

Неньютоновские жидкости - жидкости, которые подчиняются уравнению Ньютона. Для них вязкость η НЕ зависит от градиента скорости (например: вода, спирт, низкомолекулярные органические вещества, плазма крови)

Неньютоновские жидкости - НЕ подчиняются уравнению Ньютона. Для них вязкость η ЗАВИСИТ от градиента скорости (содержат структурные элементы, склонные к агрегации. Например: суспензии, эмульсии, цельная кровь, \uparrow градиент скорости---- \downarrow (вязкость)

Неньютоновские дилатантные жидкости

При малых скоростях жидкость между плотноупакованными частицами действует, как “смазка” и дилатантная жидкость легко течет. При более высоких скоростях жидкость не успевает заполнить пространство между частицами, и вязкость увеличивается. \uparrow градиент скорости---- $\uparrow \eta$ (вязкость)

2. Ламинарное течение жидкости в цилиндрических трубах. Формула Пуазейля. Гидравлическое сопротивление.

Кровеносная система представляет собой цилиндрические сосуды разного диаметра с гладкими стенками. Движение жидкости по цилиндрическим сосудам имеет параболический профиль скоростей. Слой, который движется по центру сосуда – имеет максимальную скорость. (Градиент скорости = 0, самое малое трение). В каждом последующем слое от центра – скорость будет уменьшаться. В пристеночном слое значение скорости = 0 (Градиент скорости = max, самое большое трение)

Жидкость движется в результате разности давлений на концах трубы: $\Delta p = p_1 - p_2$

P1- на входе в трубу, **P2** - на выходе из нее

Распределение статического давления вдоль трубы переменного сечения

При течении реальной жидкости по горизонтальной трубе (сосуду) работа внешних сил расходуется на преодоление вязкости, поэтому статическое давление вдоль трубы постепенно падает.

Скорость падения давления (Градиент давления dp/dl) тем больше, чем меньше сечение трубы. Обусловлено ростом Гидравлического сопротивления X при уменьшении радиуса сосуда.

Формула Пуазейля – описывает ламинарное движение жидкостей по трубам

$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\eta l}$$

R – радиус трубы
 η – вязкость
 l – длина трубы
 $\Delta p = p_1 - p_2$ – разность давлений

$$Q = \frac{dV}{dt} \left[\frac{m^3}{c} \right]$$

Q – объемная скорость (объем жидкости, протекающий за единицу времени через поперечное сечение трубы):

Q сильно зависит от R
 Q обратно пропорциональна η, l

Существует аналогия между формулой Пуазейля и Законом Ома!

Гидравлическое сопротивление – выражение в знаменателе формулы Пуазейля

Гидравлическое сопротивление

$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\eta l} = \frac{(P_1 - P_2)}{\frac{8\eta l}{\pi R^4}}$$

гидравлическое сопротивление: $X = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$

■ Наличие гидравлического сопротивления труб X связано с преодолением сил внутреннего трения при течении жидкостей

Закон Ома для участка цепи тока:

$$I = \frac{U}{R} = \frac{\Delta\phi}{R}$$

I – сила тока
 U – напряжение
 $\Delta\phi$ – разность потенциалов на концах проводника
 R – омическое сопротивление

- X больше, когда больше вязкость жидкости, длина сосуда,
- X меньше, когда больше радиус трубы

Наличие гидравлического сопротивление труб X связано с преодолением сил внутреннего трения при течении реальных жидкостей.

Общее гидравлическое сопротивление соединенных труб равно сумме их сопротивлений

3. Турбулентное течение. Число Рейнольдса.

Турбулентное течение (вихревое) – течение, при котором в жидкости образуются завихрения, т.к. скорости частиц непрерывно меняются. Слои жидкости перемешиваются друг с другом. Оно быстрое, хаотическое. Сопровождается появлением звука (шума). Такое течение в норме только в аорте. Может возникать в плечевой артерии при измерении АД

Б) турбулентное течение (вихревое)

! Такое течение, при котором в жидкости образуются **завихрения**, так как скорости частиц непрерывно меняются

! Слои жидкости **перемешиваются** друг с другом



Число Рейнольдса – позволяет определить характер течения жидкостей по трубе (ламинарное или турбулентное)

Зависит от: свойств жидкости, скорости ее течения, размеров сосуда

$$R_e = \frac{\rho v D}{\eta}$$

ρ – плотность среды

η – вязкость

V – скорость течения

D – диаметр трубы

! R_e критическое : $R_{eK} \approx 2300$ Если $R_e > R_{eK}$ - турбулентное движение

4. Методы определения вязкости жидкости (метод Стокса, метод Освальда). Роль параметров вязкости, гидравлического сопротивления и видов течения жидкости в медицине.

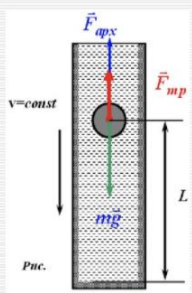
Методы определения вязкости жидкости:



Метод Стокса

Методы определения вязкости

1. Метод Стокса (метод падающего шарика)



Методы определения вязкости Стокса (М)

- Имеем длинный цилиндр, заполненный жидкостью плотностью $\rho_{ж}$, вязкость которой η надо определить.
- В этой жидкости падает шарик радиусом r , массой m и плотностью ρ .
- Движение шарика определяется действующими силами:
 - силой тяжести $F_t = mg = \rho V_{шар} g = \rho (4\pi r^3/3) g$,
 - силой Архимеда $F_{арх} = \rho_{ж} V_{шар} g = \rho_{ж} (4\pi r^3/3) g$ ($\rho_{ж}$ - плотность жидкости),
 - силой трения $F_{тр}$.

По закону Стокса сила сопротивления движению шарика (сила трения $F_{тр}$): $F_{тр} = 6\pi\eta r v$

метод Стокса -2

При достижении **равномерного движения** сила тяжести становится равной сумме силы трения и силы Архимеда:

$$mg = F_{тр} + F_{арх} \Rightarrow \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g = 6\pi\eta r v + \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_{ж} g$$

Выразим коэффициент вязкости **исследуемой жидкости** η :

$$\eta = \frac{2(\rho - \rho_{ж})r^2 g}{9v}$$

Вывод: для нахождения вязкости жидкости необходимо знать её плотность, а также радиус и плотность шарика.

Скорость движения шарика v определяется экспериментально: измеряется время t , за которое шарик равномерно проходит в жидкости расстояние L : $v = L/t$.

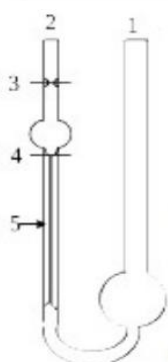
Ограничения метода Стокса

- требует большого количества исследуемой жидкости.
- требует равномерного движения шарика ($v = const$).
- исследуемая жидкость должна быть прозрачна.

Метод Освальда

Вискозиметры – приборы, с помощью которых определяют вязкость жидкости.

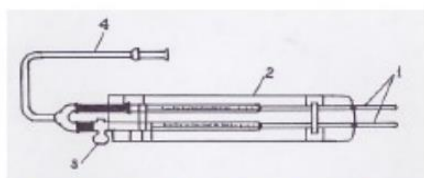
Капиллярный вискозиметр Оствальда



Одно колено – капиллярная трубка. Определённый объём воды вливают в широкое колено, а затем грушей всасывают воду в другое колено так, чтобы её уровень поднялся чуть выше отметки 3, сняв грушу, наблюдают за понижением этого уровня. Когда мениск проходит отметку 3 – включают секундомер, когда проходит отметку 4 – выключают. Находят время t . При ламинарном течении время прохождения жидкости через капилляр 5 будет таким же. Далее определяют время прохождения исследуемой жидкости через капилляр. Объём воды равен объёму исследуемой жидкости.

Вязкость находят по формуле: $v = v_0 t / t_0$, где v – кинематическая вязкость исследуемой жидкости, v_0 – вязкость воды, t – время прохождения исследуемой жидкости, t_0 – время прохождения воды.

Медицинский вискозиметр



Используется для определения вязкости крови. Принцип его действия основан на том, что скорости продвижения жидкостей в капиллярах с одинаковыми сечениями при равных температурах и давлениях

зависят от вязкости этих жидкостей. Объёмы жидкостей, протекающие за равные промежутки времени по одинаковым капиллярам обратно пропорциональны вязкостям этих жидкостей.

Вискозиметр состоит из двух одинаковых градуированных капилляров 1. В нижний (на картинке) капилляр набирают определённый объём дистиллированной воды, затем перекрывают кран 3. В верхний (на картинке) капилляр набирают исследуемую жидкость. Теперь, если открыть кран 3, то перемещение жидкостей за одно и то же время будет обратно пропорционально их вязкости.

По формуле $\eta = \eta_0 l / l_0$, где η и η_0 – вязкости исследуемой жидкости и воды, соответственно, а l и l_0 – пути, пройденные жидкостями, если принять вязкость воды за 1, а путь – за одно деление вискозиметра, то вязкость исследуемой жидкости численно равна пути, пройденному водой.

