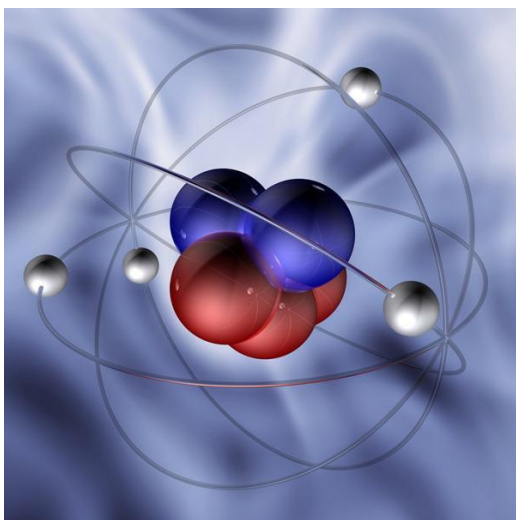


ФИЗИКА. МАТЕМАТИКА.

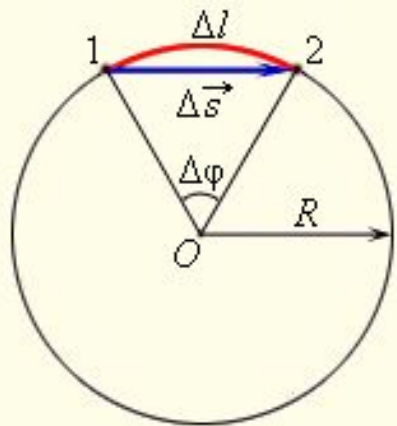


Лекция 3

ОСНОВЫ МЕДИЦИНСКОЙ и БИОЛОГИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ

Часть I

ВРАЩАТЕЛЬНОЕ ДВИЖЕНИЕ



Траектория – линия по которой движется тело

Δt - время движения

Δl – **путь** – длина траектории

$\Delta \vec{s}$ - перемещение

$\Delta \vec{\varphi}$ – угловое перемещение

$$\Delta l \approx \Delta s \quad \text{при} \quad \Delta \varphi \rightarrow 0 \quad \Delta t \rightarrow 0$$

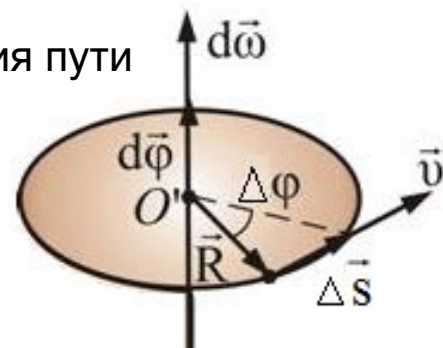
Скорость – характеризует быстроту изменения пути

$$v_{cp} = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

$$v_{мгн} = s'$$

$$\omega_{cp} = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t}$$

$$\omega_{мгн} = \varphi'$$



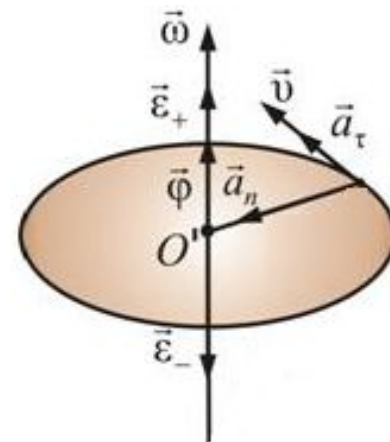
Ускорение – характеризует быстроту изменения скорости

$$a_{cp} = \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

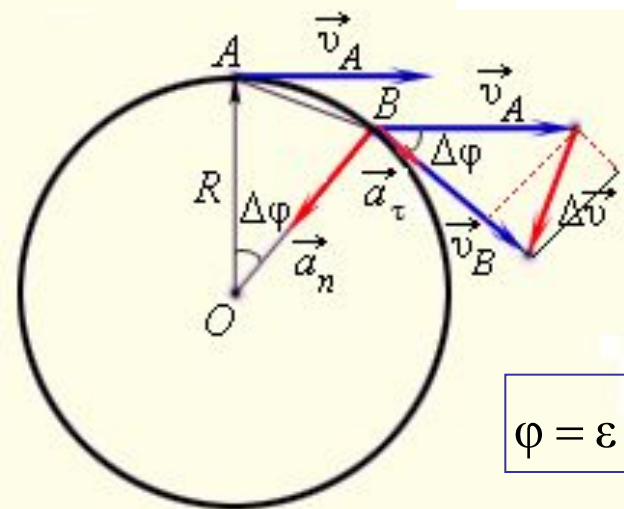
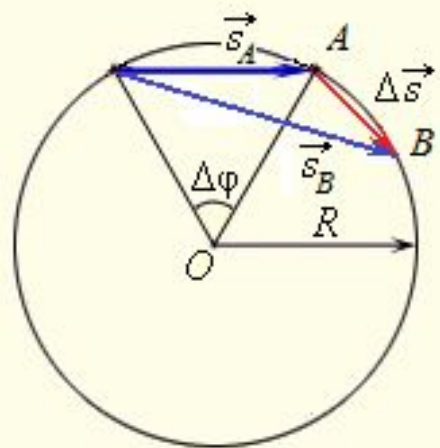
$$a^\tau = v'$$

$$a^n = \frac{v^2}{R}$$

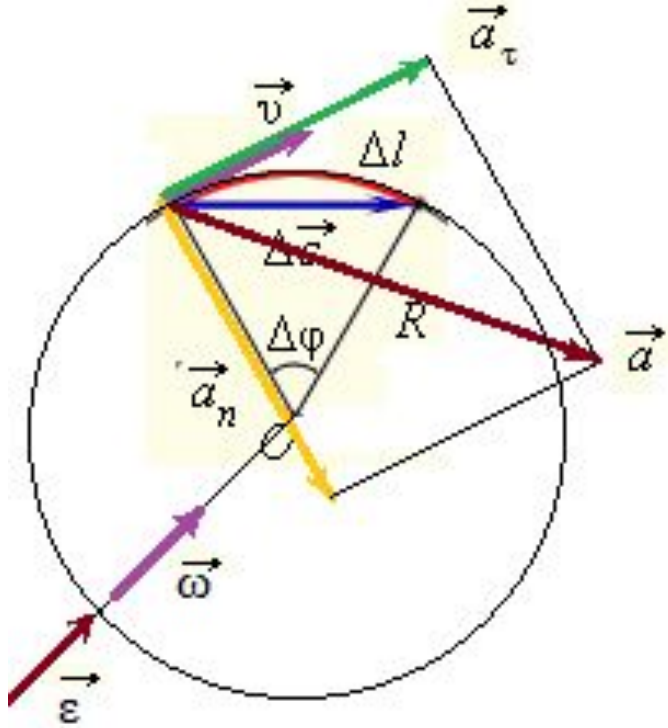
$$\varepsilon_{cp} = \omega' \quad \varepsilon_{мгн} = \omega'$$



$$\varphi = \varepsilon t^2 + \omega_0 t + \varphi_0 \quad \text{- уравнение движения}$$



