МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕ-СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН

БУХАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИНСТИТУТ

КАФЕДРА «МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ, БИОФИЗИКИ, ИНФОРМАТИКИ И ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ»

Салим Халлокович Умаров

Текст лекции по предмету «Медицинской техники»

На тему: “Биомеханика”

Бухара – 2014

БИОМЕХАНИКА

ПЛАН:

1.Механические свойства твердых тел. Деформация. Виды деформация.
2.Механические свойства биологических тканей. Композиционная структура различных тканей и их модели.
3.Значение механических свойств тканей в функционировании органов и систем.
4.Биомеханика опорно-двигнательно аппарата человека. Степени свободы.
5.Динамические закономерности движения тела и конечностей человека. Эргометрия.
6.Элементы биофизики сокращения мышц.

Механика

Механикой называют раздел физики, в котором изучается механическое движение материальных тел. Под механическим движением понимают изменение положения тела или его частей в пространстве с течением времени. Механика, в основу которой положены законы Ньютона, называется классической. В ней рассматриваются движения макроскопических тел, происходящие со скоростями, много меньшими скорости света в вакууме. Вопросы данного раздела могут, в частности, быть использованы для следующих целей:

— понимания механики движения целого организма и механики опорно-двигательного аппарата человека;

— знания механических свойств биологических тканей и жидкостей;

— знания общих закономерностей периодических процессов, протекающих в организме;

— понимания работы уха и вестибулярного аппарата как физических устройств, сердца как насоса и т. п.;

— выяснения биофизического механизма действия ультразвука и др.

Некоторые вопросы биомеханики

Биомеханикой называют раздел биофизики, в котором рассматриваются механические свойства живых тканей и органов, а также механические явления, происходящие как с целым организмом, так и с отдельными его органами. Говоря кратко, биомеханика - это механика живых систем.

Механические свойства твердых тел

Изменение взаимного расположения точек тела, которое приводит к изменению его формы и размеров, называют *деформацией.*

Деформации могут быть вызваны внешними воздействиями (механическими, электрическими или магнитными) или изменением температуры тела. Здесь рассматриваются деформации, возникающие при действии сил на тело.

В твердых телах деформацию называют *упругой,* если после прекращения действия силы она исчезает. Если же деформация сохраняется и после прекращения внешнего воздействия, то ее называют *пластической.* Промежуточный случай, т. е. неполное исчезновение деформации, принято называть *упругопластиче-ской* деформацией.

Наиболее простым видом деформации является *растяжение (сжатие).* Оно, например, возникает в стержне (рис. 8.11) при действии силы, направленной вдоль его оси. Если стержень длиной l при этом удлинился на Δl, то $\varepsilon = \Delta l/l$ является мерой деформации растяжения и называется *относительным удлинением.*

Другим видом деформации является *сдвиг* (рис. 8.12). Сила, касательная к одной из граней прямоугольного параллелепипеда, вызывает его деформацию, превращая в косоугольный параллелепипед (см. штриховые линии на рисунке). Угол у называют углом сдвига, а tg γ — относительным сдвигом. Так как обычно угол γ мал, то можно считать tg $\gamma = \gamma$.

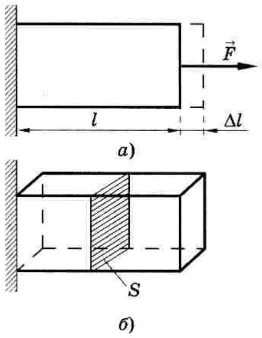

Рис. 8.11

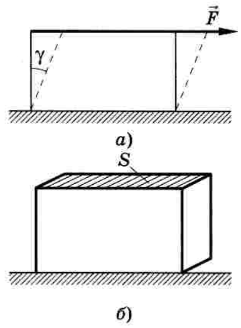

Рис. 8.12

При действии на тело внешней деформирующей силы расстояние между атомами (ионами) изменяется. Это приводит к возникновению внутренних сил, стремящихся вернуть атомы (ионы) в первоначальные положения. Мерой этих сил является *механическое напряжение* (или просто напряжение).

Непосредственно напряжение не измеряется. В ряде случаев его можно вычислить через внешние силы, действующие на тело. Косвенно Напряжение можно определить по некоторым физическим эффектам (см., например, § 20.5).

