

УДК 621.57

А.С. Рябоконт

**ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ НЕИНВАЗИВНЫХ МЕТОДОВ
ПРИ ПОСТРОЕНИИ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ**

Рассматриваются современные проблемы исследования гемодинамических процессов с применением традиционных инвазивных методов, а также обсуждаются возможности применения гемодинамических моделей при построении медицинских диагностических приборов. Проводится сравнительный анализ существующих моделей, выявивший невозможность их использования в качестве базы для построения диагностических приборов. Предлагается решение указанных задач с использованием нейросетевых технологий на основе неинвазивных методов исследования.

Гемодинамические процессы; инвазивные методы.

A.S. Ryabokon

**PROSPECTS FOR NONINVASIVE TECHNIQUES APPLIANCE FOR
HEMODYNAMICAL MODELS DEVELOPING**

The up-to-date issues of hemodynamical processes investigations when employing traditional invasive techniques are considered in this article. The abilities of using hemodynamical models to develop medical diagnose devices are discussed. The comparative analysis of current models is performed, and the inability of developing diagnose devices basing on current models was revealed. The solution employing of neural networks technologies based on noninvasive investigations is suggested.

Hemodynamical processes; invasive techniques.

Процессы функционирования сердечнососудистой системы традиционно изучаются преимущественно на основе инвазивных методов, когда происходит хирургическое вмешательство в организм. Несмотря на то, что современная медицинская техника предлагает различные средства неинвазивного исследования организма, эти методы получили широкое распространение в основном в области диагностики состояния организма. И тем не менее некоторые авторы отмечают [4], что, опираясь на инвазивные методы, ряд параметров системной гемодинамики или их взаимоотношений у человека в настоящее время практически невозможно исследовать по причине того, что человек не может быть объектом экспериментирования. Адекватная математическая модель, объединяющая основные параметры системной гемодинамики (такие, как давление, объемная скорость крови), может послужить базой для создания новых медицинских диагностических приборов. Такие цели являются весьма важными для современной науки и техники, и их достижение непременно внесет значительный вклад в развитие медицины.

Очевидно, что адекватная гемодинамическая модель не может быть основана на элементарных принципах механики жидкости из-за того, что: во-первых, кровь с ее свойствами нельзя рассматривать в качестве идеальной жидкости, во-вторых, систему сосудов нельзя представлять в виде системы жестких трубок и, в-третьих, при построении модели трудно оптимальным образом учитывать механизмы регуляции кровообращения. Точно математически описать поведение кровотока весьма проблематично, поэтому при моделировании прибегают к значительным упрощениям [7].

Для достижения поставленных целей необходим сравнительный анализ существующих гемодинамических моделей. При этом сравнение моделей кровообращения между собой является непростой задачей, во-первых, из-за отсутствия

общепринятого набора критериев, а во-вторых, из-за отсутствия критериев адекватности, и потому в литературе практически не встречается. Тем не менее выделим следующие критерии для анализа: *адекватность* модели в том смысле, насколько модель способна воспроизводить гемодинамические показатели при мониторинговании и совершении нормальных нагрузок; способность модели служить *базой* для создания медицинских измерительных и диагностических приборов.

В разных источниках встречаются разнообразные модели сердечно-сосудистой системы. *Модель на основе жестких трубок* опирается на элементарные принципы механики жидкостей – закон Пуазейля и теорему Бернулли:

$$\Delta P = \frac{8\eta l}{\pi r^4} Q,$$

где ΔP – разность давлений трубки; l , r – длина и радиус трубки; η – вязкость жидкости; Q – объемная скорость жидкости;

$$H = P + \frac{1}{2} \rho u^2 + g\rho z,$$

где ρ , g – плотность и ускорение свободного падения; P , u и z – соответственно давление, линейная скорость и уровень в любой точке среды; H – полный напор (полное давление).

Существенным ограничением данного закона является то, что он применим только к равномерному (ламинарному) течению идеальных (невязких) жидкостей по жестким цилиндрическим трубкам. Данная модель не учитывает влияние факторов, способных привести к изменению гемодинамических показателей. Иными словами, эти параметры в различных ситуациях могут быть различным образом взаимозависимыми [6]. Поэтому данная модель не удовлетворяет критерию адекватности.

Модель Франка на основе эластичного резервуара описывает распространение пульсовой волны с учетом влияния эластичности аорты и крупных сосудов и базируется на применении закона Пуазейля. Модель описывает изменение давления в зависимости от состояния аортального клапана. Когда клапан открыт, зависимость имеет вид

$$P(t) = e^{-\frac{t}{WC}} \left[\frac{1}{C} - \int \left(Q + \frac{P_{\text{кон}}}{W} \right) \cdot e^{\frac{t}{WC}} \cdot dt + K \right],$$

где W – гидродинамическое сопротивление мелких сосудов, C – эластичность стенок резервуара, $P_{\text{кон}}$ – давление в конце резервуара, K – коэффициент, определяемый исходя из начальных условий, Q – функция скорости кровотока, задаваемая аппроксимацией.

