

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ, МОЛОДЕЖИ И СПОРТА
УКРАИНЫ

ХАРЬКОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ.В.Н.КАРАЗИНА

МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ
ДЛЯ ПОДГОТОВКИ К ТЕСТИРОВАНИЮ
ПО КУРСУ "ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ"
для студентов направления подготовки
«МЕХАНИКА»

Утверждено
на заседании кафедры теоретической
и прикладной механики
Протокол № 6 от 15.03.2012 г.

Харьков 2012

Методичні вказівки до підготовки до тестування з курсу "Основи біомеханіки"
для студентів напрямку підготовки "МЕХАНІКА"

/ Упоряд. к.ф.-м.н. доц.. Н.Н.Кізілова. – Харків: Харківський національний
університет ім.В.Н.Каразіна, 2000. –16 с. – Рос.мовою.

ВСТУПЛЕНИЕ

В данном методическом пособии представлены материалы, которые входят в вопросы компьютерного тестирования по основным разделам биомеханики: методы теории размерностей и подобия, механика материалов, теория деформаций, реологические модели жидких, мягких и твердых, биоматериалов, методы экспериментального исследования механических свойств биологических тканей, механических характеристик деятельности отдельных систем организма и тела человека в целом.

Тестирование включает подборку из 100 вопросов, каждый из которых оценивается от 1 до 3 баллов, в зависимости от степени сложности вопроса. Программа случайным образом выбирает заданное число вопросов из общего списка, выводя на экран текстовую формулировку вопроса и варианты ответов, среди которых лишь один правильный. Нужно выбрать правильный, на Ваш взгляд, ответ и нажать <enter>. Если ответ выбран правильно, на экране возникнет соответствующее сообщение. Если ответ выбран неправильно, то через некоторое число вопросов программа снова выберет вопрос на сходную тему и задаст его, стимулируя, таким образом, дополнительное обучение по темам, на которые студент дает неверные ответы.

В конце тестирования выдается информация о числе правильных ответов и общей сумме баллов за тестирование в процентах. Тест считается пройденным, если общая сумма набранных баллов составляет не менее 95% от общего числа баллов за все вопросы тестирования при условии правильного ответа на все из них.

Текст методического пособия представляет собой совокупность справочных материалов, которые, по сути, являются переформулированными вопросами тестирования. Соответствующие ключевые слова, к которым ставится вопрос, выделены жирным шрифтом.

Биомеханика изучает механические свойства и механические процессы, протекающие в клетках, тканях, органах и целостных организмах животных и человека, а также в тканях растений как в естественных условиях их функционирования, так и при лабораторных испытаниях. При этом биомеханика опирается на аппарат современной математики и механики. Поскольку биологические системы являются объектами материального мира, то для протекающих в них механических процессов должны быть справедливы основные законы физики и термодинамики.

Для количественной характеристики механических свойств и процессов в биомеханике используются **основные физические величины** - масса M , время t , длина L , температура T , а также **производные физические величины** - плотность ρ , сила F , вязкость η , скорость v , ускорение a , давление P и др. **Размерности** производных физических величин являются комбинациями размерностей основных физических величин :

Механическая величина	Букв. обозн.	Размерн. (СИ)	Собств. назв.
Плотность	ρ	$\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$	
Сила, вес тела	F, P	$\text{кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	Н (Ньютон)
Скорость	v	$\text{м} \cdot \text{с}^{-1}$	
Ускорение	a	$\text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	
Угловая скорость	Ω	с^{-1}	
Угловое ускорение	ζ	с^{-2}	
Частота	ν	с^{-1}	Гц (Герц)
Механическое напряжение, модуль упругости, давление	σ, E, p	$\text{кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-2}$	Па (Паскаль)
Момент силы	M_F	$\text{кг} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{с}^{-2}$	Н·м
Импульс (количество движения)	Mv	$\text{кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^{-1}$	
Момент импульса (момент количества движения)	M_{Mv}	$\text{кг} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{с}^{-1}$	
Момент инерции	I	$\text{кг} \cdot \text{м}^2$	
Работа, энергия	A, U	$\text{кг} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{с}^{-2}$	Дж (Джоуль)
Динамическая вязкость	η	$\text{кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$	в СИ - Па·с в СГС – Пз (Пуаз)
Объемный расход жидкости через сечение трубки	Q	$\text{м}^3 \cdot \text{с}^{-1}$	
Гидравлическое сопротивление	R	$\text{кг} \cdot \text{м}^{-4} \cdot \text{с}^{-1}$	
Скорость сдвига	$\dot{\gamma}$	с^{-1}	

Зная размерности физических величин, можно составлять из них безразмерные комбинации Π_i . Например, $[\Pi_1] = [F/M \cdot a] = N \cdot c^2 / \text{кг} \cdot \text{м} = 1$ - безразмерная величина.

