

МИНИСТЕРСТВО СЕЛЬСКОГО ХОЗЯЙСТВА И ПРОДОВОЛЬСТВИЯ  
РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ  
«ВИТЕБСКАЯ ОРДЕНА «ЗНАК ПОЧЕТА» ГОСУДАРСТВЕННАЯ  
АКАДЕМИЯ ВЕТЕРИНАРНОЙ МЕДИЦИНЫ»

**Кафедра радиологии и биофизики**

**БИОФИЗИКА.  
БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕХАНИКИ**

Методические указания  
для студентов факультета ветеринарной медицины  
по специальности «Ветеринарная медицина»

Витебск  
ВГАВМ  
2024

УДК 577.3:531/534

ББК 28.071+22.2

Б63

Рекомендовано к изданию методической комиссией  
факультета ветеринарной медицины УО «Витебская ордена  
«Знак Почета» государственная академия ветеринарной медицины»  
от 18 июля 2024 г. (протокол №4)

Авторы:

старший преподаватель *Н. П. Ковалёнок*;

старший преподаватель *А. Н. Толкач*;

старший преподаватель *И. О. Петроченко*;

кандидат ветеринарных наук, доцент *А. М. Курилович*

Рецензенты:

кандидат ветеринарных наук, доцент *А. В. Богомольцев*;

кандидат биологических наук, доцент *Е. Н. Кудрявцева*

**Биофизика. Биофизические основы механики** : методические  
Б63 указания для студентов факультета ветеринарной медицины по  
специальности «Ветеринарная медицина» / Н. П. Ковалёнок,  
А. Н. Толкач, И. О. Петроченко, А. М. Курилович. – Витебск : ВГАВМ,  
2024. – 48 с.

Методические указания разработаны в соответствии с учебной программой по дисциплине «Биофизика» для студентов высших с.-х. учебных заведений, обучающихся по специальности «Ветеринарная медицина». В методических указаниях рассмотрены основные вопросы биологической физики по разделу «Биофизические основы механики» в соответствии с системой физических и физико-химических процессов, лежащих в основе жизни. В указаниях рассмотрены три темы: биомеханика, биоакустика и гемодинамика. В методических указаниях в краткой и доступной форме изложен теоретический материал, необходимый для подготовки к практическим занятиям и экзамену.

УДК 577.3:531/534

ББК 28.071+22.2

© УО «Витебская ордена «Знак Почета» государственная академия ветеринарной медицины», 2024

## Содержание

Введение	4
1. БИОМЕХАНИКА	5
1.1. Кинематика и динамика вращательного движения	5
1.2. Механические свойства биологических тканей	7
1.3. Механика живых систем	11
2. БИОАКУСТИКА	15
2.1. Механические колебания	15
2.2. Механические волны	18
2.3. Биофизические основы акустики	20
2.4. Биофизика ультразвука и инфразвука	24
3. ГЕМОДИНАМИКА	28
3.1. Физические основы гидродинамики	28
3.2. Методы измерения коэффициента вязкости жидкостей	32
3.3. Реологические свойства крови	35
3.4. Физические основы гемодинамики	39
Литература	46

## Введение

Методические указания предназначены для студентов факультета ветеринарной медицины, изучающих курс «Биофизики». Они написаны в соответствии с действующей учебной программой дисциплины «Биофизика», дополняют содержание учебников, предлагают свои методические подходы, отражают специализацию вуза.

Биофизические основы механики – раздел естественных наук, изучающий на основе моделей и методов механики механические свойства живых тканей, отдельных органов, или организма в целом, а также происходящие в них механические явления.

Биомеханика изучает живой организм как механическую систему. Круг вопросов, традиционно изучаемых биомеханикой, достаточно широк. Это исследование движений организма как целого в пространстве, относительных перемещений составляющих организм частей; механических свойств опорно-двигательного аппарата живого существа, его тканей и жидкостей; упругих и пластических свойств мышц; закономерностей движения крови, ее клеток и многое другое.

Каждая из перечисленных областей имеет непосредственное отношение к двигательной активности живого организма, и так как он является всегда целостной системой, то будет не в состоянии полноценно функционировать при отсутствии хотя бы одной из упомянутых составляющих.

Изучение биомеханики требует привлечения и использования материалов из биологии, методов и представлений физики, математики, физической химии. Для этого требуются умения мыслить одновременно «биологически» и «физически». Чтобы понять глобальную окружающую среду, необходимо попытаться преодолеть междисциплинарные барьеры, перенести знания из одной области науки в другую. Биомеханика применяет физические и математические методы исследования, представления физической химии и классические физические закономерности окружающего мира к исследованию живых биологических систем на разных уровнях их организации – молекулярном, мембранном, клеточном, популяционном.

В методических указаниях рассматриваются три темы: биомеханика, изучающая движение биологических организмов, а также механические явления в тканях, органах и системах; биоакустика, изучающая свойства упругих колебаний и волн, вопросы их распространения, особенности восприятия звуков слуховым аппаратом, предельные уровни интенсивности; гемодинамика, изучающая закономерности движения крови в сосудистом русле, упругие свойства сосудов и сердца, гидравлическое сопротивление сосудов току крови, распространение упругих колебаний по сосудистой стенке, движение крови, работу сердца и др.

Задачей данного курса является не только традиционное усвоение отдельных теоретических положений и практических умений и навыков, но и развитие у студентов способности анализировать, обобщать, углублять и эффективно применять на практике полученные знания.

# 1. БИОМЕХАНИКА

*Механика* – раздел физики, изучающий механическое движение.

*Механическое движение* – изменение положения тела в пространстве с течением времени.

## 1.1. Кинематика и динамика вращательного движения

*Абсолютно твердое тело (АТТ)* – тело, деформацией которого в процессе движения можно пренебречь, т.е. расстояние между любыми двумя точками остается постоянным.

Рассмотрим простейший случай *вращения АТТ вокруг неподвижной оси* – это движение, при котором все точки тела описывают окружности, лежащие в параллельных плоскостях, а центры всех окружностей лежат на одной прямой, перпендикулярной к плоскостям окружностей и называемой осью вращения.

*Кинематика* – раздел механики, изучающий движение тел без причин, вызвавших это движение.

**Основные характеристики кинематики вращательного движения:**

*Угол поворота* – угол, на который поворачивается тело за некоторый промежуток времени.

Единицей измерения угла поворота в СИ является **радиан**:

$$[\varphi] = 1 \text{ рад}$$

$$1 \text{ рад} = 57^{\circ}$$

*Угловая скорость  $\omega$*  (греч. «омега») – определяет быстроту изменения угла поворота.

*Средняя угловая скорость* – это величина, численно равная изменению угла поворота за единицу времени:

$$\omega_{\text{ср.}} = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t} \quad (1.1)$$

Единицей измерения угловой скорости в СИ является **радиан в секунду**:

$$[\omega] = \frac{\text{рад}}{\text{с}}$$

Если вращение тела происходит неравномерно, то вводят понятие *углового ускорения  $\beta$*  (греч. «бета»).

*Среднее угловое ускорение* – изменение угловой скорости за единицу времени:

$$\beta_{\text{ср.}} = \frac{\Delta\omega}{\Delta t} = \frac{\omega - \omega_0}{t - t_0}, \quad (1.2)$$

где  $\omega$  – конечная угловая скорость;

$\omega_0$  – начальная угловая скорость.

Единицей измерения углового ускорения в СИ является **радиан на секунду в квадрате**:

$$[\beta] = \frac{\text{рад}}{\text{с}^2}$$

**Период вращения  $T$**  – время одного полного оборота:

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \quad (1.3)$$

Единицей измерения периода в СИ является **секунда**:

$$[T] = \text{с}$$

**Частота  $\nu$**  (греч. «ню») – число оборотов за единицу времени:

$$\nu = \frac{N}{t}, \quad (1.4)$$

где  $N$  – полное число оборотов;

$t$  – время оборотов.

**Частота** – величина, обратная периоду вращения:

$$\nu = \frac{1}{T} \quad (1.5)$$

В СИ частота измеряется в **герцах**:

$$[\nu] = \text{Гц}$$

Формулы **связи между угловыми и линейными характеристиками вращательного движения**:

$$v = \omega \cdot R, \quad (1.6)$$

где  $v$  – линейная скорость вращения;

$R$  – радиус вращения.

$$a = \beta \cdot R, \quad (1.7)$$

где  $a$  – линейное ускорение.

**Динамика** – раздел механики, изучающий причины, вызвавшие движение тел.

Чтобы вызвать вращение АТТ, необходимо приложить силу. Вращение тела зависит не только от величины силы, но и точки ее приложения. В механике эта зависимость характеризуется моментом силы.

**Момент силы (вращающий момент)** – векторная физическая величина, численно равная произведению силы на плечо силы:

$$M = F \cdot R, \quad (1.8)$$

где  $F$  – сила, действующая на тело;

$R$  – плечо силы.

Единицей измерения момента сил в СИ является **ньютон на метр**:

$$[M] = \text{Н} \cdot \text{м}$$

**Плечо силы** – перпендикуляр, опущенный из точки приложения силы к центру вращения.

**Момент инерции  $I$**  (греч. «йота») – скалярная физическая величина, характеризующая инертность тела при вращательном движении.

Момент инерции **материальной точки** определяется формулой:

$$I = m \cdot R^2 \quad (1.9)$$

Единицей измерения момента инерции тела в СИ является **килограмм на квадратный метр**:

$$[I] = \text{кг} \cdot \text{м}^2$$

Момент инерции тела зависит от формы и размеров тела, радиуса вращения. Для тел правильной формы моменты инерции рассчитываются с помощью формул высшей математики. Для тел неправильной формы – экспериментально.

Например, момент инерции *однородного тонкого стержня*:

$$I = \frac{1}{12} \cdot m \cdot l^2.$$

Момент инерции *сплошного цилиндра или диска* определяется формулой:

$$I = \frac{1}{2} \cdot m \cdot R^2.$$

Момент инерции *однородного шара* имеет вид:

$$I = \frac{2}{5} \cdot m \cdot R^2.$$

**Основное уравнение динамики вращательного движения:** момент силы, действующий на тело, равен произведению момента инерции этого тела на угловое ускорение

$$M = I \cdot \beta \quad (1.10)$$

**Кинетическая энергия** при вращательном движении определяется по формуле:

$$E_k = I \cdot \frac{\omega^2}{2} \quad (1.11)$$

## 1.2. Механические свойства биологических тканей

Изучение механических свойств биологических тканей необходимо как для выявления допустимых неразрушающих деформаций этих тканей, так и для совершенствования методов лечения травм, средств защиты, протезирования органов и тканей, создания новых материалов, близким по свойствам к биологическим тканям.

Под механическими свойствами биологических тканей понимают две их разновидности: активные и пассивные. *Активные механические свойства биологических систем* связаны с процессами биологической подвижности: сокращение мышц, рост клеток, движение хромосом в клетках при их делении и др. Эти процессы обусловлены химическими процессами и энергетически обеспечиваются АТФ, их природа рассматривается в курсе биохимии. *Пассивные механические свойства биологических тел*, т.е. свойства, проявляющиеся при действии внешней силы, рассматриваются в курсе биофизики.

Физиологическая реакция тканей на внешние факторы зависит от механических свойств этих биологических тканей.

Под влиянием механических воздействий в биологических тканях, органах и системах появляется:

**деформация** – изменение формы и/или размеров под действием внешних сил;

**механическое напряжение** – отношение силы упругости к площади поперечного сечения тела.

**Деформации** бывают:

**упругие (эластичные)** – после снятия напряжения тело полностью восстанавливает свою исходную форму и размеры;

**неупругие (пластические)** – деформация остается после прекращения действия внешних сил;

**упруго-пластическая** – размеры или форма тела восстанавливаются не полностью, т.е. имеет место остаточная деформация;

**вязко-упругая** – сочетание вязкого течения и эластичности.

#### **Механические свойства биологических тканей**

**упругость** – это способность тела восстанавливать исходные размеры и форму после снятия нагрузки;

**пластичность** – способность полностью или частично сохранять изменение размеров после снятия нагрузки;

**жесткость** – способность противодействовать внешней нагрузке;

**эластичность** – способность изменять размеры под внешним воздействием;

**прочность** – способность противодействовать разрушению под действием внешней нагрузки;

**хрупкость** – способность разрушаться без образования заметных остаточных деформаций;

**несжимаемость** – свойство тканей сохранять постоянным объем при внешней нагрузке;

**анизотропность** – неодинаковые физические и механические свойства в различных направлениях;

**вязкость** – динамическое свойство, которое характеризует способность отдельных слоев тела перемещаться с некоторой скоростью в пространстве относительно других слоев;

**текучесть** – динамическое свойство, характеризующее способность тел противодействовать изменению его формы при действии тангенциального напряжения.

В биомеханике все биологические ткани принято делить на **жидкие**: кровь, лимфа, слизистые жидкости, синовиальная жидкость; **мягкие**: кожа, мышечная ткань, ткани легкого и мозга, стенки кровеносных сосудов, дыхательных путей (ткани, для которых необратимые деформации могут составлять десятки и сотни процентов); **твердые**: кости и зубы.

Промежуточное положение занимают сухожилие и суставной хрящ. Для определенности сухожилия относятся к мягким, а хрящ – твердым.

#### **Механические свойства мягких биологических тканей**

Большинство мягких тканей имеет общие черты в механическом поведении: способность к большим деформациям (до 200%); несжимаемость; анизотропность.

Эти свойства обусловлены в первую очередь строением этих тканей. В их состав входят клетки, коллагеновые и эластиновые волокна и основное вещество.

Сравнение характеристик упругих свойств эластиновых и коллагеновых волокон показывает, что коллагеновые волокна испытывают относительно небольшие деформации (до 10%), но обладают гораздо большей по сравнению с эластином прочностью и отличаются от него значительно более высоким модулем упругости. Эластин растягивается очень сильно (в 2–3 раза).

Коллагеновые волокна в мягких тканях уложены волнообразно и распрямляются только при значительных деформациях ткани. Поэтому на первоначальных этапах деформации упругие свойства мягких тканей определяет эластин, а затем, после распрямления коллагеновых волокон, упругие свойства этих тканей определяются уже значительно более жесткими коллагеновыми волокнами.

Характер взаимодействия и количественные соотношения эластиновых и коллагеновых волокон в ткани определяют оптимальное соотношение прочностных и деформационных свойств.

**Кожа** состоит из волокон коллагена (составляет около 75% сухой массы), эластина (около 4%) и основной ткани – матрицы. Коллаген является основным структурным белком и обеспечивает долговечность. Эластин придает коже эластичность.

*Механическими свойствами кожи: **упругость; эластичность; анизотропность.***

Большинство коллагеновых волокон в коже ориентированы в поперечном направлении относительно продольной оси тела, что обуславливает анизотропные свойства: предел прочности в поперечном направлении (вдоль коллагеновых волокон) в 1,5 раза больше, чем в продольном, а ее максимальное растяжение приблизительно вдвое больше в продольном направлении.

**Копытце** – видоизмененная кожа, образующая чехол из ороговевшего эпидермиса. Правильный уход за копытцами сохраняют нормальные механические свойства копытцевого рога и обеспечивают правильную биомеханику.

В состав копытца входят белки кератина и межклеточное соединительное вещество, состоящее из липидов и гликопротеинов.

*Механические свойства копытцев: **прочность; эластичность.***

**Мышцы** имеют волокнистое строение. В состав мышц входит соединительная ткань, состоящая из волокон коллагена и эластина.

