

УДК 539.3:616

Применение бессеточного метода для расчета взаимодействия опор внутрисосудистого микроробота со стенками кровеносного сосуда

М.В. Попков, Ф.Д. Сорокин

МГТУ им. Н.Э. Баумана, 105005, Москва, Российская Федерация, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1.

Application of a meshless method for calculating the interaction of an intravascular microrobot with blood vessel walls

M.V. Popkov, F.D. Sorokin

Bauman Moscow State Technical University, building 1, 2-nd Baumanskaya str., 5, 105005, Moscow, Russian Federation.



e-mail: mih.pmv@gmail.com, sorokin_fd@mail.ru



При разработке внутрисосудистого микроробота важной задачей является определение допустимых усилий, с которыми его опоры могут опираться на стенки сосуда, не повреждая его. В данной работе кровеносный сосуд рассматривается как мягкая ортотропная оболочка, нагруженная распределенной по малой площади силой, и определяется допустимое значение этой нагрузки. Для решения поставленной задачи применена одна из разновидностей бессеточного метода (на основе метода коллокаций), который довольно редко используется при расчете оболочек. Приведены общие зависимости мягких оболочек и их преобразование для бессеточного метода. Построенная модель позволяет получить зависимости эквивалентных напряжений от величины нагрузки и площади ее распределения для разных параметров сосуда. Определены параметры кровеносных сосудов для венечной артерии старшей возрастной группы. Показано, что разрушение кровеносного сосуда опорами микроробота невозможно вследствие ограничений, накладываемых на величину поперечных перемещений опор.

Ключевые слова: бессеточный метод, точечный метод, метод коллокаций, мягкая оболочка, кровеносный сосуд, внутрисосудистый микроробот.



The development of intravascular microrobots requires determining maximum allowable forces exerted by microrobot supporting legs on vessel walls. In this study, the blood vessel is considered to be a soft orthotropic shell loaded by a force distributed over a small area. To solve the problem, one of the meshless method based on the collocation method is used. General formulas of soft shells are presented as applied to the meshless method. The constructed model makes it possible to obtain equivalent stresses depending on the load and the area of its distribution for various parameters of the vessel. The parameters of the coronary artery are determined for the elderly age group. It is shown that blood vessels cannot be damaged by microrobot supporting legs due to the constraints imposed on the value of their transverse displacements.

Keywords: meshless method, collocation method, soft shell, blood vessel, intravascular microrobot.

Метод сеток — собирательное название группы приближенных методов решения дифференциальных, интегральных и интегродифференциальных уравнений. Это один из наиболее распространенных приближенных методов решения задач. Широкое применение разновидностей данного методов объясняется его большой универсальностью и сравнительной простотой реализации на ЭВМ. Все эти методы основаны на разбиении расчетной области некоторой сеткой. Существует другая группа методов, не использующих разбиение на какую-либо сетку, — *бессеточные* или *точечные методы* (Mesh Free, MFree, Point-Method). Идея отказа от аппроксимаций уравнений в частных производных на множестве узлов, образующих сетку, возникла еще в 1960-х годах. В настоящее время построение, исследование и применение бессеточных методов достаточно популярно за рубежом [1, 2].

Преимущество, отмечаемое исследователями и разработчиками бессеточных методов (БМ), заключается в отсутствии сетки — при расчете не требуется решать задачу построения высококачественной сетки, которая зачастую оказывается сложнее исходной задачи. Это преимущество очень удобно при крайне нерегулярной форме границы, а также в случае больших деформаций, когда могут возникнуть неприемлемые искажения элементов.

Ранее авторами статьи БМ применялся в контактной задаче с геометрической нелинейностью. БМ является эффективным при решении широкого круга задач, но в научной литературе отсутствует описание применения данного метода для расчета *мягких оболочек* (в работе [3] проводится моделирование разрушения цилиндрической оболочки, нагруженной давлением и температурой). В основном БМ используется при решении плоских задач теории упругости (например, в [4]) и двумерных систем (например, в [5]). Таким образом, применение БМ для решения задачи о деформировании кровеносного сосуда под действием опор микроробота является развитием области его использования.

Одна из актуальных проблем сердечно-сосудистой хирургии — совершенствование методов восстановления магистрального кровотока, нарушенного вследствие атеросклеротического поражения. Традиционные методы хирургического вмешательства, особенно у больших пожилого и старческого возраста, представляют значительный риск в связи с чем

целесообразна разработка и внедрение в клиническую практику менее травматичных способов восстановления магистрального кровотока. Таким способом является применение для подобных операций микроробототехнических систем, использующих как диагностические, так и хирургические микроприборы нового поколения.

