

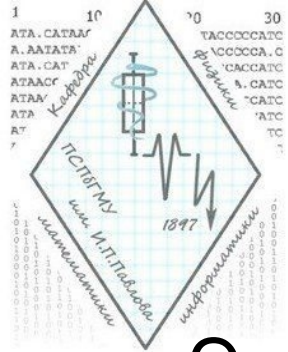
# Дисциплина «Физика, математика»

Основные лекторы

1 поток: Тишков Артем Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент

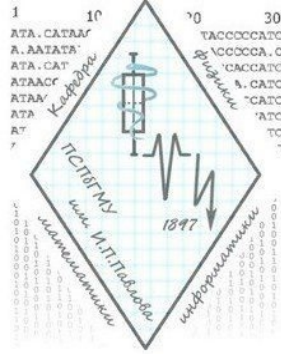
2 поток: Кулинкин Борис Сергеевич, к.ф.-м.н., доцент

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

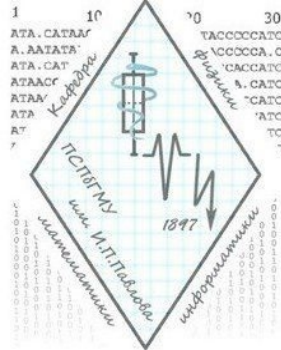
Лекции: 24 часа (12 лекций)

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

Среди этих 12 занятий:

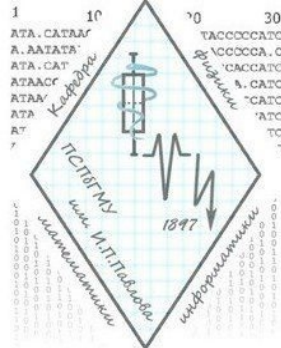
Контрольные работы: 6

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



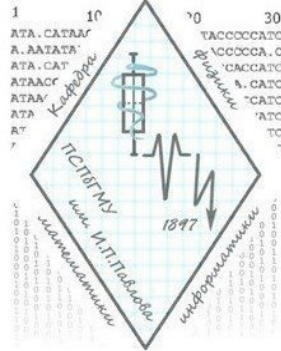
# Балльно-рейтинговая система (БРС) (1/2)

Темы	Виды деятельности	Min	Max
Обр. измерений, математика	КР №1	6	10
Колебания	КР №2	4	6
Вязкость	Две ЛР	4	6
Теплопродукция	ЛР	2	3
Модуль Юнга	ЛР	3	5
Звук	ЛР	2	3
Техника безопасности, импеданс	ЛР	2	3
УВЧ, импульсные токи, ЭКГ	ЛР	2	3
Биомеханика, акустика, реология	КР №3	6	10
Действие ЭМП	КР №4	6	10



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

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



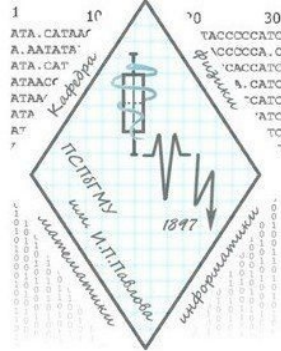
# Взаимосвязь с курсом медицинской информатики

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

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

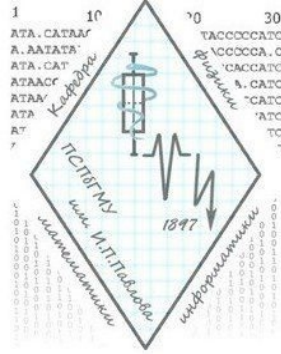
**Линейка** – это последовательность занятий. Всего существует пять линеек.

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



# Линейки и дисциплины

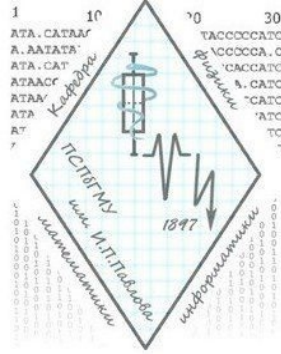
- 1 линейка – медицинская информатика в сентябре, физика – с октября
- 2 линейка – медицинская информатика с 7 октября, физика – сентябрь + ноябрь-декабрь
- 3 линейка – медицинская информатика в с 4 ноября, физика – сентябрь-октябрь + декабрь
- 4,5 линейка – медицинская информатика с 25 ноября физика – сентябрь-ноябрь



# Литература и материалы

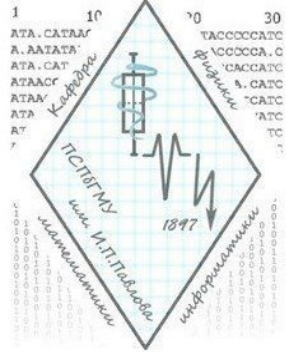
- Конспекты и слайды лекций
- Методички
  - 0791, 0801 (лабораторные работы ч1.2)
  - Некоторые понятия теории ошибок
  - Краткие основы медицинской электронной аппаратуры
  - 0742 Ионизирующее излучение
- Ремизов. Медицинская и биологическая физика
- Ремизов, Максина. Сборник задач по медицинской и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



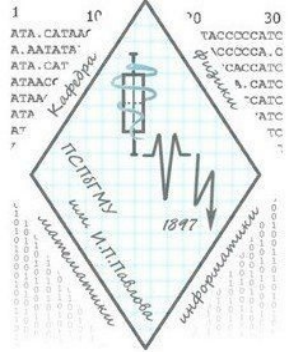


# Дресс-код на занятиях

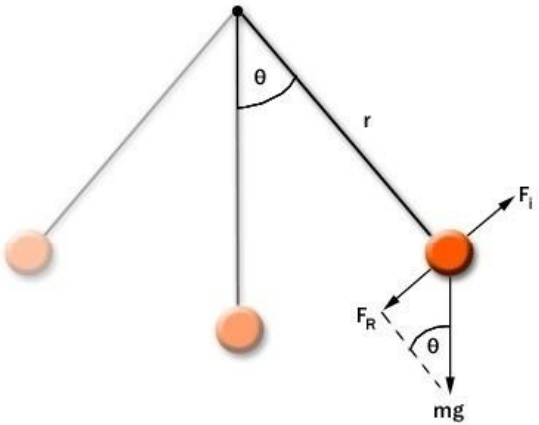
- Сменная обувь или бахилы
- Верхнюю одежду оставлять в гардеробе
- Халат – по требованию преподавателя



# Тема 1. Колебания и волны



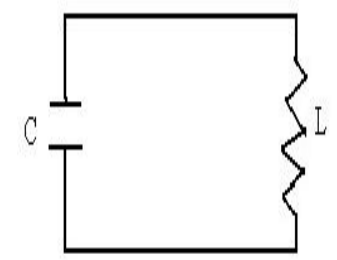
- При колебаниях характеристики системы отклоняются от положения равновесия



математический маятник



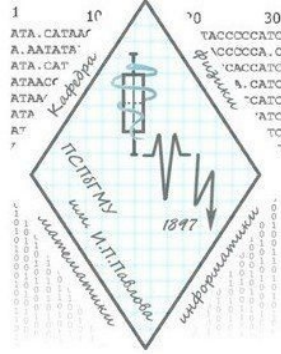
пружинный маятник



колебательный контур

# 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:

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

ИЛИ

$$x(t) = A \cdot \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_1)$$

Причем значения  $A$ ,  $\omega_0$ ,  $\varphi_0$  и  $\varphi_1$  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,  $\varphi_0$  - начальная фаза (при  $t = 0$ )

$\omega_0$  – циклическая (круговая) частота гармонических колебаний

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

$v$  – скорость движения

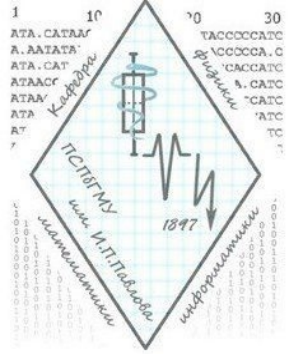
$a$  – ускорение

$g$  – ускорение свободного падения

$F$  – сила

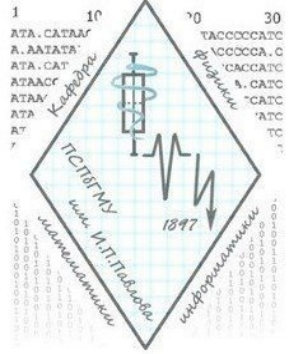
$E$  – энергия

# Дифференциальное колебание гармонических колебаний



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

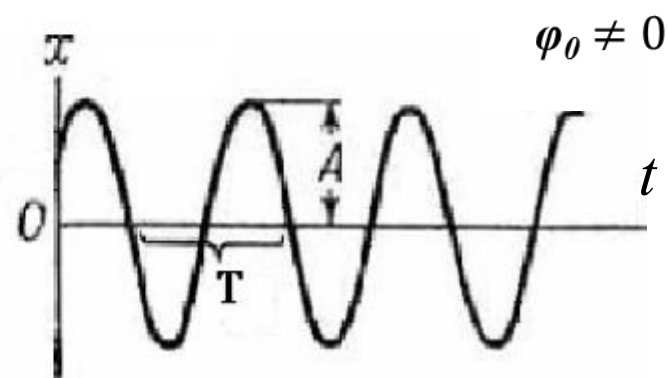
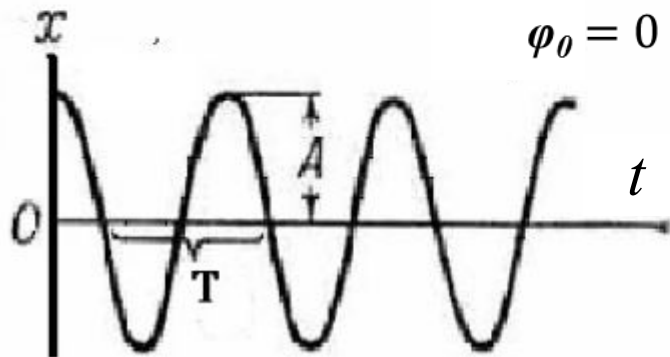
$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0$$



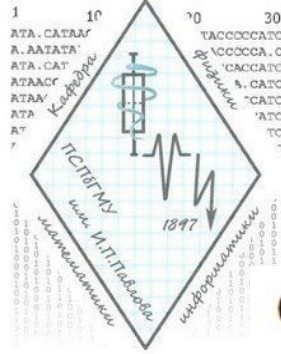
# Решение дифференциального уравнения

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

$\varphi_0$  - начальная фаза (при  $t = 0$ )







## Соотношение между смещением, скоростью и ускорением

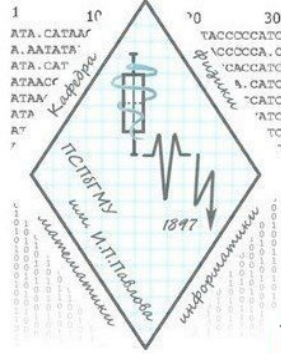
первая и вторая производные величины  $x$  по времени совершают колебания с той же частотой, но с амплитудами  $A\omega_0$  и  $A\omega_0^2$  и со сдвигом по фазе на  $\pi/2$  и  $\pi$ , соответственно

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

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

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

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



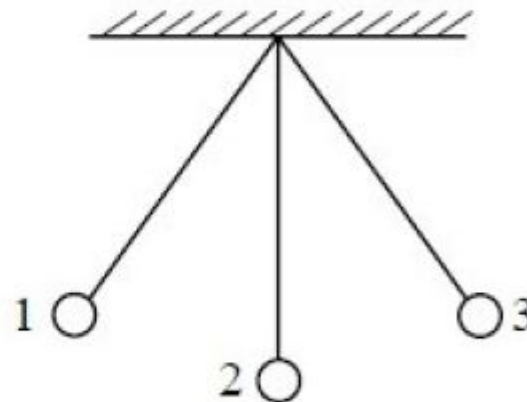
Равенство энергий вытекает из закона сохранения энергии: энергия ниоткуда не берется и не исчезает бесследно

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

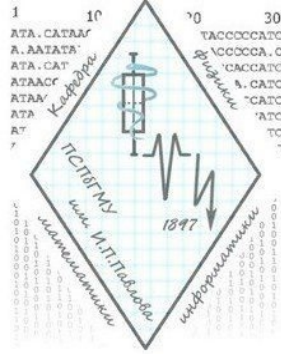
2.  $E_{\text{кинетическая}} = m \cdot v^2 / 2$

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

$$E_1 = E_2 = E_3$$



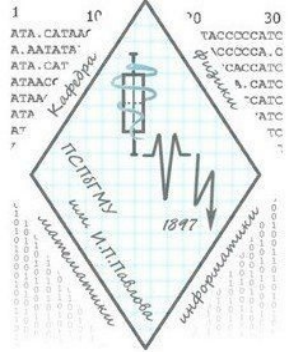
# Энергия гармонических колебаний



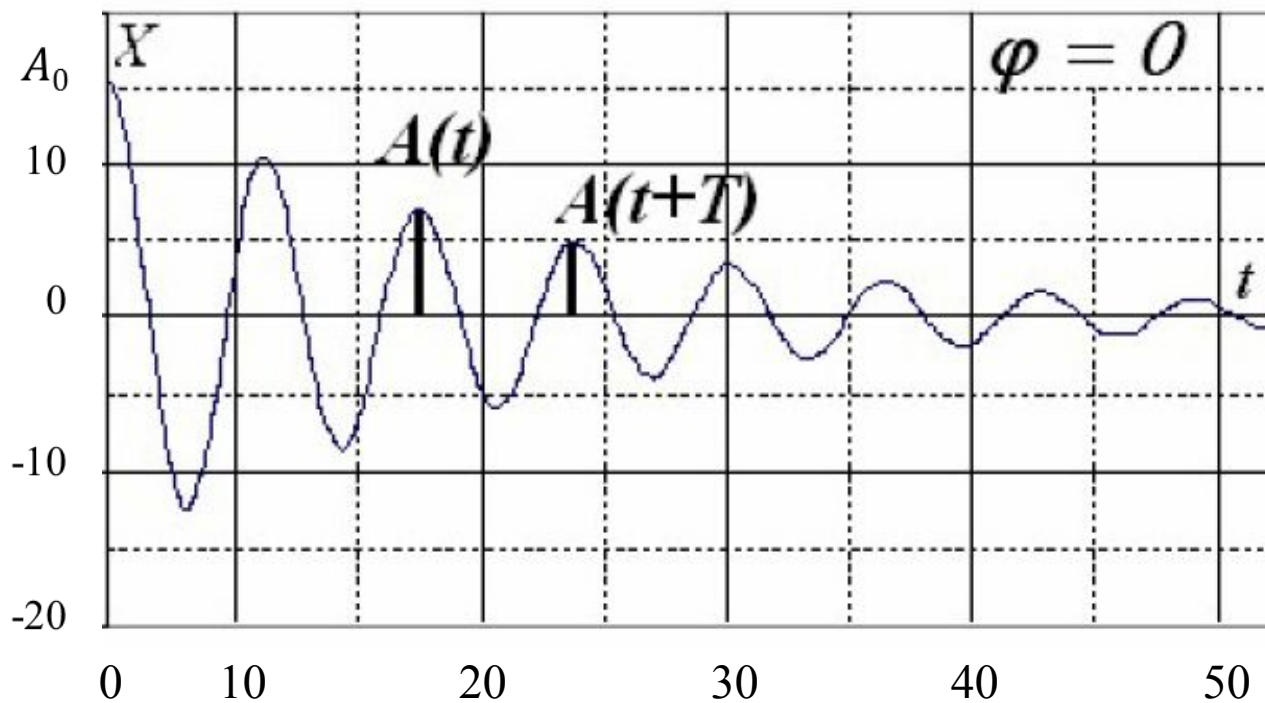
$$E_{\text{пот}} = \frac{k \cdot x^2}{2} = \frac{m \cdot \omega_0^2 \cdot A^2}{2} \cdot \cos^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

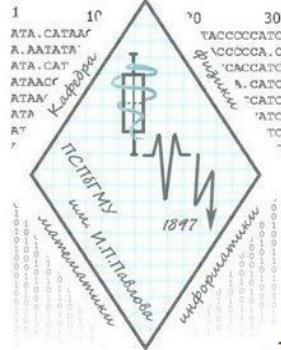
$$E_{\text{кин}} = \frac{m \cdot v^2}{2} = \frac{m \cdot \omega_0^2 \cdot A^2}{2} \cdot \sin^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

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



# Затухающие колебания





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

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

$\omega$  - частота затухающих колебаний

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

Дифференциальное уравнение затухающих колебаний:

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

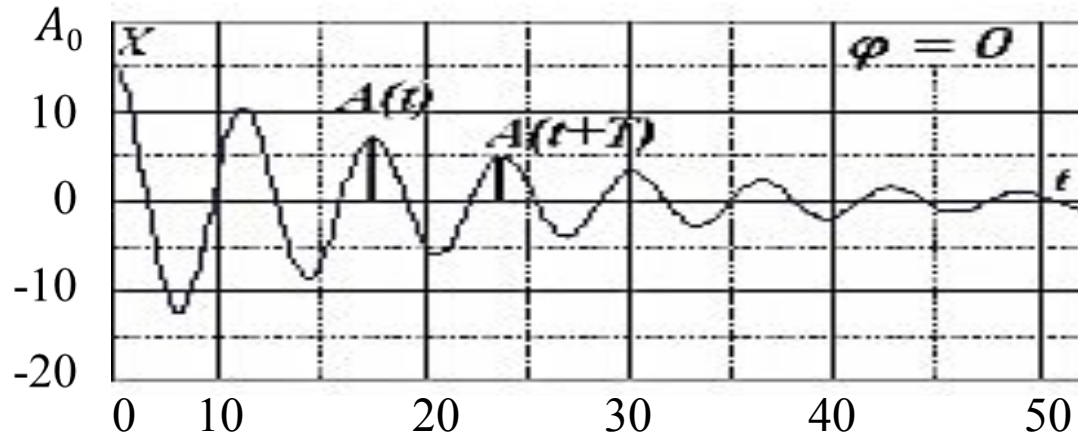
# Характеристики затухающих колебаний

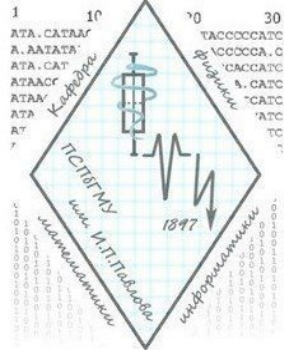
$\lambda$  – логарифмический декремент затухания

$\beta$  – коэффициент затухания

Место для формулы.

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





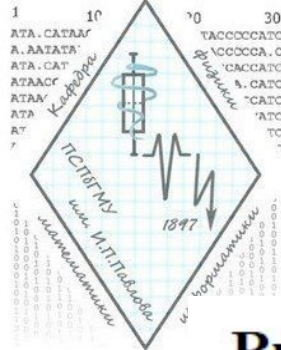
$$ma = m \frac{d^2 x}{dt^2} = -kx - r \frac{dx}{dt}$$

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

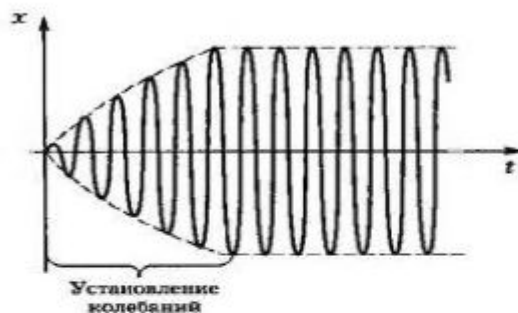
$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0$$

решение дифференциального уравнения

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



**Вынужденные** колебания возникают в осцилляторе под влиянием переменного **внешнего** воздействия



$$m \cdot \frac{d^2x}{dt^2} = -k \cdot x - r \cdot \frac{dx}{dt} + F_0 \cdot \cos(\omega \cdot t)$$

дифференциальное уравнение вынужденных колебаний

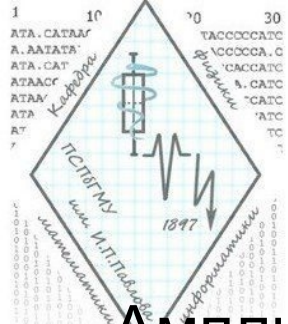
$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \cdot \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = \frac{F_0}{m} \cos(\omega \cdot t)$$

решение дифференциального уравнения

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

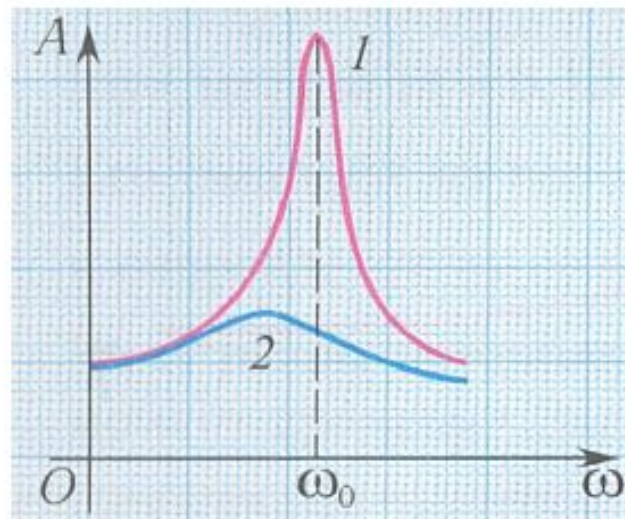
$$A = \frac{F_0/m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2\omega^2}}$$

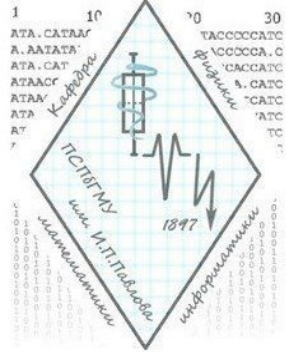




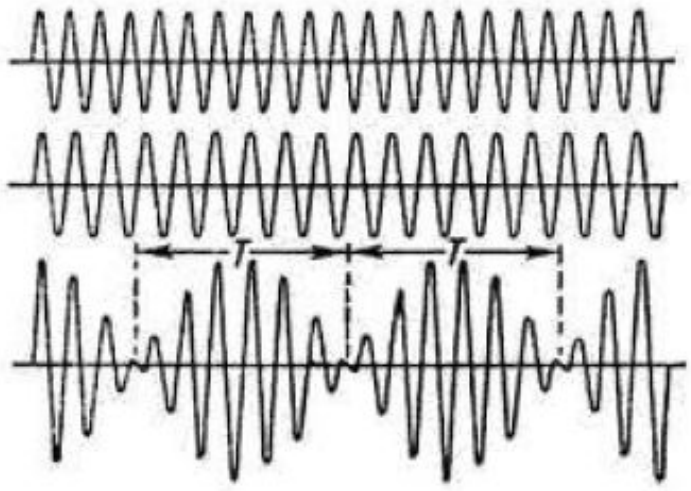
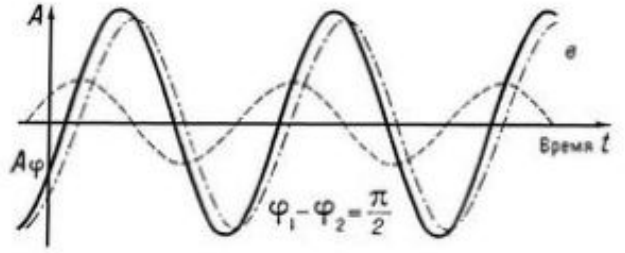
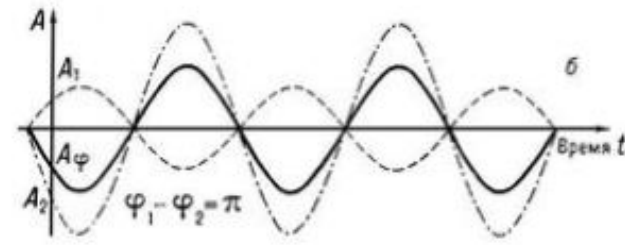
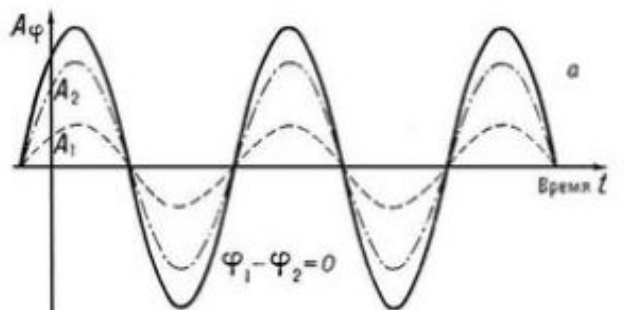
# Резонанс

- 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**.