*Механические свойства мышц: **сократимость** (способность мышцы укорачиваться при возбуждении, в следствие чего возникает сила тяги); **жесткость** (чем больше жесткость, тем меньше деформация); **вязкость** (вызывает потери энергии при мышечном сокращении, которые расходуются на преодоление вязкого трения, которое возникает между толстыми и тонкими филаментами при сокращении и между возбужденными и невозбужденными мышечными волокнами); **прочность.***

**Сухожилия**, по сравнению с другими мягкими тканями, имеют относительно простую микроструктуру, которая определяется однонаправленными коллагеновыми волокнами. Такая структура связана с главной физиологической функцией – необходимостью передавать усилия в одном направлении: от мышцы к кости. В фазе расслабления коллагеновые волокна су-

хожилий имеют волнообразную форму, а при передаче усилия они распрямляются и далее почти не деформируются.

*Сухожилия* характеризуются следующими *механическими свойствами*: **прочность; упругость.**

Сухожилия имеют *самый высокий предел прочности на разрыв*, в подавляющем большинстве случаев прочность сухожилий более высокая, чем прочность их прикрепления к костям, вследствие чего при травмах они не разрываются, а отрываются от места прикрепления. Значительное влияние на прочность сухожилий оказывает уровень гормонов. Сухожилия имеют *наименьшее растяжение* среди неминерализованных тканей.

#### ***Механические свойства твердых биологических тканей***

Несмотря на существование различных типов костей (длинные трубчатые кости конечностей, плоские кости черепа, короткие кости – позвонки), для них характерны общие механические свойства.

***Костная ткань*** – один из видов соединительной ткани, ее механические свойства определяются, прежде всего, составом твердой фазы кости и свойствами ее компонентов. Твердая фаза кости – это органические и минеральные составляющие костных пластинок. *Органическая составляющая* представлена *коллагеном* (высокомолекулярное соединение, волокнистый белок, обладающий эластичностью и прочностью). Коллаген в кости образует фибриллы – тонкие длинные нити и составляет 40-50% твердой фазы. Минеральная составляющая (50-60%) представлена преимущественно микроскопическими кристаллами гидроксиапатита и других солей кальция (99% от всего кальция в организме). Кристаллики гидроксилапатита расположены между коллагеновыми волокнами (фибриллами) и прочно прикреплены к ним.

*Механические свойства костей*: ***твердость; упругость; прочность.***

Способность кости к упругой деформации реализуется за счет *минеральной составляющей*, которая придает *прочность и твердость*. Если экспериментально удалить минеральную составляющую, то кость приобретает резиноподобные свойства. Способность кости к пластической деформации обеспечивает *органическая составляющая*, придающая кости *упругость, гибкость, мягкость*. Если экспериментально полностью удалить из кости органическую составляющую, то кость становится хрупкой.

Таким образом, кость является прочным материалом только при определенном соотношении входящих в ее состав компонентов.

Механические свойства костной ткани зависят от многих факторов, в том числе от возраста (с возрастом в кости появляются изменения ее химического состава и внутренней структуры), индивидуальных условий роста организма, заболевания.

При различных способах деформации кость ведет себя по-разному. Прочность на сжатие выше, чем на растяжение и изгиб. Например, бедренная кость в продольном направлении выдерживает нагрузку 45 000 Н, а при изгибе – 2 500 Н. запас механической прочности заметно превышает нагрузки, которым кости подвергаются в обычных жизненных условиях. Экспериментально установлено,

что для костной ткани самым опасным является растягивающее напряжение. Кость в 5 раз прочнее железобетона.

**Суставной хрящ** покрывает концевые поверхности трубчатых костей и представляет собой пористый, легко проницаемый материал и во время нагрузок выделяет, а при разгрузке поглощает синовиальную жидкость. Его размеры и форма могут изменяться вследствие как кратковременных, так и длительных силовых воздействий.

С точки зрения механики материалов суставной хрящ является **упругим и анизотропным материалом** с неоднородными механическими свойствами по суставной поверхности.

Анизотропия механических свойств хряща проявляется в существенном различии разрушающих растягивающих напряжений вдоль и поперек направления коллагеновых волокон.

Таким образом, механические свойства мягких и твердых биологических тканей существенно зависят от того, как взаимно организованы волокна, клетки и основное вещество в структуре этих тканей.

### 1.3. Механика живых систем

**Рычаг** – твердое тело, закрепленное в одной точке, вокруг которой происходит движение.

С точки зрения биомеханики опорно-двигательный аппарат состоит из сочлененных между собой костей скелета, к которым в определенных точках прикрепляются мышцы. Это пассивная часть опорно-двигательного аппарата. Поперечнополосатые скелетные мышцы (их более 600) – это активная часть, приводящая в движение костные звенья.

Кости, соединенные суставами, при сокращении мышц действуют как рычаги. В каждом суставе выделяют четыре составляющие:

- 1) твердое тело (кость);
- 2) точка опоры, вокруг которой происходит движение (суставная поверхность);
- 3) сила действия (сила тяги мышц);
- 4) сила сопротивления (сила тяжести костного звена).

Таким образом, костные рычаги – это механизмы, помогающие преобразовать энергию мышечного усилия в движения, многократно увеличивая прикладываемую силу.

Участие каждой мышцы в выполнении движения зависит не только от величины силы, но и от точки ее приложения (плеча силы), что определяется моментом силы. В опорно-двигательной системе имеются образования, способствующие увеличению плеча силы мышц, что приводит к увеличению момента силы действия. К таким образованиям относятся сесамовидные кости (кости, расположенные в толще сухожилий и обычно лежащие на поверхности других костей), блоки, костные отростки и бугры, разнообразные выступы и шероховатости. За счет этих образований значительно возрастает момент силы мышц. Следовательно, момент силы мышцы зависит не только от количества мышечных волокон, но и от плеча силы.

Таким образом, **условие равновесия рычага**: сумма всех моментов сил, действующих на рычаг, относительно оси вращения равна нулю:

$$M_1 + M_2 + M_3 + \dots + M_n = 0 \quad (1.12)$$

В опорно-двигательном аппарате рычаг находится в равновесии, если момент силы тяжести равен моменту силы мышц:

$$M_T = M_M, \quad (1.13)$$

где  $M_T = F_T \cdot l_1$  – момент силы тяжести;

$M_M = F_M \cdot l_2$  – момент силы мышц.

Таким образом, **условие равновесия рычага** имеет вид:

$$F_T \cdot l_1 = F_M \cdot l_2, \quad (1.14)$$

где  $F_T$  – сила тяжести;

$l_1$  – плечо силы тяжести;

$F_M$  – сила мышц;

$l_2$  – плечо силы мышц.

В зависимости от расположения действующих сил по отношению к точке опоры в биомеханике различают рычаги первого, второго и третьего рода.

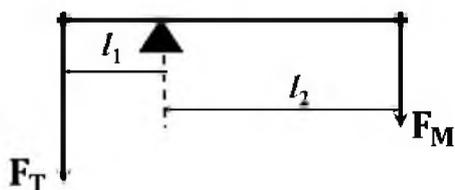


Рисунок 1.1 –  
Рычаг первого рода

**Рычаг первого рода** – силы приложены по разные стороны от точки опоры и направлены в одну сторону (рисунок 1.1).

Рычаг первого рода используется, когда необходимо сбалансировать усилие.

Рычаг первого рода называют **рычагом равновесия**. Таким равновесием отличается положение всех вышележащих звеньев тела по отношению к нижележащим (например, головы по отношению к позвоночному столбу, таза по отношению к бедру).

Подъем головы вверх, после того как ее опустили вниз, является примером работы рычага первого рода. Ось вращения рычага проходит через атлантозатылочное сочленение (сочленения черепа с первым позвонком) (рисунок 1.2). Спереди от точки опоры на относительно коротком плече действует сила тяжести головы ( $F_T$ ), приложенная к центру масс черепа (несколько позади турецкого седла), позади точки опоры – сила тяги мышц и связок ( $F_M$ ), прикрепленных к затылочной кости.

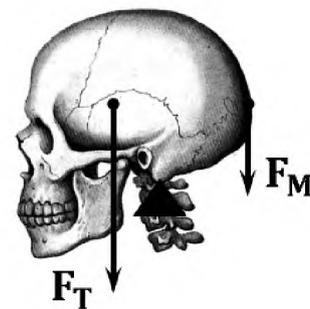


Рисунок 1.2 –  
Рычаг равновесия

Когда человек сгибает, наклоняет голову, туловище рычаг выходит из состояния равновесия, так как момент вращения одной силы становится больше момента другой силы. Тело возвращается в состояние исходного равновесия при восстановлении равенства моментов сил.

Движение конечностей происходит преимущественно по закону рычагов второго и третьего рода.

**Рычаг второго рода** – силы расположены по одну сторону от точки опоры, направлены в противоположные стороны и сила действия находится на конце рычага (рисунок 1.3).

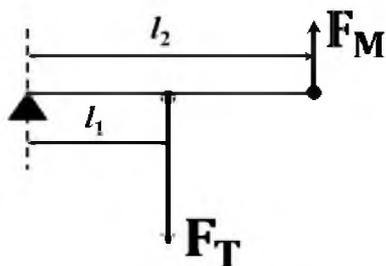


Рисунок 1.3 –  
Рычаг второго рода

Так как в рычаге второго рода сила мышц действует на длинном плече, а сила тяжести – на коротком, то рычаг дает выигрыш в силе, но проигрыш в перемещении и называется **рычагом силы**.

Примером рычага силы является свод стопы при подъеме на полупальцы (рисунок 1.4). Точкой опоры рычага, через которую проходит ось вращения, служат головки плюсневых костей.

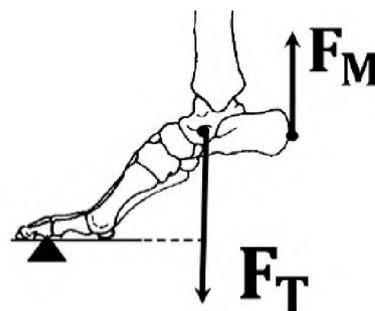


Рисунок 1.4 –  
Рычаг силы

Сила тяжести передается на стопу через кости голени, приложена к таранной кости и способствует опусканию стопы. Сила мышцы – это сила тяги трехглавой мышцы голени, передается через ахиллово сухожилие, приложена к выступу пяточной кости и осуществляющая подъем.

Движения рычага силы довольно ограничены, здесь имеется выигрыш в силе за счет проигрыша в амплитуде и в скорости движения. Таким образом, получаем, что действие силы мышц в рычаге силы направлено на выполнение движений, требующих большой мышечной силы.

**Рычаг третьего рода** – силы расположены по одну сторону от точки опоры, направлены в противоположные стороны и сила противодействия находится на конце рычага (рисунок 1.5).

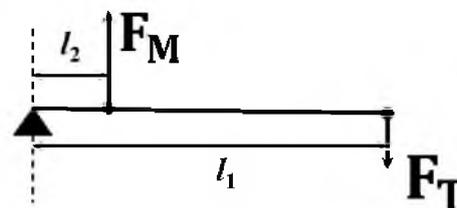


Рисунок 1.5 –  
Рычаг третьего рода

В рычаге третьего рода сила мышечной тяги имеет значительно меньшее плечо, чем противодействующая ее сила тяжести. Следовательно, этот рычаг дает значительный выигрыш в амплитуде и скорости движения, но имеет проигрыш в подъемной силе и называется **рычагом скорости**.

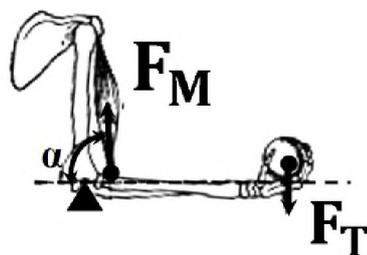


Рисунок 1.6 –  
Рычаг скорости

Примером рычага скорости служат кости предплечья (рисунок 1.6). Точка опоры находится в локтевом суставе, сила сопротивления – сила тяжести предплечья и предмета, удерживаемого в руке, приложена к кисти, а действующей силой является сила двуглавой мышцы плеча, которая прикрепляется к бугорку лучевой кости.

Действительно, при сгибании в локтевом суставе можно производить движения кистью со значительно большей амплитудой и скоростью, чем движения пяткой стопы при подъеме на носки.

Если сила мышцы действует не под прямым углом (рисунок 1.7), то условие равновесия рычага будет иметь вид:

$$F_T \cdot l_1 = F_M \cdot l_2 \cdot \sin \alpha$$

Большинству подвижных суставов в организме требуется полный диапазон для нормального функционирования, так как они являются рычагами третьего рода.



Рисунок 1.7 – Действие силы мышц под произвольным углом

Понимание рода рычага определенной части тела помогает лучше понять функционирование и способствует более эффективной диагностике и выбору терапии, направленной на восстановление функционирования, предотвращения травм, выбору техник при работе с различными частями тела.

С позиций биомеханики работа мышцы определяется в том случае, когда она производит перемещение части тела или тяжести на какое-либо расстояние. Мышечная работа разделяется на *статическую* и *динамическую*. При *статической работе* часть мышц, напрягаясь, стремится уравновесить момент силы тяжести или силу сопротивления, что наблюдается при выравнивании или сохранении положения тела или его частей. При этом мышца не укорачивается, не удлиняется, а только напрягается. Статическая работа мышц необходима для сохранения определенного положения тела. При *динамической работе* движение в суставах происходит в результате несоответствия мышечных и механических сил. Динамическая работа мышц подразделяется на преодолевающую и уступающую. При преодолевающей работе мышечная сила больше противодействующей силы и в результате сокращения мышц преодолевается сопротивление, т. е. производится перемещение части тела или груза. Уступающая работа мышц возникает в том случае, если мышечные силы меньше момента противодействующих сил и наступает растягивание сокращенной мышцы. Этот вид работы мышц является важным и необходимым для обеспечения плавности и эластичности движений. Если бы не было подобного регулятора, движения были бы толчкообразными и малокоординированными. Виды мышечной работы в процессе движений часто чередуются. Таким образом, в каждом виде движений на первый план выступает тот или другой вид мышечной работы.

Основной характеристикой сустава является **число степеней свободы** – число осей, вокруг которых возможно взаимное вращение сочлененных костей.

Максимальное число степеней свободы в суставах – **три**.

Пример сустава с одной степенью свободы – плечелоктевой. Движения в суставе – сгибание и разгибание в плоскости, перпендикулярной оси сустава.

Сустав с двумя степенями свободы – лучезапястный, в котором осуществляется сгибание, разгибание и приведение, отведение.

К суставам с тремя степенями свобод относятся тазобедренное и лопаточно-плечевое сочленение. Движения в суставе: сгибание и разгибание в сагиттальной плоскости, приведение и отведение во фронтальной плоскости, вращение вокруг продольной оси.

## 2. БИОАКУСТИКА

### 2.1. Механические колебания

**Колебательным** называется движение, при котором тело, многократно отклоняется от своего положения равновесия и возвращается в него обратно.

Колебательные движения делятся на периодические и непериодические. Если колебания происходят за равные промежутки времени, то такие колебания называются **периодическими**, в противном случае колебания являются **непериодическими**.

Колебательные движения широко распространены в природе как на микро – так и на макроуровне. Морские приливы и отливы, биение сердца, дыхание, колебания земной коры во время землетрясений, вибрации зданий, тепловое движение ионов кристаллической решетки твердого тела и т.д.

Несмотря на разнообразие колебательных процессов, как по физической природе, так и по степени сложности, все они могут быть сведены к совокупности простейших периодических колебаний, называемых гармоническими.