Движитель внутрисосудистого микроробота необходим для обеспечения перемещения и фиксации транспортного модуля во внутренней полости биообъекта. В существующих западных микроробототехнических системах для перемещения микроробота по кровеносным сосудам используются электромагнитные или пневматические движители, что делает системы опасными для жизни и здоровья пациента, а также сложными в управлении. Разработанная в РФ микроробототехническая система (госконтракт № 02.523.12.3009 от 09 августа 2007 г.) использует принципиально иной способ перемещения микроробота, основанный на последовательном деформировании элементов конструкции [6]. Указанная робототехническая система успешно прошла приемочные испытания в 2009 г., что обусловило появление новых задач, в частности, дальнейшее уменьшение размеров микроробота.

Любое изменение конструкции требует проведения большого количества испытаний, как отдельных элементов модифицированной конструкции, так и всего изделия в целом. Особую трудность (а иногда и опасность) представляют натурные испытания микроробота в кровеносном сосуде пациента. Очевидно, что замена таких испытаний численными экспериментами при обеспечении достаточной точности математической модели может значительно сократить сроки разработки конструкции и полностью исключает опасность для здоровья пациента, возникающую при натурных испытаниях. Перед созданием полной математической модели целесообразен анализ упрощенных моделей отдельных частей системы, одной из которых является модель взаимодействия опор микроробота со стенками кровеносного сосуда, рассмотренная в данной статье.

Цель работы — создание математической модели, позволяющей проанализировать возможность разрушения стенок кровеносного сосуда при воздействии на них опор микроробота.

Расчетная модель. Объектом исследования является кровеносный сосуд, внутри которого

находится микроробот, опирающийся на сосуд двумя силиконовыми опорами («лапки»). Требуется определить предельную (разрушающую) силу воздействия опор микроробота на кровеносный сосуд.

Кровеносный сосуд в достаточно хорошем приближении можно рассматривать как мягкую оболочку, которая подвергается сосредоточенным нагрузкам со стороны силиконовых опор внутрисосудистого микроробота (рис. 1, а). Заменим воздействие опор на кровеносный сосуд некоторыми силами. Кроме того, поскольку эффекты от воздействия опор достаточно быстро затухают, не нужно рассматривать всю оболочку, исследуем лишь небольшой участок около «лапки» микроробота (рис. 1, б). В этом также состоит преимущество БМ.

Мягкими называют оболочки, которые вследствие весьма малой толщины стенки (либо ее строения) всегда испытывают только безмоментное напряженное состояние и не могут испытывать сжимающих напряжений. Они могут сопротивляться внешним нагрузкам только после предварительного нагружения (например, внутренним давлением). Если усилия и деформации, вызываемые в такой оболочке дополнительной нагрузкой, малы, то можно составить линеаризованную систему уравнений, допускающую эффективное решение. Рассмотрим предварительно нагруженную давлением мягкую оболочку вращения, к которой прикладываются малые дополнительные нагрузки. Предполагаем, что напряженное состояние остается двухосным. За исходную примем осесиммет-

ричную конфигурацию нагруженной оболочки. Начальные осевые и окружные усилия T_1 и T_2 определяются из условий равновесия.

Малые деформации мягких оболочек вращения. Для описания малых деформаций предварительно нагруженных давлением мягких оболочек вращения в работе [7] получена система уравнений

$$\begin{cases} \frac{\partial(\tilde{T}_1 r)}{\partial s} + \frac{\partial \tilde{S}}{\partial \varphi} - \tilde{T}_2 \cos \theta + q_1 r = 0; \\ \frac{\partial(\tilde{S} r)}{\partial s} + \tilde{S} \cos \theta + \frac{\partial \tilde{T}_2}{\partial \varphi} + q_2 r = 0; \\ \frac{\tilde{T}_1}{R_1} + \frac{\tilde{T}_2}{R_2} + T_1^0 \kappa_1 + T_2^0 \kappa_2 = q_3, \end{cases} \quad (1)$$

где

$$\begin{aligned} \kappa_1 &= \frac{\partial \vartheta_1}{\partial s}; \quad \kappa_2 = \frac{\partial \vartheta_2}{r \partial \varphi} + \frac{\cos \theta}{r} \vartheta_1; \\ \vartheta_1 &= \frac{u}{R_1} - \frac{\partial w}{\partial s}; \quad \vartheta_2 = \frac{v}{R_2} - \frac{\partial w}{r \partial \varphi}. \end{aligned} \quad (2)$$