Из **безразмерных критериев подобия механики** в биомеханике используются, например, при моделировании течений вязких жидкостей в кровеносных и лимфатических сосудах, движения воздуха в дыхательных путях, полета птиц, плавания рыб следующие безразмерные критерии подобия :

1. Число Струхала $St = vt/L$, $[Sh] = [vt/L] = (\text{м}/\text{с}) \cdot \text{с}/\text{м} = 1$.
2. Число Рейнольдса $Re = \rho vL/\eta$, $[Re] = [\rho vL/\eta] = (\text{кг}/\text{м}^3) \cdot (\text{м}/\text{с}) \cdot \text{м}/(\text{кг}/\text{м} \cdot \text{с}) = 1$.
3. Число Эйлера $Eu = P/(\rho v^2)$, $[Eu] = [P/(\rho v^2)] = (\text{кг}/\text{м} \cdot \text{с}^2)/(\text{кг}/\text{м}^3)/(\text{м}^2/\text{с}^2) = 1$.

Помимо этого, в биомеханике используются аллометрические безразмерные критерии подобия A_i . **Аллометрия** исследует корреляции различных физиологических параметров p_i со степенной функцией массы M особи: $p_i = a_i \cdot M^{b_i}$. Подбирая комбинацию параметров p_i таким образом, чтобы показатели степеней при массе M в сумме давали ноль, можно построить **аллометрические безразмерные параметры**. Исходя из предположений о подобии биологических систем, можно определить дозу Q лекарственного вещества, необходимую для особи массой M , если необходимая доза для подопытного животного массой m составила q . Полагая, что получаемый препарат равномерно разносится по всем тканям организма с кровотоком, можно рассчитать величину Q на основе пропорции : $Q = M \cdot q/m$.

Для описания механических свойств биологических тканей используются **скалярные, векторные и тензорные величины**.

Скаляр – это величина, каждое значение которой выражается одним действительным числом и не меняется при переходе в другую пространственную систему координат. Примеры скалярных величин биомеханики - линейный размер L , площадь тела S , время t , температура T , масса тела M , объем тела V , артериальное давление p и др.

Вектор в n -мерном пространстве - это набор n величин $\{a_i\}_{i=1}^n$, которые при переходе из системы координат $(x_1 x_2 x_3)$ в систему координат $(x'_1 x'_2 x'_3)$ изменяются по закону $a'_i = A_{i'k} a_k$, где $A_{i'k}$ - матрица перехода (преобразования) системы координат $(x_1 x_2 x_3)$ в $(x'_1 x'_2 x'_3)$.

Тензор n -го ранга в трехмерном пространстве - это набор 3^n величин $\{a_{i_1 i_2 i_3 \dots i_n}\}_{i_1, i_2, i_3, \dots, i_n=1}^3$ которые при переходе из системы координат $x_1 x_2 x_3$ в систему координат $(x'_1 x'_2 x'_3)$ изменяются по закону :

$$a_{i_1 i_2 i_3 \dots i_n} = A_{i_1 k_1} A_{i_2 k_2} A_{i_3 k_3} \dots A_{i_n k_n} a_{k_1 k_2 k_3 \dots k_n}$$

где $A_{i_j k_j}$ - матрица перехода (преобразования) системы координат.

При построении моделей биосистем в биомеханике используются идеи и методы **термодинамики** - раздела физики, изучающего наиболее общие свойства макроскопических систем, находящихся в состоянии термодинамического равновесия. Методы термодинамики применимы только к макроскопическим системам - к системам, состоящим из большого числа частиц. Для таких систем основные физические параметры - давление, температура и другие - не зависят от числа частиц, входящих в систему.

Если система обменивается с окружающей средой веществом и энергией, она называется **открытой системой**. Если система не обменивается с окружающей средой ни энергией, ни веществом, она называется **изолированной**. Если система обменивается с окружающей средой только энергией, она называется **закрытой**. Биологические организмы являются открытыми системами.

Состояние системы, при котором ее макропараметры постоянны и отсутствуют потоки (вещества, зарядов, тепла, импульса и т.д.) называют **равновесным состоянием**. Процесс, в каждый момент которого система находится в равновесном состоянии, называется **равновесным процессом**.

Состояние системы, при котором ее макропараметры меняются медленно, остаются почти постоянными, называется **квазиравновесным**. Процесс, при котором макропараметры системы медленно меняются с течением времени, так что в каждый момент времени система находится в равновесном состоянии, называется **квазиравновесным процессом**.

Для открытых систем вводится понятие **стационарного состояния** - это состояние системы, при котором ее энтропия остается постоянной: $S = \text{const}$, $dS = 0$. При этом вся производимая в системе энтропия dS_i отводится из нее в окружающую среду, то есть $dS_i = -dS_e$, где (dS_e - отток энтропии из системы в окружающую среду) и поэтому $dS = dS_i + dS_e = 0$.