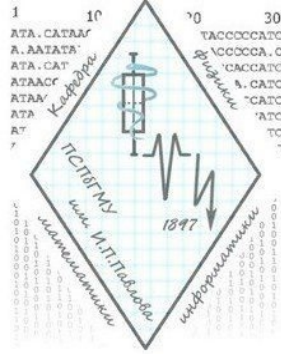




# Сложение колебаний

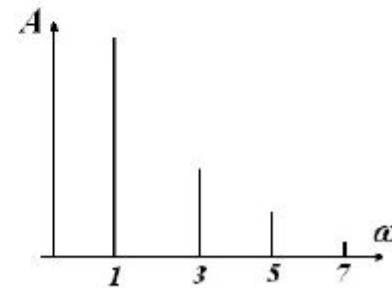
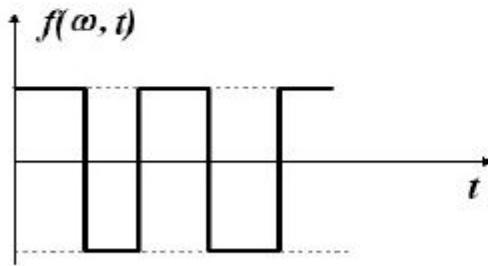


# Сложное колебание. Теорема Фурье

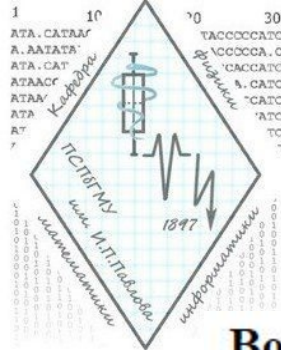


Сложная периодическая функция может быть представлена в виде суммы гармонических функций, частоты которых кратны частоте сложной периодической функции

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



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



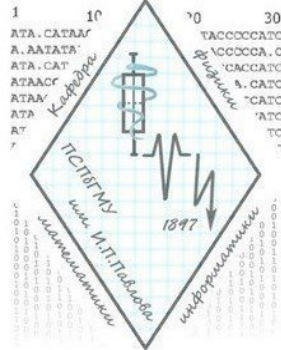
**Волны** это возмущения, которые с конечной скоростью распространяются от источника. Распространение волн связано с переносом энергии без переноса вещества, при этом возможны явления отражения, преломления, интерференции, дифракции, поляризации, поглощения и рассеяния.

Уравнение плоской волны:

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

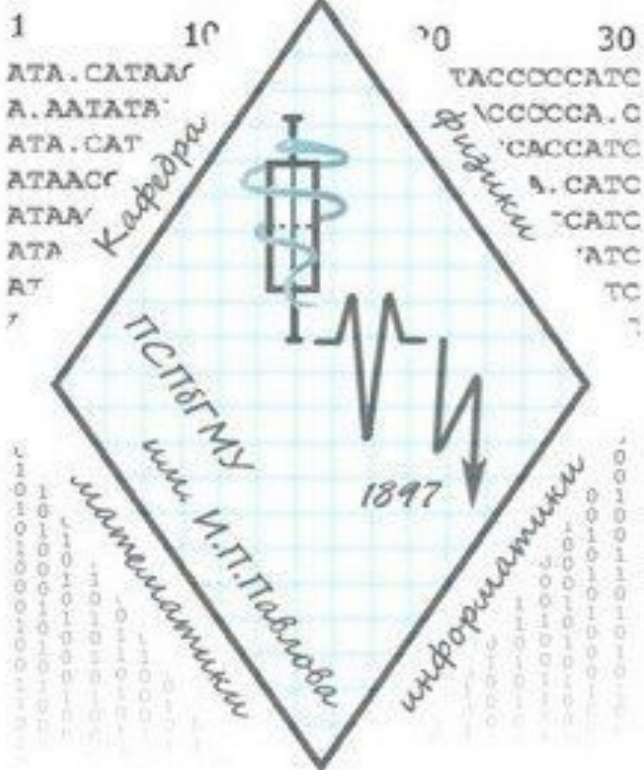
Волна называется **гармонической**, если соответствующие ей колебания частиц происходят по закону **синуса** или **косинуса**.

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

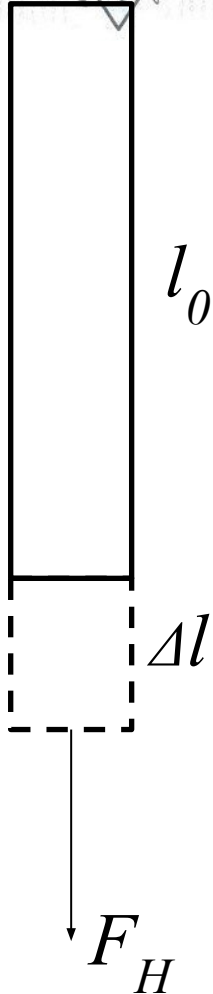
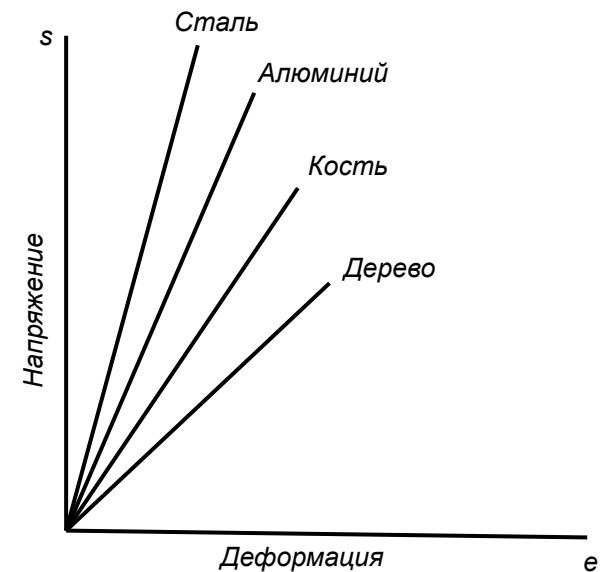
**ЗАКОН ГУКА ДЛЯ ДЕФОРМАЦИИ  
УДЛИНЕНИЕ-СЖАТИЕ**

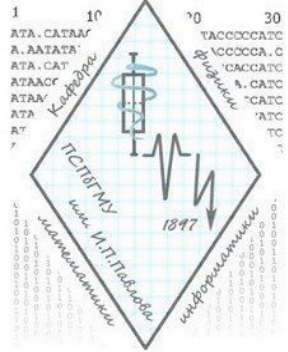
$$\sigma = E\varepsilon$$

$\sigma$  – нормальное напряжение,

$E$  – **модуль Юнга**, характеризующий упругие свойства вещества (жесткость)

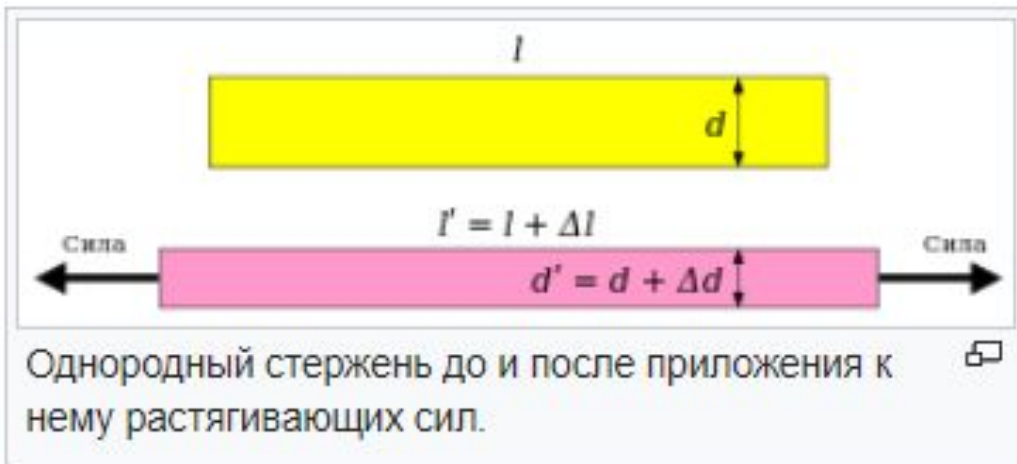
Размерность  $E$  и  $\sigma$  – Паскаль  $\left(\frac{H}{M^2}\right)$





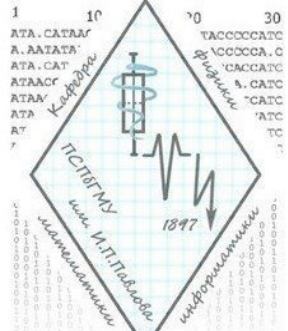
# Коэффициент Пуассона

**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.

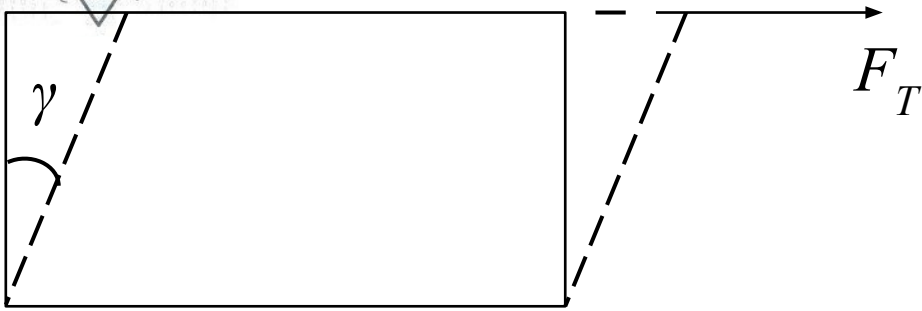


$$\mu = - \frac{\Delta d}{d} \frac{l}{\Delta l}$$





# Деформация сдвига



$\gamma$  – угол сдвига

$tg\gamma$  - относительный сдвиг

Так как углы сдвига малы,  
можно считать, что

$$tg \gamma \approx \gamma$$

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

$$\tau = G\gamma$$

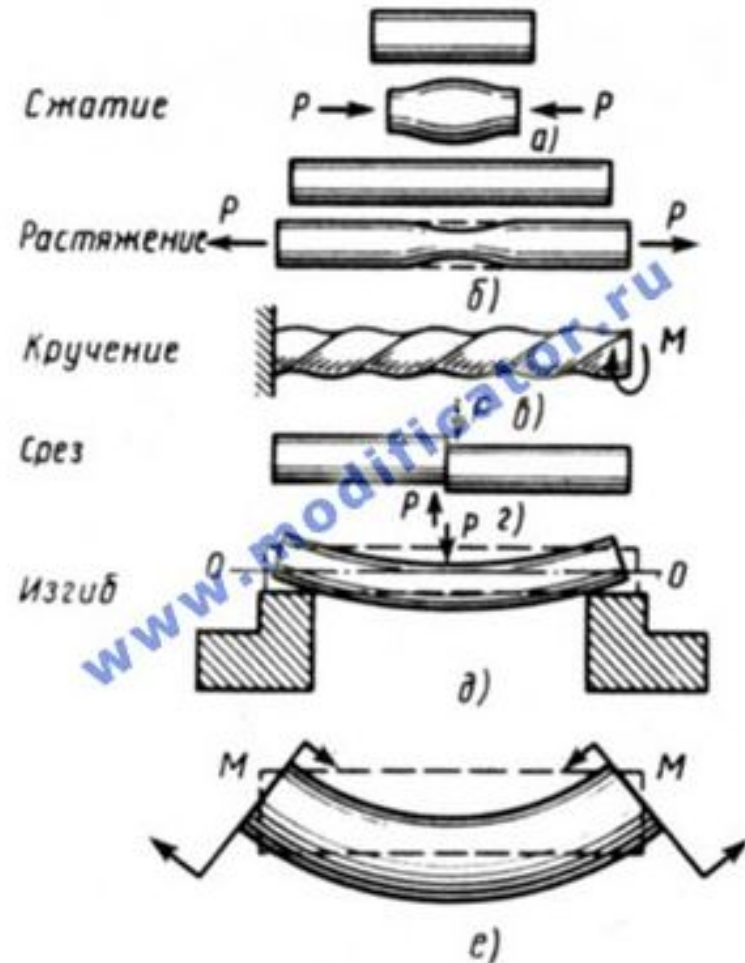
, где  $\tau$  – тангенциальное  
напряжение,

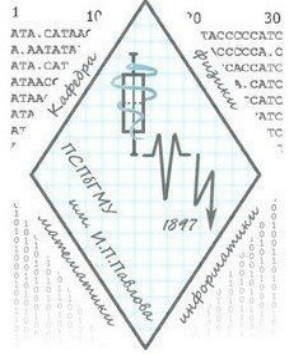
$G$  - модуль сдвига.

# Виды деформаций по характеру приложенной силы

## Деформация

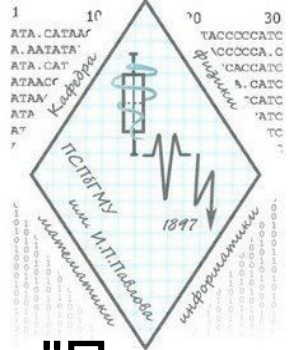
- Растяжения
- Сжатия
- Сдвига (среза)
- Кручения
- Изгиба





# 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**.



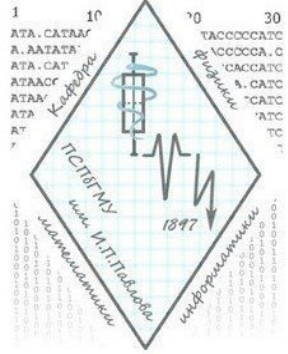
# Механические свойства материалов. Упругость и пластичность

"Печенье жестко, но непрочно, 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.



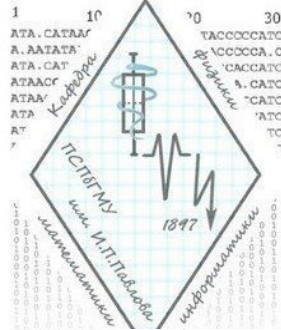
# Механические свойства материалов. Вязкость и текучесть

**Вязкость** - одно из явлений переноса, свойство текучих тел оказывать сопротивление перемещению одной их части относительно другой.

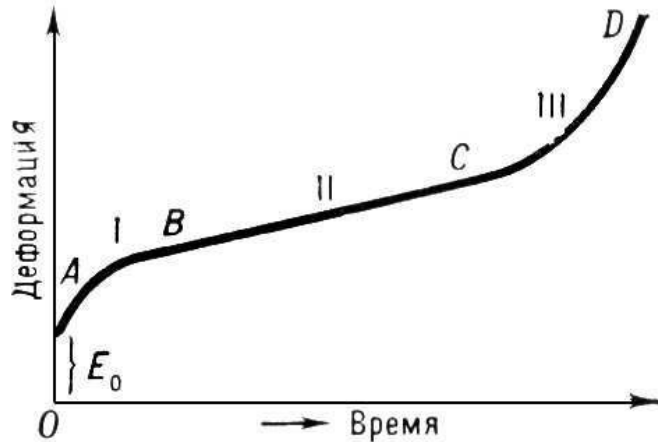
Для полимеров (в том числе например, белков) вязкость – изменение взаимного положения частей полимерной цепочки при возникшем напряжении. При этом создается обратное напряжение, возвращающее материал в исходную форму, когда изначальное напряжение уходит.

**Текучесть** - свойство тел пластически или вязко деформироваться под действием напряжений; характеризуется величиной, обратной вязкости.

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



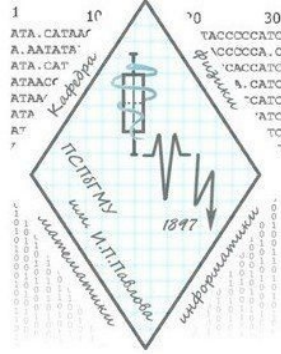
# Кривая ползучести



- 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.

Физический механизм *ползучести*, особенно при высоких температурах, имеет преимущественно диффузионную природу и тем отличается от механизма деформирования при пластичности, которая связана с быстрым скольжением вдоль атомных плоскостей зёрен поликристалла (Ю.Н. Работнов. Механика деформируемого твёрдого тела).

# Механические свойства материалов. Хрупкость и прочность материала.

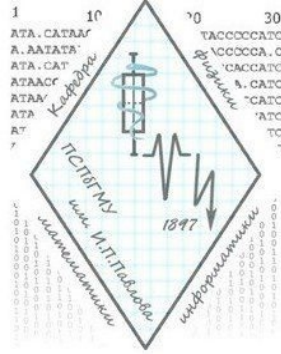


**Хрупкость** – свойство материала разрушаться без образования остаточных деформаций. Противоположно пластичности.

**Прочность** — свойство материала сопротивляться разрушению под действием внутренних напряжений, возникающих под воздействием внешних сил.

Из книги: Гордон Джеймс Эдвард. Конструкции, или почему не ломаются вещи.

Не следует путать **прочность конструкции** и **прочность материала**. Прочность конструкции определяется нагрузкой (в ньютонах или в килограммах), которая приводит к разрушению конструкции (разрушающая нагрузка). Прочность материала характеризуется напряжением (в МН/м<sup>2</sup> или в кгс/см<sup>2</sup>), разрушающим сам материал.

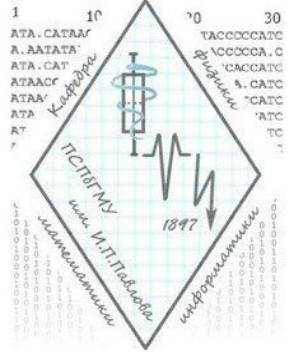


# Прочность материала 2/2

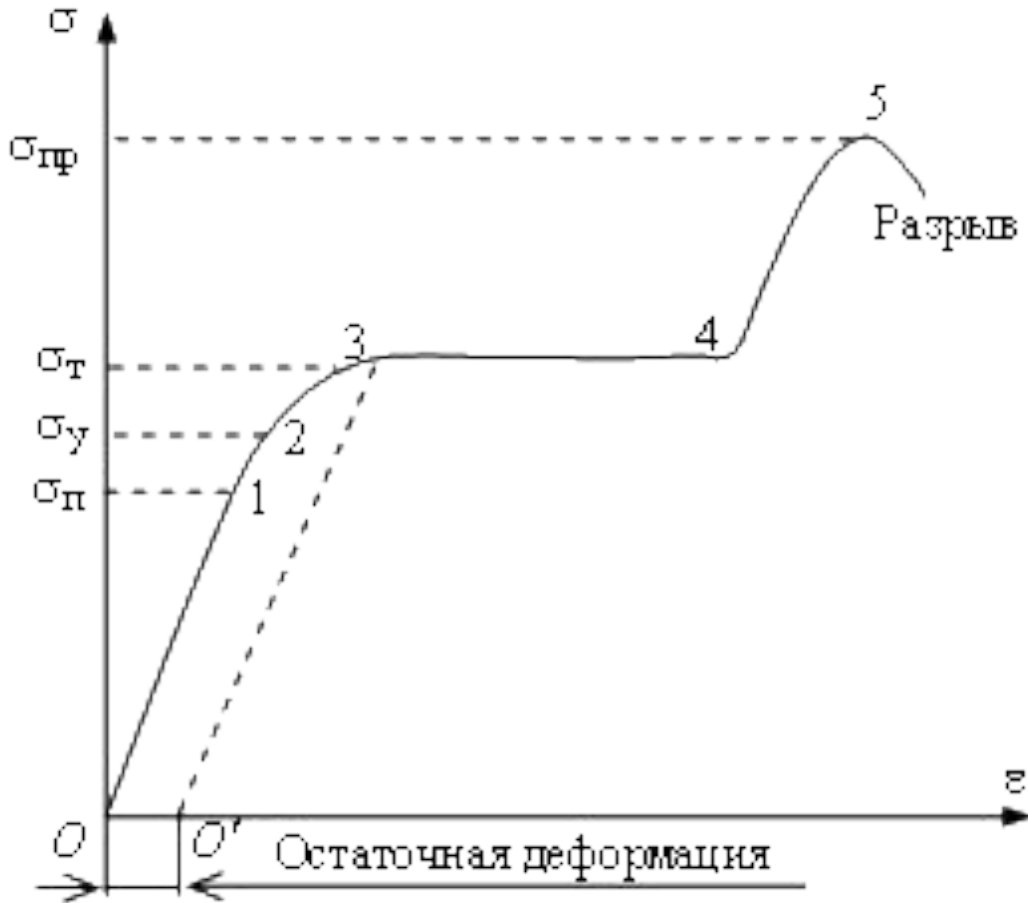
Удивительно различие в прочности мышц и сухожилий. Этим объясняется и разница их поперечных сечений. Так, ахиллесово сухожилие, будучи толщиной всего с карандаш, прекрасно справляется с передачей натяжения от толстых икроножных мышц к костям пятки (что позволяет нам ходить и прыгать).







