

ОСРЕДНЁННЫЕ УПРУГИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭПИКАРДИАЛЬНОЙ СЕТКИ, ПРИМЕНЯЕМОЙ В КАРДИОЛОГИИ

Бармина А.С., Сорокин Ф.Д.

*Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет), Москва*

Ключевые слова: эпикардиальные сетки, кардиология, полилактид, метод конечных элементов, сердечная недостаточность.

Аннотация. В статье рассматриваются перспективы применения эпикардиальной сетки в кардиологии, предназначенной для механической поддержки сердечной мышцы при сердечно-сосудистых заболеваниях, в частности после инфаркта миокарда. Описаны назначение, устройство и принцип работы сетки, приведены методы расчёта её упругих характеристик с использованием системы дифференциальных уравнений и метода конечных элементов. Представлены полученные результаты коэффициентов податливости сетки, подтверждающие возможность моделирования её как ортотропного материала. Обсуждаются перспективы внедрения технологии в медицинскую практику и необходимые этапы дальнейших исследований.

THE AVERAGE ELASTIC CHARACTERISTICS OF THE EPICARDIAL MESH USED IN CARDIOLOGY

Barmina A.S., Sorokin F.D.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow

Keywords: epicardial meshes, cardiology, polylactide, finite element method, heart failure.

Abstract. The article discusses the prospects of using epicardial mesh in cardiology, designed for mechanical and electrophysiological support of the heart muscle in cardiovascular diseases, in particular after myocardial infarction. The purpose, structure, and principle of operation of the mesh are described, and methods for calculating its elastic properties using a system of differential equations and the finite element method are presented. The obtained results of the coefficients of rigidity and pliability of the mesh are presented, confirming the possibility of modeling it as an orthotropic material. The prospects of introducing the technology into medical practice and the necessary stages of further research are discussed.

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) давно признаны главной причиной смерти в мире: по данным ВОЗ, в 2019 году около 17,9 млн. человек умерли от ССЗ (32% всех смертей), причём 85% этих случаев приходятся на инфаркты миокарда и инсульты [1]. Большая часть заболеваний сердца обусловлена факторами образа жизни (курение, неправильное питание, недостаточная физическая активность) и наследственными факторами. После перенесённого инфаркта миокарда остаточная функциональная способность сердца часто снижается из-за рубцовой деформации и ослабления сердечной стенки. Это ведёт к развитию хронической сердечной недостаточности: многие пациенты после инфаркта в перспективе нуждаются в дополнительных устройствах поддержки сердца. В связи с этим важна разработка устройств для кардиологической помощи, способных укреплять ослабленные участки сердца и улучшать координацию сердца.

Перспективной идеей в кардиологии последних лет стала разработка эпикардиальных сеток – гибких каркасных конструкций, покрывающих поверхность сердца. Сетки надевают на эпикард (внешний слой сердца) и закрепляют, чтобы обеспечить дополнительную механическую поддержку ослабленным стенкам. Одновременно, некоторые из них снабжают электропроводящими элементами для восстановления синхронности сокращений. Например, Park и соавторы представили эластопроводящую эпикардиальную сетку из полимера со встроенными серебряными нанопроволоками: такая сетка поддерживала форму желудочка и позволяла проводить электрические стимулы по всей поверхности сердца [2]. Идея работы эпикардиальной сетки состоит в том, что специально подобранная геометрия сетки придаёт сердцу дополнительную жёсткость в нужных направлениях, помогая ему сокращаться более эффективно (действуя подобно «корсету»). Сетки могут иметь неоднородную конструкцию: за счёт учёта ориентации проводящей системы сердца (волокон Гиса-Пуркинье) и различной нагрузки на разные участки. В то же время сетка остаётся достаточно гибкой, чтобы «растягиваться» и «сжиматься» вместе с сердцем, не мешая его естественному движению.

