Курсовая работа

на тему

Моделирование процессов в системе кровообращения человека

РЕФЕРАТ

пульсовый кровобращение периферический

Курсовая работа с., рис., таблица, источника, прил.

МОДЕЛЬ, СИСТЕМА КРОВООБРАЩЕНИЯ, РЕГРЕССИЯ, МЕТОД НАИМЕНЬШИХ КВАДРАТОВ, АДЕКВАТНОСТЬ, КРИТЕРИЙ ФИШЕРА.

Объектом исследования является система кровообращения человека.

Исследуемые сосуды: венечная артерия левая, почечная артерия левая, общая сонная артерия.

Цель работы - Моделирование пульсовых волн в сосудах и использование модели кровообращения О. Франка для определения гидравлического сопротивления периферической части системы кровообращения.

Все расчеты, приведенные в работе, производились с использованием программного продукта МАТLAB 7.0.1 компании MathWorks, Inc.

# ВВЕДЕНИЕ

Специалисты разных областей знаний, профессиональная деятельность которых связана как с изучением и коррекцией органов и структур человеческого организма, так и с созданием имплантантов и разработкой медицинской техники, сталкиваются в своей работе с необходимостью прогнозировать поведение структур человеческого организма и элементов технических систем при различных внешних воздействиях.. Исследование их поведения связано с необходимостью углубления знаний о функционировании биологических структур, внедрением новых медицинских технологий и созданием новой медицинской техники.

Изучение методов моделирования структур человеческого организма и протекающих в них физиологических процессов одна из основных задач при изучении дисциплины «МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ».

Курсовая работа посвящена вопросам построения моделирования процессов в системе кровообращения человека. Служит закреплению у студентов навыков решения задач математического моделирования, является логическим продолжением лекционного и лабораторного курсов «МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ», построена на основе знаний материала таких дисциплин, как «ВЫСШАЯ МАТЕМАТИКА», «ФИЗИКА», «ИЗМЕРЕНИЯ И ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА», «БИОФИЗИКА», “БИОЛОГИЯ».

Цель работы: Исследование модели пульсовой волны и модели кровообращения О. Франка, идентификация параметров модели О. Франка с использованием регрессионных процедур по методу наименьших квадратов.

1. КРОВЕНОСНАЯ СИСТЕМА ЧЕЛОВЕКА

Сердце - центральный орган кровеносной системы, который представляет собой полый мышечный орган, функционирующий как насос и обеспечивающий движение крови в системе кровообращения. Сердце представляет собой мышечный полый орган конусообразный формы. По отношению к срединной линии человека (линии, делящей тело человека на левую и правую половины) сердце человека располагается несимметрично - около 2/3 - слева от середины линии тела, около 1/3 сердца - справа от срединной линии тела человека. Сердце находится в грудной клетке, заключено в околосердечную сумку - перикард, располагается между правой и левой плевральными полостями, содержащими легкие. Длина сердца взрослого человека колеблется от 100 до 150 мм, ширина в основании 80 - 110 мм, переднезаднее расстояние - 60 - 85 мм. Вес сердца в среднем у мужчин составляет 332 г, у женщин - 253 г. У новорожденных вес сердца составляет 18-20г.

Сердце состоит из четырех камер: правое предсердие, правый желудочек, левое предсердие, левый желудочек. Правое предсердие имеет емкость у взрослого человека 100 -140 мл, толщину стенок 2-3 мм. Правое предсердие сообщается с правым желудочком посредством правого предсердно-желудочкового отверстия, имеющего трехстворчатый клапан. Сзади в правое предсердие вверху впадает верхняя полая вена, внизу - нижняя полая вена. Устье нижней полой вены ограничено заслонкой. В нижнюю часть правого предсердия впадает венечный синус сердца, имеющий заслонку. Венечный синус сердца собирает венозную кровь из собственных вен сердца.

Правый желудочек сердца имеет форму трехгранной пирамиды, обращенной основанием кверху. Емкость правого желудочка у взрослых 150-240 мл, толщина стенок 5-7 мм. Вес правого желудочка 64-74 г. В правом желудочке выделяют две части: собственно желудочек и артериальный конус, расположенный в верхней части левой половины желудочка. Артериальный конус переходит в легочный ствол - крупный венозный сосуд, несущий кровь в легкие. Кровь правого желудочка поступает в легочный ствол через трехстворчатый клапан.

Левое предсердие имеет емкость 90-135 мл, толщину стенок 2-3 мм. На задней стенке предсердия расположены устья легочных вен (сосудов, несущих из легких обогащенную кислородом кровь), по два справа и слева.