# Диаграмма растяжения

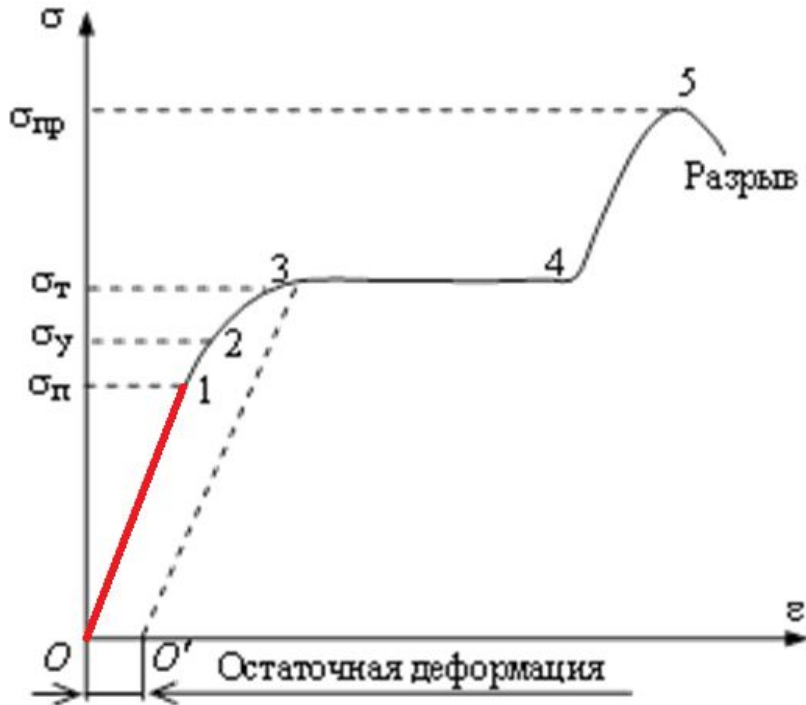


Диаграммой растяжения принято называть графическую зависимость  $\sigma$  (напряжение) от  $\epsilon$  (удлинение)



# Участок 0-1

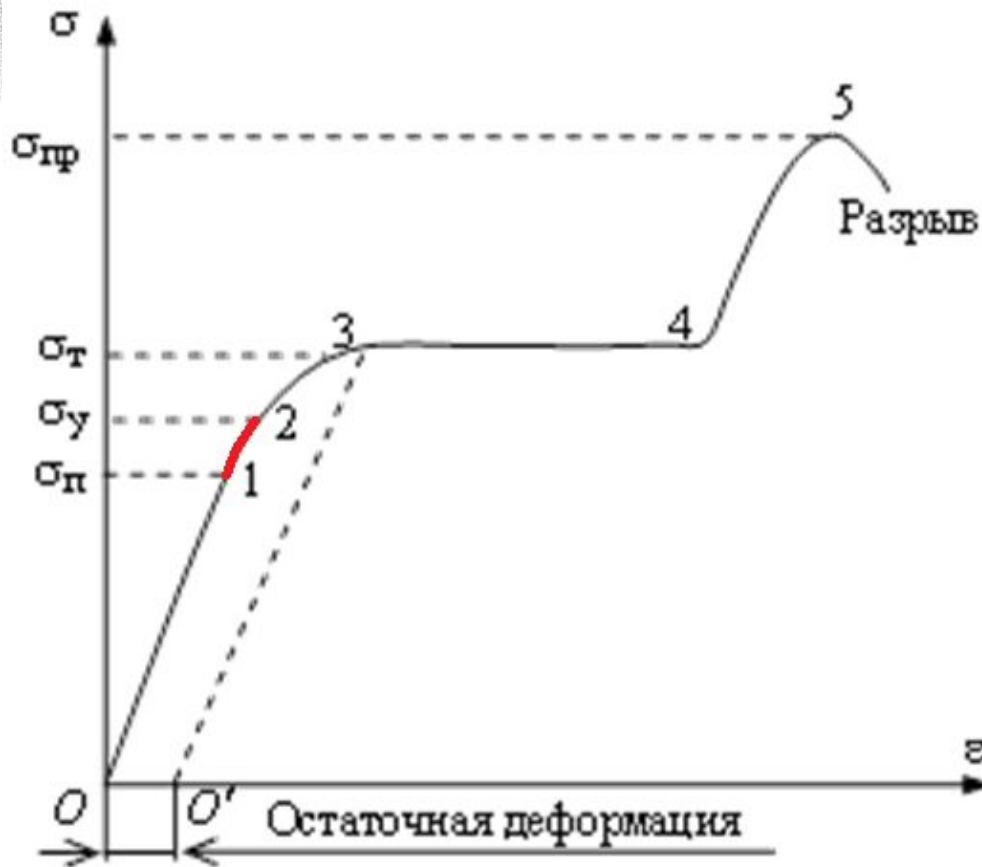
- график имеет вид **прямой**
- деформация является упругой и выполняется **закон Гука**
- нормальное напряжение **пропорционально** относительному удлинению



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



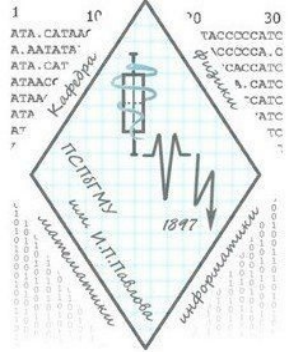
## Участок 1-2



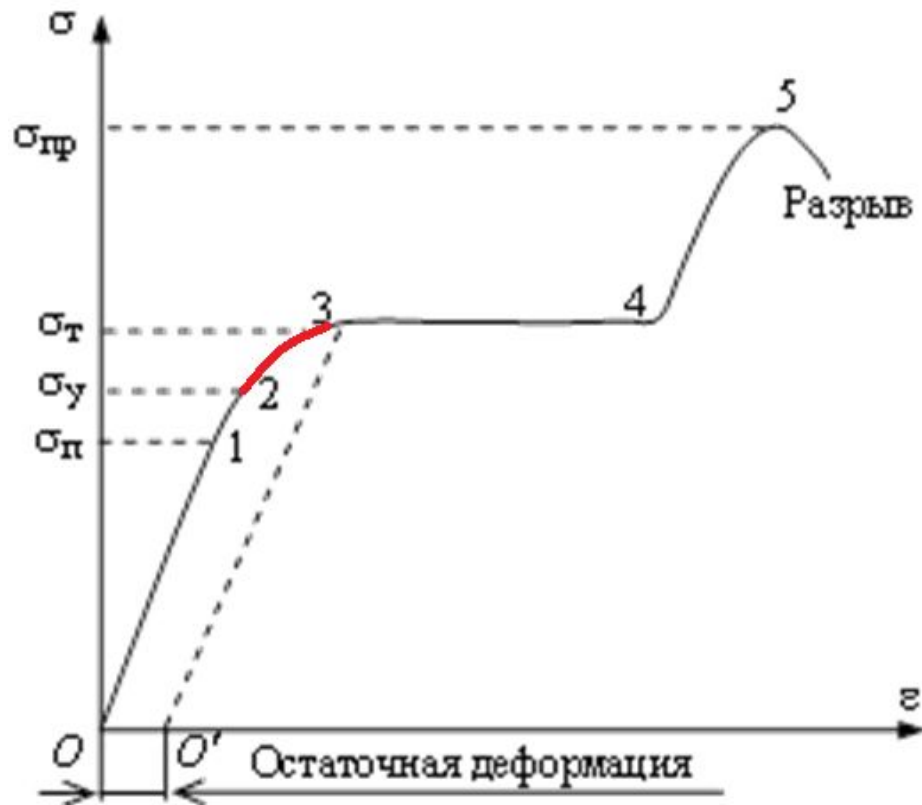
При дальнейшем увеличении нагрузки зависимость напряжения от относительного удлинения **становится нелинейной** (участок 1–2), хотя **упругие свойства** тела еще **сохраняются**.

Максимальное значение  $\sigma_y$  нормального напряжения, при котором еще не возникает остаточная деформация, называют

**пределом упругости**



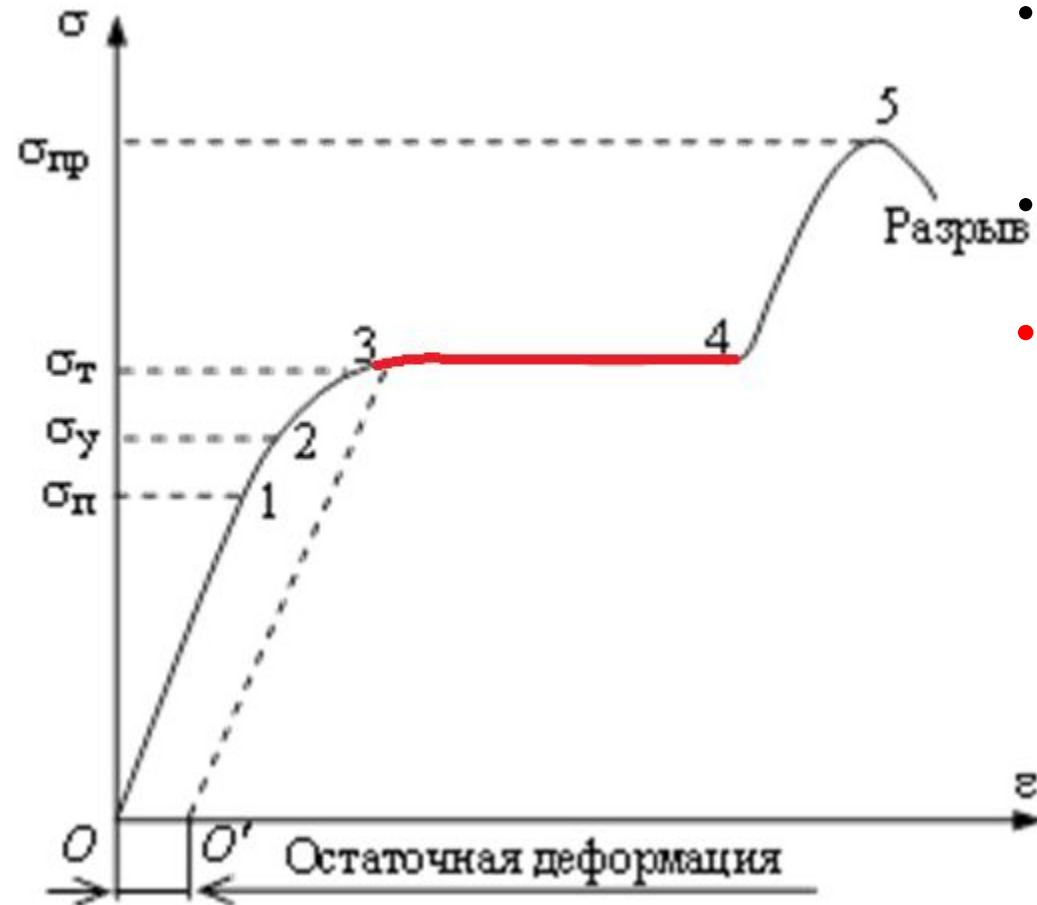
# Участок 2-3



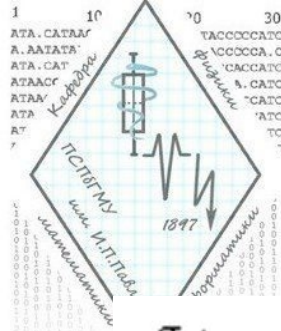
Увеличение нагрузки выше предела упругости (участок 2–3) приводит к тому, что появляется остаточная деформация.



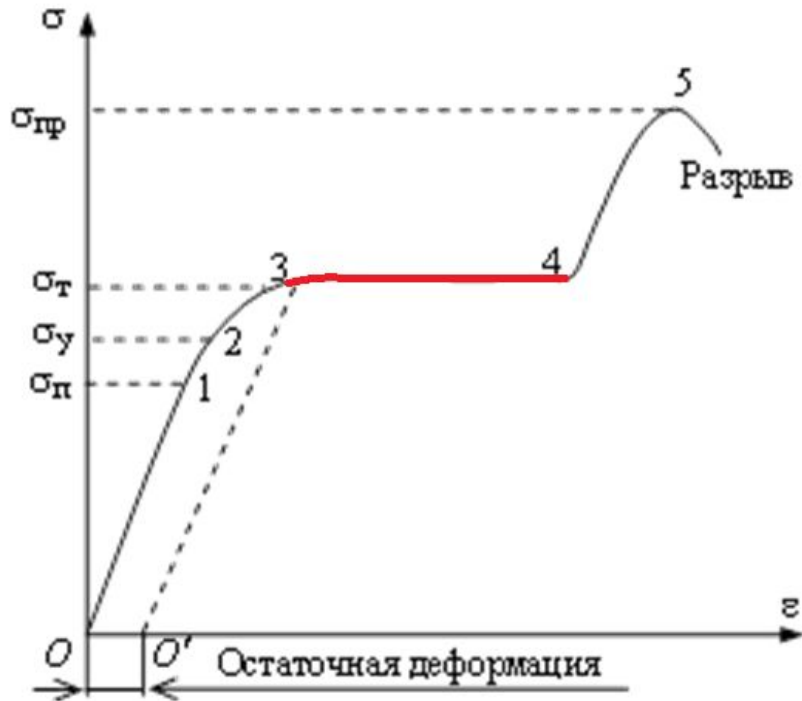
# Участок 3-4



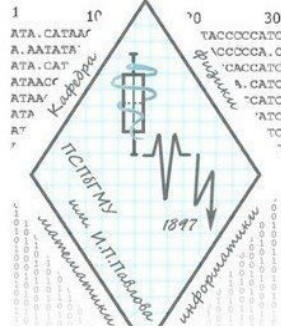
- образец начинает удлиняться практически при **постоянном напряжении**
- это явление называют **текучестью материала**
- **Пределом текучести** называют механическую характеристику материала, характеризующую напряжение, при котором деформации продолжают расти без увеличения нагрузки до некоторого значения,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



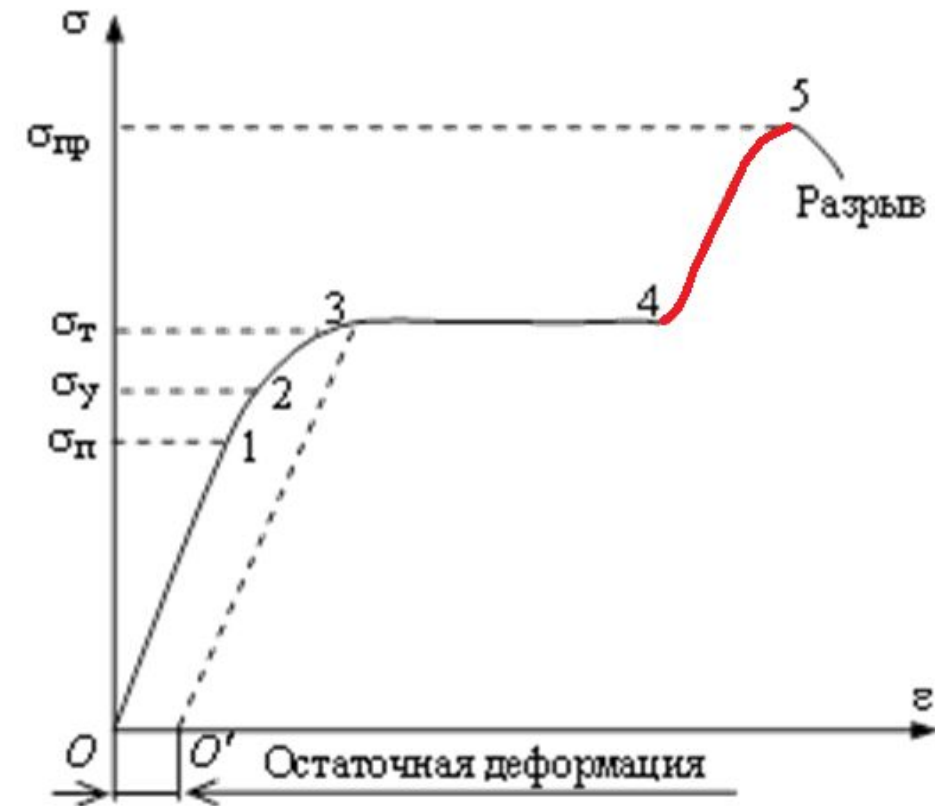
# Вязкоупругость



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

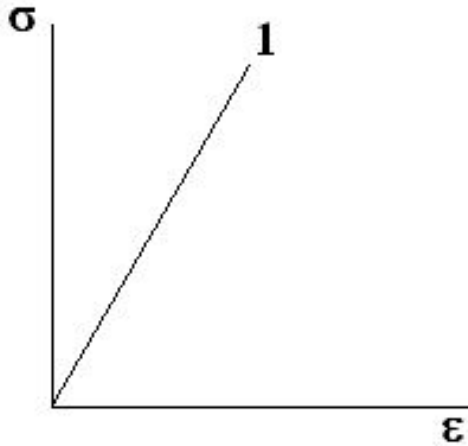
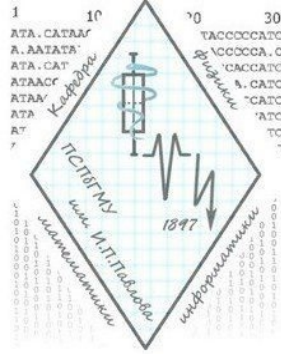


## Участок 4-5

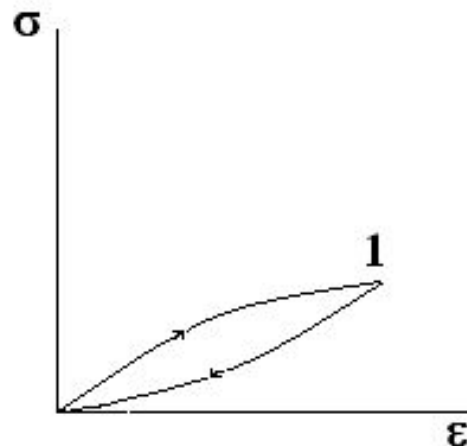


- При  $\sigma > \sigma_T$  вновь появляется сопротивление деформации
- Максимальное значение нормального напряжения  $\sigma_{пр}$ , при превышении которого происходит разрыв образца, называют **пределом прочности.**

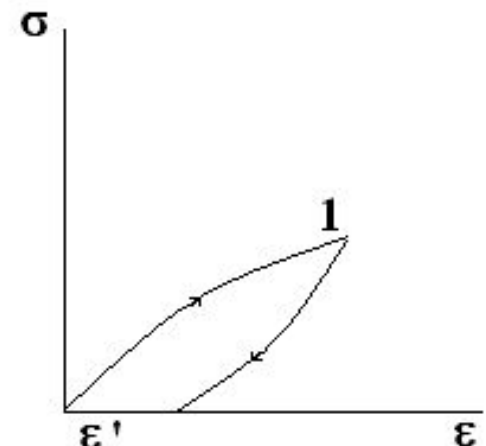
# Примеры диаграмм растяжения



Линейная упругая деформация

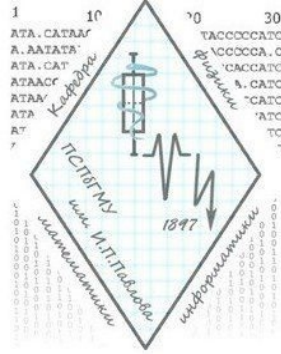


Нелинейная упругая деформация



Пластическая деформация  
 $\epsilon'$  - остаточная деформация





# 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:

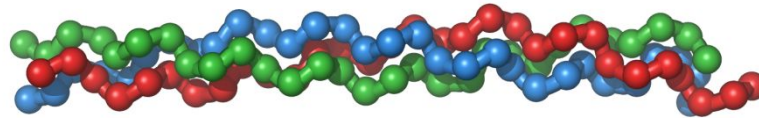
- Малая обратимая деформация
- Высокая прочность

# Биологические ткани: белки коллаген и эластин

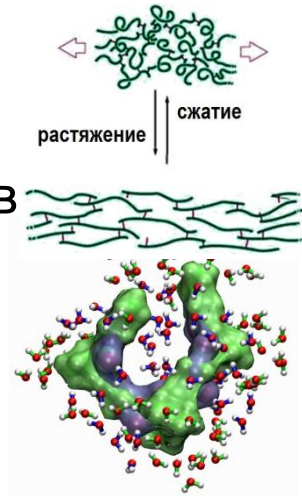
Упругие свойства и прочность тканей (за исключением костей) определяются **эластиновыми** и коллагеновыми волокнами и их комплексами. Оба белка - основа соединительной ткани, присутствуют и в мышцах, коллаген – в костях.

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

**Коллаген** – высокая упругость и низкая растяжимость.

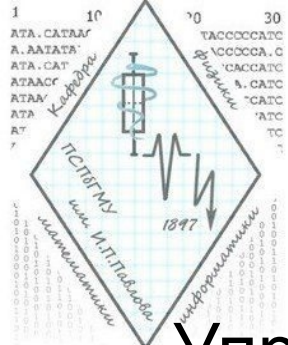


Тропоколлаген



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.

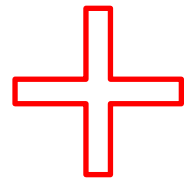
Вещество	Модуль упругости	Предел прочности
Коллаген	$(10 - 100) \cdot 10^6$ Па	$100 \cdot 10^6$ Па
Эластин	$(0,1 - 0,6) \cdot 10^6$ Па	$5 \cdot 10^6$ Па



# Реологические модели

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

Идеально упругие элементы

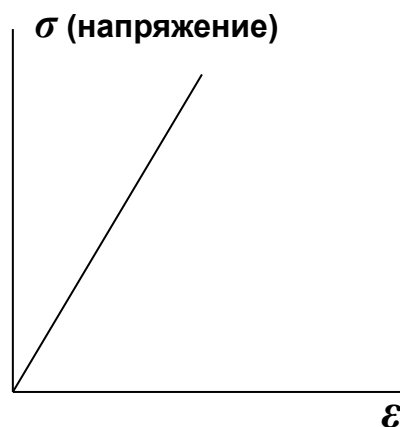


Вязкие элементы

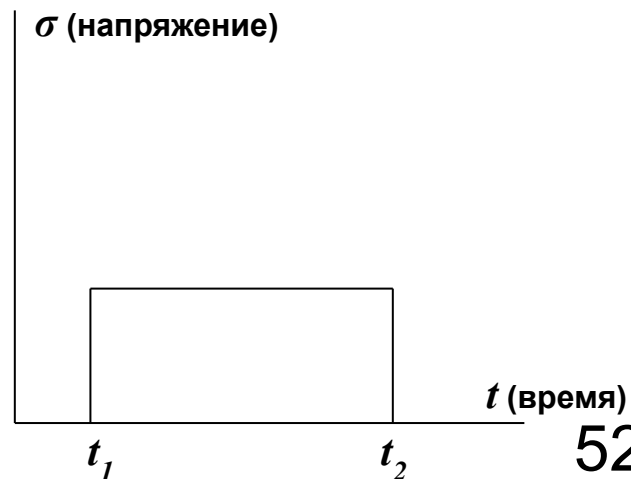
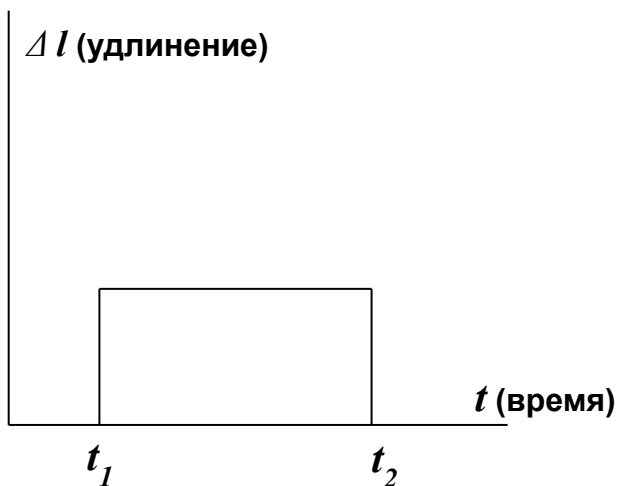
# Идеально упругий элемент

Идеально упругий элемент – пружина.

