

УДК 616.13-089

А.О. Матвийчук¹, Е.А. Настенко², д-р биол. наук, О.Г. Киселева¹

Исследование гемодинамики артерии с помощью программ обработки медицинских изображений и конечно-элементного анализа

В статье рассмотрены аспекты математического моделирования артерии. С этой целью было проведено численное изучение движения крови в артерии. Компьютерная 3D-модель была построена с помощью программы MIMICS, которая предназначена для 3D-синтеза и обработки медицинских изображений. Кровь предполагалась однородной, несжимаемой ньютоновской жидкостью. Для исследования кровотока использовался конечно-элементный пакет Ansys. Анализ полученных результатов показал значительное влияние сужения артерии на характер гемодинамики кровотока.

The aspects of mathematical modeling of the artery was examined in this article. The numerical analysis of blood flow through the artery was carried out. Computer 3D-model was built using the program MIMICS for 3D-synthesis and processing medical images. Blood was assumed to be homogeneous, incompressible Newtonian fluid. The finite-element package Ansys was used for blood flow study. Analysis of obtained data shows a significant influence of artery narrowing upon blood flow behavior.

Ключевые слова: метод конечных элементов, патологическая извитость, коронарные артерии, 3D-синтез медицинских изображений, 3D-реконструкция.

Введение

Различные заболевания сердечно-сосудистой системы являются одной из самых серьезных проблем современного мира. Именно от этих заболеваний ежегодно умирает более пятидесяти процентов больного населения земного шара [1]. Поэтому, разработка и совершенствование терапевтических, диагностических и хирургических методов лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы являются очень важной задачей. Одним из наиболее малоизученных заболеваний коронарных артерий является патологическая извитость (изгиб, перегиб, петля) артерии. Причина извитостей чаще всего врожденная, но нередко деформация коронарных артерий развивается и при различных заболеваниях [2]. Долгое время извитость может не давать никакой симптоматики, но в какой-то

момент у пациента начинаются сначала преходящие, затем стойкие нарушения кровообращения сердца.

Патологическая извитость подлежит хирургическому лечению [3]. В настоящее время существует множество различных методик хирургической коррекции извитости коронарных артерий. Первыми, по литературным данным, хирургическую коррекцию данной патологии успешно выполнил в 1964 году Дебеки.

На сегодняшний день разработка оптимальных методов хирургического лечения является актуальной задачей, требующей научного подхода как со стороны специалистов, как в области медицины, так и инженерии.

Целью работы явилось количественная характеристика структурной организации потока крови в артериях с применением программных систем математического моделирования, объединенных в единый комплекс.

1. Методы исследования

В последние годы в научных и технических исследованиях все больше внимания привлекает исследование закрученных течений, отличающихся от осесимметрических потоков тем, что на движущуюся частицу в потоке кроме сил тяжести и перепада давления действуют также и массовые силы инерции. Такие потоки используются в ряде случаев для того, чтобы создать внутри среды автомодельный перенос легких частиц к центру течения, и тяжелых - на его периферию. Помимо этого потоки, имеющие смерчеобразные свойства, отличаются тем, что граница течения организована таким образом, что частицы не пересекают границы потока ни с одной, ни с другой стороны, и потоки формируют трехмерный пограничный слой, который способствует малой диссипации энергии.

Закрученные потоки обладают значительно более высокой эффективностью по сравнению с другими типами течения, т.е. обеспечивают более низкое гидродинамическое сопротивление при таких же значениях числа Рейнольдса.

До середины 80-х годов существовали лишь модели стационарных закрученных течений такого типа, например вихри Бюргерса [4], при этом существует серьезная проблема сшивки этих потоков с обтекаемой поверхностью, как в

торцах, так и на боковой поверхности. Известны и другие математические модели, описывающие стационарные закрученные потоки [5].

