

**ФГБОУ ВО «Ижевская государственная медицинская академия»
Минздравсоцразвития России
кафедра медбиофизики, информатики и экономики**

**УЧЕБНЫЙ ТЕЗАУРУС
КУРСА МЕДИЦИНСКОЙ И БИОЛОГИЧЕСКОЙ
ФИЗИКИ**

Учебное пособие

**Ижевск
2017**

УДК 534.7:539.1.047 (075.8)

ББК 22.2+5+28я73

С 535

Рецензенты: доктор педагогических наук, профессор **Ю.А. Шихов** (Ижевский государственный технический университет им. М.Т. Калашникова), кандидат физико-математических наук, доцент **В.П. Бовин** (Удмуртский государственный университет)

Рекомендовано центральным координационным методическим советом ГБОУ ВПО ИГМА

Авторы – составители: **Т.А. Снигирева, Л.В. Баранова, Е.В. Ворсина, А.Г. Дерябина, Т.Г. Станкевич, М.С. Рябчикова**

С 535 Учебный тезаурус курса медицинской и биологической физики: учеб. пособ. / Т.А. Снигирева [и др.]. – Ижевск, 2012. – 70 с.

В работе представлены базовые понятия курса медицинской и биологической физики (определения, формулы, уравнения, законы и т.п.) по темам: «Кинематика колебаний», «Динамика колебаний», «Волны», «Акустика», «Механические свойства твердых тел и биологических тканей», «Реология», «Гемодинамика», соответствующие требованиям государственного образовательного стандарта.

Работа представляет интерес в качестве учебного пособия для студентов, изучающих биологическую и медицинскую физику, а также для преподавателей физики высших и других профессиональных учебных заведений.

УДК 534.7:539.1.047 (075.8)

ББК 22.2+5+28я73

© Т.А. Снигирева и [др.], 2017 г.

© ГБОУ ВПО «Ижевская государственная медицинская академия», 2017 г.

Введение

Концепция модернизации российского образования основным направлением развития определяет повышение качества образования, его доступности и эффективности. Это предусматривает внедрение в образовательный процесс новых форм, методов, технологий обучения и контроля знаний, разработанных на основе квалиметрического и тезаурусного подходов.

Учебный тезаурус содержит фонд базовых понятий, определений, фундаментальных законов, положений, принципов, теорий, которые обучающийся должен держать в оперативной памяти. Это так называемые *«нормативные» знания*, соответствующие требованиям федерального государственного образовательного стандарта по медицинской и биологической физике [1], которые подлежат обязательному усвоению и последующему контролю со стороны образовательных учреждений. Этот минимум, который должны усвоить студенты, является исходной базой знаний для дальнейшего их обучения.

Материал пособия многофункционален:

- позволяет изучить базовые понятия медицинской и биологической физики;
- дает возможность студентам работать с пособием самостоятельно как при первоначальном знакомстве с материалом, так и при повторении для восстановления знаний;
- позволяет преподавателям повысить качество содержания контрольных измерительных материалов, разрабатываемых для контроля и диагностики формируемых знаний обучающихся.

1. Колебания

1.1. Кинематика колебаний

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

кинематика

колебание

математический маятник

пружинный маятник

периодическое колебание

непериодическое колебание

гармоническое колебание

амплитуда

период

частота

циклическая частота

фаза

начальная фаза

разность фаз

векторная диаграмма

принцип суперпозиции

амплитудно-частотная характеристика

фазо-частотная характеристика

спектр (линейчатый спектр; сплошной спектр)

классификации колебаний

по природе

по форме

формулы и уравнения

гармонического колебания

периода

частоты

циклической частоты

фазы колебания

разности фаз

законы

сложение гармонических колебаний с одинаковыми частотами

сложение гармонических колебаний с частотами, кратными основной частоте

разложение периодического негармонического колебания на гармонические составляющие (теорема Фурье)

графические объекты

графики: а) гармонического колебания

б) периодического негармонического колебания

в) непериодического колебания

спектры: а) гармонического колебания

б) периодического негармонического колебания

в) непериодического колебания

графики результирующего колебания:

а) при сложении гармонических колебаний с одинаковыми частотами (разность фаз $\Delta\varphi = 0; \pi; \pi/2$)

б) при сложении гармонических колебаний с кратными частотами

векторные диаграммы при сложении гармонических колебаний с одинаковыми частотами (разность фаз $\Delta\varphi = 0; \pi; \pi/2$)

Кинематика – это раздел механики, в котором изучаются законы движения тел вне зависимости от причин, вызывающих это движение.

Колебания – это процессы, повторяющиеся во времени.

По природе различают колебания физические (механические, электромагнитные), химические, биологические, социальные и т.д.

В человеческом организме происходит более 500 колебательных процессов различной природы (сокращение сердца, дыхание, обмен кислородом в клетках, образование мочевины, жирных кислот и т.д.).

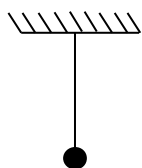
Механические колебания – колебания, характеризующиеся изменением только механических величин, например, смещения, скорости, ускорения, кинетической или потенциальной энергии и т.п. (колебания маятника, качелей, моста, корабля на воде, струны и т.д.).

Примерами идеальных физических систем, которые совершают гармонические механические колебания, являются математический и пружинный маятники.

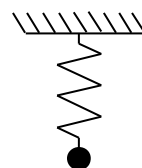
Математический маятник – материальная точка массой m , подвешенная на невесомой нерастяжимой нити длиной l .

Пружинный маятник – материальная точка массой m , подвешенная на упругой пружине жесткостью k .

Математический маятник



Пружинный маятник



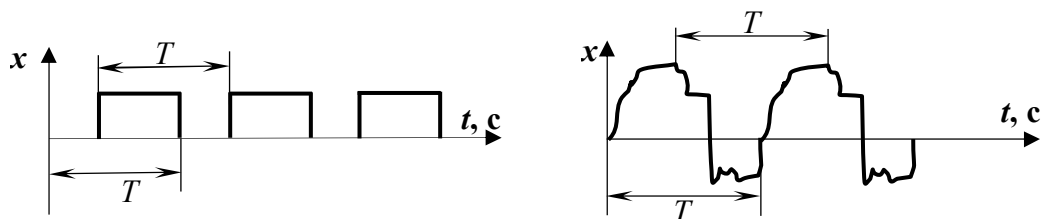
Колебания различной природы имеют ряд одинаковых закономерностей.

По форме различают колебания периодические (гармонические и негармонические) и непериодические.

Периодическими называются колебания, в которых любое значение физической величины x повторяется через равные промежутки времени $x(t) = x(t+nT)$.

Период колебаний (T) – наименьший промежуток времени, через который любое значение физической величины x повторяется; $[T] = \text{с}$

Примеры графиков периодических колебаний



Частота колебаний (ν) – число колебаний (N), совершаемых за единицу времени $\nu = \frac{N}{t}$; $[\nu] = \text{с}^{-1} = \text{Гц}$

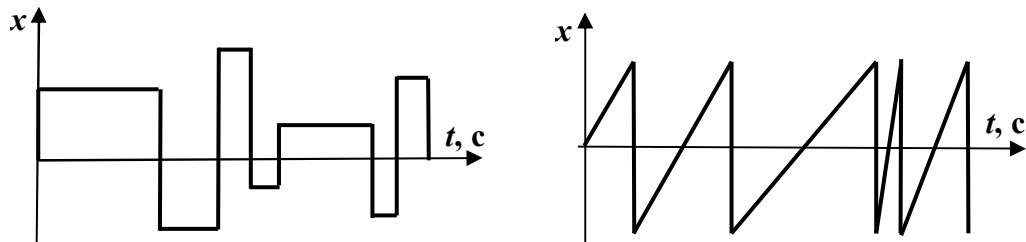
Частота – величина, обратная периоду $\nu = \frac{1}{T}$.

Циклическая частота (ω) – число колебаний, совершаемых за 2π секунды

$$\omega = 2\pi\nu = \frac{2\pi}{T}; \quad [\omega] = \text{рад/с}$$

Непериодическими называются колебания, в которых значение физической величины повторяется через неодинаковые промежутки времени.

Примеры графиков непериодических колебаний



Гармонические колебания – это колебания, в которых изменение физической величины происходит по закону синуса или косинуса.

Аналитическое представление гармонического колебания

$$x = A \sin(\omega t + \varphi_0) \quad \text{или} \quad x = A \cos(\omega t + \varphi_0)$$

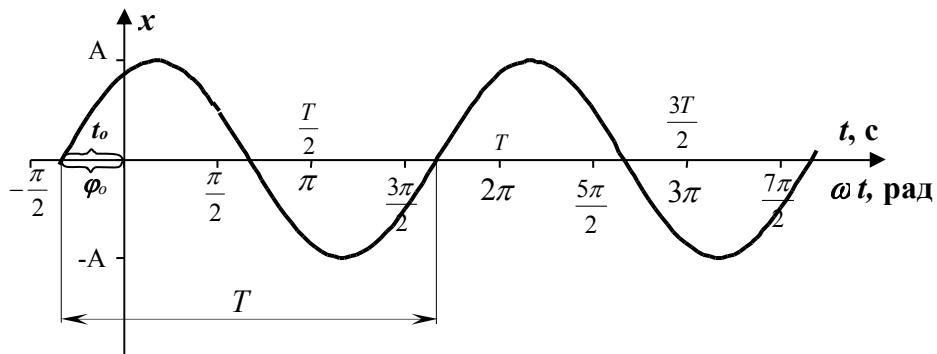
Амплитуда (A) – максимальное значение (по модулю) периодически изменяющейся величины x ; $A = |x_{\max}|$;

Например, если для механических колебаний x – смещение тела от положения равновесия в момент времени t ; $[x] = \text{м}$, тогда A – модуль максимального смещения тела от положения равновесия; $[A] = \text{м}$.

Фаза колебаний (фазовый угол) (φ) – величина, стоящая под знаком синуса или косинуса и определяющая значение величины x в момент времени t ;
 $\varphi = \omega t + \varphi_0$; $[\varphi]$ = градус, радиан.

Начальная фаза (φ_0) – величина фазы в момент времени $t = 0$; $[\varphi_0]$ = градус, радиан.

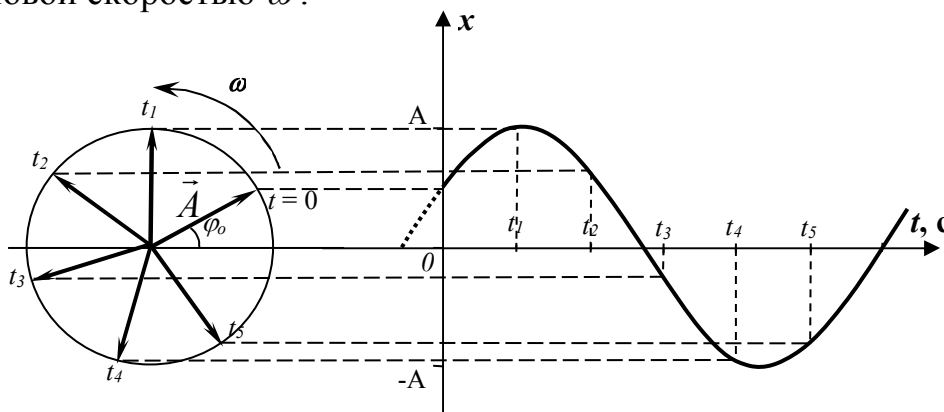
Представление гармонического колебания в виде графика зависимости $x = f(t)$ или $x = f(\omega t)$



При $t = 0$ $x = A \sin \varphi_0$; при $x = 0$ $\varphi_0 = -\omega t_0$

Представление гармонического колебания в виде проекции вращающегося вектора

График зависимости проекции на ось ординат вращающегося вектора длиной A (равной амплитуде) от времени является графиком гармонического колебания. Вращение вектора происходит против часовой стрелки с постоянной угловой скоростью ω .



Таким образом, гармоническое колебание можно представить в виде вектора $\vec{A}$, длина которого $|\vec{A}| = A$, угол по отношению к оси абсцисс равен начальной фазе φ_0



Сложение одинаково направленных колебаний

Сложение колебаний основано на *принципе суперпозиции* (принцип наложения), который выполняется для линейных колебательных систем (систем с постоянными параметрами).

Если колебательная система одновременно участвует в нескольких колебаниях, то эти колебания не влияют друг на друга. Для одинаково направленных колебаний результирующее значение величины $x_{рез}$ в любой момент времени будет равно алгебраической сумме значений величин $x_1, x_2, \dots, x_n$ каждого колебания в отдельности.

а) сложение гармонических колебаний с одинаковыми частотами

Пусть тело участвует в двух одинаково направленных гармонических колебаниях, частоты которых одинаковы

$$x_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_{01}) \quad \text{и} \quad x_2 = A_2 \sin(\omega t + \varphi_{02}).$$

Результирующее значение величины $x_{рез}$ может быть найдено аналитически, графически и с помощью векторных диаграмм.

1) аналитически

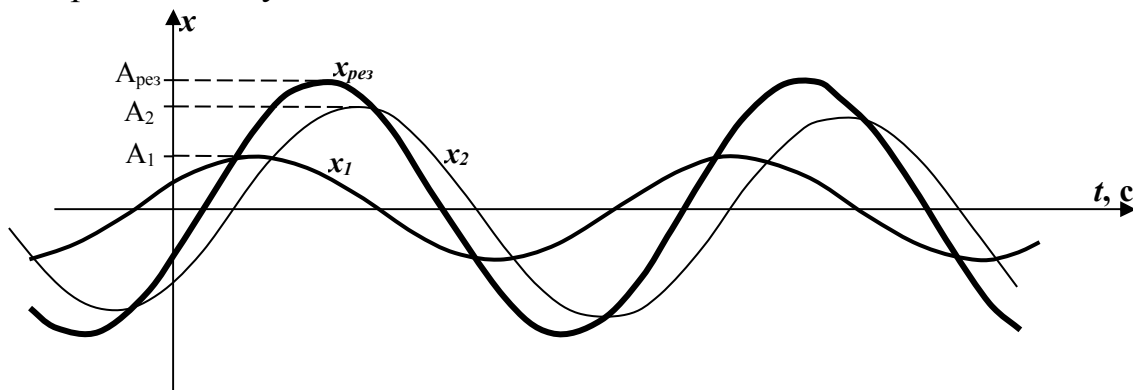
$$x_{рез} = x_1 + x_2 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_{01}) + A_2 \sin(\omega t + \varphi_{02}) = A_{рез} \sin(\omega t + \varphi_{0рез})$$

В случае, если $A_1 = A_2 = A$ (используем формулу $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \cos \frac{\alpha - \beta}{2} \sin \frac{\alpha + \beta}{2}$)

$$x_{рез} = \underbrace{2A \cos \frac{\varphi_{01} - \varphi_{02}}{2}}_{A_{рез}} \sin\left(\omega t + \underbrace{\frac{\varphi_{01} + \varphi_{02}}{2}}_{\varphi_{0рез}}\right) = A_{рез} \sin(\omega t + \varphi_{0рез})$$

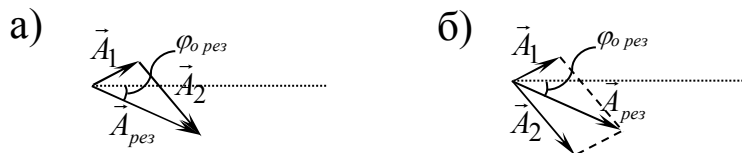
2) графически

Результирующее значение величины $x_{рез}$ в каждый момент времени равно алгебраической сумме значений x_1 и x_2 .



3) с помощью векторной диаграммы

Векторная диаграмма результирующего колебания находится как сумма векторов складываемых колебаний (по правилу треугольника (рис. а) или параллелограмма (рис. б)).



Результирующее колебание $x_{рез}$ – гармоническое, той же частоты ω , что и у складываемых колебаний.

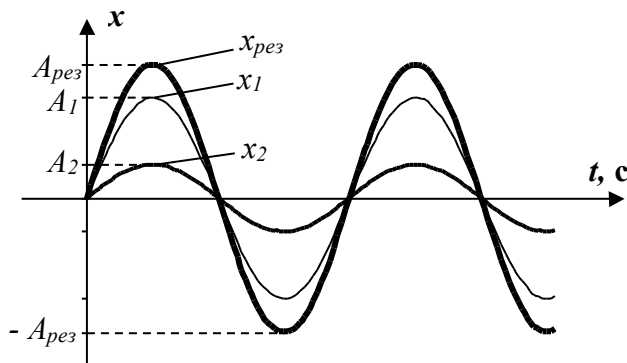
Амплитуда результирующего колебания зависит от разности фаз складываемых колебаний.

Разность фаз ($\Delta\varphi$) – $\Delta\varphi = \varphi_{01} - \varphi_{02}$; $[\Delta\varphi] = \text{градус, радиан}$.

Если для двух колебаний $\Delta\varphi = 0$, то **колебания совершаются в фазе**; если $\Delta\varphi = \pi$, то **колебания совершаются в противофазе**.