Связь кинематических величин



$$\Delta l \approx \Delta s \quad \text{при} \quad \Delta\phi \rightarrow 0 \quad \Delta t \rightarrow 0$$

$$\Delta s = R\Delta\phi$$

$$v = \omega R$$

$$a^\tau = \varepsilon R$$

$$a^n = \omega^2 R$$

$$a = R\sqrt{\varepsilon^2 + \omega^4}$$

Момент инерции

– мера инертности при вращательном движении

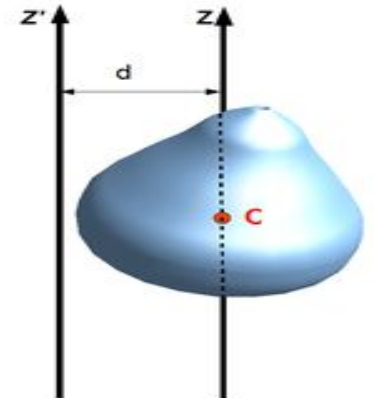
$$J = \sum_{i=1}^n m \cdot R^2 \quad \text{– для тела}$$

$$J = m \cdot R^2 \quad \text{– для материальной точки}$$

$$J = \int r^2 dm \quad \text{– для сплошного тела}$$

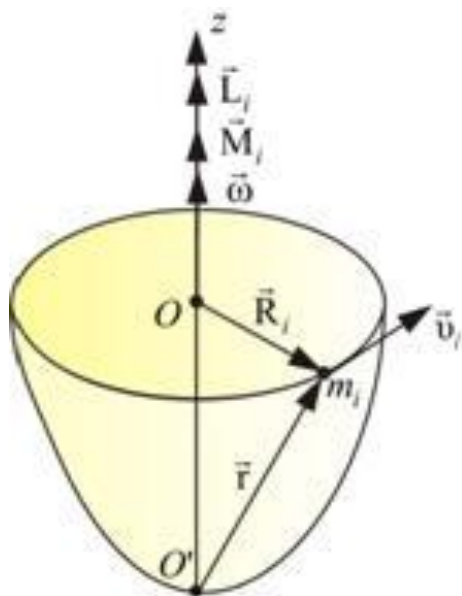
Теорема Гюйгенса

$$J = J_0 + m d^2$$



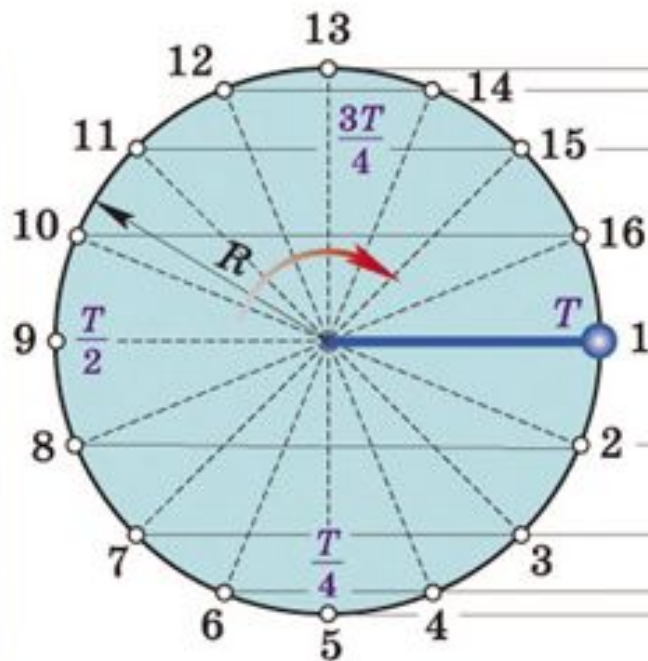
Однородный стержень		$J = \frac{ml^2}{12}$
Однородная пластина		$J = \frac{m(a^2 + b^2)}{12}$
Однородный цилиндр		$J = \frac{mR^2}{2}$

Динамика вращательного движения

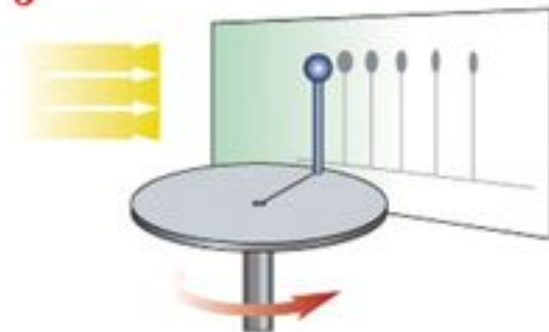
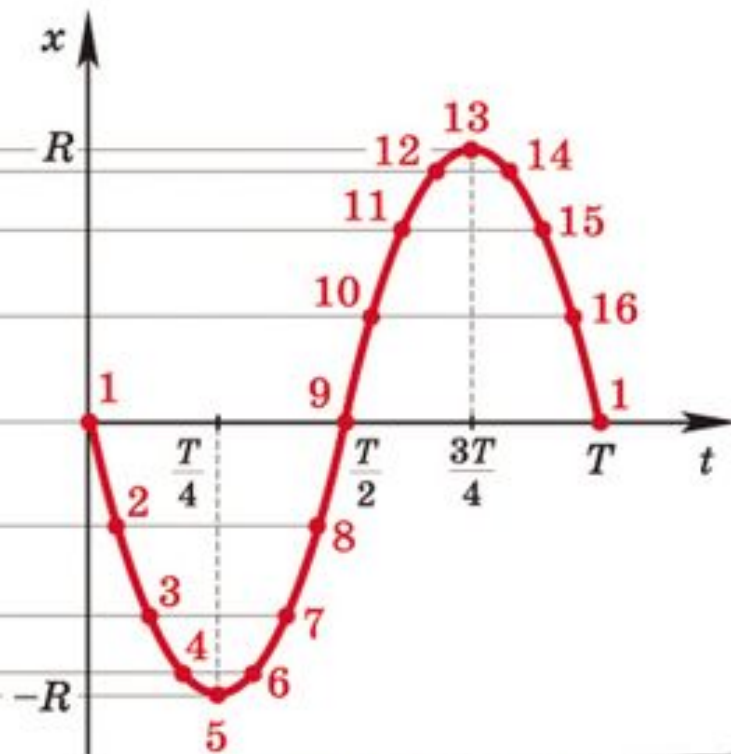