Гидравлическое сопротивление

Гидравлическое сопротивление

$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\eta l} = \frac{(P_1 - P_2)}{\frac{8\eta l}{\pi R^4}}$$

гидравлическое сопротивление:

$$X = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$$

Наличие гидравлического сопротивления труб X связано с преодолением сил внутреннего трения при течении жидкостей

Закон Ома для участка цепи тока:

$$I = \frac{U}{R} = \frac{\Delta\phi}{R}$$

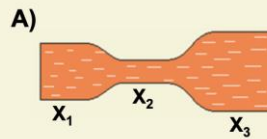
I - сила тока

U - напряжение

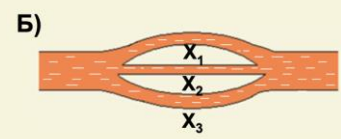
$\Delta\phi$ - разность потенциалов на концах проводника

R - омическое сопротивление

Общее гидравлическое сопротивление трех труб, соединенных последовательно (А) и параллельно (Б)



$$X = X_1 + X_2 + X_3$$



$$X = \left(\frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} \right)^{-1}$$

Виды течения жидкости в медицине:

- **Ламинарное** течение, при котором слои жидкости текут НЕ перемешиваясь, скользя друг относительно друга. **Стационарное** т.к. скорость течения в каждой точке остается постоянной. Течет медленно, упорядоченно. (такое течение наблюдается в сосудах с гладкими стенками, артериях и венах в норме). При увеличении скорости течения переходит в турбулентное.
- **Турбулентное** - течение, при котором в жидкости образуются завихрения, т.к. скорости частиц непрерывно меняются. Слои жидкости перемешиваются друг с другом. Оно быстрое, хаотическое. Сопровождается появлением звука (шума). Такое течение в норме только в аорте. Может возникать в плечевой артерии при измерении АД

5. Поверхностное натяжение жидкости. Сила и коэффициент поверхностного натяжения. Гидрофильные и гидрофобные жидкости. Капиллярные явления, их роль в медицине.

Поверхностное натяжение — это стремление жидкости сократить свою свободную поверхность, то есть уменьшить избыток своей потенциальной энергии на границе раздела с газообразной фазой. Чем больше площадь поверхности жидкости, тем больше молекул, которые обладают избыточной потенциальной энергией, и тем больше поверхностная энергия. Этот факт можно записать в виде следующего соотношения:

Поверхностная энергия жидкости

$$W = \sigma S$$

W — поверхностная энергия жидкости [Дж]

S — площадь свободной поверхности [m^2]

σ — коэффициент поверхностного натяжения [Н/м]

Коэффициент поверхностного натяжения — это физическая величина, которая характеризует данную жидкость и численно равна отношению поверхностной энергии к площади свободной поверхности жидкости.

Коэффициент поверхностного натяжения жидкости зависит:

- от природы жидкости;
- температуры жидкости;
- свойств газа, который граничит с данной жидкостью;
- наличия поверхностно-активных веществ (например, мыло или стиральный порошок), которые уменьшают поверхностное натяжение.

Коэффициент поверхностного натяжения не зависит от площади свободной поверхности жидкости, хотя может быть рассчитан с ее помощью

Коэффициент поверхностного натяжения

$$\sigma = W/S$$

W — поверхностная энергия жидкости [Дж]

S — площадь свободной поверхности [m^2]

σ — коэффициент поверхностного натяжения [Н/м]

Если на жидкость не действуют другие силы или их действие мало, жидкость будет стремиться принимать форму сферы, как капля воды или мыльный пузырь. Так же ведет себя вода в невесомости. Жидкость ведет себя так, как будто по касательной к ее поверхности действуют силы, стягивающие эту поверхность. Эти силы называются **силами поверхностного натяжения**

Сила поверхностного натяжения

$$F = \sigma l$$

F — сила поверхностного натяжения [Н]

l — длина контура, ограничивающего поверхность жидкости [м]

σ — коэффициент поверхностного натяжения [Н/м]

Гидрофильные вещества (греч. «гидро» — вода, «филео» — люблю) — это вещества, энергия притяжения которых к молекулам воды превышает энергию водородных связей (энергию притяжения между собой молекул воды), поэтому многие гидрофильные вещества хорошо растворимы в воде.

Гидрофильные в-ва интенсивно взаимодействуют с молекулами воды. Гидрофильность характеризуется величиной адсорбционной связи веществ с молекулами воды, образованием с ними неопределённых соединений и распределением кол-ва воды по величинам энергии связи. Гидрофильность преимущественно определяется величиной энергии связи адсорбционного монослоя, т. к. последующие слои связаны с веществом гораздо слабее. Гидрофильность может выражаться теплотой адсорбции водяного пара или теплотой смачивания, а также работой смачивания единицы поверхности в-ва.

Гидрофобные вещества (греч. «гидро» — вода, «фобос» — боязнь) - вещества, энергия притяжения молекул которых к молекулам воды меньше энергии водородных связей молекул воды. К числу гидрофобных

веществ относятся жиры, некоторые углеводы (крахмал, гликоген, клетчатка), нуклеиновые кислоты, АТФ, большинство белков, нерастворимых в воде.

Абсолютно гидрофобных ("водоотталкивающих") веществ нет; даже наиболее гидрофобные - углеводородные и фторуглеродные - поверхности адсорбируют воду. Поэтому гидрофобность рассматривают как малую степень гидрофильности.

Капиллярные явления — изменение уровня жидкости в очень тонких трубках — капиллярах. Если диаметр капилляра мал, то мениски, образующиеся у его стен, сливаются друг с другом, образуя поверхность, близкую к сферической. Силы поверхностного натяжения действуют по касательной к поверхности жидкости вдоль всей границы ее поверхности. В данном случае граница — это окружность, диаметр которой равен диаметру капилляра. К капиллярным относят явления в жидких средах, вызванные искривлением их поверхности, граничащей с другой жидкостью, газом или собственным паром.

Капиллярность — это явление подъема или опускания жидкости в капиллярах. В достаточно широких сосудах короткоживущие силы притяжения между молекулами твердого тела и жидкости удерживают в виде мениска лишь незначительную часть жидкости в сосуде. основная поверхность — горизонтальная. В узких сосудах (капиллярах) масса жидкости невелика, поэтому различие между силой притяжения между молекулами жидкости и твердого тела и силой притяжения между молекулами жидкости приводит к капиллярности.

Когда капилляр опущен в жидкость, то в случае смачивающей жидкости силы притяжения между молекулами жидкости и твердого тела $F_{ж-т}$, то есть стенками капилляра, превосходят силы взаимодействия между молекулами жидкости $F_{ж}$.

Жидкость втягивается внутрь капилляра. Подъем жидкости в капилляре происходит до тех пор, пока результирующая сила $F_{в}$ действующая на жидкость вверх, не уравнивается силой тяжести mg столба жидкости высотой h :

$$F_{в} = mg.$$

Жидкость, не смачивающая стенки капилляра, опускается в нем на расстояние h .

Высота столба смачивающей жидкости в капилляре:

$$h = 2\sigma / \rho g R$$

ρ - плотность жидкости.

Чем меньше радиус капилляра, тем больше высота подъема жидкости в капилляре. Так, лежащий на мокрой губке сухой кусок мела быстро намокает, в то время как сухая губка, лежащая на мокром куске мела, остается сухой. Этот эффект объясняется тем, что капилляры у мела тоньше, чем у губки.

Капиллярное впитывание играет существенную роль в водоснабжении растений, передвижении влаги в почвах и др. пористых телах. Капиллярная пропитка различных материалов широко применяется в процессах химической технологии. В этом случае капля растекается по поверхности твердого тела до тех пор, пока не покроет всей его поверхности или пока не образуется мономолекулярный слой. Такой случай является **идеальным смачиванием**.

Пористые вещества могут задерживать значительное количество жидкости из паров, что приводит к увлажнению белья, ваты в сырых помещениях, затрудняет сушку гигроскопических тел, способствует удержанию влаги в почве и т. п. Наоборот, несмачивающие жидкости не проникают в пористые тела. С этим связана, например, непроницаемость для воды перьев птиц, смазанных жиром.

6. Деформация. Способы деформирования тел. Виды деформации. Закон Гука для упругой деформации.

Деформация – изменение взаимного расположения точек тела, которое приводит к изменению размеров и формы данного тела. Деформация возникает при воздействии на тело механических сил.

Виды деформации:

- Упругая деформация – такая деформация тела, при которой размеры и форма тела становятся исходными после прекращения воздействия механических сил на тело.
- Пластическая деформация – такая деформация тела, при которой изменения формы или размеров тела частично сохраняются после прекращения воздействия на тело механических сил.

Способы деформации:

- **Сдвиг** – способ деформации, при котором на тело действует касательная сила, приложенная параллельно к его основанию. Смещение верхней грани тела – абсолютная деформация сдвига. Отношение абсолютной деформации к первоначальной высоте образца называется относительной деформацией сдвига.
- **Сжатие-растяжение** – способ деформации, который возникает тогда, когда, например, к стержню с прикрепленным торцом прикладывают силу, направленную вдоль его оси. Изменение длины образца – абсолютное удлинение (сжатие). Относительное удлинение – отношение абсолютного удлинения к первоначальной длине.
- **Кручение** – способ деформации, при котором происходит взаимный поворот поперечных сечений стержня в цилиндрическом образце, происходит под воздействием пары сил в плоскости этих сечений. Абсолютная деформация кручения – угол поворота одного основания сечения относительно другого. Относительная деформация – отношение этого угла к длине стержня.
- **Изгиб** – способ деформации, при котором происходит искривление оси или срединной поверхности деформируемого тела. Стера прогиба – наибольший прогиб при деформации изгиба. При деформации изгиба внутренняя поверхность (вогнутая) образца сжимается, а внешняя (выпуклая) – растягивается. Средний же слой изменяет лишь свою форму.

Закон Гука для упругой деформации: $\sigma = E\varepsilon$, где σ – механическое напряжение, равное $F_{\text{упр}}/S$, E – модуль Юнга, ε – относительная деформация

7. Диаграмма растяжения. Предел упругости. Предел прочности. Механические свойства и виды деформации биологических тканей. Ползучесть, релаксация.



