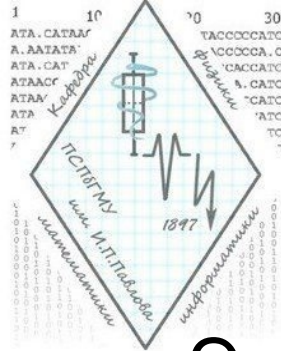




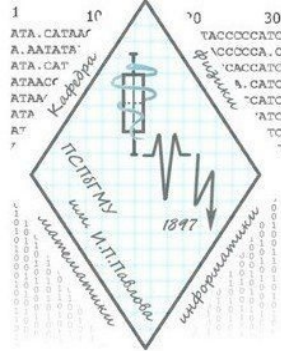
1 поток: Тишков Артем Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент
2 поток: Кулинкин Борис Сергеевич, к.ф.-м.н., доцент

2019



Разделы дисциплины

- Элементы высшей математики
- Механика
- Акустика
- Гидродинамика, реология
- Термодинамика
- Токи НЧ, ВЧ, их воздействие на живую ткань
- Импеданс биологических тканей.
Электробезопасность.
- Оптика.
- Ионизирующее излучение и дозиметрия.



Объем дисциплины

Лекции: 24 часа (12 лекций)

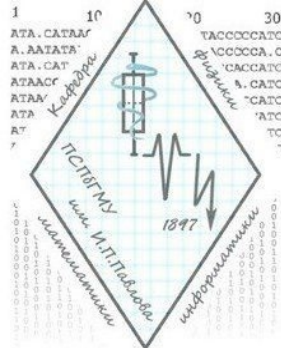
Практические занятия: 48 часов (12 занятий по 4 часа, с необходимыми перерывами между парами)

Среди этих 12 занятий:

Контрольные работы: 6

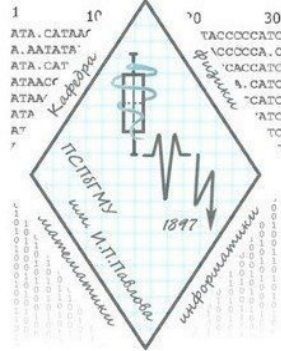
Лабораторные работы: 10 (две спаренные – по вязкости и по взаимодействию света с веществом)

4



Балльно-рейтинговая система (БРС) (2/2)

Темы	Виды деятельности	Min	Max
Лазер	ЛР	2	3
Микроскоп	ЛР	2	3
Микроскоп	КР №5	6	10
Поляриметр, рефрактометр	ЛР	4	6
Взаимодействие света с веществом	КР №6	6	10
Рентген	ЛР	2	3
Ионизирующее излучение, основы дозиметрии	Пров. работа или реферат на усмотрение преподавателя	2	6
<u>ИТОГО ЗА СЕМЕСТР</u>		<u>61</u>	<u>100</u> ₅



Взаимосвязь с курсом медицинской информатики

Один месяц (4 занятия по 4 часа) вы занимаетесь **медицинской информатикой** в компьютерных классах.

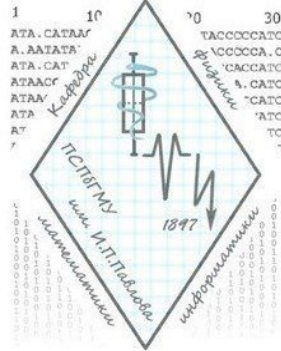
Какой именно месяц – зависит от «**линейки**».

Линейка – это последовательность занятий. Всего существует пять линеек.

Какая группа учится по какой линейке и составы линеек определены в расписании кафедры (обращайтесь ВК Артем Тишков – пришлю всем желающим)

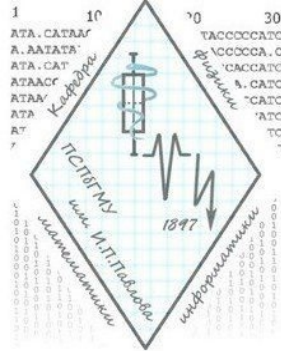


- 7



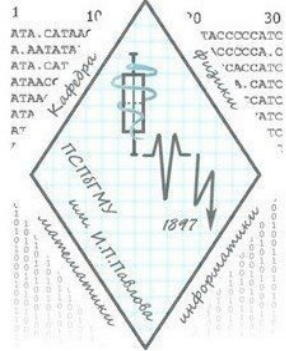
Литература и материалы

- Конспекты и слайды лекций
- Методички
 - 0791, 0801 (лабораторные работы ч1.2)
 - Некоторые понятия теории ошибок
 - Краткие основы медицинской электронной аппаратуры
 - 0742 Ионизирующее излучение
- Ремизов. Медицинская и биологическая физика
- Ремизов, Максина. Сборник задач по медицинской и биологической физике.



Дресс-код на занятиях

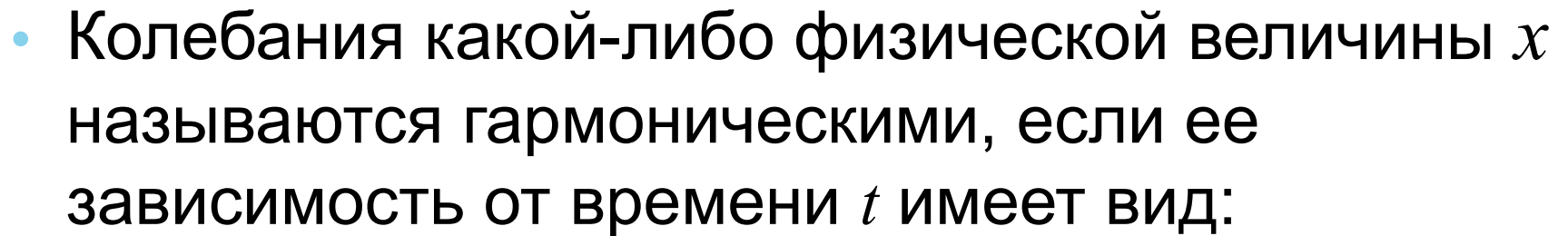
- Сменная обувь или бахилы
- Верхнюю одежду оставлять в гардеробе
- Халат – по требованию преподавателя



Тема 1. Колебания и волны

Колебания

- Колебаниями называют такое движение или изменение состояния, которое характеризуется повторяемостью во времени значений физических величин, определяющих это движение или состояние.
- Колебательное движение называют периодическим, если значения физических величин, изменяющихся в процессе колебаний, повторяются через равные промежутки времени.
- Простейшим типом периодических колебаний являются гармонические колебания.



- Колебания какой-либо физической величины x называются гармоническими, если ее зависимость от времени t имеет вид:

ИЛИ

Причем значения A , ω_0 , φ_0 и φ_1 с течением времени не изменяются

Используемые обозначения

x – смещение от положения равновесия

t – время

A – амплитуда колебаний

T – период

$(\omega_0 t + \varphi_0)$ – фаза колебания, φ_0 - начальная фаза (при $t = 0$)

ω_0 – циклическая (круговая) частота гармонических колебаний

ν – частота, $\omega_0 = \pi \cdot \nu$

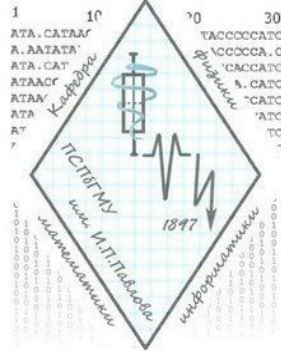
v – скорость движения

a – ускорение

g – ускорение свободного падения

F – сила

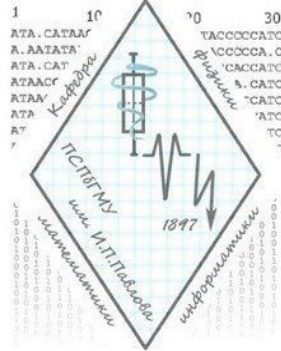
E – энергия



Дифференциальное колебание гармонических колебаний

- Если величина x изменяется по закону гармонических колебаний, то она удовлетворяет уравнению гармонических колебаний

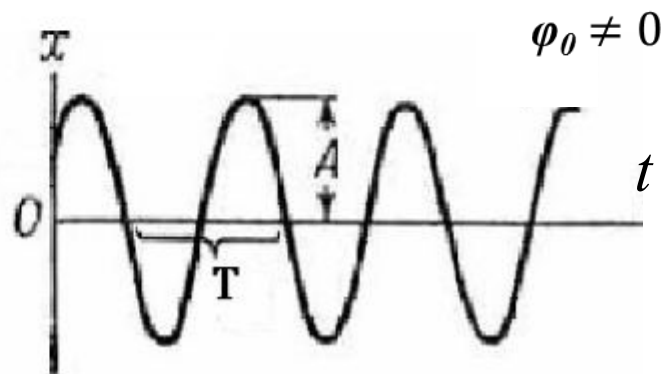
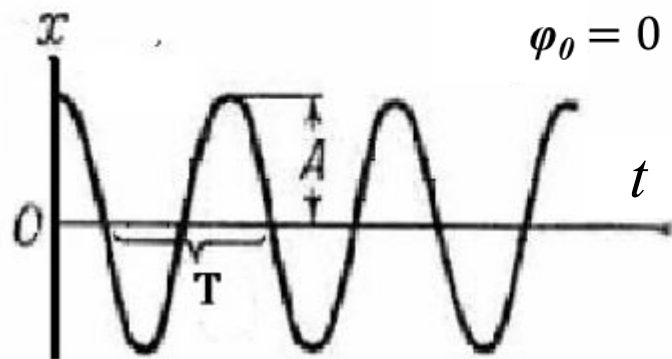
$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0$$

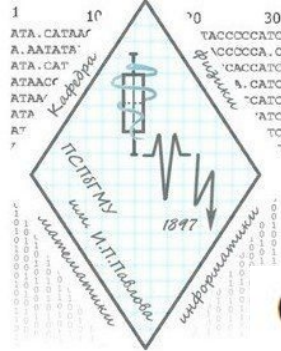


Решение дифференциального уравнения

$$x(t) = A \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

φ_0 - начальная фаза (при $t = 0$)





Соотношение между смещением, скоростью и ускорением

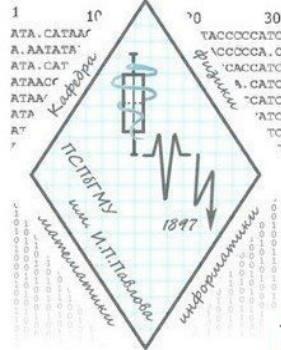
первая и вторая производные величины x по времени совершают колебания с той же частотой, но с амплитудами $A\omega_0$ и $A\omega_0^2$ и со сдвигом по фазе на $\pi/2$ и π , соответственно

$$v(t) = \frac{dx}{dt} = -A\omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = -v_{\max} \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

$$v(t) = v_{\max} \cos\left[\frac{\pi}{2} + (\omega_0 t + \varphi_0)\right]$$

$$a(t) = \frac{dv}{dt} = -A\omega_0^2 \cos(\omega_0 t + \varphi_0) = -a_{\max} \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$$

$$a(t) = a_{\max} \cos[\pi + (\omega_0 t + \varphi_0)]$$



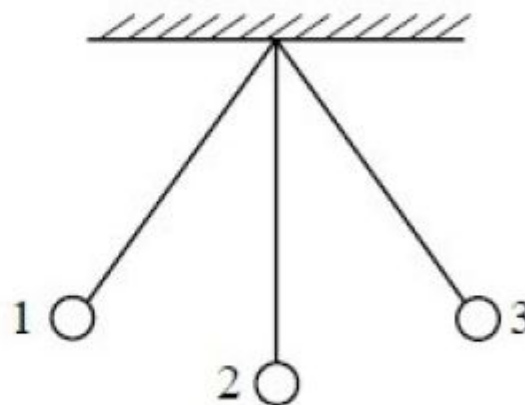
Равенство энергий вытекает из закона сохранения энергии: энергия ниоткуда не берется и не исчезает бесследно

$$1. E_{\text{потенциальная}} = m \cdot g \cdot h$$

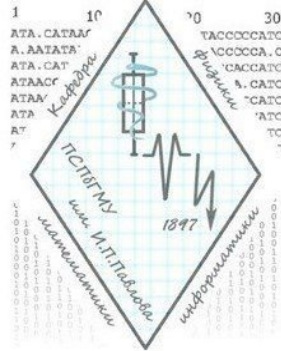
$$2. E_{\text{кинетическая}} = m \cdot v^2 / 2$$

$$3. E_{\text{потенциальная}} = m \cdot g \cdot h$$

$$E_1 = E_2 = E_3$$



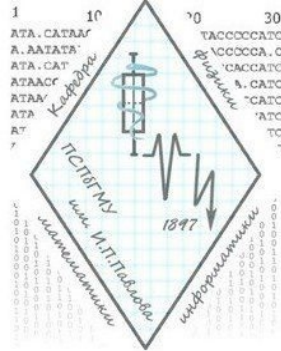
Энергия гармонических колебаний



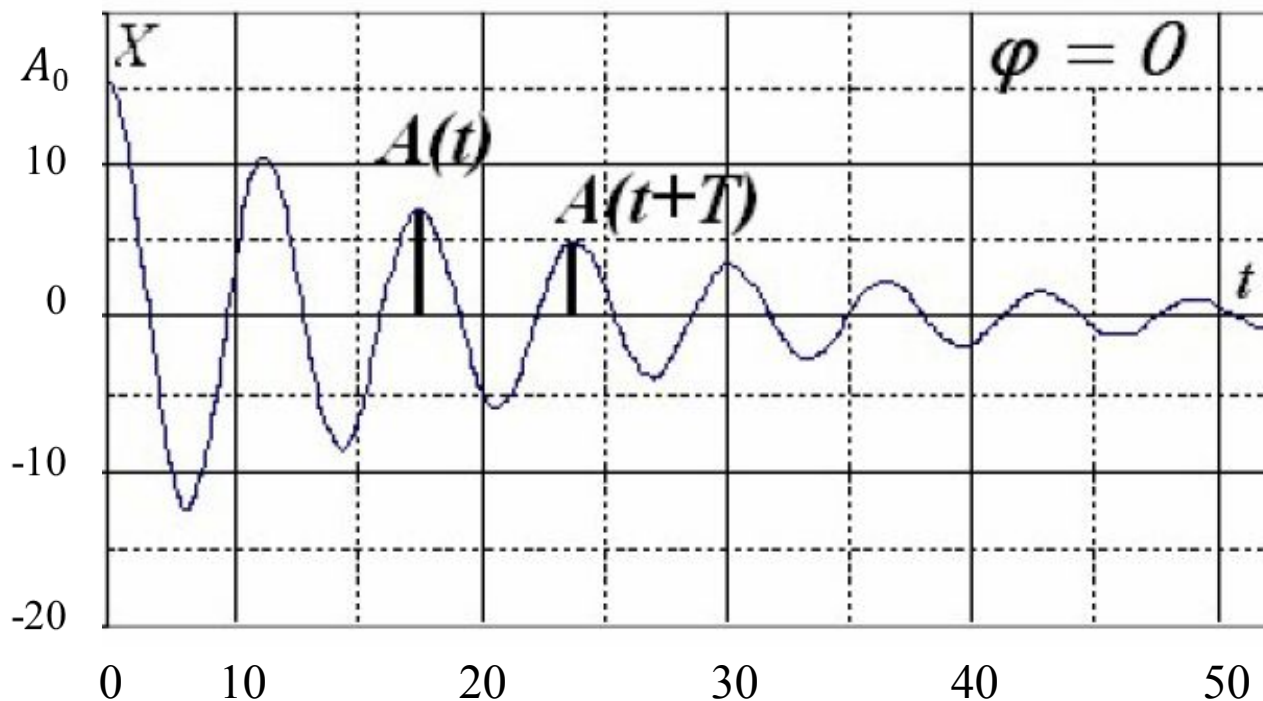
$$E_{\text{пот}} = \frac{k \cdot x^2}{2} = \frac{m \cdot \omega_0^2 \cdot A^2}{2} \cdot \cos^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

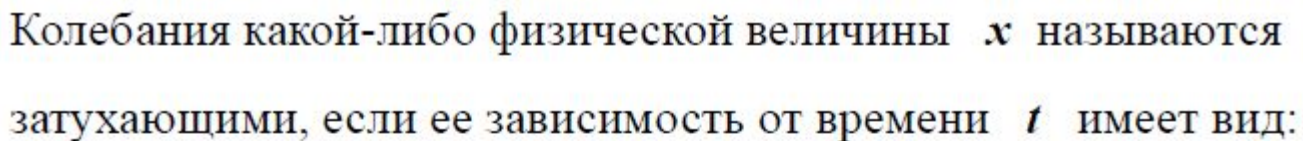
$$E_{\text{кин}} = \frac{m \cdot v^2}{2} = \frac{m \cdot \omega_0^2 \cdot A^2}{2} \cdot \sin^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

$$E_{\text{полн}} = E_{\text{кин}} + E_{\text{пот}} = \text{const} = \frac{kA^2}{2} = \frac{m\omega_0^2 A^2}{2}$$



Затухающие колебания





$$x(t) = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega \cdot t + \varphi_0)$$

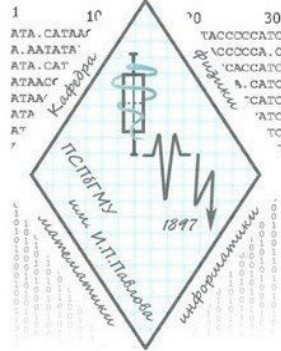
 ω - частота затухающих колебаний

$$\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$$

Дифференциальное уравнение затухающих колебаний:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0$$

Характеристики затухающих колебаний

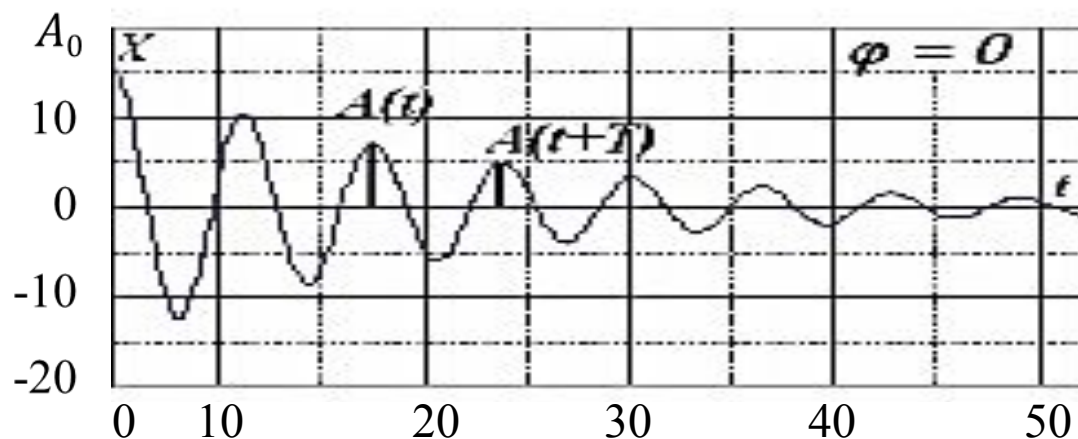


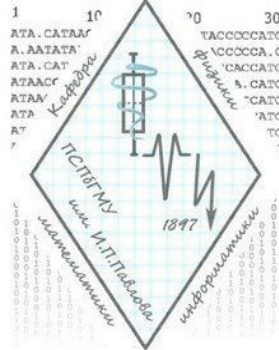
λ – логарифмический декремент затухания

β – коэффициент затухания

Место для формулы.

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \ln \frac{A_0 \cdot e^{-\beta t}}{A_0 \cdot e^{-(\beta t+T)}} = \beta \cdot T$$





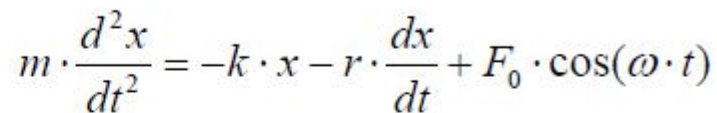
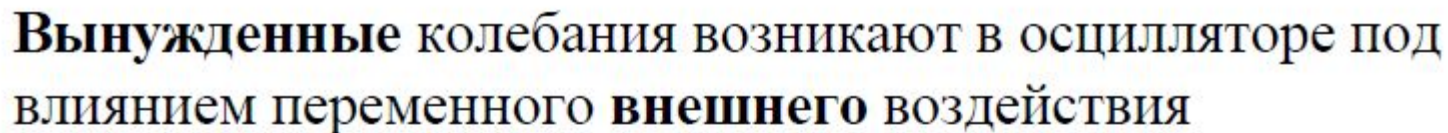
$$ma = m \frac{d^2 x}{dt^2} = -kx - r \frac{dx}{dt}$$

$$F_{\text{тр}} = -r \frac{dx}{dt} \quad \beta = \frac{r}{2m}; \quad \omega_0^2 = \frac{k}{m}$$

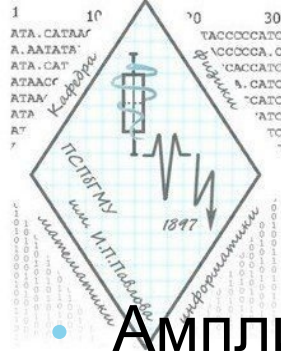
$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0$$

решение дифференциального уравнения

$$x(t) = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega \cdot t + \varphi_0)$$

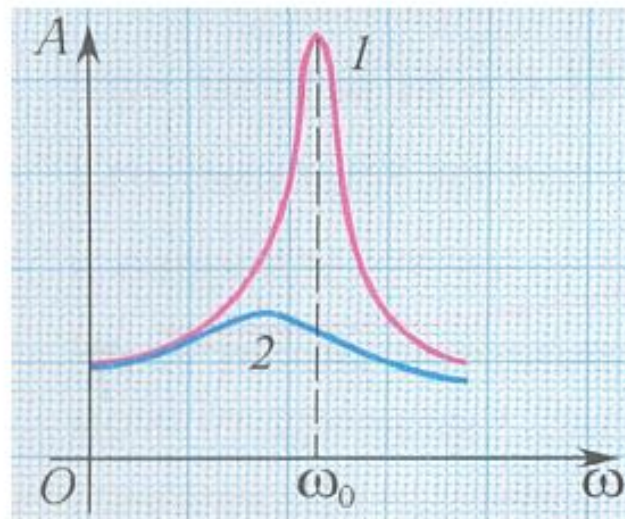

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \cdot \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = \frac{F_0}{m} \cos(\omega \cdot t)$$
$$x(t) = A \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi_0)$$

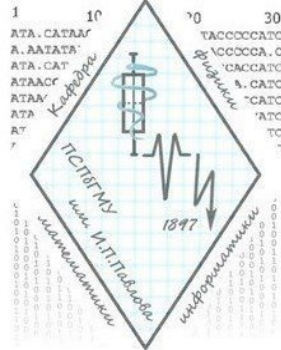
24



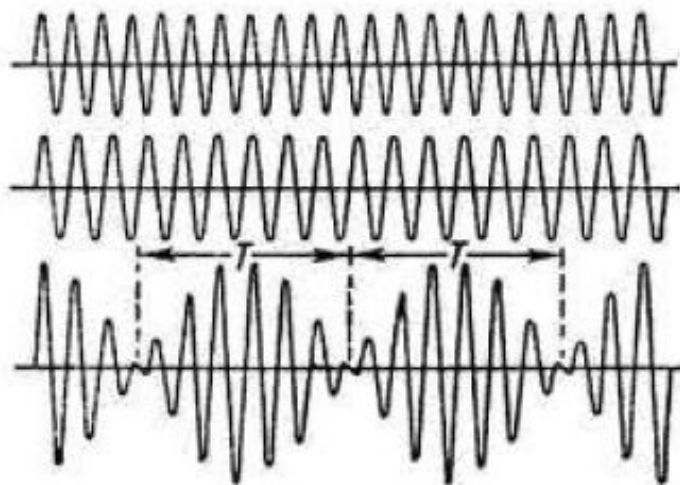
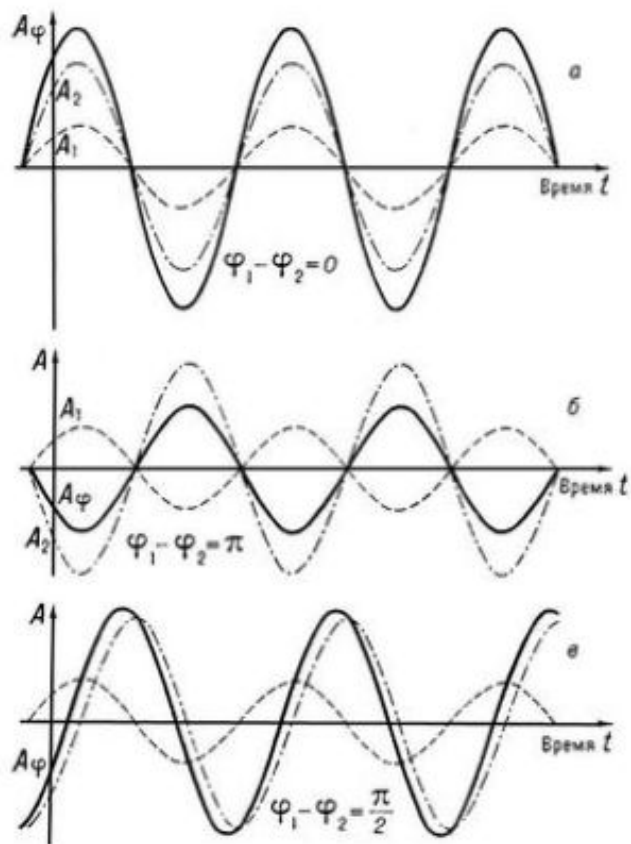
Резонанс

- Амплитуда вынужденных колебаний имеет максимальное значение при определенной частоте вынуждающей силы. Эту частоту называют **резонансной**.
- Явление достижения максимальной амплитуды вынужденных колебаний при совпадении собственной частоты колебаний с частотой вынуждающей силы называют **резонансом**.