Левый желудочек имеет коническую форму; его емкость от 130 до 220 мл; толщина стенки 11 - 14 мм. Вес левого желудочка 130-150 г. В полости левого желудочка имеются два отверстия: предсердно-желудочковое (слева и спереди), снабженное двустворчатым клапаном, и отверстие аорты (главной артерии организма), снабженное трехстворчатым клапаном.

Внутри сердца вследствие наличия клапанов кровь движется в одном направлении. В фазе диастолы (расширение полостей сердца, связанное с расслаблением миокарда) кровь поступает из предсердий в желудочки. В фазе систолы (последовательные сокращения миокарда предсердий, а затем желудочков) кровь поступает из правого желудочка в легочный ствол, из левого желудочка - в аорту.

В фазе диастолы сердца давление в его камерах близко к нулю; 2/3 объема крови, поступающей в фазе диастолы, притекает из-за положительного давления в венах вне сердца и 1/3 подкачивается в желудочки в фазу систолы предсердий. Предсердия являются резервуаром для притекающей крови; объем предсердий может возрастать, благодаря наличию предсердных ушек.

Изменение давления в камерах сердца и отходящих от него сосудах вызывает движение клапанов сердца, перемещение крови. При сокращении правый и левый желудочки изгоняют по 60 - 70 мл крови.

По сравнению с другими органами (за исключением коры головного мозга) сердце наиболее интенсивно поглощает кислород. У мужчин размеры сердца на 10 - 15% больше, чем у женщин, а частота сердечных сокращений на 10-15% ниже.

При максимальной физической нагрузке величина энергетических затрат сердца может возрасти в 120 раз по сравнению с состоянием покоя. Длительное воздействие физических нагрузок вызывает увеличение резервных возможностей сердца.

Отрицательные эмоции вызывают мобилизацию энергетических ресурсов и увеличивают выброс в кровь адреналина (гормон коры надпочечников) - это приводит к учащению и усилению сердечных сокращений (нормальная частота сердечных сокращений - 68-72 в минуту), что является приспособительной реакцией сердца.

Кровеносные сосуды - эластичные трубки различного диаметра, составляющие замкнутую систему, по которой в организме протекает кровь от сердца на периферию и от периферии к сердцу. В зависимости направления тока крови и насыщенности крови кислородом выделяют артерии, вены, и соединяющие их капилляры.

Артерии - кровеносные сосуды, несущие кровь, обогащенную кислородом, от сердца ко всем частям организма. Исключением является легочный ствол, который несет венозную кровь из правого желудочка в легкие. Совокупность артерий составляет артериальную систему.

Артериальная система начинается от левого желудочка сердца, из которого выходит самый крупный и главный артериальный сосуд - аорта. На протяжении от сердца до пятого поясничного позвонка от аорты отходят многочисленные ветви: к голове - общие сонные артерии; к верхним конечностям - подключичные артерии; к органам пищеварения - чревный ствол и брыжеечные артерии; к почкам - почечные артерии. В нижней своей части, в брюшном отделе, аорта делится на две общие подвздошные артерии, которые снабжают кровью органы таза и нижние конечности.

Артерии снабжают кровью все органы, разделяясь на ветви различного диаметра. Артерии или их ветви обозначаются либо по названию органа (почечная артерия), либо по топографическому признаку (подключичная артерия). Некоторые крупные артерии называются стволами (чревный ствол). Мелкие артерии называются ветвями, а мельчайшие артерии - артериолами.

Проходя по мельчайшим артериальным сосудам, насыщенная кислородом кровь достигает любой участок организма, куда наряду с кислородом эти мельчайшие артерии поставляют питательные вещества, необходимые для жизнедеятельности тканей и органов. Артерии представляют собой цилиндрические трубки с весьма сложным строением стенки. В ходе ветвления артерий диаметр их просвета постепенно уменьшается, но суммарный диаметр возрастает. Различают крупные, средние и мелкие артерии.

Артериальное давление (АД) - давление, развиваемое кровью в артериальных сосудах. При измерении давления пользуются единицей давления, равной 1 мм ртутного столба.

Артериальное давление - показатель, состоящий из двух величин - показателя давления в артериальной системе во время систолы сердца (систолическое давление), соответствующего самому высокому уровню давления в артериальной системе, и показателя давления в артериальной системе во время диастолы сердца (диастолическое давление), соответствующего минимальному давлению крови в артериальной системе. У здоровых людей 17-60 лет систолическое артериальное давление бывает в пределах 100-140 мм рт. ст., диастолическое давление - 70-90 мм рт. Ст.