Если процесс связан с переходом системы из неравновесного состояния в другое неравновесное или в конечное равновесное, так что параметры системы непостоянны, градиенты параметров отличны от нуля, имеются термодинамические потоки (массы, зарядов, тепла, импульса и т.д.), то процесс называется **неравновесным**. В ходе неравновесного процесса параметры системы изменяются, производится энтропия ($dS_i > 0$), происходит необратимая диссипация энергии, поэтому неравновесный процесс является **необратимым** (невозможно осуществить обратный переход системы в исходное состояние).

Термодинамика базируется на фундаментальных принципах (законах, началах), полученных на основе анализа многочисленных экспериментов и наблюдений.

Первый закон термодинамики является математическим выражением закона сохранения и превращения энергии в применении к термодинамическим системам : $\delta Q = dU + \delta A$, где dU - полный дифференциал внутренней энергии, δQ - количество тепла, переданное системе, δA - элементарная работа, совершаемая системой. Первый закон устанавливает существование у системы однозначной функции состояния - внутренней энергии U , которая не меняется ($dU=0$) при отсутствии внешних воздействий на систему ($\delta A=0, \delta Q=0$).

Второй закон термодинамики устанавливает существование функции состояния - энтропии S . В равновесном процессе энтропия системы определяется как сумма приведенных количеств теплоты $S = \sum \delta Q/T$ (в непрерывном процессе $S = \int \delta Q/T$), а $dS = \delta Q/T$ в равновесном процессе. Соответственно в неравновесных процессах $dS > \delta Q/T$. Из определения $[S] = \text{Дж/К}$.

Энтропия изолированной системы в равновесных процессах не меняется ($dS=0$), а в неравновесных процессах возрастает ($dS > 0$). Таким образом математическая формулировка второго закона термодинамики такова: в изолированной системе $dS \geq 0$

Другое **определение энтропии** связано с понятием термодинамической вероятности или статистического веса W . **Термодинамическая вероятность** определяется как число микросостояний (различных вариантов распределения атомов, молекул, частиц системы), реализующих данное макросостояние системы (состояние, характеризуемое макропараметрами и независящее от конкретного расположения частиц в системе). Так, для системы, состоящей из двух ячеек, заполненных частицами, способными перераспределяться между ячейками, различные макросостояния (например, равномерное распределение частиц по ячейкам, скопление частиц в одной из ячеек или неравномерное распределение по ячейкам) определяются числом сочетаний частиц из заданного их количества N . Например, для системы из шести одинаковых частиц можно получить :

$$W_{6:0} = W_{0:6} = 1$$

$$W_{5:1} = W_{1:5} = 6$$

$$W_{4:2} = W_{2:4} = C_6^2 = C_6^4 = 15$$

$$W_{3:3} = C_6^3 = 20$$

Следует заметить, что равномерное распределение в системах из большого числа частиц реализуется бо'льшим числом способов (микросостояний) и поэтому является более вероятным. С ростом числа частиц в системе различие в вероятностях равномерного и неравномерных распределений становится все значительнее. Зная термодинамическую вероятность, можно вычислить энтропию системы по **формуле Планка-Больцмана** $S = k \cdot \ln W$, где $k=1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К - постоянная Больцмана.

Под действием внешних и внутренних сил в биологических материалах происходят деформации и перемещения подвижных (жидких) компонентов тканей. Движения жидкого содержимого клеток и внеклеточной (тканевой) жидкости на микроуровне связаны с переходами гель в золь и обратно.

Гели - это дисперсные системы, частицы дисперсной фазы которых образуют за счет взаимных связей пространственную структуру (сетку). Поэтому биологические жидкости в состоянии геля обладают свойствами твердых тел - упругостью, прочностью, пластичностью, способностью сохранять форму. Гели образуются при слипании частиц золь (мицелл).

Золи - это дисперсные системы, частицы дисперсной фазы которых (мицеллы) способны свободно перемещаться в процессе броуновского движения. Золи образуются из гелей при разрыве части связей в пространственной структуре, например, при нагревании гелей, при перемешивании и др.

Дисперсные системы – это среды, содержащие малые частицы твердых тел и жидкости. Среди них – порошки (тонко измельченные твердые частицы), суспензии (твердые частицы в жидкости), эмульсии (жидкие частицы в жидкости), аэрозоли (жидкие частицы в газе).

Деформация материала - изменение относительного расположения частиц тела, возникающее под действием внешних сил, температурных и электромагнитных воздействий. В результате деформации изменяются размеры и форма тела, силы взаимодействия между частицами, составляющими тело, что ведет к появлению механических напряжений. Для количественной характеристики одноосной деформации материала используются следующие показатели :

1. **Абсолютная деформация** $\Delta L = L - L_0$, где L и L_0 - конечный и начальный размеры образца вдоль оси действия силы, $[L] = \text{м, см}$.