Применительно к деформации растяжения напряжение *а* можно выразить как отношение силы к площади поперечного сечения стержня (см. рис. 8.11, *б):*

$$\sigma = F/S.$$

Для деформации сдвига напряжение т выражают как отношение силы к площади грани, к которой сила касательна (см. рис. 8.12, б). В этом случае х называют *касательным напряжением:*

$$\tau = F/S.$$

Упругие деформации подчиняются закону Гука, согласно которому напряжение пропорционально деформации. Для двух рассмотренных случаев (растяжение-сжатие и сдвиг) это аналитически записывается так:

$$\sigma = E\varepsilon \text{ и } \tau = G\gamma, \tag{8.1}$$

где E — модуль Юнга, а G — модуль сдвига.

Экспериментальная кривая растяжения приведена на рис. 8.13. Участок *OA* соответствует упругим деформациям, точка *B — пределу упругости,* характеризующему то максимальное напряжение, при котором еще не имеют места деформации, остающиеся в теле после снятия напряжения (остаточные деформации). Горизонтальный участок *CD* кривой растяжения соответствует *пределу текучести* — напряжению, начиная с которого деформация возрастает без увеличения напряжения. И наконец, напряжение, определяемое наибольшей нагрузкой, выдерживаемой перед разрушением, является *пределом прочности.*

Между упругими свойствами кристаллических мономеров и полимерных материалов существует огромная и принципиальная разница, например, в пределах прочности сталь разрывается ужепри растяжении на 0,3%, а мягкие резины можно растягивать до 300% . Это связано с качественно другим механизмом упругости высокомолекулярных соединений.

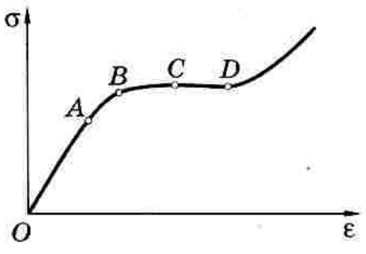

Рис. 8.13

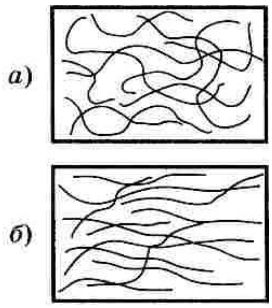

Рис. 8.14

Как уже говорилось, при деформации кристаллических твердых тел, например стали, силы упругости всецело определяются изменением межатомных расстояний. Структура высокомолекулярных соединений не регулярна. Они состоят из очень длинных гибких молекул, которые причудливо изогнуты, части молекул находятся в хаотическом тепловом движении так, что их форма и длина все время изменяются. Но в каждый данный момент большинство молекул в недеформированном образце имеет длину, близкую к наиболее вероятной. При приложении нагрузки к материалу (рис. 8.14, *а)* его молекулы выпрямляются в соответствующем направлении и длина образца увеличивается (рис. 8.14, *б).* После снятия нагрузки вследствие хаотического теплового движения длина каждой молекулы восстанавливается и образец укорачивается.

Упругость, свойственную полимерам, называют *каучукопо-добной эластичностью (высокой эластичностью* или *высоко-эластичностью).*

Приведем данные по механическим свойствам некоторых материалов (табл. 16).

Различие между деформацией кристаллических мономеров и полимерных материалов проявляется и во временной ее зависимости. Дело в том, что практически все материалы обладают *ползучестью:* под действием постоянной нагрузки происходит их деформация. В полимерах распрямление молекул при нагрузке материала и скольжение макромолекул происходят более длительно, чем, например, ползучесть в металлах. В какой-то мере при ползучести процессы, происходящие в полимере, соответствуют течению вязкой жидкости. Сочетание вязкого течения и высокой эластичности позволяет называть деформацию, характерную для полимеров, *вязкоупругой.*

Таблица 16

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Предел прочности, МПа
Сталь	200	500
Капрон стеклонаполненный	8	150
Органическое стекло	3,5	50

Упругие и вязкие свойства тел удобно моделировать. Это дает возможность нагляднее представить механические свойства биологических объектов (см. § 8.4).

В качестве модели упругого тела (упругой деформации) выберем пружину (рис. 8.15, о), малая деформация которой соответствует закону Гука.

Моделью вязкого тела является поршень с отверстиями, движущийся в цилиндре с вязкой жидкостью (рис. 8.15, б).