Центрифугирование

ВЗАИМОСВЯЗЬ ВРАЩАТЕЛЬНОГО И КОЛЕБАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЙ



Экран



МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ И ВОЛНЫ

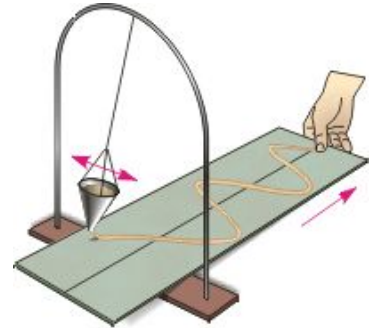
Колебаниями называются процессы, в той или иной степени повторяющиеся во времени при наличии возвращающей силы и инерции

Характеристики:

период T - время одного полного колебания, $T = \frac{t_n}{N}$

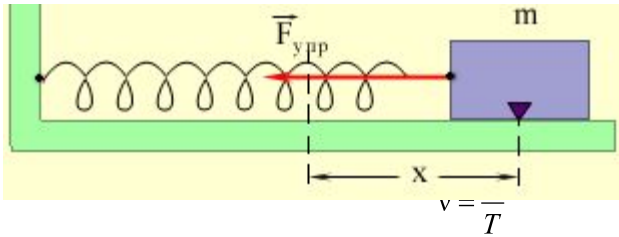
частота ν - число полных колебаний за единицу времени

амплитуда A - максимальное значение колеблющейся величины



Гармонические колебания

- колебания, которые происходят по гармоническому закону

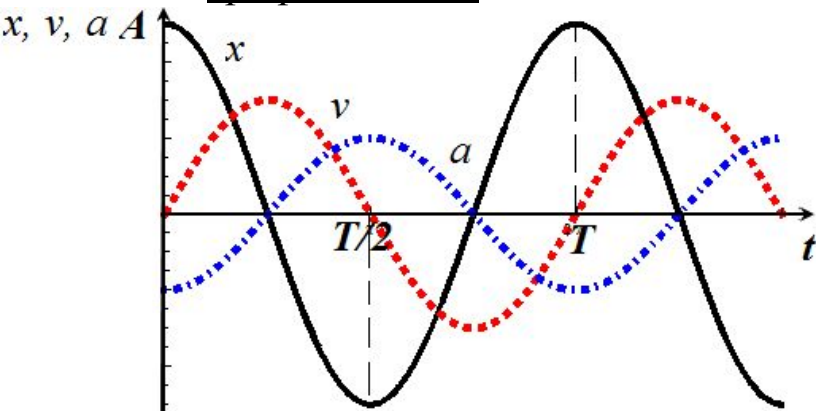


Из 2-го закона Ньютона $ma = F_{упр}$, где $F_{упр} = -kx$

$m \cdot x'' + k \cdot x = 0$ – уравнение гармонических колебаний

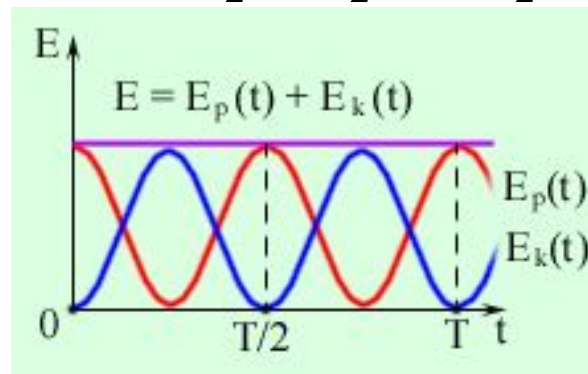
$s = A \cos(\omega_0 t + \alpha)$ – решение уравнения $\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} = \frac{2\pi}{T}$

Графики x, v, a



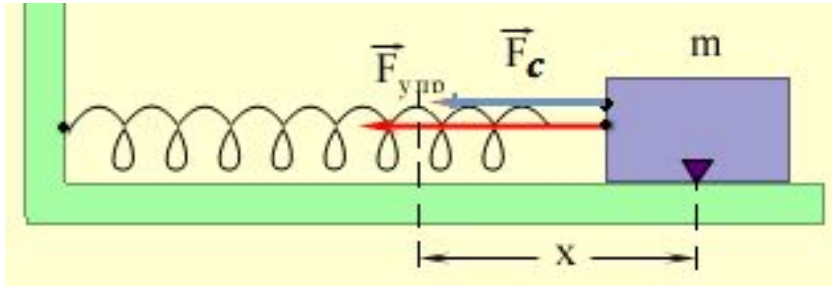
Полная энергия пружинного маятника

$$E = E_p + E_k = \frac{kx^2}{2} + \frac{mv^2}{2} = \frac{m\omega^2 A^2}{2}$$



Свободные колебания

- возникают при однократном воздействии внешней силы



Здесь $F_c = -r \cdot x$ – сила сопротивления

$$m \cdot x'' + r \cdot x' + k \cdot x = 0$$

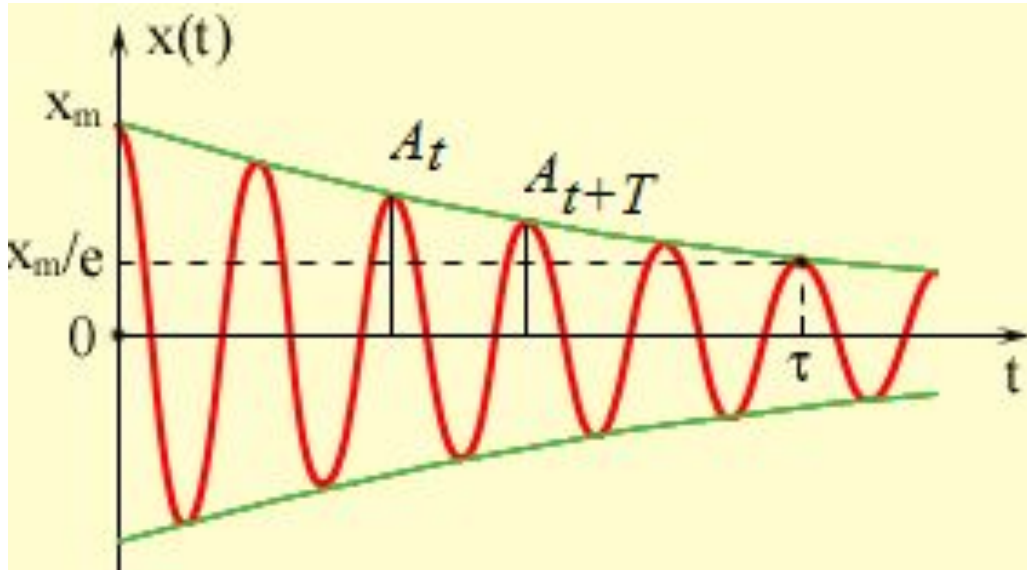
– уравнение свободных колебаний

$s = A^{-\beta t} \cos(\omega t + \alpha)$ – решение уравнения, где $\beta = \frac{r}{2m}$ – коэффициент затухания $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$

$$\delta = \frac{A_t}{A_{t+T}} \text{ - декремент затухания}$$
$$\delta = e^{-\beta T}$$