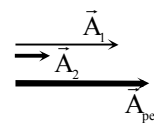
Частные случаи сложения гармонических колебаний с одинаковыми частотами

1. $\Delta\varphi = 0$

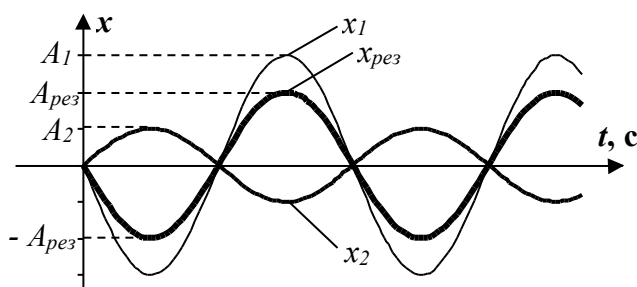


$$A_{рез} = A_1 + A_2,$$

$$\varphi_{0рез} = \varphi_{01} = \varphi_{02}$$



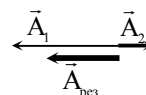
2. $\Delta\varphi = \pi$



$$A_{рез} = |A_2 - A_1|$$

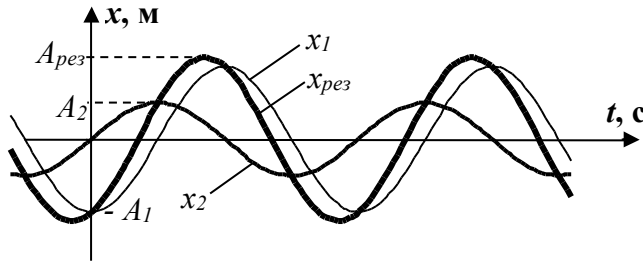
если $A_1 > A_2$, то $\varphi_{0рез} = \varphi_{01}$;

если $A_1 < A_2$, то $\varphi_{0рез} = \varphi_{02}$



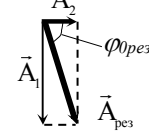
3. $\Delta\varphi = \pi/2$

Рассмотрим случай сложения колебаний $x_1 = A_1 \sin(\omega t - \frac{\pi}{2})$ и $x_2 = A_2 \sin(\omega t)$



$$A_{рез} = \sqrt{A_1^2 + A_2^2},$$

$$\varphi_{0рез} = \text{arctg} \frac{A_1}{A_2}$$



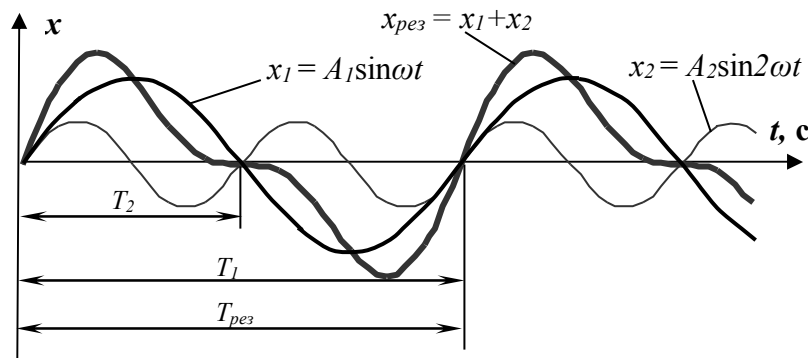
б) сложение гармонических колебаний с частотами, кратными основной частоте

Если тело участвует в нескольких одинаково направленных гармонических колебаниях, частоты которых кратные ($\omega_1 = \omega$; $\omega_2 = 2\omega$; ... $\omega_n = n\omega$, где n – целое число)

$$x_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_{01}); \quad x_2 = A_2 \sin(2\omega t + \varphi_{02}); \quad \dots \quad x_n = A_n \sin(n\omega t + \varphi_{0n}),$$

то **резльтирующее колебание** $x_{рез} = x_1 + x_2 + \dots + x_n$ – **периодическое, но негармоническое колебание с частотой ω**

Пример графического сложения гармонических колебаний с кратными частотами



Разложение периодических колебаний на гармонические составляющие

Теорема Фурье. Любое периодическое негармоническое колебание $x(t)$ частотой ω можно представить как сумму гармонических колебаний с частотами, кратными этой частоте

$$x(t) = A_0 + A_1 \sin(\omega t + \varphi_{01}) + A_2 \sin(2\omega t + \varphi_{02}) + \dots + A_n \sin(n\omega t + \varphi_{0n})$$

A_0 – постоянная составляющая;

$A_1 \sin(\omega t + \varphi_{01})$ – первая (основная) гармоника;

$A_2 \sin(2\omega t + \varphi_{02}), \dots, A_n \sin(n\omega t + \varphi_{0n})$ – высшие гармоники;

ω – частота данного периодического колебания, называемая также основной частотой;

$2\omega, 3\omega, \dots, n\omega$ – частоты высших гармоник, кратные основной частоте.

Спектр – совокупность гармонических колебаний, на которые может быть разложено данное колебание.

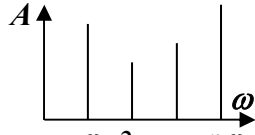
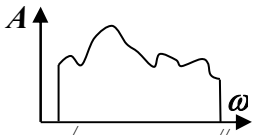
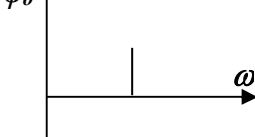
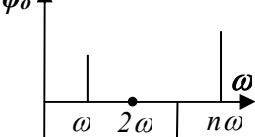
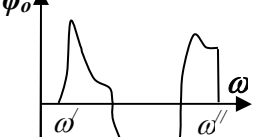
К спектральным характеристикам колебания относят:

– **амплитудно-частотный спектр (амплитудно-частотная характеристика – АЧХ)** – графическое представление распределения величин амплитуд гармоник по частотам.

– **фазо-частотный спектр (фазо-частотная характеристика – ФЧХ)** – графическое представление распределения величин начальных фаз гармоник по частотам.

Таблица 1

Виды спектров колебаний

Форма колебания		периодическое		непериодическое
		гармоническое	негармоническое	
Графическое представление спектра	АЧХ			
	ФЧХ			
Название спектра		линейчатый (дискретный)		сплошной (непрерывный)
Описание спектра		одна линия на частоте колебания	совокупность линий на частотах $\omega, 2\omega, 3\omega, \dots, n\omega$	огнивающая бесчисленного множества линий на всех частотах диапазона от ω' до ω'' (в общем случае от 0 до ∞)

1.2. Динамика колебаний

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

динамика
свободное колебание
свободное незатухающее колебание
свободное затухающее колебание
вынужденное колебание
сила упругости
сила трения
внешняя сила
масса тела
скорость
ускорение
коэффициент жесткости (упругости)
коэффициент трения
собственная циклическая частота
частота затухающих колебаний
частота вынужденных колебаний
резонанс
резонансная частота
резонансная кривая
коэффициент затухания
декремент затухания
логарифмический декремент затухания
кинетическая энергия
потенциальная энергия
полная энергия

классификации колебаний

по взаимодействию колебательной системы с внешней средой и характеру поступления энергии извне

формулы и уравнения

силы упругости
силы трения
внешней силы
собственной циклической частоты
частоты затухающих колебаний
резонансной частоты
коэффициента затухания
декремента затухания
логарифмического декремента затухания
кинетической энергии гармонического колебания
потенциальной энергии гармонического колебания
полной энергии гармонического колебания
дифференциальное уравнение и его решение для:
а) свободного незатухающего колебания
б) свободного затухающего колебания
в) вынужденного колебания

законы

второй закон Ньютона

графические объекты

графики:
а) свободного незатухающего колебания
б) свободного затухающего колебания
в) вынужденного колебания
резонансные кривые

Динамика – это раздел механики, изучающий влияние взаимодействия тел на их движение.

По взаимодействию колебательной системы с внешней средой и характеру поступления энергии извне колебания делятся на свободные и вынужденные.

Свободные колебания – это колебания, которые совершаются в системе, предварительно выведенной из состояния равновесия и предоставленной самой себе.

Различают свободные незатухающие и затухающие колебания.

Свободные незатухающие колебания – это свободные колебания с постоянной амплитудой (первоначально переданная системе энергия сохраняется, ввиду отсутствия силы трения).

Свободные затухающие колебания – это свободные колебания, амплитуда которых со временем уменьшается за счет действия силы трения (первоначально переданная системе энергия расходуется на преодоление силы трения).

Вынужденные колебания – это колебания, которые совершаются под действием внешней периодической силы (первоначально переданная системе энергия расходуется на преодоление силы трения и пополняется за счет действия внешней периодической силы).

В основе вывода дифференциальных уравнений колебаний лежит **второй закон Ньютона**: ускорение тела прямо пропорционально равнодействующей всех сил ($\vec{F}$), приложенных к телу, и обратно пропорционально его массе m

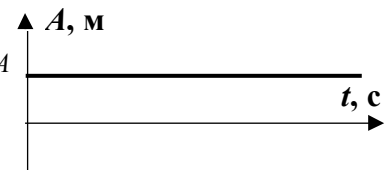
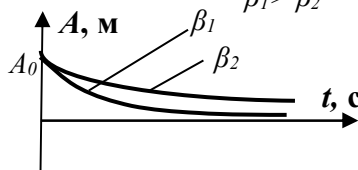
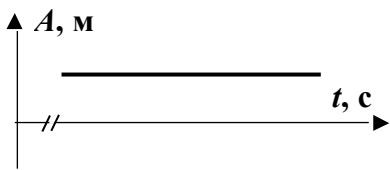
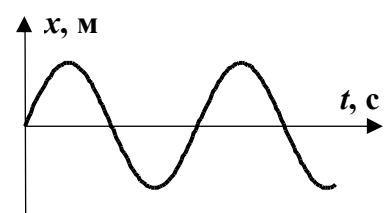
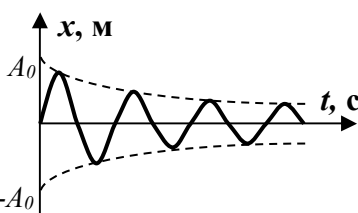
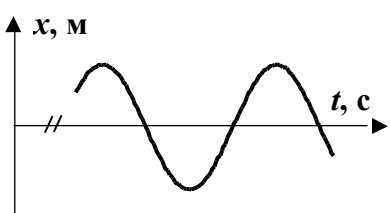
$$\vec{a} = \frac{\vec{F}}{m},$$

где равнодействующая $\vec{F} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i$ – сумма всех сил, действующих на тело.

Иначе, $m\vec{a} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i$.

Таблица 2

Виды механических колебаний

Свободные		Вынужденные
незатухающие	затухающие	
Силы, действующие в системе, где совершаются колебания		
$F_{\text{упр}}$	$F_{\text{упр}}, F_{\text{тр}}$	$F_{\text{упр}}, F_{\text{тр}}, F_{\text{вн}}$
Второй закон Ньютона		
$ma = F_{\text{упр}}$	$ma = F_{\text{упр}} + F_{\text{тр}}$	$ma = F_{\text{упр}} + F_{\text{тр}} + F_{\text{вн}}$
Вывод дифференциального уравнения колебания		
$ma = -kx$ $ma + kx = 0 \mid \div m$ $a + \frac{k}{m}x = 0$ $x'' + \omega_0^2 x = 0$	$ma = -kx - r\dot{x}$ $ma + r\dot{x} + kx = 0 \mid \div m$ $a + \frac{r}{m}\dot{x} + \frac{k}{m}x = 0$ $x'' + 2\beta x' + \omega_0^2 x = 0$	$ma = -kx - r\dot{x} + F_{\text{max}} \sin \omega_{\text{вн}} t$ $ma + r\dot{x} + kx = F_{\text{max}} \sin \omega_{\text{вн}} t \mid \div m$ $a + \frac{r}{m}\dot{x} + \frac{k}{m}x = \frac{F_{\text{max}}}{m} \sin \omega_{\text{вн}} t$ $x'' + 2\beta x' + \omega_0^2 x = f_{\text{max}} \sin \omega_{\text{вн}} t$
Дифференциальное уравнение колебания		
$x'' + \omega_0^2 x = 0$	$x'' + 2\beta x' + \omega_0^2 x = 0$	$x'' + 2\beta x' + \omega_0^2 x = f_{\text{max}} \sin \omega_{\text{вн}} t$
Решение дифференциального уравнения, зависимость $x = f(t)$		
$x = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$	$x = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega_3 t + \varphi_0)$	$x = A_{\text{вн}} \sin(\omega_{\text{вн}} t + \varphi_0)$
Частота, с которой совершается колебание		
ω_0 – собственная циклическая частота; $\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$	ω_3 – частота затухающих колебаний $\omega_3 = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$	$\omega_{\text{вн}}$ – частота внешней периодической силы
Зависимость амплитуды колебания от времени		
$A = \text{const}$ 	$A = A_0 e^{-\beta t}$ $\beta_1 > \beta_2$ 	$A_{\text{вн}} = \text{const}$ 
График колебания, зависимость смещения от времени		
		

Основные величины и их соотношения (пояснения к табл. 2)

$F_{\text{упр}}$ – сила упругости – сила, возвращающая систему в положение равновесия.

$F_{\text{упр}} = -kx$, где k – коэффициент жесткости (упругости); $[k] = \text{Н/м}$;

x – смещение тела от положения равновесия;

Знак «-» указывает на противоположное направление силы упругости по отношению к направлению смещения тела от положения равновесия.

$F_{тр}$ – сила трения; $F_{тр} = -rv$; где r – коэффициент трения; $[r] = \kappa\text{г}/\text{с}$;

v – скорость движения тела.

Знак «-» указывает на противоположное направление силы трения по отношению к скорости движения тела.

$F_{вн}$ – внешняя периодическая сила, в частном случае – гармоническая;

$F_{вн} = F_{\max} \sin \omega_{вн} t$, где $F_{\max}$ – амплитуда внешней периодической силы;

$\omega_{вн}$ – частота внешней периодической силы.

$v = x'$; v – скорость колеблющегося тела (первая производная смещения по времени); $[v] = \text{м}/\text{с}$

$a = x''$; a – ускорение колеблющегося тела (вторая производная смещения по времени); $[a] = \text{м}/\text{с}^2$

$\frac{k}{m} = \omega_0^2$; ω_0 – собственная циклическая частота; $\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$; $[\omega_0] = \text{рад}/\text{с}$

$\frac{r}{m} = 2\beta$; β – коэффициент затухания; $[\beta] = \text{с}^{-1}$;

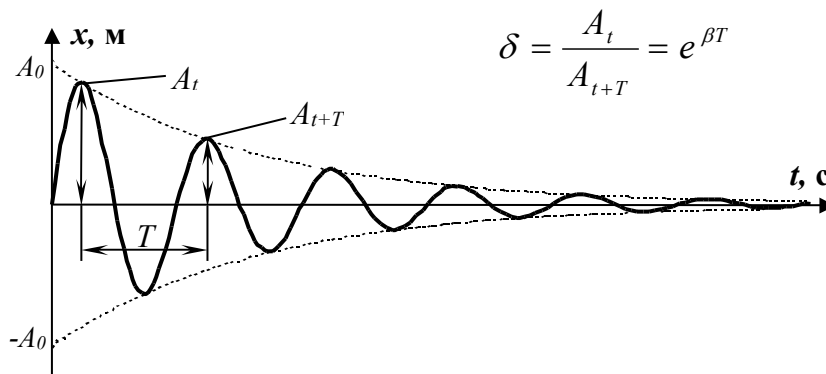
$\frac{F_{\max}}{m} = f_{\max}$;

$A_{\text{в}}$ – амплитуда вынужденных колебаний.

Для свободных затухающих колебаний вводится понятие декремента затухания.

Декремент затухания (δ) – величина, равная отношению любых двух амплитуд, отстоящих по времени на один период.

Декремент затухания показывает, во сколько раз уменьшается амплитуда колебания за один период.



Логарифмический декремент затухания (λ); $\lambda = \ln \delta = \beta T$

Резонанс

Амплитуда вынужденных колебаний есть функция частоты внешней силы при данных характеристиках системы ω_0 и β и внешней силы $f_{\max}$

$$A_{\epsilon} = \frac{f_{\max}}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_{\text{вн}}^2)^2 + 4\beta^2 \omega_{\text{вн}}^2}}$$

Резонанс – явление достижения амплитудой вынужденных колебаний максимального значения.

Резонансная частота – частота внешней силы, при которой амплитуда вынужденных колебаний имеет максимальное значение при данных ω_0 и β .

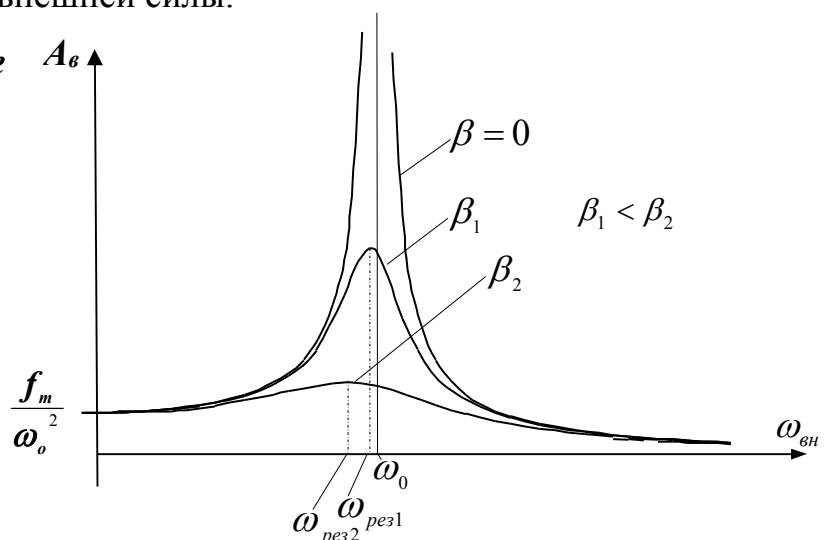
$$\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}.$$

При $\beta = 0$ ($F_{\text{тр}} = 0$, идеальная система) $\omega_{\text{рез}} = \omega_0 \Rightarrow A_{\epsilon} \rightarrow \infty$,

При $\beta > 0$ и с ростом β ($F_{\text{тр}} \neq 0$, реальная система) $\omega_{\text{рез}}$ уменьшается, уменьшается и A_{ϵ} .

Резонансная кривая – график зависимости амплитуды вынужденных колебаний A_{ϵ} от частоты $\omega_{\text{вн}}$ внешней силы.

Резонансные кривые



Энергия свободных незатухающих колебаний

Пусть тело массой m совершает свободные незатухающие колебания, т.е.

$$x = A \sin \omega_0 t$$

$$\text{Кинетическая энергия } E_{\text{кин}} = \frac{mv^2}{2} = \frac{mA^2\omega_0^2}{2} \cos^2 \omega_0 t = \frac{mA^2\omega_0^2}{4} (1 + \cos 2\omega_0 t),$$

$$\text{где } v = x' = A\omega_0 \cos \omega_0 t$$

$$\text{Потенциальная энергия } E_{\text{пот}} = \frac{kx^2}{2} = \frac{kA^2}{2} \sin^2 \omega_0 t = \frac{mA^2\omega_0^2}{4} (1 - \cos 2\omega_0 t)$$

$$(\text{используем формулы: } k = m\omega_0^2; \sin^2 \alpha = \frac{1 - \cos 2\alpha}{2}; \cos^2 \alpha = \frac{1 + \cos 2\alpha}{2})$$

$$\text{Полная энергия } E = E_{\text{кин}} + E_{\text{пот}} = \frac{mA^2\omega_0^2}{2} (\cos^2 \omega_0 t + \sin^2 \omega_0 t) = \frac{mA^2\omega_0^2}{2} = \text{const}$$

Таким образом, кинетическая и потенциальная энергии тела, совершающего свободные незатухающие колебания с частотой ω_0 , изменяются по гармоническому закону с частотой $2\omega_0$; полная энергия тела – величина постоянная.

