

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего профессионального образования  
**«Национальный государственный Университет  
физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф.Лесгафта,  
Санкт-Петербург»**

Кафедра **БИОМЕХАНИКИ**

Методическое обеспечение дисциплины

### **БИОМЕХАНИКА ЧЕЛОВЕКА**

Основная профессиональная образовательная программа  
высшего образования - программы подготовки научно-педагогических кадров в  
аспирантуре по направлению подготовки кадров высшей квалификации

**49.06.01 – «Физическая культура и спорт»**

направленность (профиль)

Биомеханика

**квалификация ВЫПУСКНИКА - Исследователь. Преподаватель-  
исследователь.**

форма обучения

очная / заочная

Рассмотрена и утверждена на заседании  
кафедры  
«31» августа 2015 г., протокол № 1

Зав. кафедрой \_\_\_\_\_ Самсонова А.В.

Автор-разработчик:

*Профессор, д.т.н. Бегун П.И.*

*Доцент, к.т.н. Кривохижина О.В.*

*Доцент, к.т.н. Лебедева Е.А.*

Санкт-Петербург 2015

# МЕТОДИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

## МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПРЕПОДАВАТЕЛЯ:

### ТЕЗИСЫ ЛЕКЦИЙ

#### **Лекция 1. Теоретические основы моделирования органов и структур человеческого организма по статической расчетной схеме.**

1.1. Перещения и деформации в органах структур человеческого организма, исследуемых по стержневой и оболочечной расчетным схемам при статическом нагружении. Расчет на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма при статическом нагружении. Содержательная модель – это умозрительное представление реального объекта, предназначенное для построения математической или физической модели, в которой отражены свойства реального объекта, необходимые для решения поставленной задачи.

Каждое исследование в биомеханике человека включает следующие этапы: 1) постановку задачи, 2) построение содержательной модели и выяснение при помощи теории ее закономерностей, 3) практические выводы по результатам проведенных исследований. При сравнении моделей оценивают следующие свойства: 1) адекватность, 2) простоту и оптимальность, 3) гибкость, 4) универсальность и проблемную ориентацию, 5) эффективность машинной реализации. Свойства моделей. В биомеханике человека состояние биологического объекта определяют параметрами напряжение, деформация, перемещение, скорость, ускорение. Механика твердого деформированного тела имеет в своей основе три системы уравнений: 1) уравнения равновесия, 2) уравнения совместности деформаций, 3) физические уравнения.

1.2. Статические, динамические и кинематические содержательные модели. Статические содержательные модели строят для исследования напряженно-деформированного состояния неподвижных объектов и подвижных объектов в заданном мгновенном состоянии. При составлении статических содержательных моделей схематизируют: 1) свойства материала; 2) геометрию объекта; 3) характер закрепления; 4) внешнюю нагрузку. В динамических содержательных моделях приведенные параметры: 1) силы и моменты; 2) массы и массовые моменты инерции; 3) коэффициенты жесткости; 4) коэффициенты диссипации определяют из условий равенства работ возможных перемещений и равенства кинетической и потенциальной энергий реальной конструкции и содержательной модели.

В кинематических содержательных моделях вводят следующие допущения: 1) материал звеньев считают абсолютно твердым; 2) зазорами в кинематических парах и соединениях пренебрегают; 3) движение звеньев исследуют независимо от сил, действующих на подвижную систему; 4) размеры звеньев определяют расстояния между осями кинематических пар в недеформированном состоянии; 5) конструктивные особенности звеньев, влияющие на характер движения, не учитывают.

Биомеханика человека, как раздел биомеханики, представляет, с одной стороны, набор разработанных общих моделей для трех классов геометрических объектов: стержни, оболочки, трехмерные тела. С другой стороны – метод получения этих моделей и их использование для построения моделей биологических структур в рамках математических теорий, разработанных для этих классов объектов. Достоверность теории стержней и теории оболочек обеспечена многочисленными исследованиями, проведенными методами теории упругости. Анализ биологических структур и биологических объектов может быть проведен только в пределах той точности, которая уже заложена в используемые теории стержней, оболочек или трехмерных тел.

Стержень – тело, один размер которого (длина) значительно больше других. Стержень определен, если заданы его ось и поперечное сечение (в общем случае - переменное). В теории стержней: 1) перемещения второго порядка малости не учитываются; 2) нормальные напряжения при плоском поперечном изгибе определяются при допущении, что стержень сохраняет плоское сечение. При определенном уменьшении поперечного сечения стержня, он теряет способность воспринимать изгибающие моменты. В этом случае принимают, что жесткости стержня на изгиб, кручение и сжатие равны нулю – стержень работает только на растяжение. Пример: сухожильные хорды митрального клапана.

Оболочка – тело, один из размеров которого (толщина) значительно меньше двух других. Оболочка геометрически определена, если заданы форма срединной поверхности и толщина. В общем случае срединная поверхность может иметь любую форму, а толщина быть переменной. Например, створки клапанов, межжелудочковая перегородка. В теории оболочек, на основании особенностей их формы, делают два основных допущения о напряжениях и деформациях: 1) ввиду незначительной толщины, нормальные напряжения в направлении, перпендикулярном к срединной поверхности, равны нулю; 2) точки, находящиеся на перпендикуляре к срединной поверхности, после деформации также будут

находиться на прямой, перпендикулярной к деформированной срединной поверхности, и расстояние между ними не меняется.

Второе допущение и закон Гука определяют распределение напряжений по сечению, перпендикулярному к срединной поверхности. Равномерно распределенные по толщине напряжения, обусловленные растяжением оболочки, складываются с изгибными напряжениями, распределенными по толщине оболочки по линейному закону.

Выбор схемы стержня или оболочки определяется не только формой конструкции, но и рядом других соображений, связанных, например, с характером напряженного состояния исследуемого объекта. В случае переменных нагрузок, вызывающих усталостное разрушение, необходимо учитывать мелкие геометрические особенности – отверстия, канавки, являющиеся очагами концентрации напряжений. При постоянных нагрузках они несущественны для пластического состояния материала и существенны для хрупкого состояния. Поэтому одним из основных условий построения содержательных моделей биологического объекта является, возможно, более полный анализ и формализация той функции, которую он выполняет в процессе жизнедеятельности организма или его соответствующей части.

