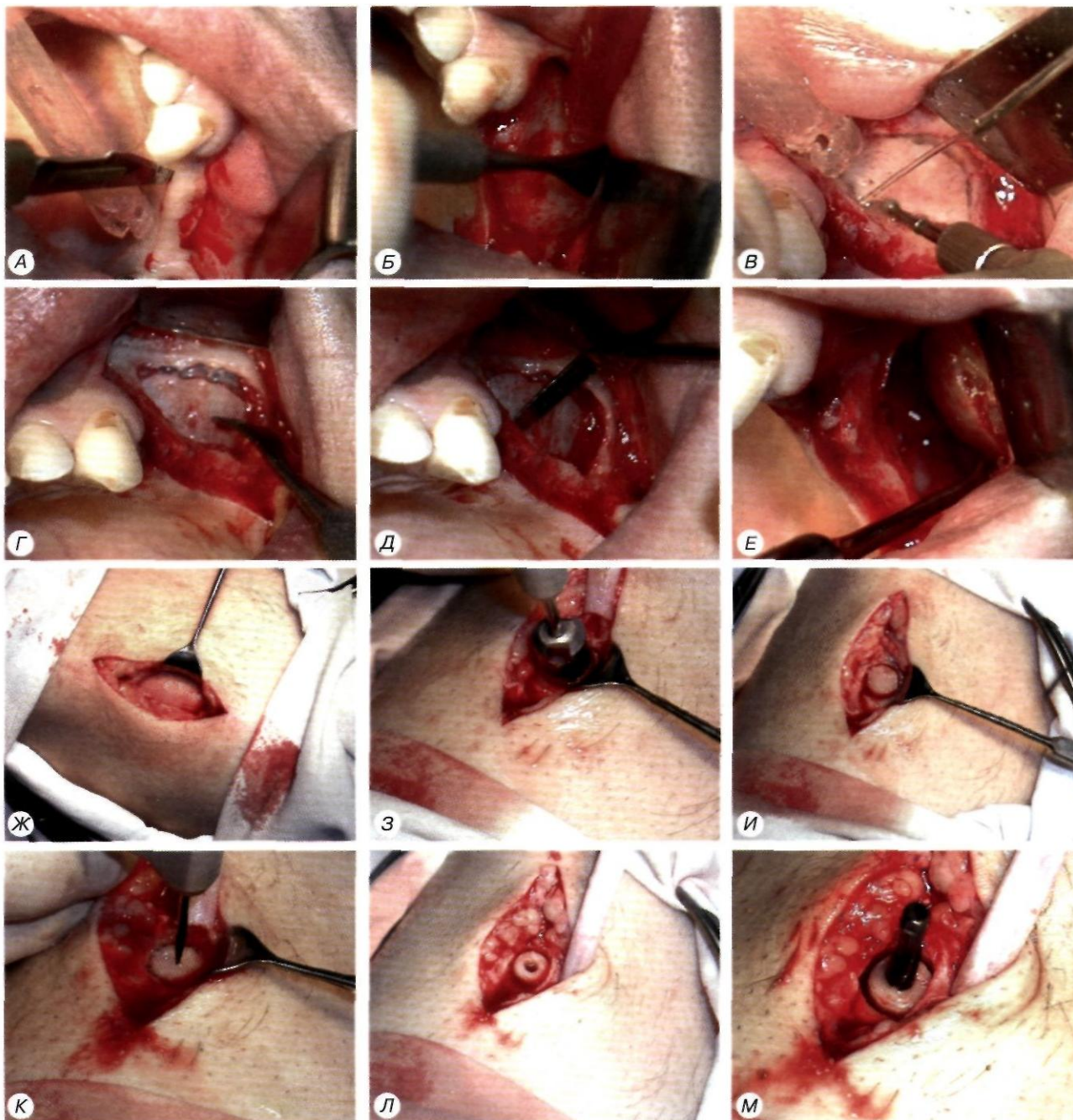


Рис. 11-40. Открытая методика операции синус-лифт с аутотрансплантацией двух костных блоков из области бу-
гристости большеберцовой кости и одномоментной имплантацией (клинический пример):

А — разрез по гребню альвеолярного отростка; *Б* — отслойка слизисто-надкостничного лоскута; *В* — остеотомия латеральной стенки верхнечелюстной пазухи; *Г* — смещение выпиленного фрагмента латеральной стенки вместе со слизистой оболочкой в тлубь пазухи; *Д* — ротация костного фрагмента с отслойкой слизистой оболочки пазухи; *Е* — сформированный новый уровень дна верхнечелюстной пазухи; *Ж* — скелетированная область бу-
гристости большеберцовой кости; *З* — выпиливание костного блока циркулярной фрезой; *И* — выпиленный костный блок; *К* — препарирование ложа под имплантат в костном блоке (производится сверление направляющей о-
канала); *Л* — состояние после поэтапного препарирования костного ложа; *М* — окончательное формирование костного ложа под
внутрикостный элемент метчиком

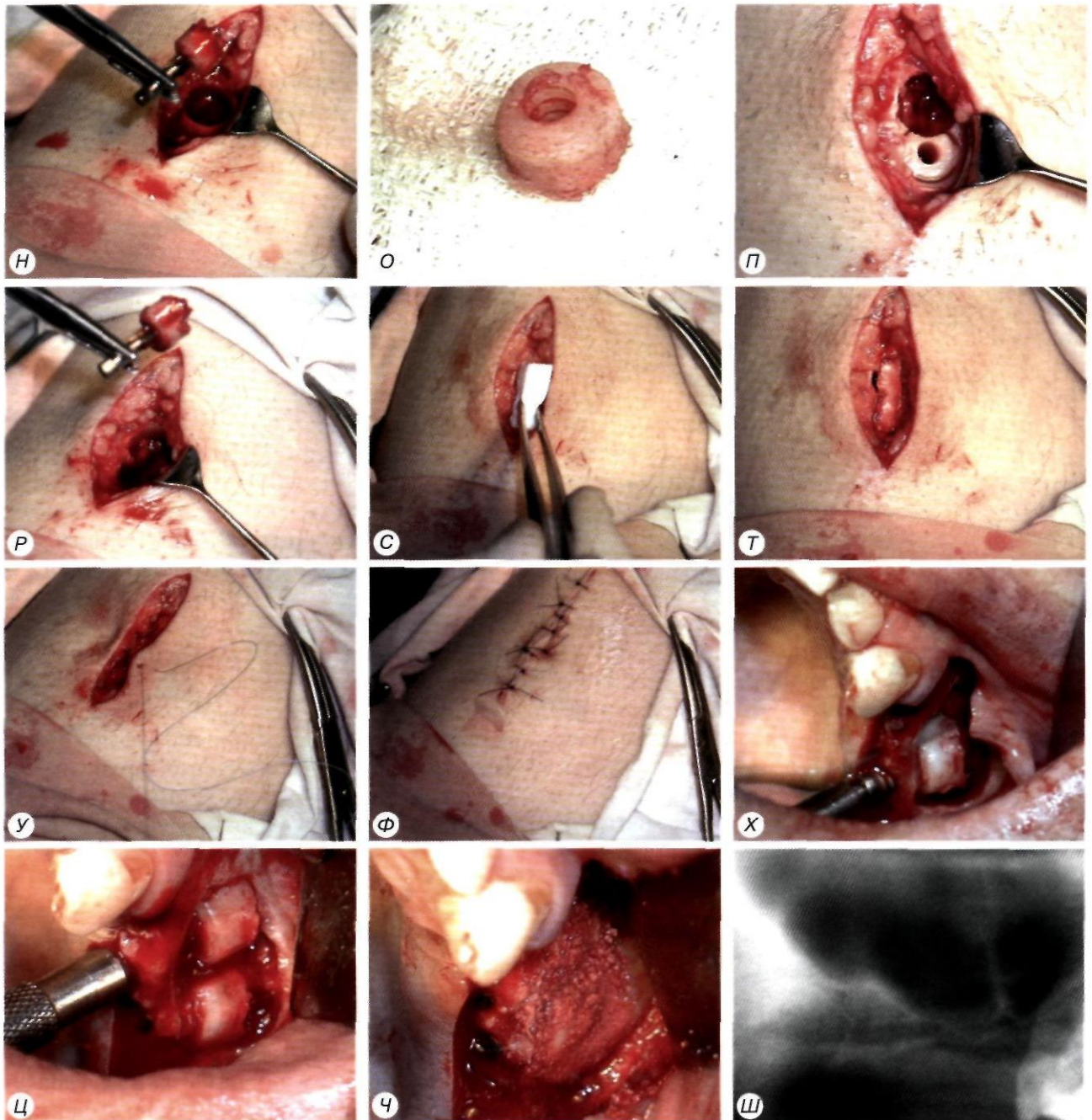


Рис. 11-40. (продолжение):

Н — удаление костного блока; **О** — взятый из бугристости большеберцовой кости первый аутогрансплантат кости со сформированным ложем имплантата; **П** — выпиленный второй костный блок и сформированное в нем ложе имплантата; **Р** — удаление второго блока; **С** — установка в образовавшийся дефект большеберцовой кости блока гидроксиапатита; **Т** — заполненное блоком из гидроксиапатита донорское место; **У** — наложение вертикальной матрацной шва, адаптирующего края надкостницы и подкожной клетчатки; **Ф** — закрытая операционная рана на **НОИ**; **Х** — установка первого имплантата в альвеолярный отросток и костный аутогрансплантат; **Ц** — установка второго имплантата во второй аутогрансплантат кости; **Ч** — заполнение пустот и области, где производилась остеотомия, костной стружкой (была взята из донорского участка большеберцовой кости) и гранулами гидроксиапатита; **Ш** — фрагмент ортопантомограмм до операции

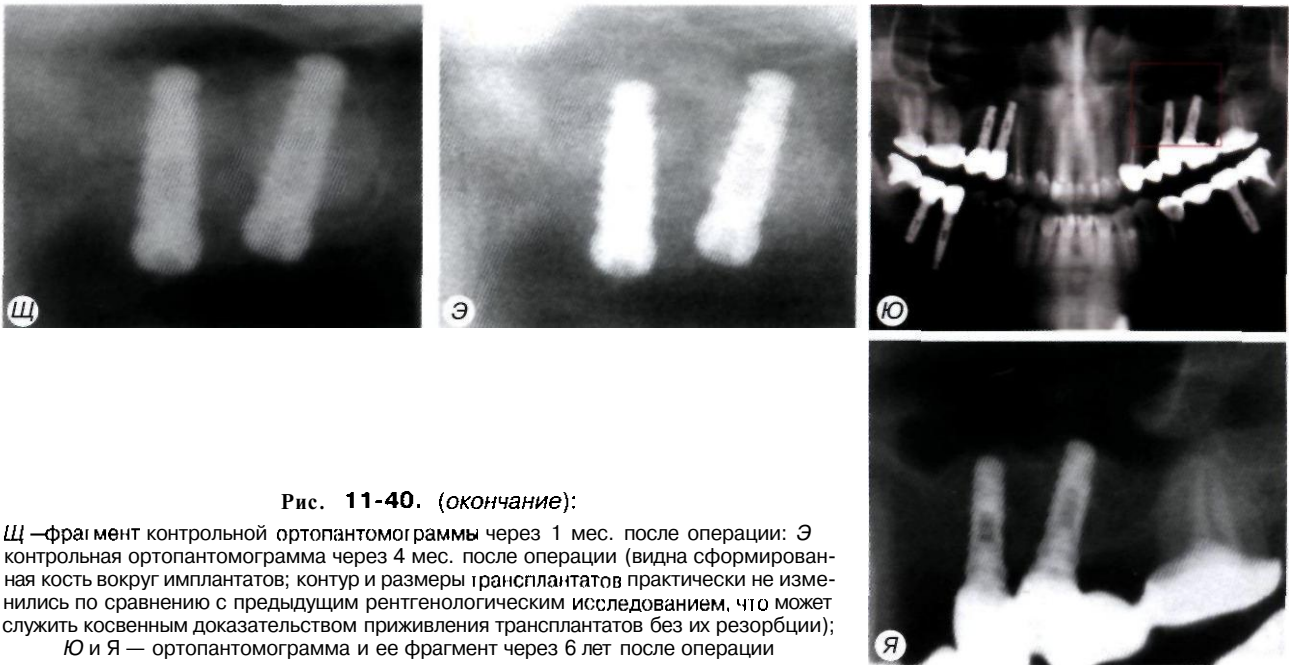


Рис. 11-40. (окончание):

Щ —фрагмент контрольной ортопантограммы через 1 мес. после операции; Э — контрольная ортопантограмма через 4 мес. после операции (видна сформированная кость вокруг имплантатов; контур и размеры трансплантатов практически не изменились по сравнению с предыдущим рентгенологическим исследованием, что может служить косвенным доказательством приживления трансплантатов без их резорбции); Ю и Я — ортопантограмма и ее фрагмент через 6 лет после операции

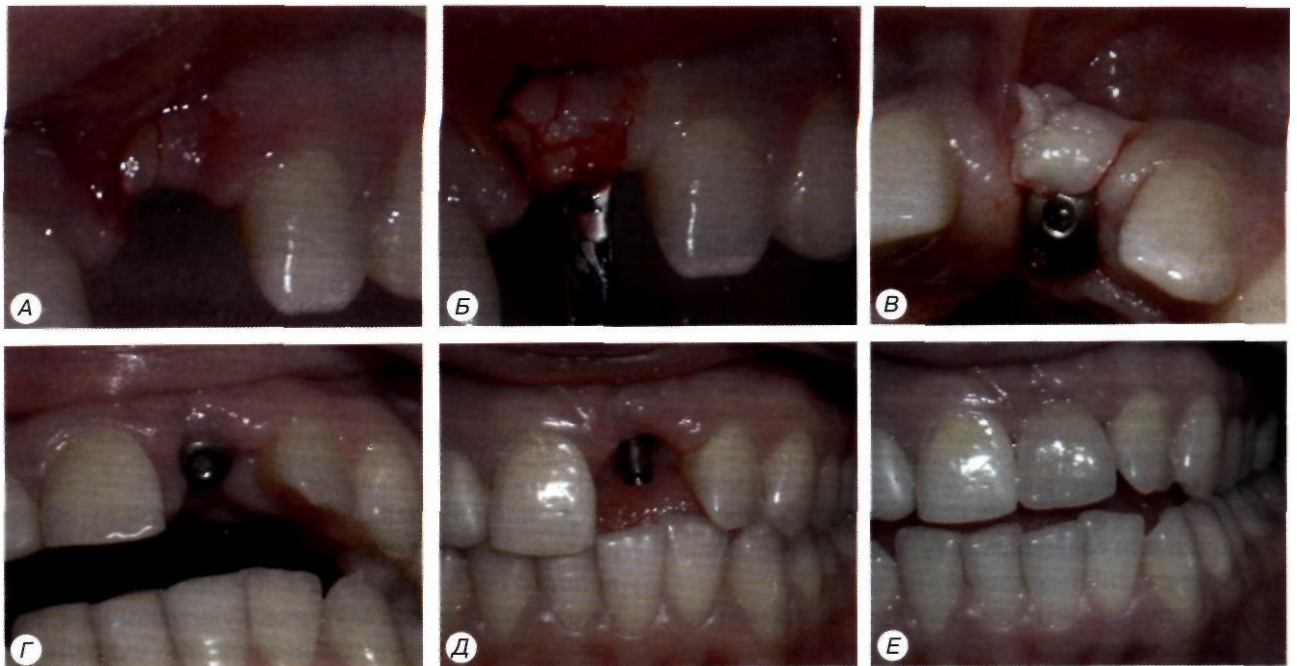


Рис. 11-41. Пример контурной пластики во время второго этапа имплантации:

А — состояние после проведения дугообразного разреза; Б — отслаивание слизистой-надкостничного лоскута; В — фиксация лоскута при помощи формирователя десневой манжетки имплантата; Г — состояние через 10 дней после операции. Восстановлен рельеф альвеолярного отростка; Д - состояние после установки головки имплантата; Е— состояние после фиксации металлокерамической коронки на головке имплантата. Адекватный рельеф десневого края и косметический результат протезирования был достигнут благодаря проведению контурной пластики

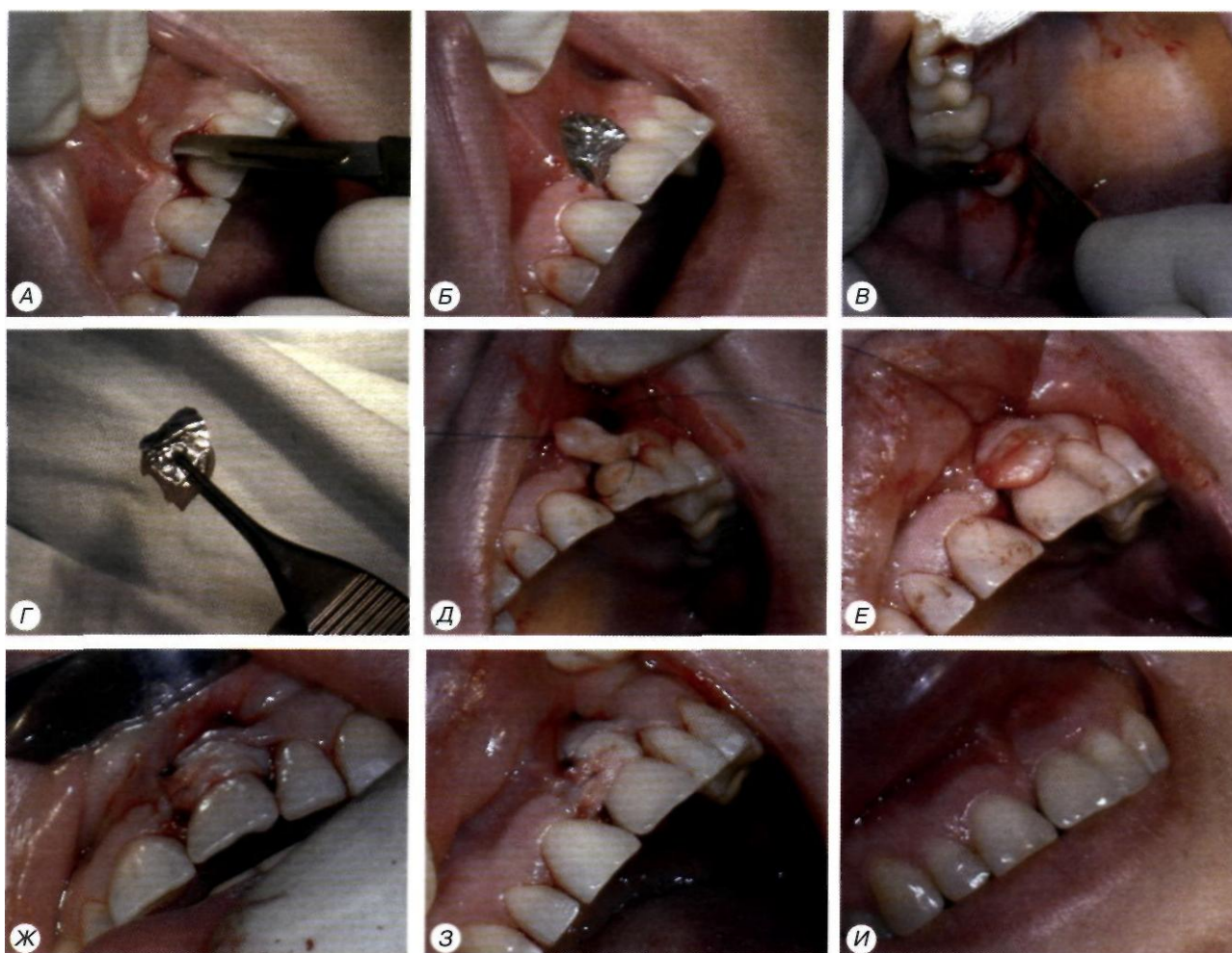


Рис. 11-42. Пример контурной пластики при рецессии десневого края через 1 год после установки коронки, фиксированной на имплантате:

А — проведение внутрислизистого разреза и препарирование воспринимающего ложа; *б* — примерка шаблона трансплантата из фольги; *В* — изъятие субэпителиального трансплантата из донорского места; *Г* — соотношение шаблона и изъятых трансплантата; *Д* и *Е* — введение трансплантата и его фиксация чрездесневыми швами; *Ж* и *З* — состояние после наложения швов; *И* — состояние через 6 мес. после операции

помощи свободных трансплантатов из слизистой оболочки или расщепленных кожных трансплантатов из различных донорских мест.

Вестибулопластика может производиться перед имплантацией, во время первого или второго ее этапов для создания благоприятных анатомо-топографических условий, а также в различные сроки после имплантации и протезирования для ликвидации причины перимплантита, который в ряде случаев обусловлен недостаточной глубиной преддверия полости рта (рис. 11-43).

В ряде случаев, при значительной атрофии альвеолярных отростков пучки щечных мышц выступают в зону десневой манжетки имплантата. Это вызывает хроническую травму данной зоны и провоцирует возникновение мукозита, а иногда и периимплантита. В таких случаях показана транспозиция пучков щечной мышцы.

Операция по транспозиции пучков щечной мышцы проста. Заключается в рассечении по переходной складке слизистой оболочки, мышцы и надкостницы и, после разведения краев раны,

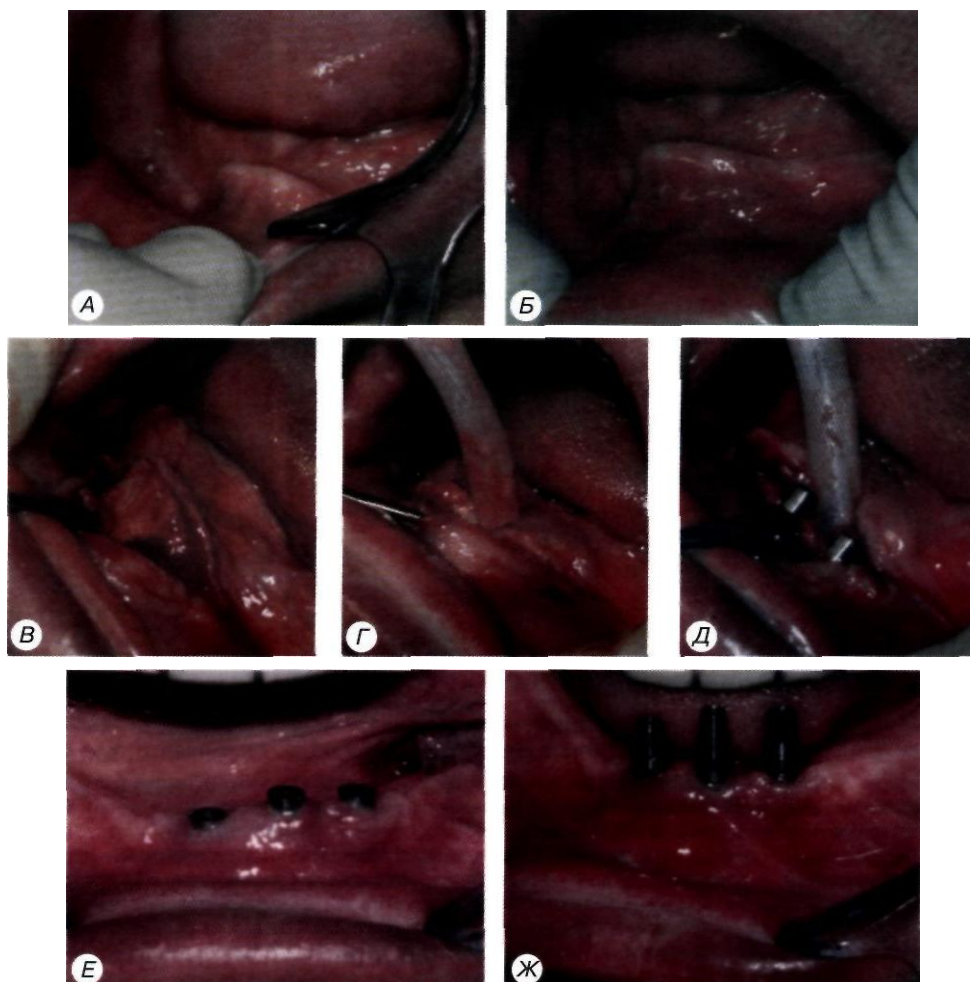


Рис. 11-43. Использование вестибулопластики при имплантации (клинический пример):

А — состояние до лечения. Полная адентия и значительная атрофия нижней челюсти, во фронтальном отделе имеется ножевидный гребень альвеолярного отростка. Преддверие полости рта отсутствует, мышцы прикрепляются к верхнему краю гребня. При оттягивании нижней губы наблюдается ишемия мягких тканей в области гребня альвеолярного отростка. **В** данной ситуации показана вестибулопластика: **Б** — состояние через 3 нед. после V-Y-вестибулопластики; **В** — состояние после отслойки слизисто-надкостничных лоскутов во время имплантации (проводилась через 1 мес. после вестибулопластики). Виден ножевидный гребень, толщина которого не превышает 1 мм; **Г** — состояние после резекции ножевидного гребня до уровня. (де толщина отростка составляет 3-4 мм); **Д** — установленные одноэтапные винтовые имплантаты диаметром 2,85 мм системы Radix; **Е** — состояние через 2 нед. после имплантации; **Ж** — установленные во время протезирования юловки имплантатов. Состояние через 2 мес. после имплантации; имеется достаточной глубины преддверие полости рта

фиксации латерального края раны в **НОВОМ** положении. Послеоперационная рана при атом зашивается вторичным натяжением. В результате должен образоваться рубец по переходной складке, который будет отделять пучки щечной мышцы от десневой манжетки имплантата, вокруг которой должна сформироваться зона прикрепленной десны.

Исходя из вышеизложенного, имеет смысл проводить данное хирургическое вмешательство в части **ЗАКРЫТИЯ** послеоперационной раны и создания условий для адекватного ее заживления с использованием методик тканевой инженерии. Для закрытия операционной раны может использоваться, например, обогащенная тромбоцитами и фибрином плазма крови (рис. 11-44).

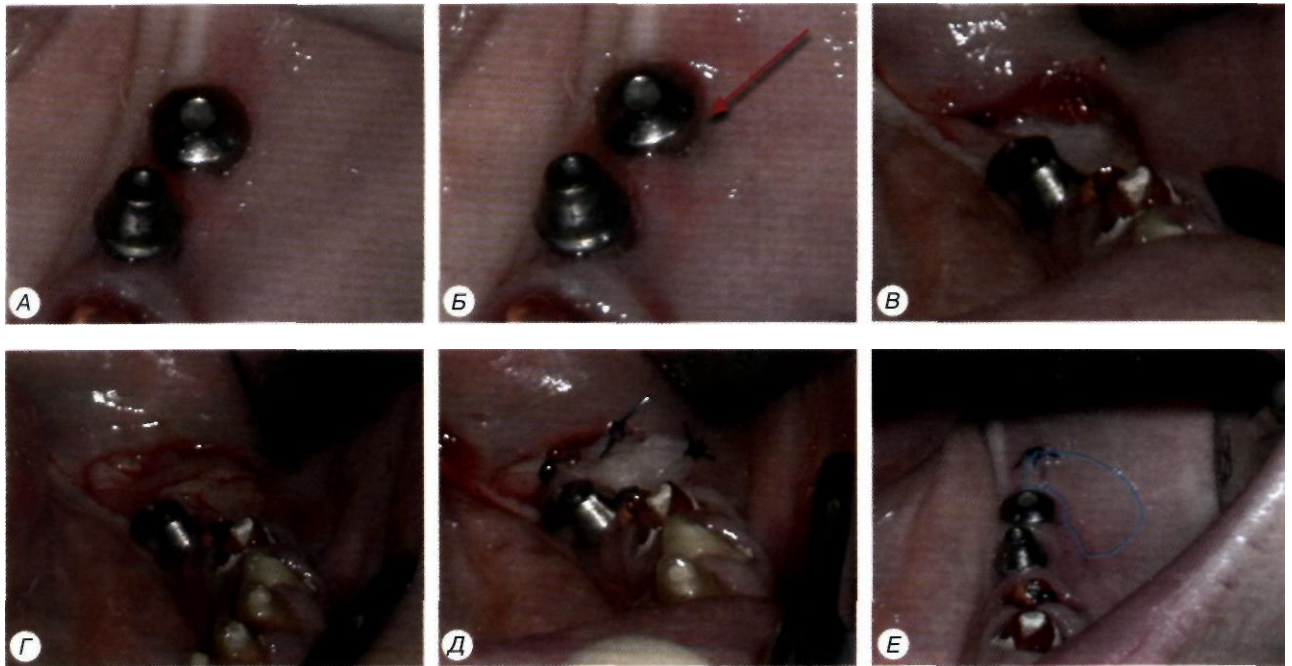


Рис. 11-44. Использование обогащенной тромбоцитами и фибрином плазмы крови для закрытия операционной раны при транспозиции пучков щечной мышцы в области имплантата:

А — состояние тканей вокруг ортопедических компонентов имплантатов «спокойном» состоянии (имплантаты функционируют 1,5 года. В дистально расположенный внутрикостный элемент был установлен формирователь десневой манжетки; *Б* — состояние окружающих имплантаты тканей при оттяжении щеки. В области дистально расположенного имплантата отсутствует прикрепленная десна и напряжение щечной мышцы, прикрепляющейся к гребню альвеолярного отростка, приводит к отслаиванию слизистой оболочки от формирователя десневой манжетки. Это вызвало мукозит десневой манжетки данного имплантата; *В* — состояние после разреза и разведения краев раны; *Г* — в операционной ране находится ОТФС (первый слой); *Д* — фиксированная швами мембрана из ОТФС (второй слой); *Е* — состояние через 10 дней после операции. Сохранен только один шов. Остальные самопроизвольно «выпали» между 5 и 7 сутками. Зона послеоперационной раны, которую закрыли ОТФС обведена голубой линией

11.5. ТАКТИКА ВЕДЕНИЯ БОЛЬНЫХ В ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОМ ПЕРИОДЕ

Для предупреждения кровопроизливания, образования гематомы и значительного отека мягких тканей лица, непосредственно после наложения швов необходимо наложить давящие тампоны и обеспечить в течение первых 2 сут гипотермию соответствующего отдела челюсти и окружающих тканей. В течение первых 5 сут пациент должен принимать жидкую пищу, полоскать полость рта растворами антисептиков и избегать физической нагрузки. Осмотр необходимо проводить ежедневно в течение недели. Швы снимают на 7–10-е сутки после операции.

После одноэтапной имплантации контрольный осмотр проводят через неделю после снятия швов. К протезированию приступают при наличии следующих условий:

- имплантат был установлен биокортикально;
- структура кости в месте расположения имплантата соответствовала 1 типу архитектоники;
- отсутствует подвижность имплантата;
- полностью сформирована десневая манжетка вокруг головки имплантата или выступающей в полость рта его части.

После двухэтапной операции необходимо проводить еженедельные осмотры пациента в течение 2–3-х мес. При этом обращают внимание на состояние слизистой оболочки, покрывающей внутрикостные элементы имплантатов.

Если проводилось наращивание высоты костной ткани челюстей, период между первым и вторым этапами следует увеличить до 6–8 мес.

Перед вторым этапом имплантации проводят рентгенологический контроль с целью уточнения расположения внутрикостных элементов и оценки состояния окружающей их костной ткани.

Медикаментозное лечение

В послеоперационном периоде может проводиться медикаментозное лечение, направленное на профилактику воспалительных осложнений и оптимизацию остеогенеза.

Для профилактики воспалительных осложнений назначают антибиотики широкого спектра действия, обычно пенициллинового ряда, а также антигистаминные препараты и аспирин.

Применение антибиотиков оправдано при значительном объеме операции, например, установке К) и более имплантатов или при выполнении дополнительных оперативных вмешательств, например, синус-лифта. При стандартных методиках имплантации назначение антибиотиков и антигистаминных препаратов не обязательно.

Аспирин может применяться при возникновении отеков и кровоизлияний в окружающие мягкие ткани для купирования воспалительных явлений.

Препараты, оптимизирующие метаболизм костной ткани, можно разделить на две группы: стимулирующие остеогенез и способствующие адекватной минерализации *костного матрикса*.

К первым относятся препараты остеогенон, тоталос, тотос, остеонин и др. Они оказывают анаболическое воздействие на остеобласты и гормонизируют деятельность остеокластов. Их назначение оправдано при IV–VI типе архитектоники костной ткани челюстей.

Группу препаратов, способствующих адекватной минерализации костного матрикса, составляют соединения кальция в комплексе с витаминами и некоторыми микроэлементами. Это так называемые биологически активные добавки к пище (ОстеоПлюс, Кальций Магний Хелат, Остеокальцин и т.д.). Данные средства могут применяться во всех случаях, и не только в послеоперационном периоде, но и в течение 1–2 лет после имплантации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бюркель Х., Васильев А.В. Операция транспозиции *h.alveolaris inferior* при большой атрофии альвеолярной части нижней челюсти. Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск. 1998. С.5–8.
2. Дал Карло Л. Дистальный сектор нижней челюсти: сравнение между различными реабилитационными решениями. Новое в стоматологии. 2000. №8. С.52–59.
3. Доймер М. Использование аутотрансплантатов для наращивания альвеолярных отростков и достижения эстетических результатов имплантации. Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск. 1998. С.9–14.
4. Иванов С.Ю., Бизяев А.Ф., Ломакин М.В. и др. Стоматологическая имплантология: Учеб. пособие. М.: ГОУ ВУНМЦ МЗ РФ. 2000. 96 с.
5. Параскевич В.Л. Эндоссаляная имплантация при атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти. Новое в стоматологии. — 1992. — №3. — С.21–23.
6. Параскевич В.Л. Основные направления реконструктивной хирургии полости рта при полной адентии. Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск. 1996. — С.6–21.
7. Параскевич В.Л. Усовершенствованный метод вестибулопластики. Новое в стоматологии. 1997. №9. С.39–42.
8. Параскевич В.Л. Возможности применения внутрикостной имплантации при значительной атрофии челюстей. Актуальные вопросы стоматологической имплантации. Минск. 1998. С.11–23.
9. Параскевич В.Л. Современные проблемы реабилитации больных полной адентией. Часть I: Сравнительный анализ методов лечения. Проблемы стоматологии и нейростоматологии. 1999. №3. С.12–16.
10. Параскевич В.Л. Современные проблемы реабилитации больных полной адентией. Часть II: Клинические концепции дентальной имплантации. Проблемы стоматологии и нейростоматологии. 1999. №1. С.36–40.
11. Параскевич В.Л. Усовершенствованный хирургический подход для внутрикостной имплантации при значительной атрофии нижней челюсти. Новое в стоматологии. 2000. №8. С.60–67.
12. Параскевич В.Л. Дентальная имплантация. Введение в специальность. Стоматологический журнал. 2000. №1(окт.). С.8–21.
13. Параскевич В.Л. Усовершенствованный хирургический подход для внутрикостной имплантации в области сильно атрофированных боковых отделов нижней челюсти. Современная стоматология. 2000. №2. С.58–61.

Глава 12

Ортопедический этап лечения

Цель ортопедического этапа — изготовление зубного протеза, обеспечивающего:

- восстановление анатомической целостности зубных рядов и окклюзии;
- адекватное распределение нагрузки на окружающую имплантаты костную ткань;
- условия для физиологической регенерации костной ткани;
- косметический эффект лечения.

12.1. ОСНОВНЫЕ ВИДЫ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ НА ИМПЛАНТАТАХ

С применением имплантатов могут осуществляться различные виды протезирования, которые можно разделить по принципу фиксации на несъемное, условно-съемное, комбинированное и съемное зубное протезирование. В зависимости от используемых материалов зубные протезы, опирающиеся на имплантаты, могут быть металлокерамическими, металлоакриловыми и акриловыми (только съемные протезы, опирающиеся на имплантаты или их балочные супраструктуры). По отношению к восстанавливаемой анатомической части тканей полости рта можно выделить! просто зубные протезы и зубные протезы с десневой маской, т.е. протезы, содержащие не только зубы, но и дополнитель-

ную часть, имитирующую слизистую оболочку альвеолярного отростка.

Выбор конструкции, материалов и способа фиксации протеза на имплантатах обусловлен не только и не столько запросами и финансовыми возможностями пациента, эстетическими или какими-либо иными пристрастиями, а также квалификацией врача и зубного техника, но в первую очередь, подчинен тем биомеханическим закономерностям, которые могут обеспечить у данного пациента длительное функционирование имплантатов и опирающегося на них протеза.

Качественное, рационально спланированное ортопедическое лечение является необходимым условием адекватного распределения механического напряжения в окружающей имплантаты костной ткани, а также ее структурной перестройки и дальнейшего стабильного и долгосрочно прогнозируемого результата имплантации.

Применение любого из вышеназванных видов протезирования подразумевает следующие мероприятия:

- составление расчетной схемы протезирования;
- установку или препарирование головок (ортопедических компонентов) имплантатов;
- получение точных оттисков и изготовление рабочей зуботехнической модели;

- изготовление зубного протеза согласно расчетной схеме;
- фиксацию протеза;
- контроль и коррекцию окклюзии и артикуляции;
- обучение пациента правилам ухода за протезом и проведению гигиенических процедур;
- контроль окклюзии в период адаптации к протезу;
- долгосрочный контроль за функционированием протезов и имплантатов;
- профессиональную гигиену и, при необходимости, замену ортопедических компонентов имплантатов.

12.2. РАСЧЕТНЫЕ СХЕМЫ ПРОТЕЗОВ С ОПОРОЙ НА ИМПЛАНТАТАХ

Расчетная схема - это упрощенная модель, которая заменяет реальную конструкцию при ее расчете.

Базовыми понятиями для расчета конструкции зубного протеза с опорой на имплантатах являются:

1. Сила (F), возникающая при жевательном давлении и действующая на протез. Значения этой силы обычно находятся в пределах 50-700N.
2. Вектор силы, действующей на протез, который может быть вертикальным, направленным по вертикальной оси имплантата или опорных зубов; горизонтальным, направленным перпендикулярно оси имплантата или зуба; направленным по касательной, т.е. под различными углами относительно вертикальной оси имплантата или зуба. Вектор силы имеет большое значение для расчета конструкции протеза. Направление силы вдоль по касательной и перпендикулярно вертикальной оси имплантата, как правило, вызывает чрезмерное напряжение в отдельных участках окружающей имплантат кости (рис. 12-1).
3. Момент силы - величина, характеризующая эффект силы при действии ее на протез, имплантат и окружающую его кость. Момент силы

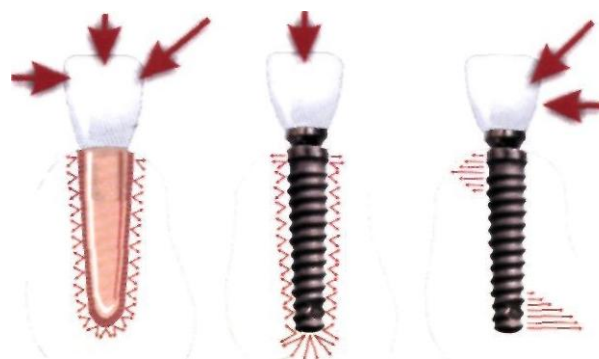


Рис. 12-1. Схема распределения механического напряжения в костной ткани альвеолярного отростка при действии сил, имеющих разные направления

(M) рассматривается относительно центра или оси имплантата и является векторной величиной. Численно равен произведению силы (F) на плечо силы (h), являющееся кратчайшим расстоянием от центра до прямой, вдоль которой действует сила: $M = F \times h$ (рис. 12-2). Момент силы - это негативный эффект, увеличивающий уровень механического напряжения в имплантате и окружающей его костной ткани. Существуют некоторые различия в распределении механического напряжения в окружающей имплантат кости, являющегося результатом момента силы, для имплантатов с различной формой внутрикостной части (рис. 12-2).

4. Напряжение - внутренние силы, возникающие в деформируемом теле (протезе, имплантате, костной ткани) под влиянием внешних воздействий (силы, действующей на протез).
5. Чрезмерное напряжение - механическое напряжение, превосходящее условно нормальный уровень, обеспечивающий физиологическую регенерацию кости, а также расчетную величину прочности компонентов имплантата.
6. Биомеханическое равновесие - состояние, при котором в результате действия силы F происходит относительно равномерное распределение механического напряжения в протезе,

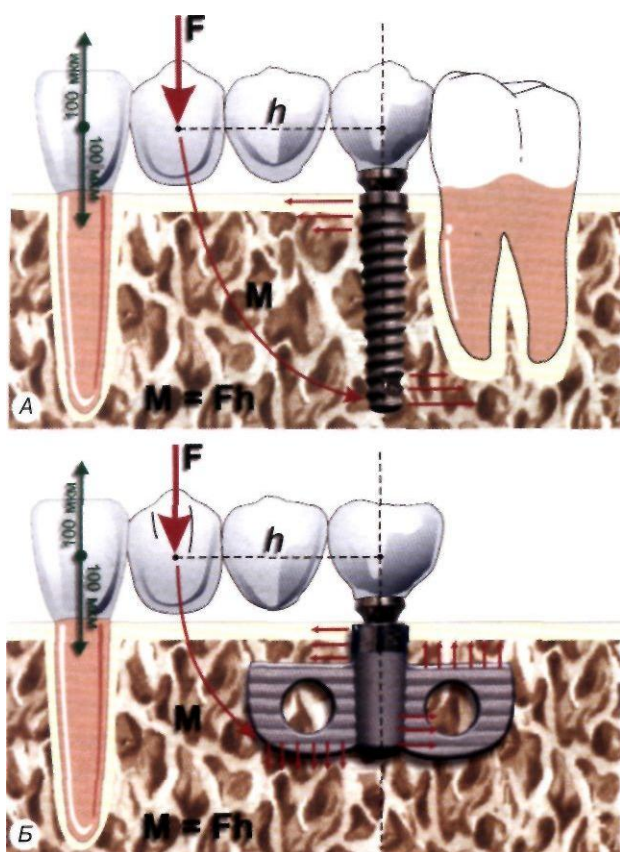


Рис. 12-2. Схема распределения механической нагрузки в области имплантатов с разной формой внутрикостной части:

А - распределение напряжения в окружающей винтовой имплантат кости при определенном моменте силы; Б - распределение механического напряжения при аналогичной величине момента силы в кости, окружающей имплантат, внутрикостная часть которого имеет комбинированную форму

имплантате и окружающей его кости и которое обеспечивает целостность биологической и механической составляющей биотехнической системы.

7. Микроподвижность (смещение в пределах 50-100 мкм ортопедической конструкции) компонентов имплантата и естественных зубов под воздействием силы F относительно первоначального положения, существовавшего до приложения этой силы.

Проектирование конструкции зубного протеза при помощи расчетной схемы не является воспроизведением точной копии или чертежа изготавливаемого протеза, а представляет собой

виртуальную модель поведения системы «Жевательный аппарат зубной протез имплантат кость», которая позволяет понять общие принципы создания протезной конструкции в той или иной клинической ситуации.

Задача зубного протезирования на имплантатах *состоит* в создании условий, при которых под воздействием жевательной нагрузки в окружающей имплантат костной ткани не будут возникать чрезмерные напряжения, вызывающие резорбцию или ускоренную атрофию кости. Иными словами, любой зубной протез, опирающийся на имплантаты или одновременно на имплантаты и зубы, должен поддерживать биомеханическое равновесие как биотехнической, так и всей зубочелюстной системы.

В основе решения этой задачи лежит создание условий функционирования протезной конструкции, при которых:

- значения силы, действующей на протез и имплантат, не будут превышать величину сил, действующих на соседние зубы или имплантаты;
- вектор силы будет направлен преимущественно вертикально по оси имплантата;
- будет сведен к минимуму эффект сил, действующих на имплантат по касательной или перпендикулярно оси имплантата.

12.2.1. Оптимизация величины силы, действующей на имплантаты

Воздействие жевательной нагрузки на зубы приводит к их смещению на 50-100 мкм за счет сжатия и растяжения волокон пародонта.

Интегрированные с окружающей костью имплантаты остаются неподвижными относительно зубов при воздействии жевательной нагрузки.

Это означает, что при сомкнутых зубных рядах, но без напряжения жевательных мышц, находящиеся в контакте с антагонистами имплантаты будут испытывать перегрузку во время жевания, так как погружение зубов в глубь лунок приведет к завышению прикуса в области имплантатов, травматической окклюзии, перегрузке окружающей имплантат кости и пародонта зубов-антагонистов (рис. 12-3.Л).

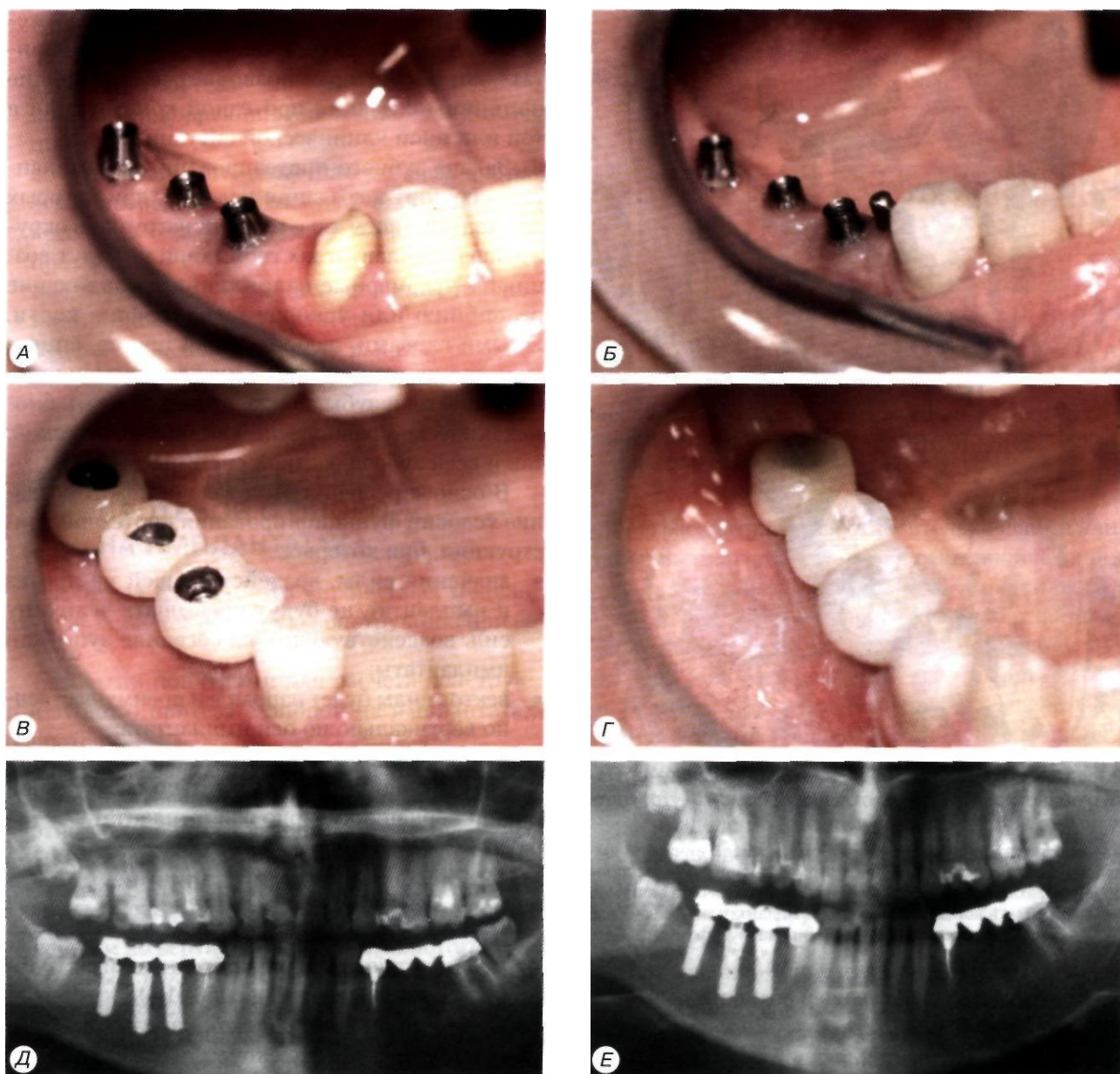


Рис. 12-3. Шарнирное соединение частей зубного протеза, опирающегося на имплантаты и зуб:

А — состояние после установки головок имплантатов и препарирования 44-го зуба под металлокерамическую коронку; **Б** — фиксированная при помощи цемента металлокерамическая коронка с матрицей ат тачмена рельсового типа, обеспечивающего микроподвижность двух частей протеза в вертикальном направлении; **В** — фиксированная на имплантатах вторая часть протеза, содержащая матрицу ат тачмена рельсового типа; **Г** — состояние после пломбирования отверстий над винтами; **Д** — контрольная ортопантограмма через 1 год после протезирования; **Е** — контрольная рентгенограмма через 10 лет после протезирования

Способ оптимизации величины нагрузки на имплантат достаточно прост: следует изготавливать протез, окклюзионная поверхность которого будет иметь зазор с антагонистами, равный

80–100 мкм. Формирование такого зазора осуществляется во время изготовления протеза и уточняется после его фиксации на имплантатах при помощи артикуляционной бумаги.

12.2.2. Оптимизация вектора сил, действующих на имплантаты

Во время жевания за счет артикуляционных движений нижней челюсти на зубы и имплантаты действуют не только силы, имеющие вертикальное направление, но и силы, вектор которых направлен по касательной и перпендикулярно оси имплантата.

При воздействии на зубы сил различной направленности за счет амортизационной функции пародонта происходит практически равномерное распределение механического напряжения на костную ткань альвеолярного отростка.

Воздействие имеющих различное направление сил на имплантат, который находится в непосредственном контакте с костной тканью, вызывает различные биомеханические эффекты. При воздействии вертикальной силы, направленной по центральной оси имплантата, распределение механического напряжения в окружающей костной ткани происходит более или менее равномерно. Величина напряжения при этом несколько выше в апикальной части внутрикостного элемента имплантата и на уровне верхней его части, в области компактного слоя кости. Воздействие сил, направленных по касательной, горизонтально или вертикально, но смещенных относительно оси имплантата, приводит к неравномерному распределению механического напряжения в окружающей его кости. При этом концентрация напряжения в костной ткани приходится на одну сторону апикальной и противоположную сторону верхней части имплантата (рис. 12-1). Такая концентрация механического напряжения может привести к срыву физиологической регенерации кости и ее резорбции.

Направление жевательной нагрузки по центральной оси имплантата является одной из общих задач как хирургического, так и ортопедического этапов лечения. Идеальной может считаться установка имплантатов параллельно и в соответствии с положением антагонистов. Однако такое их введение в большинстве случаев практически невозможно в силу целого ряда объективных и субъективных причин. Кроме

того, включение в протез наряду с имплантатами обладающих микроподвижностью зубов создает ситуацию, при которой имплантаты будут подвергаться не только вертикальной, но и боковой нагрузкам, т.е. приводит к появлению значительного по величине момента силы. Таким боковым нагрузкам имплантаты подвергаются в большей мере при жестком соединении протеза с имплантатом (при помощи цемента). Поэтому для перераспределения вектора нагрузок могут применяться методы фиксации протезов, предусматривающие микроподвижность протеза относительно ортопедических компонентов имплантатов либо микроподвижность опорных зубов с частью протеза относительно другой его части, фиксированной на имплантатах.

Микроподвижность опорных зубов относительно неподвижной части протеза, фиксированного на имплантатах, обеспечивается за счет шарнирных соединений состоящего из двух частей протеза. Одна его часть фиксируется на опорных зубах при помощи цемента и имеет матрицу или матрицу для соединения со второй частью, снабженной соответствующей матрицей или матрицей (рис. 12-3). Такое соединение протеза способно обеспечить естественную подвижность зубов относительно имплантатов и тем самым свести к минимуму боковые нагрузки на них. Вместе с тем следует учитывать, что эта конструкция позволяет снизить уровень боковых нагрузок при определенной длине части протеза между опорными зубами и имплантатом. Увеличение расстояния между опорным зубом и имплантатом может свести к нулю весь смысл шарнирного соединения протеза из-за возрастания момента силы. В такой ситуации лучше создать микроподвижность на уровне соединения протеза с ортопедическим компонентом имплантата или на уровне соединения ортопедического компонента с внутрикостной частью имплантата.

Микроподвижность протезной конструкции на уровне соединения ортопедического компонента с внутрикостной частью имплантата может быть создана при помощи амортизатора, например, как это предусмотрено конструкцией имплантатов IMZ. В этом случае подвижное и

упругое соединение может гасить чрезмерные нагрузки, вывихивающие имплантат и вызывающие перегрузку структурных единиц кости (рис. 12-4, А).