Система (1) содержит силовые (дополнительные мембранные усилия $\tilde{T}_1, \tilde{T}_2, \tilde{S}$) и геометрические (дополнительные перемещения u, v, w) неизвестные. В общем случае ортотропной оболочки дополнительные усилия и деформации связаны следующими соотношениями упругости:

$$\begin{cases} \tilde{T}_1 = \frac{E_1 h}{1 - \mu_1 \mu_2} (\varepsilon_1 + \mu_2 \varepsilon_2); \\ \tilde{T}_2 = \frac{E_2 h}{1 - \mu_1 \mu_2} (\varepsilon_2 + \mu_1 \varepsilon_1); \\ \tilde{S} = Gh \gamma. \end{cases} \quad (3)$$

Здесь

$$\begin{aligned} \gamma &= \frac{\partial v}{\partial s} + \frac{\partial u}{r \partial \varphi} - \frac{\cos \theta}{r} v; \\ \varepsilon_1 &= \frac{\partial u}{\partial s} + \frac{w}{R_1}, \quad \varepsilon_2 = \frac{\partial v}{r \partial \varphi} + \frac{\cos \theta}{r} u + \frac{\sin \theta}{r} w. \end{aligned} \quad (4)$$

В формулах (3) использованы традиционные обозначения упругих постоянных ортотропного материала.

Соотношения (1)–(4) составляют полную линеаризованную систему уравнений, особенностью которой является то, что уравнения равновесия не могут быть решены независимо от определения перемещений. Общий порядок этой связанной системы равен шести, поэтому на границах должно быть поставлено по три

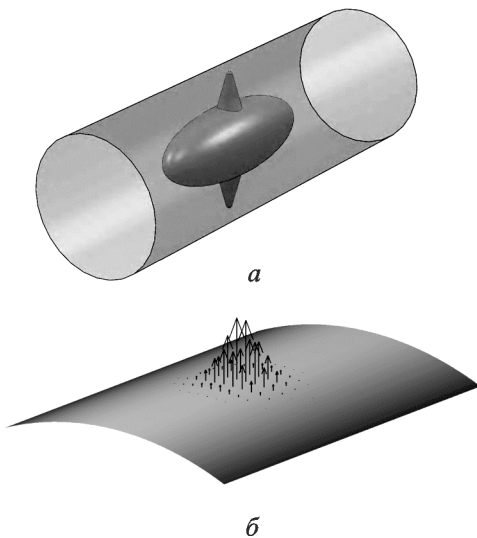


Рис. 1. Схематичное изображение микроробота в кровеносном сосуде (а) и участок оболочки к распределенной нагрузкой (б)

граничных условия. Эти условия следует накладывать на перемещения u , v , w или на соответствующие им мембранные усилия \tilde{T}_1 , \tilde{S} и проекцию начальной силы T_1^0 за счет ее поворота на угол ϑ_1 , соответственно.

В данном исследовании для решения уравнений (1)–(4) использован БМ.

Бессеточный метод. В литературе, описывающей принципы БМ, чаще всего рассматриваются плоские задачи с двумя координатами и двумя перемещениями. Реже приводится описание БМ для решения пространственных задач [8]. Мягкая цилиндрическая оболочка является пространственным объектом, ее геометрия описывается с помощью двух координат (осевой s и угловой φ), что приближает задачу к двумерной плоской задаче как в [1]. Несущественное отличие от плоской задачи заключается в большем количестве неизвестных перемещений: в оболочке три перемещения — осевое, окружное и радиальное.

Используя уравнения (1)–(4), а также принимая во внимание, что для цилиндрической оболочки

$$\cos\theta = 0; \quad \sin\theta = 1; \quad 1/R_1 = 0, \quad r = \text{const} = R;$$

$$T_1^0 = \frac{pR}{2}; \quad T_2^0 = pR,$$

получим следующую систему уравнений относительно перемещений:

$$\begin{cases} u''_{ss}C_1R + u''_{\varphi\varphi}\frac{C_3}{R} + v''_{s\varphi}(C_1\mu_2 + C_3) + w'_sC_1\mu_2 = -q_1R; \\ u''_{s\varphi}(C_2\mu_1 + C_3) + v''_{ss}C_3R + v''_{\varphi\varphi}\frac{C_2}{R} + w'_\varphi\frac{C_2}{R} = -q_2R; \\ u'_sC_2\mu_1 + v'_\varphi\left(\frac{C_2}{R} + p\right) + w''_{ss}\left(-\frac{pR^2}{2}\right) + \\ + w''_{\varphi\varphi}(-p) + w\frac{C_2}{R} = q_3R, \end{cases} \quad (5)$$

где

$$C_1 = \frac{E_1h}{1 - \mu_1\mu_2}; \quad C_2 = \frac{E_2h}{1 - \mu_1\mu_2}; \quad C_3 = Gh.$$