2. Волны

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

волна

упругая волна

упругая среда

продольная волна

поперечная волна

волновая поверхность

фронт волны

плоская волна

сферическая волна

луч

поток энергии

плотность потока энергии (интенсивность)

объемная плотность энергии

вектор Умова

длина волны

отражение волн

преломление волн

нормальное падение волны

волновое сопротивление

коэффициент отражения

коэффициент преломления

дифракция волн
 когерентные волны
 интерференция волн
 геометрическая длина пути
 геометрическая разность хода
 интерференционная картина
 минимум и максимум интерференции
 стоячая волна
 узлы, пучности стоячей волны
 длина стоячей волны
 собственные частоты пространственно ограниченной системы
 акустический резонанс
 эффект Доплера

классификации волн

по природе
 по направлению смещения частиц среды
 по форме волновой поверхности

формулы

длины волны
 потока энергии
 плотности потока энергии
 объемной плотности энергии
 вектора Умова
 геометрической разности хода
 условий минимумов и максимумов интерференции
 волнового сопротивления
 коэффициента отражения
 коэффициента преломления
 собственных частот пространственно ограниченной системы
 частоты, воспринимаемые наблюдателем в эффекте Доплера

уравнения

общее уравнение волны
 уравнение сферической волны в общем виде
 уравнение плоской волны в общем виде
 уравнение плоской гармонической волны

принципы и законы

принцип Гюйгенса
 закон отражения волны
 закон преломления волны

графические объекты

график плоской гармонической волны $S = f(t)$; $S = f(x)$
 плоской волновой поверхности
 сферической волновой поверхности
 геометрической длины волны и разности хода от двух волн
 применение принципа Гюйгенса для нахождения фронта волны
 график стоячей волны
 отражения волн
 преломления волн

Волна – процесс распространения колебаний в пространстве.

По природе различают волны физические (механические и электромагнитные), химические, биологические и т.д.

Общим свойством всех волн вне зависимости от их природы является перенос энергии без переноса вещества.

Луч – линия, вдоль которой происходит перенос энергии волны.

Частным случаем механических волн являются **упругие волны** – распространение деформаций в упругих средах.

Упругой называется **среда**, между частицами которой существуют силы взаимодействия, вызывающие упругие деформации этой среды. Такими средами являются твердые тела, жидкости и газы. В вакууме, где достаточно сильное разрежение и силы взаимодействия незначительны, механические волны не распространяются.

Колебания, возбужденные в какой-либо точке среды, распространяются в ней со скоростью v , зависящей от свойств среды, передаваясь от одной точки среды к другой.

По направлению смещения частиц среды различают продольные и поперечные волны.

Продольная волна – волна, в которой смещения частиц происходят вдоль луча.

Продольные волны могут распространяться в средах, в которых возникают упругие силы *при деформации сжатия и растяжения*, т.е. в твердых телах, жидкостях и газах.

Поперечная волна – волна, в которой смещения частиц происходят перпендикулярно лучу.

Поперечные волны могут распространяться в средах, в которых возникают упругие силы *при деформации сдвига*, т.е. в твердых телах.

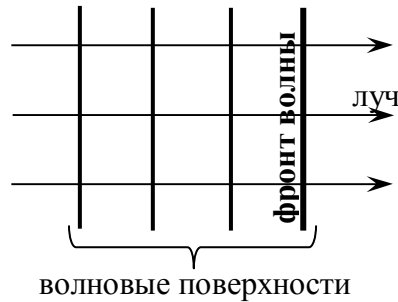
Таким образом, *в жидкостях и газах* возникают только продольные волны, *в твердых телах* – и продольные и поперечные.

Волновая поверхность – геометрическое место точек, колеблющихся с одинаковой фазой.

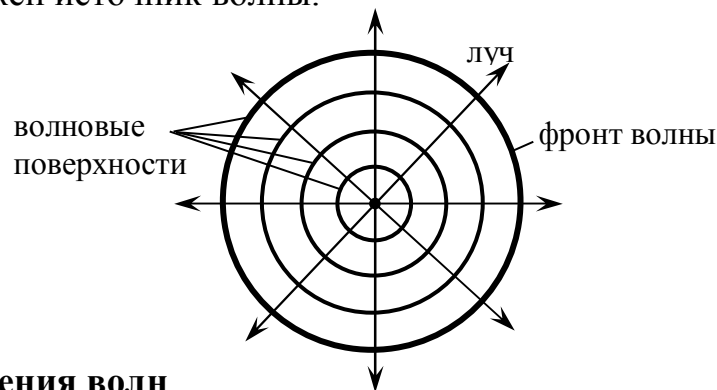
Фронт волны – граничная волновая поверхность, отделяющая возмущенную среду от невозмущенной.

По форме волновой поверхности различают волны: *сферические, плоские, цилиндрические* и т.п.

Волновые поверхности плоских волн – совокупность параллельных плоскостей, перпендикулярных направлению распространения волны. Лучи – параллельные прямые, перпендикулярные волновым поверхностям.



Волновые поверхности сферических волн – совокупность концентрических сфер. Лучи в данном случае направлены вдоль радиусов сфер от центра, где расположен источник волны.



Уравнения волн

Обозначим S – смещение колеблющейся точки относительно положения равновесия; x, y, z – координаты колеблющейся точки; t – время; r – расстояние от источника до данной точки (радиус сферы для сферических волн).

Общее уравнение волны

$$S = f(x, y, z, t)$$

Уравнение сферической волны в общем виде

$$S = f(r, t)$$

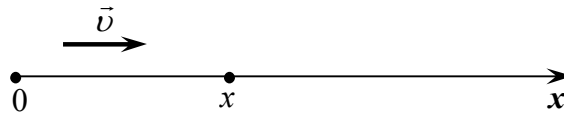
Уравнение плоской волны в общем виде

$$S = f(x, t)$$

Уравнение плоской гармонической волны

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

где $\frac{x}{v} = \tau$ – время запаздывания, т.е. время за которое волна дойдет от источника до точки с координатой x ; ω – циклическая частота колебаний источника и частиц среды, которых достигла волна.



Длина волны (λ) – это расстояние, на которое волна распространяется за один период.

Длина волны – минимальное расстояние между двумя частицами среды, колеблющимися в фазе (разность фаз колебаний составляет 2π).

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

где v – скорость распространения волны; $[\lambda] = \text{м}$

График зависимости $S = f(t)$
при $x = \text{const}$

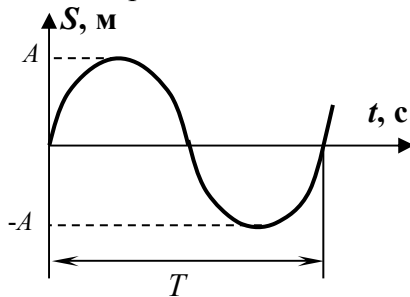
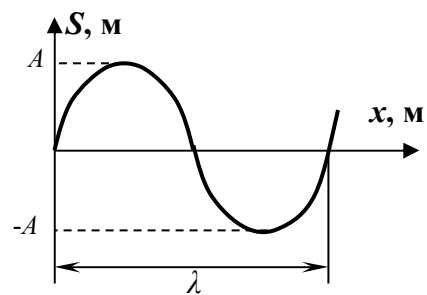
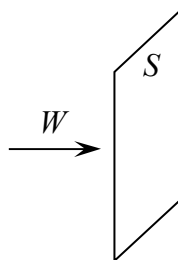


График зависимости $S = f(x)$
при $t = \text{const}$



Энергетические характеристики волны

Энергия (W) переносимая волной за время t через поверхность площадью S ; $[W] = \text{Дж}$



Поток энергии (Φ) – энергия, переносимая волной за единицу времени через поверхность площадью S ;

$$\Phi = \frac{W}{t}; \quad [\Phi] = \frac{\text{Дж}}{\text{с}} = \text{Вт}$$

Плотность потока энергии (интенсивность) (I) – энергия, переносимая волной за единицу времени через единицу площади, т.е. поток энергии через единицу площади поверхности;

$$I = \frac{W}{St} = \frac{\Phi}{S}; \quad [I] = \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$$

Объемная плотность энергии волны (ε) – энергия, приходящаяся на единицу объема;

$$\varepsilon = \frac{W}{V}; \quad [\varepsilon] = \frac{\text{Дж}}{\text{м}^3}$$

Для плоской гармонической волны $\varepsilon = \frac{\rho A^2 \omega^2}{2}$, где ρ – плотность среды.

Н.А. Умов предложил считать, что **плотность потока энергии** является векторной величиной, направление которой совпадает с направлением скорости распространения волны.

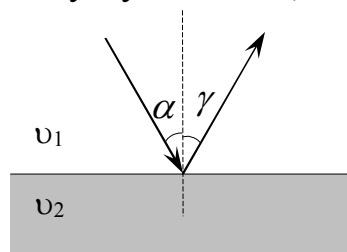
Выражение $\vec{I} = \varepsilon \vec{v}$ называют **вектором Умова**.

Отражение и преломление волн

Отражение волны – возвращение волны от границы раздела двух сред в первоначальную среду.

Закон отражения волны

- луч падающий, луч отраженный и перпендикуляр, восстановленный в точке падения луча, к границе раздела двух сред, лежат в одной плоскости.
- угол отражения равен углу падения $\gamma = \alpha$

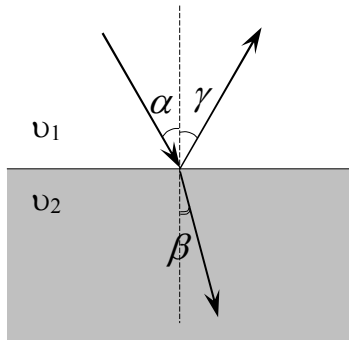
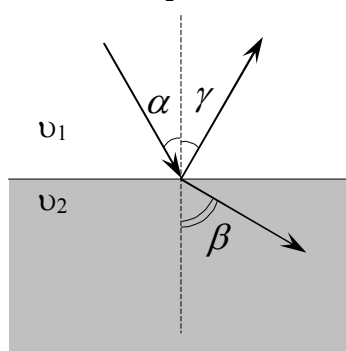
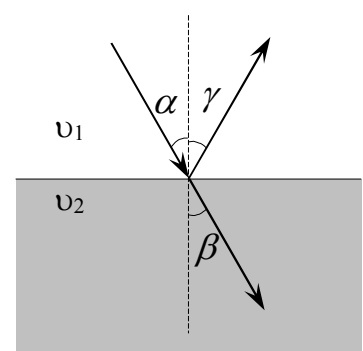


Преломление волны – проникновение волны во вторую среду при прохождении через границу раздела двух сред.

Закон преломления волны

- луч падающий, луч преломленный и перпендикуляр, восстановленный в точке падения луча, к границе раздела двух сред, лежат в одной плоскости.

- отношение синуса угла падения к синусу угла преломления есть величина постоянная для двух данных сред, равная отношению скоростей распространения волн в этих средах $\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2}$

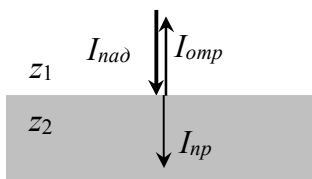
 $v_1 > v_2$  $v_1 < v_2$  $v_1 = v_2$

Волновое сопротивление среды $z = \rho v$,

где ρ – плотность среды, v – скорость распространения волны в среде.

Нормальное падение волны

Пусть плоская волна падает нормально (перпендикулярно) к границе раздела сред, имеющих различные волновые сопротивления z_1 и z_2 (при этом $\alpha = \beta = \gamma = 0$).



Интенсивности падающей волны (I_{na0}), отраженной (I_{omp}) и преломленной (I_{npr}) волн связаны соотношением: $I_{na0} = I_{omp} + I_{npr}$

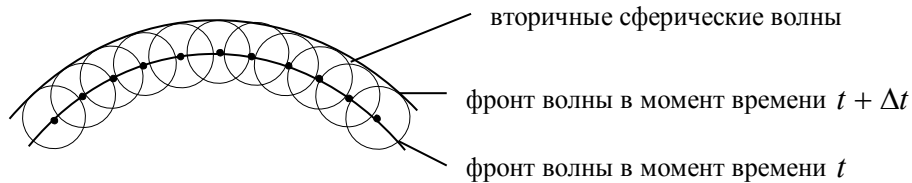
$$1 = \frac{I_{omp}}{I_{na0}} + \frac{I_{npr}}{I_{na0}} = k_{omp} + k_{npr}$$

Коэффициент отражения $k_{omp} = \frac{I_{omp}}{I_{na0}} = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_1 + z_2} \right)^2$

Коэффициент преломления $k_{npr} = \frac{I_{npr}}{I_{na0}} = \frac{4z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2}$

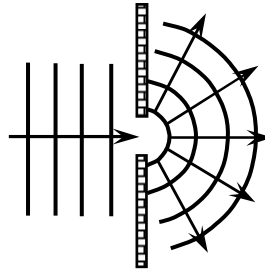
В случае, когда волновые сопротивления сред незначительно отличаются ($z_1 \approx z_2$), волна проходит во вторую среду с минимальными потерями энергии ($k_{omp} \rightarrow 0$).

Принцип Гюйгенса: каждая точка среды, которой волна достигла в данный момент времени t (т.е. каждая точка фронта волны), становится источником вторичных сферических волн, огибающая которых показывает положение фронта волны в следующий момент времени $t + \Delta t$.



Принцип Гюйгенса используется для объяснения явления дифракции и углов дифракции.

Дифракция волн – отклонение волн от прямолинейного распространения в среде с неоднородностями; огибание волнами препятствий, размеры которых d соизмеримы с длиной волны λ .



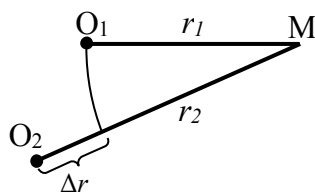
Интерференция волн

Когерентные волны – волны, разность фаз которых постоянна во времени ($\Delta\varphi = \text{const}$).

Гармонические волны, частоты которых одинаковы ($\omega_1 = \omega_2$), когерентны всегда.

Интерференция – явление наложение когерентных волн.

Пусть в точках O_1 и O_2 находятся источники когерентных волн. Уравнения колебаний источников $S_1 = A_1 \sin \omega t$, $S_2 = A_2 \sin \omega t$



Геометрическая длина пути (r) – расстояние, которое проходит волна от источника до произвольной точки М.

Геометрическая разность хода (Δr) – разность расстояний от источников до данной точки; $\Delta r = |r_2 - r_1|$;

$[\Delta r] = \text{м}$.

Волна, идущая от источника O_1 , вызывает в точке М, находящейся от него на расстоянии r_1 , колебания, описываемые уравнением $S_1 = A_1 \sin \omega \left(t - \frac{r_1}{v} \right)$.

Волна, идущая от источника O_2 , вызывает в точке М, находящейся от него на расстоянии r_2 , колебания, описываемые уравнением $S_2 = A_2 \sin \omega \left(t - \frac{r_2}{v} \right)$. Разность

фаз этих колебаний $\Delta \varphi = \frac{\omega \Delta r}{v}$. Уравнение колебания точки М

$$S = S_1 + S_2 = A_{\text{рез}} \sin(\omega t + \varphi_{0\text{рез}}), \text{ где } A_{\text{рез}}^2 = A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos\left(\frac{\omega \Delta r}{v}\right).$$

$$\text{Если } A_1 = A_2 = A, \text{ то } S = \underbrace{2A \cos\left(\frac{\omega \Delta r}{2v}\right)}_{A_{\text{рез}}} \sin\left(\omega t - \underbrace{\frac{\omega(r_1 + r_2)}{2v}}_{\varphi_{0\text{рез}}}\right).$$

Таким образом, разность фаз складываемых колебаний и амплитуда результирующего колебания зависит от величины геометрической разности хода Δr .

В точках пространства, в которые волны приходят *в фазе* ($\Delta \varphi = 0, 2\pi, 4\pi, \dots$), амплитуда результирующего колебания $A_{\text{рез}} = A_1 + A_2 = A_{\text{max}}$ (если $A_1 = A_2 = A$, то $A_{\text{рез}} = 2A$), т.е. происходит взаимное *усиление* волн (это точки **максимумов** интерференции).

Условие максимумов интерференции

$$\Delta r = 2k \frac{\lambda}{2}, \text{ где } k = 0, 1, 2 \dots - \text{порядок максимума}$$

В геометрическую разность хода Δr укладывается четное число длин полуволн $\lambda/2$.

В точках пространства, в которые волны приходят *в противофазе* ($\Delta \varphi = \pi, 3\pi, 5\pi, \dots$), амплитуда результирующего колебания $A_{\text{рез}} = |A_1 - A_2| = A_{\text{min}}$ (если $A_1 = A_2$, то $A_{\text{рез}} = 0$), т.е. происходит взаимное *ослабление* волн (это точки **минимумов** интерференции).

Условие минимумов интерференции

$$\Delta r = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}, \text{ где } k = 0, 1, 2 \dots - \text{порядок минимума}$$

В геометрическую разность хода Δr укладывается нечетное число длин полуволен $\lambda/2$. В остальных точках пространства наблюдаются промежуточные случаи, т.е. $A_{\min} < A_{\text{рез}} < A_{\max}$.

Интерференционная картина – устойчивая во времени и пространстве картина чередования максимумов и минимумов интерференции.

В результате интерференции происходит пространственное перераспределение энергии.

Стоячая волна

Стоячая волна – волна, образующаяся в результате интерференции двух *бегущих* волн, распространяющихся навстречу друг другу с одинаковыми частотами и амплитудами.



Уравнение прямой (падающей) волны, распространяющейся вдоль положительного направления оси x

$$S_1 = A \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

Уравнение обратной (отраженной) волны, распространяющейся в противоположном направлении

$$S_2 = A \sin \omega \left(t + \frac{x}{v} \right)$$

Уравнение стоячей волны

$$S_{cm} = S_{\text{рез}} = S_1 + S_2 = 2A \cos\left(\frac{\omega}{v}x\right) \sin \omega t = 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x\right) \sin \omega t = A_{cm} \sin \omega t$$

Это уравнение показывает, что в каждой точке среды происходит *гармоническое колебание* с частотой ω , равной частоте бегущих волн. Амплитуды колебаний в разных точках различны и зависят от координат x этих точек

$$A_{cm} = 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x\right).$$

Если $x = 2k \frac{\lambda}{4}$, $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$, то $|A_{cm}| = 2A = A_{\max}$.