В 1986 г. в Докладах Академии Наук впервые было опубликовано точное решение уравнений гидродинамики (уравнений Навье-Стокса и непрерывности), описывающее нестационарную закрученную струю с указанием условий ее сшивки с обтекаемыми границами [6]. Эта сшивка предполагала, что закрученное течение может быть связано в торцах с обтекаемой поверхностью, на которой оно держится, с помощью поверхностных вихрей, образующих известный в гидродинамике трехмерный пограничный слой и выполняющий роль "подшипника", катящегося наподобие велосипедного колеса по поверхности и несущего на себе поток. Эти решения были получены вслед за экспериментальным обнаружением явления самоорганизации смерчеобразных закрученных потоков в газах и жидкостях, имеющих, в частности, качественное сходство с реальным потоком крови в сердце и сосудах, а также со многими другими течениями, наблюдаемыми в природе.

Созданная в 1979 г. А. Кормаком и Г. Хаунсвилдом компьютерная томография стала не только одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и заложила основу построения трехмерных изображений исследуемых объектов. В настоящее время широко используются программные системы Amira (Visage Imaging, Inc.), Simpleware (Simpleware Ltd), 3D DOCTOR (Able Software Corp.), MIMICS (Materialise Ltd), Analyze (Mayo Clinic) и др., которые позволяют от двумерных компьютерных срезов перейти к 3D-объектам с возможностью структурного анализа системы в зависимости от плотности тканей.

1.1. Инструментарий Iso2mesh Toolbox для синтеза медицинских изображений в Matlab

В процессе исследований было написано программное обеспечение для реконструкции 3D-изображений из набора срезов компьютерной томографии (КТ), сохраненных в медицинском формате DICOM. Для решения данной задачи использовался пакет Matlab – популярное программное средство для обработки сигналов и изображений. Одним из недостатком данного программного средства являются ограниченные возможности для работы с графикой. Поэтому был использован встроенный в Matlab программный модуль Visualization Toolkit.

Кроме того, пакет Matlab содержит инструментарий (Toolbox) Iso2mesh для возможности генерации тетраэдрических, гексаэдрических и

гибридных конечно-элементных сеток из объемных изображений. Iso2mesh содержит большой набор скриптов для обработки сеток. Iso2mesh Toolbox может работать напрямую с бинарными, сегментированными и серошкальными изображениями, такими как, например, результаты магниторезонансной томографии (МРТ) или КТ, что делает инструмент особенно удобным для визуализации медицинских данных, их анализа и физического моделирования.

Создание качественных поверхностей или тетраэдрических сеток из объемных изображений – достаточно сложная задача. Коммерческие инструменты, такие как MIMICS, AMIRA, 3D DOCTOR, являются дорогими и ограниченными по функциональности. Iso2mesh была разработана как бесплатная альтернатива этим программам. Она определяет простой интерфейс для выполнения широкого многообразия задач с сетками, начиная от предварительной обработки 3D-изображений (заполнение проемов, истончение и утолщение), моделирования сетки на поверхности (перестройка сетки, сглаживание) и создания сетки на объемном изображении.

1.2. Трехмерное моделирование в системе MIMICS (Materialise)

Для синтеза КТ-срезов была использована коммерческая программа MIMICS (Materialise), которая позволила обработать и отредактировать данные 2D-изображения для построения 3D-модели с предельной точностью, гибкостью и удобством. Программа содержит мощные инструменты сегментации КТ-изображений, позволяет проводить измерения непосредственно на 3D-модели.

Основные этапы работы в MIMICS следующие.

1. Создание маски сегментации (Thresholding, Region Growing). Далее проводили основные операции над маской, такие как заполнение пустот, редактирование (Local Threshold, Draw, Erase), булевы операции, изменение формы маски (Erode, Dilate, Open, Close).

2. Реконструкция модели по выделенной маске.

3. Преобразование объемной сети в Remesher.

4. Выбор материалов.

5. Импорт модели в систему конечно-элементного моделирования – ANSYS, Fluent.