Биологическая ткань - система клеток и межклеточных структур, объединенных общей функцией, строением и происхождением. Она представляет собой сложную композиционную структуру с анизотропными свойствами, которые отличны от свойств ее отдельных компонентов и зависят от функции ткани. Многообразие биологических материалов и конструкций обусловлено многообразием биологических объектов и различием уровней организации (клетка, ткань, орган).

1.3. Расчет внутренних сил и напряжений. Стержень – расчетная схема, в которой один размер на порядок больше двух других размеров. При деформации твердого тела происходит изменение расстояний между его частицами. Это приводит к нарушению взаимодействия между ними и появлению внутренних сил. Для определения этих сил используют метод сечений. Эпюра внутренних сил отражает распределение их по длине стержня. Участок стержня, на границах которого изменяется характер внешних воздействий, называют грузовым. Определив из условия статического равновесия опорные реакции, записывают выражения для внутренних сил на каждом грузовом участке, вычисляют значения внутренних сил на границах участков и строят эпюры внутренних сил.

Наличие местных ослаблений (отверстий, выточек) существенно сказывается на напряженно-деформированном состоянии тела.

Распределение напряжений в сечениях, близких к месту расположения ослаблений, становится неравномерным.

Значение допустимого нормального напряжения для данного материала – устанавливают в каждом конкретном случае на основании опытных данных о прочности материала с учетом условий работы объекта. Опасное напряжение зависит от состояния материала: для пластичного состояния за опасное напряжение принимают предел текучести, для хрупкого состояния – временное сопротивление. Определение механических характеристики материала по диаграмме условных напряжений, полученной в результате испытаний.

1.4. Расчет перемещений. Рассмотрение общего случая нагружения упругого тела. Частная производная от потенциальной энергии упругой деформации по обобщенной силе равна обобщенному перемещению точки приложения силы по направлению силы (теорема Кастильяно). Перемещение точки приложения силы по направлению силы – это проекция на направление силы полного перемещения этой точки.

1.5. Примеры расчета объектов по статическим стержневым моделям. Моделирование остеосинтеза большой берцовой кости для исследования распределения усилий в системе на костная пластинка – кость. Моделирование опорных элементов интракапсулярного искусственного хрусталика.

1.6. Внутренние силовые факторы в оболочке. В общем случае нагружения в оболочке возникают нормальные напряжения, вызываемые действием изгибающих моментов и растягивающих или сжимающих нормальных усилий. Касательные напряжения могут действовать как перпендикулярно к срединной поверхности, так и параллельно ей. Эти напряжения в сечениях связаны с крутящими моментами и сдвигающими усилиями. Для тонкой оболочки из упругого материала изгибные напряжения распределены линейно по толщине. Нейтральная поверхность совпадает со срединной поверхностью. Наиболее благоприятным для конструкции является безмоментное состояние: напряжения постоянны по толщине. Безмоментное состояние имеет место при плавном изменении формы срединной поверхности и распределении нагрузок, отсутствии ребрения оболочек и при особых условиях закрепления краев. Противоположным безмоментному состоянию является чисто моментное. Существует несколько теорий оболочек. Рассмотрим ту, в основе которой лежат гипотезы о характере распределения перемещений и напряжений – гипотезы Кирхгофа.

1.7. Расчет по модели симметричных оболочек по безмоментной теории. Безмоментную теорию можно успешно применять в тех случаях, когда

оболочка не имеет резких переходов и жестких защемлений и не нагружена сосредоточенными силами и моментами. В местах крепления оболочки и в местах резких изменений формы возникают повышенные напряжения, обусловленные изгибными эффектами. Чем меньше толщина оболочки, тем более точные результаты дает безмоментная теория. Расчет по модели осесимметричных гибких оболочек.

## **Лекция 2. Теоретические основы моделирования органов и структур человеческого организма по динамической расчетной схеме.**

Динамика биологического объекта изменение его функционирования под влиянием действующих на него факторов. Выбор динамической модели в зависимости от особенностей системы и от степени ответственности динамического расчета, достоверности исходной информации о параметрах системы и т.д. Базирование на правдоподобных рассуждениях и интуиции, основывающейся на опыте предыдущих динамических расчетов и экспериментальных исследований.

2.1. Расчет напряжений при ударе. Динамические внутренние усилия, напряжения и удлинения. Коэффициент динамичности. Определение коэффициента динамичности из энергетических соотношений. Зависимость динамического напряжения при ударе не только от силы и площади поперечного сечения, но и от свойств материала и объема. Расчет динамически напряжений, сопровождающих плоский поперечный изгиб стержня. Ударные напряжения при кручении, возникающие в результате быстрой остановки вращающихся объектов.

2.2. Приведенные параметры динамической модели. Нелинейные зависимости между приложенными к телу нагрузками и перемещениями. Ограничение числа степеней свободы упругой системы при расчете. Типовые расчетные схемы, к которым можно свести биологические объекты.

Основные параметры динамической модели - величины, характеризующие механические свойства системы и влияющих на характер движения: масса, массовый момент инерции, коэффициент жесткости, внешние силы и моменты сил, коэффициент диссипации.

Идеализация биологического объекта путем ограничения числа степеней свободы. Отображение инерционных свойств системы массами и моментами инерции при вращательном движении, сосредоточенными в определенных точках (или сечениях) системы. Соединение этих точек безынерционными упругодиссипативными или кинематическими связями. Учет инерционных и упругих свойств частей объекта с помощью сосредоточенных приведенных параметров. Приведение сил и моментов

лежит на основе принцип возможных перемещений. Равенство кинетических энергий реального объекта и его динамической модели в основе приведения масс и моментов инерции. Приведения жесткости на основе равенства потенциальных энергий биологического объекта и эквивалентной ему динамической расчетной схемы.

