

МОДЕЛИРОВАНИЕ АРТЕРИАЛЬНОГО РУСЛА ЧЕЛОВЕКА

Чвала А.А., КСД-01а

Руководитель Мартыненко Т.В.

Изучение артериального русла организма является актуальной научной задачей, поскольку сосудистые заболевания в значительной степени обуславливают смертность и инвалидизацию населения. Решение задачи исследования сосудистого русла связано с преодолением больших трудностей поскольку для этого необходимо знать геометрию и топологию (диаметр, длину и характер соединения каждого сосудистого сегмента) полного графа сосудистой системы организма, начиная с аорты и заканчивая полыми венами, включая все промежуточные звенья, т.е. необходимо наличие полной модели кровеносного русла. Такой подход связан с тем, что в сосудистом русле действуют законы аналогичные законам Кирхгофа в электрической цепи и изменение сосудистого русла в одном участке ведет к изменению тока крови не только в этом участке, но и во всем организме. Модель кровеносного русла может использоваться как для исследований, так и в практической медицине (пластическая хирургия, баллонная ангиопластика).

Различными исследователями [2] предпринимались попытки создания модели кровеносного русла, но они основывались на упрощенном рассмотрении частей дерева сосудов, а не всей структуры в целом. На основе фактического материала, накопленного сотрудниками кафедры анатомии человека Донецкого медицинского университета, были проведены исследования кровеносной системы с учетом особенностей топологии для каждого органа человека. Вся модель кровеносного русла имеет древообразную структуру (циклическая структура сосудов присутствует только в тканях кишечника). В древообразной модели каждый сосуд может быть материнским

только для двух сосудов, т.е. из одного сосуда выходит только два сосуда неравных диаметров. Для построения модели необходимы зависимости диаметра большего исходящего сосуда от диаметра материнского сосуда, зависимость диаметра меньшего исходящего сосуда от диаметра материнского сосуда и зависимость длины всей ветви от диаметра материнского сосуда, которые были получены с помощью регрессионного анализа (рис.1).

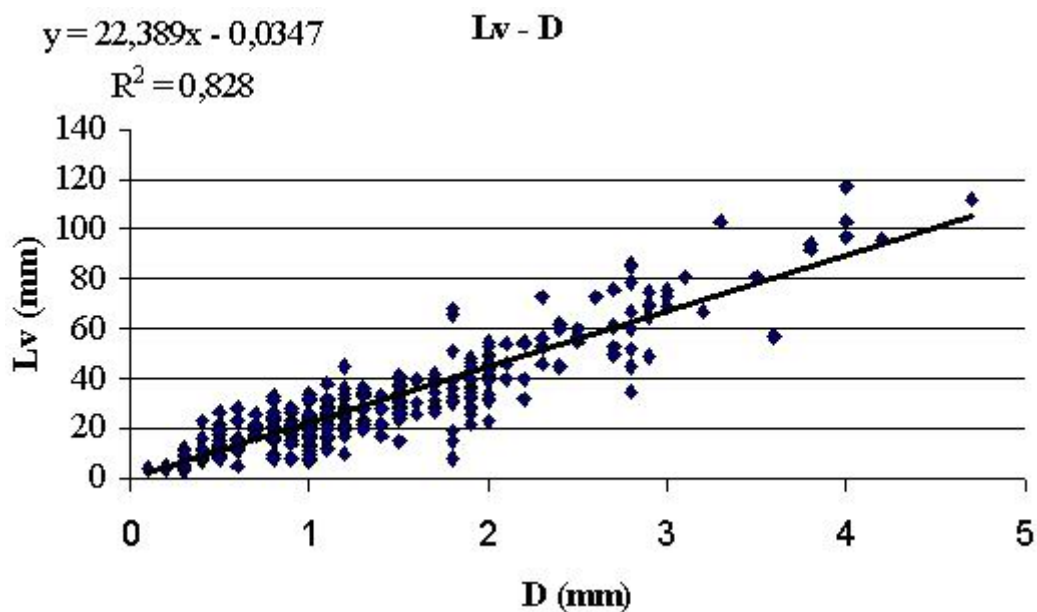


Рисунок 1 – Зависимость длины кровеносной ветви от внутреннего диаметра материнской артерии почки

Алгоритм получения диаметров сосудов всей модели можно представить в виде последовательности шагов:

1. рассчитываются два исходящих из материнской артерии сосуда
2. каждый из них принимается за материнскую артерию
3. для каждого из полученных сосудов повторяется действие 1

Этот процесс (1-3) продолжается до тех пор, пока диаметры рассчитываемых сосудов не станут меньше заданного предела. Достаточным пределом точности, необходимым для решения практических задач, является величина диаметра сосудов до 0.1 мм (уровень капилляров).

Для определения длин рассчитываемых сосудов древообразная модель рассматривается как единое целое, а не как независимые друг от друга участки. Модель рассматривается в обратном порядке (от уровня капилляров к материнской артерии).