Второй вариант перераспределения вектора нагрузки — фиксация протеза к ортопедическому компоненту имплантата винтом. При такой фиксации за счет микроподвижности и упругих деформаций в области соединения протеза с ортопедическим компонентом имплантата также происходит перераспределение и рассеивание механического напряжения, позволяющее снизить уровень напряжения на границе раздела имплантат-костная ткань (рис. 12-4, Б). Экспериментальным путем было установлено, что фиксация протеза при помощи винта может

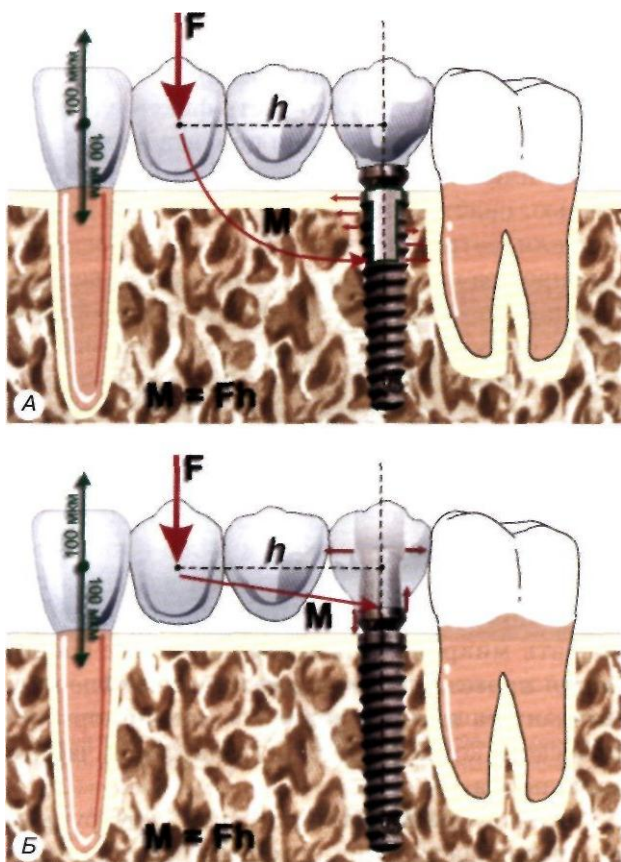


Рис. 12-4. Схема перераспределения вектора момента силы при наличии амортизатора имплантата (А) и в условиях микроподвижности протеза, фиксированного винтом к головке имплантата (Б)

снизить величину механического напряжения во внутрикостной части имплантата на 30%, а использование амортизаторов — на 60%. Вместе с тем ни амортизаторы, ни фиксация протеза при помощи винта не являются панацеей для адекватного распределения жевательной нагрузки в области имплантата, на который опирается протез, имеющий значительную по протяженности консольную часть (или часть, опирающуюся на зубы), представляющую собой с механической точки зрения плечо силы.

Если между опорным зубом и имплантатом имеется один или несколько искусственных зубов, расчет протезной конструкции может производиться по законам классической механики, исходя из такого понятия, как равновесие, когда все действующие на тело силы взаимно уравновешены. Другими словами, любой момент силы можно свести к нулю с помощью противовеса — такого же момента силы, но с противоположным знаком (т.е. создать конструкцию наподобие качелей).

Правило качелей было использовано в практике дентальной имплантации G. Zarb, R. Skalak, V. Rangert, T. Jemt и L. Jorneus вначале для биомеханического обоснования условно-съёмных протезов с дистальным вытяжением, а затем и для расчета других конструкций протезов, фиксированных на имплантатах при помощи винтов.

Исходя из правила качелей, консольная часть протеза может быть в два раза длиннее, чем расстояние между двумя имплантатами, к которым прикручен винтами протез (рис. 12-5). При этом за счет взаимного исключения моментов силы (их сумма будет равняться нулю) происходит перераспределение вектора силы, направленной по вертикальной оси имплантата, от которого начинается консольная часть протеза. Величина этой силы будет равна сумме сил, действующих на противоположных концах протеза. Априори считается, что сила, направленная вдоль вертикальной оси имплантата, не вызывает чрезмерного напряжения в окружающей имплантат кости.

Основной задачей при расчете консольной или подверженной микроподвижности части

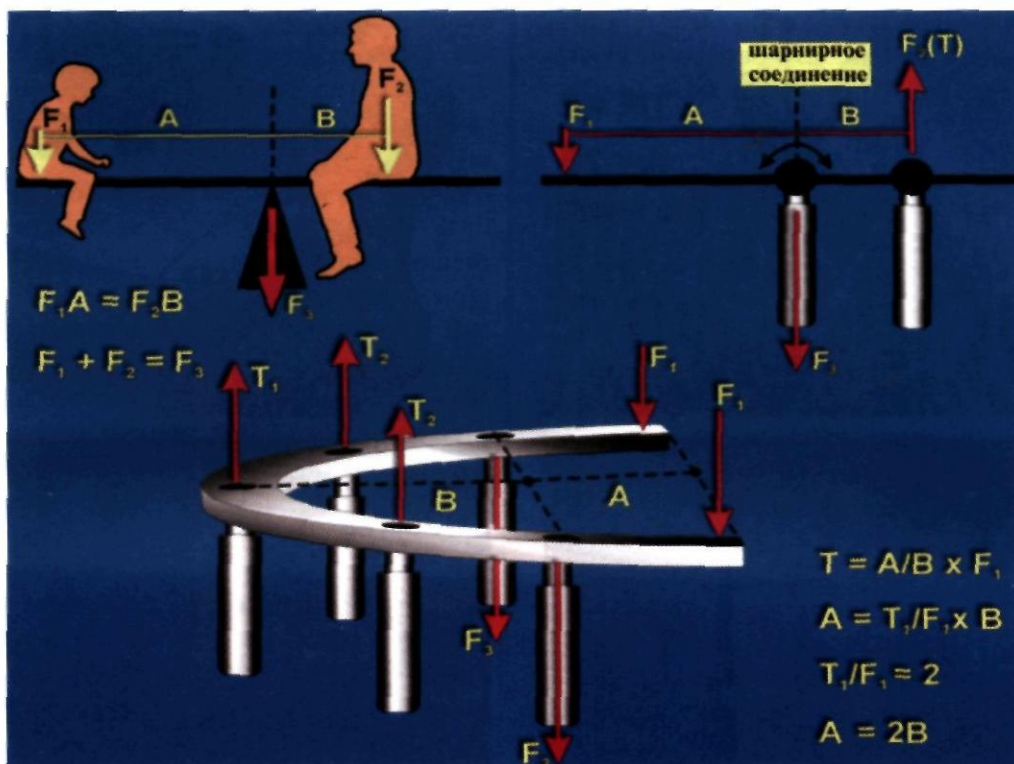


Рис. 12-5. Схема правила качелей и основные расчеты конструкций консольных частей протезов

протеза является определение возможной длины плеча силы, которое производится по формуле:

$$A \sim 2B,$$

где A - плечо силы или части протеза, обладающей микроподвижностью; B - расстояние между центральными осями имплантатов.

Однако не стоит надеяться, что сведение расчетов зубных протезов к простым (равно как и сложным) уравнениям является руководством к действию, чертежом или точной схемой зубного протеза. Расчетная схема и применяемые при этом формулы - это всего лишь виртуальная модель, которая позволяет понять общий принцип и функционирования протеза. Но как он будет «работать»? На этот вопрос расчетная схема ответа не дает.

Как показывает клинический опыт, следует избегать создания каких-либо консольных частей протезов, т.е. плечо силы должно стремиться к нулю. Если избежать этого не удастся,

проектирование протеза должно проводиться с учетом биологической (архитектоники кости, расположения имплантата относительно компактных слоев кости) и механической составляющей (размеры имплантатов, их количество и расположение по дуге) системы.

Расчеты на основе правила качелей оправданы при конструировании протезов с опорой на имплантаты и зубы, а также протезов с дистальным вытяжением, опирающихся на 5-8 имплантатов (рис. 12-6, 12-7).

Клинический случай. Пациент заметил незначительную подвижность протеза и обратился только через 4 мес, когда и был сделан контрольный снимок. Клинически определялась незначительная подвижность протеза, сопровождающаяся характерным стуком (типичная картина деформации шляпок фиксирующих протез винтов) в области соединений протеза с имплантатами. Таким образом, на протяжении по меньшей мере 4-х месяцев протез представ-

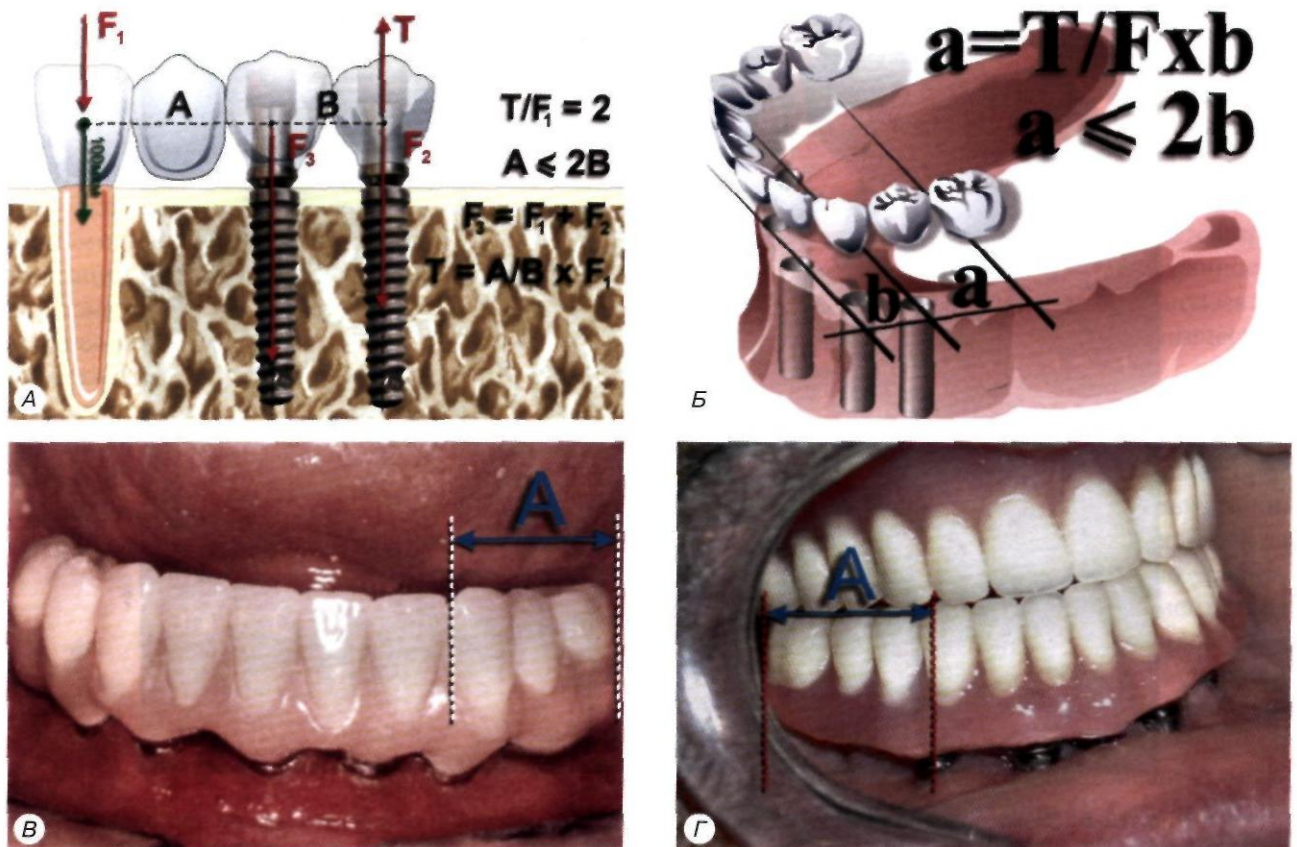


Рис. 12-6. Схемы расчета и клинические примеры возможной величины консольной части зубных протезов: А — расчет части протеза, опирающейся на зуб, которая может условно рассматриваться как консольная часть протеза, так как зуб обладает микроподвижностью; Б — расчет условно-съемного протеза с дистальным вытяжением, опирающегося на пять имплантатов; В — вариант конструкции условно-съемного протеза «Toronto Bridge» с 10 зубами (по аналогии с молочным прикусом), применяемой при полной адентии нижней челюсти; Г — аналогичная конструкция с 12 зубами

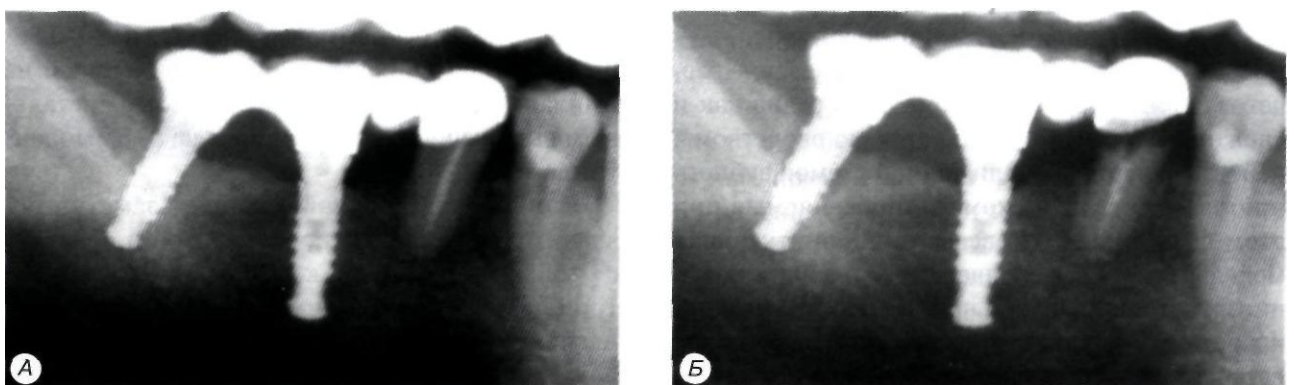


Рис. 12-7. Клиническое подтверждение возможности расчета протеза по правилу качелей: А — фрагмент контрольной ортопантограммы через 1 год после протезирования. Комбинированный металлокерамический протез был фиксирован винтами к двум имплантатам и на 45-м зубе при помощи цемента; Б — фрагмент контрольной ортопантограммы через 4 года после протезирования. Коронковая часть 45-го опорного зуба разрушена по причине вторичного кариеса

лял собой консольную конструкцию, которая должна была привести к перегрузке костной ткани, окружающей имплантаты, и ее резорбции. рентгенологическая картина подтверждает наличие перегрузки, но только одного дистально расположенного имплантата, в области которого имеет место очаг резорбции костной ткани. В то же время в области имплантата, выполняющего роль центральной опоры качелей, каких-либо изменений костной ткани не наблюдается. После снятия протеза не отмечалось подвижности имплантатов. Все эти данные могут служить косвенным доказательством возможности использования правила качелей для расчета некоторых конструкций протезов, опирающихся на имплантаты (рис. 12-7).

Кроме расчета самой конструкции протеза для оптимизации вектора сил и снижения боковых нагрузок на имплантаты необходимо обеспечить восстановление окклюзионных контактов всех групп зубов и, в первую очередь, ключевых точек окклюзии на первых молярах и клыках, которые блокируют чрезмерные смещения нижней челюсти. Из этого следует, что протезирование на имплантатах должно быть комплексным с оказанием ортопедической помощи в полном объеме, предусматривающей восстановление целостности зубных рядов обеих челюстей, нормального ортогнатического прикуса и изготовление протезов, повторяющих анатомическую форму утраченных зубов. Такое протезирование можно осуществить только при помощи изготов-

ления зубных протезов на цельнолитой металлической основе с облицовкой базиса протеза керамикой или пластмассой.

12.3. УСТАНОВКА И ПРЕПАРИРОВАНИЕ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ ИМПЛАНТАТОВ

Установка ортопедических компонентов необходима только при использовании разборных конструкций имплантатов и заключается в замене формирователей дешевых манжеток на головки (рис. 12-8, 12-9) или иные, предусмотренные производителем компоненты, например, первичный и вторичный элементы (система Branemark) или амортизаторы (IMZ, Paraplant) и т.д.

При выборе размеров, формы и конструкции ортопедических компонентов имплантатов необходимо учитывать межокклюзионную высоту (расстояние от верхней части головки или фиксирующего протез винта до антагонистов), расстояние от края головки до соседних зубов, а также наклон установленных имплантатов и способ фиксации протеза.

Расстояние от верхнего края ортопедических компонентов до антагонистов должно быть достаточным для изготовления опорной коронки. Для цельнолитой металлической опорной коронки это расстояние должно составлять, по меньшей мере, 0,5 мм, а для металлокерамиче-



Рис. 12-8. Установка головки одноэтапного разборного имплантата (на примере пластиночного имплантата системы Radix):

А — состояние через 3 нед. после имплантации. На коническом резьбовом модуле внутрикостной части установлен защитный колпачок; Б — состояние после снятия колпачка; В — установлена головка

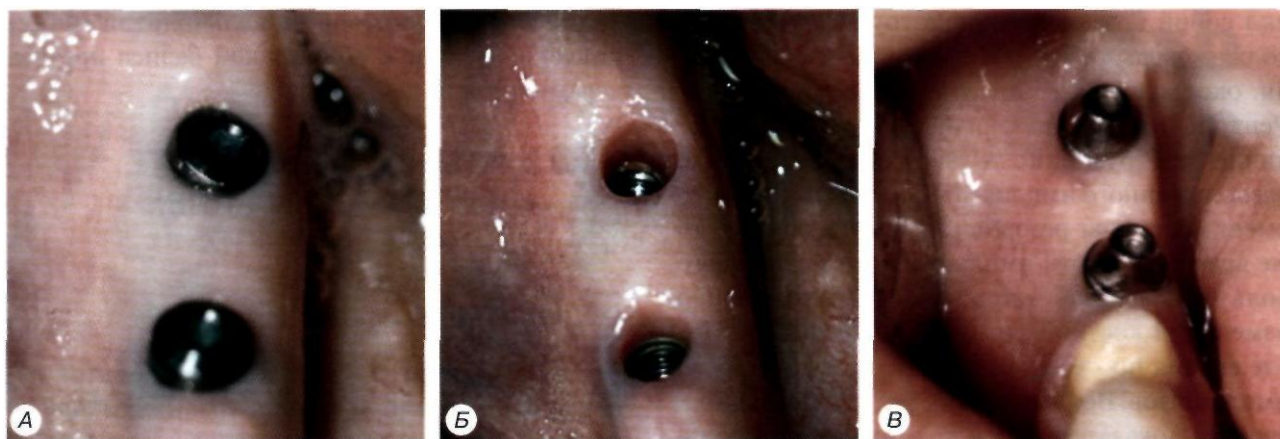


Рис. 12-9. Установка головок с уступом:

А установленные во время второго этапа формирователи десневой манжетки; **Б** состояние после выкручивания формирователей десневой манжетки; **В** установленные головки. Уступ головок расположен над десневой манжеткой имплантатов

ской или металлоакриловой коронки около 1 мм. Расстояние от краев ортопедических компонентов до соседних аубов также должно быть достаточным для изготовления опорной коронки, т.е. не менее толщины стенки цельнолитой металлической части протеза, составляющей обычно 0,1–0,2 мм.

Наклон установленных во время операции имплантатов вызывает определенные трудности для протезирования. Для создания параллельности опор зубного протеза могут применяться специальные наклонные головки, а также головки, имеющие коническую форму опорной части, которая позволяет нивелировать наклон имплантата по отношению к другим опорам протеза.

Различные способы фиксации протезов подразумевают использование соответствующей конструкции ортопедических компонентов. Для фиксации протезов при помощи цемента могут устанавливаться головки любой конструкции: при помощи винтов ортопедические компоненты или головки, имеющие резьбовой канал для фиксирующего протез винта.

При установке головок, имеющих уступ, на который опирается цельнолитая часть протеза, могут применяться три варианта положения уступа по отношению к десневому краю. Уровень расположения уступа головки может регу-

лироваться благодаря использованию головок с различной высотой их внутрислизистой части (шейки головки имплантата).

Уступ головки может располагаться на одном уровне с десневым краем или быть чуть выше него, выступая приблизительно на 0,5 мм. Такой вариант обычно применяется при протезировании на имплантатах, установленных в области моляров и премоляров (рис. 12-9).

При имплантации во фронтальных отделах челюстей головки могут устанавливаться с погружением уступа в глубь десневой манжетки. Такой вариант позволяет ввести часть коронки в глубь десневой манжетки, что необходимо для достижения косметического эффекта. Обязательным условием при этом является установка специальных колышков на головку имплантата на весь период протезирования, что предупреждает ретракцию десневой манжетки.

В ряде случаев уступ головки имплантата может располагаться значительно выше уровня десны. Такой подход осуществляется при значительном межальвеолярном пространстве, когда необходимо облегчить протезную конструкцию, создать аффертивную и широкую промывную зону под основанием протеза, и в то же время высокие шейки головок не видны при улыбке и во время речи. Это так называемая конструкция зубного протеза «на ходулях», которая обычно

применяется при значительно атрофированной беззубой нижней челюсти.

При использовании неразборных и разборных конструкций имплантатов, расположенных под наклоном, или когда головка неразборного имплантата чрезмерно высока и расстояние до антагониста недостаточно для протезирования, производится препарирование головок алмазными и твердосплавными борами. При этом обязательно орошение зоны препарирования охлаждающей жидкостью, подача которой предусмотрена конструкцией наконечников и стоматологических установок. Препарирование головки допускается только в том случае, когда планируется фиксация протеза на данном имплантате при помощи цемента.

12.4. КЛИНИКО-ЛАБОРАТОРНЫЕ ЭТАПЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ НА ИМПЛАНТАТАХ

Изготовление любого протеза на имплантатах включает следующие мероприятия:

- снятие оттисков (слепков);
- определение положения центральной окклюзии;
- изготовление рабочей модели;
- моделирование из воска металлического базиса протеза;
- отливка металлического базиса протеза;
- примерка металлического базиса на модели и в полости рта;
- повторное определение положения центральной окклюзии вместе с металлическим базисом;
- определение цвета облицовки протеза;
- изготовление облицовки протеза;
- фиксация протеза;
- контроль и коррекция положения центральной окклюзии и артикуляционных движений нижней челюсти.

Вместе с тем наличие нескольких видов конструкции протезов на имплантатах подразумевает различные методики их изготовления, получения оттисков, изготовления рабочих моделей, моделирования каркасов и фиксации протезов.

12.4.1. Изготовление несъемных зубных протезов

Для точного воспроизведения зубных рядов обеих челюстей и установленных ортопедических компонентов имплантатов снятие оттисков осуществляется в два этапа. Вначале снимают слепки базисным материалом, затем — корригирующим. Таким образом получают двухслойные двухэтапные полные анатомические оттиски обеих челюстей.

Существуют два метода снятия слепков, которые служат для изготовления двух различных типов рабочих моделей.

1. Снятие слепка без использования дополнительных ортопедических компонентов.

Применяется в случаях, когда производилось препарирование головок имплантатов. По полученному слепку отливают модель из гипса с использованием стандартных штифтов. После распиливания соответствующих сегментов получают разборную рабочую модель.

2. Снятие слепка с дополнительными ортопедическими компонентами.

Осуществляется в случаях, когда не производилось препарирование головок, имеющих модуль для присоединения фиксирующих протез винтов или иных компонентов. Метод сводится к следующему. Непосредственно перед снятием слепка в головки устанавливаются специальные или фиксирующие протез винты, либо на головки надевают специальные колпачки (аналоги-негативы или трансферы). Затем снимают двухслойный оттиск основным и корригирующим материалами (рис. 12-10, 12-11). После получения оттиска в соответствующие головки места устанавливаются их лабораторные аналоги. Затем отливают рабочую модель. Таким образом получают модель с аналогами головок имплантатов. Данный метод по сравнению с первым позволяет изготовить более точную рабочую модель.

На рабочей модели изготавливают из воска базис протеза по общепринятой для изготовления металлокерамических или металлокерамических протезов методике. Затем отливается базис протеза из сплавов на основе кобальта, никеля.

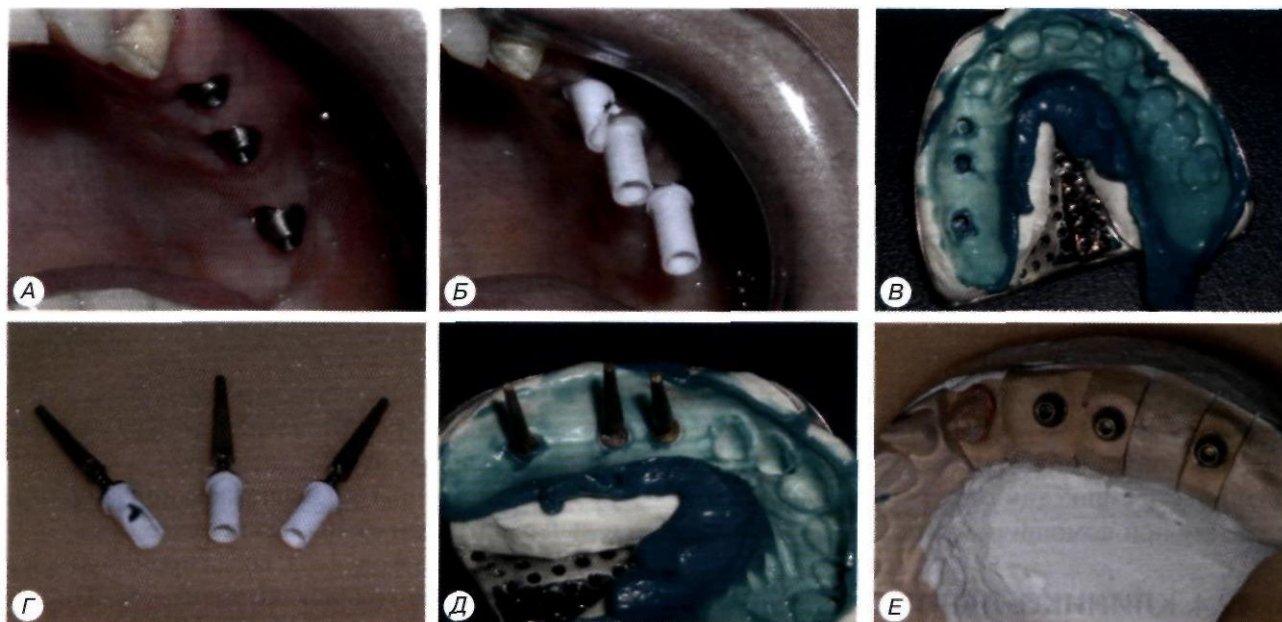


Рис. 12-10. Методика получения двухслойных оттисков с использованием трансферов:

А — состояние после установки головок имплантатов; Б — фиксация трансферов винтами на головках имплантатов. Один из них индивидуально обработан с учетом наклона головки; В — полученный двухслойный оттиск; Г — аналоги головок имплантатов с фиксированными к ним трансферами; Д — установленные в оттиске аналоги-позитивы (аналоги головок) с фиксированными на них трансферами; Е — изготовленная модель

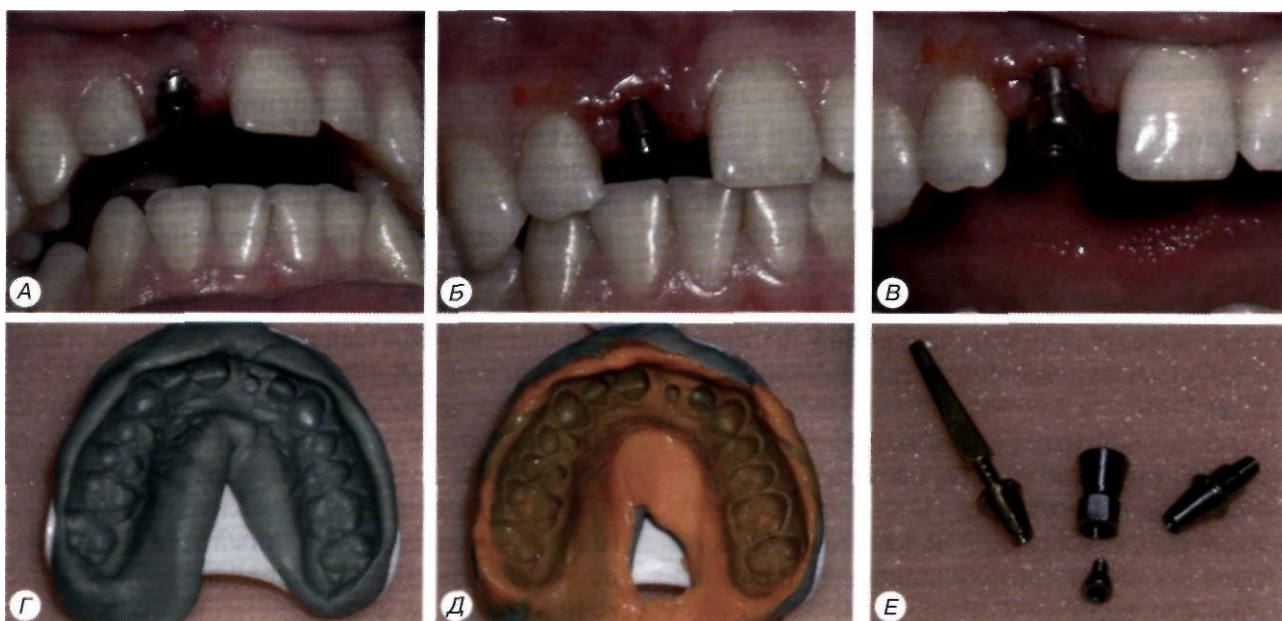


Рис. 12-11. Изготовление несъемного зубного протеза (клинический пример):

А — состояние через 2 нед. после установки формирователя десневой манжетки; Б — установленная головка имплантата; В — установленный на головке и фиксированный винтом колпачок для точного снятия оттиска (колпачок в данном случае является аналог ом-негативом); Г — полученный при помощи основного материала первый оттиск; Д — двухслойный оттиск, полученный после снятия корригирующим материалом; Е — заготовки, необходимые для изготовления модели: аналог-позитив (слева), аналог-негатив, фиксирующий винт (в центре), головка имплантата (справа)

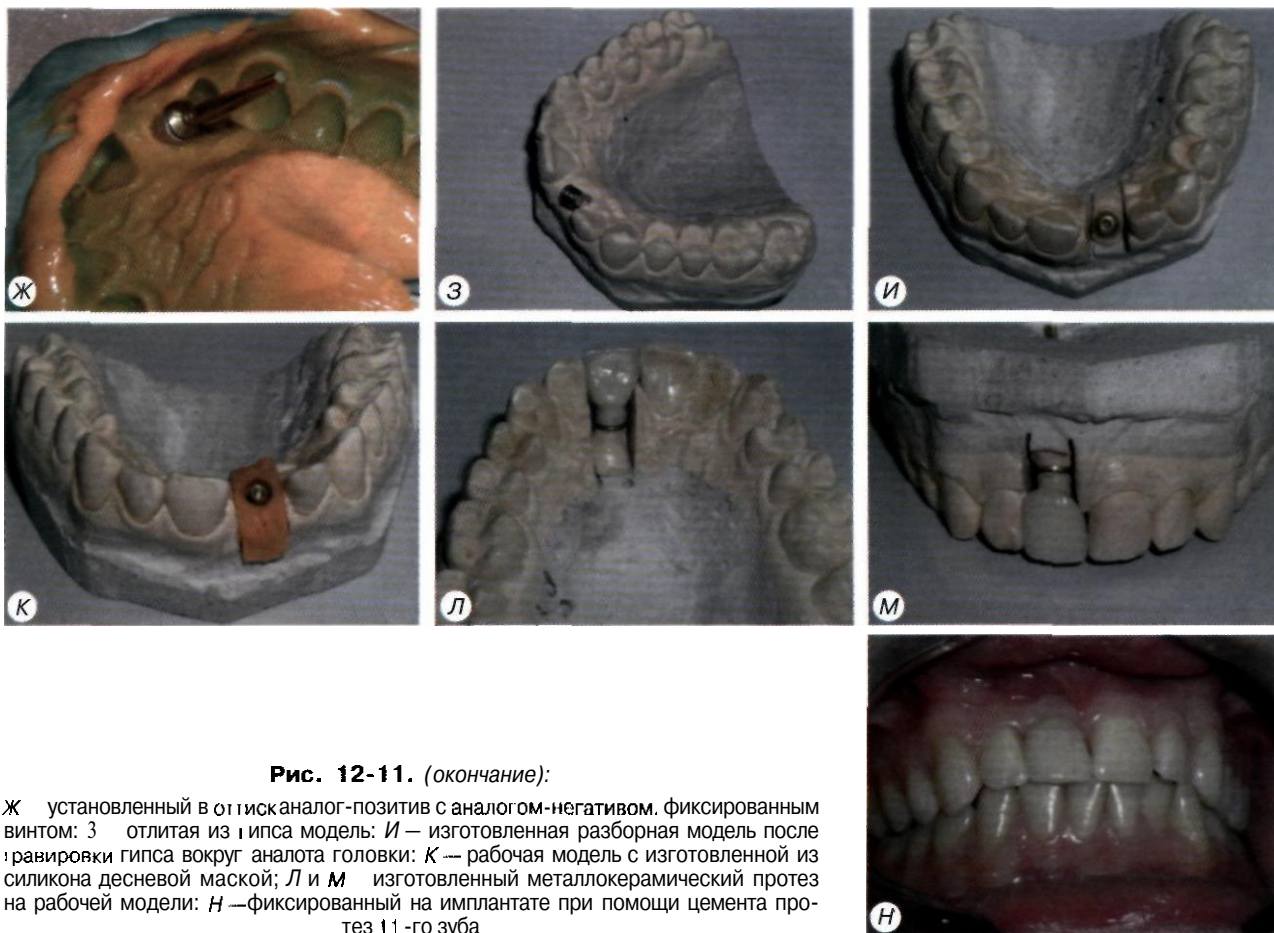


Рис. 12-11. (окончание):

Ж — установленный в оттисканалог-позитив с аналогом-негативом, фиксированным винтом; З — отлитая из гипса модель; И — изготовленная разборная модель после выравнивания гипса вокруг аналога головки; К — рабочая модель с изготовленной из силикона десневой маской; Л и М — изготовленный металлокерамический протез на рабочей модели; Н — фиксированный на имплантате при помощи цемента протез 11-го зуба

золота или титана. После обрезания литников и пескоструйной обработки проводят примерку базиса на модели, а затем в полости рта пациента. При этом проверяют точность литья и еще раз определяют положение центральной окклюзии. Обсуждают с пациентом цвет зубов протеза.

Керамическую и пластмассовую облицовку протеза изготавливают по общепринятым в ортопедической практике технологиям.

Проводят примерку готовой конструкции в полости рта. Определяют точность положения протеза на имплантатах и зубах, соответствие его индивидуальным особенностям окклюзии и артикуляции зубочелюстной системы пациента. При отсутствии каких-либо дефектов конструкции протез фиксируют при помощи цемента.

При атрофии, деформациях, дефектах альвеолярных отростков, а также выраженных нарушениях окклюзионного соотношения челюстей могут применяться протезы с десневой маской (рис. 12-12). Наиболее технологичными, легкими и в полной мере отвечающими косметическим требованиям являются протезы с десневой маской из пластмассы с использованием стандартных гарнитуров пластмассовых зубов.

Технология изготовления таких протезов заключается в следующем:

- 1) на рабочей модели изготавливают прикусные валики из воска;
- 2) определяют положение центральной окклюзии и оптимальную высоту прикуса при помощи прикусных валиков;



Рис. 12-12. Пример изготовления несъемного протеза с десневой маской на верхнюю челюсть (на нижнюю челюсть был изготовлен съемный протез)

- 3) в соответствии с проведенными измерениями прикуса моделируют базис протеза в форме балки с ретенционными элементами и/или покрывая ее ретенционным бисером (рис. 12-12. В, Г);
- 4) отливают из металла базис протеза и проводят его примерку на модели и в полости рта (рис. 12-12. Д, Е);
- 5) определяют оптимальные размеры, форму и цвет зубов протеза;
- 6) поверх цельнолитой балки моделируют из воска десневую часть протеза и производят расстановку искусственных зубов в соответствии с методиками, применяемыми при изготовлении полных съемных зубных протезов (рис. 12-12. Ж);

- 7) осуществляют примерку конструкции с восковой десневой маской и, в случае необходимости, проводят коррекцию по прикусу непосредственно в полости рта;
- 8) замещают имитирующую десну восковую часть пластмассой и проводят ее полимеризацию (рис. 12-12,3);
- 9) фиксируют протез в полости рта (рис. 12-12,и).

В ряде случаев для достижения функционального и косметического эффекта протезирования при незначительной межжюклизонной высоте или иных неблагоприятных анатомических условиях головки имплантатов могут изготавливаться индивидуально. Некоторыми фирмами-производителями имплантатов, например Zi и HA-TI-System, наборы для протезирования комплектуются специальными компонентами на основе которых путем фрезерования можно изготовить головку (или культю), отвечающую индивидуальной анатомо-топографической ситуации.

Методика протезирования при этом может проводиться как с предварительным фрезерова-

нием фабричных заготовок под головки имплантатов (рис. 12-13), так и одномоментным фрезерованием на зуботехнической модели (рис. 12-14).

Предварительное фрезерование подразумевает следующие мероприятия:

- 1) фиксацию на имплантате заготовки головки имплантата (рис. 12-13);
- 2) снятие однослойного оттиска, установку в него заготовки и отливку из гипса частичной модели;
- 3) фрезерование заготовки на модели в соответствии с анатомической ситуацией;
- 4) установку изготовленной из заготовки головки на имплантат и снятие двухслойного анатомического оттиска;
- 5) фиксацию в оттиске головки и отливку полных рабочих моделей зубных рядов обеих челюстей;
- 6) изготовление металлокерамического или металлоакрилового протеза по общепринятой технологии;
- 7) фиксацию головки к имплантату;

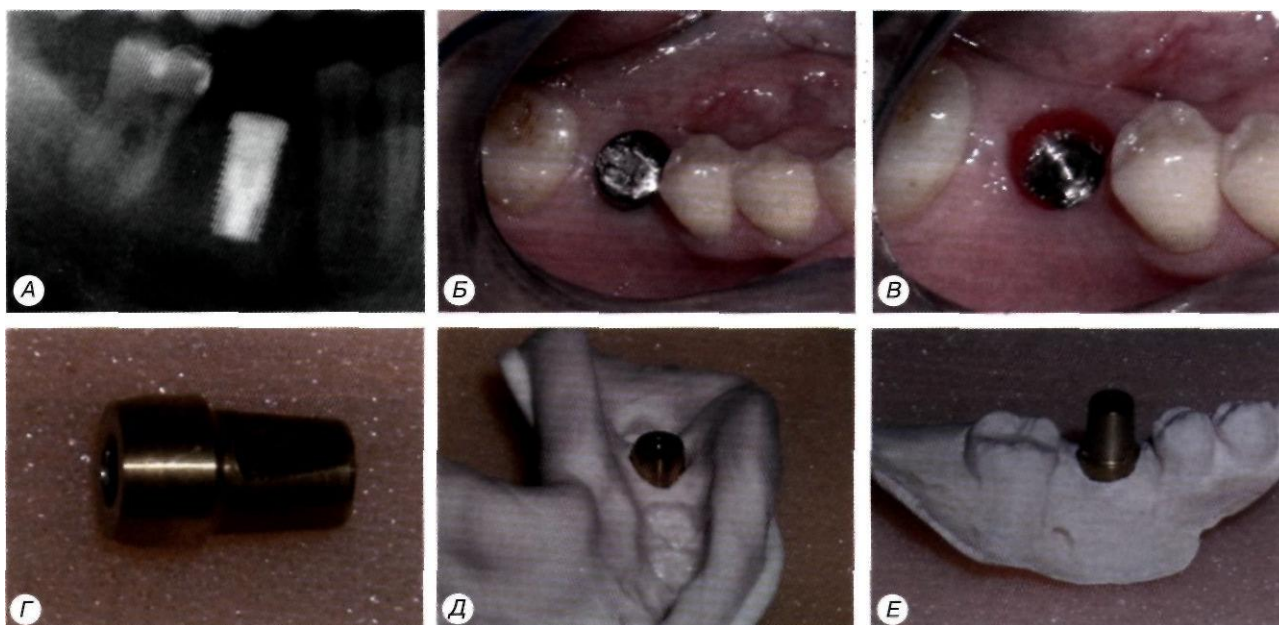


Рис. 12-13. Пример протезирования на индивидуально изготовленной головке имплантата (использовался имплантат Zi с широкой платформой диаметром 6 мм):

А — контрольная рентгенограмма через 3 мес. после установки внутрикостного элемента; Б — состояние после проведения второго этапа операции и установки формирователя десневой манжетки (ФДМ); В — состояние после выкручивания ФДМ; Г — фабричная заготовка для имплантата Zi с широкой платформой; Д — однослойный слепок, полученный вместе с заготовкой; Е — гипсовая модель с фиксированной заготовкой для фрезерования последней

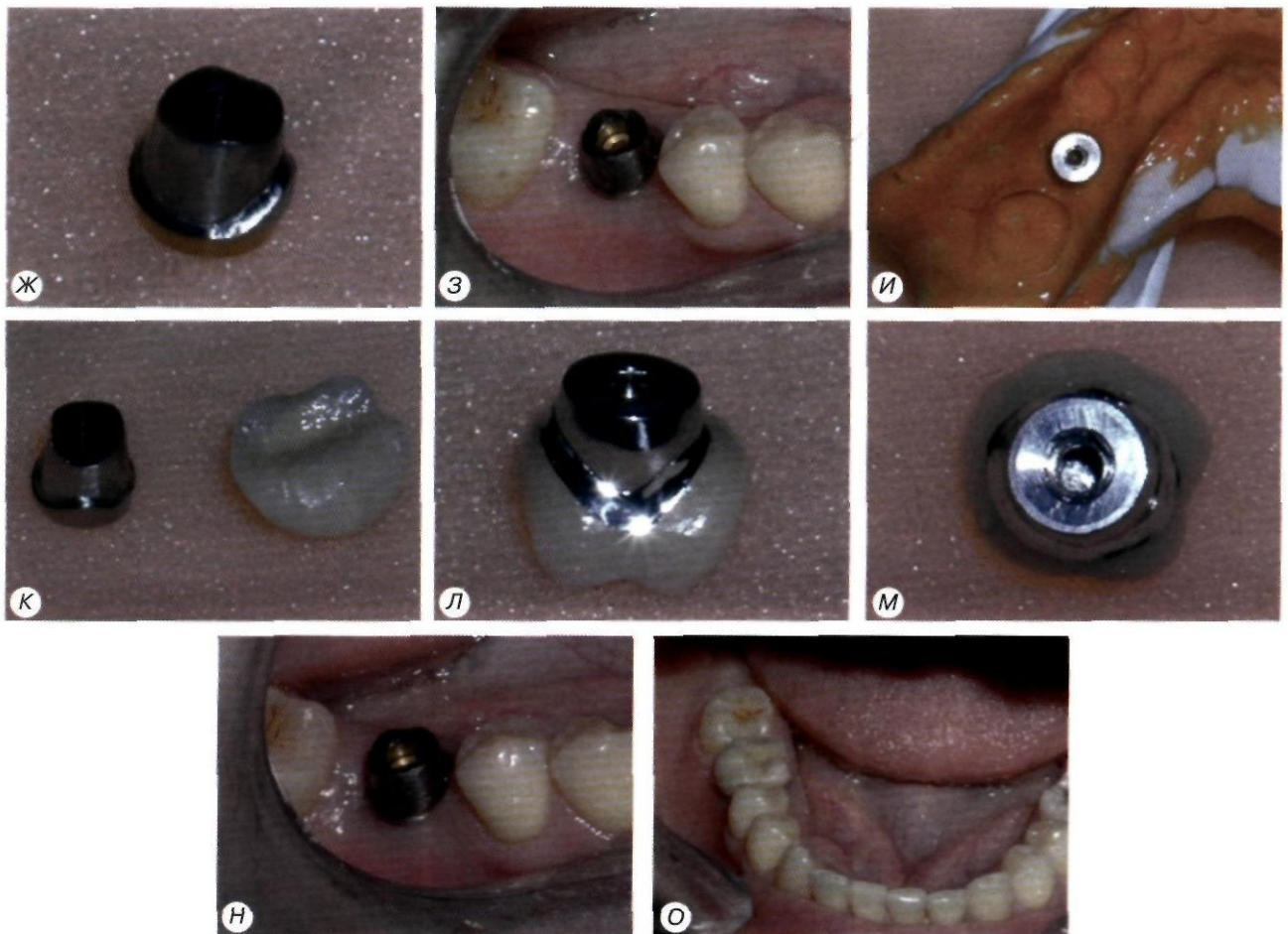


Рис. 12-13. (окончание):

Ж – заготовка, ставшая после фрезерования индивидуальной головкой; З – фиксированная на имплантате головка перед снятием оттиска; И – солонка в двухслойном оттиске; К, Л и М – головка и изготовленная металлокерамическая коронка 46 зуба; Н – прикрученная к внутрикостному элементу головка перед фиксацией коронки; О – фиксированная к головке имплантата при помощи цемента коронка 46 зуба

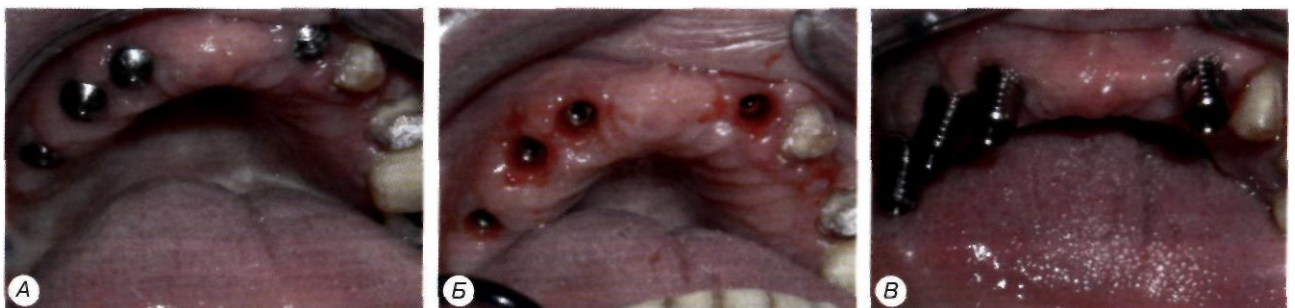


Рис. 12-14. Пример протезирования с одномоментным препарированием головок на зуботехнической модели: А – состояние после второго этапа имплантации; Б – удалены формирователи десневых манжеток; В – установлены головки имплантатов

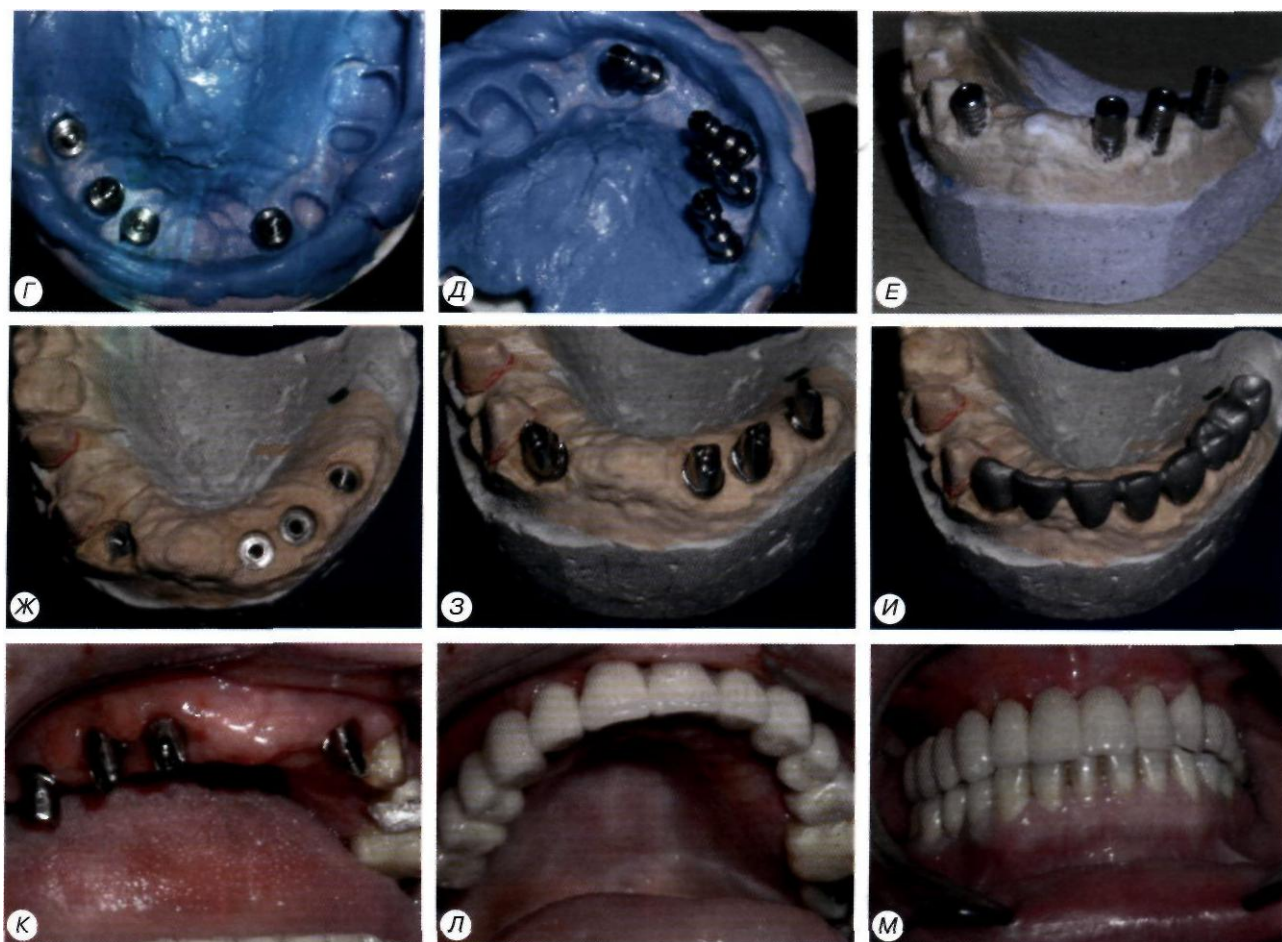


Рис. 12-14. (окончание):

Г — установленные в оттиск головки; Д — установленные в головки аналоги внутрикостной части имплантатов; Е и Ж — зуботехническая модель с головками и без них; З — головки после фрезерования; И — цельнолитой каркас протеза на модели; К — фиксированные к имплантатам их юловки; Л и М — протез, фиксированный при помощи цемента на головках имплантатов

Несъемное зубное протезирование на имплантатах имеет ряд преимуществ и недостатков. К первым относятся:

- аналогичная обычному зубному протезированию и поэтому отработанная технология изготовления протезов;
- возможность протезирования после препарирования головок имплантатов;
- создание полноценной окклюзионной поверхности зубов;
- простота фиксации протезов и нивелирование неточностей литья при помощи цемента;
- возможность достижения хорошего косметического результата протезирования.

Недостатками являются:

- высокая вероятность воздействия неадекватных нагрузок на имплантат и окружающую его кость;
- риск расцементирования в области одной или нескольких опор протеза, что может привести к дезинтеграции имплантатов;
- невозможность atraumaticly снять протез при его частичной расцементировке (сбивание протеза может привести к его повреждению, вывиху и удалению зубов или имплантатов);
- отсутствие условий для полноценной профессиональной очистки протеза и удаления налета в труднодоступных местах.

12.4.2. Изготовление условно-съемных зубных протезов

Для изготовления данной конструкции необходимо иметь рабочую модель с установленными в ней точными копиями (аналогами) головок имплантатов.

Существует две методики получения оттиска для изготовления рабочих моделей, воспроизводящих расположение головок имплантатов:

1. Закрытая методика *снятия слепка аналогична* второй методике, применяемой при несъемном протезировании. Подразумевает использование присоединяемых к головкам элементов, обеспечивающих точную и надежную фиксацию в оттиске аналогов головок имплантатов. Для снятия слепка под условно-съемные протезы можно применять стандартные, индивидуальные пластмассовые ложки, а также старые съемные протезы пациента.

2. Открытая методика снятия слепка. Предполагает фиксацию аналогов-позитивов головок имплантатов винтами, проходящими сквозь оттискную ложку. В зависимости от используемого материала существует два варианта таких слепков - одно- и двухслойные.

Наиболее простой способ получения однослойных оттисков при помощи материала Impregum заключается в следующем. В пластмассовой оттискной ложке в области проекции головок имплантатов выпиливают отверстия. На головки имплантатов надевают специальные колпачки или аналоги-негативы, которые фиксируют длинными, так называемыми *лабораторными винтами* (рис. 12-15). Наносят на ложку оттискной материал и фиксируют ее в полости рта с таким расчетом, чтобы через отверстия выступали лабораторные винты. После затвердения оттискного материала выкручивают винты и снимают ложку. Аналоги-негативы при этом остаются в оттиске. Затем в них устанавливают аналоги-позитивы головок имплантатов и фиксируют их теми же лабораторными винтами, после чего отливают рабочую модель. После затвердения гипса лабораторные винты выкручивают, ложку снимают с модели вместе с оттискным материалом и расположенными в нем аналогами-нега-

тивами. Такая методика может применяться при изготовлении протезов, опирающихся только на имплантаты.