Минутный объем крови - количество крови, выбрасываемой сердцем крови за одну минуту. В покое минутный объем (МО) составляет 5,0-5,5 л. При физической нагрузке он увеличивается в 2-4 раза, у спортсменов - в 6-7 раз. При некоторых сердечных заболеваниях МО уменьшается до 2,5-1,5 л.

Объем циркулирующей крови (ОЦК) в норме составляет 75-80 мл крови на 1 кг веса человека. При физических нагрузках ОЦК увеличивается, а при кровопотере и шоке - уменьшается.

Время кругооборота крови - время, в течение которого частичка крови проходит большой и малый круги кровообращения. В норме это время 20-25 секунд, оно уменьшается при физических нагрузках и увеличивается при нарушениях кровообращения до 1 минуты. Время кругооборота по малому кругу составляет 7-11 секунд.

Распределение крови в организме характеризуется резко выраженной неравномерностью. У человека кровоток в мл на 100 г веса органа составляет в покое за 1 минуту (в среднем): в почках - 420 мл, в сердце - 84 мл, в печени - 57 мл, в поперечно-полосатых мышцах - 2,7 мл. Вены вмещают 70-80% всей крови организма. При физической нагрузке сосуды скелетной мускулатуры расширяются; кровоснабжение мышц при физической нагрузке будет составлять 80-85% от общего кровоснабжения. На остальные органы будет оставаться 15-20% объема всей крови.

Строение сосудов сердца, головного мозга и легких обеспечивает относительно привилегированное кровоснабжение этих органов. Так, к мышце сердца, масса которого составляет 0,4% массы тела, в покое поступает ее около 5%, т. Е. в 10 раз больше, чем в среднем ко всем тканям. К головному мозгу, масса которого составляет 2% массы тела, в покое поступает почти 15% всей крови. Мозг потребляет 20% кислорода, поступающего в организм.

. Левая венечная артерия, a. Coronaria sinistra, более крупная, чем правая; начинаясь на уровне левого синуса аорты, следует влево позади корня легочного ствола, а затем между ним и левым ушком. Направляясь к левой части венечной борозды, она еще позади легочного ствола делится чаще всего на две ветви: переднюю межжелудочковую ветвь, г. interventricularis anterior, и огибающую ветвь, г. circumflexus. Левая венечная артерия кровоснабжает стенки легочного ствола, аорты, правого и левого предсердий, передние стенки правого и левого желудочков, заднюю стенку левого желудочка, межпредсердную и межжелудочковую перегородки. Венечные артерии сердца анастомозируют между собой во всех его отделах, за исключением краев сердца, которые кровоснабжаются только соответствующими артериями.

. Почечные артерии начинаются на боковых поверхностях брюшного отдела аорты, на уровне верхнего края второго поясничного позвонка, примерно на 1-1,5 см ниже уровня отхождения от аорты верхней брыжеечной артерии. Ход левой почечной артерии после ее выхода из аорты горизонтальный и короткий. Она входит в ворота почки позади левой почечной вены. Почечные артерии являются терминальными сосудами, которые не коммуницируют по мере своего направления к периферии почки. Они снабжают кровью четыре сегмента почки: апикальный или верхушечный, передний, задний и нижний. Примерно 90% крови идет к корковому веществу и только 10% к мозговому. После вхождения в ворота почки почечная артерия делится на переднюю и заднюю ветви, которые в свою очередь делятся на сегментарные и затем междолевые ветви. На периферии междолевые артерии образуют сосудистую сеть, которая состоит из аркуатных или дуговых артерий, идущих параллельно капсуле почки на уровне кортико-медуллярного перехода, от которых к капсуле почки отходят корковые или междольковые артерии, и медуллярные ветви, снабжающие кровью пирамидки. Почечная артерия, пронизывающая почки представлена на рисунке ниже:



Рис.1.1. Почки.24 - почечная артерия.

. В общей сонной артерии, как в правой так и в левой, принято различать три отдела:от грудино-ключичного сочленения до нижнего края верхнего брюшка лопаточно-подъязычной мышцы, от нижнего края лопаточно-подъязычной мышцы до места деления общей сонной артерии на наружную сонную артерию и внутреннюю сонную артерию, собственно место бифуркации общей сонной артерии. Длина ствола общей сонной артерии колеблется в зависимости от расположения дуги аорты и плечеголовного ствола.