2. **Относительная деформация** $\varepsilon = (L-L_0)/L_0 = \Delta L/L$, $[\varepsilon] = 1$.

3. **Удлинение** $\lambda = L/L_0 = (L_0 + \Delta L)/L_0 = 1 + \varepsilon$, $[\lambda] = 1$.

4. **Перемещение** u произвольного сечения с координатой x вдоль линии действия силы : $u(x) = x - x_0$, где x_0 и x - координаты сечения до и после деформации соответственно.

Для количественной характеристики пространственной деформации материала вводят **тензор деформаций** ε_{ik} - тензор, полностью определяющий деформацию в окрестности точки (малого объема dV) материала. На диагонали матрицы ε_{ik} стоят относительные удлинения ε_{ii} волокон образца вдоль оси O_i ($i=1,2,3$ или $i=x,y,z$). Например, $\varepsilon_{xx} = \partial u_x / \partial x = \Delta L_x / L_x$, где L_x - размер образца по оси x до деформации. Недиagonальные элементы тензора ε_{ik} характеризуют углы сдвига γ_j между соответствующими волокнами относительно оси O_j , причем $\varepsilon_{12} = \varepsilon_{21} = \gamma_3/2$; $\varepsilon_{13} = \varepsilon_{31} = \gamma_2/2$; $\varepsilon_{23} = \varepsilon_{32} = \gamma_1/2$. Зная компоненты тензора деформаций в точке материала можно найти относительное изменение объема материала в окрестности точки ε_V по формуле :

$$\varepsilon_V = (V-V_0)/V_0 = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33} = \varepsilon_{ii} .$$

Компоненты тензора малых деформаций можно выразить через координаты вектора перемещения точки $\vec{u} = u_i \vec{e}_i$ по **формуле Коши** :

$$\varepsilon_{ik} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right)$$

Тензор деформаций является симметричным, то есть $\varepsilon_{ki} = \varepsilon_{ik}$.

Производные по времени от компонент тензора деформаций определяют компоненты нового тензора – **тензора скоростей деформаций** $v_{ik} = \dot{\varepsilon}_{ik}$.

Мерой внутренних сил, возникающих в деформируемом образце, являются **механические напряжения** σ - силы, приходящиеся на единицу площади сечения материала. Напряжения в произвольной точке полностью характеризуются тензором напряжений σ_{ik} .

Тензор напряжений - это тензор, описывающий напряженное состояние среды в каждой точке (элементарном объеме dV) среды. Вектор напряжений $\vec{\sigma}_1$, действующий на единичной площадке, перпендикулярной оси Ox_1 , имеет проекции на оси координат Ox_1 , Ox_2 и Ox_3 обозначаемые σ_{11} , σ_{21} , и σ_{31} . Аналогично векторы напряжений $\vec{\sigma}_2$ и $\vec{\sigma}_3$, действующие на единичных площадках, перпендикулярных осям Ox_2 и Ox_3 имеют компоненты σ_{12} , σ_{22} ... σ_{33} . Величины σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} называются нормальными напряжениями, а $\vec{\sigma}_n = (\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33})$ - вектором нормальных напряжений. Вектор $\vec{\sigma}_n$ является проекцией вектора напряжений $\vec{\sigma}$, действующих на некоторой площадке, на нормаль \vec{n} этой площадки. Величины $\sigma_{12} = \sigma_{21}$, $\sigma_{13} = \sigma_{31}$, $\sigma_{23} = \sigma_{32}$ называются касательными напряжениями, а $\vec{\sigma}_\tau = (\sigma_{23}, \sigma_{13}, \sigma_{12})$ - вектором касательных напряжений. Вектор $\vec{\sigma}_\tau$ является проекцией вектора напряжений $\vec{\sigma}$, действующих на некоторой площадке, на плоскость этой площадки. Таким образом, $\vec{\sigma} = \vec{\sigma}_\tau + \vec{\sigma}_n$. Шесть независимых величин σ_{ik} , $i=1,2,3$ (или x,y,z) образуют тензор напряжений в рассматриваемой точке. Тогда компоненты вектора напряжений $\vec{\sigma}_m = (\sigma_{m1}, \sigma_{m2}, \sigma_{m3})$ на произвольной площадке с нормалью $\vec{m} = (m_1, m_2, m_3)$ определяется через компоненты тензора σ_{ik} следующим образом:

$$\sigma_{mi} = \sigma_{ik} m_k = \sigma_{i1} m_1 + \sigma_{i2} m_2 + \sigma_{i3} m_3.$$

При деформациях растяжения-сжатия, которые происходят под действием сил, направленных по нормали к сечениям образца, повороты вокруг осей координат отсутствуют и у тензора деформаций отличны от нуля лишь компоненты, стоящие на главной диагонали: $\varepsilon_{xx} \neq 0$, $\varepsilon_{yy} \neq 0$, $\varepsilon_{yx} = \varepsilon_{xy} = 0$. Для однородного изотропного материала, подчиняющегося закону Гука $\sigma_{ik} = E \cdot \varepsilon_{ik}$ аналогичный вид имеет и тензор напряжений: $\sigma_{xx} \neq 0$, $\sigma_{yy} \neq 0$, $\sigma_{yx} = \sigma_{xy} = 0$.