Петля гистерезиса. Зависимость коэффициентом поглощения от природы диссипативных сил. Силы трения, возникающие в результате перемещения одного объекта относительно другого. Силы сопротивления порождаются демпфирующими элементами (например, хрящами, специально предназначенными для увеличения диссипативных свойств системы). Силы внутреннего трения в материале. Определение параметров диссипации.

2.3. Уравнения движения. Наиболее общие методы построения уравнений движения на основе применения уравнений Лагранжа второго рода, принципа д'Аламбера, метода Рэлея. Квазистатические способы построения уравнений движения основаны на принципе д'Аламбера.

Метод Рэлея. Условие при колебании объекта: сумма кинетической и потенциальной энергий остается равной начальной энергии деформации. Колебания гибкой оболочки. Частота собственных колебаний гибкой осесимметричной оболочки с массой, распределенной на плоском центре.

Примеры построения динамических моделей: 1. Определение характера взаимосвязи управляющих моментов приводов манипулятора при стационарном режиме; 2. Частотное уравнение двухзвенного манипулятора; 3. Моделирование колебаний челюсти; 4. Моделирование динамического поведения кровеносного сосуда при распространении пульсовой волны.

### **Лекция 3. Биомеханика сердца.**

3.1. Строение и функционирование сердца. Сокращение мускулатуры сердца в результате ее возбуждения. Миокард. Клапаны сердца. Строение створок клапанов. Измерения толщины створок по гистологическим срезам. Клапаны сердца - сложные комплексы анатомических образований, функционирующих как единое целое. Составные части этого комплекса: фиброзные кольца, створки, сухожильные хорды и сосочковые мышцы имеют выраженные индивидуальные особенности строения, формы, размеров положения. Разные толщина, высота, радиус фиброзного кольца, степень открытия отверстия, гибкость, подвижность, выраженность изменений подклапанных образований, фиброз и кальциноз створок клапанов.

3.2. Механические свойства структур сердца. Напряженное состояние диастолического миокарда. Жесткость нестимулированной сердечной

мышцы при ряде патологических состояний. Насосные функции сердца. Миокард как композиционный материал, в котором элементы соединительной ткани (миоциты) образуют упругий каркас. Упругие свойства сердечной мышцы. Вязкоупругие свойства миокардиальной ткани в состоянии покоя. Релаксации напряжений при ступенчатых деформациях и ползучести при постоянных нагрузках.

Фильтрация жидкости, находящейся в межклеточном пространстве и сосудистом русле. Градиенты давления между различными областями ткани. Гипотеза о пассивном миокарде как пороупругой среде.

Упругие свойства ткани лепестков. Зависимости напряжение - деформация для образцов, вырезанных из аортального клапана в радиальном и окружном направлениях. Увеличение концентрации коллагена и ухудшение качества основного аморфного вещества с возрастом. Модули нормальной упругости лепестков клапанов.

3.3. Патологические изменения и коррекция структур сердца. Изменение механических свойств в локальной зоне стенки левого желудочка при инфаркте миокарда. Изменения связанные с фазовыми характеристиками заболевания, отражающимися в нарушении нормальной структуры в локальной зоне левого желудочка.

Энергодефицитная контрактура (стойкое ограничение движения) кардиомиоцитов в ишемическую фазу, с которой связано значительное повышение ригидности, а, значит, и жесткости материала. Различие биомеханических свойств материала стенки левого желудочка в центре зоны инфаркта, на ее периферии и в интактном (неповрежденном) миокарде. Зона инфаркта как патологический концентратор напряжений.

Постинфарктные аневризмы стенок сердца. Особенности ремоделирования миокарда от локализации, глубины и распространенности некроза. Ограниченное выпячивание некротизированной стенки желудочка во время его систолы (дискинезия в остром периоде заболевания у больных инфарктом миокарда). Динамическая аневризма левого желудочка.

Разрывы сердца - тяжелые осложнения трансмурального инфаркта миокарда. Внешние и внутренние разрывы сердца. Желудочковое ремоделирование – динамический процесс с региональным и глобальным влиянием на толщину стенки, форму, объем и размеры камеры на систолическую и диастолическую функции левого желудочка. Компенсаторные и патологические процессы в желудочке. Напряженно-деформированное состояние желудочка и особенности внутриволостного потока крови.

Изменения клапанов сердца в процессе развития и функционирования.

Анатомическое и функциональное единство клапанного аппарата с другими составными частями сердца. Существенные изменения конструкции клапанного аппарата с возрастом. Диагноз и определение тяжести порока клапанного аппарата на клинической картине заболевания, данных ЭКГ, рентгенографии и ЭхоКГ. Исследования клапанного аппарата комплексом методов ультразвукового исследования: одно и двумерное сканирование, транспищеводная ЭхоКГ, методы оценки потоков крови на основе эффекта Доплера. Измерение площади митрального отверстия основанное на вычислении времени полуспада трансклапанного градиента давления. Движение передней створки митрального клапана и фазы диастолического наполнения левого желудочка: максимальное открытие клапана в раннюю диастолу, частичное прикрытие в фазу диастазиса, меньшее по амплитуде позднее открытие в фазу предсердной систолы.

Барография и киноангиография. Гидродинамическая характеристика потока. Эхокардиография, фиксирующая различия в акустических характеристиках между соединительной тканью и кровью. Преимущества М - модальной эхокардиографии - высокая разрешающая способность. Недостаток – ограниченная зона наблюдения. М – модальная кардиография при регистрации малых перемещений клапанов (диастолической вибрации передней створки митрального клапана при аортальной недостаточности). Двумерная эхокардиография. Преимущества двумерной эхокардиографии - возможность определить распространенность поражения клапанного аппарата. Допплеровская эхокардиография и качественная и количественная оценка кровотока через каждый из сердечных клапанов. Недостаток метода. Эхокардиография и диагностирование патологии.