В матричном виде система уравнений (5) принимает вид

$$[A]\{y''\} + [B]\{y'\} + [C]\{y\} = \{q\}. \quad (6)$$

Здесь

$$\{y''\} = \{u''_{ss} \ v''_{ss} \ w''_{ss} \ u''_{s\varphi} \ v''_{s\varphi} \ w''_{s\varphi} \ u''_{\varphi\varphi} \ v''_{\varphi\varphi} \ w''_{\varphi\varphi}\}^T;$$

$$\{y'\} = \{u'_s \ v'_s \ w'_s \ u'_\varphi \ v'_\varphi \ w'_\varphi\}^T;$$

$$\{y\} = \{u \ v \ w\}^T; \quad \{q\} = R\{-q_1 \ -q_2 \ q_3\}^T;$$

$$[C] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & C_2/R \end{bmatrix};$$

$$[B] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & C_1\mu_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_2/R \\ C_2\mu_1 & 0 & 0 & 0 & C_2/R + p & 0 \end{bmatrix};$$

$$[A] =$$

$$= \begin{bmatrix} C_1R & 0 & 0 & 0 & (C_1\mu_2 + C_3) & 0 & \frac{C_3}{R} & 0 & 0 \\ 0 & C_3R & 0 & (C_2\mu_1 + C_3) & 0 & 0 & 0 & \frac{C_2}{R} & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{pR^2}{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -p \end{bmatrix}.$$

Бессеточный метод, как некий принцип, может быть основан на различных подходах. Ранее авторами был рассмотрен БМ на основе энергетического метода Ритца, в зарубежных статьях часто используют энергетический метод Галеркина (EFG — Element Free Galerkin Method). В данной статье в качестве основы используется метод коллокаций, как наиболее простой в реализации.

Метод коллокаций предусматривает решение уравнений равновесия не во всей расчетной области, а только в некоторых точках. Приближенное решение краевой задачи ищется в виде линейной комбинации базисных функций, удовлетворяющих краевым условиям

$$v(x) = \sum_{i=1}^n U_i(x)c_i.$$

Поскольку подобрать функции U_i и коэффициенты c_i так, чтобы уравнения равновесия выполнялись точно, удается не всегда, то получают некоторую функцию невязки и требуют, чтобы она обращалась в нуль в заданной системе точек, называемых точками коллокации. В БМ точками коллокаций являются узловые точки, а базисными функциями — функции формы. Граничные условия не выполняются автоматически, поэтому в узлах, где заданы краевые условия, требуют их выполнения особо.

Аппроксимируем искомые перемещения выражением

$$u(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^n \phi_i(\mathbf{x})c_i, \quad (7)$$

где n — число узлов в области поддержки вокруг точки с координатами \mathbf{x} (здесь и далее \mathbf{x} подразумевает пару координат s, φ); $\phi_i(\mathbf{x})$ —

значение функции формы i -го узла в данной точке \mathbf{x} .

Составив аналогичные аппроксимации для перемещений v и w , получим следующее представление вектора перемещений:

$$\{y(\mathbf{x})\} = [\Phi] \{c\}. \quad (8)$$

Здесь

$$[\Phi] = \begin{bmatrix} \phi_1(\mathbf{x}) & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & \phi_1(\mathbf{x}) & \dots & \phi_{3n}(\mathbf{x}) & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 0 & \phi_{3n}(\mathbf{x}) \end{bmatrix};$$

$$\{c\} = \begin{Bmatrix} c_1 \\ \dots \\ c_{3n} \end{Bmatrix}.$$

В таком же виде можно записать вектора производных перемещений для уравнения (6), однако для этого должны быть определены производные функций формы.

С учетом (8), уравнение (6) примет вид

$$([A][\Phi''] + [B][\Phi'] + [C][\Phi]) \{c\} = \{q\}. \quad (9)$$

Такое уравнение составляется для каждой точки коллокации. В точках, где наложены граничные условия на перемещения, это уравнение заменяется уравнением для граничного условия. Например, если одна точка жестко закреплена по всем направлениям, для нее справедливо уравнение

$$[\Phi] \{c\} = \{0 \ 0 \ 0\}^T. \quad (10)$$

Таким образом, в каждой k -й точке коллокации имеем уравнение (9) или (10). Совокупность этих уравнений дает систему для определения вектора констант $\{c\}$, которую можно записать в матричном виде

$$[K] \{c\} = \{F\}, \quad (11)$$

где

$$[K] = \begin{bmatrix} [A][\Phi''(\mathbf{x}_I)] + [B][\Phi'(\mathbf{x}_I)] + [C][\Phi(\mathbf{x}_I)] \\ [A][\Phi''(\mathbf{x}_{II})] + [B][\Phi'(\mathbf{x}_{II})] + [C][\Phi(\mathbf{x}_{II})] \\ \dots \\ [\Phi(\mathbf{x}_k)] \\ \dots \\ \dots \end{bmatrix};$$

$$\{F\} = \begin{Bmatrix} \{q_I\} \\ \{q_{II}\} \\ \dots \\ \{0\} \\ \dots \end{Bmatrix}.$$