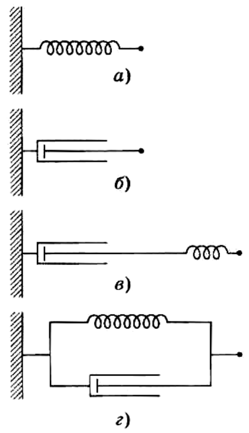

Рис. 8.15

Силу сопротивления среды в этом случае примем пропорциональной скорости перемещения поршня [см. (5.16)]:

$$F_{сопр} = - r\,\frac{dx}{dt} \qquad (8.2)$$

Преобразуем уравнение (8.2), основываясь на аналогии. Вместо силы сопротивления запишем напряжение ($F_{сопр} \rightarrow \sigma$), т. е. силу, отнесенную к единице площади, коэффициент трения, характеризующий свойство среды оказывать сопротивление движущемуся в ней телу, заменим коэффициентом вязкости среды ($r \rightarrow \eta$), смещение тела — относительным удлинением ($x \rightarrow \varepsilon$). Тогда вместо (8.2) получим связь между скоростью вязкой деформации и напряжением:

$$\sigma = \eta\,\frac{dx}{dt} \qquad (8.3)$$

В справедливости (8.3) частично можно убедиться проверкой размерностей:

σ [Па], η [Па • с], $\frac{d\varepsilon}{dt}$ [$с^{-1}$]. Из (8.3) видно, что напряжение зависит не от самой деформации, а от ее скорости (скорости перемещения поршня).

Вязкоупругие свойства тел моделируются системами, состоящими из различных комбинаций двух простых моделей: пружина и поршень. Рассмотрим некоторые из них.

Наиболее простой системой, сочетающей упругие и вязкие свойства, является модель Максвелла, в которой последовательно соединены упругий и вязкий элемент (рис. 8.15, в).

При воздействии постоянной силой пружина упруго мгновенно удлиняется до значения, определяемого законом Гука, а поршень движется с постоянной скоростью до тех пор, пока действует сила (напряжение). Так реализуется на модели ползучесть материала.

Если быстро растянуть модель Максвелла и закрепить это состояние, то деформация будет сохраняться. Пружина после быст**рого растяжения** ***начнет сокращаться, вытягивая поршень. Со***

временем будет происходить релаксация, т. е. уменьшение (расслаление напряжения.

Опишем математически эту модель. Из закона Гука (8.1) следует $\varepsilon_{упр} = \sigma/E$, где $\varepsilon_{упр}$ — упругая часть общей деформации в модели Максвелла. Скорость этой деформации равна

$$\frac{d\varepsilon_{упр}}{dt} = \frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} \qquad (8.4)$$

Скорость вязкой деформации выразим из (8.3):

$$\frac{d\varepsilon_{упр}}{dt} = \frac{\sigma}{\eta} \qquad (8.5)$$

Суммируя (8.4) и (8.5), находим скорость общей (суммарной) деформации модели Максвелла:

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{d\varepsilon_{упр}}{dt} + \frac{d\varepsilon_{взяк}}{dt} = \frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} \tag{8.6}$$

Из уравнения (8.6) можно получить временные зависимости как деформации, так и напряжения.

Если σ = const и $\frac{d\sigma}{dt}$ = О (постоянная сила приложена к модели), то из (8.6) следует

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{\sigma}{\eta} \text{ или } d\varepsilon = \frac{\sigma}{\eta}\, dt.$$

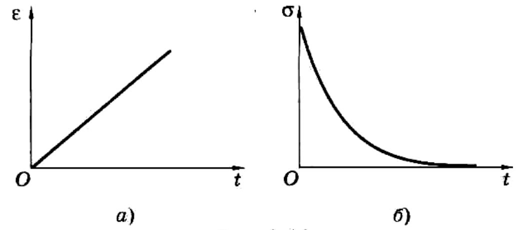

Рис. 8.16

Интегрируя последнее выражение от начального момента времени и нулевой деформации до текущих значений *t* и е, получаем

$$\int_0^{\varepsilon} d\varepsilon = \frac{\sigma}{\eta}\int_0^{t} dt,\ \varepsilon = \frac{\sigma}{\eta}t. \tag{8.7}$$

Это соответствует ползучести (рис. 8.16, *а)*.

