

АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ И ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ АТЕРОСКЛЕРОЗА

Р.А. Файзрахманов, А.В. Кычкин

Рассмотрены задачи извлечения диагностической информации и принятия решения о возможном атеросклеротическом поражении сосудов человека. Описана система обработки биомедицинских сигналов и расчета параметров упругих свойств сосудов на основе анализа формы пульсовой волны, позволяющая с помощью экспертной базы знаний сформировать диагноз состояния сердечно-сосудистой системы пациента.

Ключевые слова: медицинская диагностика, форма пульсовой волны, диагностика состояния сосудов человека, экспертная система.

ВВЕДЕНИЕ

Повышение эффективности диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека достигается путем применения информационных технологий и автоматизации медицинских исследований. Особое внимание уделяется вопросам повышения достоверности и оперативности исследований атеросклероза как наиболее распространенного заболевания кровеносных сосудов лиц трудоспособного возраста. В этих целях производится сбор, обработка и анализ данных с устройств регистрации параметров сосудов. Методы съема и преобразования сигналов с медицинских датчиков пульсовой волны (ПВ) достаточно развиты и широко освещены в литературе [1, 2]. Однако алгоритмы обработки сигналов формы ПВ и извлечения диагностических параметров, а также методы принятия решений о состоянии сосудов требуют дальнейшего развития и совершенства.

Проблема атеросклероза интенсивно изучается как в плане исследования причин его развития, так и в плане ранней диагностики. Методы диагностики, базирующиеся на ультразвуковой визуализации крупных сосудов, требуют стационарного оборудования, длительного времени обследования одного пациента и не позволяют изучать мелкие артериальные сосуды. Более популярны методы диагностики, реализуемые с помощью при-

боров регистрации параметров ПВ. На рынке отечественного оборудования известна приставка «Поли-Спектр-СРПВ» для регистрации и анализа скорости распространения ПВ. За рубежом производится система массового обследования сосудов Vasera VS-1000 фирмы «Fukuda Denshi» (Япония). Датчики в этих устройствах соединяются с блоком регистрации проводами, что приводит к некоторым трудностям, повышаются требования к правильной посадке пациента, пациент не может двигаться во время обследования. Регистрируется ПВ только у неподвижного человека, что не позволяет получить более полные характеристики сосудов.

Существующие методы оценки состояния артерий (ультразвуковая визуализация, рентгеноконтрастные методы и др.) не вполне удовлетворяют потребностям практической медицины при массовых исследованиях населения. В связи с этим возникает необходимость разработки системы, допускающей оперативную обработку и анализ формы колебаний сосудов (сфигмограмм) и позволяющей оценить развитие заболевания.

Для регистрации формы колебаний сосудов человека в движении целесообразно применение программно-аппаратного комплекса сбора данных, в состав которого входят беспроводные датчики регистрации смещения стенок сосудов во времени и устройство сбора данных с интерфейсом для подключения к персональному компьютеру.



При различной подвижности пациента меняется кровенаполнение сосудов и, следовательно, форма ПВ. С помощью беспроводных датчиков можно исследовать пациента в состоянии покоя, при ходьбе и выполнении различных упражнений, например, приседаний. При измерениях в состоянии покоя не допускается движение пациента, во всех остальных случаях необходимо дополнительно следить, чтобы чувствительный элемент, прикрепленный резиновой манжетой, не сдвигался с точки замера. С помощью беспроводных датчиков ПВ замер производится в течение 10 с, максимальное расстояние беспроводной передачи данных на ПК составляет 10 м.

При регистрации ПВ в режиме реального времени с помощью цифровых беспроводных датчиков возникает ряд трудностей. Прежде всего, для мониторинга пульса во многих точках необходимо качественное преобразование аналоговых сигналов с чувствительных элементов — пьезоэлектрических пластин. Это достигается путем децентрализации процесса аналого-цифрового преобразования с помощью набора микроконтроллеров, расположенных в местах регистрации ПВ. Далее, из-за ограниченной производительности локальных микроконтроллеров необходима дополнительная обработка данных на персональном компьютере в целях устранения помех и фильтрации паразитных гармоник. Эта задача решается с помощью процедур устранения дребезга, простого скользящего среднего (ПСС) и экспоненциально-скользящего среднего (ЭСС) [3].

Информация об упруго-вязких свойствах артерий и клиническом состоянии пациентов концентрируется в экспертной базе знаний и используется для принятия решений о возможности атеро-

склеротического поражения сосудов. База знаний формируется на основе экспериментальных исследований, а также математической обработки данных, классификации и кластеризации обследуемых единиц.

1. ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Алгоритм устранения дребезга корректирует заведомо неверные выходящие за границы показания, полученные в результате скачков опорного напряжения АЦП либо искажений при кодировании-декодировании цифрового сигнала при беспроводной передаче, либо резких смещений датчика во время замера. Его суть заключается в следующем: если интервал между двумя соседними значениями f_{m-1} и f_m значительно больше интервала между значениями f_{m-1} и f_{m+1} , то значение f_m должно корректироваться. Это записывается условием:

$$|f_{m-1} - f_m| > (|f_{m-1} - f_{m+1}| + a)b,$$

где f_{m-1} , f_m и f_{m+1} — смещения стенок сосуда, пропорциональные напряжению на выходе датчика пульсовой волны, $m-1$, m и $m+1$ — отсчеты времени соседних измерений. Параметры a и b выбираются на основании оценки качества сигнала. На рис. 1 показан результат выполнения процедуры устранения дребезга. Во время замера искусственно подавались случайным образом единичные мгновенные импульсы, имитирующие смещение датчика с точки замера. На рис. 1, *a* показан сигнал, зашумленный дребезгом, на рис. 1, *б* — сигнал после выполнения процедуры устранения дребезга.

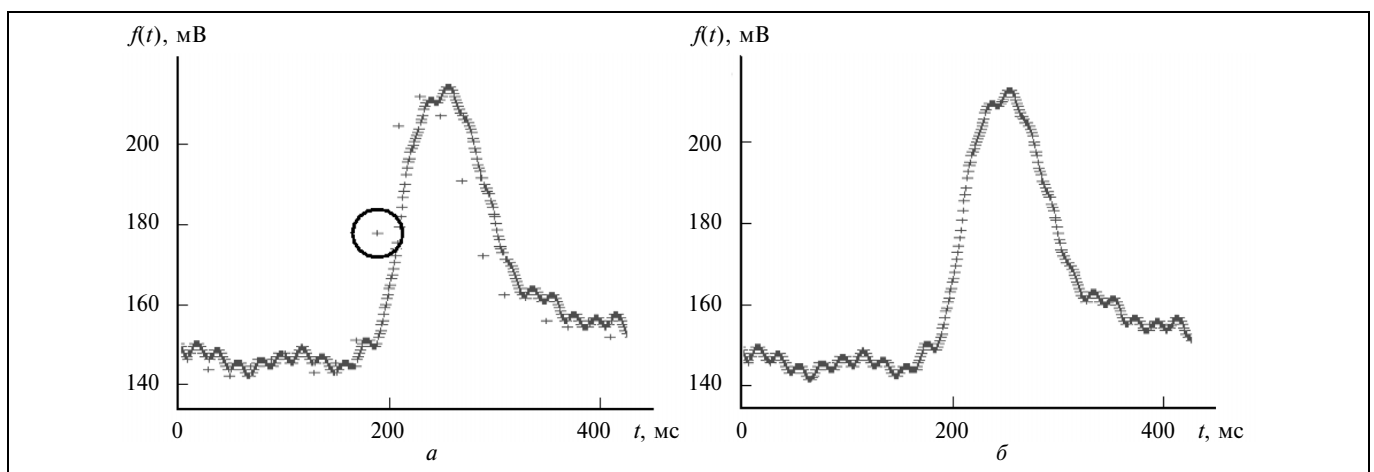


Рис. 1. Результат программной реализации процедуры устранения дребезга: *a* — сигнал с дребезгом; *б* — сигнал после устранения дребезга