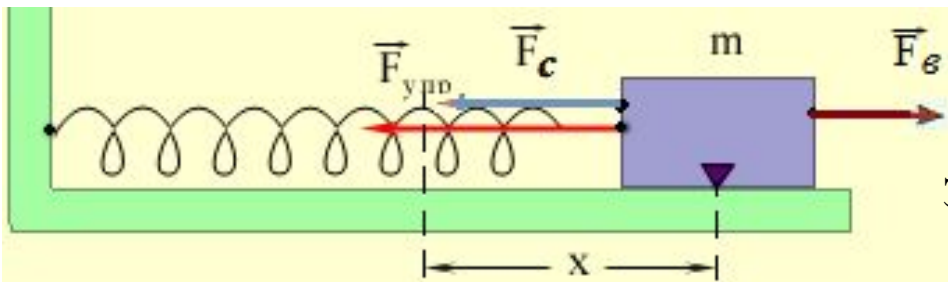
τ – время релаксации

$$\tau = \frac{1}{\beta}$$



Вынужденные колебания

- вызванные и поддерживаемые внешней силой, периодически изменяющейся по величине и направлению



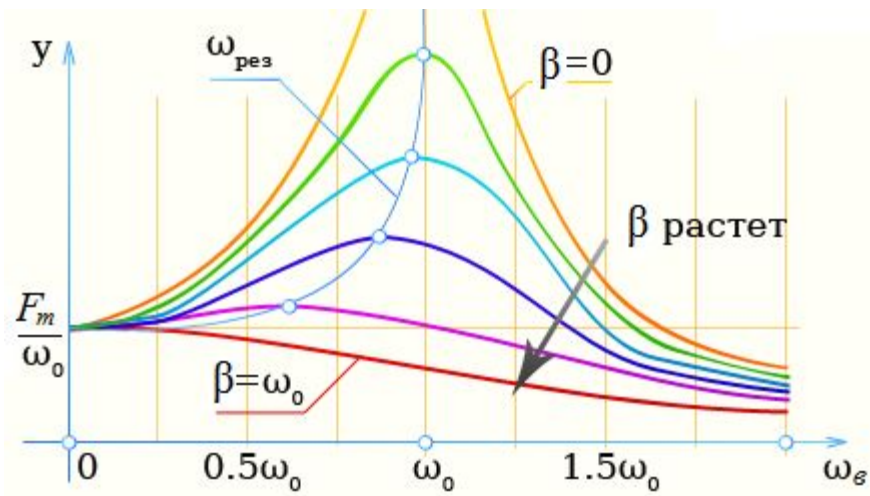
Здесь $F_\epsilon(t) = F_\epsilon \cos \omega_\epsilon t$ – вынуждающая сила

$$m \cdot x'' + r \cdot x' + k \cdot x = F_m \cos \omega_\epsilon t$$

– уравнение свободных колебаний

$s = A_\epsilon \cos \omega_\epsilon t$ – решение уравнения, где

$$A_\epsilon = \frac{F_m}{m \sqrt{(\omega_0^2 - \omega_\epsilon^2)^2 + 4\beta^2 \omega_\epsilon^2}}$$



Резонанс – явление резкого увеличения амплитуды колебаний при определенной частоте вынуждающей силы

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

Автоколебания -

Поддерживаются внутренним источником энергии, при отсутствии внешней периодической силы.

Автоколебательная система состоит из следующих основных элементов:

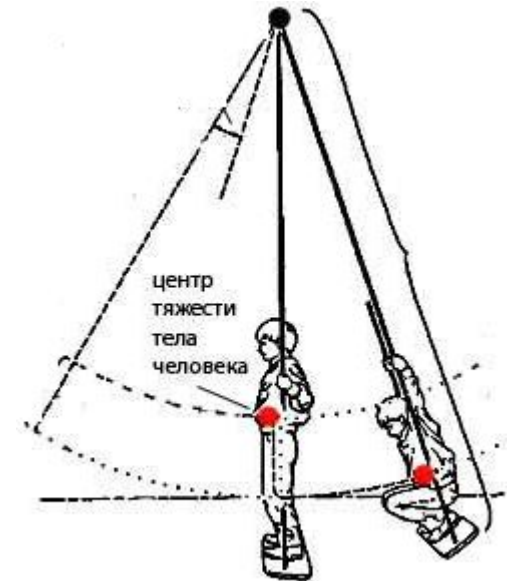


Пример: колебания маятника часов

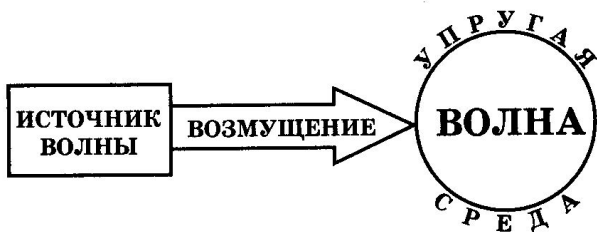
1. Дыхательные движения грудной клетки
2. Сокращение и расслабление мышцы сердца
3. Пульсовое колебание стенок артерий

Параметрические колебания

возникают при изменении какого-либо параметра колебательной системы в результате внешнего воздействия.

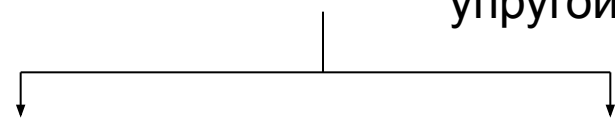


Пример: колебания, вызываемые ребенком на качелях



МЕХАНИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ

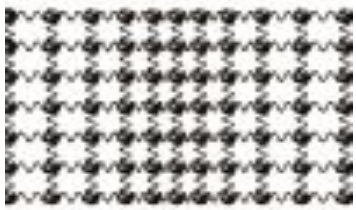
- это процесс распространения колебаний в упругой среде



Продольные

- в которых колебания происходят вдоль направления распространения волн.

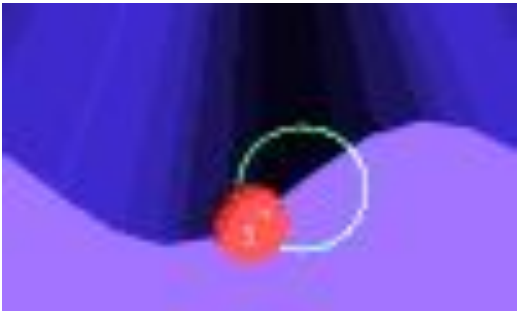
Возникают в любой среде (жидкости, в газах, в тв. телах).



