

Определение параметров капиллярного кровотока на основе анализа видеоданных

Аннотация

Исследуется проблема обработки и автоматического анализа видеoinформации, формируемой компьютерным капилляроскопом. Описывается алгоритм устранения дрейфа кадров и формирования усредненного изображения. Решается задача обнаружения и анализа мажоритарного капилляра. Предлагается эластичное распрямляющее отображение области капилляра в область прямоугольной формы. Преобразованные данные используются для определения характеристик капиллярного кровотока. Разработан алгоритм измерения мгновенной скорости кровотока как функции времени и местоположения вдоль капилляра.

Введение

Капилляроскопия – способ неинвазивного исследования микроциркуляторного кровяного русла для диагностики функционирования периферического отдела сосудистой системы человека [1]. Для анализа капиллярного кровотока и измерения его скорости используются компьютерные капилляроскопы [1], [2], осуществляющие цифровую микровидеосъемку капилляров в отраженном свете с разрешением порядка 1 мкм. На кадрах капилляры выглядят как вытянутые петли с темными участками – группами эритроцитов, разделенными более светлыми промежутками с прозрачными лейкоцитами и плазмой крови; стенки капилляров также прозрачны (рис. 1а). Областью наблюдений обычно является ногтевое ложе пальцев рук.

В статье рассматриваются вопросы автоматической обработки и анализа видеоданных, получаемых компьютерным капилляроскопом. Они включают в себя предварительную обработку и пространственную синхронизацию кадров, формирование усредненного изображения, нахождение карты контурных линий капилляров, выбор мажоритарного капилляра, составление морфологических характеристик контурных линий, выполнение распрямляющего преобразования и вычисление мгновенной скорости и объема капиллярного кровотока.

Предварительная обработка видеосигнала и компенсация дрейфа

Получаемый капилляроскопом видеосигнал, как правило, содержит ряд искажений и помех, поэтому требует предварительной обработки. Имеются два вида искажений: систематические, повторяющиеся на всех кадрах, и случайные, индивидуальные для каждого кадра. К систематическим относятся: неравномерность освещения по полю кадра, артефакты (пыль, пятна) на матрице, малый контраст полезного сигнала, несогласования измерений, вызванные различиями характеристик каждого из датчиков видеокамеры; к случайным – шумы и дрейф объектов. Способы устранения систематических искажений были подробно рассмотрены в работе [3].

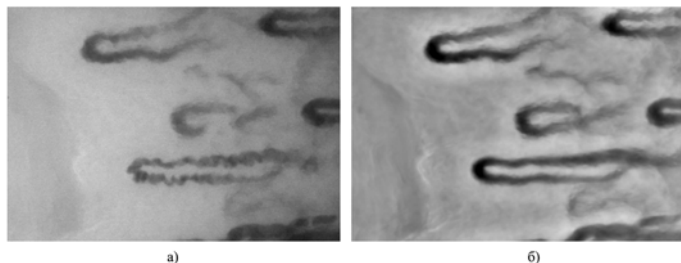


Рис. 1. Кадр исходных видеоданных (а); усредненное изображение (б)

Дрейф объектов в поле изображения, вызываемый смещением и дрожанием пальца обследуемого, в частности из-за пульсаций крови, достаточно велик и достигает четверти размеров кадра. Считая, что дрейф приводит только к сдвигу изображения без поворота или изменения масштаба, для компенса-

ции используется процедура, включающая в себя этапы выравнивания фона, сглаживания изображения с целью подавления шума, корреляционного совмещения [8] и определения смещения текущего изображения относительно базового, сдвига кадра в соответствии с параметрами смещения и формирование усредненного изображения [3]. Получаемое усредненное изображение показано на рис. 1б.

Формирование карты контурных линий капилляров

По ряду причин области капилляров на усредненном изображении имеют непостоянную яркость и нечеткие границы, поэтому прямое обнаружение областей и границ капилляров на таком изображении при помощи пороговых или контурных методов не обеспечивает корректного результата [9]. В связи с этим нахождение границ капилляров строится как процедура отыскания множества контурных линий без ветвлений, расположенных вблизи опорного набора областей, обнаруживаемого пороговым методом. Формируемый набор называется картой контурных линий. Ее получение включает в себя выделение опорных областей, формирование множества контурных точек, формирование первичной карты линий, синтаксическую фильтрацию карты с корректировкой дефектов линий, упрощение карты линий и карты областей.