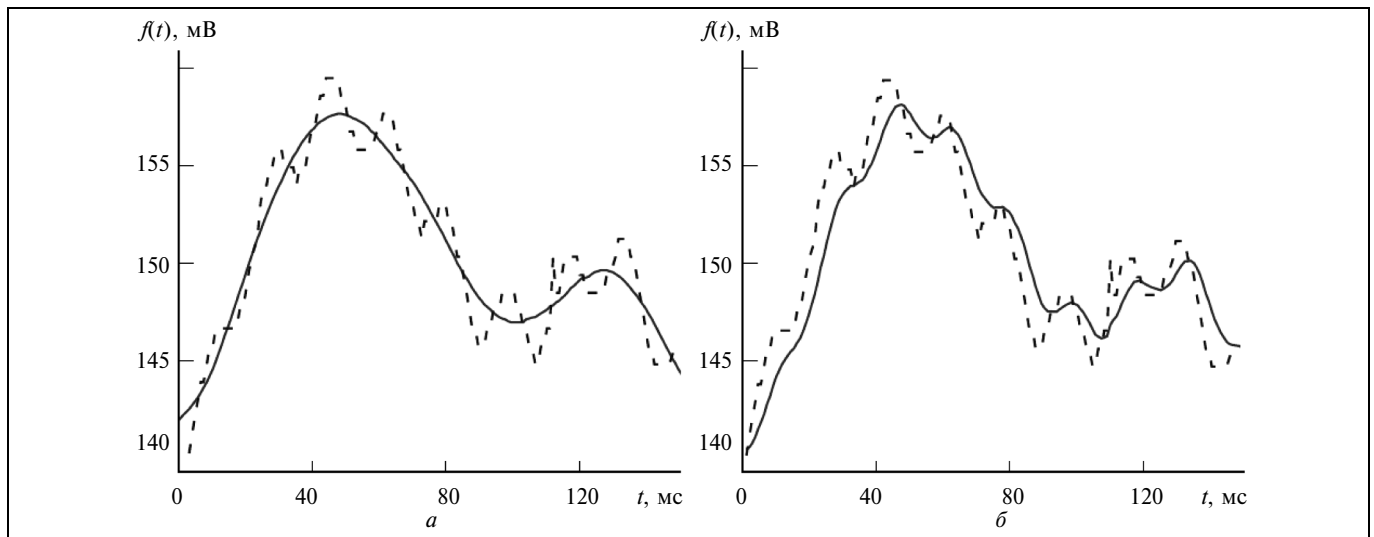


Рис. 2. Результат программы фильтрации:
 а — фильтр простого скользящего среднего ($m = 20$); б — фильтр экспоненциального скользящего среднего ($\alpha = 0,15$);
 сплошной линией показан результирующий сигнал, штриховой — первичный

Экспоненциальное скользящее среднее описывается выражением $\bar{f}_m = \alpha f_m + (\alpha - 1)f_{m-1}$, где \bar{f} — сглаженное значение смещения стенки сосуда, f_m и f_{m-1} — смежные значения смещений стенки сосуда до сглаживания, параметр α принимает значения от 0 до 1. Степень сглаживания низкая при $\alpha \approx 1$, высокая — при $\alpha \approx 0$.

Скользящее среднее в окне шириной m значений реализуется следующим образом:

$$\bar{f}_{\frac{m+1}{2}} = \frac{f_1 + f_2 + \dots + f_{\frac{m+1}{2}} + \dots + f_{m-1} + f_m}{m},$$

$$\bar{f}_{\frac{m+1}{2}+1} = \frac{f_2 + f_3 + \dots + f_{\frac{m+1}{2}+1} + \dots + f_m + f_{m+1}}{m},$$

$$\bar{f}_{\frac{m+1}{2}+2} = \dots$$

Процедура фильтрации с помощью ЭСС осуществляется быстрее, чем с помощью ПСС, однако результат недостаточно корректен. Как показано на рис. 2, фильтр ЭСС сдвигает данные немного вправо, зато экстремумы не становятся плоскими, как с ПСС, что упрощает их поиск.

Эмпирическим путем установлено, что достигается качественное сглаживание и сохранение ярко выраженного экстремума, необходимого для построения среднего периода, при использовании фильтров ПСС и ЭСС последовательно. В этом случае необходимо учитывать ошибку смещения

сигнала, равную $m/2$ — половине ширины окна фильтра ЭСС.

2. РАСЧЕТ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

Беспроводные датчики позволяют замерять ПВ в точках отчетливой пульсации сонной артерии, бедренных артерий ног, лучевых артерий рук, височных артерий, артерий предплечий, подколенных артерий, артерий стоп.

После цифровой фильтрации замеренного сигнала форма ПВ обрабатывается и рассчитываются параметры, характеризующие жесткость стенок сосудов и косвенно определяющие степень развития атеросклероза. К таким параметрам относят скорость распространения ПВ, которая определяется с помощью нескольких датчиков и рассчитывается между предплечьем и правой лодыжкой, между предплечьем и левой лодыжкой, на аорте и др. К диагностическим параметрам также относят индекс отражения и скорость нарастания прямой ПВ, характеризующие тонус (упругость) мелких мышечных артерий [4].