Решение системы уравнений. Алгоритм решения задачи следующий:

- 1) введение параметров расчетной области, характеристик материала, функции нагрузки и т.д.;
- 2) нанесение узловых точек на расчетную область;
- 3) составление в каждой точке уравнения равновесия или же уравнения граничного условия ((9) или (10)). В соответствии с этим формируются матрица $[K]$ и вектор правых частей $\{F\}$ уравнения (11);
- 4) вычисление вектора констант $\{c\} = [K]^{-1} \{F\}$;
- 5) обработка результата: вычисление перемещений, сил и эквивалентных напряжений в узловых точках, а также интерполяция их значений в точках между узлами.

Необходимо отметить, что при рассмотрении элемента мягкой оболочки, вследствие достаточно быстрого затухания эффектов от ло-

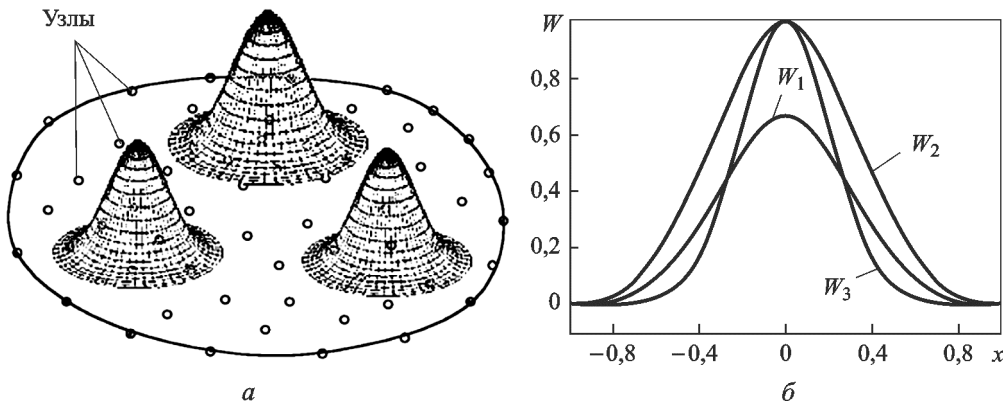


Рис. 2. Примеры функции формы для двумерных задач (а), весовые функции (б): W_1 — кубический сплайн; W_2 — сплайн 4-й степени; W_3 — экспонента

кальной нагрузки, граничные условия задавать не требуется.

Перемещения вычислялись по формулам (8), внутренние силы — по формулам (3) и (4). Напряжения, возникающие в оболочке, определялись по найденным полным мембранным усилиям [7]:

$$\sigma_1 = T_1/h; \quad \sigma_2 = T_2/h, \quad (12)$$

где h — толщина оболочки.

Для определения эквивалентных напряжений использовался критерий удельной потенциальной энергии формообразования, из которого с учетом (12) получаем следующее выражение:

$$\sigma_{\text{эkv}}(\mathbf{x}) = \frac{1}{h} \sqrt{(T_1^2 - T_1 T_2 + T_2^2)}.$$

Функции формы и весовые функции. Выше упоминалось, что перемещения выражаются через сумму произведений функций формы на искомые константы (7). Рассмотрим функции формы более подробно. Определенный узел воздействует на каждого из соседей с некоторым весом, который зависит от расстояния. Зависимость этого воздействия задает *весовая функция*.

Весовые функции могут быть разными, но все они имеют похожий вид (рис. 2). В работе применялась экспоненциальная зависимость

$$W(d) = e^{-k(d)^2}. \quad (13)$$

Здесь $d = |s - s_1|/d_c$ — нормированное расстояние между точкой s и узлом s_1 .

После задания расчетной области и узлов коллокации задается аппроксимация перемещений с помощью *функций формы* (8). Функция формы может быть выражена через весовую функцию посредством представления через некий базис, например полиномиальный. В простейшем случае в качестве функции формы можно также использовать весовую функцию W . В этом случае для двумерных задач функция формы может иметь следующий вид:

$$\phi(s, \varphi) = W(s)W(\varphi).$$

Кроме самих функций формы для расчета необходимы их производные:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \phi(s, \varphi)}{\partial s} &= \frac{dW(s)}{ds} W(\varphi), \dots, \frac{\partial^2 \phi(s, \varphi)}{\partial s \partial \varphi} = \\ &= \frac{dW(s)}{ds} \frac{dW(\varphi)}{d\varphi}, \dots \end{aligned}$$