- **Предел упругости** — свойство вещества, максимальное напряжение нагрузки, после снятия которой не возникает остаточных деформаций.
- **Предел прочности** — механическое напряжение, выше которого происходит разрушение материала. Иначе говоря, это пороговая величина, превышая которую механическое напряжение разрушит некое тело из конкретного материала.

Механические свойства биологических тканей:

Под механическими свойствами биологических тканей понимают две их разновидности.

- **Активные механические свойства биологических тел:** связаны с процессами биологической подвижности: сокращение мышц животных, рост клеток, движение хромосом в клетках при их делении. Эти процессы обусловленные химическими процессами и энергетически обеспечиваются АТФ.
- **Пассивные механические свойства биологических тел:** как технический объект биологическая ткань — композиционный материал, он образован объёмным сочетанием химически разнообразных компонентов. Механические свойства биологической ткани отличаются от механических свойств каждого компонента, взятого в отдельности. Методы определения механических свойств биологических тканей аналогичные методом определение этих свойств у технических материалов.

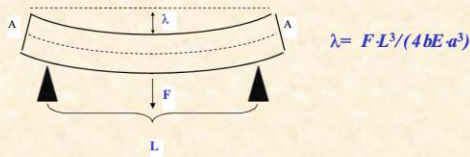
Виды деформации:

Растяжение (сжатие). Абсолютное и относительное удлинения.	Сдвиг. Абсолютная и относительная деформации сдвига
<ul style="list-style-type: none"> • Растяжение (сжатие) — вид деформации, возникающей, когда к стержню с закрепленным торцом прикладывается сила F, направленная вдоль его оси. <ul style="list-style-type: none"> • Изменение длины образца (Δl) называют абсолютным удлинением (сжатием). • Относительным удлинением (сжатием) ϵ_l называется отношение абсолютного удлинения (сжатия) Δl к первоначальной длине образца l: $\epsilon_l = \Delta l / l.$	<ul style="list-style-type: none"> • Сдвиг — вид деформации, возникающий тогда, когда на тело действует касательная сила F, приложенная параллельно закрепленному основанию. <ul style="list-style-type: none"> • Смещение верхней грани образца Δl называют абсолютной деформацией сдвига. • При сдвиге вертикальные ребра образца наклоняются на малый угол γ. Для таких углов $\tan \gamma \approx \gamma \rightarrow \gamma \approx \Delta l / l$. • Отношение абсолютной деформации сдвига Δl к первоначальной высоте образца l называется относительной деформацией сдвига: $\gamma = \Delta l / l.$

Изгиб

Изгиб - вид деформации, характеризующийся искривлением оси или срединной поверхности деформируемого объекта под действием внешних сил.

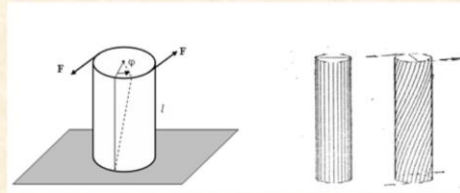
Конструктивный элемент, работающий на изгиб, называется *балкой*



- Вогнутая поверхность балки сжимается.
- Выпуклая поверхность балки растягивается.
- Средний слой балки (AA) сохраняет длину, изменяет лишь свою форму.
- λ - стрела прогиба.

Кручение

- **Кручение** – вид деформации, характеризуется взаимным поворотом поперечных сечений стержня под влиянием *пар сил*, действующих в плоскости этих сечений.

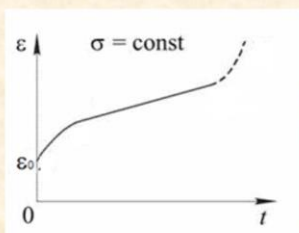


Деформация кручения цилиндра (а), искривление образующих цилиндра (б)

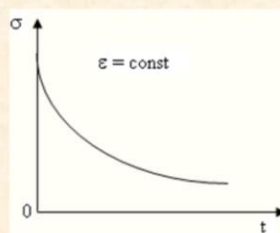
- **Абсолютная деформация** при кручении характеризуется углом поворота (φ) одного основания относительно другого.
- **Относительная деформация** (θ) равна отношению угла φ к длине стержня:

$$\theta = \varphi / l.$$

Явления ползучести и релаксации напряжения



Ползучесть материалов - медленная непрерывная пластическая деформация твёрдого тела под воздействием постоянной нагрузки или механического напряжения.



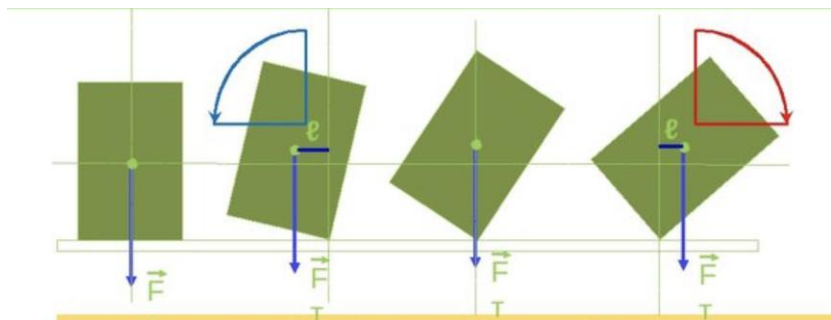
Релаксация напряжения – процесс самопроизвольного уменьшения механического напряжения в образце при постоянной относительной деформации.

8. Равновесие твердого тела. Равновесие твердого тела, установленного на опоре. Плечо силы, момент силы. Равновесие твердого тела, имеющего ось вращения – правило моментов.

Твёрдое тело находится в **равновесии**, если сумма всех сил, приложенных к данному телу, и их моментов равны нулю или главный вектор и главный момент системы сил, приложенных к телу, равны нулю

Равновесие твердого тела, установленного на опоре:

Тело, имеющее площадь опоры, будет находиться в равновесии до тех пор, пока линия действия силы тяжести будет проходить через площадь опоры.

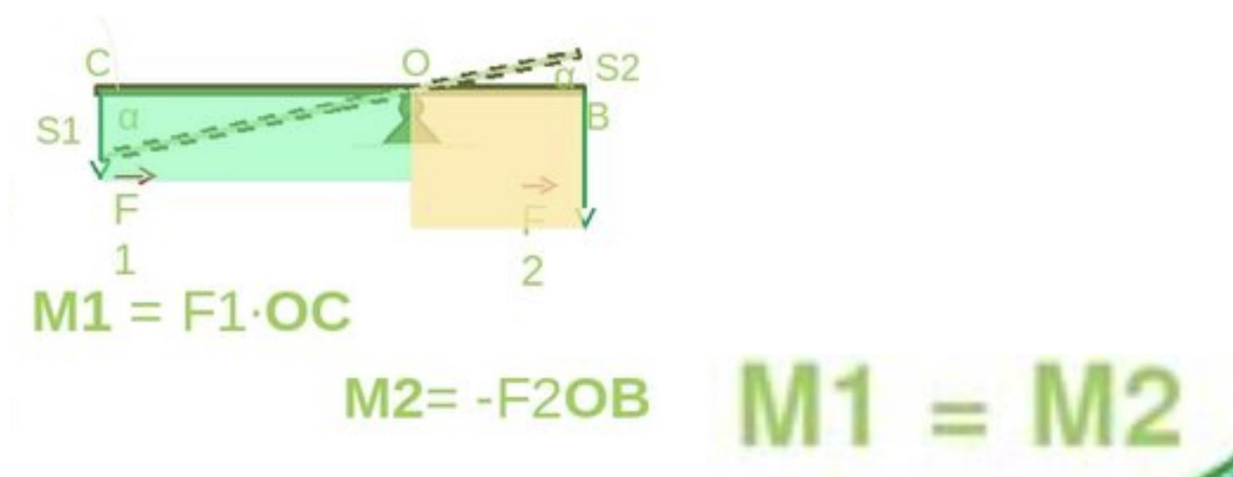


- Если при отклонении тела, имеющего площадь опоры, происходит повышение центра тяжести, то равновесие будет устойчивым.
- При устойчивом равновесии вертикальная прямая, проходящая через центр тяжести, всегда будет проходить через площадь опоры.
- Чем ниже центр тяжести, тем более устойчиво равновесие.
- Чем меньше площадь опоры, тем менее устойчиво равновесие

Плечо силы - расстояние от оси вращения до линии действия силы.

Момент силы - физическая величина, равная произведению модуля силы, приложенной к телу, на ее плечо.

Правило момента: Рычаг находится в равновесии под действием двух сил, если момент силы, вращающей его по ходу часовой стрелки, равен моменту силы, вращающей его против хода часовой стрелки.



Правило моментов: алгебраическая сумма моментов всех внешних сил, действующих относительно любой оси равна нулю (то есть $M_1 + M_2 + \dots = 0$), а Геометрическая сумма внешних сил, приложенных к телу равна нулю.

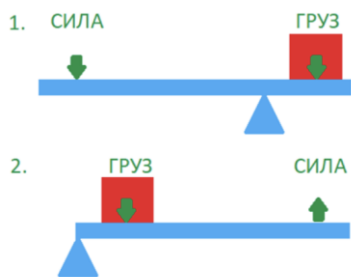
9. Рычаг. Условие равновесия рычага. Рычаги первого, второго и третьего рода.

Простейшим механизмом, при помощи которого можно поднять тяжёлые предметы, является рычаг.

Рычаг состоит из **перекладины**, **рычага** и **опоры**.