Параметры рассчитываются по усредненной форме ПВ, которая кодируется с частотой дискретизации 1 кГц в информационной системе массивом измерений, охватывающем около 10 с работы стенок сосуда. Для распознавания периода колебаний ПВ рассчитываются максимальные и минимальные значения, определяющие период ПВ, без учета локальных экстремумов, далее рассчитывается средняя длительность периода, подмассивы периодов колебаний калибруются и усредняются.



Распознавание интервалов в массиве измерений, соответствующих максимумам, осуществляется путем поиска локальных максимумов, сравнением соседних локальных максимумов и определением глобальных. После дифференцирования сигнала ПВ на участке глобального максимума определяется точное значение экстремума.

Поиск интервалов, соответствующих минимумам, производится путем определения первого нулевого значения интерполированной производной функции f'_m с шагом h на интервале между соседними максимумами N и $N - 1$:

$$f'_m = \frac{f_{m-2} - f_{m-1} + f_{m+1} - f_{m+2}}{12h}.$$

Далее производится заполнение подмассивов измерений формы колебаний, заключенных между экстремумами, заполнение периодов, вычисление средней длительности периода, калибровка циклов и формирование среднего периода.

Скорость V распространения ПВ рассчитывается путем сравнения сигналов с двух датчиков, расположенных на расстоянии L друг от друга: $V = L / (t_{1\max} - t_{2\max})$, где $t_{1\max}$, $t_{2\max}$ — моменты времени, соответствующие максимумам ПВ двух сигналов. Следующие показатели рассчитываются по сигналу с одного датчика. Индекс отражения: отношение амплитуды прямой ПВ к амплитуде обратной. Скорость нарастания ПВ во время прохождения пучка крови: $k = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{t_{\max} - t_{\min}}$, где f_{\max} и f_{\min} — значения максимума и минимума ПВ за период, t_{\max} и t_{\min} — моменты времени, соответствующие этим экстремумам.

На реальные сигналы ПВ накладываются дополнительные требования в целях повышения точности предварительного анализа формы колебаний и возможности выделения периодических сигналов. Понятно, что сглаживание и дальнейшая обработка неперiodических сигналов не приведет к достоверным результатам. Дополнительное требование для точного анализа формы колебаний состоит в наличии четких, неплоских экстремумов. При несоблюдении требований следует произвести повторные замеры.

В качестве вспомогательной выделяется функция быстрого преобразования Фурье [5] для построения спектрограммы сигнала, которая может использоваться при дополнительных исследованиях. В частности, гармоника с наибольшей амплитудой соответствует частоте сердцебиения.

Трудности анализа диагностических параметров обусловлены и тем, что характер поведения

объекта исследования сугубо индивидуален. Поэтому для принятия решений о возможных атеросклеротических поражениях сосудов целесообразно применение современных интеллектуальных технологий. В данной работе в качестве инструментального средства поддержки принятия решений при диагностике атеросклероза используется экспертная система с нечетким логическим выводом.

3. РАБОТА ЭКСПЕРТНОЙ СИСТЕМЫ

На рис. 3 показана структура экспертной системы.

В работе экспертной системы (см. рис. 3) выделяется два основных режима.

Первый режим — заполнение базы знаний (БЗ). Данные о пациенте и зарегистрированные с помощью беспроводных датчиков ПВ в нескольких точках сигналы длительностью 10 с каждый сохраняются в базе данных (БД), а рассчитанные показатели $P_{1...11}$ сигналов ПВ (табл. 1) — в БЗ. Одновременно с этим, эксперт Э проводит исследование сосудов данного пациента известными методами, например с помощью ультразвуковой диагностики. Учитывая историю болезни пациента, эксперт формирует заключение о стадии развития атеросклероза, которое заносится через интерфейс эксперта ИЭ в БД. Множество диагностических параметров $n_{1...N, 1...11}$, рассчитанных по данным исследований $u_{1...N}$, и сопоставляемые им экспертные заключения $e_{1...N}$ (табл. 2) формируют БЗ с помощью модуля приобретения знаний МПЗ [6].