Общая сонная артерия лежит позади грудино-ключично-сосцевидной и лопаточно-подъязычной мышц, следует вертикально вверх впереди поперечных отростков шейных позвонков, не отдавая по пути ветвей. Снаружи от общей сонной артерии располагаются внутренняя яремная вена и блуждающий нерв, внутри вначале трахея и пищевод, а выше гортань, глотка, щитовидная и околощитовидные железы. На уровне верхнего края щитовидного хряща каждая общая сонная артерия делится на наружную и внутреннюю сонные артерии, имеющие примерно одинаковый диаметр. Это место называется бифуркацией общей сонной артерии. Небольшое расширение у начала наружной сонной артерии - сонный синус, sinus caroticus. В области бифуркации общей сонной артерии располагается небольшое тело длиной 2,5 мм и толщиной 1,5 мм сонный гломус, glomus caroticum (каротидная железа, межсонный клубочек), содержащий густую капиллярную сеть и много нервных окончаний (хеморецепторов).

Сонные артерии представлены на рисунке ниже:



Рис. 1.2. Сонные артерии.

- Общая сонная артерия.

2. МОДЕЛИРОВАНИЕ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН В СОСУДАХ

.1 Модель пульсовой волны

При сокращении сердечной мышцы (систола) кровь выбрасывается из сердца в аорту и отходящие от нее артерии. Если бы стенки этих сосудов были жесткими, то давление, возникающее в крови на выходе из сердца, со скоростью звука передалось бы к периферии. Упругость стенок сосудов приводит к тому, что во время систолы кровь, выталкиваемая сердцем, растягивает аорту, артерии и артериолы, т.е. крупные сосуды воспринимают за время систолы больше крови, чем ее оттекает к периферии. Во время расслабления сердца (диастола) растянутые кровеносные сосуды спадают и потенциальная энергия, сообщенная им сердцем через кровь, переходит в кинетическую энергию тока крови. Распространяющуюся по аорте и артериям волну повышенного давления, вызванную выбросом крови из левого желудочка в период систолы, называют пульсовой волной. Пульсовая волна распространяется со скоростью 5-10 м/с и даже более. Следовательно, за время систолы (около 0,3 с) она должна распространиться на расстояние 1,5 - 3 м, что больше расстояния от сердца к конечностям. Это означает, что начало пульсовой волны достигает конечностей раньше, чем начнется спад давления в аорте. Предположим, что гармоническая волна распространяется по сосуду вдоль оси Х со скоростью v. Вязкость крови и упруговязкие свойства стенок сосуда уменьшают амплитуду волны. Можно считать, что затухание волны будет экспотенциальным. На основании этого можно записать следующее уравнение для пульсовой волны:

p = p0-χxcos [ω (t - )], (2.1)

где: p0- амплитуда давления в пульсовой волне;

 - расстояние до произвольной точки от источника колебания (сердца);

t - время;

ω - круговая частота колебаний;

χ - некоторая константа, определяющая затухание волны.

Длину пульсовой волны можно найти из формулы:

λ = v/ν = (2πv)/ω. (2.2)

Волна давления представляет некоторое “избыточное ” давление. Поэтому с учетом “основного” давления pа (атмосферное давление или давление в среде, окружающей сосуд) можно изменение давления записать следующим образом:

p = pа+ p0 e-χx cos [ω (t -)]. (2.3)

Как видно из (1.3), по мере прохождения крови (по мере увеличения х) колебания давления сглаживаются.

Скорость пульсовой волны следующим образом зависит от их параметров:

v = , (2.4)

где: E - модуль упругости;

r - плотность вещества сосуда;

h - толщина стенки сосуда;

d - диаметр сосуда;

Интересно сопоставить (1.4) с выражением для скорости распространения звука в тонком стержне:

v =  (2.5)

У человека с возрастом модуль упругости сосудов возрастает, поэтому, как следует из (1.5), становится больше и скорость пульсовой волны. [2]

.2 Исходные данные для моделирования

Таблица 2.1.-Исходные данные для моделирования.

|  |  |
| --- | --- |
| Параметр | Значение |
|  | Венечная артерия левая | Почечная артерия левая | Общая сонная артерия |
| Диаметр, мм | 1,91 | 3,18 | 4,77 |
| Длина, мм | 50 | 70 | 130 |
| Толщина стенок, мм | 3,2 | 1-1,5 | 1,66 |
| Плотность вещества стенок сосуда, г/мм3 | 600 | 600 | 600 |
| Модуль упругости, МПа | 1,86 | 1,32 | 1,99 |
| Частота пульса, ударов/с | 0.83 | 0.92 | 1.08 |
| Расстояние от сердца, мм | 200 | 300 | 10 |
| Средняя скорость кровотока, см/с | 48,2 | 47,5  | 40,3 |
| Пределы колебания давления: -максимальное -минимальное | 118 75,2 | 138,4 87,8 | 128,5 85,7 |

2.3 Результаты моделирования



Рис.2.1. Временная зависимость давления в венечной артерии левой за 5 периодов пульса.