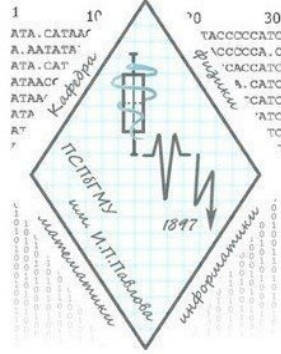




Сложение колебаний

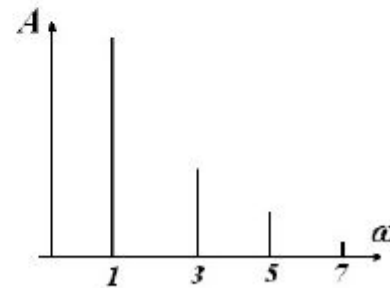
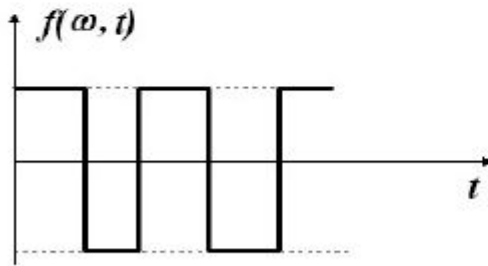


Сложное колебание. Теорема Фурье

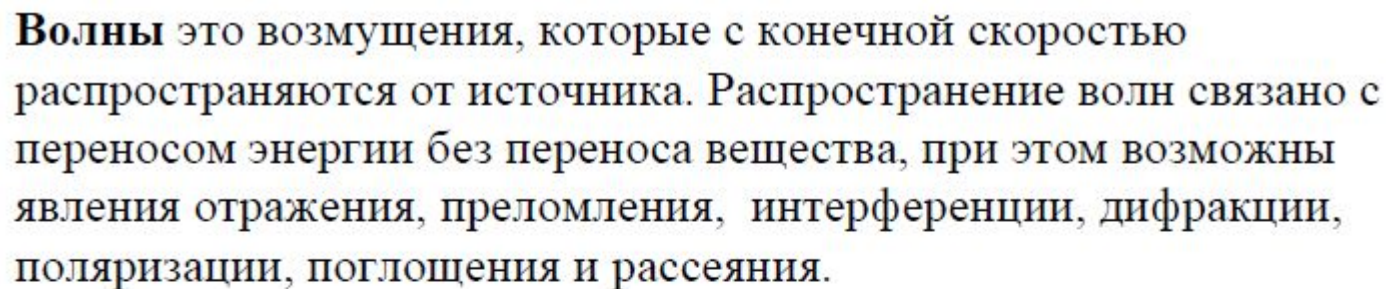


Сложная периодическая функция может быть представлена в виде суммы гармонических функций, частоты которых кратны частоте сложной периодической функции

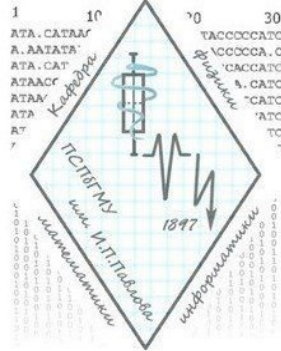
$$f(\omega, t) = A_1 \sin \omega t + B_1 \cos \omega t + A_2 \sin 2 \omega t + B_2 \cos 2 \omega t + A_3 \sin 3 \omega t + B_3 \cos 3 \omega t + \dots$$



$$f(t) = \frac{4A}{T} \left(\sin t + \frac{1}{3} \sin 3t + \frac{1}{5} \sin 5t + \dots \right)$$

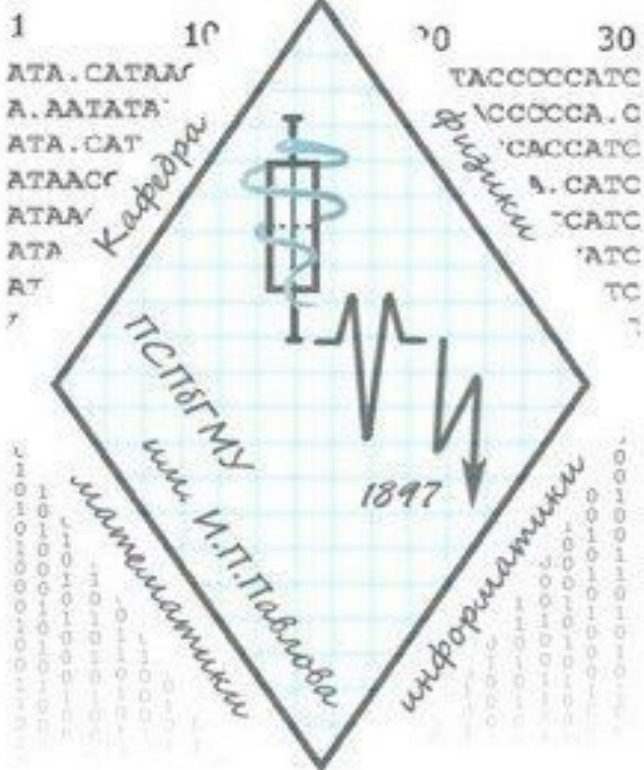

$$S(x, t) = A \cdot \cos(\omega(t - \frac{x}{v}))$$

Если S и x направлены вдоль одной прямой, волна **продольная**, если они взаимно перпендикулярны, волна **поперечная**.



Вопросы к лекции:

1. Гармонические колебания
2. Характеристики колебаний
3. Векторная диаграмма гармонического колебания
4. Энергия гармонического колебания
5. Затухающие колебания
6. Вынужденные колебания
6. Автоколебания
8. Сложение гармонических колебаний
9. Сложное колебание и его гармонический спектр
10. Механические волны. Уравнение плоской волны



Тема 2. Механические свойства твердых тел и биологических тканей

Деформация удлинение-сжатие

Относительное удлинение $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$

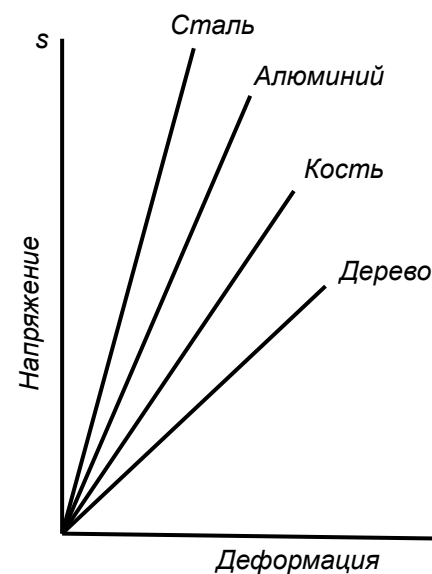
Размерность: безразмерная величина

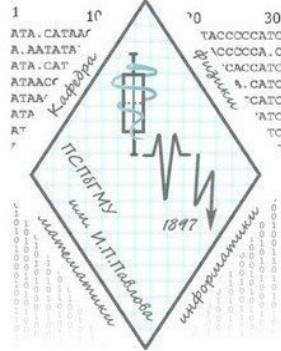
ЗАКОН ГУКА ДЛЯ ДЕФОРМАЦИИ
УДЛИНЕНИЕ-СЖАТИЕ

$$\sigma = E\varepsilon$$

σ – нормальное напряжение,
 E – **модуль Юнга**, характеризующий
упругие свойства вещества (жесткость)

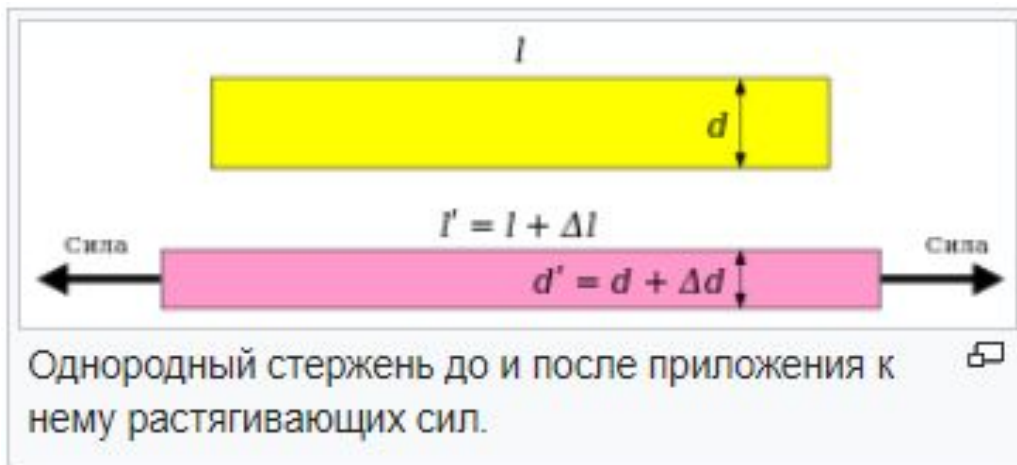
Размерность E и σ – Паскаль $\left(\frac{H}{м^2}\right)$



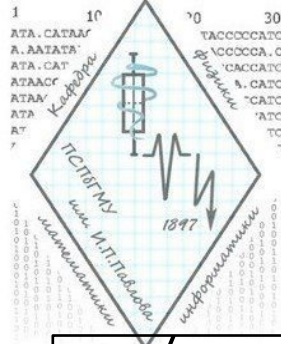


Коэффициент Пуассона

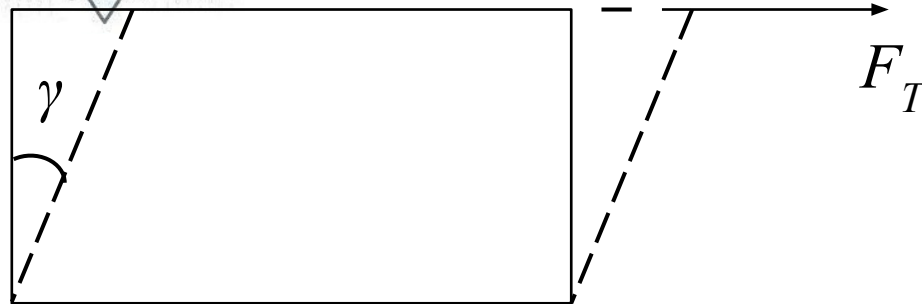
Коэффициент Пуассона — величина отношения относительного поперечного сжатия к относительному продольному растяжению. Коэффициент Пуассона и модуль Юнга полностью характеризуют упругие свойства изотропного материала. Безразмерен, но может быть указан в относительных единицах: мм/мм, м/м.



$$\mu = - \frac{\Delta d}{d} \frac{l}{\Delta l}$$



Деформация сдвига



γ – угол сдвига

$\text{tg} \gamma$ - относительный сдвиг

Так как углы сдвига малы,
можно считать, что

$$\text{tg} \gamma \approx \gamma$$

Тогда **закон Гука для деформации сдвига**
запишется следующим образом:

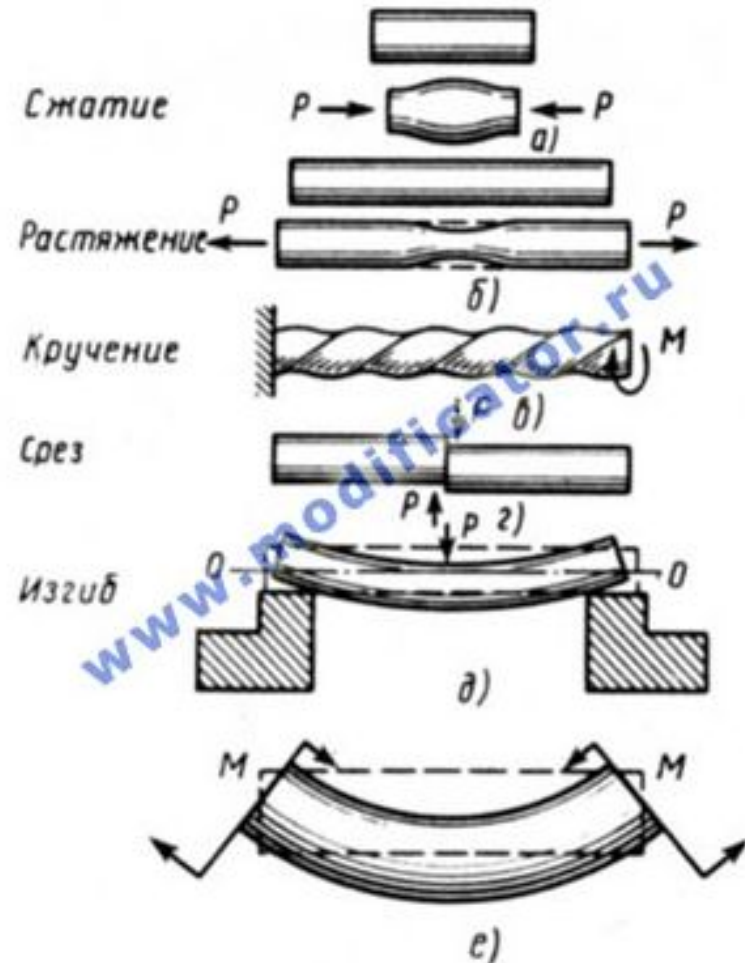
$$\tau = G \gamma$$

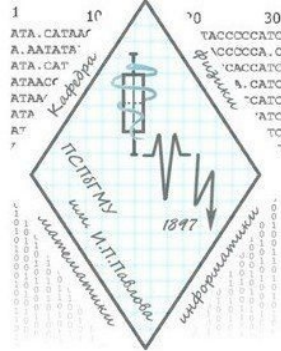
, где τ – тангенциальное
напряжение,
 G - модуль сдвига.

Виды деформаций по характеру приложенной силы

Деформация

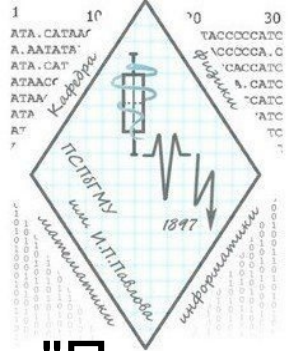
- Растяжения
- Сжатия
- Сдвига (среза)
- Кручения
- Изгиба





Упругие и пластические деформации

- Деформацию называют **упругой**, если после прекращения действия силы она исчезает (тело возвращается к исходным размерам).
- Если деформация сохраняется после прекращения внешнего воздействия, то она называется **пластической**.



Механические свойства материалов.

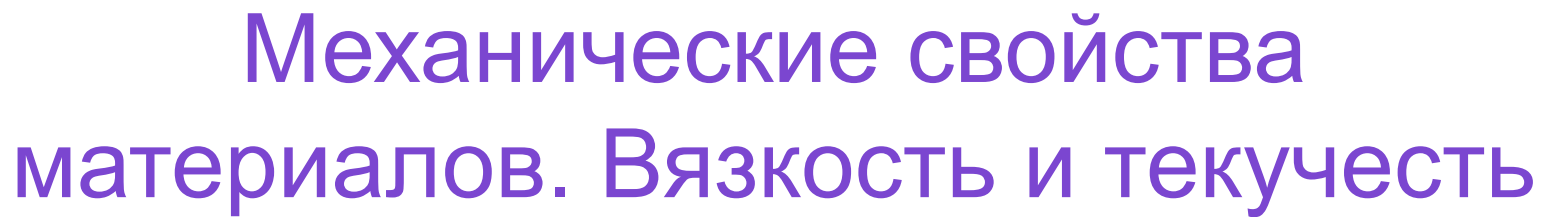
Упругость и пластичность

"Печенье жестко, но непрочное, сталь - и жесткая, и прочная, нейлон - нежесткий, гибкий, но прочный, малиновое желе - и нежесткое, и непрочное. Вряд ли можно ожидать большей информации о свойствах твердого тела, если пользоваться лишь двумя его характеристиками".

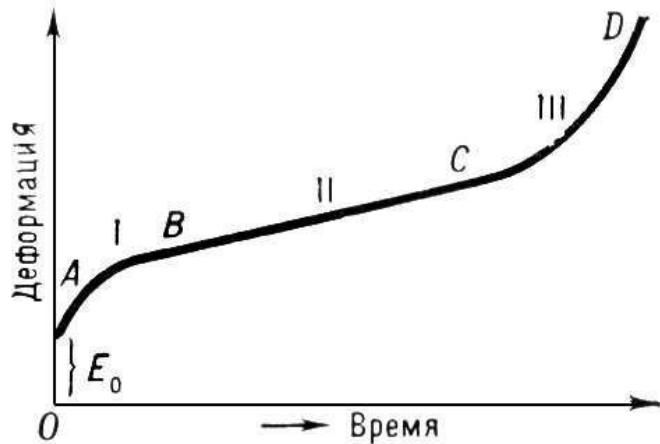
– Гордон Джеймс, книга “Почему мы не проваливаемся
сквозь пол”

Упругость — свойство твёрдых материалов возвращаться в изначальную форму при деформации.

Пластичность – способность материала без разрушения получать большие остаточные деформации.



Ползучесть — медленная деформация твёрдого тела под воздействием постоянной нагрузки или механического напряжения.



- Её условно делят на три участка, или стадии:
- АВ — участок неустановившейся (или затухающей) *ползучести* (стадия I),
- ВС — участок установившейся *ползучести* — деформации, идущей с постоянной скоростью (стадия II),
- CD — участок ускоренной *ползучести* (стадия III),
- E_0 — деформация в момент приложения нагрузки (стадия IV),
- точка D — момент разрушения.

38

математический

И.П.Талова

1897

информатический

математический

И.П.Талова

1897

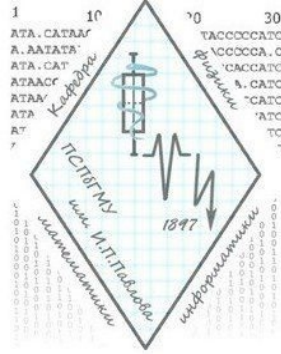
информатический

математический

И.П.Талова

1897

информатический



Прочность материала 2/2

Удивительно различие в прочности мышц и сухожилий. Этим объясняется и разница их поперечных сечений. Так, ахиллесово сухожилие, будучи толщиной всего с карандаш, прекрасно справляется с передачей натяжения от толстых икроножных мышц к костям пятки (что позволяет нам ходить и прыгать).



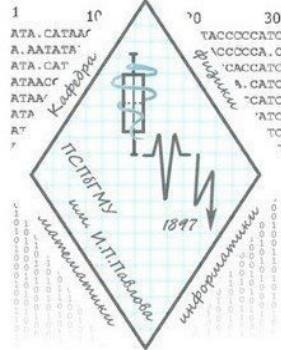
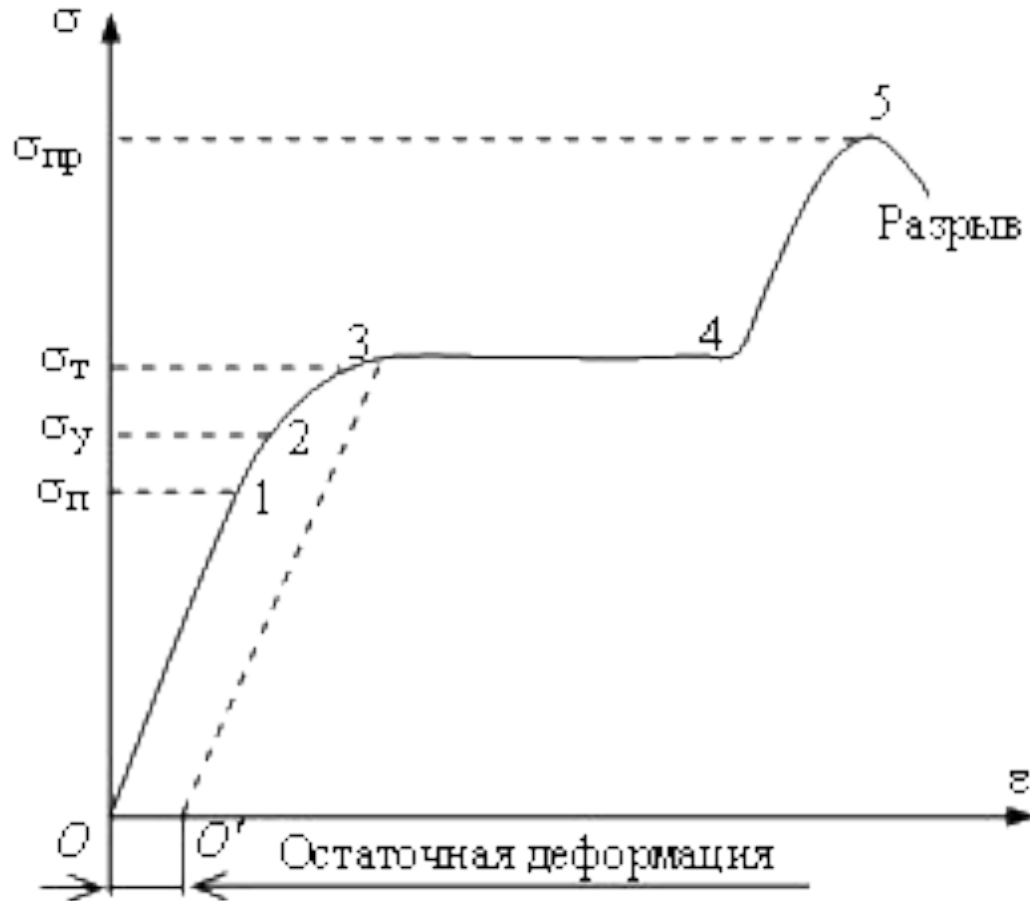


Диаграмма растяжения

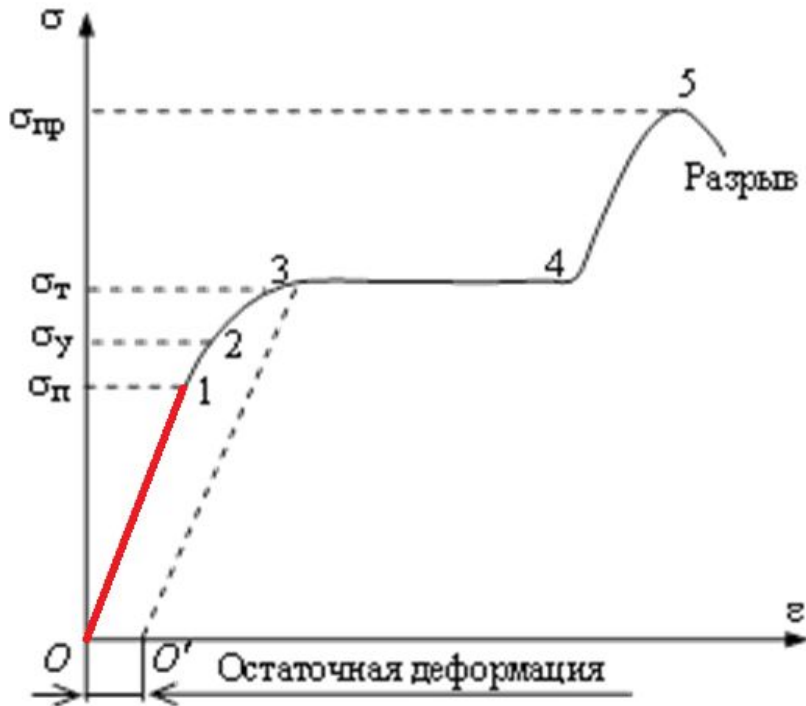


Диаграммой растяжения принято называть графическую зависимость σ (напряжение) от ϵ (удлинение)



Участок 0-1

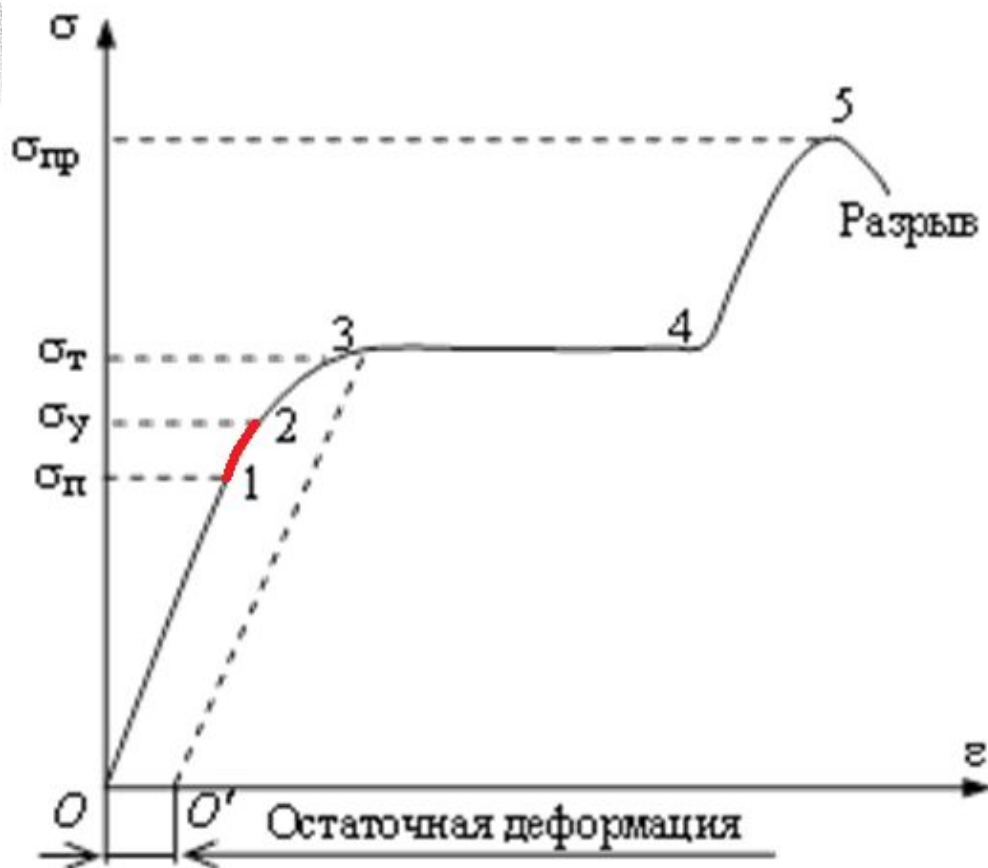
- график имеет вид **прямой**
- деформация является упругой и выполняется **закон Гука**
- нормальное напряжение **пропорционально** относительному удлинению



Максимальное значение нормального напряжения $\sigma_{п}$, при котором еще выполняется закон Гука, называют **пределом пропорциональности**.