Поперечные

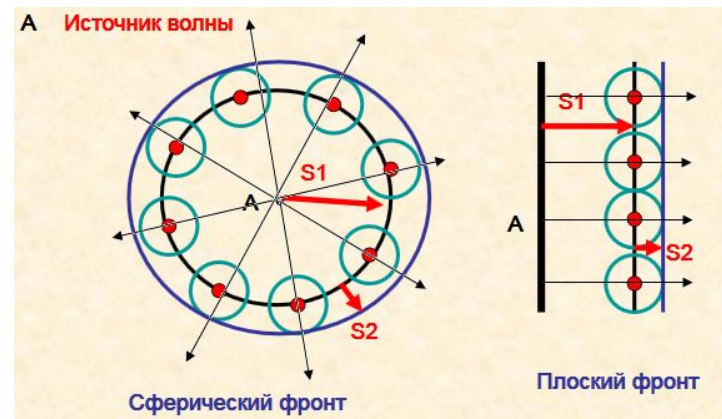
- в которых колебания происходят перпендикулярно направлению движения волны.

Возникают только в твердых телах.



Волны на границе раздела сред – результат сложения продольного и поперечного колебания частиц ВОДЫ

Луч – линия вдоль которой распространяется энергия волны
Фронт – местоположение точек колеблющихся в одной фазе до которых дошла волна в данный момент времени



Характеристики волны:

все характеристики колебаний, λ , ν .

λ – **длина волны** – расстояние между ближайшими точками на луче, колебания которых происходят в одной фазе

ν – **скорость волны** – скорость распространения точки, в которой колебание имеет определенную фазу (например, скорость распространения гребня или впадины)

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

ν волны = ν колебаний источника
не зависит от свойств среды

При переходе из одной среды в др.
меняется ν и λ , $\nu = \text{const}$

$$Y = Y_0 \sin \omega \left(t - \frac{x}{\nu} \right) \quad \text{- уравнение волны}$$

Энергетические характеристики волны

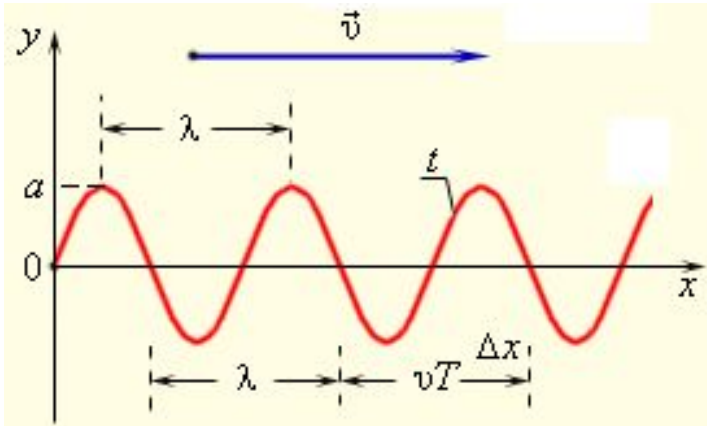
В волне происходит перенос энергии без переноса вещества

$$E = \frac{m \omega^2 A^2}{2} \quad \text{- энергия волны}$$
$$\varepsilon = \frac{E}{V} = \frac{\rho \omega^2 A^2}{2} \quad \text{- объемная плотность энергии}$$

$$P_s = \frac{E}{t} \quad \text{- поток энергии (мощность волны)}$$

$$I = \frac{P_s}{S} = \frac{E}{St} \quad \text{- плотность потока энергии (интенсивность)}$$

$$\vec{I} = \varepsilon \cdot \vec{\nu} \quad \text{- вектор Умова}$$



Направление оси x – направление распространения волны, y – координата колеблющихся в волне частиц.

АКУСТИКА

Звук - колебания частиц в упругих средах, распространяющиеся в форме продольных волн, частота которых лежит в пределах, воспринимаемых человеческим ухом, в среднем от 16 до 20000 Гц, называются *звуковыми колебаниями* или просто *звуком*.

Виды звука:

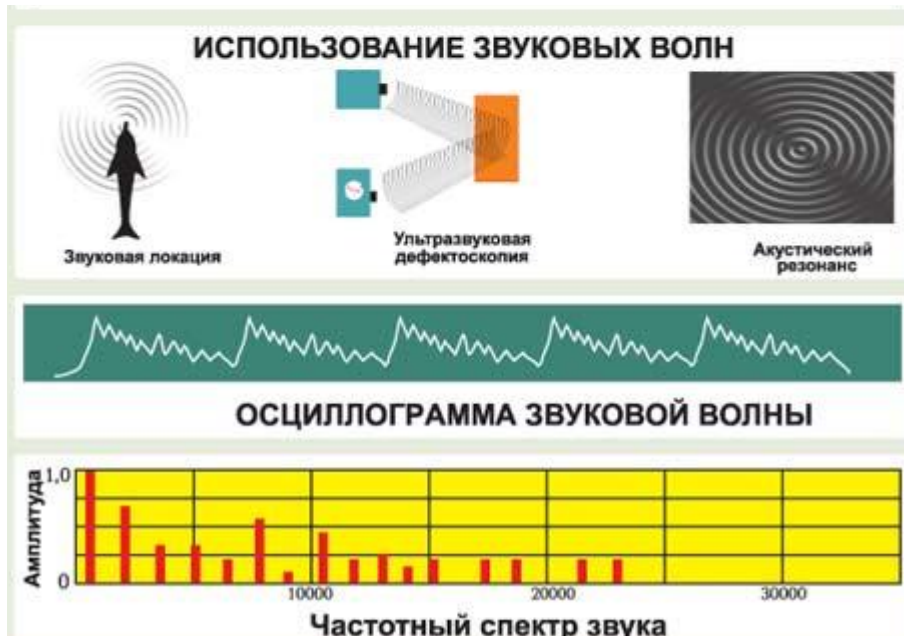
1. Тон – звук, являющийся периодическим процессом.
2. Шум – звук, отличающийся сложной неповторяющейся временной зависимостью.
3. Звуковой удар – это кратковременное звуковое воздействие: хлопок, взрыв.