При закрытом клапане зависимость принимает вид

$$P(t) = P_1 e^{-\frac{t}{WC}},$$

где P_1 – давление в конце первой фазы (систолическое).

Несмотря на то, что приведенные зависимости хорошо описывают экспериментальную зависимость $P(t)$ в аорте, на практике отсутствует теория отношения конечного систолического давления к конечному диастолическому давлению, которое широко используется в медицинской диагностике. Математический анализ релаксационных процессов в модели Франка показал необходимость разработки новой многокамерной модели с учетом различий свойств каждой из камер. Таким образом, данная модель также не удовлетворяет критерию адекватности.

Модель на основе аналоговой электрической цепи опирается на систему дифференциальных уравнений, отражающую зависимость давления и объемной скорости кровотока и описывающую их изменение по ходу сосуда и во времени, считая, что вязкое движение крови по сосуду подчиняется закону Пуазейля:

$$\begin{cases} -\frac{\partial P}{\partial x} = L \frac{\partial Q}{\partial t} + RQ, \\ \frac{\partial P}{\partial x} = -\frac{1}{C} \cdot \frac{\partial Q}{\partial x}, \end{cases}$$

$$L = \frac{\rho}{S}, \quad C = \frac{2rS}{Eh}, \quad R = \frac{8\pi\eta}{S^2},$$

где L , C и R – гидродинамические индуктивность, емкость и сопротивление соответственно; E – модуль упругости стенки сосуда; h – толщина стенки; S – площадь сечения сосуда.

Данная модель представляет собой линейную модель с распределенными параметрами [6]. При условии, что точно известны все параметры групп сосудов, определяющих величины L , C и R , модель теоретически способна воспроизвести зависимость гемодинамических показателей покоящегося организма. Однако влияние механизмов регуляции кровообращения данная модель не учитывает, и, следовательно, она не способна учесть влияние изменения свойств сосудов и крови в течении кровеносного русла, времени или в зависимости от нагрузок. Отсюда следует, что критерию адекватности данная модель не удовлетворяет.

Модели с учетом механизмов регуляции кровообращения в наиболее общем виде представляют собой алгоритмическое описание системы обобщенных сосудистых участков с локальными контурами саморегуляции и контурами центральной регуляции. Такая система описывается следующими уравнениями в матричной форме:

$$\dot{V} = AV + B,$$

где \dot{V} – скорость изменения объема; A и B – коэффициенты, определяющие связи между участками; V – полный объем сосудистого участка; n – количество сосудистых участков

$$P = E[V - W] + T + G,$$

$$G = \rho g H(t) \cdot \cos \phi(t),$$

где P – давление; E – жесткость сосудов; W – нерастягивающий объем; T – тканевое давление; G – статическое давление

$$Q = \Pi R - R^T \Pi, \quad \Pi = \text{diag}[P_1(t), \dots, P_n(t)],$$

где R – матрица проводимостей.

Механизмы регуляции кровообращения могут быть учтены наложением нелинейных и дифференциальных связей на коэффициенты уравнений. Однако в этом случае для любого уровня системы должен быть определен набор критериев управления. Причем содержание критериев и само их множество отражают не столько наблюдения и результаты эксперимента, сколько концептуальный подход исследователя. И, кроме того, для однозначного алгоритмического описания механизмов регуляции степень их изученности недостаточна, и не исключено, что это положение сохранится всегда [5]. В силу названных обстоятельств подобные модели не могут удовлетворять критерию адекватности.

Модель на основе "третьего режима" течения крови опирается на теорию, выдвинутую в результате исследований течения пульсирующего потока жидко-

стей. Данная теория описывает режим повышенной текучести крови, отличный от общепринятых двух (ламинарного и турбулентного), а также устанавливает функциональные связи между кинематическими и динамическими параметрами потока жидкости и его первичными параметрами [7]:

$$r(t) = r_0 \cdot \sqrt[3]{\frac{t}{t_0}},$$

$$U(t) = U_0 \cdot \sqrt[3]{\left(\frac{t_0}{t}\right)^2},$$

$$U_0 = f(g, a, r_0), \quad t_0 > 0, \quad t > t_0,$$

где t_0 – время разгона потока; $r(t)$ – текущий радиус; r_0 – начальный радиус; $U(t)$ – текущая скорость крови; a – скорость звука в крови.

Известные применения данной модели на практике позволяют определять величины сердечного выброса и минутного объема крови на основе фазового анализа сердечной деятельности. Ограничения этой модели существенны, и она не удовлетворяет критерию адекватности.