Рис.2.2. Временная зависимость давления в венечной артерии левой за 1 период пульса.



Рис.2.3. Временная зависимость давления в почечной артерии левой за 5 периодов пульса.



Рис.2.4. Временная зависимость давления в почечной артерии левой за 1 период пульса.



Рис.2.5.Временная зависимость давления в общей сонной артерии левой за 5 периодов пульса.



Рис.2.6.Временная зависимость давления в общей сонной артерии левой за 1 период пульса.

3.Использование модели кровообращения О. Франка для определения гидравлического сопротивления переферической части системы кровообращения

.1 Гидродинамическая модель кровеносной системы О. Франка

Рассмотрим гидродинамическую модель кровеносной системы, предложенную О.Франком. Несмотря на достаточную простоту, она позволяет установить связь между ударным объемом крови (объем крови, выбрасываемей желудочком сердца за одну систолу), гидравлическим сопротивлением периферической части системы кровообращения X0 и изменением давления в артериях. Артериальная часть системы кровообращения моделируется упругим (эластичным) резервуаром. Так как кровь находится в упругом резервуаре, то ее объем V в любой момент времени зависит от давления р по следующему соотношению:

V=V0+k p, (3.1)

где: k- эластичность, упругость резервуара (коэффициент пропорциональности между давлением и объемом);

V0 - объем резервуара при отсутствии давления.

Продифференцировав (1.1), получим

 = k (). (3.2)

В упругий резервуар (артерии) поступает кровь из сердца, объемная скорость кровотока равна Q. От упругого резервуара кровь оттекает с объемной скоростью кровотока Q0 в периферическую систему (артериолы, капилляры). Предполагаем, что гидравлическое сопротивление периферической стенки постоянно. Это моделируется “жесткой” трубкой на выходе упругого резервуара.

Можно составить достаточно очевидное уравнение:

Q = + Q0, (3.3)

показывающее, что объемная скорость кровотока из сердца равна сумме скорости возрастания объема упругого резервуара и скорости оттока крови из упругого резервуара.

На основании уравнения Пуазейля:

Q =  (3.4)

и X =  (3.5)

можно записать для периферической части системы

Q0 = , (3.6)

где p - давление в упругом резервуаре;

pв - венозное давление, оно может быть принято равным нулю, тогда вместо (1.6) имеем

Q0 = . (3.7)

Подставляя (3.2) и (3.7) в (3.3), получаем

Q = k + или

Q dt = k dp + d t. (3.8)

Проинтегрируем (3.8). Пределы интегрирования по времени соответствуют периоду пульса от 0 до Тп. Этим временным приделам соответствуют одинаковые давления - минимальное диастолическое давление pд:

∫Тп Q dt =k Рд∫Pд dp + 0∫Тп p dt. (3.9)

Интеграл с равными пределами равен нулю, поэтому из (1.9) имеем

∫Тп Q dt = 0∫Тп p dt. (3.10)

Интеграл в левой части уравнения (3.10) равен объему крови, который выталкивается из сердца за одно сокращение, - ударный объем. Он может быть найден экспериментально. Интеграл в правой части уравнения (3.10) соответствует площади фигуры, ограниченной прямой и осью времени. Используя указанные значения интегралов, можно вычислить по (3.10) гидравлическое сопротивление периферической системы кровообращения.

Во время систолы (сокращения сердца) происходит расширение упругого резервуара, после систолы, во время диастолы - отток крови к периферии, Q = 0. Для этого периода из (3.8) имеем

0 =k dp + dt или = - . (3.11)

Проинтегрировав (3.11), получаем зависимость давления в резервуаре после систолы от времени:

p = pc e-t/kX0. (3.12)

На основании (3.7) получаем зависимость объемной скорости оттока от времени:

Q = Qc e-t/kX0 (3.13)

Qc = pc/X0 - объемная скорость кровотока из упругого резервуара в конце систолы (начале диастолы).

