

^{1,2}БЕГУН П.И., д-р техн. наук, профессор

²ИЕВЛЕВА Е.А., студентка

²МБАЗУМУТИМА Э., бакалавр

¹Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф.Лесгафта, г. Санкт Петербург, Россия

²Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», г. Санкт Петербург, Россия

КОМПЬЮТЕРНОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МИОКАРДА ПРИ ГИПЕРТРОФИИ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА У СПОРТСМЕНОВ НА ВЫНОСЛИВОСТЬ

Аннотация. Гипертрофия левого желудочка (ГЛЖ) является независимым прогностическим фактором риска внезапной сердечной смерти, в частности на соревнованиях атлетов [1].

Ключевые слова: биомеханика, миокард, гипертрофия, исследования, напряжения, перемещения.

Разработана модель левого желудочка (ЛЖ) человеческого сердца. В рамках построенной модели проведены вычисления перемещений и напряжений в стенках ЛЖ и скорости кровяного потока в артериях стенки ЛЖ во время систолы. Используя эту модель можно осуществлять предварительный биомеханический анализ состояния структур сердца конкретного пациента, анализировать влияние гипертрофии ЛЖ, а также осуществлять предоперационную оценку влияния хирургического вмешательства на функционирование ЛЖ.

Введение. Гипертрофия миокарда обусловлена увеличением массы левого желудочка (ЛЖ), сопровождающейся утолщением его стенок и увеличением объема его камеры [2]. Изначально гипертрофия левого желудочка (ГЛЖ) развивается как физиологический механизм адаптации к гемодинамическим перегрузкам. Далее она преобразуется в патологическую гипертрофию при перегрузке. ГЛЖ сопровождается структурными и функциональными изменениями, которые увеличивают риск появления ишемической болезни сердца, аритмии, систолических и диастолических дисфункций ЛЖ [3].

Важными для профилактики и лечения ГЛЖ являются измерения: 1) перепада давления в аортальном клапане, 2) скорости кровотока в ЛЖ, 3) толщины межжелудочковой перегородки во время систолы. Высокий градиент давления (> 40 мм рт. ст) и высокий пик скорости ($> 4\text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$) в аортальном клапане во время сердечного цикла – основание для хирургического вмешательства.

При лечении ГЛЖ проводят следующие оперативные вмешательства: 1. Удаление части межжелудочковой перегородки, закрывающей выход потока крови из левого желудочка. 2. Введение в межжелудочковую перегородку

склерозирующих спиртовых растворов. При выборе технологии операции врачи руководствуются только личным опытом и интуицией. Этим определяется, не всегда благоприятный, результат операции.

Цель исследования. Задачи исследования. Цель работы – провести биомеханические исследования состояния структур и кровяного потока в ЛЖ до и после коррекции по поводу ГЛЖ.

Материал и методы исследования. При построении содержательной модели модуль нормальной упругости, коэффициент Пуассона и давление в левом желудочке задаются в соответствии с рассматриваемым моментом сердечного цикла [4].

Геометрия для конечно-элементной модели строится на основе снимков сечений ЛЖ, снятых с помощью УЗИ в начале систолы. Толщина стенки ЛЖ у его верхушки 10 мм.

Вводится допущение: материал желудочка однородный, изотропный, упругий. В программе SolidWorks строится твердотельная модель левого желудочка сердца. Модуль нормальной упругости стенки миокарда $1,85 \cdot 10^5$ Па, коэффициент Пуассона 0,45, давление в желудочке $1,9 \cdot 10^4$ Па.

В пакетах программы Solid Works Simulation и Solid Works Flow Simulation предусмотрен расчет напряженно – деформированное состояние в стенке левого желудочка сердца и градиент давления в аортальном клапане.

На рис. 1, 2 приведены эпюры напряжений, а на рис. 3, 4 эпюры перемещений в стенке ЛЖ в норме и при гипертрофии.

