

ных признаков существенно сокращается и полученные результаты могут быть использованы для дальнейшего анализа и прогнозирования состояния пациента.

Список литературы:

1. Баевский Р.М. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Методические рекомендации // Вестник аритмологии. 2002. С. 65-87.
2. Samar V.J., Bopardikar A., Rao R., Swartz K. Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: A conceptual tutorial // Brain and Language. 1999. Vol. 66 (1). PP. 7-60.
3. Кубланов В.С., Гасилов В.Л. Применение методологии вейвлет-анализа при функциональных исследованиях головного мозга // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 11. С. 12-20.
4. Yang H., Bukkapatnam S.T., Komanduri R. Nonlinear adaptive wavelet analysis of electrocardiogram signals // Physical Review E76: Statistical, nonlinear, and soft matter physics. 2007. Vol. 76. Issue 2: 026214.
5. Кубланов В.С., Костоусов В.Б., Казаков Я.Е., Попов А.А. Анализ variability сердечного ритма с применением вейвлет-анализа в задаче оценки адаптационных характеристик человека // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 1-2. С. 13-25.
6. Туровский Я.А., Кургалин С.Д., Вахтин А.А. Обработка сигнала электроэнцефалограммы на основе анализа частотных зависимостей и вейвлет-преобразования // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 12. С. 39-45.
7. Rafiee J., Rafiee M.A., Prause N., Schoen M.P. Wavelet basis functions in biomedical signal processing // Expert Systems with Applications. 2011. Vol. 38. PP. 6190-6201.
8. Лоул Д., Максвелл А. Факторный анализ как статистический метод. – М.: Мир, 1967. 143 с.
9. Дубров А.М. Обработка статистических данных методом главных компонент. – М.: Статистика, 1978. 136 с.
10. Калинина В.Н., Соловьев В.И. Введение в многомерный статистический анализ. – М.: Госуниверситет управления, 2003. 92 с.

Дарья Дмитриевна Егорова,
аспирант,

Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина,
Ян Евгеньевич Казаков,
канд. мед. наук, главный врач,
ЗАО «Медицинские технологии»,
Владимир Семенович Кубланов,
д-р техн. наук, профессор, руководитель,
Научно-исследовательский медико-биологический
инженерный центр высоких технологий,
Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина,
г. Екатеринбург,
e-mail: daria_naumkina@mail.ru

В.Б. Парашин, А.П. Зарецкий

Биомеханическое моделирование поведения синусоидального стента проволочного спиралевидного профиля в артерии

Аннотация

Проведены компьютерное 3D-моделирование синусоидального стента проволочного спиралевидного профиля, исследование его механических параметров в соответствии с нагрузкой на него в ходе стентирования и численный анализ напряженно-деформированного состояния. Материал стента предполагался «медицинской» сталью X5CrNi18-10 и считался линейным изотропным. Проведен сравнительный анализ влияния граничных условий и геометрических характеристик на стент. Подобраны оптимальные угол спирализации и количество узлов.

Данные Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) и Госкомстата Российской Федерации свидетельствуют о том, что среди причин смерти населения в последние годы первое место занимают болезни системы кровообращения (БСК). Наиболее распространенные заболевания кровеносных сосудов – стеноз и атеросклероз. Стеноз является основным фактором, поражающим коронарные сосуды [1]. В связи с этим основными задачами в данной области являются ограничение и снижение заболеваемости, а при развитии патологии – проведение эффективного лечения.

Одним из прогрессивных методов лечения вышеуказанных заболеваний является операция стентирования – установки стента в суженное внутрисосудистое пространство. Внутрисосудистые протезы – стенты выступают в роли каркаса, который поддерживает изнутри сосудистую стенку, прижимая отслаивающуюся интиму, давая возможность сформировать максимально приближенный к физиологическому диаметр сосуда и препятствуя его обратному сужению [2].