1.3. Анализ артерии методами конечно-элементного анализа

Трудности прямых измерений гемодинамики, сложности найти какие-то количественные характеристики, толкнули исследователей на

путь моделирования потока крови. Невозможно перечислить все методы, которые использовались для моделирования транспорта крови, все модели отличались одним общим недостатком - в них движение крови определялось градиентом давления, создаваемых сердцем. Эти модели всегда работали на предельно коротком расстоянии вдоль русла и никогда не могли отразить весь спектр состояния кровообращения, включая регуляторные и компенсаторные резервы системы циркуляции.

В последние годы популярность приобрел метод анализа конечных элементов [7] для имитации потоков, состоящих в том, что уравнения движения жидкости решаются для малого объема движущейся среды и потом интегрируются по всему объему потока.

Конечно-элементное моделирование и анализ в медицине получают неограниченные, широкие возможности, так как строятся на основе компьютерной томографии. При этом, строятся модели не идеализированные, а точные, максимально приближенные к пациенту и по свойствам мягких и костных тканей, и по геометрии.

Сочетание в одном программном комплексе возможностей программ для 3D-синтеза медицинских изображений и их обработки (MIMICS, 3D DOCTOR, Amira) и систем конечно-элементного моделирования (ANSYS, ABAQUS, Patran, Fluent) предоставляют врачам и исследователям отличный инструмент для планирования операций и прогнозирования их результатов.

В любом конечно-элементном пакете моделирование проходит по одной и той же схеме. Сначала задается (или импортируется) геометрия модели, затем выбирается модель материала стенки, задаются его параметры. После чего модель разбивается на сетку с учетом выбранных элементов, задаются граничные и начальные условия, контакты в зависимости от типа решаемой задачи.

В медицине, как и в технике, для конечно-элементного анализа широко используются программные комплексы ANSYS, ABAQUS, OpenFOAM, FreeFem++, Comsol, Elmer и другие. Каждый из них имеет свои достоинства и недостатки. Так, например, программное средство Elmer менее требовательно к ресурсам компьютера и обладает большей скоростью, чем Comsol. Системы OpenFOAM, Elmer и другие программы используют дополнительные сторонние коды для решения задач.

Для исследования кровотока в артерии был использован ANSYS 12.0, который, в отличие от многих других программ, позволяет решать смешанные задачи теории упругости и гидроди-

намики в одном пакете, позволяя избежать дополнительных трудностей.

Для описания кровотока использовался программный компонент ANSYS FLUENT. С помощью данного компонента стало возможным исследовать физические свойства кровотока в коронарных артериях.

2. Моделирование кровотока

Пульсирующая кровь моделировалась 3D-fluid элементами, общее количество которых для модели составило около 35 000.

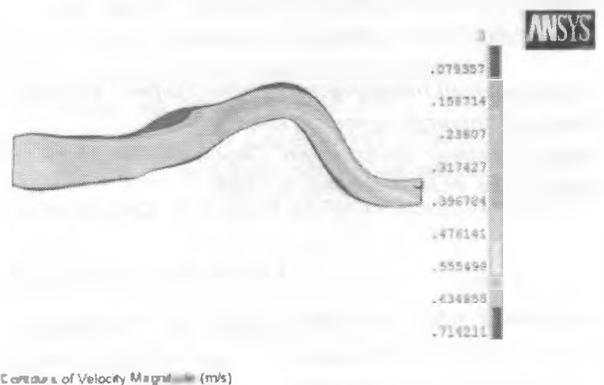
Стенка артерии предполагается линейно-упругой с модулем Юнга $6 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$. Коэффициент Пуассона равен 0,4. Кровь считается однородной, несжимаемой, ньютоновской жидкостью с плотностью 1050 кг/м^3 . Плотность стенки артерии определяется как 1378 кг/м^3 . Вязкость крови - $0.0035 \text{ Па} \cdot \text{с}$.