**Гармоническими** называются колебания, которые происходят по закону синуса или косинуса.

#### **Основные характеристики гармонических колебаний:**

**Смещение  $x$**  – это отклонение тела от положения равновесия в любой момент времени.

Единицей измерения смещения в СИ является **метр**:

$$[x] = \text{м}$$

**Амплитуда смещения  $x_0$**  – это максимальное смещение.

**Период  $T$**  – это время одного полного колебания.

Единицей измерения периода в СИ является **секунда**:

$$[T] = \text{с}$$

**Частота  $\nu$**  – число колебаний за единицу времени.

Единицей измерения частоты в СИ является **герц**:

$$[\nu] = \text{Гц}$$

Один герц значит, что за одну секунду происходит одно полное колебание.

Период и частота связаны между собой соотношением:

$$T = \frac{1}{\nu} \quad (2.1)$$

**Круговая, или циклическая, частота  $\omega$**  – это число колебаний за  $2\pi$  секунд:

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi \cdot \nu \quad (2.2)$$

Выражение  $\omega t + \varphi_0$  называется **фаза колебания**, она определяет положение тела в данный момент времени.

**Уравнение гармонического колебания материальной точки (уравнение смещения) имеет вид:**

$$x = x_0 \cdot \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (2.3)$$

Если гармонические колебания материальная точка начала совершать из положения равновесия, то начальная фаза  $\varphi_0 = 0$ .

При совершении гармонических колебаний материальная точка обладает скоростью и ускорением, которые также изменяются по гармоническому закону.

**Уравнение скорости материальной точки при гармоническом колебании** имеет вид:

$$v = x_0 \cdot \omega \cdot \cos(\omega t + \varphi_0) \quad (2.4)$$

**Уравнение ускорения материальной точки при гармоническом колебании** имеет вид:

$$a = -x_0 \cdot \omega^2 \cdot \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (2.5)$$

Очевидно, что тело, совершающее колебания, обладает определенной механической энергией. При гармоническом колебании происходит периодическое взаимное превращение кинетической энергии колеблющегося тела  $E_k$  и потенциальной энергии  $E_n$ , обусловленное действием на тело определенных сил. Когда кинетическая энергия максимальна, то потенциальная равна нулю, и наоборот.

**Полную энергию гармонического колебания** материальной точки массой  $m$  можно определить по формуле:

$$E_{\text{пол.}} = \frac{m \cdot x_0^2 \cdot \omega^2}{2} \quad (2.6)$$

При отсутствии сил трения полная энергия гармонического колебания в любой момент времени остается величиной постоянной.

В реальных условиях в колеблющейся системе будут действовать силы трения и сопротивления.

**Колебания, которые происходят под действием сил сопротивления окружающей среды с уменьшением амплитуды, называются затухающими колебаниями.**

При таких колебаниях часть энергии колеблющегося тела расходуется на преодоление сил сопротивления и рассеивается в окружающей среде. В результате уменьшается амплитуда колебаний.

**Амплитуда затухающих колебаний** с течением времени уменьшается по экспоненциальному закону:

$$x_{0t} = x_0 \cdot e^{-\beta \cdot t}, \quad (2.7)$$

где  $x_{0t}$  – амплитуда в любой момент времени;

$x_0$  – амплитуда в начальный момент времени;

$e = 2,72$  – основание натурального логарифма;

$\beta$  – коэффициент затухания, зависящий от условий, в которых совершаются колебания. Для механических колебаний коэффициент затухания зависит от сил внутреннего и внешнего сопротивления, которые по своей природе, наиболее часто, являются силами трения.

Сами затухающие колебания происходят по гармоническому закону.

*Уравнение затухающего колебания* имеет вид:

$$x = x_0 \cdot e^{-\beta \cdot t} \cdot \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (2.8)$$

Для того чтобы система совершала незатухающие колебания, необходимо периодически пополнять извне потери энергии колебания на трение. Для этого надо воздействовать на систему периодически изменяющейся **вынуждающей силой**:

$$F_B = F_0 \cdot \sin \omega_B t$$

*Колебания, происходящие под действием периодической внешней силы, называются вынужденными.*

Вынуждающие колебания происходят с частотой, равной частоте вынуждающей силы.

*Уравнение вынужденных колебаний* имеет вид:

$$x = \frac{F_0}{m \cdot (\omega_c^2 - \omega_B^2)} \cdot \sin \omega_B t \quad (2.9)$$

*Амплитуда вынужденного колебания* имеет вид:

$$x_0 = \frac{F_0}{m \cdot (\omega_c^2 - \omega_B^2)} \quad (2.10)$$

Если циклическая частота внешней силы  $\omega_B$  будет приближаться к собственной циклической частоте колеблющегося тела  $\omega_c$ , т. е.  $\omega_B \approx \omega_c$ , тогда  $\omega_c^2 - \omega_B^2$  будет равно бесконечно малому числу. При делении  $F_0$  на бесконечно малое число получится бесконечно большое число, т.е. произойдет резкое возрастание амплитуды  $x_0 \rightarrow \infty$  и наступит резонанс.

**Резонанс** – это резкое возрастание амплитуды вынужденных колебаний при приближении частоты внешней вынуждающей силы к собственной частоте колебательной системы.

Механический резонанс может оказывать как положительное, так и отрицательное воздействие. Вредное действие резонанса связано с сильными вибрациями и разрушением, которое он может вызвать. Поэтому его влияние учитывают при строении зданий, опор, мостов, конструкций механизмов и т.д. Положительная роль резонанса заложена в основе работы слухового аппарата. Наружное ухо человека и животных выполняет роль резонатора и благодаря акустическому резонансу происходит усиление внешних звуковых волн.

Систематическое воздействие общих вибраций в резонансной или около-резонансной зоне может быть причиной стойких нарушений физиологических функций организма. Эти нарушения проявляются в виде головных болей, головокружения, плохого сна, пониженной работоспособности, плохого самочувствия и нарушения сердечной деятельности.

Локальная вибрация малой интенсивности может оказывать и благоприятное воздействие на организм человека и животных, к примеру, улучшая функциональное состояние центральной нервной системы, ускоряя заживление ран.

Существуют также колебательные системы, в которых поддерживаются незатухающие колебания собственной частоты. Такие системы называются

*автоколебательными*, а происходящие в них колебания – *автоколебаниями*. В автоколебательных системах часто происходят *релаксационные колебания*.

**Релаксация** – это процесс постепенного возвращения физической системы в равновесное состояние, из которого она была выведена действием внешней силы.

Релаксационные колебания характерны для многих процессов, происходящих в организме, например, дыхательные движения грудной клетки, сокращение и расслабление мышцы сердца, пульсовые колебания стенок артерии.

## 2.2. Механические волны

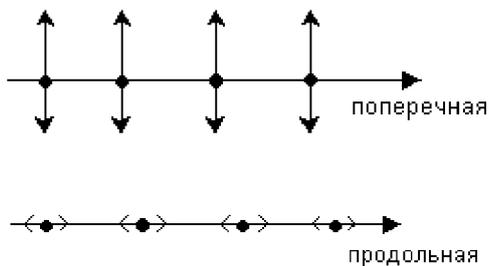
Если какое-либо тело совершает колебания в упругой среде, то оно взаимодействует с частицами среды и заставляет их совершать вынужденные колебания.

С течением времени все более удаленные частицы от источника вовлекаются в колебательное движение. При этом частицы среды не вовлекаются в поступательное движение, а лишь колеблются около своего положения равновесия. Поэтому распространение волны не сопровождается переносом вещества.

**Механическая волна** – это механическое колебание, распространяющееся в упругой среде и несущее с собой энергию.

Среда называется упругой, если в ней присутствуют частицы, между которыми есть силы взаимодействия. Если частицы среды не взаимодействуют между собой, то механическая волна не распространяется в такой среде, к примеру, вакуум – неупругая среда.

Различают два вида механических волн (рисунок 2.1):



**Поперечные волны** – волны, в которых частицы среды совершают колебания перпендикулярно направлению распространения волны.

**Продольные волны** – волны, в которых частицы среды совершают колебания вдоль направления распространения волны.

Рисунок 2.1 – Виды механических волн

Для описания распространения волны используются понятия:

**Луч** – линия, которая указывает направление распространения волны.

**Фронт волны** – геометрическое множество точек (частиц упругой среды), до которых дошла волна в данный момент времени.

Фронт волны может быть **сферическим** и **плоским**.

Распространение волны объясняется **принципом Гюйгенса-Френеля**: каждая точка среды, до которой дошла волна, сама становится источником вторичных сферических волн, которые в боковом направлении гасятся, а в направлении движения усиливаются.

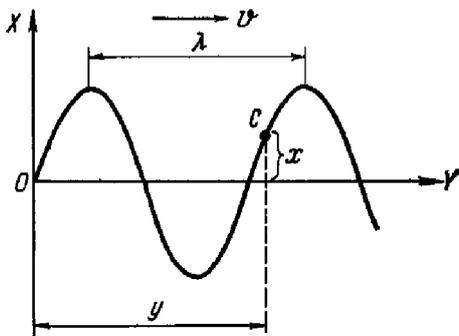
**Уравнение механической волны** имеет вид:

$$x = x_0 \cdot \sin \omega \cdot \left( t - \frac{y}{v} \right), \quad (2.11)$$

где  $v$  – скорость волны;

$y$  – расстояние, которое прошла волна в данный момент времени.

Механическая волна характеризуется амплитудой, смещением, периодом и частотой, как и колебательное движение.



**Рисунок 2.2 – График механической волны**

**Длиной волны  $\lambda$**  (греч. «лямбда») называется расстояние между двумя ближайшими точками, колеблющимися в одинаковых фазах (рисунок 2.2). Это расстояние волна проходит за время, равное одному периоду:

$$\lambda = v \cdot T = \frac{v}{\nu} \quad (2.12)$$

Единица измерения длины волны в СИ–**метр**:

$$[\lambda] = \text{м}$$

Распространение волны сопровождается переносом энергии, включающей в себя кинетическую энергию колеблющихся частиц и потенциальную энергию упругой деформации среды.

Следовательно, в некотором объеме  $V$  упругой среды можно определить **среднюю энергию**, переносимую волной, по формуле:

$$E_{\text{ср.}} = \frac{m \cdot x_0^2 \cdot \omega^2}{2}, \quad (2.13)$$

где  $m$  – масса выделенного объема среды.

**Средняя плотность энергии  $\varepsilon$**  (греч. «эпсилон») – это величина, равная средней энергии, распространяемой в единице объема:

$$\varepsilon = \frac{E_{\text{ср.}}}{V} = \frac{\rho \cdot x_0^2 \cdot \omega^2}{2}, \quad (2.14)$$

где  $\rho$  – плотность среды;

$x_0$  – амплитуда;

$\omega$  – циклическая частота.

Единица измерения средней плотности энергии в СИ **джоуль на метр кубический**:

$$[\varepsilon] = \text{Дж/м}^3$$

**Интенсивность волны  $I$**  (греч. «йота») – это величина, численно равная средней энергии волны, переносимой за единицу времени  $t$  через единицу площади  $S$ , перпендикулярной распространению волны:

$$I = \frac{E_{\text{ср.}}}{S \cdot t} \quad (2.15)$$

Единицей измерения в СИ является **ватт на квадратный метр**:

$$[I] = \text{Вт/м}^2$$

При своем распространении в среде волна расходует свою энергию на преодоление сопротивления среды, а ее интенсивность изменяется по **закону Бугера**: интенсивность волны уменьшается по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot d}, \quad (2.16)$$

где  $I_0$  – начальная интенсивность волны;

$I$  – интенсивность волны на расстоянии  $d$  от источника;

$k$  – линейный коэффициент поглощения, зависящий от свойств среды, в которой движется волна.

### 2.3. Биофизические основы акустики

**Биоакустика** – это раздел механики, изучающий получение, распространение и взаимодействие акустических волн с биологическими средами, а также влияние звуковых волн на биосистемы и применение их в лечебных и исследовательских целях.

**Звук** – продольные механические волны с частотами от 16 до 20000 Гц, воспринимаемые органами слуха человека.

Звуковые волны с частотой более 20000 Гц называются **ультразвуком**, а с частотой меньше 16 Гц – **инфразвуком**.

Такое деление на частотные диапазоны связано с особенностями звукового восприятия органов слуха человека.

Скорость звука в воздухе при 0°С равна  $v=331,6$  м/с. В жидких средах и мягких тканях организма скорость составляет около 1500 м/с, в твердых телах – до 6000 м/с.

Источником звука может быть любое тело, совершающее колебания в результате каких-либо механических воздействий. Например, камертоны, струны, мембраны, трубы, сирены и др.

В животном мире органы звукоизлучения весьма разнообразны. Например, **членистоногие** издают звуковые сигналы трением или ударами одних органов о другие (фрикционный или ударный механизм), вибрацией мембраны (крыльев), пропусканием воздуха через отверстия. **Рыбы** значительную часть звуков издают при движении в результате срыва водяных вихрей с поверхности их тела. Специфические звуки издаются при захвате рыбами пищи, а также плавательным пузырем. Многие безголосые птицы обладают «инструментальным» голосом, т.е. испускание звуков происходит с участием клюва, лап, крыльев. Но основную роль в качестве сигнала общения у птиц выступает дыхательный голос, источником которого является нижняя гортань. **Млекопитающие** издают звук с помощью колебания голосовых связок. Роль резонатора выполняют гортанные мешки, ротовая и носовая полости и даже легкие.

Звуки, издаваемые птицами, лежат в диапазоне от 200 Гц до 12 кГц, но некоторые могут издавать до 50 кГц. У млекопитающих диапазон шире: от нескольких Гц до сотен кГц (у летучих мышей).

У большинства животных для восприятия звуковых волн имеются специальные органы. Самым примитивным органом слуха является трихонидная сенсилла у насекомых. Наибольшего совершенства в процессе эволюции достигло ухо млекопитающих. У них звуковые волны воспринимает улитка, в которой

находится мембрана, состоящая из нескольких тысяч волокон, каждое из которых имеет свою резонансную частоту, поэтому механизм возникновения слухового ощущения – **резонансный**.

Звуки разделяют на тоны, шумы и звуковые удары.

**Тон** – это звук с постоянной или периодически изменяющейся во времени частотой.

**Шумом** называют звук, отличающийся сложной, неповторяющейся во времени зависимостью частоты и амплитуды (шорох, скрип, аплодисменты и т.п.).

**Звуковой удар** – это кратковременное звуковое воздействие большой интенсивности (взрыв, выстрел, хлопок, стук).

Область вещества, в которой распространяется звук, называется **акустическим полем**, которое характеризуют **интенсивностью** звуковой волны и **акустическим давлением**.

**Интенсивностью звука  $I$**  называется энергия, переносимая волной через единицу площади в единицу времени:

$$I = \frac{E_{\text{ср.}}}{S \cdot t} \quad (2.17)$$

Единица измерения в СИ – **ватт на квадратный метр**:

$$[I] = \text{Вт/м}^2$$

**Звуковое давление** – это избыточное над атмосферным давление, которое возникает в среде при прохождении звуковых волн.

Для плоской гармонической волны:

$$I = \frac{p_0^2}{2 \cdot \rho \cdot v} \quad (2.18)$$

где  $p_0$  – амплитудное значение звукового давления;

$\rho$  – плотность среды;

$v$  – скорость звука в среде;

$\rho \cdot v$  – акустическое сопротивление среды.

