ПРИМЕНЕНИЕ ГЕНЕТИЧЕСКОГО АЛГОРИТМА ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ АРТЕРИАЛЬНОГО РУСЛА

Никитин О.В., группа КСД 01а
Руководитель проф. каф. АСУ Скобцов Ю.А.

В наши дни современная медицина уже не может обходится без компьютерных средств, которые помогают врачу быстро и своевременно определить диагноз, а также провести лечение с высокой степенью надёжности и минимальным риском для пациента. Всё выше сказанное особенно важно для хирургии, где точность и время являются решающими факторами, от которых зависит жизнь пациента.

Изучение основных морфо-функциональных принципов организации артериального русла большого круга кровообращения, является актуальной научной задачей, поскольку сосудистые заболевания в значительной степени обуславливают смертность и инвалидизацию населения.

Для того чтобы дать врачам эффективное средство для диагностики патологий в кровеносном русле, а также для точного подбора васкуляризированного лоскута при пересадке кожи, необходимо создать модель, которая максимально соответствовала реальным условиям. В данной статье описан метод построения плоскостной морфологической модели артериального русла основанной на применении генетического алгоритма для генерации оптимального кровеносного русла.

Для того чтобы сгенерировать оптимальное русло необходимо знать его строение и принципы организации.

Впервые проблема функциональной анатомии сосудистых разветвлений была сформулирована в 1878 году в докторской диссертации немецкого анатома и эмбриолога Вильгельма Ру. На основании своих наблюдений он пришел к выводу, что форма сосудистого разветвления похожа на форму струи жидкости, вытекающей из отверстия трубки. Им впервые была установлена связь между величиной угла разветвления артериальной дихотомии и диаметрами просветов материнского ствола и его дочерних ветвей. Обнаруженные закономерности строения артериальных дихотомий он сформулировал в виде правил, получивших в специальной литературе название «правила Ру»:

1. Если некоторая артерия разветвляется на две одинаковые ветви, то они отходят под одинаковыми углами к основному стволу.
2. Если одна из двух ветвей тоньше другой, то более толстая ветвь, или продолжение основной артерии, образует с основным стволом меньший угол, чем тонкая ветвь.
3. Все ответвления, которые столь малы, что они практически не уменьшают основной ствол, отходят от него под большим углом.

Следовательно, из приведенного выше описания следует, что артериальное кровеносное русло это не хаотическое образование, а структура подчиняющаяся особым законам и правилам, которые продиктованы природой и длительным процессом эволюции.

Английский физиолог Murray C.D. в 1926 году использовал изящный математический прием для анализа сосудистой дихотомии. Это позволило ему, избегая сложных вычислений, решить вопрос о соотношении диаметров и углов в сосудистой дихотомии при котором достигается минимум потерь энергии. Murray C. D. вывел формулу, позволяющую рассчитать оптимальную величину угла разветвления в сосудистой дихотомии.

Модель Murray C. D. дает возможность количественно объяснить эмпирические правила Ру.

В новой редакции они были сформулированы в виде набора уравнений ветвления произвольной артерии с диаметром d_o (рис. 1) на две дочерние артерии с диаметрами d_1 и d_2 и углами ветвления α_1 и α_2 соответственно:

1. если $d_1 \approx d_2$, то $\alpha_1 \approx \alpha_2$;
2. если $d_1 < d_2$, то $\alpha_1 > \alpha_2$;
3. если $d_1 << d_2$ и $d_0 \approx d_2$, то $\alpha_1 \approx 90°$, $\alpha_1 \approx 0°$.

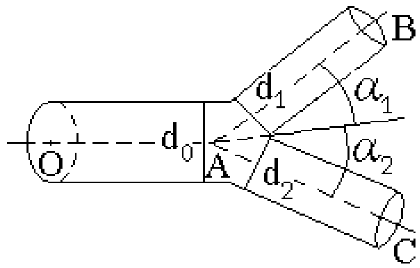

Рисунок 1 — Схема ветвления проводящего элемента

Если рассчитать параметры ветвления $OABC$, обеспечивающего доставку жидкости из точки O в точки B и C (рис. 1) с минимальными затратами энергии, то для углов оптимального ветвления можно получить:

$$\cos(\alpha_i) = \frac{d_0^4 + d_i^4 - d_j^4}{2d_0^2 d_i^2}.$$

Таким образом, зная данную зависимость можно судить по данным о диаметре длине и соединении сегментов о геометрической плоскостной форме артериального кровеносного русла, т.е. судить о морфологии русла. А морфология русла как раз и является конечной целью поставленной задачи.

Для того, чтобы сгенерировать русло по известному входному диаметру, необходимо знать зависимости диаметра и длины каждого сегмента от начального диаметра. Данные зависимости можно вывести исходя из найденных в литературе уравнений описывающих строение кровеносного русла:

$$\eta=(d_{\min}^2+d_{\max}^2)/d^2,$$

$$\gamma=(d_{\min}/d_{\max})^2,$$

где γ (asymmetry ratio) — коэффициент асимметрии дочерних ветвей, η (area ratio) — коэффициент ветвления;

$$ff=2*l/d,$$

где ff — фактор формы , d — диаметр сосуда, l — его длина.

Отсюда видно, что генерация русла сводится к 3 параметрам, которые необходимо подобрать для генерации русла.