Ревматизм – инфекционно-аллергическая болезнь, характеризующаяся системным воспалением соединительной ткани с преимущественной локализацией процесса в сердечно-сосудистой системе и рецидивирующим течением. Частичное сращивание комиссур между передней и задней створками и укорочение хорд при митральном стенозе. Митральный стеноз из-за неполного раскрытия клапанов и изменение траектории его быстрого двухфазного движения. М-модальное исследование при стенозе митрального и трехстворчатого клапанов. Косвенные методы оценки митрального стеноза. Коррекция клапанного стеноза предсердно - желудочковых Операции в рентгеновской операционной. Моделирование для исследования состояния предсердно - желудочковых клапанов при баллонной дилатации, для предоперационной диагностики результатов рентгенохирургических операций на клапанах сердца.

Построения содержательных моделей предсердно - желудочковых клапанов. Метод эндоваскулярных установок искусственных аортальных клапанов.

3.4. Модели сердца и его структур. Моделирование механизма открытия и закрытия аортального трехстворчатого клапана. Определение центра масс сердца. Собственные колебания сердца. Оболочечные модели левого желудочка. Выявление особенностей потоков крови в полостях сердца. Ангиографические исследования в экспериментальных и клинических условиях. Моделирование левого желудочка сердца. Моделирование коррекции клапанов сердца. Моделирование кровотока в протезах клапанов сердца.

#### **Лекция 4. Биомеханика дыхательных путей.**

В процессе дыхания происходит: 1) легочная вентиляция; 2) диффузионный обмен кислорода и углекислого газа между альвеолами и кровью; 3) транспорт кислорода и углекислого газа кровью и жидкостями организма в клетки тканей и из них; 4) регуляция вентиляции и других процессов дыхания.

4.1. Строение и функционирование структур и органов дыхательных путей. Функции трахеи и бронхов. Напряженное состояние трахеобронхиального дерева в физиологических условиях. Три оболочки в стенке трахеи и бронхов. Легкие — парный орган дыхания. Два способа изменения объем легких: 1) удлинять или укорачивать грудную клетку движением диафрагмы вниз и вверх; 2) увеличивать или уменьшать переднезадний размер поднятием и опусканием ребер. Спокойное дыхание в норме.

Структура легких, обусловленная их функциями: воздушные пути и кровеносные сосуды образуют ветвящуюся структуру, обеспечивающую максимальную площадь контакта между воздухом и кровью. Благоприятные условия для диффузии газов между двумя средами. Симметричная морфометрическая модель легких человека. Дихотомическая структура. Альвеолярные ходы. Стенки альвеол, образованные плотной двухмерной сетью капилляров, которая заключена между слоями клеток альвеолярного эпителия. Слои дыхательной мембраны. Объем крови в легких. Прохождение крови через легочные капилляры при нормальном сердечном выбросе. Транспульмональное давление. Зависимость растяжимости легких от их жесткости, которая определяется жесткостью самой легочной ткани и силами поверхностного натяжения жидкости на поверхности альвеол и других дыхательных путей легких. Жесткость легочной ткани определяется

вплетенными в паренхиму эластиновыми и коллагеновыми волокнами. Поверхностное натяжение на границе слоев жидкости и воздуха составляет  $\frac{2}{3}$  всей жесткости легких.

Минутный объем дыхания – общий объем нового воздуха, входящего в дыхательные пути за каждую минуту. Дыхательный объем у мужчины может достигать 4600 мл, а частота дыхания 40 - 50 раз в минуту. Минутный объем при этом в 30 раз (200 мл) больше, чем в покое. Дыхательная и переходная зоны занимают 95 % легких, остальные 5 % приходятся на проводящую зону, которая включает начальные 16 поколений воздушных путей. Движение воздуха в проводящей зоне, в основном, конвективное, в двух других зонах легкого площадь поперечного сечения дыхательных путей настолько велика, что диффузия газов происходит с большей скоростью, чем их механическое перемещение при вдохе и выдохе.

Легочное сосудистое русло образуется в результате нерегулярного дихотомического ветвления артериального дерева, которое имеет заметно больше поколений ветвления, чем бронхиальное. Прекапилляры, служащие входами в капиллярную сеть, соответствуют 28 поколению ветвления, а каждую альвеолу «опутывают» около тысячи капиллярных сегментов.

Мембрана, разделяющая кровь и воздух в легких, представляет собой неоднородное образование и состоит из нескольких слоев.

Во время нормального спокойного дыхания дыхательные мышцы сокращаются только во время вдоха. Выдох происходит за счет жесткой тяги легких и грудной клетки.

4.2. Механические свойства структур и органов дыхательных путей. Методы и результаты исследования деформационных и прочностных свойств трахеобронхиального дерева. Образцы, используемые при определении механических свойств трахеи и бронхов. Неоднородность распределения механических свойств по всему трахеобронхиальному дереву в стареющем организме меньше, чем в молодом. Передняя и боковая стенки хряща трахеобронхиального аппарата неодинаково деформируются в окружном направлении под действием внутреннего давления. Наиболее неоднородно распределение прочностных и деформационных свойств между хрящами в области бифуркации.

Пассивное следование легких за грудной клеткой. Расширение полости грудной клетки благодаря сокращению дыхательных мышц, к которым, в первую очередь, относятся диафрагма, внутренние и наружные межреберные мышцы. Обычный пассивный выдох. Активный выдох. Изменение многих показателей дыхания при переходе тела из вертикального положения в горизонтальное. Жизненная емкость и дыхательный объем легких.

Изменения в распределении вентиляции связанные в основном с изменением динамики грудной клетки и диафрагмы.

Радиологические исследования легких. Закономерное распределение вентиляции и кровотока в легких, обусловленное изменением гидростатического давления в малом круге кровообращения и давления в легочной ткани, вызванного действием внешних гравитационных и инерционных сил. Неравномерность распределения кровотока по легким связанная с ростом трансмурального давления в направлении силы тяжести. Легочная ткань с кровью капилляров, бронхиальным деревом и связанными с ними лимфатическими узлами — паренхима — гораздо сильнее сопротивляется изменению объема, чем изменению формы.

Пространственная неоднородность газообмена в совершенно здоровых легких, существенно влияющая на функцию легких в целом. Чувствительность конечных бронхиол и альвеол к едким химическим раздражителям. Передача афферентных импульсов из дыхательных путей через блуждающие нервы в продолговатый мозг.