Особенностью рассмотренных моделей и подходов при их создании является то, что многие упрощения допускаются на этапе синтеза структуры модели. Дополнительные попытки учесть некоторые реальные свойства моделируемого объекта в стремлении избавиться от ряда допущений оказываются труднореализуемыми. Поэтому встречаются многочисленные частные модели, учитывающие те или иные особенности гемодинамических процессов в некотором рабочем диапазоне параметров, либо учитывающие влияние на гемодинамику тех или иных частных факторов. При этом математические модели, организованные по принципу нейронных сетей, способны решать задачи поиска зависимостей [1], что предполагает обучение сети путем подачи на ее входы тестовых наборов данных с применением ряда методов коррекции весов и оптимизации. Следовательно, построение гемодинамической модели на базе нейросетевых структур является актуальной задачей.

Основными вопросами при использовании нейронных сетей для решения прикладных задач является выбор архитектуры сети, алгоритма обучения, количества нейронов и вида связей между ними. Сбор тестовых данных для такой модели должен осуществляться на основе неинвазивных методик. В случае наличия эпохи необходимого набора гемодинамических показателей можно ожидать достижения моделью в результате обучения качества адекватности в указанном ранее смысле. Кроме того, такая модель может служить базой для построения медицинских приборов. В качестве показателей для построения модели должны быть использованы: электрокардиограмма (для регистрации момента выброса крови в аорту); объемная скорость кровотока в некоторой крупной артерии; артериальное давление; акселерограмма (для определения движений тела и расчета нагрузок [3]).

В литературе встречается описание разнообразных архитектур нейронных сетей, при этом широкое распространение получил многослойный персептрон. Сложность решаемых при помощи персептрона задач в значительной степени зависит от количества слоев, величина которого на практике определяется экспериментально. В качестве начального приближения можно взять один промежуточный и выходных элементов [1]. Достаточный размер обучающего множества в эпохе для многослойных сетей прямого распространения зависит от количества синоптических весов и вида пороговой функции. На практике [2] пользуются следующим соотношением:

$$N = O\left(\frac{W}{\varepsilon}\right),$$

где N – размер обучающего множества; W – количество свободных параметров сети; ε – допустимая ошибка; $O(\cdot)$ – порядок заключенной в скобки величины.

Расчеты показывают, что при величине допустимой ошибки 1 % требуемый размер обучаемого множества приблизительно составит 4500 примеров, что требует около 1,5 месяцев для проведения измерений. Таким образом, создание неинвазивных инструментов сбора данных для построения нейросетевой модели, непосредственный сбор данных и создание модели являются перспективными исследовательскими задачами.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. StatSoft, Inc. (2001). Электронный учебник по статистике. Москва, StatSoft. WEB: <http://www.statsoft.ru/home/textbook/default.htm>.
2. Хайкин, Саймон. Нейронные сети: полный курс. – 2-е изд., испр.: Пер. с англ. – М.: 000 "И.Д. Вильямс", 2006. – 1104 с.
3. Синютин С.А. Структурный анализ ускорений при ходьбе человека для определения развиваемой мощности // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2008. – № 2 (79). – С. 66-76.
4. Фундаментальная и клиническая физиология / Под ред. А.Г. Камкина и А.А. Каменского. – М.: Академия, 2004. – С. 513-702.
5. Лицук В.А. Математическая теория кровообращения. – М.: Медицина, 1991. – С. 7-51.
6. Владимиров Ю.А., Роцуккин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И. Биофизика: Учебник. – М.: Медицина, 1983. – С. 225-243.
7. Теоретические основы фазового анализа сердечного цикла / Под ред. М.Ю. Руденко. – Москва, Хельсинки: Изд-во ИКМ, 2007. – С. 39-58.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.Ф. Бабякин.

Рябокоть Александр Сергеевич

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Южный федеральный университет».

E-mail: chiptagan@mail.ru.

344006, г. Ростов-на-Дону, ул. Большая Садовая, 105/42.

Тел: +79289572080.

Ryabokon Alexander Sergeevich

Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education "Southern Federal University".

344006, Rostov-on-Don, Bolshaya Sadovaya Street, 105/42.

E-mail: chiptagan@mail.ru.

Phone: +79289572080.

УДК 621.302

С.И. Клевцов

ОСОБЕННОСТИ ВЫБОРА ПАРАМЕТРОВ НАСТРОЙКИ МОДЕЛИ СГЛАЖИВАЮЩЕГО ВРЕМЕННОГО РЯДА ДЛЯ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ КРАТКОСРОЧНОГО ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ИЗМЕНЕНИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ ВЕЛИЧИНЫ

Приведена последовательность построения модели сглаживающего временного ряда первой степени для осуществления краткосрочного прогнозирования изменения физической величины. Оценено влияние параметров настройки модели временного ряда на погреш-