

нью модели, вычисляемые по формулам

$$A_{ij} = \delta_{ij} \left(J_i + m_i S_i^2 \right) + m_j L_i S_j \left(1 - \delta_{ij} \right) + \sum_{k=j+1}^N m_k L_i L_j, \quad j > i; \quad (2)$$
$$A_{ij} = A_{ji}, \quad i > j; \quad i, j = \overline{1, N}.$$

В уравнении (2) δ_{ij} означает запись символа Кронекера; $\delta_{ij} = 1$ при $i = j$, $\delta_{ij} = 0$ при $i \neq j$.

Содержательный смысл коэффициентов Y_i , заключается в том, что они представляют собой выражения для определения обобщенных сил в уравнениях Лагранжа и в компактной записи имеют вид

$$Y_i = P_i S_i + \sum_{k=i+1}^N P_k L_i. \quad (3)$$

Уравнения (1) – (3) позволяют автоматизировать процесс построения математической модели (1) для N -звенной биомеханической модели с поручением компьютеру всех процедур построения алгоритма вычислений.

Программное управление формировалось в форме полинома с 6-ю крайними условиями на левом и правом концах траектории управления непосредственно по управлению, его первой и второй производной. Технология вычислений изложена в работе [4].

Заключение. Вычислительные эксперименты показали эффективность разработанной компьютерной программы синтеза техники спортивных упражнений с параметрической коррекцией управления, ориентированного на достижение высокого спортивного результата.

Литература

1. Аркаев Л. Я., Сучилин Н. Г. *Как готовить чемпионов.* – М.: Физкультура и Спорт, 2004. – 328 с.
2. Гавердовский Ю. К. *Обучение спортивным упражнениям. Биомеханика. Методология. Дидактика.* – М.: Физкультура и Спорт, 2007. – 912 с.
3. Загrevский В. И., Загrevский О. И. *Математические модели синтеза движений биомеханических систем.* – Изд-во Palmarium Academic Publishing, 2012. – 175 с.
4. Загrevский В. И., Загrevский О. И. *Планирование траектории управляющих движений спортсмена в координатах внешнего пространства // Теория и практика физической культуры.* – 2010, № 10. – С. 56 – 61.

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОРНЯ АОРТЫ ЧЕЛОВЕКА

Клышников К. Ю., Овчаренко Е. А.

ФГБУ НИИ КПССЗ СО РАМН,

г. Кемерово, Сосновый б-р. 6, Россия, 650002

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

Введение. В последние годы стал доступен метод малоинвазивного протезирования клапанов аорты транскатетерным способом, представляющий собой альтернативу открытым вмешательствам [1]. Анализ клинических резуль-

татов данного метода позволяет утверждать, что осложнения, наблюдаемые при имплантации подобных устройств, во многом обусловлены их конструктивными особенностями. В частности, несоответствие геометрии каркаса и корня аорты реципиента может служить причиной перекрытия устьев коронарных артерий, транспротезной регургитации, а также АВ-блокады [2, 3]. С целью минимизации риска подобных осложнений целесообразно использование трехмерных моделей корня аорты человека на этапе проектирования искусственных клапанов сердца, а также при проведении численного анализа.

Цель. Построение пространственных трехмерных компьютерных моделей корня аорты человека на основе показателей, полученных методами мультиспиральной компьютерной томоангиографии (МСКТА) и эхокардиографии (ЭхоКГ).

Материал и методы. Проанализированы данные трансторакальной ЭхоКГ: 117 пациентов в возрасте 18-81 год как с пороком аортального клапана (регургитация I-IV ст., аортальный стеноз I-IV ст.) ($N = 58$), так и без такового ($N = 59$). С целью объемной визуализации синусов Вальсальвы были проанализированы данные 20 пациентов, не имеющих пороков клапана аорты, в возрасте 60–65 лет. На основе полученных данных в среде автоматизированного проектирования осуществляли построение трехмерных моделей.