#### 4.3. Патологические изменения структур органов дыхательных путей.

Снижение вентиляторной способности легких при нарушении их функции. Болезни отрицательно влияют на работу дыхательных мышц. У больных, которым приходится затрачивать больше усилий на дыхание, диафрагма может утомляться, в результате чего вентиляция легких становится неадекватной.

Зависимость эластичности легкого в норме от эластичности формирующих его тканей. Изменение эластичности легкого при многих болезнях. Уменьшение эластичности легкого при диффузном фиброзе легких, утолщении плевры, рубцевании туберкулезных очагов в результате лечения, болезнях сердца (стеноз митрального клапана, недостаточность левого желудочка). Динамической растяжимостью легких - растяжимость в конце вдоха и выдоха. Уменьшение динамической растяжимости при болезнях легких.

Развитие отека легких при повышении давления интерстициальной жидкости и переходе из отрицательного диапазона в положительный. Эмфизема легких. Патологические изменения при эмфиземе легких: 1) хроническая инфекция, вызванная вдыханием дыма расстраивает защитные механизмы воздухоносных путей (частичный паралич ресничек дыхательного эпителия); 2) излишняя слизь и воспалительный отек бронхиол приводят к обструкции небольших воздухоносных путей; 3) обструкции небольших воздухоносных путей затрудняет выдох, воздух застаивается в альвеолах. Пневмония – воспалительное состояние легких, при котором

альвеолы заполнены жидкостью или клетками крови. Болезнь начинается инфицированием альвеол. Легочная мембрана воспаляется и становится порозной. Из крови в альвеолы проникает жидкость, эритроциты и лейкоциты. Ателектаз – сжатие альвеол. Одышка – состояние, возникающее при неспособности добиться необходимого уровня вентиляции. Причины: 1) ненормальное содержание дыхательных газов в жидкости тела (особенно часто из – за излишнего образования углекислого газа в жидкостях тела); 2) объем работы, который потребуется от дыхательных мышц для достижения необходимой вентиляции; 3) психическое состояние.

4.4. Конструкции искусственных легких. Аппараты для искусственной вентиляции легких. Оригинальные конструкции искусственных легких, созданные в настоящее время в лабораторных условиях: 1. Прибор, использующий воздух, а не чистый кислород; 2. Рабочие легкие на основе каркаса из органа умершей мыши; 3. Целый орган, выращенный из базовой клетки.

4.5. Модели структур и органов дыхательных путей. Моделирование паренхимы при допущениях: 1) паренхима — сплошная среда, бесконечно малый объем которой имеет размеры легочной дольки; 2) так как масса воздуха в легких намного меньше массы крови и тканей, плотность легочной ткани равна плотности крови; 3) сдвиговые напряжения в паренхиме намного меньше нормальных напряжений, равных тканевому давлению. Ненапряженный объем сосудов и, следовательно, объем крови на любом участке легочной паренхимы пропорциональны объему имеющейся в нем ткани; 4) степень кровонаполнения зависит от артериального, венозного, альвеолярного и тканевого давлений; 5) степень растяжения является функцией переменной — локального транспульмонального давления, равного разности между давлением воздуха в альвеолах и тканевым давлением.

Моделирование напряженно-деформированного состояния в паренхиме. Модель паренхимы, где все альвеолы до деформации имеют форму куба. При деформации в мембранах возникают силы растяжения. Учитывается сила поверхностного натяжения на каждой из двух поверхностей мембраны.

Однокомпонентная модель легкого. Базирование качественных представлений о механике дыхания и его внешних характеристиках на однокомпонентной модели легкого. Представление легких в виде эластического объема, через поверхность которого происходит газообмен. Воздух в объем поступает по системе недеформируемых газопроницаемых путей с гидравлическим сопротивлением. Дыхательный аппарат заключен в эластическую оболочку — грудную клетку. Движение этой оболочки

определяется мускульными усилиями. Давление в области между альвеолярным объемом и грудной клеткой — плевральное давление — зависит только от времени и определяется динамикой дыхательного цикла.

## **Лекция 5. Биомеханика уха и вестибулярного аппарата.**

Орган слуха у человека состоит из наружного, среднего, внутреннего уха и слухового центра в центральной нервной системе. Он анализирует звуки, определяя направление на источник, громкость, тон и тембр.

### **5.1. Строение и функционирование слухового аппарата.**

Расположение главных отделов уха внутри черепа. Ушная раковина. Наружный слуховой аппарат. Среднее ухо. Слуховые косточки — молоточек, наковальня, стремя— самые маленькие кости в организме. Проведение звуковая энергия к внутреннему уху. Две мышцы в среднем ухе — напрягающая барабанную перепонку и стременная. Два отверстия на внутренней стенке барабанной полости.

Лабиринт внутреннего уха, включающий слуховую часть — улитку, и три полукружных канала. Внутри костного футляра лабиринта лежит перепончатый лабиринт, повторяющий форму костного. Лабиринт посредством маленьких канальцев соединен с полостью черепа. Колебания лабиринтной жидкости преддверия, которая передает их жидкости улитки. Базилярная мембрана, на которой находится рецептор звукового анализатора — кортиев орган, состоящая из радиальных волокон, - слуховых струн.

Функция кортиева органа, заключающееся в трансформации энергии звуковых колебаний в нервное возбуждение. Звуковые колебания, переданные звукопроводящим аппаратом среднего уха жидким средам внутреннего уха — перилимфе и эндолимфе, вызывают деформацию структур внутреннего уха.

5.2. Механические свойства уха и его структур. Способность уха реагировать на ничтожно малые колебания. Нечувствительность уха к низким частотам. Интенсивность звука. Децибел - единица уровня (громкости) звука. Бел - единица десятичного логарифма отношения двух одноименных физических величин. Стандартная единица децибел. Кривые равной громкости. Экспериментальные исследования влияния геометрических параметров слухового прохода на изменение звукового поля. Наружный слуховой проход как усилитель акустического давления. Усиление звукового давления в слуховом проходе. Костная проводимость. Способность уха игнорировать все звуки, кроме первого, который привлёк внимание.