Точка опоры перекладину рычага делит на два **плеча рычага**.

Точка опоры может быть расположена между плечами рычага - 1, или по одну сторону от плеч рычага - 2.

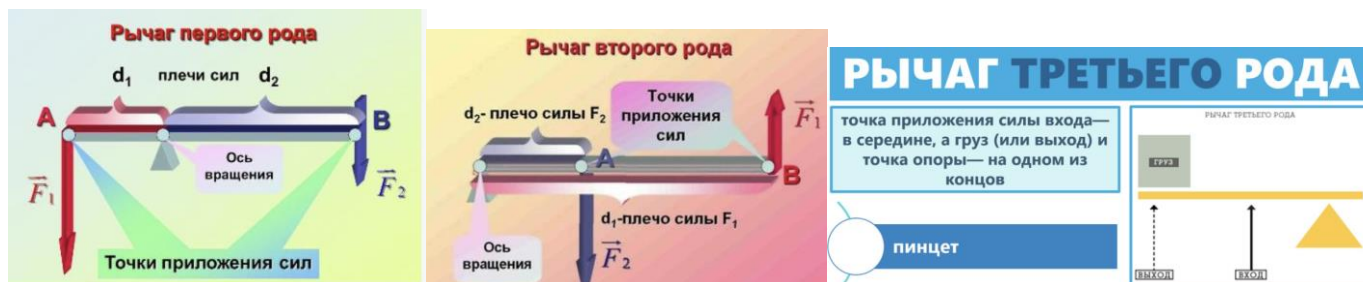


Рычаг находится в равновесии, если произведение силы на плечо по обе стороны опоры одинаково: $F_1 \cdot l_1 = F_2 \cdot l_2$.

Из условия равновесия рычага следует, что если рычаг находится в равновесии, тогда приложенные силы обратно пропорциональны длине плеч рычага: $F_1/F_2 = l_2/l_1$.



Рычаги первого, второго и третьего рода:



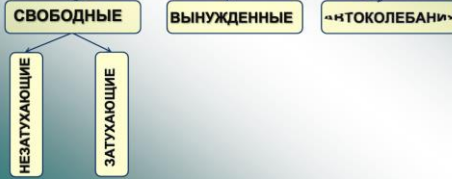
10. Механические колебания и их виды. Примеры в организме человека. Резонанс.

Виды колебаний

(по распределению энергии)

Все колебания, не зависимо от их природы обладают одинаковыми закономерностями

КОЛЕБАНИЯ



➔ **Свободными колебаниями** называются колебания предоставленной самой себе системы, которые совершаются за счет первоначально сообщенной энергии

Рассмотрим закономерности этих процессов на примере механических колебаний

➔ **Механическими колебаниями** называются механические движения, которые обладают повторяемостью

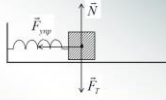
Примеры механических колебаний: движение маятников, качелей, струн, сокращение сердечной мышцы, грудной клетки при дыхании, ходьба



Свободные незатухающие колебания

➔ Колебания возникают в системе, в которой отсутствуют силы трения (сопротивления) – идеальный теоретический случай

Рассмотрим колебания тела массой m соединенного с пружиной, жесткость которой равна k



На тело действуют:

- ➔ сила тяжести $F_t = mg$,
- ➔ сила реакции опоры N
- ➔ сила упругости пружины $F_{спр} = -kx$, направленная в сторону, противоположную смещению

Согласно II закону Ньютона: $m \cdot \ddot{a} = \vec{F}_t + \vec{N} + \vec{F}_{спр}$

Так как $F_t = -N$ Получим уравнение $ma + kx = 0$

Обозначим $\frac{k}{m} = \omega_0^2$

Ускорение a движения тела равно производной второго порядка от смещения x по времени t : $a = \frac{d^2x}{dt^2}$

Уравнение принимает вид

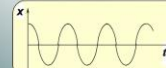
$\frac{d^2x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0$ ← Дифференциальное уравнение незатухающих колебаний

ω_0 – циклическая частота собственных (свободных) колебаний системы

Решением уравнения, записанного в дифференциальной форме, является функция: $x = f(t)$ (выражение для смещения):

$x = A \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$ уравнение свободных незатухающих колебаний (выражение для смещения незатухающих колебаний)

График свободных незатухающих колебаний:



Так как колебания не затухают, то их амплитуда не изменится со временем

График амплитуды свободных незатухающих колебаний



Скорость и ускорение тела, совершающего свободные незатухающие колебания

Скорость v движения тела равна производной от смещения x по времени t : $v = \frac{dx}{dt}$
Продифференцировав функцию $x = f(t)$ для незатухающих колебаний, получим:

$$v = -A \cdot \omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad \text{или} \quad v = v_{\max} \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

Ускорение a движения тела равно производной от скорости v по времени t : $a = \frac{dv}{dt}$

Продифференцировав функцию $v = f(t)$ для незатухающих колебаний, получим:

$$a = -A \cdot \omega_0^2 \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$$

Энергия тела, совершающего свободные незатухающие колебания

В процессе колебаний происходит переход энергии колеблющегося тела из кинетической в потенциальную и затем потенциальной в кинетическую и т.д.

Полная механическая энергия колеблющегося тела E равна сумме его кинетической E_k и потенциальной E_p энергий

Кинетическая энергия

$$E_k = \frac{m \cdot v^2}{2}$$

Потенциальная энергия

$$E_p = \frac{k \cdot x^2}{2}$$

Полная механическая энергия тела $E = \frac{m \cdot v^2}{2} + \frac{kx^2}{2}$

Подставляя в формулу выражения для смещения $x = f(t)$, скорости колеблющегося тела $v = f(t)$ и учитывая, что $k = m \cdot \omega_0^2$, получаем

$$E = \frac{m \cdot A^2 \omega_0^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0)}{2} + \frac{kA^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0)}{2} = \frac{mA^2 \omega_0^2}{2}$$

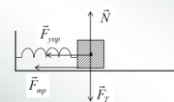
Механическая энергия тела совершающего свободные незатухающие колебания равна не зависит от времени $E \neq f(t)$ и является величиной постоянной $E = \text{const}$

Свободные затухающие колебания

В реальных колебательных системах всегда действуют силы трения (сопротивления), поэтому в процессе колебаний система совершает работу против сил трения

При этом происходит необратимый переход механической энергии в работу против сил сопротивления среды.

В результате чего механическая энергия системы уменьшается с течением времени и, следовательно, уменьшается амплитуда и частота колебаний, т.е. колебания затухают



Рассмотрим колебания тела массой m соединенного с пружиной, жесткость которой равна k

На тело действуют:

- ➔ сила тяжести $F_t = mg$,
- ➔ сила реакции опоры N
- ➔ сила упругости пружины $F_{спр} = -kx$
- ➔ сила трения $F_{тр} = -rv$, направленная в сторону, противоположную скорости

Согласно II закону Ньютона: $m \cdot \ddot{a} = \vec{F}_t + \vec{N} + \vec{F}_{спр} + \vec{F}_{тр}$

Так как $F_t = -N$

Получим уравнение $ma + rv + kx = 0$

Обозначим

$$\frac{k}{m} = \omega_0^2$$

$$\frac{r}{m} = 2\beta$$

Учитывая, что $a = \frac{d^2x}{dt^2}$ Скорость v движения тела равна производной от смещения x по времени t : $v = \frac{dx}{dt}$

Решением дифференциального уравнения затухающих колебаний является функция: $x = f(t)$ (выражение для смещения затухающих колебаний):

Если $\omega_0^2 > \beta^2$, то выражение для смещения затухающих колебаний имеет вид

$x = A_0 \cdot e^{-\beta t} \cdot \cos(\omega t + \varphi_0)$ уравнение свободных затухающих колебаний (выражение для смещения затухающих колебаний)

Амплитуда затухающих колебаний уменьшается по экспоненциальному закону с течением времени

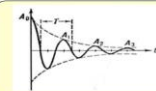
A_0 – начальная амплитуда (при $t=0$) Амплитуда колебаний убывает по формуле: $A = A_0 \cdot e^{-\beta t}$

Циклическая частота затухающих колебаний $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$

Коэффициента затухания β характеризует быстроту затухания и зависит от параметров системы (коэффициента трения, массы) $\beta = \frac{r}{2m}$ $[\beta] = c^{-1}$

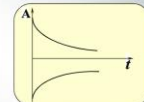
В случае сильного затухания (при большой силе трения) $\omega_0^2 < \beta^2$. Движение становится аperiодическим, т.е. колебаний нет

График свободных затухающих колебаний



Так как колебания затухают, то их амплитуда уменьшается по экспоненциальному закону

График амплитуды свободных затухающих колебаний



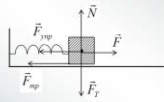
Логарифмический декремент затухания характеризует убывание амплитуды затухающих колебаний за один период $\lambda = \ln \frac{A_t}{A_{t+T}} = \lambda = \beta \cdot T$

Вынужденные колебания

Вынужденными колебаниями называются колебания, возникающие в системе под воздействием внешней силы, изменяющейся по гармоническому закону.

$$F = F_0 \cos \omega_0 t$$

Вынужденные колебания



Рассмотрим колебания тела массой m соединенного с пружиной, жесткостью k , на которое воздействует внешняя сила F , изменяющаяся по гармоническому закону

На тело действуют:

- сила тяжести $F_T = mg$
- сила реакции опоры N
- сила упругости пружины $F_{упр} = -kx$
- сила трения $F_{тр} = -rv$
- внешняя сила $F = F_0 \cos \omega_0 t$