Первичная карта контурных линий и результат ее упрощения показаны на рис. 2а, б. Процедура формирования карты контурных линий описана в [4].

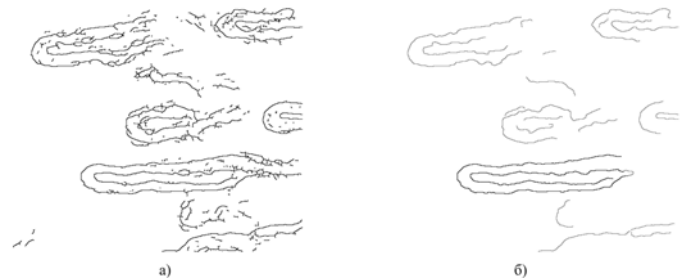


Рис. 2. Первичная карта контурных линий (а); выбор мажоритарного капилляра (выделен черной линией) (б)

Морфологический анализ и корректировка контурных линий

Первым шагом является выбор мажоритарного капилляра, под которым понимается наиболее выраженный на изображении и подходящий для последующего анализа параметров кровотока капилляр [4]. Для каждой опорной области вычисляется функционал, в котором учитываются ее размеры, вытянутость, длина и число граничных линий, расположение области. Выбирается область с максимумом функционала, а остальные линии и области удаляются. На рис. 2б линия мажоритарного капилляра выделена черным.

Для анализа формы переходим от матричного описания линий к векторному – в виде последовательностей точек или векторов. В векторном виде линия L представляется упорядоченным набором точек $p(z) \in L$, ($z = 1, \dots, Z$), где Z – общее число точек (длина) линии L . Каждая точка $p(z)$ соответствует точке изображения с координатами $[m(z), n(z)]$. Соседние точ-

ки линии $p(z)$ и $p(z + 1)$ находятся в 4-смежном [6] пиксельном соседстве.

Выберем подмножество $q(z) \in L'$ множества точек линии L из элементов, взятых с шагом d : $q(z) = p(z \cdot d)$, ($z = 1, \dots, Z'$), где $Z' = Z / d$. Проведем векторы $V(i)$, ($i = 1, \dots, Z' - 1$) между парами точек $q(i)$ и $q(i + 1)$:

$$V(i) = \overline{q(i)q(i+1)}.$$

Обозначим через $\gamma(i)$, ($i = 1, \dots, Z' - 2$), угол между векторами $V(i)$ и $V(i + 1)$, а через $\beta(i)$ – величину накопленного угла:

$$\beta(i) = \sum_{j=1}^i \gamma(j).$$

Приводя среднее значение $\beta(i)$ к нулю, получим последовательность

$$\alpha(i) = \beta(i) - \sum_{z=1}^{Z'-2} \beta(z) / (Z' - 2), \quad (i = 1, \dots, Z' - 2),$$

которую назовем *морфологической характеристикой линии*.

Корректный набор контурных линий капилляра включает в себя внутреннюю и внешнюю линии, каждая из которых имеет два почти параллельных участка и участок поворота между ними – переходную область. Можно сказать, что линия имеет U-форму. Морфологическая характеристика корректной контурной линии в графическом виде также содержит два горизонтальных участка и один наклонный, крутизна которого задается радиусом кривизны переходной области.

Рассмотрим морфологическую характеристику $\alpha(i)$ контурной линии на *рис. 2б*. Она представлена графиком на *рис. 3*, где по горизонтали отложен номер i точки подмножества L' , а по вертикали – значение $\alpha(i)$ в градусах. Горизонтальные участки соответствуют прямым участкам линии, а ступеньки – изгибам, о направлении каждого говорит знак градиента ступеньки. Анализ показывает, что кривая состоит из характеристик двух линий, соединенных дополнительным участком поворота при $i \approx 140$. Удалив из исходной линии соответствующий фрагмент, получим две корректные контурные линии.

Назовем каноническим расположение, в котором внутренняя линия первая, а внешняя – вторая, причем последовательность точек векторного представления начинается в вершине левой ветви U-формы. Найдем точки начала и конца переходного отдела (наклонного участка) и обозначим их через TR_{beg} и TR_{end} . Введем также параметр крутизны перехода: $G = [\alpha(TR_{end}) - \alpha(TR_{beg})] / (TR_{end} - TR_{beg})$. Очевидно, что $|G|$ обратно пропорционален радиусу закругления переходной области и для корректной контурной линии $G > 0$. Это позволяет привести пару контурных линий в каноническое расположение.