При деформациях сдвига происходит скольжение слоев материала под действием касательных сил (сил, лежащих в плоскости слоев), удлинения вдоль осей координат отсутствуют и у тензора деформаций ненулевыми являются лишь недиагональные компоненты: $\varepsilon_{xx} = \varepsilon_{yy} = 0$, $\varepsilon_{yx} \neq 0$, $\varepsilon_{xy} \neq 0$. Для однородного

изотропного материала, подчиняющегося закону Гука, аналогичный вид имеет и тензор напряжений : $\sigma_{yx} \neq 0, \sigma_{xy} \neq 0, \sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 0$.

Количественные характеристики упругих свойств материала получают при обработке экспериментальных зависимостей напряжений от деформаций $\sigma(\epsilon)$. Для различных материалов эти кривые имеют следующие характерные точки (Рис.1) :

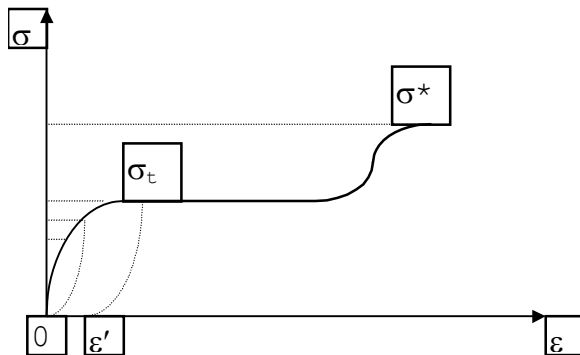


Рис.1

1. σ_p - **предел пропорциональности**. При напряжениях $\sigma < \sigma_p$ выполняется закон Гука о линейной (пропорциональной) зависимости напряжений и деформаций $\sigma = E\epsilon$ с коэффициентом пропорциональности E , называемым модулем упругости (Юнга). При действии напряжений $\sigma > \sigma_p$ закон Гука не выполняется и зависимость $\sigma(\epsilon)$ становится нелинейной.

2. σ_e - **предел упругости**. При напряжениях $\sigma < \sigma_e$ существует однозначная (возможно, нелинейная) зависимость между напряжениями и деформациями, то есть существует закон упругости $\sigma = \sigma(\epsilon)$ или $\epsilon = \epsilon(\sigma)$. При нагрузке-разгрузке материала в диапазоне $\sigma < \sigma_e$ образец возвращается в исходное состояние ($\epsilon'=0$). При напряжениях $\sigma > \sigma_e$ однозначная зависимость $\sigma(\epsilon)$ нарушается и после снятия нагрузки тело не возвращается в исходное состояние ($\epsilon' \neq 0$). Для некоторых материалов $\sigma_p = \sigma_e$, но в общем случае эти пределы не совпадают.

3. σ_t - **предел текучести**. При $\sigma < \sigma_t$ практически незаметны пластические (необратимые) деформации; как правило $\epsilon' < 0.002$. Со значения $\sigma = \sigma_t$ начинается горизонтальный участок диаграммы $\sigma(\epsilon)$. При нагрузке-разгрузке образца в диапазоне $\sigma > \sigma_t$ наблюдаются значительные остаточные деформации ϵ' .

4. σ^* - **предел прочности**. При $\sigma > \sigma^*$ начинается разрушение образца. Значение σ^* соответствует максимуму кривой $\sigma(\epsilon)$.

У разных материалов выраженность различных зон деформирования на диаграмме $\sigma(\epsilon)$ разная. Характерной особенностью твердых биологических материалов (тканей кости, зуба, древесины) является **нелинейная диаграмма $\sigma(\epsilon)$** , расположенная выпуклостью вверх (Рис.2а), то есть больши'м напряжениям соответствуют незначительные деформации. Для мягких биологических материалов (ткани мышц, мозга, паренхимы легких, печени, стенок кровеносных сосудов и дыхательных путей) характерна нелинейная кривая $\sigma(\epsilon)$, расположенная

выпуклостью вниз (Рис.2б), то есть небольшим приростам напряжения соответствуют значительные деформации.

