

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЗОНЫ ФИКСАЦИИ БИОПРОТЕЗА КЛАПАНА АОРТЫ ДЛЯ ПРЯМОЙ БЕСШОВНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ МЕТОДОМ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ.

Клышников К. Ю.*, Овчаренко Е. А.*, Нуштаев Д. В. [†]

*ФГБУ НИИ КПССЗ СО РАМН, г. Кемерово, Сосновый б-р. 6, Россия, 650002

Klyshnikovk@gmail.com, ov.eugene@gmail.com

[†]ООО «Тесис», г. Москва, ул. Юннатов, дом 18, оф. 705, Россия, 127083

nd@tesis.com.ru

Введение. Бесшовная имплантация протеза является новым и эффективным способом в области лечения пациентов с аортальным стенозом высокого риска [1]. Несомненным преимуществом данного подхода является его меньшая травматичность для пациента в сравнении с классическим операционным вмешательством. Однако существующие риски возникновения опасных осложнений, обусловленных конструкцией искусственного клапана, требуют углубленного изучения способа бесшовной фиксации [2, 3].

Материал и методы. В качестве объекта исследования была выбрана стенто-подобная конструкция зоны фиксации протеза в фиброзном кольце аорты, состоящая из 12 ячеек закрытого типа. В ходе исследования варьировали следующие параметры: ширина и толщина “балки” ячейки. Исследования осуществляли с помощью конечно-элементного комплекса инженерного анализа Abaqus 6.12-1. В качестве модели материала исследуемого объекта в соответствие с литературными данными была выбрана модель изотропного сверхэластичного никелида титана с нелинейной характеристикой, описанной по методу Ауричио [4].

Исследование поперечной жесткости геометрии в зависимости от ее параметров проводили в цикле «нагрузка-разгрузка» при моделировании сдавливания конструкции параллельными аналитически жесткими поверхностями. При этом оценивали динамику изменения необходимой для сдавливания силы от перемещения поверхностей, а также максимальное значение силы. Верификацию результатов данного этапа проводили на универсальной испытательной машине Zwick\Roel 2,5 Н, с получением графика «сила-перемещение». Нагружение образцов осуществляли со скоростью 10 мм/мин на расстояние 15 мм.

При исследовании взаимодействия геометрии зоны фиксации с моделью фиброзного кольца аорты оценивали: процент и максимум пластической деформации и окружающую силу, создаваемую геометрией в зависимости от варьироваемых параметров и диаметра фиброзного кольца. В качестве модели фиброзного кольца была выбрана цилиндрическая поверхность второго порядка диаметром 20 мм. Для оценки данных параметров, диаметр фиброзного кольца уменьшали с 20 мм до 10 мм, а затем увеличивали до исходного.

Результаты. Анализ поперечной жесткости показал, что наибольшая сила, необходимая для сдавливания конструкции до 5 мм составила от 0,012 до 4,37 Н, что расходится с результатами физического эксперимента на 13 %.

При этом, максимальные значения данного показателя было зафиксировано для ячеек с шириной и толщиной 0,5х0,4 мм и 0,5х0,5 мм (3,024 Н и 4,37 Н, соответственно).

В результате исследования окружной силы, создаваемой исследуемыми конструкциями, было установлено, что уменьшение диаметра фиброзного кольца до 15 мм и менее приводит к быстрому росту значений окружной силы с выходом на плато до 4,91 – 13,6 Н в зависимости от ширины и толщины ячейки. При увеличении диаметра от 15 до 18 мм наблюдается резкий спад данного показателя до 1,05 – 4,91 Н. Диапазон диаметров фиброзного кольца 18 – 20 мм характеризуется плавным спадом значения окружной силы до нуля. Оценка зон пластической деформации исследуемых моделей показала наличие участков таковой для высоких значений ширины и толщины ячейки: 0,5х0,4 мм и 0,5х0,5 мм (0,062 и 0,073, соответственно).

Обсуждение. Исследование поперечной жесткости и верификация его результатов продемонстрировали относительно высокую сходимость численного моделирования и физического эксперимента. Кроме того, полученные значения окружной силы, создаваемой исследуемыми конструкциями, соответствуют аналогичным работам [4].