Рисунок 2 – Нахождение длины артерий

Сосуд 1 (рис. 2) является материнским для всей последующей ветви, но эта ветвь состоит из одного сосуда с длиной L_{v1} . Поэтому длина всей модели равна длине этого сосуда. Длину сосуда 1 (рис. 2) находим как разницу длин двух моделей L_{v2} и L_{v1} . Последовательно поднимаясь снизу вверх, находим длины всех артерий.

Для каждого органа в организме человека действуют свои законы расположения сосудов, поэтому при моделировании кровеносного русла учитываются особенности морфологической структуры каждого органа. Для сосудов почки функции для создания модели имеют вид (1). Для остальных органов получены аналогичные функции.

$$\begin{aligned}
 D_{\max}(D) &= 0.8919 \cdot D - 0.0509 \\
 D_{\min}(D) &= 0.5163 \cdot D^{1.042} \\
 L_v(D) &= 0.3307 \cdot D^3 + 4.4102 \cdot D^2 + 10.332 \cdot D + 7.1991
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

$D_{\max}(D)$ - зависимость диаметра большего исходящего сосуда от диаметра материнского сосуда,

$D_{\min}(D)$ - зависимость диаметра меньшего исходящего сосуда от диаметра материнского сосуда,

$L\nu(D)$ – зависимость длины всей ветви от диаметра материнского сосуда.

Для оценки сопротивления отдельных кровеносных сосудов используется формула Пуазейля:

$$R = \frac{128 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot D^4} \quad (2)$$

где: R - гидродинамическое сопротивление, η - вязкость крови, L - длина сосуда, D – внутренний диаметр сосуда, 128 и π – константы.

Для расчета объемной скорости тока и давления в них необходимо учитывать характер соединения сосудов (последовательный или параллельный) [3]. При последовательном соединении сосудов сопротивление их складываются:

$$R = R_1 + R_2 + \dots + R_n \quad , \quad (3)$$

а при параллельном соединении складываются обратные величины сопротивлений:

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n} \quad . \quad (4)$$

Сопротивление внутриорганных сосудов вплоть до уровня деления капилляров находилось и использованием данных модели деления сосудов, описанной выше.

Кроме древовидной структуры в организме человека в тканях кишечника встречается циклическая модель кровеносного русла. Построение модели для такого типа сосудов отличается от древовидной модели, но любая циклическая модель заканчивается разветвленной сетью древовидных сосудов. Обычно внутренний диаметр циклических сосудов не больше 0.7 мм. При меньшем диаметре циклическая структура переходит в древовидную.

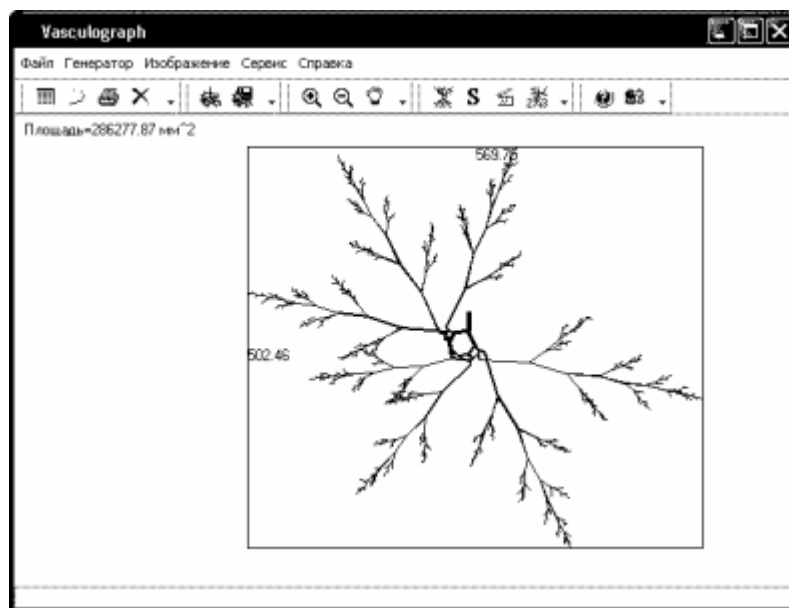


Рисунок 3 – Программа Vasculograph

Результатом этих исследований стала разработка программы Vasculograph (рис.3) для построения числовой модели кровеносного русла и ее визуализации. Она позволяет не только получить модель, но и рассчитать по ней геометрические размеры, площадь лоскута, сопротивление внутриорганных сосудов и просмотреть весь процесс построения модели в анимированном виде.

Перечень ссылок

1. Зенин О.К., Гусак В.К., Кирьякулов Г.С. и др. Артериальная система человека в цифрах и формулах.-Донецк.- 2002.-196с.
2. Olufsen, M. S. Modeling the Arterial System with Reference to an Anesthesia Simulator. Technical report, IMFUFA Text 345,1998. Roskilde University, Denmark, Ph.D. Thesis.
3. Grodins F.S. Integrative cardiovascular physiology: A mathematical synthesis of cardiac and blood vessel hemodynamics //Quart.Rev.Biol.-1959.-Vol.34.-P.93-116.
4. Zamir, M. Non-symmetrical bifurcations in arterial branching. J. Gen. Physiol. 72: 837–845, 1978.