Органы слуха человека и животных могут воспринимать акустические колебания не только в определенном диапазоне частот, но и в ограниченном диапазоне интенсивностей.

Минимальная интенсивность колебаний, при которой у человека возникает слуховое ощущение, называется **порог слышимости**.

При частоте  $\nu = 1 \text{ кГц}$   $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ ,  $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$ .

Максимальная интенсивность колебаний, воспринимаемая субъективно как звук, при превышении которой возникает ощущение боли, называется **порогом болевого ощущения  $I_{\text{max}}$** .

При частоте  $\nu = 1 \text{ кГц}$   $I_{\text{max}} = 10 \text{ Вт/м}^2$ ,  $p_0 = 60 \text{ Па}$ .

$$\text{Отношение } \frac{I_{\text{max}}}{I_0} = 10^{13}$$

Так отношение интенсивностей звука на пороге слышимости и на болевом пороге очень велико, что не всегда удобно для практических измерений, введена величина **уровня интенсивности звука**.

**Уровень интенсивности** – это десятичный логарифм отношения данной интенсивности звука  $I$  к порогу слышимости  $I_0$ :

$$L = \lg \frac{I}{I_0} \quad (2.19)$$

Единица измерения уровня интенсивности в СИ – **бел**:

$$[L] = \text{Б}$$

На практике пользуются десятой частью бела – **децибелом**:

$$1 \text{ Б} = 10 \text{ дБ}$$

Тогда **уровень интенсивности звуковой волны**:

$$L = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0} \quad (2.20)$$

Порог слышимости  $I_0$  имеет уровень интенсивности  $L = 0$  дБ, а болевой порог  $I_{max}$  – уровень интенсивности  $L = 130$  дБ.

Звук, доходя до органов слуха, вызывает слуховое ощущение, которое характеризуется **субъективными характеристиками**.

**Высота звука** оценивается по частоте звука (чем больше частота, тем выше тон).

**Тембр (окраска звука)** определяется **спектральным составом** звука (набором частот и амплитудами звуковых волн).

**Громкость** зависит от интенсивности и частоты звука.

В основе определения громкости звука лежит **психофизический закон Вебера-Фехнера**: уровень громкости (при определенной частоте) прямо пропорционален десятичному логарифму отношения его интенсивности  $I$  к порогу слышимости  $I_0$ :

$$E = k \cdot L = k \cdot 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad (2.21)$$

где  $L$  – уровень интенсивности;

$k$  – коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты.

Единицей измерения уровня громкости в СИ является **фон**:

$$[E] = \text{Ф}$$

При частоте  $\nu = 1 \text{ кГц}$   $k = 1$  закон Вебера-Фехнера примет вид:

$$E = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad (2.22)$$

Следовательно, при частоте  $\nu = 1 \text{ кГц}$  уровень интенсивности в дБ и уровень громкости в фонах совпадают:  $L = E$ .

Ухо человека и животного неодинаково чувствительны к различным частотам при одной и той же интенсивности. Способность воспринимать высокочастотные звуки ухудшается с возрастом. Молодой человек может слышать звуки с частотой до 20000 Гц, но уже в среднем возрасте не способен воспринимать звуки с частотой выше 12 – 14 кГц. В пределах частоты 1000 – 3000 Гц чувствительность наибольшая, и она снижается к границам зоны слышимости.

Исследования последних лет показали, что области слышимости у крупного рогатого скота и у кур мало отличаются от области слышимости у человека. Однако у многих животных области слышимости значительно сдвинуты в сторону более высоких частот. Так, собаки воспринимают звуки с частотами до 30 кГц, комары и летучие мыши – до 60 кГц и более.

Интересен тот факт, что верхний абсолютный предел чувствительности слухового анализатора животных находится ниже верхней границы слухового анализатора человека, то есть болевой порог у многих животных достигается раньше, чем у человека. Поэтому сильный шум такие животные, как кошки, собаки, а также некоторые виды птиц воспринимают как болевые сигналы.

В связи с механизацией производственных процессов в животноводческих и птицеводческих комплексах значительно возросли шумы по сравнению с естественными условиями обитания животных. Источниками шума являются мобильные кормораздатчики, отопительно-вентиляционные агрегаты, вакуум-насосы, доильные установки и пр.

Для живых организмов интенсивный шум является стресс-фактором, который оказывает негативное влияние. Его действие вызывает нарушение работы слухового аппарата и органов внутренней секреции, расстройство нервной системы и пищеварения, возникновение сердечно-сосудистых заболеваний. В результате происходит потеря сельскохозяйственных полезных качеств: снижаются удои коров, привес и приплод у свиноматок.

Исследования на птицефабриках показали, что особенно неблагоприятно влияет на кур-несушек шум в 90–100 дБ при частоте 2–5 кГц, создаваемый вентиляторами. Его воздействие вызывает резко выраженные изменения в физиологическом состоянии кур, снижение их живой массы и яйценоскости.

*Интенсивность звука и уровень интенсивности измеряют приборами, называемыми шумомерами.*

Звуковые явления сопровождают ряд процессов, происходящих в организме, поэтому звук может быть и источником информации о состоянии внутренних органов: сердца, легких и др.

*Непосредственное выслушивание звуков, возникающих внутри организма, составляет один из важнейших приемов клинического исследования и называется аускультацией (выслушивание). Для этой цели используют стетофонендоскоп.*

Для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы применяется метод – **фонокардиографии**(ФКГ) – *графической регистрации тонов и шумов сердца с целью их диагностической интерпретации.* Запись производится с помощью фонокардиографа, состоящего из микрофона, усилителя, системы частотных фильтров и регистрирующего устройства.

Также в ветеринарной практике широко применяется **перкуссия** – *метод исследования органов посредством выстукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков.* Характер этих звуков зависит от способа выстукивания и свойств (плотность, упругость, наличие полостей) тканей, находящихся вблизи места, по которому производится постукивание. По тону звуков при перкуссии определяют состояние и топографию внутренних органов.

## 2.4. Биофизика ультразвука и инфразвука

*Ультразвук представляет собой механические волны с частотой от 20000 Гц до  $10^9$  Гц.*

Источником ультразвука являются механические (газоструйные излучатели, сирены) и электромеханические генераторы (пьезоэлектрические и магнито-стрикционные излучатели). Скорости распространения звуковых и ультразвуковых волн примерно одинаковы. Однако длина волны ультразвука значительно меньше, чем звука, что позволяет легко сфокусировать ультразвуковые колебания. Ультразвуковая волна обладает значительно большей интенсивностью, чем звуковая, а жидкость и твердые тела являются для нее хорошими проводниками.

В природе ультразвук встречается как в качестве компонентов многих естественных шумов (в шуме ветра, водопада, дождя, в шуме гальки, перекачиваемой морским прибоем, в звуках, сопровождающих грозовые разряды и т. д.), так и среди звуков животного мира. Некоторые животные пользуются ультразвуковыми волнами для обнаружения препятствий, ориентировки в пространстве и общения (киты, дельфины, летучие мыши, грызуны).

На живые организмы ультразвук оказывает возмущающее действие, следствием которого являются приспособительные реакции. Механизм возмущающего действия определяется совокупностью механического, теплового и физико-химического действий и зависит от его частоты и интенсивности. При высокой интенсивности и продолжительном облучении ультразвук может вызывать тепловое воздействие на клетки. Это может привести к повышению температуры в клетках и внеклеточной среде, что может повлиять на их функцию и выживаемость. При достаточно высокой интенсивности ультразвуковые волны могут создавать микроскопические пузырьки в жидкостях внутри и вокруг клеток, что называется кавитацией. Это может приводить к механическим повреждениям клеточных мембран и других структурных элементов клетки. Возможна также ионизация и диссоциация молекул и целый ряд других первичных физико-химических эффектов.

Некоторые исследования показывают, что низкоинтенсивное ультразвуковое облучение может стимулировать метаболические процессы в клетках, такие как увеличение синтеза белков, активация метаболических процессов и улучшение микроциркуляции. Ультразвук также может временно изменять проницаемость клеточных мембран, что облегчает проникновение лекарственных препаратов и других веществ внутрь клетки. Ультразвук может стимулировать рост и регенеративные способности клеток.

В целом, воздействие ультразвука на клетки может быть как положительным, так и отрицательным в зависимости от различных параметров облучения и других условий. Это делает ультразвук мощным инструментом, как в научных исследованиях, так и в клинической практике.

В ветеринарии ультразвук широко применяется как в диагностике, так и в терапии. Широко применяется ультразвуковая диагностика (УЗИ).

Получение видимых изображений внутренних органов с помощью ультразвука основано на регистрации ультразвуковых волн, отраженных на границах раздела морфологических структур, и последующей обработке полученных

электрических сигналов. Методы технической реализации этого принципа достаточно разнообразны.

Наиболее простым является *эхолокация, или А-метод*. Это одномерный метод исследования, так как он *позволяет определять расстояние до отражающих ультразвук объектов лишь в одном заданном направлении*. Эхолокацией, например, определяются продольные размеры глазного яблока и структур глаза (эхоокулометрия), измеряется разница расстояний от поверхности головы до ее внутричерепных структур и выявляются объемные поражения мозга (опухоли, гематомы, инородные тела), проводятся исследования молочных желез.

*Ультразвуковая томография, или В-метод*, позволяет получать изображение различных сечений исследуемого органа. При ее реализации ультразвуковой луч перемещается (сканирует) в определенной плоскости, проходящей через исследуемый орган. Отраженные от границ раздела морфологических структур УЗ-волны преобразуются в электрические сигналы, последующая обработка которых позволяет получить на экране монитора изображение органа в выбранном сечении.

*М-метод* является, в сущности, разновидностью уже рассмотренного А-метода, но с разверткой по времени. Он используется для оценки размеров органов (например, клапанов сердца).

Широкое применение в ультразвуковой диагностике получил *эффект Доплера*. Суть эффекта Доплера заключается в том, что ультразвуковая волна при отражении от движущихся объектов меняет свою частоту, и регистрация отраженных ультразвуковых волн позволяет *исследовать динамические структуры в организме*, к примеру, оценивать состояние сердечно-сосудистой системы, гемодинамику и т.д.

В современных ультразвуковых диагностических устройствах упомянутые методы обычно технически реализованы в едином комплексе.

Частота ультразвуковых волн, обычно используемых для диагностики, составляет 0,5–15 МГц. Чем больше частота, тем выше разрешающая способность метода, т.е. тем более мелкие объекты могут быть рассмотрены и тем выше качество изображения.

Однако следует учесть, что с повышением частоты ультразвука увеличивается его поглощение в среде. Так, интенсивность ультразвука частотой 0,8 МГц в мягких тканях уменьшается вдвое на глубине 4–5 см, а для частоты 3 МГц – на глубине 1,5–2 см. Поэтому исследования, глубоко расположенных внутренних органов (например, печени) вынуждены проводить на более низких частотах, поскольку высокочастотный ультразвук практически полностью поглотится окружающими орган тканями и отраженный от исследуемого объекта ультразвуковой сигнал будет невозможно зарегистрировать. Если же исследуются органы, расположенные на малом расстоянии от поверхности тела (например, щитовидная железа), то поглощение окружающими тканями сказывается существенно меньше и появляется возможность использовать для диагностики ультразвук более высоких частот.

Ультразвуковая диагностика получила широкое распространение благодаря высокой разрешающей способности при визуализации исследуемых

объектов, возможности проведения многократных исследований, безопасности и в связи с этим отсутствию каких-либо противопоказаний. Методы ультразвуковой диагностики имеют и свои ограничения в применении. Они обусловлены тем, что на границе раздела мягкие ткани – газ или газ – жидкость происходит практически полное отражение ультразвука. Поэтому использование ультразвуковых методов неэффективно для диагностики состояния газонаполненных органов (например, легкие, кишечник).

В физиотерапии используют ультразвук с частотами 0,8–3 МГц и интенсивностью до 1 Вт/см<sup>2</sup>. От частоты ультразвука зависит глубина его проникновения в ткань (чем выше частота, тем меньше глубина проникновения), а при указанной интенсивности в тканях не возникает необратимых разрушений. Происходящие под действием ультразвука микромассаж, локальный нагрев тканей на доли и единицы градуса и другие первичные эффекты повышают интенсивность обмена веществ, способствуют улучшению снабжения тканей кровью и лимфой.

В физиотерапии широко применяется метод фонофореза лекарственных веществ, где используется сочетательное воздействие на живую биологическую ткань двух факторов: физического (ультразвук) и химического (лекарственные препараты). Лекарственное вещество вносится между поверхностью тела и головкой излучателя. Под действием ультразвука оно проникает в эпидермис, откуда диффундирует в кровь и лимфу и разносится по всему организму. В этом лечебном методе ультразвук не только выполняет транспортную функцию (введение лекарства через кожу), но и изменяет фармакокинетику.

Возможность фокусировки ультразвуковых волн на весьма малую поверхность (из-за малой длины волны) и получения высокой плотности энергии (энергия пропорциональна квадрату частоты) позволяет использовать ультразвук в хирургии для рассечения и соединения биологических тканей.

При ультразвуковой хирургии уменьшаются кровопотери и болевые ощущения, уменьшается усилие резания. Возможно применение ультразвука для разрушения тромбов в кровеносных сосудах и очищения сосудистых стенок.

Ультразвуковые методы применяются для сварки костей (ультразвуковой остеосинтез). При этом промежуток между костными обломками заполняют жидкой пластмассой (например, циакрином), смешанной с костной щебенкой. Под действием ультразвука происходит быстрая диффузия этих веществ в свариваемые костные участки и его полимеризация, обеспечивающая соединение костей.

После ультразвуковой сварки мягких тканей сварочный шов не препятствует процессам регенерации и рубцевания. Поэтому ультразвуковую сварку применяют при пластике кожи, мышц, повреждениях печени, почек, легких и других органов, а также при операциях на них.

***Инфразвук*** называют звуковые колебания с частотой до 16 Гц.

Инфразвук может быть создан различными источниками, включая природные (например, вулканическая активность, землетрясения грозы и др.) и антропогенные (такие как автомобильные двигатели, вентиляционные системы,

промышленные машины и инфраструктурные объекты). Инфразвук не воспринимается человеческим ухом, т.к. вызываемые им колебания барабанной перепонки слишком медленные, и он не может вызвать колебания волокон основной мембраны, связанных со слуховым нервом. Однако инфразвуковые волны воспринимают некоторые животные: коты, собаки, змеи.

Характерным свойством инфразвука является его малая поглощаемость средами. Поэтому он распространяется на большие расстояния. Скорость инфразвуковых волн в воде – 6000 км/ч, в воздухе – 1200 км/ч. По измеренным инфразвуковым колебаниям прогнозируют цунами, землетрясения, вулканические извержения, штормы за несколько часов до их наступления.

Инфразвук обладает биологическим действием. Механизм действия инфразвука имеет резонансную природу. Особенно опасно воздействие инфразвука в диапазоне частот от 2 до 16 Гц, т.к. в этом диапазоне находятся частоты собственных колебаний внутренних органов, и он вызывает вынужденные колебания этих органов. Так, например, частота колебаний мозга – 9 Гц, печени и почек – 12 Гц, глазного дна – 7 Гц. Особенно следует отметить резонанс инфразвука на частоте 7 Гц с колебаниями  $\alpha$ -волн мозга. Тогда он даже при небольших интенсивностях вызывает расстройство органов зрения, тошноту, общую слабость. При средних мощностях (140–155 дБ) регистрируют обмороки, временную потерю зрения, снижение продуктивности крупного рогатого скота. При еще больших мощностях (порядка 180 дБ) наблюдается разрыв кровеносных сосудов, возникают параличи, приводящие к смертельным поражениям. Кроме этого, инфразвук оказывает психическое воздействие на человека и животных, что выражается в чувстве тревоги, страха.