Зависимости (3.12), (3.13) представляют собой экспоненты.

Хотя данная модель весьма грубо описывает реальное давление, она чрезвычайно проста и верно отражает процесс к концу диастолы.

.2 Использование регрессионных процедур для определения гидравлического сопротивления периферической части системы кровообращения

Течение вязкой жидкости по тубам представляет для медицины особый интерес, так как кровеносная система состоит в основном из цилиндрических сосудов разного диаметра.

Вследствие симметрии ясно, что в трубе частицы текущей жидкости, равноудаленные от оси, имеют одинаковую скорость. Наибольшей скоростью обладают частицы, движущиеся вдоль оси трубы; примыкающий к трубе слой жидкости неподвижен. На торцах цилиндра поддерживаются давления p1 и p2 соответственно, что обуславливает результирующую силу

F = p1 π r2 - p2 π r2 = (p1 - p2) π r2. (3.1)

На боковую поверхность цилиндра со стороны окружающего слоя жидкости действует сила внутреннего трения, равная

Fтр = η  S = η  2πrl, (3.2)

где S = 2πr - площадь боковой поверхности цилиндра. Так как жидкость движется равномерно, то силы уравновешены: F = Fтр. Подставляя в это равенство (3.1) и (3.2), получаем

(p1 - p2) πr2 = -η2πrl. (3.3)

Знак “-” в правой части уравнения обусловлен тем, что < 0 (скорость уменьшается с увеличением r). Из (3.3) имеем

dv = -( p1 - p2)/2lη (rdr).

Интегрируем это уравнение:

 = -( p1 - p2)/2lη  , (3.4)

здесь нижние пределы соответствуют слою, “прилипшему” к внутренней поверхности тубы (v = 0 при r = R), а верхние пределы - переменные. После интегрирования (3.4) получаем параболическую зависимость скорости слоев жидкости от расстояния их до конца трубы.

V = ( p1 - p2)/4lη (R2 - r2). (3.5)

Наибольшую скорость имеет слой, текущий вдоль трубы (r = 0):

vmax = ( p1 - p2)R2/(4lη).

Установим, от каких факторов зависит объем Q жидкости, протекающей через горизонтальную трубу за 1с. Для этого выделим цилиндрический слой радиусом r и толщиной dr. Площадь сечения этого слоя dS = 2πrdr. Так как слой тонкий, то можно считать, что он перемещается с одинаковой скоростью v. За 1 с. Слой переносит объем жидкости

dQ = vdS = v 2πrdr. (3.6)

Подставляя (3.5) в (3.6), получаем

dQ = π ( p1 - p2)/2lη (R2 - r2)rdr,

Откуда интегрированием по всему сечению находим

Q = π ( p1 - p2)/2lη(R2 - r2) rdr = πR4/8η ( p1 - p2)/l. (3.7)

Зависимость объема жидкости Q, протекающей через горизонтальную трубу радиуса R за 1 с., определяется формулой Пуазейля (3.7), где η- вязкость жидкости, а p1- p2- разность давлений, поддерживаемая на торцах трубы длиной l.

Как видно из (3.7), при заданных внешних условиях (p1 и p2) через трубу протекает тем больший объем жидкости, чем меньше ее вязкость и больше радиус труды.

Проведем аналогию между формулой Пуазейля (3.7) и законом Ома для участка цепи без источника тока. Разность потенциалов соответствует разности давлений на концах трубы, сила тока - объему жидкости, протекающей через сечение трубы в 1 с, электрическое сопротивление - гидравлическому сопротивлению:

X = 8ηl/( πR4) .

Гидравлическое сопротивление тем больше, чем больше вязкость η, длина l трубы и меньше площадь поперечного сечения.

Результаты расчетов

Гидравлическое сопротивление в первом сосуде x0 = 9.4350e+010

Гидравлическое сопротивление во втором сосуде x0 = 2.9729e+010

Гидравлическое сопротивление в третьем сосуде x0 = 3.3926e+009

Текст m-файла, поясняющий расчет гидравлического сопротивления представлен в приложении Б.

.3 Оценка результатов

Обычно используют критерий Фишера, который предназначен для сравнения двух дисперсий с разными числами степеней свободы

F = 

F сравнивают с Fкр, выбранным для числа степеней свободы f1 и f2, уровня значимости α = 1- р.

Если F  Fкр, то на уровне значимости α (с вероятностью р) различия между дисперсиями считаются не значительными (дисперсия однородна).