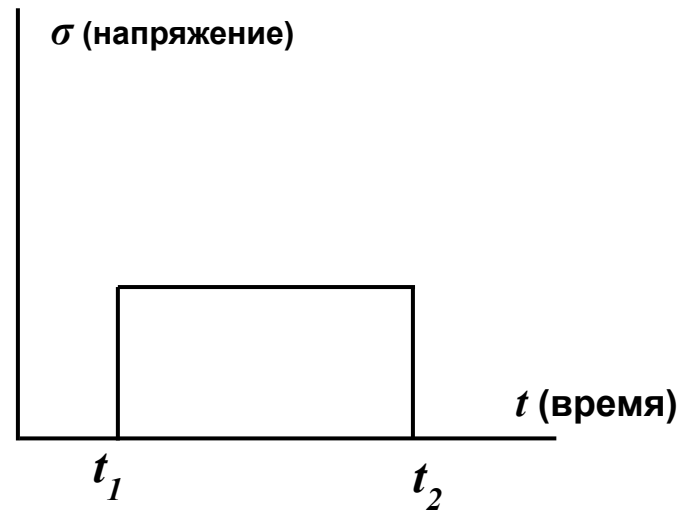
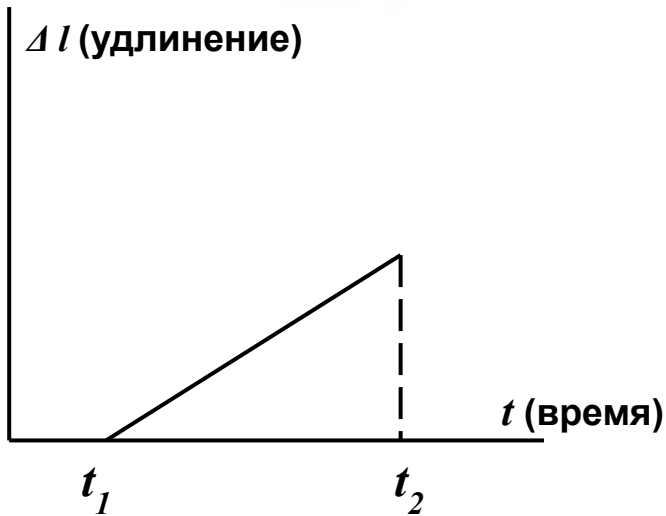
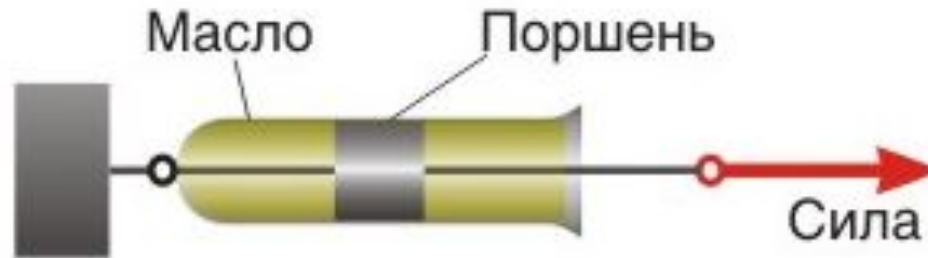
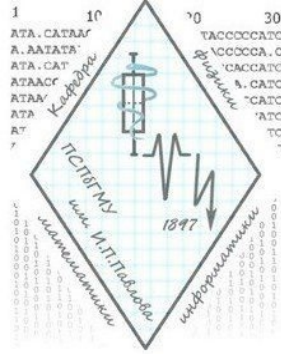
- Процесс деформации происходит мгновенно и подчиняется **закону Гука**.



В момент  $t_1$  удлиняем пружину на величину  $\Delta l$ . В момент  $t_2$  отпускаем пружину, и она **возвращается** в исходное состояние.

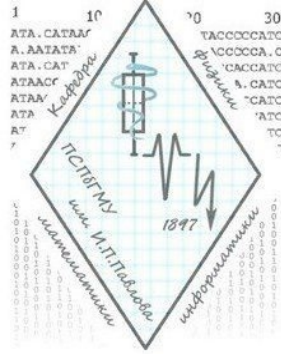


# Идеально вязкий элемент



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.



# Механические модели, описывающие вязкие и упругие свойства различных тканей

## Режимы изучения

### Изотонический

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

Создается определенное напряжение под действием постоянной силы, и измеряется изменение со временем длины образца

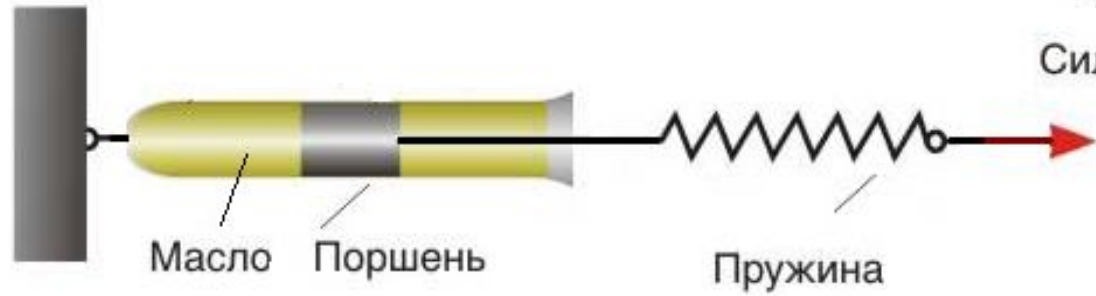
### Изометрический

$$l = \text{Const}$$

Предполагает ступенчатое изменение длины образца и измерение в новом состоянии изменения напряжения со временем

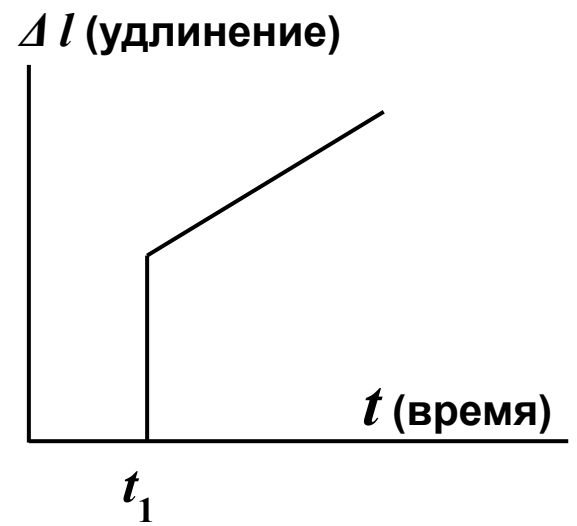
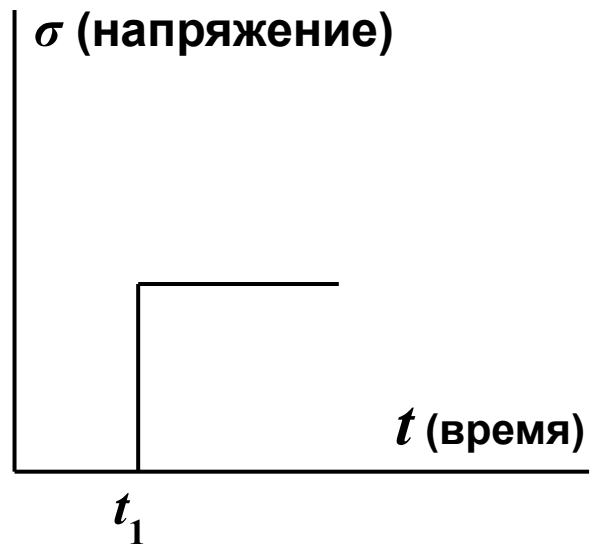
# Модель Максвелла

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



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

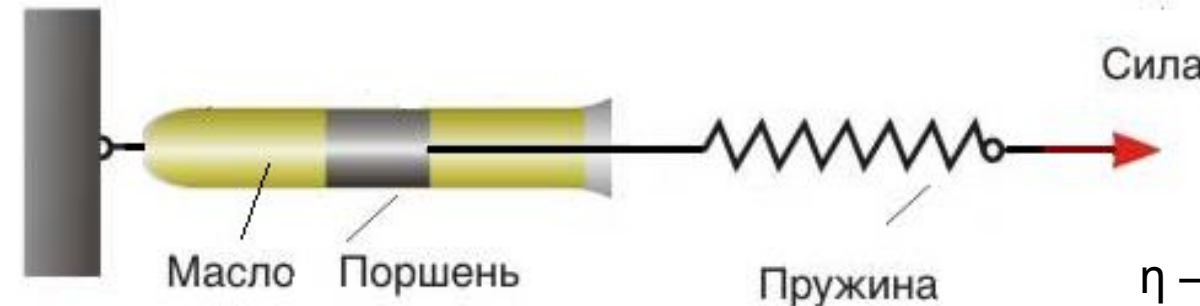
$\eta$  – динамическая вязкость, Па·с



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

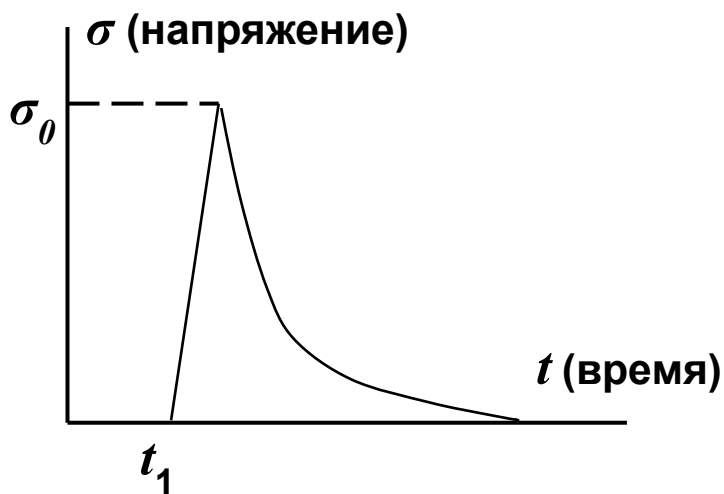
# Модель Максвелла

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



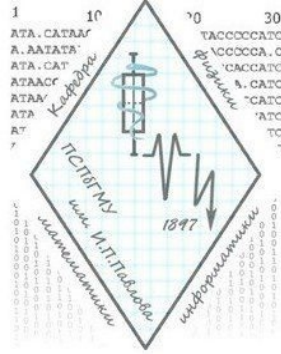
$$\sigma = \sigma_0 e^{-Et/\eta}$$

$\eta$  – динамическая вязкость, Па·с



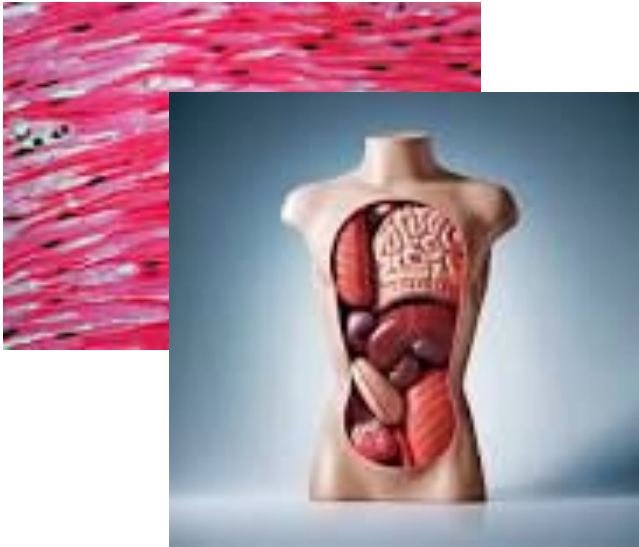
При изменении длины на определенную величину в системе возникает максимальное для заданной длины напряжение  $\sigma_0$  постепенно уменьшается по мере перемещения поршня (релаксация напряжения)



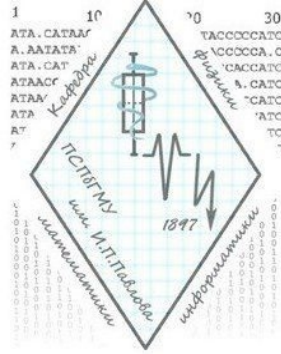


# Модель Максвелла подходит для стенок полых органов

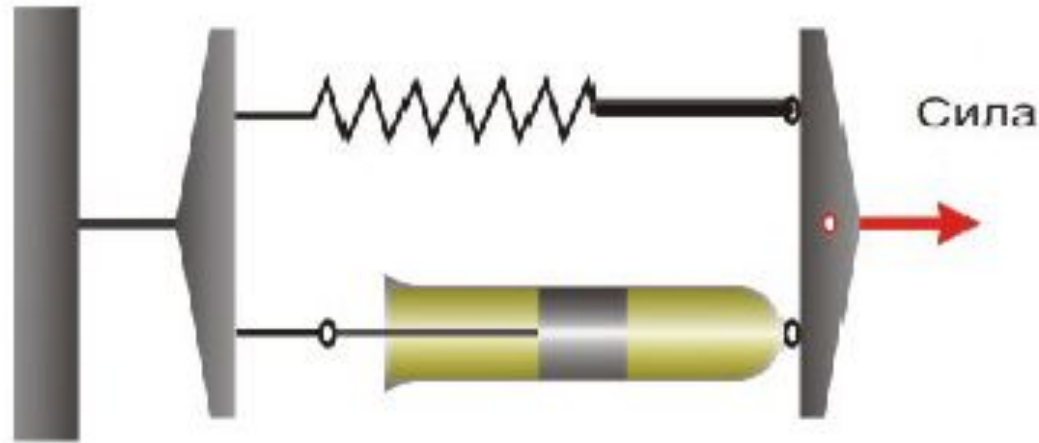
1. Длительное воздействие постепенно нарастающих растягивающих усилий
2. Напрягаются, проявляя свои слабые упругие свойства гладкие мышцы и другие компоненты стенок полых органов
3. Напряжение их постепенно ослабеваает благодаря деформации компонентов, обладающих вязкостными свойствами



Полые органы способны сильно растягиваться без развития напряжения



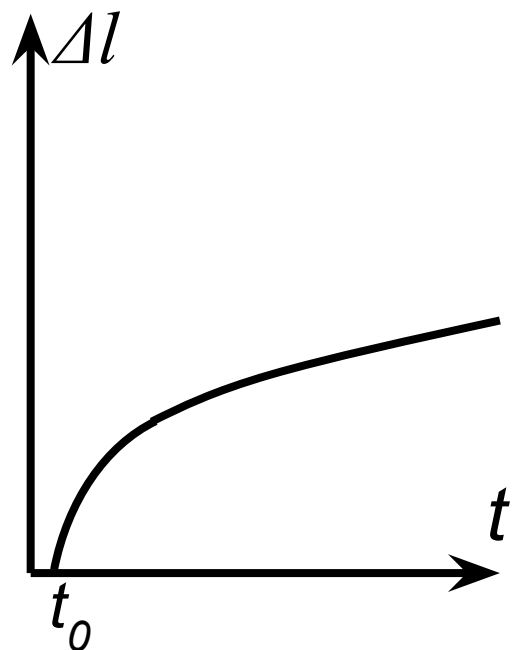
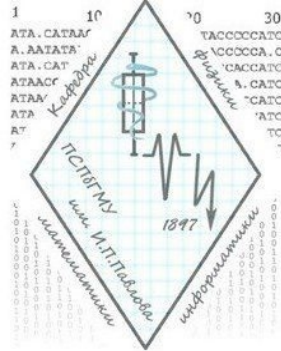
# Модель Кельвина-Фойгта



**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 $\sigma = \text{Const}$



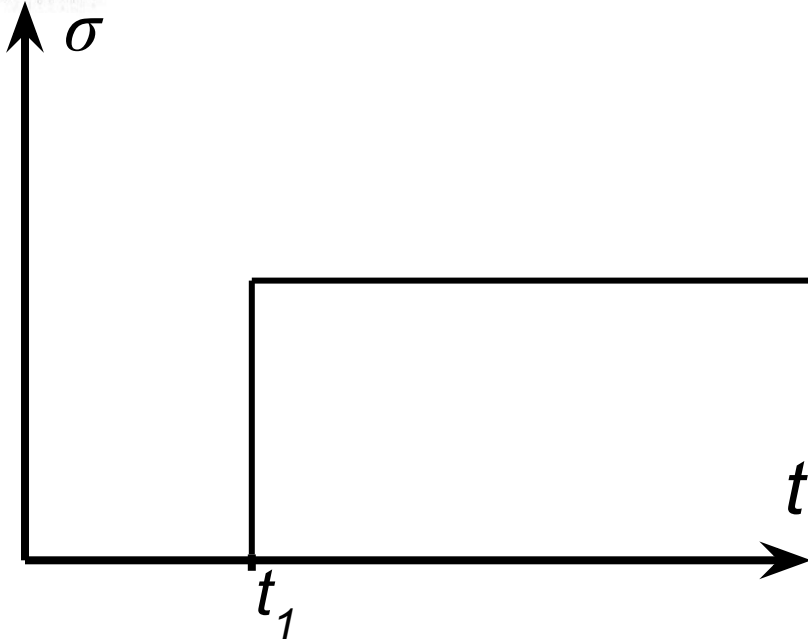
- удлинение увеличивается по экспоненциальному закону (рис)
- при снятии напряжения удлинение уменьшается (происходит сжатие) по этому же закону, хотя могут присутствовать остаточные деформации

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

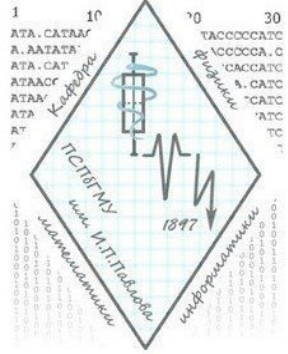
$\eta$  – динамическая вязкость, Па·с

# Модель К-Ф. Изометрический режим

$$\Delta l = \text{const}$$

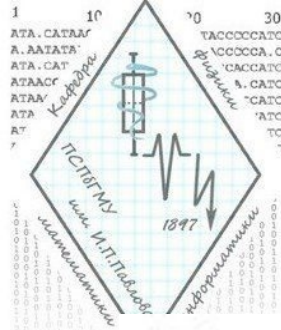


Если удлинить модель на определенную величину, возникнет соответствующее напряжение, не меняющееся со временем.

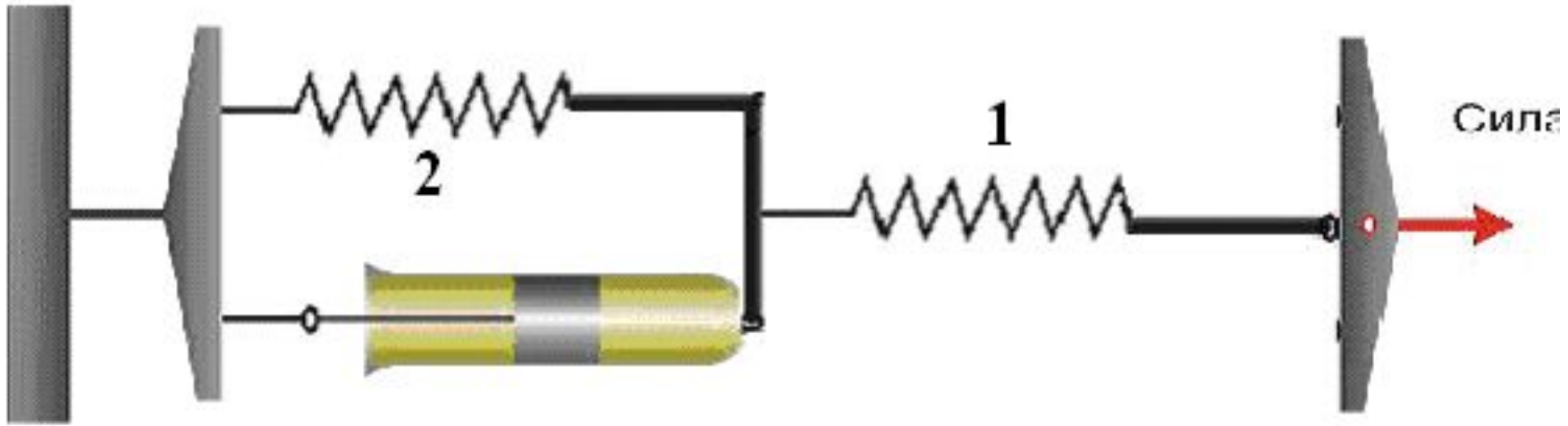


# Модель К-Ф, применение

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

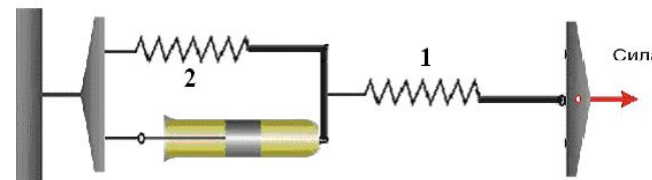
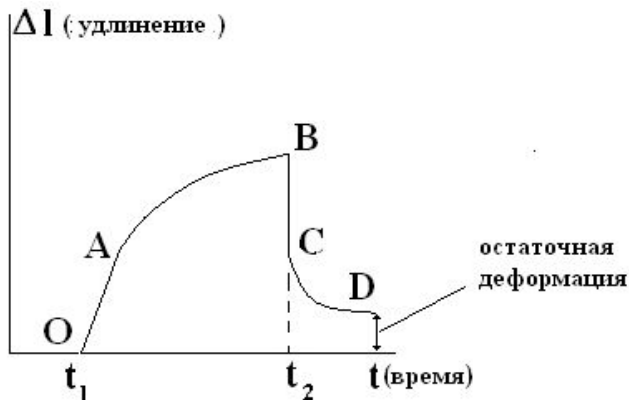
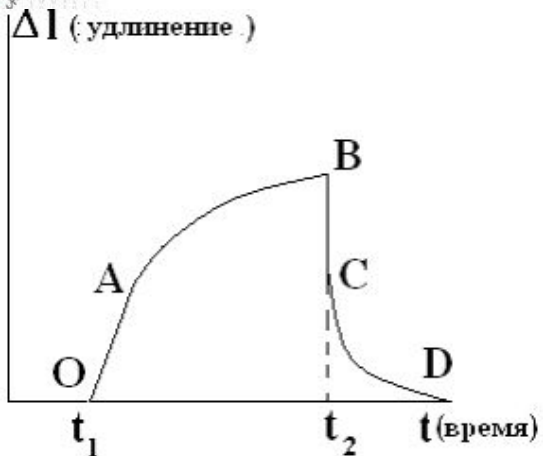
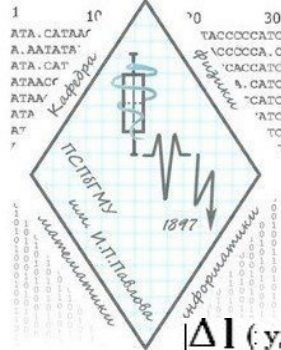


# Модель Зинера

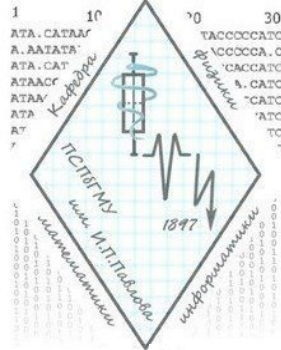


Состоит из последовательно соединенной модели Кельвина – Фойгта и идеально упругого элемента  
 Применяется для костной ткани, скелетных мышц

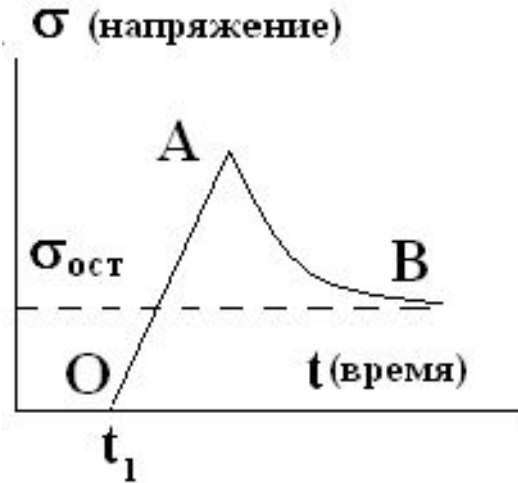
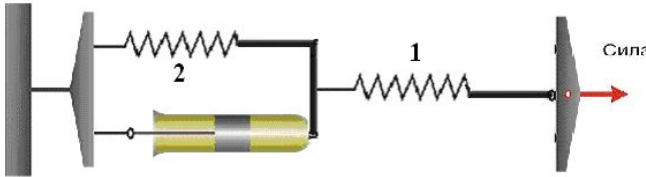
# Модель Зинера. Изотонический режим $F = \text{const}$



- 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).