Конструкция эпикардиальной сетки представляет собой каркас из гибких стержней, пространственно повторяющихся по всей поверхности. Задача такой сетки – укрепить ослабленные участки сердца и тем самым уменьшить нагрузку на миокард. Сеть надевают поверх сердца (эпикарда), охватывая либо отдельную область с рубцом после инфаркта, либо весь желудочек. За счёт криволинейных гибких элементов в сетке она плотно облегает поверхность сердца, подобно тонкому «корсету». При этом сетка остаётся эластичной: её «ячейки» могут изменять размер и форму при сокращении и расслаблении сердца, но благодаря особой геометрии её жёсткость в заданных направлениях оказывается увеличенной [3].

Концептуально эпикардиальная сетка имитирует природную структуру сердца. Её «стержни» расположены так, чтобы принимать на себя часть напряжений при сокращении миокарда. Например, сетка может иметь повышенную жёсткость вдоль длинной оси желудочка и другую – поперёк, чтобы «поддержать» наиболее растягивающиеся участки. Материалом для стержней обычно служат биосовместимые полимеры или композиты, обладающие хорошей гибкостью и достаточной прочностью. Важно, что сетка проектируется индивидуально для каждого пациента. Для этого используют компьютерную томографию – сканирование сердца, электрокардиографию и трёхмерную модель сердца конкретного пациента. Подход позволяет максимально учесть анатомические особенности и обеспечить плотное прилегание сетки к сердцу.

В настоящей работе рассматривается устройство эпикардиальной сетки и вычисление его усреднённых упругих характеристик. Описывается назначение и конструкция сетки, подходы расчёта её упругих свойств, результаты – полученные коэффициенты жёсткости и податливости. Приводятся основные выводы расчётов и обсуждаются перспективы использования такой сетки в клинике и дальнейшие шаги по её внедрению.

Расчёт упругого поведения эпикардиальной сетки проводился в несколько этапов с использованием классических подходов механики сплошных и

дискретных систем. Сначала в качестве базового элемента («представительного участка») выбрали минимальный периодичный фрагмент сетки – четыре криволинейных стержня, сходящихся в узле.

Для каждого такого стержня составлена система линейных дифференциальных уравнений механики гибких стержней. Уравнения описывают связь между внутренними усилиями (векторами силы и момента) в сечении стержня и его деформациями (перемещениями и поворотами). Основываясь на классических выкладках (принцип виртуальных работ) и полагая малые деформации, используем систему 12-го порядка [4, 5]. Уравнения упругости (связь сил и деформаций) вместе с уравнениями равновесия составляют полную задачу для стержня. Решая эту систему при заданных граничных условиях, можно получить матрицу жёсткости отдельного стержня.

В данной работе расчёт проводился в среде Wolfram Mathematica. Сначала для проверки и калибровки модели вычислили матрицу жёсткости классического прямого балочного элемента – она совпала с известными решениями. Затем задали геометрию стержня «лепестка» сетки (прямой и полукруглый отрезки) и, используя формулы для матрицы перехода, получили матрицу жесткости элемента в виде «лепестка» (рис. 1).

$$\begin{pmatrix} 9848.08 & 0. & 0. & 0. & 0. & 0. \\ 0. & 7.258 & 0. & 0. & 0. & 231.534 \\ 0. & 0. & 7.258 & 0. & -231.534 & 0. \\ 0. & 0. & 0. & 1893.86 & 0. & 0. \\ 0. & 0. & -231.535 & 0. & 9848.11 & 0. \\ 0. & 231.535 & 0. & 0. & 0. & 9848.11 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -9848.08 & 0. & 0. & 0. & 0. & 0. \\ 0. & -7.258 & 0. & 0. & 0. & 231.534 \\ 0. & 0. & -7.258 & 0. & -231.534 & 0. \\ 0. & 0. & 0. & -1893.86 & 0. & 0. \\ 0. & 0. & 231.535 & 0. & 4924.07 & 0. \\ 0. & -231.535 & 0. & 0. & 0. & 4924.07 \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} -9848.08 & 0. & 0. & 0. & 0. & 0. \\ 0. & -7.258 & 0. & 0. & 0. & -231.534 \\ 0. & 0. & -7.258 & 0. & 231.534 & 0. \\ 0. & 0. & 0. & -1893.86 & 0. & 0. \\ 0. & 0. & -231.534 & 0. & 4924.05 & 0. \\ 0. & 231.534 & 0. & 0. & 0. & 4924.05 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 9848.08 & 0. & 0. & 0. & 0. & 0. \\ 0. & 7.258 & 0. & 0. & 0. & -231.534 \\ 0. & 0. & 7.258 & 0. & 231.534 & 0. \\ 0. & 0. & 0. & 1893.86 & 0. & 0. \\ 0. & 0. & 231.534 & 0. & 9848.09 & 0. \\ 0. & -231.534 & 0. & 0. & 0. & 9848.09 \end{pmatrix}$$