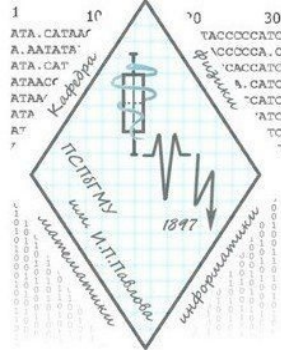
Участок 1-2



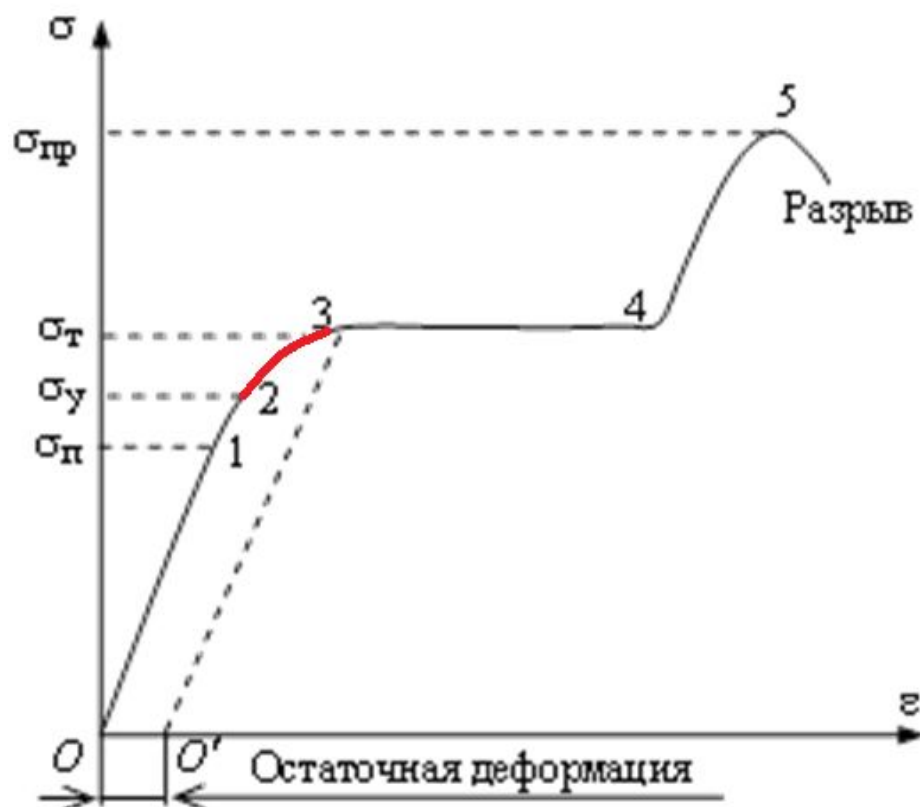
При дальнейшем увеличении нагрузки зависимость напряжения от относительного удлинения **становится нелинейной** (участок 1–2), хотя **упругие свойства** тела еще **сохраняются**.

Максимальное значение σ_u нормального напряжения, при котором еще не возникает остаточная деформация, называют

пределом упругости



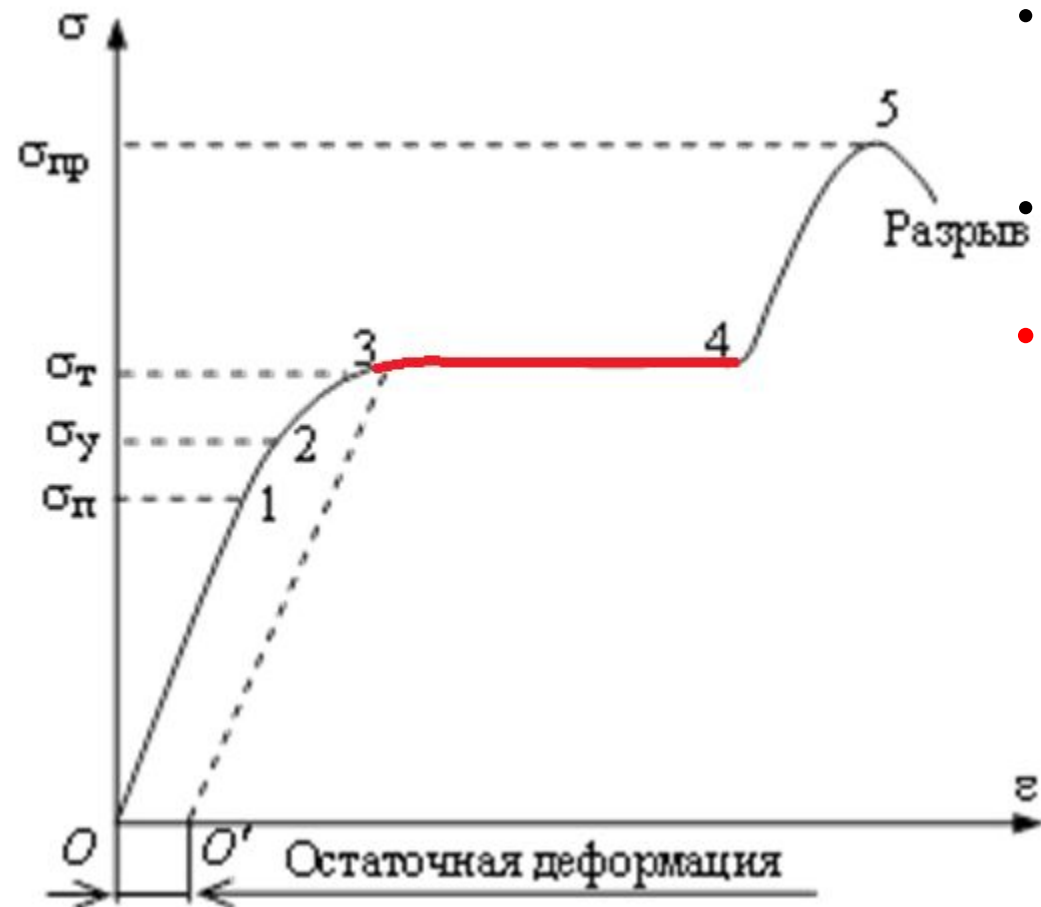
Участок 2-3



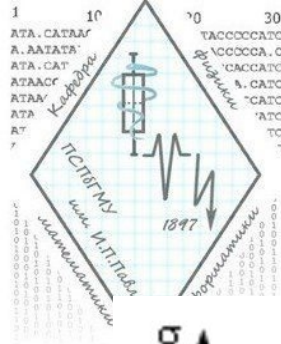
Увеличение нагрузки выше предела упругости (участок 2–3) приводит к тому, что появляется остаточная деформация.



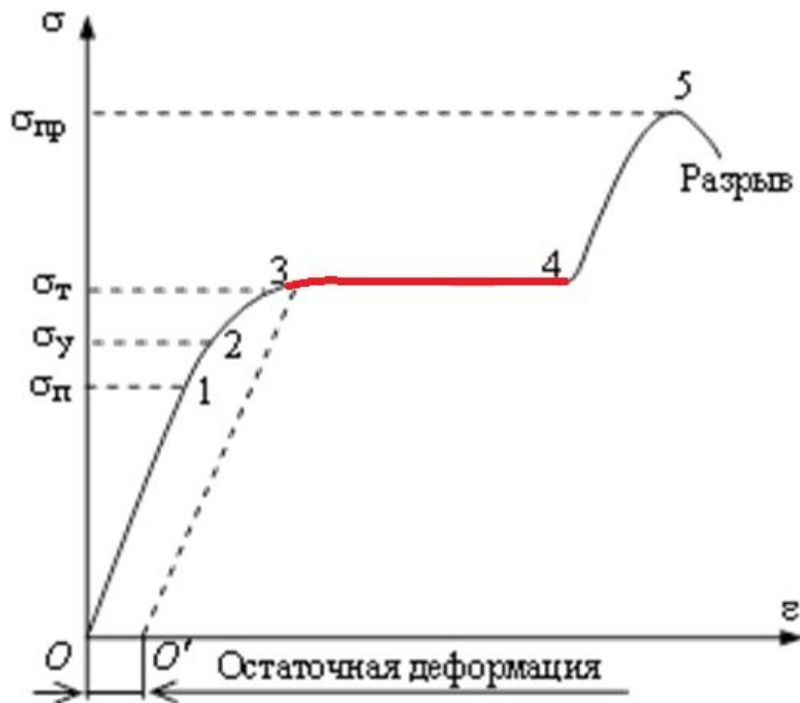
Участок 3-4



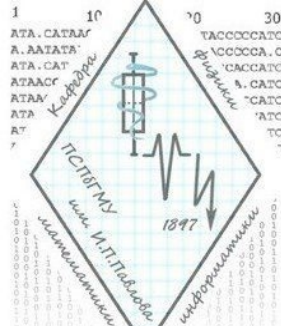
- образец начинает удлиняться практически при **постоянном напряжении**
- это явление называют **текучестью материала**
- **Пределом текучести** называют механическую характеристику материала, характеризующую напряжение, при котором деформации продолжают расти без увеличения нагрузки до некоторого значения, зависящего от материала. Обозначение σ_T
- ширина области текучести определяет **хрупкость** материала



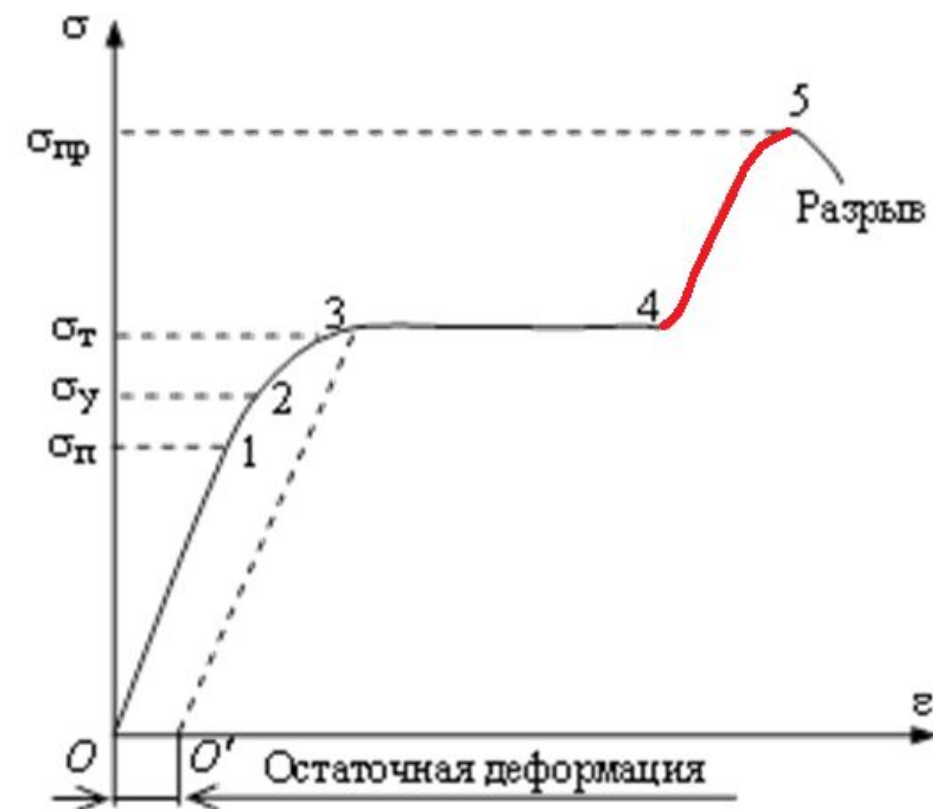
Вязкоупругость



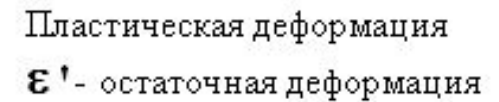
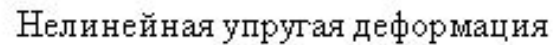
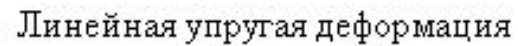
- Упругость полимеров называют **эластичностью**.
- Деформация при вязком течении полимерного материала, обладающего высокой эластичностью называется **вязкоупругой**.

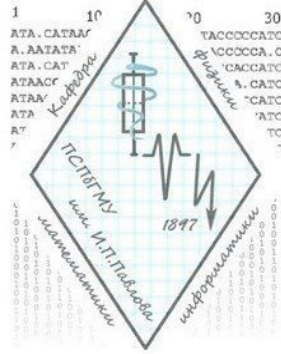


Участок 4-5



- При $\sigma > \sigma_T$ вновь появляется сопротивление деформации
- Максимальное значение нормального напряжения $\sigma_{пр}$, при превышении которого происходит разрыв образца, называют **пределом прочности**.





Особенности деформации биологических тканей

Биологические ткани –

биополимеры
(альбумин, коллаген,
эластин,

полисахариды,
гликопротеиды):

- Большая обратимая деформация (вязкоупругая)
- Высокая прочность

Жидкости

- Неограниченная деформация
- Малая прочность

Твердые тела:

- Малая обратимая деформация
- Высокая прочность

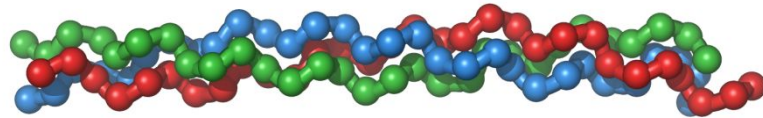
Биологические ткани: белки

коллаген и эластин

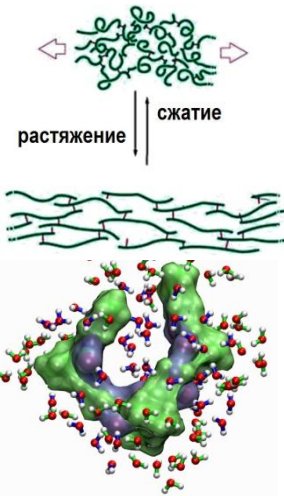
Упругие свойства и прочность тканей (за исключением костей) определяются **эластиновыми** и коллагеновыми волокнами и их комплексами. Оба белка - основа соединительной ткани, присутствуют и в мышцах, коллаген – в костях.

Эластин - высокая растяжимость (200 – 300 %) и низкая упругость.

Коллаген – высокая упругость и низкая растяжимость.

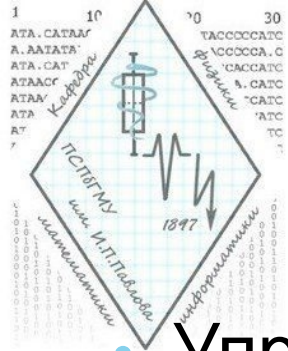


Тропоколлаген



В тканях волокна эластина находятся под напряжением уже при умеренном растяжении. Коллагеновые волокна сами по себе оказываются в состоянии натяжения лишь при сильной деформации тканей. При слабой деформации нити коллагена не растянуты, но при этом деформируется их сеть.

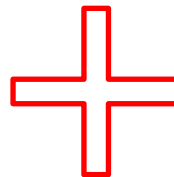
Вещество	Модуль упругости	Предел прочности
Коллаген	$(10 - 100) \cdot 10^6$ Па	$100 \cdot 10^6$ Па
Эластин	$(0,1 - 0,6) \cdot 10^6$ Па	$5 \cdot 10^6$ Па



Реологические модели

- Упругие и вязкие **свойства материалов** (в том числе и биологических тканей) можно **моделировать** сочетанием

Идеально
упругие
элементы

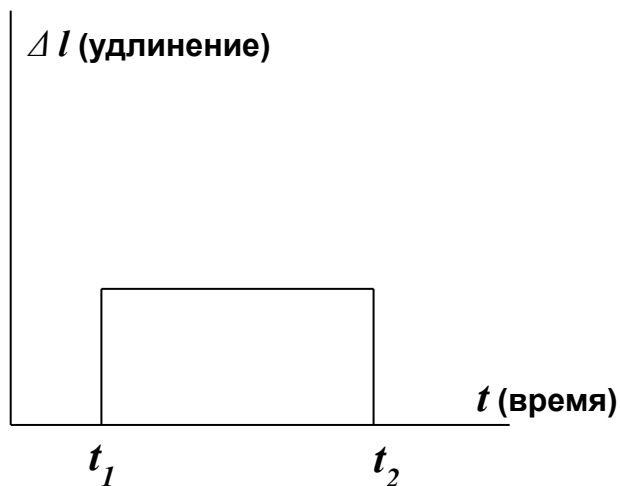
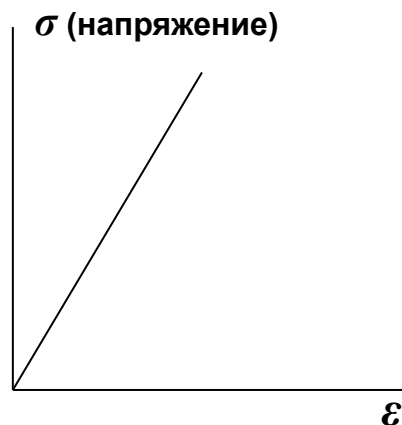


Вязкие
элементы

Идеально упругий элемент

Идеально упругий элемент – пружина.

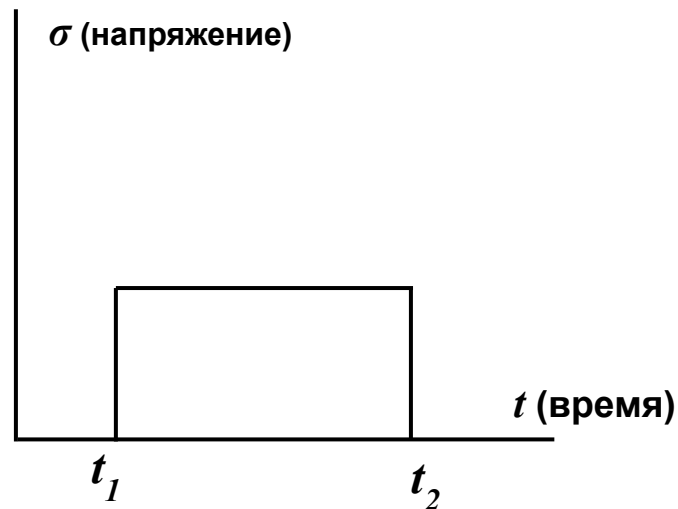
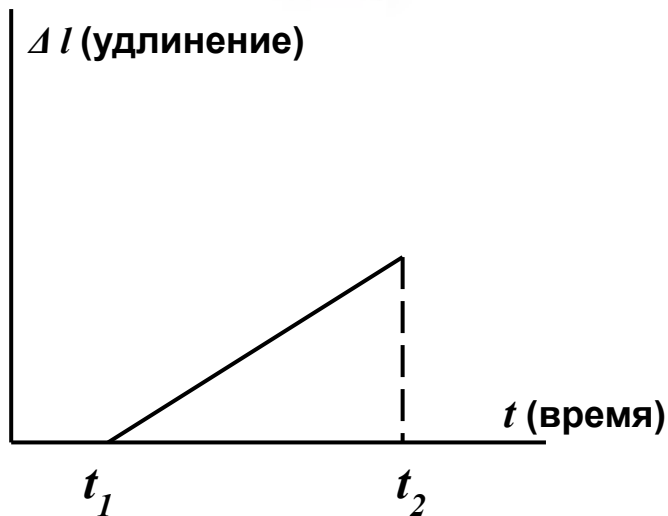
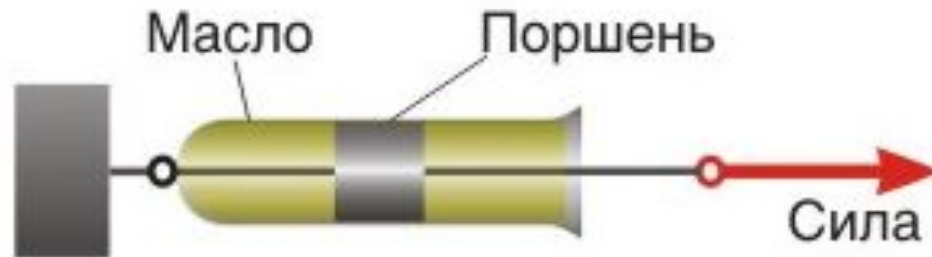
- Процесс деформации происходит мгновенно и подчиняется **закону Гука**.



В момент t_1 удлиняем пружину на величину Δl . В момент t_2 отпускаем пружину, и она **возвращается** в исходное состояние.



Идеально вязкий элемент

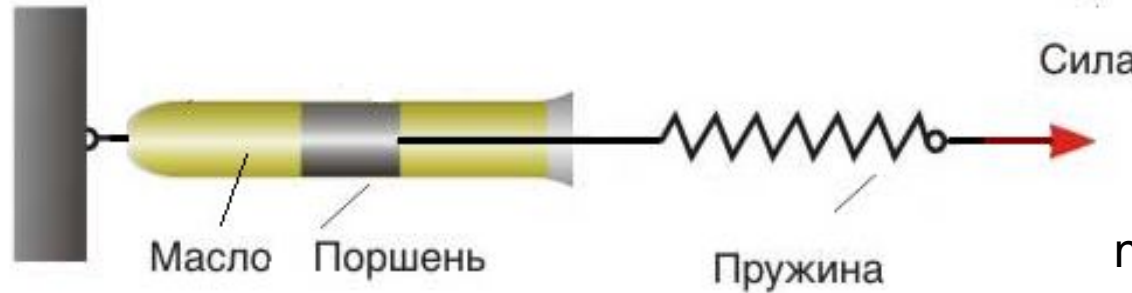


Поршень имеет отверстия, через которые вязкая жидкость может перетекать.