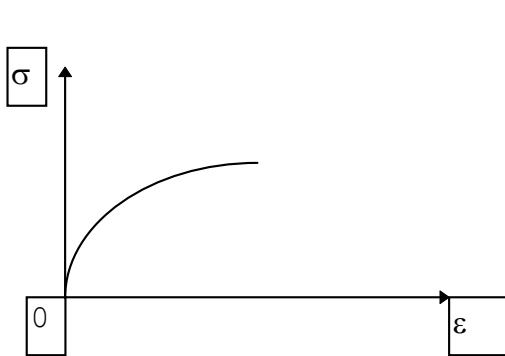


Рис.2а

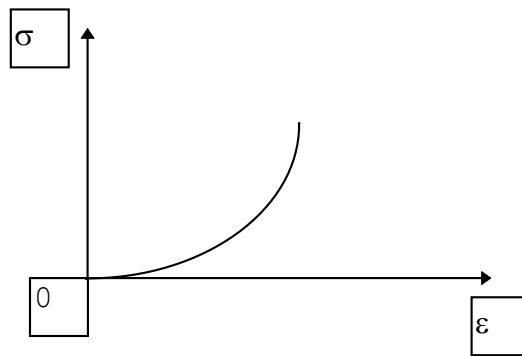


Рис.2б

Если свойства материала не меняются от точки к точке, то материал называется **однородным**.

Если свойства материала различны в разных точках, то есть параметры материала - модуль упругости E , вязкость h , электропроводность и т.д. - являются функциями радиус-вектора точки среды в выбранной системе координат, то материал называется **неоднородным**.

Если свойства материала не зависят от выбранного направления в пространстве (свойства одинаковы во всех направлениях), то материал называется **изотропным**.

Если свойства материала зависят от выбранного направления в пространстве (имеется выделенное направление, вдоль которого свойства материала отличны от свойств в других направлениях), то материал называется **анизотропным**.

Если свойства материала различны в трех взаимно ортогональных направлениях (имеются три взаимно ортогональные плоскости симметрии упругих свойств), то материал называется **ортотропным**.

Если свойства материала отличны в определенном направлении и в ортогональной к этому направлению плоскости, причем в этой плоскости материал изотропен, то такой материал называется **трансверсально изотропным**.

Для экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния материала используют тензометрические датчики (**тензодатчики**). Регистрируемые кривые называются **тензограммами**. Например, результат измерений деформаций, возникающих при сокращении сердца или мышц, называется, соответственно, **тензокардиограммой и тензомиограммой**. Расшифровка получаемых кривых с применением математических моделей позволяет получить информацию об упругих свойствах органов и тканей. Одновременная регистрация других характеристик деятельности органа (электрических, оптических, магнитных и др.) позволяет исследовать

электромеханические, магнитомеханические и др. свойства объекта. Например, можно регистрировать генерируемые при сокращении сердца электрические поля (**электрокардиограмма**); магнитные поля (**магнитокардиограмма**); механические колебания грудной клетки, вызванные движением сердца и крупных сосудов при прокачивании крови (**баллистокардиограмма**); звуки, генерируемые при движении сердечных клапанов и потоков крови в камерах сердца и в кровеносных сосудах (**фонокардиограмма**); изменения объемов сосудов при движении по ним крови (**сфигмограмма**) и т.д.

Механические свойства биологических тканей определяются свойствами основных биохимических структурных компонентов ткани. Для костной ткани это **волокна коллагена**, укрепленные **солями кальция**; для мышечной ткани - **волокна актина и миозина**; для тканей стенок кровеносных сосудов и дыхательных путей - **волокна коллагена и эластина**. В связи с этим построение модели и исследование свойств любой ткани начинается с изучения ее структуры и механических свойств составляющих ее элементов. Моделирование и исследование живой (растущей, развивающейся, регенерирующей) ткани связано с учетом специфических перестроек и путей регуляции, протекающих в ткани. Так, в костях следует учитывать деятельность специфических костных клеток:

1. **Остеобласты** - это клетки, синтезирующие структурные компоненты кости.
2. **Остеокласты** - это клетки, разрушающие структуру кости.
3. **Остеоциты** – это законсервированные клетки.

Для исследования опорно-двигательной системы человека в биомеханике используются различные методики:

1. **Подография** – методика регистрации временных и линейных параметров переката стопы при движении нижней конечности;
2. **Стабилография** – методика регистрации колебаний центра тяжести человека в положении стоя и при выполнении набора тестовых движений;
3. **Гониометрия** – методика регистрации величины двугранных углов в суставах верхних и нижних конечностей при движении.
4. **Миография** – методика регистрации электрических сигналов, генерируемых при сокращении мышц.

