

УДК: 519.63

Моделирование гемодинамических процессов сердечно-сосудистой системы на основе данных периферической артериальной пульсации

Свиридова Н.В. *, Власенко В.Д. **

*Вычислительный центр Дальневосточного отделения Российской академии наук,
Хабаровск, 680000, Россия*

Аннотация. В работе описан практический подход к построению индивидуальной гемодинамической модели, базирующейся на известной системе уравнений в гемодинамике и интегрирующей в уравнении состояния сосуда данные периферической артериальной пульсации, полученные экспериментальным путем. Отличительной особенностью описанного подхода является возможность учета индивидуальных характеристик работы сердечно-сосудистой системы, отражающихся в данных изменения объема кровенаполнения периферических сосудов, в процессе расчета гемодинамических параметров кровотока в сосудах. Это открывает возможности для воспроизведения или прогнозирования параметров кровотока для каждого частного случая в режиме реального времени, что позволяет получить ценную информацию для приложения в области мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы.

Ключевые слова: гемодинамика, сердечно-сосудистая система, частота сердечных сокращений, периферическая артериальная пульсация, фотоплетизмограмма.

ВВЕДЕНИЕ

Циркуляция крови в системе кровообращения на протяжении многих лет является объектом пристального изучения как с теоретической, так и с практической стороны. Благодаря многочисленным и многообещающим приложениям, изучение и развитие математических и численных моделей биологических процессов, протекающих в организме человека, значительно увеличилось, что позволило математическому моделированию, благодаря накоплению знаний и опыта, стать привлекательным инструментом для анализа процессов, протекающих, в том числе, и в системе кровообращения. Однако сложность механизмов саморегуляции сердечно-сосудистой системы (ССС) значительно усложняет изучение производимых ею сигналов. На сегодняшний день широко применяются модели, описывающие гемодинамические параметры на отдельных участках ССС, в том числе и с учетом влияния нейрорегуляции и воздействия дыхания. Несмотря на все усложняющиеся модели, что позволяют учитывать все большее количество факторов, оказывающих влияние на ССС, описанные на сегодняшний день математические модели все еще опираются на значительное число допущений. Они хоть и позволяют произвести правдоподобный расчет при определенных условиях, например, для нормально функционирующей или подверженной заболеванию ССС, но не обладают достаточной гибкостью,

*nina_svr@mail.ru

**vlasenko@as.khb.ru

позволяющей легко адаптировать модель для каждого индивидуального случая. Достаточно подробный обзор существующих гемодинамических моделей можно найти в работах [1, 2]. Наряду с научными изысканиями, ориентированными на математические модели, многие отечественные и зарубежные исследования посвящены анализу биологических сигналов, производимых ССС, полученных экспериментальным путем, таких как электрокардиограмма [3], частоты сердцебиения [3–6] и периферической артериальной пульсации, также называемой фотоплетизмограммой [7, 8]. Естественно, непосредственно измеряемые сигналы с объекта отражают в себе все особенности работы ССС исследуемого, что позволяет изучить каждый случай индивидуально. Следует заметить, что задачи мониторинга физического и эмоционально-психологического здоровья пациента, изменений в течение заболевания и т.д. связаны именно с анализом экспериментальных сигналов. В то же время задачи, обусловленные необходимостью воспроизведения, предсказания кровотока, решаются методами математического моделирования гемодинамических процессов ССС. Таким образом, в зависимости от целей исследования, как правило, выбирается один из указанных выше методов. Однако, рассматривая, например, приложения, связанные с мониторингом здоровья, когда необходимо прогнозирование или воспроизведение в определенный момент времени поведения гемодинамических параметров как в отдельном сосуде, так и в системе целиком, для каждого отдельного пациента, например, в случае выбора того или иного метода проведения реконструктивных операций [9], оба описанных метода сами по себе могут быть недостаточными для получения надежного и достоверного результата, что исключительно важно в вопросах, связанных с жизнью и здоровьем человека. Так, анализ биологических сигналов ССС хоть и будет адекватно отражать текущее состояние системы, но сам по себе не даст результатов, достаточных для выбора того или иного метода лечения. В то же время применение математической модели позволяет предсказать результаты лечения, но ее приближенность, принимаемые допущения и, как правило, усредненность параметров, отражающих свойства системы, не позволит сделать расчет достаточно индивидуальным. Преимущества и недостатки обоих подходов приводят к выводу, что достижение надежности результатов предсказания и моделирования может быть достигнуто объединением обоих подходов. Поэтому одним из передовых исследовательских направлений является построение моделей, максимально отражающих свойства описываемой системы, что зачастую может быть достигнуто введением параметров, получаемых экспериментальным путем. В качестве одного из способов интеграции обоих подходов в данной работе выбрано включение измеряемого биологического сигнала в качестве параметра в известную одномерную гемодинамическую математическую модель [2, 9–11].