Объективные характеристики звука

- Частота
- Амплитуда колебаний
- Форма колебаний
- Гармонический спектр
- Интенсивность звука
- Звуковое давление

Субъективные характеристики звука

- Высота – определяется высотой основного тона
- Тембр – определяется спектральным составом
- Громкость – характеризует уровень слухового ощущения



- Звук – продольная механическая волна определенной частоты
- Звуковые волны с частотами от 16 до 2104 Гц воздействуют на органы слуха человека, вызывают слуховые ощущения и называются **слышимыми звуками**. Звуковые волны с частотами менее 16 Гц называются **инфразвуками**, а с частотами более 2104 Гц – **ультразвуками**.
- Восприятие звука органами слуха зависит от того, какие частоты входят в состав звуковой волны.
- Скорость звука в воздухе приблизительно 330 м/с
- **Высота тона** зависит от частоты: чем больше частота, тем выше тон.
- **Громкость звука** зависит от интенсивности звука, т.е. определяется амплитудой колебаний в звуковой волне. Наибольшей чувствительностью органы слуха обладают к звукам с частотами от 700 до 6000 Гц.

Звуковые методы исследования в клинике

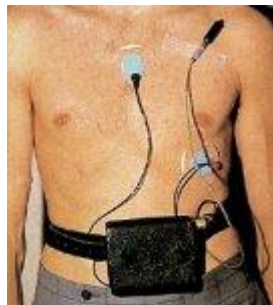
Объективные методы:

Аудиометрия – метод измерения остроты слуха (абсолютных порогов слухового ощущения) на разных частотах при помощи аудиометра. Абсолютный порог слухового ощущения – минимальная интенсивность звука, вызывающая слуховые ощущения. $I_0=10^{-12}$ Вт/м²

Фонокардиография – графический метод регистрации тонов и шумов сердца с их последующей диагностической интерпретацией. Запись фонокардиограммы производится при помощи фонокардиографа.



Аудиометрия



Фонокардиография



Перкуссия



Аускультация

Субъективные методы:

Перкуссия – метод исследования внутренних органов посредством постукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков. простукивание производится с помощью специального молоточка с резиновой головкой и пластинки из упругого материала, называемой плессиметром, которую при ударе накладывают на поверхность тела. Пользуются просто простукиванием кончиком согнутого среднего пальца правой руки по 2 фаланге среднего пальца левой руки, наложенного на тело больного.

Аускультация – звуковой метод диагностики, основанный на выслушивании различных звуков при помощи фонедоскопа. **Фонедоскоп** состоит из поллой капсулы, с передающей звук мембраной, прикладываемой к телу пациента, от нее идут резиновые трубки к уху врача.

Свойства ультразвука.

Ультразвуковые методы исследования

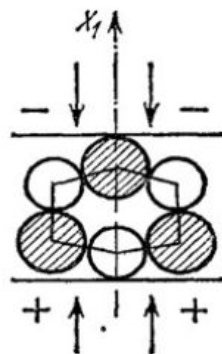
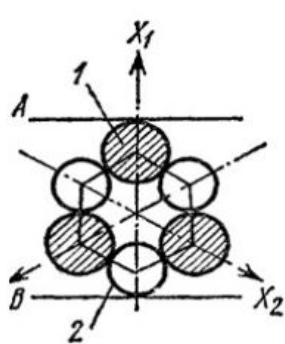
- **Ультразвук** – это механические волны, распространяющиеся в упругих средах и имеющие частоту **свыше 20 кГц** (до 10^9 - 10^{10} Гц).

Свойства ультразвука:

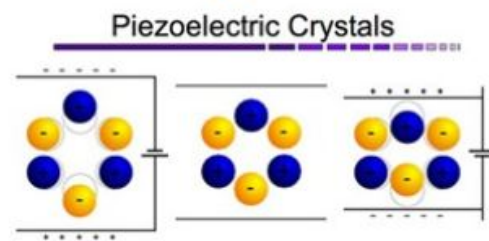
- 1) Ультразвук активно **поглощается воздушной средой**.
- На расстоянии **12 см** интенсивность УЗ-волны в воздухе уменьшается в **10 раз** (в **воде** это расстояние почти **в 3000 раз больше**).
- 2) **Скорость распространения** УЗ зависит как от среды, в которой он распространяется, так и от состояния этой среды (температура, давление, влажность).
- В воздухе скорость распространения УЗ – **330 м/с**, в воде – **1500 м/с**, в костных тканях – около **3370 м/с**.
- 3) Ультразвук **отражается** от границы раздела сред с **разным акустическим сопротивлением** (так, на границе «вода-воздух» отражается более 90% ультразвуковой энергии).
- 4) УЗ-волна обладает достаточно **большой энергией** (механические разрушения, тепловой эффект).
- 5) Распространение ультразвука в газах и жидкостях сопровождается такими явлениями, как осаждение суспензий, коагуляция аэрозолей, **кавитация**.

- Для генерирования ультразвука используют ультразвуковые излучатели, основанные на явлении **обратного пьезоэлектрического эффекта** (деформация кристаллов при наложении на них электрического поля).
- Такими свойствами обладают кварц, сегнетова соль, керамика на основе титаната бария.
- Приемник УЗ основан на **прямом пьезоэлектрическом эффекте** (появление разности потенциалов на гранях кристалла при его деформации).

Прямой пьезоэлектрический эффект Обратный пьезоэлектрический эффект



эффект



Биологические эффекты ультразвука

- 1) Микровибрации на клеточном и субклеточном уровне.
- 2) Разрушение биомакромолекул.
- 3) Перестройка и повреждение биомембран, изменение их проницаемости.
- 4) Тепловой эффект.
- 5) Разрушение клеток и микроорганизмов.

Медико-биологические приложения ультразвука

- Два направления:
- а) **методы диагностики** (эхоэнцефалография, эхокардиография, ультразвуковая локация);
- б) **методы воздействия** (ультразвуковая физиотерапия, «ультразвуковой скальпель», ультразвуковой остеосинтез, стерилизация, приготовление эмульсий и др.).

Реология (от греч. rhéos — течение, поток и... логия), наука о деформациях и текучести вещества. Р. рассматривает процессы, связанные с необратимыми остаточными деформациями и течением разнообразных вязких и пластических материалов (неньютоновских жидкостей, дисперсных систем и др.), а также явления релаксации напряжений, упругого последействия и т.д.

Биореология исследует течение разнообразных биологических жидкостей (например, крови, синовиальной, плевральной и др.), деформации различных тканей (мышц, костей, кровеносных сосудов) у человека и животных.

Идеальной называется жидкость несжимаемая и не имеющая вязкости.

Течение жидкости условно изображают линиями тока - воображаемыми линиями, касательные к которым в каждой точке совпадают с направлением вектора скорости частиц, а их густота пропорциональна значению скорости.

Рассмотрим установившееся течение идеальной жидкости.

Установившимся или стационарным называется течение, при котором скорости частиц в каждой точке потока со временем не изменяются (при этом условии линии тока совпадают с траекториями частиц жидкости).