5.3. Патологии и коррекция уха и его структур. Причины нарушения механизма звукопроводения. Хирургические методики восстановления пострадавших частей среднего уха. Восстановление разрушенной цепи слуховых косточек. Схемы реконструкции структур среднего уха. Глухота, вызванная нарушением звукопроводимости. Методики ремобилизации стремени (разрушение рубцовой ткани, замена мембраны овального окна или и то, и другое) и фенестрации (создания нового отверстия в улиточном канале). Нейросенсорная (вызванная нарушением восприятия звука) глухота. Методы пластической хирургии, используемые для коррекции врожденных или связанных с травмами деформаций уха.

5.4. Модели структур уха и слуха. Резонансная (пространственная) и частотная (временная) модели слуха. Модель бегущей волны деформации Г. Бекеша. Модель аппарата звукопроводения. Модель костного проведения звука. Зависимости костной проводимости от: 1) деформации капсулы внутреннего уха; 2) относительных движений черепа и косточек, обусловленных инерционным запаздыванием последних; 3) излучения звуков в наружный слуховой проход от его стенок. Вибрация височной кости. Моделирование механизма улитки. Улитка как приемник, преобразующий внешние колебательные воздействия в форму, используемую нервной системой. Модель улитки. Схематизации при построении модели улитки: 1) замена спиралевидной формы канала на линейно развернутую; 2) криволинейная форма стенок представлена прямолинейной; 3) площадь поперечного сечения канала не зависит от координаты; 4) стенки полости, заменяющей улитку, жесткие. Моделирование эквивалентной мембраны набором резонаторов. Моделирование эквивалентной мембраны пластиной. Моделирование эквивалентной мембраны набором стержней. Модель стимуляции волосковых клеток. Моделирование барабанной перепонки. Моделирование структур среднего уха при патологиях и коррекции барабанной перепонки. Моделирование реконструкции структур среднего уха.

5.5. Строение и функционирование вестибулярного аппарата. В формировании пространственных представлений, поддержании позы и построения координированных движений участвуют многие системы организма. Функциональная настройка едва ли не всех из них происходит с учетом показаний вестибулярного аппарата.

Вестибулярный аппарат — орган, воспринимающий изменения положения головы и тела в пространстве и направления движения тела. Вестибулярный аппарат надежный источник информации о действующих на организм динамических возмущениях.

Выполнение тонкого анализа и точной координации движений вестибулярного анализатора совместно с мышечно-суставным, кожным и зрительными анализаторами. Лабиринты. Полукружные кольца и отолитовые аппараты. Утрикулус. Саккулус. Эндолимфа. Отолитовые мембраны. Макула. Перемещение мембраны при действии линейных ускорений за счет инерционных сил. Плоскости возможных направлений смещений утрикулярной и саккулярной отолитовых мембран взаимно перпендикулярны. Импульсы, исходящие из отолитового и нормальный тонус мускулатуры, обеспечивающий правильное положение организма в пространстве. Ампула полукружного канала. Купула. Сигналы ампулярного рецептора извещающие мозг, как о начале, так и последующих изменениях направления и скорости вращения. Совместное действие аппарата полукружных каналов и отолитового аппарата в одной системе угловой стабилизации. Обеспечение эффективной работы системы стабилизации в переходных режимах аппаратом полукружных каналов. Обеспечение качества стабилизации в установившемся режиме отолитовым аппаратом.

5.6. Механические свойства структур вестибулярного аппарата. Пространная специализация вестибулярного аппарата. Постоянные времена установления процессов в системе отолитового аппарата и полукружных каналов. Причина расположение купулы в ампулах, а не в каналах. Плотности отолитовой мембраны и эндолимфы. Максимальное перемещение отолитовой мембраны по макуле в саккулусе и утрикулусе. Рецепторная система, измеряющая линейные ускорения через движение плотных структур в жидкости меньшей плотности. Высокая вязкость эндолимфы, обусловленная значительным содержанием мукополисахаридов, гасит эффекты сильной осцилляции и предотвращает вихревые движения при физиологическом течении этой жидкости. Пороги ускорений различаемых вестибулярным аппаратом.

5.7. Нарушения вестибулярного аппарата и их диагностика. Нарушение основных вестибулярных функций из-за патологических состояний, связанных с всевозможными воспалительными процессами в зоне внутреннего уха, травмами, поражениями сосудов, доставляющих кровь к органу. Частыми причинами нарушений являются следующие заболевания: 1. Неврит – воспаление вестибулярного нерва; 2. Вестибулярная атаксия, развивающаяся вследствие недостаточности кровоснабжения в вертебробазиллярном бассейне; 3. Болезнь Меньера - быстро нарастающее и медленно спадающее головокружение, имеющее приступообразный характер; 4. Отосклероз – поражение костной капсулы внутреннего уха; 5. Средний отит – очень частое заболевание в детском возрасте; 6. Серные

пробки. 7. Опухоли мостомозжечковой области; 8. Эпилепсия, сопровождающаяся кратковременным нарушением сознания, галлюцинациями, выделением слюны, нехарактерными двигательными движениями; 9. Аномалия развития сосудов позвоночника или головного мозга; 10. Закупорка внутренней (лабиринтной) артерии, которая может привести к мозжечковому инсульту, инфаркту и кровоизлиянию в мозг, представляющему смертельную опасность. 11. Сотрясение лабиринта или перелом височной кости, вызванные черепно-мозговой травмой; 12. Базилярная мигрень, сопровождающаяся приступообразным длительным головокружением.

Изменениям в организме человека при нарушении работы вестибулярного аппарата: 1) тошнота и рвота, не приносящая облегчения, усиливающаяся при перемене положения тела; 2) нарушение точности и направленности движений; 3) однообразные движения глазных яблок в виде колебаний в горизонтальной или вертикальной плоскости; 4) головокружение, возникающее в лежачем положении, сидя и при ходьбе; 5) расстройство равновесия; 6) повышенная потливость; 7) изменение нормальной окраски кожных покровов; 8) тахикардия, нестабильное давление, увеличение числа дыхательных движений.