Двухслойный оттиск необходим, когда кроме имплантатов в качестве опоры протеза служат зубы. Оттиск получают следующим образом. На головки имплантатов надевают колпачки и закрепляют их *фиксирующими винтами* (рис. 12-16). Снимают слепок нанесенной на пластмассовую ложку основной массой, получая таким образом закрытый оттиск. В пластмассовой ложке и оттискном материале выпиливают отверстия. Фиксирующие винты заменяют на лабораторные. На данный слепок наносят корригирующую массу и снимают второй оттиск. Лабораторные винты при этом проходят через оба слоя оттискного материала и ложку. После затвердения корригирующей массы выкручивают лабораторные винты и снимают ложку. Рабочую модель изготавливают так же, как и после снятия однослойного оттиска.

Изготовление базиса условно-съемных протезов производится с использованием специальных колпачков и лабораторных винтов, что подразумевает несколько вариантов моделирования базиса.

Вариант 1. Моделирование базиса с использованием лабораторных винтов. Перед моделированием восковой заготовки для литого каркаса протеза закручивают в аналоги головок лабораторные винты, после чего моделируют каркас вместе с ними. Затем винты выкручивают. В результате в восковой заготовке находятся каналы, которые остаются после отливки базиса из металла и служат для закручивания фиксирующих протез винтов.

Вариант 2. Моделирование базиса с использованием выжигаемых колпачков и лабораторных или фиксирующих протез винтов. При данной методике применяют специальные, предусмотренные производителем имплантатов колпачки из беззольных пластмасс. Это существенно облегчает работу зубных техников, повышает культуру производства протезов и позволяет достичь большей точности литья и посадки протезов на головки имплантатов.

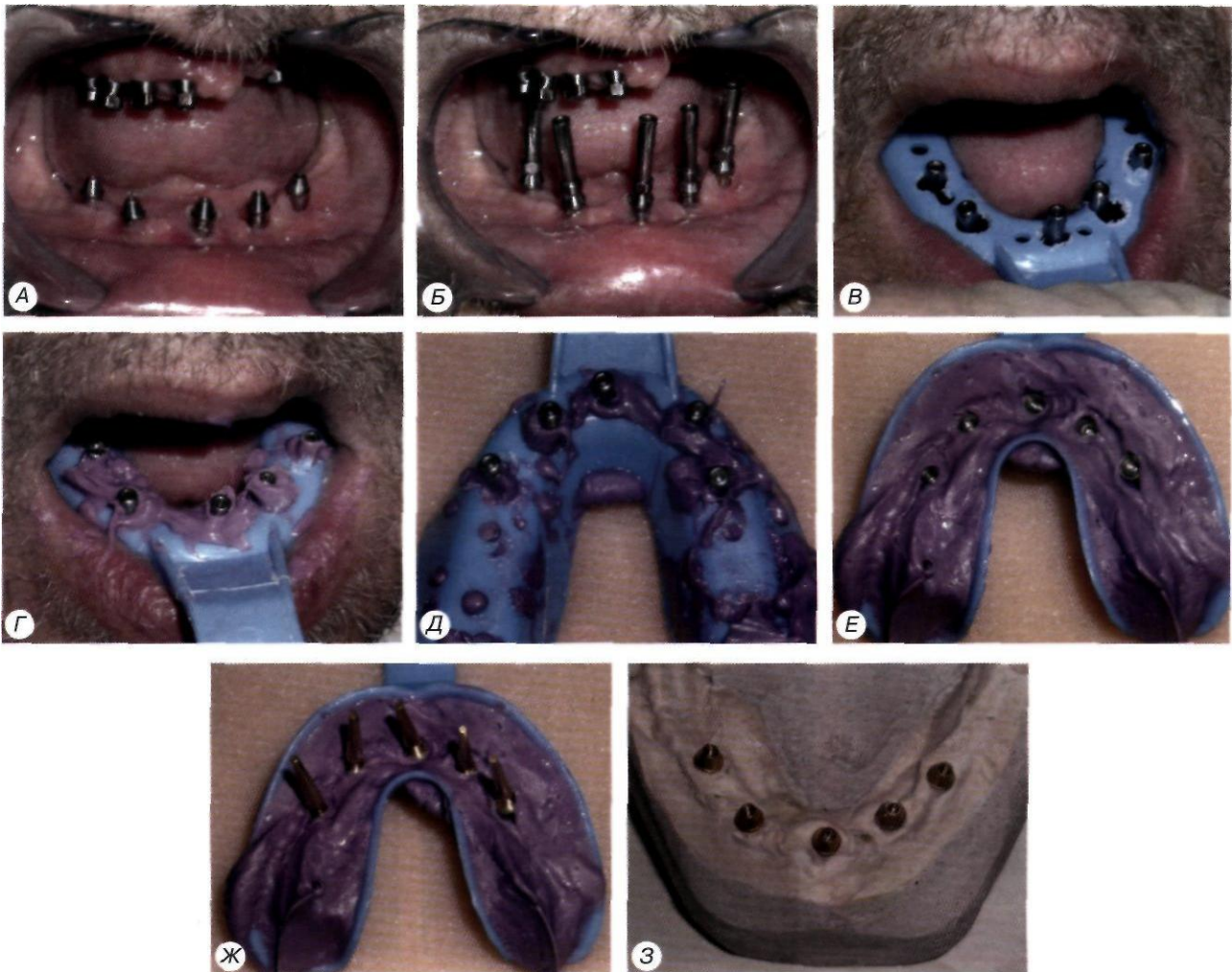


Рис. 12-15. Открытая методика снятия однослойных оттисков для условно-съёмного протезирования: А — установленные головки имплантатов; Б — установленные в головки колпачки и лабораторные винты; В — примерка оттисковой ложки с отверстиями под винты; Г — снятие оттиска; Д и Е — снятый оттиск с колпачками и выкрученными лабораторными винтами; Ж — установленные в оттиск аналоги головок; З — отлитая из гипса модель с аналогами головок имплантатов

Перед моделированием воскового каркаса на аналоги головок имплантатов надевают соответствующие их конфигурации и размерам колпачки, которые *...щичают при помощи лабораторных винтов*. Для закрепления колпачков могут использоваться также фиксирующие протез винты, так как обычно высота моделируемого базиса меньше высоты колпачков. Затем колпачки обрезают по высоте в соответствии с межокклюзионным расстоянием. Моделируют базис протеза из воска. Выкручивают винты, фиксирующие

колпачки, и отливают металлический каркас протеза.

Вариант 3. Моделирование базиса с использованием металлических колпачков и винтов. Колпачки для условно-съёмного протезирования могут быть как выжигаемыми, так и невыжигаемыми, сделанными из сплавов золота или титана. Такие колпачки сохраняют форму и находятся в металлическом базисе после его отливки. Колпачки из золота применяются в том случае, когда отливают базис из сплавов золота.

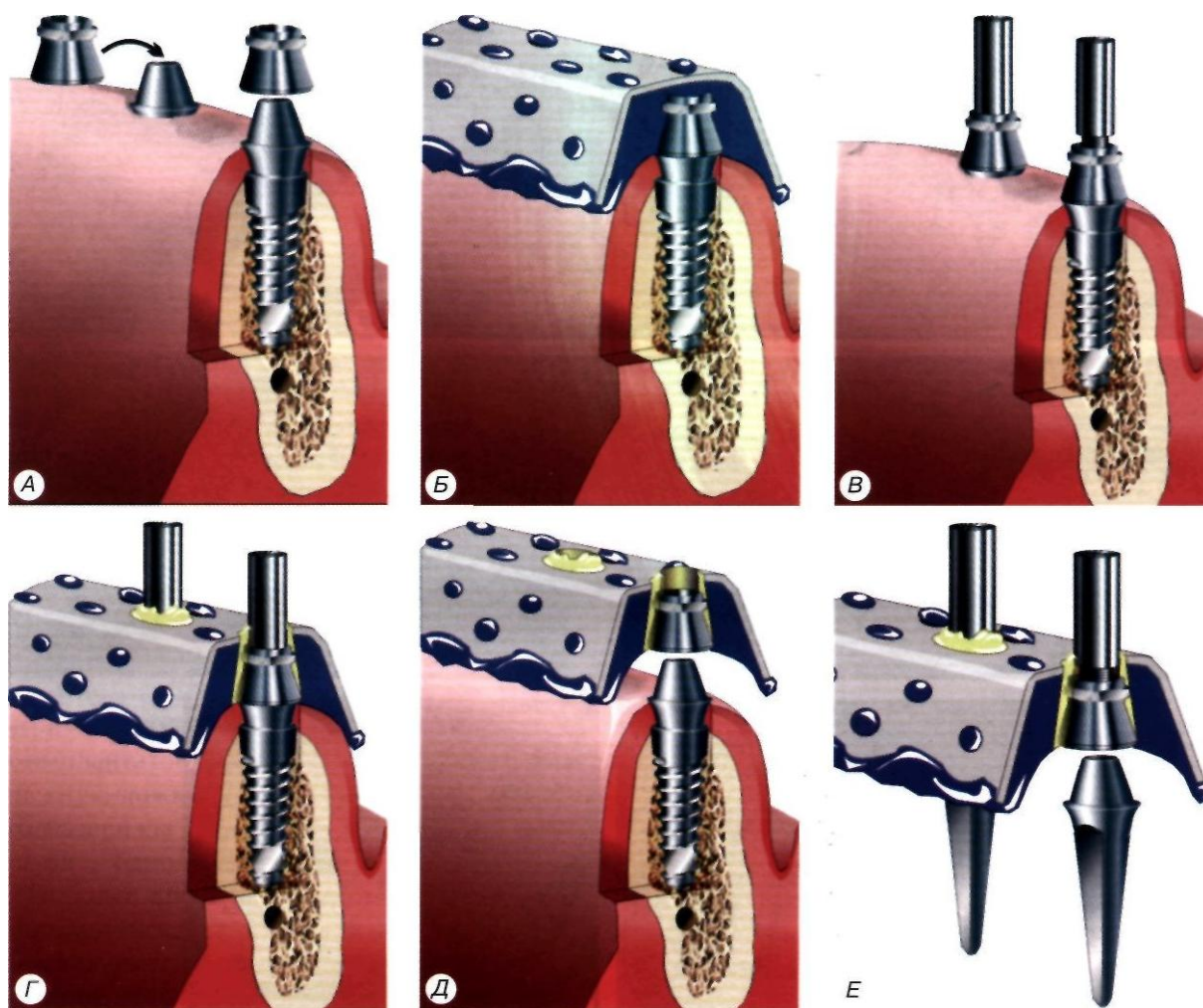


Рис. 12-16. Схема открытой методики получения двухслойных оттисков:

А — фиксация колпачков винтами на головках имплантов; Б — получение первого слоя оттиска; В — установка лабораторных винтов; Г — получение второго слоя оттисков; Д — снятие оттиска вместе с колпачками; Е — фиксация в оттиске аналогов-положительных при помощи лабораторных винтов

Колпачки из титана могут использоваться при отливке базиса из сплавов на основе кобальта, хрома и никеля. Разница температур плавления титана и этих сплавов обеспечивает сохранность формы и размеров титановых колпачков в целнолите базисе. При этом они фиксируются в толще базиса в основном за счет механической, а не химической связи.

Создание восковой заготовки для отливки базиса начинают с фиксации колпачков на головках имплантов. Затем проводится моделирование каркаса из воска. В большинстве слу-

чаев металлические колпачки используют для изготовления металлоакриловых протезов с десневой маской, что подразумевает моделирование балки с ретенционными пунктами (рис. 12-17).

После отливки металлических каркасов условно-съемных протезов производится их примерка на модели и в полости рта. При этом обязательно фиксировать каркас винтами для проверки точности литья и посадки его на головки имплантов.

Облицовку условно-съемных протезов или акриловую часть десневой маски изготавливают аналогично вышеописанным способам.

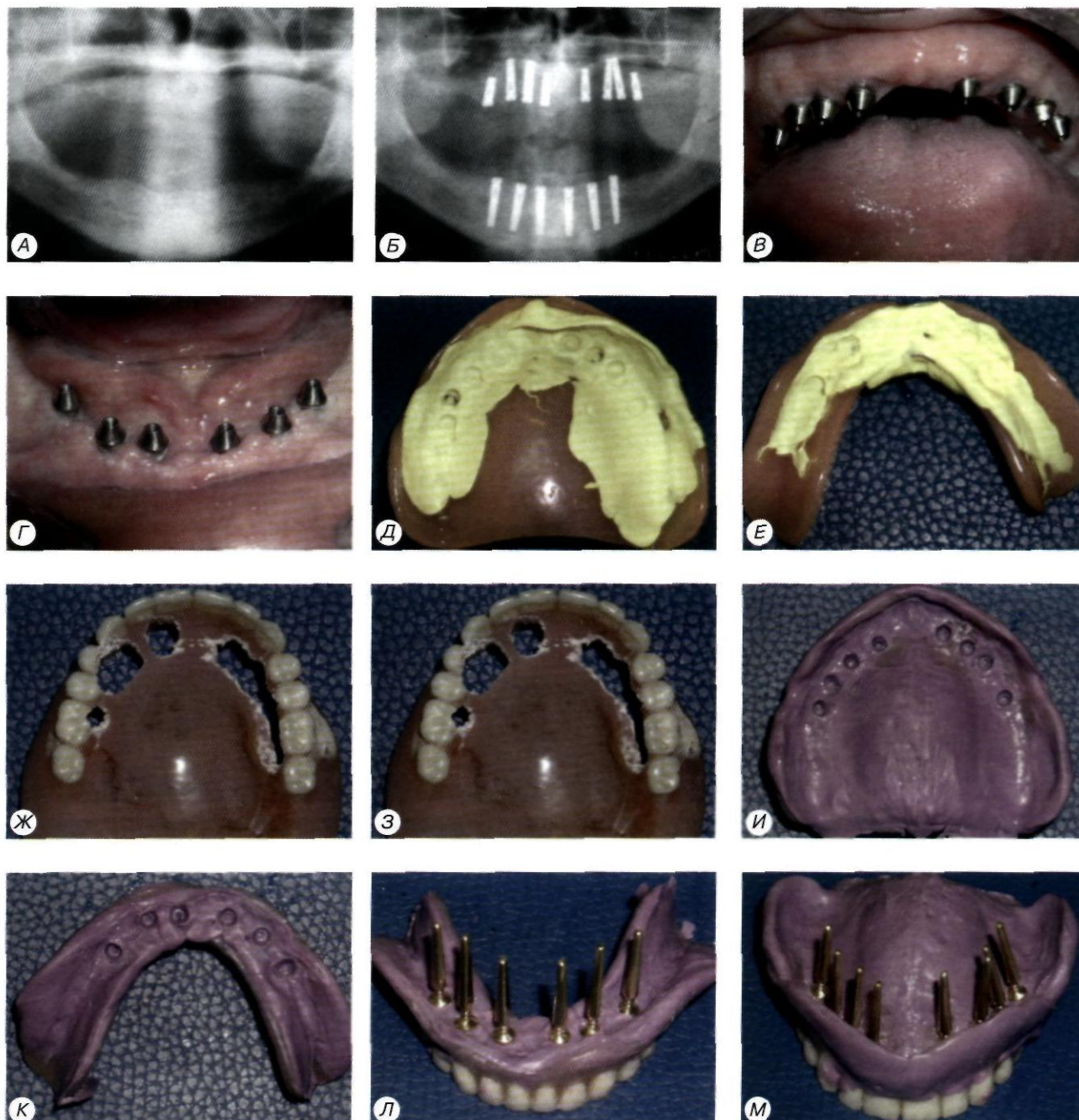


Рис. 12-17. Тактика ведения и клинично-лабораторные этапы условно-съемного протезирования:

А - ортопантомограмма до имплантации; Б - контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после первого этапа имплантации; В и Г - установленные перед снятием оттисков головки для условно-съемного протезирования на верхней и нижней челюстях; Д и Е - полные съемные протезы, которыми раньше пользовался пациент: при их помощи были сняты предварительные оттиски. В данном случае съемные протезы были использованы в качестве индивидуальных оттисковых ложек. Предварительный оттиск необходим для выпиливания отверстий в протезах, соответствующих положению головок имплантатов; Ж - съемный протез верхней челюсти с отверстиями под юловки имплантатов; З - съемный зубной протез нижней челюсти с отверстиями для головок; И и К - однослойные оттиски, снятые при помощи материала Impregum; Л и М - установленные в оттиски аналоги-позитивы головок имплантатов

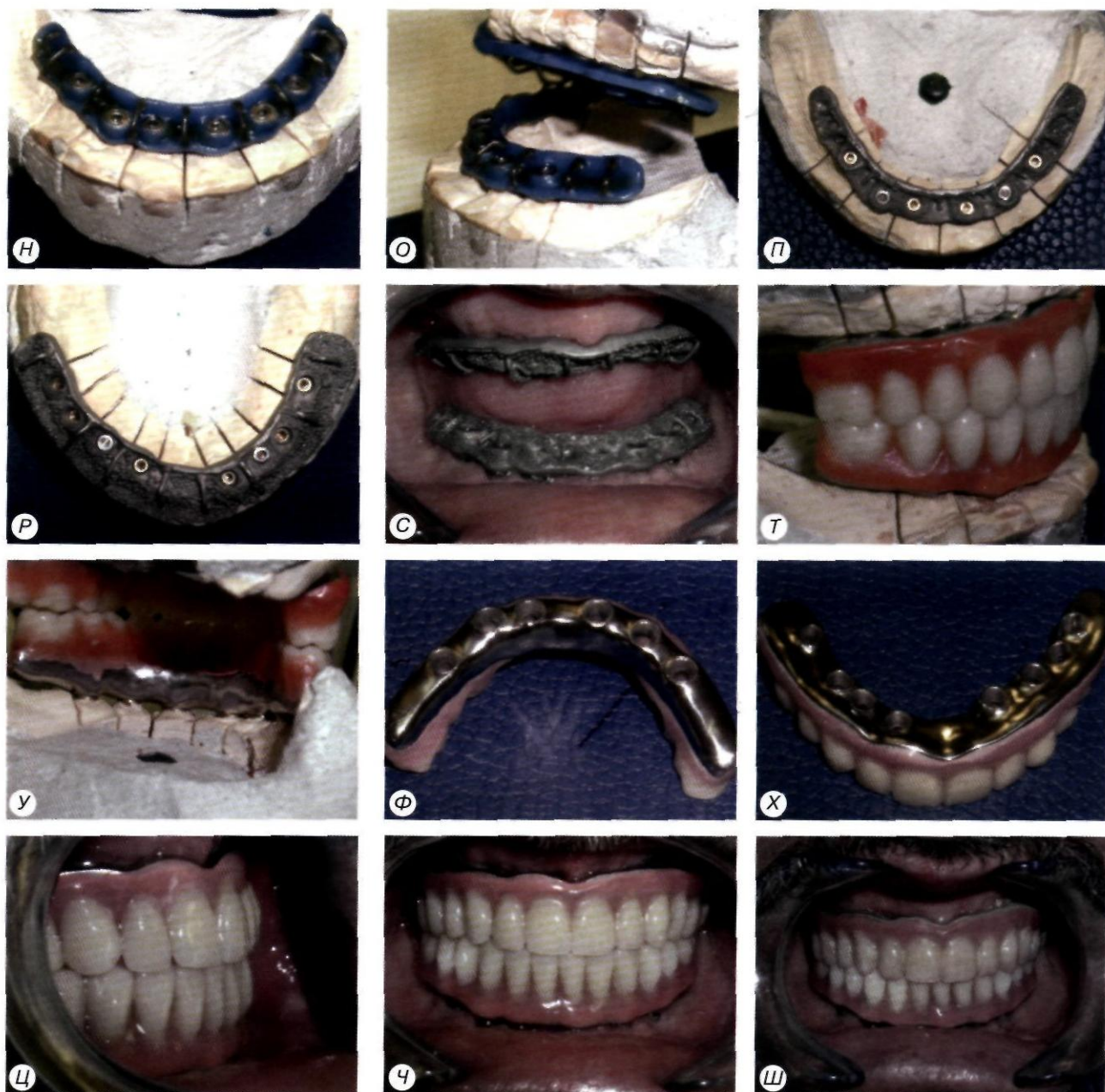


Рис. 12-17. (продолжение):

Н и О — изготовленные из воска вместе с титановыми колпачками каркасы условно-съемных металлоакриловых протезов; П и Р — примерка на моделях каркасов условно-съемных протезов, отлитых из кобальтохромного сплава; С — примерка металлических каркасов в полости рта; Т — изготовленные из воска на металлических каркасах десневые маски протезов с расстановкой зубов; У — изготовленные из воска десневые маски протезов на модели (вид с внутренней стороны); Ф и Х — полностью изготовленные протезы; Ц — фиксированные в полости рта протезы. Несмотря на изначальное прогнатическое соотношение беззубых альвеолярных отростков, при помощи изготовленных протезов восстановлено ортогнатическое соотношение зубных рядов протезов; Ч — состояние центральной окклюзии после фиксации протезов; Ш — состояние через 2 года после протезирования. На металлическом базисе протезов в области промывной зоны имеется налет, который свидетельствует о неудовлетворительном гигиеническом состоянии протезов. Причиной этого явилась неспособность пациента в течение 1 мес. выполнять предписанный гигиенический уход за протезами и полостью рта (он попал в автомобильную аварию и длительное время находился в реанимационном отделении). Для очистки протезов были удалены покрывающие винты пломбы и выкручены фиксирующие протезы винты.



Рис. 12-17. (окончание):

Щ снятый для очистки с нижней челюсти протез (с верхней челюсти также был снят протез); Э — протез после ультразвуковой очистки; Ю — контроль окклюзии после фиксации очищенных протезов

Фиксируют изготовленные протезы к имплантатам винтами, после чего проверяют окклюзионные и артикуляционные взаимоотношения. Отверстия в протезе над винтами пломбируют светоотверждающими материалами, что позволяет улучшить условия для проведения гигиенических процедур и предотвращает выкручивание фиксирующих протез винтов.

Следует предупредить пациента о возможном выпадении пломб и необходимости их повторной установки. Чаще всего это происходит в первые 2-3 мес. после фиксации протеза и является следствием усадки и приштамповки металлического базиса или находящихся в нем колпачков к уступу головок. При установке вместо выпавшей новой пломбы следует проверить, полностью ли закручен винт.

Условно-съемное в отличие от других видов протезирования позволяет проводить тщательную очистку протеза в различные после протезирования сроки. Обычно такая профессиональная гигиена включает не только снятие отложений в полости рта, но и ультразвуковую очистку протеза. Для этого вынимают пломбы над фиксирующими протез винтами, выкручивают их и снимают протез. Проверяют состояние головок имплантатов. При наличии твердого налета на шейках головок лучше произвести их замену. Протез помещают в ультразвуковую ванночку и проводят его обработку в любом, предназначенном для очистки или дезинфекционной обработки медицинского инструмента или материалов растворе. Очищенный протез фиксируют

на место винтами (старые винты лучше заменить на новые), пломбируют отверстия над ними и проверяют окклюзионные и артикуляционные взаимоотношения зубных рядов (рис. 12-17).

Условно-съемное, так же как и любое другое протезирование, имеет свои преимущества и недостатки.

Преимуществами являются:

- возможность оптимального перераспределения вектора воздействующих на протез сил;
- возможность снятия протеза в случае необходимости;
- отсутствие расцементировок.

К недостаткам следует отнести:

- относительную трудоемкость зуботехнических работ;
- увеличение стоимости протезирования из-за сложности и обязательного использования дополнительных компонентов имплантатов;
- В ряде случаев положение винтов не позволяет достичь желаемого косметического эффекта лечения;
- необходимость в «техническом обслуживании» - замене пломб, подтягивании винтов, иногда замене винтов и головок имплантатов.

12.4.3. Изготовление комбинированных протезов

Снятие оттисков производится, как правило, по закрытой методике с применением основного и корригирующего материалов (рис. 12-18).

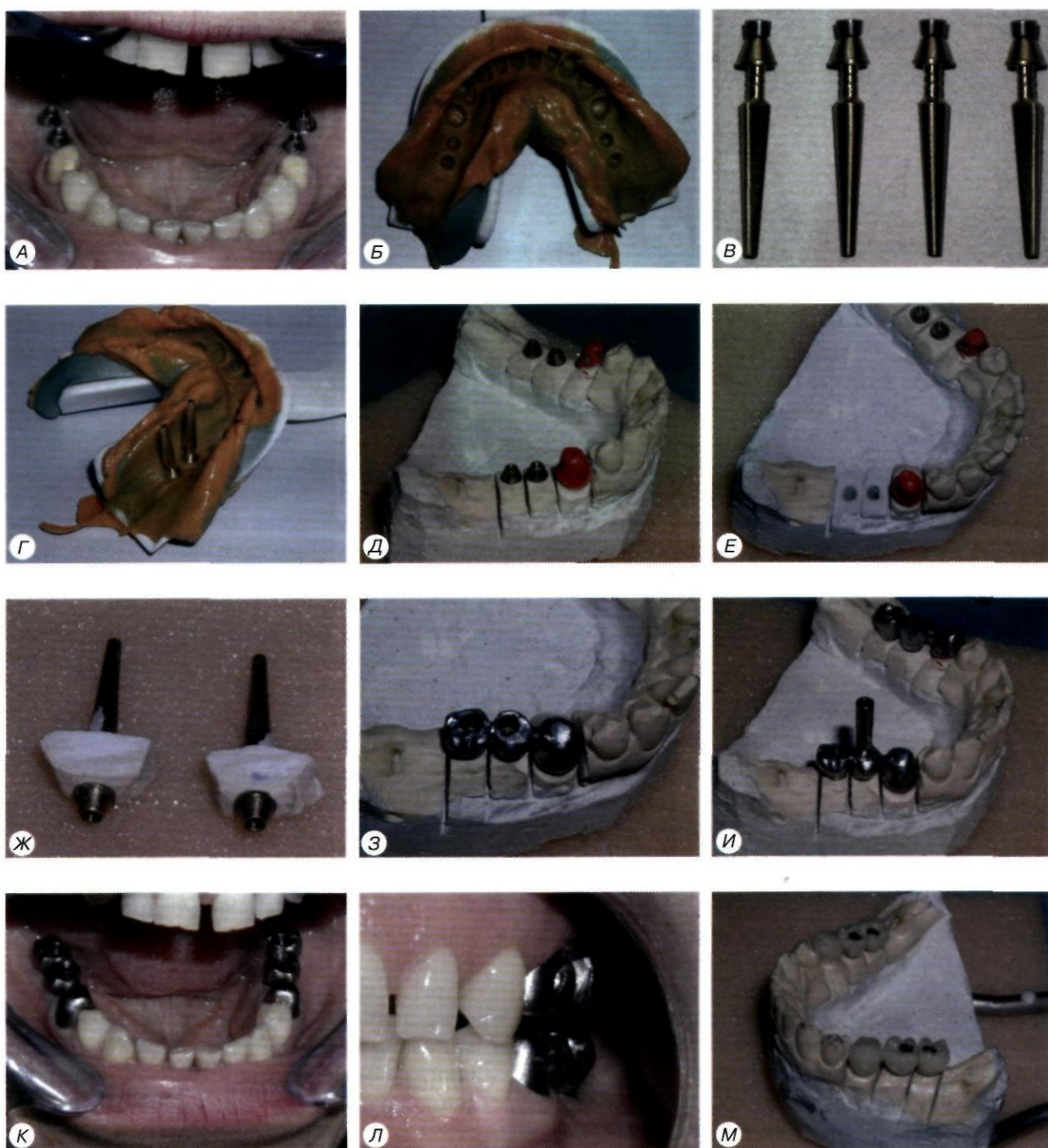


Рис. 12-18. Изготовление металлокерамических комбинированных протезов (клинический пример):

А — состояние после установки оловков имплантатов; *Б* — двухслойный оттиск; *В* — аналоги головок имплантатов; *Г* — установленные в оттиск аналоги; *Д* и *Е* — разборная модель с аналогами и оловков; *Ж* — разборная модель с аналогами головок; *З* и *И* — примерка металлических каркасов протезов на модели и проверка точности литья каналов лабораторным винтом; *К* и *Л* — примерка цельнолитых каркасов в полости рта и проверка наличия места для керамической облицовки; *М* — изготовленные металлокерамические протезы на модели

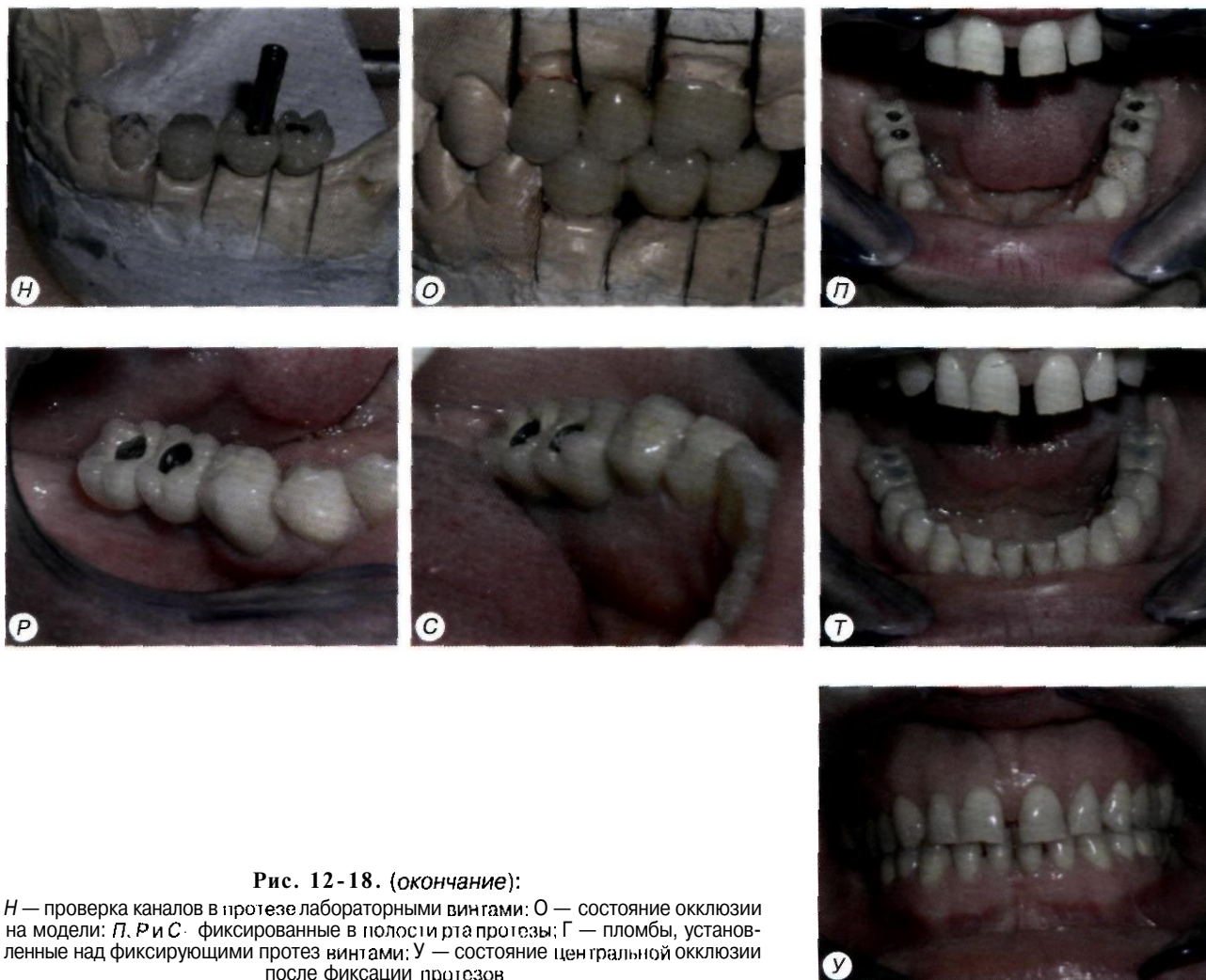


Рис. 12-18. (окончание):

H — проверка каналов в протезе лабораторными винтами; O — состояние окклюзии на модели; P, R и C — фиксированные в полости рта протезы; Г — пломбы, установленные над фиксирующими протез винтами; Y — состояние центральной окклюзии после фиксации протезов

Рабочую модель изготавливают разборной, с использованием аналогов-положительных (рис. 12-18, 12-19).

Моделирование из воска базиса протеза в области имплантатов производят аналогично таковому при условно-съёмном протезировании, а в области опорных зубов — по общепринятой методике (рис. 12-17, 12-18).

После отливки металлического базиса протеза проводят его примерку, затем изготавливают керамическую или акриловую облицовку.

Одновременная фиксация протеза при помощи цемента и винтов имеет свои особенности:

1) цемент должен быть жидкой консистенции;

- 2) закручивание винтов следует производить энергично с тем, чтобы успеть закончить эту манипуляцию ко времени затвердевания цемента;
- 3) фиксирующие протез винты следует сразу и полностью затягивать;
- 4) винты необходимо закручивать в такой последовательности, которая обеспечит неподвижную фиксацию протеза на опорных зубах. При этом может применяться следующая схема: вначале устанавливают, закручивают и затягивают винт на головке имплантата, расположенного ближе к опорному зубу, затем на головке дистально расположенного имплантата. Затем закручивают остальные винты.

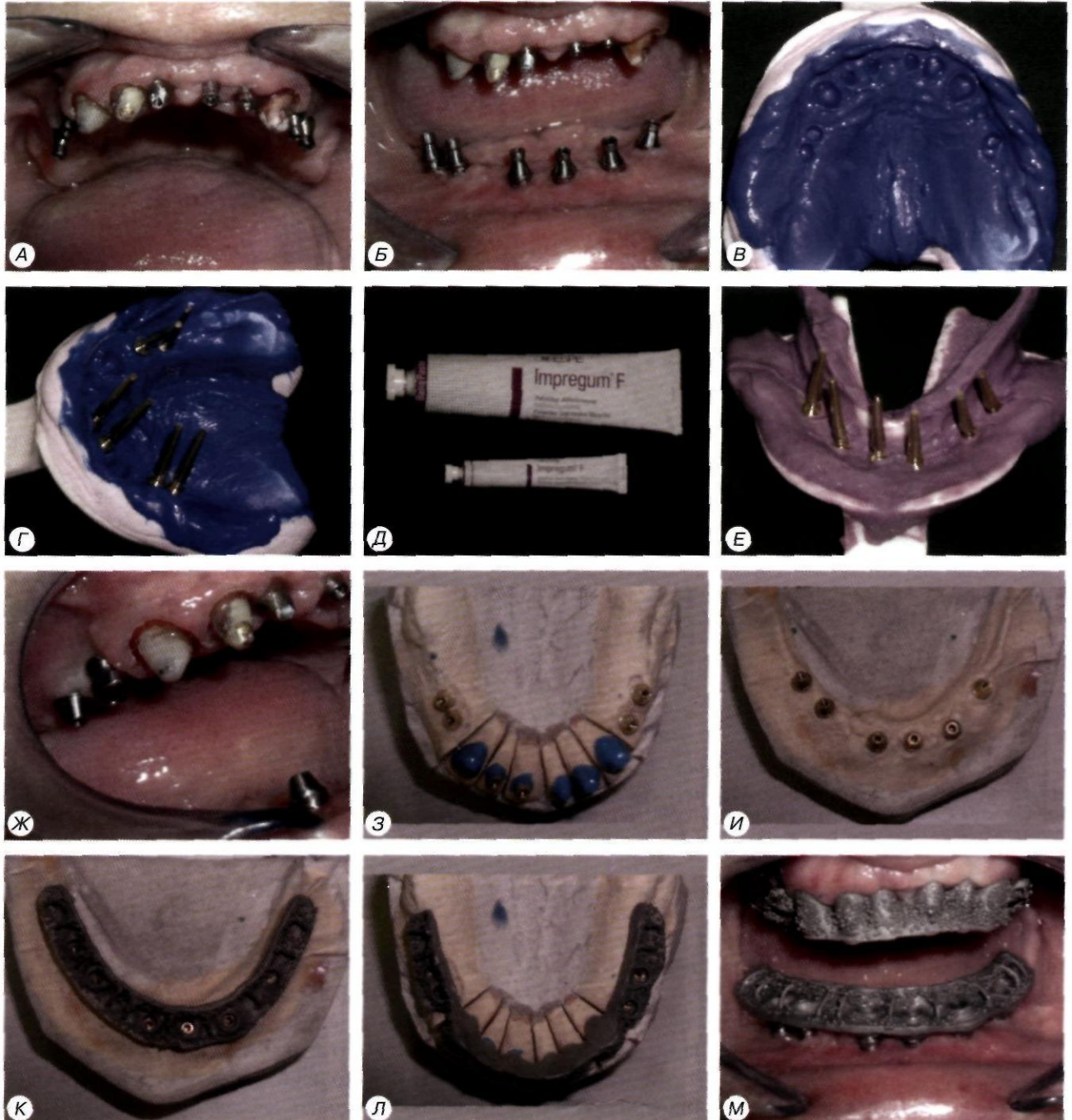


Рис. 12-19. Протезирование с изготовлением металлоакрилового комбинированного протеза и условно-съемного протеза (клинический пример):

А и Б — состояние после установки головок имплантатов; В — двухслойный оттиск с верхней челюсти; Г — установленные в двухслойный оттиск аналоги головок; Д — материал для получения однослойных оттисков для условно-съемного протезирования на имплантатах; Е — установленные в однослойный оттиск нижней челюсти аналоги головок имплантатов; Ж — установленный на одну из головок колпачок для предупреждения ретракции десневой манжетки (уступ этой головки частично погружен в глубь десневой манжетки); З — изготовленная рабочая модель верхней челюсти; И — изготовленные рабочие модели; К и Л — цельнолитые металлические каркасы протезов на моделях; М — примерка металлических каркасов в полости рта

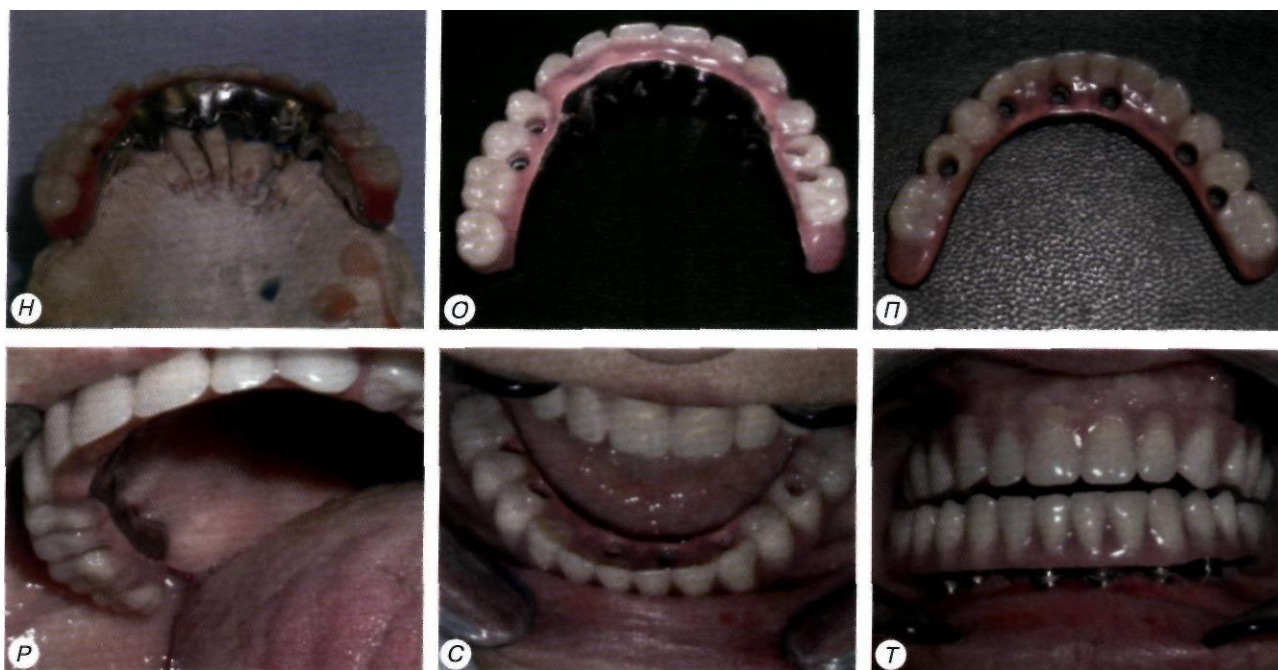


Рис. 12-19. (окончание):

H — комбинированный протез зубного ряда верхней челюсти с расставленными пластмассовыми зубами на десневой маске, выполненной из воска; *O* и *P* — изготовленные протезы на верхнюю и нижнюю челюсти; *R* — фиксированный в полости рта протез; *C* и *T* — фиксированные в полости рта протезы

После фиксации протеза и удаления излишков застывшего цемента проверяют окклюзионные и артикуляционные взаимоотношения зубных рядов, пломбируют отверстия нал винтах, затем снова проверяют окклюзию и артикуляцию.

Преимуществами данного вида протезирования являются:

- возможность создания рациональной с точки зрения биомеханики конструкции, опирающейся на зубы и имплантаты;
- возможность безопасного для имплантатов и зубов снятия протезов при их расцементировке;
- эффективность фиксации протезов при малой межокклюзионной высоте.

Недостатками этой конструкции протезов являются:

- относительная трудоемкость изготовления;
- обязательное использование дополнительных компонентов имплантатов, увеличивающее стоимость работ;

- протезы достаточно «капризные», и при малейших просчетах в их планировании и изготовлении могут происходить частые расцементирования, деформация и переломы фиксирующих протез винтов.

12.4.4. Изготовление полных съемных зубных протезов, фиксируемых при помощи имплантатов

Для данного вида протезирования необходимо дважды делать оттиски и изготавливать две рабочие модели.

Вначале снимают по закрытой или открытой методике одно- или двухслойный слепок. Изготавливают, как правило, неразборную модель с аналогами головок имплантатов. Изготавливают из воска балку, являющуюся матрицей или содержащую несколько матриц (кнопочных замков). При моделировании балки используют методику, аналогичную условно-съемному протезированию, так как балка вне зависимости

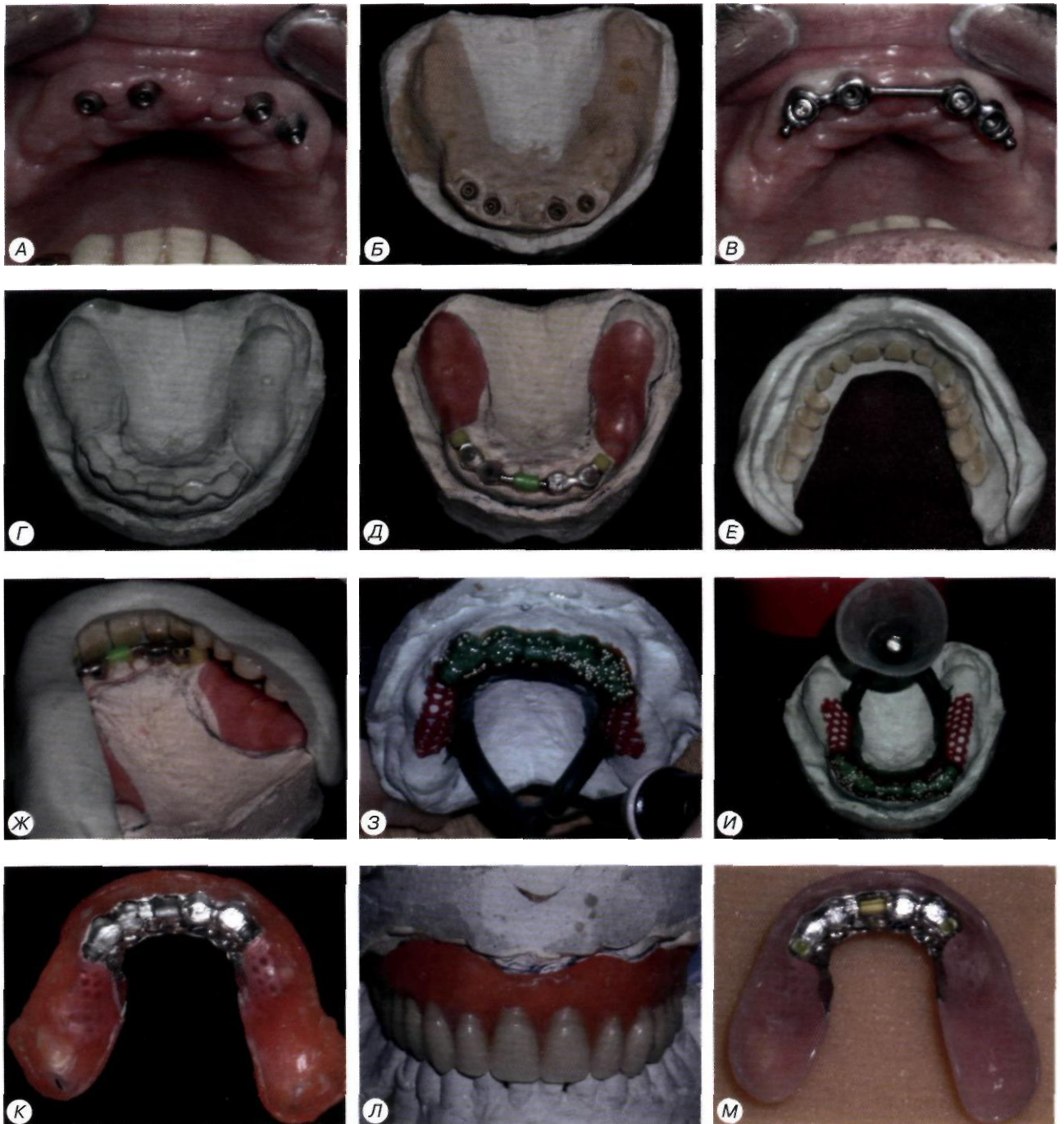


Рис. 12-20. Клинико-лабораторные этапы изготовления съемного протеза с фиксацией на имплантатах (клинический пример):

А — состояние после установки головок имплантатов; Б — изготовленная рабочая модель верхней челюсти; В — фиксированная на головках имплантатов мезоструктура; Г — вторая модель, изготовленная по однослойному функциональному оттиску; Д, Е и Ж — расстановка искусственных зубов; З и И — моделировка цельнолитого каркаса съемного зубного протеза (супраструктуры); К и Л — смоделированный на супраструктуре восковой базис протеза; М — изготовленный протез с матрицами; Н — окончательная фиксация мезоструктуры на головках имплантатов; О и П — фиксированный полный съемный зубной протез



Рис. 12-20. (окончание):

Н — окончательная фиксация мезоструктуры на головках имплантатов; О и П — фиксированный полный съемный зубной протез

от типа замков, предназначенных для фиксации съемного протеза, должна прикручиваться к головкам имплантатов винтами.

После отливки, обработки и полировки металлической мезоструктуры закрепляют ее на модели и из гонга вливают индивидуальную оптическую ложку. Затем мезоструктуру фиксируют в полости рта к головкам имплантатов винтами, после чего снимают однослойный функциональный слепок (рис. 12-20).

По полученному описку изготавливают вторую рабочую модель, отражающую рельеф не

только покрывающих альвеолярный отросток и формирующих преддверие полости рта мягких тканей, но и фиксированной к имплантатам мезоструктуры. Изготавливают полный съемный зубной протез по традиционной технологии. Отличием является лишь то, что протез содержит углубление, соответствующее положению мезоструктуры. Углубление должно превосходить мезоструктуру по размерам и обеспечивать подвижность протеза во всех направлениях.

Следующим этапом является изготовление супраструктуры или матричной части протеза.



Рис. 12-21. Упрощенная методика изготовления супраструктуры полную съемного зубного протеза:

А — мезоструктура, фиксированная винтами к трем имплантатам; Б — мезоструктура с матрицами; В — фиксированный на мезоструктуре протез с самотвердеющей пластмассой; Г — снятый протез вместе с матрицами

Эту манипуляцию обычно производят в полости рта, что позволяет достичь большей точности соотношения патрицы и матрицы.

Устанавливают парнирообразную матрицу или кнопочные матрицы на соответствующие части патрицы (рис. 12-21, Б). Затем замешивают пластмассу для изготовления базиса съемных протезов, и при достижении момента ее созревания, заполняют углубление в протезе, соответствующее мезоструктуре. Фиксируют протез в полости рта в правильном положении (рис. 12-21, В), предварительно изолировав слизистую оболочку во избежание ожога. Протез снимают, когда пластмасса начинает твердеть, но остается податливой и упругой. Это принципиальный момент для изготовления супраструктуры, так как, если «передержать» протез и упустить необходимое время, он может превратиться в «несъемную» конструкцию. После снятия протеза, в котором будут находиться матрицы (рис. 12-21, Г), необходимо выпилить излишки пластмассы, заполнившие углубление в протезе, с таким расчетом, чтобы обеспечить его подвижность относительно мезоструктуры и достичь фиксации только за счет соединения патрицы и матрицы. В противном случае, если между протезом и мезоструктурой в области головок имплантатов или самой балки за пределами замков будет отсутствовать зазор, подвижный за счет пластичности слизистой оболочки протез будет создавать неадекватную нагрузку на имплантаты.

12.5. ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ НЕБЛАГОПРИЯТНЫХ АНАТОМО-ТОПОГРАФИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ

Некоторые анатомические особенности окклюзии и расположения отдельных зубов создают значительные трудности для протезирования на имплантатах. К ним относятся дистопия зубов, являющихся антагонистами по отношению к имплантатам и протезу; конвергенция зубов; некоторые отклонения от нормального прикуса, например, глубокое перекрытие.

Кроме того, значительные проблемы для протезирования создают:

- резорбция и деформация челюстей в области удаленных зубов, когда нарушено соотношение альвеолярных отростков и происходит смещение их осей;
- атрофия беззубых челюстей, когда применяются нестандартные методики операций и имплантаты устанавливаются за пределами зубной дуги или иод наклоном (в область бугра, небного, скулового отростка верхней челюсти и скуловой кости, основания ветви нижней челюсти или ретромолярного пространства);
- значительное увеличение межальвеолярного расстояния, когда для восстановления правильных пропорций лица приходится изготавливать протезы, имеющие весьма большую высоту, и необходимо предусмотреть уменьшение их объема и веса, а также косметический эффект протезирования.

Во всех вышеперечисленных ситуациях требуются нестандартные решения, для принятия которых вместе с тем необходимо использовать базовые расчетные схемы зубного протезирования.

12.5.1. Возможности протезирования при недостаточной окклюзионной высоте

Одним из наиболее распространенных и аффективных приемов при малой окклюзионной высоте является использование коротких, высотой 1,5–2,5 мм, ортопедических компонентов и головок имплантатов с максимально возможным их погружением в толщу слизистой оболочки, покрывающей гребень альвеолярного отростка (рис. 12-20). Этот подход подразумевает фиксацию протезов при помощи винтов, так как при такой высоте опорных элементов применение цемента неэффективно.

В качестве примера использования коротких, погружаемых в толщу слизистой оболочки головок имплантатов можно привести следующий клинический случай (рис. 12-22).

Пациентка К., 17 лет. Диагноз: первичная адентия 12 и 22-го зубов.