Согласно II закону Ньютона: $m \cdot \vec{a} = \vec{F}_T + \vec{N} + \vec{F}_{упр} + \vec{F}_{тр} + \vec{F}$

Получим уравнение $ma + rv + kx = F_0 \cos \omega_0 t$

После преобразований уравнение примет вид $\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega_0 t$ ← Дифференциальное уравнение вынужденных колебаний

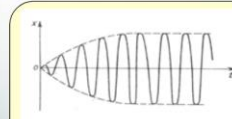
Решением дифференциального уравнения вынужденных колебаний является функция: $x = f(t)$ (выражение для смещения вынужденных колебаний):

$$x = A \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad \leftarrow \text{уравнение вынужденных колебаний}$$

(выражение для смещения вынужденных колебаний)

Вынужденные колебания являются гармоническими и совершаются с частотой ω_0 , равной частоте внешней силы

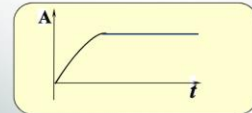
График вынужденных колебаний



Из графика видно, что амплитуда вынужденных колебаний постепенно нарастает и со временем становится постоянной, пропорциональной амплитуде вынуждающей силы

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \cdot \omega^2}}$$

График амплитуды вынужденных колебаний



Резонанс:

При вынужденных колебаниях системы может происходить явление резонанса

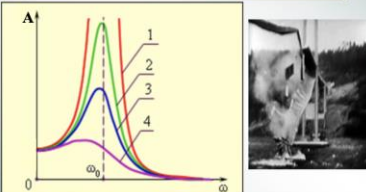
Резонансом называется резкое увеличение амплитуды вынужденных колебаний при значении частоты внешней силы, равной $\omega_{рез}$

$$\omega_{рез} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}$$

Амплитуда колебаний при резонансе: Видно, что чем больше коэффициент затухания, тем меньше амплитуда.

$$A_{рез} = \frac{f_0}{2\beta\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}$$

Резонансные кривые – зависимости амплитуды вынужденных колебаний от частоты вынуждающей силы и коэффициента затухания

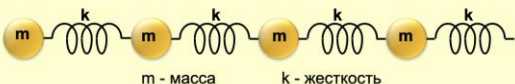


11. Механические волны и их виды. Шкала механических волн. Основные характеристики механической волны. Уравнение плоской волны.

Если в каком-нибудь месте **упругой** (твердой, жидкой или газообразной) **среды возбудить колебания** частиц, то вследствие взаимодействия частиц среды колебания будут передаваться от одной точки к другой с конечной скоростью

Механическая волна – это **процесс** распространения колебаний в **упругой среде**, сопровождающийся **переносом энергии**

Упругая среда – это среда, в которой между частицами существуют силы, препятствующие ее деформации (**упругие силы**)



Классификация волн

1. Виды волн (по соотношению смещения точек среды и направления движения волны)

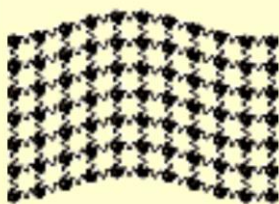
а) продольные волны (волны сжатия) колебания частиц среды происходят **в направлении** распространения волны



- В среде образуются периодические деформации растяжения и сжатия
- Возникают **в любых средах** (твердых, жидких, газообразных)

Пример: звуковые волны в воздухе

б) поперечные волны (волны сдвига): колебания частиц среды происходят **перпендикулярно** направлению распространения волны



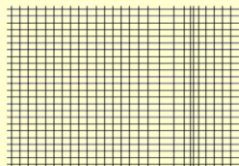
- В среде образуются периодические деформации сдвига
- Возникают **только в твердых средах**

Пример: волны, бегущие по натянутой струне или жгуту

2. Виды волн по типу их фронта

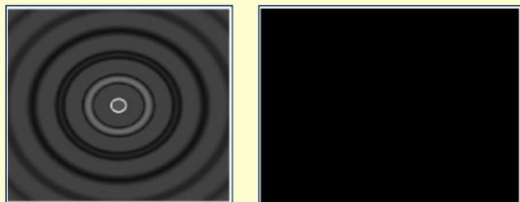
Фронт волны – геометрическое место точек (поверхность), в которых фаза колебаний имеет одно и то же значение

а) плоские волны - такие волны, **фронтом** которых является **плоскость**, перпендикулярная направлению распространения волны



Пример: Волна, возникающая в цилиндре с газом, при совершении колебаний поршня

б) сферические волны - такие волны, **фронт** которых имеет форму **сферы**



Пример: Волна, вызванная точечным источником в однородной среде

3. Частотные диапазоны механических волн

Частота волны (ν) – это частота колебаний точек среды

Частота, Гц	Диапазон	Пример
0,5– 20	Инфразвуковой	Цунами, тоны сердца
20– 20000	Звуковой (слышимый)	Голос
$2 \cdot 10^4 - 10^{8-9}$	Ультразвуковой (УЗ)	Звуки дельфинов, летучих мышей, излучатели УЗ
$10^9 - 10^{13}$	Гиперзвуковой	Тепловые колебания молекул

Шкала механических волн:

Частота (Гц)	Наименование диапазона	Источники волн
0,5-20	Инфразвуковой	Цунами, тоны сердца
20–2·10 ⁴	Звуковой	Голос, фонокардиограмма
2·10 ⁴ –10 ⁵	Низкочастотный ультразвуковой	Звуки, издаваемые дельфинами, летучими мышами; магнитострикционные излучатели
10 ⁵ – 10 ⁷	Среднечастотный ультразвуковой	Пьезоэлектрические излучатели
10 ⁷ –10 ⁹	Высокочастотный ультразвуковой	

Характеристики

III. Характеристики волны (пространственные и временные)

1. Фаза волны (φ)
2. Фронт волны

3. **Скорость распространения волны (v)** - это скорость перемещения фронта волны

▣ v зависит от свойств среды (плотности, температуры) и от типа волны (продольная, поперечная)

20°C

среда	v звуковой волны (м/с)
Воздух	330
Вода	1500
Кости черепа	3660

4. **Длина волны (λ)** - это расстояние, на которое перемещается фронт волны за время, равное периоду колебаний (T) частиц :

$$\lambda = v \cdot T$$

▣ Частота волны (ν): $\nu = \frac{1}{T}$

$$\lambda = \frac{v}{\nu}$$

При одинаковой частоте, длина волны λ будет меняться при переходе из одной среды в другую, так как скорость распространения волны зависит от свойств среды

Уравнение плоской волны

II. Уравнение плоской волны

▣ Выражает зависимость **смещения (S)** колеблющейся точки, которая участвует в волновом процессе, от **координаты ее равновесного положения во времени**

$$S_0 = A \cos(\omega t) \quad S = A \cos\left[\omega\left(t - \tau\right)\right]$$



Пусть:

Волна создается гармоническим источником колебаний (Амплитуда колебаний $A = const$)

ω - **круговая частота** колебаний, определяется частотой внешнего воздействия

v - **скорость** распространения волны

τ - **время**, за которое возмущение дойдет до точки с координатой x

Знаем, что:

$$\tau = \frac{x}{v}$$

$$S = A \cos\left[\omega\left(t - \frac{x}{v}\right)\right]$$

φ - фаза волны

$$\varphi = \omega\left(t - \frac{x}{v}\right)$$

12. Звук. Физические характеристики звука: частота, интенсивность, уровень интенсивности, звуковое давление. Связь интенсивности и звукового давления. Акустический спектр.

Звуковые колебания и волны — частный случай механических колебаний и волн. Звук — колебания с частотой от 16 Гц до 20 кГц, распространяющийся в упругой среде.

Различают звуки:

- Тоны, или музыкальные звуки
- Шумы
- Звуковые удары

Звук — колебания с частотой от 16 Гц до 20 кГц, распространяющийся в упругой среде.

Простой тон — звуковое колебание, происходящее по гармоническому закону. Основной его характеристикой является частота.

Тон — звук, являющийся периодическим процессом.

Если процесс гармонический, то тон простой или чистый. Основной физической характеристикой простого тона является частота. Напр.: камертон.

Если процесс ангармонический, то это сложный тон. Напр.: музыкальные инструменты, аппарат речи.

Энергетической характеристикой звука является интенсивность. Для оценки интенсивности звука применяют логарифмическую шкалу — шкалу уровней интенсивности. Уровень интенсивности: где I — интенсивность звука, I_0 — стандартная наименьшая интенсивности

$$L = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad k = \lg \frac{I}{I_0}$$

Для оценки интенсивности звука применяют логарифмическую шкалу — шкалу уровней интенсивности. Уровень интенсивности: где I — интенсивность звука, I_0 — стандартная наименьшая интенсивность

Звуковое давление — переменное избыточное давление, возникающее при прохождении звуковых волн в жидкой или газообразной среде. (переменное избыточное давление, возникающее в упругой среде при прохождении через неё звуковой волны.)

Связь между интенсивностью (I) и звуковым давлением (ΔP) прямо пропорциональна и выражается следующей

формулой: $I = \Delta P^2 / 2\rho v$, где ρ — плотность среды; v — скорость звука в ней.

Шум — звук, отличающийся сложной неповторяющейся временной зависимостью: вибрации машин, шорох, скрип.

Звуковой удар — это кратковременное звуковое воздействие: хлопок, взрыв.

Акустический спектр тона — это совокупность всех его частот с указанием их относительных интенсивностей или амплитуд.

13. Характеристики слухового ощущения, их связь с физическими характеристиками звука. Закон Вебера-Фехнера.