Фотоплетизмография – метод исследования периферической гемодинамики, основанный на изучении поглощения света, проходящего через исследуемый участок ткани с пульсирующей кровью, который благодаря простоте и сравнительной дешевизне нашел широкое применение в инструментальной диагностике. Так, на основе данных фотоплетизмограммы (ФПГ) или периферической артериальной пульсации рассчитывается частота сердечных сокращений пациента в медицинском оборудовании, измеряются насыщенность крови кислородом и кровяное давление. К тому же сенсоры, измеряющие ФПГ, практически не создают давления на исследуемый участок ткани, что позволяет их использование в течение длительного времени. Хотя согласно [12] природа ФПГ все еще не вполне объяснена, принято считать, что ФПГ несет в себе ценную информацию о ССС. Неинвазивность измерения и мобильность оборудования, регистрирующего ФПГ, наряду с дешевизной, с точки зрения авторов, сделало ФПГ одним из самых доступных и полезных для приложений биологическим сигналом. Подробное описание принципов работы фотоплетизмографов, а также детальное описание физиологических и внешних факторов, влияющих на измерение

ФПГ, можно найти в [1, 12]. Именно благодаря всем вышеперечисленным качествам сигнал ФПГ был выбран в качестве биологического сигнала, используемого для построения модели гемодинамики для индивидуального случая в данной работе.

Основной целью данной статьи является модификация известной одномерной гемодинамической модели, описанной в [2], и интегрирование в нее экспериментально полученных данных ФПГ с целью создания индивидуальной модели гемодинамики, базирующейся на ФПГ и позволяющей производить расчет и прогнозирование изменения гемодинамических параметров для каждого отдельного случая.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Система уравнений гемодинамики

Течение крови в системе кровообращения в общем случае описывается трехмерными нестационарными уравнениями для вязкой, в общем случае неньютоновской, жидкости совместно с уравнениями динамики эластичных оболочек сосудов. Однако в данной работе, следуя распространенному подходу к моделированию в гемодинамике, кровь будет рассматриваться как однородная несжимаемая ньютоновская среда. В этом случае движение крови по сосуду описывается следующей системой нелинейных гиперболических дифференциальных уравнений в частных производных первого порядка:

$$\begin{cases} \frac{\partial s}{\partial t} + \frac{\partial us}{\partial x} = 0, \\ \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho} \right) = f_e + f_R, \end{cases} \quad (1)$$

где t – время, x – продольная координата, $u(t, x)$ – осредненная по поперечному сечению скорость кровотока вдоль сосуда, $p(t, x)$ – осредненное внутрикоронарное давление крови, $s(t, x)$ – площадь поперечного сечения сосуда, ρ – плотность крови, которая считается постоянной и равной 1.055 г/см^3 , $f_e(t, x)$ – внешняя сила, $f_R(t, x)$ – сила трения, обусловленная вязкими свойствами крови.

Будем считать, что исследование проводится в обычных условиях функционирования, когда сердечнососудистая система не подвергается внешним воздействиям. Таким образом, в дальнейшем рассматривается случай $f_e = 0$.

Несмотря на колеблющийся характер кровотока, сила трения f_R соответствует сопротивлению Пуазейля для ламинарного потока жидкости в круглой трубке, при допущении об относительной малости чисел Вомерсли, характерных для задач моделирования гемодинамики сосуда [9, 13]. В этих обстоятельствах дополнительные инерционные и вязкие потери, возникающие при искажении профиля скорости в колеблющемся течении, не отличаются сильно от таковых в установившемся течении Пуазейля, и сила трения может быть определена следующим образом: $f_R = 8\pi\nu u/s$, где кинематическая вязкость $\nu = 0.033 \text{ см}^2/\text{с}$.

Для замыкания системы (1) необходимо описать взаимодействие течения и эластичной стенки сосуда. Как правило, это делается с использованием полуэмпирических зависимостей площади поперечного сечения от давления в потоке: $s = s(p)$, зависимости такого рода описывают кровеносный сосуд как эластичную пассивную трубку. Существуют различные выражения для записи данной зависимости, например, кусочно-непрерывная, непрерывная, двухпараметрическая степенная и другие [2]. Следуя [2], определим уравнение состояния сосудов, не подверженных влиянию регуляторных факторов, с помощью следующей кусочно-линейной зависимости

$$s(p) = \begin{cases} s_{\min} + \frac{s_{\max} - s_{\min}}{p_{\max} - p_{\min}}(p - p_{\min}), & p_{\min} \leq p \leq p_{\max}, \\ s_{\min}, & p < p_{\min}, \\ s_{\max}, & p > p_{\max}, \end{cases} \quad (2)$$

где s_{\min} , s_{\max} , p_{\min} , p_{\max} являются характеристиками сосуда. В данной работе осуществляется модификация уравнения состояния сосудов (2), так чтобы зависимость $s = s(p)$ определялась исходя из данных ФПГ.