Расстояние от края десны в области отсутствующих 12 и 22-го зубов до зубов-антагонистов

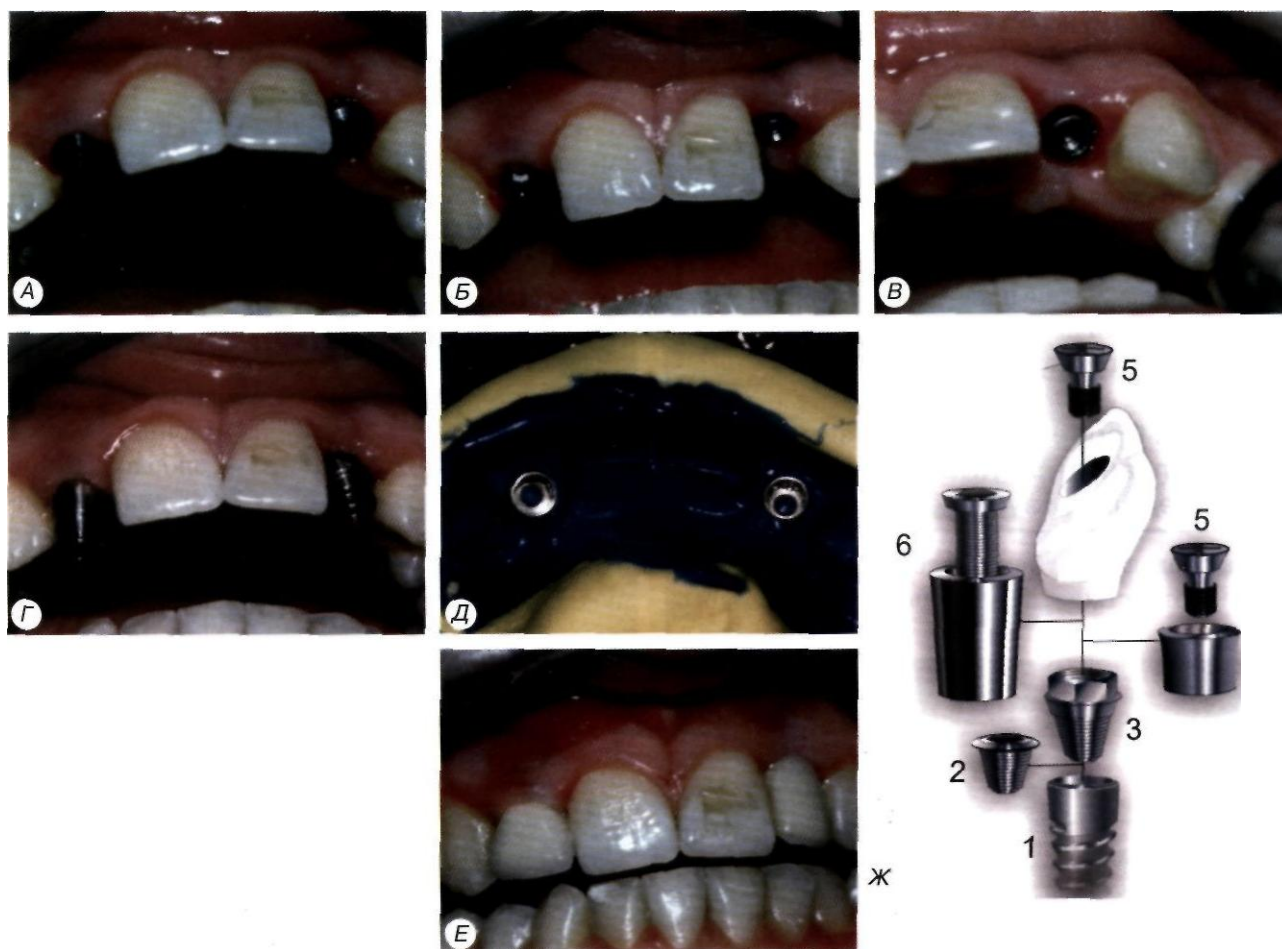


Рис. 12-22. Методика протезирования на коротких, погруженных в глубину десневой манжетки головках:

А - фиксированные на головках формирователи десневой манжетки; Б и В погруженные в глубину десневой манжетки шестигранные ранние головки имплантатов (состояние после снятия формирователей десневой манжетки); Г - фиксированные на головках аналоги-негативы; Д - оттиск, в котором находятся аналоги-негативы; Е - фиксированные на имплантатах металлокерамические коронки; Ж - схема ортопедических компонентов, необходимых для протезирования на коротких, погруженных в глубину десневой манжетки головках (1 - внутрикостный элемент имплантата; 2 - винт-заглушка; 3 - головка имплантата; 4 - формирователь десневой манжетки; 5 - фиксирующий протез винт; 6 - аналог-негатив с фиксирующим винтом)

нижней челюсти составляет около 3 мм. Зубы-антагонисты 32 и 43-й развернуты по вертикальной оси, что также существенно уменьшает пространство для протезирования.

Было проведено следующее лечение.

В области отсутствующих зубов установили два двухэтапных винтовых имплантата. Спустя 2 мес. после имплантации во время второго этапа операции установили шестигранные головки высотой 1,8 мм. Для создания определенного контура окружающих мягких тканей на голов-

ки надели соответствующей формы и размеров формирователи десневой манжетки, которые фиксировали к головкам винтами. Через 3 нед. приступили к протезированию.

Перед снятием оттисков выкрутили формирователи десневой манжетки и при помощи винтов фиксировали на головках имплантатов аналоги-негативы; вместе с ними сделали двухслойные слепки с обеих челюстей; аналоги-негативы сняли с головок и установили в оттиск; на головки опять надели и фиксировали винтами формпро-

нагели десневой манжетки. В аналогии-негативы поместили аналогии-позитивы головок имплантатов; отлили из гипса разборную рабочую модель с силиконовой десневой маской.

Были изготовлены протезы 12 и 22-го зубов, которые фиксировали к головкам имплантатов винтами.

Применение данной методики позволило создать дополнительное пространство для протезирования и достичь искомого функционального и косметического результата лечения.

12.5.2. Особенности протезирования на имплантатах, установленных за пределами зубных рядов

За пределами зубных рядов, а точнее альвеолярных отростков, где должны находиться зубы,

могут располагаться имплантаты, установленные в область бугров верхней челюсти, а также ретромолярного пространства и основания ветви нижней челюсти (рис. 12-23). Такие методики имплантации, применяемые при значительной атрофии челюстей, требуют нестандартных подходов к протезированию. Связано это не только с расположением имплантатов за пределами восстанавливаемой зубной дуги, но и с их наклоном, который почти всегда сопутствует подобным методикам.

Характерной особенностью лечения в таких случаях является изготовление комбинированных или условно-съемных протезов с опорной балкой (рис. 12-23, 12-24). Данная конструкция позволяет осуществить протезирование, рациональное с точки зрения окклюзии и создания условий для поддержания **ДОЛЖНОЙ** гигиены полости рта.

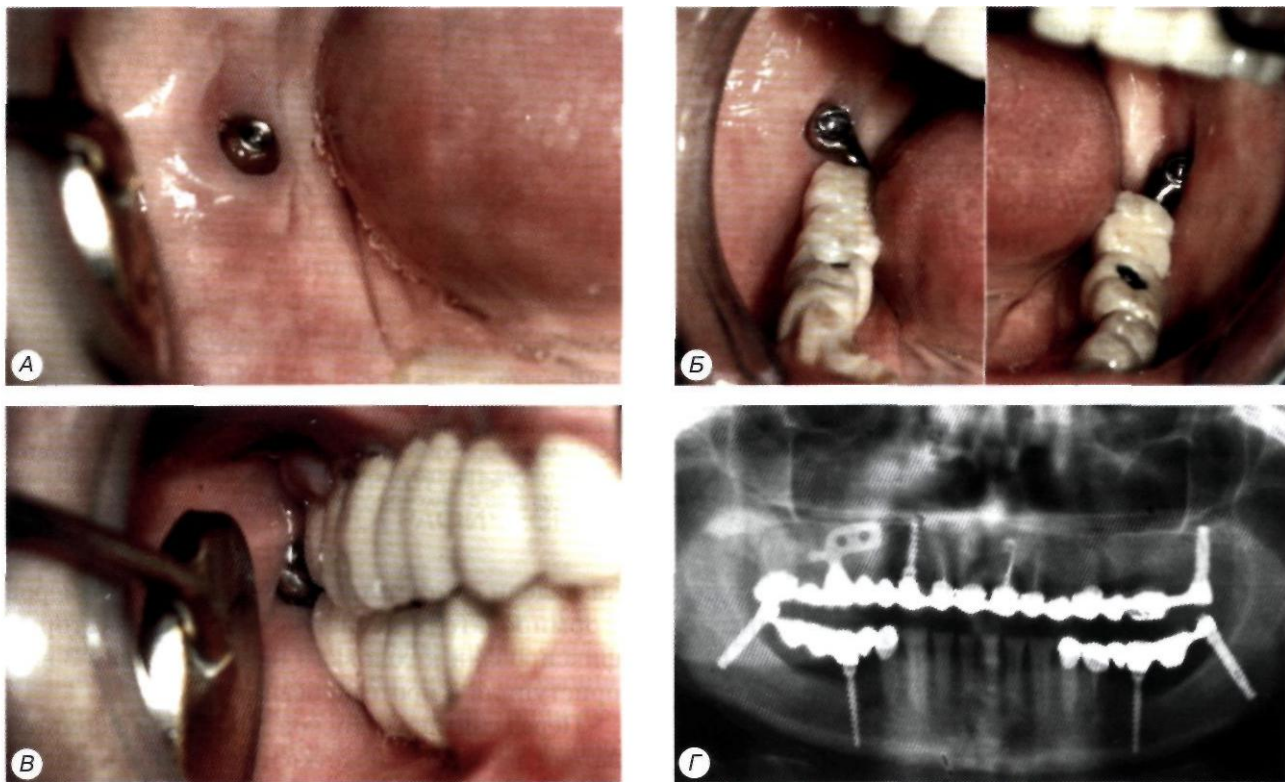


Рис. 12-23. Протезирование на имплантатах, установленных в области ретромолярных пространств нижней челюсти сбоку от нижнечелюстных каналов:

A — установленная головка имплантата, располагающаяся за пределами восстанавливаемого зубного ряда; *B* — фиксированные в полости рта протезы; *B'* — расположение опорной балки при сомкнутых зубных рядах; *G* — контрольная ортопантомограмма через 3 года после протезирования

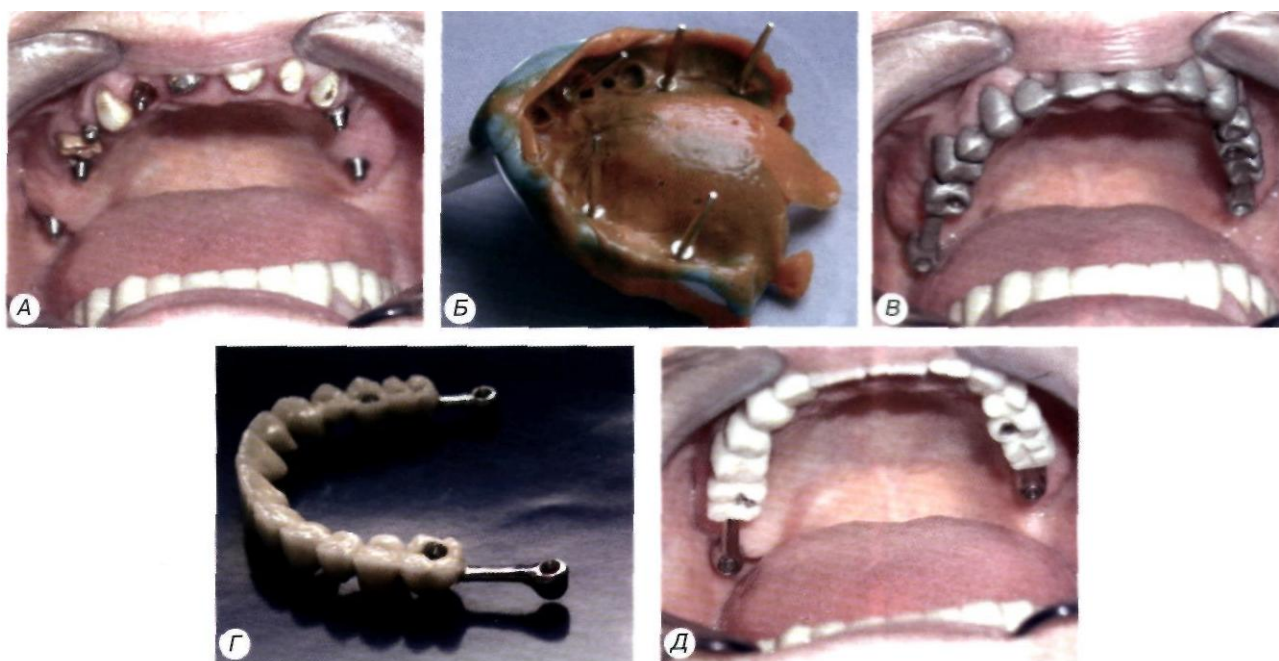


Рис. 12-24. Протезирование на имплантатах, установленных в области бугров верхней челюсти; А — состояние после установки головок; Б — установленные в оттиск аналоги головок; В — примерка цельнолитого каркаса протеза; Г — изготовленный металлокерамический протез с опорными балками; Д — фиксированный на зубах и имплантатах комбинированный металлокерамический протез с опорными балками

12.5.3. Особенности протезирования на имплантатах при изменении соотношения альвеолярных отростков челюстей

Резорбция и атрофия костной ткани челюстей после удаления зубов могут привести к смещению центральной оси альвеолярных отростков по отношению друг к другу (рис. 12-25). Чаше это наблюдается на верхней челюсти за счет резорбции вестибулярных стенок альвеол удаленных зубов. В результате ось установленных по центру гребня альвеолярного отростка имплантатов может не совпадать с положением зубов-антагонистов. В данной ситуации искусственные зубы приходится моделировать латеральнее или медиальнее оси имплантатов и гребня альвеолярного отростка (рис. 12-26 12-29). Одним из основополагающих принципов при этом является фиксация протезов к головкам имплантатов при помощи винтов, что позволяет миними-

зировать негативные эффекты момента силы и перераспределить вектор боковых нагрузок на имплантаты.

При полной адентии атрофия челюстей приводит к образованию значительного по высоте межальвеолярного пространства и снижению высоты нижней трети лица, что в свою очередь вызывает дисфункцию височно-нижнечелюстных суставов, жевательных и мимических мышц. Восстановление нормальной высоты нижней трети лица за счет протезирования является принципиальным моментом в лечении больных с полной адентией не только с косметической, но и с функциональной точек зрения.

Одной из наиболее трудных задач протезирования на имплантатах при большом межальвеолярном расстоянии является создание незначительной по весу, но достаточно большой по высоте протезной конструкции, обеспечивающей восстановление пропорций лица, косметический эффект лечения и позволяющей поддерживать гигиену полости рта.

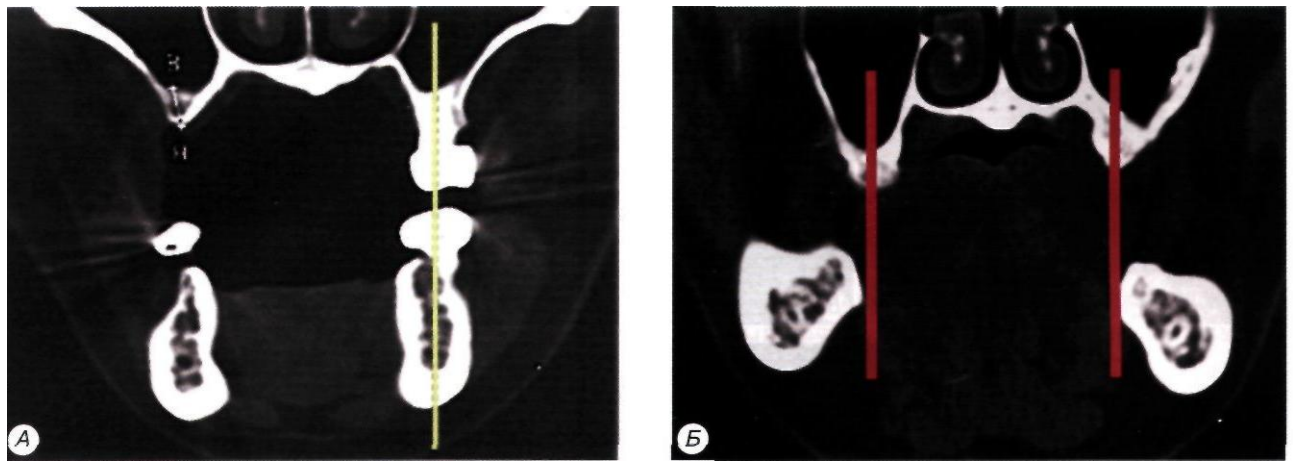


Рис. 12-25. Изменение соотношения альвеолярных отростков после утраты зубов (по данным компьютерной томографии):

А — совпадение оси альвеолярных отростков при наличии зубов; Б — типичное смещение оси после утраты зубов

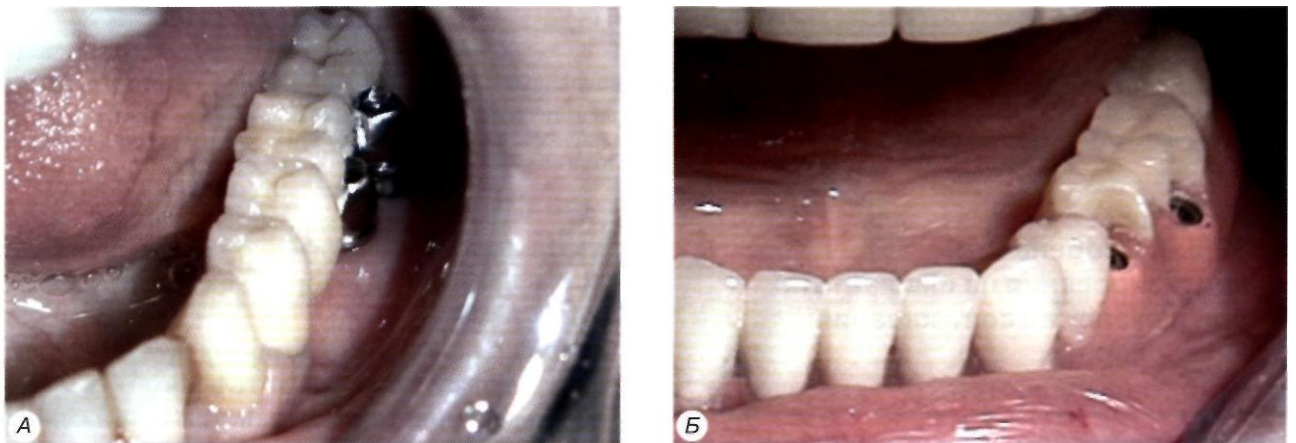


Рис. 12-26. Протезирование при атрофии и латеральном смещении альвеолярных отростков нижней челюсти: А — фиксированный на имплантатах и 34-м зубе протез. Имплантаты установлены по центру гребня альвеолярного отростка, но расположены латерально по отношению к зубам верхней челюсти; Б — фиксация условно-съемного протеза расположенными с вестибулярной стороны винтами (состояние до установки пломб над винтами)

Металлокерамические и металлоакриловые протезы, изготовленные с помощью традиционных технологий, не удовлетворяют всем вышеперечисленным требованиям. Во-первых, данные конструкции чрезмерно тяжелы. Во-вторых, их промывная часть (зона) при значительной высоте недостаточна и неудобна для поддержания гигиены. В-третьих, зубы этих протезов могут иметь устранимую форму и размеры, что не позволяет даже говорить о косметическом ре-

зультате лечения. Таким образом, в условиях значительной межальвеолярной высоты данные протезы способны обеспечить только один аспект окклюзионной реабилитации больных с полной адентией — восстановление высоты нижней трети лица.

Одним из наиболее рациональных ортопедических подходов в данной анатомической ситуации является изготовление так называемых протезов «на ходулях» (рис. 12-30).

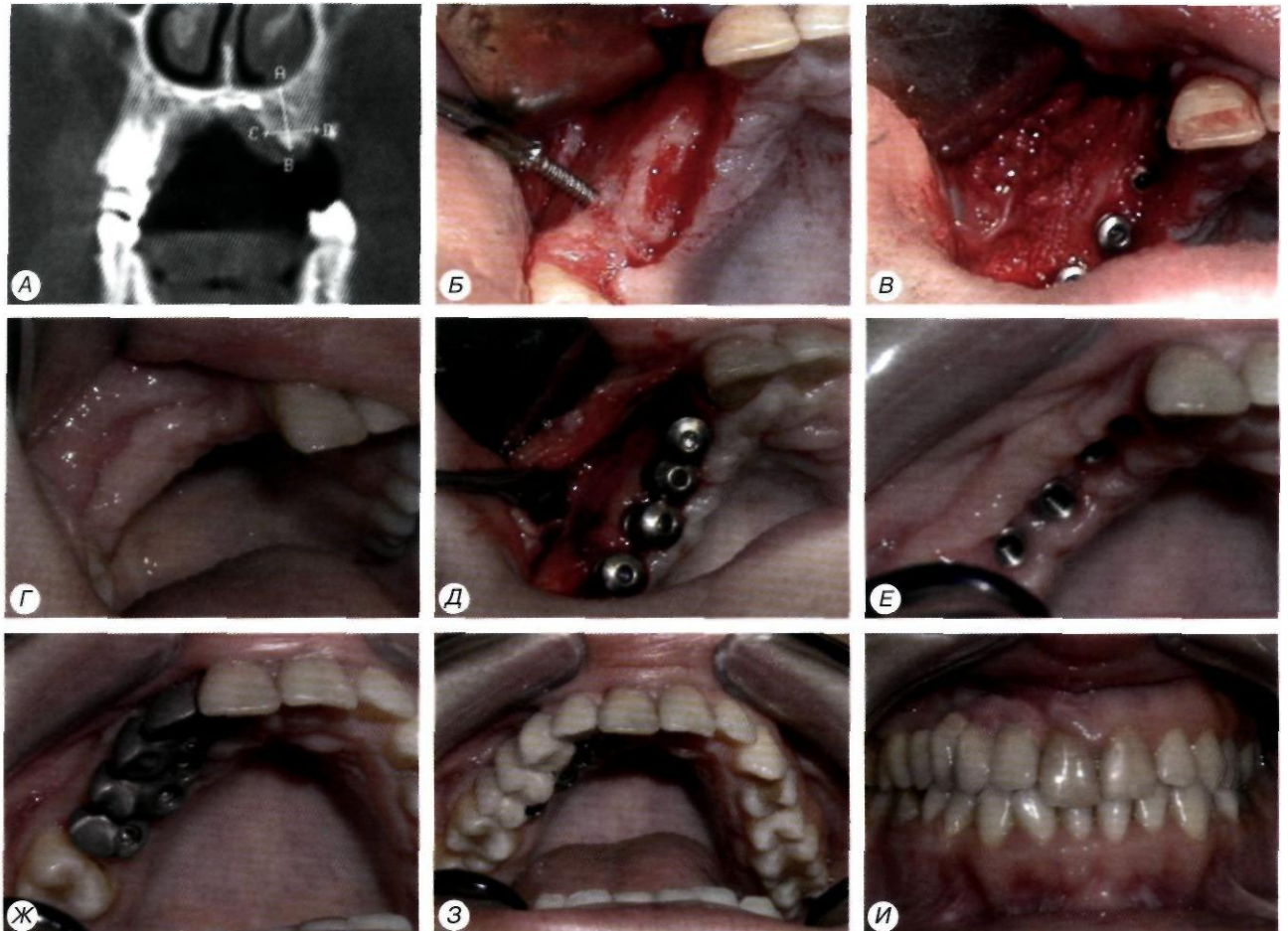


Рис. 12-27. Протезирование при посттравматической деформации альвеолярного отростка верхней челюсти: А — компьютерная томография на уровне 14-15 зубов. Состояние после костной пластики посттравматического дефекта верхней челюсти в данной зоне. Имеет место смещение оси альвеолярного отростка верхней челюсти по отношению к нижней; Б — удаление винта, которым был зафиксирован аутотрансплантат кости; В — состояние после установки четырех имплантатов; Г — состояние через 3 мес. после имплантации; Д — состояние во время второго этапа имплантации; Е — состояние после выкручивания формирователей десневых манжеток; Ж — примерка цельнолитого каркаса протеза. Видно вестибулярное смещение искусственных зубов; З — фиксированный при помощи винтов протез 15, 14, 13 и 12 зубов; И — состояние центральной окклюзии

Принцип подобной конструкции заключается в том, что часть восстанавливаемой межокклюзионной высоты приходится на ортопедические компоненты имплантатов. За счет этого формируется достаточная промывная зона, которая, с одной стороны, упрощает проведение гигиенических процедур, а с другой, позволяет значительно уменьшить вес протезной конструкции. Косметический результат при использовании этого метода обеспечивается благодаря десневой маске (рис. 12-30, 12-31), которая может

находиться над уровнем цельнолитого каркаса протеза (при достаточно высоком расположении нижней губы и низкой линии улыбки) либо частично или даже полностью перекрывать его и видимую часть головок имплантатов (при высокой линии улыбки или низком расположении нижней губы).

Обычно протезы «находящих» изготавливают из пластмассы на цельнолитой основе из золотых или хромокобальтовых сплавов.

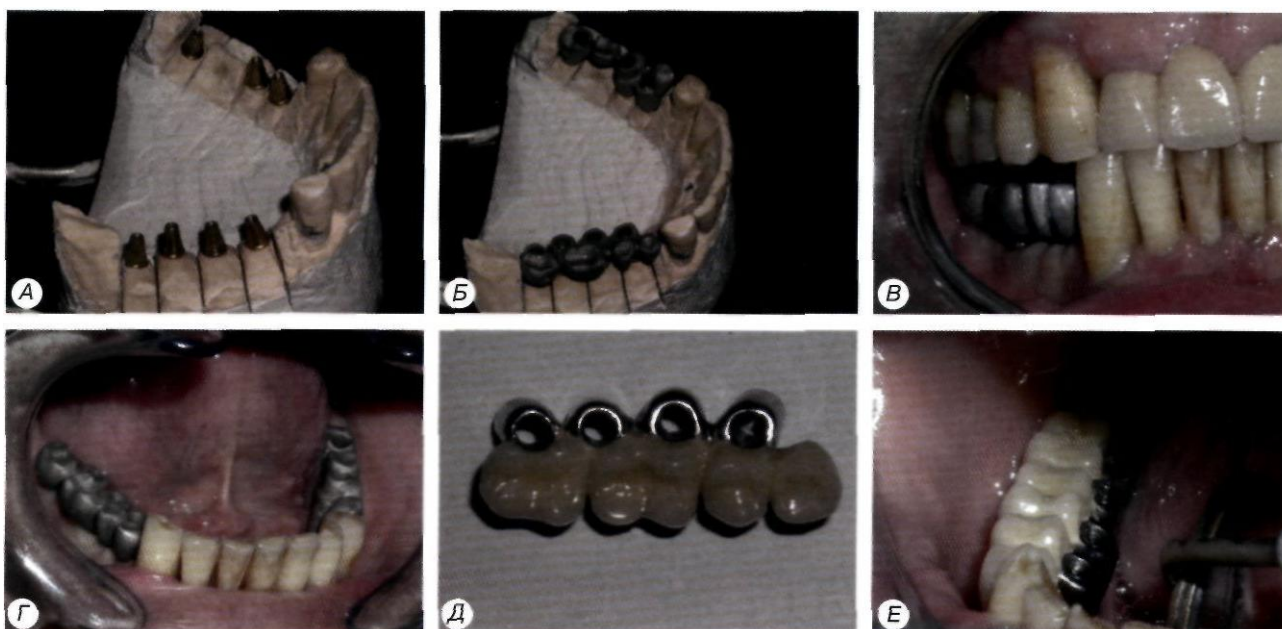


Рис. 12-28. Протезирование при выраженной атрофии и лингвальном смещении оси альвеолярного отростка нижней челюсти:

А и Б — рабочая модель и «вынесенный» латерально цельнолитой металлический каркас на головках имплантатов; В и Г — примерка каркаса протеза; Д и Е — изготовленный металлокерамический протез и его положение после фиксации к головкам имплантатов

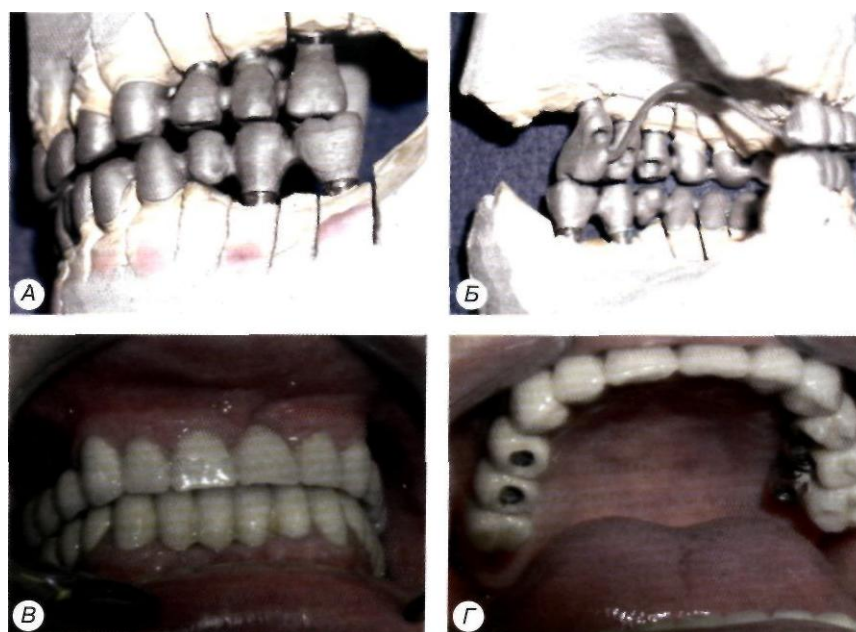


Рис. 12-29. Протезирование при выраженной атрофии и смещении оси альвеолярно о отростка верхней челюсти: А и Б — цельнометаллический каркас на рабочей модели; В — фиксированный на зубах и имплантатах комбинированный металлокерамический протез зубного ряда верхней челюсти; Г — состояние центральной окклюзии

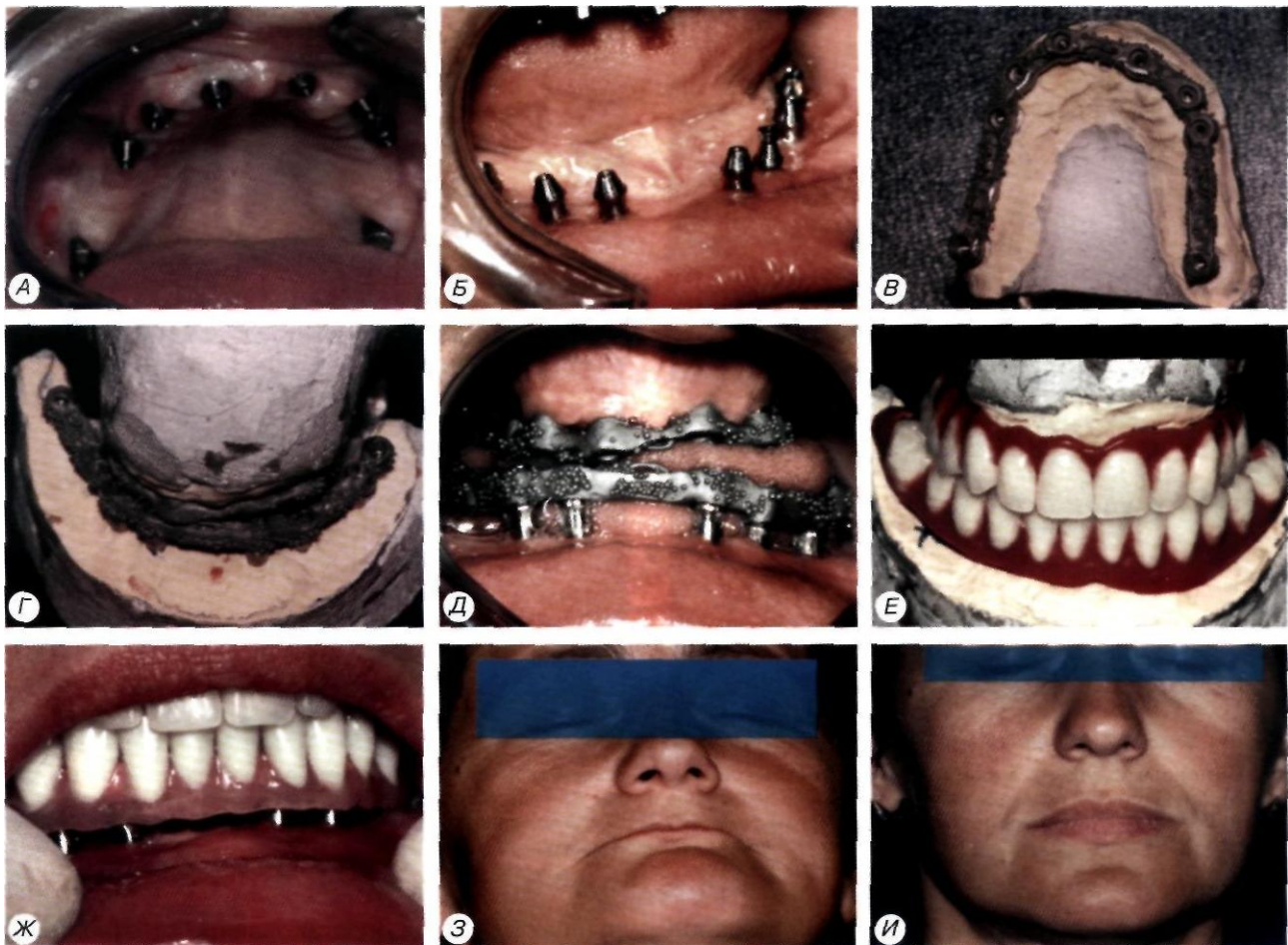
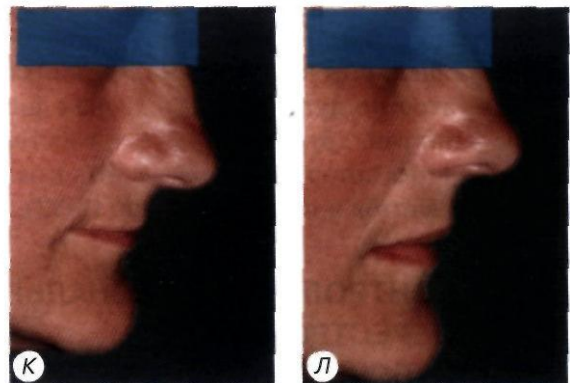


Рис. 12-30. Протезирование при крайней степени атрофии челюстей и значительном межальвеолярном расстоянии с использованием условно-съемных протезов «на ходулях» (рентгенограммы хирургического этапа лечения представлены в гл. 11 на рис. 11-24);

А и Б - состояние после установки головок имплантатов; В, Г и Д - металлические каркасы протезов и их примерка; Е - расстановка зубов на восковом базисе; Ж — фиксированные к головкам имплантатов винты протезы; З - внешний вид до протезирования; И - внешний вид после протезирования; К и Л - внешний вид (профиль) до и после протезирования



По принципу фиксации и технологии изготовления протезы «на ходулях» являются условно-съемными.

Достаточно часто при полной адентии атрофия челюстей и функциональная перестройка челюстно-лицевой области могут привести к

микростатии верхней и значительной прогнати нижней челюсти. В подобной ситуации для восстановления пропорций лица и обеспечения адекватной окклюзии необходимо моделировать зубной ряд верхней челюсти далеко за пределами дуги альвеолярного отростка. Одним из решений,

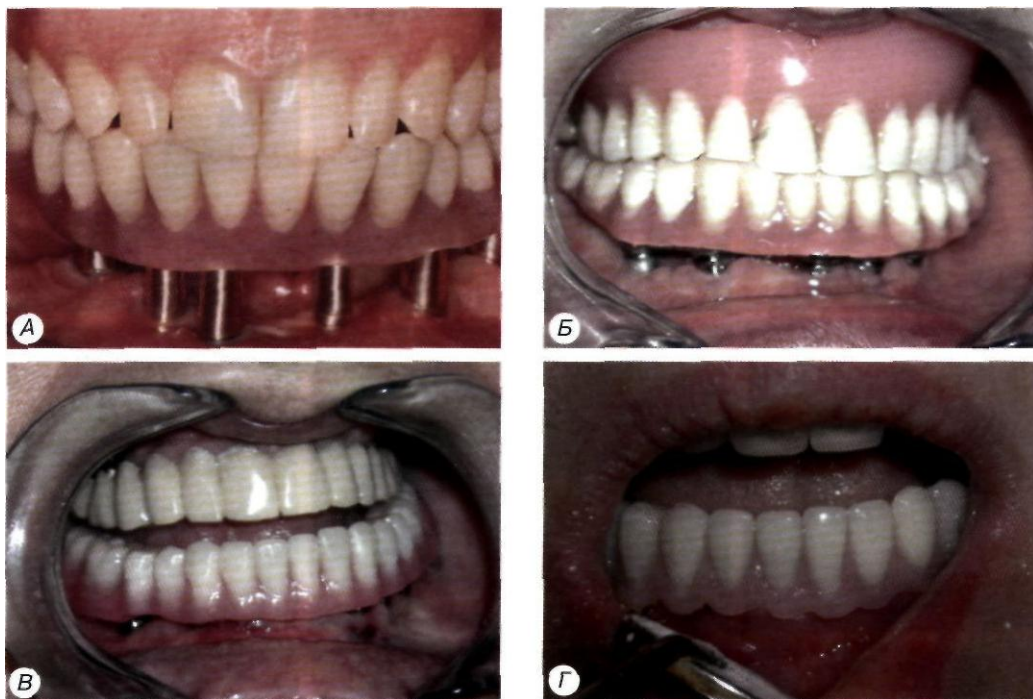


Рис. 12-31. Основные варианты промывной зоны условно-съемных протезов с десневой маской: А — протез «на ходулях» с высокой открытой промывной зоной (имплантация и протезирование у пациента проводились через 5 лет после частичной резекции нижней челюсти по поводу одонтомы); Б - протез «на ходулях» с невысокой открытой промывной зоной; В протез с частичным перекрытием промывной зоны десневой маской; Г — протез с полным перекрытием промывной зоны десневой маской

применяемых при данном варианте протезирования, является изготовление телескопической конструкции. При этом одна ее часть является шинирующей, обеспечивающей стабилизацию имплантатов по дуге балкой, которая фиксируется винтами, другая часть — это собственно зубной протез, который можно крепить к балке с помощью винтов или цемента (рис. 12-32).

12.6. КОНТРОЛЬ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ПЕРЕСТРОЙКИ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ И ОККЛЮЗИИ ПОСЛЕ ФИКСАЦИИ ПРОТЕЗОВ

Функциональные изменения височно-нижнечелюстных суставов, жевательных и мимических мышц, развивающиеся вследствие утраты зубов, не могут нормализоваться сразу после фиксации

зубных протезов. Восстановление синхронной и адекватной деятельности различных групп мышц, отвечающих за движения головок суставных отростков нижней челюсти, артикуляционные движения нижней челюсти, происходит постепенно и занимает определенный период времени. Продолжительность которого зависит от степени и длительности функциональных нарушений, вызванных адентией. Протезирование позволяет восстановить анатомическую целостность и создает условия для нормализации деятельности нейромышечного аппарата зубочелюстной системы. Поэтому ортопедический этап не заканчивается с фиксацией протезов. Контроль за функциональной перестройкой жевательного аппарата после установки протезов предусматривает регулярные осмотры и при необходимости коррекцию окклюзии и артикуляции. Кроме того, у значительной части пациентов с полной адентией функциональные нарушения настоль-

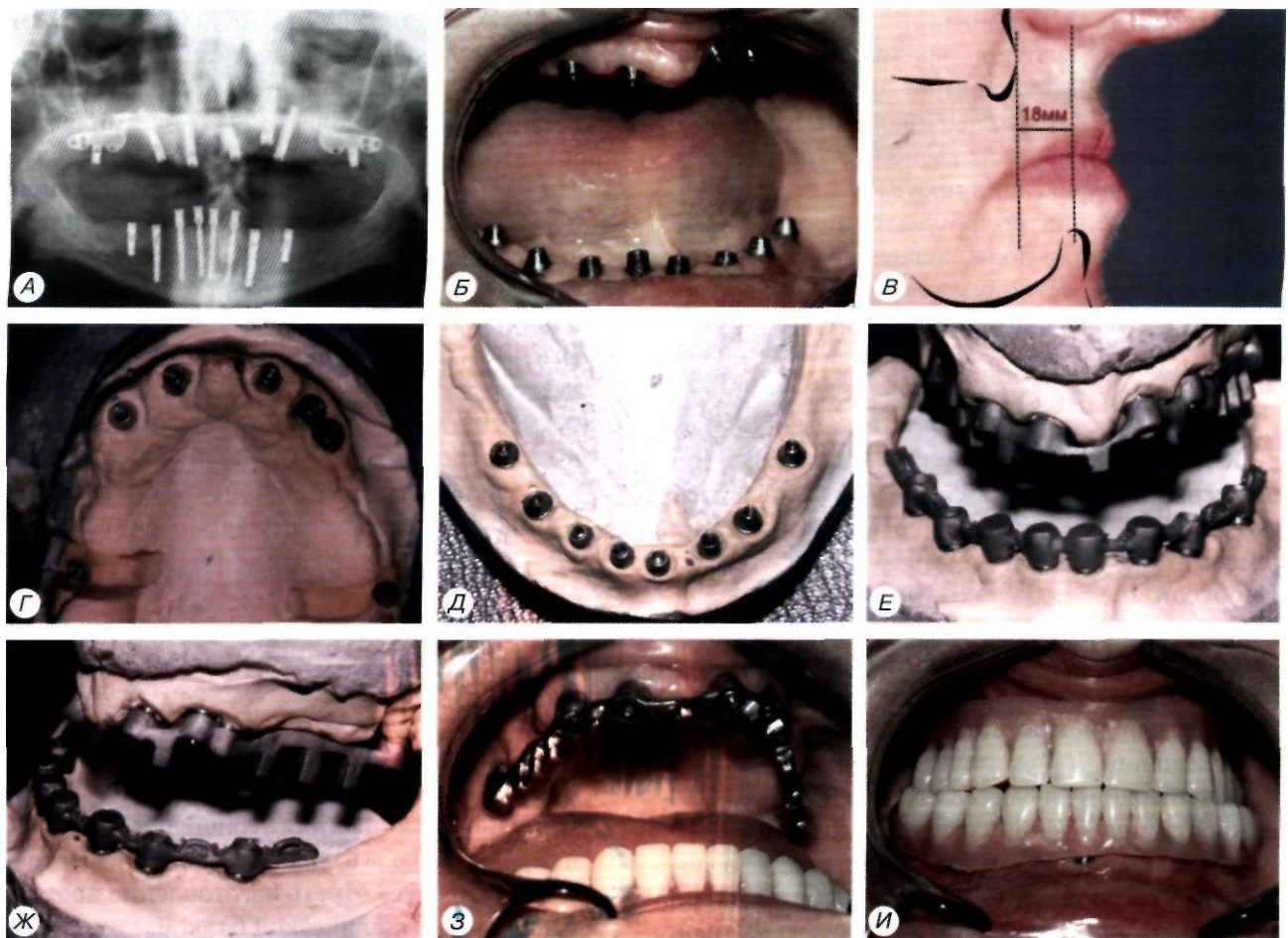
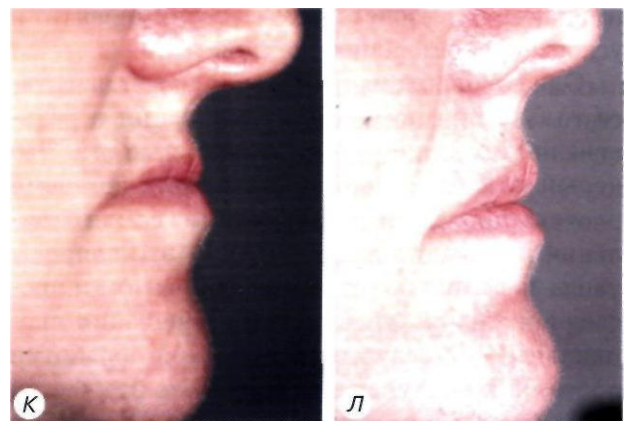


Рис. 12-32. Телескопическая конструкция протеза:

А — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после имплантации; *Б* — состояние после установки головок имплантатов; *В* — схематичное изображение проекции альвеолярных отростков на профиль лица (по горизонтали расстояние между гребнями альвеолярных отростков во фронтальном отделе у данной пациентки составляет около 18 мм); *Г* и *Д* — рабочие модели челюстей; *Е* и *Ж* — стабилизирующая балка с ретенционными штифтами и цельнолитой каркас протеза на нижнюю челюсть; *З* — фиксированная винтами стабилизирующая балка на верхней челюсти и фиксированный на имплантатах зубной протез нижней челюсти; *И* — фиксированный на стабилизирующей балке зубной протез с десневой маской; *К* и *Л* — фотографии нижней трети лица пациентки до и после протезирования



ко глубоки, что правильное определение ОККЛЮЗИИ является весьма сложной задачей, и далеко не во всех случаях удастся создать полноценный ОККЛЮЗИОННЫЙ контакт зубных рядов непосредственно во время изготовления протезов. Следу-

ет также учитывать, что сразу после фиксации протезов далеко не все пациенты могут воспроизвести правильные движения нижней челюсти, и определение центральной ОККЛЮЗИИ у них носит весьма относительный, предварительный

характер. Для детального анализа окклюзии и артикуляции требуется время, определенный период адаптации пациента к протезам, что занимает, как правило, 7–10 дней. Поэтому контроль окклюзии целесообразно проводить через 1–2 нед. после фиксации протезов,

Повторный контроль следует провести через 2–3 мес., когда должна завершиться функциональная перестройка жевательной группы мышц.

12.7. ВОПРОСЫ ГИГИЕНЫ

К любому изделию прилагается инструкция по эксплуатации и правилам ухода за ним. Зубные протезы — не исключение. Мало правильно рассчитать, изготовить и фиксировать протезы. Необходимо еще объяснить пациенту важность гигиенических процедур, обучить его правилам ухода за полостью рта и зубным протезом, опирающимся на имплантаты, разъяснить значение гигиены для достижения долгосрочных результатов лечения.

В противном случае, если пациент не осознал важности проведения гигиенических процедур и не соблюдает рекомендации по уходу за полостью рта, образовавшийся микробный налет, бляшки на протезе и в области шеек головок имплантатов вызовут мукозит, периимплантит и ускоренную резорбцию костной ткани.

Однако проблема гигиены не может решаться только при помощи рекомендаций и разъяснений правил по уходу за полостью рта. Это целый комплекс мер, принимаемых во время расчета протезной конструкции, ее изготовления и только в дальнейшем — это вопросы ухода за полостью рта самим пациентом и профессиональной, требующей проведения специальных процедур гигиенической обработки протезов и выступающих в полость рта частей имплантатов.

12.7.1. Создание условий для поддержания гигиены

При расчете конструкции и изготовлении протеза необходимо предусмотреть создание

условий для поддержания гигиены в полости рта. Такими условиями являются:

1. Создание промывной зоны иод искусственными зубами и в области головок имплантатов. Исключением являются только те случаи, когда при протезировании фронтальной группы зубов в косметических целях часть протеза погружается в глубь десневой манжетки и имеется хороший доступ к протезу для проведения гигиенических процедур.
2. Высокая степень полировки металлических и пластмассовых частей протезов. Соблюдение технологии изготовления металлокерамических протезов, обеспечивающей создание гладкой поверхности керамической части.
3. Создание формы жевательной группы зубов протеза, обеспечивающей доступ для гигиенических средств в области десневой манжетки и шейки головки имплантата. Оптимальной является грушевидная форма зубов (рис. 12-33; 12-34. А, Б), которая обеспечивает защиту десневой манжетки от травмирования пищевым комком и облегчает доступ к ней зубной щетки.
4. В труднодоступных для зубной щетки местах, в первую очередь в области зубов «мудрости», следует предусмотреть изготовление протеза с опорной металлической балкой.

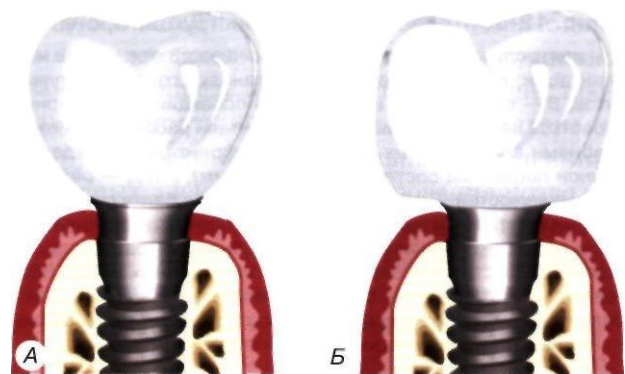


Рис. 12-33. Два варианта формы изготавливаемых коронок на имплантатах:

А — грушевидная форма (оптимальный вариант для поддержания гигиены в области десневой манжетки); Б — приближенная к квадратной форма коронки (с точки зрения условий для поддержания гигиены этот вариант неудачен)

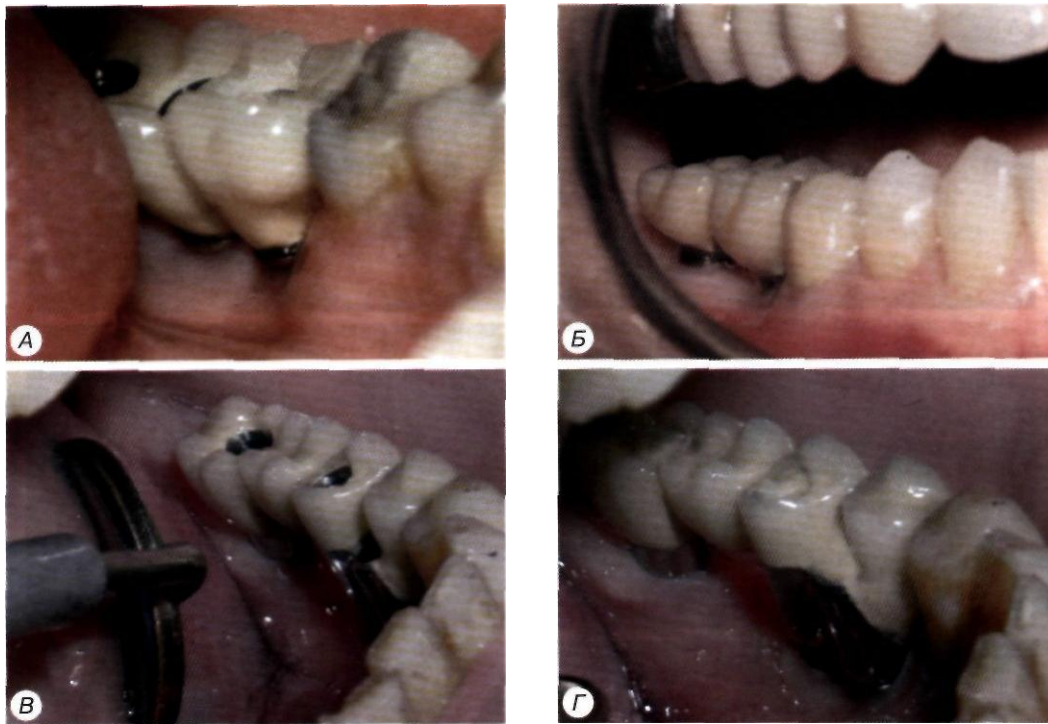


Рис. 12-34. Зубные протезы, фиксированные на имплантатах:

А и Б — грушевидная форма коронок создает оптимальные условия для чистки протезов и поддержания гигиены на должном уровне; В — протез на «ходулях»; Г — состояние через год после протезирования. Конструкция протеза и качественная полировка металлических его частей, а также с тщательный гигиенический уход пациента за полостью рта, обеспечили должный уровень гигиены в области протеза и десневых манжеток имплантатов

5. При значительной атрофии челюстей, когда это возможно с косметической точки зрения, следует стремиться к изготовлению протезов «на ходулях» (рис. 12-34. В, Г).

12.7.2. Индивидуальный уход за протезами на имплантатах

Процедуры ежедневного индивидуального ухода за протезами должны включать:

1. Чистку зубных протезов зубной щеткой пастами, содержащими компоненты для профилактики пародонтоза и гингивита.
2. Дополнительную механическую чистку при десневой части протеза и шеек головок имплантатов денальными ершиками и нитями.
3. Полоскание полости рта после приема пищи.
4. Периодические (2-3 дня в неделю) полоскания полости рта 0.05-0.1%-м раствором биглюконата хлоргексидина, а также ЭЛИКСИ-

рами и настоями трав, обладающих противовоспалительными и бактериостатическими свойствами.

Кроме вышеперечисленных процедур весьма полезной и эффективной является чистка протезов и шеек головок имплантатов при помощи электрических зубных щеток, а также приборов для струйной обработки и орошения протезов и полости рта (рис. 12-35).

