

УДК: 004.001.57: 612.13

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕЧЕНИЯ ВЯЗКИХ ЖИДКОСТЕЙ ДЛЯ СОЗДАНИЯ КОМПЬЮТЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ КРОВООБРАЩЕНИЯ

Коваленко Е.В., преп., Деркач Л.С., преп., Петров Е.Г., ст. преп.

Луганский государственный медицинский университет

91045 Луганск, ул. 50-ти летия Оборона Луганска, 1

E-mail: evelinka2006@yahoo.com

Розглядається можливість застосування електричних моделей для характеристики різноманітних процесів, що відбуваються в системі кровообігу.

Ключові слова: модель, в'язкість, об'ємна швидкість кровотоку

In article we had considered the opportunity of use the electrical models for the characteristic of the processes in the blood system.

Key words: model, viscosity, volumetric flow of the blood

Вступление. При моделировании стационарного течения несжимаемой вязкой жидкости по разветвленной системе труб, используется параметр Q -объемная скорость жидкости.

Анализ предыдущих исследований. Гидродинамическая однокамерная модель кровообращения человека была предложена О. Франком еще в конце 19-го века. В ней, аорта моделируется упругим резервуаром, а периферическая сосудистая система – жесткой трубкой меньшего диаметра, чем диаметр трубки на входе в резервуар (канал от сердца) (рис.1):

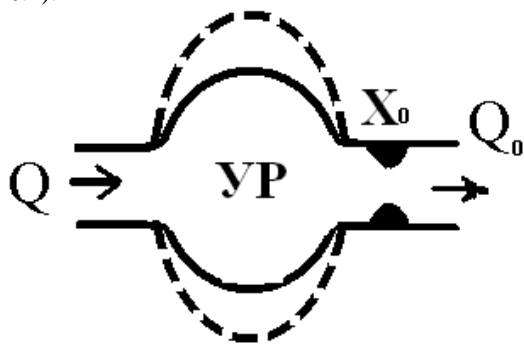


Рисунок 1 – Гидродинамическая однокамерная модель кровообращения

Q -объемная скорость кровотока из сердца в упругий резервуар (УР); Q_0 -объемная скорость кровотока из УР в периферическую систему (сосуды, капилляры); X_0 - гидравлическое сопротивление стенок трубок периферической сосудистой системы (сосуды, капилляры); УР - упругий резервуар, являющийся аналогом артерии

По аналогии с ней, была создана многокамерная модель Ростона, 2 камеры которой моделируют восходящую и нисходящую ветви аорты (рис.2).

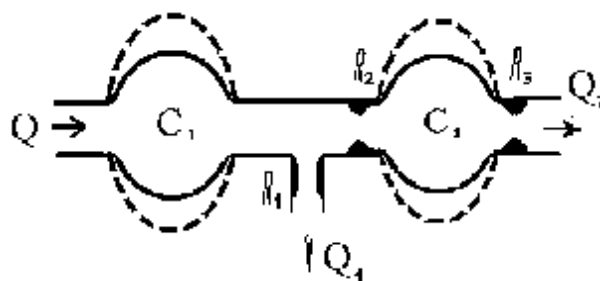


Рисунок 2 – Многокамерная модель Ростона

Для математического описания механической модели стационарного потока вязкой жидкости требуется введение ряда параметров (число Рейнольдса; число Маха; число Фруде; числа Эйлера; числа Струхала и т.д.), что значительно усложняет модель.

Поэтому, для описания течения вязкой жидкости, особенно по трубкам с эластичными стенками, предпочтительнее использовать электрическую модель (например, модель, представленную на рис. 3).

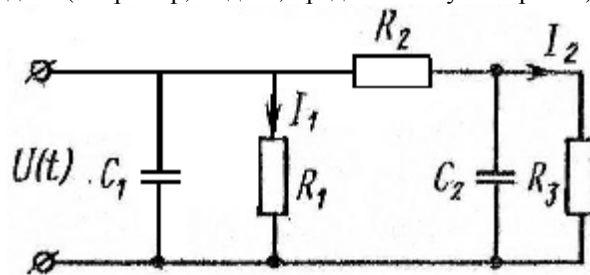


Рисунок 3 – Электрическая модель кровообращения

На рис. 3: U - источник, дающий несинусоидальное переменное напряжение (аналог сердца); I_1, I_2 - выпрямители (аналог сердечного клапана); C_1, C_2 - конденсаторы (аналог действия упругого резервуара (аорты, артерии)); R_1, R_2, R_3 - резисторы (аналог периферической сосудистой системы).