Для моделирования механических характеристик методом конечных элементов в среде SolidWorks 2012 синусоидального стента проволочного спиралевидного

профиля (ССПС) возьмем за основу следующие модели стентов: «Integrity», «Medtronic» (USA), «Omnalink Elite», «Abbott Vascular» (USA) и «Promus Element», «Boston Scientific» (USA) [3]-[5]. Поскольку официально открытых данных по конструктивным свойствам стента с чертежами нет, моделирование будет производиться на основании авторских разработок. Первым этапом моделирования является задание материала – «медицинская» сталь X5CrNi18-10 (по германскому стандарту DIN), 1.4301 (по европейской классификации EN) или 12X18H10 (согласно ГОСТ), хотя часть стентов данного типа изготавливается на основе сплавов никеля и хрома или никеля и кобальта. Далее необходимо рассмотреть стратегию построению модели, поскольку в отличие от матричного типа синусоидальный стент спиралевидного проволочного профиля усложнен спиралевидностью. При разработке конструкции важным элементом является количество узлов, за счет которых каждый последующий слой крепится к предыдущему.

Говоря о коррекции сосуда методом стентирования, важно помнить о сохранении сосудом своих эластичных свойств, поскольку потеря этих свойств на переходном участке и стыке «интима-стент» приводит к возникнове-

нию рестеноза. Данный фактор является определяющим в подборе конструктивных свойств стента, его геометрии. Безусловно, важным фактором является и присутствие/отсутствие лекарственного покрытия, однако не только данный факт является определяющей причиной рестеноза. Именно поэтому важно подобрать оптимальные тип стента и его геометрические характеристики. Таким сосудистым протезом является стент с прогрессивной геометрией стенки – синусоидный проволочный спиралевидный профиль.

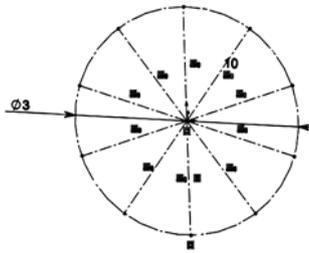


Рис. 1. Задание геометрии слоя крепления узлов стента

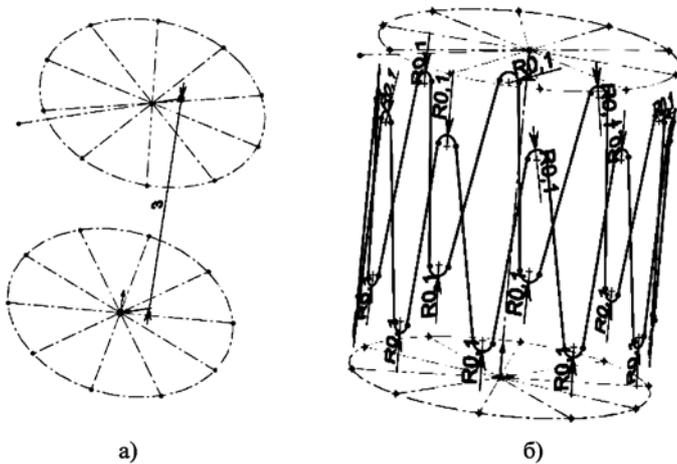


Рис. 2. Создание одного спиралевидного слоя стента:
а) задание расстояния между плоскостями и угла закрутки спирали; б) создание синусоидного профиля

Для данного расчета зададим угол спиралевидности $\alpha = 6\%$, а количество узлов $k = 10$. Расстояние между плоскостями и их количество определяют длины стента. Так, для данного расчета выберем расстояние между плоскостями $l_{sur} = 3$ мм, а их количество $n = 3$, тогда длина стента $L = 9$ мм. Произведем расчет механических параметров данной модели (рис. 3-5) с внутренним давлением $p = 10$ кПа (максимальное стандартное давление в левой коронарной артерии) и следующими граничными условиями (ГУ): жесткая заделка – жесткая заделка.

Представленные эпюры основных механических параметров наглядно демонстрируют превосходство стентов проволочного типа. Синусоидальный стент спиралевидного проволочного профиля обеспечивает большее сохранение эластичности ЛКА, чем стент матричного типа. ССПСП также меньше травмирует интиму, что минимизирует риск рестеноза.