Расчетные значения силы трения, полученные на основании окружной силы и коэффициента трения “аорта - нитинол”, составили от 5,27 Н до 12,57 Н, при этом расчетное значение силы смещения под действием кровотока составило 5,03 Н (для 120 мм рт. ст.) и 6,71 Н (для 160 мм рт. ст.) [5]. Таким образом, с точки зрения противодействия силам кровотока, т. е. выполнения своей основной функции, геометрия каркаса зоны фиброзного кольца в исследуемом случае должна состоять из ячеек ширины и толщины от 0,2х0,3 мм до 0,5х0,5 мм. С другой стороны, возникновение зон пластической деформации для ячеек 0,5х0,4 мм и 0,5х0,5 мм является недопустимым явлением при эксплуатации изделия, что дополнительно сужает потенциально возможный диапазон геометрических параметров исследуемой зоны протеза.

Литература

1. Smith C. R., Leon M. B., Mack M. J. et al. *PARTNER Trial Investigators. Transcatheter versus surgical aortic-valve replacement in high-risk patients* // N. Engl. J. Med. – 2011. – Vol. 364. – P. 2187 – 2198.
2. Schultz C. J., Weustink A., Piazza N. et al. *Geometry and degree of apposition of the CoreValve ReValving system with multislice computed tomography after implantation in patients with aortic stenosis* // J. Am. Coll. Cardiol. – 2009. – Vol. 54 (10). – P. 911 – 8.
3. Piazza N., de Jaegere P., Schultz C. et al. *Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve* // Circ. Cardiovasc. Interv. – 2008. – Vol. 1 (1). – P. 74 – 81.
4. Tzamtzis S., Viquerat J., Yap J. et al. *Numerical analysis of the radial force produced by the Medtronic-CoreValve and Edwards-SAPIEN after transcatheter aortic valve implantation (TAVI)* // Med Eng Phys. – 2013. – Vol. 35 (1). – P. 125 – 130.

5. Mummert J., Sirois E., Sun W. *Quantification of Biomechanical Interaction of Transcatheter Aortic Valve Stent Deployed in Porcine and Ovine Hearts* // Ann. Biomed. Eng. – 2013. – Vol. 41 (3). – P. 577 – 586.

ПОИСК ОПТИМАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИМИ СИСТЕМАМИ НА ОСНОВЕ ПРИНЦИПА МАКСИМУМА ПОНТРЯГИНА

Лавшук Д. А.

Могилевский государственный университет им. А. А. Кулешова, Могилев, Беларусь
dmrl@tut.by

Введение. Использование методов математического моделирования в исследованиях техники спортивных упражнений позволяет на качественно новом уровне обосновать оптимальные формы двигательных действий спортсменов, которые вносят наибольший вклад в достижение максимального спортивного результата. Таким образом, появляется возможность прогнозирования рациональной спортивной техники индивидуально для каждого исполнителя еще до того, как движение будет реализовано на практике, через проведение вычислительных экспериментов в имитационном моделировании на ЭВМ. Более того, использование математической теории оптимального управления динамическими системами позволяет полностью автоматизировать процесс конструирования оптимальной техники.

Цель исследования. Теоретическое обоснование и практическая реализация построения оптимального управления биомеханическими системами на основе принципа максимума Понтрягина.

Результаты исследования. Один из способов построения математической модели движения биомеханической системы – использование уравнений Лагранжа второго рода. В своем исследовании мы ограничились исследованием N -звенных плоскостных неразветвленных биомеханических систем, для которых математический аппарат разработан достаточно полно [1]. В этом случае движение может быть описано системой уравнений

$$\sum_{j=1}^N A_{ij} \ddot{\phi}_j \cos(\phi_j - \phi_i) - \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\phi}_j^2 \sin(\phi_j - \phi_i) + Y_i \cos(\phi_i) = u_i - u_{i+1}, i = \overline{1, N}, \quad (1)$$

где N – количество звеньев моделируемой системы; ϕ – вектор обобщенных координат биомеханической системы; A_{ij} – матрица динамических коэффициентов, определяемых масс-инерционными характеристиками звеньев тела спортсмена; $\dot{\phi}$, $\ddot{\phi}$ – соответственно первая и вторая производная вектора обобщенных координат по времени; Y – вектор обобщенных сил; u – вектор управляющих моментов мышечных сил в суставах.

Рассматривая моменты мышечных сил в качестве управляющих функций, запишем уравнения (1) в следующем виде:

$$\ddot{\phi} = A^{-1} f, \quad (2)$$