Электрическая схема для многокамерной модели строится аналогично, только количество резисторов и конденсаторов будет большим.

Описав данную модель математически, получим дифференциальное уравнение зависимости объема крови от времени (для одной камеры):

$$V = V_0 + kp, \quad (1)$$

где k – коэффициент пропорциональности между давлением и объемом; V_0 – объем, при отсутствии давления ($p=0$);

Тогда дифференциальное уравнение, описывающее зависимость скорости кровотока от времени (для одной камеры), будет иметь вид:

$$Q = \frac{dV}{dt} + Q_0, \quad (2)$$

где $Q_0 = \frac{p - p_B}{X_0}$ – объемная скорость кровотока в периферическую систему; p – давление в упругом резервуаре; p_B – венозное давление; $\frac{dV}{dt}$ – производная объема по времени.

Приняв $p_B = 0$ и проинтегрировав уравнение для V , получим уравнение зависимости скорости от давления по времени:

$$Q = k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{X_0}. \quad (3)$$

Во время диастолы $Q = 0$ (клапан закрыт), тогда:

$$0 = kdp + \frac{p}{X_0} dt.$$

Проинтегрировав, получим зависимость давления в резервуаре после систолы от времени:

$$p = p_c e^{-\frac{t}{kX_0}}. \quad (4)$$

и зависимость скорости оттока крови от времени:

$$Q = Q_0 e^{-\frac{t}{kX_0}},$$

где $Q_0 = \frac{p_0}{X_0}$ – объемная скорость кровотока из упругого резервуара в конце систолы (начале диастолы);

Тогда имеем

$$Q = \frac{p_0}{X_0} e^{-\frac{t}{kX_0}}. \quad (5)$$

Кривая зависимости давления от времени, соответствующая однокамерной модели будет иметь вид представленный на рис. 4.

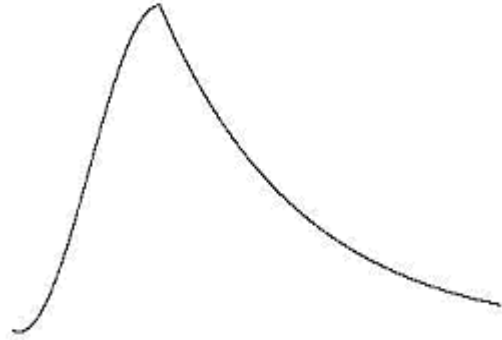


Рисунок 4 – Зависимость давления тока крови от времени в однокамерной модели

В случае многокамерной модели, зависимости описываются системой дифференциальных уравнений (по 1-му для каждой камеры).

Очевидно, что рассматриваемые модели очень упрощенно иллюстрирует процессы, происходящие в аорте во время диастолы. Если сравнить полученные зависимости с реальными графиками зависимости скорости кровотока для сонной и бедренной артерии (рис. 5 и 6 соответственно), видно, что модель объективно отражает реальную картину спада давления в аорте только в середине диастолы.



Рисунок 5 – Реальная зависимость скорости кровотока для сонной артерии от времени



Рисунок 6 – Реальная зависимость скорости кровотока бедренной артерии от времени

Многокамерная модель лучше описывает процессы, происходящие в сосудистом русле, но и она не объясняет колебания давления в начале диастолы.

Цель работы. Разработать компьютерную программу, позволяющую оценивать состояние системы кровообращения.

Материал и результаты исследования. Упрощенность подобных моделей не дает полной картины изменения физических параметров в аорте, но она позволяет составить общее представление об этих процессах.

Основным моментом является возможность изменить параметры и оценить реакцию системы на эти изменения.