Через любое сечение струи в единицу времени протекают одинаковые объёмы несжимаемой жидкости, равные произведению площади сечения на скорость:

$$S_1V_1=S_2V_2, \text{ или } SV=const, \quad (1)$$

где S - поперечное сечение струи, V - модуль скорости течения жидкости в любой точке выбранного сечения струи.

Уравнение Бернулли.

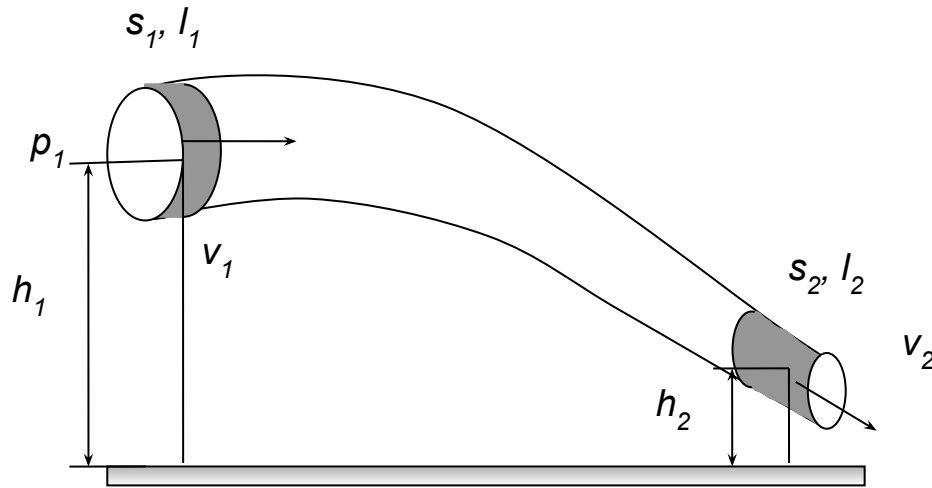


Рис. 1. Схема трубки тока жидкости для вывода формулы Бернулли.

$$p + \frac{\rho V^2}{2} + \rho gh = const$$

Слагаемые, входящие в уравнение Бернулли имеют размерность и смысл давления. Давление p называют *статическим*; оно не связано с движением жидкости и может быть измерено, например, манометром, перемещающимся вместе с жидкостью.

Давление $\frac{\rho V^2}{2}$ называют *динамическим*; оно обусловлено движением жидкости и проявляется при ее торможении. Сумма статического и динамического давлений есть *полное давление*:

$$p_{\Pi} = p + \frac{\rho V^2}{2}.$$

Давление ρgh - *весовое*. В состоянии невесомости весовое давление отсутствует, с увеличением перегрузок оно возрастает.

Закупорка артерии.

Образование атеросклеротической бляшки в артерии диаметром d_1 вызывает сужение просвета артерии до диаметра d_2 (рис.4).

Пусть артерия расположена горизонтально.

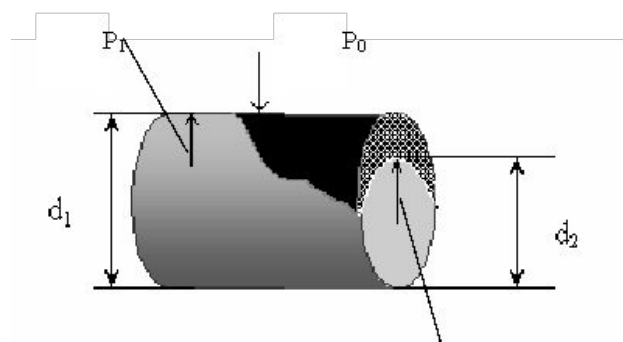


Рис.4 Схема участка крупной артерии с атеросклеротической бляшкой.

d_1 – диаметр артерии,
 d_2 – диаметр артерии в месте сужения,
 P_0 – наружное давление,
 P_1 – статическое давление внутри артерии,
 P_2 – статическое давление внутри артерии в месте сужения.

Течение крови в артерии будет происходить до того момента, пока статическое давление P_2 в месте образования атеросклеротической бляшки будет превышать наружное давление на сосуд P_0 (его можно считать приблизительно равным атмосферному). То есть, кровоток возможен при условии:

$$P_2 - P_0 \geq 0. \quad (8)$$

Это реализуется, если $d_2 \geq d_{min}$.

Запишем уравнение Бернулли и условие неразрывности струи для нашего случая:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\rho v_1^2}{2} + P_1 = \frac{\rho v_2^2}{2} + P_2 \\ \pi \left(\frac{d_1}{2} \right)^2 v_1 = \pi \left(\frac{d_{\min}}{2} \right)^2 v_2 \end{array} \right. \quad (9)$$

$$\text{Откуда } d_{\min} = d_1 \sqrt[4]{\frac{\rho v_1^2}{2(P_1 - P_0) + \rho v_1^2}}. \quad (10)$$

Для сонной артерии: (нормальные условия)	средний диаметр $d_1 = 1$ см, скорость крови $v_1 = 0,2$ м/с, плотность крови $\rho = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м ³ , разница давлений $P_1 - P_0 = 100$ мм.рт.ст. = $1,33 \cdot 10^4$ Па
---	---

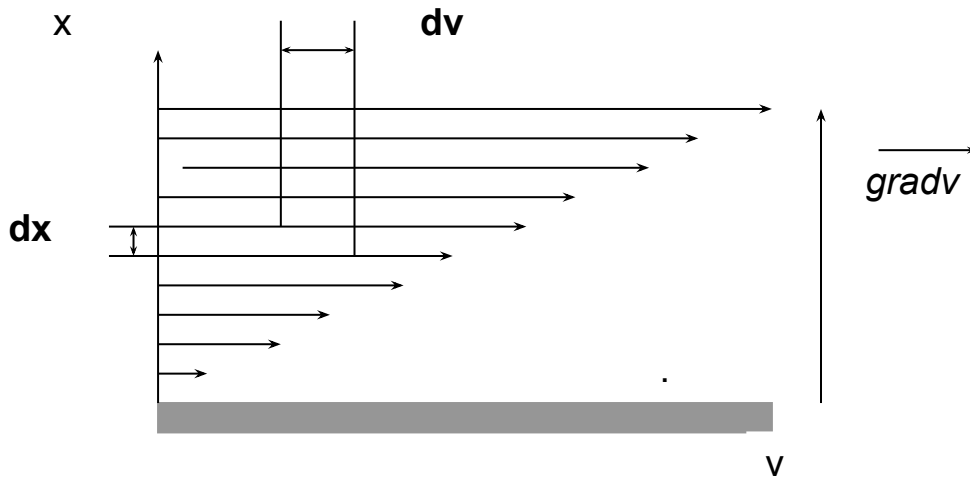
Вычисленный по формуле 10 минимальный диаметр сонной артерии равен $d_{\min} \approx 2$ мм.