Рассмотрим изменение максимальных механических параметров ССПСП при варьировании длины стента и его диаметра, а также влияния ГУ. Важно заметить, что длина стента будет изменяться в зависимости от количества секций. При увеличении длины стента в данном случае оставим угол спирализации $\alpha = 6\%$. По результатам

исследования можно сделать следующие выводы:

- 1) максимальное различие перемещений для ГУ «шарнирное операние – шарнирное операние (ШО – ШО)» при $D_{norm} = 3$ мм и $D_{norm} = 8$ мм составляет 10 %;
- 2) максимальное различие деформаций для ГУ ШО – ШО при $D_{norm} = 3$ мм и $D_{norm} = 8$ мм составляет 10 %;
- 3) максимальное различие напряжений для ГУ ШО – ШО при $D_{norm} = 3$ мм и $D_{norm} = 8$ мм составляет 12 %;
- 4) максимальное различие перемещений для ГУ ШО – ШО при $L = 5$ мм и $L = 40$ мм составляет 2 %;
- 5) максимальное различие деформации для ГУ ШО – ШО при $L = 5$ мм и $L = 40$ мм составляет 3 %;
- 6) максимальное различие напряжений для ГУ ШО – ШО при $L = 5$ мм и $L = 40$ мм составляет 2 %.

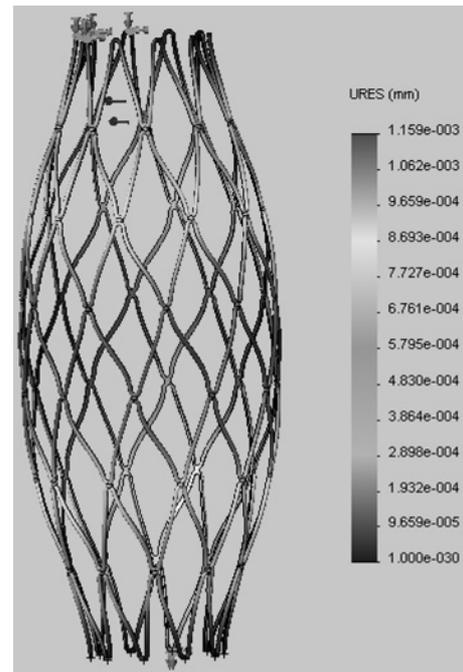


Рис. 3. Эпюра перемещений

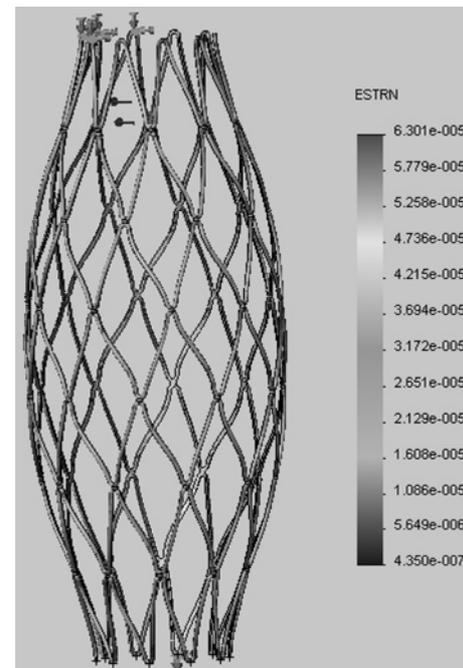


Рис. 4. Эпюра деформаций

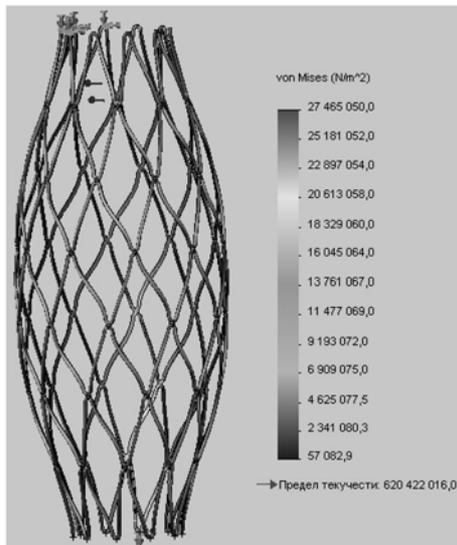


Рис. 5. Эпюра напряжений

Рассмотрев полученные результаты, можно говорить о том, что граничные условия и длина синусоидального стента не сильно влияют на его механические параметры.