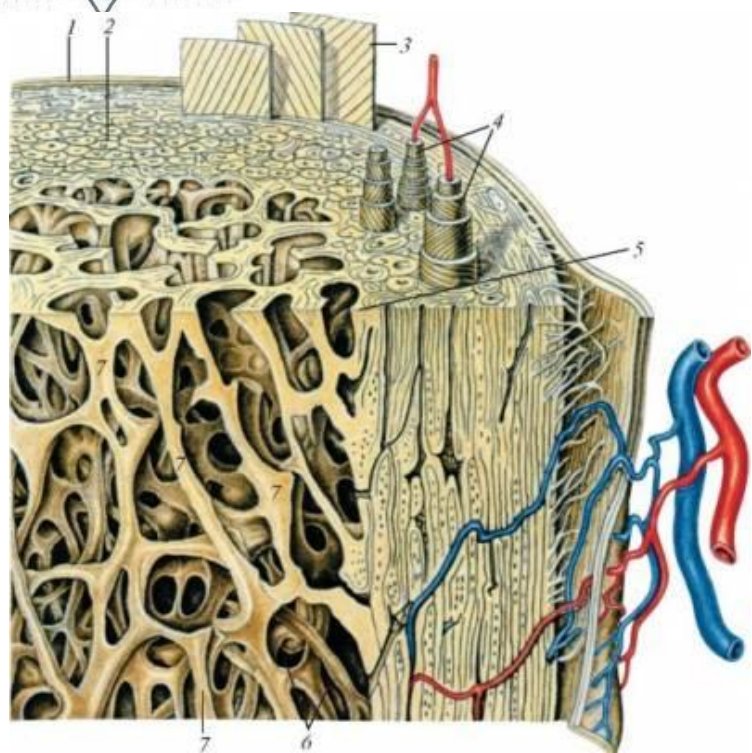
# Модель Зинера. Изометрический режим $\Delta l = \text{const}$



- OA - 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)

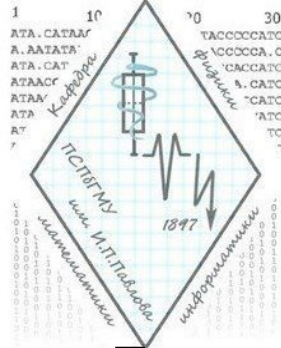
**Уровень 1.** Биополимерная молекула трипектоколлагена и неорганические кристаллы (гидроксилапатит  $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{Ca}(\text{OH})_2$ ).  
**Уровень 2** Микрофибриллы коллагена, образованы пятью молекулами тропектоколлагена.

**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:

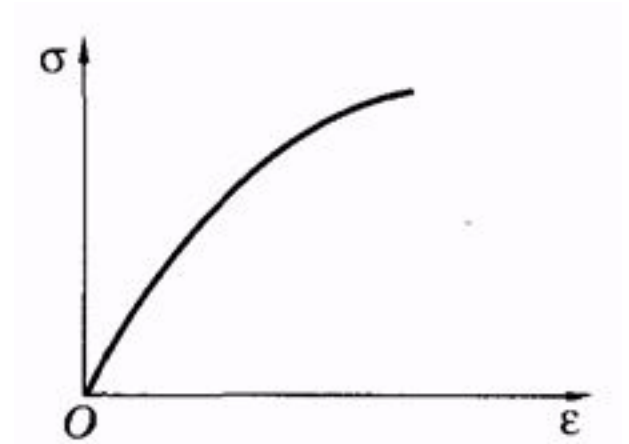
- 2/3 - кристаллы минерала гидроксилапатита (высокая прочность)
- 1/3 - коллагеновые волокна (высокая эластичность)

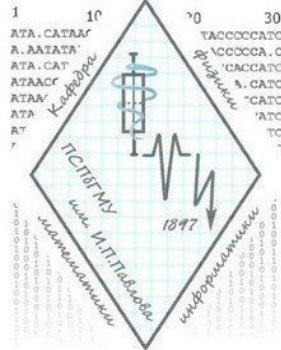
При небольших деформациях справедлив закон Гука.

Модуль Юнга может достигать  $10^{10}$  Па.

Предел прочности при растяжении  $10^8$  Па.

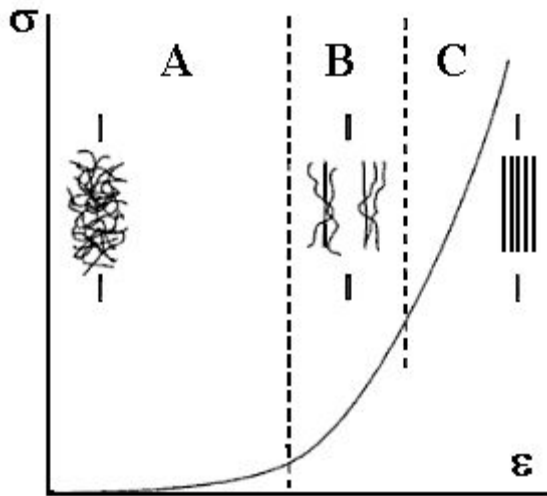
Относительная деформация при растяжении достигает 1%.





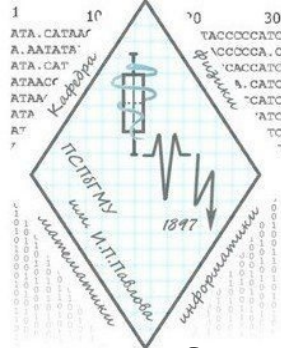
# Скелетная мышца

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 межмолекулярные 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.

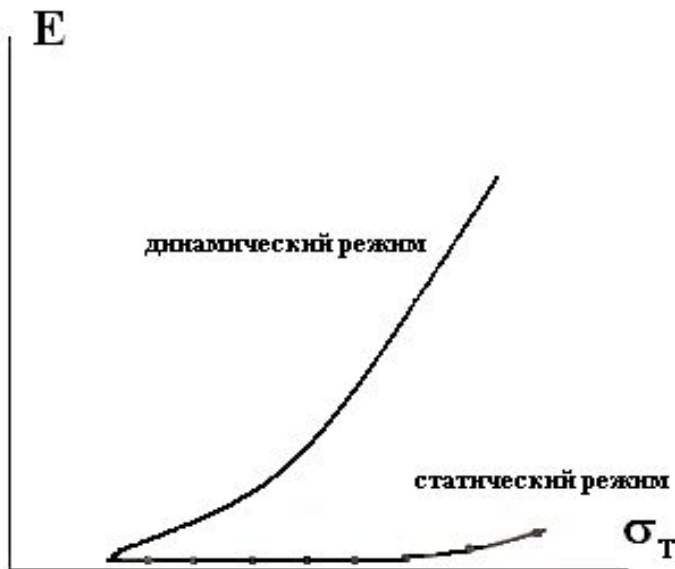
# Механические свойства сосудистой стенки




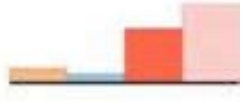


- Сосуд – полый орган, сосудистые стенки хорошо описываются **моделью Максвелла**.
- Стенки кровеносных сосудов, за исключением капилляров, построены из вязкоупругого материала – белков эластина и коллагена, причем их соотношение меняется по ходу кровеносной системы. Например, в стенке грудной аорты эластина в 1,5 раза **больше**, чем коллагена, а в брюшной аорте примерно в 3 раза **меньше**, чем коллагена. С удалением от сердца в сосудистой стенке увеличивается доля гладкомышечных волокон. Поэтому крупные сосуды способны к значительным обратимым изменениям размера при действии на их стенку деформирующей силы. Статические кривые растяжения сосудистой стенки подобны соответствующим характеристикам скелетной мышцы

# Механические свойства сосудистой стенки

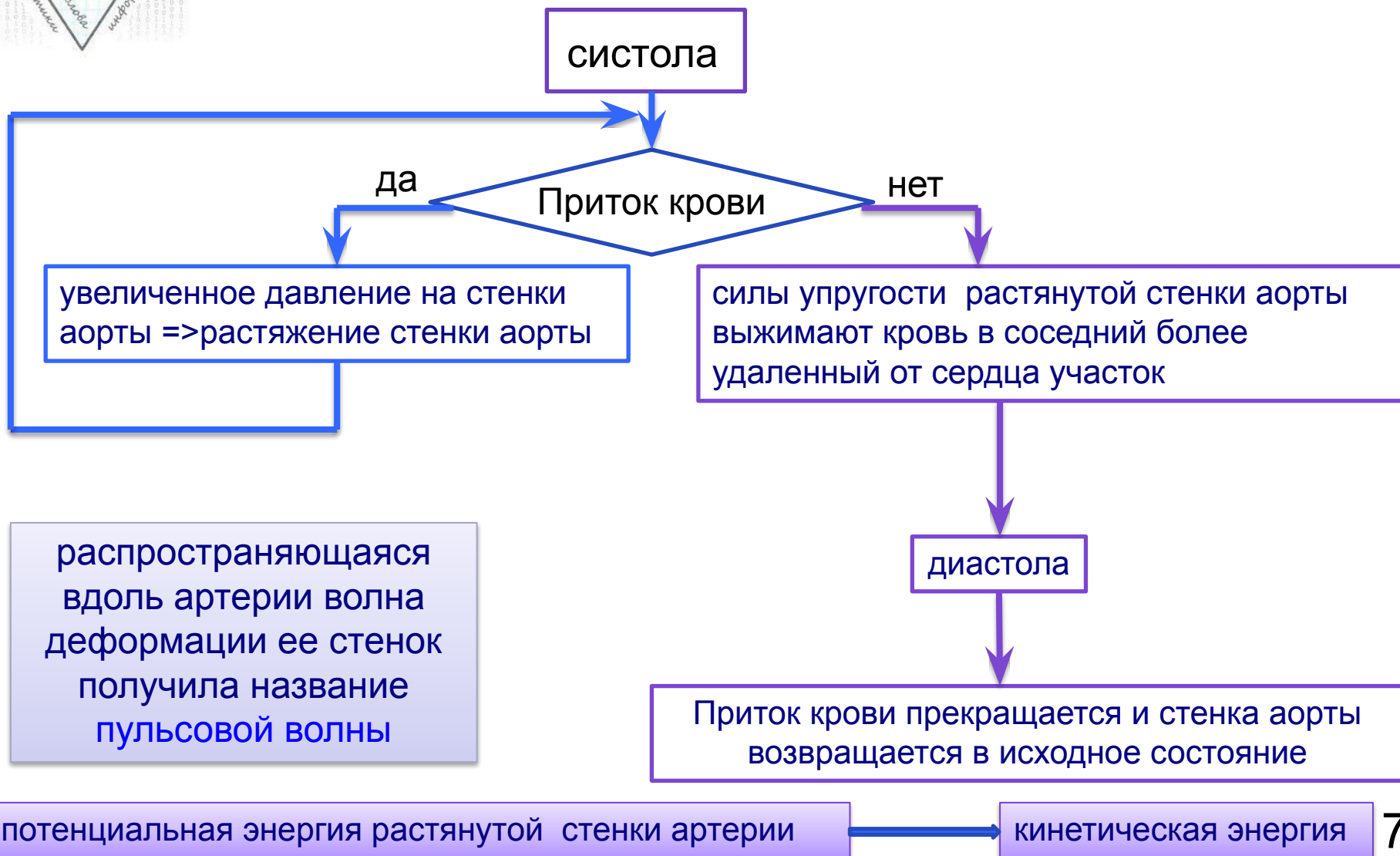
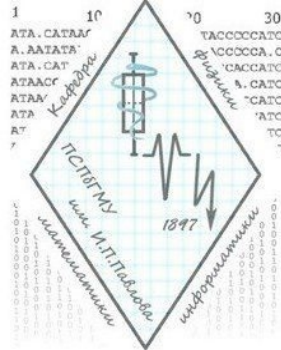
Деформация артериальной части системы кровообращения протекает в организме в динамических условиях: подъем давления и его спад совершаются за непродолжительное время. В этих условиях модуль упругости  $E$  (динамический) зависит от времени значительно больше модуля упругости, рассчитанного в статических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



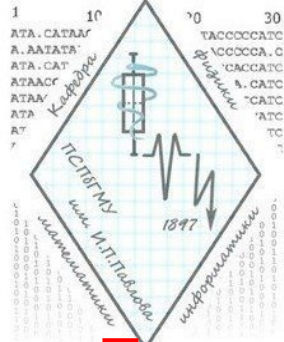
Тип сосуда	диаметр толщина	Состав стенки
 Артерия	D: 1.5 cm T: 1.0 mm	
 Вена	D: 5.0 mm T: 0.5 mm	

- эндотелиальная ткань
- эластин
- гладкие мышцы
- коллаген

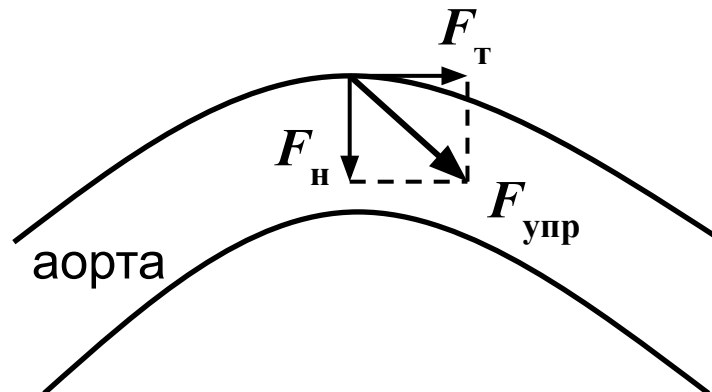
# Механизм возникновения пульсовой волны



# 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

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

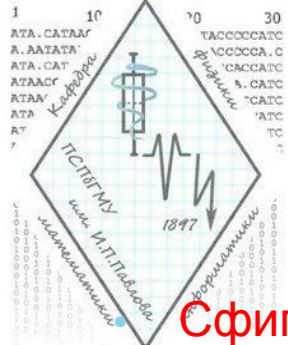
$E$  – модуль Юнга сосудистой стенки

$h$  – толщина стенки сосуда

$\rho$  – плотность крови

$d$  – диаметр просвета сосуда

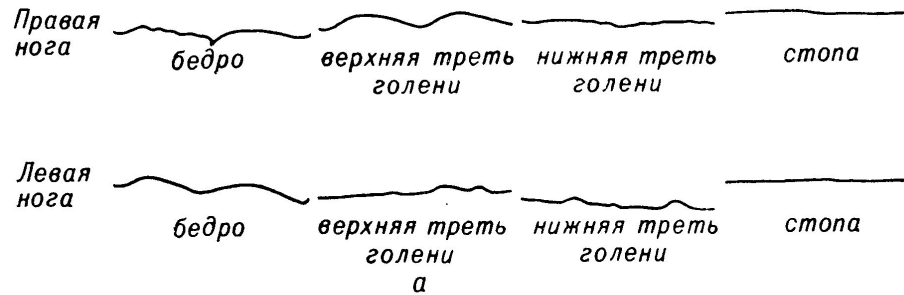
# Сфигмография



**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**



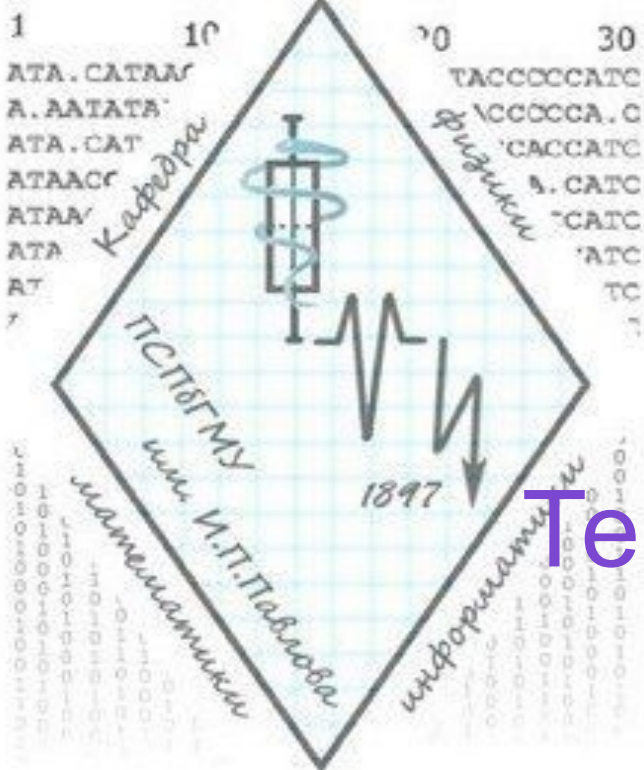
**значительное  
снижение  
амплитуды кривой**

**б — после операции**



**появление  
магистральной  
пульсации  
артерий**





## Тема 3. Акустика

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

# Механические колебания и ВОЛНЫ

- **Звук** — это механические колебания и волны в упругих средах, воспринимаемые ухом человека (частотой от 16 Гц до 20кГц).



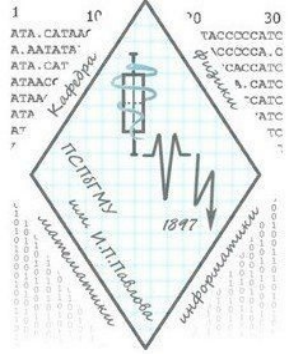
Татьяна Малашёнок  
18 минут назад



че гуглит медик  
16 янв 2017 в 20:43

СЛОВО НЕ ВОРОБЕЙ - ВЫЛЕТИТ,  
залетит через *porus acusticus externus* в *meatus acusticus externus* и до *membrana tympani*, потом по молоточку, наковальне, стремечку волна попадет на мембрану овального окна. Колебания мембраны окна преддверия передаются перилимфе и эндолимфе, что вызывает колебания основной мембраны вместе с расположенным на ней кортиевым органом. При этом волосковые клетки своими волосками касаются текториальной мембраны и вследствие механического раздражения в них возникает возбуждение, которое передается далее на волокна преддверно-улиткового нерва, а потом уже НЕ ПОЙМАЕШЬ!!!

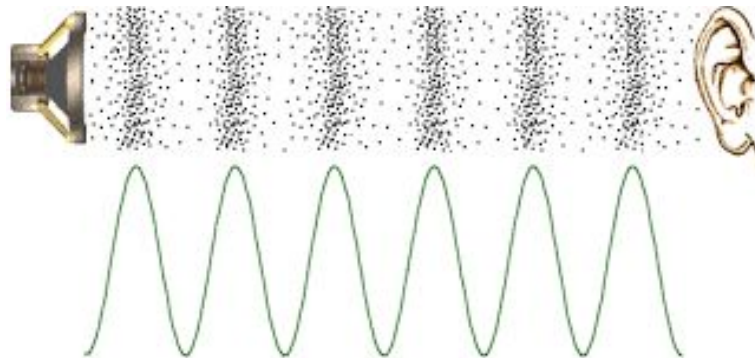
# Механические колебания и ВОЛНЫ



- 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:

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

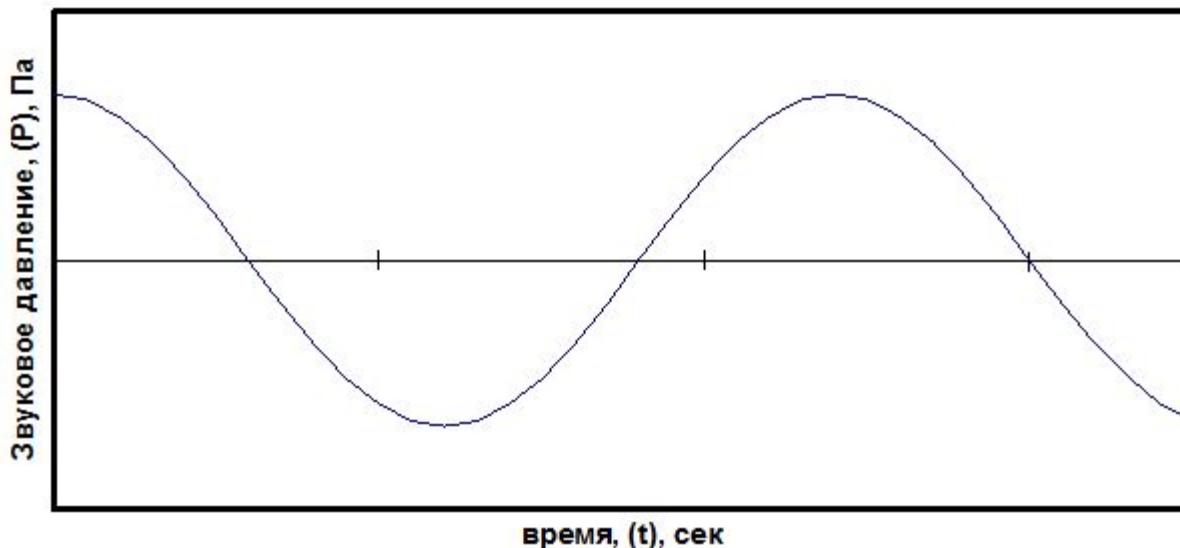
- $s$  – смещение точки с координатой  $x$  (ось направлена в сторону распространения волны),  $m$
- $A$  – амплитуда колебаний,  $m$
- $\omega$  – круговая частота,  $Гц$
- $t$  – время,  $c$
- $v$  - скорость распространения волны,  $m/c$

# 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

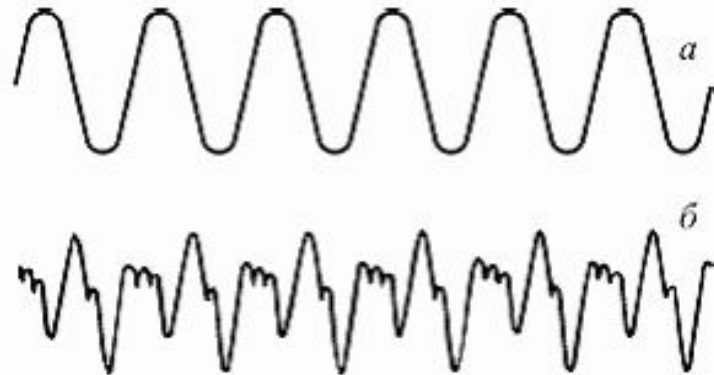
$P_0$  – амплитуда давления

$\nu$  - частота колебаний, Гц

$t$  – время, с

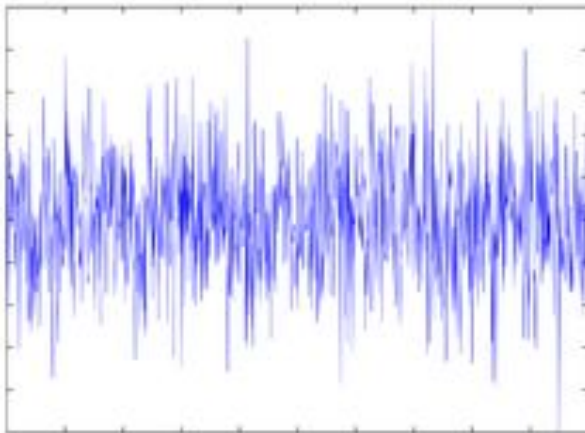
# Виды звуков: тон, шум, звуковой удар

- 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.