В промышленном животноводстве сельскохозяйственные животные подвергаются значительным инфразвуковым облучениям, которые создают электродвигатели, компрессоры, электродоилки. Нет сомнения, что он оказывает отрицательное влияние на продуктивность и на многие физиологические функции сельскохозяйственных животных, включая ухудшение пищеварения, понижение иммунитета. Инфразвук может изменять поведение животных. Например, они могут избегать определенных областей, где интенсивно проявляется инфразвуковое воздействие. Инфразвук также может влиять на репродуктивное поведение животных, включая их способность к размножению и вынашиванию потомства. Исследования указывают на то, что инфразвук может приводить к изменениям в половой активности и даже к снижению плодовитости. Долгосрочное воздействие инфразвука на сельскохозяйственных животных может снижать эффективность производства, так как стресс и негативное воздействие на здоровье могут снижать скорость роста, увеличивать заболеваемость и смертность. Эти воздействия могут различаться в зависимости от видов животных, исследуемой среды и интенсивности инфразвукового воздействия.

Для устранения негативного влияния ультразвука на животных необходимо по возможности изолировать его источники, к примеру все механизмы, создающие инфразвуковые колебания, должны располагаться на независимом фундаменте, исключающем передачу инфразвука на основное здание, где содержатся животные.

Инфразвуковые волны применяются в медицине. Например, в офтальмологии проводятся курсы инфразвукового пневмомассажа глаз. Инфразвуковые волны используются для удаления опухолей.

### 3. ГЕМОДИНАМИКА

**Гидродинамика** – раздел механики, изучающий движение жидкостей и явления, происходящие при перемещении в жидкостях твердых тел.

**Гемодинамика** – раздел биофизики, изучающий движение крови по сосудистой системе на основе законов гидродинамики.

#### 3.1. Физические основы гидродинамики

В гидродинамике жидкости считают сплошными средами, обладающими текучестью, благодаря которой они принимают форму сосуда или русла, в котором они движутся.

Если плотность жидкости не зависит от давления, такую жидкость называют несжимаемой. Все жидкости сжимаемы, но сжимаемость их очень мала.

**Идеальной** называется воображаемая жидкость, несжимаемая и не обладающая вязкостью. Такая жидкость течет без трения. Практически идеальными можно считать воду, ацетон, спирт, эфир и др.

**Основные характеристики и законы течения идеальной жидкости:**

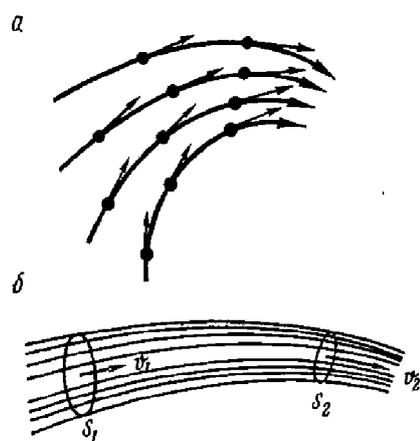


Рисунок 3.1 –  
а – линии тока,  
б – трубка тока

**Линии тока** – называют кривые, касательные к которым в каждой точке пространства совпадают с направлением вектора скорости в этой точке (рисунок 3.1 а).

**Поток** – совокупность движущихся частиц жидкости.

**Трубка тока, или струя** – часть потока жидкости, со всех сторон ограниченная линиями тока (рисунок 3.1 б).

**Стационарное течение** – течение, при котором скорости частиц жидкости в каждой точке потока со временем не изменяются.

**Уравнение неразрывности потока жидкости:** в любой точке трубки тока при стационарном течении идеальной жидкости произведение скорости течения на поперечное сечение трубки тока есть величина постоянная:

$$S \cdot v = \text{const} \quad (3.1)$$

**Следствие:** скорость течения обратно пропорциональна площади поперечного сечения трубки тока:

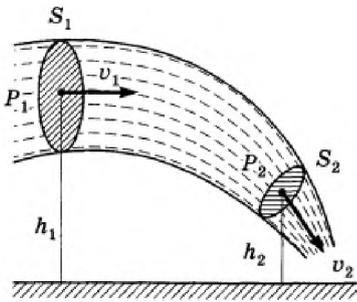
$$v = \frac{1}{s} \quad (3.2)$$

Чем меньше площадь поперечного сечения трубки тока, тем больше скорость течения жидкости в этом сечении, и наоборот.

Величина  $Q=Sv$ , численно равная объему жидкости, протекающей в единицу времени через поперечное сечение трубки тока, называется **объемной скоростью** или **расходом жидкости**.

В СИ объемная скорость измеряется в  $\text{м}^3/\text{с}$ .

Из уравнения неразрывности (3.1) следует, что расход несжимаемой жидкости в любом сечении трубки тока постоянен. Например, река обладает постоянным расходом в разных своих участках, если в нее не вливаются притоки. В этом случае суммарный расход во всех разветвлениях остается постоянным. Так, расход крови, протекающей через аорту, равен суммарному расходу крови в капиллярах.



**Рисунок 3.2 –**  
**Трубка тока для уравнения**  
**Бернулли**

**Уравнение Бернулли** представляет собой закон сохранения энергии при движении жидкостей (рисунок 3.2): в любой точке трубки тока при стационарном течении идеальной жидкости сумма статического, гидростатического и динамического давлений есть величина постоянная:

$$p + \rho \cdot g \cdot h + \frac{\rho \cdot v^2}{2} = \text{const}, \quad (3.3)$$

где  $p$  – статическое давление;

$\rho \cdot g \cdot h$  – гидростатическое (весовое) давление, обусловленное весом столба жидкости высотой  $h$  и плотностью  $\rho$ ;

$\frac{\rho \cdot v^2}{2}$  – динамическое давление, обусловленное скоростью течения.

Уравнение Бернулли является одним из основных законов гидродинамики и используется для определения скорости течения жидкостей или давления в потоке.

**Следствие из уравнения Бернулли:** при стационарном течении идеальной жидкости по горизонтальной трубке сумма статического и динамического давлений есть величина постоянная:

$$p + \frac{\rho \cdot v^2}{2} = \text{const} \quad (3.4)$$

Следствие означает, что статическое давление идеальной жидкости при течении по горизонтальной трубе возрастает там, где скорость ее уменьшается, и наоборот.

Практическое применение уравнения Бернулли нашло в устройстве водоструйных насосов, медицинских ингаляторов, в пульверизаторах, доильных аппаратах, карбюраторах, в двигателях внутреннего сгорания и других приборах.

**Реальной** называется жидкость, которая обладает вязкостью (внутренним трением).

### **Основные характеристики и законы течения реальной жидкости**

Между молекулами реальной жидкости всегда существуют силы взаимодействия, которые при ее течении проявляются как силы трения. Например, внутреннее трение действует на дно реки, вызывает силу сопротивления при движении рыб, замедление скорости падения брошенных в жидкость тел и др.

Наличие сил внутреннего трения приводит к тому, что жидкость при стационарном течении начинает делиться на слои, движущиеся параллельно друг другу с разными скоростями.

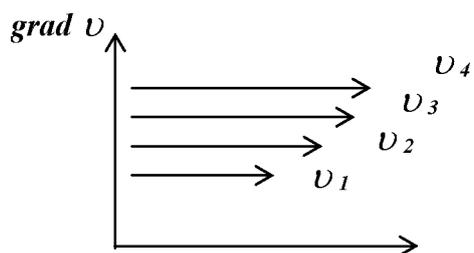


Рисунок 3.3 –  
Градиент скорости

Количественно величина различий в скоростях движения соприкасающихся слоев жидкости характеризуется **градиентом скорости**, называемым также **скоростью сдвига** (рисунок 3.3).

Отношение изменения скорости  $\Delta v$  на расстояние  $\Delta x$  между слоями в направлении, перпендикулярном скорости, называется **градиентом скорости**:

$$\text{grad } v = \Delta v / \Delta x$$

Градиент скорости показывает, в каком направлении скорость течения слоев жидкости увеличивается. При открытом течении жидкости максимальная скорость будет у верхнего слоя, а при движении по трубе – у слоя, который течет посередине.

Основным законом течения реальной жидкости является **формула Ньютона**. Он установил, что сила внутреннего трения в жидкой среде пропорциональна градиенту скорости и площади соприкасающихся слоев  $S$ :

$$F = - \eta \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x} \cdot S, \quad (3.5)$$

где  $\eta$  (греч. «этта») – коэффициент вязкости жидкости.

Знак «минус» указывает на то, что сила внутреннего трения направлена противоположно градиенту скорости.

Вязкость жидкости зависит от температуры. С повышением температуры вязкость уменьшается.

По своим вязким свойствам жидкости делятся на два вида: **ньютоновские** и **неньютоновские**.

**Ньютоновской** называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит только от ее природы и температуры. Для них непосредственно справедлива формула Ньютона, коэффициент вязкости в которой является постоянным параметром, не зависящим от условий течения жидкости. Примеры: вода, этиловый спирт, низкомолекулярные органические соединения, истинные растворы.

**Неньютоновской** называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит не только от природы вещества и температуры, но и от градиента скорости и давления. При их увеличении вязкость жидкости уменьшается из-за нарушения внутренней структуры потока жидкости. Коэффициент вязкости в этом случае не является константой. Примеры: высокомолекулярные органические соединения, растворы полимеров, эмульсии, суспензии.

**Кровь** представляет собой суспензию форменных элементов в белковом растворе – плазме, поэтому **кровь – неньютоновская жидкость**. А вот **плазма крови** является **ньютоновской жидкостью**. Поэтому уравнение Бернулли (3.3)

и формула Ньютона (3.5) применимы для течения крови лишь с определенным приближением.

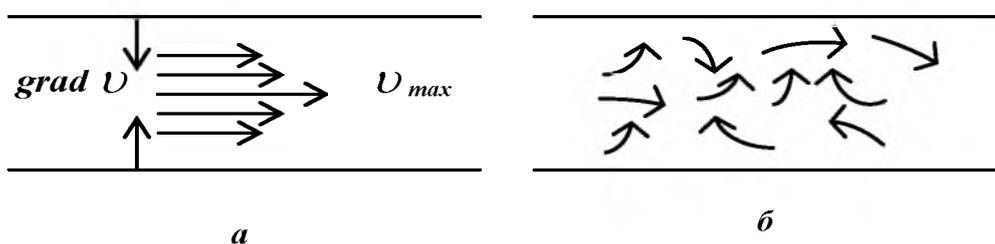
Существует два вида течения жидкостей: *ламинарное* и *турбулентное*.

**Ламинарное** – течение, при котором отсутствует перемешивание соседних слоев потока.

Слои как бы скользят один по другому со скоростями тем большими, чем далее они удалены от стенок трубы или русла. При ламинарном течении линии тока непрерывны и скорость частиц в каждом слое сохраняется постоянной (рисунок 3.4 а).

**Турбулентное** – течение, при котором слои жидкости перемешиваются, возникают завихрения, шум.

При этом скорость частиц в каждом слое непрерывно меняется, и линии тока претерпевают разрывы (рисунок 3.4 б).



а – ламинарное течение; б – турбулентное течение

**Рисунок 3.4 – Течение жидкости**

Для выяснения, когда ламинарное течение переходит в турбулентное, используют **число Рейнольдса**.

Для течения жидкости по трубе число Рейнольдса определяется по формуле:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\eta}, \quad (3.6)$$

где  $\rho$  – плотность жидкости;

$v$  – скорость течения;

$\eta$  – коэффициент вязкости;

$D$  – диаметр трубы.

Число Рейнольдса безразмерное.

Существует критическое значение этого числа  $Re_{кр}$ , при котором течение жидкости становится турбулентным.

Если  $Re < Re_{кр}$ , то движение ламинарное, а если  $Re > Re_{кр}$  – турбулентное.

Критическое число Рейнольдса определяют экспериментально для конкретной ситуации. Оно зависит от конфигурации тел, обтекаемых жидкостью и свойств самой жидкости. Так, для воды, текущей по гладкой цилиндрической трубе  $Re_{кр} = 2300$ . Для крови  $Re_{кр} = 900 - 1600$ .

Поскольку число Рейнольдса пропорционально произведению диаметра трубы на скорость потока, то движение одной и той же жидкости становится турбулентным при разных скоростях в трубах разных диаметров. Из формулы (3.6) видно, что даже при малых скоростях в широких трубах могут возникнуть

вихри, тогда как при движении в капиллярах даже при сравнительно больших скоростях поток остается ламинарным.

Занимаясь исследованием кровообращения, французский врач и физик Ж. Пуазейль опытным путем установил, что средняя скорость ламинарного течения жидкости по трубе постоянного сечения прямо пропорциональна градиенту давления  $\Delta p/\Delta x$ , квадрату радиуса  $R^2$  трубы и обратно пропорциональна коэффициенту вязкости  $\eta$  жидкости:

$$v_{\text{ср.}} = \frac{\Delta p}{\Delta x} \cdot \frac{R^2}{8 \cdot \eta} \quad (3.7)$$

Объем жидкости, протекающей по трубе сечением  $S = \pi \cdot R^2$  при ламинарном течении жидкости за время  $t$  можно определить *по формуле Пуазейля*:

$$V = \frac{\Delta p}{\Delta x} \cdot \frac{R^4}{8 \cdot \eta} \cdot t \quad (3.8)$$

Разделив обе части этого выражения на время течения  $t$ , получим *закон Пуазейля для объемной скорости течения жидкости*:

$$Q = S \cdot v = \frac{\Delta p}{\Delta x} \cdot \frac{R^4}{8 \cdot \eta} \cdot t \text{ или } Q = \frac{\Delta p}{Z}, \quad (3.9)$$

где  $Z = \frac{8 \cdot \eta \cdot \Delta x}{\pi \cdot R^4}$  – гидравлическое сопротивление трубы.

Гидравлическое сопротивление обратно пропорционально четвертой степени радиуса и поэтому весьма значительно возрастает с уменьшением радиуса трубы.

Физический смысл этой величины довольно простой: чем больше гидродинамическое сопротивление трубы, тем хуже через нее протекает жидкость. Единица измерения в СИ является:

$$[Z] = \text{Па} \cdot \text{с} / \text{м}^3$$

Закону Пуазейля подчиняется, например, явление фильтрации жидкостей через поры клеточных мембран или стенок кровеносных сосудов под действием гидростатического и осмотического давлений.

### 3.2. Методы измерения коэффициента вязкости жидкостей

*Коэффициент вязкости численно равен силе внутреннего трения, возникающей при ламинарном течении между двумя слоями жидкости, соприкасающимися на площади, равной единице, и при градиенте скорости между ними, равном минус единице:*

$$\eta = \frac{F_{\text{тр.}}}{\frac{\Delta v}{\Delta x} \cdot S} \quad (3.10)$$

Единицей измерения коэффициента вязкости в СИ служит *паскаль на секунду*:

$$[\eta] = \text{Па} \cdot \text{с}$$

Определение вязкости биологических жидкостей, и особенно вязкости крови, имеет существенное диагностическое значение.

*Совокупность методов измерения вязкости называют вискозиметрией, а приборы, используемые для этих целей – вискозиметрами.*

*Капиллярные методы* определения коэффициента вязкости жидкости

основаны на применении формулы Пуазейля (3.8). Они легли в основу принципа работы вискозиметров Оствальда и Гесса.