Если ε = const и $\frac{d\varepsilon}{dt}$ = 0 (поддерживается постоянная деформация), то из (8.6) следует

$$\frac{1}{E}\frac{d\sigma}{dt} = -\frac{\sigma}{\eta} \text{ или } \frac{d\sigma}{\sigma} = -\frac{E}{\eta}dt.$$

Интегрируя последнее выражение от начального момента времени и начального напряжения σ_0 до текущих значений *t* и σ, получаем:

$$\int_{\sigma_0}^{\sigma} \frac{d\sigma}{\sigma} = \frac{E}{\eta}\int_0^{t} dt,\ \ln\frac{\sigma}{\sigma_0} = -\frac{E}{\eta}t,\ \sigma = \sigma_0 e^{-\frac{E}{\eta}t}. \tag{8.8}$$

Это соответствует релаксации напряжения (рис. 8.16, *б)*.

В рамках модели Максвелла под действием нагрузки происходит, как было показано, быстрое (мгновенное) первоначальное упругое растяжение. В реальных полимерах вязкоупругая деформация обычно происходит сразу же после приложения нагрузки. Поэтому более подходящей может оказаться модель Кельвина — Фойхта, состоящая из параллельно соединенных пружины и поршня, нечто вроде амортизатора в автомашине (см. рис. 8.15, ***г)***.

Если мгновенно создать в такой системе напряжение

$$\sigma = \sigma_{упр} + \sigma_{взяк} \tag{8.9}$$

приложив постоянную силу, то деформация системы будет возрастать. Используя (8.1) и (8.3), преобразуем (8.9):

$$\sigma = E\sigma + \eta\frac{d\varepsilon}{dt} \text{ или } \frac{d\varepsilon}{\sigma - E\varepsilon} = \frac{dt}{\eta}.$$

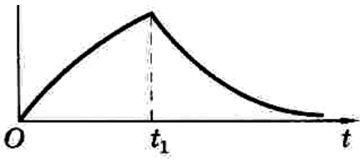

Рис. 8.17

Проинтегрируем последнее выражение е от начального момента времени и нулевой деформации до текущих значений *t* и е:

$$\int_0^\varepsilon \frac{d\varepsilon}{\sigma - E\varepsilon} = \frac{1}{\eta}\int_0^t dt,\ -\frac{1}{E}\ln\frac{\sigma - E\varepsilon}{\sigma} = \frac{t}{\eta},$$

$$\ln\left(1 - \frac{E}{\sigma}\varepsilon\right) = -\frac{E}{\eta}t.$$

Потенцируя, имеем

$$1 - \frac{E}{\sigma}\varepsilon = e^{-\frac{E}{\eta}t} \text{ или } \varepsilon = \frac{\sigma}{E}\left(1 - e^{-\frac{E}{\eta}t}\right).$$

Как видно, в рамках модели Кельвина—Фойхта деформация экспоненциально возрастает со временем. При снятии нагрузки (а = О в момент t_1**)** деформация начнет экспоненциально убывать. Оба эти случая показаны на рис. 8.17.

В полимерах реализуются разные виды деформации: упругая обратимая (модель — пружина), вязкоупругая обратимая (модель Кельвина—Фойхта) и необратимая вязкая (модель — поршень). Сочетание этих трех элементов позволяет создавать модели, наиболее полно отражающие механические свойства тел и, в частности, биологических объектов.

Моделирование механических свойств тел широко используется в *реологии.* Основная задача реологии — это выяснение зависимости напряжения от относительной деформации: $\sigma = f(\varepsilon)$; напряжения от времени (релаксация напряжения): $\sigma = f(t)$ при $\varepsilon = \text{const}$; относительной деформации от времени (ползучесть): $\varepsilon = f(t)$ при $\sigma = \text{const}$.

Механические свойства биологических тканей

Под механическими свойствами биологических тканей понимают две их разновидности. Одна связана с процессами биологической подвижности: сокращение мышц животных, 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. Условно указанную группу называют активными механическими свойствами биологических систем. Другая разновидность — пассивные механические свойства биологических тел. Рассмотрим этот вопрос применительно к биологическим тканям.

Как технический объект биологическая ткань — композиционный материал, он образован объемным сочетанием химически разнородных компонентов. Механические свойства биологической ткани отличаются от механических свойств каждого компонента, взятого в отдельности. Методы определения механических свойств биологических тканей аналогичны методам определения этих свойств у технических материалов.