Уравнение состояния сосуда на основе данных фотоплетизмограммы

Как видно из уравнения состояния сосуда (2), в простейшем случае площадь поперечного сечения сосуда зависит от фиксированных параметров s_{\min} , s_{\max} , p_{\min} , p_{\max} . Как показано в [14], учет влияния нейрорегуляции, одного из механизмов саморегуляции ССС, обеспечивающий быструю и эффективную адаптацию организма к изменениям условий функционирования, может быть произведен посредством введения зависимости s_{\min} , s_{\max} , p_{\min} , p_{\max} от тонаса сосуда и величины отклонения среднего давления от заданного нормального. Упомянутый адаптивный механизм в упрощенном описании функционирует по следующему принципу. При повышении давления импульсы барорецепторов, расположенных в стенках крупных внутригрудных и крупных шейных артерий, стимулируют снижение частоты сердечных сокращений и расширение сосудов, что способствует снижению артериального давления. При снижении артериального давления происходит обратный процесс, приводящий в результате к повышению артериального давления [15, 16].

Рассмотрим пример ФПГ здорового человека. На рис. 1 показан сигнал ФПГ, полученный от 25-летнего добровольца, не подверженного заболеваниям ССС, ведущего здоровый образ жизни и умеренную спортивную активность. Сигнал был измерен в расслабленном полулежащем состоянии с помощью пальцевого фотоплетизмографа. На приведенном сигнале можно различить волны первого и второго порядка, первые соответствуют сердцебиению и представляют собой непосредственно изменение величины сигнала ФПГ в течении сердечного цикла, вторые состоят из нескольких волн первого порядка и обусловлены дыханием. Возможно также появление и волн третьего порядка, имеющих период, кратный периоду волн второго порядка, которые могут быть обусловлены наличием стрессового состояния, сильного эмоционального переживания и т. п. ментальной активности [1]. Хотя изучение психологического состояния пациентов по данным ФПГ является одним из объектов интереса многих исследователей [7, 8], но в данной работе во всех нижеследующих рассуждениях предполагается, что сигнал измеряется в расслабленном состоянии и не имеет волн третьего порядка.

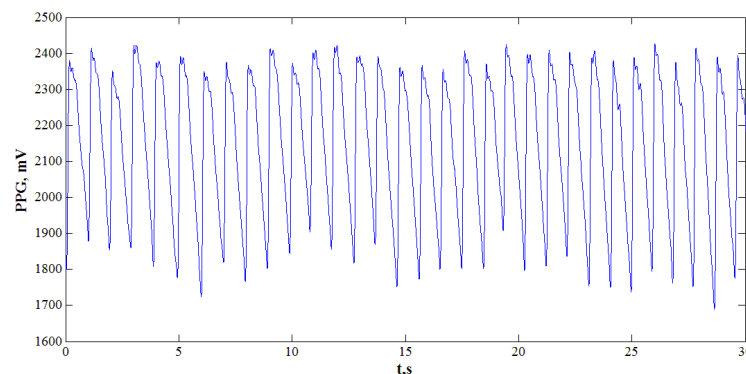


Рис. 1. Пример ФПГ здорового человека, по оси ординат – сигнал ФПГ.