### Вискозиметр Оствальда

Прибор представляет собой U-образную трубку (рисунок 3.5), одно из колен которой имеет небольшую полую сферу объемом  $V$  (измерительный сосуд 1), которая капилляром 2 соединяется с резервуаром, расположенным в другом плече (приемный сосуд 3).

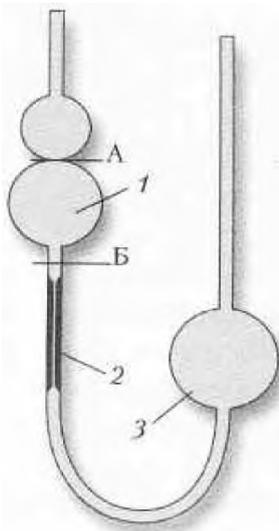


Рисунок 3.5 – Вискозиметр Оствальда

**Порядок работы:** исследуемую жидкость с неизвестным коэффициентом вязкости  $\eta_x$  вливают в широкое колено 1 прибора. Затем с помощью груши засасывают жидкость так, чтобы ее уровень поднялся выше отметки А. Потом, убрав грушу, наблюдают за движением жидкости в этом колене. Когда ее поверхность проходит через отметку А, включают секундомер, а когда проходит через отметку Б, секундомер выключают. Таким образом, узнают время  $t_x$  движения фиксированного объема жидкости  $V$  через капилляр.

Затем вискозиметр заполняют стандартной жидкостью, для которой значение коэффициента вязкости  $\eta_0$  известно с большой точностью, и измеряют время  $t_0$  истечения такого же объема  $V$  жидкости. Обычно в качестве стандартной жидкости берут воду.

Прибор помещают в термостат, чтобы измерения проводились при постоянной температуре.

Коэффициент вязкости рассчитывают по формуле:

$$\eta_x = \eta_0 \cdot \frac{\rho_x \cdot t_x}{\rho_0 \cdot t_0}, \quad (3.11)$$

где  $\rho_x$  и  $\rho_0$  – плотности стандартной и исследуемой жидкостей при данной температуре;

$t_x$  и  $t_0$  – время протекания стандартной и исследуемой жидкости через капилляр.

Вискозиметром Оствальда можно измерять вязкость большинства жидкостей, с которыми приходится иметь дело в ветеринарной лабораторной и клинической практике. Недостаток метода состоит в том, что заранее необходимо определить плотности стандартной и исследуемой жидкостей при данной температуре, что увеличивает погрешность измерения.

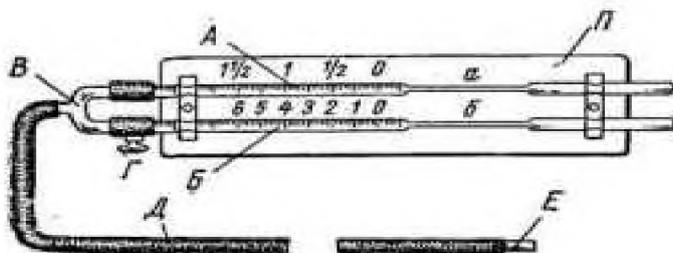


Рисунок 3.6 – Вискозиметр Гесса

### Вискозиметр Гесса

Прибор состоит из двух градуированных пипеток А и Б с двумя одинаковыми капиллярами (рисунок 3.6). Концы пипеток, соединены тройником В, от которого идет резиновая трубка Д со стеклянным наконечником Е. Пипетка Б имеет кран Г.

**Порядок работы:** вискозиметр располагается в горизонтальном положении. В капилляр Б всасывается при открытом кране Г стандартная жидкость (дистиллированная вода) с известным коэффициентом вязкости  $\eta_0$  до нулевой отметки, кран Г – закрывается.

Затем в капилляр А засасывается исследуемая жидкость (кровь) с неизвестным коэффициентом вязкости  $\eta_x$  также до нулевой отметки. Открыв кран Г, одновременно всасываются обе жидкости.

Вода как жидкость, имеющая меньшую вязкость, проходит по капилляру большее расстояние  $l_0$ , а кровь, имеющая большую вязкость, проходит меньшее расстояние  $l_x$ .

Коэффициент исследуемой жидкости определяют по формуле:

$$\eta_x = \eta_0 \cdot \frac{l_0}{l_x} \quad (3.12)$$

В ветеринарной практике вискозиметр Гесса служит для определения **относительной вязкости крови**, которая показывает, во сколько раз вязкость исследуемой жидкости больше или меньше вязкости дистиллированной воды.

У здоровых животных относительная вязкость крови – 4,5-5.

### Метод Стокса

Является одним из простых методов определения коэффициента динамической вязкости жидкости. Благодаря вязкости жидкости, движущееся в нем тело увлекает прилегающие к нему слои жидкости и поэтому испытывает сопротивление (трение) со стороны жидкости.

Прибор состоит из цилиндрического сосуда, заполненного жидкостью с плотностью  $\rho_{жс}$ , вязкость которой подлежит определению.

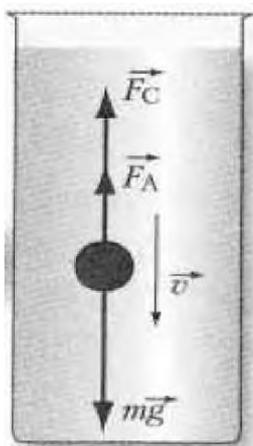


Рисунок 3.7 –  
Метод Стокса

Когда в этой жидкости падает шарик радиусом  $R$ , массой  $m$  и плотностью  $\rho_T$ , то движение шарика определяется действующими на него тремя силами: силой тяжести  $F_T = mg$ , силой Архимеда  $F_A$  и силой сопротивления  $F_C$ . Направления этих сил показаны на рисунке 3.7.

Стокс эмпирически установил, что *сила сопротивления, действующая на тело шарообразной формы, при движении его с небольшой скоростью в вязкой жидкости пропорциональна радиусу шарика  $R$ , скорости  $v$  и коэффициенту вязкости  $\eta$  жидкости (закон Стокса):*

$$F_c = 6\pi \cdot R \cdot \eta \cdot v$$

**Порядок работы:** на цилиндре отмечают расстояние  $L$ , которое будет проходить шарик. Измеряют диаметр шарика  $d$  и опускают его в цилиндрический сосуд с исследуемой жидкостью. Секундометром определяют время  $t$  прохождения шариком выбранного расстояния  $L$ .

Коэффициент вязкости жидкости вычисляют по формуле:

$$\eta = \frac{1}{18} \cdot \frac{d^2 \cdot g \cdot t \cdot (\rho_T - \rho_{ж})}{L}, \quad (3.13)$$

$g = 9,8 \text{ м/с}^2$  – ускорение свободного падения.

Пользуясь формулой (3.13), можно вычислить коэффициент вязкости, скорость осаждения коллоидных частиц в суспензиях и эмульсиях, взвешенных в воздухе пылинок, капелек тумана и т. п. Считая в первом приближении эритроциты сферическими, можно по формуле (3.13) вычислить коэффициент вязкости плазмы крови.

В лабораторно-клинической практике методом Стокса определяют скорость оседания эритроцитов (СОЭ).

СОЭ не является специфичным тестом какой-либо болезни, но ее изменения часто являются свидетельством наличия патологического процесса в организме. Существенно на величину СОЭ влияет вязкость плазмы крови. При наличии в организме патологии или воспалительного процесса за счет изменения состава плазмы эритроциты склеиваются в «монетные столбики», и в крови уже осаждаются не сами эритроциты, а их скопления – конгломераты частиц. В результате эффективный радиус оседающих частиц увеличивается и СОЭ возрастает.

*Ускорение СОЭ патологического типа* отмечается при воспалительных, септических и гнойных процессах, инфекционных, ревматических болезнях, болезнях почек и печени, сахарном диабете, анемии.

*Замедление СОЭ* у животных возникает гораздо реже и наблюдается при некоторых заболеваниях (например, серповидноклеточной анемии) и патологических процессах, связанных с потерей организмом воды и сгущением крови (обильное потоотделение, диарея, рвота, при малом потреблении воды).

### 3.3. Реологические свойства крови

*Реология* – раздел физики, изучающий деформационные свойства и текучесть вещества.

*Под реологией крови (гемореологией)* понимают изучение биофизических особенностей крови как вязкой жидкости.

**Кровь** – непрозрачная вязкая суспензия, состоящая из жидкой части (плазмы) и взвешенных в ней кровяных клеток, называемых форменными элементами.

Кровь является разновидностью соединительной ткани, составляющей вместе с лимфой и тканевой жидкостью внутреннюю среду организма. В артериях кровь ярко-красная, в венах – вишневого цвета.

**Текучесть крови** определяется совокупностью функционального состояния форменных элементов крови (их подвижностью, деформируемостью, агрегационной активностью), вязкостью крови (концентрацией белков и липидов) и осмолярностью (концентрацией глюкозы).

В организме животных кровь выполняет **важнейшие физиологические функции**:

*питательную*, доставляя тканям питательные вещества (глюкозу, аминокислоты, жиры, витамины, минеральные вещества, полипептиды и воду);

*дыхательную*, доставляя клеткам кислород;

*выделительную*, унося из тканей продукты обмена к органам выделения (аммиак, мочевины, углекислый газ и др.);

*регуляторную*, перенося гормоны к органам и тканям, тем самым обеспечивая гуморальную регуляцию различных функций;

*терморегуляторную*, способствуя поддержанию постоянной температуры тела у теплокровных животных;

*защитную*, обеспечивая иммунитет и свертывание крови.

Общее количество крови у сельскохозяйственных животных составляет 5-8% массы тела. По кровеносным сосудам циркулирует примерно ее половина, другая же половина находится в так называемых депо: в печени – до 20%, в селезенке – до 16%, в коже – до 10% всего объема.

**Плазма** – полупрозрачная жидкость желтоватого цвета.

Образуется плазма за счет поглощения белков, жиров, углеводов, минеральных солей и воды в пищеварительной системе.

Она содержит в среднем 91% воды и 9% сухих веществ, в том числе 8% органических (белки, небелковые азотистые вещества, глюкоза, липиды, витамины и др.) Неорганические вещества представлены минеральными солями. Относительная вязкость плазмы крови – 1,7-2,2, а относительная плотность – 1,030-1,035.

Основными белками плазмы крови являются альбумины, глобулины и фибриноген. Содержащиеся в плазме электролиты, а также растворенные глюкоза и мочевины, участвуют в поддержании осмотического давления, обеспечивающего перемещение воды между кровью и тканями.

*Плазма, из которой удален фибриноген, называется сывороткой крови.*

**Форменные элементы представлены эритроцитами, лейкоцитами, тромбоцитами.**

*Эритроциты*, или красные кровяные клетки, у млекопитающих животных округлой формы, безъядерные, у птиц – овальной формы с ядрами. Содержат гемоглобин – белок, переносящий кислород и углекислый газ. Благодаря эластичности своей мембраны могут проходить через капилляры, просвет которых меньше их диаметра. Основная роль эритроцитов – снабжение организма кислородом и удаление углекислого газа.

*Лейкоциты*, или белые кровяные клетки, крупнее эритроцитов, содержат ядро и способны к активному амёбовидному движению. Их роль – уничтожение вредных микробов и инородных тел в организме. Могут выходить из кровеносного русла и двигаться к очагу воспаления (фагоцитоз).

*Тромбоциты*, представляют собой безъядерные (кроме птиц, рыб и рептилий) клетки. В кровотоке имеют форму диска. Тромбоциты выполняют различные функции: участвуют в процессе свертывания крови, служат строительным материалом для первичного тромба, укрепляют стенки кровеносных сосудов, обладают способностью к фагоцитозу.

**Основными реологическими свойствами крови являются вязкость и пластичность.**

В формировании реологических свойств крови ключевая роль принадлежит эритроцитам, которые составляют 98% от общего числа форменных элементов крови. В норме эритроциты обладают значительной податливостью формы (деформируемостью). Особое значение это приобретает при течении

крови по капиллярам, размер которых соизмерим с размерами самих эритроцитов. В результате деформации площадь соприкосновения эритроцитов со стенками капилляров увеличивается, и это способствует увеличению скорости газообмена.

Значительное воздействие на реологические свойства крови оказывает и количество эритроцитов. В связи с этим, возрастает влияние на вязкость крови *гематокрита* (отношение объема эритроцитов к объему крови, в которой они содержатся). С увеличением гематокрита вязкость крови увеличивается.

Эритроциты венозной крови содержат углекислый газ и имеют форму, близкую к сферической, тогда как в артериальной крови эритроциты имеют форму тора и соответственно меньший объем. Благодаря этому гематокрит и соответственно вязкость венозной крови выше, чем артериальной.

Физические свойства крови и ее форменных элементов представлены в таблице 3.1.

**Таблица 3.1 – Физические свойства крови**

Вид животного	Плотность крови, кг/м <sup>3</sup>	Объем крови в мл на кг массы животного	Гематокрит, л/л	Количество эритроцитов, 10 <sup>12</sup> /л	СОЭ, мм/ч
Лошадь	1054	85–100	0,35–0,45	6–9	40–70
Крупный рогатый скот	1055	65–82	0,34–0,4	5–7,5	0,5 – 1,5
Свинья	1048	65–80	0,39–0,43	6–7,5	2–9
Куры	1052	90–120	0,38–0,42	3–4	2–3

**Реологические свойства крови зависят от многих факторов.** Их условно можно разделить на несколько групп:

*гемодинамические факторы*, обусловленные изменением свойств крови при ее движении;

*клеточные факторы*, связанные с изменением механических характеристик форменных элементов (главным образом эритроцитов) и их концентрации;

*плазменные факторы*, которые определяются белковым составом плазмы (соотношением альбуминов, глобулинов и фибриногена). К числу плазменных факторов также могут быть отнесены изменения рН крови и ее водно-электролитного состава;

*факторы взаимодействия*, под которыми чаще всего понимают проявления феномена внутрисосудистой агрегации форменных элементов крови и ориентация отдельных форменных элементов в потоке крови;

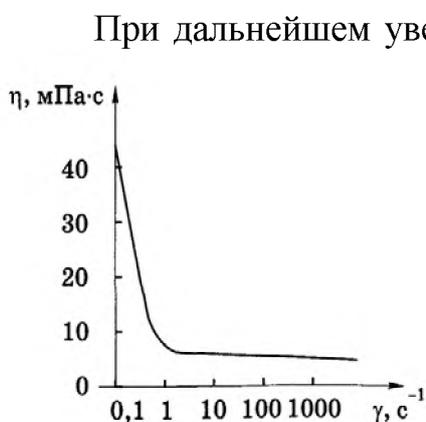
*факторы внешних условий*, основным из которых является температура (при увеличении температуры вязкость крови и плазмы уменьшается, и наоборот).

*В наибольшей степени реологические свойства крови зависят от скорости сдвига, организации эритроцитов в потоке крови и вязкости плазмы.*

Рассмотрим подробнее их влияние на вязкость крови в живом организме.

Поскольку кровь является неньютоновской жидкостью, ее вязкость существенно зависит от скорости сдвига.

Из графика зависимости вязкости крови от скорости сдвига (рисунок 3.8), видно, что при скоростях сдвига выше  $100 \text{ с}^{-1}$  проявление неньютоновского характера движения незначительно и ее вязкость соответствует значениям 4-5 мПа·с.