12.7.3. Профессиональная гигиеническая обработка

Даже самая тщательная гигиена не избавляет от образования микробных пленок на протезах, выступающих в полость рта частях имплантатов, оставшихся зубах. Поэтому по меньшей мере 1 раз в год должна осуществляться профессиональная гигиеническая обработка, которая подразумевает удаление отложений с протезов и

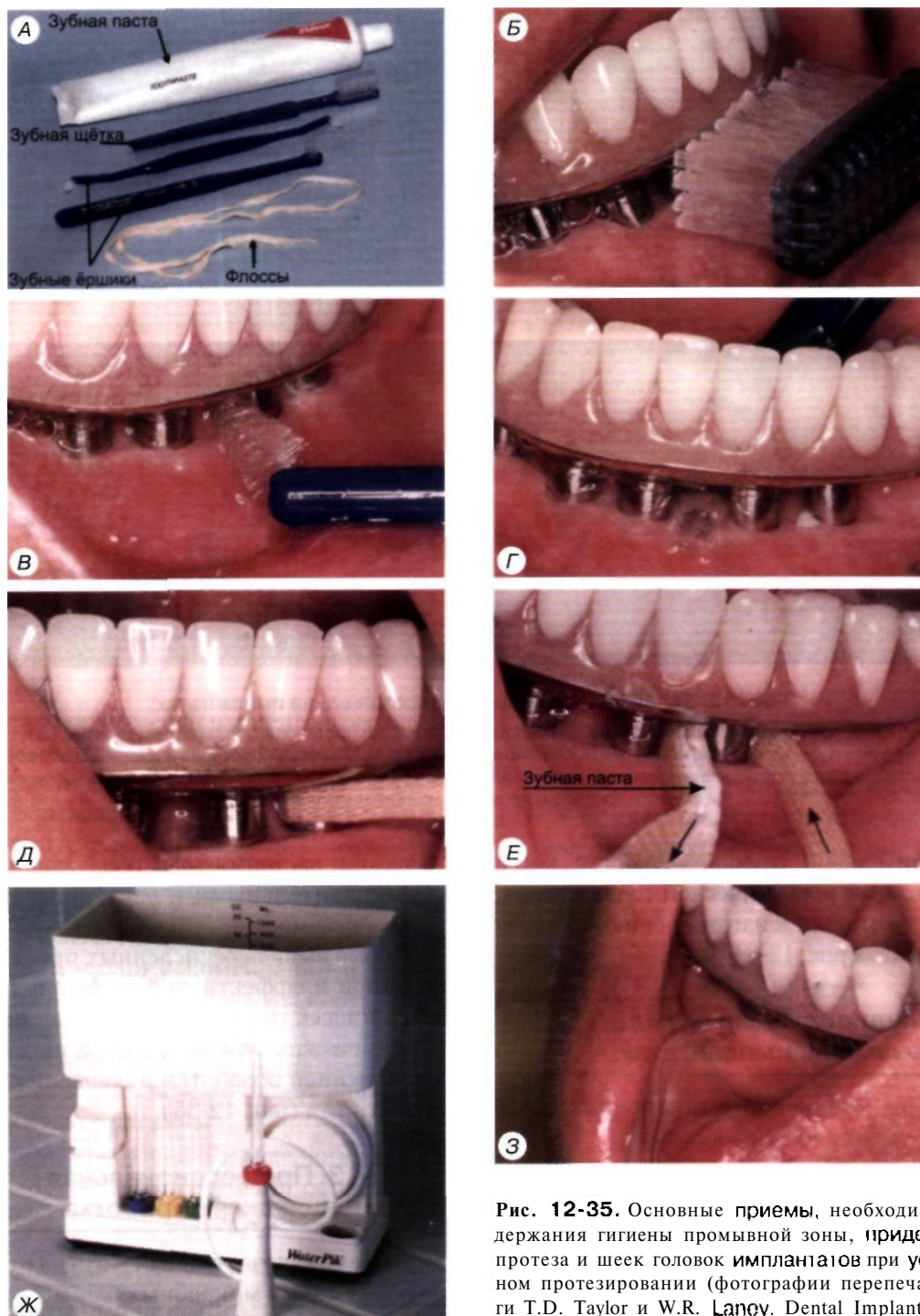


Рис. 12-35. Основные приемы, необходимые для поддержания гигиены промывной зоны, придесневой части протеза и шеек головок имплантов при условно-съемном протезировании (фотографии перепечатаны из книги Т.Д. Taylor и W.R. Lancy, *Dental Implants: Are they for me?* Carol Stream, Illinois, Quintessence Publ. Co., 1993): А — средства индивидуальной гигиены; Б — чистка протеза зубной щеткой; В и Г — чистка промывной зоны и придесневой части протеза ершиком; Д и Е — чистка шеек головок имплантов флоссом; Ж и З — аппарат для струйного орошения промывной зоны протезов Water-Pik и орошение промывной зоны

зубов с сохранением чистоты полировки шеек головок ИМПЛАНТАТОВ и протезов. С ЭТОЙ целью ИСПОЛЬЗУЮТ СКЕЛЕРЫ С ПЛАСТИКОВЫМИ инструментами. Применение металлических инструментов для обработки шеек ГОЛОВЕК имплантатов недопустимо, так как они вызывают повреждение оксидной пленки титана и делают поверхность шеек шероховатой.

Кроме того применяется очистка условно-съемных и съемных протезов в ультразвуковых ваннах (см. рис. 12-17, III Ю). Данную процедуру рекомендуется проводить 1 раз в год, но РС.П. пациент тщательно ухаживает за протезом, и визуально НАЛЕТ не определяется, ультразвуковую ОЧИСТКУ можно выполнять 1 раз в 2-3 года.

ЛИТЕРАТУРА

1. Дудко А.С. Некоторые аспекты гигиенического ухода за зубными имплантатами. *Новое в стоматологии.* 1998. № 3. С. 73-77.
2. Параскевич В.Л. Методика протезирования на имплантатах при восстановлении одиночных дефектов зубных рядов. *Современная стоматология.* 1998. № 2. С. 36-39.
3. Параскевич В.Л., Следков М.С. Клинико-лабораторные этапы изготовления условно-съемных протезов на имплантатах. *Актуальные вопросы стоматологической имплантации.* Минск: Медицинская панорама. 1998. С. 35-39.
1. Суоров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах. М: Медицина, 1993. 208 с.
5. Lukas D., Ney T., Schulte W. Zur lastaufnahme des knochens bei Tübinger soforemplantakn. *Dtsch. Zahnortl. Z.* 1980. Bd 35. S. 330-338.
6. Lundgren D., Falk H., Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* — 1989. Vol. 4. P. 277-283.
7. Rangert B., Jemt T., Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1989. Vol. 1. P. 241-247.
8. Rangert B., Gunne J., Sullivan D.Y. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1991. Vol. 6. P. 177-186.
9. Richter F. J. In vivo vertical forces on implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1995. — Vol. 10. P. 99-107.
10. Skalak R. Aspects of Biomechanical Considerations. In: Branemark P. I. et al. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publ. Co., 1985. P. 117-128.
11. Uysal H., Iplikcioglu H., Avcı M., Bilir O.G., Kural O. An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis: A technical note. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1997. Vol. 12. P. 118-124.
12. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1993. Vol. 8. P. 19-31.
13. Werner Lill W., Matejka M., Rambousek K., Watzek C. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1988. Vol. 3. P. 281-286.
14. Benzing U.R., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1995. Vol. 10. P. 188-198.
15. Bucking W., Suckert R. et al. *Implantat Prothetik.* Munchen: Verlag Neuer Mercur, 1995. 386 s.
16. Falk H., Laurell L., Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* — 1990. — Vol. 5. — P. 70-77.
17. Kinni M.E., Hokama S.N., Caputo A.A. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1987. Vol. 2. P. 11-14.
18. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1993. Vol. 8. P. 662-673.
19. Fredrickson F.J., Stevens P.J., Gross M.L. *Implant prosthodontics. Clinical and laboratory procedures.* St. Louis: Mosby, 1995. 181 p.
20. Giglio G.I. Abutment selection in implant supported fixed prosthodontics. *Int. J. Periodont. Restor. Dent.* 1999. Vol. 19. P. 233-241.
21. Taylor T.D., Laney W.R. *Dental Implants: Are they for me?* Carol Stream, Illinois: Quintessence Publ. Co., 1993. 60 p.
22. Wee A.G., Aquilino S.A., Schneider R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int. J. Prosthodont.* 1999. Vol. 12. P. 167-178.
23. Winkelman R., Orth K. *Dental implants. Fundamental and advanced laboratory technology.* London: Wolfe, 1994. — 207 p.
21. Zarb G.A., Jansson T. Prosthodontic procedures. In: Branemark P.-L. et al. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publ. Co., 1985. P. 241-282.

Глава 13

Осложнения и их лечение

*Бывает, что все удается.
Не пугайтесь, это пройдет.*

Жюль Ренар

Причинами осложнений имплантации могут быть биологические факторы: недостаточное кровоснабжение костной ткани, регионарный остеопороз, своевременно не выявленные заболевания, нарушающие остеогенез, неконтролируемая и непредсказуемая функциональная нагрузка на имплантаты. Однако в большинстве случаев осложнения обусловлены ошибками при планировании лечения, проведении оперативного вмешательства и протезировании.

13.1. ОСЛОЖНЕНИЯ ВО ВРЕМЯ ИМПЛАНТАЦИИ

В ходе операции могут произойти: перелом бора или направляющего сверла, пенетрация дна верхнечелюстной пазухи и полости носа, повреждение стенки нижнечелюстного канала и травма нижелуночкового нерва, пенетрация боковых или нижнего компактных слоев нижней челюсти, перелом стенки альвеолярного отростка; к осложнениям можно также отнести отсутствие первичной фиксации имплантата.

13.1.1. Перелом инструмента

Чаще ломаются фиссурные боры во время препарирования костного ложа под пластиночные имплантаты, реже — сверла для препарирования имплантатов винтовой или цилиндрической формы. Основной причиной переломов фиссурных боров является чрезмерный нажим на инструмент во время продольного сверления ложа имплантата.

Причиной переломов инструментов для препарирования костного ложа могут быть также неправильные температурные режимы стерилизации (при сухожаровом методе стерилизации) и выработанный ресурс инструмента (более 30 циклов стерилизации).

Оставшуюся в кости часть сломанного инструмента необходимо удалить.

13.1.2. Пенетрация дна верхнечелюстной пазухи и полости носа

Достаточно часто встречающееся осложнение при значительной атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти.

Причинами пенетрации могут быть неправильное определение высоты альвеолярного отростка по ортопантограмме, а также чрезмер-

ное давление на инструмент и небрежное препарирование костного ложа. Чаше это осложнение имеет место при препарировании ложа под винтовые и цилиндрические имплантаты.

Если пенетрация дна верхнечелюстной пазухи или грушевидного отверстия произошла во время препарирования направляющего канала, необходимо измерить расстояние от гребня альвеолярного отростка до места перфорации. Для этого можно использовать глубиномеры, входящие в наборы многих систем имплантатов, или направляющее сверло. Расширение направляющего и дальнейшее формирование костного ложа необходимо проводить инструментами, высота которых будет меньше измеренного расстояния (как минимум на 1 мм), установив соответствующий этим размерам имплантат, который будет отделять от дна верхнечелюстной пазухи или полости носа слюй кости толщиной около 1 мм.

Если пенетрация произошла во время окончательного препарирования ложа при работе сверлом, разверткой или метчиком, возможно несколько решений этой проблемы:

- отказаться от установки имплантата в данном месте и, если позволяют условия, провести имплантацию рядом с уже сформированным ложем;
- установить внутри костный элемент имплантата, высота которого на 2 мм меньше, глубины сформированного ложа. При этом перед его установкой необходимо ввести собранную с инструмента костную стружку или гидроксиапатит в верхнюю часть ложа.

Если планировалась установка одноэтапного имплантата и произошла пенетрация дна верхнечелюстной пазухи или грушевидного отверстия, целесообразно изменить тактику лечения. Провести двухэтапную имплантацию и заменить одноэтапный имплантат двухэтапным.

Тактику хирургического вмешательства целесообразно изменить также в том случае, когда планировалась установка внутрикостного элемента имплантата цилиндрической формы, и произошла пенетрация. Его следует заменить внутрикостным элементом винтовой или комбинированной формы.

13.1.3. Повреждение стенок нижнечелюстного канала и травма нижнелуночкового нерва

Причинами повреждения стенки нижнечелюстного канала и травмы п. *alveolaris inf.* являются некорректное планирование лечения, небрежное препарирование костного ложа и неправильное определение размеров имплантата из-за непредвиденного искажения вертикального размера нижней челюсти на ортопантограмме (рис. 13-1).

Следует отметить, что не всегда вскрытие стенки нижнечелюстного канала обязательно вызывает необратимое повреждение нижнелуночкового нерва. Вскрытие стенки канала может привести к образованию внутриканальной гематомы и с давлением нерва. В этом случае частично утраченная чувствительность в зоне иннервации иижнелуночкового нерва постепенно восстанавливается в течение 2-3 недель.

При остеопорозе нижней челюсти стенка нижнечелюстного канала может иметь отверстия, дефекты или вовсе отсутствовать. В этом случае симптом Венсана не обязательно связан с повреждением нижнечелюстного канала и нижнелуночкового нерва: он может являться следствием кровоизлияния в костно-мозговые пространства и отека стромы костного мозга, вызывающих сдавление нижнелуночкового нерва. При этом наблюдается типичная клиническая картина: парестезия или частичная потеря чувствительности нижней губы наступает на следующий день после операции и постепенно исчезает через 5-7 дней.

Различные причины нарушения функции иижнелуночкового нерва, которое может возникать после имплантации, естественно, определяют и тактику лечения.

Если парестезия нижней губы обусловлена сдавлением иижнелуночкового нерва за счет отека стромы костного мозга или внутриканальной гематомы, можно назначить антигистаминные препараты, аспирин: через 3-1 дня после операции — тепло на область соответствующего отдела нижней челюсти.

Если симптом Венсана явился следствием повреждения не только стенки нижнечелюстного

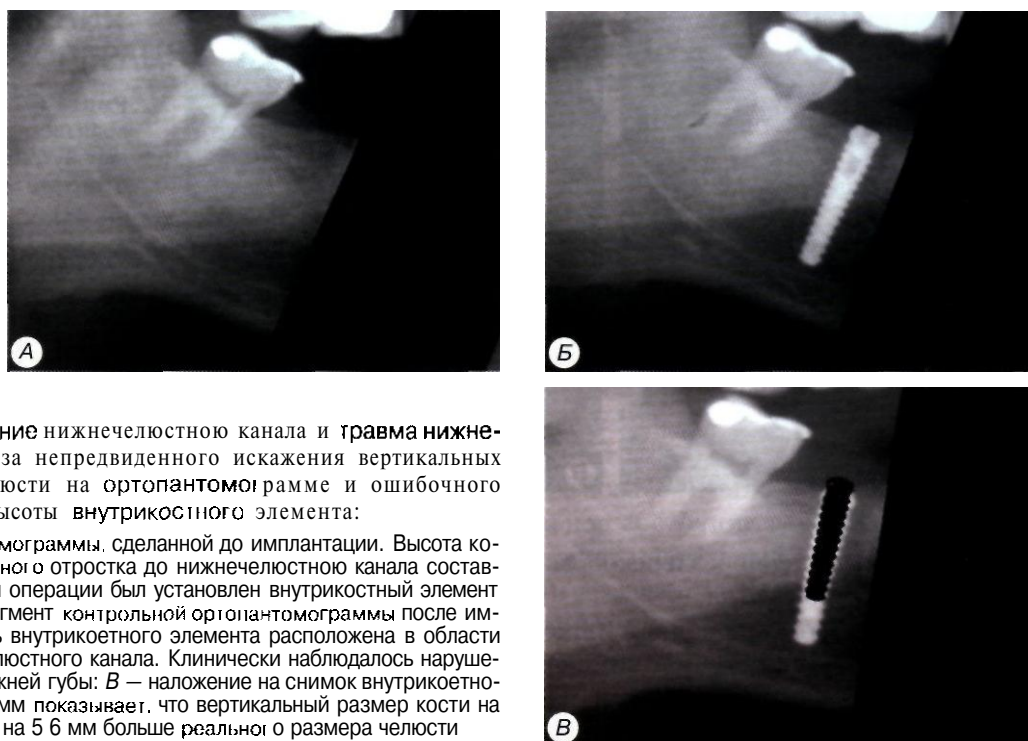


Рис. 13-1. Повреждение нижнечелюстного канала и травма нижнелуночкового нерва из-за непредвиденного искажения вертикальных размеров нижней челюсти на ортопантомограмме и ошибочного выбора высоты внутрикостного элемента:

А — фрагмент ортопантомограммы, сделанной до имплантации. Высота кости от гребня альвеолярного отростка до нижнечелюстного канала составляет 23–24 мм. Во время операции был установлен внутрикостный элемент высотой 18 мм; **Б** — фрагмент контрольной ортопантомограммы после имплантации. Нижняя часть внутрикостного элемента расположена в области верхней стенки нижнечелюстного канала. Клинически наблюдалось нарушение чувствительности нижней губы; **В** — наложение на снимок внутрикостного элемента высотой 18 мм показывает, что вертикальный размер кости на ортопантомограмме на 5–6 мм больше реального размера челюсти

го канала, но и самого нижнелуночкового нерва, и имплантат располагается непосредственно в нижнечелюстном канале, о чем обычно свидетельствует стойкое нарушение чувствительности нижней губы в течение 1–2-х недель без положительной динамики. Показано удаление имплантата и соответствующее симптоматическое лечение: прозерин, витамины группы В, вазоактивные препараты, физиотерапия. Иногда пациенты отказываются от удаления имплантата, предпочитая возможность несъемного протезирования парестезии нижней губы. В этой ситуации можно назначить медикаментозное симптоматическое лечение, которое в ряде случаев дает положительный результат: чувствительность нижней губы может частично или полностью восстановиться через 6–12 мес.

13.1.4. Пенетрация компактного слоя нижнего и боковых отделов нижней челюсти

Сама по себе пенетрация нижнего или бокового компактного слоя нижней челюсти не

является осложнением, а в ряде случаев, например, при бикортикальной установке имплантатов, это запланированная манипуляция. Осложнением при этом может быть выведение части имплантата за пределы челюстной кости более чем на 2 мм (рис. 13-2). В этом случае следует установить имплантат меньшей высоты во время операции или провести реимплантацию в сроки от 1-й до 2-х недель (если выведение имплантата за пределы кости было выявлено в постоперационном периоде пальпаторно или рентгенологически).

Следует избегать пенетрации компактного слоя в области внутренней косой линии нижней челюсти, так как при этом велик риск повреждения ветвей язычной артерии, кровотечения, образования гематомы и развития воспалительных осложнений.

13.1.5. Отсутствие первичной фиксации имплантата

Причинами отсутствия первичной фиксации и подвижности установленного в ложе имплан-

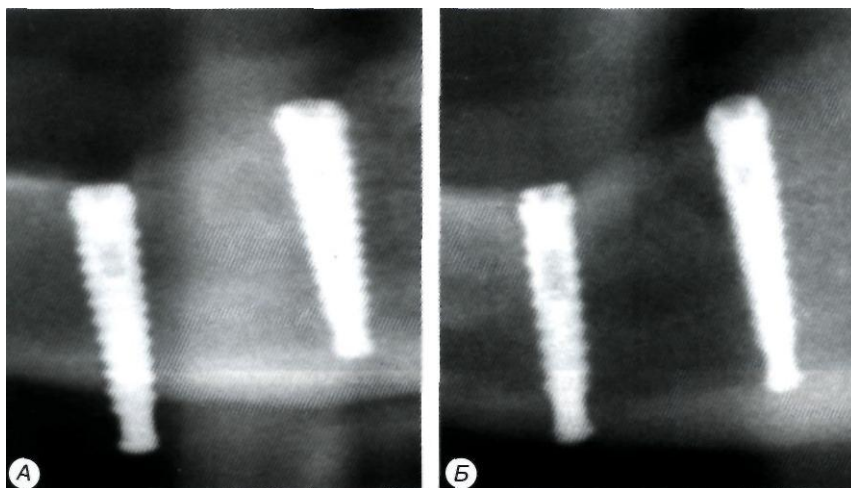


Рис. 13-2. Перфорация нижнего края нижней челюсти с выведением внутрикостного элемента имплантата за пределы челюстной кости:

А — контрольная рентгенограмма после операции. За границу нижней края челюсти на 3 мм выступает внутрикостный элемент высотой 18 мм; Б — контрольная рентгенограмма после реимплантации. Через 10 дней после первой операции вместо выступающего за пределы кости внутрикостного элемента был бикортикально установлен аналогичный внутрикостный элемент высотой 15 мм

тага могут быть остеопороз и некорректное формирование костного ложа.

При остеопорозе первичной фиксации имплантата можно достичь при помощи следующих приемов:

- установить имплантат другой конструкции. Например, если ложе было сформировано под цилиндрический имплантат, установить внутрикостный элемент винтовой формы без нарезания резьбы в костном ложе. Вместо цилиндрического или винтового можно установить имплантат комбинированной формы, предварительно вскрыв компактный слой под его пластинчатую часть;
- ввести в сформированное ложе остеокондуктивный и остеоиндуктивный материалы и затем установить внутрикостный элемент, под который было сформировано костное ложе.

Отсутствие должной фиксации имплантата в ложе при остеопорозе является показанием к увеличению срока **исключения имплантата из функции** до 6 мес.

При I, II и III фенотипах архитектоники челюстных костей, когда отсутствие первичной фиксации имплантата обусловлено некорректной подготовкой костного ложа, можно также использовать несколько приемов:

- установить имплантат аналогичной формы, но большего диаметра (если позволяют анатомические условия). Для этого, в случае необходимости, следует доработать ложе. Срок

от имплантации до функциональной нагрузки при этом можно не увеличивать;

- оставить имплантат в ложе и заполнить зазоры в верхней его части костной стружкой. Если планировалась установка одноэтапного имплантата, следует изменить тактику лечения и прибегнуть к двухэтапной методике с использованием соответствующей конструкции имплантата. Срок от имплантации до второго этапа следует увеличить до 4–6 мес.

13.1.6. Перелом стенки альвеолярного отростка

Данное осложнение может иметь место при установке пластинчатых имплантатов в том случае, когда ложе под имплантат было сформировано меньшей, чем положено, длины и слишком близко к одному из компактных слоев кости, или *при узком альвеолярном отростке*, или *при перфорации компактного слоя* в области внутренней косой линии нижней челюсти. Перелом стенки альвеолярного отростка может произойти, если ложе имеет изгиб и его кривизна не соответствует таковой имплантата.

В данной ситуации следует прижать отломанную часть к отростку и наглухо зашить рану, обеспечив таким образом иммобилизацию фрагмента кости. От имплантации в данном участке следует отказаться в течение 6–8 мес.

13.2. ОСЛОЖНЕНИЯ В ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОМ ПЕРИОДЕ

Могут возникнуть в ближайшие 7–10 дней, но по сути связаны не столько с самой имплантацией, сколько с более или менее сложным и значительным по объему оперативным вмешательством в полости рта.

В этот период могут наблюдаться: гематомы и кровоизлияния, расхождение швов, воспалительные процессы в околичелюстных мягких тканях, болевой синдром. Перечисленные выше осложнения наблюдаются достаточно редко и в большинстве случаев обусловлены или возникшими во время операции осложнениями, или несоблюдением принципов атравматичного вмешательства, или игнорированием пациентом рекомендаций врача.

13.3. ОСЛОЖНЕНИЯ В ПЕРИОД РЕПАРАТИВНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

В этот период могут наблюдаться осложнения, свойственные как *одноэтапной*, так и *двухэтапной* методикам операции, а также типичные только для одной из них.

Общими осложнениями, которые могут иметь место после любой методики имплантации, являются периимплантит и отторжение имплантатов.

13.3.1. Периимплантит

Согласно определению, данному в 1993 г. Европейской федерацией периодонтологов, периимплантит — это прогрессирующая резорбция окружающей имплантат костной ткани, вызванная и сопровождающаяся воспалительным процессом в мягких тканях (слизистой оболочке), окружающих имплантат.

В настоящее время под периимплантитом обычно понимают воспалительный процесс в области десневой манжетки и на ограниченном участке раздела имплантат/костная ткань, сопровождающийся резорбцией костной ткани.

образованием костных карманов и замещением резорбированных участков грануляционной тканью в зоне воспаления. В зависимости от глубины и распространения резорбции окружающей имплантат костной ткани S.A. Jovanovic (1990) и H. Spiekermann (1991) выделяют 4 класса периимплантита (рис. 13-3).

Причинами периимплантита могут быть: образование гематомы над заглушкой внутрикостного элемента имплантата и ее нагноение; несоблюдение принципов атравматичного препарирования костного ложа; неадекватное закрытие операционной рапы: рубцы и мелкое преддверие полости рта, травмирующие и вызывающие ишемию краев послеоперационной раны; неудовлетворительное состояние гигиены полости рта; недостаточно тщательный гигиенический уход в области десневой манжетки одноэтапно установленного имплантата.

Периимплантит после одноэтапной методики проявляется болезненностью при надавливании на имплантат; гиперемией и отеком слизистой оболочки, окружающей выступающую в полость рта часть имплантата; отсутствием подвижности или незначительной боковой подвижностью имплантата. Рентгенологически определяется очаг резорбции на границе раздела имплантат/кость или образование костного кармана в области выхода имплантата из кости (рис. 13-4).

Лечение в данном случае сводится к следующим мероприятиям:

- удаление налета с выступающей в полость рта части имплантата. Для этих целей можно использовать скейлер, но только с пластиковыми кюретами, а также струйную обработку (например, при помощи установки Prophy-Jet) стерильным раствором бикарбоната натрия (сода):
- детоксикация поверхности имплантата раствором лимонной кислоты в течение 1 мин;
- обработка десневой манжетки антибактериальными гелями;
- медикаментозная противовоспалительная терапия (линкомицин, аспирин, метронидазол в обычной дозировке);
- гигиенический уход, который подразумевает полоскание полости рта растворами антисеп-

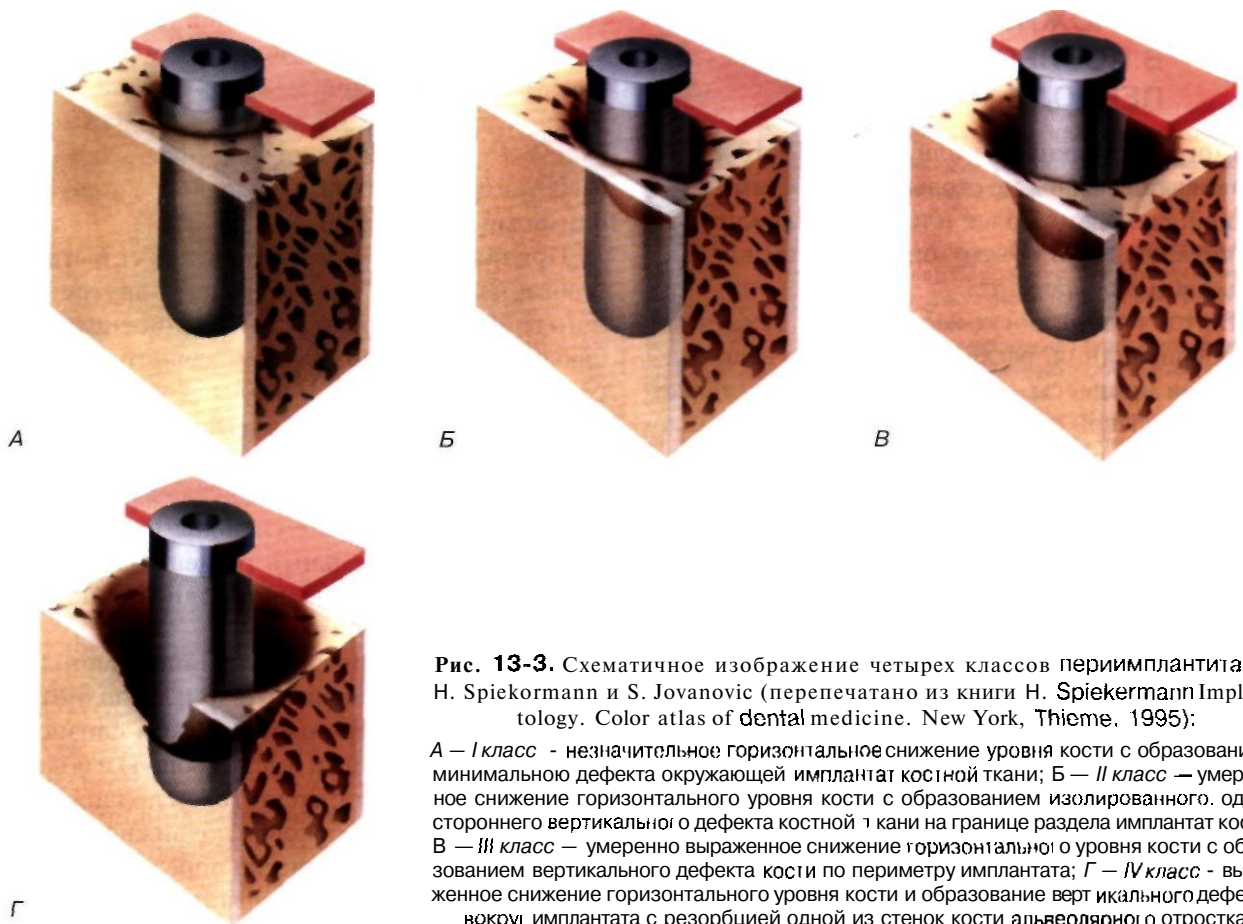


Рис. 13-3. Схематичное изображение четырех классов периимплантита по Н. Spiekermann и S. Jovanovic (перепечатано из книги Н. Spiekermann *Implantology. Color atlas of dental medicine*. New York, Thieme, 1995):

А — I класс - незначительное горизонтальное снижение уровня кости с образованием минимального дефекта окружающей имплантат костной ткани; Б — II класс — умеренное снижение горизонтального уровня кости с образованием изолированного, одностороннего вертикального дефекта костной ткани на границе раздела имплантат-кость; В — III класс — умеренно выраженное снижение горизонтального уровня кости с образованием вертикального дефекта кости по периметру имплантата; Г — IV класс - выраженное снижение горизонтального уровня кости и образование вертикального дефекта вокруг имплантата с резорбцией одной из стенок кости альвеолярного отростка

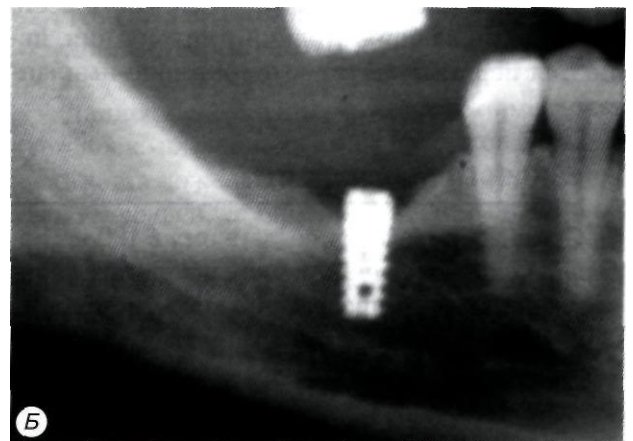
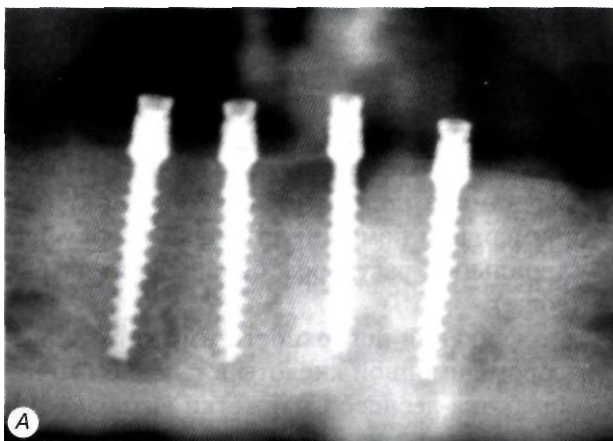


Рис. 13-4. Рентгенологическая картина периимплантита:

А — в области одного из четырех установленных одноэтапных винтовых имплантатов (третьего слева) имеется односторонний клиновидный дефект костной ткани без очевидного снижения горизонтального уровня кости. Данная рентгенологическая картина свидетельствует о наличии периимплантита II класса; Б — в области внутрикостного элемента двухэтапного винтового имплантата наблюдается умеренно выраженное снижение горизонтального уровня кости и вертикальный дефект по периметру его верхней части. В данном случае можно предположить наличие периимплантита III класса

тиков и использование зубных паст, содержащих хлоргексидин;

После купирования *воспалительных явлений* необходимо устранить анатомическую причину (если таковая имеется), например, провести вестибулопластику или иссечь рубцы преддверия полости рта (рис. 13-5).

Если в результате проведенного лечения купировать воспалительные явления не удалось или через некоторое время наблюдается рецидив периимплантита, показано удаление имплантата и ревизия костного ложа. Кроме того, следует учитывать, что лечению при использовании одноэтапной методики подлежат только первые

два класса периимплантита. При III и IV классах показано удаление одноэтапных имплантатов и ревизия костного ложа.

Реимплантацию можно провести через 2-3 нед. на расстоянии 2-3 мм от места первоначального вмешательства (если позволяют анатомические условия) или через 1-1,5 мес., если можно установить в том же участке внутрикостный элемент двухэтапного имплантата большего диаметра, или через 6 мес., применив имплантат, аналогичный по форме и размерам удаленному.

Клиническая картина периимплантита в области введенного во время *первого* этапа внутрикостного элемента имеет свои особенности.

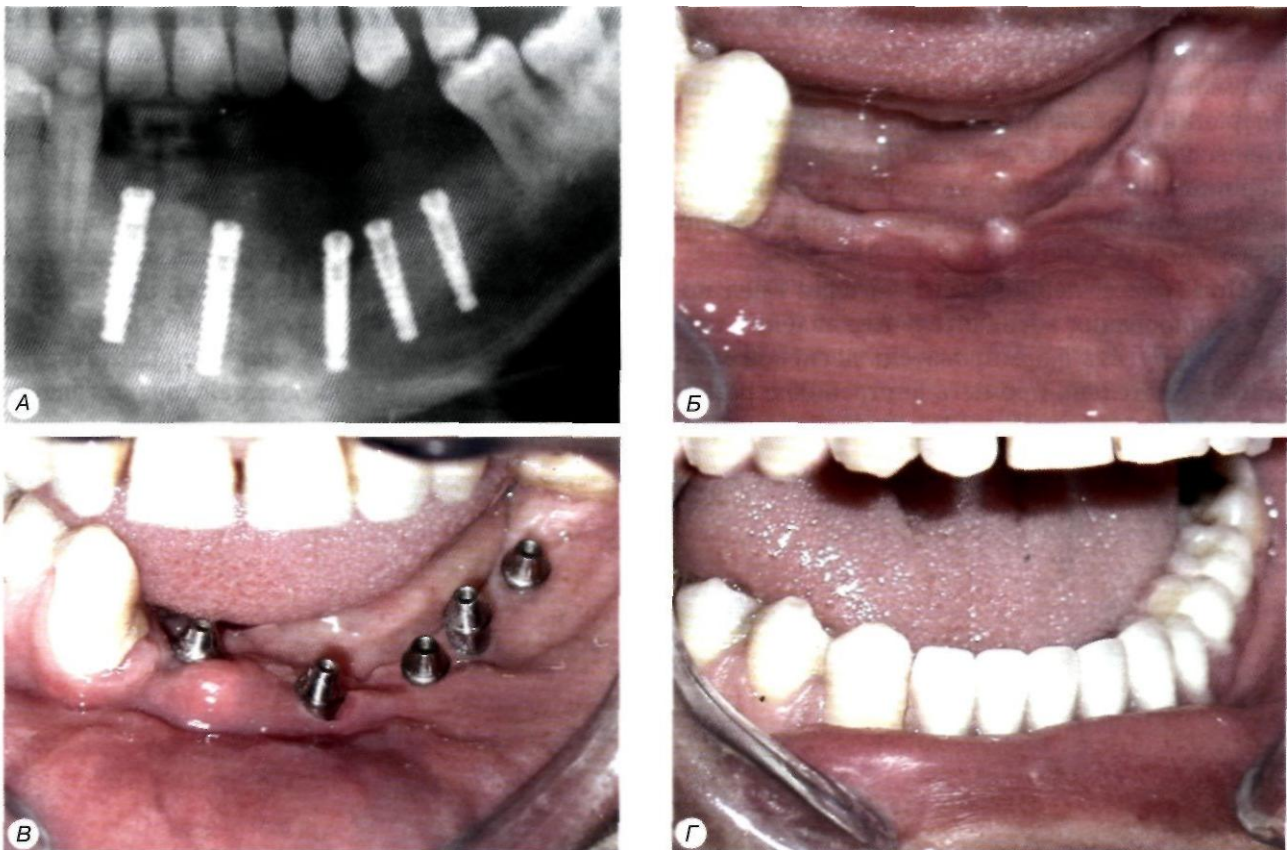


Рис. 13-5. Возникновение периимплантита вследствие рубцовой посттравматической деформации преддверия полости рта:

А — клиническая картина через 1 мес. после первого этапа операции. Над двумя установленными внутрикостными элементами в участках, где полностью отсутствует преддверие полости рта и посттравматические рубцы прикрепляются непосредственно к ребню альвеолярного отростка, имеются свищи и гиперплазия слизистой оболочки; Б — контрольная ортопантомограмма через 1 мес. после первого этапа операции. В области двух внутрикостных элементов, над которыми сформировались свищи, отмечается резорбция костной ткани; В — состояние после вестибулопластики и второго этапа операции; Г — состояние после фиксации условно-съемного протеза

Как правило, через 2–3 нед. после операции появляются ограниченный отек и гиперемия, свищи или грануляции в области слизистой оболочки, покрывающей внутрикостный элемент. Предвестниками периимплантита при двухэтапной методике являются сохраняющийся в течение недели после операции отек и подвижность участка слизистой оболочки в месте установленного внутрикостного элемента.

Рентгенологически определяется очаг резорбции вдоль границы раздела имплантат–кость или образование костного кармана.

При лечении периимплантита I и II классов необходимо иссечь слизистую оболочку, удалить заглушку из внутрикостного элемента, тщательно промыть рану и внутреннюю часть резьбы имплантата и установить формирователь десневой манжетки, т.е. по сути провести второй этап операции и назначить медикаментозное противовоспалительное лечение. Как правило, эти мероприятия являются весьма эффективными, и воспалительные явления исчезают в течение 3–4 дней.

При I классе периимплантита через 1 нед. после купирования воспалительных явлений следует выкрутить формирователь десневой манжетки, тщательно промыть внутреннюю резьбу внутрикостного элемента и установить заглуш-

ку. Рану при этом зашивать не следует. Через 3–4 дня за счет ретракции формирующегося рубца рана обычно закрывается; впоследствии необходимо только наблюдение до второго этапа операции.

При II классе периимплантита, спустя 10–14 дней после купирования воспалительных явлений, можно произвести хирургическое вмешательство. Оно заключается в ревизии костного кармана, обработке и детоксикации поверхности имплантата, заполнении костного кармана остеокондуктивным (лучше в сочетании с остеиндуктивным) материалом, изоляции имплантата и заполненного остеопластическим материалом дефекта от окружающих тканей при помощи барьерной мембраны и закрытии операционной раны.

При III классе периимплантита можно провести такой же курс комплексного лечения, как и при II классе с последующей пластикой костного дефекта при помощи методик направленной регенерации тканей. Такая схема позволяет добиться восстановления объема кости, окружающей внутрикостный элемент имплантата (рис. 13-6).

Аналогичный подход может применяться и при периимплантите IV класса. Однако следует учитывать, что шансы на успех при этом мини-

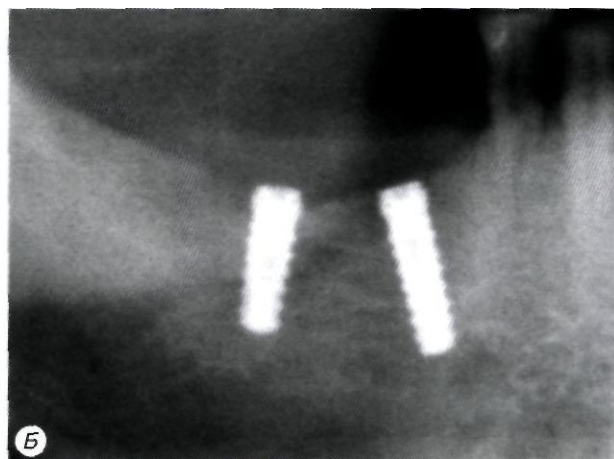
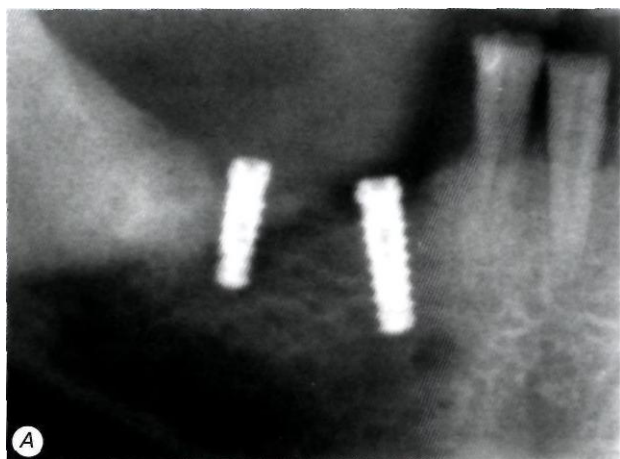


Рис. 13-6. Рентгенологическая картина до и после лечения периимплантита:

А — контрольная рентгенограмма через 1 мес. после первого этапа имплантации (имеет место периимплантит III класса); Б — контрольная рентгенограмма через 2 мес. после хирургического лечения периимплантита. Была проведена ревизия и curettage костных карманов, детоксикация выступающих из кости частей внутрикостных элементов. Костные дефекты были заполнены гранулами гидроксиапатита и изолированы барьерной мембраной

мальны, и удаление имплантата с ревизией костного ложа и последующей реимплантацией через 4-6 мес. является более эффективной и надежной тактикой для достижения положительных отдаленных результатов имплантации.

13.3.2. Отторжение имплантата

В отличие от периимпантита отторжение имплантата представляет собой воспалительный процесс, начинающийся в окружающей кости и, как правило, не связанный с распространением воспаления из границы раздела имплантат-слизистая оболочка. Кроме того, при отторжении имплантата воспалительный процесс охватывает не только всю площадь поверхности раздела имплантат-костная ткань, но и смежные области кости. Но своей сути отторжение имплантата это острый очаговый остеомиелит, развивающийся в окружающей имплантат костной ткани.

Существуют два варианта отторжения имплантата, имеющие различную клиническую картину и последствия.

1. Образование грануляционной ткани между костью и поверхностью имплантата. Причиной отторжения в данном случае обычно являются:

- термическое повреждение костной ткани во время препарирования ложа;

- срыв репаративной регенерации кости в результате бактериальной контаминации поверхности имплантата или изменения гормонального фона, регулирующего процесс остеогенеза.

Клиническая картина при этом следующая.

Через 7-14 дней после установки одноэтапного имплантата наблюдается его подвижность, умеренная гиперемия и отек десневой манжетки. Через 14-20 дней подвижность имплантата увеличивается.

При использовании двухэтапной методики через 14-20 дней могут появиться гиперемия, отек, свищ над внутрикостным элементом. В дальнейшем через 1-2 нед. происходит его самопроизвольное выталкивание грануляционной тканью, после чего воспалительные явления самостоятельно купируются.

Как правило, этот вариант отторжения протекает безболезненно, сопровождается умеренным воспалением, ограниченным только окружающими имплантат тканями. Рентгенологически определяется зона деструкции кости шириной до 1 мм по периметру внутрикостной части имплантата, иногда изменение положения внутрикостного элемента (рис. 13-7).

Лечение сводится к удалению имплантата (если он остается в ложе) и щадящей ревизии образовавшегося на его месте дефекта кости.

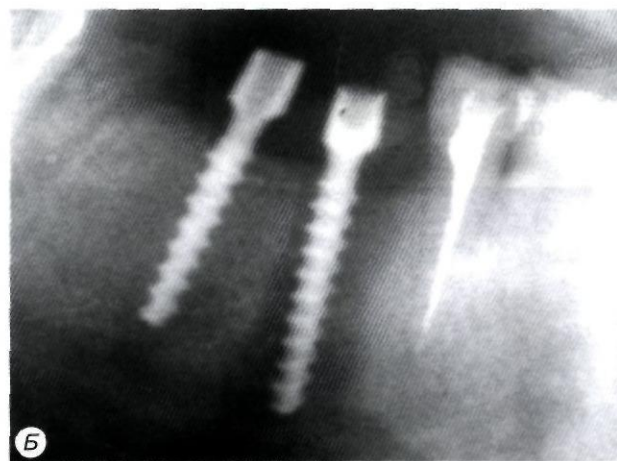
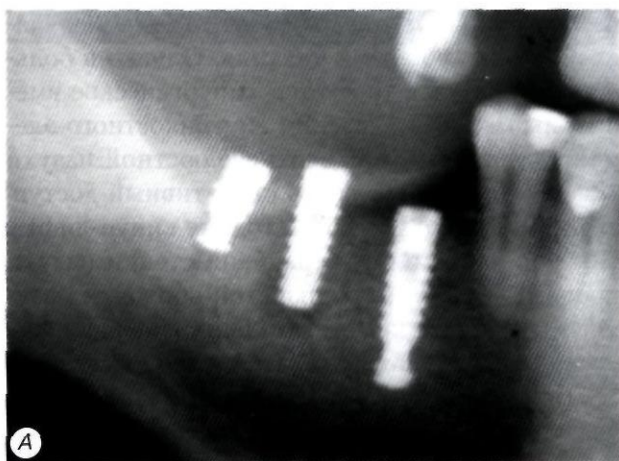


Рис. 13-7. Рентгенологическая картина отторжения имплантатов:

А - фрагмент контрольной ортопантограммы через 1 мес. после имплантации. Расположенный по центру внутрикостный элемент смещен вверх, вокруг нижней его части и одной из сторон наблюдается резорбция костной ткани; Б - фрагмент контрольной ортопантограммы через 1 мес. после установки двух одноэтапных имплантатов. По всему периметру одного имплантата имеет место резорбция костной ткани глубиной 1-2,5 мм

Повторную имплантацию в том же участке можно проводить не ранее, чем через 6–8 мес.

2. Образование секвестра кости, включающего в себя имплантат. Причинами такого отторжения могут быть:

- значительное нагревание кости во время препарирования костного ложа имплантата;
- остеонекроз (остеосклероз) участка кости с крайне низким уровнем кровоснабжения. Такое состояние иногда встречается в области премоляров нижней челюсти при узких альвеолярных отростках.

Данный вариант отторжения имплантата имеет характерную клиническую картину. После операции, обычно через 2–3 дня, пациенты жалуются на постоянную ноющую боль в области установленного имплантата. Наблюдается отек и выраженная гиперемия в области расположения имплантата. Как правило, противовоспалительное лечение эффекта не имеет, боль не прекращается. Через 2–3 нед. имплантат становится подвижным. В период первых 2–3-х недель после операции при рентгенологическом обследовании признаков резорбции или деструкции кости в области имплантата не наблюдается.

При таком варианте отторжения также показано удаление имплантата: как правило, он удаляется вместе с секвестром кости (рис. 13-8). После чего необходимо произвести шадящую ревизию дефекта, который можно тампонировать иодоформной турундой или дренировать и провести курс комплексной противовоспалительной терапии.



Рис. 13-8. Отторнувшийся и удаленный вместе с секвестром кости имплантат

Этот вариант отторжения наблюдается редко и только при установке имплантатов в область узких альвеолярных отростков, имеющих I тип архитектоники. В результате образуется дефект альвеолярного отростка, который, как правило, не позволяет провести повторную имплантацию в том же месте.

13.3.3. Перемещение (миграция) внутрикостного элемента имплантата в верхнечелюстную пазуху

Одно из самых неприятных и труднообъяснимых осложнений. Может произойти в период от 1-го до 3-х месяцев после имплантации. Чаще наблюдается при субантральной установке внутрикостных элементов цилиндрической и винтовой формы высотой 8–10 мм (рис. 13-9, 13-10).

Можно предположить, что перемещение имплантатов в полость пазухи может происходить в период резорбции окружающей имплантат кости при фенестрации слизистой оболочки пазухи над ним и за счет циклического, создаваемого при носовом дыхании отрицательного давления в верхнечелюстной пазухе.

Иногда это осложнение не требует вмешательства, пациент приносит внутрикостный элемент в руках. У этих счастливых обладателей широких выводящих отверстий верхнечелюстных пазух внутрикостный элемент иногда выпадает из пазухи во время чихания. Однако в большинстве случаев требуется хирургическое вмешательство. Для удаления внутрикостного элемента имплантата из верхнечелюстной пазухи целесообразно применять оперативный доступ, аналогичный открытой методике синус-лифта. После остеотомии латеральной стенки пазухи производится разрез слизистой оболочки пазухи по нижнему краю выпиленного фрагмента стенки пазухи, который затем выводится наружу. После обнаружения и извлечения из полости пазухи внутрикостного элемента фрагмент стенки возвращают на место, фиксируют его швом (для этого делают отверстия в самом фрагменте и в неподвижной части стенки) или при помощи барьерной мембраны; рану слизистой оболочки полости рта зашивают наглухо.

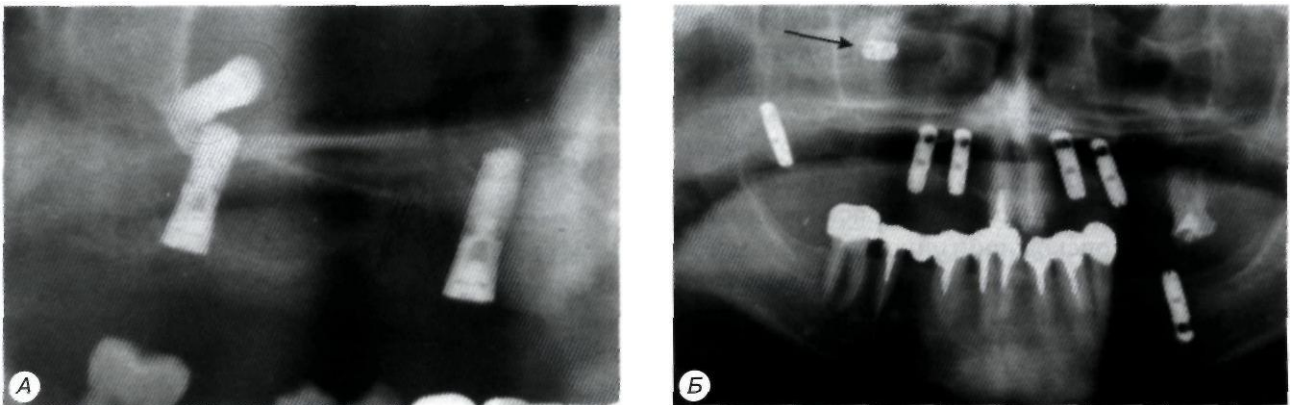


Рис. 13-9. Миграция в верхнечелюстную пазуху установленных субантрально внутрикостных элементов цилиндрической формы:

А — фрагмент контрольной ортопантомограммы, сделанной через 3 мес. после первого этапа операции. В верхнечелюстной пазухе находится внутрикостный элемент имплантата, который был установлен субантрально в области 16-го зуба; **Б** — контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после первого этапа имплантации. В верхнечелюстной пазухе находится внутрикостный элемент, который был установлен субантрально в области 15-го зуба

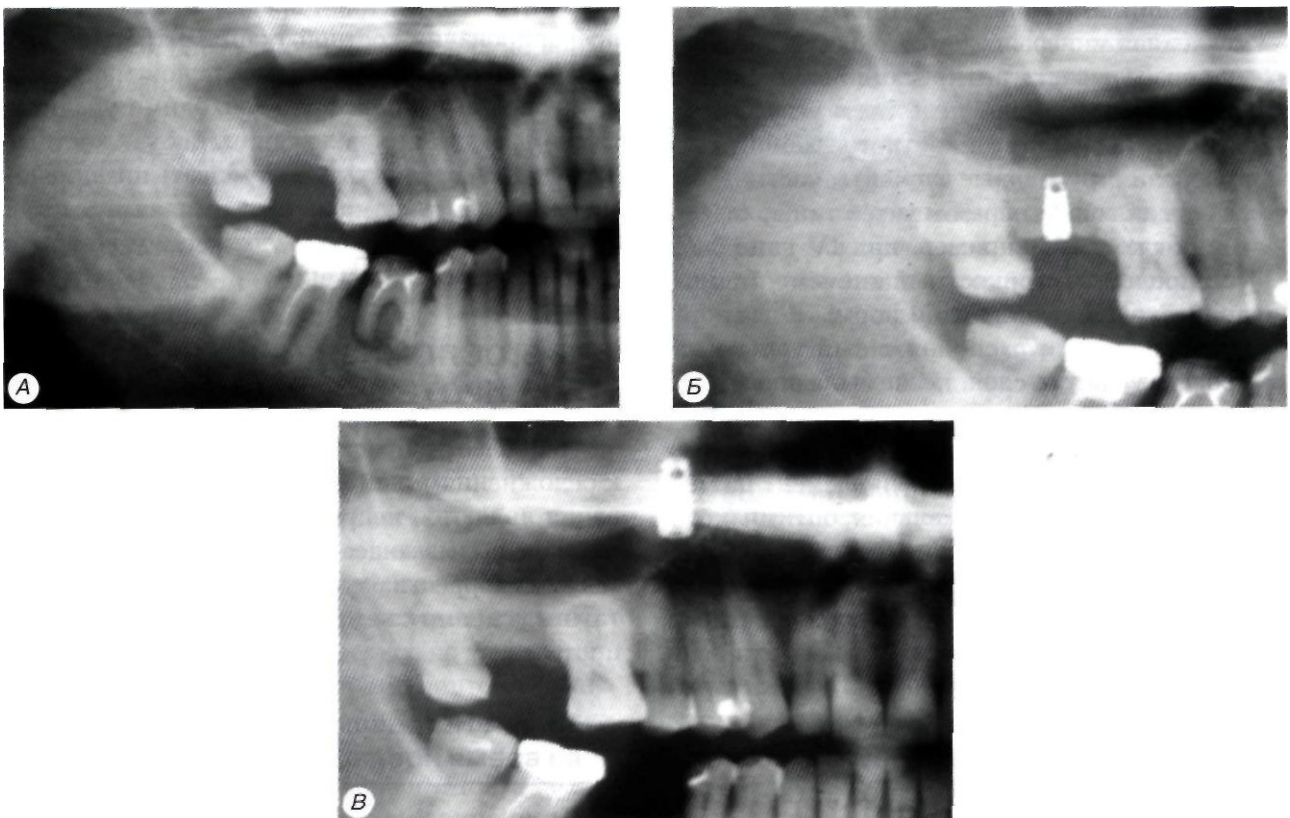


Рис. 13-10. Перемещение в верхнечелюстную пазуху внутрикостного элемента винтовой формы:

А — фрагмент ортопантомограммы до имплантации. Высота кости в области отсутствующего 16-го зуба составляет 10 мм (по ортопантомограмме); **Б** — установленный внутрикостный элемент высотой 8 мм (снимок сделан через 14 дней после операции); **В** — фрагмент контрольной ортопантомограммы через 3 мес. после первого этапа операции. Внутрикостный элемент находится в полости верхнечелюстной пазухи

13.4. ОСЛОЖНЕНИЯ ВО ВРЕМЯ ВТОРОГО ЭТАПА ОПЕРАЦИИ

Во время второго этапа операции **МОЖЕТ** происходить выкручивание внутрикостного элемента вместе с заглушкой, проталкивание имплантата в верхнечелюстную пазуху, а также возникать проблемы с поиском внутрикостного элемента из-за частичного или полного его перекрытия вновь образовавшейся костью.