Модель была реализована на языке программирования Delphi. Экспериментальный модуль позволяет задать мощность источника, сопротивление и емкости конденсаторов. После чего рассчитывается давление в резервуаре по формуле (4) и скорость оттока крови по формуле (5). Последняя позволяет описать зависимость скорости кровотока от давления в резервуаре в конце систолы (начале диастолы) и от показателя сопротивления периферической системы. Результаты представляются в виде графиков зависимостей (рис. 7).

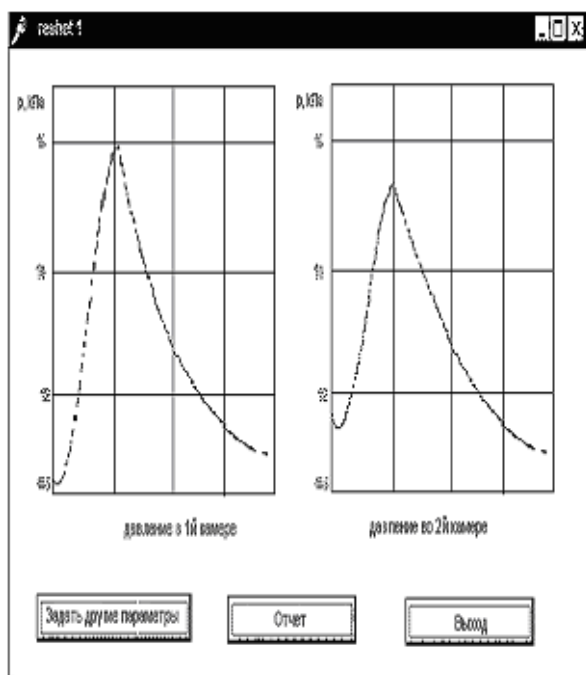


Рисунок 7 – Пример графика зависимостей

В программе создана «база ошибок ввода», которая призвана помогать студенту при заполнении полей схемы. Это такие ошибки, как:

- превышены допустимые границы для данного параметра;

- введено некорректное значение (текст в числовом поле и т.д.);

После окончания расчетов, кроме графика, предлагается короткий анализ полученного результата, но пока, к сожалению, база анализа заполнена частично и имеет только описание критических конфигураций.

Программа способна также самообучаться, т.е. когда будет задан набор параметров, приводящих к «разрушению» исследуемого объекта (при условии, что все параметры находятся в указанных для них границах), такой набор параметров вносится в память, и при его последующем вызове выводится сообщение о критической ошибке: «Данная конфигурация параметров приводит к критическому повреждению исследуемой системы, она будет занесена в библиотеку ошибок». На данном этапе в базе существуют только 2 группы ошибок:

- «При данной конфигурации параметров произойдет разрыв стенок аорты»;

- «При данной конфигурации параметров упругость стенок превышает давление на них (резервуар не расширяется)».

Выводы.

1. Разработанная программа позволяет хоть и грубо, но адекватно оценить изменения в системе кровообращения, вызванные изменением исходных параметров.

2. База анализов результатов постоянно дописывается.

3. В ближайшее время предполагается формирование более детальной классификации ошибок, что намного упростит восприятие (понимание) результатов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Физический энциклопедический словарь.- М.:изд-во «Советская энциклопедия», 1984. – с. 426-428.
2. Волькенштейн М.В. Биофизика, - М.: Наука, 1990.- 397 с.
3. Биофизика / Под.ред. П.Г.Костюка. - К.: Высшая школа, 1988. – 288 с.
4. Ремизов А.М. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1999. – 616 с.
5. Рубин А.Б. Биофизика / В 2х кн. - М.: Высшая школа, 1987. – 622 с.
6. Тиманюк В.А., Животова Е.Н. Биофизика. - Харьков: Изд-во НФАУ «Золотые страницы», 2003. – 702 с.
7. Любимов Г.А. О гидродинамических постановках задач физиологии и медицины. // Изд. АН СССР: Механика жидкости и газа. - 1982.- №2. – С. 48-61.

Стаття надійшла 30.09.2008 р.

Рекомендовано до друку д.ф.-м.н., проф. Слізаровим О.І.