**Рисунок 3.8 –**  
Зависимость вязкости крови от скорости сдвига

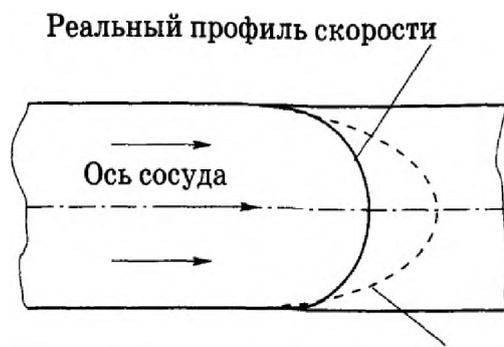
При дальнейшем увеличении скорости сдвига ( $>200 \text{ с}^{-1}$ ) вязкость не меняется. Однако при небольших скоростях сдвига, меньших  $1 \text{ с}^{-1}$ , вязкость весьма резко возрастает.

Кроме этого, существуют довольно сложные и не до конца выясненные механизмы, приводящие к снижению вязкости движущейся крови. Они связаны с перераспределением концентрации эритроцитов в потоке движущейся крови.

Как мы уже знаем, если бы по сосуду двигалась однородная ньютоновская жидкость, то скорость ее частиц по оси сосуда была бы максимальной, а у стенок – минимальной. Соединяя концы векторов скорости различных частиц жидкости, получим линию – *профиль скорости*.

Для ньютоновской жидкости он имеет вид параболы, а для крови, движущейся по сосудам, профиль скоростей существенно «уплощается» (рисунок 3.9).

Это происходит по нескольким причинам. У стенки сосуда возникают большие градиенты скорости и, следовательно, большие деформации сдвига, которые «выталкивают» эритроциты в область меньших сдвиговых деформаций, т.е. к центру сосуда, где градиент скорости значительно меньше. Концентрация эритроцитов и соответственно вязкость крови возрастают к центру сосуда, что и приводит к «уплощению» профиля скоростей. Одновременно у стенок сосуда образуется тонкий пристеночный слой плазмы крови, не содержащий эритроцитов и поэтому обладающий низкой вязкостью. В итоге эритроциты продвигаются по сосуду как бы в оболочке из плазмы, что уменьшает трение крови о стенки и облегчает движение крови по сосудам.



**Рисунок 3.9 –**  
Реальный профиль скорости неньютоновской жидкости

Огромную роль на вязкость крови оказывают плазменные факторы и изменения концентрации свободных жирных кислот, триглицеридов, холестерина и некоторых других компонентов плазмы. Альбумины снижают ее вязкость, а глобулины и фибриноген повышают. В наибольшей степени вязкость плазмы здорового животного зависит от содержания фибриногена. Поэтому вязкость свободной от него сыворотки ниже, чем у плазмы, в среднем на 20%.

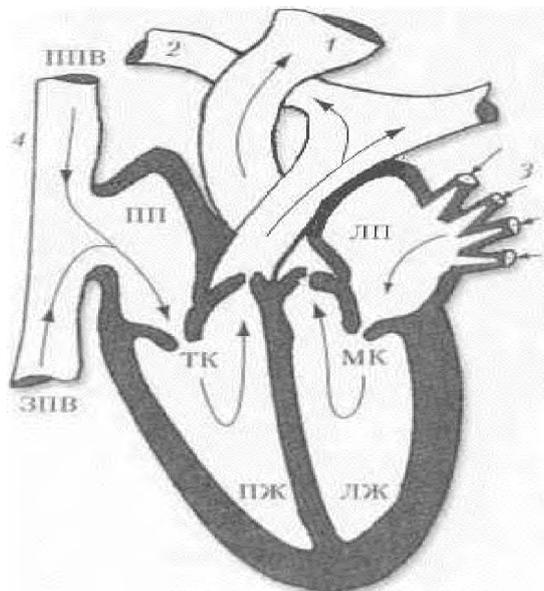
В результате неоднородный состав крови, специфика строения и разветвления кровеносных сосудов приводит к довольно сложным изменениям вязкости крови, движущейся по сосудистой системе. Как правило, движение крови по сосудам является ламинарным, но при уменьшении вязкости крови может наблюдаться переход ламинарного течения в турбулентное течение и при малых скоростях. Поэтому при патологии, приводящей к аномальному снижению вязкости кровотока в крупных кровеносных сосудах становится турбулентным. Турбулентное течение крови создает повышенную нагрузку на сердце и способствует развитию патологических процессов в сердечно-сосудистой системе.

Таким образом, можно сказать, что основной причиной нарушения кровотока является изменение реологических свойств крови. Нарушение реологических свойств крови повышает вероятность образования тромбов и закупоривания сосудов. К такому состоянию могут приводить различные воспалительные процессы, инфекционные заболевания, стресс и т.д.

### 3.4. Физические основы гемодинамики

Кровообращение – это один из наиболее важных процессов, происходящих в живых организмах. Непрерывное движение крови в организме обеспечивается деятельностью системы органов кровообращения (сердце, сосуды, капилляры).

Особенностью сердечно-сосудистой системы является то, что она представляет замкнутую, многократно разветвленную систему трубок с эластичными стенками, по которой движение крови создается работой сердца.



- ПЖ и ЛЖ – правый и левый желудочки;  
 ПП и ЛП – правое и левое предсердие;  
 ТК и МК – клапаны; 1 – аорта;  
 2 – легочные артерии; 3 – легочные вены;  
 4 – полая вена; ППВ – передняя краниальная; ЗПВ – задняя каудальная

**Рисунок 3.10 –**

**Сердце млекопитающих и птиц**

*Сердце* является основным источником энергии, обеспечивающим движение крови в сосудистой системе. Оно переводит химическую энергию, заключенную в молекулах АТФ, образующихся в процессе гликолиза и окислительного фосфорилирования в сердечной мышце, в механическую работу.

Таким образом, *сердце представляет собой работающий в импульсном режиме хемозелектромеханический насос*, у которого **рабочая фаза** – сокращение мышцы (**систола**) чередуется с фазой **расслабления** – отдыха мышцы (**диастола**).

Длительность систолы приблизительно вдвое меньше, чем диастолы, что позволяет сердечной мышце 2/3 времени отдыхать.

Сердце у млекопитающих и птиц представляет собой полый орган, состоящий из двух предсердий и двух желудочков (рисунок 3.10). Оно располагается в грудной полости. Левая и правая стороны сердца разделены сплошной мышечной перегородкой. На

границе между желудочками и предсердиями имеются отверстия, которые могут закрываться и открываться при помощи специальных клапанов. Клапаны состоят из створок, которые открываются только в полость желудочков, благодаря чему обеспечивается движение крови только в одном направлении.

В левой половине сердца клапан образован двумя створками и называется двустворчатым. Между правым предсердием и правым желудочком находится трехстворчатый клапан. Они также обеспечивают ток крови в одном направлении – из желудочков в артерии.

Левая и правая половины сердца сообщаются между собой через кровеносные сосуды.

Сокращения сердечной мышцы создают разность давлений в артериальной и венозной системах, благодаря чему и возникает движение крови.

**Стенки кровеносных сосудов** неодинаковы по своему строению. В отличие от других сосудов аорта и крупные артерии имеют эластичные стенки, состоящие, помимо мышечных волокон, из эластина и коллагена. Растяжение эластина очень велико, он допускает деформации до 200–300%. Коллаген растягивается меньше (предельная деформация до 10%). Именно эластичная и мышечная ткани осуществляют регулирование кровеносного русла. С уменьшением диаметра сосудов доля эластичной ткани в них уменьшается, и уже артериолы (диаметр менее 100 мкм) почти полностью состоят из мышечной ткани, растяжимость которой значительно меньше. Стенки капилляров построены всего лишь из нескольких слоев клеток, которые не покрыты ни эластичной, ни мышечной тканями. В венах мало эластичных элементов, но есть клапаны, препятствующие обратному течению крови.

Схематично сердечно-сосудистая система представлена на рисунке 3.11.

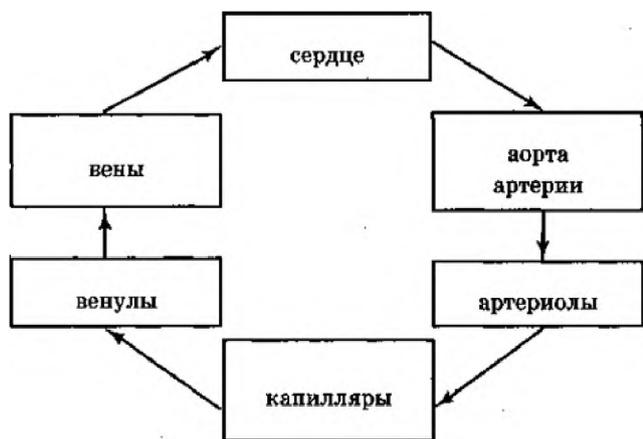


Рисунок 3.11 –  
Схема сердечно-сосудистой системы млекопитающих

Кратко рассмотрим биофизические функции каждого элемента системы.

Сердце – периодически действующий насос. Часть крови, поступающей из сердца во время систолы, резервируется в крупных сосудах благодаря их эластичности, а затем во время диастолы выталкивается в мелкие сосуды. Крупные сосуды являются согласующим элементом между сердцем и мелкими сосудами. При этом *аорта и артерии* являются проводниками, позволяя подводить кровь

к различным частям тела. *Артериолы* – это сосуды сопротивления. Легко изменяя свой просвет, они регулируют гемодинамические показатели кровотока (давление и скорость) в капиллярах. Артериолы – «краны» сердечно-сосудистой системы. *Капилляры* – это обменные сосуды, так как через тонкие стенки капилляров происходит обмен между кровью и тканями. По *венулам и венам* кровь возвращается в сердце.

Рассмотрим процесс кровообращения (рисунок 3.12). Во время систолы левый желудочек *1*, сокращаясь, выбрасывает артериальную кровь в аорту *2*. От нее кровь через артерии, артериолы и капилляры *3* попадает во все органы, отдает им кислород и питательные вещества и забирает от них углекислый газ и продукты выделения. Из органов венозная кровь в период расслабления сердца или диастолы возвращается в правое предсердие *4* и течет в правый желудочек *5*. Это *большой круг кровообращения*.

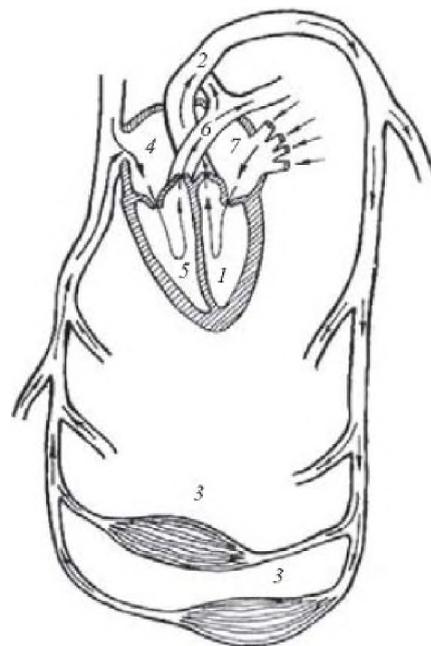


Рисунок 3.12 –  
Процесс кровообращения

Одновременно (во время систолы) правый желудочек, сокращаясь, выбрасывает венозную кровь в легочную артерию *6* под сравнительно малым давлением. Кровь попадает в легкие, где насыщается кислородом и освобождается от углекислого газа. Во время диастолы левый желудочек расслабляется и из левого предсердия *7* принимает обогащенную кислородом кровь из легких. Это *малый, или легочный, круг кровообращения*. Таким образом, желудочки сокращаются и расслабляются синхронно (одновременно), предсердия тоже, что обеспечивает работу двух кругов как единого целого.

При выбросе крови в аорту во время *систо*лы часть кинетической энергии систолического объема крови переходит в потенциальную энергию упругой деформации стенок аорты. Образуется некоторый временный «резервуар», где запасается часть вытолкнутой желудочком крови. В диастолу проходит обратный процесс: потенциальная энергия деформированной стенки крупного кровеносного сосуда переходит в кинетическую энергию порции крови, создавая дополнительный фактор, способствующий ее движению. В каком-то смысле эластичный сосуд как бы «дорабатывает» усилие сердца.

Таким образом, выброс крови в аорту сопровождается упругими деформациями ее стенок и периодическими изменениями (колебаниями) давления крови на эти стенки.

*Распространяющиеся по сосудистой системе колебания давления крови, сопровождающиеся деформацией стенок сосудов, называют **пульсовой волной**.*

Амплитуда пульсаций уменьшается при распространении волны от аорты к периферии.

Давление  $p$  на стенки кровеносных сосудов в некоторой точке сосудистой системы зависит от ряда параметров: времени  $t$ , расстояния от сердца до данной точки  $x$ , частоты сердечных сокращений  $\nu$ , скорости распространения пульсовой волны  $v$ .

Это давление можно представить в виде двух слагаемых:

$$p = p_{cp} + p(t), \quad (3.14)$$

где  $p_{cp}$  – давление, обусловленное постоянным средним уровнем кровенаполнения (постоянная составляющая);

$p(t)$  – слагаемое, определяемое пульсовыми колебаниями кровотока.

Колебания давления вызывают и изменения объема кровенаполнения. Считая кровеносный сосуд упругим резервуаром, связь между объемом крови  $V$  в данном участке сосуда в любой момент времени и давлением можно записать в виде уравнения:

$$V = V_0 + k \cdot p(t), \quad (3.15)$$

где  $V_0$  – объем полости сосуда при среднем давлении  $p_{cp}$ ;

$k$  – коэффициент пропорциональности, характеризующий эластичность сосуда.

Скорость пульсовой волны зависит от физических характеристик крови и сосудов.

В крупных кровеносных сосудах она определяется *по формуле Моенса-Кортевега*:

$$v = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho \cdot d^3}} \quad (3.16)$$

где  $E$  – модуль упругости стенки сосуда;

$h$  – толщина стенки сосуда;

$d$  – диаметр сосуда;

$\rho$  – плотность крови.

Поскольку скорость пульсовой волны (в формуле 3.16) зависит от модуля упругости, то она имеет меньшие значения в сосудах эластичного типа и большие – в сосудах мышечного типа. Так, в аорте она равна 4-6 м/с, в артериях мышечного типа – 8-12 м/с. В полой вене составляет около 1 м/с. Из этих данных следует, что скорость распространения пульсовой волны намного больше линейной скорости кровотока.

Экспериментальное определение скорости пульсовой волны лежит в основе диагностики состояния сосудов. При некоторых заболеваниях, а также с

возрастом модуль упругости стенок артерий возрастает, и скорость пульсовой волны увеличивается.

Выходя из аорты, кровь движется по разветвляющимся элементам кровеносной системы с постепенно уменьшающейся скоростью и давлением. На рисунке 3.13 приведены графики гемодинамических характеристик крови – давления и скорости кровотока в различных отделах кровеносной системы.

Скорость движения крови в разных участках зависит от площади сечения кровеносных сосудов.