Каждый фрагмент ФПГ сигнала представляет собой периферическую пульсовую волну и несет в себе богатую информацию о состоянии ССС. Максимум этой волны соответствует моменту максимального кровенаполнения сосуда – в конце систолы, в течение которой с увеличением притока крови возрастает и величина давления, а минимум – диастоле. Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле, которая в свою очередь связана с тонусом сосуда. Основываясь на принципах работы механизма саморегуляции ССС и характеристиках ФПГ, в данной работе модификация уравнения состояния сосуда (2) производилась следующим образом. Обозначим через $P(t)$ величину сигнала ФПГ, измеренную в момент времени t , через t_s и t_d – длительность систолической и диастолической фаз соответственно, причем период сердцебиения $T = t_s + t_d$. Как видно из рис. 1 и вышеприведенных рассуждений, увеличение $P(t)$ происходит в течение систолической фазы, когда увеличивается кровенаполнение сосудов и соответственно возрастает кровяное давление, что в свою очередь приводит к расширению сосудов, уменьшение величины $P(t)$ сопровождается обратным процессом. Таким образом, в условии первого выражения уравнения (2) вместо давления можно использовать величину $P(t)$. Для замены второго и третьего условия обозначим через $P_{\max}(t)$ максимальное значение величины ФПГ на всем участке сигнала, предшествующем времени t , т. е. $P_{\max}(t) = \{\max P(t_1): t_1 < t\}$, и аналогично $P_{\min}(t) = \{\min P(t_1): t_1 < t\}$. Как уже отмечалось выше, величина $P(t)$ определяется разницей давления, а значит, при увеличении максимального и уменьшении минимального значения давления изменяется и $P(t)$. Прежде чем переписать уравнение (2) с применением данных, еще раз обратимся ко второму и третьему условию в (2). Они обеспечивают регулируемую функцию, и если давление превысит максимальное или принизит минимальное, то площадь сечения соответственно выбирается максимальной или минимальной, что приводит к регулировке значений давления и кровотока в системе уравнений (1), так как в большинстве случаев при выходе давления из диапазона $[p_{\min}, p_{\max}]$ площадь сечения перестает изменяться и асимптотически приближается к предельным значениям s_{\min}, s_{\max} [11]. Однако подобный подход все же не вполне соответствует более сложной работе механизма саморегуляции ССС в естественных условиях и не учитывает индивидуальных особенностей ССС в каждом частном случае. Одним из способов учета механизмов регуляции является рассмотрение влияния эффекта тонуса сосудов. Будем считать, что величины параметров состояния сосуда $s_{\min}, s_{\max}, p_{\min}, p_{\max}$ изменяются в зависимости от тонуса сосуда. В работе [14] приведены графики линейных зависимостей, характеризующих изменения указанных параметров при пониженном, нормальном и повышенном тонусе. Поэтому в дальнейшем будем использовать линейные зависимости, приведенные в [14], для выбора величин $s_{\min}, s_{\max}, p_{\min}, p_{\max}$. Таким образом, остается только решить вопрос выбора состояния сосуда. Для этого вновь обратимся к данным ФПГ. При понижении тонуса сосуда, т.е. увеличении его мягкости, минимальное и максимальное давление увеличивается и уменьшается соответственно, по сравнению с нормальным состоянием сосуда, а при повышении тонуса, увеличении его жесткости, разность максимального и минимального значения, наоборот, возрастает в сравнении с нормальным. Тогда выбор тонуса состояния сосуда будем осуществлять следующим образом. Пусть $P_{\max,av}$ и $P_{\min,av}$ – соответственно максимальное и минимальное значение $P(t)$ в нормальном случае, осредненное по контрольной группе одной возрастной категории и физическому состоянию, δ – нормированное значение допустимых отклонений величины колебаний ($P_{\max,av} - P_{\min,av}$) в нормальном случае. Тогда тонус сосуда будет определяться по следующему принципу

$$\frac{P_{\max}(t) - P_{\min}(t)}{P_{\max,av} - P_{\min,av}} < 1 - \delta \text{ – пониженный тонус,}$$

$$1 - \delta \leq \frac{P_{\max}(t) - P_{\min}(t)}{P_{\max,av} - P_{\min,av}} \leq 1 + \delta - \text{нормальный тонус,}$$

$$\frac{P_{\max}(t) - P_{\min}(t)}{P_{\max,av} - P_{\min,av}} > 1 + \delta - \text{повышенный тонус.}$$

Определив таким образом тонус сосуда, а, следовательно, и параметры s_{\min} , s_{\max} , p_{\min} , p_{\max} , перепишем уравнение состояния сосуда (2) в зависимости от параметров ФПГ

$$s(p) = \begin{cases} s_{\min} + \frac{s_{\max} - s_{\min}}{P_{\max} - P_{\min}}(p - p_{\min}), & P_{\min}(t) \leq P(t) \leq P_{\max}(t), \\ s_{\min}, & P(t) < P_{\min}(t), \\ s_{\max}, & P(t) > P_{\max}(t). \end{cases} \quad (3)$$

Необходимо подчеркнуть, что особенностью уравнения (3) является регуляция процесса расчета на основе данных, получаемых непосредственно от изучаемого объекта, которые возможно получать в режиме реального времени, а значит, применение уравнения (3) в сравнении с (2) дает возможность получать более индивидуальные результаты восстановления профилей гемодинамических параметров в режиме реального времени. Заметим также, что использование модели (1), (3) в сочетании с техникой нелинейного детерминированного предсказания [17], примененной к сигналу ФПГ, позволяет производить кратковременное прогнозирование поведения параметров ССС на основе текущих данных ФПГ.

Также следует отметить, что, хотя в данной работе не рассматривались вопросы синхронизации процессов ССС, в частности между давлением и артериальной пульсацией, однако исследования, посвященные этой тематике, можно найти, например, в работах [4, 18].

ЧИСЛЕННЫЕ РАСЧЕТЫ

Рассмотрим пример применения описанного выше метода индивидуального моделирования параметров кровотока на основе данных ФПГ. Для проведения расчета воспользуемся сигналом ФПГ, полученным от 25-летнего добровольца, не подверженного заболеваниям ССС, ведущего здоровый образ жизни и умеренную спортивную активность. Сигнал был измерен в расслабленном полулежащем состоянии с помощью пальцевого фотоплетизмографа на протяжении 3-х минут с частотой 200 Гц в помещении с контролируемой температурой воздуха, уровнем шума и освещенности. Часть используемого сигнала (продолжительностью 30 секунд) показана на рис. 1. Полученный сигнал был проверен на наличие артефактов, обусловленных движением, и волн третьего порядка. Часть сигнала, где они были выявлены, не использовалась для расчета.