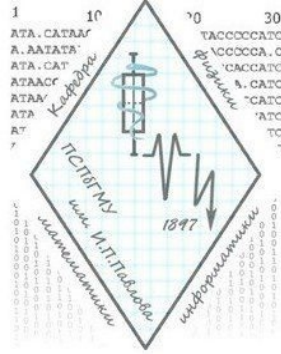
# Виды звуков: тон, шум, звуковой удар

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



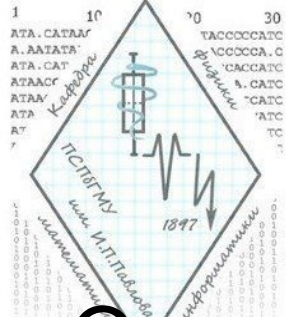
- Звуковой удар. Кратковременное звуковое воздействие: хлопок, взрыв.





# Физические (объективные) характеристики звука

- Частота
- Интенсивность
- Спектр



# Частота

Определяет, сколько раз повторяется звуковое колебание за 1 секунду

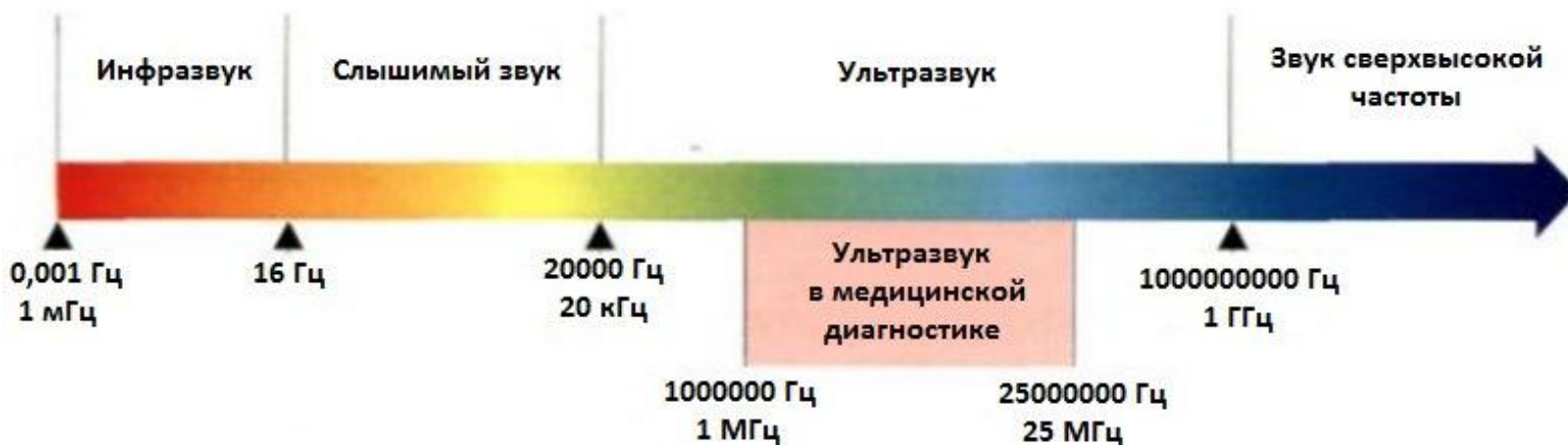
$$\lambda = \frac{v}{\nu}$$

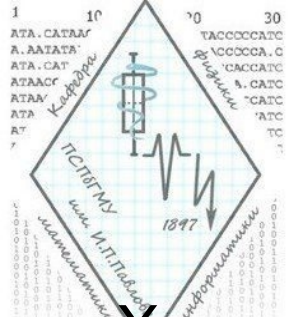
$$\nu = \frac{1}{T};$$

$$[c^{-1}] = [Герц]$$

$\lambda$  - длина волны

$v$  - волновая скорость       $T$  - период





# Интенсивность $I$

Характеризует энергию, переносимую звуковой волной

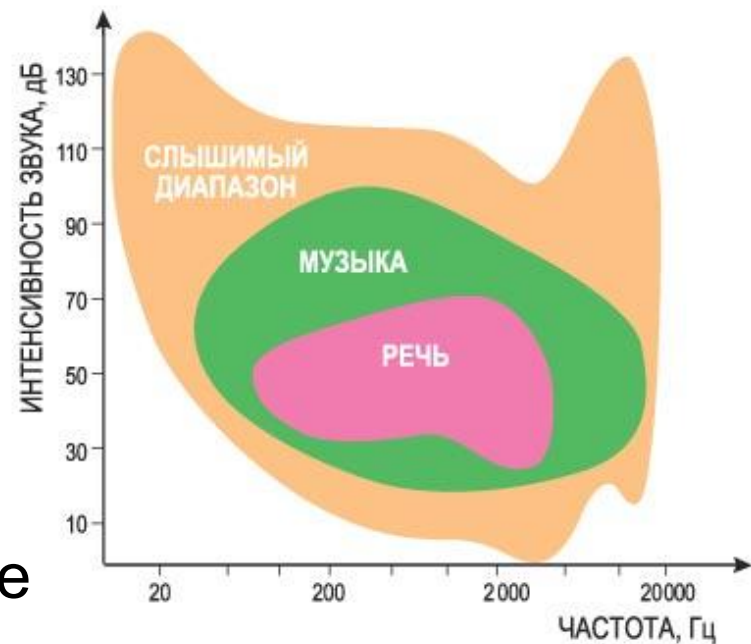
$$I = \frac{P^2}{2\rho v} \quad I = \left[ \frac{Wm}{m^2} \right]$$

$P$  - амплитуда звукового давления

$\rho v$  - волновое сопротивление

$\rho$  - 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

$\beta$  - 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.

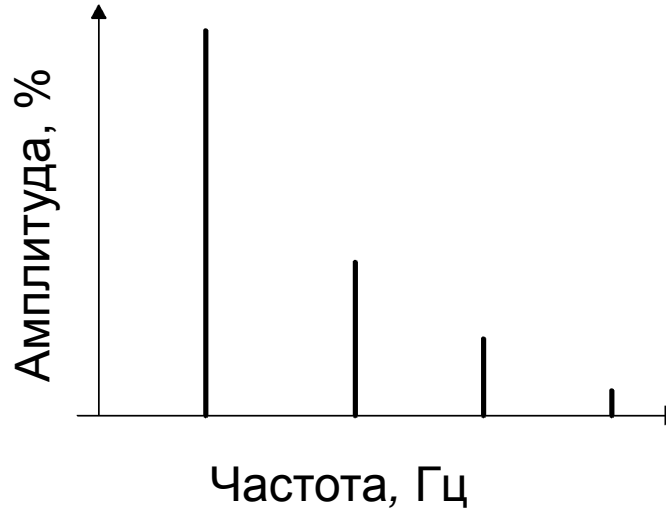
Процесс постепенного затухания звука называется

реверберацией.

# Спектр

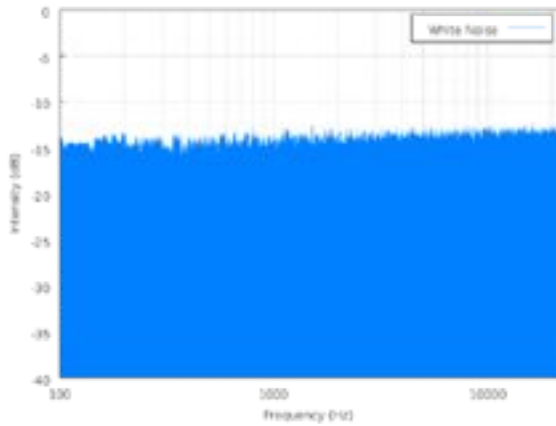
— это распределение амплитуды колебаний в зависимости от частоты

- Спектр сложного тона линейчатый

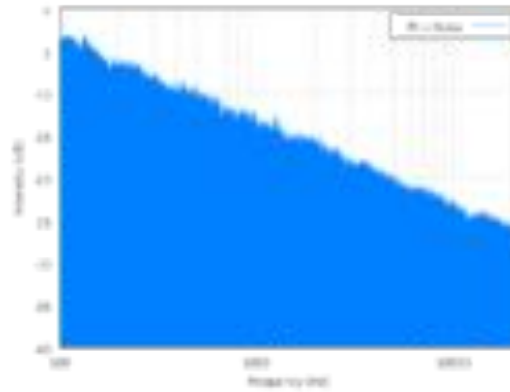


# Спектр

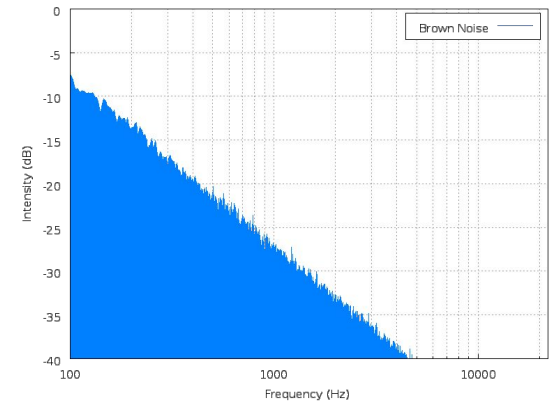
- Спектр шума сплошной



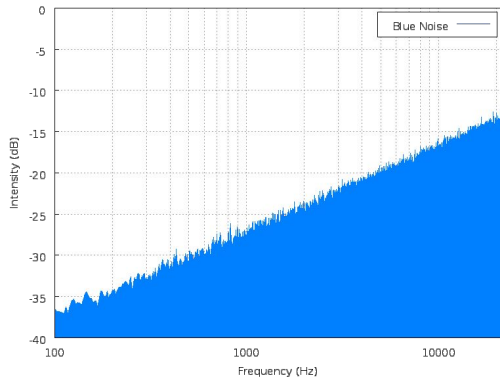
Белый шум



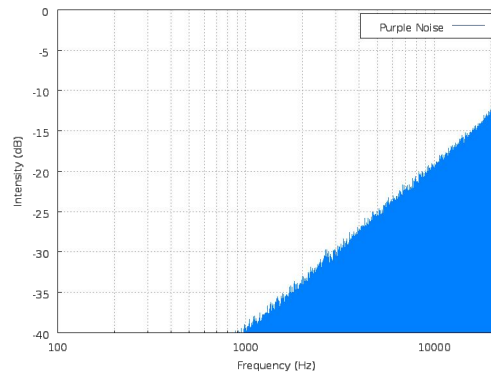
Розовый шум



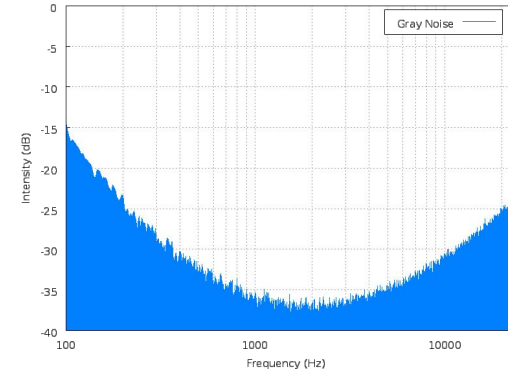
Коричневый шум



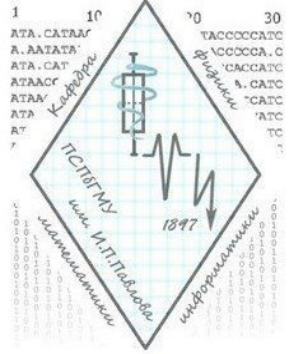
Синий шум



Фиолетовый шум

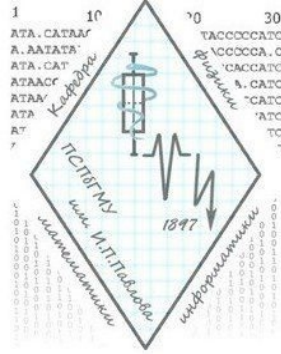


Серый шум



# Физиологические (субъективные) характеристики звука

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



## Уровень интенсивности $L$

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

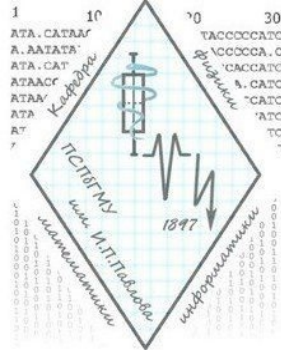
$B$  = Бел, единица измерения уровня интенсивности

$I_0$  – порог слышимости для данной частоты.

Чаще уровень интенсивности измеряют в децибелах (дБ)

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



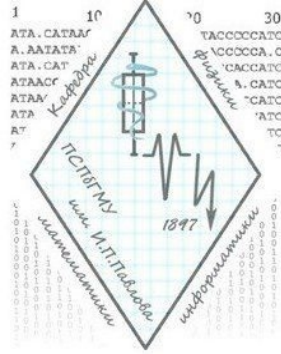


# Закон Вебера-Фехнера

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

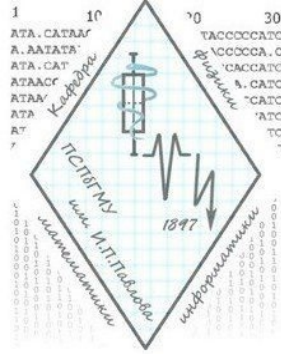
$$E = k \cdot \lg \frac{I}{I_0}$$

- 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

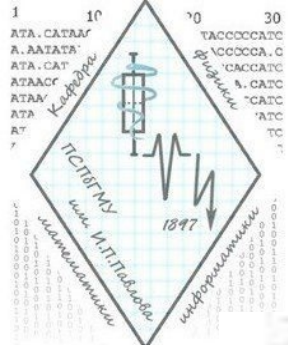
- При увеличении раздражения в геометрической прогрессии, ощущение от этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии



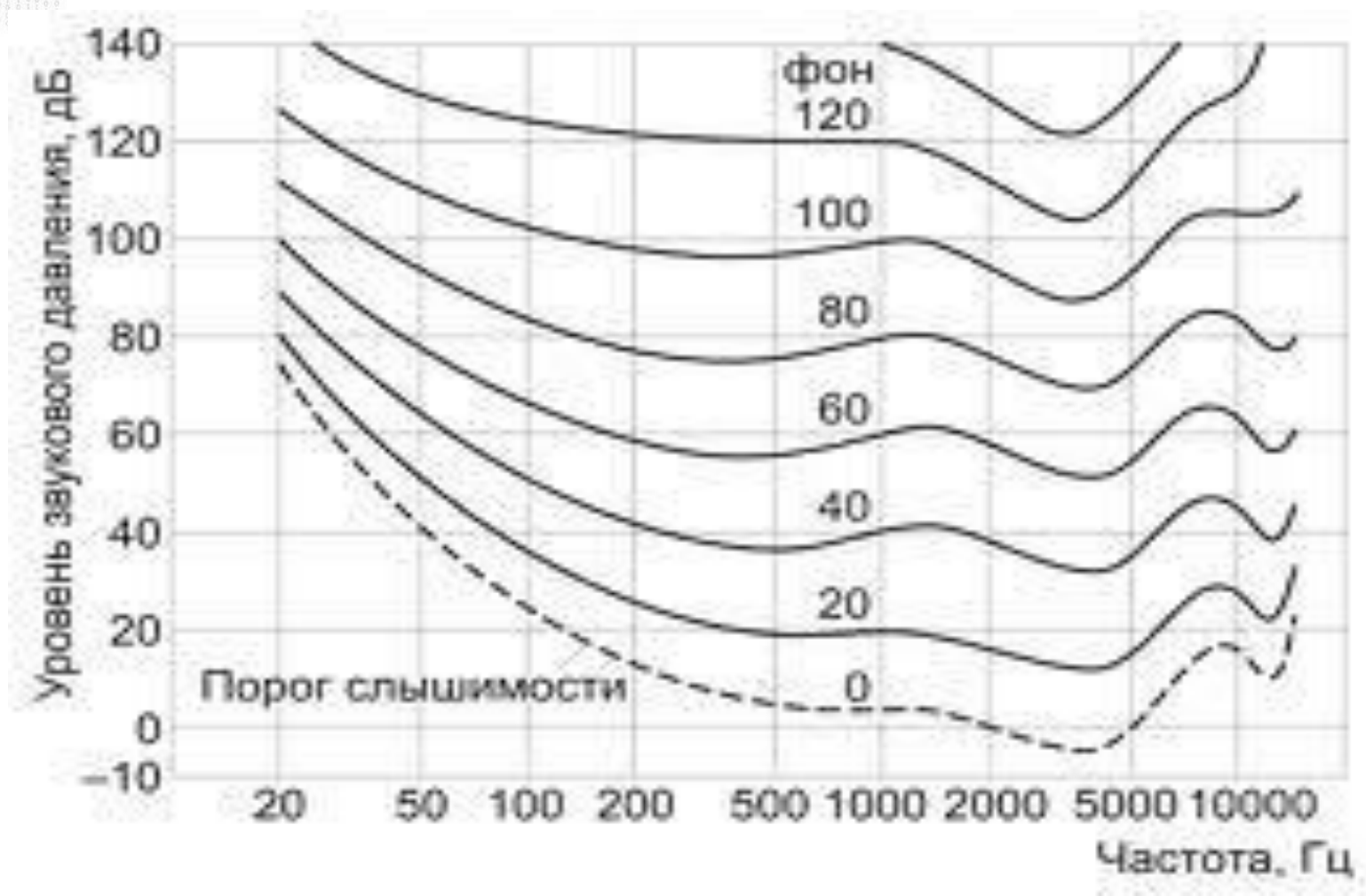
## Выбор коэффициента $k$

- На частоте 1 кГц шкалы громкости и интенсивности совпадают,  $k=1$  и

$$E = L_{(дб)} = 10 \lg \frac{I}{I_0}$$



# Кривые равной громкости

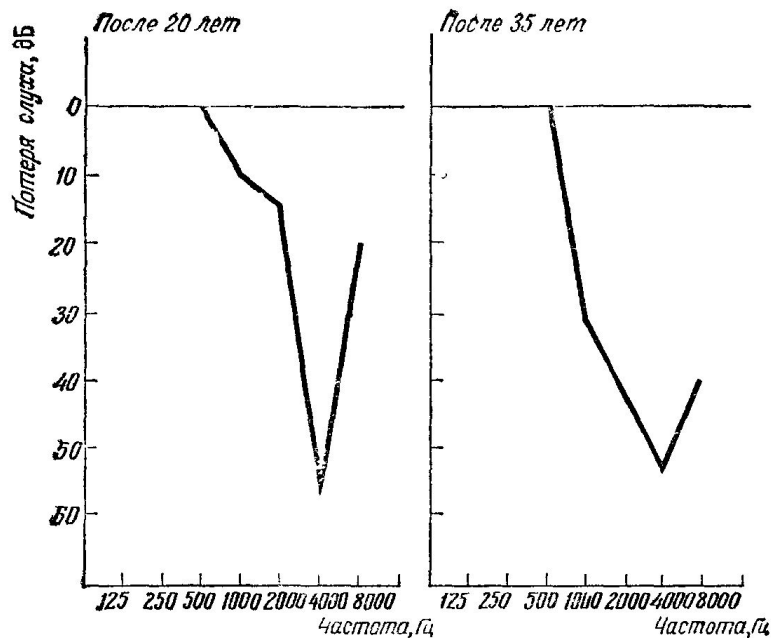


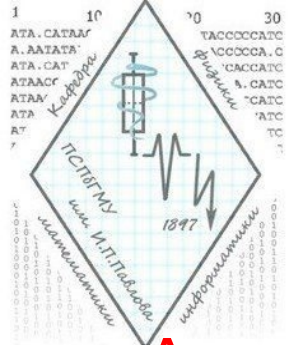
# Звуковые методы исследования

- Аудиометрия** - метод измерения остроты слуха. На аудиометре определяют порог слухового ощущения на разных частотах. Можно диагностировать заболевания органов слуха по отклонению аудиограммы пациента от нормальной.

Пример: потеря слуха у ткачей

<http://mash-xxl.info/page/157109017146158191118079039096125233142100089026/>



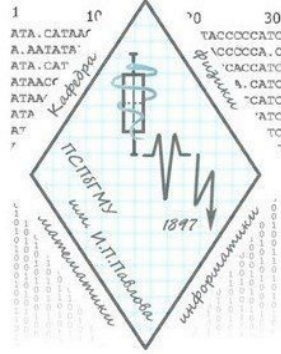


# Звуковые методы исследования

- **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.