Построение распрямляющего отображения

Основное назначение капилляроскопа – измерение скорости капиллярного кровотока. Для этого нужно знать межкадровое смещение объектов, которое можно найти корреляционным

методом [12]. Корреляционный анализ требует задания области анализа, в качестве которой использовать сам капилляр с его сложной и не описываемой аналитически формой затруднительно. Решением может быть геометрическое преобразование области капилляра в область простой формы, где уже может выполняться корреляционный анализ. Задача ставится, как гомеоморфное отображение области, ограниченной двумя параметрически заданными кривыми, концы которых соединены прямыми линиями, в область прямоугольной формы.

Пусть исходная область ограничена параметрически заданными кривыми А и В: $a(l)$, ($0 \leq l \leq L_A$) и $b(l)$, ($0 \leq l \leq L_B$) и отрезками $[a(0), b(0)]$ и $[a(L_A), b(L_B)]$. Задача – преобразовать область в прямоугольник размерами $(M + 1) \times (N + 1)$. Отобразим кривые А и В линейно в верхнюю и нижнюю строки прямоугольника. Выберем столбец n результата: $[(0, n), \dots, (M, n)]$. В начальную точку $(0, n)$ отобразим точку первой кривой $a(l_A)$, $l_A = (n / N)L_A$ с координатами (x_A, y_A) на исходном изображении, а в конечную (M, n) – точку второй кривой $b(l_B)$, $l_B = (n / N)L_B$ второй кривой с координатами (x_B, y_B) . Точка столбца с координатами (m, n) будет отображением точки (x, y) , где $x = (M - m)x_A + mx_B$, а $y = (M - m)y_A + my_B$. Таким образом, отрезок $[l_A, l_B]$ исходной области линейно отображается в столбец $[(0, n), \dots, (M, n)]$ результата. Такое отображение будем называть *распрямляющим*. Отрезки $[l_A(n), l_B(n)]$ по сути, являются сечениями капилляра.

Очевидна необходимость условия, чтобы любой отрезок $[l_A, l_B]$ не имел дополнительных пересечений с кривыми А и В. Для уменьшения вероятности его нарушения распрямляющее преобразование выполняется для каждого из трех (артериального, венозного и переходного) отделов капилляра по отдельности, после чего полученные массивы соединяются в один. Для этого сделаем некоторые дополнительные построения. Найдем *срединную линию капилляра* как множество точек, равноудаленных от каждой из двух контурных линий, и удалим точки, выходящие за границы контурных линий (*рис. 4а*). Как и при анализе контурной линии, найдем на срединной линии $c(l)$, ($0 \leq l \leq L_C$) границы переходного отдела. Получим четыре характерные точки: начало и конец линии c_0 и c_{end} , а также начало и конец переходного отдела c_{Tbeg} и c_{Tend} . Найдем на контурных линиях А и В точки, ближайšie к характерным точкам срединной линии: $a_0, a_{Tbeg}, a_{Tend}, a_{end}$ и $b_0, b_{Tbeg}, b_{Tend}, b_{end}$. Отрезки $[a_{Tbeg}, b_{Tbeg}]$ и $[a_{Tend}, b_{Tend}]$ будем считать границами начала и конца переходного отдела, а отрезки $[a_0, b_0]$ и $[a_{end}, b_{end}]$ – началом и концом капилляра.

Зная границы трех отделов капилляра, можно выполнить распрямляющее отображение для каждого из них по отдельности, объединить результаты и получить распрямляющее отображение для капилляра в целом. Срединная линия и границы отделов показаны на *рис. 4а*, а картина сечений капилляра, отображаемых в столбцы результирующего массива, – на *рис. 4б*.