В слуховом ощущении различают высоту, громкость и тембр звука. Эти характеристики слухового ощущения связаны с частотой, интенсивностью и гармоническим спектром - объективными характеристиками звуковой волны. Задачей системы звуковых измерений является установить эту связь и таким образом дать возможность при исследовании слуха у различных людей единообразно сопоставлять субъективную оценку слухового ощущения с данными объективных измерений.

→ **Высота звука** — субъективная характеристика, определяемая частотой его основного тона: чем больше частота, тем выше звук. В значительно меньшей степени высота зависит от интенсивности волны: на одной и той же частоте более сильный звук воспринимается более низким.

→ **Тембр звука** почти исключительно определяется спектральным составом. Например, ухо различает одну и ту же ноту, воспроизведенную на разных музыкальных инструментах. Тембр - это качественная характеристика слухового ощущения, в основном обусловленная гармоническим спектром звука.

→ **Громкость звука** — это уровень слухового ощущения над его порогом. Она зависит, прежде всего, от интенсивности звука. Несмотря на субъективность, громкость может быть оценена количественно путем сравнения слухового ощущения от двух источников. Закон Вебера-Фехнера. Установлено, что величина ощущения изменяется медленнее, чем сила раздражителя.

Закон Вебера-Фехнера

Связывает уровень ощущения L и силу (интенсивность) раздражителя I .

Формулировка закона: Уровень ощущения L пропорционален логарифму относительной величины интенсивности I раздражителя. $L = K \lg I / C$,

I_0 где I_0 - интенсивность на нижнем пороге чувствительности;

K и C - некоторые константы.

- логарифмическая зависимость силы ощущения (E) от физической интенсивности раздражителя (P): $E = k \log P + c$, где k и c - некоторые постоянные, определяемые данной сенсорной системой.
- если интенсивность раздражителя увеличивается в геометрической прогрессии, то физиологическое ощущение растет в арифметической прогрессии.
- физиологическая реакция (в рассматриваемом случае громкость) на раздражитель (интенсивность звука) пропорциональна логарифму интенсивности раздражителя.

14. Акустический импеданс среды. Формула Рэлея. Эффект Доплера.

Акустический импеданс среды:

Акустический импеданс (волновое сопротивление) среды

- Это характеристика среды, определяющая условия отражения и преломления волн на границе раздела сред
- Акустическим импедансом (Z) называют произведение плотности среды (ρ) на скорость (c) распространения звуковой волны в среде:

$$Z = \rho c$$

Акусти-
сопрот-
среды,
прелом

- Коэффициент проникновения звуковой волны (β) – это величина, равная отношению интенсивностей прошедшей и падающей волн:

Формула Рэлея:

$$\beta = 4 \frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} \frac{1}{\left(\frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} + 1\right)^2}$$

если: $\rho_1 c_1 = \rho_2 c_2$ то: $\beta = 1$

$$\beta = \frac{I_{\text{прош}}}{I_{\text{пад}}} \quad \beta \leq 1$$

Акустический импеданс (волновое сопротивление) среды

Формула Рэлея:

$$\beta = 4 \frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} \frac{1}{\left(\frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} + 1\right)^2}$$

$$\rho_{\text{воды}} c_{\text{воды}} = 1440000 \dots \text{кг}/(\text{м}^2 \text{с})$$

$$\rho_{\text{возд}} c_{\text{возд}} = 400 \dots \text{кг}/(\text{м}^2 \text{с})$$

- Коэффициент проникновения звуковой волны (β) – это величина, равная отношению интенсивностей прошедшей и падающей волн:

$$\beta = \frac{I_{\text{прош}}}{I_{\text{пад}}} = 0,122\%$$

Формула Рэлея выше написана + дополнение

Согласно Рэлею:

$$\beta = 4 \frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} \frac{1}{\left(\frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} + 1\right)^2} \quad (3)$$

- 1. Если $c_1 \rho_1 = c_2 \rho_2$, тогда $\beta=1$ – это наибольшее значение, которое может иметь коэффициент проникновения ультразвуковой волны.

- Ультразвуковая волна при нормальном падении пройдет границу раздела сред без отражения, т.е. полностью преломится.

- 2. Если $c_2 \rho_2 \gg c_1 \rho_1$, то $c_1 \rho_1 / c_2 \rho_2 \ll 1$

- Проникновение будет незначительное, а отражение ультразвуковых волн максимальное. Формула Рэлея принимает следующий вид:

$$\beta \approx 4 \frac{c_1 \rho_1}{c_2 \rho_2} \quad (4)$$

Эффект Доплера:



Кристиан Доплер
(1803-1853 гг.)

Эффектом Доплера называют изменение частоты волны, воспринимаемой наблюдателем (приемником волн), вследствие относительного движения источника волн и/или их приемника

- Наблюдается в акустике, оптике

Эффект Доплера описывают формулой:

$$V' = \frac{v \pm v_{\text{н}}}{v \mp v_{\text{и}}} V$$

частота волны, воспринимаемая приемником

частота волны, испускаемой источником

v – скорость распространения волны в среде

$v_{\text{н}}$ и $v_{\text{и}}$ – скорости движения приемника и источника волн, соответственно

- Верхние знаки "+" и "-" используют при взаимном сближении источника и приемника волн

- Нижние знаки "-" и "+" используют при удалении источника и приемника волн друг от друга

Эффект Доплера используют в медицине (диагностике) для определения скорости кровотока (скорости движения частиц в среде) при помощи УЗ-волн

Кровеносный сосуд



Техническая система

Неподвижна

- Генератор УЗ-волн с частотой $V_{\text{г}}$

- Приемник УЗ-волн, воспринимает волны частотой $V_{\text{пр}}$

Частота, воспринимаемая объектом:

$$V_1 = \frac{v + v_0}{v} V_{\text{г}}$$

v_0 – скорость движения объекта (клеток)

Частота, воспринимаемая приемником: $V_{\text{пр}} = \frac{v}{v - v_0} V_1 = \frac{v + v_0}{v - v_0} V_{\text{г}}$

Разница частот (доплеровский сдвиг): $V_{\text{д}} = V_{\text{пр}} - V_{\text{г}} = \frac{2v_0}{v - v_0} V_{\text{г}}$

Для УЗ-волн $v \gg v_0$:

$$V_{\text{д}} = \frac{2v_0}{v} V_{\text{г}}$$

Доплерография – метод измерения скорости кровотока при помощи УЗ волн, основанный на Эффекте Доплера

- Распространенный звуковой метод диагностики заболеваний – аускультация (выслушивание). Для аускультации используют стетоскоп или фонендоскоп. По изменению тонов сердца и появлению шумов можно судить о состоянии сердечной деятельности.
- Для диагностики состояния сердечной деятельности применяется метод, подобный аускультации и называемый фонокардиографией (ФКГ). Этот метод заключается в графической регистрации тонов и шумов сердца и их диагностической интерпретации. Фонокардиограф состоит из микрофона, усилителя, системы частотных фильтров и регистрирующего устройства.
- Перкуссия -метод выслушивания звучания отдельных частей тела (перкуторных звуков), которое возникает при их простукивании. Тело человека можно представить как совокупность газонаполненных, жидких и твердых органов и тканей. При ударе по поверхности тела возникают колебания в широком диапазоне частот. По тону перкуторных звуков опытный врач может судить о состоянии и топографии внутренних органов.
- Методы измерения остроты слуха называются аудиометрией. В частности, с помощью специального прибора (аудиометра) можно определять порог слухового ощущения пациента на различных частотах. В результате получают кривую – график зависимости порога слухового ощущения от частоты, эта кривая называется аудиограммой. Сравнивая аудиограмму пациента с нормальной кривой порога слухового ощущения, можно диагностировать заболевания органов слуха.

16. Ультразвук. Источники и приемники ультразвука.

Ультразвук - упругие колебания и волны с частотами приблизительно от 20×10^3 Гц (20 кГц) и до 10⁹ Гц (1 ГГц). Область частот ультразвука от 1 до 1000 ГГц принято называть гиперзвуком. Ультразвуковые частоты делят на три диапазона:

- УНЧ - ультразвук низких частот (20-100 кГц);
- УСЧ - ультразвук средних частот (0,1-10 МГц);
- УЗВЧ - ультразвук высоких частот (10-1000 МГц).

Электроаеханические излучатели и приемники УЗ используют явление пьезоэлектрического эффекта.

Ярко выраженными пьезоэлектрическими свойствами обладают такие кристаллические диэлектрики, как кварц, сегнетова соль и др.

Излучатели ультразвука

Электроаеханический УЗ-излучатель использует явление обратного пьезоэлектрического эффекта.

Прямой пьезоэлектрический эффект: сжатие и растяжение пьезоэлектрической пластины приводит к возникновению разности потенциалов соответствующего знака;

Обратный пьезоэлектрический эффект: в зависимости от знака разности потенциалов, приложенной к пьезоэлектрической пластинке, она сжимается или растягивается



Ультразвуковой излучатель состоит из:

- 1 - пластины из вещества с пьезоэлектрическими свойствами;
- 2 - электродов, нанесенных на ее поверхности в виде проводящих слоев;
- 3 - генератора, подающего на электроды переменное напряжение требуемой частоты.

При подаче на электроды (2) переменного напряжения от генератора (3) пластина (1) испытывает периодические растяжения и сжатия. Возникают вынужденные колебания, частота которых равна частоте изменения напряжения. Эти колебания передаются частицам окружающей среды, создавая механическую волну с соответствующей частотой. Амплитуда колебаний частиц среды вблизи излучателя равна амплитуде колебаний пластины.