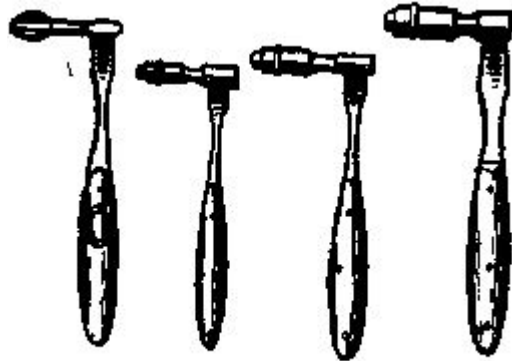


Фонендоскоп



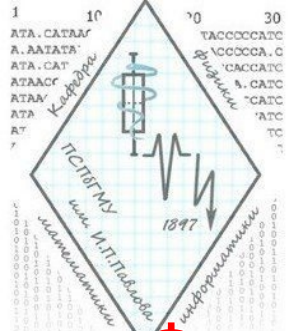
# Звуковые методы исследования

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



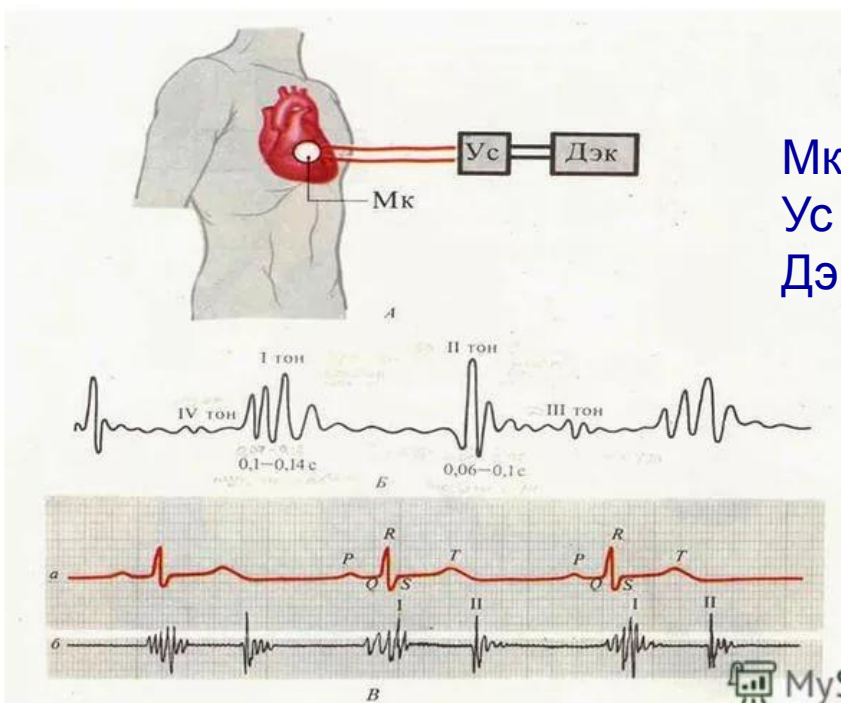
ПеркуSSIONНЫЕ МОЛОТОЧКИ





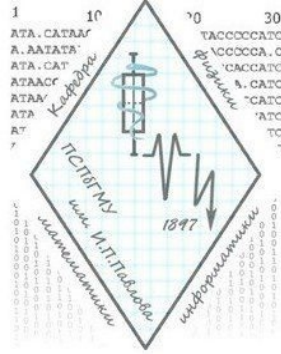
# Звуковые методы исследования

- **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

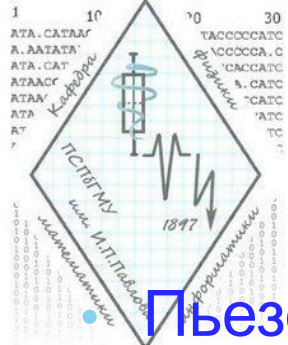
- **Шумомер** - прибор, используемый для объективного измерения уровня громкости шума.
- Свойства шумомера близки к свойствам человеческого уха, для разных диапазонов уровней громкости используются корректирующие электрические фильтры.



шумомер

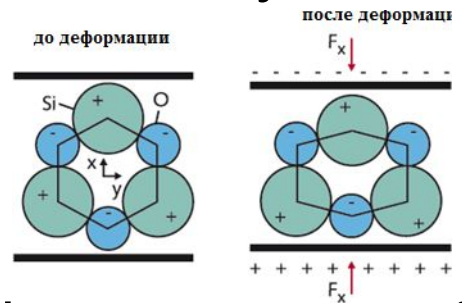
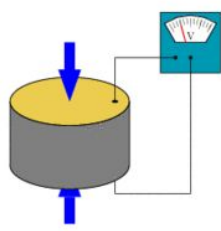
# Ультразвук

- **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.

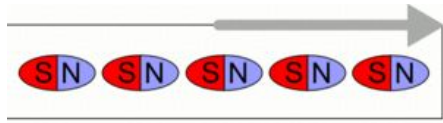


# Генерация ультразвука

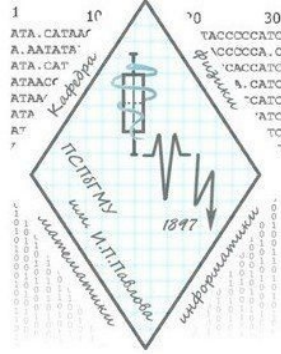
**Пьезоэлектричество:** при сжатии и растяжении некоторых кристаллов (кварца), с двух сторон, перпендикулярных направлению сжатия, появляются электрические заряды. Используют также керамические излучатели, на основе титанита бария, они могут быть любой формы и размеров



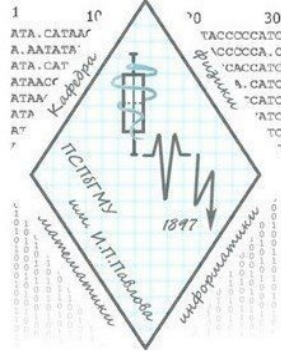
- **Магнитострикция:** при перемагничивании электрическим током железных и никелевых стержней, они то уменьшаются, то увеличиваются в размерах в такт изменениям направления тока, в среде возбуждаются волны, частота которых зависит от колебания стержня.



# Действие ультразвука на живую ткань

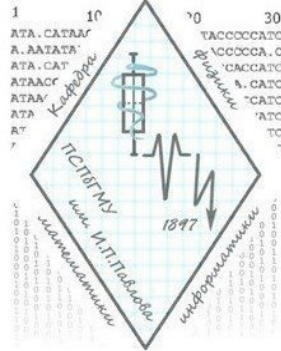


- Биологическое действие УЗ на клетки и ткани организма зависит от дозы, которая может быть стимулирующей, угнетающей и разрушающей. Наиболее адекватными для лечебно-профилактических воздействий являются малые дозировки (до  $1 \text{ Вт/см}^2$ )



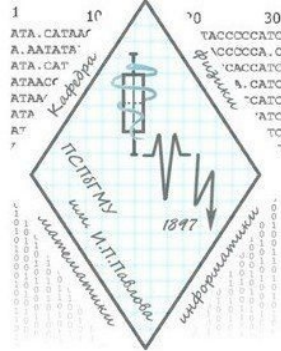
# УЗИ

- **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.



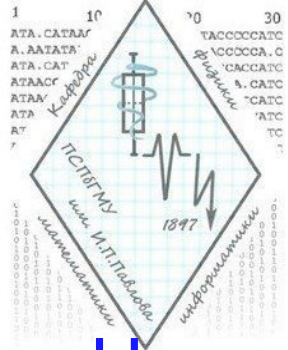
# Коэффициент поглощения

- 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.

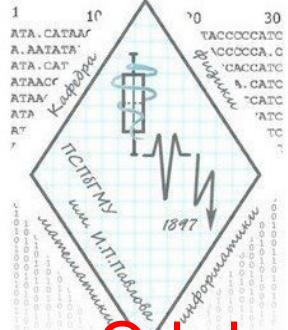


# УЗИ-датчики

- **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.

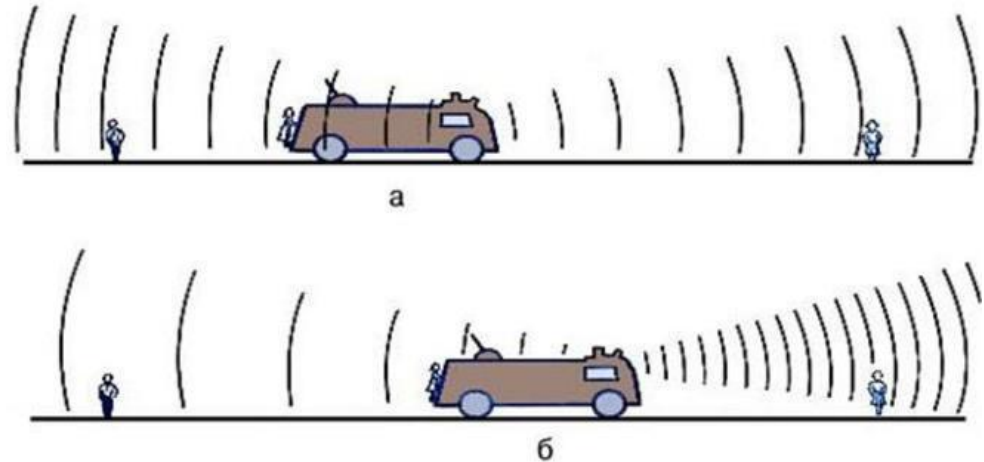


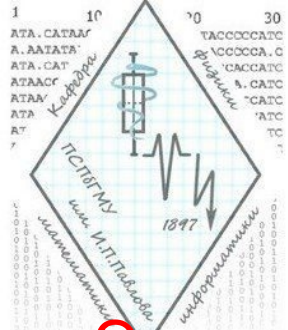




# Эффект Доплера

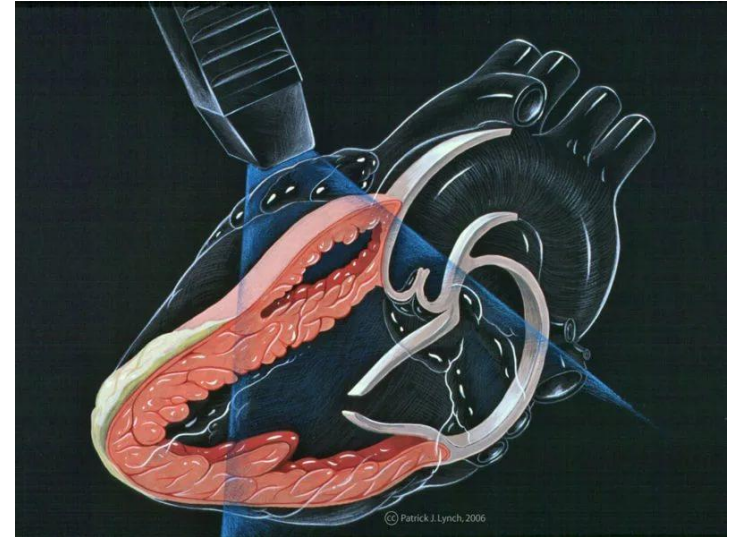
- **Эффект Доплера** – это изменение частоты и, соответственно, длины волны излучения, воспринимаемое наблюдателем (приёмником), вследствие движения источника излучения и/или движения наблюдателя.
- На основании волновой теории он вывел, что **приближение** источника света к наблюдателю **увеличивает**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

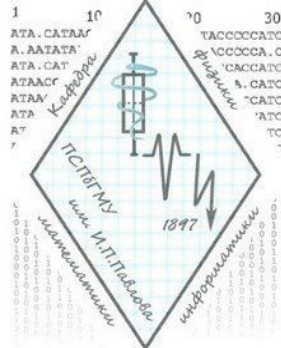




# Эхокардиография

- **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.

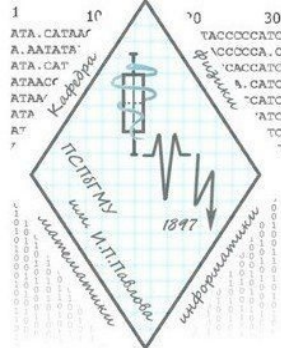




# Доплерография

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).

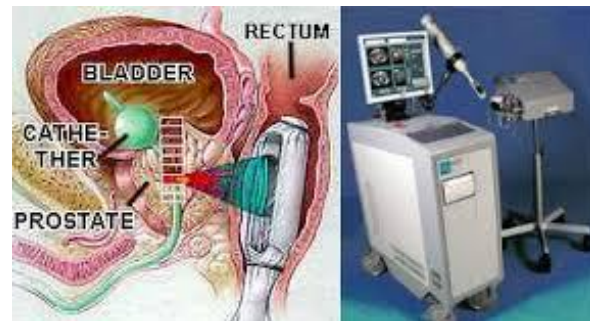


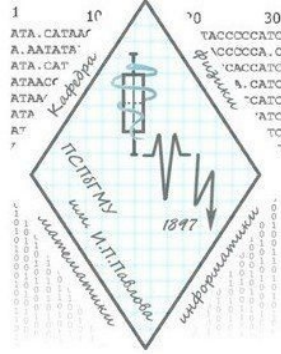
# HIFU-терапия

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



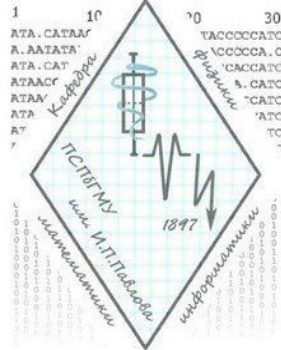
- Основная областью применения **HIFU** в медицине – **неинвазивная** или **малоинвазивная хирургия**, реализуемая с помощью сфокусированных ультразвуковых пучков. ( $I$  до  $0,1-1 \text{ Вт/м}^2$ ).





# 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.

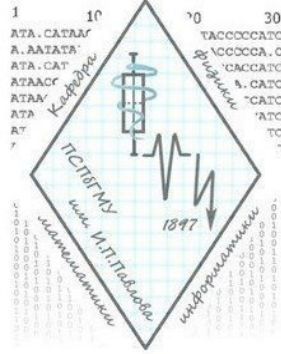


# Инфразвук

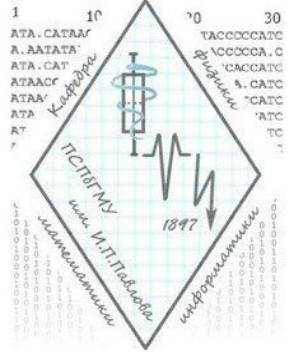
- **Инфразвук** – это механические волны, частотой менее 20 Гц. Источники: грозовые разряды, землетрясения, холодильники, автострады, взрывы.
- ИЗ слабо поглощается разными средами, поэтому далеко распространяется.
- **Неблагоприятное воздействие** на функциональное состояние организма связано в первую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

# Вибрации

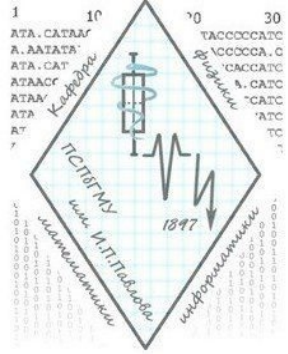
- **Вибрации** – это механические колебания конструкций и машин. Воздействие может быть полезным (вибротерапия, вибромассаж) и вредным, приводящим к вибрационной болезни.





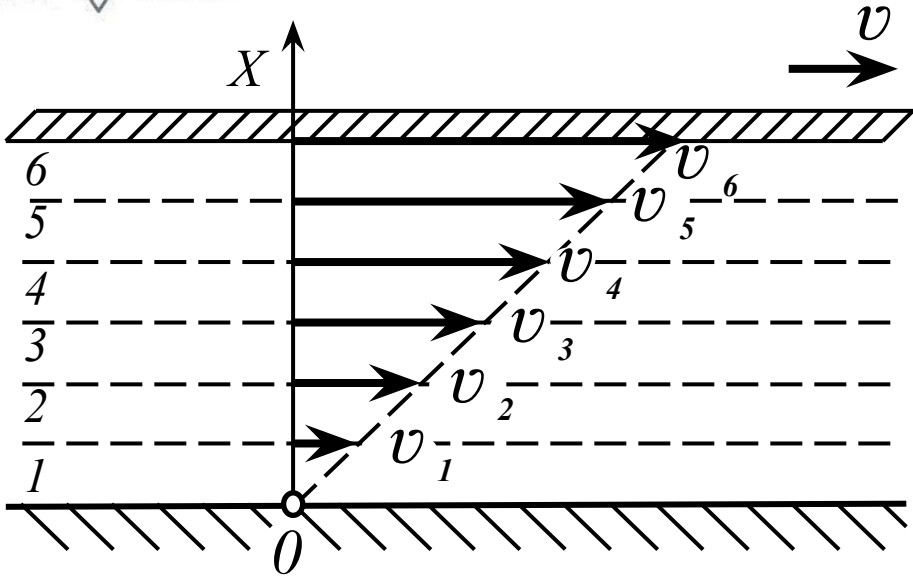


# Тема 4. Физические основы гемодинамики. Гидродинамика



- **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)

$\eta$  – 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**.

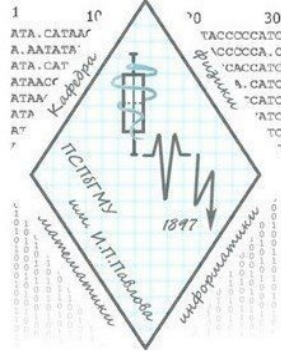
## Жидкости

### идеальные

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

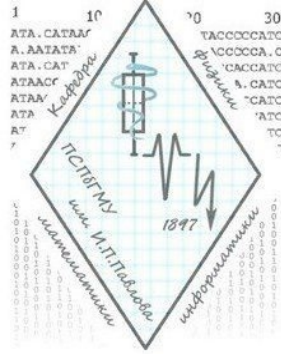
### реальные

- 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)

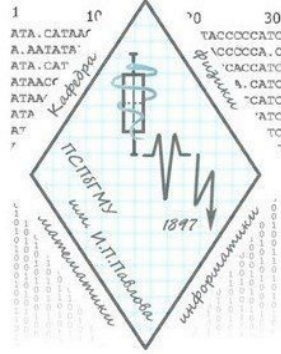


# Единицы измерения вязкости

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

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

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



# Кинематическая вязкость

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

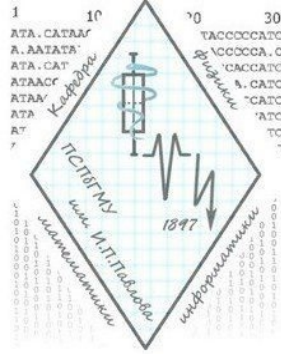
$$\nu = \eta / \rho$$

отношение динамической вязкости жидкости к ее плотности

$\nu$  - коэффициент кинематической вязкости

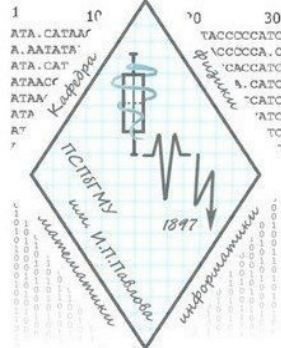
Единица измерения в системе СИ-  $\text{м}^2/\text{с}$

# Кровь – неньютоновская жидкость



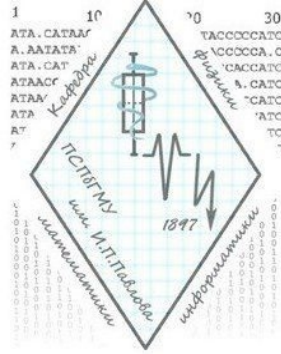
- **Кровь** – суспензия форменных элементов (эритроциты, тромбоциты, лейкоциты), в плазме
- **Плазма** – коллоидная суспензия белков в электролите
- Вязкость крови в норме - **4-5 мПа·с**. При различных патологиях значения вязкости крови могут изменяться от 1,7 до 22,9 мПа·с





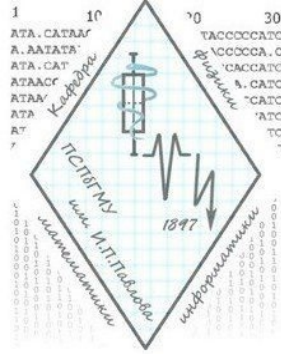
# Вязкость крови

- 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



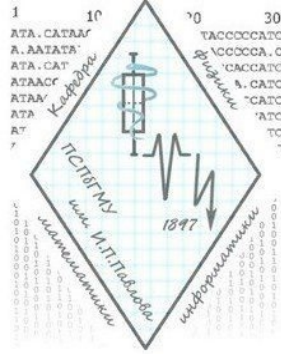
# Вязкость зависит от: 1/2

- **.. скорости сдвига.** При низких скоростях сдвига происходит слипание эритроцитов и образование скоплений, которые называются «монетными столбиками»- придают крови свойства твердого тела. **▲ ▼ (чем больше скорость тем меньше вязкость)**
- **.. радиуса сосуда.** Влияние диаметра кровеносного сосуда на вязкость крови начинает сказываться при диаметрах менее 1 мм. В таких сосудах  $\eta$  уменьшается пропорционально уменьшению диаметра (**эффekt Фареуса-Линдквиста, 1931г**). У стенок сосудов образуется слой с пониженной концентрацией эритроцитов. **▼ ▼**



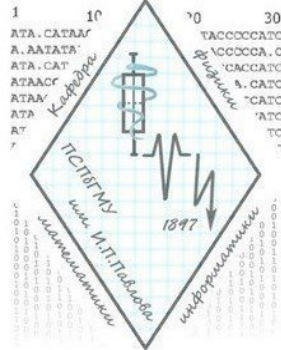
# Эффект Фареуса-Линдквиста

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 это эффект нарастает по мере приближения значений радиуса капилляров к размерам эритроцита, при условии, что скорость сдвига является сравнительно высокой.