Рис. 1. Матрица жесткости лепестка эпикардиальной сетки;
единица измерения силы – Н, единица измерения длины – мм

На следующем этапе задача решалась с помощью метода конечных элементов (МКЭ). Для этого строили модель сетки из четырёх «лепестков» – каждый лепесток поворачивался на 90° относительно предыдущего, затем матрицы жёсткости каждого лепестка собирались в единую матрицу жёсткости представительного участка из четырёх стержней. МКЭ позволил учесть связь между элементами и найти матрицу жёсткости представительного участка. Для проверки работы численной схемы сравнивали энергию деформации с работой внешних сил – минимальное расхождение этих величин подтверждало правильность расчетов.

Наконец, учитывая наличие периодической структуры, перешли к сплошной модели. Предполагали, что при больших масштабах сетка ведёт себя как ортотропный (в общем случае анизотропный) тонкий лист. Тогда задачи растяжения, сдвига и изгиба участка сетки сводились к определению связей между приложенными силами (на нагрузочной грани элемента) и вызванными ими средними перемещениями и поворотами (на опорной грани). Из этих соотношений выводили матрицу податливости – обратную матрицу жёсткости – «континуальной» модели. При этом принято, что все модульные коэффициенты податливости при нулевых нагрузках (первый и шестой столбцы матрицы) равны

нулю вследствие отсутствия осевой деформации без приложенной силы. В результате для трёх независимых случаев нагружения (растяжение вдоль двух осей и сдвиг) были получены эффективные коэффициенты упругости сетки.

Использование комбинации двух подходов – аналитических уравнений гибких стержней и численной МКЭ – позволило получить численные оценки упругих свойств сетки. Каждое численное решение проверялось альтернативным методом для контроля правильности.

В результате вычислений было определено ортотропное поведение эпикардиальной сетки в рассмотренном масштабе. Несмотря на то, что при первом анализе (растяжении без дополнительной поперечной фиксации) полоса сетки деформировалась неидеально ортотропно (наклонно сдвигалась при растяжении), в улучшенной модели мы приняли поведение как ортотропное за счет дополнительного закрепления.

Вычисленные параметры показали характерные величины жёсткости сетки. Так, жесткость при растяжении полосы составляла 6,165 (Н/мм)/мм, что соответствует средней податливости около 0,162 мм/(Н/мм). При прикладывании сдвиговой силы получены коэффициенты, соответствующие жёсткости (Н/мм)/мм (по результатам силового расчета 0,55 (Н/мм)/мм). Более того, при изгибе (на рисунках 2-3 приведены схемы поворота участка) жёсткость равна 7,924 (Нмм/мм)/рад, что в обоих проверенных вариантах нагружения давало одинаковые значения – (Нмм/мм)/рад (по кинематическому нагружению) и близкие – 8,0936 (Нмм/мм)/рад (при вычислении с помощью формулы энергии). Такой же результат получился и при проверке поворота по второй оси. Соотношение этих чисел говорит о сравнительном преимуществе жёсткости изгиба сетки, что логично, учитывая конструкцию «корсета».