Экспериментальное изучение жидких тканей проводят с помощью **вискозиметров**. Результатом экспериментов является исследование вязкости среды как функции скорости сдвига $\dot{\gamma}$, концентрации C белков или других взвешенных в среде частиц - клеток, мицелл и др. Коэффициент вязкости рассчитывается по показаниям измерительного прибора - вискозиметра. Полученные данные позволяют построить определяющую свойства жидкой среды зависимость компонент тензора напряжений σ_{ik} от компонент тензора скоростей деформаций $v_{ik} \equiv \varepsilon_{ik} \equiv d\varepsilon_{ik}/dt$ в виде

$\sigma_{ik} = \sigma_{ik}(\varepsilon_{ik})$ или $\varepsilon_{ik} = \varepsilon_{ik}(\sigma_{ik})$. Функциональная зависимость $\sigma_{ik}(\varepsilon_{ik}, V_{ik})$, полученная из экспериментов или предположений о свойствах исследуемой среды, наряду с уравнениями, отражающими основные законы физики - законы сохранения массы, импульса и энергии, - образуют систему уравнений, позволяющую решать различные задачи, связанные с движением и деформацией биологических материалов.

В норме в крови человека объемное содержание эритроцитов C - около 40-48%, почти половина объема крови. Доли лейкоцитов и тромбоцитов незначительны - $C = 0.05\%$, $C = 0.1-0.3\%$. Более половины объема крови составляет плазма $C = 50-58\%$. Вязкость крови в норме $\eta_{кр} = 4-5$ сПз Пз. Для сравнения вязкость плазмы крови $\eta_{пл} = 1.5$ сПз, а вязкость синовии $\eta_c = 1-10$ Пз.

В норме **вязкость крови** у человека поддерживается на довольно стабильном уровне, как, например, артериальное давление. Однако при патологиях вязкость может несколько уменьшаться или значительно увеличиваться. С ростом концентрации эритроцитов вязкость крови растет (Рис.3а). С ростом скорости сдвига $\dot{\gamma}$ вязкость крови падает - (Рис.3б), что характерно для псевдопластических сред. Только в капиллярном вискозиметре проявляется зависимость вязкости исследуемой жидкости η от радиуса трубки (эффект Фареуса-Линдквиста). При этом с уменьшением радиуса трубки вязкость снижается (Рис.3в). Вязкость плазмы крови - ньютоновской среды - не зависит от этих параметров, то есть $\eta_{пл} = \text{const}$, $d\eta_{пл}/dC = 0$, $d\eta_{пл}/d\dot{\gamma} = 0$, $d\eta_{пл}/dR = 0$.

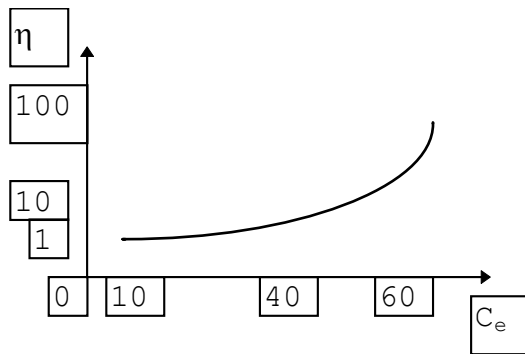


Рис.3а

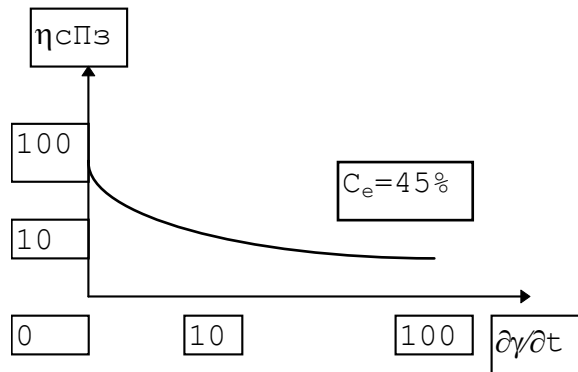


Рис.3б

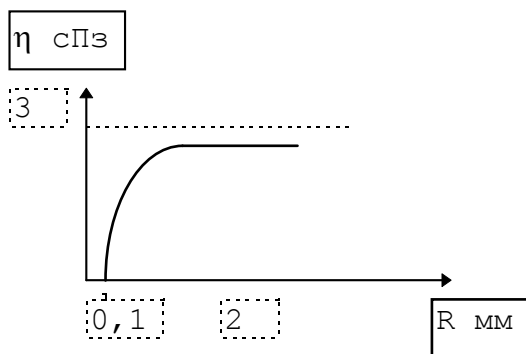


Рис.3в

В капиллярном вискозиметре распределение скоростей частиц жидкости вдоль оси x трубки по круговому поперечному сечению описывается **формулой Пуазейля** : $v_x(r) = v_0(1-r^2/R^2)$, где R - радиус трубки, r - радиальная координата, v - скорость на оси трубки (при $r=0$). Это параболический профиль скоростей. На стенке трубки (при $r=R$) жидкость неподвижна ($v=0$) в силу условия прилипания, которое означает, что частицы вязкой жидкости как бы прилипают к стенкам сосуда или обтекаемого потоком жидкости тела и движутся вместе с ним. Поэтому на неподвижных поверхностях скорость частиц жидкости равна нулю.