В момент t_1 под действием приложенной силы поршень перемещается, в момент t_2 действие силы прекращается, но модель **не возвращается** в исходное состояние.

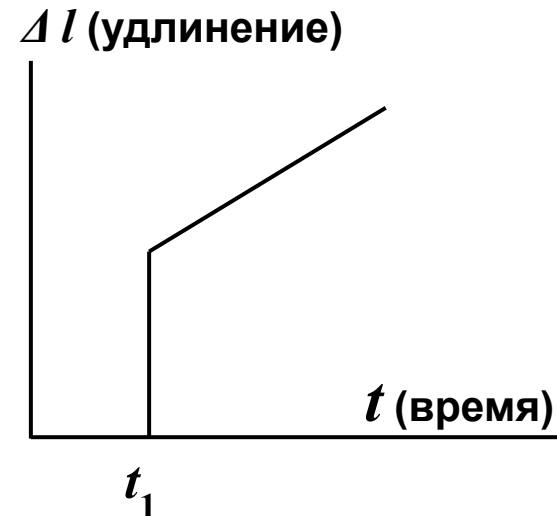
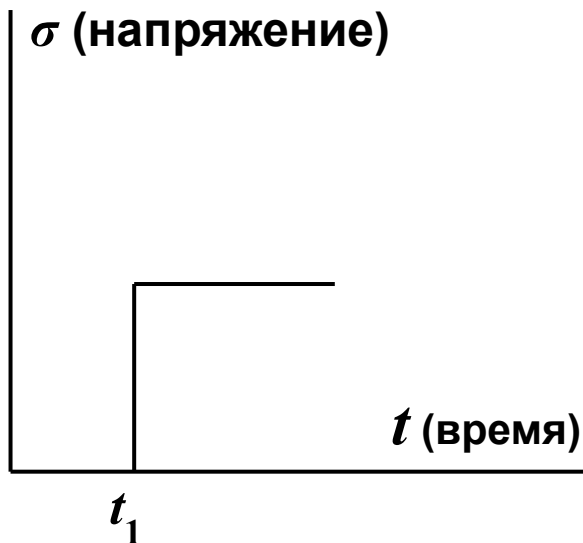
Модель Максвелла

Изотонический режим $\sigma = \text{Const}$



$$\varepsilon = \frac{\sigma}{\eta} t$$

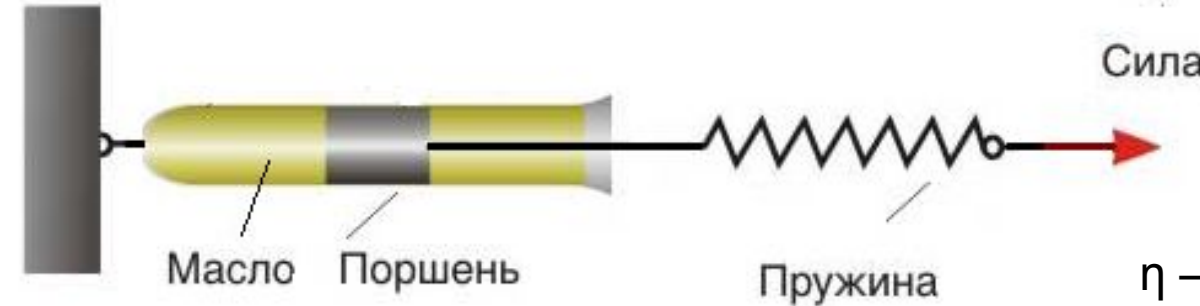
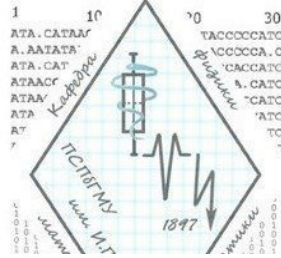
η – динамическая вязкость, Па·с



При быстром возникновении напряжения под действием постоянной силы происходит **практически мгновенное удлинение пружины** **медленное перемещение поршня**

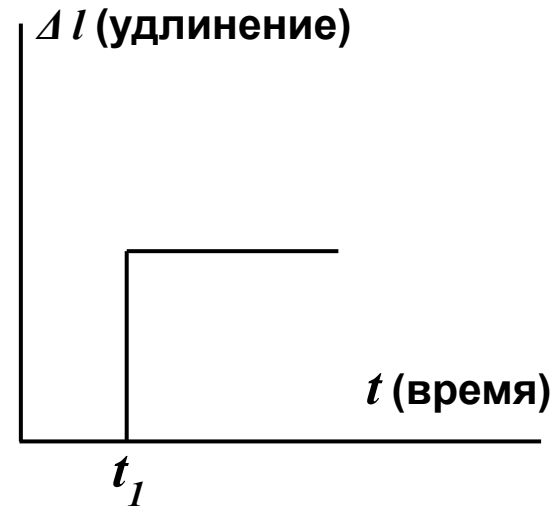
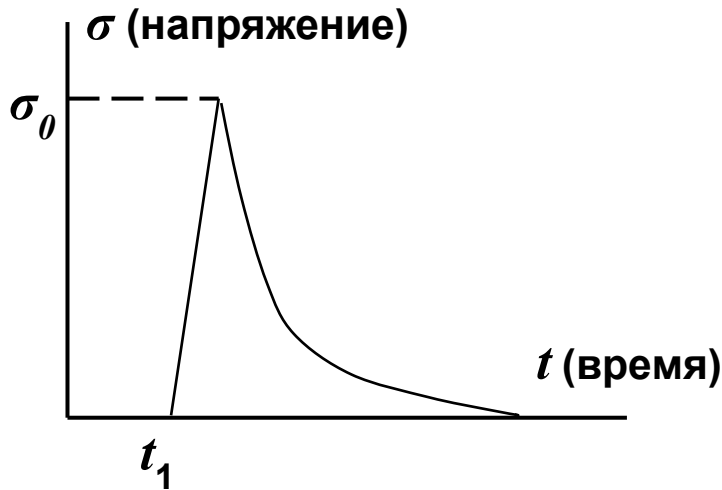
Модель Максвелла

Изометрический режим $\Delta l = \text{Const}$

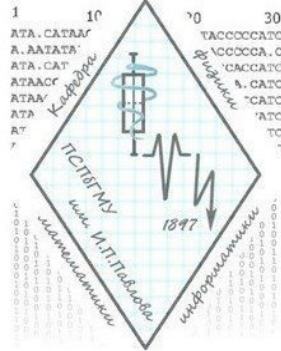


$$\sigma = \sigma_0 e^{-Et/\eta}$$

η – динамическая вязкость, Па·с



При изменении длины на определенную величину в системе возникает максимальное для заданной длины напряжение σ_0 постепенно уменьшается по мере перемещения поршня (релаксация напряжения)

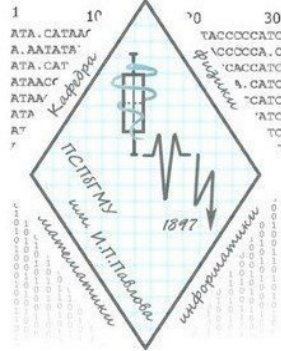


Модель Максвелла подходит для стенок полых органов

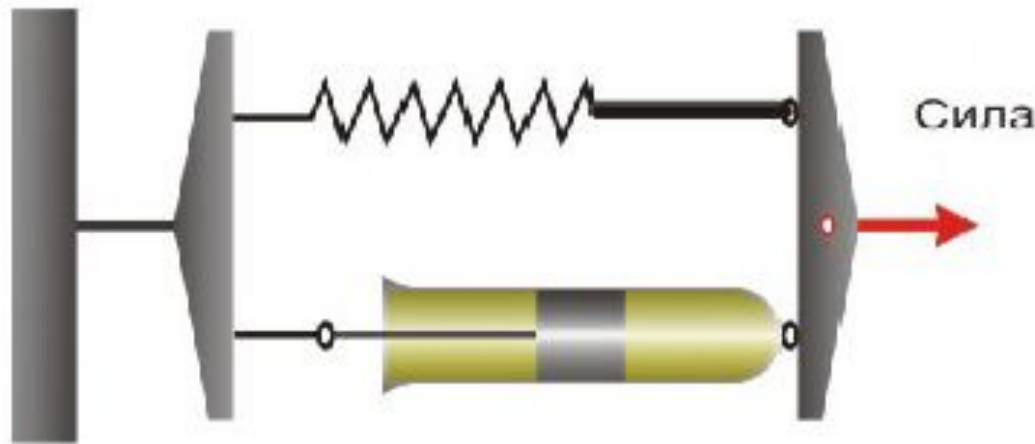
1. Длительное воздействие постепенно нарастающих растягивающих **усилий**
2. **Напрягаются**, проявляя свои слабые упругие свойства гладкие мышцы и другие компоненты стенок полых органов
3. **Напряжение** их постепенно **ослабеваает** благодаря деформации компонентов, обладающих вязкостными свойствами



Полые органы способны сильно растягиваться без развития **напряжения**



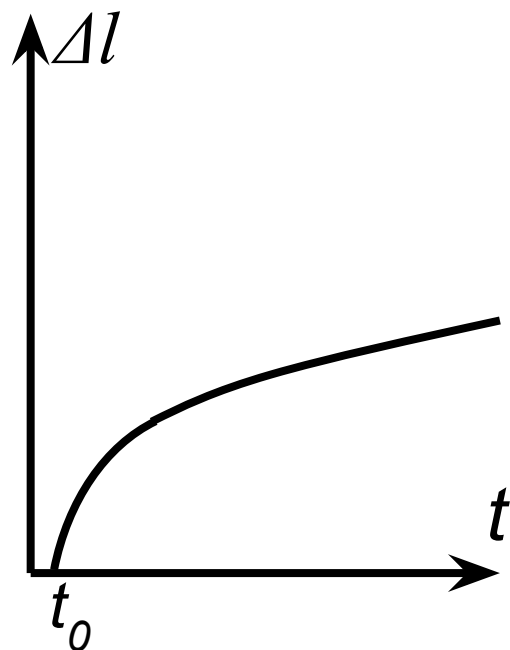
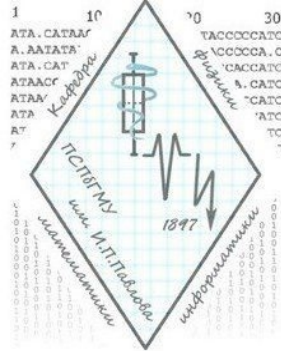
Модель Кельвина-Фойгта



Вязкоупругость – свойство материала быть и вязким и упругим при деформации.

В модели К-Ф идеально упругий элемент соединен параллельно с идеально вязким элементом

Модель К-Ф. Изотонический режим $\sigma = \text{Const}$



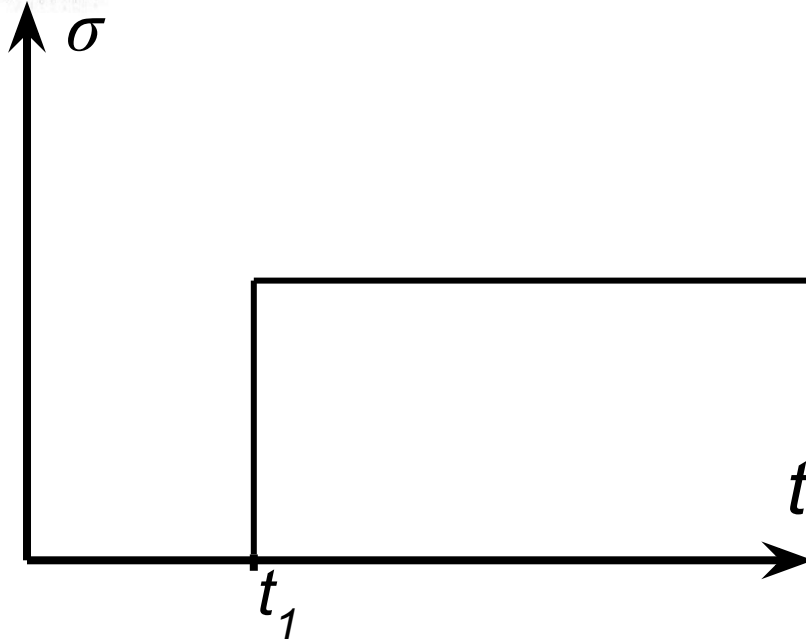
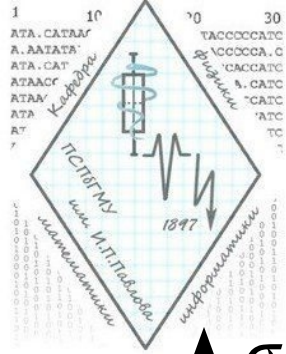
- удлинение увеличивается по экспоненциальному закону (рис)
- при снятии напряжения удлинение уменьшается (происходит сжатие) по этому же закону, хотя могут присутствовать остаточные деформации

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \left(1 - e^{-Et/\eta} \right)$$

η – динамическая вязкость, Па·с

Модель К-Ф. Изометрический режим

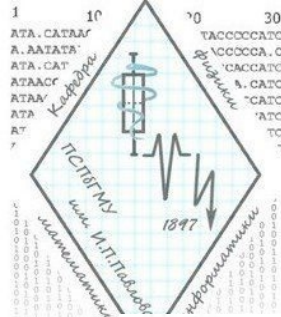
$\Delta l = \text{const}$



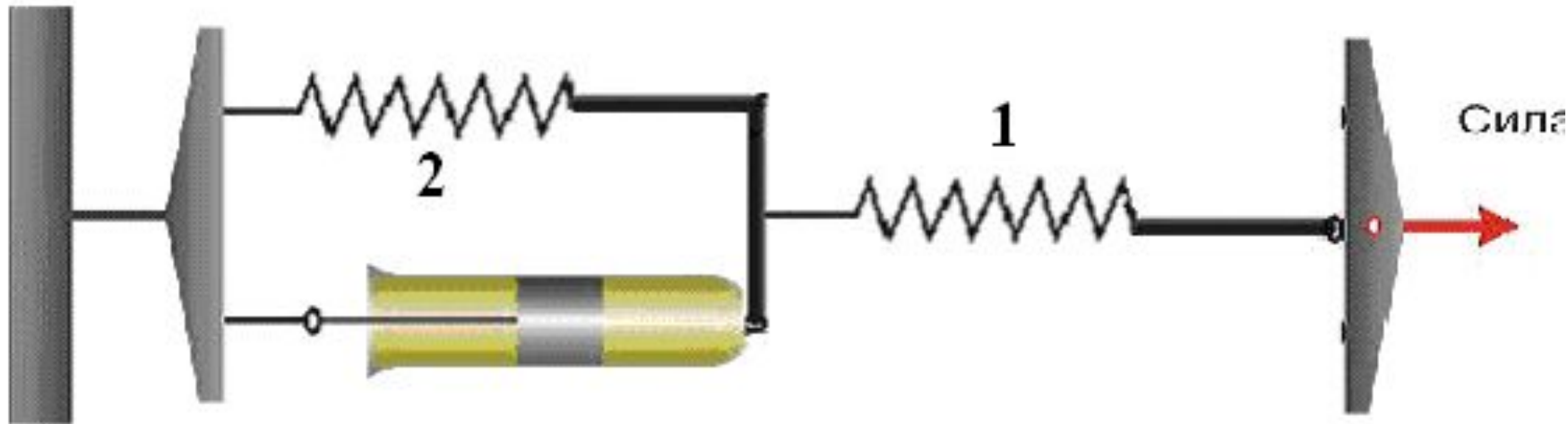
Если удлинить модель на определенную величину, возникнет соответствующее напряжение, не меняющееся со временем.



- Для моделирования живых тканей самостоятельно не применяется, но входит в состав более сложных моделей
- Область применения: органические полимеры, резина, дерево при невысокой нагрузке.



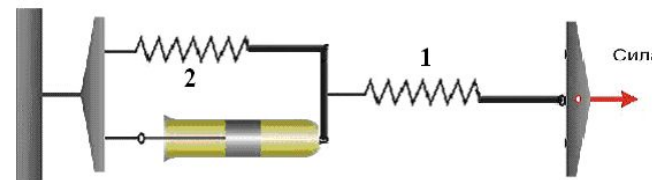
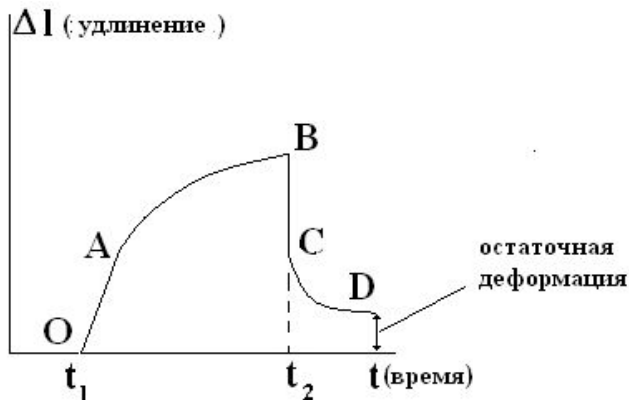
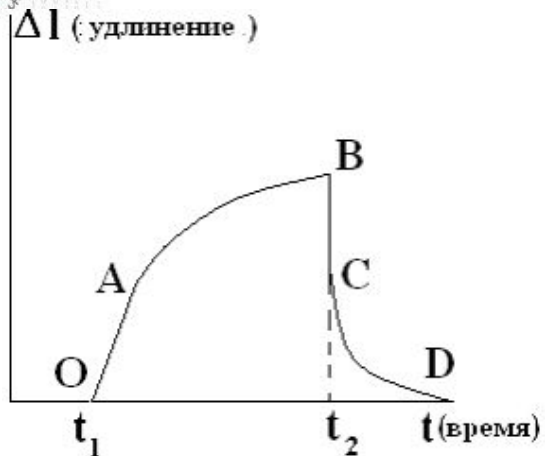
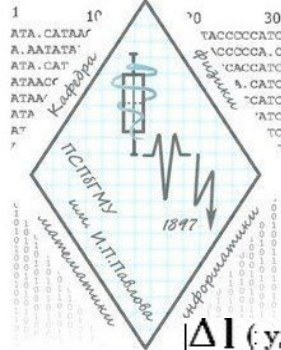
Модель Зинера



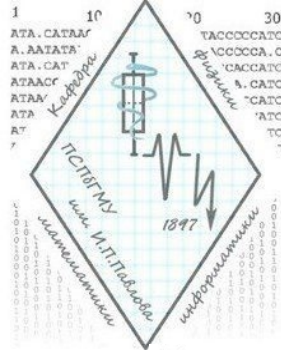
Состоит из последовательно соединенной модели Кельвина – Фойгта и идеально упругого элемента

Применяется для костной ткани, скелетных мышц

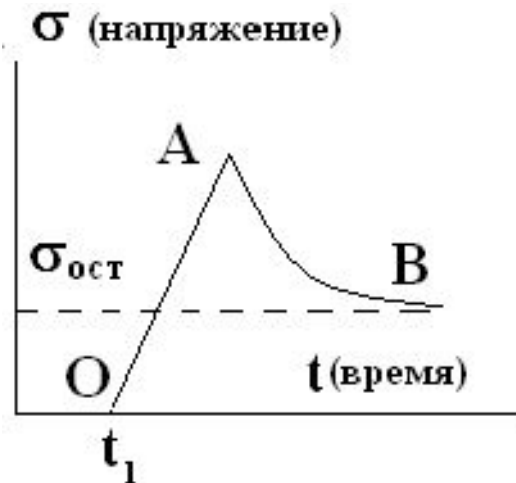
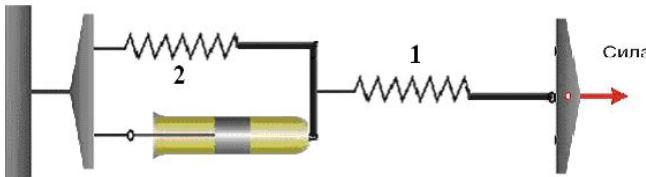
Модель Зинера. Изотонический режим $F = \text{const}$



- При нагружении модели прежде всего происходит удлинение пружины 1, к которой непосредственно приложена сила (участок OA).
- АВ – область ползучести – удлинение пружины 2 и одновременное перемещение поршня.
- ВС – деформация сжатия за счет сокращения пружины 1 при снятии нагрузки.
- CD – область ползучести (пружина 2 втягивает поршень в первоначальное состояние).

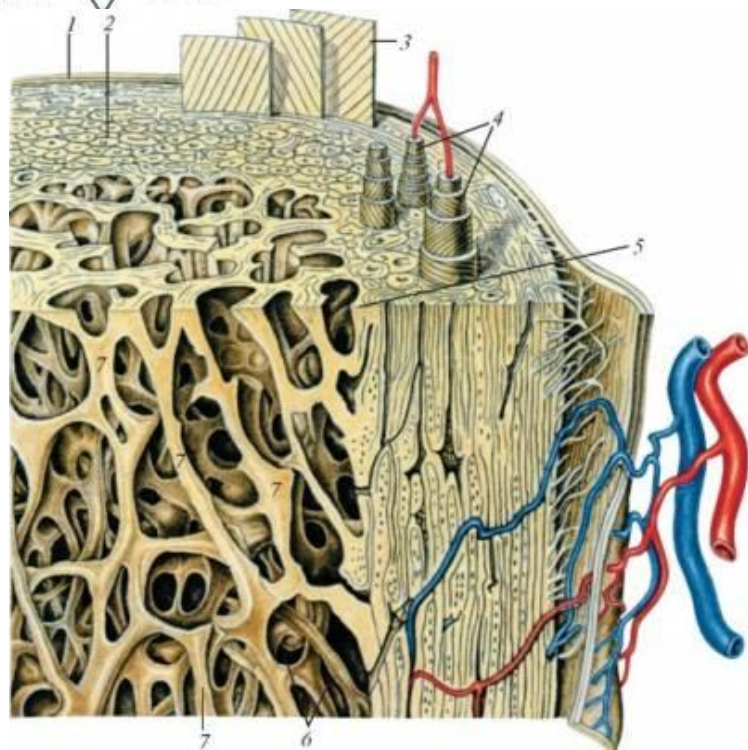


Модель Зинера. Изометрический режим $\Delta l = \text{const}$



- ОА - увеличение напряжения в модели при удлинении модели за счет растяжения пружины 1
- АВ – сокращение пружины 1 с одновременным вытягиванием поршня и растяжением пружины 2.
- Присутствует остаточное напряжение $\sigma_{\text{ост}}$.

Компактная костная ткань и ее структура по Иварсу Кнетсу



1 — надкостница; 2 — компактное вещество кости; 3 — слой наружных окружающих пластинок; 4 — остеоны; 5 — слой внутренних окружающих пластинок; 6 — костномозговая полость; 7 — костные балочки губчатой кости.

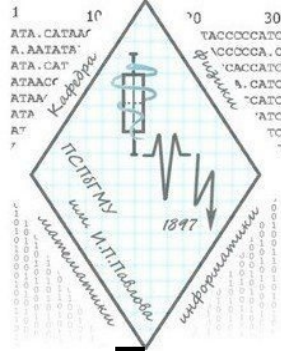
Структура компактной костной ткани (от частного к целому)

Уровень 1. Биополимерная молекула трипоколлагена и неорганические кристаллы (гидроксилапатит $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{Ca}(\text{OH})_2$).
Уровень 2 Микрофибриллы коллагена, образованы пятью молекулами тропоколлагена.

Уровень 3. Волокно — микрофибриллы и связанные с ними кристаллы гидроксилапатита.

Уровень 4. Ламеллы (наименьший самостоятельный конструкционный элемент) — это тонкие изогнутые пластинки состоящие из волокна и объединенные при помощи вяжущего вещества.

Уровень 5. Остеоны — состоят из концентрически расположенных ламелл.



Механические свойства костной ткани

Таким образом, костная ткань – это композиционный материал:

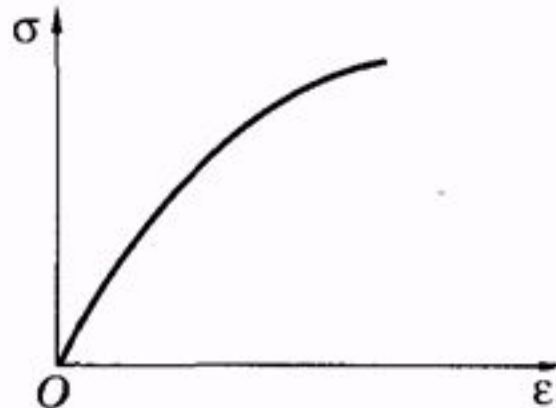
- 2/3 - кристаллы минерала гидроксилапатита (высокая прочность)
- 1/3 - коллагеновые волокна (высокая эластичность)

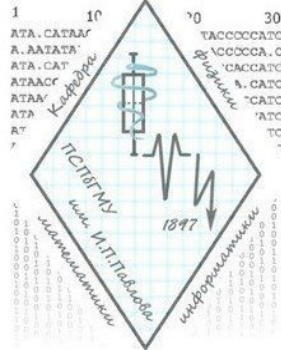
При небольших деформациях справедлив закон Гука.