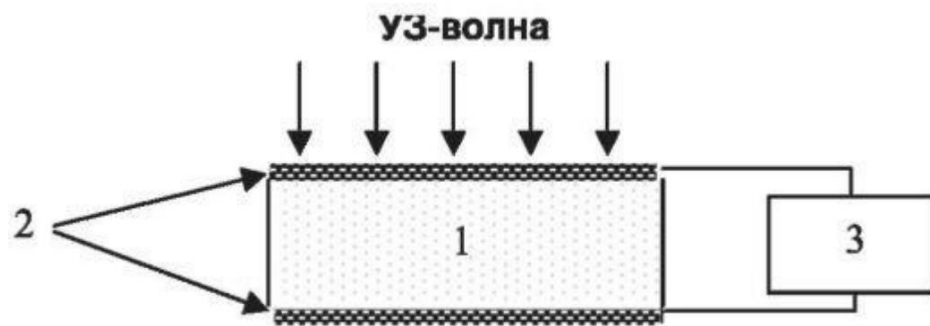
К особенностям ультразвука относится возможность получения волн большой интенсивности даже при сравнительно небольших амплитудах колебаний, так как при данной амплитуде плотность потока энергии пропорциональна **квадрату частоты**.

Предельная интенсивность излучения ультразвука определяется свойствами материала излучателей, а также особенностями условий их использования. Диапазон интенсивности при генерации УЗ в области УСЧ чрезвычайно широк: от 10-14 Вт/см² до 0,1 Вт/см².

Для многих целей необходимы значительно большие интенсивности, чем те, которые могут быть получены с поверхности излучателя. В этих случаях можно воспользоваться фокусировкой

Приемники ультразвука

Электроаеханические УЗ-приемники используют явление прямого пьезоэлектрического эффекта. В этом случае под действием УЗ-волны возникают колебания кристаллической пластины (1), в результате которых на электродах (2) возникает переменное напряжение, которое фиксируется регистрирующей системой (3).



17. Свойства ультразвуковой волны, особенности распространения ультразвука.

Свойства

По физической сущности УЗ не отличается от звука и представляет собой механическую волну. При ее распространении образуются чередующиеся участки сгущения и разрежения частиц среды. Скорость распространения УЗ и звука в средах одинаковы (в воздухе ~ 340 м/с, в воде и мягких тканях ~ 1500 м/с). Однако высокая интенсивность и малая длина УЗ-волн порождают ряд специфических особенностей.

1) Поглощение звука - переход энергии звуковой волны в другие виды энергии, в основном в теплоту, при распространении УЗ в веществе.

$$A = A_0 e^{-\alpha h}; \quad I = I_0 e^{-2\alpha h},$$

где A , A_0 - амплитуды колебаний частиц среды у поверхности вещества и на глубине h ;

I , I_0 - соответствующие интенсивности УЗ-волны;

α - коэффициент поглощения, зависящий от частоты УЗ-волны, температуры и свойств среды.

2) Коэффициент поглощения - обратная величина того расстояния, на котором амплитуда звуковой волны спадает в «е» раз.

Чем больше коэффициент поглощения, тем сильнее среда поглощает ультразвук.

Коэффициент поглощения (α) растет при увеличении частоты УЗ. Поэтому затухание УЗ в среде во много раз выше, чем затухание слышимого звука.

3) Глубина полупоглощения (H) - это глубина, на которой интенсивность УЗ-волны уменьшается вдвое. В газах и, в частности, в воздухе ультразвук распространяется с большим затуханием. Жидкости и твердые тела (в особенности монокристаллы) являются, как правило, хорошими проводниками ультразвука, и затухание в них значительно меньше. Поэтому области использования УСЧ и УЗВЧ относятся почти исключительно к жидкостям и твердым телам, а в воздухе и газах применяют только УНЧ.

Выделение теплоты и химические реакции

Поглощение ультразвука веществом сопровождается переходом механической энергии во внутреннюю энергию вещества, что ведет к его нагреванию. Наиболее интенсивное нагревание происходит в областях, примыкающих к границам раздела сред, когда коэффициент отражения близок к единице (100 %). Это связано с тем, что в результате отражения интенсивность волны вблизи границы увеличивается и соответственно возрастает количество поглощенной энергии.

Ткани со сложной структурой (легкие) более чувствительны к нагреванию ультразвуком, чем однородные ткани (печень). Сравнительно много тепла выделяется на границе мягких тканей и кости.

Локальный нагрев тканей на доли градусов способствует жизнедеятельности биологических объектов, повышает интенсивность процессов обмена. Однако длительное воздействие может привести к перегреву.

В некоторых случаях используют сфокусированный ультразвук для локального воздействия на отдельные структуры организма. Такое воздействие позволяет добиться контролируемой гипертермии, т.е. нагрева до 41-44 °С без перегрева соседних тканей.

Повышение температуры и большие перепады давления, которыми сопровождается прохождение ультразвука, могут приводить к образованию ионов и радикалов, способных вступать во взаимодействие с молекулами. При этом могут протекать такие химические реакции, которые в обычных условиях неосуществимы. Химическое действие УЗ проявляется, в частности, в расщеплении молекулы воды на радикалы H^+ и OH^- последующим образованием перекиси водорода H_2O_2 .

Акустические течения и кавитация

Акустическое течение - явление, при котором распространение ультразвуковых волн в газах и в жидкостях сопровождается движением среды

Акустическая кавитация - рост в ультразвуковом поле пузырьков из имеющихся субмикроскопических зародышей газа или пара в жидкостях до размеров в доли мм, которые начинают пульсировать с частотой УЗ и захлопываются в положительной фазе давления. При схлопывании пузырьков газа возникают большие локальные давления порядка тысяч атмосфер, образуются сферические ударные волны. Такое интенсивное

механическое воздействие на частицы, содержащиеся в жидкости, может приводить к разнообразным эффектам, в том числе и разрушающим, даже без влияния теплового действия ультразвука. Механические эффекты особенно значительны при действии фокусированного ультразвука.

Еще одним следствием схлопывания кавитационных пузырьков является сильный разогрев их содержимого (до температуры порядка 10 000 °С), сопровождающийся ионизацией и диссоциацией молекул.

Так, например, в области кавитации происходит усиленное перемешивание вещества, что используется для приготовления эмульсий.

Отражение ультразвука. Звуковидение

Как и всем видам волн, ультразвуку присущи явления отражения и преломления. Однако эти явления заметны лишь в том случае, когда размеры неоднородностей сравнимы с длиной волны. Длина УЗ-волны существенно меньше длины звуковой волны ($\lambda = v/v$). Так, длины звуковой и ультразвуковой волн в мягких тканях на частотах 1 кГц и 1 МГц соответственно равны: $\lambda = 1500/1000 = 1,5$ м;

$= 1500/1\ 000\ 000 = 1,5 \times 10^{-3}$ м = 1,5 мм. В соответствии со сказанным, тело размером 10 см практически не отражает звук с длиной волны $\lambda = 1,5$ м, но является отражателем для УЗволны с $\lambda = 1,5$ мм.

Эффективность отражения определяется не только геометрическими соотношениями, но и коэффициентом отражения r , который зависит от отношения волновых сопротивлений сред x

$$x = \frac{R_{\text{меньшее}}}{R_{\text{большее}}} \quad r = \left(\frac{1 - x}{1 + x} \right)^2$$

Для значений x , близких к 0, отражение является практически полным. Это является препятствием для перехода УЗ из воздуха в мягкие ткани. Если УЗ-излучатель приложить непосредственно к коже человека, то ультразвук не проникнет внутрь, а будет отражаться от тонкого слоя воздуха между излучателем и кожей. В данном случае малые значения x играют отрицательную роль. Чтобы исключить воздушный слой, поверхность кожи покрывают слоем соответствующей смазки (водным желе), которая играет роль переходной среды, уменьшающей отражение. Напротив, для обнаружения неоднородностей в среде малые значения x являются положительным фактором.

Интенсивность принимаемого отраженного сигнала зависит не только от величины коэффициента отражения, но и от степени поглощения ультразвука средой, в которой он распространяется. Поглощение УЗволны приводит к тому, что эхосигнал, отраженный от структуры, расположенной в глубине, значительно слабее того, который образовался при отражении от подобной структуры, расположенной недалеко от поверхности.

На отражении УЗ-волн от неоднородностей основано звуковидение, используемое в медицинских ультразвуковых исследованиях (УЗИ). В этом случае ультразвук, отраженный от неоднородностей (отдельные органы, опухоли), преобразуется в электрические колебания, а последние - в световые, что позволяет видеть на экране те или иные предметы в непрозрачной для света среде.

18. Действие ультразвука на вещество и биологические ткани. Применение ультразвука в медицине для лечения и диагностики.

Ультразвук оказывает на вещество сложное действие: механическое, физико-химическое и тепловое.

Механическое действие УЗ на вещество связано с деформацией микроструктуры вещества, происходящей вследствие поочередного сближения и разрежения его частиц, вызываемых УЗ волной. При достаточной

интенсивности УЗ это может вызвать разрушение вещества. Важным свойством ультразвука является то, что он обуславливает интенсивное колебательное движение частиц жидкости (в каждой точке фазы уплотнения чередуются с фазами разрежения среды). Иногда в такой жидкости происходят разрывы сплошности среды (кавитации) и в фазе разрежения образуются микрополости, которые быстро заполняются насыщенным паром окружающей жидкости.

Время жизни полости (пузырька) очень мало, так как в волне вслед за разрежением быстро наступает сжатие и давление на пузырек со стороны окружающей жидкости резко возрастает (оно может превышать атмосферное давление в несколько тысяч раз), что приводит к схлопыванию полости и образованию сильных ударных волн. Это, в частности, используется для разрушения оболочек растительных и животных клеток и извлечения из них биологически активных веществ.