5.8. Моделирование структур вестибулярного аппарата. Физическое моделирование правой системы полукружных каналов. Масштабная модель полукружных каналов человека. Моделирование реакции отолитового аппарата на действие угловых ускорений. Моделирование реакции отолитовой мембраны на ускорение, лежащее в ее плоскости. Моделирование движения эндолимфы. Моделирование движения купулы. Моделирование движения эндолимфы при гармонических угловых колебаниях.

## **Лекция 6. Биомеханика опорно - двигательного аппарата.**

6.1. Строение и функционирование опорно - двигательного аппарата. Скелетная мышца - единый орган, обладающий сложной структурной организацией, сократительной способностью, адаптивностью. Механизм сокращения мышцы. Теория скользящих нитей и данные о цитоскелете - основа для построения расчетных схем и математических моделей мышечного сокращения. Одноперистая и двухперистая мышцы. Роль оболочек мышцы и сети кровеносных сосудов при сокращении мышцы. Изотоническое и изометрическое сокращение мышцы. Зубчатый и гладкий тетанусы.

6.2. Механические свойства скелетных мышц. Испытание образцов

мышечной ткани. Физиологические растворы. Зависимость жесткости пассивной мышцы от ее свойств на момент изготовления образцов: числа замкнутых мостиков в пассивном мышечном волокне; упругих элементов, включенных параллельно сократительному аппарату (коллагеновых волокон эндомиозиума, перемизиума и эпимиозиума); внутримышечной сосудистой сети; упругих свойств цитоскелета. Нелинейности диаграммы растяжения. Релаксация — снижение напряжений при постоянстве деформации и температуры. Релаксационные свойства пассивной мышцы.

Зависимость между скоростью укорочения мышцы и нагрузкой. Уравнение Хилла. Силы, развиваемые мышцами. Расположение волокон в перистой мышце. Адаптация мышц при повышенных нагрузках. Мышцы адаптируются к ним, структурно перестраиваясь. Структурная пластичность мышц.

6.3. Механические свойства сухожилий. Соединения сухожилий с мышечными волокнами. Строение и толщина сухожильных пучков волокон. Прочность сухожилия при растяжении. Зависимость механических свойств сухожилий от пола и возраста человека. Модуль нормальной упругости сухожилий. Податливостью сухожилия при работе вязкоупругой ткани мышцы.

6.3. Вспомогательный аппарат мышц. Фасции, синовиальные сумки, влагалища сухожилий, блоки мышц, сесамовидные кости.

6.4. Строение и функционирование пассивной части аппарата движения. Кости и их соединения. Полусуставы. Синовиальные соединения. Простые и сложные суставы. Суставные хрящи. Суставные капсулы. Суставная полость. Синовиальная оболочка. Формы суставных поверхностей и степени подвижности сочленяющихся костей. Схемы соединений и направления относительного движения костей в суставах. Суставы с простой и сложной кинематикой движения. Кинематический анализ. Звенья. Кинематические пары. Степени свободы. Подвижность (число степеней свободы) опорно-двигательного аппарата. Синовиальная среда суставов. Синовиальная жидкость. Основные функции синовиальной жидкости: локомоторная; метаболическая; трофическая (питающая) — по отношению к бессосудистым слоям суставного хряща; барьерная (защитная) — участие ферментов, живых клеток синовиальной оболочки в удалении, растворении чужих клеток и веществ, проникающих в сустав из крови или при повреждении суставной капсулы.

6.5. Строение и функционирование позвоночника. Позвонки, межпозвоночные хрящи, крестец, копчик, связочный и суставный аппарат. Суставные отростки. Движения между отдельными позвонками. Движения позвоночного столба. Позвоночный столб — опора и защита. Значение

изгиба позвоночника. Увеличение внутридискового давления приводит к дегенерации дисков, вызывая остеохондроз, радикулит, ишиас и другие болезни. Межпозвоночные диски. Модули нормальной упругости и коэффициенты Пуассона для позвонка, гиалиновой пластинки и фиброзного кольца диска. Содержание воды в студенистом ядре межпозвоночного диска. Передача сил в ядре диска по законам гидростатики. Зависимость внутридискового давления от позы. Напряжение, при котором разрушается гиалиновая пластинка, характеризует прочность, несущую способность конструкции диска, а напряжение, вызывающее разрыв фиброзного кольца, — прочность тканей диска. Испытания изолированных позвонков на сжатие. Свойства продольных связок позвоночника. Средние значения касательного модуля *нормальной упругости* продольных связок. Демпфирующие свойства связок.

6.6. Математические модели структур опорно - двигательного аппарата. Моделирование бедренной и большеберцовой костей и исследование напряженно – деформированного состояния при статических и динамических нагрузках. Кинематический анализ структур опорно-двигательного аппарата. Угловые скорости и ускорения звеньев. Линейные скорости и ускорения точек звеньев кинематической цепи.

#### МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ АСПИРАНТА:

Изучение дисциплины осуществляется по следующим формам: *лекции, семинары, практические занятия и самостоятельная работа аспиранта.*

Важным условием для освоения дисциплины в процессе занятий является ведение конспектов, освоение и осмысление терминологии изучаемой дисциплины. Материалы лекционных занятий следует своевременно подкреплять проработкой соответствующих разделов в учебниках, учебных пособиях, научных статьях и монографиях, в соответствии со списком основной и дополнительной литературы. Дополнительная проработка изучаемого материала проводится во время практических занятий, в ходе которых анализируются и закрепляются основные знания, полученные по дисциплине.

В рамках изучения учебных дисциплин необходимо использовать передовые информационные технологии – компьютерную технику, электронные базы данных, Интернет.

Целями самостоятельной работой аспиранта является:

- систематизация и закрепление полученных теоретических знаний и практических умений аспирантов;
- углубление и расширение теоретических знаний;
- формирование умения использовать справочную литературу, а также выполнять поиск необходимой информации в сети ИНТЕРНЕТ;

- формирование самостоятельности мышления, способностей к саморазвитию, самосовершенствованию и самореализации;
- развитие исследовательских умений.
- Самостоятельная работа выполняется аспирантом по заданию преподавателя и содержит следующее задания:
  - изучение программного материала дисциплины (работа с учебником и конспектом лекций, изучение рекомендуемых литературных источников, конспектирование источников);
  - выполнение аналитических работ;
  - работа с электронными информационными ресурсами и ресурсами сети ИНТЕРНЕТ;
  - работа с компьютерными программами;
  - подготовка к зачету.