Представление нагрузки со стороны опор микроробота. Нагружение мягкой оболочки сосредоточенной силой невозможно, так как приводит к бесконечным перемещениям и напряжениям. Опора микроробота, сколько бы малой она ни была, имеет какие-то размеры, поэтому корректно будет задавать воздействие на оболочку в виде нагрузки, распределенной по малой площади (см. рис. 1, б). Чтобы не повреждать ткани кровеносного сосуда опоры делаются из силикона. Следовательно, одним из вариантов представления их воздействия на оболочку может быть локальная функция такого же типа, как весовая функция. В работе была использована та же экспоненциальная зависимость (13), что и для весовой функции (в данном случае вместо координаты узла \mathbf{x}_1 подставляем координату центра нагрузки — (0,0)):

$$\begin{aligned} f(s, \varphi) &= \exp\left(-k \frac{s^2}{d_s^2}\right) \exp\left(-k \frac{\varphi^2}{d_\varphi^2}\right) = \\ &= \exp\left(-k \left(\frac{s^2}{d_s^2} + \frac{\varphi^2}{d_\varphi^2}\right)\right), \end{aligned}$$

где s/d_s , φ/d_φ — нормированные осевая и угловая координаты.

Для задания зависимости $f(s, \varphi)$ необходимы два параметра d_s и d_φ , определяющие область действия функции нагрузки (фактически область действия совпадает с диаметром опоры микроробота), и ее высота H_q . Задав нужный диаметр опоры d , определяем параметры d_s и d_φ в функции f :

$$d_s = d/2; \quad d_\varphi = \arctg(d_s/R).$$

По условию задается равнодействующая нагрузки Q . Чтобы найти высоту H_q , проинтегрируем выбранную функцию и приравняем к заданной равнодействующей:

$$Q = H_q \iint_A f(s, \varphi) dA.$$

Здесь H_q — высота функции нагрузки.

Определив H_q , находим, что в уравнениях (6) и (11) нагрузка q_3 описывается зависимостью

$$q_3(s, \varphi) = H_q \exp\left[-k \left(\frac{s^2}{d_s^2} + \frac{\varphi^2}{d_\varphi^2}\right)\right].$$

Результаты расчета. Описанная методика была реализована в пакете MatLab. Исследование проводилось для кровеносного сосуда, параметры которого приняты по работе [9, с. 200]: при физиологическом давлении 120 мм рт. ст.

(16 000 Па) размеры венечной артерии для старшей возрастной группы составляют: $R=11$ мм, $h=0,6$ мм. Материал принимаем несжимаемым (из-за большого содержания воды) и ортотропным. Модули упругости, предел прочности и другие механические характеристики сосуда зависят от многих факторов (артерия или вена, локализация, возраст и т.п.), поэтому значения этих параметров имеют большой разброс. В связи с этим принят один из возможных наборов параметров:

$$E_1 = 0,61 \text{ МПа}; E_2 = 0,52 \text{ МПа};$$

$$\mu_1 = 0,54; \mu_2 = 0,46.$$

Предел прочности принят как среднее значение по двум направлениям:

$$\sigma^* = 100 \text{ гс/мм}^2 = 1 \text{ МПа}.$$

Задача определения эквивалентных напряжений решалась многократно для различных значений нагрузки Q и диаметра опоры d . Как и ожидалось, зависимость напряжения от величины Q получилась линейной, поэтому полученные данные представлены в виде семейства линий $\sigma_{\text{экв}}(d)$ при разных значениях Q (рис. 3).

Деформированная форма оболочки, зависимости внутренних сил вдоль оси и вдоль

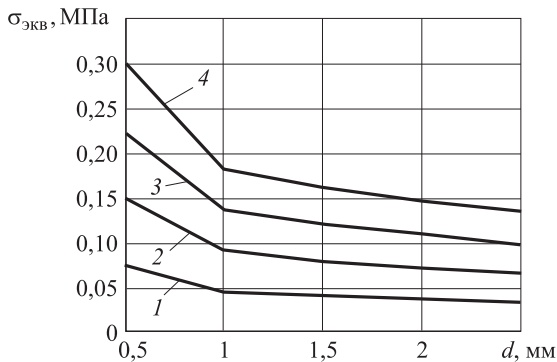


Рис. 3. Зависимость эквивалентных напряжений $\sigma_{\text{экв}}$ от диаметра опоры d :
1 — $Q = 0,5$ Н; 2 — $Q = 1$ Н; 3 — $Q = 1,5$ Н; 4 — $Q = 2$ Н