Модуль Юнга может достигать 10^{10} Па.

Предел прочности при растяжении 10^8 Па.

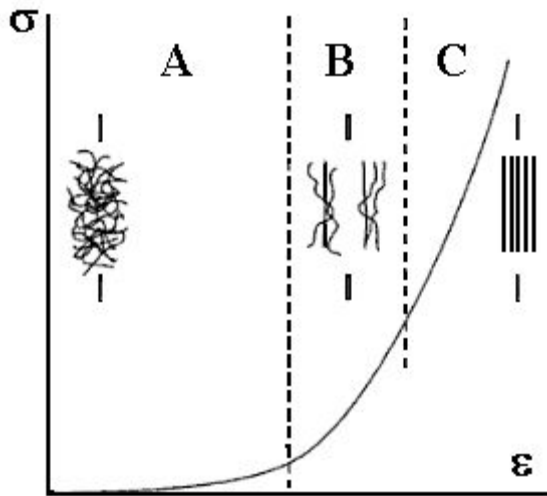
Относительная деформация при растяжении достигает 1%.



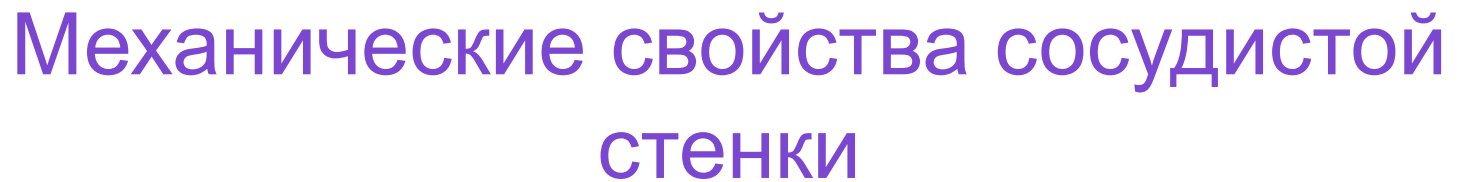


Скелетная мышца

С механической точки зрения **скелетная мышца** представляет собой **вязкоупругий материал**. Для нее характерна нелинейная зависимость $\sigma = f(\epsilon)$, т.е. модуль Юнга меняется в зависимости от нагрузки.



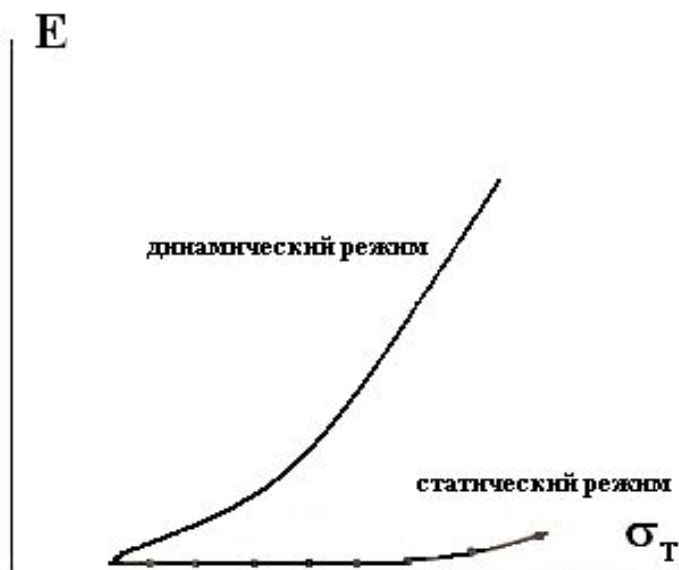
Если при небольших нагрузках происходит ориентация молекул биополимеров, входящих в состав мышечной ткани (области А и В), то при больших нагрузках изменяются межатомные расстояния (область С), что требует значительно больших нагрузок. Механические свойства скелетной мышцы хорошо описываются **моделью Зинера**. Для ней также характерны релаксация напряжений, т.е. при быстром растяжении мышцы на определенную величину напряжение резко возрастает, а затем уменьшается до определенного уровня.



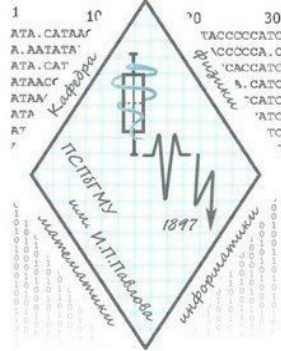
- 68

Механические свойства сосудистой стенки

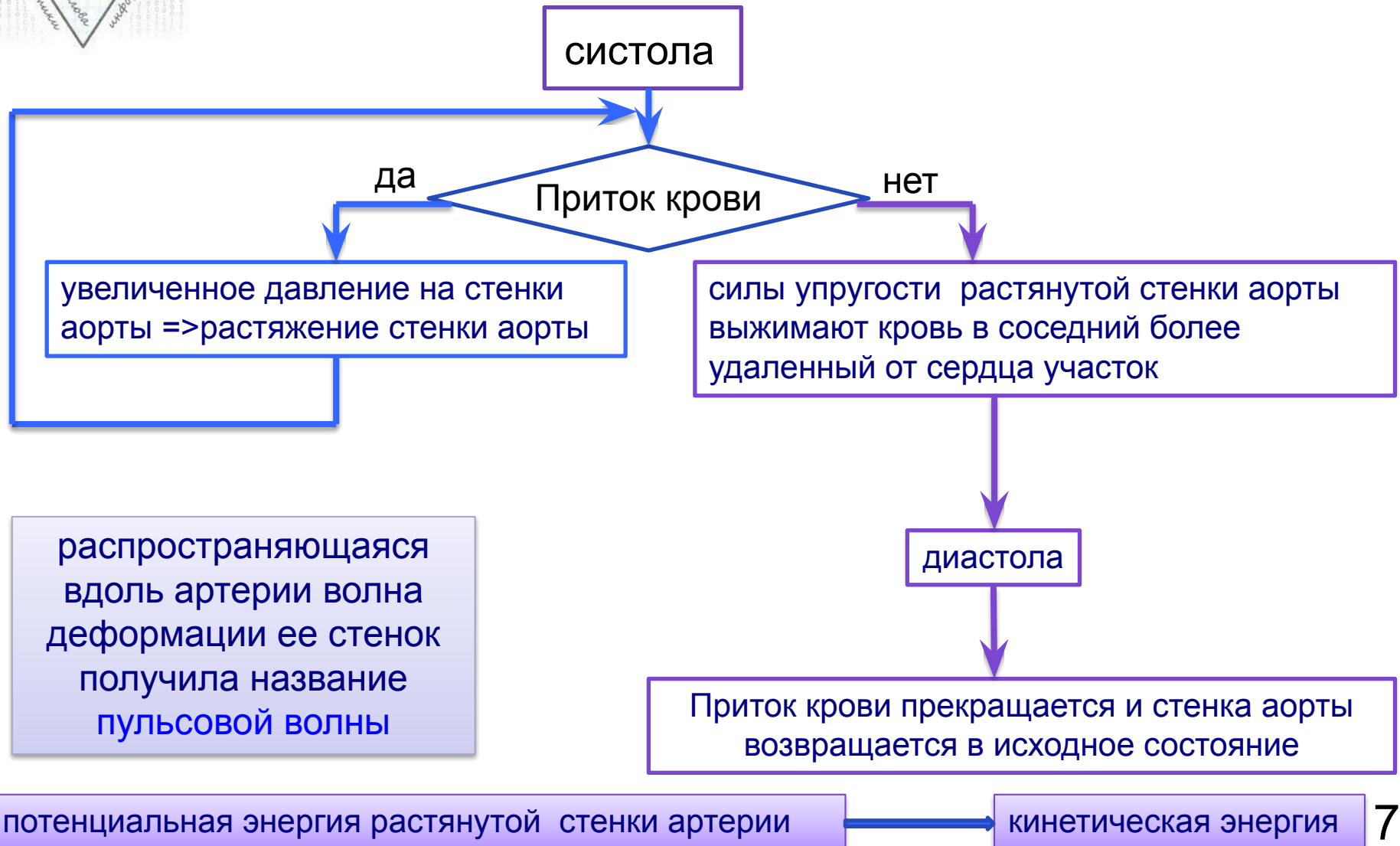
Деформация артериальной части системы кровообращения протекает в организме в динамических условиях: подъем давления и его спад совершаются за непродолжительное время. В этих условиях модуль упругости E (динамический) зависит от времени значительно больше модуля упругости, рассчитанного в статических условиях. (покоя). Он резко возрастает с ростом напряжения (давления) в сосудистой стенке.



Тип сосуда	диаметр толщина	Состав стенки
 Артерия	D: 1.5 cm T: 1.0 mm	
 Вена	D: 5.0 mm T: 0.5 mm	
		— эндотелиальная ткань — эластин — коллаген — гладкие мышцы

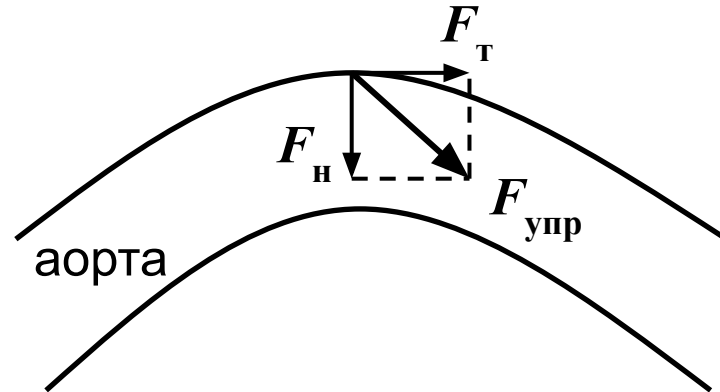


Механизм возникновения пульсовой волны



МЕХАНИЗМ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

- **Пульсовая волна** – распространяющаяся вдоль артерии волна деформации ее стенок



- Методика, позволяющая по записи колебаний артериальной стенки определить скорость пульсовой волны и оценить механические свойства сосудистой стенки называется **сфигмография**

Скорость распространения пульсовой волны

$$v = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho \cdot d}}$$

E – модуль Юнга сосудистой стенки

h – толщина стенки сосуда

ρ – плотность крови

d – диаметр просвета сосуда

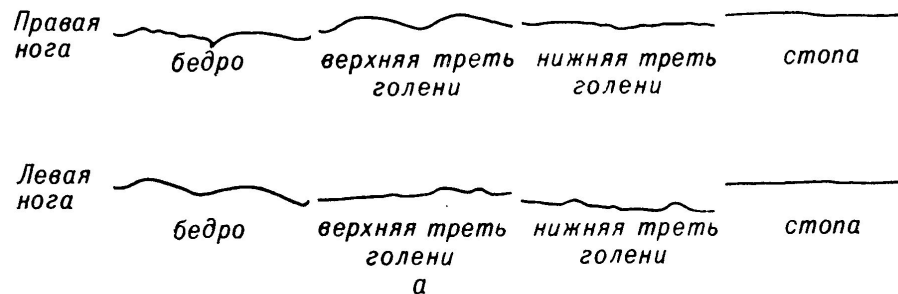


Сфигмография

Сфигмография — это методика, позволяющая по записи колебаний артериальной стенки определить скорость пульсовой волны и оценить механические свойства сосудистой стенки

- **Синдром Лериша** (хроническая закупорка аорты, атеросклеротический тромбоз брюшной аорты, аортоподвздошная окклюзия) — совокупность клинических проявлений, обусловленных хронической окклюзией бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий

а — до операции

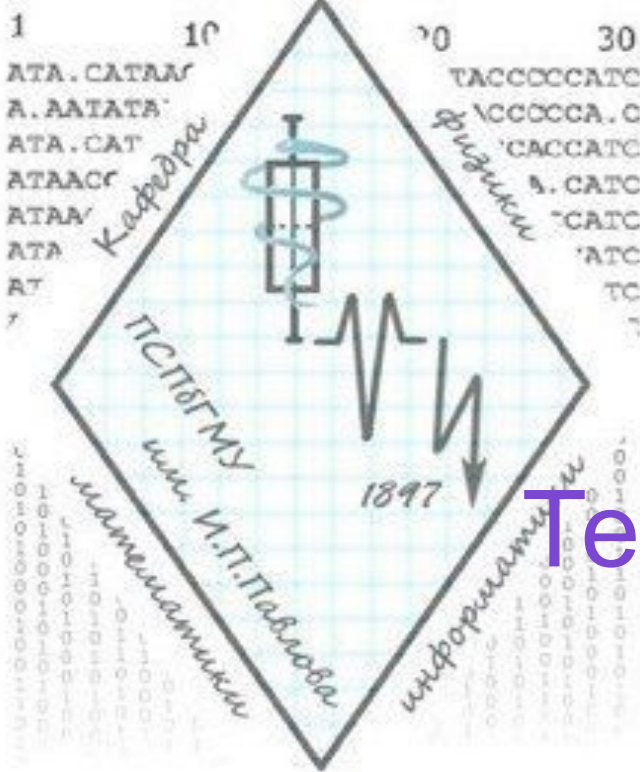


**значительное
снижение
амплитуды кривой**

б — после операции



**появление
магистральной
пульсации
артерий**



Тема 3. Акустика

– изучает звук, причины его возникновения, особенности распространения и восприятия

- 

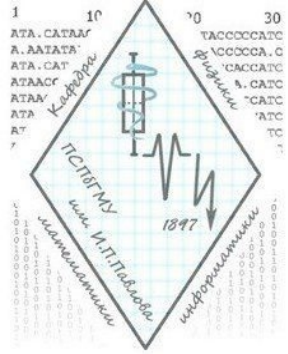
18 минут назад



16 янв 2017 в 20:43

74

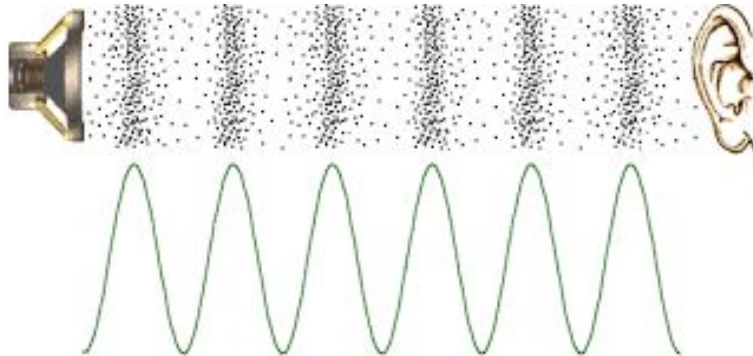
Механические колебания и волны



- Эти волны – **продольные**, т.к. направление колебания частиц совпадает с направлением перемещения волны.
- **Упругая среда** – это среда, между частицами которой возникают силы взаимодействия, препятствующие ее деформации.
- **Источником** звуковых волн может быть любой процесс, вызывающий местное изменение давления или механическое напряжение в среде.

Механические колебания и волны

- **Колебания** — это периодически повторяющиеся во времени процессы. При колебаниях характеристики системы отклоняются от равновесных значений. Для звуковых колебаний такой характеристикой служит **давление в точке среды**.

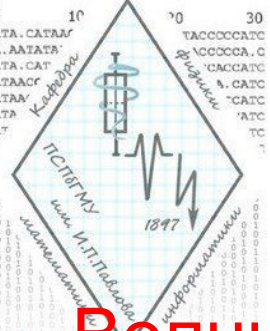


Анастасия 9:43



0:10

Механические колебания и ВОЛНЫ



- **Волны** – возмущения, распространяющиеся с конечной скоростью в пространстве и несущие с собой энергию. Уравнение (плоской) волны:

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

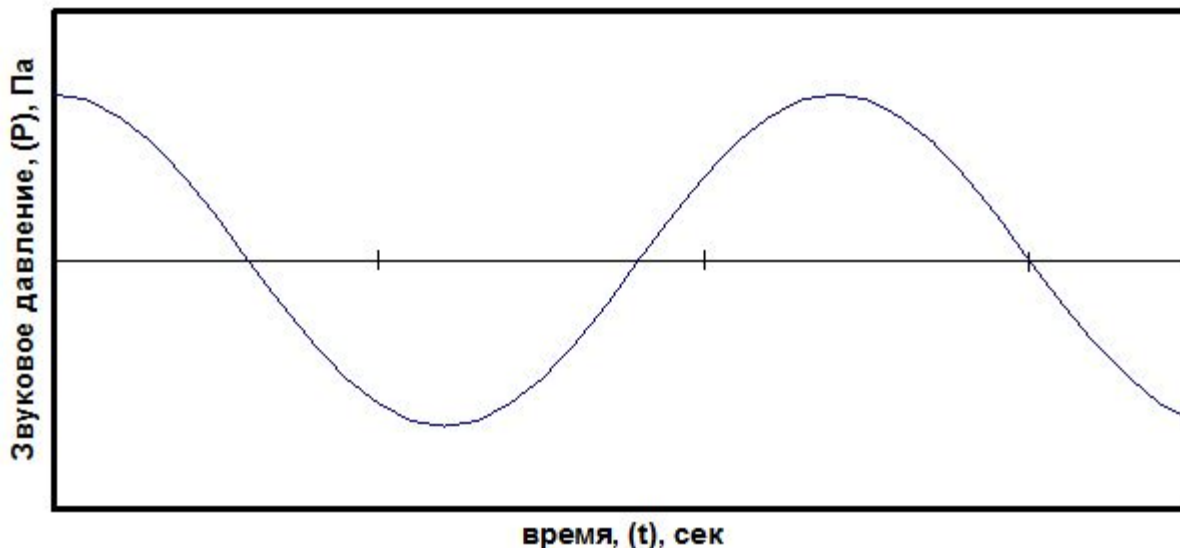
- s – смещение точки с координатой x (ось направлена в сторону распространения волны), $м$
- A – амплитуда колебаний, $м$
- ω – круговая частота, $Гц$
- t – время, $с$
- v - скорость распространения волны, $м/с$

Механические колебания и волны

- Волна называется **гармонической**, если соответствующие ей колебания частиц происходят по закону синуса или косинуса.
- Простейший случай звукового колебания может быть описан уравнением

простой тон - гармоническое колебание

$$P(t) = P_0 \cos(2\pi\nu \cdot t)$$

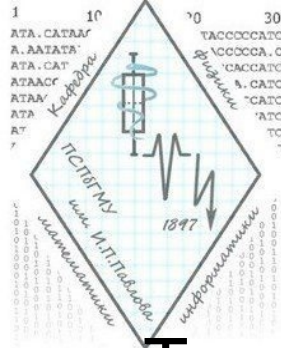


P – давление, Па

P_0 – амплитуда давления

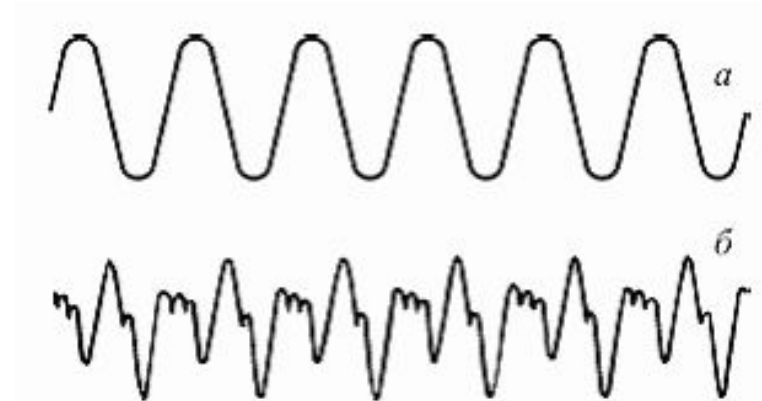
ν – частота колебаний, Гц

t – время, с



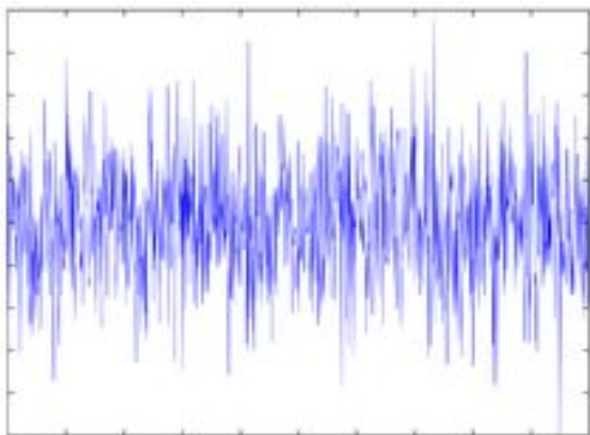
Виды звуков: тон, шум, звуковой удар

- Тон. Процесс **периодический**, звуковое давление при этом - периодическая функция времени. Тон может быть **простым** и **сложным**.
- Простой тон – это *гармоническое* колебание (на прошлом слайде). Сложным или составным тоном называют **негармоническое** колебание.

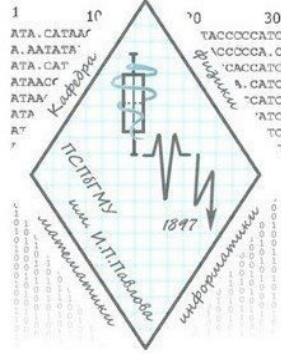


Виды звуков: тон, шум, звуковой удар

- Шум. Процесс непериодический, это сочетание беспорядочно меняющихся сложных тонов. Шуму соответствуют нерегулярные колебания барабанной перепонки уха.

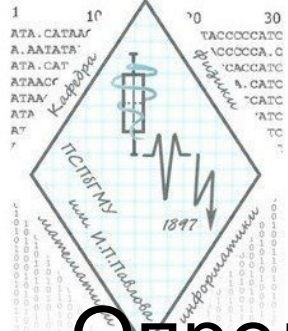


- Звуковой удар. Кратковременное звуковое воздействие: хлопок, взрыв.