Пучности – точки среды, амплитуда колебаний которых максимальна и равна $2A$.

Если $x = (2k+1)\frac{\lambda}{4}$, $k = 0, \pm 1, \pm 2 \dots$, то $A_{cm} = 0$.

Узлы – точки среды, амплитуда колебаний которых равна 0 (колебания отсутствуют, точки неподвижны).

Амплитуда стоячей волны в разных точках меняется от 0 до $2A$.

Длина стоячей волны $\lambda_{cm} = \frac{\lambda_0}{2}$ – расстояние между двумя ближайшими узлами (или пучностями).

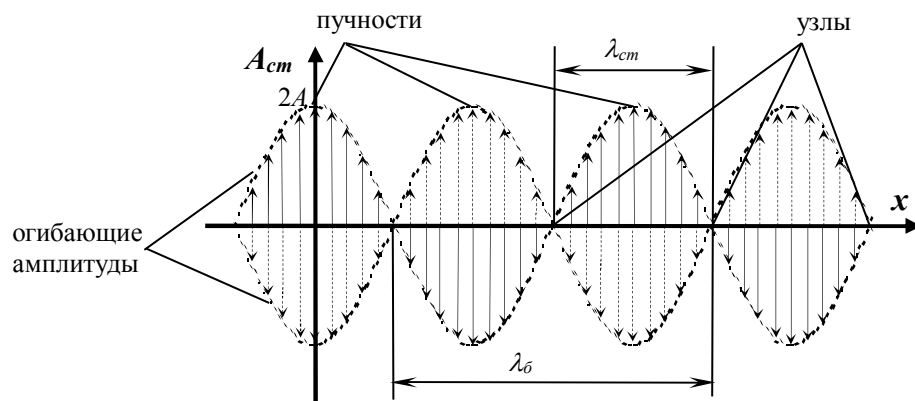


Таблица 3

Сравнительный анализ бегущей и стоячей волны

Сравнительные характеристики	Бегущая волна	Стоячая волна
Уравнение	$S(x, t) = A \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$	$S(x, t) = 2A \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda}\right) \sin \omega t$
Перенос энергии	есть	нет, т.к. прямая и обратная волны переносят энергию в равных количествах в противоположных направлениях
Перенос вещества	нет	нет
Длина волны	$\lambda_0 = \lambda$	$\lambda_{cm} = \frac{\lambda_0}{2} = \frac{\lambda}{2}$
Амплитуда (если нет потерь энергии)	$A = \text{const}$ Все частицы среды колеблются с одинаковыми амплитудами	$A_{cm} = 2A \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda}\right)$ Амплитуда колебаний частицы среды зависит от координаты и меняется от 0 (в узлах) до $2A$ (в пучностях)
Фаза	$\varphi = \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$ Фазы колебаний частиц среды зависят от координаты	Фазы колебаний частиц среды, находящихся между двумя узлами, одинаковы; фазы колебаний частиц среды, находящихся по разные стороны от узла, отличаются на π

Стоячие волны в пространственно ограниченных системах. Собственные частоты. Акустический резонанс

На практике стоячая волна образуется в пространственно ограниченных системах вследствие интерференции падающей (прямой) и отраженной (обратной) волн. Такими системами являются, например, струны и трубы музыкальных инструментов, глоточная и ротовая полости, наружный слуховой проход и т.д.

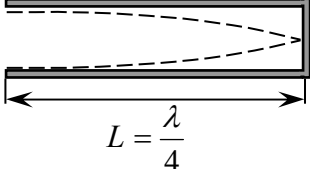
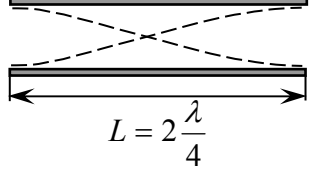
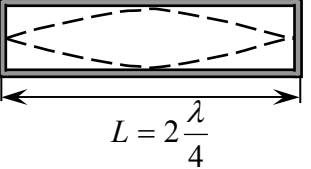
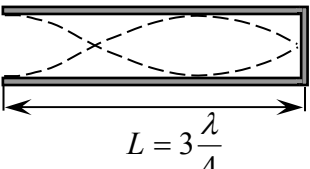
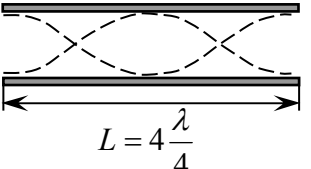
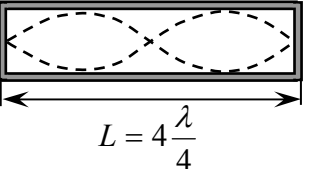
При отражении волны от *более плотной* среды в месте отражения возникает *узел*, от *менее плотной* – *пучность*.

Условие образования стоячей волны в пространственно ограниченных системах: размер системы L должен быть кратным четверти длины волны $\lambda/4$.

Собственные частоты системы – частоты, при которых возможно образование стоячей волны в пространственно ограниченной системе.

Таблица 4

Образование стоячей волны в пространственно ограниченной системе

	Вид системы		
	закрытая с одной стороны	открытая с обеих сторон	закрытая с обеих сторон
Условие образования	$L = (2k + 1) \frac{\lambda}{4}$; где $k = 0, 1, 2 \dots$	$L = 2k \frac{\lambda}{4}$; где $k = 1, 2, 3 \dots$	$L = 2k \frac{\lambda}{4}$; где $k = 1, 2, 3 \dots$
Собственные частоты	$\nu = (2k + 1) \frac{\nu}{4L}$; где $k = 0, 1, 2 \dots$	$\nu = 2k \frac{\nu}{4L}$; где $k = 1, 2, 3 \dots$	$\nu = 2k \frac{\nu}{4L}$; где $k = 1, 2, 3 \dots$
Примеры стоячих волн и соответствующие им собственные частоты			
Основная частота (частота первой гармоники)	$\nu = \frac{\nu}{4L}$  $L = \frac{\lambda}{4}$	$\nu = 2 \frac{\nu}{4L}$  $L = 2 \frac{\lambda}{4}$	$\nu = 2 \frac{\nu}{4L}$  $L = 2 \frac{\lambda}{4}$
Частота первого обертона (частота второй гармоники)	$\nu = 3 \frac{\nu}{4L}$  $L = 3 \frac{\lambda}{4}$	$\nu = 4 \frac{\nu}{4L}$  $L = 4 \frac{\lambda}{4}$	$\nu = 4 \frac{\nu}{4L}$  $L = 4 \frac{\lambda}{4}$

Акустический резонанс – явление увеличения амплитуды колебаний в пространственно ограниченных системах, при условии, что частота волны, вызывающей эти колебания, совпадает с *одной из собственных частот* системы.

Собственные частоты системы называют **резонансными**, а саму систему – **резонатором**.

Вследствие резонанса происходит увеличение интенсивности волны.

Эффект Доплера – изменение частоты волны, воспринимаемой приемником волн, вследствие относительного движения источника волн и приемника. Если источник и приемник волн неподвижны, то воспринимаемая частота (ν')

$$\nu' = \nu,$$

где ν – частота колебаний источника.

Если приемник волн неподвижен, а источник волн движется со скоростью v_u , то воспринимаемая частота (ν')

при приближении источника волн к приемнику $\nu' = \nu(1 + \frac{v_u}{v})$,

при удалении источника волн от приемника $\nu' = \nu(1 - \frac{v_u}{v})$.

3. Акустика

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

акустика

звук

звуковое давление

инфразвук

слышимый звук

ультразвук

гиперзвук

простой (чистый) тон

сложный (музыкальный) тон

шум

объективные (физические) характеристики слухового ощущения: частота, спектр, интенсивность

субъективные (физиологические) характеристики слухового ощущения: высота тембр, громкость

порог слышимости

порог боли

уровень громкости

шкала уровней громкости

уровень интенсивности

шкала уровней интенсивности

слуховая система человека

звукопроводящая часть

звуковоспринимающая часть

классификации звука

по частотам

по виду спектра (простой (чистый) тон, сложный (музыкальный) тон, шум)

характеристики слухового ощущения (объективные и субъективные)

формулы

интенсивности звука

закон Вебера-Фехнера

уровня громкости, интенсивности

законы и теории

закон Вебера-Фехнера

теория Гельмгольца

теория Бекеша

графические объекты

спектр чистого тона, сложного тона, шума

кривые равной громкости

кривая порога слышимости

кривая порога боли

методы

аудиометрия

аускультация

перкуссия

ультразвуковые методы (УЗ кардиография, локация, эхоэнцефалография, физиотерапия, остеосинтез)

приборы

аудиометр

стетоскоп

фонендоскоп

Акустика – это раздел физики, в котором исследуется звук, методы получения и регистрации звука, его взаимодействие с веществом и биологическими объектами, а также применение звука.

Звук – это упругая волна.

Источником звука является колеблющееся тело. Звук распространяется только в упругих средах (газ, жидкость, твердое тело). Скорость распространения звуковых волн зависит от упругих свойств и плотности среды, а так же от ее температуры. Наименьшая скорость звука – в газах, наибольшая – в твердых телах. С увеличением температуры скорость звука увеличивается.

Интенсивность звука (I) может быть выражена в виде

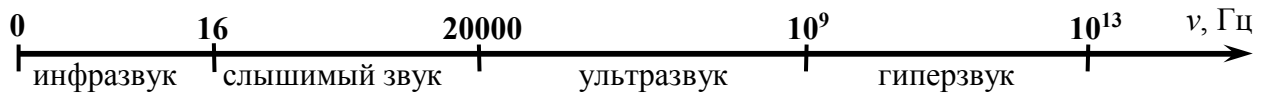
$$I = \frac{\rho A^2 \omega^2}{2} v,$$

где ρ – плотность среды.

Звуковое давление (p) – добавочное давление (избыточное над средним давлением окружающей среды), возникающее при прохождении звуковых волн в жидкой или газообразной среде в областях сжатия; $[p] = \text{Па}$.

Для плоской звуковой волны звуковое давление связано с интенсивностью звука соотношением
$$I = \frac{p^2}{2\rho v}$$

Частотная шкала звуковых (акустических) волн



Человек воспринимает как звук только волны в диапазоне частот от 16 Гц до 20000 Гц.

Таблица 5

Классификация звука по форме колебаний

	Вид звука		
	тон		шум
	простой (чистый)	сложный (музыкальный)	
Форма колебаний	периодические		непериодические
	гармонические	негармонические	
Вид акустического спектра			
Название спектра	линейчатый		сплошной
Описание спектра	одна линия на частоте колебания	несколько линий соответствующих: <u>основному тону</u> – на частоте данного колебания ν_0 ; <u>обертонам</u> – на частотах $2\nu_0, 3\nu_0, \dots, n\nu_0$, кратных основной частоте	оглабающая бесчисленного множества линий на всех частотах диапазона от ν' до ν''
Примеры звуков	звук камертона	звуки музыкальных инструментов, гласные звуки речи и т.д.	шум улицы, скрип, шепот, согласные звуки речи и т.д.

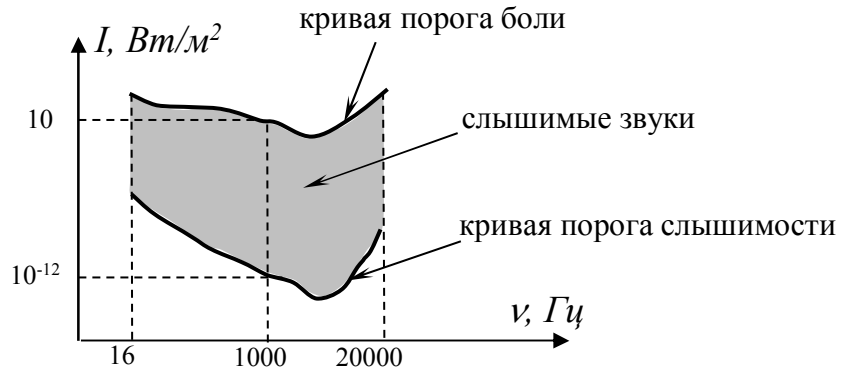
Для каждой частоты колебаний существуют наименьшая и наибольшая интенсивности звука, которые способны вызвать слуховое ощущение.

Порог слышимости (I_0) – минимальная интенсивность звука, при которой возникает слуховое ощущение.

Порог боли ($I_{\text{б}}$) – минимальная интенсивность звука, при которой возникает болевое ощущение.

На частоте $\nu = 1000 \text{ Гц} = 1 \text{ кГц}$, принятой за эталонную, интенсивность слышимых звуков находится в пределах от $I_o = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ до $I_{\text{б}} = 10 \text{ Вт/м}^2$.

Кривые порога слышимости и порога боли



Характеристиками слухового ощущения сложного тона являются *высота*, *тембр* и *громкость*, которые обусловлены физическими характеристиками звуковой волны (см. табл. 6).

Таблица 6

Соответствие между характеристиками слухового ощущения сложных тонов и физическими характеристиками звуковой волны

Характеристики слухового ощущения (субъективные)	Физические характеристики звуковой волны (объективные)
высота	частота основного тона
тембр	состав обертонов в спектре
громкость	интенсивность и частота основного тона

Высота звука – субъективная мера частоты колебаний. Высота тонального звука определяется основной (наименьшей) частотой. С увеличением частоты звук воспринимается более высоким.

Тембр звука – субъективная мера спектрального состава колебаний (окраска звука). Изменение состава обертонов приводит к изменению тембра звука.

Громкость звука – субъективная мера интенсивности колебаний. Звук одинаковой интенсивности вызывает различные ощущения громкости на разных частотах. На определенной фиксированной частоте ($\nu = \text{const}$) увеличение интенсивности приводит к увеличению громкости звука.

Закон Вебера-Фехнера (психофизиологический закон): изменение ощущения ΔE пропорционально отношению изменения интенсивности раздражающего фактора ΔI к величине интенсивности I

$$\Delta E \sim \frac{\Delta I}{I}$$

Математическое выражение закона Вебера-Фехнера $\Delta E = k \lg \frac{I_2}{I_1}$,

где ΔE – изменение громкости; $\frac{I_2}{I_1}$ – отношение интенсивностей звуков (показывает во сколько раз отличаются интенсивности).

Уровень громкости (E) – это изменение громкости звука, при изменении интенсивности от порога слышимости.

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

где k – коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности звука (на частоте $\nu = 1000$ Гц коэффициент $k = 1$); I – интенсивность данного звука; I_0 – порог слышимости.

Уровень интенсивности (L)

$$L = \lg \frac{I}{I_0}; \quad [L] = \text{Б (бел)} \text{ или дБ (децибел)}; \quad 1 \text{ Б} = 10 \text{ дБ}.$$

Бел – единица измерения уровня интенсивности. Изменение уровня интенсивности на 1 Б соответствует изменению интенсивности звука в 10 раз.

Фон – единица измерения уровня громкости. Изменение уровня громкости звука частотой $\nu = 1000$ Гц на 1 фон соответствует изменению уровня интенсивности на 1 дБ.

На частоте $\nu = 1000$ Гц шкалы уровней громкости и уровней интенсивности совпадают, причем 1 фон = 1 дБ.

Уровень громкости звука на частоте $\nu = 1000$ Гц определяют по формуле

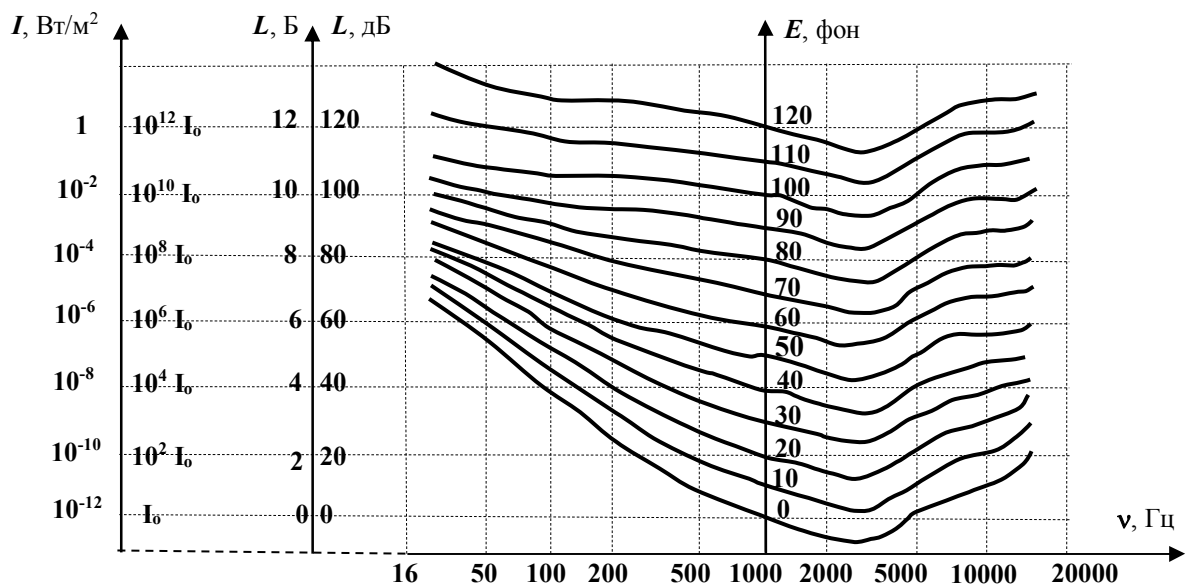
$$E = 10 \lg \frac{I}{I_0}; \quad [E] = \text{фон}$$

Для определения уровня громкости звуков других частот используют кривые равной громкости.

Кривая равной громкости – график зависимости интенсивности (или уровня интенсивности) от частоты звука $I=f(\nu)$ (или $L=f(\nu)$), полученный при $E = \text{const}$ и отражающий ощущение одинаковой громкости на различных частотах.