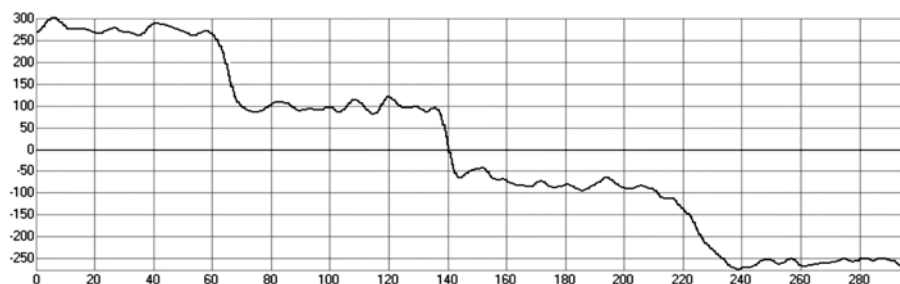


Рис. 3. Морфологическая характеристика контурной линии на *рис. 2б*

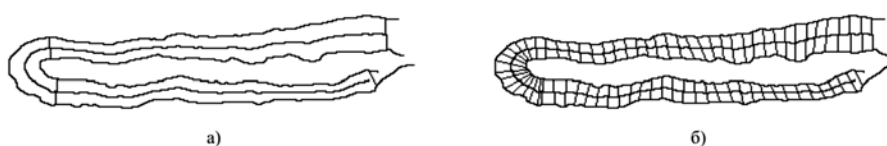


Рис. 4. Срединная линия и границы отделов капилляра (а); сечения, иллюстрирующие распрямляющее преобразование (б)

Размеры M и N результирующего массива естественно выбрать равными среднему диаметру и длине капилляра соответственно. Строится матрица обратного преобразования, элементы которой содержат координаты точек на исходном изображении. В соответствии с ней по каждому из исходных кадров формируется новый, размеры которого равны размерам матрицы. В результате формируется видеопоследовательность, содержащая только информативную часть исходных видеоданных и имеющая равное с ней число кадров.

Определение параметров кровотока

Определить скорость протекания крови в капилляре возможно только по движению фронтов видимых групп эритроцитов [11]. Из-за низкого контраста в области капилляра фронты часто слабо различимы и требуется дополнительная обработка кадров. Она сводится к выравниванию яркости, пороговому разделению сигнала и сглаживанию изображения. Выравнивание яркости и пороговое разделение можно объединить в одну операцию:

$$y(m, n) = \begin{cases} 0, & \text{если } x(m, n) \leq s(m, n); \\ 255, & \text{если } x(m, n) > s(m, n), \end{cases}$$

где $s(m, n)$ – среднее по окружающему фрагменту размерами $(M/8) \times (2M)$. Получаемое изображение $y(m, n)$ – бинарное. Для компенсации высокой межкадровой изменчивости форм групп эритроцитов производится двумерное гауссово сглаживание сигнала $y(m, n)$ с параметрами $\sigma \approx 2$ по вертикали и $\sigma \approx 5$ по горизонтали. Результат показан на рис. 5а.

Для измерения скорости кровотока используется функция ковариации

$$R_k(y, t) = \frac{1}{(M+1)(2H+1)} \sum_{m=0}^M \sum_{h=-H}^H b_k(m, y+h) b_{k-1}(m, y+h+t),$$

где $b_k(m, n)$ и $b_{k-1}(m, n)$ – значения элементов текущего и предыдущего кадров в точке (m, n) ; $(M+1) \times (2H+1)$ – размер окрестности анализа; $R_k(y, t)$ – значение функции ковариации в точке y для смещения t . Анализируемый диапазон значений t также был выбран равным размеру окна: $-H \leq t \leq H$. Величина межкадрового смещения для точки n определяется как такое значение t_y , при котором достигается локальный максимум функции ковариации:

$$d_k(n) = t_y \mid R_k(n, t_y) = \max_{-H \leq t \leq H} [R_k(n, t)].$$

Межкадровое смещение $d_k(n)$ находится для каждой точки y вдоль капилляра и для каждого кадра k , тем самым формируется массив размерами $K \times N$, где K – число кадров, а N – длина капилляра. Делением значения $d_k(n)$ на время между кадрами T получаем значение мгновенной скорости $V(k, n) = d_k(n) / T$ как функции номера кадра и положения вдоль капилляра. Изменчивость форм групп эритроцитов от кадра к кадру приводит к высокой случайности значений $d_k(n)$. Рассматривая случайности как шумы, возможно их подавить фильтром низких частот при помощи двумерного сглаживания.

Полученную карту мгновенных скоростей $V(k, n)$ можно использовать для анализа динамики кровотока. Усредняя $V(k, n)$ по строкам, получим зависимость средней скорости в капилляре от времени. На рис. 5б она представлена как функция межкадрового смещения от номера кадра. Знак скорости указывает на направление течения крови. Средние отрицательные значения указывают, что левая ветвь U-формы капилляра является венозным отделом, а правая – артериальным. Видны значительные изменения скорости, причем на кадрах 185-220 направление движения крови изменяется на противоположное.