Костная ткань. Кость — основной материал опорно-двигательного аппарата. В упрощенном виде можно считать, что $^2/_3$ массы компактной костной ткани (0,5 объема) составляет неорганический материал, минеральное вещество кости — гидроксилапатит $3Ca_3(P0_4)_2 \cdot Ca(OH)_2$. Это вещество представлено в форме микроскопических кристалликов. В остальном кость состоит из органического материала, главным образом коллагена (высокомолекулярное соединение, волокнистый белок, обладающий высокоэлас-тичностью). Кристаллики гидроксилапатита расположены между коллагеновыми волокнами (фибриллами).

Плотность костной ткани 2400 кг/м^3. Ее механические свойства зависят от многих факторов, в том числе от возраста, индивидуальных условий роста организма и, конечно, от участка организма.

Композиционное строение кости придает ей нужные механические свойства: твердость, упругость и прочность. Зависимость $\sigma = f(\varepsilon)$ для компактной костной ткани имеет характерный вид, показанный на рис. 8.18, т. е. подобна аналогичной зависимости для твердого тела (см. рис. 8.13); при небольших деформациях выполняется закон Гука. Модуль Юнга около 10 ГПа, предел прочности 100 МПа. Полезно эти данные сопоставить с данными для капрона, армированного стеклом (см. табл. 16, заметно хорошее соответствие).

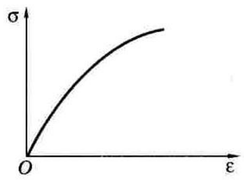

Рис. 8.18

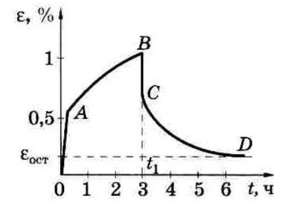

Рис. 8.19

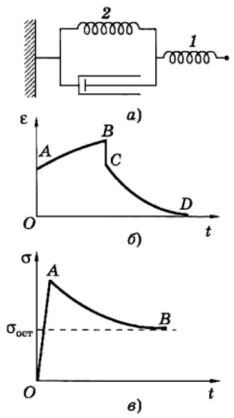

Рис. 8.20

Примерный вид кривых ползучести компактной костной ткани приведен на рис. 8.19. Участок *0A* соответствует быстрой деформации, AB — ползучести. В момент t_1 соответствующий точке *B,* нагрузка была снята. *BC* соответствует быстрой деформации сокращения, *CD* — обратной ползучести. В результате даже за длительный период образец кости не восстанавливает своих прежних размеров, сохраняется некоторая остаточная деформация $e_{ост}$.

Этой зависимости приближенно соответствует модель (рис. 8.20. *а),* сочетающая последовательное соединение пружины с моделью Кельвина—Фойхта. Временная зависимость относительной деформации показана на рис. 8.20, *б.* При действии постоянной нагрузки мгновенно растягивается пружина *1* (участок *OA),* затем вытягивается поршень (ползучесть AB), после прекращения нагрузки происходит быстрое сжатие пружины *1 (BC),* а пружина *2* втягивает поршень в прежнее положение (ползучесть *CD).* В предложенной модели не предусматривается остаточная деформация.

Схематично можно заключить, что минеральное содержимое кости обеспечивает быструю деформацию, а полимерная часть (коллаген) определяет ползучесть.

Если в кости или в ее механической модели быстро создать постоянную деформацию, то скачкообразно возникает и напряжение (участок *OA* на рис. 8.20, в). На модели это означает растяжение пружины *1* и возникновение в ней напряжения. Затем (участок AB) эта пружина будет сокращаться, вытягивая поршень и растягивая пружину *2,* напряжение в системе будет убывать (релаксация напражения). Однако даже спустя значительное время сохранится остаточное .напряжение $a_{ост}$. Для модели это означает, что не возникнет при постоянной деформации такой ситуации, чтобы пружины вернулись в недеформированное состояние.

Кожа. Она состоит из волокон коллагена, эластина (так же как и коллаген, волокнистый белок) и основной ткани — матрицы. Коллаген составляет около 75% сухой массы, а эластин — около 4%. Примерные данные по механическим свойствам приведены в табл. 17.