Оценки адекватности предложенного подхода были проверены сравнением решения модели (1), (3) с решением стандартной системы уравнений гемодинамики (1), (2) для восходящей аорты в случае здорового человека. Поскольку, как отмечается многими исследователями [2, 9, 10], численное решение системы уравнений (1), (2) связано с возникновением ложных осцилляций, то численное решение системы (1), (2) и (1), (3) производилось с помощью TVD (Total Variation Diminishing) метода. Этот подход связан с построением схемы, уменьшающей или сохраняющей полную вариацию функции, не допуская тем самым появления ложных осцилляций. Согласно этому методу, расчет ведется всюду со вторым порядком точности, кроме зон с резким изменением параметров, где схема переключается на первый порядок точности. Этот переход обеспечивается использованием специальных функций-ограничителей [2].

Построение численного аналога системы уравнений гемодинамики на основе TVD подхода подробно описано в [2], поэтому для удобства приведем лишь формулы для расчета численного решения системы (1) на основе TVD подхода.

Систему (1) можно переписать следующим образом:

$$\frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial F}{\partial x} = f, \quad (4)$$

где

$$q = \begin{pmatrix} u \\ s \end{pmatrix}, \quad F = \begin{pmatrix} us \\ \frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho} \end{pmatrix}, \quad f = \begin{pmatrix} 0 \\ f_e + f_R \end{pmatrix}.$$

После интегрирования уравнения (4) по i -ой ячейке ($x \in [x_{i-1/2}, x_{i+1/2}]$), разложения компонент вектора q на границах ячеек в ряд Тейлора и монотонизации схемы для производных, входящих в разложение, с применением ограничителей, в [2] были получены следующие формулы для q на одном временном слое:

$$\begin{aligned} (q_k)_i^L &= (q_k)_i + \frac{1}{2} \Delta x_i \left(\frac{\partial q_k}{\partial x} \right)_i \text{Limiter} \left(\frac{(q_k)_{i+1} - (q_k)_i}{(q_k)_i - (q_k)_{i-1}} \right), \\ (q_k)_{i+1}^R &= (q_k)_{i+1} - \frac{1}{2} \Delta x_{i+1} \left(\frac{\partial q_k}{\partial x} \right)_{i+1} \text{Limiter} \left(\frac{(q_k)_{i+2} - (q_k)_{i+1}}{(q_k)_{i+1} - (q_k)_i} \right), \quad k = 1, 2, \end{aligned}$$

где индексы L, R означают, что соответствующие параметры вычисляются в левой и правой ячейках соответственно, и

$$\left(\frac{\partial q_k}{\partial x} \right)_i = \frac{(q_k)_i - (q_k)_{i-1}}{\Delta x}.$$

Переход на новый временной слой выполняется следующим образом

$$\bar{q}_i^{n+1} = \frac{1}{2} (\bar{q}_i^n + \bar{q}_i^* - L(\bar{q}_i^*)),$$

где $\bar{q}_i^* = \bar{q}_i^n - L(\bar{q}_i^n)$,

$$L(q) = \frac{\tau}{\Delta x} \left(F_{i+1/2} - F_{i-1/2} - \int_{x_{i-1/2}}^{x_{i+1/2}} f dx \right),$$

$F_{i\pm 1/2}$ – потоки на границах.

В качестве функции ограничителя $Limiter(\theta)$ в данной работе использовался ограничитель $minmod$ [2]:

$$Limiter(\theta) = \begin{cases} 0, & \theta \leq 0, \\ \theta, & 0 < \theta \leq 1, \\ 1, & \theta > 1. \end{cases}$$

Для удобства расчетов шаг по времени выбирался равным шагу измерения данных ФПГ, равному 0.005 сек. Расчет начинался с конца диастолической фазы, таким образом, начальное давление было равно диастолическому. Осредненная по поперечному сечению скорость кровотока принималась нулевой. Расчет был произведен с помощью самостоятельно разработанных программ на основе среды пакета прикладных программ Matlab.

Результаты, полученные для решения (1), (2), были аналогичны [9, 10]. Рассчитанный профиль кровяного давления показан на рис. 2 пунктирной линией. Давление, полученное из решения (1), (3), показано сплошной линией.