Граничные условия для потока: на входе в артерию задавали изменяющуюся скорость с UDF-функцией:

```
DEFINE_PROFILE(unsteady_velocity, thread, position) {
    face_t f;
    real t = CURRENT_TIME;
    begin_f_loop(f, thread)
    {
        F_PROFILE(f, thread, position) = 5.0 * sin(10. * t);
    }
    end_f_loop(f, thread)
}
```

На выходе задавалось нулевое давление. Временной шаг равен 0,001 с, а общее количество шагов за цикл = 2000. Для выполнения условий совместности на каждом шаге по времени итерационно до достижения заданного критерия сходимости накладывалось требование непрерывности перемещений и равновесия сил на границе сред.

Целью моделирования кровотока в сосудистом русле являлось исследование величины скорости и давления в потоке крови.



Contours of Velocity Magnitude (m/s)

Рис. 1. Распределение скорости крови в артерии

В результате проведенного моделирования артерии было выявлено, что максимальное значение скорости в артерии наблюдается у внутренней стенки изгиба, а минимальные - на

внешней стенке (для нормальной артерии - скорость распределяется параболически).

Максимальное значение артерии наблюдается у внешней стенки в месте изгиба и составляет около 220 мм.рт.ст. (при норме примерно 140-150 мм.рт.ст.). При этом минимальное значения давления можно заметить у внутренней стенки изгиба, оно равно 156 мм.рт.ст. и является близким к норме.

Такие параметры скорости и давления в артерии с изгибом можно объяснить появлением центробежных сил, которые возникают при резком искривлении. Как результат, давление у внешней стенки повышается, а скорость кровотока уменьшается.

Таким образом, произведенная трехмерная реконструкция артерии адекватна и отражает основные особенности ее динамики.

Выводы

В работе было проведено математическое моделирование артерии и выявлены определенные закономерности нарушения нормальной гемодинамики. Искривление артерии вызывает неравномерность распределения скорости и давления в ней, что приводит к образованию возвратного течения крови. За счет этого, уменьшается кровоток в месте извитости, что приводит к нарушениям кровообращения сердца.

Закрученные потоки, формируемые в сосудах, сопровождаются возвратными осевыми или пристеночными течениями. А расширение сосуда приводит к значительному замедлению потока в продольном направлении, и, наоборот, уменьшение радиуса сопровождается значительным ускорением течения.

Проведенный анализ численных результатов, полученных вследствие математического

моделирования артерии, дает возможность изучать взаимосвязи между различными формами патологической извитости коронарных артерий и риском развития ишемической болезни сердца.

Результаты являются основой для дальнейшего математического моделирования извитостей коронарных артерий, выявления и прогнозирования развития нарушений гемодинамики.

Литература

1. *Фундаментальные медико-биологические науки и практическое здравоохранение: сб. науч. трудов 1-й Международной телеконференции (Томск 20 января-20 февраля, 2010).* – Томск: СибГМУ, 2010. – 202 с.
2. *Zegers E.S. Coronary tortuosity: a long and winding road / E.S. Zegers, B.T.J. Meursing, E.B. Zegers // Netherlands Heart Journal.* - 2007. - P. 191-195.
3. *Ramakrishnan S. Wiring of Tortuous Coronary Arteries—Let the Heart do the Hard Work / S Ramakrishnan, Sandeep Singh, Balram Bhargava // Indian Heart J.* - 2008. -P. 597–598
4. *Burgers J.M. A mathematical model illustrating the theory of turbulence / J.M. Burgers // Adv.Appl.Mech.* – 1948.-P.171-199.
5. *Бэтчелор Дж. Введение в динамику жидкости / Дж. Бэтчелор - М.: Мир, 1973. - 760 с.*
6. *Кикнадзе Г.И., Краснов Ю.К. Эволюция смерчеобразных течений вязкой жидкости / Г.И. Кикнадзе, Ю.К. Краснов // Докл. АН СССР 1986; 290 (6): 1315.*
7. *Leung, J.H. Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysms: a comparison with solid stress models / J.H. Leung, A.R. Wright, N. Cheshire et al. // BioMedical Engineering OnLine.* – 2006 – V. 5:33 doi:10.1186/1475-925X-5-33.

¹ *Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»*

² *Национальный Институт Сердечно-Сосудистой Хирургии им. Н.М. Амосова, г. Киев*