В щели ротационного вискозиметра течение жидкости описывается **формулой Куэтта** для течения между безграничными параллельными плоскостями : $v_x(y) = v_0y/h$, где y - поперечная координата, в направлении по нормали к рабочим поверхностям вискозиметра, h - расстояние между этими поверхностями, v - скорость движения одной из поверхностей. Формула Куэтта определяет линейное распределение скоростей.

Зная скорость движения жидкости как функцию поперечной координаты, можно найти скорость сдвиговой деформации жидкости (скорость сдвига $\dot{\gamma}$) путем дифференцирования по поперечной координате. Так, для течения Куэтта $\dot{\gamma} = dv_x/dy = v_0/h = \text{const}$. Для течения Пуазейля $\dot{\gamma} = dv_x/dr = -2v_0r/R^2$, скорость сдвига равна нулю на оси трубки и возрастает вблизи стенок.

ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЯ.

1. Какие величины образуют систему основных физических величин?
2. Укажите размерность давления; ускорения; объемного расхода жидкости Q ; модуля упругости E ; плотности; силы; вязкости; механической работы; механического напряжения σ
3. Что такое 1 Дж? 1 Па? 1 Пз?
4. Что такое скаляр? вектор? тензор?
5. Что такое аллометрия?
6. Рассчитать дозу лекарственного вещества D , необходимого для особи массой M , если для особи с массой m необходима доза d
7. Что такое гель? золь?
8. Что называется деформацией
9. Что такое абсолютная (относительная) деформация? удлинение? вектор перемещения?
10. Что такое тензор деформаций? тензор скоростей деформаций?
11. Что является характеристикой линейной (нелинейной) упругости?
12. Что такое модуль упругости (Юнга)?
13. Что характеризуют диагональные компоненты тензора деформаций?
14. Что характеризуют недиагональные компоненты тензора деформаций?
15. Какой физический смысл компоненты G_{ik} тензора напряжений?
16. Какой вид имеет тензор деформаций в случае деформации растяжения-сжатия плоского образца? в случае деформации чистого сдвига?
17. Какой вид имеет тензор напряжений в случае деформации растяжения-сжатия плоского образца? в случае деформации чистого сдвига?
18. Что такое предел пропорциональности? упругости? текучести? прочности?
19. Какой вид имеет график зависимости напряжения от деформации для мягких тканей? для твердых тканей?
20. Какой материал называется однородным? неоднородным? изотропным? анизотропным?
21. Математическая формулировка закона Гука; закона вязкого трения Ньютона
22. Основные составляющие костной ткани; мышечной ткани; компоненты крови
23. Что такое остеоны? остеобласты? остеокласты? остеоциты?
24. Какова в норме вязкость плазмы крови? крови? синовии?
25. Когда биологический материал объемом V , в состав которого входят частицы с объемами w , можно считать сплошной средой?
26. Какой вид имеет распределение скоростей в течении Пуазейля? в течении Куэтта?
27. Какое условие прилипания вязкой жидкости к стенке сосуда?
28. Если скорость движения жидкости $V_x(y) = V_0 * (\sin(w*y))^{**2}$, то скорость сдвига...

29. Какова зависимость компонент тензора напряжений от компонент тензора скоростей деформаций V_{ik} для псевдопластической среды? дилатантной среды? вязкопластической среды? вязкоупругой среды?
30. Объем шара с радиусом R ...
31. Площадь поверхности шара с радиусом R ...
32. В каких типах вискозиметров проявляется эффект Фареуса-Линдквиста? Каков характер зависимости вязкости крови от скорости сдвига, от концентрации эритроцитов в крови, от радиуса трубки капиллярного вискозиметра? Каков характер тех же зависимостей для плазмы крови?
33. Как определяется скорость сдвига среды по известной скорости течения?
34. Что регистрируется при тензокардиографии, электрокардиографии, магнитокардиографии, баллистокардиографии, фонокардиографии, сфигмографии?
35. Что определяют при подографии, стабилографии, гониометрии?
36. Что представляют собой аэрозоли? суспензии? эмульсии?
37. К каким системам применимы методы термодинамики?
38. Какая термодинамическая система называется изолированной? Замкнутой? Открытой?
39. Какое состояние системы называется равновесным? Неравновесным? Квазиравновесным? Стационарным?
40. Какова математическая формулировка первого закона термодинамики? Второго закона термодинамики?
41. Что называется энтропией термодинамической системы? Какому условию удовлетворяет энтропия в равновесных процессах? В неравновесных?
42. Как определить термодинамическую вероятность $W_{k:N-k}$ распределения N одинаковых частиц по двум ячейкам в соотношении $(k):(N-k)$?
43. Приведите примеры твердых, мягких и жидких биологических материалов