При моделировании механических характеристик ССПСП и задании его геометрии одними из важных параметров являются угол спирализации α и количество узлов синусоидного профиля на поверхности k . Рассматривая параметр α , важно помнить о том, что при слишком больших значениях ($\alpha \geq 90^\circ$) стент «перекручивается», что, безусловно, скажется на некорректных механи-

ческих параметрах. Решая задачу одномерной оптимизации варьирования угла и нахождения минимума напряжения при заданных нагрузках линейным методом [6], получаем следующий результат: оптимальный угол спирализации лежит в диапазоне $\alpha \in [5^\circ; 13^\circ]$. Решим двумерную задачу оптимизации по поиску минимума напряжений при минимизации количества узлов k на поверхности соединения поверхностей. При решении данной задачи глобальным методом получаем, что оптимальное $k \in [8; 16]$. Таким образом, решена задача оптимизации геометрических характеристик ССПСП.

Список литературы:

1. Всемирная организация здравоохранения / <http://www.who.int/en/>.
2. *Ostrovskiy Yu. P.* Heart surgery: A guide. – Moscow: Med. Lit., 2007. 576 pp.
3. Компания Medtronic / <http://www.medtronic.com/>.
4. Компания Abbott Vascular / <http://www.abbotvascular.com/>.
5. Компания Boston Scientific / <http://www.bostonscientific-international.com/>.
6. *Гилл Ф., Мюррей У., Райт М.* Практическая оптимизация. – М.: Мир, 1985. 325 с.

Владимир Борисович Парашин,
д-р техн. наук, профессор,
Алексей Петрович Зарецкий,
магистрант 2-го года обучения,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: a.p.zaretskiy@gmail.com

Д.В. Сергеев, С.А. Останин

Пакет прикладных программ для оценки сложности медицинского изображения

Аннотация

Предложен метод расчета количественной меры сложности монохромных медицинских изображений малого размера. Показано, что по величине предложенной меры можно судить о сложности формы объектов малого размера на медицинских изображениях. Разработан виртуальный прибор, автоматизирующий процесс анализа изображений на ранних этапах развития заболевания с помощью предложенного метода.

Введение

Известно, что эффективность лечения заболеваний тем выше, чем раньше поставлен диагноз. На медицинских изображениях, используемых на этапе ранней диагностики, область интереса имеет небольшой линейный размер (около 100 пикселей). Главной проблемой визуального контроля и анализа сложности изображений является субъективный характер суждений в отношении характеристик изображения. Поскольку следствиями таких суждений являются диагноз и тактика лечения, ошибки в оценках характеристик изображений могут повлечь тяжелые последствия для пациента. Объективизация оценок характеристик медицинских изображений позволяет снижать такие риски и создает условия для автоматизации процесса анализа изображений на ранних этапах заболевания.

Популярные, хорошо разработанные методы, используемые для автоматизации процесса получения количественных характеристик сложности изображений, требуют большого числа исходных данных. Например, для

оценки фрактальной размерности используется оценка угла наклона линии тренда, полученной в двойном логарифмическом масштабе, что обуславливает необходимость анализа тысячи и более пикселей.

Количественную оценку сложности выделенных объектов можно получить, например, с помощью энтропийных [1], [2] методов или оценить сложность с помощью параметра *шероховатость* по ГОСТ 2789-73. Однако параметр *шероховатость* характеризует, скорее, отклонение от прямой или плоскости, а не сложность границы или поверхности. В свою очередь, из определения информационной энтропии очевидно, что ее величина не зависит от того, каким образом упорядочены данные (например, значения яркости пикселей). Следовательно, одно и то же значение энтропии изображения могут иметь изображения существенно различной сложности.

В настоящей статье предлагается количественная мера сложности изображения малого размера, основанная на топологических особенностях взаимного расположения однородных по свойствам пикселей и лишенная вышеуказанных недостатков.