Физические (объективные) характеристики звука

- Частота
- Интенсивность
- Спектр



Частота

Определяет, сколько раз повторяется звуковое колебание за 1 секунду

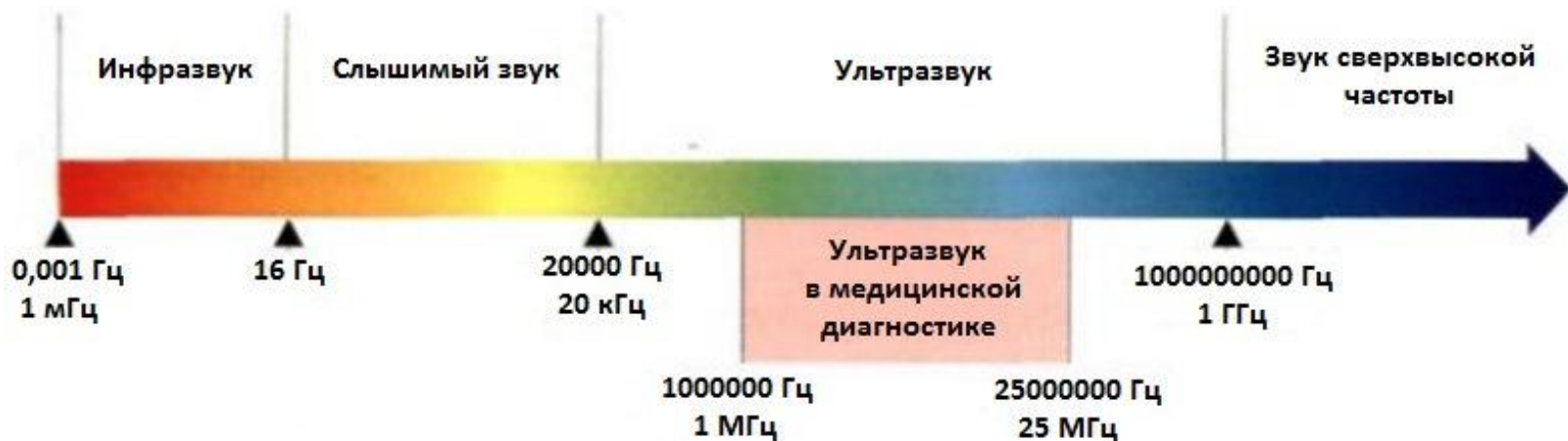
$$\lambda = \frac{v}{\nu}$$

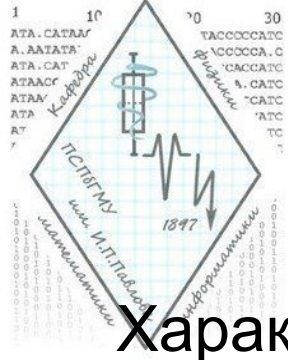
$$\nu = \frac{1}{T};$$

$$[c^{-1}] = [Герц]$$

λ - длина волны

v - волновая скорость T - период





Интенсивность I

Характеризует энергию, переносимую звуковой волной

$$I = \frac{P^2}{2\rho v}$$

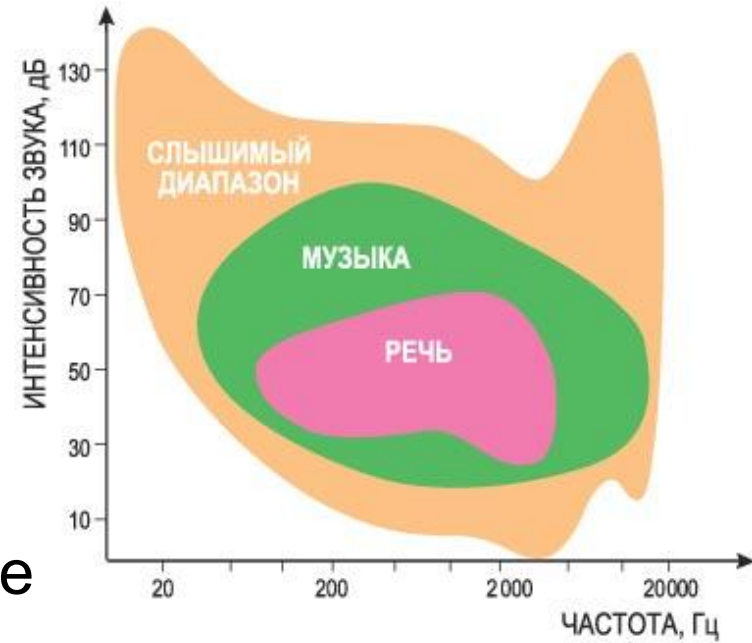
$$I = \left[\frac{Bm}{m^2} \right]$$

P - амплитуда звукового давления

ρv - волновое сопротивление

ρ - плотность среды

v - скорость звуковой волны в среде



Порог слышимости $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ для частоты 1000 Гц

Порог болевого ощущения $I_{60} = 10 \text{ Вт/м}^2$ для частоты 1000 Гц

$$Z_s = \rho v$$

Волновое сопротивление

(удельное акустическое сопротивление)

$$Z_s = \frac{P_0}{v_0} \quad Z_s = \left[\frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}} \right]$$

P_0 - амплитуда звукового давления
 v_0 - колебательная скорость частиц

β - коэффициент проникновения звуковой волны. Законы отражения и преломления звука похожи на законы отражения и преломления света.

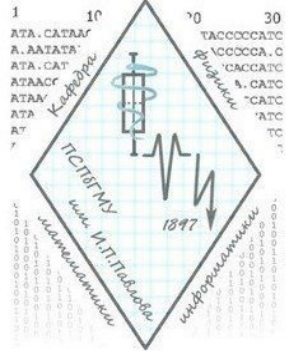
$$\beta = \frac{I_2}{I_1}$$

При равенстве волновых сопротивлений двух сред $\beta=1$, звуковая волна при нормальном падении пройдет границу раздела без отражения.

Высокое волновое сопротивление имеет железо, вода в 30 раз меньше, воздух в десятки тысяч (93 000) раз меньше.

Процесс постепенного затухания звука называется

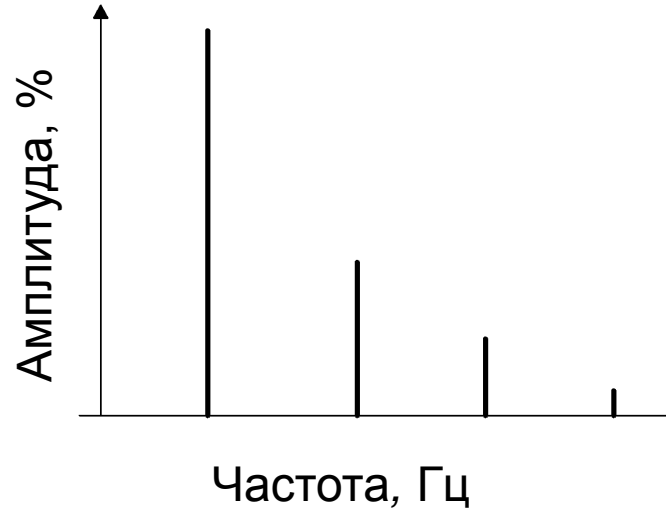
реверберацией.

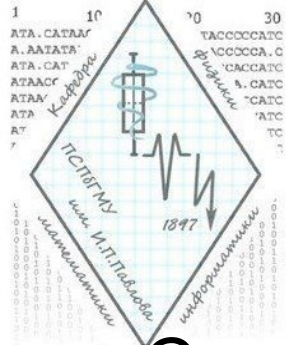


Спектр

— это распределение амплитуды колебаний в зависимости от частоты

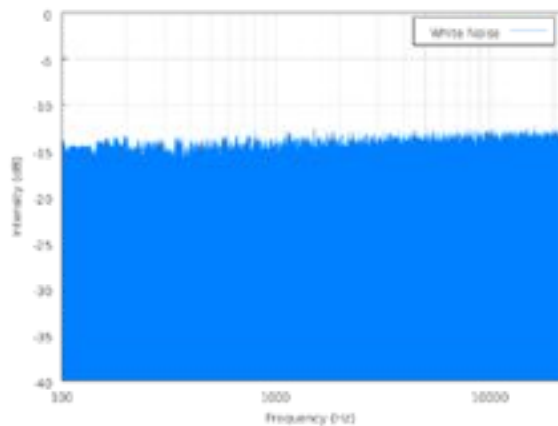
- Спектр сложного тона линейчатый



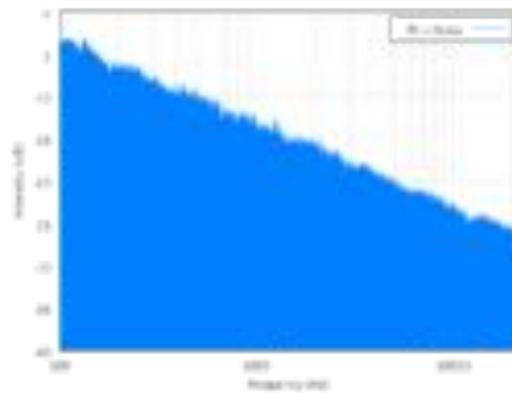


Спектр

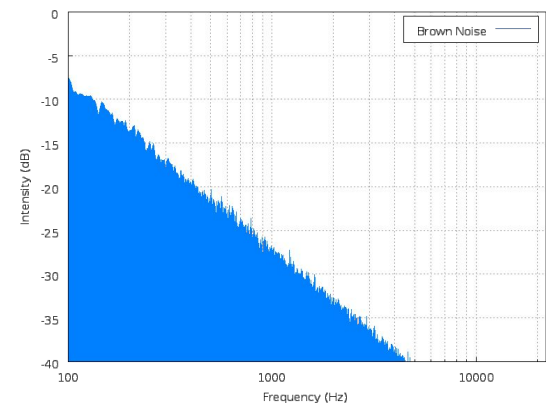
- Спектр шума сплошной



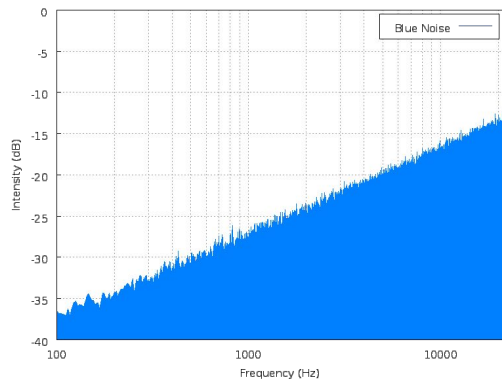
Белый шум



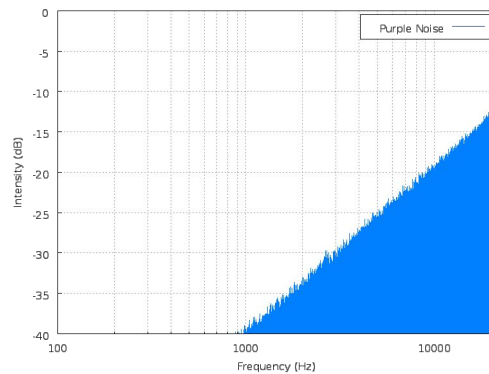
Розовый шум



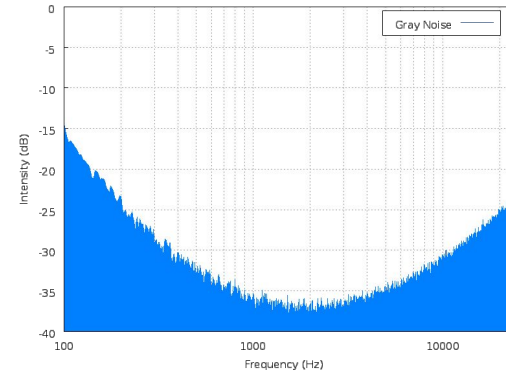
Коричневый шум



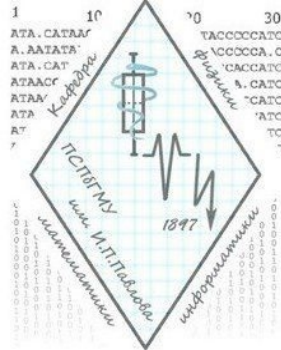
Синий шум



Фиолетовый шум

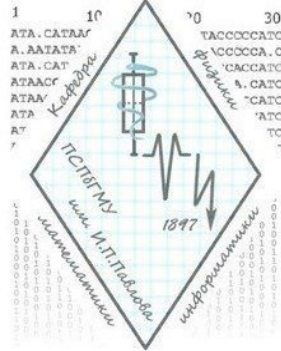


Серый шум



Физиологические (субъективные) характеристики звука

- Высота – связана с частотой
- Громкость – связана с амплитудой звукового давления
- Тембр – определяется спектральным составом звука



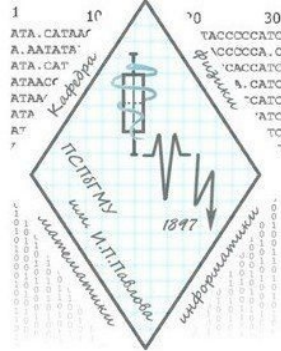
Уровень интенсивности L

$$L_B = \lg \frac{I}{I_0} = 2 \cdot \lg \frac{P}{P_0}$$

Б = Бел, единица измерения уровня интенсивности
 I_0 – порог слышимости для данной частоты.

Чаще уровень интенсивности измеряют в децибелах (дБ)

$$L_{\text{дБ}} = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0} = 20 \cdot \lg \frac{P}{P_0}$$

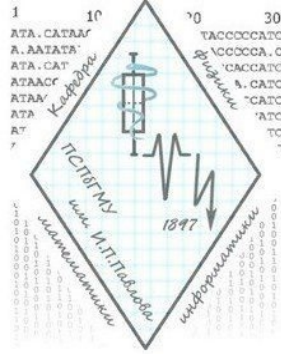


Закон Вебера-Фехнера

- Воспринимаемая человеческим ухом громкость пропорциональна логарифму отношения двух сравниваемых раздражений,

$$E = k \cdot \lg \frac{I}{I_0}$$

- где I – интенсивность звука, I_0 интенсивность звука на пороге слышимости, k – коэффициент пропорциональности, E – уровень громкости звука.
- Единица измерения громкости – *фоны*.

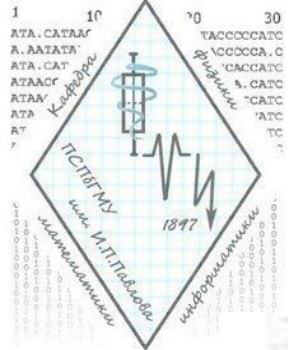


Закон Вебера-Фехнера, психо-физическая формулировка

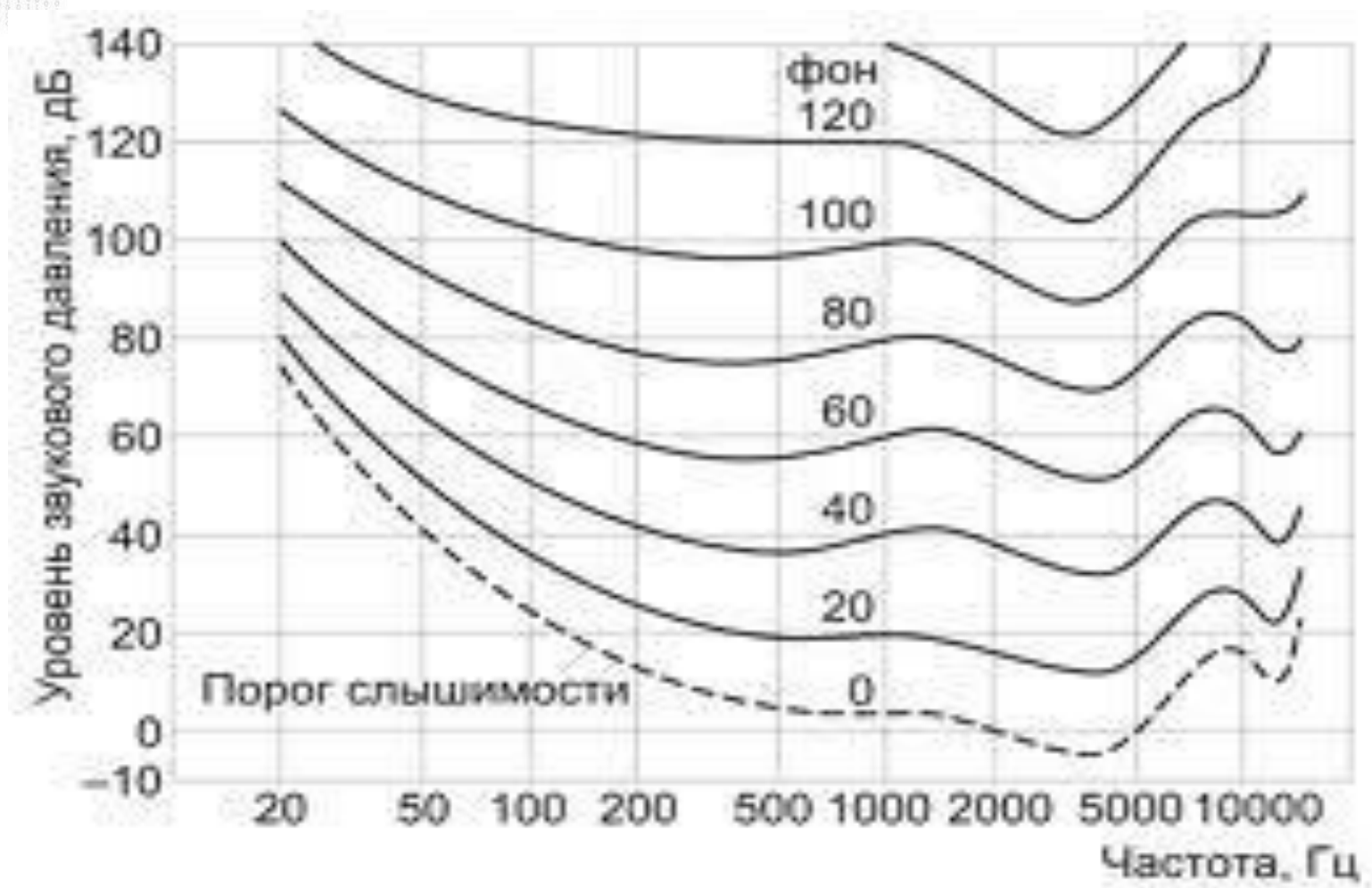
- При увеличении раздражения в геометрической прогрессии, ощущение от этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии



- $$E=L_{(\partial\mathcal{S})}=10\lg\frac{I}{I_0}$$



Кривые равной громкости





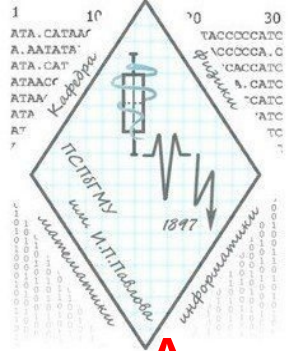
- ## Пример: потеря слуха у ткачей

Потеря сигнала, дБ

После 20 лет

После 35 лет

Частота, Гц

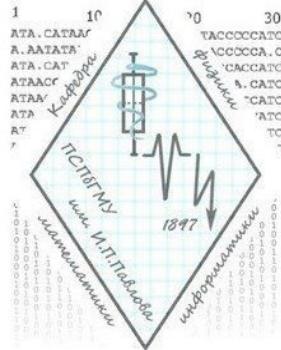


Звуковые методы исследования

- **Аускультация** – прослушивание звуков, возникающих внутри организма с помощью стетоскопа или фонендоскопа.
- Выслушиваются хрипы, дыхательные шумы, характерные для данного вида заболевания.
- При беременности выслушиваются сердцебиение плода и сердечные тоны.

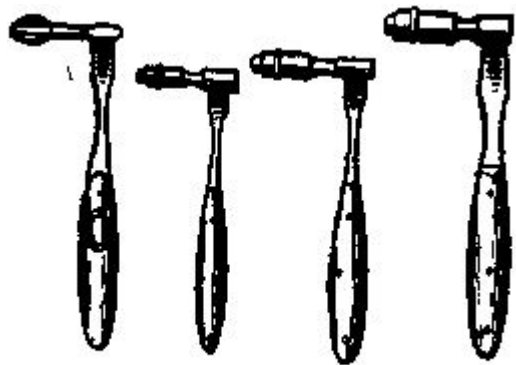


Фонендоскоп



Звуковые методы исследования

- **Перкуссия** – анализ звуков, возникающих при простукивании тела специальным молоточком или пальцами рук. По тону перкуторных звуков врач определяет состояние и топографию внутренних органов.

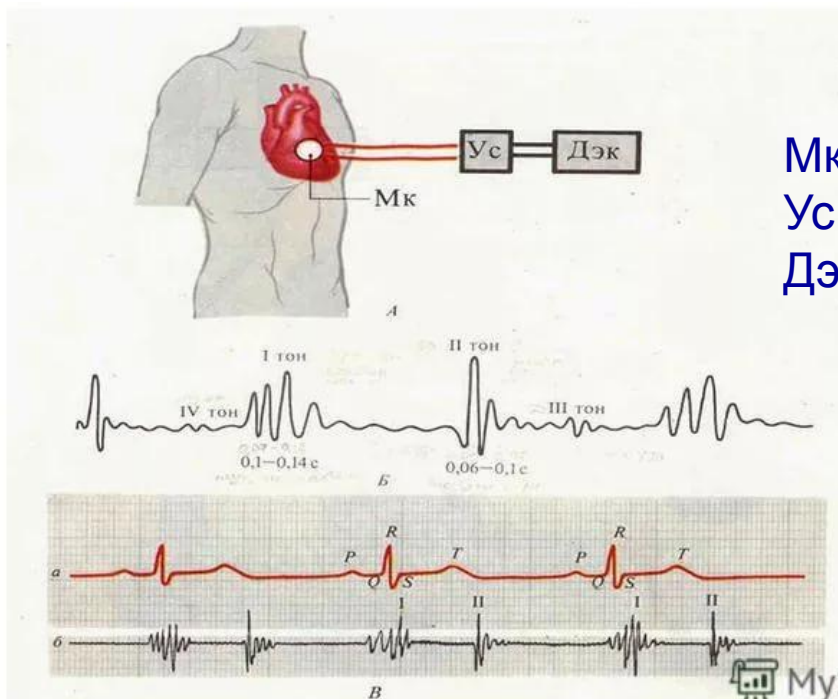


ПеркуSSIONНЫЕ МОЛОТОЧКИ

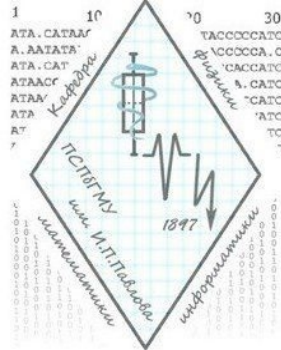


Звуковые методы исследования

- **Фонокардиография** – метод, подобный аускультации – запись звуков, сопровождающих работу сердца и их диагностическая интерпретация. (прибор - фонокардиограф)



Мк - микрофон,
Ус – усилитель,
ДЭК – двухканальный электрокардиограф



Звуковые методы исследования

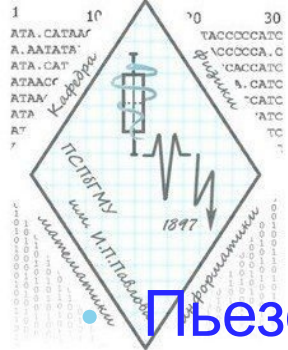
- **Шумомер** - прибор, используемый для объективного измерения уровня громкости шума.
- Свойства шумомера близки к свойствам человеческого уха, для разных диапазонов уровней громкости используются корректирующие электрические фильтры.



шумомер

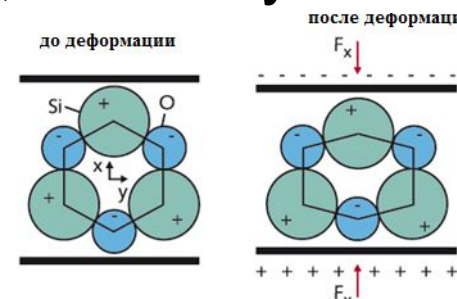
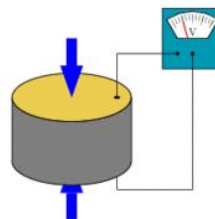
Ультразвук

- **Ультразвук** - это механические колебания и волны частотой более 20 кГц. Верхний предел в разных источниках варьируется от 1 до 10 ГГц.
- **Ультразвуковые волны** можно получать механическим путем (камертоны, свистки, сирены), используя пьезоэлектрический эффект, магнитострикцию.

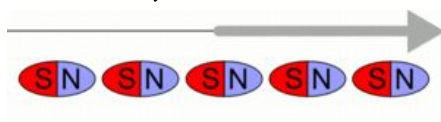


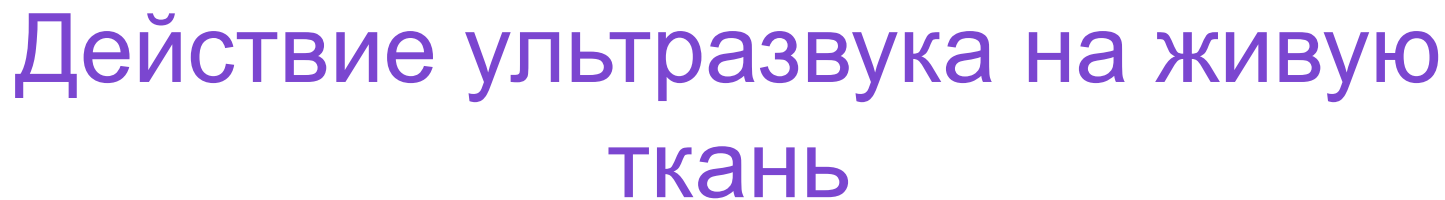
Генерация ультразвука

Пьезоэлектричество: при сжатии и растяжении некоторых кристаллов (кварца), с двух сторон, перпендикулярных направлению сжатия, появляются электрические заряды. Используют также керамические излучатели, на основе титанита бария, они могут быть любой формы и размеров

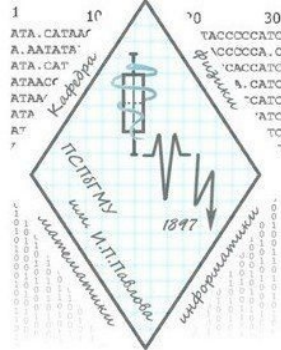


- **Магнитострикция:** при перемагничивании электрическим током железных и никелевых стержней, они то уменьшаются, то увеличиваются в размерах в такт изменениям направления тока, в среде возбуждаются волны, частота которых зависит от колебания стержня.