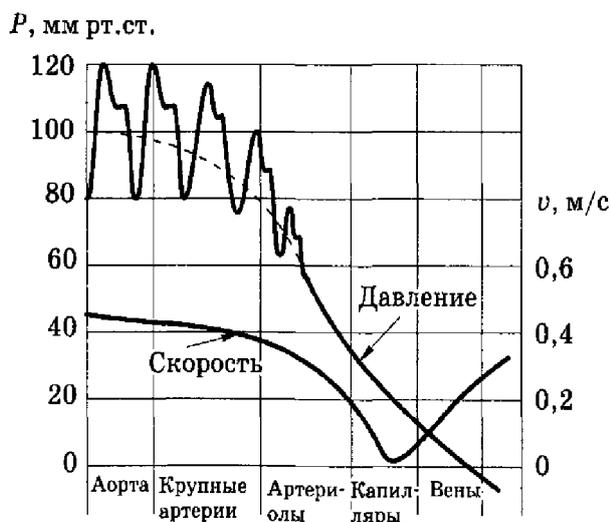


Рисунок 3.13 –

Графики давления и скорости крови в различных отделах кровеносной системы

Суммарное сечение капилляров примерно в 600-800 раз больше сечения аорты, следовательно, согласно следствию из уравнения неразрывности потока жидкости (формула 3.2), скорость течения крови в капиллярах должна быть во столько же раз меньше скорости крови в аорте. В аорте средняя скорость примерно 0,5 м/с, значит, в капиллярах будет 0,3-0,5 мм/с. Замедление скорости тока крови в капиллярах имеет важное физиологическое значение, так как при большой скорости кровь не могла бы обмениваться кислородом и питательными веществами с клетками и тканями. В сети венозных сосудов, площадь сечения которых в среднем в два раза больше площади сечения соответствующих артерий, скорость кровотока возрастает до 0,2 м/с.

Распределение давления крови в сосудистой системе с некоторым приближением описывается по формуле Пуазейля (формула 3.9), согласно которой минимальным гидравлическим сопротивлением обладает аорта, а максимальным – капилляры. На графике видно (см. рисунок 13), как величина кровяного давления изменяется по ходу сосудистого русла: оно максимально в аорте и крупных артериях, снижается (на 15-20%) в периферических артериях, резко падает (на 80-85%) в артериолах и капиллярах. Затем доходит до нуля в венах и падает на несколько миллиметров ртутного столба ниже атмосферного в полых венах. Кровь в этих условиях движется под влиянием присасывающего действия грудной клетки при вдохе.

Вызывая движение крови в сосудистой системе, сердце совершает работу, которая превращается в энергию потока крови и расходуется на преодоление вязкости в сосудистой системе. При каждом сокращении правый и левый желудочки выбрасывают одинаковое количество крови, называемое *систолическим или ударным объемом*.

Систолический объем у лошади – 850 мл; у КРС – 580 мл; у человека – 60-70 мл; у овцы – 55 мл; у собаки – 14 мл. При активности этот объем увеличивается.

*Работу сердца левого желудочка* в большом круге кровообращения можно вычислить по формуле:

$$A_{л.ж.} = p \cdot V_{сис.} + \frac{m \cdot v^2}{2} = V_{сис.} \cdot \left( p + \frac{\rho \cdot v^2}{2} \right) \quad (3.17)$$

где  $p$  – среднее давление крови в аорте;

$v$  – скорость крови в момент выброса из желудочка;

$V_{сис.}$  – систолический объем крови.

В малом круге кровообращения кровь встречает значительно меньшее сопротивление и поэтому начальное давление в правом желудочке в пять раз меньше, чем в левом. Начальные скорости крови в большом и малом кругах кровообращения практически одинаковы. С учетом этого работа сердца состоит из работы по преодолению сопротивления в большом и малом кругах кровообращения, т.е. суммы работы левого и правого желудочков:

$$A_c = A_{л.ж.} + A_{пр.ж.}$$

Т.к.  $A_{пр.ж.} = 0,2 A_{л.ж.}$ , то полная работа сердца  $A_c = 1,2 A_{л.ж.}$ .

Таким образом, получаем *формулу работы сердца*:

$$A_c = 1,2 \cdot V_{\text{сис.}} \cdot \left( p + \frac{\rho \cdot v^2}{2} \right) \quad (3.18)$$

По полученной формуле вычислим работу, производимую сердечной мышцей крупного рогатого скота за одно сокращение. Среднее давление примем  $p = 100 \text{ мм рт. ст.} = 13300 \text{ Па}$  ( $1 \text{ мм рт. ст.} = 133 \text{ Па}$ ). Скорость крови на выходе из сердца примем равной  $0,5 \text{ м/с}$ , объем крови, выбрасываемой за одно сокращение,  $V = 580 \text{ мл}$  и плотность крови  $\rho = 1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$ . Подставляя в формулу (3.18) для полной работы сердца приведенные величины, получим  $A = 9,3 \text{ Дж}$ . Время одного сокращения желудочков примем равным  $0,3 \text{ с}$ , тогда мощность сердца  $P = 9,3 \text{ Дж} / 0,3 \text{ с} = 31 \text{ Вт}$ .

При физической нагрузке мощность сердца возрастает в связи с тем, что возникает необходимость ускорения движения крови для улучшения снабжения кислородом органов и тканей. *Толчкообразное ритмическое колебание стенок кровеносных сосудов, возникающее вследствие выброса в артериальную систему крови при сокращении сердца, называют пульсом.*

Пульс отражает работу сердца. У сельскохозяйственных животных пульс исследуют на определенных артериях: у лошади – на наружной подчелюстной, у коров – на лицевой, у мелких животных – на бедренной.

**Частота пульса** – количество пульсовых ударов за 1 минуту.

У здоровых животных частота пульса соответствует количеству сердечных сокращений. У млекопитающих частота пульса обратно пропорциональна массе тела, следовательно, у мелких животных он выше. Например, у крупного рогатого скота частота пульса в норме – 50-80, у мелкого рогатого скота – 70-80, у лошади – 24-42, у свиньи – 60-90, у собаки – 70-120, у кошки – 110-130, у кроликов, кур, уток, гусей – 120-200. Частота пульса также зависит от возраста и пола животного. Так, у молодых животных пульс более частый, чем у взрослых, а у самок более частый, чем у самцов.

*Давление, возникающее в артериях при систоле, называется **максимальным** или **систолическим**, а давление, возникающее при диастоле, называется **минимальным** или **диастолическим**.* Систолическое давление отражает состояние миокарда левого желудочка, а диастолическое – характеризует степень тонуса артериальных стенок.

Для определения артериального давления у животных используют прямые и непрямые методы измерения.

**Прямой метод** предполагает введение катетера непосредственно в кровеносный сосуд или полость сердца. Катетер заполняется изотоническим раствором и передает давление крови с вводимого конца на внешний измерительный манометр или устройство автоматической обработки данных.

В ветеринарной практике прямой метод используют для определения давления в венах и полостях сердца только в амбулаторных условиях.

**Непрямое измерение** производят без нарушения целостности сосудов и тканей пальпаторным, аускультативным или осциллометрическим методом у крупных животных на хвостовой артерии, у мелких – на бедренной или плечевой.

Простейшим является *пальпаторный способ*, предложенный Рива-Роччи. В наложенную полую резиновую манжету накачивают воздух до тех пор, пока в артерии не прекращается ток крови и не исчезает пульс. Затем воздух из манжеты медленно выпускают. Когда давление на артерию станет равным систолическому, кровь начинает проталкиваться и появляется пульс. Зафиксировав пальпаторно появление пульса, определяют систолическое давление. Этот способ применяется в настоящее время редко, так как он субъективен и не точен.

*Аускультативный метод* имеет наибольшее распространение и основан на установлении систолического и диастолического давлений по возникновению и исчезновению в артерии особых звуковых явлений - тонов Короткова. Как и в предыдущем способе накладывается манжета, в которую накачивается воздух, создавая давление, больше систолического. Затем воздух из манжеты с помощью вентиля понемногу выпускают, и давление на артерию понемногу ослабевает. Когда давление на артерию станет равным систолическому, кровь начинает проталкиваться через сдавленную артерию, и в ней создается турбулентный поток, сопровождающийся шумом (тоны Короткова). Эти шумы прослушивают через фонендоскоп и по манометру регистрируют соответствующее этому моменту систолическое давление. При дальнейшем снижении давления в манжете течение крови становится ламинарным, и шумы прекращаются. Показание манометра в момент исчезновения шумов соответствует диастолическому давлению.

*Осцилляторный способ* осуществляется с помощью специального прибора – осцилосфигмоманометра. Когда давление в манжете становится ниже систолического давления крови, появляется первое колебание ртутного столба манометра, что указывает систолическое давление, а когда колебания прекращаются, отмечают величину диастолического.

У животных величина артериального давления крови зависит от вида, возраста, массы, уровня продуктивности и физиологического состояния (беременность, лактация, степень тренированности). У молодняка давление ниже, чем у старых животных, у высокопродуктивных коров – выше, чем у коров с низкой продуктивностью. В жару, при физических нагрузках, нервном возбуждении и приеме корма артериальное давление повышается.

В норме величина артериального давления у животных (систолическое/диастолическое, мм рт. ст.): лошадь – 110-120/35-50, крупный рогатый скот – 110-140/30-50, мелкий рогатый – 100-120/50-60.

В патологических случаях артериальное давление может повышаться или понижаться. *Повышение артериального давления (гипертензия)* отмечается при болезнях, связанных с сильными болями (спастические колики, ревматическое воспаление копыт, воспаление суставов и надкостницы). Продолжительная гипертензия регистрируется при атеросклерозе, остром нефрите, сморщенной почке. *Понижение артериального давления (гипотензия)* наблюдается во всех случаях выраженной сердечной недостаточности (хронические интоксикации, истощение, массивные потери крови, коллапс, переутомление).

## Литература

1. Белановский, А. С. Основы биофизики в ветеринарии: учебное пособие для вузов / А. С. Белановский. – изд. 4-е, испр. и доп. – Москва : Дрофа, 2007. – 332 с.
2. Грабовский, Р. И. Курс физики: учебное пособие для высших сельскохозяйственных вузов/ Р. И. Грабовский. – изд. 6-е, испр. и доп. – Москва : Высшая школа, 2004. – 605 с.
3. Иванов, И. В. Основы физики и биофизики: учебное пособие / И. В. Иванов. – изд. 2-е, испр. и доп. – Санкт-Петербург : Издательство «Лань», 2012. – 208 с.
4. Лещенко, В. Г. Медицинская и биологическая физика: учебное пособие / В. Г. Лещенко, Г.К. Ильич. – Минск: Новое знание, 2012. – 552 с.
5. Ливенцев, Н. М. Курс физики: учебник / Н. М. Ливенцев. – изд. 7-е, стер. – Санкт-Петербург : Издательство «Лань», 2021. – 672 с.
6. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. – изд. 4-е, испр. и доп. – Москва : Дрофа, 2003. – 560 с.
7. Тиманюк, В. А. Биофизика: учебник для студентов фармацевтических и медицинских вузов / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – Киев : Издательство Професионал, 2004. – 704 с.
8. Физика и биофизика: учеб. -метод. пособие для студентов учреждений образований / И. О. Петроченко, А. Н. Толкач, Н. П. Коваленок, Е. В. Толкач ; Витебская государственная академия ветеринарной медицины. – Витебск : ВГАВМ, 2019. – 2008 с.

## **УО «ВИТЕБСКАЯ ОРДЕНА «ЗНАК ПОЧЕТА» ГОСУДАРСТВЕННАЯ АКАДЕМИЯ ВЕТЕРИНАРНОЙ МЕДИЦИНЫ»**

Витебская ордена «Знак Почета» государственная академия ветеринарной медицины является старейшим учебным заведением в Республике Беларусь, ведущим подготовку врачей ветеринарной медицины, ветеринарно-санитарных врачей, провизоров ветеринарной медицины и зооинженеров.

Вуз представляет собой академический городок, расположенный в центре города на 17 гектарах земли, включающий в себя единый архитектурный комплекс учебных корпусов, клиник, научных лабораторий, библиотеки, студенческих общежитий, спортивного комплекса, Дома культуры, столовой и кафе, профилактория для оздоровления студентов. В составе академии 5 факультетов: ветеринарной медицины; биотехнологический; повышения квалификации и переподготовки кадров агропромышленного комплекса; заочного обучения; довузовской подготовки, профориентации и маркетинга. В ее структуру также входят Аграрный колледж УО ВГАВМ (п. Лужесно, Витебский район), филиалы в г. Речице Гомельской области и в г. Пинске Брестской области, первый в системе аграрного образования НИИ прикладной ветеринарной медицины и биотехнологии (НИИ ПВМиБ).

В настоящее время в академии обучается около 6 тысяч студентов, как из Республики Беларусь, так и из стран ближнего и дальнего зарубежья. Учебный процесс обеспечивают около 350 преподавателей. Среди них 7 академиков и членов-корреспондентов Академии наук, 24 доктора наук, профессора, более чем две трети преподавателей имеют ученую степень кандидатов наук.

Помимо того, академия ведет подготовку научно-педагогических кадров высшей квалификации (кандидатов и докторов наук), переподготовку и повышение квалификации руководящих кадров и специалистов агропромышленного комплекса, преподавателей средних специальных сельскохозяйственных учебных заведений.

Научные изыскания и разработки выполняются учеными академии на базе НИИ ПВМиБ, 24 кафедральных научно-исследовательских лабораторий, учебно-научно-производственного центра, филиалов кафедр на производстве. В состав НИИ входит 3 отдела: научно-исследовательских экспертиз, биотехнологический, экспериментально-производственных работ. Располагая уникальной исследовательской базой, научно-исследовательский институт выполняет широкий спектр фундаментальных и прикладных исследований, осуществляет анализ всех видов биологического материала (крови, молока, мочи, фекалий, кормов и т.д.) и ветеринарных препаратов, кормовых добавок, что позволяет с помощью самых современных методов выполнять государственные тематики и заказы, а также на более высоком качественном уровне оказывать услуги предприятиям агропромышленного комплекса. Активное выполнение научных исследований позволило получить сертификат об аккредитации академии Национальной академией наук Беларуси и Государственным комитетом по науке и технологиям Республики Беларусь в качестве научной организации.

Обладая большим интеллектуальным потенциалом, уникальной учебной и лабораторной базой, вуз готовит специалистов в соответствии с европейскими стандартами, является ведущим высшим учебным заведением в отрасли и имеет сертифицированную систему менеджмента качества, соответствующую требованиям ISO 9001 в национальной системе (СТБ ISO 9001 – 2009).

[www.vsavm.by](http://www.vsavm.by)

210026, Республика Беларусь, г. Витебск, ул. 1-я Доватора, 7/11, факс (0212)51-68-38, тел. 53-80-61 (факультет довузовской подготовки, профориентации и маркетинга); 51-69-47 (НИИ ПВМиБ); E-mail: [vsavmpriem@mail.ru](mailto:vsavmpriem@mail.ru).

Учебное издание

**Ковалёнок** Наталья Павловна,  
**Толкач** Алексей Николаевич,  
**Петроченко** Ирина Олеговна,  
**Курилович** Александр Михайлович

# **БИОФИЗИКА. БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕХАНИКИ**

Методические указания

Ответственный за выпуск А. М. Курилович  
Технический редактор Е. А. Алисейко  
Компьютерный набор Н. П. Коваленок  
Компьютерная верстка Е. В. Ковалевская  
Корректор Т. А. Никитенко

Подписано в печать 30.10.2024. Формат 60×84 1/16.

Бумага офсетная. Ризография.

Усл. печ. л. 3,0. Уч.-изд. л. 2,68. Тираж 60 экз. Заказ 2528.

Издатель: учреждение образования «Витебская ордена «Знак Почета»  
государственная академия ветеринарной медицины».

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий № 1/ 362 от 13.06.2014.

Ул. 1-я Доватора, 7/11, 210026, г. Витебск.

Тел.: (0212) 48-17-70.

E-mail: [rio@vsavm.by](mailto:rio@vsavm.by)

<http://www.vsavm.by>