Эластин растягивается очень сильно (до 200—300%), примерно как резина. Коллаген может растягиваться до 10%, что соответствует капроновому волокну.

Таблица 17

Материал	Модуль упругости, МПа	Предел прочности, МПа
Коллаген	10—100	100
Эластин	0,1—0,6	5

Из сказанного ясно, что кожа является вязкоупрутим материалом с высокоэластическими свойствами, она хорошо растягивается и удлиняется.

Мышцы. В состав мышц входит соединительная ткань, состоящая из волокон коллагена и эластина. Поэтому механические свойства мышц подобны механическим свойствам полимеров.

Релаксация напряжения в гладких мышцах соответствует модели Максвелл?' (см. рис. 8.15, *в;* 8.16, *б).* Поэтому гладкие мышцы могут значительно растягиваться без особого напряжения, что способствует увеличению объема полых органов, например мочевого пузыря.

Механическое поведение скелетной мышцы соответствует модели, представленной на рис. 8.20, о. При быстром растяжении мышц на определенную величину напряжение резко возрастает, а затем уменьшается до $\sigma_{ост}$ (см. рис. 8.20, в).

Зависимость $\sigma = f(\varepsilon)$ *для* скелетной мышцы нелинейна (рис. 8.21). Анализ этой кривой показывает, что примерно до $\varepsilon \approx 0{,}25$ в портняжной мышце лягушки механизм деформации обусловлен распрямлением молекул коллагена (см. § 8.3). При большей деформации происходит увеличение межатомных расстояний в молекулах.

Ткань кровеносных сосудов (сосудистая ткань). Механиче-ские свойства кровеносных сосудов определяются главным образом свойствами коллагена, эластина и гладких мышечных волокон. Содержание этих составляющих сосудистой ткани изменяется по ходу кровеносной системы: отношение эластина к коллагену в общей сонной артерии 2 : 1, а в бедренной артерии 1:2. С удалением от сердца увеличивается доля гладких мышечных волокон, в артериолах они уже являются основной составляющей сосудистой ткани.

При детальном исследовании механических свойств сосудистой ткани различают, каким образом вырезан из сосуда образец (вдоль или поперек сосуда). Можно, однако, рассматривать деформацию сосуда в целом как результат действия давления изнутри на упругий цилиндр.

Рассмотрим цилиндрическую часть кровеносного сосуда длиной /, толщиной h и радиусом внутренней части г. Сечения вдоль и поперек оси цилиндра показаны на рис. 8.22, а, *б.* Две половины цилиндрического сосуда взаимодействуют между собой по сечениям стенок цилиндра (заштрихованные области на рис. 8.22, *а).* Общая площадь этого «речения взаимодействия» равна *2hl.* Если в сосудистой стенке существует механическое напряжение о\ то сила взаимодействия двух половинок сосуда равна

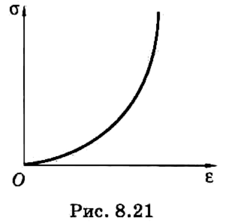

Рис. 8.21

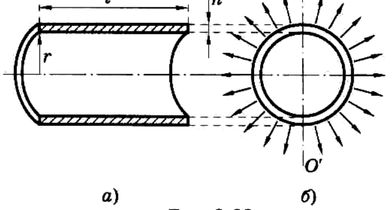

Рис. 8.22

$$F = \sigma \cdot 2hl. \qquad \textbf{(8.10)}$$

Эта сила уравновешивается силами давления на цилиндр изнутри (они показаны стрелками на рис. 8.22, *б).* Силы направлены под разными углами к горизонтальной плоскости (на рисунке). Для того чтобы найти их равнодействующую, следует просуммировать горизонтальные проекции. Однако проще найти равнодействующую силу, если умножить давление на проекцию площади полуцилиндра на вертикальную плоскость *ОО'.* Эта проекция равна *2rl.* Тогда выражение для силы через давление имеет вид

$$F = p \bullet 2rl. \qquad \textbf{(8.11)}$$

Приравнивая (8.10) и (8.11), получаем а • *2hl = р • 2rl,* откуда

$$\sigma = \frac{pr}{h} \qquad \textbf{(8.12)}$$

Это *уравнение Ламе.*

Будем считать, что при растяжении сосуда объем его стенки не изменяется (площадь стенки возрастает, а толщина убывает), т. е. не изменяется площадь сечения стенки сосуда (рис. 8.22, *б):*

$$2\pi rh = \text{const, т. е. } rh = b = \text{const}. \qquad \textbf{(8.13)}$$

С учетом (8.13) преобразуем (8.12):

$$\sigma = \frac{pr}{h} = \frac{prr}{rh} = \frac{pr^2}{b} \qquad (8.14)$$

Из (8.14) видно, что в капиллярах (г -0) напряжение отсутствует ($\sigma \rightarrow 0$).