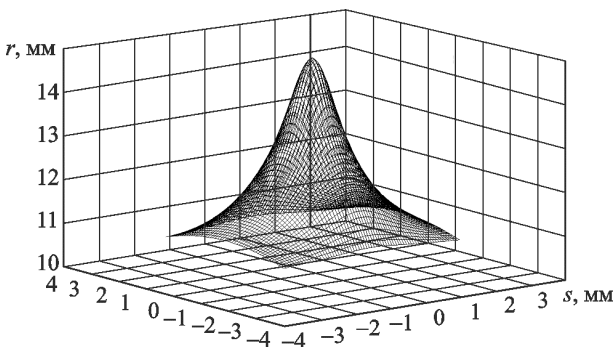


Рис. 4. Конфигурация деформированной оболочки в области приложения нагрузки

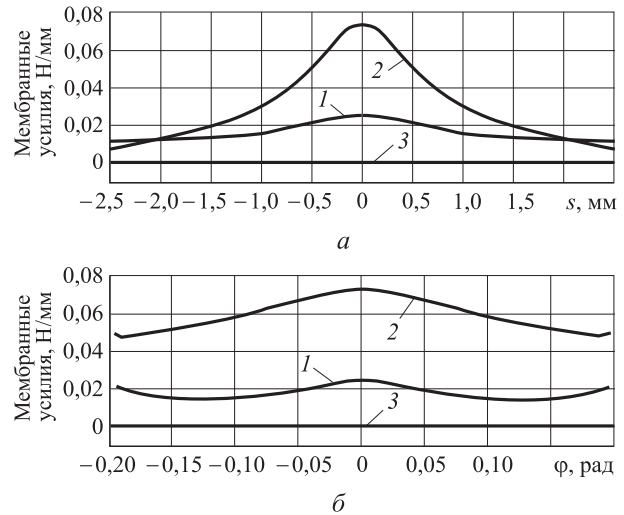


Рис. 5. Мембранные усилия:
а — вдоль оси s ($\varphi = 0$); б — вдоль окружности ($s = 0$);
1 — T_1 ; 2 — T_2 ; 3 — S

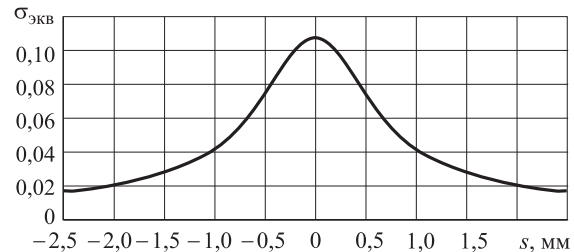


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений вдоль меридиана ($\varphi = 0$)

окружности для $Q = 1,5$ Н, $d = 2$ мм приведены на рис. 4–6.

Как видно на рис. 4 и 6, при данной нагрузке напряжение значительно ниже предела прочности ($\sigma^* = 1$ МПа), в то время как перемещения уже сопоставимы с радиусом сосуда.

Поскольку опоры микроробота не могут обеспечить большие перемещения в силу ограничений, закладываемых в его конструкции, то можно утверждать, что опоры внутрисосудистого микроробота не вызывают разрушения кровеносного сосуда.

Выводы

1. С использованием БМ исследовано воздействие опор микроробота на стенки кровеносного сосуда, который был смоделирован в виде мягкой ортотропной оболочки.

2. Авторам не встречались в литературе примеры использования БМ для задач с мягкими оболочками, таким образом, данное исследование расширяет область применения БМ.

3. Построенная модель позволила получить зависимости эквивалентного напряжения от нагрузки и диаметра опоры при заданных параметрах кровеносного сосуда.

4. Проведенное исследование показало, что опоры внутрисосудистого микроробота, в силу ограничений, закладываемых в его конструкции, не могут вызвать разрушение кровеносного сосуда.

Литература

- [1] Liu G.R. *Mesh free methods: moving beyond finite element method*. CRC Press LLC, 2003. 693 p.
- [2] Louis Lee Yaw. *Co-rotational Meshfree Formulation For Large Deformation Inelastic Analysis Of Two-Dimensional Structural Systems*. Ph.D. Dissertation. 2008. 219 p.
- [3] Qian D., Eason T., Li S., Liu W.K. Meshfree simulation of failure modes in thin cylinders subjected to combined loads of internal pressure and localized heat. *International journal for numerical methods in engineering*, 2008, no. 76, pp. 1159–1184.
- [4] Лукьянов А.А., Пеньков В.Б. Моделирование деформирования твердого тела с использованием бессеточных методов. *Вестник СамГУ*, 2007, № 6(56), с. 62–70.
- [5] Fu Z., Chen W. A Truly Boundary-Only Meshfree Method Applied to Kirchhoff Plate Bending Problems. *Advances in Applied Mathematics and Mechanics*, 2009, vol. 1, no. 3, pp. 341–352.
- [6] Саврасов Г.В., Покровский А.В., Гаврюшин С.С., Нарайкин О.С., Ющенко А.С., Поспелов В.И. *Эндовазальный мини-робот*. Пат. № 2218191 РФ. 2003, бюл. № 34.
- [7] Погорелов В.И. *Строительная механика тонкостенных конструкций*. Санкт-Петербург, БХВ-Петербург, 2007. 528 с.
- [8] Wu C.T., Guo Yong. A Mesh-free Analysis of Shell Structures. *8th international LS-DYNA Users Conference*, 2004, pp. 11–24.
- [9] Кантор Б.Я., Кунделев А.Ю., Мисюра Е.Ю. *Биомеханика гиперупругих тел вращения*. Харьков, Форт, 2007. 192 с.