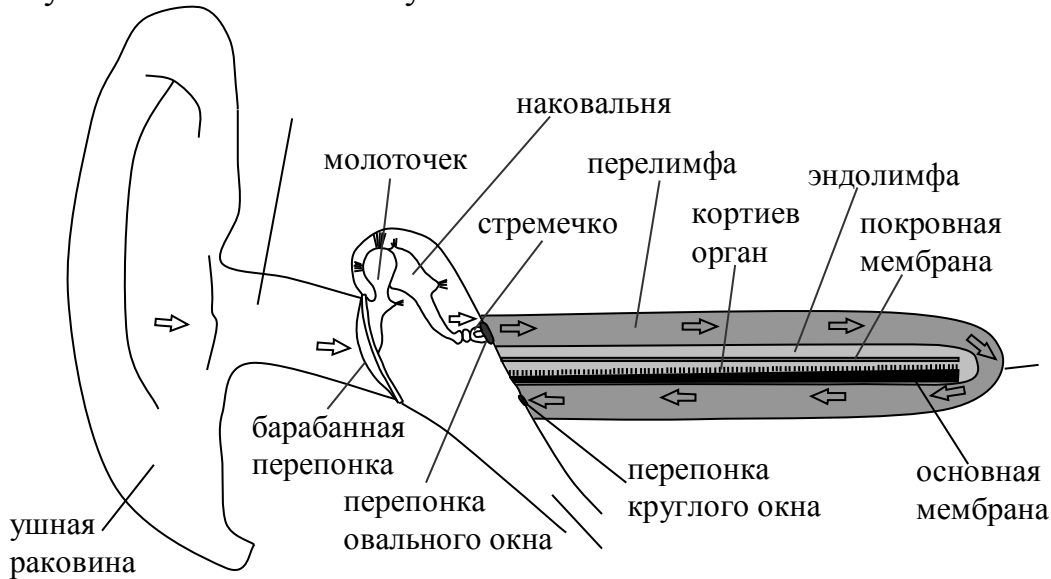
На рисунке представлены кривые равной громкости, построенные на основании усредненных данных, которые были получены у людей с нормальным слухом. Нижняя кривая – кривая порога слышимости. На пороге слышимости (при $I = I_0$) уровень громкости $E = 0$ фон.

Кривые равной громкости

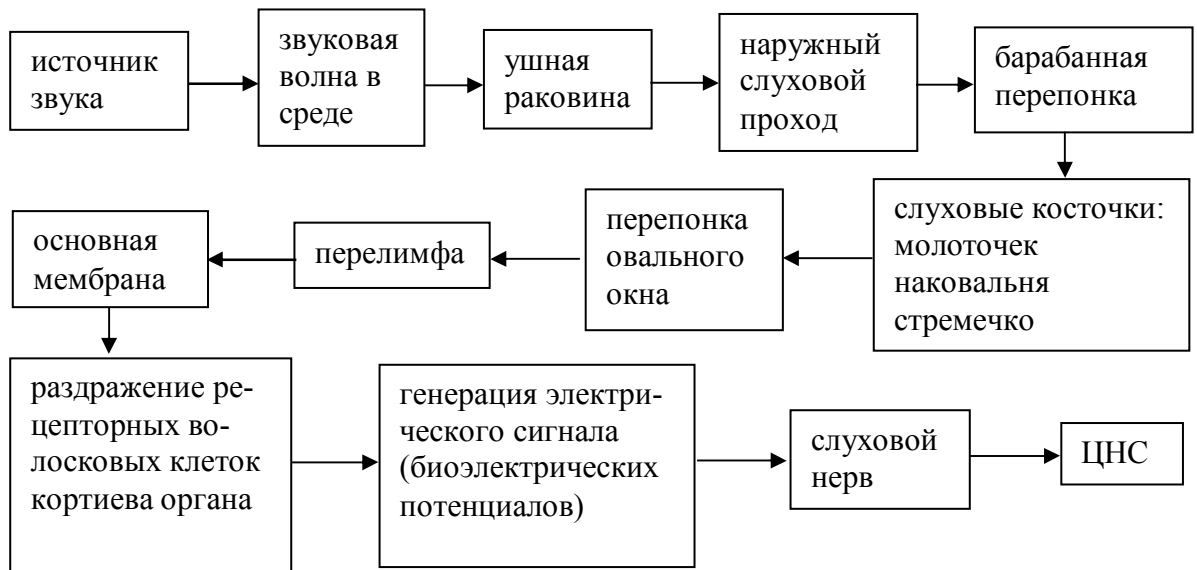


Физика слуха

Слух – функция организма, обеспечивающая восприятие звука. Органом слуха человека является ухо.



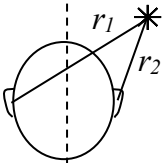
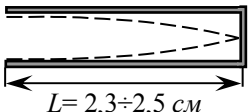
Схематическое изображение основных структур уха, как органа слуха



Путь передачи звуковых (механических) колебаний и их преобразование в нервный (электрический импульс)

Таблица 7

Слуховая система человека (строение, основные функции и физика слуха)

		Основные элементы	Основная функция	Проблемы	Физический процесс
Звукопроводящая часть	Наружное ухо	1) ушная раковина 2) наружный слуховой проход	проведение звука	установление направления на источник звука	 бинауральный эффект (от лат. binī – два + auris – ухо) – возникновение различий в параметрах звуковых волн, приходящих на разные уши, которым обусловлена способность определять местоположение источника звука при восприятии двумя ушами. 1) зависимость разности фаз колебаний $\Delta\varphi$ в левом и правом ухе от разности расстояний от источника звука до каждого уха $\Delta r = r_2 - r_1$ т.к. $\varphi = \omega(t - \frac{r}{v})$, то $\Delta\varphi = \frac{\omega\Delta r}{v}$ 2) зависимость интенсивности звуковой волны от расстояния до источника звука т.к. для сферической волны $I = \frac{I_0}{r^2}$, то в случае $r_1 \neq r_2$ $I_1 \neq I_2$ 3) дифракция звука на ушной раковине происходит по-разному в зависимости от положения источника звука, что приводит к разному изменению спектрального состава звуковой волны, попадающей в слуховой проход
					многократное отражение звука от сложной поверхности ушной раковины
					образование стоячей волны в наружном слуховом проходе, как в полуоткрытой резонансной системе с резонансными частотами $\nu = (2k+1)\frac{v}{4L}$.  $L = 2,3 \div 2,5$ см Основная частота $\nu \approx 3300$ Гц (при $k = 0$), что соответствует минимуму кривой порога слышимости (максимальная чувствительность уха)
				концентрация звука	
			увеличение интенсивности звука определенных частот		
	ухо	1) барабанная перепонка 2) слуховые косточки:	увеличение интенсивности звука	согласование волновых сопротивлений воздуха в	колебания жидкой среды внутреннего уха осуществляются рычажно-механическим способом с очень малыми потерями энергии, а не за счет падения звука на границу раздела сред, где эти потери значительны ($k_{перл} \sim 0,12\%$) Увеличение звукового давления (увеличение интенсивности звука) за счет:

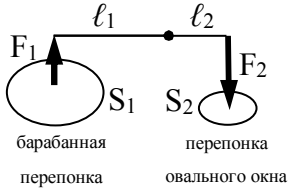
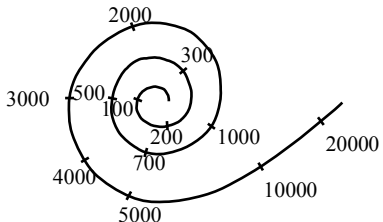
Звуковоспринимающая часть	Среднее	молоточек, наковальня, стремечко 3) евстахиева труба		наружном слуховом проходе и жидких сред внутреннего уха	 1) различия площадей барабанной перепонки и перепонки овального окна $\frac{S_1}{S_2} \approx 20$ 2) системы косточек, работающих как рычаг Правило рычага $F_1 \ell_1 = F_2 \ell_2 \Rightarrow \frac{F_2}{F_1} = \frac{\ell_1}{\ell_2} = 1,3$. Т.к. $p = \frac{F}{S}$, то $\frac{p_2}{p_1} = \frac{F_2 S_1}{F_1 S_2} = \frac{S_1 \ell_1}{S_2 \ell_2} = 26$, т.е. давление на жидкие среды внутреннего уха по сравнению с давлением воздуха на барабанную перепонку усиливается примерно в 26 раз	
	Внутреннее ухо	рецепторные волосковые клетки кортиева органа на основной мембране	преобразование механических колебаний в электрический сигнал (генерация биоэлектрических потенциалов)	различение высоты (частоты)	 различающиеся по высоте звуковые колебания воспринимаются различными отделами кортиева органа: высокие частоты вызывают колебания в у основания улитки, низкие – в вершине. Нервные волокна передают в мозг информацию о том, какой участок базилярной мембраны возбужден, а, следовательно, и о частоте звукового колебания.	
					Теория Гельмгольца (резонансная теория (1863г.)) происходит резонанс (увеличение амплитуды колебаний) волокон основной мембраны, собственные частоты которых совпадают с частотой звука	Теория Бекеша (теория бегущей волны (1960г.)) колебания базилярной мембраны в виде бегущей волны имеют максимум на ограниченном участке, положение которого определяется частотой звука 
					различение громкости (интенсивности)	интенсивность звука кодируется количеством возбуждаемых волосковых клеток
				различение тембра (спектра)	различные составляющие сложного тона возбуждают различные участки кортиева органа	

Таблица 8

Методы медицинского исследования с использованием слышимого звука

Название метода	Назначение	Физическая основа метода	Применяемые приборы и приспособления
Аудиометрия	Определение остроты слуха	Определяется порог слухового ощущения на разных частотах. Получают кривые порога слышимости – <i>аудиограммы</i> , сравнивая которые с нормальной кривой порога слухового ощущения, ставят диагноз	аудиометр
Аускультация	Выслушивание звуков, самостоятельно возникающих внутри организма (шумы, хрипы, тоны сердца и т.п.)	В поллой капсуле с передающей мембраной, которая прикладывается к телу, возникает резонанс столба воздуха, вызывающий усиление звучания и, следовательно, улучшение выслушивания	стетоскоп, фонендоскоп
Перкуссия	Исследование размера и местоположения внутренних органов посредством постукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков.	При ударе по поверхности тела возникает перкуторный звук, тон которого зависит от упругости, плотности, объема и формы лежащих тканей или органа. Пластичные ткани (кожа, жир, мышцы и др.) сильно поглощают звук, и он быстро затухает. Упругие ткани (в том числе полости, наполненные воздухом; кости и др.), резонируя, усиливают в перкуторном звуке тон, соответствующий их собственной частоте колебаний.	специальные молоточки, косточки пальцев

Применение ультразвука в медицине

Название метода	Назначение	Физическая основа метода
Диагностика		
Ультразвуковая кардиография	Измерение размеров сердца в динамике, изучение характера движения сердечных клапанов и измерение скорости кровотока	Эффект Доплера – изменение частоты ультразвука, при отражении от движущегося объекта
Ультразвуковая локация	Определение расположения и размеров неоднородных включений, полостей, внутренних органов и т.п.	Ультразвук отражается от границы раздела двух сред с различными волновыми сопротивлениями (мышца-надкостница-кость, поверхность полых органов и т.д.): – при импульсном излучении наблюдают отраженный импульс и измеряют время распространения ультразвука до исследуемого объекта и обратно – при непрерывном излучении исследуется стоячая волна, возникающая при интерференции падающей и отраженной волн.
	Определение размеров глазных сред	
Эхоэнцефалография	Определение опухолей и отека головного мозга	
Терапия		
Ультразвуковая физиотерапия	Прогревание	Сжатия и разрежения, создаваемые ультразвуком, приводят к образованию разрывов – кавитаций. Кавитации существуют недолго и быстро захлопываются, при этом выделяется значительная энергия, – происходит разогревание вещества, а также ионизация и диссоциация молекул.
Ультразвуковой остеосинтез	«Сваривание» поврежденных или трансплантируемых костных тканей	
«Ультразвуковой скальпель»	Рассечение мягких и костных тканей	

4. Механические свойства твердых тел и биологических тканей

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

агрегатное состояние вещества (газ, жидкость, твердое тело (кристаллическое, аморфное))

деформация

упругая деформация

пластическая (неупругая) деформация

абсолютная деформация (абсолютное удлинение)

относительная деформация (относительное удлинение)

механическое напряжение

модуль Юнга

предел пропорциональности

предел упругости

предел текучести

предел прочности

свойства и явления

свойства газов, жидкостей, твердых тел

механические свойства биологических тканей

классификации

по виду (упругая, неупругая деформация, упруго-пластическая деформация)

по направлению приложения внешней силы (продольная (растяжения, сжатия), сдвига, кручения, изгиба)

формулы

абсолютной деформации (абсолютного удлинения)

относительной деформации (относительного удлинения)

механического напряжения

закона Гука

законы

закон Гука

графические объекты

график закона Гука

диаграмма деформации твердого тела

график зависимости $\varepsilon = f(t)$ для упругой модели

график зависимости $\varepsilon = f(t)$ для вязкой модели

график зависимости $\varepsilon = f(t)$ для упруго-вязкой модели

график зависимости $\varepsilon = f(t)$ для вязко-упругой модели

график зависимости $\varepsilon = f(t)$ для смешанной модели

модели

упругая

вязкая

упруго-вязкая (модель Максвелла)

вязко-упругая (модель Кельвина – Фойгхта)

смешанная модель (модель Зинера)

В природе существует четыре агрегатных состояния вещества – твердое (аморфное и кристаллическое), жидкое, газообразное и плазма.

Плазма – это частично или полностью ионизированный газ, в котором плотности положительных и отрицательных зарядов практически совпадают.

Кристаллические тела (от греч. «кристаллос» – лед) – твердые тела, атомы или молекулы которых занимают определенные упорядоченные положения в пространстве (металлы, минералы, сплавы, керамика).

Аморфные тела (от греч. «аморфос» – бесформенный) – твердые тела, у которых нет строгого порядка в расположении атомов и молекул; аморфные тела занимают промежуточное положение между кристаллическими твердыми телами и жидкостями (янтарь, смолы, стекло и др.).

Таблица 10

Сравнительные характеристики агрегатных состояний вещества

Сравнительные характеристики	Агрегатные состояния			
	газообразное	жидкое	твердое	
			аморфное	кристаллическое
Соотношение между размером молекулы d и расстоянием между ними l	$d \ll l$	$d \approx l$	$d \leq l$	
Силы взаимодействия между молекулами	F_z	$F_{жс}$	$F_{тт}$	
Соотношение между кинетической энергией E_k (энергией движения) и потенциальной энергией E_n (энергией взаимодействия) молекул	$E_k > E_n$	$E_k \approx E_n$	$E_k < E_n$	
Характер движения молекул вещества	хаотичное движение (свободный пробег до столкновения)	колебания около временных положений равновесия и перескакивание на новые	колебания около постоянных положений равновесия	
Порядок в расположении молекул	нет порядка	ближний	ближний	дальний
Плотность	ρ_z	$\rho_{жс}$	$\rho_{тт}$	
Постоянство формы	нет	нет	есть	
Постоянство объема	нет (занимает весь предоставленный объем)	есть (малосжимаема)	есть	
При увеличении t°	$\xleftarrow{\text{испарение}}$		$\xleftarrow{\text{плавление}}$	
При уменьшении t°	$\xrightarrow{\text{конденсация}}$		$\xrightarrow{\text{кристаллизация}}$	
Явление, возникающее под дейсвием внешних сил	деформация (текучесть)	деформация (текучесть)	деформация	

Дальний порядок – упорядоченная, периодически повторяющаяся внутренняя структура, по всему объему вещества.

Ближний порядок – упорядоченность в расположении близлежащих молекул, не повторяющаяся по всему объему вещества.

Деформация (от лат. *deformatio* — искажение) – изменение взаимного расположения частиц среды, которое приводит к изменению формы и размеров тела или его частей и вызывает изменение сил взаимодействия между частицами.

В твердых телах деформация приводит к изменению формы или размеров тела целиком или его части, в жидкостях и газах – к течению.

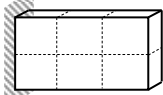
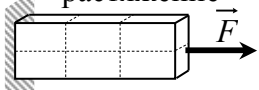
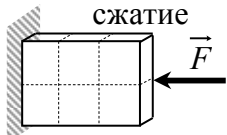
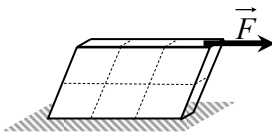
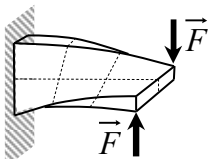
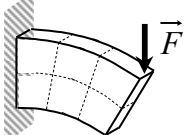
Упругая деформация – деформация, при которой после прекращения действия внешних сил твердое тело полностью восстанавливает первоначальные размеры и форму.

Неупругая (пластическая) деформация – деформация, при которой после прекращения действия внешних сил твердое тело не восстанавливает первоначальные размеры и форму.

Упруго-пластическая деформация – деформация, при которой после прекращения действия внешних сил твердое тело частично восстанавливает первоначальные размеры и форму.

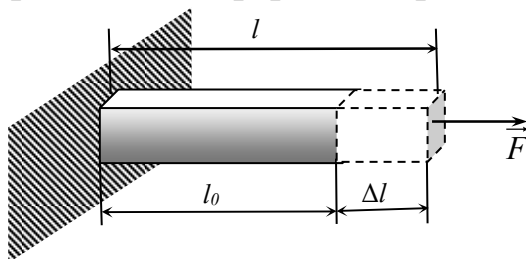
Таблица 11

Классификация деформации по направлению приложения внешней силы

Вид деформации	Направление приложения внешней силы	Результат деформации	Пример деформации в организме человека
	тело до деформации 		
продольная	растяжение 	изменение начальной длины и площади поперечного сечения тела	верхние конечности, связки, сухожилия и мышцы
	сжатие 		позвоночник, нижние конечности под действием силы тяжести
сдвиг		смещение слоев тела относительно друг друга	кровь при течении в сосудах, возникновение резаной раны на коже
кручение		отдельные слои тела остаются параллельными, но смещаются относительно друг друга на некоторый угол	шейный отдел позвоночника при повороте головы
изгиб		растяжение одной стороны тела и сжатие другой.	позвоночник при наклонах корпуса, деформация стопы при ходьбе

Физические характеристики деформации

1) продольная деформация (растяжения, сжатия)



Абсолютная деформация (абсолютное удлинение) (Δl) – величина, равная изменению длины тела после деформации

$$\Delta l = |l - l_0|,$$

где l_0 – первоначальная длина тела; l – длина тела после деформации;

$$[\Delta l] = \text{м}$$

Относительная деформация (относительное удлинение) (ε) – безразмерная величина, равная отношению изменения длины тела Δl под действием силы к первоначальной длине l_0

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

Относительная деформация может быть выражена в процентах

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \cdot 100\%$$

Механическое напряжение (σ) – сила, действующая на единицу площади поперечного сечения тела

$$\sigma = \frac{F}{S}, [\sigma] = \text{Н/м}^2 = \text{Па}$$

Закон Р. Гука

При малых упругих продольных деформациях механическое напряжение прямо пропорционально относительной деформации

$$\sigma \sim \varepsilon$$

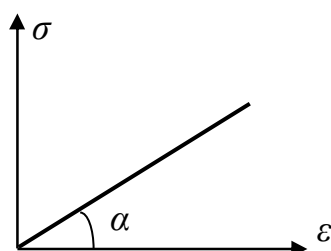
$$\sigma = E\varepsilon,$$

где коэффициент пропорциональности E – модуль Юнга; $[E] = \text{Н/м}^2$

Физический смысл модуля Юнга – модуль Юнга численно равен механическому напряжению, вызывающему увеличение длины тела в 2 раза.