Если диаметр сужения станет меньше d_{\min} , тогда под действием внешнего давления P_0 просвет сосуда в месте расположения атеросклеротической бляшки закроется и кровоток полностью остановится. Однако, в организме как в любой сложной системе существуют компенсационные механизмы. При сужении артерии сердце начинает работать в более напряженном режиме, в результате чего давление P_1 в артерии начнет возрастать, и кровь с усилием протекает через сужение. С помощью фонендоскопа можно услышать прерывистый шум во время работы сердца, свидетельствующий о нарушении нормального кровотока.

Внутреннее трение (вязкость) жидкости.

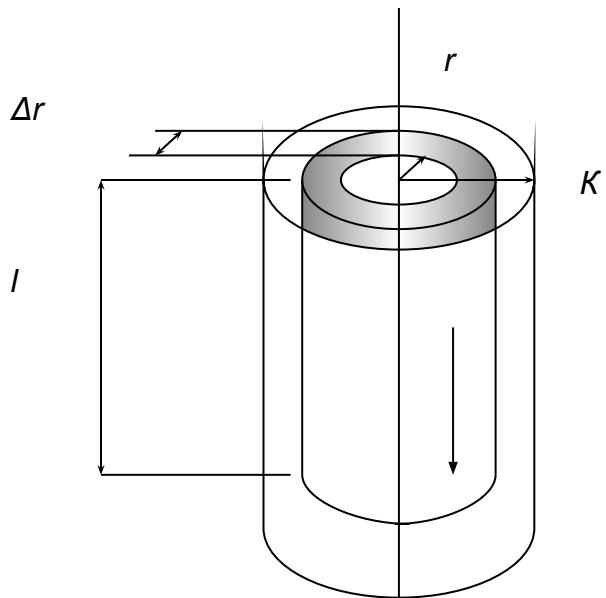
Формула Ньютона.

Рассмотрим ламинарный поток вязкой жидкости по горизонтальному руслу.



$$F_{mp} = \eta \frac{dV}{dx} S$$

Течение вязкой жидкости. Формула Пуазейля.



$$V = \frac{\pi R^4 \Delta p}{8 \eta l} t$$

Методы определения вязкости жидкости.

- Совокупность методов измерения вязкости называют **вискозиметрией**, и приборы, используемые для таких целей - **вискозиметрами**.
- **Капиллярные методы** основаны на законе Пуазейля и заключаются в измерении времени протекания через капилляр жидкости известной массы под действием силы тяжести при определенном перепаде давлений.

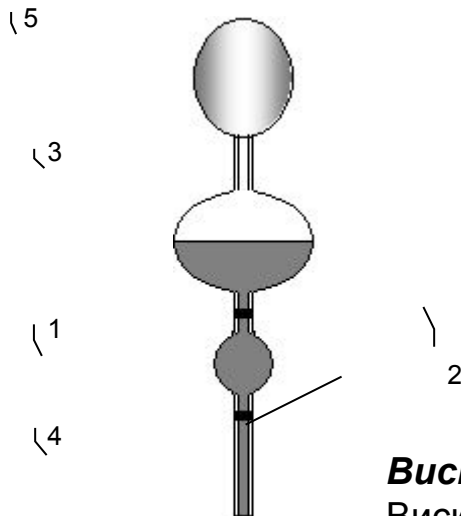


Рис. 7. Вискозиметр Оствальда.

- 1 – измерительный резервуар,
- 2 – кольцевые метки,
- 3 – резервуар,
- 4 – капилляр,
- 5 – груша.

Вискозиметр Оствальда.

Вискозиметр Оствальда представлен на рисунке 7.

С помощью вискозиметра Оствальда определяют вязкость исследуемой жидкости относительным методом. Измеряют время истечения определенного объема (между двумя метками 2, см. рис. 7.) исследуемой и эталонной жидкостей t и t_0 соответственно. Объемы жидкостей равны:

$$V = \frac{\Delta p \pi R^4 t}{8\eta l} = \frac{\Delta p_0 \pi R^4 t_0}{8\eta_0 l_0},$$

где $\Delta p = \rho g l$ и $\Delta p_0 = \rho_0 g l$ перепад давлений для исследуемой и эталонной жидкостей.

Выразим из формулы величину вязкости исследуемой жидкости:

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho t}{\rho_0 t_0},$$

С помощью вискозиметра Оствальда определяют вязкость исследуемой жидкости относительным методом. Измеряют время истечения определенного объема (между двумя метками 2, см. рис. 7.) исследуемой и эталонной жидкостей t и t_0 соответственно. Объемы жидкостей равны:

$$V = \frac{\Delta p \pi R^4 t}{8\eta l} = \frac{\Delta p_0 \pi R^4 t_0}{8\eta_0 l_0},$$

где $\Delta p = \rho g l$ и $\Delta p_0 = \rho_0 g l$ перепад давлений для исследуемой и эталонной жидкостей.

Выразим из формулы величину вязкости исследуемой жидкости:

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho t}{\rho_0 t_0},$$

где η_0 - вязкость эталонной жидкости, в качестве которой чаще всего используют дистиллированную воду.

Метод падающего шарика (метод Стокса)

Метод основан на измерении скорости падения маленьких шариков в исследуемой жидкости (рис. 9).

На падающий шарик радиусом r из вещества с плотностью ρ в вязкой жидкости с плотностью ρ_0 и вязкостью η действуют силы:

сила тяжести $F_{тяж} = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g$,

выталкивающая сила $F_A = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_0 g$,

сила сопротивления жидкости, которая, согласно закону Стокса, равна $F_B = 6\pi r\eta V$, где V - скорость шарика.

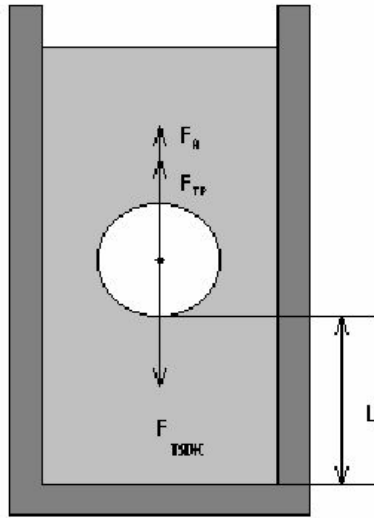


Рис. Схема для объяснения принципа метода Стокса.

При равномерном движении шарика $F_{тяжс} = F_A + F_B$, откуда

$$\eta = \frac{2}{9} gr^2 \frac{\rho - \rho_0}{V}. \quad (24)$$

Метод применяется при изучении оседания взвешенных частиц (крахмальных зерен, порошка какао и т. п.).

Ротационные методы

- Измерение вязкости ротационным вискозиметром основано на определении скорости вращения цилиндра, опущенного в вязкую жидкость.