Необходимым условием формирования компетенций является посещение семинарских и практических занятий, на которых аспирант адекватно отражает в статических, кинематических и динамических моделях свойства органов и структур человеческого организма. Строит компьютерные модели и выполняет, при использовании пакета SolidWorks, расчеты на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма для:

- 1) приобретения умений применять методы математического анализа и моделирования в процессе теоретического и экспериментального изучения биомеханических систем человека;
- 2) овладения основными методами расчета на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма с целью осуществлять научно-методическое обеспечение сборных команд по олимпийским и неолимпийским видам спорта с использованием средств и методов биомеханического анализа.

#### ОБЪЕМНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ ДЛЯ ПОДГОТОВКИ ЗАЧЕТА

1. Методы анализа напряженно – деформированного состояния органов и структур человеческого организма при статическом нагружении.
2. Построение математических моделей органов и структур человеческого организма при статическом нагружении.
3. Основные методы расчета на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма при статическом нагружении.
4. Методы кинетического анализа органов и структур человеческого организма.
5. Построение кинематических схем незамкнутых пространственных систем в неподвижной системе координат.

6. Основные методы расчета скоростей и ускорений структур подвижных систем человеческого организма.
7. Методы анализа напряженно – деформированного состояния органов и структур человеческого организма при динамическом нагружении.
8. Построение математических моделей органов и структур человеческого организма при динамическом нагружении.
9. Основные методы расчета на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма при динамическом нагружении.
10. Основные методы экспериментальных исследований механических свойств биологических тканей.
11. Построение математических моделей биологических тканей.
12. Основные методы расчета на прочность и жесткость биологических тканей.
13. Методы анализа напряженно – деформированного состояния сердца и его структур.
14. Построение математических моделей сердца и его структур.
15. Основные методы расчета на прочность и жесткость структур сердца.
16. Методы анализа напряженно – деформированного состояния сосудистой системы.
17. Построение математических моделей сосудистой системы.
18. Основные методы расчета на прочность и жесткость структур сосудистой системы.
19. Методы анализа напряженно – деформированного состояния структур дыхательных путей.
20. Построение математических моделей структур дыхательных путей.
21. Основные методы расчета на прочность и жесткость структур дыхательных путей.
22. Методы анализа напряженно – деформированного состояния глаза и его структур.
23. Построение математических моделей глаза и его структур.
24. Основные методы расчета на прочность и жесткость глаза и его структур.
25. Методы анализа напряженно – деформированного состояния уха, вестибулярного аппарата и их структур.
26. Построение математических моделей уха, вестибулярного аппарата и их структур.
27. Основные методы расчета на прочность и жесткость уха, вестибулярного аппарата и их структур.
28. Методы анализа напряженно – деформированного состояния пищеварительной и выделительной систем.
29. Построение моделей пищеварительной и выделительной систем.

30. Основные методы расчета на прочность и жесткость пищеварительной и выделительной систем.

31. Методы анализа напряженно – деформированного состояния опорно-двигательного аппарата и его структур.

32. Построение математических моделей опорно-двигательного аппарата и его структур.

33. Основные методы расчета на прочность и жесткость опорно-двигательного аппарата и его структур.

34. Методы анализа разрушений в структурах человеческого организма при внешнем воздействии.

35. Построение математических моделей для биомеханического анализа состояния структур человеческого организма при различных комбинациях внешних воздействий.

36. Основные методы расчета на прочность и жесткость структур человеческого организма при различных комбинациях внешних воздействий.

#### МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ АСПИРАНТА:

Изучение дисциплины осуществляется по следующим формам: *лекции, семинары, практические занятия и самостоятельная работа аспиранта.*

Важным условием для освоения дисциплины в процессе занятий является ведение конспектов, освоение и осмысление терминологии изучаемой дисциплины. Материалы лекционных занятий следует своевременно подкреплять проработкой соответствующих разделов в учебниках, учебных пособиях, научных статьях и монографиях, в соответствии со списком основной и дополнительной литературы. Дополнительная проработка изучаемого материала проводится во время практических занятий, в ходе которых анализируются и закрепляются основные знания, полученные по дисциплине.

В рамках изучения учебных дисциплин необходимо использовать передовые информационные технологии – компьютерную технику, электронные базы данных, Интернет.

Целями самостоятельной работой аспиранта является:

- систематизация и закрепление полученных теоретических знаний и практических умений аспирантов;
- углубление и расширение теоретических знаний;
- формирование умения использовать справочную литературу, а также выполнять поиск необходимой информации в сети ИНТЕРНЕТ;
- формирование самостоятельности мышления, способностей к саморазвитию, самосовершенствованию и самореализации;
- развитие исследовательских умений.
- Самостоятельная работа выполняется аспирантом по заданию преподавателя и содержит следующее задания:

- изучение программного материала дисциплины (работа с учебником и конспектом лекций, изучение рекомендуемых литературных источников, конспектирование источников);
- выполнение аналитических работ;
- работа с электронными информационными ресурсами и ресурсами сети ИНТЕРНЕТ;
- работа с компьютерными программами;
- подготовка к зачету.

Необходимым условием формирования компетенций является посещение семинарских и практических занятий, на которых аспирант адекватно отражает в статических, кинематических и динамических моделях свойства органов и структур человеческого организма. Строит компьютерные модели и выполняет, при использовании пакета SolidWorks, расчеты на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма для:

- 1) приобретения умений применять методы математического анализа и моделирования в процессе теоретического и экспериментального изучения биомеханических систем человека;
- 2) овладения основными методами расчета на прочность и жесткость основных случаев деформации органов и структур человеческого организма с целью осуществлять научно-методическое обеспечение сборных команд по олимпийским и неолимпийским видам спорта с использованием средств и методов биомеханического анализа.