Результаты. Для выделения основных типоразмеров данные ЭхоКГ исследования группировали в зависимости от диаметра фиброзного кольца в диастолу. Анализ показателей в группах продемонстрировал следующие значения для диаметра фиброзного кольца: в группе №19 – $1,85 \pm 0,07$ см; № 21 – $2,05 \pm 0,05$ см; №23 – $2,26 \pm 0,06$ см; №25 – $2,52 \pm 0,10$ см. Диаметр синотубулярного сочленения составил: для группы №19 – $2,91 \pm 0,29$ см; №21 – $3,11 \pm 0,40$ см; №23 – $3,22 \pm 0,61$ см; №25 – $3,69 \pm 0,44$ см. Статистически значимые различия между группами отсутствовали по показателю расстояния от фиброзного кольца до синотубулярного сочленения: 2,36 (квартили: 1,97 – 2,49) см. Результаты МСКТА исследования не подвергали группировке, т. к. в ходе статистической обработки не было обнаружено корреляции между диаметром фиброзного кольца и такими параметрами, как: 1) правый (коэффициент корреляции Спирмена = 0,05) и левый (0,02) угол раструба восходящего отдела аорты, 2) расстояние от фиброзного кольца до устья правой (0,27) и левой (0,1) коронарных артерий, 3) глубина синусов Вальсальвы (относительно правой коронарной створки 0,33; левой коронарной створки 0,19; некоронарной створки 0,02).

На основании анализа результатов ЭхоКГ и МСКТА исследований были построены четыре трехмерные модели корней аорт человека с диаметром фиброзного кольца 19, 21, 23, 25 мм.

Обсуждение. Большинство исследований используют упрощенную геометрию корня аорты, на основании средних показателей, без группировки по типоразмерам, соответствующим применяемым медицинским изделиям [4]. Предложенные в настоящей работе модели лишены подобных недостатков, однако их основные геометрические показатели несколько отличаются от данных других авторов. Так, в исследовании Tamás E et al. методом ЭхоКГ систолический и диастолический диаметры ФК составили по 21 ± 3 мм, что

меньше на 7,5% и больше на 3,3%, соответственно, по сравнению с данными, полученными в настоящем исследовании [5]. Сравнение результатов МСКТА с аналогичными исследованиями также показало различие в данных. В исследовании Laurens F. Tops et al. фиброзное кольцо имело овальную форму, однако средний показатель большого диастолического диаметра ФК составил $2,63 \pm 0,28$ см, малого – $2,35 \pm 0,27$ см, что на 3,4% и 24,3%, соответственно, больше полученных в настоящей работе результатов [6]. Данные расхождения в результатах работ, предположительно, могут быть обусловлены анатомическими особенностями популяции исследованных пациентов.

Полученные в исследовании модели могут быть использованы при решении задач численного моделирования, как при разработке новых искусственных клапанов сердца, так и при изучении свойств уже существующих. Применение данных моделей с физико-механическими параметрами на этапе компьютерного анализа позволяет симулировать процесс имплантации протеза в корень аорты для оценки площади и давления зон контакта, радиальных усилий и надежности фиксации.

Литература

1. Leon M. B., Smith C. R., Mack M. et al. *PARTNER Trial Investigators: Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery* // N. Engl. J. Med – 2010. – V. 363. – P. 1597 – 1607.
2. 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. – V. 1 (1). – P.74 – 81.
3. 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. – V. 54 (10). – P. 911 – 918.
4. Gnyaneshwar R., Kumar R. K., Balakrishnan K. R. *Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model* // Ann. Thorac. Surg. – 2002. – V. 73 (4). – P. 1122 – 1129.
5. Tamás E., Nylander E. *Echocardiographic description of the anatomic relations within the normal aortic root* // J. Heart. Valve Dis. – V. 16 (3). – P. 240 – 246.
6. Tops L. F., Wood D. A., Delgado V. et al. *Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement* // JACC Cardiovasc. Imaging. – 2008. – V. 1 (3). – P. 321 – 330.