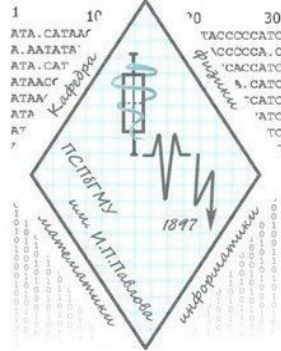


- 100



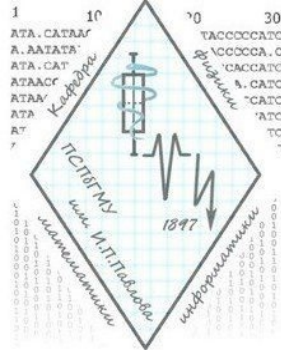
УЗИ

- **Ультразвуковое исследование (УЗИ)** — неинвазивное исследование организма человека или животного с помощью ультразвуковых волн.
- Метод основан на разном отражении ультразвука от сред различной плотности и позволяет не только получить изображение внутренних органов, но и оценить их движение. Отражение происходит в приграничных областях кожи и жира, жира и мышц, мышц и костей.
- УЗ волны обладают проникающей способностью, относятся к неионизирующим излучениям, не оказывают вредного воздействия на организм.



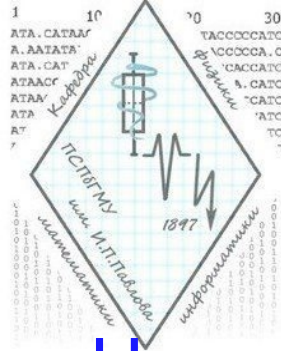
Коэффициент поглощения

- Величину поглощения можно характеризовать **коэффициентом поглощения**, который показывает, как изменяется интенсивность ультразвука в облучаемой среде.
- С ростом частоты он увеличивается.
- Интенсивность ультразвуковых колебаний в среде уменьшается по экспоненциальному закону. Этот процесс обусловлен внутренним трением, теплопроводностью поглощающей среды и её структурой.



Полупоглощающий слой и глубина проникновения

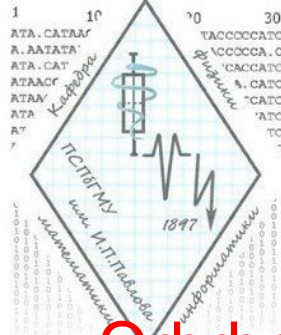
- Величина **полупоглощающего слоя** показывает, на какой глубине интенсивность колебаний уменьшается в 2,7 раза или на 63%).
- При частоте, равной 0,8 МГц средние величины полупоглощающего слоя для некоторых тканей таковы: жировая ткань — 6,8 см; мышечная — 3,6 см; жировая и мышечная ткани вместе — 4,9 см.
- С увеличением частоты ультразвука величина полупоглощающего слоя уменьшается. Так при частоте, равной 2,4 МГц, интенсивность ультразвука, проходящего через жировую и мышечную ткани, уменьшается в два раза на глубине 1,5 см. Под **глубиной проникновения** ультразвука понимают глубину, при которой интенсивность ультразвука уменьшается наполовину.



УЗИ-датчики

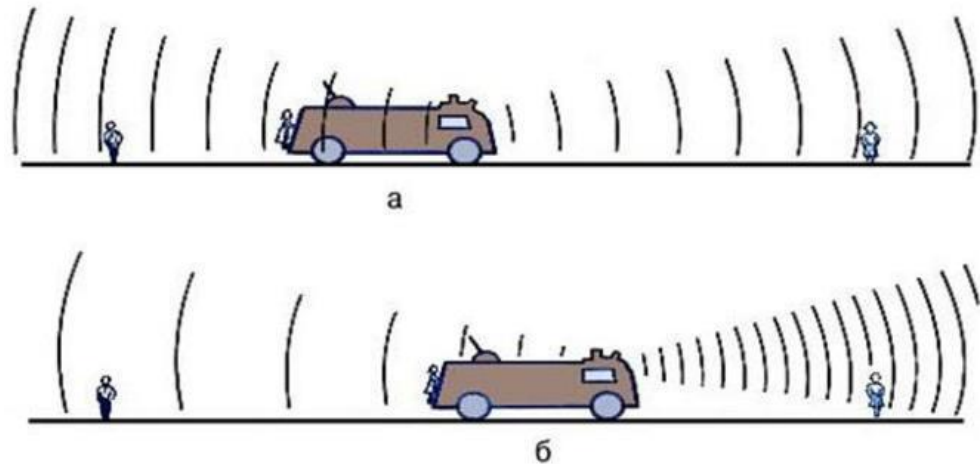
- **Низкочастотные (от 2-5 МГц):** для глубоко расположенных структур (15-20 см) – органов брюшной полости, забрюшинного пространства, малого таза, сердца.
- **Высокочастотные (7.5-15 МГц):** для поверхностно расположенных органов – щитовидная железа, суставы, глаза.

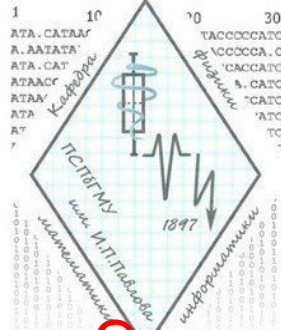




Эффект Доплера

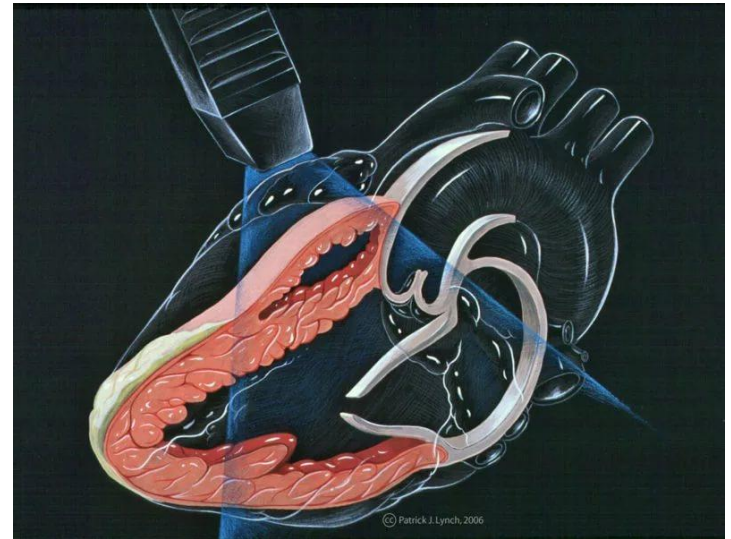
- **Эффект Доплера** — это изменение частоты и, соответственно, длины волны излучения, воспринимаемое наблюдателем (приёмником), вследствие движения источника излучения и/или движения наблюдателя.
- На основании волновой теории он вывел, что **приближение** источника света к наблюдателю **увеличивает** наблюдаемую частоту, **отдаление уменьшает** её.

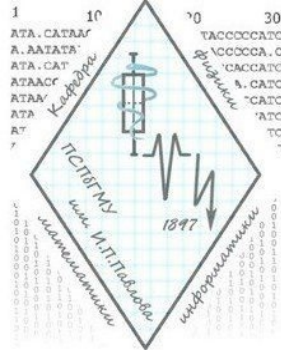




Эхокардиография

- **Эхокардиография** — это метод УЗИ, направленный на исследование морфологических и функциональных изменений сердца и его клапанного аппарата. Основан на эффекте Доплера
- Позволяет установить состояние мягких тканей, определить толщину стенок сердца, состояние клапанного аппарата, объём полостей сердца, сократительную активность миокарда, увидеть работу сердца в режиме реального времени, проследить скорость и особенности движения крови.

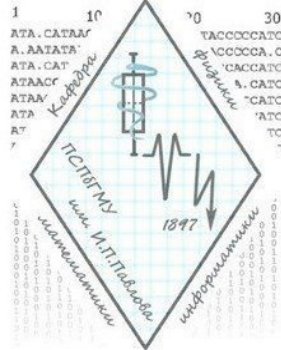




Доплерография

Метод доплерографии также позволяет:

- выявить ранние поражения сосудов,
- определить состояние сосудистых стенок (нарушение эластических свойств, гипертонус, гипотония) и самих сосудов (проходимость, извитость, стеноз, варикозное расширение, тромбозы).

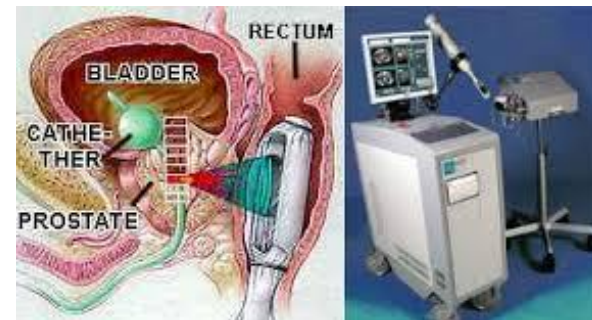


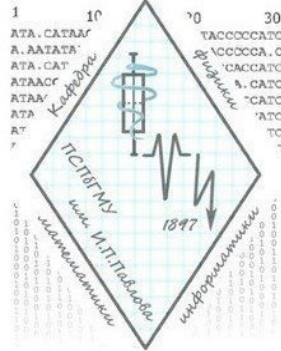
HIFU-терапия

- **HIFU (фокусированный ультразвук высокой интенсивности)** – это широко используемый в современной медицине метод локального воздействия ультразвуком на глубоко расположенные ткани организма.



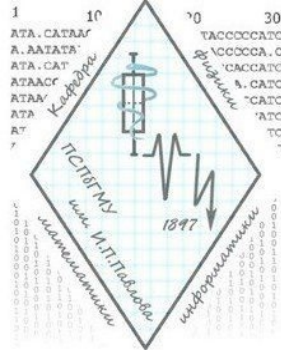
- Основная областью применения **HIFU** в медицине – **неинвазивная** или **малоинвазивная хирургия**, реализуемая с помощью сфокусированных ультразвуковых пучков. (I до 0,1-1 Вт/м²).





Применение HIFU в медицине

- Онкология
- Лечение глаукомы
- Остановка кровотечений
- Пластическая хирургия и косметология
- Стимуляция рецепторных нервных структур
- Кардиология (HIFU вместо разрезов предсердий при лечении фибрилляции предсердий – мерцательной аритмии. Механизм эффекта связан с коагуляционным некрозом тканей)



Механизмы действия HIFU

- Основным механизмом при использовании **HIFU** в медицине является тепловая.
- Он обусловлен поглощением ультразвуковой энергии в тканях организма и её превращением в тепло.

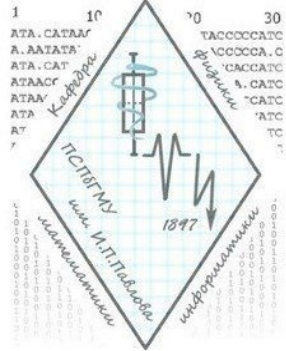


Инфразвук

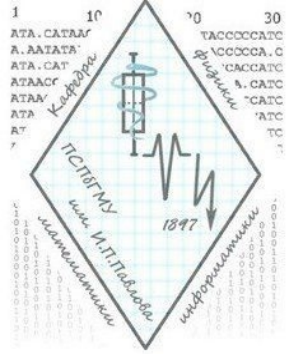
- **Инфразвук** – это механические волны, частотой менее 20 Гц. Источники: грозовые разряды, землетрясения, холодильники, автострады, взрывы.
- ИЗ слабо поглощается разными средами, поэтому далеко распространяется.
- **Неблагоприятное воздействие** на функциональное состояние организма связано в первую очередь с тем, что его частота совпадает с собственными либо резонансными, либо функциональными частотами тела человека (3-12 Гц).



- 112

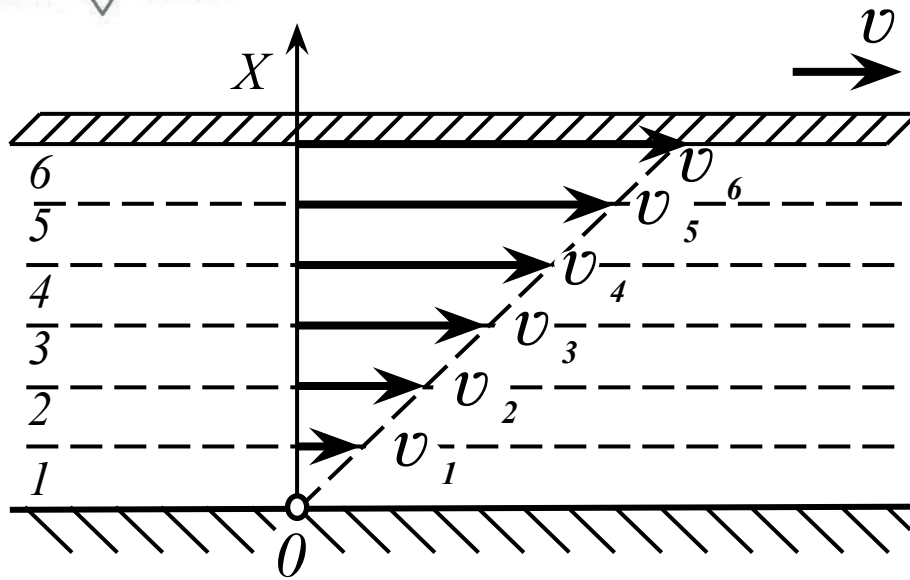


Тема 4. Физические основы гемодинамики. Гидродинамика



- **Гидродинамика** изучает движение жидкостей.
- Многие законы гидродинамики применимы к **гемодинамике**, науке изучающей движение крови по сосудам.

Закон Ньютона для вязкого трения



dv/dx - градиент скорости
(скорость сдвига)

η – коэффициент
внутреннего трения или
динамической вязкости
жидкости

S – площадь
соприкасающихся слоев

$$F_{\text{тр}} = \eta \frac{dv}{dx} S$$

Пример расчёта скорости сдвига

$$v_5 - v_4 = dv$$

$$x_5 - x_4 = dx$$

$$\text{grad } \vec{v} = \frac{dv}{dx}$$

Вязкость

- Свойство жидкости и газов оказывать «внутреннее» сопротивление тем внешним силам (скольжению или сдвигу), которые привели ее в движение, называется **вязкость**.

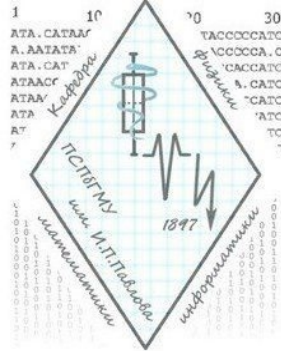
Жидкости

идеальные

- несжимаема
- не имеет вязкости
- отсутствует внутреннее трение
- нет касательных напряжений между двумя соседними слоями

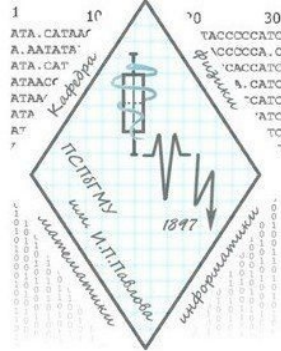
реальные

- имеет вязкость, обусловленную силами инерции и сцепления
- присутствует внутреннее трение
- различия скоростей движения частиц в потоке жидкости



Уравнение Ньютона

- Сила вязкого трения:
Жидкости, вязкость которых не зависит от градиента скорости, называются **НЬЮТОНОВСКИМИ**
вода, растворы электролитов, духи
- Уравнение Ньютона не вполне корректно для жидкостей, состоящих из крупных и сложных молекул. Поэтому их называют **НЕНЬЮТОНОВСКИМИ**.
Вязкость этих жидкостей как правило больше, чем у ньютоновских, и зависит от градиента скорости.
кровь, суспензии, эмульсии, растворы макромолекул (например, белков)

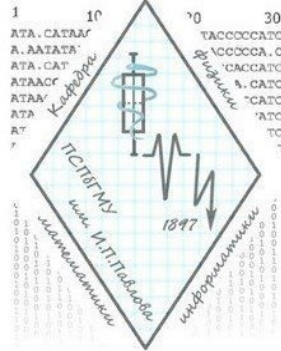


Единицы измерения вязкости

- СИ: **Па*с** – Паскаль-секунда
- СГС: 1 **Пуаз** = $1\text{г}/(\text{см}^*\text{с})$ = $0.1\text{Па}^*\text{с}$

При скорости сдвига $dv/dx > 100\text{ с}^{-1}$, вязкость крови не меняется, и составляет $5 \cdot 10^{-3}\text{ Па}^*\text{с}$.

В медицинской практике применяют дольную единицу пуаза - **сантипуаз**.



Кинематическая вязкость

- Часто для оценки величины истечения жидкости из капилляра используют не динамическую, а **кинематическую вязкость**

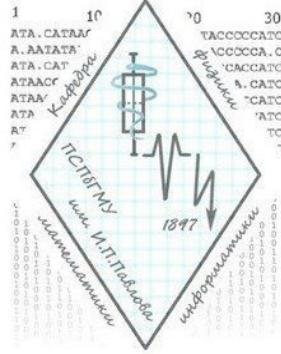
$$\nu = \eta / \rho$$

отношение динамической вязкости жидкости к ее плотности

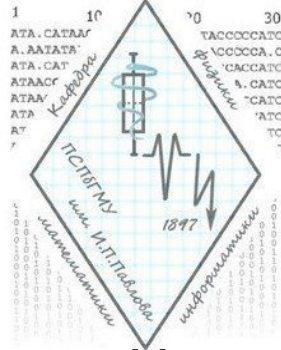
ν - коэффициент кинематической вязкости

Единица измерения в системе СИ- $\text{м}^2/\text{с}$

Кровь – неньютоновская жидкость



- **Кровь** – суспензия форменных элементов (эритроциты, тромбоциты, лейкоциты), в плазме
- **Плазма** – коллоидная суспензия белков в электролите
- Вязкость крови в норме - **4-5 мПа·с**. При различных патологиях значения вязкости крови могут изменяться от 1,7 до 22,9 мПа·с

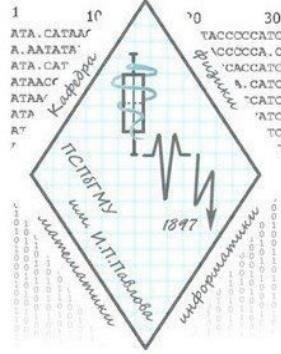


Вязкость крови

- Норма муж. 4,3–5,3 жен. 3,9–4,9 мПа · с
- Повышенная – причина многих недугов. Основные причины повышения:
 - Недостаток воды
 - Неправильное питание: чрезмерное поступление кислоты как результата конечного распада белков, жиров и углеводов
 - Малоподвижный образ жизни и кислородное голодание. Недостаток аэроионов - недостаток отрицательных зарядов на поверхности клеток крови – слипание клеток.
 - Кровь, богатая холестерином и/или белком
 - Недостаток ферментов – в крови недоокисленные продукты распада белков и жиров – нарушение биохимических процессов – склеивание эритроцитов

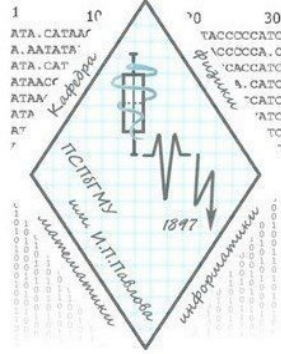


- 122



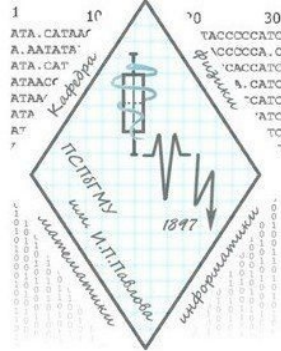
Эффект Фарейса-Линдквиста

Описывает зависимость вязкости крови от радиуса капиллярной трубки. В капиллярах радиусом менее 500 мкм вязкость сплошной крови начинает снижаться **за счёт миграции эритроцитов в осевой кровоток и образования пристеночного слоя плазмы**, и этот эффект нарастает по мере приближения значений радиуса капилляров к размерам эритроцита, при условии, что скорость сдвига является сравнительно высокой.



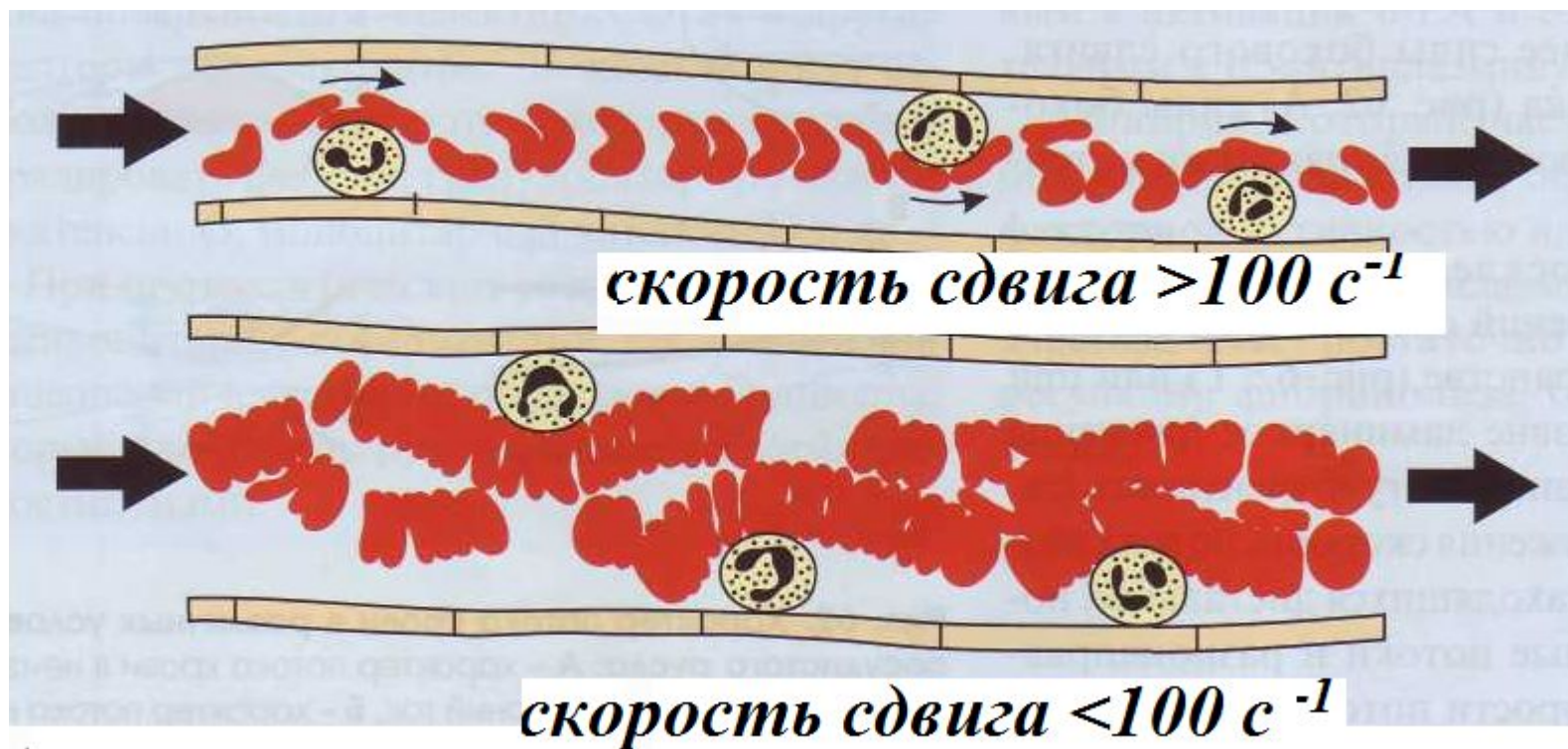
Вязкость зависит от: 2/2

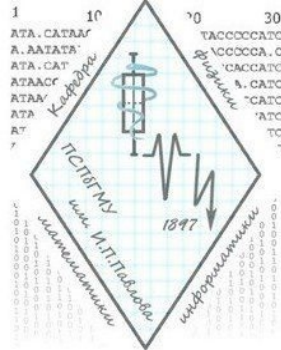
- .. температуры. (Например, при уменьшении температуры с 37° до 17° вязкость крови возрастает на 10 %). ▲ ▼
- .. состава крови
 - содержания белков в плазме. ▲ ▲
 - концентрации эритроцитов. ▲ ▲