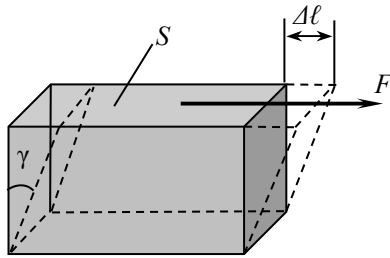
Модуль Юнга характеризует сопротивляемость материала упругой продольной деформации; не зависит от размеров тела, а зависит от материала.

Геометрический смысл модуля Юнга



$$E = \operatorname{tg} \alpha$$

2) деформация сдвига



Абсолютная деформация сдвига (Δl) – величина, равная смещению верхней грани; $[\Delta l] = \text{м}$

Относительная деформация сдвига (относительный сдвиг) ($\text{tg} \gamma$) – величина, равная тангенсу угла сдвига γ .

При малых углах сдвига можно считать $\text{tg} \gamma \approx \gamma$.

Напряжение сдвига (касательное напряжение) (τ) – сила, действующая на единицу площади грани, к которой сила касательна

$$\tau = \frac{F}{S}, [\tau] = \text{Н/м}^2 = \text{Па}$$

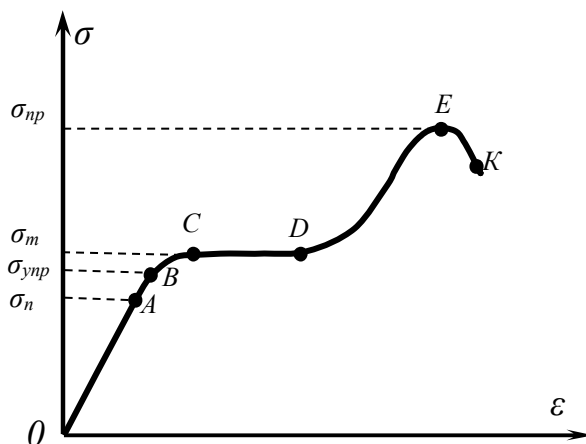
Связь между напряжением сдвига и относительной деформацией сдвига при малых углах сдвига имеет вид

$$\tau = G\gamma,$$

где G – модуль сдвига; $[G] = \text{Н/м}^2$

Диаграмма деформации твердого тела

Результаты экспериментов по растяжению твердого тела изображаются в виде зависимости $\sigma(\epsilon)$ – *диаграммы деформации* твердого тела.



Диаграмму можно разбить на несколько участков:

OB – участок упругой деформации, который состоит из участков **OA** и **AB**.

OA – участок упругой деформации с прямо пропорциональной зависимостью между σ и ε . На этом участке выполняется закон Гука.

Предел пропорциональности (σ_n) – максимальное механическое напряжение, при котором еще выполняется закон Гука.

AB – участок упругой деформации с нелинейной зависимостью σ (ε).

Предел упругости ($\sigma_{уп}$) – максимальное механическое напряжение, при котором деформация сохраняет упругий характер.

BCDEK – участок неупругой деформации, который включает:

BC – участок упруго-пластической деформации.

CD – участок **текучести** материала. Текучесть – явление удлинения тела при неизменной силе.

Предел текучести (σ_m) – максимальное механическое напряжение, при котором тело изменяет свои размеры, при неизменной внешней силе.

DE – участок достижения предела прочности материала

Предел прочности ($\sigma_{пр}$) – наибольшее механическое напряжение, которое выдерживает образец без разрушения.

EK – участок разрушения тела.

Механические свойства биологических тканей

Механические свойства биологических тканей зависят от их состава.

Мышечная ткань

В состав мышц входит соединительная ткань, состоящая из полимеров – коллагена и эластина.

Полимеры – это вещества, которые состоят из очень длинных гибких изогнутых молекул, которые в равновесном состоянии имеют форму статистического клубка. Полимеры обладают **эластичностью** – способность материала при приложении нагрузки значительно увеличивать свою длину без разруше-

ния, обусловленная выпрямлением молекул в соответствующем направлении. После снятия нагрузки длина каждой молекулы восстанавливается. Относительная деформация мышцы составляет десятки процентов.

Костная ткань

В костной ткани половину объема составляет неорганический материал (гидроксилапатит) в форме микроскопических кристалликов, который обеспечивает упругие свойства. Другая часть объема состоит из органического материала, главным образом коллагена

Механические свойства костной ткани зависят от многих факторов: возраста, заболевания, индивидуальных условий роста.

Прочность на сжатие выше, чем на растяжение или изгиб. Относительная деформация костной ткани составляет 1%.

Кожа

В состав кожи входят волокна коллагена (75%) и эластина (около 4%). Относительная деформация кожи составляет десятки процентов. Механические свойства кожи меняются с возрастом.

Механические модели биологических тканей

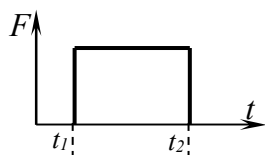
Механические свойства биологических тканей моделируются различной комбинацией идеальных моделей – *упругой* и *вязкой*.

Упругая модель – это идеально упругая пружина.

Вязкая модель – цилиндр, заполненный вязкой жидкостью, внутри которого может двигаться поршень с отверстиями.

Таблица 12

Механические модели биологических тканей и их деформация под действием постоянной внешней силы



Название и схема	График	Законы	Биологическая ткань
идеальные модели			
упругая 		закон Гука $\varepsilon = \frac{F}{SE}$	
вязкая 		следствие закона Ньютона для вязкой жидкости $\varepsilon = \frac{F}{S\eta} t,$ где η – вязкость жидкости	
модели биологических тканей			
упруго-вязкая (Максвелла) 		$\varepsilon = \frac{F}{SE} + \frac{F}{S\eta} t$	гладкие мышцы (мочевой пузырь, желудок)
вязко-упругая (Кельвина-Фойхтга) 		$\varepsilon = \frac{F}{SE} \left(1 - e^{-\frac{E \cdot t}{\eta}} \right)$	скелетные мышцы
комбинированная (Зинера) 		$\varepsilon = \frac{F}{SE} + \frac{F}{SE} \left(1 - e^{-\frac{E \cdot t}{\eta}} \right)$	костная ткань

5. Биореология

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

поверхностное натяжение

молекулярное давление

поверхностная энергия

коэффициент поверхностного натяжения

краевой угол

условие смачиваемости

условие несмачиваемости

капилляр
 реология
 биореология
 внутреннее трение
 вязкость жидкости
 напряжение сдвига
 скорость сдвига
 кривая течения
 ньютоновская жидкость
 неньютоновская жидкость
 бингамовская жидкость
 предел текучести

свойства и явления

поверхностное натяжение
 смачиваемость
 несмачиваемость
 капиллярные явления
 газовая эмболия
 реологические свойства крови

классификации

виды вязких жидкостей (ньютоновские, неньютоновские)

формулы

коэффициент поверхностного натяжения
 высота подъема жидкости в капилляре
 давление Лапласа
 сила внутреннего трения
 напряжение сдвига
 скорость сдвига
 уравнение течения ньютоновской жидкости
 уравнение течения неньютоновской жидкости
 уравнение Кессона

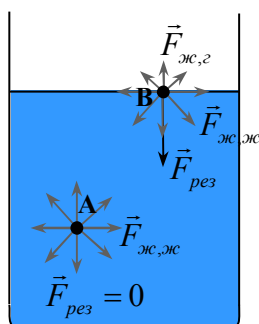
графические объекты

схема газовой эмболии
 схема явления смачиваемости
 схема явления несмачиваемости
 мениск смачивающей и несмачивающей жидкости
 кривая течения ньютоновской жидкости; зависимость $\eta = f(\gamma)$
 кривые течения неньютоновских жидкостей; зависимость $\eta = f(\gamma)$
 кривая течения бингамовской жидкости; зависимость $\eta = f(\gamma)$
 кривая течения крови; зависимость $\eta = f(\gamma)$

Физические процессы на границе агрегатных состояний

Явления на границе жидкости и газа

Поверхностное натяжение – явление, заключающееся в стремлении жидкости сократить свою поверхность.



Молекулы на поверхности и внутри жидкости находятся в разных условиях. На каждую молекулу внутри жидкости (молекула А) действуют силы притяжения со стороны соседних молекул $F_{ж,ж}$. Эти силы равны по величине и направлены в разные стороны, поэтому резуль-

тирующая сила, действующая на молекулу внутри жидкости со стороны других молекул, равна нулю $F_{рез} = 0$. На каждую молекулу поверхностного слоя (молекула В) действуют силы притяжения со стороны молекул жидкости $F_{ж,ж}$ и со стороны молекул газа $F_{ж,г}$, причём $F_{ж,ж} > F_{ж,г}$. Результирующая сила $F_{рез}$, действующая на молекулу поверхностного слоя будет отлична от нуля и направлена внутрь жидкости перпендикулярно её поверхности. Таким образом, результирующие силы всех молекул поверхностного слоя оказывают на жидкость давление, называемое **молекулярным**.

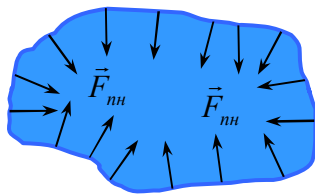
Для перемещения молекулы из глубины жидкости в поверхностный слой надо совершить работу. В результате этого кинетическая энергия молекул уменьшается, превращаясь в потенциальную энергию. Поэтому молекулы поверхностного слоя жидкости обладают дополнительной потенциальной энергией – **поверхностной энергией**.

Коэффициент поверхностного натяжения (σ) – поверхностная энергия E_n , приходящаяся на единицу площади поверхности S

$$\sigma = \frac{E_n}{S}, \quad [\sigma] = \frac{Дж}{м^2}$$

(энергетическое определение коэффициента поверхностного натяжения)

Так как равновесное состояние характеризуется минимумом потенциальной энергии, то жидкость будет стремиться уменьшить свою поверхностную энергию за счёт уменьшения площади поверхности.



Силы поверхностного натяжения (F_{nn}) – силы, направленные по касательной к поверхности жидкости, перпендикулярно участку замкнутого контура, на который они действуют, и стремящиеся сократить поверхность, ограниченную этим контуром, до минимума.

Коэффициент поверхностного натяжения (σ) – сила поверхностного натяжения F_{nn} , приходящаяся на единицу длины контура поверхности жидкости ℓ

$$\sigma = \frac{F_{nn}}{\ell}, \quad [\sigma] = \frac{H}{м}$$

(силовое определение коэффициента поверхностного натяжения)

Сила поверхностного натяжения $F_{nn} = \sigma \ell$.

Поверхностное натяжение зависит от примесей, имеющих в жидкости, и температуры. С повышением температуры коэффициент поверхностного натяжения уменьшается.

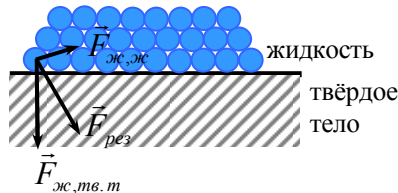
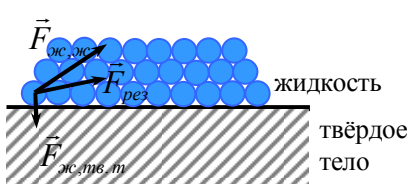
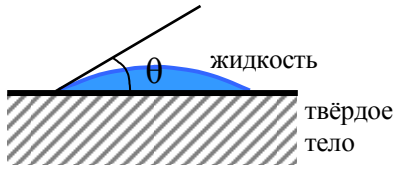
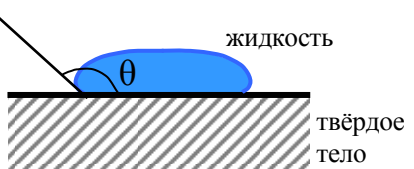
Явления на границе жидкости и твёрдого тела

Если друг с другом граничат три вещества: твёрдое, жидкое и газообразное, то вся система принимает конфигурацию, соответствующую минимуму суммарной поверхностной энергии.

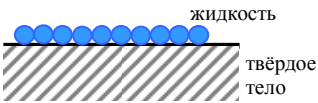
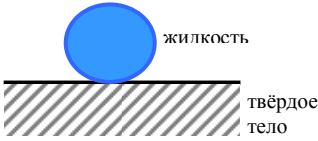
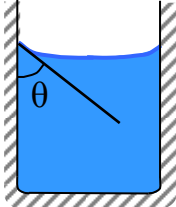
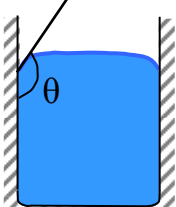
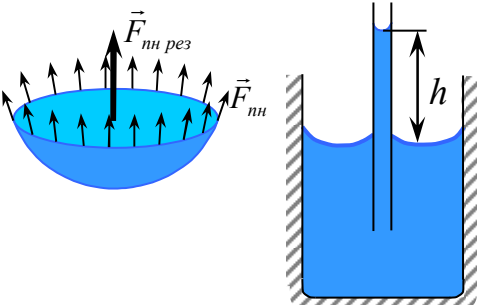
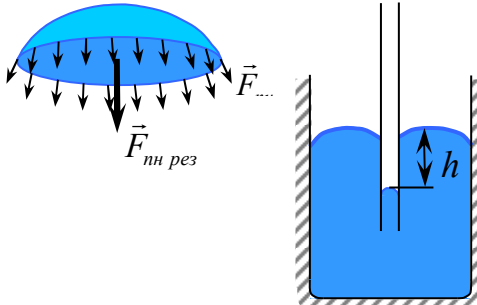
Если пренебречь влиянием газа, то поверхностная энергия, а, следовательно, и форма поверхности жидкости будет зависеть от соотношения силы притяжения между молекулами жидкости $F_{ж,ж}$ и силы притяжения между молекулами жидкости и твёрдого тела $F_{ж,тв.т}$ (табл. 13).

Таблица 13

Явления на границе жидкости и твёрдого тела

Соотношение между $F_{ж,ж}$ и $F_{ж,тв.т}$	$F_{ж,ж} < F_{ж,тв.т}$	$F_{ж,ж} > F_{ж,тв.т}$
Силы, действующие на молекулы жидкости граничного слоя		
Название явления	смачивание	несмачивание
Форма капли жидкости на поверхности твёрдого тела		
Значения краевого угла	$0 \leq \theta < \frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2} < \theta \leq \pi$

продолжение табл. 13

Предельные случаи	при $\theta = 0$ идеальное смачивание – жидкость образует на поверхности твердого тела мономолекулярный слой 	при $\theta = \pi$ идеальное несмачивание – капля жидкости принимает форму шара 
Форма поверхности жидкости у стенок сосуда		
Капиллярные явления		

Краевой угол (θ) – угол, отсчитываемый внутри жидкости между касательной к поверхности жидкости и поверхностью твёрдого тела.

Капиллярные явления – изменение высоты уровня жидкости в капиллярах.

Капилляр (от лат. *capillus* – волос) – трубка, внутренний диаметр которой намного меньше ее длины.

Если поместить капилляр одним концом в жидкость, налитую в широкий сосуд, то вследствие смачивания или несмачивания жидкостью стенок капилляра, произойдёт искривление поверхности жидкости в капилляре.

Мениск – изогнутая (вогнутая или выпуклая) поверхность жидкости в капилляре, появляющаяся вследствие смачивания или несмачивания.

Давление Лапласа – дополнительное давление, появляющееся за счет искривления поверхности жидкости и вызванное силами поверхностного натяжения

$$P_{\text{лан}} = \frac{F_{\text{нн рез}}}{S} = \frac{\sigma \cdot \ell}{S} = \frac{\sigma \cdot 2\pi R}{\pi R^2} = \frac{2\sigma}{R} = \frac{2\sigma \cos \theta}{r}, \text{ (см. табл. 13)}$$

где R – радиус кривизны поверхности мениска;

r – радиус капилляра;

θ – краевой угол;

σ – коэффициент поверхностного натяжения.

Жидкость в капилляре под действием давления Лапласа поднимается (опускается) до тех пор, пока гидростатическое давление (давление столба жидкости) ρgh не станет равным давлению Лапласа $\rho gh = \frac{2\sigma \cos \theta}{r}$, где ρ – плотность жидкости; g – ускорение свободного падения.

Высота подъема (опускания) жидкости в капилляре $h = \frac{2\sigma \cos \theta}{\rho gr}$.

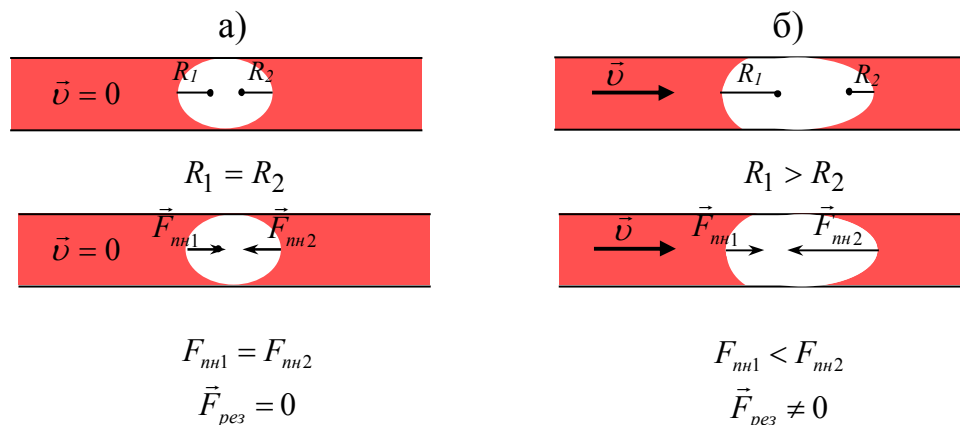
Газовая эмболия

Газовая эмболия – явление закупорки сосуда пузырьком газа.