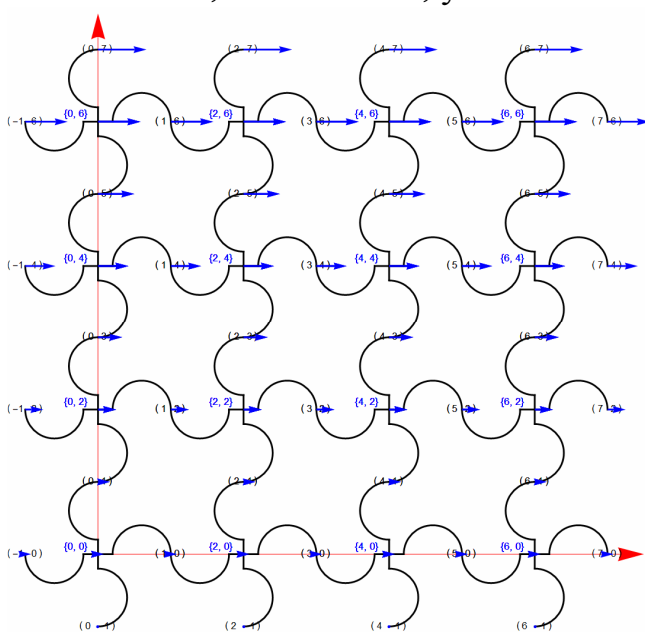


Рис. 2. Векторное поле поворотов сетки при изгибе краевыми моментами

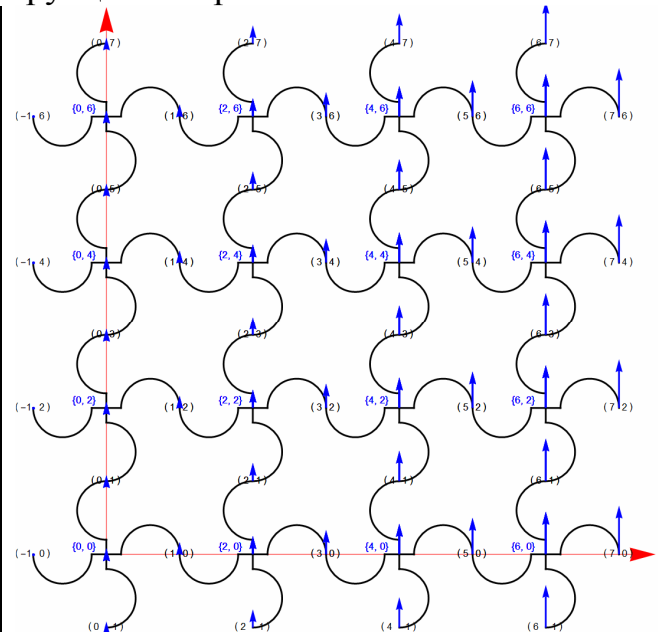


Рис. 3. Векторное поле поворотов сетки при изгибе краевыми моментами

Таким образом, эпикардиальная сетка может рассматриваться как ортотропный упругий материал с различными модулями по направлениям. Выполненные расчёты показывают, что предложенная конструкция сетки

действительно обладает заданными упругими свойствами, а использованные методы расчёта надёжны.

Список литературы

1. Cardiovascular diseases (CVDs): Fact sheet // World Health Organization. – URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases>
2. Park J., Choi S., Janardhan A.H., Lee S.Y., Raut S., Soares J., Shin K., Yang S., Lee C., Kang K.W., Cho H.R., Kim S.J., Seo P., Hyun W., Jung S., Lee H.J., Lee N., Choi S.H., Sacks M., Lu N., Josephson M.E., Hyeon T., Kim D.H., Hwang H.J.. Electromechanical cardioplasty using a wrapped elasto-conductive epicardial mesh // Science translational medicine. 2016, vol. 8, no. 344, pp. 344ra86-344ra86. DOI: 10.1126/scitranslmed.aad8568.
3. Feiner R., Dvir T. An electromechanical hug for the failing heart // Annals of Translational Medicine. 2016, vol. 4, no. 20, p. 412. DOI: 10.21037/atm.2016.08.36.
4. Светлицкий В.А. Механика стержней: Учеб. для вузов. В 2-х ч. Ч. 1. Статика. – М.: Высш.шк., 1987. – 320с.
5. Елисеев В.В. Механика упругих тел. – СПб.: Изд-во Петерб. гос. политехн. ун-та, 2003. – 336 с.

Сведения об авторах:

Бармина Ангелина Сергеевна – магистрант;

Сорокин Федор Дмитриевич – д.т.н., профессор кафедры «Прикладная механика».