Деформация эритроцитов

При скорости сдвига $>100 \text{ с}^{-1}$ происходит удлинение эритроцитов





Уравнение неразрывности струи

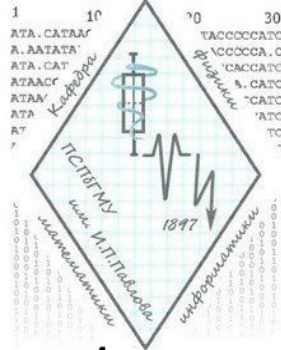
Давление – это сила, действующая со стороны крови на сосуды, приходящаяся на единицу площади :

$$P = F/S \text{ (Н/м}^2\text{=Па)}$$

- **Объемной скоростью** (Q) называют величину, численно равную объему жидкости, перетекающему в единицу времени через сечение трубы: $Q = V/t \text{ (м}^3\text{/с)}$
- **Линейная скорость** (v) представляет путь, проходимый частицами крови в единицу времени: $v = l/t \text{ (м/с)}$

$$Q = v \cdot S$$

(S – площадь поперечного сечения потока жидкости)



Уравнение неразрывности струи

$$\frac{\Delta m_1}{\Delta t} = \frac{\rho_1 \Delta V_1}{\Delta t} = \frac{\rho_1 S_1 \Delta l_1}{\Delta t} = \rho_1 S_1 v_1$$

$\frac{\Delta m}{\Delta t}$ – массовая скорость

$$\frac{\Delta m_2}{\Delta t} = \frac{\rho_2 \Delta V_2}{\Delta t} = \frac{\rho_2 S_2 \Delta l_2}{\Delta t} = \rho_2 S_2 v_2$$

ρ – ПЛОТНОСТЬ ЖИДКОСТИ

l – длина пути t – время пути

$$\frac{\Delta m_1}{\Delta t} = \frac{\Delta m_2}{\Delta t}$$

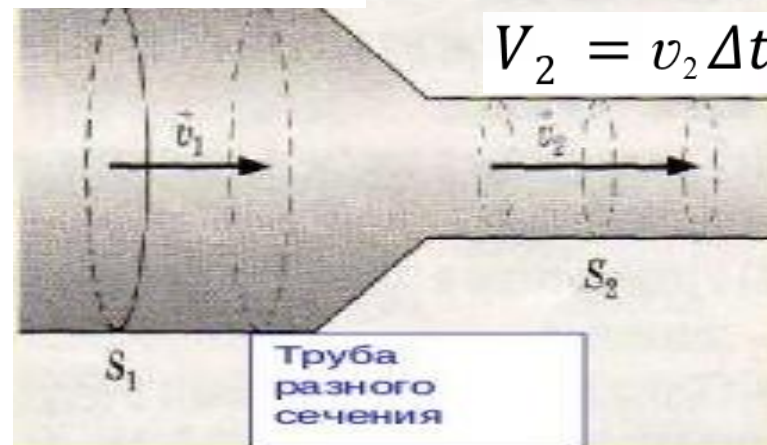
$$\rho_1 S_1 v_1 = \rho_2 S_2 v_2$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

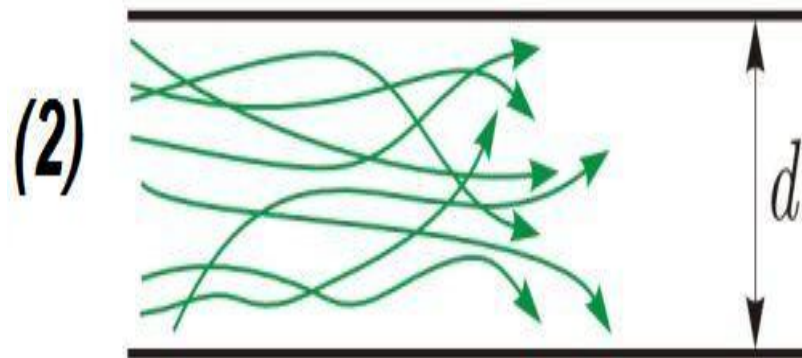
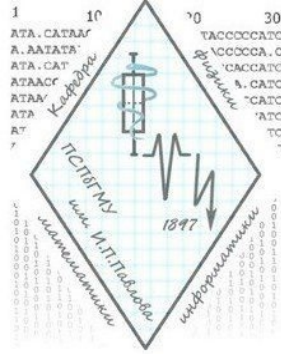
или $Q_1 = Q_2 = \text{const}$

$$V_1 = v_1 \Delta t S_1$$

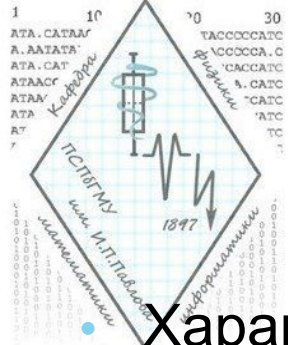
$$V_2 = v_2 \Delta t S_2$$



Турбулентное и ламинарное течение жидкости



- Упорядоченное, плавное, стационарное (скорость неизменна во времени) течение жидкости называют **ламинарным** (перемещается как бы слоями, параллельными направлению течения)
- Течение называют **турбулентным**, если различные слои жидкости перемешиваются вследствие завихрений.



Число Рейнольдса

Характер течения жидкости по трубе зависит от свойств жидкости, скорости ее течения, размеров трубы и определяется **числом Рейнольдса**:

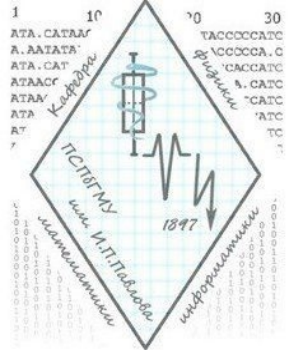
$$Re = \rho_{ж} v D / \eta$$

$\rho_{ж}$ – плотность жидкости, D – диаметр трубы, v – средняя по сечению трубы скорость течения.

- Введя понятие кинематической вязкости: $\nu = \eta / \rho$, число Рейнольдса можно выразить в виде:

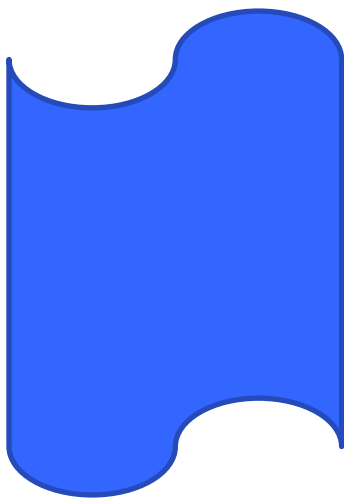
$$Re = v D / \nu$$

- Критическая величина числа Рейнольдса для цилиндрических трубок: $Re_{кр \text{ воды}} = 2300$; $Re_{кр \text{ крови}} = 970 \pm 80$
- Если $Re \geq Re_{кр}$, движение турбулентное, в противном случае - ламинарное.



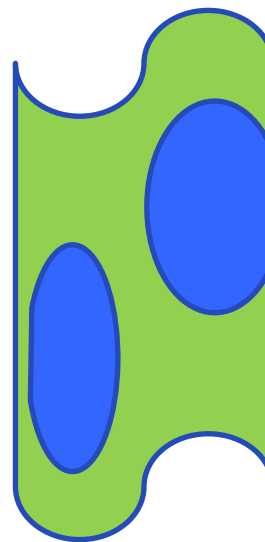
Примеры ламинарного и турбулентного течения

Здоровое сосудистое русло



Течение крови в
сосудистой системе
ламинарное

Сужение просвета сосуда

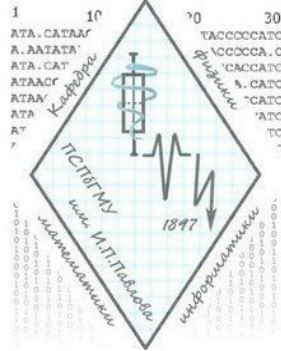


- Течение крови турбулентное
- Дополнительная затрата энергии
- Дополнительная работа сердца, мышц



$$Q = \frac{\pi \cdot R^4 \cdot \Delta P}{8l\eta}$$

- 131



Закон Пуазейля

- Закон Пуазейля показывает, что объемная скорость жидкости прямо пропорциональна разнице давления в начале и конце трубки и обратно пропорциональна гидравлическому сопротивлению

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{X}$$

Изменение гидравлического сопротивления

Крупные сосуды(артерии) имеют **большой радиус**, который в обычных условиях меняется мало(**ΔX незначительно**).

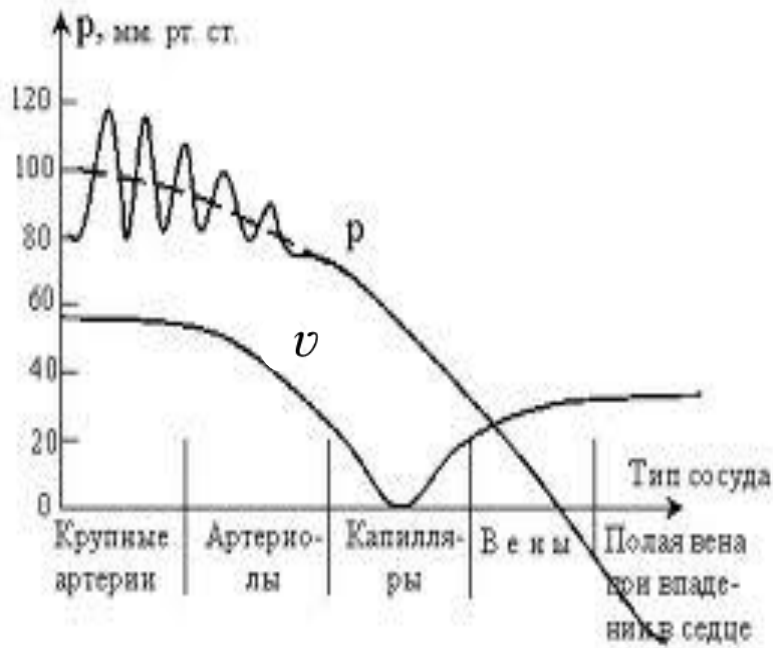


Рис. 3

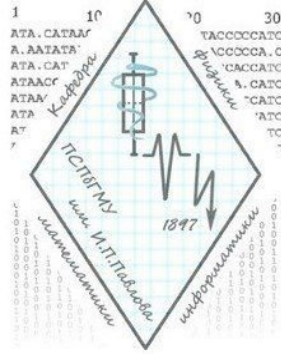
По мере удаления от желудочков **число артерий**, включенных параллельно, **увеличивается**. X должно упасть в n раз, но этого не происходит, т.к. **уменьшается радиус**.

Особенно **большое увеличение X** происходит на уровне **артериол** (большая длина при малом радиусе). **Артериолы – «краны» кровеносной системы**.

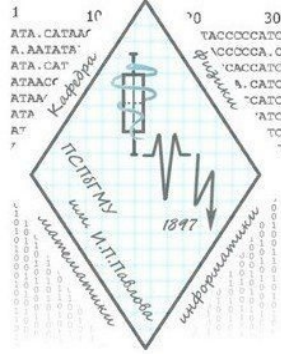
Переход от артериол к капиллярам характеризуется значительным увеличением параллельно включенных сосудов, а вот радиусы примерно одинаковые. Сопротивление капилляров в 4 раза меньше, чем в артериолах.

На рисунке давление p (избыточное над атмосферным) и линейная скорость кровотока v

Основные гемодинамические показатели



- скорость кровотока
- кровяное давление
 - максимальное во время сокращения сердца (систолы). Систolicеское АД
 - минимальное во время расслабления (диастолы). Диастolicеское АД.
 - среднее АД = $\frac{1}{3} \text{ Систolicеское АД} + \frac{2}{3} \text{ Диастolicеское АД}$. Не среднее арифметическое (!), поскольку $\frac{2}{3}$ сердечного цикла приходится на диастолу.

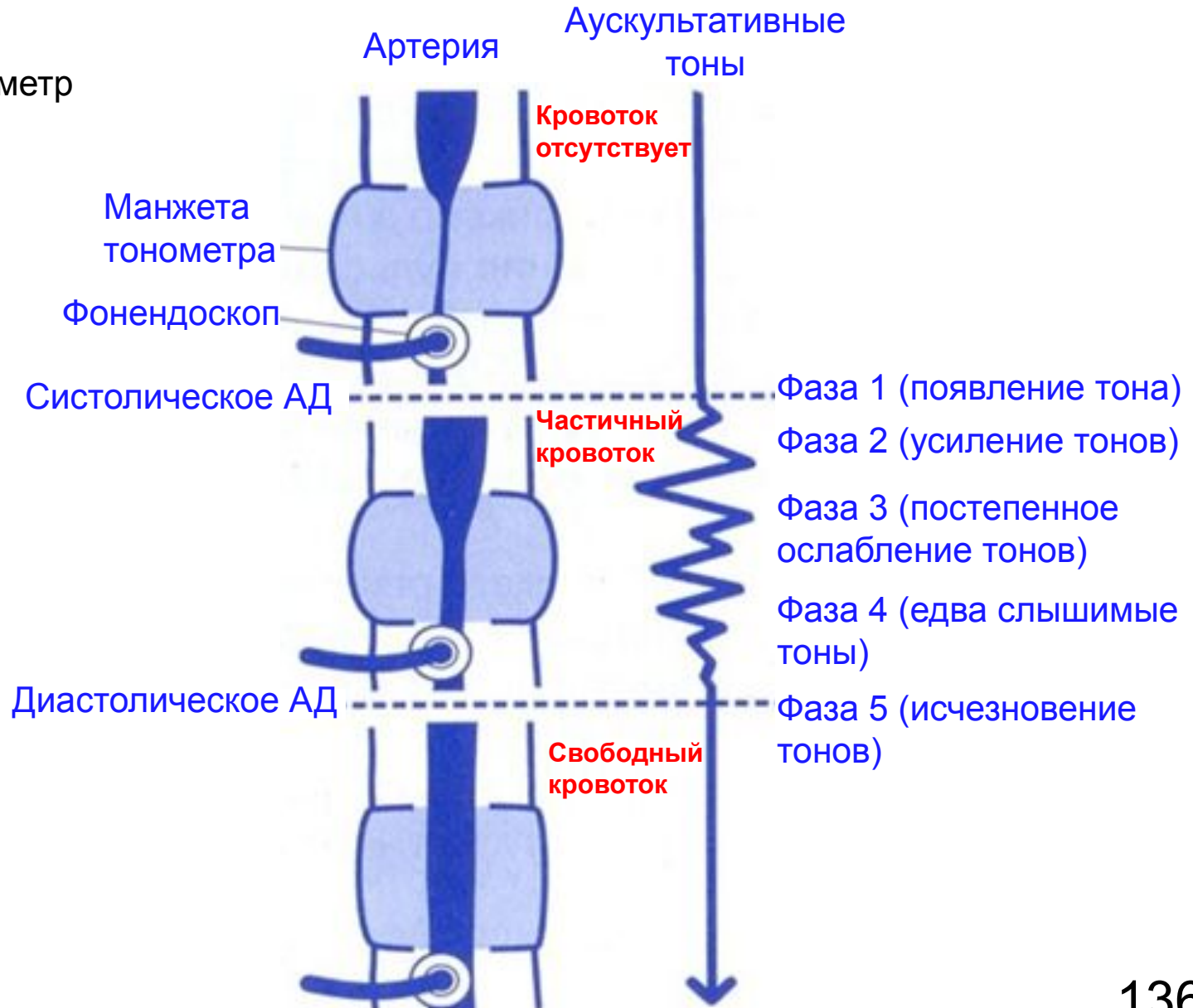


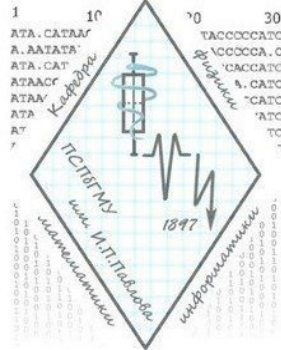
Давление крови

Средние величины давления крови (мм.рт.ст.):

- 100 - в небольших артериях,
- 95 - при переходе из артерий в артериолы,
- 35-70 - при поступлении крови из артериол в капилляры,
- 20-35 – в больших венах,
- 10 и менее – в мелких венах.

Тонометр=сфигмоманометр





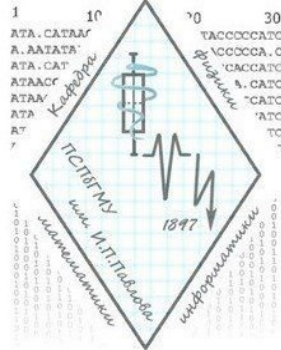
Измерение максимального и минимального давления крови

1. Нагнетание воздуха с помощью баллона
2. Увеличение давления в манжете
3. В артерии прекращается ток крови
4. Медленное уменьшение давления
5. Частичное открывание артерии при максимальном (систолическом давлении)
6. Сечение артерии ещё уменьшено => Турбулентное течение
7. Появление тонов Короткова
8. Достижение минимального (диастолического) давления
9. Кровь начинает свободно проходить через артерию
10. Восстанавливается ламинарное течение крови
11. Тоны Короткова исчезают.



Наиболее распространены три метода измерения вязкости газов и жидкостей:

- 138



Закон Стокса

$$F_{\text{тр}} = 6\pi \cdot \eta \cdot v \cdot r$$

$$m\vec{g} + \vec{F}_A + \vec{F}_{\text{тр}} = 0$$

■ v – скорость движения шарика;

■ r – радиус шарика;

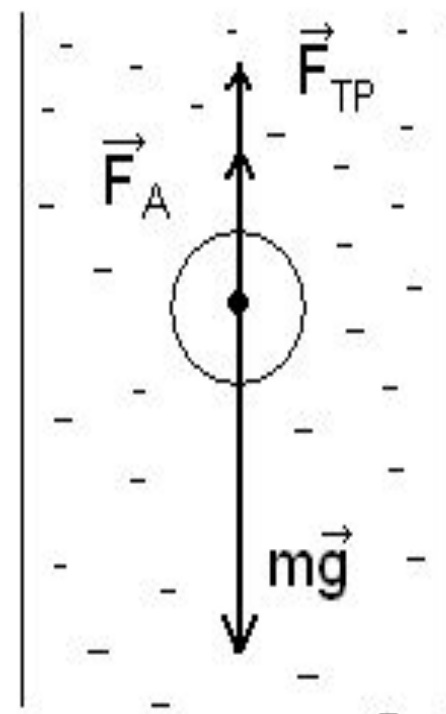
Место для формулы.

$$mg = F_{\text{тр}} + F_A = 6\pi v \eta r + (4/3)\pi r^3 \rho_{\text{ж}} g$$

$$(4/3)\pi r^3 \rho_{\text{ш}} g = 6\pi v \eta r + (4/3)\pi r^3 \rho_{\text{ж}} g$$

отсюда:

$$\eta = \frac{2}{9} \frac{gr^2 t}{h} (\rho_{\text{ш}} - \rho_{\text{ж}})$$

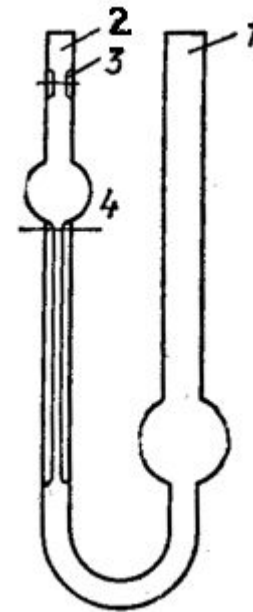


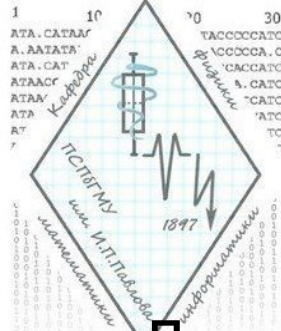
Вискозиметр Оствальда

Капиллярный вискозиметр Оствальда представляет собой сообщающийся стеклянный сосуд. Налитая с помощью пипетки в трубку 1 жидкость засасывается через конец трубки 2 в прибор точно до отметки 3. Отключив пипетку, измеряют время перемещения (τ) мениска жидкости от отметки 3 до отметки 4. В соответствии с формулой Пуазейля получим η, предварительно прокалибровав вискозиметр по воде

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho \tau}{\rho_0 \tau_0}$$

η_0 – вязкость · воды



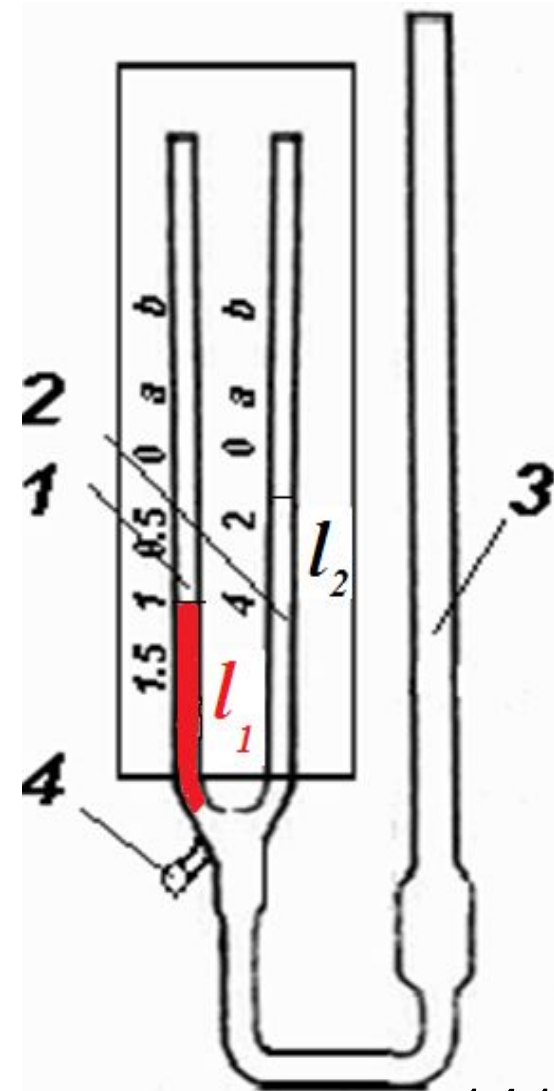


Вискозиметр Гесса

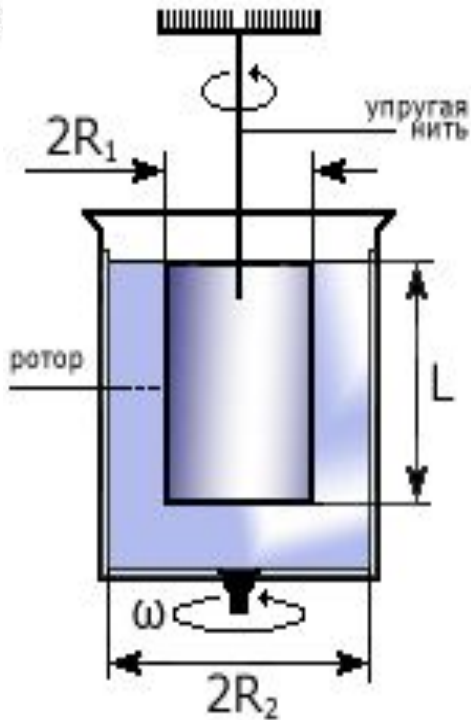
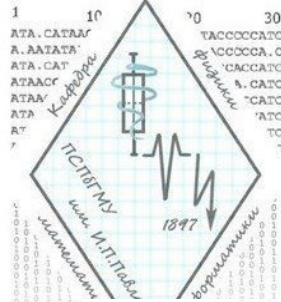
Два одинаковых капилляра соединены двумя трубочками 1 и 2. Посредством резиновой груши через наконечник 3, поочередно благодаря тройнику с краном 4, заполняют один капилляр дистиллированной водой, а второй исследуемой кровью. После так же перемещают жидкости, пока кровь не достигнет цифры 1, а вода другой отметке в своей трубке.

Поскольку параметры капилляров и разности давлений одинаковы, из формулы Пуазейля следует, что

$$Q_1/Q_2 = \eta_2/\eta_1 = l_1/l_2$$



Ротационные вискозиметры



Вискозиметры, в которых жидкость находится в зазоре между двумя соосными телами, например – цилиндрами. Один из цилиндров вращается, другой неподвижен (*рис: в данном случае ротор неподвижен, а внешнее тело вращается*).

Вязкость измеряется по угловой скорости вращения ротора, создающего определенный момент силы на неподвижном цилиндре.

$$\eta = \frac{(R_2^2 - R_1^2)\pi d^2 G \varphi}{4\pi L R_1^2 R_2^2 32 l \omega} \quad \text{или} \quad \eta = k \varphi / \omega$$

φ - угол поворота нити

L - высота ротора

ω -угловая скорость вращения внешнего тела

r_1 – радиус ротора

r_2 – радиус внешнего цилиндра

d, l – диаметр и длина нити

G – модуль упругости нити

С помощью ротационных вискозиметров определяют вязкость жидкостей в интервале $1 - 10^5$ Па·с