13.4.1. Выкручивание внутрикостного элемента вместе с заглушкой

Данное осложнение происходит в том случае, когда:

- отсутствует интеграция имплантата вследствие нарушения процесса репаративной регенерации кости (чаще всего имеет место замедленная минерализация);
- «не срабатывает» антиротационная защита внутрикостного элемента, т.е. в углубление или отверстие внутрикостного элемента не проросли структурные элементы кости;
- не был должным образом учтен тип архитектоники кости. Например, при IV типе был установлен внутрикостный элемент цилиндрической или винтовой формы с гладкой поверхностью и расположенный только на уровне губчатого слоя, т.е. не была проведена меж или бикортикальная имплантация.

В первых двух случаях можно установить выкручивающийся внутрикостный элемент на место, назначить препараты кальция, оптимизирующие процесс минерализации, осуществить повторно второй этап операции через 1–1,5 мес.

В третьем случае необходимо провести реимплантацию с учетом особенностей архитектоники кости.

13.4.2. Проталкивание внутрикостного элемента имплантата в полость верхнечелюстной пазухи

Это осложнение иногда является следствием субантральной имплантации и нарушения или замедления репаративной регенерации кости.

Оно требует дополнительного оперативного вмешательства с целью удаления внутрикостного элемента из полости пазухи.

13.4.3. Образование костной ткани над внутрикостным элементом

Иногда над внутрикостными элементами имплантатов образуется костная ткань, которая частично или полностью перекрывает их заглушки. Такое состояние, естественно, не является осложнением, но приводит к ряду проблем, которые затрудняют выполнение второго этапа операции. Во-первых, необходимо произвести разрез слизистой оболочки и надкостницы и обнажить место расположения внутрикостного элемента. Во-вторых, следует спилить костный «козырек», перекрывающий внутрикостный элемент, с соблюдением правил атравматического препарирования костной ткани. В-третьих, при установке формирователя десневой манжетки или головки имплантата необходимо убедиться в корректном их положении, так как костные «козырьки» и наросты могут мешать правильному вкручиванию компонентов имплантата, что в дальнейшем приведет к осложнениям во время или после протезирования.

13.5. ОСЛОЖНЕНИЯ ВО ВРЕМЯ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Наиболее распространенными, приводящими к осложнениям ошибками во время протезирования являются неправильное препарирование головок, вызывающее нагревание имплантата, а также некорректная установка головок имплантатов, условно-съемных и комбинированных протезов.

13.5.1. Нагревание имплантата во время препарирования его головки

Чрезмерное нагревание имплантата может привести к термическому повреждению окружающей его кости и отторжению. Во избежание нагревания имплантата и его компонентов при препарировании головок (равно как и опорных

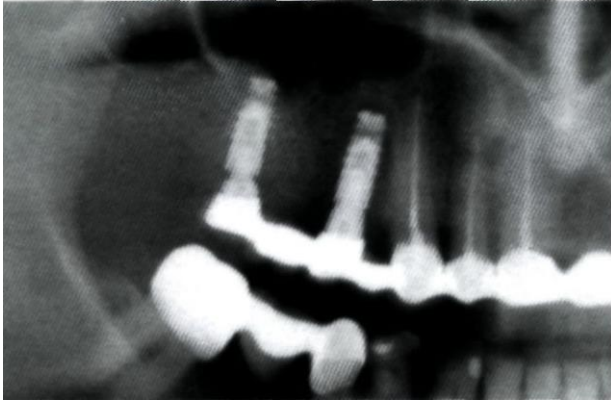


Рис. 13-11. Некорректная установка головки имплантат во время протезирования (контрольная рентгенограммa через 1 год после протезирования): но до конца закрученная во время протезирования головка дистально расположенного имплантата стала причиной функциональной перегрузки второго имплантата и его дезинтеграции

зубов) необходимо проводить орошение зоны пренаривания и бора.

13.5.2. Некорректная установка головок имплантатов

Недостаточно плотно соединенная с внутрикостным элементом головка имплантата приводит к функциональной перегрузке других опор протеза (рис. 13-11), служит местом скопления тканевой жидкости, микробного налета и в конечном итоге является причиной развития перимплантита.

13.5.3. Некорректная установка протезов

Некорректная установка условно-съемных протезов означает неравномерное по усилию закручивание фиксирующих протез винтов. Может привести к функциональной перегрузке одних имплантатов и отсутствию плотного прилегания протеза к головкам других имплантатов, а также образованию зазоров, где будет формироваться микробный налет, который рано или поздно приведет к перимплантиту.

Некорректная установка комбинированных протезов является следствием запоздалого закру-

чивания винтов по отношению ко времени за отвердевания цемента. При одновременной фиксации протеза с помощью цемента и винтов необходимо закрутить последние до момента схватывания цемента. В противном случае либо протез будет установлен в неправильном положении, либо закручивание вызовет растрескивание застывшего цемента. И то, и другое приведет к дисбалансу нагрузки на опоры протеза.

13.6. ОСЛОЖНЕНИЯ В ПЕРИОД ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ИМПЛАНТАТОВ

При активном функционировании созданной биотехнической системы проблемы и осложнения могут касаться как биологической, так и технической ее составляющей.

Наиболее часто встречающимися осложнениями, затрагивающими окружающие имплантат ткани, являются мукозит и гиперплазия слизистой оболочки десневой манжетки, перимплантит и воспалительные процессы в верхнечелюстных пазухах.

Технический компонент системы может быть подвержен механическим повреждениям (переломы имплантатов и их компонентов, а также зубных протезов), которые часто приводят к биологическим осложнениям в окружающих тканях.

13.6.1. Мукозит и гиперплазия слизистой оболочки десневой манжетки имплантатов

Воспаление тканей десневой манжетки с последующей их гиперплазией, клинически проявляющейся образованием грануляционной ткани на месте рубца, формирующего десневую манжетку имплантата, обычно наблюдается при отсутствии должной гигиены полости рта и образовании налета на головке имплантата, а также при неправильной установке компонентов имплантата. Еще одной причиной данной патологии является хроническая травма десневой манжетки. В большинстве случаев мукозит и гиперплазия наблюдаются при использовании имплантатов для фиксации полных съемных зубных протезов,



Рис. 13-12. Клиническая картина мукозита и гиперплазии слизистой оболочки десневой манжетки имплантата: *А* — мукозит десневой манжетки в области головки имплантата (центрально расположенный имплантат), развившийся из-за мелкого преддверия полости рта; *Б* — мукозит в области головки дистально расположенного имплантата. Причиной осложнения в данном случае явилось ущемление десневой манжетки во время установки головки имплантата; *В* — мукозит и гиперплазия слизистой оболочки в области десневой манжетки, развившиеся вследствие полного отсутствия преддверия полости рта и высокою прикрепления пучков *m. buccalis* к гребню альвеолярного отростка

реже — при мелком преддверии полости рта и прикреплении пучков мимических мышц непосредственно к краю десневой манжетки (рис. 13-12).

Клиническими проявлениями мукозита являются синюшность или гиперемия, кровоточивость и истончение слизистой оболочки по периметру головки имплантата. При гиперплазии, кроме вышеперечисленных признаков, наблюдается более выраженная гиперемия, отек и образование грануляционной ткани (выбухающие грануляции в области десневой манжетки имплантата).

Лечение мукозита заключается в устранении причины (удаление налета и рекомендации по уходу за полостью рта, коррекция или перебазировка съемного протеза, вестибулопластика). При гиперплазии слизистой оболочки, кроме вышеперечисленных мероприятий, следует провести тщательный юретаж десневой манжетки и, при необходимости, хирургическую коррекцию формирующих ее тканей.

13.6.2. Периимплантиты в области функционирующих имплантатов

Причинами периимплантитов активно функционирующих имплантатов могут быть: нарушения защитной (барьерной) функции десневой манжетки имплантата, которые могут являться следствием неудовлетворительной гигиены полости рта: наличие остатков цемента в глубине десневой манжетки, попавших во время фиксации протеза; хроническая травма десневой манжетки вследствие неправильно спланированного и проведенного протезирования или нарушения буферной функции преддверия полости рта. В любом случае в основе патогенеза подобного периимплантита лежит воспалительный процесс и микробная интервенция в область границы раздела имплантат-костная ткань, вызывающая резорбцию последней, образование костных карманов, распространение воспалительного процесса вглубь, по ходу границы раздела им-

плантат кость, а также снижение относительной площади оссеоинтегрированного контакта. При дальнейшем развитии процесса это приводит к дезинтеграции имплантата и всей биотехнической системы. Такой периимплантит можно охарактеризовать как нисходящий воспалительный процесс.

Еще одной причиной может служить неадекватная, в подавляющем большинстве случаев чрезмерная функциональная нагрузка на окружающую имплантат костную ткань. При этом процесс начинается на границе раздела имплантат-костная ткань, и патогенез сходен с таковым при перегрузочной болезни кости. Присоединившееся воспаление и исходящая из зоны десневой манжетки микробная инвазия микрофлоры полости рта являются вторичным фактором

патогенеза. Такое развитие дезинтеграции имплантата можно определить как ретроградный периимплантит. Причиной его являются чрезмерная механическая нагрузка на имплантат, вызывающая срыв физиологической регенерации кости и замещение ее фиброзной и грануляционной тканями на границе раздела имплантат-костная ткань. Перегрузка может возникнуть в результате неправильного протезирования, частичной расцементировки протеза, разрушения включенных в протез зубов, выкручивания или перелома фиксирующих протез винтов (одного или нескольких).

Клиническая картина нисходящего периимплантита функционирующих имплантатов сходна с таковой при мукозите. Однако при периимплантите могут наблюдаться свищи в области

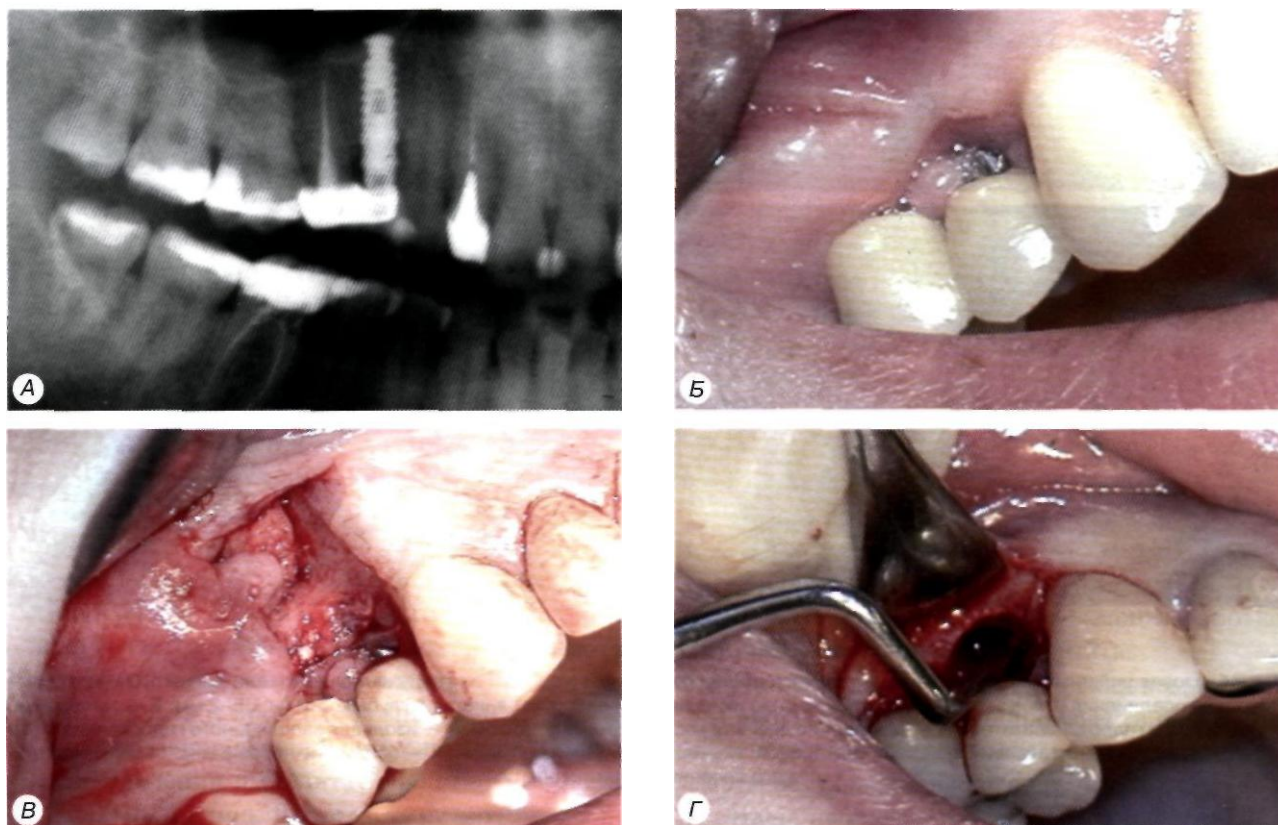


Рис. 13-13. Оперативное лечение периимплантита функционирующего имплантата:

А - контрольная рентгенограмма через 3 года после протезирования. Имеет место резорбция и образование костного кармана в области имплантата; Б - состояние до лечения. В области коронки 14-го зуба, опирающейся на имплантат, имеется свищ и гиперплазия слизистой оболочки; В - отслойка слизисто-надкостничной складки; Г - ревизия и кюретаж костного дефекта

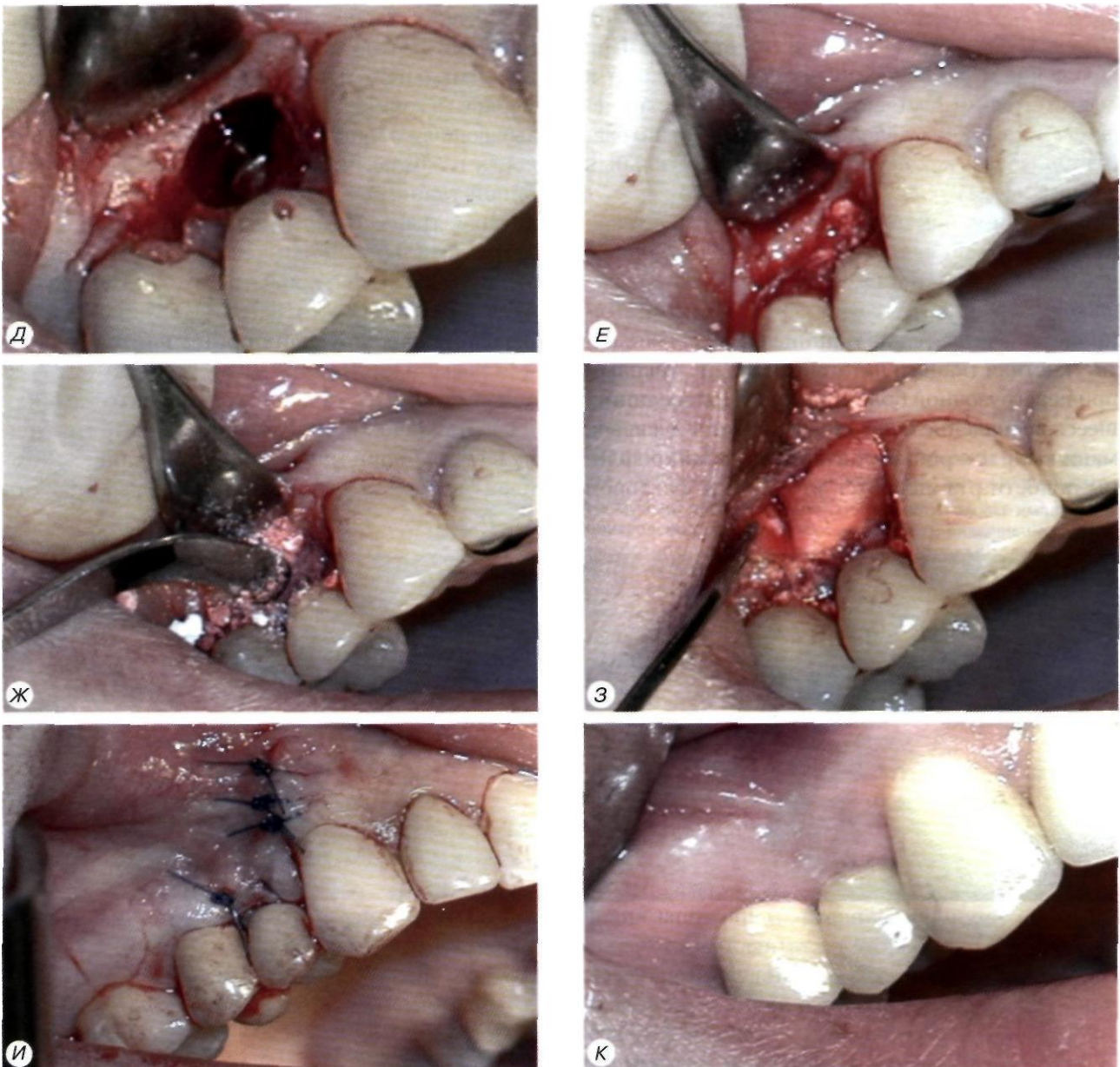


Рис. 13-13. (окончание):

Д — образовавшийся в результате воспалительного процесса и освобожденный от грануляционной ткани дефект. Он находится на уровне соединения головки с внутрикостной частью имплантата и распространяется в глубину кости на 1,5-2 мм; Е — заполнение дефекта кости гидроксиапатитом; Ж — заполнение дефекта кости гидроксиапатитом; З — изоляция заполненного гидроксиапатитом дефекта от окружающих тканей барьерной мембраной; И — наложенные на рану швы; К — состояние через 6 мес. после оперативного лечения периимплантита

проекции установленного имплантата: кроме того, имеются рентгенологически достоверные признаки резорбции кости и образования костных карманов.

Лечение нисходящего периимплантита должно включать:

- устранение причины, вызвавшей развитие воспалительного процесса;

- ревизию костного дефекта в области имплантата и его ликвидацию при помощи методов направленной регенерации кости (рис. 13-13);
- курсе противовоспалительной терапии.

При ретроградном периимплантите начальная фаза заболевания протекает, как правило, бессимптомно. Иногда пациенты отмечают незначительную болезненность в области имплантата при накусывании. При развитии патологии, когда присоединяются воспалительные явления, клиническая картина аналогична таковой при нисходящем периимплантите. К сожалению, ретроградный периимплантит в подавляющем большинстве случаев является свидетельством уже произошедшей полной дезинтеграции имплантата и служит показанием к его удалению.

13.6.3. Синуситы верхнечелюстных пазух

Причиной синусита может быть периимплантит в области установленного в непосредственной близости с верхнечелюстной пазухой имплантата. Распространение воспалительного процесса на слизистую оболочку верхнечелюстной пазухи может происходить при периимплантите любого происхождения (как нисходящем, так и ретроградном). Кроме того, при возникновении риногенного синусита та область кости, где в непосредственной близости с пазухой расположен имплантат, может быть вовлечена в воспалительный процесс, и тогда имплантат и окружающие его ткани могут стать вторичным очагом, поддерживающим воспаление в верхнечелюстной пазухе.

Принципиальным при лечении синусита является вопрос о роли имплантата в его развитии. Если имеются признаки периимплантита или наблюдается подвижность имплантата, его необходимо удалить и провести комплексное противовоспалительное лечение синусита. Как правило, после удаления имплантата формируется синусооральный свищ. Его пластику можно производить через 6 мес. после купирования воспалительных явлений в верхнечелюстной пазухе.

При отсутствии подвижности имплантата, клинических и рентгенологических признаков

периимплантита и при наличии очевидной риногенной агиологии синусита наиболее рациональным способом лечения является консервативное. Оно должно быть направлено на устранение причины синусита (ринита, этмоидита и т.д.), а также включает промывание пазухи растворами антисептиков через проколы или установленный в ее переднюю или латеральную стенки катетер, восстановление носового дыхания, медикаментозную противовоспалительную терапию. Удаление имплантата в такой ситуации не показано.

13.6.4. Механические повреждения и переломы компонентов имплантатов и протезов

Циклические нагрузки и механическое напряжение, возникающие в протезе и компонентах имплантатов во время жевания, могут вызывать пластическую деформацию и даже привести к перелому протеза, самого имплантата или его компонентов.

В большей степени пластическим деформациям подвержены участки соединения компонентов имплантата в первую очередь, фиксирующие протез винты и их резьбовое соединение с головкой имплантата. Кроме того, место соединения головки с внутрикостной частью имплантата также может деформироваться в результате циклических нагрузок. Признаком деформации компонентов имплантата является незначительная подвижность протеза с характерным стуком, который ощущается при его принудительном расшатывании. При возникновении деформаций и ослаблении соединений имплантата и протеза необходимо снять протез и сильнее затянуть резьбовые соединения либо заменить соответствующий компонент имплантата.

При переломах ортопедических компонентов имплантата необходимо произвести их замену, а при переломе самого имплантата показано удаление оставшейся в кости его части.

Чаще наблюдаются переломы пластинчатых имплантатов в области их шейки, а также цилиндрических пористых имплантатов, изготовленных методами порошковой металлургии; реже винтовых имплантатов (рис. 13-11 13-15). Причиной

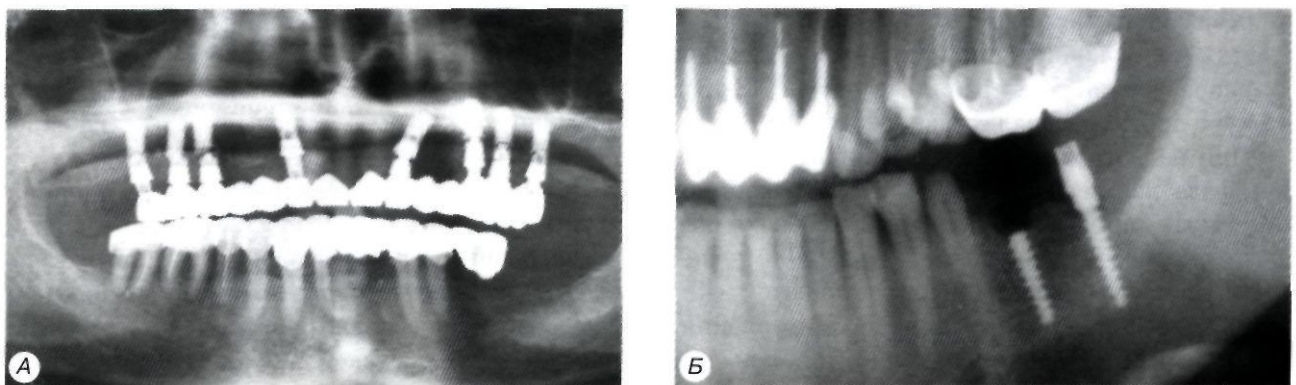


Рис. 13-14. Перелом имплантатов:

перелом шести из восьми установленных пористых имплантатов через 7 лет после протезирования; Б - перелом одного из одноэтапных винтовых имплантатов, диаметр которых составляет 3.5 мм. через 4 года после протезирования

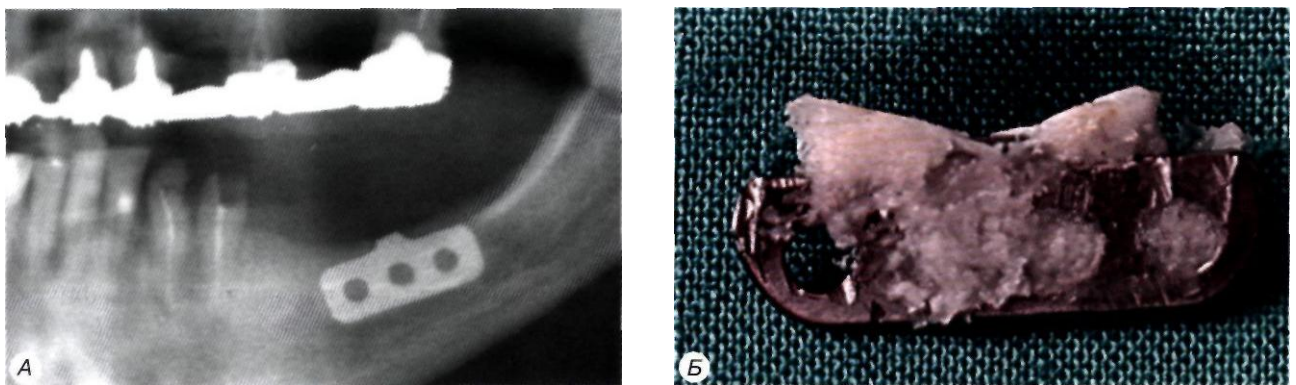


Рис. 13-15. Перелом в области шейки одноэтапного пластиночного имплантата через 5 лет после протезирования в результате расцементирования протеза на опорных зубах:

А - ортопантограмма; Б - удаленный вместе с участком окружающей кости сломанный имплантат

переломов внутрикостной части имплантатов является неадекватная механическая нагрузка, вызывающая усталостные переломы даже таких прочных металлов, как титан. Обычно такая нагрузка возникает при частичной расцементировке протезов, когда сила интеграции имплантата с костью настолько велика, что происходит дезинтеграция за счет резорбции костной ткани, а перелом металлического имплантата.

Удаление сломанной внутрикостной части пластиночного имплантата представляет собой весьма трудоемкую операцию. С этой целью необходимо, соблюдая правила атрауматичного препарирования, выпилить канавку по всему периметру и на всю глубину отломка, после

чего элеватором вывихнуть и удалить сломанный фрагмент имплантата. После чего можно провести реимплантацию с пластикой костного дефекта при помощи метода направленной регенерации кости.

Иногда из-за небольшой толщины альвеолярного отростка сформировать канавку по периметру сломанной части пластиночного имплантата не представляется возможным, поэтому приходится прибегать к блоковой резекции части альвеолярного отростка, содержащей сломанный имплантат (рис. 13-15). В этом случае остается значительный дефект альвеолярного отростка, который необходимо восстанавливать, используя методы направленной регенерации.

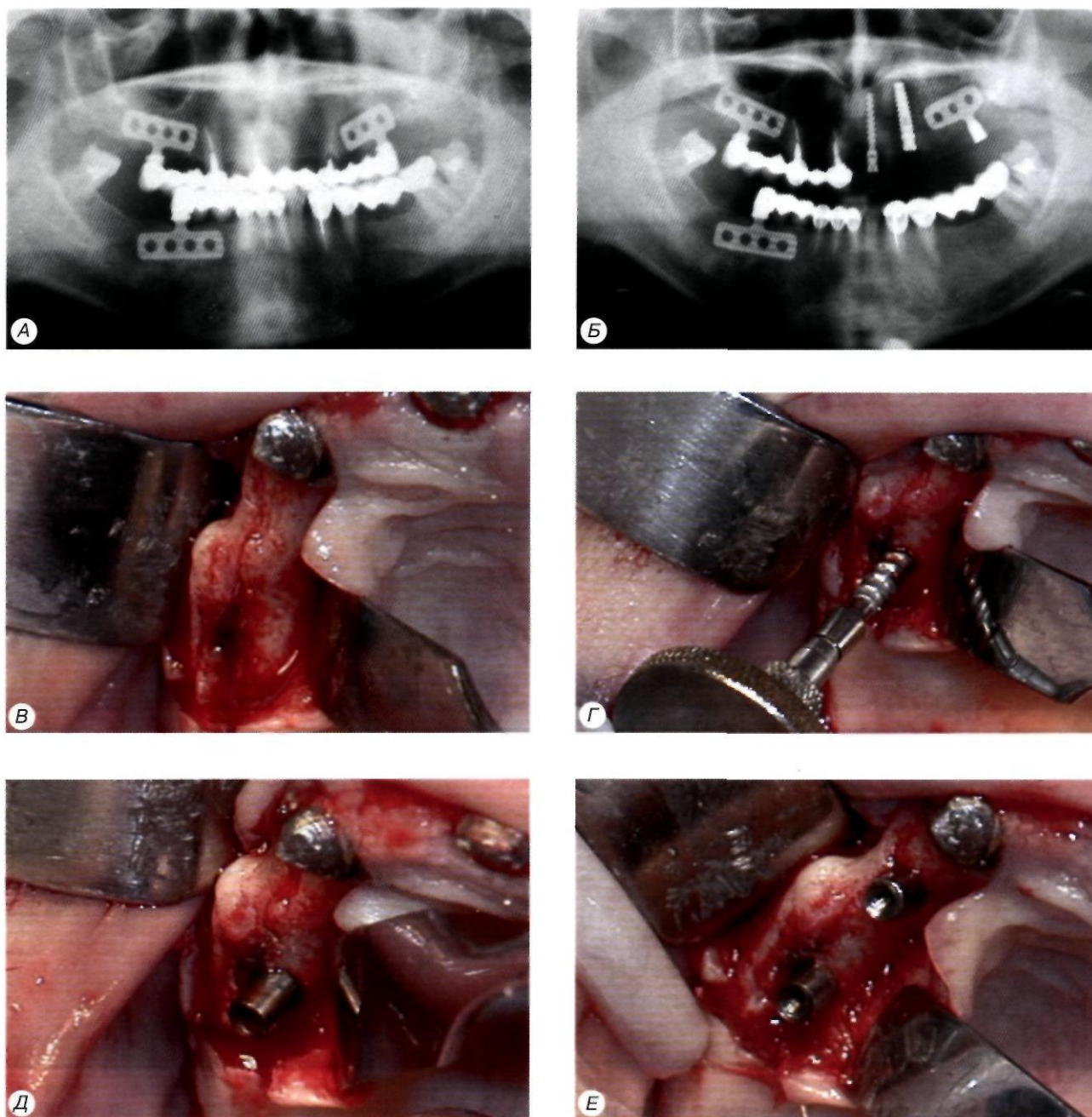


Рис. 13-16. Повторная имплантация рядом со сломанными имплантатами:

А — ортопантограмма через 39 лет после имплантации и протезирования. Разрушен 23-й зуб и имеет место дезинтеграция имплантата, расположенного в верхней челюсти слева. Была проведена реимплантация, удален 23-й зуб и установлены два имплантата в области 21 и 23-го зубов; **Б** — контрольная ортопантограмма через 3 мес. после реимплантации. Спустя 1 год произошел перелом двух пластиночных имплантатов на верхней и нижней челюстях справа вследствие разрушения отдельных опорных зубов и частичной расцементировки протезов. Учитывая стоматологический статус, была спланирована установка одноэтапных винтовых имплантатов сбоку от сломавшихся пластиночных; **В** — состояние после отслойки слизисто-надкостничных лоскутов на верхней челюсти в области сломавшегося имплантата. Внутрикостную часть полностью покрывает костная ткань; **Г** — установка одноэтапного винтового имплантата в ложе, сформированное с небной стороны от оставшейся в кости части пластиночного имплантата; **Д** — установленный в ложе первый имплантат; **Е** — состояние после установки второго имплантата

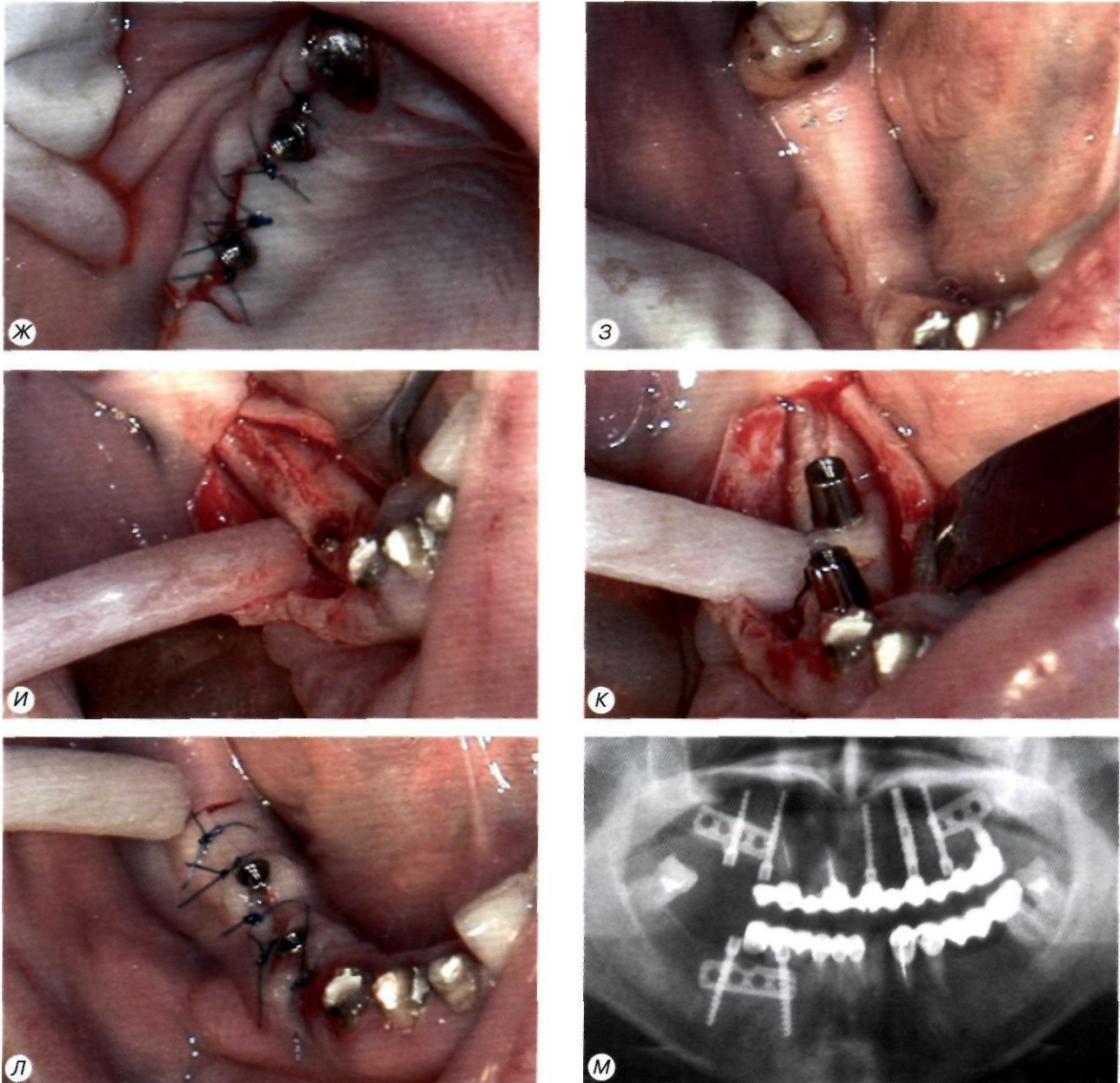


Рис. 13-16. (окончание):

Ж — состояние после наложения швов; З — область расположения второго сломанного имплантата; И — состояние после отслойки слизисто-надкостничных лоскутов; К — два винтовых имплантата установленные с язычной стороны от сломанной внутрикостной части пластиночного имплантата; Л — состояние после наложения швов; М — контрольная рентгенограмма после операции со старыми протезами, фиксированными на временный цемент

Еще более сложным, если не безнадежным, является удаление сломанных внутрикостных элементов пористых имплантатов. Находящиеся в кости их части можно удалить только по-

средством блоковой резекции или выпиливания костных фрагментов при помощи трепанов. Удаление сломанных внутрикостных элементов винтовой и цилиндрической формы также при-

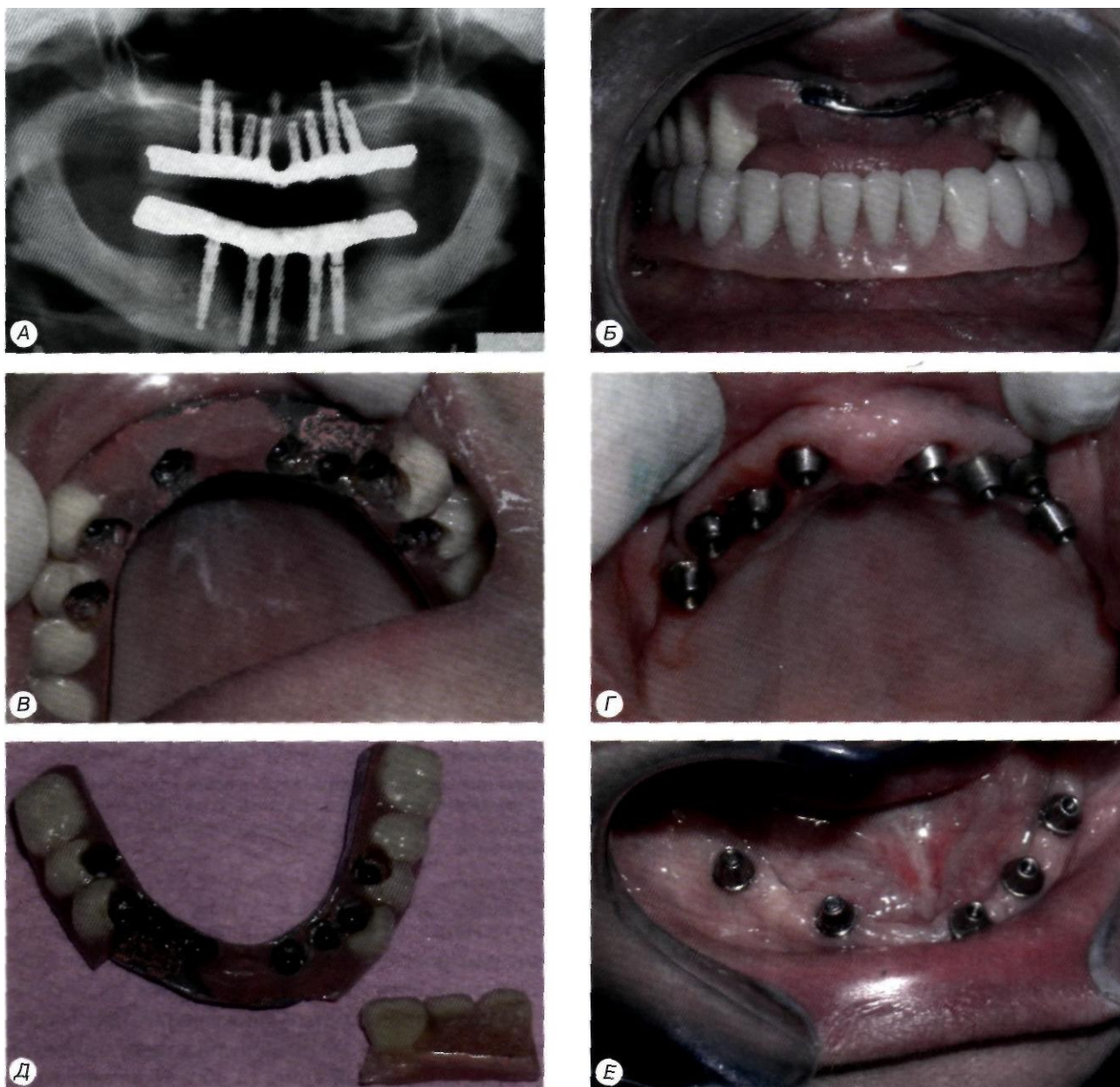


Рис. 13-17. Переломы пластмассовой части условно-съемного протеза, фиксирующих винтов и головки имплантата:

А - контрольная ортопантограмма через 5 лет после протезирования. В результате травмы произошел перлом головки имплантата и нескольких фиксирующих винтов протеза на нижней челюсти и отлом фрагмента протеза на верхней челюсти (Б); Б, Г и Д - состояние после выкручивания фиксирующих винтов и снятия протеза; Е - состояние после выкручивания винтов и снятия протеза на нижней челюсти, В двух головках справа видны отломанные части фиксирующих винтов

холится осуществлять при помощи трепанов, оставляя довольно значительные дефекты альвеолярного отростка.

Учитывая травматичность и последствия удаления частей имплантатов, в ряде случаев можно предусмотреть установку новых импланта-

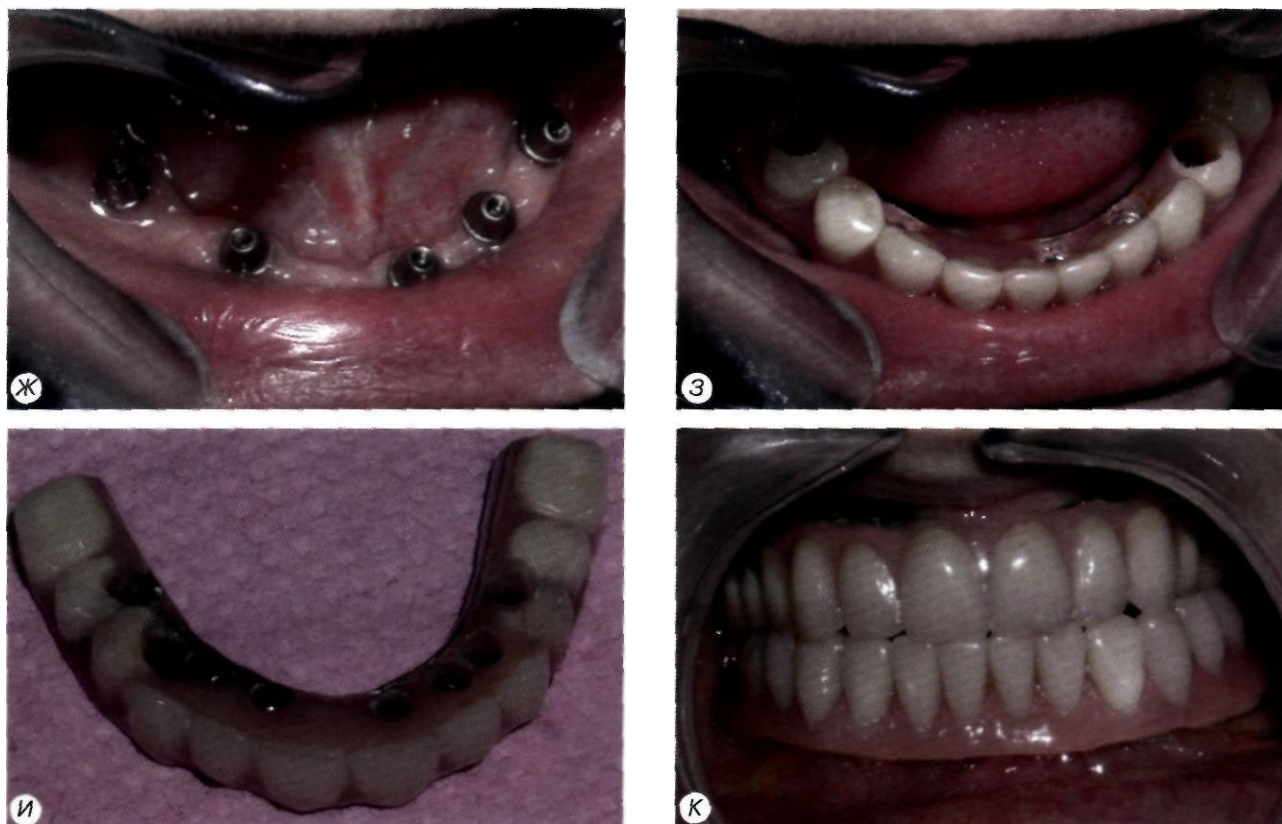


Рис. 13-17. (окончание):

Ж - состояние после удаления фрагментов фиксирующих винтов из двух головок имплантатов, а также после удаления из внутрикостного элемента одного имплантата фрагмента головки и замены головки этой имплантата (дистально расположенный слева); З - фиксированный на место протез на нижней челюсти; И - состояние после починки протеза верхней челюсти; К - фиксированный на место после починки протез

ТОВ рядом со сломавшимся (рис. 13-16). Такой подход можно считать ВПОЛНЕ допустимым, так как наличие части имплантата в костной ткани челюсти не может причинить какого-либо очевидного вреда здоровью пациента, но в ряде случаев позволит провести имплантацию и сохранить объем, форму и целостность альвеолярного отростка. Обычно пациенты соглашаются с таким решением во избежание дополнительной операции а предпочитая иметь новую возможность несъемного протезирования.

Переломы зубных протезов также являются следствием усталостных переломов металлического базиса. При этом необходимо проанализировать причину: конструктивные дефекты (недостаточный объем цельнолитого базиса, наличие

пор в металле), расцементировка или неправильное распределение жевательной нагрузки и ВПОСЛЕДСТВИИ изготовить новый зубной протез.

Могут происходить также переломы пластмассовой части металлоакриловых протезов с десневой маской (рис. 13-17). При таких повреждениях производится починка протеза или переделывается пластмассовая его часть. Для этого снимают оттиски с обеих челюстей с фиксированным на месте протезом. Затем снимают протез и помещают его в соответствующий оттиск. Устанавливают аналоги головок в протез и отливают рабочую модель с фиксированным в оттиске протезом. В условиях зуботехнической лаборатории реставрируют протез, приклеивая на место отломанный фрагмент при помощи

ПЛАСТМАСС, предназначенных для ПОЧИНКИ съемных протезов. При замене старой пластмассовой части на новую ее выжигают. Затем МОДЕЛИРУЮТ из воска десневую маску и ПРОВОДЯТ расстановку ЗУБОВ, после чего изготавливают НОВУЮ акриловую супраконструкцию и фиксируют протез в полости рта.

ЛИТЕРАТУРА

1. Робустова Т.Г. Воспалительные осложнения зубной имплантации. Проблемы стоматологии и нейростоматологии. 1999. № 4. С. 45-17.
2. Bruggenkate С.М., Krekeler С, Kraaijenhagen Н.Л., Foitzik С., Oosterbeek U.S. Hemorrhage of the floor of the mouth resulting from lingual perforation during implant placement: A clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1993. Vol. 8. P. 329-333.
3. Carlson В., Carlsson G.E., Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1991. Vol. 9. - P. 90-91.
4. Cranin N.A., Klein M., Simons A. Atlas of Oral Implantology. Second edition. St. Louis: Morsby, 1999. - P. 404-444.
5. Di Silvestro S. Incidenti iatrogeni al seno mascellare: Penetracione di corpi estranei e tecnica chirurgica di recupero. *Implantologia Orale.* - 1999. № 2. P. 9-12.
6. Duyck J., Naert I. Failure of oral implants: Aetiology, symptoms and influencing factors. *Clin. Oral Investigations.* 1998. - Vol. 2. P. 102-114.
7. El Askary A.S., Meffert R., Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dentistry.* 1999. Vol. 8. P. 173-185.
8. El Askary A.S., Meffert R., Griffin T. Why do implants fail? Part II. *Implant Dentistry.* 1999. Vol. 8. P. 265-270.
9. Esposito M., Hirsch J.-M., Lekholm G., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Part I. Success criteria and epidemiology. *Europ. J. Oral Science.* 1998. Vol. 100. P. 527-531.
10. Esposito M., Hirsch J.-M., Lekholm G., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Part II. Etiopathogenesis. *Europ. J. Oral Science.* 1998. Vol. 106. P. 721-764.
11. Hobo S., Ichida K., Garcia I. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1990. 44 Pp.
12. Kwan J.Y., Zablotzky M.H. The failing implant. *J. Calif. Dent. Assoc.* 1991. Vol. 19. P. 51-56.
13. Misch C.E. (ed.) Contemporary implant dentistry. St. Louis: Morsby Yearbook, Inc. 1993. P. 705-702.
14. Pauletto N., Lahille B.J., Walton J.N. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1999. Vol. 14. P. 805-808.
15. Spiekermann H. et al. *Implantology.* New York: Thieme, 1995. P. 317-352.
16. Tolman D.E., Laney W.R. Tissue-Integrated Prosthesis Complications. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1992. Vol. 7. P. 177-181.
17. Tonetti M.S. Peri-implantitis: Biological considerations. *J. Periodontol. Implantol. Oral.* 1990. Vol. 15. P. 209-284.
18. Tonetti M.S., Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *J. Periodontol.* 1994. Vol. 1. P. 127-138.
19. Torosian J., Rasenberg E.S. The failing and the implant: A clinical, microbiologic, and treatment review. *J. Esthet. Dent.* 1993. Vol. 5. P. 97-100.
20. Worthington P. Complications and failures. In: Naert I., van Steenberghe D., Worthington P. (eds). *Osseointegration in oral rehabilitation.* - London: Quintessence Publ. Co., 1993. P. 181-180.

Глава 14

Стандарты эффективности имплантации

Прежде чем оценивать результаты лечения и его эффективность, необходимо определить, какие критерии могут служить показателем успеха.

Очевидно, что если имплантаты были удалены на хирургическом этапе лечения - это неудача. Если они удалены через 1 или 2 года после протезирования - это тоже неудача. Если имплантат после операции или через 1-2 года после протезирования находится *in situ*, но имеются показания к его удалению, лечение нельзя назвать удачным.

Однако наличие имплантатов и опирающихся на них протезов *in situ* через 3-10 или даже 10 лет не является достаточным основанием для оценки результата лечения, так как не отражает сути всех задач, стоящих перед имплантацией. Помимо восстановления анатомической целостности зубочелюстной системы опирающиеся на имплантаты протезы должны удовлетворять пациента как с функциональной, так и с косметической точек зрения. Кроме того, еще одной задачей имплантации является предупреждение прогрессирующей атрофии костной ткани челюстей.

Таким образом, заключение об эффективности или неэффективности имплантации должно исходить из анализа полноты выполнения стоящих перед этим методом задач.

14.1. МЕТОДЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ

Полноценная оценка результата имплантации должна основываться на данных опроса, анкетирования пациента, а также клинического и рентгенологического обследования.

14.1.1. Анкетирование

Главной задачей анкетирования является выяснение, насколько пациент удовлетворен функциональным и косметическим результатом лечения. Если он отмечает дискомфорт, болезненность в области имплантата, снижение функции жевания, нарушение дикции, неудовлетворен косметическим эффектом протезирования, имплантация не может считаться успешной.

14.1.2. Определение клинической стабильности

При клиническом обследовании в первую очередь необходимо выявить наличие или отсутствие подвижности имплантатов и опирающихся на них протезов, а также оценить состояние тканей десневой манжетки, окклюзии и артикуляции.

Если пациент не предъявляет жалоб на боль или дискомфорт в области имплантатов, отсутствуют подвижность протезов и имплантатов,

воспалительные явления в области десневых манжеток имплантатов, сохраняются адекватная окклюзия и артикуляционные движения нижней челюсти, то такую клиническую картину принято обозначать как состояние клинической стабильности имплантатов.

14.1.3. Рентгенологическое обследование

Основной характеристикой состояния костной ткани является показатель ее убыли. Этот параметр отражает степень вертикальной и горизонтальной резорбции, а также атрофии окружающей имплантат костной ткани.