Действием УЗ можно размельчить и диспергировать различные среды, что используется при изготовлении вакцин, эмульсий, аэрозолей и т.д.

В зависимости от условий воздействия и свойств среды, УЗ может способствовать и обратным процессам: осаждению суспензий, коагуляции аэрозолей, очистке газов от взвешенных в них примесей.

УЗ ускоряет некоторые химические реакции, например, окисления и полимеризации.

На комплексном действии механических, тепловых и химических факторов основано биологическое действие ультразвука, который может вызвать гибель вирусов, бактерий и грибов, а при значительной мощности и мелких животных. При незначительной мощности УЗ повышает проницаемость клеточных мембран, активизирует процессы тканевого обмена.

Использование УЗ в медицине: терапии, хирургии, диагностике УЗ-терапия

Терапевтическое действие УЗ обусловлено механическим, тепловым, химическим факторами. Их совместное действие улучшает проницаемость мембран, расширяет кровеносные сосуды, улучшает обмен веществ, что способствует восстановлению равновесного состояния организма. Дозированным пучком УЗ можно провести мягкий массаж сердца, легких и других органов и тканей.

В отоларингологии УЗ воздействует на барабанную перепонку, слизистую оболочку носа. Таким способом осуществляют реабилитацию хронического насморка, болезней гайморовых полостей.

ФОНОФОРЕЗ - введение с помощью УЗ в ткани через поры кожи лекарственных веществ. Этот метод аналогичен электрофорезу, однако, в отличие от электрического поля, УЗ-поле перемещает не только ионы, но и незаряженные частицы. Под действием УЗ увеличивается проницаемость клеточных мембран, что способствует проникновению лекарственных веществ в клетку, тогда как при электрофорезе лекарственные вещества концентрируются в основном между клетками.

АУТОГЕМОТЕРАПИЯ - внутримышечное введение человеку собственной крови, взятой из вены. Эта процедура оказывается более эффективной, если взятую кровь перед вливанием облучить УЗ.

УЗ-облучение повышает чувствительность клетки к воздействию химических веществ. Это позволяет создавать менее вредные вакцины, так как при их изготовлении можно использовать химические реактивы меньшей концентрации.

В фармацевтической промышленности ультразвук применяется для получения эмульсий и аэрозолей некоторых лекарственных веществ.

В физиотерапии УЗ используется для локального воздействия, осуществляемого с помощью соответствующего излучателя, контактно наложенного через мазевую основу на определенную область тела.

УЗ-хирургия

УЗ-хирургия подразделяется на две разновидности, одна из которых связана с воздействием на ткани собственно звуковых колебаний, вторая - с наложением УЗ-колебаний на хирургический инструмент.

Разрушение опухолей. Несколько излучателей, укрепленных на теле пациента, испускают пучки УЗ, фокусирующиеся на опухоли. Интенсивность каждого пучка недостаточна для повреждения здоровой ткани, но в том месте, где пучки сходятся, интенсивность возрастает и опухоль разрушается под действием кавитации и тепла.

В урологии с помощью механического действия УЗ дробят камни в мочевых путях и этим спасают больных от операций.

Сваривание мягких тканей. Если сложить два разрезанных кровеносных сосуда и прижать их друг к другу, то после облучения образуется сварной шов.

Сваривание костей (ультразвуковой остеосинтез). Область перелома заполняют измельченной костной тканью, смешанной с жидким полимером (циакрин), который под действием УЗ быстро полимеризуется. После облучения образуется прочный сварной шов, который постепенно рассасывается и заменяется костной тканью.

Наложение УЗ-колебаний на хирургические инструменты (скальпели, пилки, иглы) существенно снижает усилия резания, уменьшает болевые ощущения, оказывает кровоостанавливающее и стерилизующее действия. Амплитуда колебаний режущего инструмента при частоте 20-50 кГц составляет 10-50 мкм. УЗ-скальпели позволяют проводить операции в дыхательных органах без вскрытия грудной клетки, операции в пищеводе и на кровеносных сосудах. Вводя длинный и тонкий УЗ-скальпель в вену, можно разрушить холестериновые утолщения в сосуде.

Стерилизация. Губительное действие УЗ на микроорганизмы используется для стерилизации хирургических инструментов. В ряде случаев ультразвук используют в сочетании с другими физическими воздействиями, например с криогенным, при хирургическом лечении гемангиом и рубцов.

УЗ-диагностика

Ультразвуковая диагностика - совокупность методов исследования здорового и больного организма человека, основанных на использовании ультразвука. Физической основой УЗдиагностики является зависимость параметров распространения звука в биологических тканях (скорость звука, коэффициент затухания, волновое сопротивление) от вида ткани и ее состояния. УЗ-методы позволяют осуществить визуализацию внутренних структур организма, а также исследовать движение биологических объектов внутри организма. Основная особенность УЗ-диагностики - возможность получить информацию о мягких тканях, незначительно различающихся по плотности или упругости. УЗ-метод исследования обладает высокой чувствительностью, может использоваться для обнаружения образований, не выявляемых с помощью рентгена, не требует применения контрастных веществ, безболезнен и не имеет противопоказаний.

Для диагностических целей используется УЗ частотой от 0,8 до 15 МГц. Низкие частоты применяются при исследовании глубоко расположенных объектов или при исследовании, проводимом через костную ткань, высокие - для визуализации объектов, близко расположенных к поверхности тела, для диагностики в офтальмологии, при исследовании поверхностно расположенных сосудов.

В зависимости от способа получения и характера представления информации приборы для УЗдиагностики разделяют на 3 группы: одномерные приборы с индикацией типа А; одномерные приборы с индикацией типа М; двумерные приборы с индикацией типа В.

При УЗ-диагностике с помощью прибора типа А излучатель, испускающий короткие (длительностью порядка 10-6 с) УЗ-импульсы, прикладывается к исследуемому участку тела через контактное вещество. В паузах между импульсами прибор принимает импульсы, отраженные от различных неоднородностей в тканях. После усиления эти импульсы наблюдаются на экране электроннолучевой трубки в виде отклонений луча от горизонтальной линии. Полная картина отраженных импульсов называется одномерной эхограммой типа А.

Эхограммы тканей различного типа отличаются друг от друга количеством импульсов и их амплитудой. Анализ эхограммы типа А во многих случаях позволяет получить дополнительные сведения о состоянии, глубине залегания и протяженности патологического участка.

Одномерные приборы с индикацией типа А применяются в неврологии, нейрохирургии, онкологии, акушерстве, офтальмологии и др. областях медицины.

В приборах с индикацией типа М отраженные импульсы после усиления подаются на модулирующий электрод электронно-лучевой трубки и представляются в виде черточек, яркость которых связана с амплитудой импульса, а ширина - с его длительностью. Развертка этих черточек во времени дает картину отдельных отражающих структур. Этот тип индикации широко используется в кардиографии. УЗ-кардиограмма может быть зафиксирована при помощи электронно-лучевой трубки с памятью или на бумажной ленте самописца. Этим методом осуществляется запись движений элементов сердца, что позволяет определять стеноз митрального клапана, врожденные пороки сердца и др.

При использовании методов регистрации типов А и М преобразователь находится в фиксированном положении на теле пациента.

В случае индикации типа В преобразователь перемещается (осуществляет сканирование) вдоль поверхности тела, и на экране электронно-лучевой трубки фиксируется двумерная эхограмма, воспроизводящая поперечное сечение исследуемой области тела.

Разновидностью метода В является мультисканирование, при котором механическое перемещение датчика заменяется последовательным электрическим переключением ряда элементов, расположенных на одной линии. Мультисканирование позволяет наблюдать исследуемые сечения практически в реальном масштабе времени. Другой разновидностью метода В является секторное сканирование, при котором отсутствует движение эхозонда, а изменяется угол введения УЗ-луча.

УЗ-приборы с индикацией типа В используются в онкологии, акушерстве и гинекологии, урологии, отоларингологии, офтальмологии и др. Модификации приборов типа В с мультисканированием и секторным сканированием используют в кардиологии.

Все эхолокационные методы УЗ-диагностики позволяют так или иначе регистрировать внутри организма границы областей с различными волновыми сопротивлениями.

Новый метод УЗ-диагностики - реконструктивная (или вычислительная) томография - дает пространственное распределение параметров распространения звука: коэффициента затухания (аттенюационная модификация метода) или скорости звука (рефракционная модификация). В этом методе исследуемое сечение объекта прозвучивается многократно в различных направлениях. Информация о координатах прозвучивания и об ответных сигналах обрабатывается на ЭВМ, в результате чего на дисплее отображается реконструированная томограмма.

Для получения информации о движущихся структурах организма используются методы и приборы, работа которых основана на эффекте Доплера. Такие приборы содержат, как правило, два пьезоэлемента: излучатель УЗ, работающий в непрерывном режиме, и приемник отраженных сигналов. Измеряя доплеровский сдвиг частоты УЗ-волны, отраженной от подвижного объекта (например, от стенки сосуда), определяют скорость движения отражающего объекта. В наиболее совершенных приборах этого типа применяется импульснодоплеровский (когерентный) способ локации, позволяющий выделить сигнал из определенной точки пространства.

Приборы с использованием эффекта Доплера применяются для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы (определение движения участков сердца и стенок сосудов), в акушерстве (исследование сердцебиения плода), для исследования кровотока и др.

Осуществляется исследование органов через пищевод, с которым они граничат