Как видно из рис. 2, динамика изменения давления, полученного решением системы (1), (3), не противоречит (1), (2), но в то же время обладает отличиями в форме сигнала, такими как наличие тенденции к образованию волн второго порядка, непостоянство амплитуды и незначительные изменения профиля давления в каждом сердечном цикле, что характерно для естественного функционирования ССС и предположительно передает индивидуальные особенности работы ССС добровольца, чей сигнал ФПГ был использован для расчетов. Также сравнение продолжительности сердечного цикла в целом и систолической и диастолической фаз, в частности между ФПГ и рассчитанным давлением, показывает их согласованность. Таким образом, полученные результаты указывают, что рассмотренный в данной работе подход позволяет достаточно адекватно рассчитать гемодинамические параметры в сосуде, по крайней мере, в случае нормально функционирующей ССС здорового объекта.

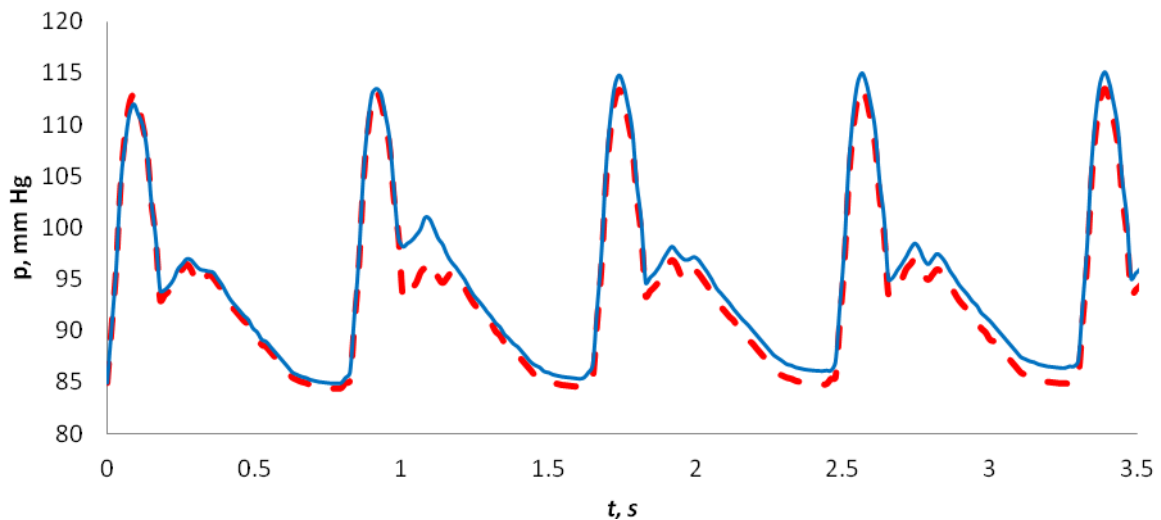


Рис. 2. Кровяное давление, полученное решением системы (1), (2) – пунктирная (красная) линия и (1), (3) – сплошная (синяя) линия, по оси абсцисс – время (сек), ординат – давление (мм рт. ст.).

Еще одним ценным приложением системы (1), (3), наряду с воспроизведением параметров кровотока, является возможность их кратковременного прогнозирования. Техника нелинейного детерминистического прогнозирования [17] позволяет произвести кратковременное предсказание сигнала ФПГ, на основе данных которого из (1) и (3), могут быть рассчитаны параметры кровотока в сосуде. На рис. 3 показан прогноз ФПГ через два сердечных цикла. Реальное и предсказанное ФПГ, приведенные на рис. 3, отличаются незначительно, о чем свидетельствует коэффициент корреляции между реальным и спрогнозированным сигналом, не меньший чем 0.9 на протяжении предсказанного промежутка времени. Это позволяет применять краткосрочно предсказанные данные ФПГ в модели (1), (3). Параметр задержки во времени для воссоздания динамики сигнала и собственно прогноза составил 0.15 сек. Расчет производился в самостоятельно разработанной программе на основе среды Matlab. Верификация кода программы нелинейного детерминированного прогнозирования осуществлялась на основе данных, полученных из решения системы уравнений Лоренца [17] – системы обыкновенных дифференциальных уравнений, являющейся упрощенной моделью атмосферной конвекции и известной как один из классических примеров систем, порождающих детерминированный хаос. Отметим, что возможность более длительного предсказания данных ФПГ является предметом отдельного исследования, так как на сегодняшний день вопрос, является ли ФПГ

детерминированным хаосом или нет, все еще остается открытым. Также заметим, что перед использованием для расчетов в модели (1), (3) предсказанный сигнал ФПГ был сглажен.

На рис. 4 показаны данные давления, рассчитанные по модели (1), (3), на основе реальных и спрогнозированных данных ФПГ. Кривая давления соответствующая реальному сигналу ФПГ показана пунктирной линией, предсказанному – сплошной линией.