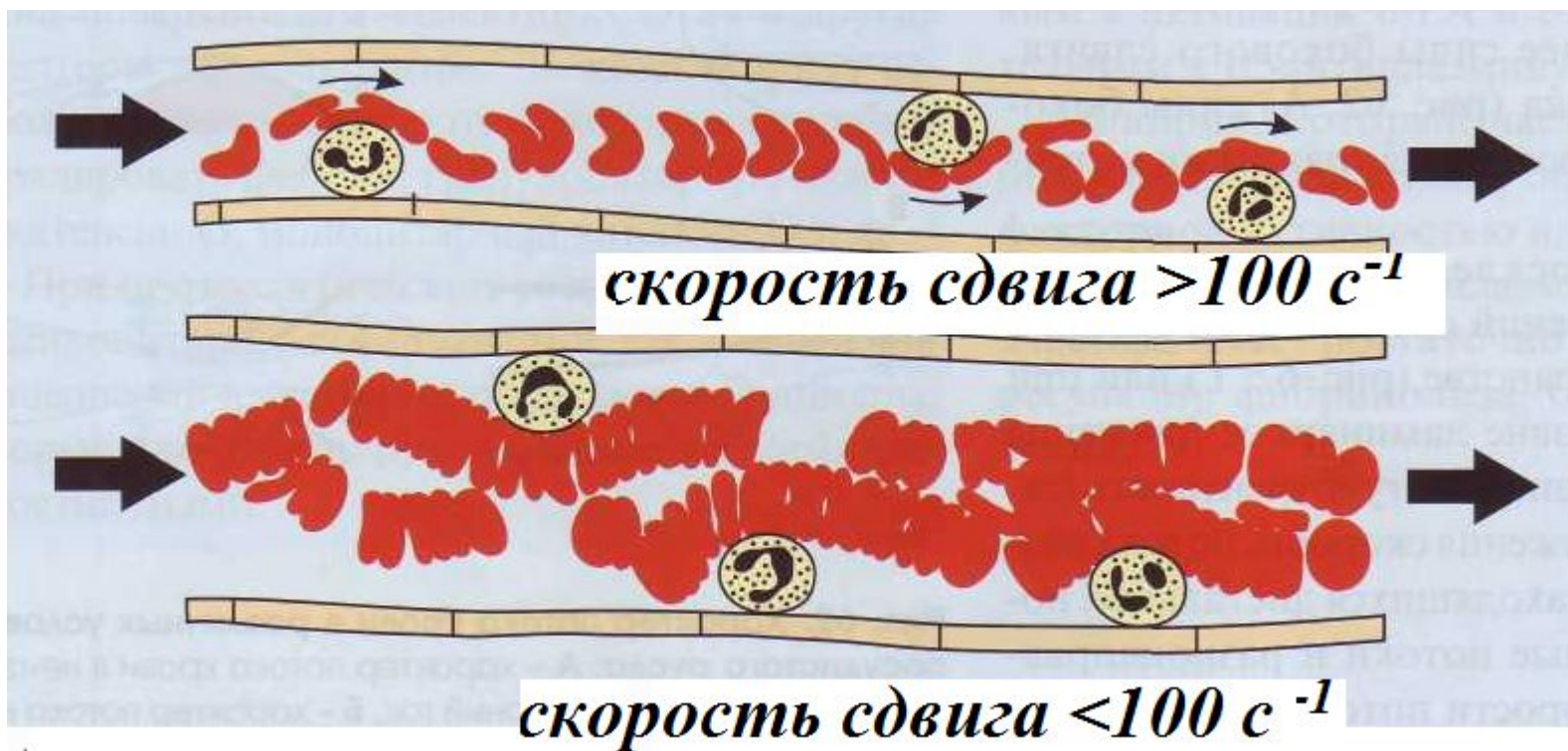
## Вязкость зависит от: 2/2

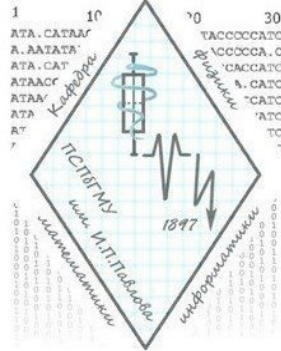
- .. температуры. (Например, при уменьшении температуры с 37° до 17° вязкость крови возрастает на 10 %). ▲ ▼
- .. состава крови
  - содержания белков в плазме. ▲ ▲
  - концентрации эритроцитов. ▲ ▲



# Деформация эритроцитов

При скорости сдвига  $>100 \text{ c}^{-1}$  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

$\rho$  – ПЛОТНОСТЬ ЖИДКОСТИ

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

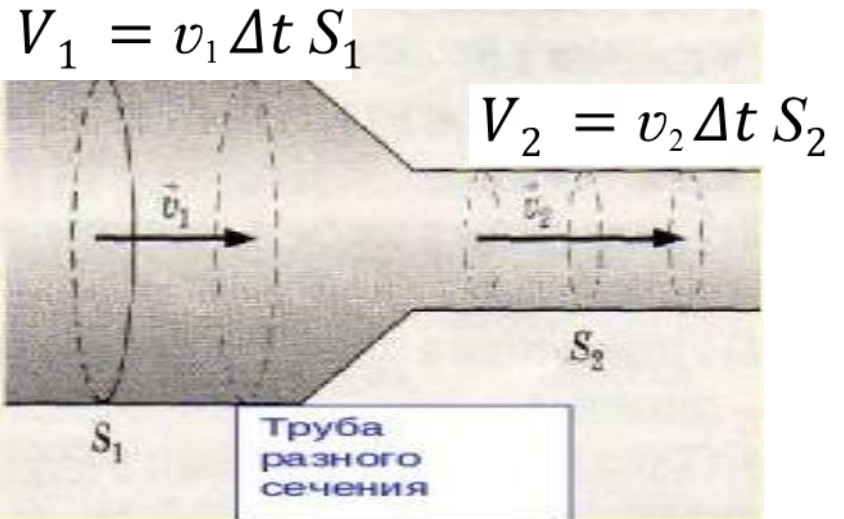
$l$  – длина пути  $t$  – время пути

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

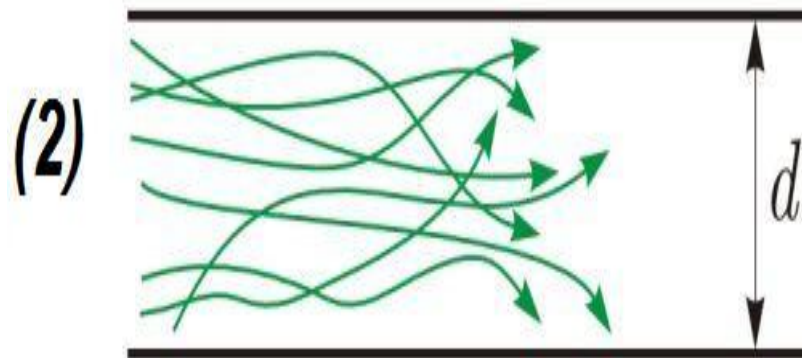
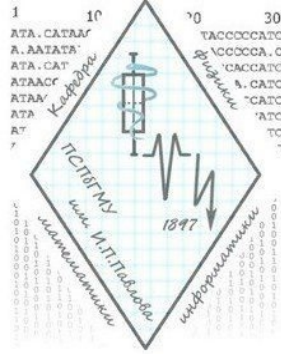
$$\rho_1 S_1 v_1 = \rho_2 S_2 v_2$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

или  $Q_1 = Q_2 = const$

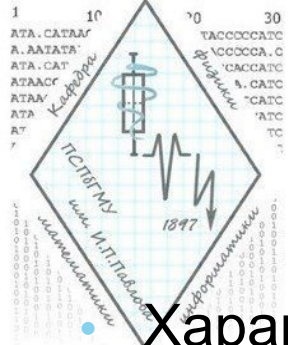


# Турбулентное и ламинарное течение жидкости



- 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**:

$$Re = \rho_{ж} v D / \eta$$

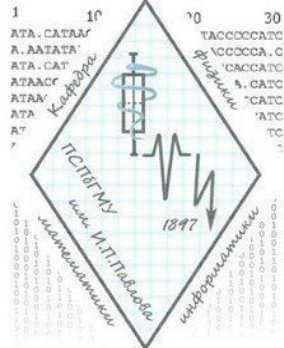
$\rho_{ж}$  – плотность жидкости,  $D$  – диаметр трубы,  $v$  – средняя по сечению трубы скорость течения.

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

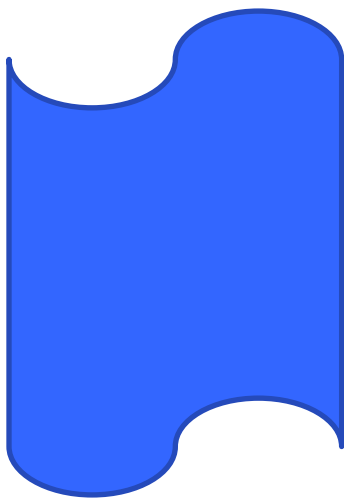
$$Re = v D / \nu$$

- 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

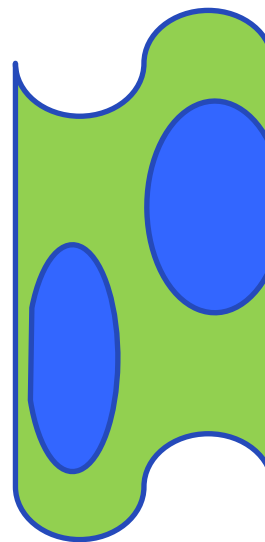


Здоровое сосудистое русло

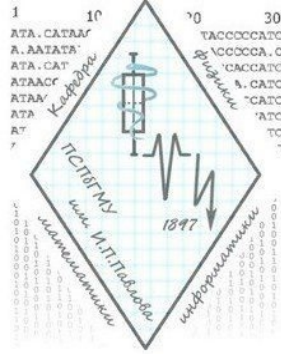


Течение крови в  
сосудистой системе  
ламинарное

Сужение просвета сосуда



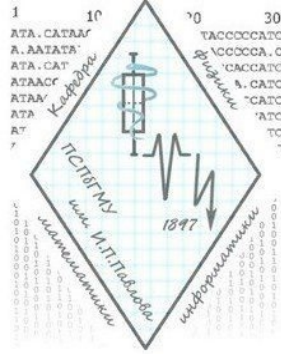
- Течение крови турбулентное
- Дополнительная затрата энергии
- Дополнительная работа сердца, мышц



# Закон Пуазейля

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

- $Q$  – объемная скорость
  - $R$  – радиус трубки
  - $\Delta P = (P_1 - P_2)$  – разность давлений на концах трубки
  - $l$  – длина трубки
  - $\eta$  – вязкость
- **высокая вязкость** жидкости приводит к **снижению** объемной **скорости** течения жидкости;
- **малые изменения радиуса** кровеносных сосудов могут обеспечивать **большие различия** **объемной скорости** жидкости, протекающей через сосуд.



# 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( $\Delta X$  незначительно).

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.

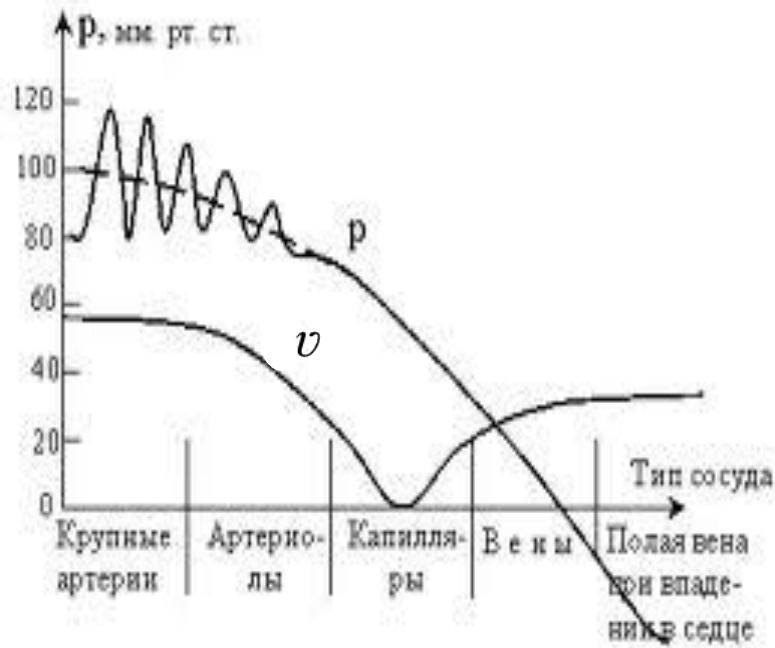
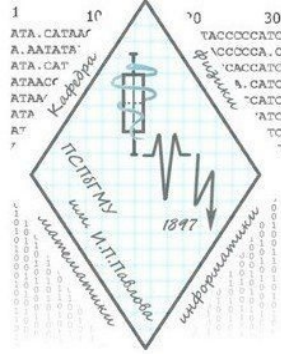


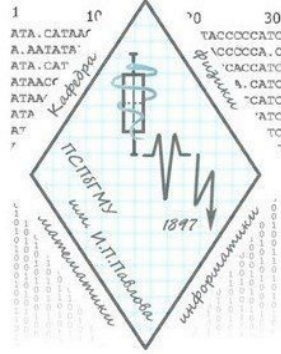
Рис. 3

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

# Основные гемодинамические показатели



- скорость кровотока
- кровяное давление
  - максимальное во время сокращения сердца (систола). Систолическое АД
  - минимальное во время расслабления (диастола). Диастолическое АД.
  - среднее АД =  $1/3$  Систолическое АД \*  $2/3$  Диастолическое АД. Не среднее арифметическое (!), поскольку  $2/3$  сердечного цикла приходится на диастолу.

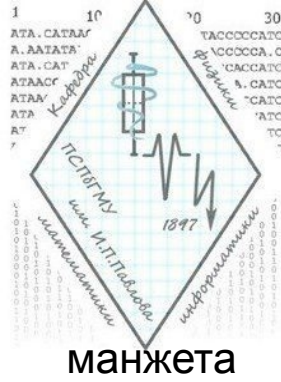


# Давление крови

## 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



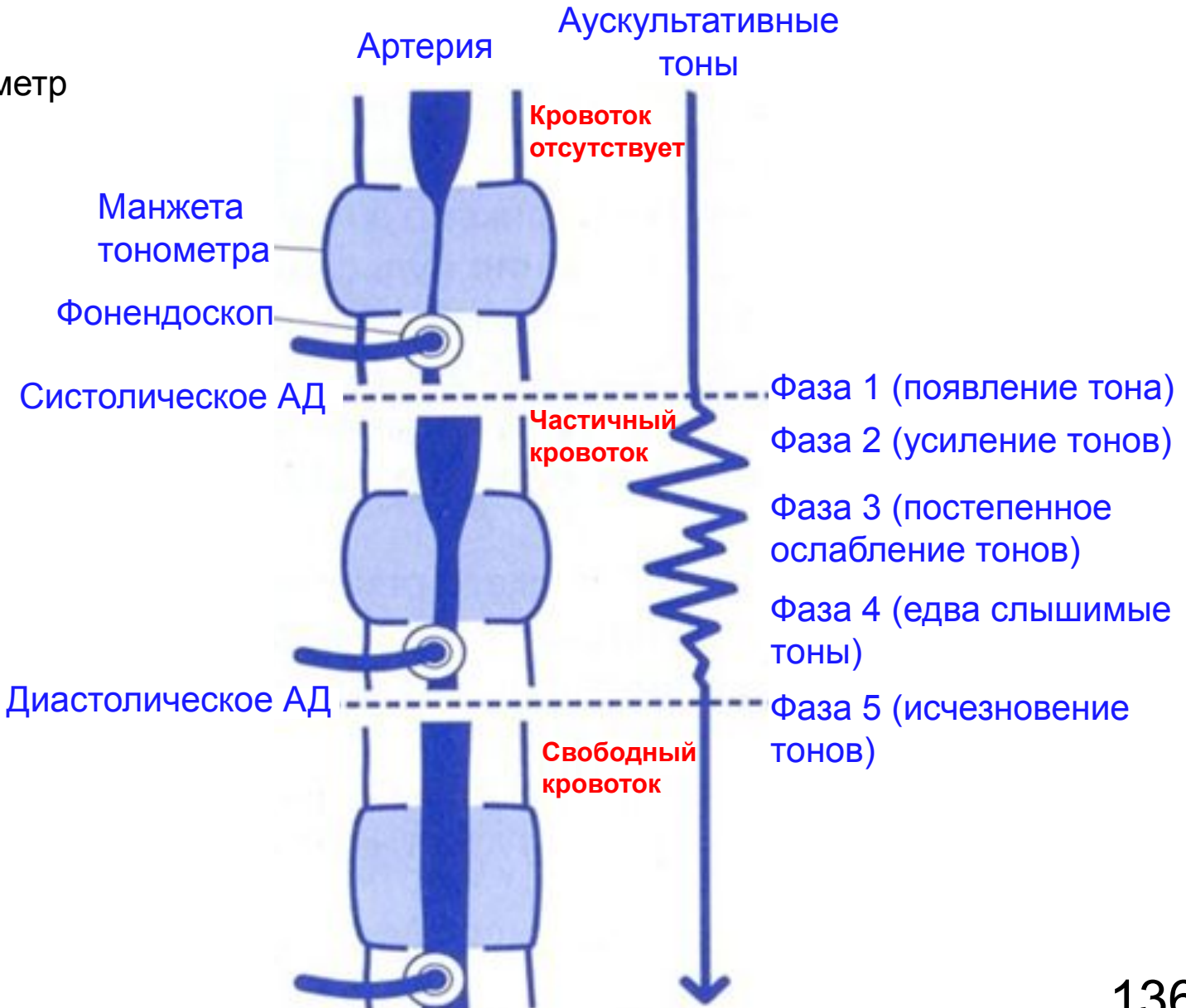
манометр

манжета

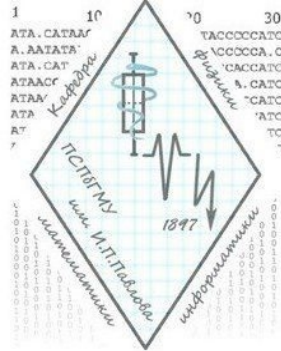


Грушевидный баллон

Фонендоскоп (или стетоскоп) для выслушивания тонов



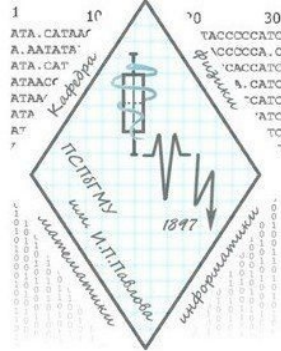




# Измерение максимального и минимального давления крови

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.

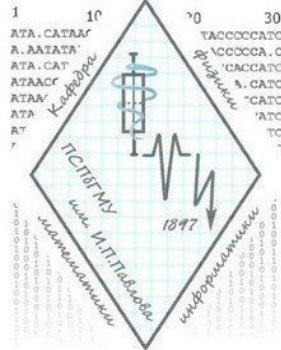
# Методы определения относительной вязкости



**Вискозиметрия** — раздел физики, посвящённый изучению методов измерения вязкости.

Наиболее распространены три метода измерения вязкости газов и жидкостей:

- по расходу в капилляре — основано на **законе Пуазейля**
- по скорости падающего шара — **закон Стокса**
- по вращающему моменту для соосных цилиндров — из закона течения жидкости между соосными цилиндрами (**течение Тейлора**)



# Закон Стокса

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

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

- $v$  – скорость движения шарика;
- $r$  – радиус шарика;

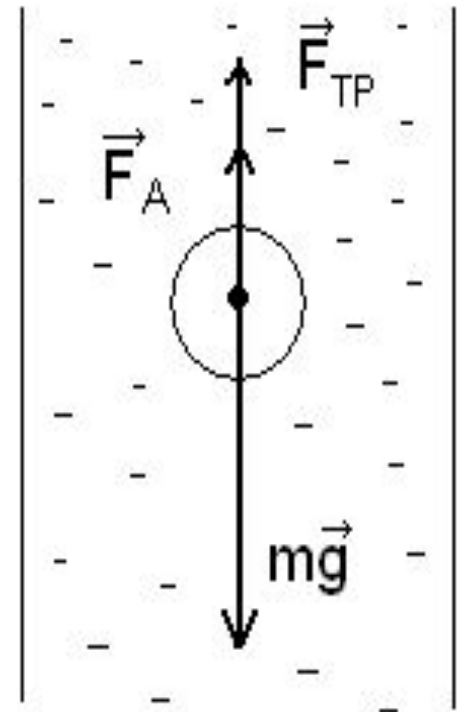
Место для формулы.

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

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

отсюда:

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

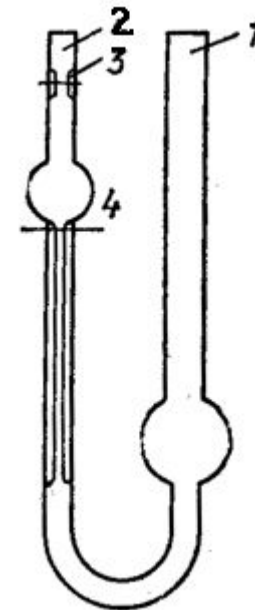


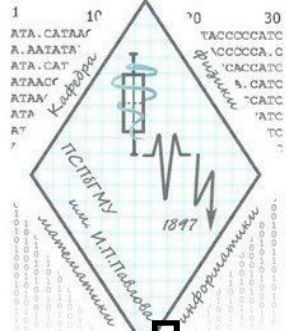
# Вискозиметр Оствальда

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

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

$\eta_0$  – вязкость · воды



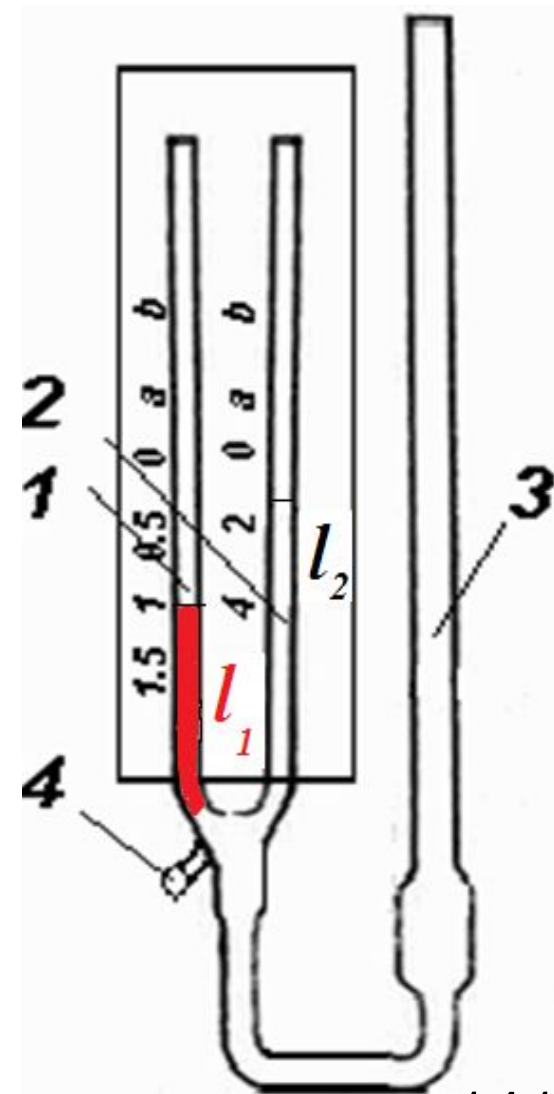


# Вискозиметр Гесса

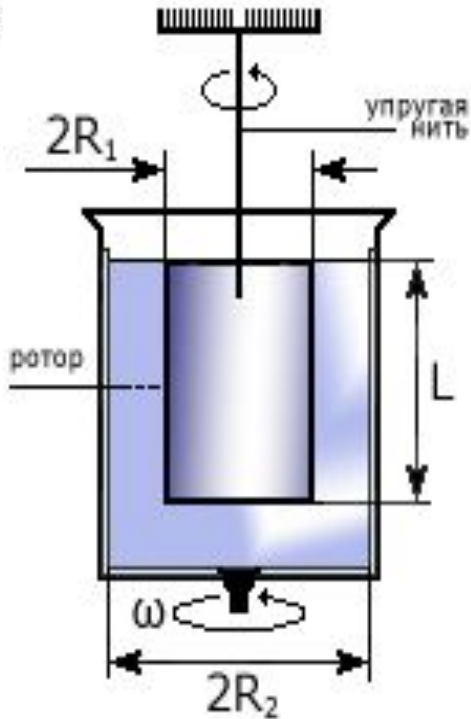
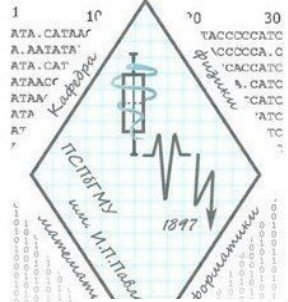
Два одинаковых капилляра соединены двумя трубочками 1 и 2. Посредством резиновой груши через наконечник 3, поочередно благодаря тройнику с краном 4, заполняют один капилляр дистиллированной водой, а второй исследуемой кровью. После так же перемещают жидкости, пока кровь не достигнет цифры 1, а вода другой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

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

$\varphi$  - угол поворота нити

$L$  - высота ротора

$\omega$  -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