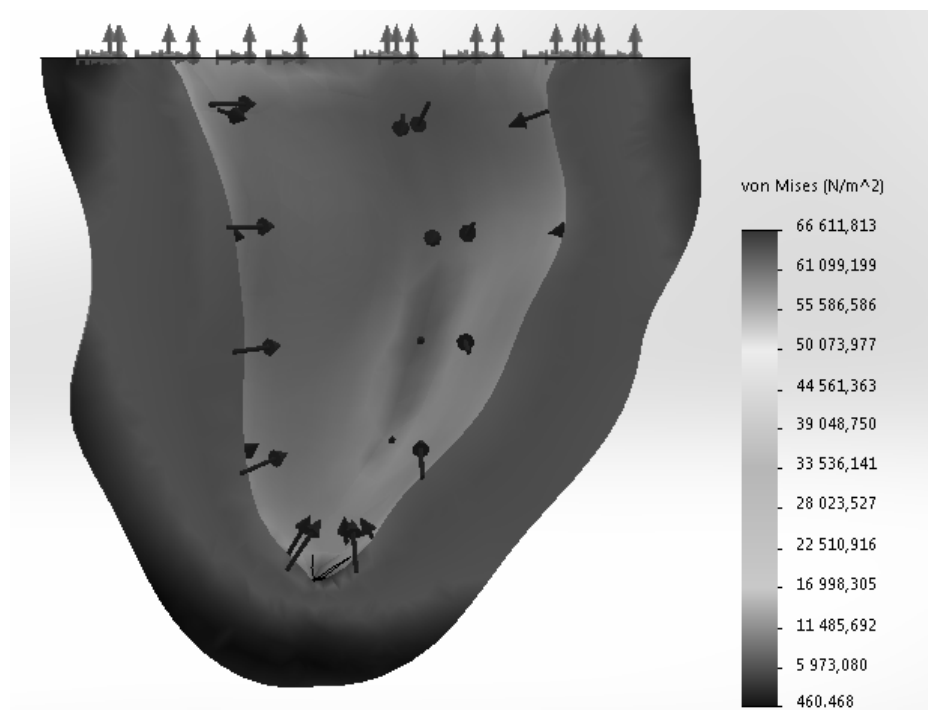


Рис. 1. Эпюра напряжений в стенке ЛЖ в норме

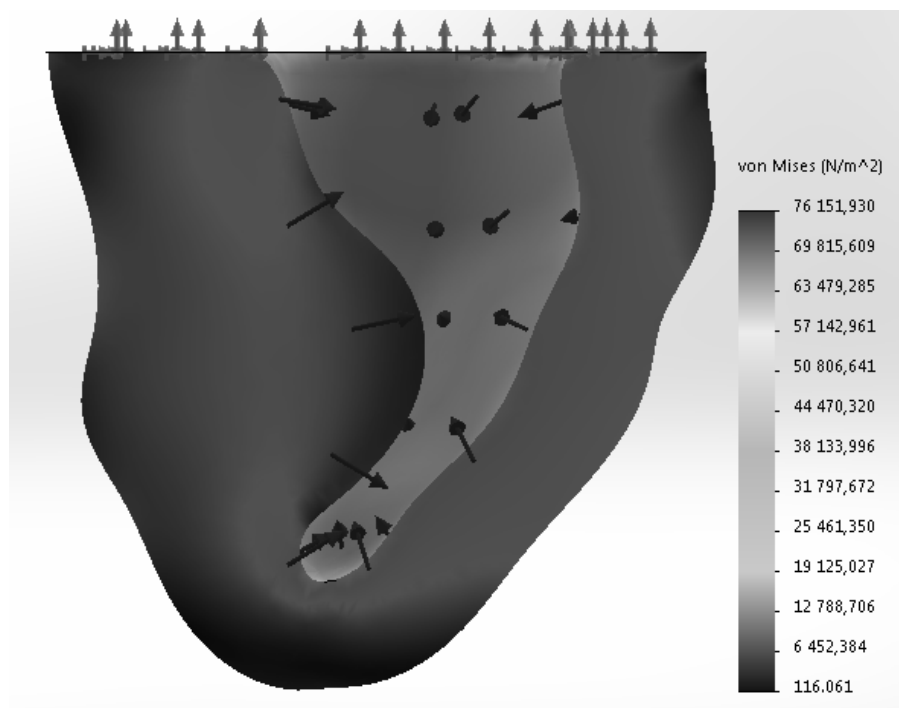


Рис. 2. Эпюра напряжений в стенке ЛЖ при гипертрофии

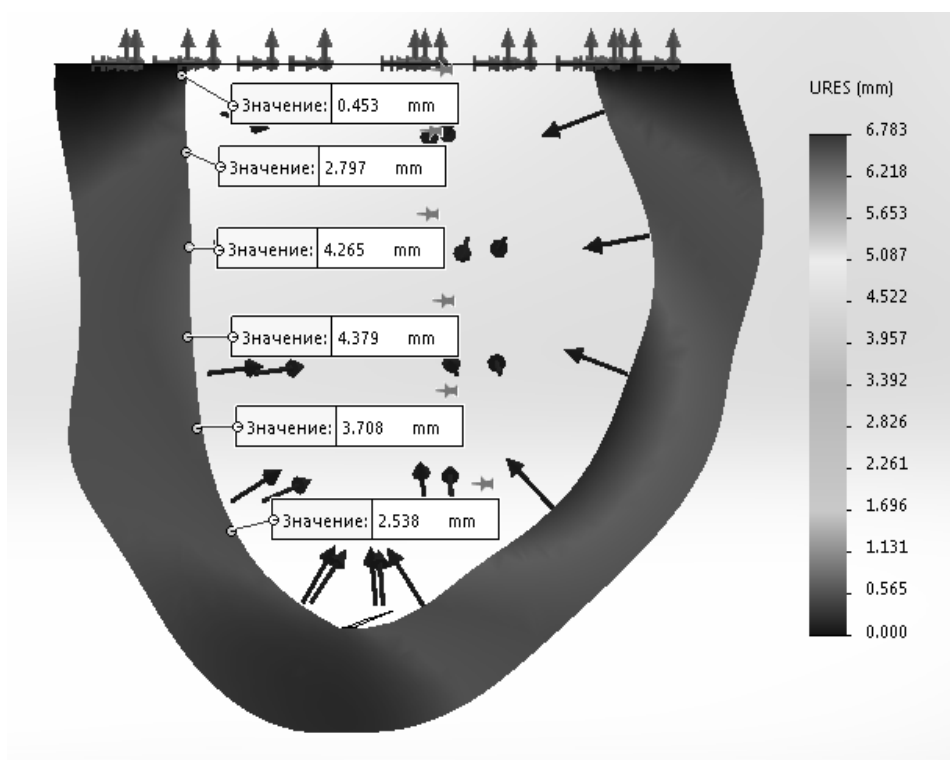


Рис. 3. Эпюра перемещений в стенке ЛЖ в норме

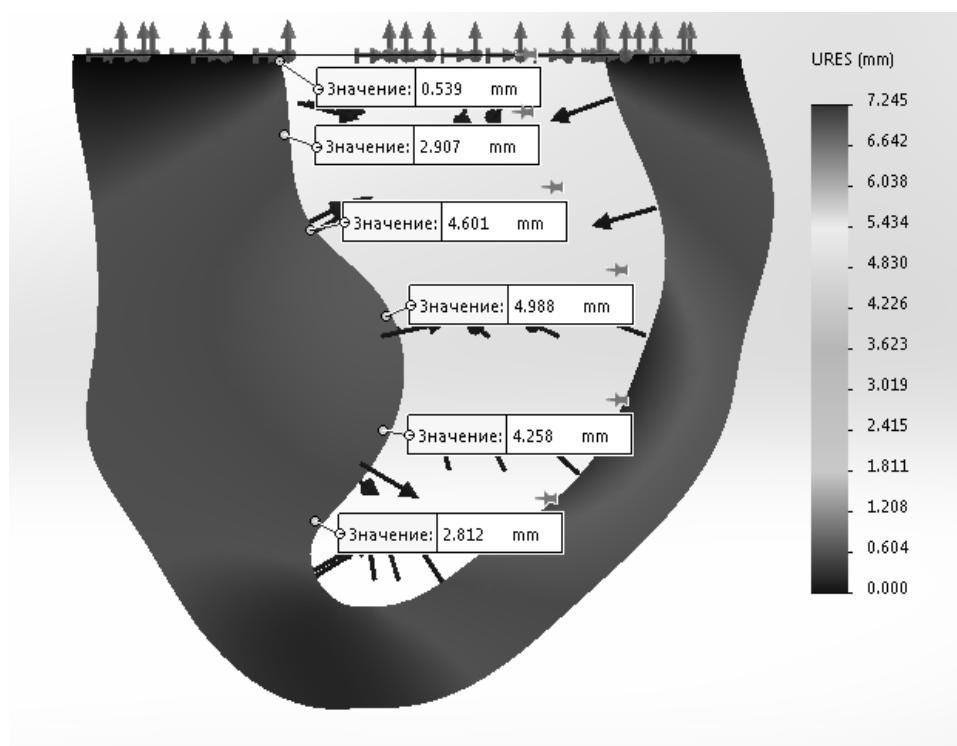


Рис. 4. Эпюра перемещений в стенке ЛЖ при гипертрофии

При построении алгоритма, позволяющего выбрать временной интервал сердечного цикла для септальной абляции необходимо решить следующие задачи: 1. Разработать алгоритм исследования скорости потока в септальной артерии. 2. Провести исследование влияния сокращения миокарда на гемодинамику в септальной артерии. Используются следующие клинические данные: 1. Ангиограммы септальной артерии; 2. Эхокардиографические исследования деформации стенки миокарда в зоне расположения септальной артерии; 3. Значения давлений и скоростей при входе в септальную артерию во время сердечного цикла.