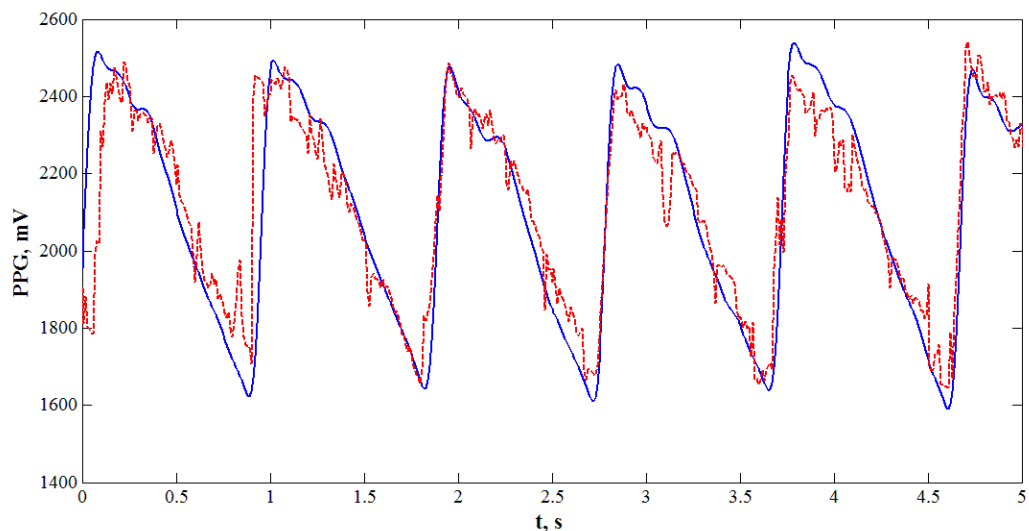


Рис. 3. Сигнал ФПГ: измеренный – сплошная (синяя) линия и спрогнозированный – пунктирная (красная) линия, по оси абсцисс – время (сек), ординат – сигнал ФПГ (мВ).

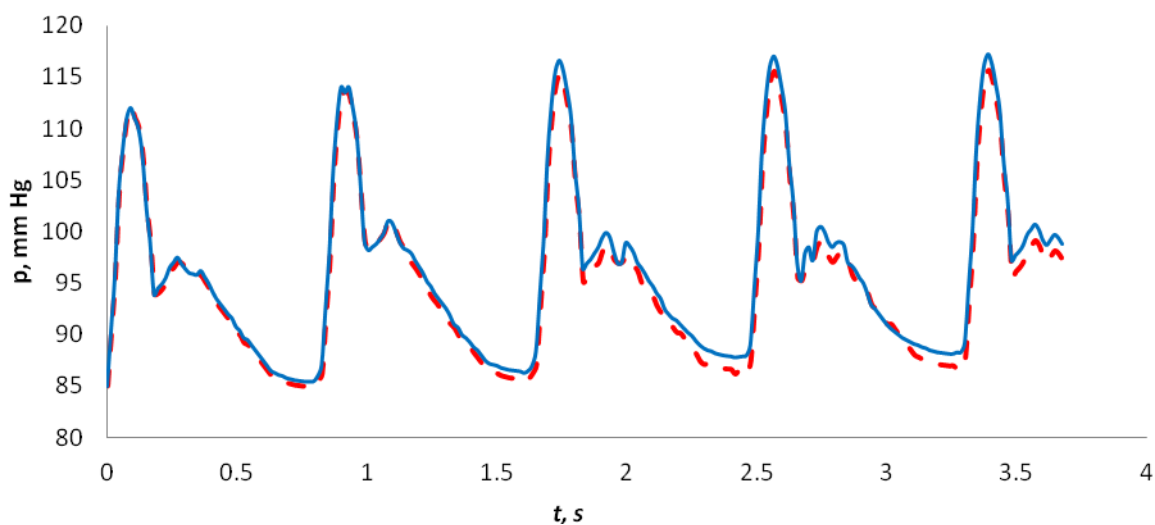


Рис. 4. Кровяное давление, полученное решением системы (1), (3) на основе реальных – пунктирная (красная) линия и спрогнозированных данных ФПГ – сплошная (синяя) линия, по оси абсцисс – время (сек), ординат – давление (мм рт. ст.).