Усредняя карту мгновенных скоростей по столбцам (т. е. по кадрам), получим среднюю скорость в разных точках капилляра. Зная масштаб съемки, на основе имеющихся контурных линий капилляра нетрудно вычислить размер и площадь сечения капилляра. Мгновенный объем кровотока в точке капилляра определяется умножением значения площади сечения на скорость потока.

Заключение

Разработана методика анализа видеоданных, формируемых компьютерным капилляроскопом, позволившая решить задачу автоматического определения параметров капиллярного кровотока. Предложен набор алгоритмов для решения следующих задач: а) компенсации дрейфа видеопоследовательности и формирования усредненного по кадрам изображения; б) формирования по усредненному изображению карты контурных линий; в) обнаружения мажоритарного капилляра и проведения морфологического анализа контурных линий; г) выполнения распрямляющего преобразования и определения динамических параметров капиллярного кровотока.

Предложен способ построения гомеоморфного распрямляющего преобразования области, часть границ которой составляют параметрически задаваемые и аналитически не описываемые линии. Такое преобразование обеспечивает эластичную деформацию и непрерывно отображает область капилляра в область прямоугольной формы, что делает возможным применение классических методов корреляционного анализа.

Разработан алгоритм формирования карты мгновенных скоростей, которая служит основой для определения скорости и объема кровотока как функций времени и местоположения в капилляре.

Список литературы:

1. Компьютерная капилляроскопия / <http://www.ckb-rzd.ru/php/content.php?id=1621>.
2. Аракчеев А.Г., Гурфинкель Ю.И., Певгов В.Г. Компьютерный капилляроскоп для неинвазивных исследований параметров циркулирующей крови // Московский хирургический журнал. 2010. № 5. С. 27-30.
3. Чочиа П.А. Предварительная обработка видеопоследовательностей, формируемых капилляроскопом // Информационные процессы. 2011. Т. 11. № 1. С. 76-85.

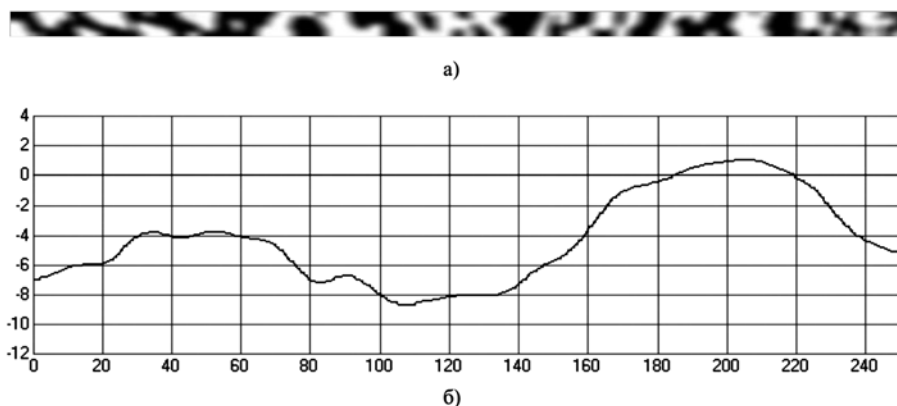


Рис. 5. Капилляр после распрямляющего преобразования и обработки (а); зависимость средней скорости в капилляре от номера кадра (б)

4. Чочиа П.А. Обнаружение капилляров на изображениях, формируемых капилляроскопом // Информационные процессы. 2013. № 2. С. 63-75.
5. Чочиа П.А. Методы преобразования изображений, использующие двухмасштабную модель / В кн.: Кодирование и обработка изображений. – М.: Наука, 1988. С. 98-112.
6. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2012.
7. Gruen A.W. Adaptive least squares correlation: A powerful image matching technique // S. Afr. J. Photogrammetry, Remote Sensing and Cartography. 1985. Vol. 14. № 3. PP. 175-187.
8. Чочиа П.А. Быстрое корреляционное совмещение квазирегулярных изображений // Информационные процессы. 2009. Т. 9. № 3. С. 117-120.
9. Лучко Д.В., Иванушкина Н.Г. Количественный анализ в коронарной ангиографии: алгоритм автоматизированного определения диаметра сосудов // Электроника и связь. 2009. № 2-3. С. 161-165.
10. Jayanthi A.K., Sujatha N., Ramasubba Reddy M. Measuring blood flow: Techniques and applications – A review // International journal of research and review in applied sciences. 2011. Vol. 6. PP. 203-216.
11. Lo L.-Ch., Chiang J.Y., Cai Yu-S. Three-dimensional Vision-based Nail-fold Morphological and Hemodynamic Analysis / 11th IEEE Int. Conf. on Bioinformatics and Bioengineering BIBE-2011, Taichung, Taiwan. PP. 44-51.
12. Limb J.O., Murphy H.A. Measuring the Speed of Moving Objects from Television Signals // IEEE Trans. Comm. COM-23. 1975. № 4. PP. 474-478.