Введены следующие допущения: 1. Давление на стенки септальной артерии численно равно напряжению в миокарде в зоне расположения этой артерии (из условий статической эквивалентности). 2. Материал стенки артерии сплошной, однородный, изотропный. 3. Давление равномерно распределено по поверхности сосуда. 4. Модуль упругости стенки сосуда $E=0,8$ МПа, коэффициент Пуассона $\mu=0,4$; 5. Септальная артерия жестко закреплена по торцам в соответствии с принципом Сен – Венана.

Изменения эквивалентного напряжения в зоне расположения септальной артерии во время сердечного цикла определяется при использовании функциональной зависимости $\varepsilon(t)$, по клиническим данным и функциональной зависимости динамического модуля нормальной упругости от времени цикла [1]:

$$\sigma_{\text{экв}}(t) = \varepsilon_{\text{экв}}(t)E_2(t),$$

$$\varepsilon_{\text{экв}}(t) = \sqrt{\frac{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_2)^2}{2}}, \varepsilon_3 = 0,$$

где ε_1 – относительное удлинение в меридиональном направлении, ε_2 – относительное удлинение в окружном направлении.

В программе SolidWorksSimulation проведены вычисления перемещений стенки сосуда, а в среде SolidWorksFlowSimulation рассчитаны скорости кровотока в артерии. На рис. 5. приведена зависимость скорости потока крови в наиболее деформированном участке сосуда от времени сердечного цикла.

Наибольшая скорость потока крови наблюдается в наиболее деформированном участке сосуда в диастолу.

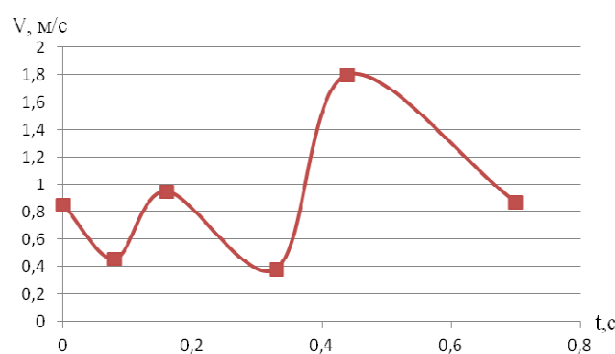


Рис. 5. Изменение скорости потока в наиболее деформированном участке сосуда во время сердечного цикла

На рис. 6, 7 приведены эпюры напряжений и перемещений в стенке ЛЖ после введения в межжелудочковую перегородку спиртового раствора склерозирующего 3 см³ стенки ЛЖ.