При проверке модели на адекватность сравнивают остаточную дисперсию с дисперсией воспроизводимости

S2ост = ,

где r - число опытов, по которым рассчитывают модель;

yi - действительное значение выходных коэффициентов;

y’- рассчитанное по модели значение выходных коэффициентов;

p - число коэффициентов модели.

Остаточная дисперсия характеризует точность модели.

,

где n - число параллельных опытов;

yi - значение выходной переменной, измеренной в I - том опыте

yi’ - среднее значение выходной переменной для всех параллельных опытов.

В параллельных опытах на вход процессов подают одни и те же значения, измеряют значения входных переменных с целью определения воспроизводимости (точности эксперимента).

Дисперсия воспроизводимости характеризует точность эксперимента

F = .

Если FFкр, то отличие между остаточной дисперсией и дисперсией воспроизводимости незначимы, то есть модель имеет точность, незначимо отличающуюся от точности эксперимента. В этом случае с вероятностью Р или на уровне α делают вывод об адекватности модели экспериментов.

Подбор порядка модели начинают с простой модели - линейной. В том случае, если она оказывается неадекватной, то порядок увеличивают.

Адекватности модели эксперименту добиваются постепенным повышением порядка аппроксимирующего полинома.

Результаты расчетов S2ost1 =775.7984ost2 = 393.8943ost3 = 321.3078

Текст m-файла, поясняющий проверку модели на адекватность представлен в приложении В.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Моделирование биологических объектов на основе биомеханики является неотъемлемой частью во всех принципиальных направлениях: медицинском, техническом, фундаментальном. При этом развитие моделирования в биомеханике целиком и полностью зависит от использования всего арсенала новых методов и средств исследования.

При анализе поведения модели варьирование значениями параметров дает возможность определить роль каждого из них на проявление синдрома, а, следовательно, рассмотреть множество его вариантов и сочетаний с другими симптомами.

Модель дает значительно больше информации о биомеханике биологического объекта, чем можно получить современными средствами измерений. [1]

1. На основании исходных данных для моделирования рассчитали значения давлений и построили графики пульсовых волн для кровеносных сосудов (венечная артерия левая, почечная артерия левая, общая сонная артерия).

. По построенным графикам сформировали набор данных для идентификации параметров модели О.Франка (требуемое число точек 10).

3. Получили значения гидравлического сопротивления заданных частей периферической части системы кровообращения путем идентификации параметров модели кровообращения О. Франка.

4. Результаты, полученные при оценке адекватности при помощи критерия Фишера показали, что полученные модели адекватны.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

Бегун П.И. Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике: Учеб. пособие.-М.: Высш. шк., 2004.-390 с., ил.

Ремизов А.Н. Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика: Учеб. для вузов.-5-е изд., стереотип.-М.:Дрофа,2004.-560 с., ил.

Курбатова Е.А. MATLAB 7.Самоучитель.- М.: Издательский дом «Вильямс», 2006.- 256 с., ил.

ПРИЛОЖЕНИЯ

# Приложение А

Текст m-файла моделирования пульсовой волны

P=101308;

P0=2859.5;

X=0.5;

x=200\*10^-3;

Y=0.83;

f=Y;

W=2\*pi\*f;

t=0:pi/80:2\*pi;=0:pi/80:pi/2;

E=1.86\*10^6 ;

h=3.2\*10^-3;

r=600;

d=1.91\*10^-3;

v=(E\*h/r\*d)^1/2;

P1=P+P0\*(exp(-X\*x))\*cos(W\*(t-x/v));

plot(t,P1);=101308;

P0=3465.8;

X=0.5;

W=2\*pi\*f;=Y;=0.92

x=300\*10^-3;

t=0:pi/80:2\*pi;=0:pi/80:pi/2;

E=1.32\*10^6;

h=1.5\*10^-3;

r=600;

d=3.18\*10^-3;

v=(E\*h/r\*d)^1/2;

P2=P+P0\*(exp(-X\*x))\*cos(W\*(t-x/v));

plot(t,P2);=101308;

P0=2999.25;

X=0.5;

W=2\*pi\*f;

f=Y;

Y=1.66

x=10\*10^-3;

t=0:pi/80:2\*pi;

 t=0:pi/100:pi/3;=1.99\*10^6;

h=1.66\*10^-3;

r=600;

d=4.77\*10^-3;

v=(E\*h/r\*d)^1/2;

P3=P+P0\*(exp(-X\*x))\*cos(W\*(t-x/v));

plot(t,P3);