Под вертикальной резорбцией кости понимают рентгенологически достоверное образование костного кармана в области имплантата, нижний угол которого составляет менее 60° (рис. 14-1, А; 1-1-2). Она свидетельствует о наличии или имевшем месте ранее воспалительном процессе, обычно перимплантите.

Горизонтальная резорбция — это определяемая на рентгенограмме убыль кости под углом более 60° относительно вертикальной оси внутренней части имплантата. Горизонтальная резорбция свидетельствует о перенесенном ранее перимплантите или функциональной перегрузке окружающей имплантат кости.

Рентгенологическим признаком атрофии костной ткани челюстей в области имплантатов является снижение ее высоты относительно верхней точки внутрикостной части имплантата при отсутствии вертикальной или горизонтальной резорбции (рис. 14-1, Б; 14-2).

Состояние костной ткани по данным рентгенологического обследования может оцениваться только в динамике. За исходную принимается рентгенограмма, сделанная перед вторым этапом операции (при использовании двухэтапной методики), или первый после установки одноэтапного имплантата. Контрольный снимок.

Для анализа результата имплантации важен не только сам факт наличия либо отсутствия резорбции или атрофии костной ткани в области имплантата, но и скорость ее убыли.

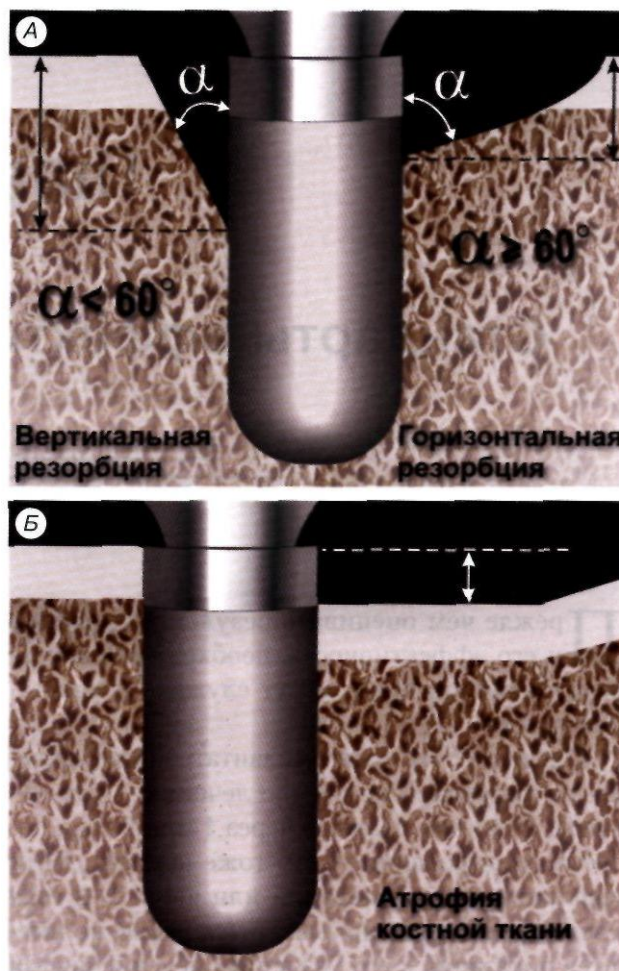


Рис. 14-1. Схема различных вариантов убыли костной ткани в области функционирующего имплантата:

А — схема вертикальной и горизонтальной резорбции; Б — схема атрофии

Естественная, физиологическая атрофия костной ткани челюстей у лиц старше 10 лет составляет в среднем 0,2 мм в год. Это означает, что убыль окружающей имплантат кости за счет резорбции или атрофии не должна превышать физиологический уровень. Ускоренная атрофия или резорбция кости может расцениваться как отсутствие искомого результата имплантации.

14.1.4. Динамика обследований

Для адекватной оценки эффективности лечения все обследования, опросы и анкетирование

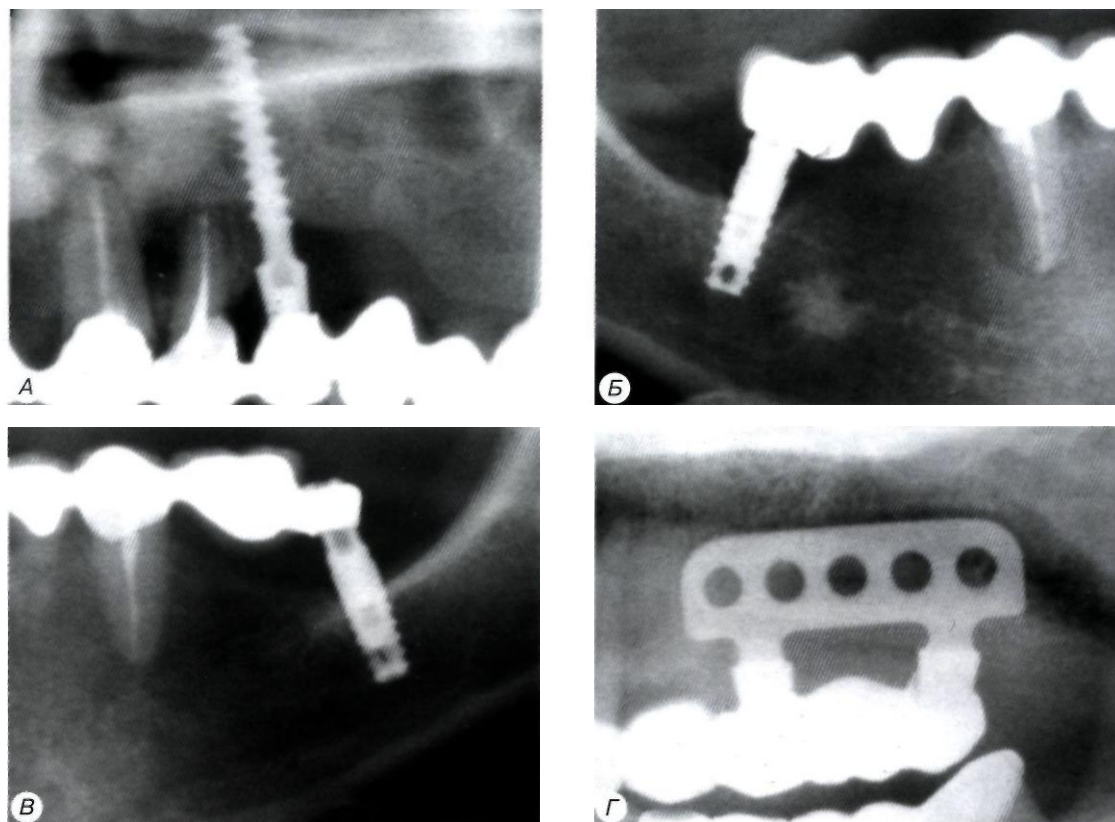


Рис. 14-2. Рентгенологическая картина резорбции и атрофии костной ткани в области функционирующих имплантатов:

А — горизонтальная резорбция кости с одной стороны функционирующего в течение 5 лет одноэтапного винтового имплантата; Б — вертикальная резорбция в области функционирующего 5 лет двухэтапного винтового имплантата; В — атрофия костной ткани в области функционирующего 5 лет винтового двухэтапного имплантата; Г — горизонтальная резорбция костной ткани в области функционирующего в течение 11 лет пластинчатого имплантата

пациентов должны проводиться в динамике через определенные промежутки времени.

Первое обследование целесообразно назначать через 1 год после протезирования. В течение этого периода времени должна завершиться перестройка всех структурных единиц прилегающей к имплантату кости, поэтому обследование через 1 год после протезирования позволяет оценить ближайшие результаты имплантации и одновременно служит точкой отсчета для определения эффективности имплантации в будущем (отдаленных результатов лечения).

Дальнейшие обследования проводятся обычно через 3, 5 и 10 лет после протезирования. Выбор этих сроков обоснован не столько с точки

зрения физиологии, сколько статистики и здравого смысла. Во-первых, в течение этого времени вполне реально обследовать большинство пациентов и провести корректный статистический анализ результатов. Во-вторых, срок 5 лет в медицине признается достаточным для оценки отдаленных результатов лечения. В-третьих, через 5-10 лет у значительного числа пациентов стоматологический статус изменяется настолько, что требуется дополнительное лечение, а иногда и новое протезирование с установкой новых, дополнительных имплантатов или реимплантацией, продиктованной иногда не столько состоянием функционировавшего имплантата и окружающей его кости, сколько изменившейся клинической ситуацией (рис. 14-3).

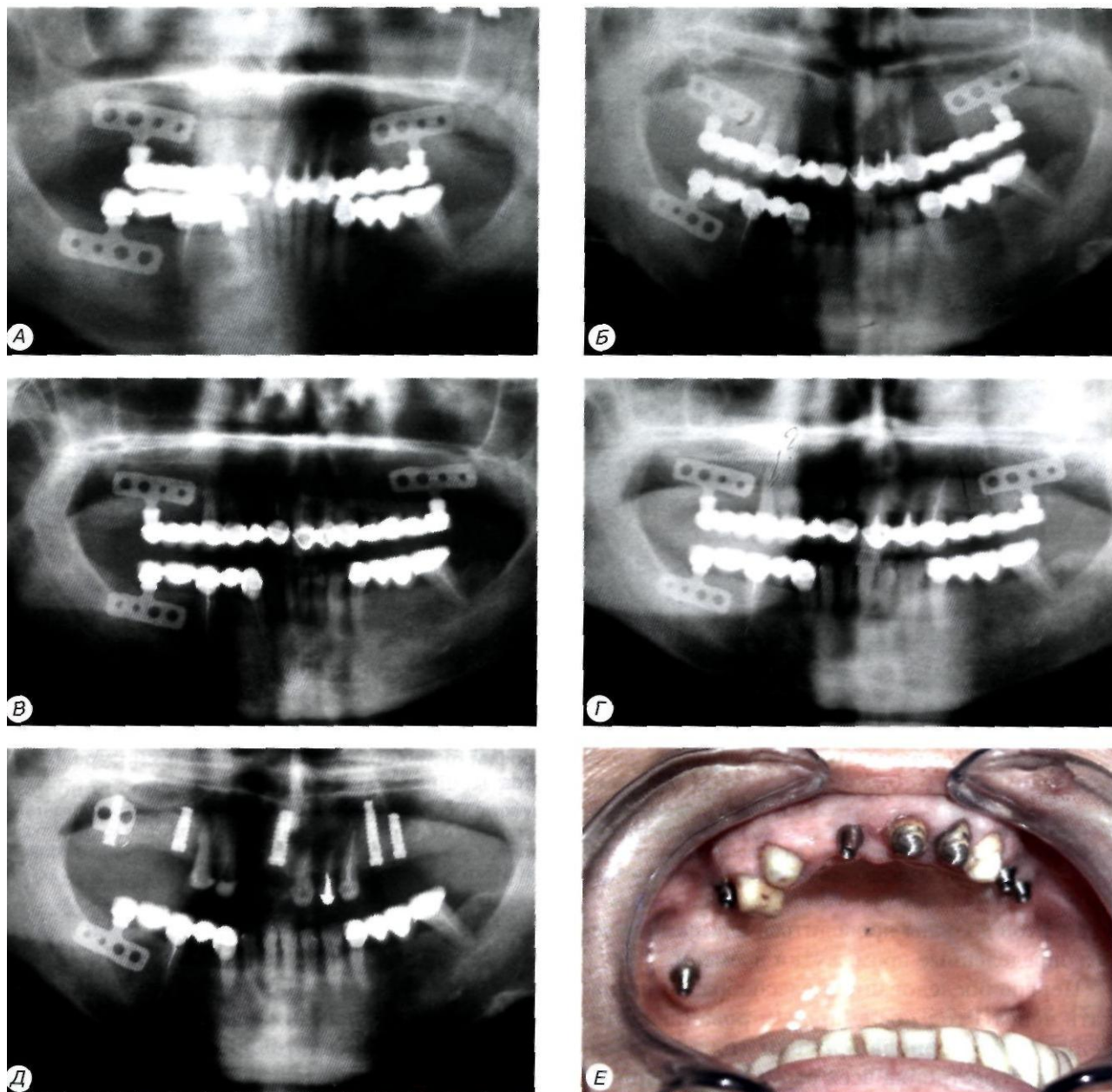


Рис. 14-3. Изменение стоматологического статуса через 11 лет после имплантации:

А, Б и В — контрольные рентгенограммы через 1, 3 и 6 лет после имплантации; Г - контрольная рентгенограмма через 11 лет после имплантации. В области имплантата, установленного в верхнюю челюсть слева, имеется резорбция костной ткани на $\frac{1}{3}$ высоты дистального плеча внутрикостной части. Клинически — имплантат подвижен. Показано его удаление, а также удаление 15 и 11-го зубов. В области шейки и медиального плеча пластиночного имплантата, установленного в верхнюю челюсть справа, имеется горизонтальная резорбция кости в пределах $\frac{1}{2}$ высоты внутрикостной части (визуальная картина уровня резорбции данного имплантата показана в главе 11 на рис. 11-20, Б, В). Подвижности этого имплантата нет, и поэтому нет абсолютных показаний к его удалению. Однако прогнозировать успешное его функционирование в дальнейшем невозможно, особенно, если учитывать необходимость удаления двух зубов и установки на их место имплантатов, а также реимплантации на верхней челюсти слева. Поэтому для достижения прогнозируемого результата повторного лечения было принято решение о проведении реимплантации в области этого имплантата; Д - контрольная рентгенограмма через 3 мес. после имплантации и реимплантации; Е - состояние после второго этапа операции

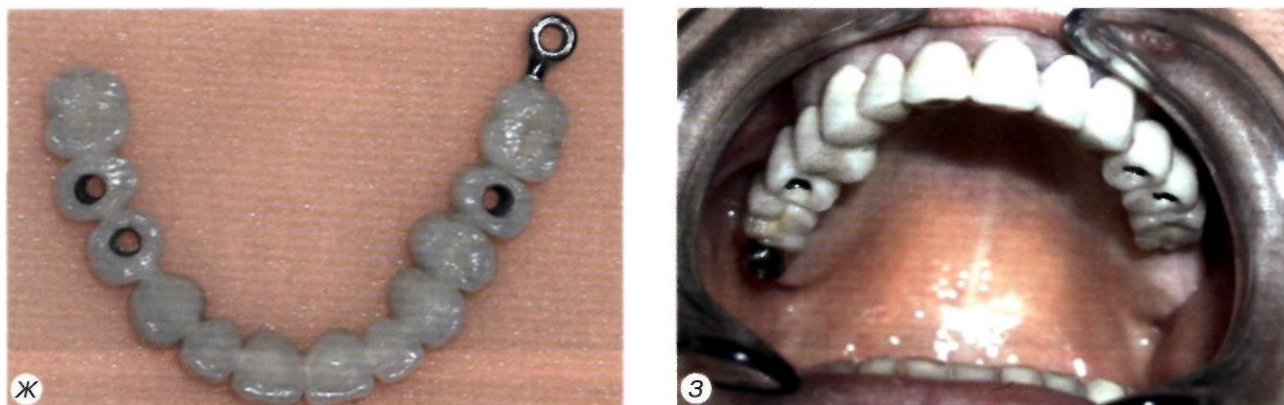


Рис. 14-3. (окончание):
Ж — изготовленный протез; 3 — фиксированный на верхней челюсти протез

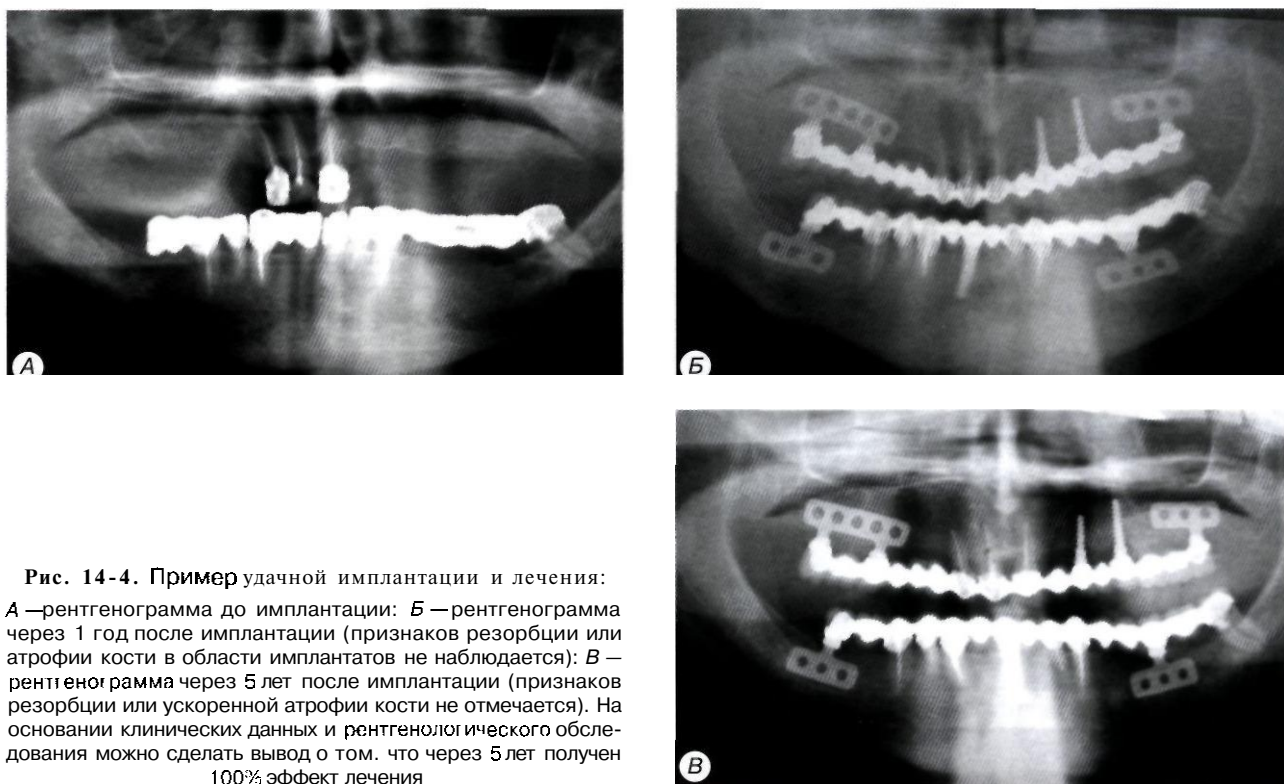


Рис. 14-4. Пример удачной имплантации и лечения:
А — рентгенограмма до имплантации; Б — рентгенограмма через 1 год после имплантации (признаков резорбции или атрофии кости в области имплантатов не наблюдается); В — рентгенограмма через 5 лет после имплантации (признаков резорбции или ускоренной атрофии кости не отмечается). На основании клинических данных и рентгенологического обследования можно сделать вывод о том, что через 5 лет получен 100% эффект лечения

14.1.5. Основные статистические показатели

Если все установленные имплантаты находятся *in situ*, проведено запланированное лечение, пациент пользуется протезами и удовлетворен ими, при этом отсутствуют воспалительные яв-

ления в области десневых манжеток имплантатов и признаки резорбции или ускоренной атрофии костной ткани в области имплантатов — это, естественно, 100% эффект (рис. 14-4).

Если после удаления имплантата пришлось отказаться от запланированного протезирования или кардинально изменить план лечения, напри-

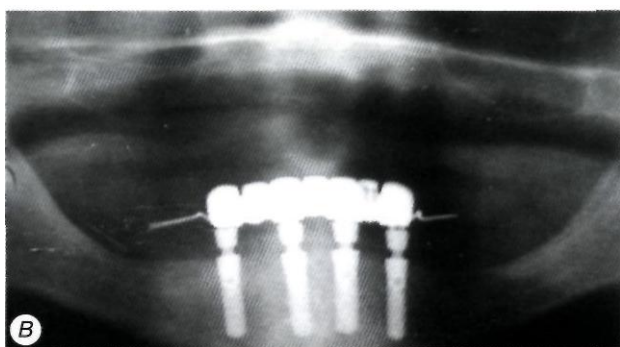
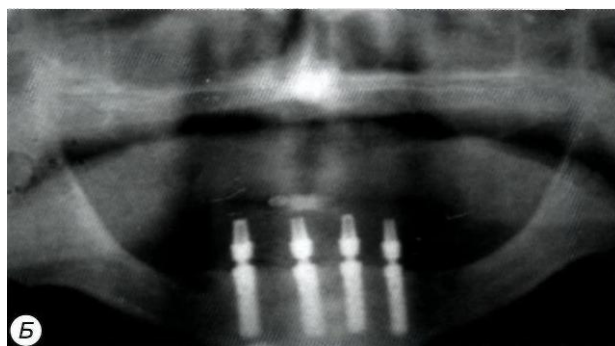
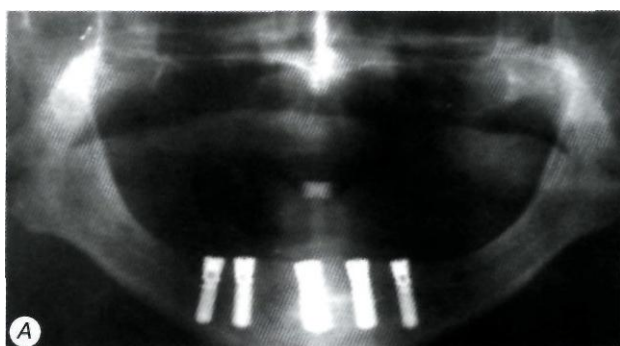


Рис. 14-5. Пример неудачного лечения после удаления одной из установленных имплантатов:

А - контрольная рентгенограмма через 3 мес. после первого этапа операции. Было установлено 5 имплантатов и планировалось изготовление условно-съемного протеза с дистальным вытяжением; Б - контрольная рентгенограмма через 3 нед. после второго этапа операции, во время которого из-за отсутствия интеграции был удален один имплантат, располагавшийся в области 45-го зуба; В - контрольная рентгенограмма через 7 лет после протезирования. В данном случае удаление одного имплантата повлекло за собой кардинальное изменение плана лечения. Вместо условно-съемного пришлось изготовить съемный протез с кламперами, фиксацию которого обеспечивает несъемный мостовидный протез, опирающийся на оставшиеся 4 имплантата. Таким образом, эффективность имплантации составила 75 %, а лечение у данного пациента успеха не имело, так как поставленная при планировании цель не была достигнута

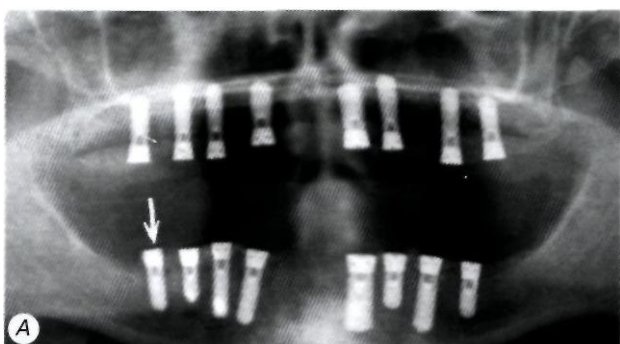


Рис. 14-6. Пример оценки эффективности применения внутрикостных пористых имплантатов С.А. Смирнова при полной адентии:

А - контрольная ортопантомограмма через 3 мес. после первого этапа операции. Имеется резорбция костной ткани в области одного имплантата (помечен стрелкой). Имплантат был удален во время второго этапа операции; Б - примерка металлического каркаса условно-съемного протеза на головках имплантатов. Состояние через 10 дней после второго этапа операции; В - фиксированные условно-съемные металлоакриловые протезы

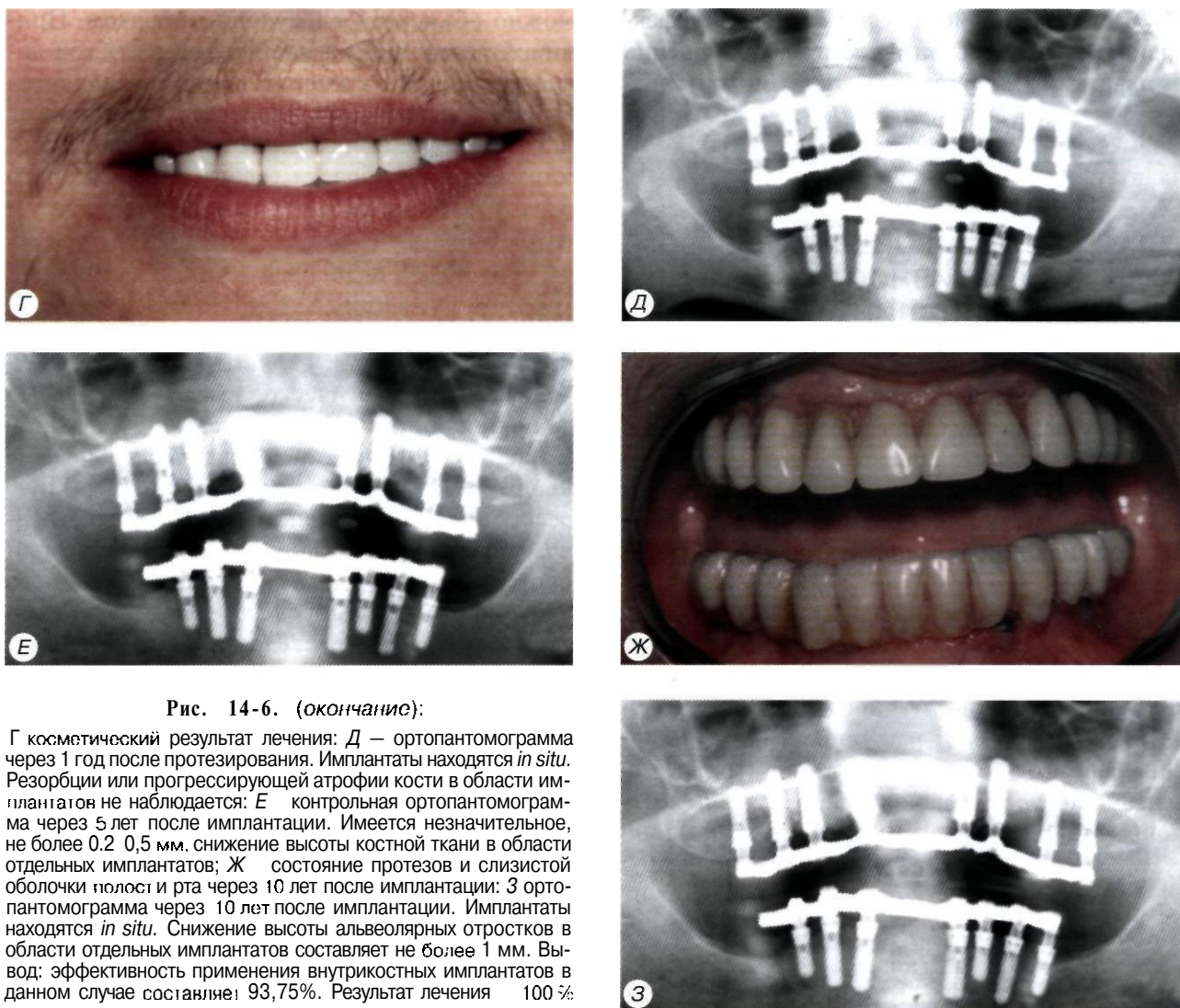


Рис. 14-6. (окончание):

Г косметический результат лечения; Д — ортопантограмма через 1 год после протезирования. Имплантаты находятся *in situ*. Резорбции или прогрессирующей атрофии кости в области имплантатов не наблюдается; Е — контрольная ортопантограмма через 5 лет после имплантации. Имеется незначительное, не более 0,2–0,5 мм, снижение высоты костной ткани в области отдельных имплантатов; Ж — состояние протезов и слизистой оболочки полости рта через 10 лет после имплантации; З — ортопантограмма через 10 лет после имплантации. Имплантаты находятся *in situ*. Снижение высоты альвеолярных отростков в области отдельных имплантатов составляет не более 1 мм. Вывод: эффективность применения внутрикостных имплантатов в данном случае составляет 93,75%. Результат лечения — 100 %

мер, вместо несъемных или условно-съемных протезов изготовить полные съемные протезы, которые фиксируются при помощи оставшихся имплантатов, — это случай неудачного лечения пациента, но не 100%-й неэффективности имплантации (рис. 14-5).

Если был удален один из имплантатов, но это не повлекло за собой изменения плана лечения, то это пример неудачной имплантации, но не лечения пациента (рис. 14-6).

Если статистический анализ охватывает только успешные (неудачные) случаи имплантации или только эффективность (неэффективность)

лечения пациентов, то следует ожидать значительного искажения реальной количественной оценки результатов имплантации. Поэтому при статистической обработке данных необходимо рассчитывать два показателя:

1 — соотношение установленных и удаленных имплантатов (показатель их «выживаемости»);

2 — соотношение общего числа пациентов, прошедших лечение и пациентов, у которых не был достигнут искомый результат (показатель успешности лечения пациентов с использованием имплантатов).

Эти показатели позволяют судить об эффективности или неэффективности как применения имплантатов, так и самого метода имплантации, а также определить процент неудач и совокупный (общий) результат протезирования на имплантатах.

14.2. КРИТЕРИИ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИМПЛАНТАЦИИ

Существует несколько подходов к оценке эффективности имплантации. Первый из них был принят участниками Гарвардской конференции в 1978 г. (табл. 14-1).

В 1989 г. D. Smith и G. Zarb предложили новые, более жесткие критерии оценки: не менее 85% установленных имплантатов через 5 лет и не менее 80% через 10 лет должны быть клинически стабильны, а скорость убыли кости в области имплантатов должна составлять менее 0,2 мм в год (табл. 14-1).

Точкой отсчета для определения скорости убыли кости служит рентгенологическая картина через год после имплантации. При этом в течение первого года допускается убыль костной ткани в пределах 1,0 мм. Это положение

можно объяснить следующим образом. Причиной резорбции костной ткани в 1-й год после установки имплантатов обычно является второй этап операции, в результате которого на некоторое время изменяется характер микроциркуляции в области гребня альвеолярного отростка; кроме того, функциональная нагрузка на имплантаты вызывает структурную перестройку кости, начинающуюся с ее резорбции. По сути, резорбция глубиной до 1,0 мм в области гребня альвеолярного отростка, где расположен имплантат, является тканевым ответом на стоматологическое вмешательство. Но данным клинических наблюдений P. Axelsson и J. Lindhe (1981) даже эндодонтическое лечение периодонтита может вызывать аналогичную резорбцию альвеолярного гребня. Естественно, ее можно прогнозировать и после фиксации протезов на зубах и тем более после съемного протезирования, о чем свидетельствуют результаты клинических исследований, проведенных A. Tallegren (1972), B. Bergman и G. Carlsson (1985).

Четыре критерия, сформулированные I. Smith и G. Zarb, легли в основу современного общепринятого подхода к статистической оценке эффективности имплантации.

Таблица 14-1

Критерии успешной имплантации

| Критерии оценки | Гарвардская конференция (1978) | D. Smith и G. Zarb (1989) |
|----------------------------|--|---|
| Подвижность | Допускается подвижность имплантата не более 1 мм во всех направлениях | Каждый имплантат в отдельности не должен иметь подвижности |
| Рентгенологическая картина | Убыль кости в вертикальном направлении не должна превышать $\frac{1}{3}$ высоты внутрикостной части имплантата | По периметру имплантата кость не должна быть рентгенопрозрачной. Ежегодная убыль кости после 1-го года функционирования имплантата должна быть менее 0,2 мм |
| Дополнительные критерии | Контролируемое, поддающееся лечению воспаление слизистой оболочки десневых манжеток. Отсутствие симптомов инфекционных процессов, парестезии и анестезии нижнелучечкового нерва. Отсутствие повреждения верхнечелюстных пазух и полости носа | Отсутствие боли, инфекций, невропатий, парестезий. Наличие косметического эффекта протезирования |
| Минимальный уровень успеха | 75% через 5 лет | 85% через 5 и 80% через 10 лет |

Таблица 14-2

Совокупный результат имплантации по данным ряда работ за последние 10 лет

| Источник | Глубина наблюдений (годы) | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) |
|--|---------------------------|-----------------|------------------------|--|---|
| J. Kent et al. (1990) | От 1 до 5 | 192 | 772 | Integral ¹ | 96,1 |
| D. Van Steenberghe et al. (1990) | От 1 до 5 | 159 | 558 | Branemark System | 93,4 |
| T. Golec, J. Krauser (1992) | От 1 до 5 | — | 3093 | Integral ¹ | 97 |
| M. Block, J. Kent (1992) | От 1 до 6 | 163 | 740 | Integral ¹ | 93,7 |
| A. Saadoun, M. LeGall (1992) | От 1 до 5 | — | 268 | Steri-Oss | 98,1 |
| P. Fugazzotto et al. (1993) ² | До 5 | — | 513 | IMZ | 95,7 |
| Ch. Babbush, M. Shimura (1993) | 5 | 322 | 1059 | IMZ | 95 |
| M. Nevis, B. Langer (1993) | От 2 до 9 | 195 | 1203 | Branemark System | 95,2–95,5 |
| U. Lekholm et al. (1994) | 5 | 132 из 159 | 442 из 558 | Branemark System | 92–94 |
| В.Л. Параскевич (1996) | От 3 до 5 | 61 | 238 | Пористые цилиндрические | 96 |
| S. Wheeler (1996) | От 2 до 10 | 479 | 1202 | Цилиндрические (TPS и HA) ³ | 92,7 (TPS) 77,8 (HA) |
| P. Ledermann (1996) | До 20 | 411 | 1523 | Винтовой формы | 92,8 |
| В.Л. Параскевич (1997) | От 3 до 10 | 417 | 1575 | Пористые цилиндрические (имплантаты С.А. Смирнова) и Radix (одноэтапные винтовые и пластиночные) | 92,5 (пористые) 92,1 (винтовые) 90,2 (пластиночные) |
| P. Shnitman et al. (1997) | 10 | 10 | 63 | Branemark System | 84,7 при ранней нагрузке; 100 при отсроченной нагрузке |
| D. Tarnow et al. (1997) | От 1 до 5 | 10 | 107 | Branemark System, Straumann ITI, Astra | 97,2 при ранней нагрузке; 97,4 при отсроченной нагрузке |
| W. Becker et al. (1997) | 1 | 63 | 135 | Branemark System ⁴ | 95,6 |
| D. Gomez-Roman et al. (1997) | От 2 до 7 | 376 | 696 | Frialit-2 ⁵ | 96 |
| Ю. Пинтсон и др. (1998) | От 6 до 10 | 119 | 133 | Пластиночные ВНИИИМТ, винтовые «Контраст» | 91,1 (пластиночные) 85,2 (винтовые) |
| А.И. Сидельников (1998) | От 3 до 6 | 645 | 723 | Контраст, Конмет, ВНИИИМТ, МЕТТЭМ, КВС-1, Straumann ITI | 89 (пластиночные) 93,7 (винтовые) |

Окончание табл. 14-2

| Источник | Глубина наблюдений (годы) | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) |
|-----------------------------|---------------------------|-----------------|------------------------|------------------------------------|---|
| I. Herrmann et al. (1999) | От 1 до 5 | 487 | 1738 | Branemark System | 91,4–93,1 |
| U. Lekholm et al. (1999) | 10 | 89 из 127 | 338 из 461 | Branemark System | 90,2 на верхней челюсти; 93,7 на нижней челюсти |
| G. Leghissa et al. (1999) | 4 | 530 | 1278 | Двухэтапные винтовые | 94,5 |
| M. Davarpanah et al. (2001) | 5–6 | 189 | 614 | Двухэтапные винтовые | 92,9–94,3 |

¹ Имплантаты с гидроксиапатитным покрытием внутрикостного элемента.

² Имплантацию ПРОВОДИЛИ при регионарном остеопорозе челюстей.

TPS – внутрикостный элемент обработан плазменным напылением. ИЛ – покрытие гидроксиапатитом.

• Применялась одноэтапная методика операции и ранняя функциональная нагрузка.

Имплантаты устанавливались в лунки удаленных зубов.

14.3. КРИТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ОБЩИХ СТАТИСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИМПЛАНТАЦИИ

Проведенный за последние 10 лет статистический анализ свидетельствует об успешном применении имплантатов в 81–100% случаев и положительных отдаленных результатах лечения у 87–100% пациентов (табл. 14-2).

Вместе с тем, совокупный статистический анализ дает лишь общую картину эффективности имплантации. Кроме того, следует учитывать, что прямой, некритический перенос средних статистических значений в клиническую практику может привести к не совсем корректной оценке эффективности данного метода, а также не всегда отражает реальную картину и приоритеты его развития.

Как говорилось выше, при общем статистическом анализе отдаленных результатов имплантации точкой отсчета является 1 год после протезирования, т.е. во многих публикуемых работах из поля зрения выпадают результаты хирургического этапа лечения. Поэтому далеко не во всех случаях совокупный статистический показатель

эффективности имплантации соответствует уровню «выживаемости» имплантатов.

Не всегда полученный результат имплантации соотносится с критериями оценки ее эффективности. Например, если через 3 года после протезирования достигнут однозначно положительный результат имплантации, а через 5 лет зафиксировано увеличение скорости атрофии костной ткани за счет развития общего заболевания у пациента (рис. 14-7), то следует ли этот случай отнести к неудачам? Если да, то возникает вопрос, оградит ли он при статистической обработке реальную эффективность применения имплантатов и метода в целом? В работах, посвященных анализу результатов имплантации, такие спорные, неоднозначные случаи не упоминаются и каких-либо комментариев по этому поводу не содержится.

Соотношение прошедших лечение и обследованных, включенных в статистический анализ пациентов, может не совпадать и, как правило, не совпадает. Судьбу далеко не всех пациентов удастся проследить через 5 и более лет после лечения. Возникает вопрос, к какой группе отнести этих пациентов? Группе, где лечение успеха не имело? Или к группе успешного лечения? Если, например, через 5 лет удалось обследовать 75%

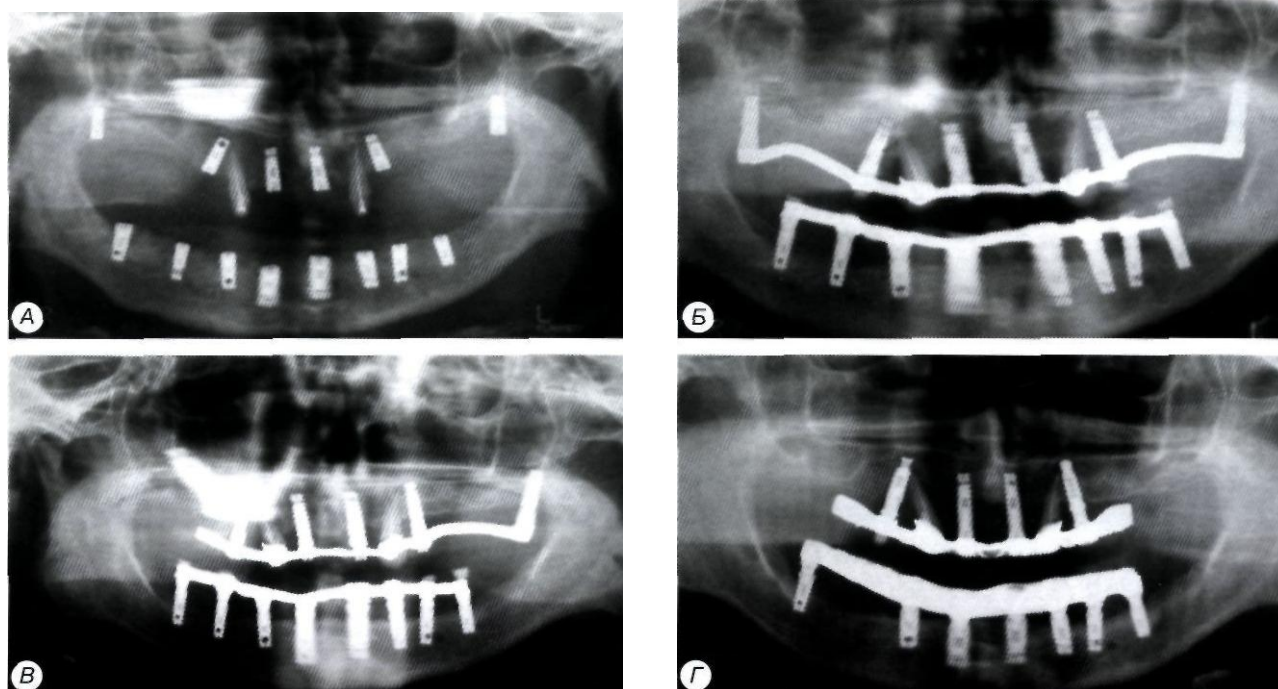


Рис. 14-7. Пример спорной оценки результата лечения:

А - рентгенограмма через 2 мес. после имплантации; Б — контрольная рентгенограмма через 3 года после имплантации. Признаков прогрессирующей атрофии и резорбции костной ткани в области имплантатов не наблюдается; В — контрольная рентгенограмма через 5 лет. До проведения рентгенологического обследования был удален имплантат на верхней челюсти справа и обрезана часть протеза. Имеется значительное снижение высоты костной ткани нижней челюсти за счет ее атрофии. Из истории болезни: через 4 года после имплантации у пациентки был диагностирован рак молочной железы. Было проведено хирургическое лечение, в том числе овариэктомия, и несколько курсов химиотерапии; Г — контрольная ортопантомограмма через 7 лет после протезирования. Удален еще один имплантат на верхней челюсти. На нижней челюсти также был удален имплантат по поводу периимплантита. Остальные имплантаты интегрированы. Прогрессирующей атрофии костной ткани не выявлено. В связи с этим можно сделать вывод о том, что ускоренная атрофия костной ткани явилась следствием синдрома постовариэктомии, для которой характерны гормональные изменения, аналогичные климактерическому синдрому, и развитие системного остеопороза. Кроме того, ускоренная атрофия могла явиться результатом химиотерапии. Из этого следует, что неблагоприятный прогноз имплантации в данном случае в значительной мере обусловлен онкологическим заболеванием и его лечением

лечившихся пациентов, то можно ли говорить об адекватной статистической оценке? Или это некорректная (в связи с нерепрезентативной выборкой) статистическая оценка?

Во многих работах не декларируется число пациентов, прошедших полное обследование после имплантации по отношению к общему их числу. Лишь в некоторых публикациях указывается доля (процент) обследованных из общего числа прооперированных (см. табл. 14-2).

В статистический анализ включаются различные клинические случаи, что приводит к значительной вариабельности результатов имплантации и, естественно, искажает реальную картину.

Эффективность несъемного и условно-съемного протезирования на имплантатах при полной адентии выше, чем при использовании имплантатов для фиксации полных съемных зубных протезов (табл. 14-3, 14-4). Известно, что эффективность применения цилиндрических или винтовых имплантатов для восстановления концевых дефектов верхней челюсти ниже среднестатистических результатов их использования в других клинических ситуациях (табл. 14-5-14-7).

Из вышесказанного следует, что совокупный статистический результат имплантации не может служить стандартом для оценки эффективности метода в различных клинических ситуациях.

Таблица 14-3

Результаты применения имплантации для несъемного и условно-съемного протезирования при полной адентии

| Источник | Глубина наблюдений | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) | Уровень успеха лечения (%) |
|---|--------------------|-----------------|------------------------|------------------------------------|---|---|
| R. Adell et al. (1990) | От 5 до 15 лет | 700 | 4636 | Branemark System | На верхней челюсти через 5 лет — 84–92; через 10 лет — 81–82; через 15 лет — 78. На нижней челюсти через 5 лет — 91–99; через 10 лет — 89–98; через 15 лет — 86 | На верхней челюсти — 95, на нижней челюсти — 99 |
| K. Advirson et al. (1992) | 3 года | 54 | 310 | Astra | 98,1 | 100 |
| Ch. Babbush, M. Shimura (1993) | 5 лет | 81 | 370 | IMZ | 96 | — |
| T. Jemt, U. Lekholm (1995) ¹ | 5 лет | 150 | — | Branemark System | — | 97 |
| J. Ganeles et al. (2001) ² | От 1 до 3 лет | 27 | 186 | Straumann ITI, Astra, Frialit-2 | 99,5 | 100 |

¹ Имплантацию проводили только на верхней челюсти.

² Протезирование осуществляли через 1-2 нед. после имплантации.

Например, достижение среднестатистического значения 95 % при восстановлении *концевых* дефектов зубных рядов на верхней челюсти — это *большой успех!* Однако такой показатель для условно-съемного протезирования при *полной* адентии нижней челюсти — это серьезная неудача. Во избежание возможного искажения представлений об успехе лечения статистический анализ результатов лечения должен проводиться дифференцированно, применительно только к конкретной клинической ситуации. С точки зрения теории статистики дентальная имплантология должна рассматриваться как статистически неопределимая дисциплина (система), для оценки показателей которой помимо уравнений и цифр необходимы дополнительные, уточняющие комментарии.

Кроме некоторых недостатков методологического характера следует отметить и психологический аспект статистической оценки результатов имплантации.

В большинстве исследований в основе обработки данных лежит принцип доказательства эффективности применения имплантата той или иной формы, конструкции, торговой марки. Такой подход можно отнести к одному из видов рекламы, конкуренции производителей имплантатов на рынке стоматологических товаров. Для пояснения можно рассмотреть следующую ситуацию. Врач А., учитывая результаты лечения с применением двухэтапных имплантатов цилиндрической формы, пришел к выводу, что 99 % этих имплантатов функционируют успешно. Врач В. использовал одноэтапные пластиночные имплантаты, и совокупный результат за аналогичный период составил 90 %. Означает ли это, что эффективность применения одноэтапных пластиночных имплантатов ниже? Однозначного ответа нет. Потому что врач А. не мог осуществить операцию при той толщине альвеолярных отростков, когда могли бы использоваться пластиночные имплантаты. Значит либо части пациентов было отка-

Таблица 14-4

Результаты использования имплантатов для фиксации полных съемных зубных протезов

| Источник | Глубина наблюдений | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) | Уровень успеха лечения (%) |
|--|--------------------|-----------------|------------------------|------------------------------------|---|----------------------------|
| R.B. Johns et al. (1992) | 1 год | 133 | 510 | Branemark System | 82,1 — на верхней челюсти; 97,2 — на нижней челюсти | — |
| T. Jemt, U. Lekholm (1995) ¹ | 5 лет | 150 | — | Branemark System | — | 81,1 |
| H. Spiekermann et al. (1995) ² | От 5 до 11 лет | 136 | 300 | TPS, IMZ | 83–97 (19 из 136) | — |
| J. Hutton et al. (1995) | 3 года | 120 | 510 | Branemark System | 72,4 — на верхней челюсти; 96,7 — на нижней челюсти | — |
| M. Chiapasco et al. (1997) ³ | 13 лет | 226 | 904 | Одноэтапные винтовые | — | 96,9 |
| C. Gatti, M. Chiapasco (1998) ³ | 4 года | 36 | 144 | Винтовые имплантаты Ha-Ti | — | 94 |
| C. Gatti et al. (2000) ² | От 2 до 5 лет | 19 из 21 | 84 | Straumann ITI | 96 | 100 |
| J. Ganeles et al. (2001) ³ | От 1 до 3 лет | 27 | 186 | Straumann ITI, Astra, Frialit-2 | 99,5 | 100 |

- ¹ Анализ лечения проводился только при полной адентии верхней челюсти.
- ² Анализ лечения проводился только при полной адентии нижней челюсти.
- ³ Применялась непосредственная нагрузка на имплантаты.

Таблица 14-5

Результаты имплантации при одиночных дефектах зубных рядов

| Источник | Глубина наблюдений | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) |
|--|--------------------|-----------------|------------------------|------------------------------------|--|
| T. Jemt et al. (1990) | 3 года | 23 | 23 | Branemark System | 95,7 |
| W.R. Laney et al. (1994) | 3 года | 82 | 107 | Branemark System | 97,2 |
| B. Andersson et al. (1995) | 2–3 года | 57 | 65 | Винтовые двухэтапные | 97,3 |
| P. Henry et al. (1996) | 5 лет | 92 | 107 | Branemark System | На верхней челюсти — 96,6; на нижней челюсти — 100 |
| R. Levine et al. (1999) | 2 года | 129 | 174 | Straumann ITI | 95,5 |
| G. Romanos, G. Nentwig (2000) ¹ | 2 года | 51 | 58 | Ankylos | 96,5 |

Имплантация проводилась только в области моляров.

Таблица 14-6

Результаты использования некоторых типов двухэтапных имплантатов при замещении концевых дефектов зубного ряда нижней челюсти

| Источник | Глубина наблюдений | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) |
|---------------------------|--------------------|-----------------|------------------------|---|--------------------------------|
| M. Block et al. (1996) | 10 лет | 174 | 443 | Цилиндрические с покрытием из гидроксиапатита | 98,6 |
| D. Deporter et al. (1996) | 3–4 года | 52 | 156 | EndoPore с пористой внутренней частью | 94,8 |
| S. Eckert et al. (2001) | 9–10 мес. | — | 57 | Двухэтапные винтовые диаметром 5 мм | 81 |

Таблица 14-7

Результаты применения различных типов имплантатов для замещения концевых дефектов зубных рядов на верхней челюсти

| Источник | Глубина наблюдений | Число пациентов | Количество имплантаций | Тип или торговая марка имплантатов | Уровень успеха имплантации (%) |
|-----------------------------|--------------------|-----------------|------------------------|--|--|
| R. Jaffin, C. Berman (1991) | 3 года | — | 1054 | Branemark System | 65 |
| R.B. John et al. (1992) | 1 год | — | 30 | Branemark System | 50 |
| O. Bahat (1993) | От 5 до 70 мес. | 213 | 732 | Branemark System | 95,2 |
| В.Л. Параскевич (1997) | 2–7 лет | 126 | 223 | Цилиндрические пористые имплантаты С.А. Смирнова, цилиндрические двухэтапные «СТРУМ», пластиночные Radix | Для цилиндрических — 72,5; для пластиночных — 95,5 |
| S. Eckert et al. (2001) | 9–10 мес. | — | 28 | Двухэтапные винтовые диаметром 5 мм | 71 |

зано в имплантации, либо выполнялись дополнительные оперативные вмешательства (было ли это оправдано?), либо в подобных случаях использовались пластиночные имплантаты (тогда почему опубликованы результаты применения цилиндрических имплантатов?). Таким образом, совокупный статистический показатель не может приниматься как абсолютный в силу того, что эффективность той или иной конструкции имплантата, доказанная при помощи цифр тем или иным автором, отражает только его опыт, основанный на использовании определенного типа имплантатов в какой-либо клинической и анатомической ситуации.

Анализ общих статистических данных относительно применения различных имплантатов строится на основе сравнения, т.е. изначально в него заложен принцип конкуренции. Конкурируют между собой имплантаты винтовой и пластиночной формы: с текстурированной поверхностью и гидроксиапатитным покрытием: снабженные амортизатором и без такового. Это нормально. Но конкуренция технических идей, а точнее средних чисел, которые замешают эти идеи, заслоняет собой медицинскую составляющую дентальной имплантологии, цель и задачи которой не могут заключаться в применении какого-либо одного типа имплантатов. Как спра-

Таблица 14-8

Результаты имплантации в различных отделах челюстей
(собственные наблюдения за 7 лет, опубликованные в 1997 г.)

| Имплантаты | Нижняя челюсть | | | | Верхняя челюсть | | | |
|----------------------------------|-------------------|---------|----------------|---------|-------------------|---------|----------------|---------|
| | фронтальный отдел | | боковые отделы | | фронтальный отдел | | боковые отделы | |
| | установлено | удалено | установлено | удалено | установлено | удалено | установлено | удалено |
| Двухэтапные цилиндрические | 131 | 1 | 97 | 5 | 49 | 4 | 267 | 70 |
| Одноэтапные винтовые | 159 | 2 | 136 | 7 | 102 | 4 | 0 | 0 |
| Одноэтапные пластиночные | 9 | 1 | 427 | 16 | 5 | 1 | 492 | 25 |
| <i>Уровень «выживаемости», %</i> | | | | | | | | |
| Цилиндрические | 99 | | 95 | | 92 | | 74 | |
| Винтовые | 99 | | 95 | | 96 | | — | |
| Пластиночные | 89 | | 96 | | 80 | | 95 | |

велико заметил А. П. Сидельников, «пластиночные и винтовые имплантаты не конкурируют, а дополняют друг друга». То же можно сказать и об остальных: с биоактивным покрытием и без него, одно- и двухэтапных, с амортизатором и без такового и т.д. Применение различных типов имплантатов не только дополняет, но и позволяет достичь более высокого уровня успеха, если они используются с учетом анатомических особенностей строения отделов челюстей (табл. 14-8).