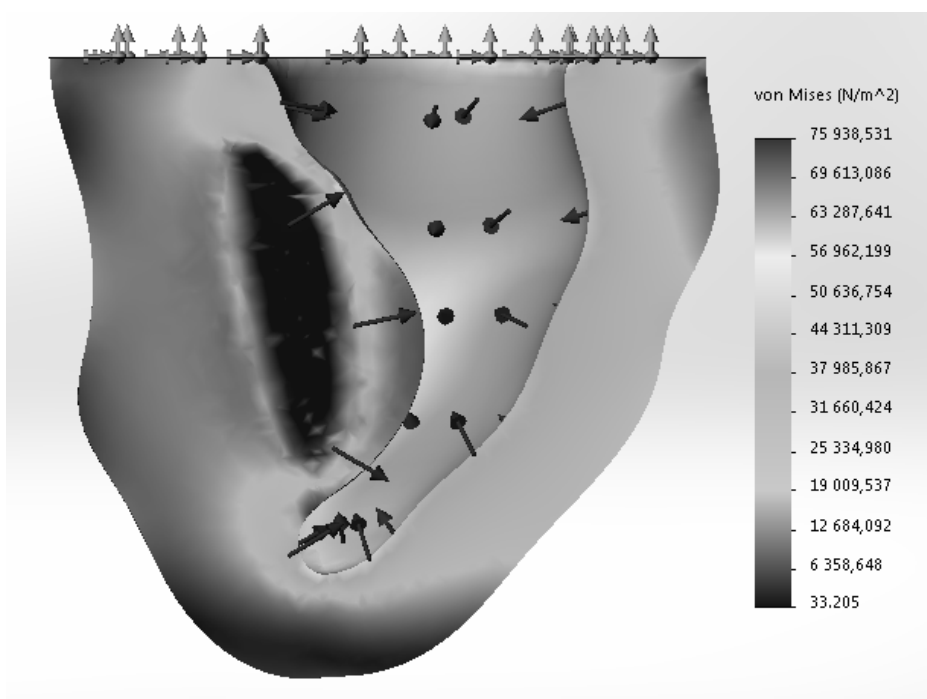


Рис. 6. Эпюра напряжений в ЛЖ после введения в межжелудочковую перегородку спиртового раствора склерозирующего 3 см³ стенки

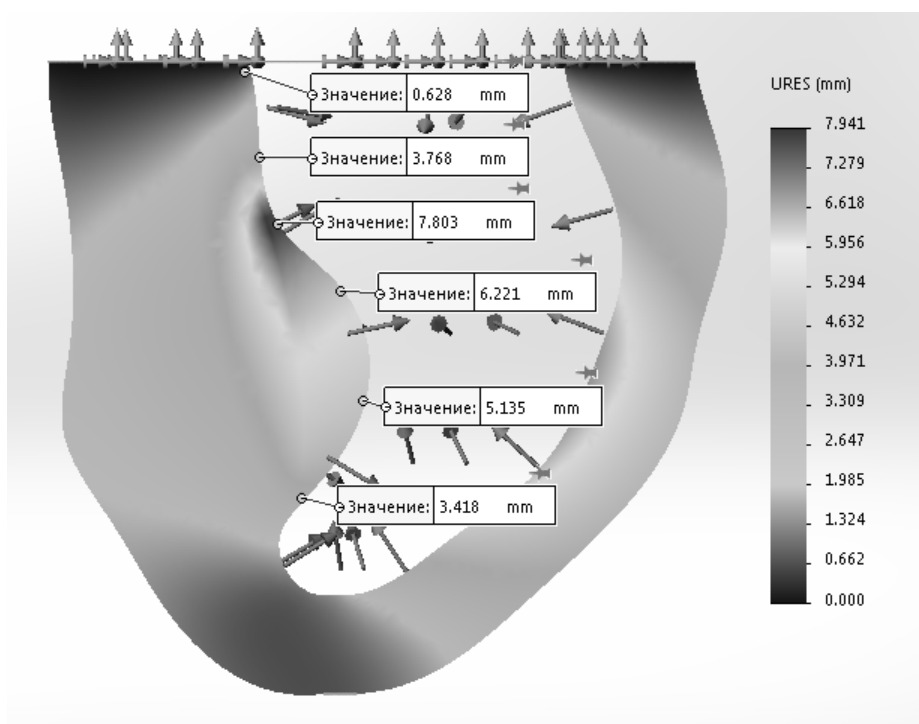


Рис. 7. Эпюра перемещений в ЛЖ после введения в межжелудочковую перегородку спиртового раствора склерозирующего 3 см^3 стенки

Выводы. Проведенные вычисления перемещений и напряжений в стенках ЛЖ и скорости кровяного потока в артериях стенки ЛЖ во время систолы позволяет сделать заключение о возможности биомеханического исследования состояния структур миокарда при гипертрофии и коррекции.

Список использованной литературы

1. Fabio Angeli, Giuseppe Ambrosio. Mechanisms of Left Ventricular Hypertrophy in Hypertension: More than Just Blood Pressure // *Argentine Journal of Cardiology*. – February 2015. – 83(1). – 5–6.
2. Beverly H. Lorell, Blase A. Carabello. Left Ventricular Hypertrophy Pathogenesis, Detection, and Prognosis // *Circulation*. – 2000. – 102:470–479.
3. O. De Divitiis, A. Celentano, G. De Simone, S. Di Somma, M. Galderisi, V. Liguori, M. De Divitiis, M. Petitto. Management of the patient with left ventricular hypertrophy // *European Heart Journal* (1993). – 14 (Suppl D). – 22–32.
4. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие / П.И. Бегун. – СПб.: Политехника, 2011. – 464 с.: ил.