References

- [1] Liu G.R. *Mesh free methods: moving beyond finite element method*. CRC Press LLC, 2003. 693 p.
- [2] Louis Lee Yaw. *Co-rotational Meshfree Formulation For Large Deformation Inelastic Analysis Of Two-Dimensional Structural Systems*. Ph.D. Dissertation. 2008. 219 p.
- [3] Qian D., Eason T., Li S., Liu W.K. Meshfree simulation of failure modes in thin cylinders subjected to combined loads of internal pressure and localized heat. *International journal for numerical methods in engineering*, 2008, no. 76, pp. 1159–1184.
- [4] Luk'ianov A.A., Pen'kov V.B. Modelirovanie deformirovaniia tverdogo tela s ispol'zovaniem bessetochnykh metodov [Numerical simulation of solids deformation by a meshless method]. *Vestnik SamGU* [Vestnik of Samara State University]. 2007, no. 6(56), pp. 62–70.
- [5] Fu Z., Chen W. A Truly Boundary-Only Meshfree Method Applied to Kirchhoff Plate Bending Problems. *Advances in Applied Mathematics and Mechanics*, 2009, vol. 1, no. 3, pp. 341–352.
- [6] Savrasov G.V., Pokrovskii A.V., Gavriushin S.S., Naraikin O.S., Iushchenko A.S., Pospelov V.I. *Endovazal'nyi mini-robot* [Endovasal mini-robot]. Patent RF no. 2218191, 2003.
- [7] Pogorelov V.I. *Stroitel'naiia mekhanika tonkostennykh konstrukttsii* [Structural mechanics of thin-walled structures]. Sankt-Peterburg, BKhV-Peterburg publ., 2007. 528 p.
- [8] Wu C.T., Yong Guo. A Mesh-free Analysis of Shell Structures. *8th international LS-DYNA Users Conference*, 2004, pp. 11–24.
- [9] Kantor B.Ia., Kundelev A.Iu., Misiura E.Iu. *Biomekhanika giperuprugikh tel vrashcheniia* [Biomechanics hyperelastic solids of revolution]. Khar'kov, Fort publ., 2007. 192 p.

Статья поступила в редакцию 11.09.2014

Информация об авторах


ПОПКОВ Михаил Викторович (Москва) — аспирант кафедры «Прикладная механика». МГТУ им. Н.Э. Баумана (105005, Москва, Российская Федерация, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, e-mail: mih.pmv@gmail.com).

СОРОКИН Федор Дмитриевич (Москва) — профессор кафедры «Прикладная механика». МГТУ им. Н.Э. Баумана (105005, Москва, Российская Федерация, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, e-mail: sorokin_fd@mail.ru).

Information about the authors

POPKOV Michael Viktorovich (Moscow) — Post-Graduate of «Applied Mechanics» Department. Bauman Moscow State Technical University (BMSTU, building 1, 2-nd Bauman-skaya str., 5, 105005, Moscow, Russian Federation, e-mail: mih.pmv@gmail.com).

SOROKIN Fedor Dmitrievich (Moscow) — Professor of «Applied Mechanics» Department. Bauman Moscow State Technical University (BMSTU, building 1, 2-nd Bauman-skaya str., 5, 105005, Moscow, Russian Federation, e-mail: sorokin_fd@mail.ru).



В Издательстве МГТУ им. Н.Э. Баумана
вышел в свет учебник
Э.А. Гладкова, В.Н. Бродягина, Р.А. Перковского

«Автоматизация сварочных процессов»

Приведено описание основных элементов автоматизации сварочных установок. Даны принципы построения и примеры реализации современных систем управления оборудованием и процессами дуговой, контактной и электронно-лучевой сварки. Рассмотрены системы управления пространственным положением источника нагрева относительно линии стыка, автоматизированные комплексы с микроконтроллерами и ЭВМ для управления качеством сварного соединения, а также проблемы роботизации дуговой и контактной сварки.

По вопросам приобретения обращайтесь:
105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1.
Тел.: +7 499 263-60-45, факс: +7 499 261-45-97;
press@bmstu.ru; www.baumanpress.ru