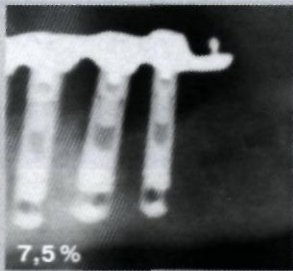
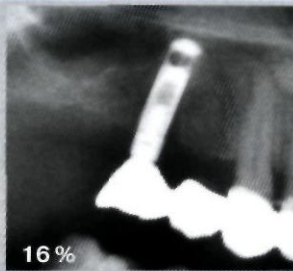
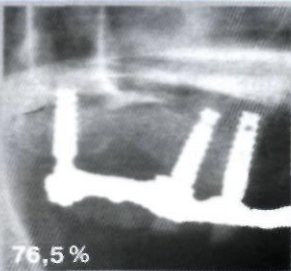
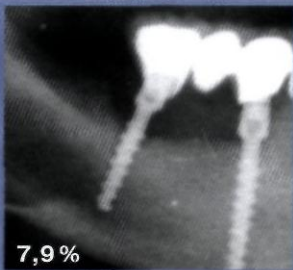
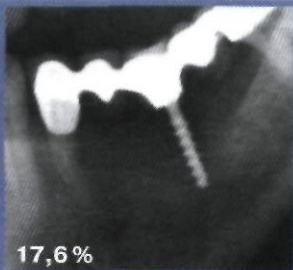
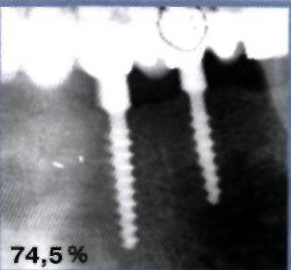
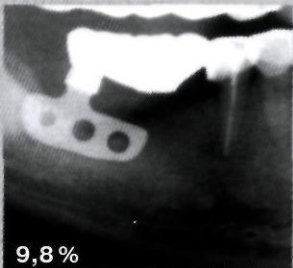
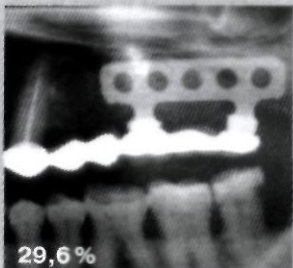
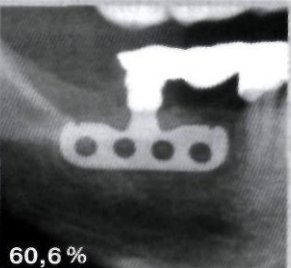
Статистические расчеты всегда касаются определенного имплантата, что создает иллюзию возможности решения большинства, если не всех, проблем имплантологии при помощи именно этого изделия. Происходит смещение ценностей и приоритетов. Медицинский аспект дентальной имплантологии отходит на второй план. Большая часть энергии многих специалистов направлена на создание своего идеального, универсального имплантата (ситуация напоминает изобретение регрессивного мобильного). Вместе с тем, как показывает опыт и тот же статистический анализ, каждый тип имплантата имеет свои преимущества и недостатки (табл. 14-9–14-11), и существенно увеличить эффективность имплантации можно при помощи некоторых хирургических методик установки им-

плантатов, например, бикортикальной. Еще одним путем реального достижения успеха использование соответствующих конструкций имплантатов при различных анатомо-топографических условиях, типах архитектоники костной ткани, а также корректное применение методик направленной регенерации кости и некоторых других вмешательств. Кроме того, не следует забывать, что хирургический этап это таяшо одно из звеньев лечения, на которое при условии соблюдения принципов аграмматичной техники вмешательства и применения качественных, соответствующих современным биотехническим стандартам имплантатов приходится около 1–3%, максимум 12% неудач имплантации. Из этого следует, что остальные 88–99% являются в значительной мере проблемами ортопедического этапа лечения. Поэтому правильно спланированное, качественное протезирование это еще один ключевой фактор эффективности имплантации.

Таким образом, успех определяется не только и не столько типом (а тем более торговой маркой) имплантата, сколько знанием, в какой ситуации его применить, а также зависит от рационального выбора конструкции протеза, правильного его изготовления и фиксации.

Таблица 14-9

Данные рентгенологического обследования через 7 лет после имплантации (результаты собственных наблюдений, опубликованных в 1997 г.)

| Тип имплантата | Состояние костной ткани в области имплантатов через 7 лет после операции, % случаев | | |
|---|--|--|---|
| | убыль кости более 2 мм | убыль кости в пределах 1–2 мм | убыль кости не наблюдается |
| Двухэтапные цилиндрические (С.А. Сминова, пористые производства Белорусского НИИИМ, производства фирмы «СТРУМ») |  7,5 % |  16 % |  76,5 % |
| Одноэтапные винтовые Radix-Gimlet-I и -DM |  7,9 % |  17,6 % |  74,5 % |
| Пластиночные Radix-Blade-I, -KD и производства ВНИИИМТ |  9,8 % |  29,6 % |  60,6 % |

Вышеизложенное не означает, что есть повод для недоверия к статистическим показателям, а подчеркивает необходимость анализа, критического осмысления приводимых данных, их значения, того, что за ними кроется.

Несмотря ни на какие недостатки методологии, погрешности, условность «статистика может доказать что угодно, даже правду» (Мойнихан Н.). Правда заключается в следующем:

1. Возможность широкого применения имплантатов в качестве опоры зубных протезов очевидна, доказанная клиническим опытом и проверена временем.
2. Высокую эффективность имплантации подтверждают не только результаты статистики, но и сама методология их получения, основанная на критериях, которые можно считать беспрецедентными, так как до этого ни один способ лечения в стоматологии не подвергался столь жесткому анализу при мониторинге.
3. Уровень успеха имплантации в равной степени зависит не только от биотехнических свойств различных имплантатов и хирургических методик их применения, но и от правильного выбора конструкции имплантата и зубного протеза, а также качества его изготовления.

Таблица 14-10

Уровень «выживаемости» различных типов имплантатов (результаты собственных наблюдений за период с 1995 по 1999 гг.)

| Тип имплантата | Установлено | Удалено | Уровень «выживаемости» |
|---------------------------------------|-------------|------------|------------------------|
| Двухэтапные цилиндрические (пористые) | 38 | 4 | 91,5 |
| Двухэтапные винтовые | 2456 | 59 | 97,6 |
| Двухэтапные комбинированной формы | 15 | 0 | 100 |
| Двухэтапные пластиночные | 25 | 1 | 96 |
| Одноэтапные пластиночные | 567 | 18 | 96,8 |
| Одноэтапные винтовые | 675 | 21 | 96,9 |
| | 3776 | 128 | 97,3 |

Таблица 14-11

Основные причины удаления имплантатов (результаты собственных наблюдений за период с 1995 по 1999 гг.)

| Причина удаления | Двухэтапные цилиндрические (пористые) | Двухэтапные винтовые | Двухэтапные пластиночные | Одноэтапные пластиночные | Одноэтапные винтовые |
|---|---------------------------------------|----------------------|--------------------------|--------------------------|----------------------|
| <i>Удалено на хирургическом этапе лечения</i> | | | | | |
| Периимплантит | — | 18 | — | 1 | 1 |
| Отсутствие интеграции | 1 | 7 | — | — | 2 |
| Отторжение | — | 1 | — | 1 | 2 |
| Повреждение n. alveolaris inf. | — | 2 | — | 1 | 1 |
| Другие причины | — | 6 | — | — | 1 |
| <i>Удалено после протезирования</i> | | | | | |
| Периимплантит | — | 19 | — | 2 | 7 |
| Перелом имплантата | 3 | — | — | 4 | 3 |
| Дезинтеграция (убыль костной ткани более чем на 1/3 высоты внутрикостной части) | — | 7 | 1 | 7 | 4 |
| Другие причины | — | — | — | 2 | — |

4. Ни один имплантат (его тип, конструкция, торговая марка) не может считаться универсальным, оптимальным и самым эффективным в любой клинической ситуации. Виды адентии, анатомические и функциональные особенности зубочелюстной системы, возникающие после утраты зубов, делают выбор и использо-

вание различных по форме, конструкции, размерам, методикам применения дентальных имплантатов объективной необходимостью.

5. Понимание особенностей клинической ситуации, умение правильно выбирать конструкции имплантатов, владение техникой операций и приемами протезирования, в том числе и при

неблагоприятных анатомических условиях, являются важнейшими факторами успеха и атрибутами дентальной имплантологии как одного из разделов клинической стоматологии.

14.4. КЛИНИЧЕСКИЕ СТАНДАРТЫ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИМПЛАНТАЦИИ

Стандарт 1) образец, эталон, модель, принимаемые за исходные для сопоставления с ними других подобных объектов; 2) нормативно-технический документ, устанавливающий единицы величин, термины и их определения, требования к продукции и производственным процессам (Современный словарь иностранных слов. 1992).

Могут ли статистические показатели служить стандартом эффективности имплантации? Могут ли результаты применения определенного имплантата, выраженные языком цифр, стать эталоном? Иными словами, если статистически было установлено, что через 5 лет эффективность использования определенного имплантата в какой-либо группе пациентов составила 94,5%, то можно ли считать лечение успешным, соответствующим стандарту? Возможно, но при условии, если рассматривать дентальную имплантологию как дисциплину, предметом изучения которой является применение имплантатов, а не лечение пациентов при помощи метода имплантации. Не следует забывать, что достижение результата лечения у 90 из 100 пациентов или у 99 из 100 — это огромная разница, а статистически — это в среднем 94,5%. Одно дело вылечить 90 или 99 из 100 пациентов, другое — 94,5 пациента.

Таким образом, основные статистические показатели могут считаться эталоном, отражающим требования к продукции, дентальным имплантатам. Это стандарт, который можно принимать при клинической апробации имплантатов, косвенно свидетельствующий о качестве и возможности клинического применения того или иного изделия. Такой стандарт характеризует в большей мере техническую и технологическую сторону имплантологии, но никак не клиническую,

так как не может служить образцом или моделью для используемых методов лечения.

Расчет статистических показателей для **КЛИНИЦИСТОВ** был целесообразен в те годы, когда необходимо было доказывать эффективность самого метода имплантации. Но нужно ли сегодня воспроизводить одни и те же цифры? Что может дать статистический анализ результатов использования определенного имплантата практикующему врачу? Увидев статистические данные, какие выводы он может сделать и какие ориентиры избрать для своей работы? Купить имплантаты, против торговой марки которых стоят более «красивые» цифры? А если, применив данные имплантаты, врач получит другие результаты, означает ли это, что он работает непрофессионально? Или он сделает вывод, что эти имплантаты не так уж хороши, или еще более «радикальный» вывод — метод имплантации неэффективен, а имплантология — неперспективная наука? Или причина в другом, просто это изделие пригодно для эксплуатации только в определенных клинических ситуациях.

Тогда, может быть следует в качестве стандарта, служащего эталоном, моделью для клинической практики, принять не абстрактные цифры, а проверенные временем и подтвержденные опытом методики лечения?

В любой отрасли медицины есть свои отработанные, наиболее эффективные методики и схемы лечения. Они не являются гарантией достижения 100%-го успеха, а лишь означают, что ничего лучшего в настоящее время не создано. Препарирование кариозной полости зуба и ее пломбирование далеко не всегда означает полное излечение зуба и в большинстве случаев не предотвращает его дальнейшего разрушения, но лучшего способа лечения пока не существует. Поэтому на сегодняшний день это «золотой» стандарт лечения кариеса зубов. Если кто-либо предложит нечто более эффективное, и это нечто пройдет испытание временем, тогда будет новый «золотой» стандарт.

Накопленный в дентальной имплантологии клинический опыт позволяет сформулировать «золотой» стандарт, а точнее стандарты и для этой дисциплины. Ими могут считаться несколько схем лечения при различных видах адентии.

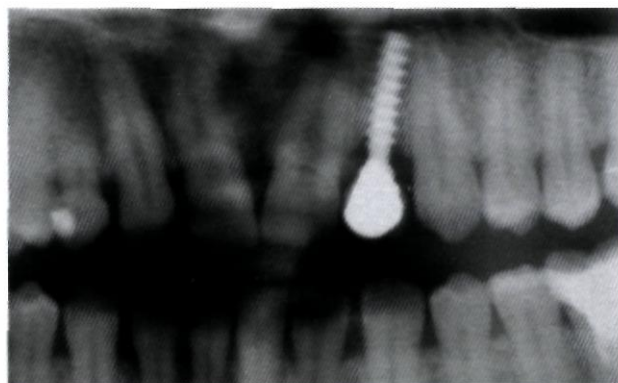
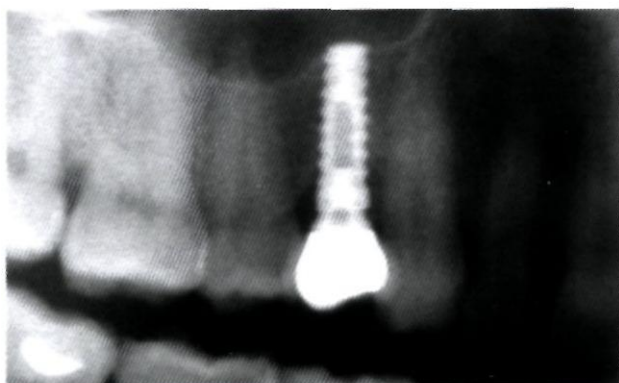
I. Замещение одиночных дефектов зубных рядов

A. Базовая методика при утрате однокорневого зуба

Установка двухэтапного винтовой формы имплантата с высотой внутрикостного элемента более 12 мм и диаметром 1 мм. Проведение второго этапа операции через 2-1 мес. Изготовление и фиксация на головке имплантата искусственной коронки зуба.

Б. Вспомогательная методика при утрате однокорневого зуба

Установка одно- или двухэтапного **ВИНТОВОГО** имплантата с диаметром внутрикостной части от 2.5 до 3.5 мм и высотой 15 мм и более. Протезирование через 0.5-3 мес. в зависимости от типа архитектоники кости. Изготовление и фиксация коронки на головке имплантата

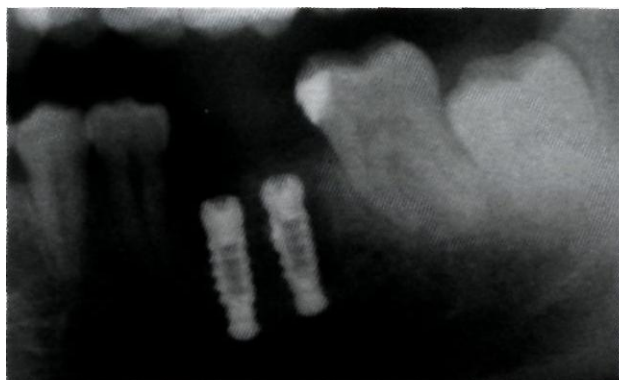


В. Базовая методика при утрате коренного зуба

Установка 2-х двухэтапных имплантатов винтовой или цилиндрической формы с диаметром внутрикостного элемента от 3,5 до 5,0 мм и высотой более 10 мм. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация искусственной коронки на головках имплантатов.

Г. Вспомогательная методика при утрате коренного зуба

Установка одного двухэтапного винтового имплантата с диаметром внутрикостного элемента 5-6 мм. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация искусственной коронки.



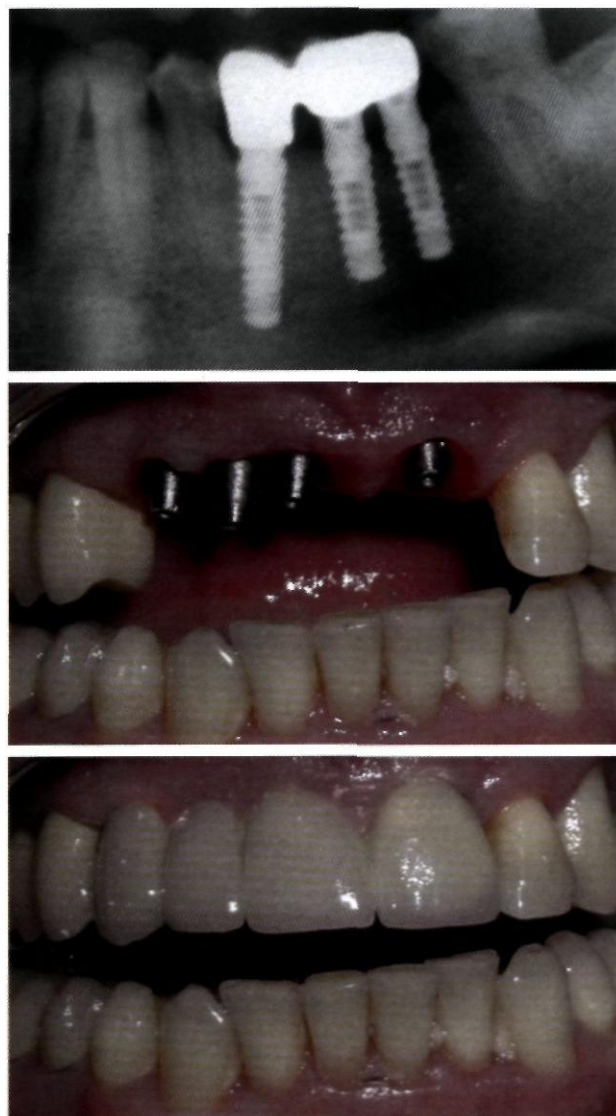
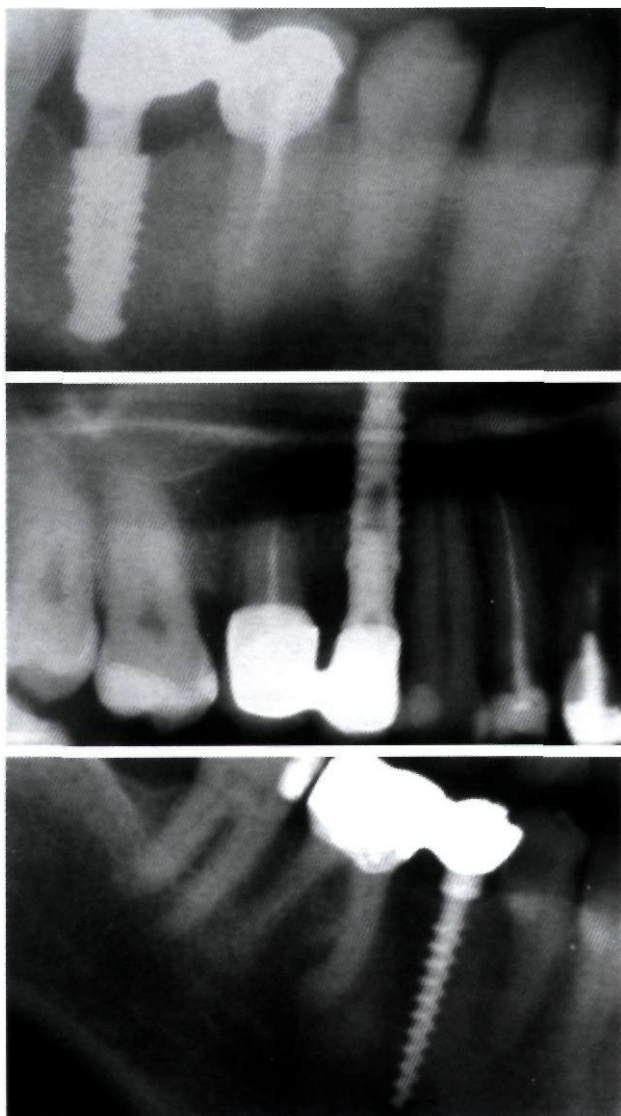
Л. Базовая методика при связывании имплантата с соседним зубом

Установка одно- или двухэтапного ИМП. тантата винтовой или цилиндрической формы, высота и диаметр внутрикостной части которого определяются в зависимости от объема имеющейся в области дефекта костной ткани. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация зубного протеза на имплантат и соседний зуб. При одноэтапной имплантации (может применяться только при I-II типе архитектоники кости) протезирование осуществляют через 2-3 нед. после установки имплантата.

II. Замещение включенных дефектов двух и более зубов

А. Базовая методика при сохранении интактных соседних с дефектом зубов

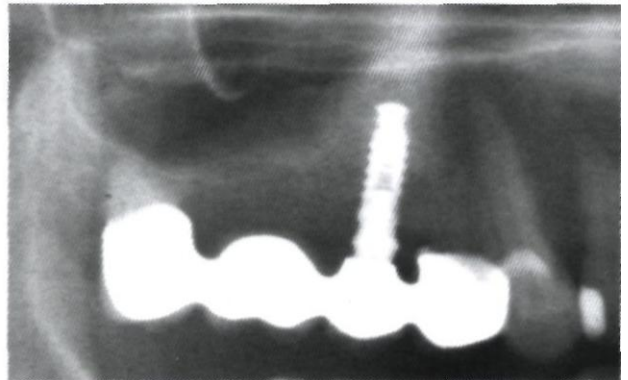
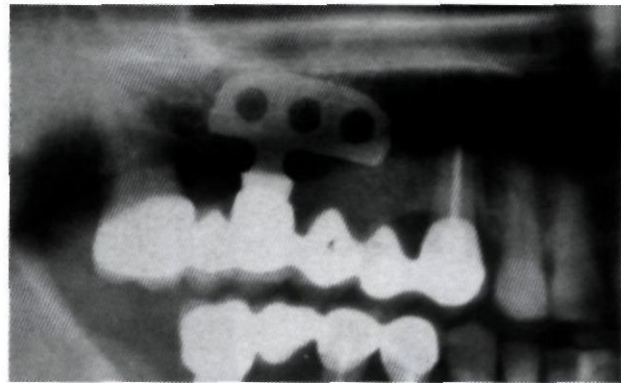
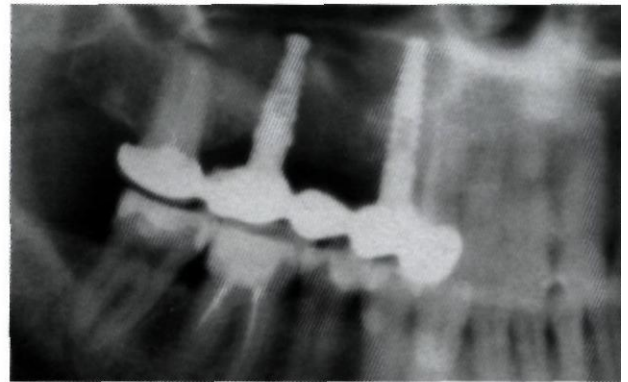
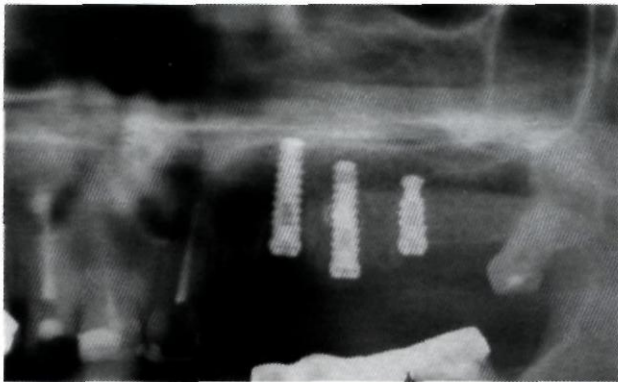
Установка двухэтапных винтовых или цилиндрических имплантатов с диаметром внутрикостной части от 3.5 до 5.0 мм и высотой более 10 мм. количество которых равно числу утраченных корней зубов или меньше на единицу (при утрате более трех зубов). Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление условно-съемного или несъемного протеза и его фиксация.



Б. Базовая методика при включении в протезную конструкцию одного или нескольких граничащих с дефектом зубов

Установка одного или нескольких двух- или одноэтапных имплантатов винтовой формы (в зависимости от протяженности дефекта). Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. (если применялись двухэтапные имплантаты). Изготовление и фиксация комбинированного зубного протеза.

Установка одного имплантата пластинчатой или комбинированной формы (рекомендуется только при остеопорозе). Протезирование через 2 нед. или 2-3 мес. (при использовании комбинированной формы имплантата) с фиксацией комбинированного или несъемного протеза на зубах и имплантате.



III. Замещение концевых дефектов зубных рядов нижней челюсти

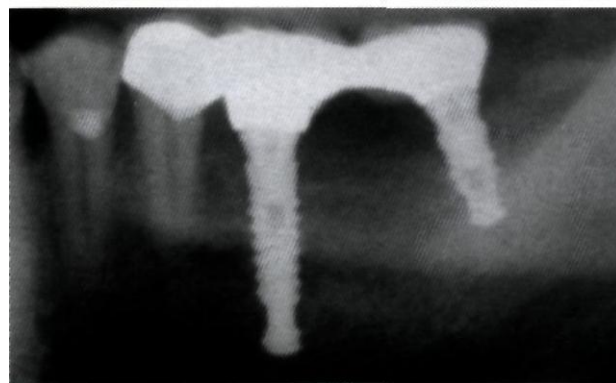
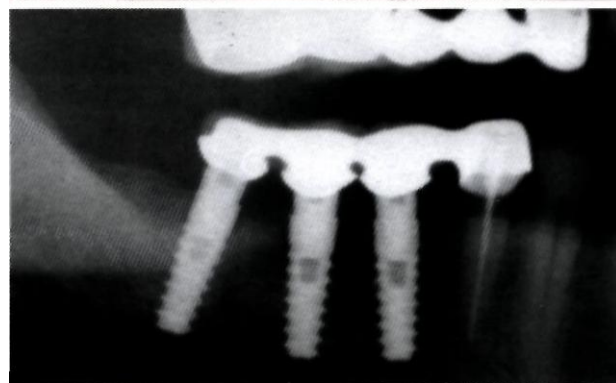
А. Базовая методика при протезировании только на имплантатах

Установка двухэтапных винтовых имплантатов с диаметром внутрикостной части более 3,5 мм и высотой более 8 мм в количестве равном числу утраченных корней аубов минус единица. Проведение второго этапа имплантации через 2-3 мес. Изготовление и фиксация условно-съемного протеза.



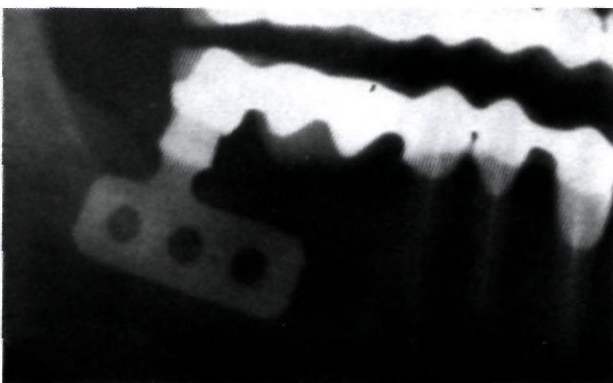
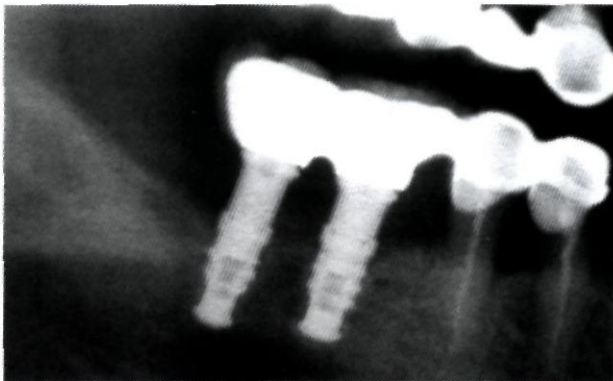
Б. Базовая методика при включении в протез одного, граничащего с дефектом зуба

Установка двух и более одно- или двухэтапных винтовых имплантатов с диаметром внутрикостного элемента 2,5-4 мм и высотой более 8 мм. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. (при использовании двухэтапных имплантатов). Изготовление и фиксация комбинированного протеза.



В. Базовая методика при включении в протез двух и более зубов, граничащих дефектом

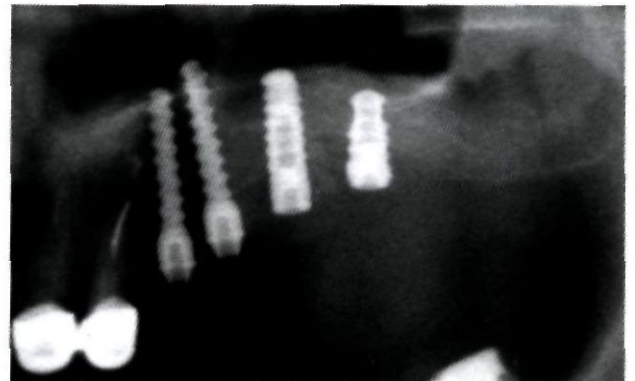
Установка одного или нескольких имплантатов винтовой формы или одного пластиночного имплантата. При использовании одноэтапных и пластиночных имплантатов протезирование через 2 нед.; при двухэтапной методике имплантации - через 2-3 мес. Могут изготавливаться несъемные и комбинированные зубные протезы.



IV. Замещение концевых дефектов зубных рядов верхней челюсти

А. Базовая методика при протезировании только на имплантатах

Установка 3-5 двух- или одноэтапных винтовых имплантатов с диаметром внутрикостного элемента от 3 до 6 мм и высотой не менее 12 мм. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация условно-съемного протеза.

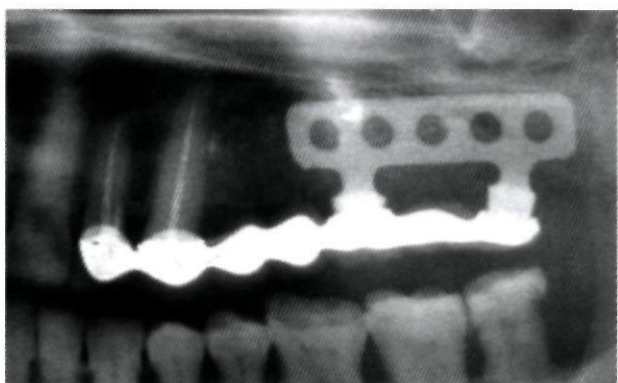
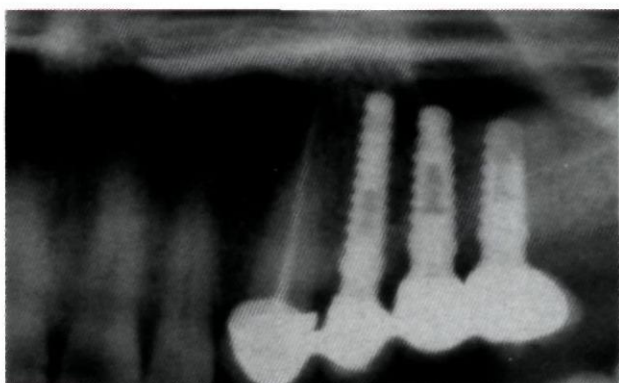
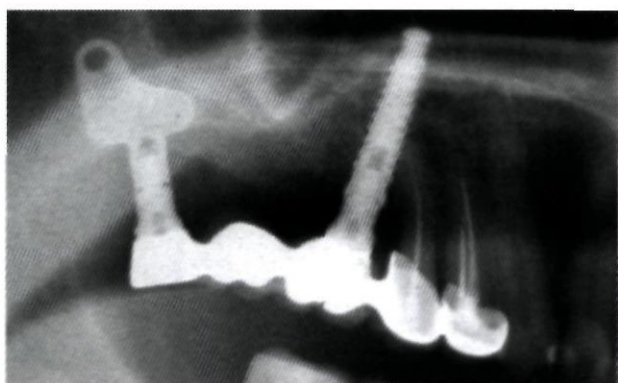
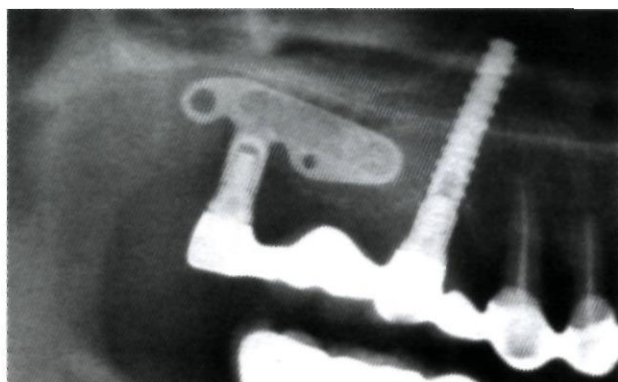
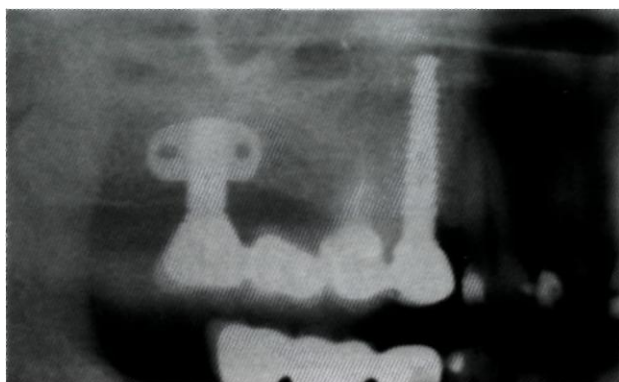


Б. Базовая методика при включении в протез одного, граничащего с дефектом зуба

Установка 2-3-х двухэтапных винтовых имплантатов (можно сочетать с имплантатами комбинированной формы) с диаметром внутрикостного элемента не менее 4 мм и высотой не менее 12 мм. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация комбинированного протеза.

В. Базовая методика при включении в протез двух и более зубов

Установка 2-3-х двухэтапных винтовых имплантатов с диаметром внутрикостного элемента не менее 4 мм и высотой не менее 10 мм или одного двухэтапного имплантата комбинированной формы. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация комбинированного протеза.

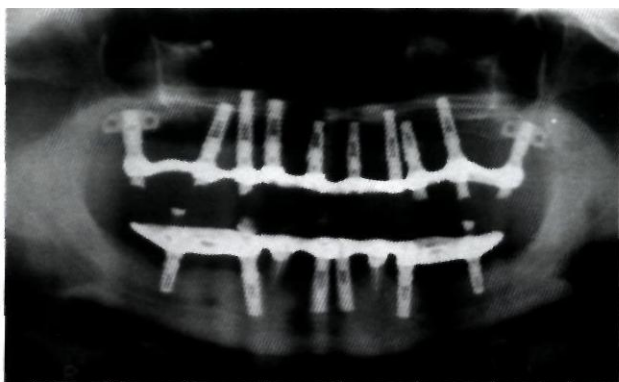


V. Имплантация и протезирование при полной адентии верхней челюсти

A. Базовая методика

Установка 8 двухэтапных винтовых или 6 винтовых и 2-х комбинированных имплантатов (располагаются в области отсутствующих моляров). Проведение второго этапа операции через 2-3 мес.

Изготовление и фиксация условно-съемного металлоакрилового или металлокерамического протезов. Либо, как еще один вариант, - изготовление несъемной металлокерамической протеза, фиксированного при помощи цемента.

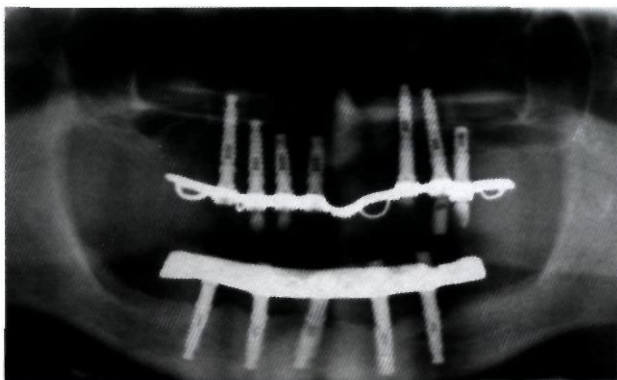


Б. Базовая методика при значительной атрофии верхней челюсти

Установка 6-8 двухэтапных винтовых имплантатов во фронтальном отделе. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация условно-съемного металлоакрилового протеза с дистальным вытяжением.

В. Вспомогательная методика

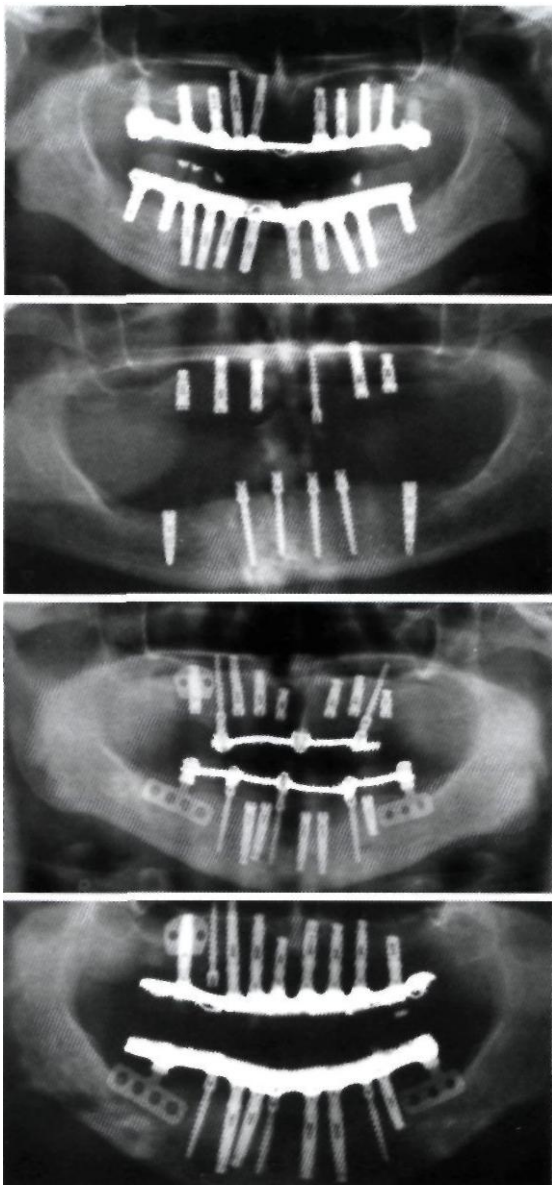
Установка 1 двухэтапных винтовых имплантатов во фронтальном отделе. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация съемного протеза с фиксацией на мезоструктуре.



VI. Имплантация и протезирование при полной адентии нижней челюсти

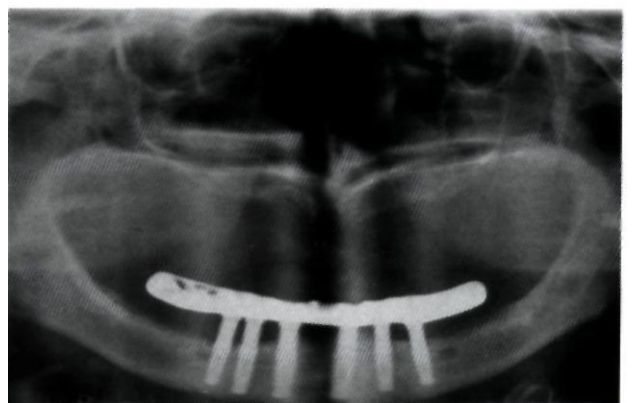
А. Базовая методика

Установка 6-8 одно-, двухэтапных винтовых имплантатов. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Условно-съемное протезирование. При одноэтапной методике через 2-3 нед. При временном протезировании на одноэтапных имплантатах — фиксация временного акрилового протеза через 10-14 дней после имплантации, постоянное протезирование через 2-3 мес.



Б. Базовая методика при значительной атрофии нижней челюсти

Установка 5-6 двухэтапных винтовых имплантатов. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление и фиксация условно-съемного металлоакрилового протеза с дистальным вытяжением.



В. Вспомогательная методика

Установка 2-х двухэтапных винтовых имплантатов во фронтальном отделе. Проведение второго этапа операции через 2-3 мес. Изготовление балочной конструкции и фиксация полного съемного зубного протеза при помощи замков.



Как показывает опыт, приведенные выше схемы лечения позволяют в подавляющем большинстве случаев достичь искомого результата. Это схемы, которые могут претендовать на роль «золотого» стандарта, потому что включенные в них базовые методики достаточно эффективны и проверены временем. Естественно, это не означает, что следование этим схемам обеспечивает 100%-ю гарантию результата лечения.

Вспомогательные методики также могут служить своего рода клиническим стандартом, но их применение целесообразно в тех случаях, когда анатомо-топографические условия не позволяют использовать базовую схему.

Существование стандартов имплантации не охватывает все клинические ситуации и не исключает применения иных подходов и методик имплантации. Вполне возможно, что некоторые из этих схем в скором времени уступят место другим и уйдут в прошлое, но некоторые, безусловно, останутся. Однако наличие таких клинических стандартов представляется весьма полезным, так как в целом отражает тенденции развития дентальной имплантологии, не создавая каких-либо препятствий для творческого подхода и внедрения новых методик и конструкций имплантатов в клиническую практику. Дальнейшее совершенствование методик имплантации на сегодняшний день представляется **ОДНИМ** из наиболее перспективных направлений деятельности стоматологов, занимающихся проблемами имплантологии. Такая работа позволит перевести технократическое понимание проблем имплантологии в плоскость клинических исследований, совершенствования методов протезирования с применением имплантатов в различных областях стоматологии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Миргазизов М.З., Миргазизов А.М. Критерии эффективности в дентальной имплантологии. Российский стоматологический журнал. 2000. № 2. С. 4-7.
2. Параскевич В.Л. Применение пористых дентальных имплантатов из титана (отдаленные результаты клинических наблюдений). Новости стоматологии. 1996. № 2-3. С. 54-58.

Предметный указатель

Л

Адгезия 93, 95, 103, 104, 105, 119, 121, 124, 150, 152, 157, 173, 174, 175, 255

Адгерин 64, 105

Адсорбция 35, 93, 95, 96, 101, 106, 119, 121, 124, 173, 175

Алюминий 95, 97, 99, 100, 190

Алюмооксидная керамика 19, 22, 94, 100, 108, 122, 124, 126

Амортизатор 21, 39, 52, 129, 132, 299, 300, 303, 376

Аналоги головок

негативы 130, 305, 306, 312, 325, 326

позитивы 306, 312, 314, 315, 319, 326

Арагонит 92

Артикуляция 299, 305, 307, 317, 321, 332, 334, 363, 364

Архитектоника кости 40, 71, 80, 81, 82, 83, 84, 136, 150, 156, 165, 166, 176, 179, 200, 202, 205, 215, 216, 221, 223, 224, 230, 233, 234, 241, 275, 290, 291, 301, 342, 348, 350, 377, 381, 383

Б

Барьерная мембрана 94, 96, 253, 255, 256, 265, 282, 283, 346, 348, 354

Бел КII

витронектин 64, 105

гликопротеины 64, 149

группа IGF 64, 91, 149

- группа PDGF 64, 91, 149

интегрины 71, 105

костные морфогенетические 63, 68, 84, 91, 255

протеогликаны 64

протромбин 149

сналопротенин 64, 150

- тромбопластин 149

- фибриноген 105, 149, 150

фибронектин 64, 105, 150

фосфопротеин 64

Биопотенциалы 38, 48, 52, 177

Болезнь

- Аддисона 192

Альдгеймера 99, 192

Гоше 193

- Грейвса 191

Иценко Кушинга 192

Нимманна Пика 193

Плазмента 191

В

Ванадий 99, 100

Верхнечелюстная пазуха 200, 201, 213, 227, 229, 233, 234, 253, 254, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 339, 340, 348, 349, 351, 355

Вестibuлопластика 284, 288, 345, 352

Винты

лабораторные 312
фиксирующие 312

Виталлюм 14 16

Волокна

- коллагена 14, 16, 24, 61, 63, 64, 73, 106, 121, 134, 147, 149, 150, 152, 153, 154, 157, 163

фибрина 105, 121, 119, 150, 151, 152, 153, 157, 174, 175

шарики 14, 55, 61, 159

Г

Гетерогенный катализ 101

Гидроксенапатит 19, 35, 64, 71, 73, 75, 92, 93, 97, 99, 100, 123, 125, 135, 255, 257, 270, 273, 287, 340, 354, 372

Гиперпаратиреоз 190, 195

Гиперинтуитаризм 192

Гиперплазия слизистой оболочки 351

Гипертиреоз 76, 191, 195

Гипопаратиреоидизм 191

Гипоинтуитаризм 191, 192

Гипотиреоз 76, 191, 192, 195, 196

Гистоморфометрия 157, 163

Гормоны

кальцитонин 76

кортикостероиды 76, 190, 194

паратгормон 76, 190

половые 76

соматотропный 76

Грушевидное отверстие 200, 213, 227, 253, 273, 340

Д

Дезинтеграция имплантата 157, 194, 197, 219, 254, 311, 353, 355, 357

Десорбция 101, 105, 173, 175

Деформация 107, 108, 147, 298, 301, 321

Деформация имплантата 48

Диссоциация 97 100

Диффузия 101

Ж

Железо 125, 190

З

Закон Гука 110

Замки

антиротационные 128

кнопочные 211, 321

Золь-гелиевая технология 123

Зубной протез

«бруклинский» 187

комбинированный 206, 221, 317 321, 326

мостовидный 24, 183, 186, 206, 209, 219, 220, 368

съёмный 18, 19, 29, 78, 83, 106, 185, 187, 200, 369, 373

условно-съёмный с дистальным вытяжением 232, 261, 266, 300, 302, 389

условно-съёмный 131, 206, 209, 210, 212, 213, 218, 223, 225, 290, 312 317

И

Имплантат

винтовой 14, 17, 22, 126, 214, 216, 219, 225

ВНИИИМТ 371, 378

дисковый 18, 19, 129, 254

КВС-1 371

комбинированный 125, 128, 134, 263

Конмет 371

- Контраст 371

МЕТТЭМ 371

пластиночный 17, 20, 22, 25, 28, 125, 128, 134, 137, 204, 209, 214, 215, 219, 234, 244, 251, 277, 342, 355

- полый 18, 21

- пористый 127, 355, 368, 371, 379

- Смирнова С.А. 21, 217, 371

СТРУМ 376, 378

субпериапикальный 14, 19, 20, 96, 254

трансмандибулярный 18, 19, 129, 254

цилиндрический 134, 216, 219, 225, 376

- Zi 131, 309

A-Z 28

Antogyr 131

Astra 130, 371, 374, 375

Bicon 126, 130

- биокортикальная 128, 176, 216, 229, 234
 - двухэтапная 21, 25, 27, 126, 129, 216
 - межкортикальная 215, 216, 230
 - одноэтапная 22, 27, 129
 - субантральная 275
- Миграция (перемещение имплантата) 248
- Модель
- партнерства 185, 186
 - рабочая (зуботехническая) 217, 237, 307, 320
- Модуль Юнга 39, 107, 110
- Молибден 95, 96, 98, 100
- Момент силы 296
- Мукозит 288, 290, 334, 351

Н

- Напряжение механическое** 39, 53
- Нижнечелюстной канал 66, 200, 201, 203, 213, 227, 229, 233, 234, 235, 236, 237, 253, 254, 261, 265, 266, 267, 269, 270, 271, 272, 326, 339, 340, 341
- Никель 98, 100, 107, 108, 110

О

- Обогащенная тромбоцитами плазма крови 91, 92, 258, 289, 290
- Окклюзионная поверхность 213, 298
- Окклюзионная нагрузка 110, 130
- Окклюзионная реабилитация 20, 29, 45, 54, 177, 204
- Окклюзия 321, 364
- Оксид титана 94
- Осseoинтеграция см. Интеграция костная
- Осseoинтегрированный контакт 21, 25, 123, 154, 156, 163, 164, 166, 172, 353
- Остеогенез 68
- вторичный 70
 - дистантный 149, 153
 - дистракционный 28, 216, 255, 273
 - контактный 148, 149
 - первичный 68
- Остеоид 63, 70, 73, 76, 77, 94, 104, 105, 154, 174, 175
- Остеоиндукция 68, 91, 93, 148, 154, 175, 191
- Остеокальцин 63, 150

- Остеокондукция 72, 74, 93, 148, 149, 152, 175
- Остеомаляция 190, 196
- Остеон 64-67, 70, 73, 77, 80
- Остеопения 191, 193
- Остеопонтин** 64, 150, 151
- Остеопороз 190, 196
- Отгиск
- двухслойный 305, 309
 - закрытый 312
 - однослойный 309
 - открытый 312
- Отторжение имплантата 14, 147, 343, 347

П

- Пассивация 123
- Пенетрация 339, 311
- Перимплантит 124, 165, 288, 334, 343
- Плазменное напыление 18, 19, 21, 51, 122, 124, 127, 149, 372
- Пластическое деформирование 108, 119
- Плечо силы 298, 301
- Полимеры биоактивные 93, 94
- Политетрафторэтилен 96*
- Полудесмосомное прикрепление 157, 164
- Правило
- качелей 300, 301
 - треугольника 222
 - трех точек опоры 206
- Предел прочности 53, 107
- Предохранитель 132
- Прикус 177, 194, 196, 197, 200, 216, 234, 270, 297, 303, 308, 321
- Промывная зона 304, 328, 329, 332, 334, 336
- Протезирование
- временное 27
 - несъемное 23
 - съемное 83
 - условно-съемное 131

Р

- Растворимость 97
- Регенерация кости 16, 61
- направленная 55
 - репаративная 68-70
 - физиологическая 71-73

Резекция 257, 259
 Резорбция 25, 63, 71, 73, 74, 77, 79, 83, 93, 123, 176, 253, 264, 284, 327
 Реимплантация 219, 261, 263, 264
 Рекомбинация 104, 105

С

Сахарный диабет 191
 Синитом Венсана 340
 Синдром
 Гурлера 193
 Нова 194, 195
 Книста 193
 Лайелла 193
 мальабсорбции 190
 Менкоса 193
 Стивенса Джонсона 193
 - Сьегрена 193
 Шедьяка Хигаси 194, 195
 Синусит 355
 Синус-лифт 94, 234, 237, 280–284
 Система
 - «зубной протез имплантат костная ткань» 46, 51, 55, 119
 «имплантат костная ткань» 172
 - биотехническая 45, 46, 54, 55, 171, 172
 функциональная 43
 Сигнал 19, 35, 94, 97, 152
 Слепок си. Оттиск
 Сплавы
 - золота 15, 19, 313
 кобальта 19, 96, 100, 108, 193
 - никеля 19, 100
 стали 96, 100, 109, 136
 - титана 19, 94, 95, 98, 100, 103, 109, 313
 Стандартный электродный потенциал 98
 Стекло 94, 97, 108, 255
 Сульфат кальция 94
 Супраструктура 211, 261, 295, 323, 324

Т

Текстурирование 51
 Титан 16, 17, 18, 21, 94
 Трабекула 39, 65–70, 77, 82, 109, 147, 149, 156, 159

Травление кислотами 122, 124, 127
 Трансплантаты кости
 - аутотрансплантаты 35, 91, 92, 261, 272, 273, 282
 гетеротрансплантаты 91, 92
 гомотрансплантаты 92
 Транспозиция нижнелуночкового нерва 261, 270, 272
 Трикальцийфосфат 19, 93, 258, 282

У

Упругость 48, 53, 61, 107

Ф

Факторы роста 70, 71, 93, 121, 175, 191
 Фиброоссеоинтеграция см. Интеграция фиброзно-костная
 Фосфат кальция 92, 93
 Фрезерование 119, 122
 Функциональный анкилоз 147, 156–165

Х

Хлоргексидин 242, 335, 345
 Хром 96, 101, 193, 314

Ц

Цефалография 201
 Цирконий 94, 95, 96, 109

Э

Эмдогейн 92
 Энергия
 - внутренняя 102
 Гиббса 102
 поверхностная 103
 Энтальпия 102
 Энтропия 102

Производственно-практическое издание

В. Л. Параскевич

Дентальная имплантология

Основы теории и практики

Руководитель научно-информационного отдела

канд. мед. наук *Л. С. Макарян*

Главный редактор *А. С. Петров*

Зам. главного редактора *С. А. Дубок*

Ответственный за выпуск *О. В. Жукова*

Корректор *О. И. Рябчикова*

Компьютерная верстка *М. И. Трубачев*

Препресс и дизайн обложки *К.С. Миронов*

Сани гарно-эпидемиологическое заключение

№ 77.99.02.953.1.001179.03.05 от 15.03.2005 г.

Подписано в печать 15.05.06. Формат 81x1 08¹

Бумага офсетная. Печать офсетная. Гарнитура Petersburg.

Объем 35 иеч. л. Тираж 2000 экз. Заказ №3-623.

ООО «Медицинское информационное агентство»

119435, Москва, М. Грубевкая, д. 8

;ММЛ им. И.М. Сеченова), тел. факс: 106-75-80. 245-86-20

E-mail: miapubl@mail.ru

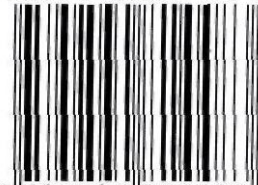
<http://www.medagency.ru>

Интернет-магазин: www.medkniga.ru

Отпечатано в ОАО ШПК «Идел Пресс

120066. г. Казань, ул. Декабристов, 2

ISBN 5-89481-448-0



9 785894 814483