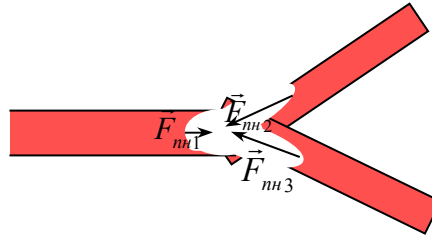
Кровь смачивает стенки кровеносных сосудов, поэтому мениски, ограничивающие пузырек с обеих сторон, имеют вогнутую поверхность.

Если потока крови с пузырьком газа в сосуде нет (рис. а), мениски имеют одинаковый радиус $R_1 = R_2$ и создают две равные $F_{\text{нн1}} = F_{\text{нн2}}$, но противоположно направленные силы и $\vec{F}_{\text{рез}} = 0$.

Если в сосуде имеется поток крови (рис. б), то мениски будут деформироваться, изменятся их радиусы $R_1 > R_2$, и силы, ими создаваемые, уже не будут равны $F_{\text{нн1}} < F_{\text{нн2}}$. Появится результирующая сила $F_{\text{рез}} = F_2 - F_1$, направленная в сторону, обратную скорости течения жидкости $\vec{v}$, препятствующая движению крови.



Наибольшее сопротивление движению жидкости оказывает пузырек, образовавшийся у разветвления сосудов (см. рис.), т.к. в этом случае вместо одного мениска образуются два с меньшими радиусами, которые создают большие силы, что может полностью закупорить сосуд.



Реологические характеристики жидкости

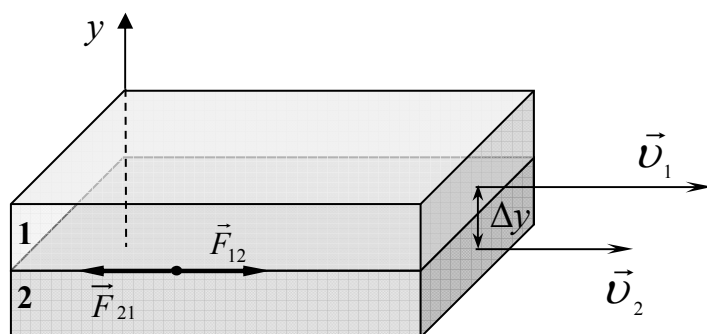
Реология – (от греч. *rheos* – течение, поток, *logos* – учение) – наука о деформациях и текучести вещества.

Биореология – это раздел реологии о процессах течения и деформации биологических жидкостей (крови, мочи, синовиальной и плевральной жидкостей и др.) и тканей (мышц, костей, кровеносных сосудов и т.д.).

Вязкость (внутреннее трение) – свойство жидкости оказывать сопротивление перемещению одной ее части относительно другой. Вязкость жидкости обусловлена силами взаимодействия (в данном случае – притяжения) между молекулами.

Ламинарное течение – течение жидкости параллельными, несмешивающимися слоями.

Пусть v_1 и v_2 – скорости течения соприкасающихся слоев жидкости, причем $v_2 > v_1$. Разность скоростей этих слоев равна $v_2 - v_1 = \Delta v$, а расстояние между их центрами – Δy .



По всей площади соприкосновения слоев S возникают равные и противоположно направленные силы трения F_{12} и F_{21} . Слой 1, движущийся с большей скоростью, под действием силы внутреннего трения F_{21} тормозится, слой 2 под действием силы F_{12} ускоряется.

Быстрота (т.е. скорость) изменения скорости v течения жидкости от слоя к слою, в направлении, перпендикулярном направлению течения жидкости, определяется величиной $\frac{dv}{dy} = \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta y}$.

$$\text{Градиент скорости } \left(\frac{dv}{dy} \right); \quad \left[\frac{dv}{dy} \right] = \frac{\text{м/с}}{\text{м}} = \text{с}^{-1}$$

Уравнение Ньютона – сила внутреннего трения, возникающая в жидкости, пропорциональна площади соприкасающихся слоев S и градиенту скорости $\frac{dv}{dy}$

$$F = \eta S \frac{dv}{dy},$$

где η – коэффициент пропорциональности, называется **коэффициентом вязкости** или просто **вязкостью жидкости**.

Коэффициент вязкости любой реальной жидкости зависит от её природы и температуры. С повышением температуры, коэффициент вязкости уменьшается, так как возрастает средняя кинетическая энергия молекул, что позволяет молекулам легче преодолевать силы притяжения между ними.

Физический смысл коэффициента вязкости – коэффициент вязкости численно равен силе внутреннего трения, действующей на единицу площади соприкасающихся слоев при градиенте скорости, равном единице.

$$\eta = \frac{F}{S \cdot \frac{dv}{dy}}, \quad [\eta] = \frac{H}{\text{м}^2 \text{с}^{-1}} = \text{Па} \cdot \text{с}$$

Напряжение сдвига (τ) – сила внутреннего трения, приходящаяся на единицу площади соприкасающихся слоев

$$\tau = \frac{F}{S}, \quad [\tau] = \frac{H}{\text{м}^2} = \text{Па}$$

$$\text{Скорость сдвига } (\gamma); \quad \gamma = \frac{dv}{dy}; \quad [\gamma] = \text{с}^{-1}$$

Обе части уравнения Ньютона разделим на S , получим

$$\frac{F}{S} = \eta \frac{dv}{dy}$$

Введем замену, тогда уравнение Ньютона можно переписать в виде

$$\tau = \eta \gamma$$

Уравнение $\tau = f(\gamma)$ называется **уравнением течения** жидкости, а соответствующий график – **кривой течения**.

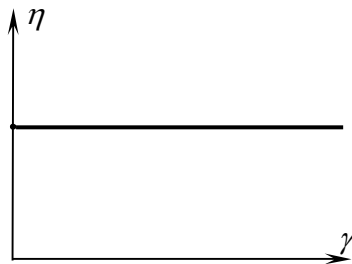
С точки зрения зависимости коэффициента вязкости от градиента скорости жидкости делятся на два вида: *ньютоновские* и *неньютоновские*.

Ньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой не зависит от градиента скорости и является в этом смысле постоянной величиной ($\eta = const$).

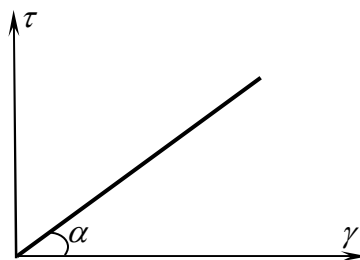
Уравнение течения ньютоновской жидкости

$$\tau = \eta \gamma$$

График $\eta(\gamma)$ для ньютоновской жидкости



Кривая течения ньютоновской жидкости



Геометрический смысл коэффициента вязкости – коэффициент вязкости численно равен тангенсу угла наклона кривой течения

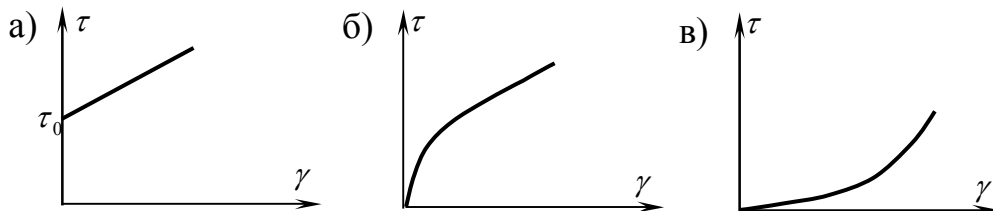
$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\tau}{\gamma} = \eta$$

К ньютоновским жидкостям относятся вода, низкомолекулярные органические соединения, истинные растворы, расплавленные металлы и их соли.

Неньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит от градиента скорости $\eta = f(\gamma)$.

Примером неньютоновских жидкостей являются жидкости, состоящие из крупных и сложных молекул, например растворы полимеров, суспензии, эмульсии и т.п.

Примеры кривых течения неньютоновских жидкостей



Бингамовская жидкость – неньютоновская жидкость, течение которой описывается уравнением Шведова-Бингама

$$\tau = \tau_0 + \eta\gamma$$

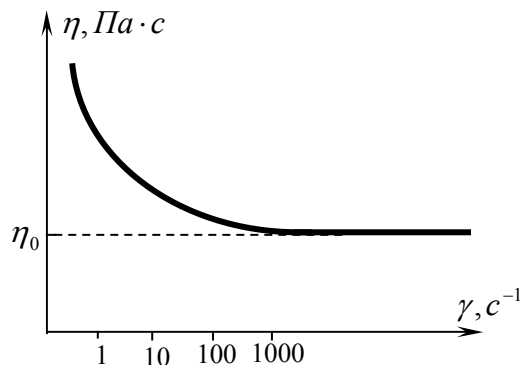
Кривая течения бингамовской жидкости приведена на рис. а).

Предел текучести (τ_0) – это минимальное напряжение сдвига, при котором жидкость приходит в движение.

Реологические свойства крови

Кровь – сложная суспензия форменных элементов в плазме. Кровь является неньютоновской жидкостью, её вязкость существенно зависит от скорости сдвига.

График $\eta(\gamma)$ для крови



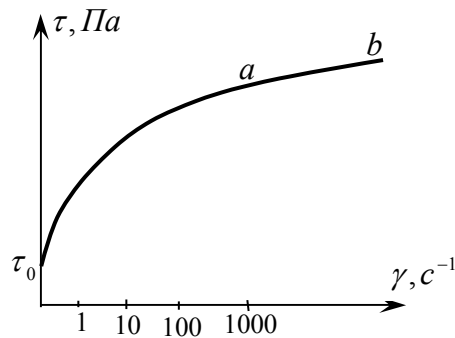
При увеличении градиента скорости вязкость уменьшается и асимптотически приближается к значению η_0 . При больших значениях градиента скорости, коэффициент вязкости практически не зависит от γ и становится величиной постоянной.

Зависимость τ от γ для крови описывается эмпирическим **уравнением Кессона**

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + \sqrt{\eta\gamma},$$

где τ_0 и η – *const.*

Кривая течения крови



Из уравнения Кессона следует:

- 1) если $\gamma = 0$, то $\tau = \tau_0$;
- 2) если $\eta\gamma \gg \tau_0$, т.е. при больших значениях градиента скорости $\gamma > 1000 \text{ с}^{-1}$, величиной τ_0 можно пренебречь, уравнение Кессона превращается в уравнение Ньютона, $\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta\gamma} \Rightarrow \tau = \eta\gamma$.

Зависимость τ от γ становится линейной, а соответствующий участок *ab* кривой течения – прямой линией.

Сложная зависимость вязкости крови от градиента скорости связана с изменением её структуры при изменении характера течения. При небольших значениях градиента скорости крови (в мелких сосудах) образуются агрегаты эритроцитов в виде так называемых *монетных столбиков*. Эти агрегаты распадаются по мере увеличения градиента скорости (в крупных сосудах), поэтому вязкость снижается и приближается к значению $\eta_0 = \text{const}$.

6. Гемодинамика

При изучении темы необходимо усвоить:

понятия и определения

ламинарное течение
 турбулентное течение
 число Рейнольдса
 идеальная жидкость
 линейная скорость течения крови
 объёмная скорость (расход жидкости, секундный объём)
 гидравлическое сопротивление
 пульсовая волна
 ударный объём крови

формулы и уравнения

средняя скорость движения жидкости по трубе (формула Пуазейля)
 уравнение неразрывности струи
 уравнение Бернулли
 гидравлическое сопротивление
 эквивалентное гидравлическое сопротивление при параллельном соединении труб
 эквивалентное гидравлическое сопротивление при последовательном соединении труб
 гидравлическое сопротивление труб с разветвлениями
 пульсовая волна
 давление (систолическое и диастолическое) в ССС
 работа сердца
 работа левого желудочка
 работа правого желудочка
 мощность сердца

законы

Гагена-Пуазейля
 Ома

графические объекты

графики: средней скорости течения крови в зависимости от расстояния от сердца
 среднего давления в зависимости от расстояния от сердца
 пульсовой волны ($p_{no}(x)$ при $t = \text{const}$)
 пульсовой волны ($p_{no}(t)$ при $x = \text{const}$)

модели

механическая модель ССС
 электрическая модель ССС

методы

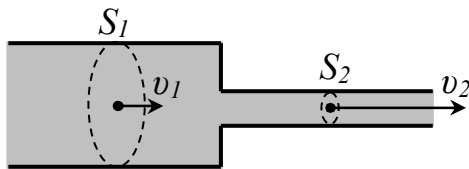
измерение давления жидкости
 измерение артериального давления

Законы течения жидкости

Объёмная скорость (расход жидкости, секундный объём) (Q) – величина, численно равная объёму V жидкости, протекающему через сечение S трубы за единицу времени t

$$Q = \frac{V}{t} = \frac{S \cdot l}{t} = \frac{S \cdot v_{cp} \cdot t}{t} = S \cdot v_{cp}; [Q] = \text{м}^3/\text{с}$$

Через любое сечение S трубы за одинаковый промежуток времени Δt протекают одинаковые объёмы жидкости (в отсутствие стоков и истоков), поэтому $Q = \text{const}$.



Так как $V = Sl = Sv\Delta t$ и $V_1 = V_2$

$$S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t$$

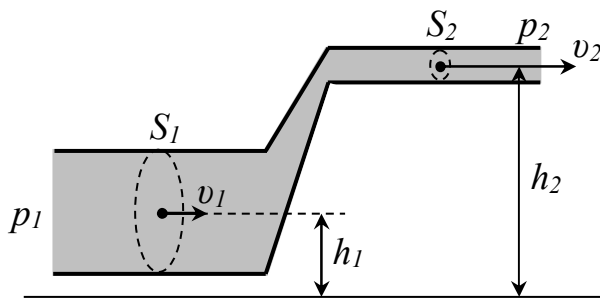
Уравнение неразрывности струи $S_1 v_1 = S_2 v_2$ или $Q = Sv = \text{const}$

где S – площадь сечения трубы; v – скорость течения.

Уравнение Бернулли

Уравнение Бернулли справедливо для идеальной жидкости и является следствием закона сохранения энергии.

Идеальная жидкость – несжимаемая и невязкая жидкость.



$$p_1 + \rho gh_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} = p_2 + \rho gh_2 + \frac{\rho v_2^2}{2}$$

или

$$p + \rho gh + \frac{\rho v^2}{2} = p_{\text{полн}} = \text{const}$$

где p – статическое давление;

ρgh – гидростатическое давление (ρ – плотность жидкости; g – ускорение свободного падения; h – высота столба жидкости);

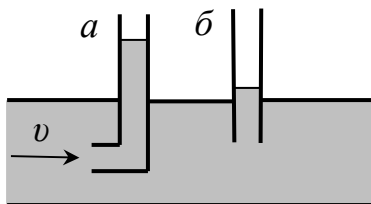
$\frac{\rho v^2}{2}$ – гидродинамическое давление (v – скорость течения жидкости);

$p_{\text{полн}}$ – полное давление.

Уравнение Бернулли для горизонтальной трубы $p + \frac{\rho v^2}{2} = \text{const}$

(так как $h = \text{const}$, $\rho gh = \text{const}$).

Измерение давления жидкости



Трубка a – используется для измерения полного

давления $p_{\text{полн}} = p + \frac{\rho v^2}{2}$;

трубка b – статического давления p .

Типы течений

Ламинарное течение – течение жидкости параллельными, несмешивающимися слоями.

Турбулентное течение – течение перемешивающих слоев жидкости, с завихрениями. Сопровождается шумом, журчанием.

Число Рейнольдса (Re) – величина, позволяющая определить тип течения жидкости (для гладких труб, круглых в сечении)

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta},$$

где ρ – плотность жидкости, v – скорость течения, d – диаметр трубы, η – вязкость жидкости.

Если значение скорости превышает некоторое значение $v_{кр}$, то тип течения меняется от ламинарного к турбулентному.

Критическое число Рейнольдса ($Re_{кр}$) – критерий перехода ламинарного течения в турбулентное (и наоборот).

При $Re < Re_{кр}$ течение ламинарное, при $Re > Re_{кр}$ – турбулентное.

Критическое число Рейнольдса определяется экспериментально.

Гемодинамика – раздел биомеханики, изучающий законы движения крови по кровеносным сосудам.

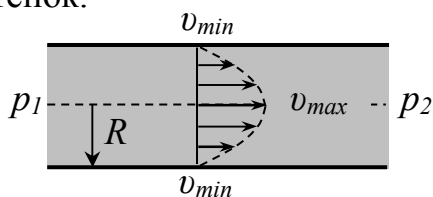
Задача гемодинамики – установить взаимосвязь между основными гемодинамическими показателями (давлением и скоростью кровотока), а также их зависимость от физических параметров крови и кровеносных сосудов.

Основные гемодинамические показатели

Линейная скорость (v) – путь L , проходимый частицами жидкости за единицу времени t

$$v = \frac{L}{t}; [v] = \text{м/с}$$

Линейная скорость течения вязкой жидкости при ламинарном течении неодинакова по сечению трубы, она максимальна в центре и убывает до нуля у стенок.



$$\begin{cases} v_{max} = \frac{\Delta p R^2}{4\eta l} \\ v_{min} = 0 \end{cases}$$

где $\Delta p = p_1 - p_2$ – разность статических давлений на концах трубы длиной l и радиусом R , по которой течёт жидкость с вязкостью η .

Средняя скорость (v_{cp}) – средняя (по сечению трубы) скорость течения вязкой жидкости.

Средняя скорость при ламинарном течении жидкости находится по **формуле Пуазейля**

$$v_{cp} = \frac{\Delta p R^2}{8\eta l}$$

Закон Гагена – Пуазейля

$$Q = \frac{\Delta p \pi R^4}{8\eta l},$$

где Q – объёмная скорость (расход жидкости, секунднй объём).