*Павел Антонович Чочиа,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Институт проблем передачи
информации им. А.А. Харкевича РАН,
г. Москва,
e-mail: chochia@iitp.ru*

Л.В. Беляев, А.Б. Иванченко, А.В. Жданов, В.В. Морозов

Математическое моделирование гемодинамических характеристик насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа

Аннотация

В статье описан подход к проектированию насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа на основе численного моделирования гемодинамических процессов. Показано влияние геометрии искусственных клапанов сердца и присоединительных патрубков на гемодинамические процессы, протекающие при работе насоса крови. Обоснована возможность применения данного подхода для проектирования насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа с учетом гемодинамических характеристик.

Введение

Применение аппаратов вспомогательного кровообращения (ВК) является одним из наиболее часто используемых методов лечения терминальной стадии сердечной недостаточности. Для этих целей применяются как экстракорпоральные, так и имплантируемые системы ВК пульсирующего типа. Данные системы должны обеспечивать максимальную производительность 8 л/мин при противодавлении 120 мм рт. ст. Однако не менее важным требованием является обеспечение стабильности гемодинамических показателей работы системы ВК.

На первоначальном этапе создание систем ВК, отвечающих требованиям к гемодинамике, было результатом применения эмпирического подхода, основанного на ограничениях, продиктованных физиологическими соображениями, ограничениями источника энергии, биологической совместимостью материалов и легкостью при имплантации, а геометрическая форма насоса крови приближалась к форме естественного сердца. В рамках указанного подхода, используемого и в разработке других технических систем с целью выбора альтернативных решений и получения оптимальной геометрической формы, вносимые усовершенствования – это результат проведения серии натуральных сравнительных испытаний [1], что является очень трудоемким и длительным процессом и приводит к удорожанию конструкции, а также увеличивает сроки выпуска готового изделия. В связи с этим перспективным является подход, дающий возможность обеспечить стабильность гемодинамических показателей за счет нахождения оптимальной геометрической формы насоса крови на этапе проектирования. Имеющийся математический аппарат, описывающий поведение крови, и развитие компьютерной техники дают возможность для реализации данного подхода на основе теории численных методов.

В работе [2] приведены результаты математического моделирования поведения и расчет гемодинамических параметров насосов мешотчатого типа зарубежных производителей, применяемых в клинической практике. Однако в нашей стране данный подход широко применяется только для моделирования течения крови через искусственные клапаны сердца [3], которые являются элементами конструкции насосов крови пульсирующего типа. Поэтому рассматриваемая в статье проблема по применению численного моделирования гемодинамических характеристик насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа является особенно актуальной.

Материалы и методы

Численное моделирование и анализ поведения жидкости в камере насоса крови в фазах диастолы и систолы необходимы для определения показателей гемодинамики, имеющих значение для оценки качества работы спроектированной конструкции. Моделирование проводилось в два этапа: на первом определялась оптимальная по гемодинамическим показателям геометрическая форма насоса крови посредством варьирования размеров и изменения пространственной ориентации основных конструктивных элементов. На втором этапе к полученной модели добавлялась реальная геометрия искусственных клапанов сердца и присоединительных патрубков. Поведение крови в камере насоса подчиняется основным законам гидродинамики. Гидродинамический анализ поведения жидкости в камере насоса крови выполнен со следующими допущениями: кровь является ньютоновской жидкостью, т. е. несжимаемой вязкой жидкостью, подчиняющейся в своем течении закону вязкого трения Ньютона, определяющему линейную зависимость касательного напряжения и градиента скорости; жидкость не испытывает фазовых переходов; не учи-