Приложение Б

Текст m-файла МНК

= [1 0.9; 1 1; 1 1.05; 1 1.1; 1 1.15; 1 1.2; 1 1.25; 1 1.3;1 1.35; 1 1.4]; %Значения времени после систолы

y1 = [log(15200); log(15100); log(15000); log(14800); log(13800); log(13000); log(12000); log(11200); log(10500); log(10200)];%Значения давления после систолы= ((X'\*X)^-1)\*(X'\*y)%Формула расчета вектора b= 1.91\*10^-3; %Диаметр сосуда= d/2; %Радиус сосуда= 50\*10^-3; %Длина сосуда= pi\*r^2\*l;

p11 = 118\*133; %Pmax= 75.2\*133; %Pmin= (p1+p2)/2; %Pср

k = V/p; %Коэффициент пропорциональности между объемом и давлением= -1/(b(2)\*k) %Формула расчета гидравлического сопротивления= [1 0.8; 1 0.85; 1 0.9; 1 0.95; 1 1; 1 1.05; 1 1.08; 1 1.1;1 1.15; 1 1.2]; %Значения времени после систолы

y2 = [log(18900); log(18700); log(18000); log(17300); log(17000); log(15500); log(15000); log(14800); log(14000); log(13500)];%Значения давления после систолы= 3.18\*10^-3; %Диаметр сосуда

l2= 70\*10^-3; %Длина сосуда= 138.4\*133; %Pmax= 87.8\*133; %Pmin= [1 0.4; 1 0.42; 1 0.45; 1 0.48; 1 0.5; 1 0.52; 1 0.55; 1 0.57;1 0.6; 1 0.63]; %Значения времени после систолы

y3 = [log(16900); log(16800); log(16000); log(15500); log(14500); log(14300); log(13500); log(12500); log(12200); log(11300)];%Значения давления после систолы= 4.77\*10^-3; %Диаметр сосуда= 130\*10^-3; %Длина сосуда= 128.5\*133; %Pmax= 85.7\*133; %Pmin

Приложение В

Текст m-файла проверки по F-критерию= [1 0.9; 1 1; 1 1.05; 1 1.1; 1 1.15; 1 1.2; 1 1.25; 1 1.3;1 1.35; 1 1.4]; %Значения времени после систолы

pd1 = [15200 15100 15000 14800 13800 13000 12000 11200 10500 10200]; %Действительные значения давления после систолы= [log(15200); log(15100); log(15000); log(14800); log(13800); log(13000); log(12000); log(11200); log(10500); log(10200)];%Значения давления после систолы= ((X'\*X)^-1)\*(X'\*y)%Формула расчета вектора bi=1:1:10 %Цикл от одного до восьми с шагом 1(i) = exp(b(1))\*exp((X(i,2)\*b(2)))%Формула расчета давления после систолы;=0; %Остаточная дисперсия = 0i=1:1:10= Sost+((pd(i)-pr(i))^2)/(10-2-1); %Формула расчета остаточной дисперсии

end;= sqrt (Sost)= [16639151591446913811131831258312011114641094310445];

Рассчитанные по модели значения давления после систолы

S2ost1 =775.7984= [1 0.8; 1 0.85; 1 0.9; 1 0.95; 1 1; 1 1.05; 1 1.08; 1 1.1;1 1.15; 1 1.2]; %Значения времени после систолы

pd2 = [18900 18700 18000 17300 17000 15500 15000 14800 14000 13500]; %Действительные значения давления после систолы= [log(18900); log(18700); log(18000); log(17300); log(17000); log(15500); log(15000); log(14800); log(14000); log(13500)];%Значения давления после систолы

pr2 = [19531 18663 17832 17039 16281 15557 1513814865 14204 13572]; Рассчитанные по модели значения давления после систолыost2 = 393.8943= [1 0.4; 1 0.42; 1 0.45; 1 0.48; 1 0.5; 1 0.52; 1 0.55; 1 0.57;1 0.6; 1 0.63]; %Значения времени после систолы

pd3 = [16900 16800 16000 15500 14500 14300 13500 12500 12200 11300]; %Действительные значения давления после систолы= [log(16900); log(16800); log(16000); log(15500); log(14500); log(14300); log(13500); log(12500); log(12200); log(11300)];%Значения давления после систолы

pr3 = [17419 16800 15914 15074 14539 14022 13282 12811 12135 11494]

Рассчитанные по модели значения давления после систолыost3 = 321.3078