Гидравлическое сопротивление (ω)

$$\omega = \frac{8\eta l}{\pi R^4}; [\omega] = \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}^3}$$

вводится из аналогии между течением жидкости и электрическим током (табл. 14)

Закон Гагена – Пуазейля $Q = \frac{\Delta p}{\omega}$

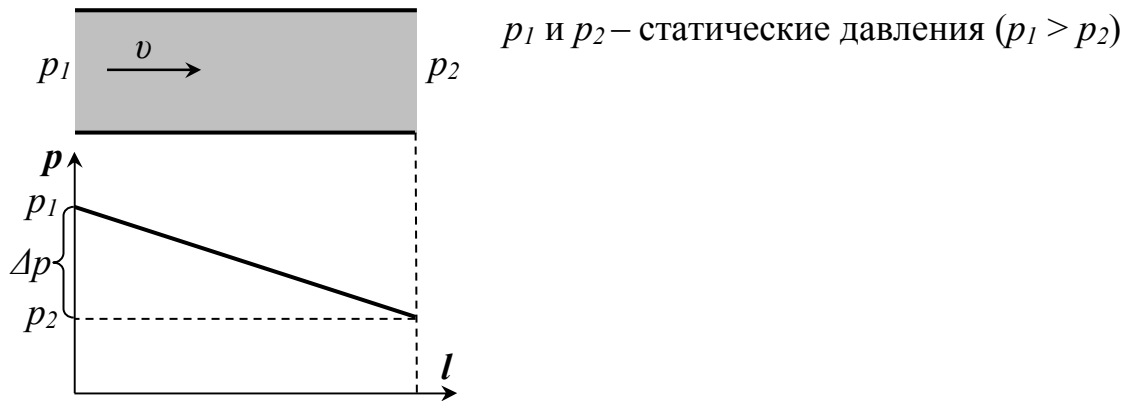
Таблица 14

Аналогия между течением жидкости и электрическим током

	движение зарядов – электрический ток	движение (течение) жидкости
закон, связывающий характеристики	закон Ома $I = \frac{U}{R}$	закон Гагена – Пуазейля $Q = \frac{\Delta p}{\omega}$
причины появления движения	на концах проводника есть раз- ность потенциалов – напряжение $U = \varphi_1 - \varphi_2$	на концах трубы есть разность давлений $\Delta p = p_1 - p_2$
величина, характеризующая скорость перено- са	сила тока $I = \frac{q}{t}$	объёмная скорость $Q = \frac{V}{t}$
величина, характеризующая потери энергии	$R = \rho \frac{l}{S}$ – электрическое сопротивление где ρ – удельное сопротивление	$\omega = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$ – гидравлическое сопротивление

Течение вязкой жидкости по трубам постоянного и переменного сечения и в разветвлениях

В вязких жидкостях по мере течения их по трубе потенциальная энергия расходуется на работу по преодолению внутреннего трения, поэтому давление жидкости вдоль трубы уменьшается.

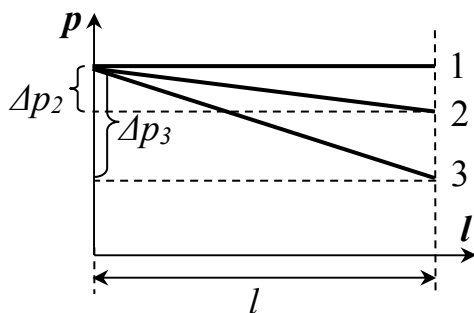


Изменение давления на единицу длины трубы (из формулы Гагена – Пуазейля) зависит от вязкости жидкости и четвертой степени радиуса трубы

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

1) течение вязких жидкостей по трубе с постоянным сечением

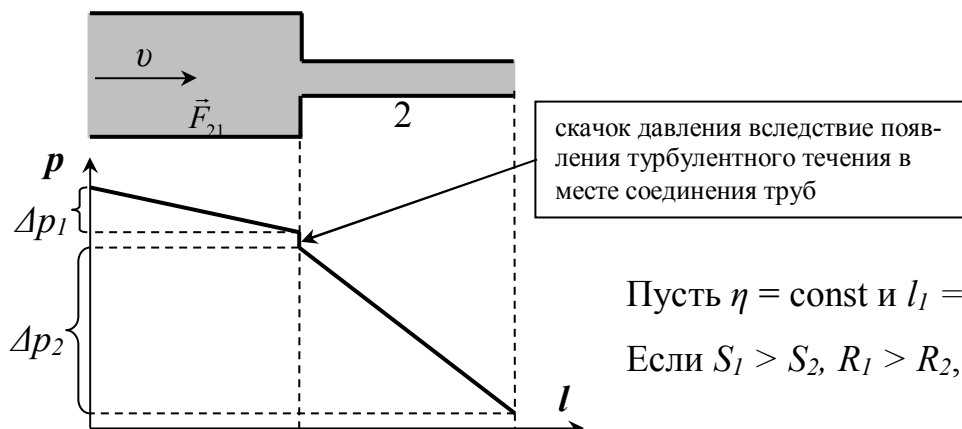
$S = \text{const}; R = \text{const}$



Для идеальной жидкости $\eta_1 = 0$, $\Delta p_1 = 0$

Если $\eta_2 < \eta_3$, то $\Delta p_2 < \Delta p_3$

2) течение вязкой жидкости по трубе с переменным сечением

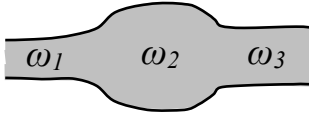


Пусть $\eta = \text{const}$ и $l_1 = l_2$

Если $S_1 > S_2$, $R_1 > R_2$, то $\Delta p_1 < \Delta p_2$

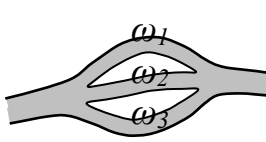
Эквивалентное сопротивление

1) при последовательном соединении труб



$$\omega_{\text{экв}} = \omega_1 + \omega_2 + \omega_3 + \dots \text{ или } \omega_{\text{экв}} = \sum_{i=1}^n \omega_i$$

2) при параллельном соединении труб



$$\frac{1}{\omega_{\text{экв}}} = \frac{1}{\omega_1} + \frac{1}{\omega_2} + \frac{1}{\omega_3} + \dots \text{ или } \frac{1}{\omega_{\text{экв}}} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{\omega_i}$$

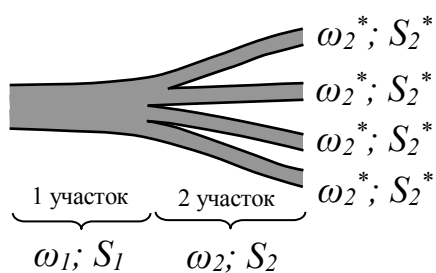
частные случаи:

а) для двух труб с гидравлическими сопротивлениями ω_1 и ω_2 $\omega_{\text{экв}} = \frac{\omega_1 \omega_2}{\omega_1 + \omega_2}$

б) для n труб с одинаковым гидравлическим сопротивлениями

$$\omega_1 = \omega_2 = \dots = \omega_n = \omega, \text{ то } \omega_{\text{экв}} = \frac{\omega}{n}$$

3) течение вязкой жидкости по трубам с разветвлениями



n – число ветвей;

ω_1 и S_1 – гидравлическое сопротивление и площадь сечения трубы до разветвления;

ω_2 и S_2 – общее гидравлическое сопротивление и общая площадь сечения разветвленной части

трубы;

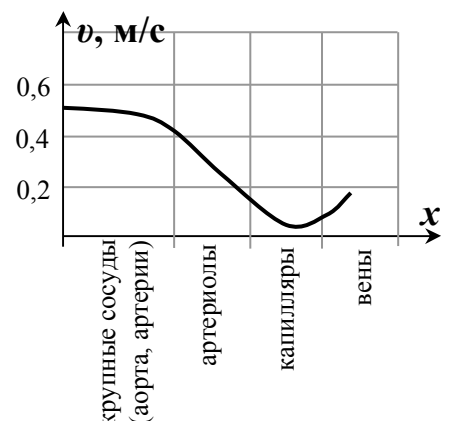
ω_2^* и S_2^* – гидравлическое сопротивление и площадь сечения каждой ветви;

$$\omega_2 = \frac{n}{k^2} \omega_1, \quad \text{где } k = \frac{S_2}{S_1}; \quad S_2 = n S_2^*; \quad \omega_2 = \frac{\omega_2^*}{n};$$

$\omega_{1,2\text{экв}} = \omega_1 + \omega_2$ – эквивалентное сопротивление 1-го и 2-го участков.

Изменение скорости крови вдоль сердечно-сосудистой системы (крупные сосуды (аорта → артерии) → артериолы → капилляры → вены)

Зависимость скорости течения крови от расстояния от сердца (x) объясняется на основании уравнения неразрывности струи $S \cdot v = \text{const}$,



где S – общая площадь просвета сосудов, v – скорость крови в сосудах. При увеличении S , v уменьшается и наоборот.

$$S_{\text{кап}} > S_{\text{арт-л}} > S_{\text{кр. с.}}, \text{ поэтому } v_{\text{кап}} < v_{\text{арт-л}} < v_{\text{кр. с.}}$$

$$S_{\text{вен}} < S_{\text{кап}}, \text{ поэтому } v_{\text{вен}} > v_{\text{кап}}.$$

Максимальная скорость крови в аорте 0,5 м/с; минимальная – в капиллярах 0,0005 м/с.

Изменение среднего давления вдоль сердечно сосудистой системы

Систолическое давление крови (p_c) – давление, возникающее в момент сокращения сердца; в норме $p_c \approx 120$ мм рт. ст.

Диастолическое давление крови (p_d) – давление, возникающее в момент расслабления сердца; в норме $p_d \approx 80$ мм рт. ст.

Среднее давление крови (p_{cp}) в аорте

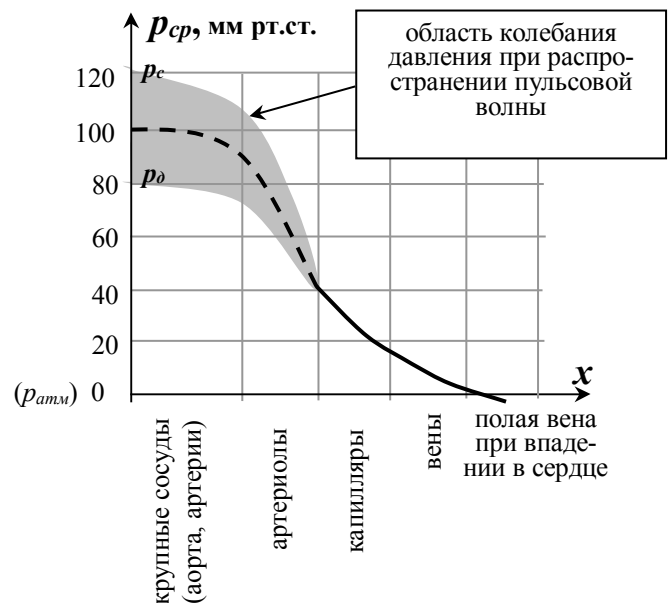
$$p_{cp} = \frac{p_c + p_d}{2} \approx 100 \text{ мм рт. ст.}$$

Зависимость среднего давления от расстояния от сердца объясняется на основании закона Гагена-Пуазейля $\Delta p = Q \cdot \omega$.

т.к. $Q = \text{const}$ и

$$\omega_{\text{арт-л}} > \omega_{\text{кап}} > \omega_{\text{кр. с.}},$$

$$\text{то } \Delta p_{\text{арт-л}} > \Delta p_{\text{кап}} > \Delta p_{\text{кр. с.}}$$



Пульсовая волна

Пульсовая волна – волна повышенного давления, распространяющаяся по эластичным сосудам во время систолы. Скорость распространения пульсовой волны $v_{пв} = 5 \div 10$ м/с. Экспериментальное определение скорости пульсовой волны лежит в основе диагностики состояния сосудов.

Давление в сердечно-сосудистой системе $p = p_{cp} + p_{пв}$

Уравнение гармонической пульсовой волны

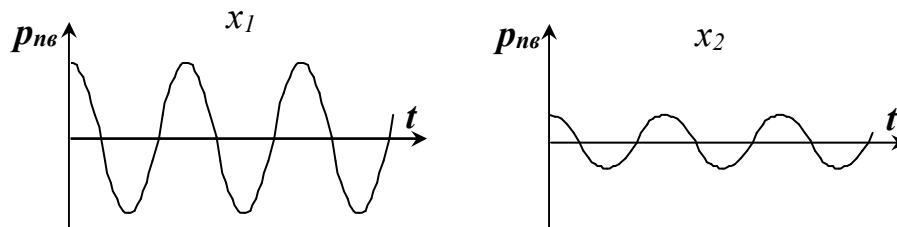
$$p_{ng}(x, t) = p_o e^{-kx} \cos \omega \left(t - \frac{x}{v_{ng}} \right),$$

где $p_o e^{-kx}$ – амплитуда давления в пульсовой волне, k – коэффициент затухания пульсовой волны в пространстве, ω – циклическая частота сердечных сокращений, t – время, x – расстояние от сердца.

1) пусть $x = \text{const}$, тогда в какой-либо точке сердечно-сосудистого русла $p_{ng}(t) = p^* \cos(\omega t - \varphi_o)$, где $p^* = p_o e^{-kx} = \text{const}$

Пульсовая волна не затухает во времени.

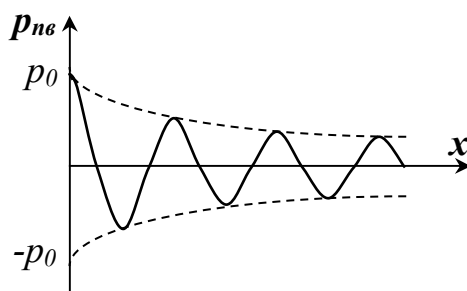
График изменения давления пульсовой волны для двух точек сердечно-сосудистого русла, находящихся на расстояниях x_1 и x_2 от сердца ($x_1 < x_2$)



2) пусть $t = \text{const}$, тогда в фиксированный момент времени

$$p_{ng}(x) = p_o e^{-kx} \cos \left(\varphi_o - \frac{\omega x}{v_{ng}} \right)$$

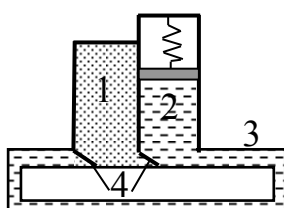
График изменения давления пульсовой волны в пространстве



Пульсовая волна затухает в пространстве.

Модели сердечно-сосудистой системы

Механическая модель



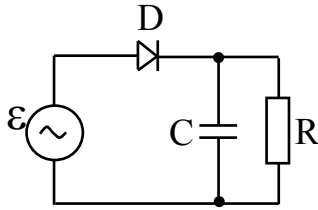
1 – насос

2 – камера с поршнем на пружине

3 – недеформируемая, жёсткая труба

4 – клапаны

Электрическая модель



ε – источник периодической ЭДС

C – конденсатор

R – резистор

D – диод

Таблица 15

Сопоставление участка ССС с соответствующим элементом модели

участок ССС	функция	элемент механической модели	элемент электрической модели
левый желудочек сердца	поддержание движения крови в ССС	насос	источник периодической ЭДС
клапаны сердца	обеспечение движения крови по ССС в одном направлении	клапаны	диод
эластичные сосуды	запасание крови в момент систолы и проталкивание её в момент диастолы для непрерывного тока	камера с поршнем на пружине	конденсатор
неэластичные сосуды	обмен веществ – преобразование одного вида энергии в другой	недеформируемая, жёсткая труба	резистор

Работа и мощность сердца

Ударный объем крови (V_{yd}) – объем крови, выталкиваемый левым желудочком за одно сокращение; $V_{yd} = 60 \div 70$ мл.

Работа A_1 , совершаемая при проталкивании ударного объема крови по аорте сечением S на расстояние l при среднем давлении p

$$A_1 = F \cdot l = p \cdot S \cdot l = p \cdot V_{yd}$$

Работа A_2 , затраченная на сообщение кинетической энергии ударному объёму крови

$$A_2 = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho V_{yd} v^2}{2},$$

где m – масса крови в ударном объеме, v – скорость течения крови в аорте,
 ρ – плотность крови; $[A] = \text{Дж}$

Работа A_l левого желудочка сердца при одном сокращении

$$A_l = A_1 + A_2 = p \cdot V_{y\partial} + \frac{\rho V_{y\partial} v^2}{2}$$

Работа A_n правого желудочка сердца

$$A_n = 0,2A_l$$

Работа A_c сердца за одно сокращение

$$A_c = A_l + A_n = A_l + 0,2A_l = 1,2A_l$$

Мощность сердца (N) – работа, совершаемая сердцем за единицу времени

$$N = \frac{A_c}{t}; \quad [N] = \text{Вт}$$

Содержание

Введение.....	3
1. Колебания	
1.1. Кинематика колебаний.....	4
1.2. Динамика колебаний.....	12
2. Волны.....	17
3. Акустика.....	29
4. Механические свойства твердых тел и биологических тканей.....	40
5. Биореология.....	48
6. Гемодинамика.....	59
Литература.....	70

Литература

1. Башарин, В.Ф. Тезаурус курса физики средней школы. Фонд образовательного стандарта по физике средней школы (понятия, явления, законы, методы познания) / В.Ф. Башарин, Ш.А. Горбушин. – Ижевск: Изд-во УдГУ, 1996. – 245 с.
2. Федеральный государственный образовательный стандарт высшего профессионального образования. Гос. требования к минимуму содержания и уровню подготовки выпускника по специальностям 060101 – Лечебное дело, 060103 – Педиатрия. – М., 2012.
3. Касьянов, В.А. Физика. 10 кл.: учебн. для общеобразоват. учеб. заведений / В.А. Касьянов. – М.: Дрофа. – 416 с.
4. Касьянов, В.А. Физика. 11 кл.: учебн. для общеобразоват. учеб. заведений / В.А. Касьянов. – М.: Дрофа. – 416 с.
5. Примерная программа дисциплины, разработанной Федеральным государственным образовательным учреждением «Всероссийский учебно-научно-методический центр по непрерывному медицинскому и фармацевтическому образованию Федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию». – М., 2012.
6. Ремизов, А.Н. Медицинская и биологическая физика / А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко. – М.: Дрофа, 2000. – 384 с.
7. Ремизов, А.Н. Медицинская и биологическая физика: учеб. для вузов / А.Н. Ремизов. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 648 с.
8. Федорова, В.Н. Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами: учеб. пособие / В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. — 592 с.
9. Физика и биофизика: учебник / Под ред. В.Ф. Антонова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 480 с.

Учебное издание

Снигирева Татьяна Александровна и др.

УЧЕБНЫЙ ТЕЗАУРУС КУРСА МЕДИЦИНСКОЙ
И БИОЛОГИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ

Учебное пособие

*Компьютерный набор Т.А. Снигирева, Е.В. Ворсина, Л.В. Баранова,
М.С. Рябчикова*

Подписано в печать 15.02.12. Формат 60х84/16

Гарнитура «Times New Roman» Усл. печ. л. 5,3 Тираж 80 экз.

Отпечатано на оборудовании РИО ГОУ ВПО ИГМА

426034, г. Ижевск, ул. Коммунаров, 281.