В заключение отметим разделы и направления медицины, для которых особо важно иметь представление о пассивных механических свойствах биологических тканей:

— в космической медицине, так как человек находится в новых, экстремальных, условиях обитания;

— в спортивной медицине результативность достижений и ее возрастание побуждают спортивных медиков обращать внимание на физические возможности опорно-двигательного аппарата человека;

— механические свойства тканей необходимо учитывать гигиенистам при защите человека от действия вибраций;

— в протезировании при замене естественных органов и тканей искусственными также важно знать механические свойства и параметры биологических объектов;

— в судебной медицине следует знать устойчивость биологических структур по отношению к различным деформациям;

— в травматологии и ортопедии вопросы механического воздействия на организм являются определяющими.

Этот перечень не исчерпывает значения материала, изложенного в настоящей главе, для врачебного образования.

Механическая работа человека. Эргометрия

Механическая работа, которую способен совершить человек в течение дня, зависит от многих факторов, поэтому трудно указать какую-либо предельную величину. Это замечание относится и к мощности. Так, при кратковременных усилиях человек может развивать мощность порядка нескольких киловатт. Если спортсмен массой 70 кг подпрыгивает с места так, что его центр масс поднимается на 1 м по отношению к нормальной стойке, а фаза отталкивания длится 0,2 с, то он развивает мощность около 3,5 кВт.

При ходьбе человек совершает работу, так как при этом энергия затрачивается на периодическое небольшое поднятие тела и на ускорение и замедление конечностей, главным образом ног.

Человек массой 75 кг при ходьбе со скоростью 5 км/ч развивает мощность около 60 Вт. С возрастанием скорости эта мощность быстро увеличивается, достигая 200 Вт при скорости 7 км/ч. При езде на велосипеде положение центра масс человека изменяется гораздо меньше, чем при ходьбе, а ускорение ног тоже меньше. Поэтому мощность, затрачиваемая при езде на велосипеде, значительно меньше: 30 Вт при скорости 9 км/ч, 120 Вт при 18 км/ч.

Работа обращается в нуль, если перемещения нет. Поэтому, когда груз находится на опоре или подставке или подвешен на нити, сила тяжести не совершает работы. Однако каждому из насзнакома усталость мышц руки и плеча, если держать неподвижно на вытянутой руке гирю или гантель. Точно так же устают мышцы спины и поясничной области, если сидящему человеку поместить на спину груз. В обоих случаях груз неподвижен и работы нет. Усталость же свидетельствует о том, что мышцы совершают работу. Такую работу называют *статической работой мышц.*

Статики (неподвижности) такой, как ее понимают в механике, на самом деле нет. Происходят очень мелкие и частые, незаметные глазу сокращения и расслабления, и при этом совершается работа против сил тяжести. Таким образом, статическая работа человека на самом деле является обычной динамической работой.

Для измерения работы человека применяют приборы, называемые *эргометрами.* Соответствующий раздел измерительной техники называется *эргометрией.*

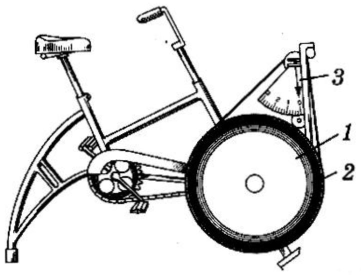

Рис. 4.1

Примером эргометра служит тормозной велосипед (велоэрго-метр; рис. 4.1). Через обод вращающегося колеса *1* перекинута стальная лента *2*. Сила трения между лентой и ободом колеса измеряется динамометром 3. Вся работа испытуемого затрачивается на преодоление силы трения (остальными видами работ пренебрегаем). Умножив длину окружности колеса на силу трения, найдем работу, совершаемую при каждом обороте, а зная число оборотов и время испытания, определим полную работу и среднюю мощность.