На кафедре анатомии ДГМУ для артериальных русел различных органов были получены параметры необходимые для расчёта (γ, ff, η) путем обработки данных полученных статистической обработки препаратов кровеносных русел. Поскольку препараты брались у трупов, у которых возможны отклонения от нормы связанные с расслаблением тонуса сосудов, то данные параметры получены в виде предельных максимальных и минимальных значений. Для генерации русла необходимо подобрать эти значения в установленных диапазонах, так чтобы при использовании зависимостей выведенных из приведенных выше уравнений получить оптимальное русло

$$d_{\max} = \sqrt{\frac{\eta \cdot d}{1+\gamma}},$$

$$d_{\min} = \sqrt{\gamma}\sqrt{\frac{\eta \cdot d}{1+\gamma}},$$

$$L=(FF*d)/2.$$

Оптимальным будет считаться русло, которое будет кровоснабжать максимально возможную поверхность, при этом необходимо чтобы тратилось как можно меньше биологического материала, а также необходимо чтобы русло хорошо проводило кровь. Это значит, что при постройке русла оценивать такие параметры как площадь снабжаемого участка, суммарный объём стенок русла — этот параметр характеризует количество затрачиваемого материала на постройку русла, а также такой параметр как гемодинамическое сопротивление.

Сказанное выше можно выразить математически $F = \frac{Z \cdot V}{S}$, где Z — гемодинамическое сопротивление, V — объём стенок сосуда, S — площадь кровоснабжаемой поверхности, которая представляет собой оценку геометрической формы сгенерированного русла. Таким образом оптимальное русло должно иметь такие параметры γ, *ff*, η, при которых указанная функция должна быть минимальной.

Поскольку такие параметры как площадь и структура русла не могут быть выражены чёткой математической формулой от параметров γ, *ff*, η, то математический анализ зависимости, а, следовательно, и поиск экстремумов не возможен. Значит нужно использовать только методы, при которых происходит подбор параметров перебором. Однако для поиска достаточно точного значения нужно произвести перебор, который займёт очень долгое время. Поэтому вполне обоснованным является применение генетического алгоритма для нахождения минимума указанной функции. Поскольку параметры представлены в вещественном виде и интервал между минимальным и максимальным значением может значительно варьировать, то для ускорения времени расчёта применим новый тип ГА — генетический алгоритм с вещественным кодированием (англ.: Real-coded Genetic Algorithm, RGA) . Данный тип ГА является непрерывным и не требует никаких ограничений на параметры алгоритма. Основная идея RGA заключается в том, чтобы напрямую представлять гены в виде вещественных чисел, т.е. генотип объекта становится идентичным его фенотипу. Вектор хромосомы состоит из вектора вещественных чисел, и точность найденного решения будет определяться не количеством разрядов для кодирования битовой строки, а будет ограничена возможностями ЭВМ, на которой реализуется вещественный ГА.

Применение вещественного кодирования может повысить точность найденных решений и повысить скорость нахождения глобального минимума или максимума. Скорость повышается из-за отсутствия процессов кодирования и декодирования хромосом на каждом шаге алгоритма.

Для RGA стандартные операторы скрещивания и мутации не подходят, т.к. алгоритм работает только с вещественными числами. По этой причине были разработаны и исследованы специальные операторы.

Рассмотрим их подробно. Пусть $C_1 = \left(C_1^1, C_2^1, \ldots, C_n^1\right)$ и $C_2 = \left(C_1^2, C_2^2, \ldots, C_n^2\right)$— две хромосомы, выбранные оператором селекции для проведения кроссовера.

Для решения задачи был выбран арифметический кроссовер поскольку он не требует больших вычислительных затрат.

Арифметический кроссовер (англ.: arithmetical crossover). Создаются два потомка $H_1 = \left(h_1^1, h_2^1, \ldots, h_n^1\right)$и $H_2 = \left(h_1^2, h_2^2, \ldots, h_n^2\right)$:

$$h_i^1 = \eta c_i^1 + (1-\eta)c_i^2,\ h_i^2 = \eta c_i^2 + (1-\eta)c_i^1;\ i = \overline{1,n},\ \eta \in [0,1] \text{ — константа.}$$

В качестве оператора мутации была выбрана случайная мутация, поскольку её реализация достаточно проста и не требует больших вычислительных затрат. При случайной мутации ген, подлежащий изменению, принимает случайное значение из интервала своего изменения. Для остановки алгоритма используется разность между максимальным и минимальным значениями фитнесс-функции особей в популяции, при её значении меньше определённого числа алгоритм останавливается, а также ограничение на число поколений.

Разработанный на основе представленной методики программный комплекс, позволил получить плоскостные изображения русел, которые соответствовали узи-снимкам сосудов с таким входным диаметром и параметрами крови. Что свидетельствует об точности выбранного метода.

Перечень ссылок

1. Зенин О.К., Гусак В.К., Кирьякулов Г.С., Вакуленко И.П., Ельский В.Н., Клыса М.Н. Артериальная система человека в цифрах и формулах. — Донецк, 2002. — 176 с.

2. Николай Паклин. Непрерывные генетические алгоритмы — математический аппарат/ Электронный ресурс. Способ доступа: URL: http://www.basegroup.ru.

3. Herrera F., Lozano M., Sanchez A.M. Hybrid Crossover Operators for Real-Coded Genetic Algorithms: An Experimental Study // Soft Comput. 9(4): 280–298 (2005).

4. Р. Шмидт. Физиология человека. — Т.3. Пер. с англ. — М.: Мир, 1986. —288 с., ил.