Как видно из рис. 4, спрогнозированные данные практически не отличаются от данных, полученных на основе реально измеренного сигнала. Это позволяет сделать вывод о возможности применения описанного подхода к задачам прогнозирования поведения параметров сердечно-сосудистой системы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе на основе известной гемодинамической модели была проведена модификация уравнения состояния сосуда, позволяющая восстанавливать индивидуальный профиль кровотока на основе данных ФПГ, отражающих все особенности работы ССС в каждом частном случае. В отличие от наиболее распространенных методик изучения ССС, заключающихся либо в использовании математических моделей, либо в изучении измеряемых сигналов ССС, описанная в статье методика позволяет производить восстановление индивидуальных параметров кровотока в интересующий момент времени, что может обеспечить уникальную информацию для понимания процессов, протекающих в работе ССС того или иного человека. Так, например, если в определенный момент наблюдался кризис в работе ССС пациента, то данная методика позволит детально изучить процессы кровотока на момент кризиса. Также с помощью сочетания описанной модели с техникой нелинейного детерминированного прогнозирования для ФПГ возможно кратковременное предсказание изменения параметров ССС, что может послужить мощным инструментом для предсказания в режиме реального времени развития критических тенденций в функционировании ССС. Интегрирование гемодинамической модели с данными ФПГ обеспечивает возможность использовать все преимущества гемодинамического моделирования с одной стороны, и учесть индивидуальные характеристики каждого исследуемого объекта с другой. Применение указанной методики индивидуального моделирования в медицинской практике к госпитализированным пациентам с проблемами сердечно-сосудистой системы могло бы расширить возможности мониторинга состояния здоровья.

Это исследование частично поддержано Российским фондом фундаментальных исследований (РФФИ) – проект № 13-07-00667а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Федотов А.А., Акулов С.А. *Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов*. М.: Физматлит, 2013. 282 с.
2. Астраханцева Е.В., Гидаспов В.Ю., Ревизников Д.Л. Математическое моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов. *Математическое моделирование*. 2005. Т. 17. № 8. С. 61–80.
3. Glass L. Introduction to controversial topics in nonlinear science: is the normal heart rate chaotic. *Chaos*. 2009. V. 19. P. 1–4.
4. Безрученко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека. *Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика*. 2009. Т. 17. № 6. С. 44–56.
5. Voss A., Schulz S., Schroeder R., Baumert M., Caminal P. Methods derived from nonlinear dynamics for analyzing heart rate variability. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*. 2009. V. 367. P. 277–296.
6. Poon Ch.-S., Merrill Ch.K. Decrease of cardiac chaos in congestive heart failure. *Nature*. 1997. V. 389. P. 492–495.
7. Pham T.D., Thang T.C., Oyama-Higa M., Sugiyama M. Mental-disorder detection using chaos and nonlinear dynamical analysis of photoplethysmographic signals. *Chaos, Solitons & Fractals*. 2013. V. 51. P. 64–74.

8. Tsuda I., Tahara T., Iwanaga H. Chaotic pulsation in human capillary vessels and its dependence on mental and physical conditions. *International Journal of Bifurcation and Chaos*. 1992. V. 2. P. 313–324.
9. Rammos K.St., Rammos K.St., Koullias G.J., Pappou T.J., Bakas A.J., Panagopoulos P.G., Tsangaris S.G. A computer model for the prediction of left epicardial coronary blood flow in normal, stenotic and bypassed coronary arteries, by single or sequential grafting. *Cardiovascular Surgery*. 1988. V. 6. P. 635–648.
10. Астраханцева Е.В., Гидаспов В.Ю., Пиримов У.Г., Ревизников Д.Л. Численное моделирование гемодинамических процессов в артериальном дереве. Исследование влияния пережатия сосуда на параметр течения. *Математическое моделирование*. 2006. Т. 18. № 8. С. 25–36.
11. Абакумов М.В., Ашметков И.В., Есикова Н.Б., Кошелев В.Б., Мухин С.И., Сосин Н.В., Тишкин В.Ф., Фаворский А.П., Хруленко А.Б. Методика математического моделирования сердечно-сосудистой системы. *Математическое моделирование*. 2000. Т. 12. № 2. С. 106–117.
12. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007. V. 28. P. 1–39.
13. Бубенчиков А.М., Фирсов Д.К., Альбрандт Е.В. Численное исследование течения жидкости в кровеносных сосудах с аневризмой. *Труды Международной конференции RDAMM*. Новосибирск, 2001. Т. 6. Ч. 2. Спец. выпуск. С. 134–137.
14. Кошелев В.Б., Мухин С.И., Соколова Т.В., Соснин Н.В., Фаворский А.П. Математическое моделирование гемодинамики сердечно-сосудистой системы с учетом влияния нейрорегуляции. *Математическое моделирование*. 2007. Т. 19. № 3. С. 15–28.
15. Seidel H., Herzel H. Bifurcations in a nonlinear model of the baroreceptor-cardiac reflex. *Physica D*. 1998. V. 115. P. 145–160.
16. Zamir M. *The Physics of Coronary Blood Flow*. New York: Springer, 2005. 408 p.
17. Shelhamer M. *Nonlinear Dynamics in Physiology. A State-Space Approach*. Singapore: World Scientific, 2007. 345 p.
18. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Kiselev A.R., Gridnev V.I., Ruban E.I., Vexruchko B.P. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system. *Chaos*. 2009. V. 19. P. 1–7.

Материал поступил в редакцию 19.02.2014, опубликован 15.04.2014.