После заполнения БЗ достаточным объемом исследований (второй режим) пользователь систе-

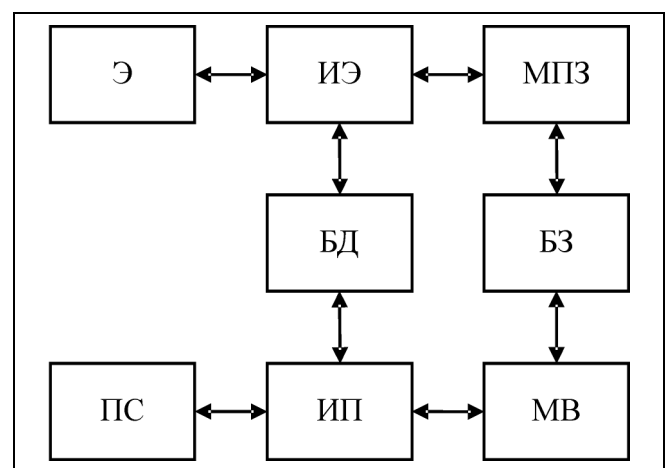


Рис. 3. Структура экспертной системы диагностики атеросклероза

Таблица 1

Показатели измеряемых пульсовых сигналов

Показатель	Обозначение
Скорость распространения ПВ:	
между предплечьем и правой лодыжкой	<i>П1</i>
между предплечьем и левой лодыжкой	<i>П2</i>
сонной артерии	<i>П3</i>
бедренной артерии на левой ноге	<i>П4</i>
бедренной артерии на правой ноге	<i>П5</i>
лучевой артерии на левой руке	<i>П6</i>
лучевой артерии на правой руке	<i>П7</i>
подколенной артерии на левой ноге	<i>П8</i>
подколенной артерии на правой ноге	<i>П9</i>
Индекс отражения	<i>П10</i>
Скорость нарастания прямой ПВ	<i>П11</i>

Таблица 2

Структура полей базы знаний

Номер	<i>И</i>	<i>П1</i>	<i>П2</i>	<i>П3</i>	...	<i>П11</i>	<i>Э</i>
1	u_1	$n_{1,1}$	$n_{1,2}$	$n_{1,3}$...	$n_{1,11}$	ε_1
2	u_2	$n_{2,1}$	$n_{2,2}$	$n_{2,3}$...	$n_{2,11}$	ε_2
...
<i>N</i>	u_N	$n_{N,1}$	$n_{N,2}$	$n_{N,3}$...	$n_{N,11}$	ε_N

мы *ПС* через интерфейс пользователя *ИП* обращается к БЗ. Диагностические параметры сосудов пациента соотносятся с каким-либо классом сосудов с известными экспертными заключениями, характеризующими стадию развития атеросклероза. Классификация параметров осуществляется на основе статистических методов обработки данных БЗ с помощью механизма вывода МВ [7]. В результате определяется уровень и стадия развития атеросклероза, более подходящие к введенным параметрам, формируется диагноз, который сохраняется в журнале пациента БД.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотренная система дает возможность оперативного и мобильного диагностирования состояния сердечно-сосудистой системы пациента. К ее основным преимуществам относятся: обработка синхронно измеренных форм ПВ в произвольном числе точек на теле человека в реальном масштабе времени по информации, поступающей с модулей дистанционного сбора данных, отслеживание параметров состояния пациента как в статике, так и в динамике; прогнозирование изменений состояния здоровья пациента. Модульная архитектура программного обеспечения дает возможность расчетов различных параметров формы ПВ в различных встраиваемых процедурах.

ЛИТЕРАТУРА

1. Mendelson Y., Burt D. Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography // IEEE Biomedical Engineering. — 1988. — Vol. C-35, N 10. — P. 65–72.
2. Ливенцев Н. М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. — М.: Медицина, 1974. — 336 с.
3. Хемминг Р.В. Цифровые фильтры. — М.: Недра, 1987. — 221 с.
4. Затеищикова А.А., Затеищиков Д.А. Эндотелиальная регуляция сосудистого тонуса: методы исследования и клиническое значение // Кардиология. — 1998. — № 9. — С. 68–78.
5. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н. Высокочастотные колебания в сигнале пульсовой волны и их связь с адаптационными реакциями // Биофизика. — 2008. — Т. 53, вып. 3. — С. 482–487.
6. Попов Э.В. Экспертные системы: Решение неформализованных задач в диалоге с ЭВМ. — М.: Наука, 1987. — 288 с.
7. Тюрин Ю.Н., Макаров А.А. Статистический анализ данных на компьютере. — М.: Инфра-М, 1998. — 528 с.

Статья представлена к публикации членом редколлегии В.Н. Новосельцевым.

Файзрахманов Рустам Абубакирович — д-р экон. наук, проф., зав. кафедрой, e-mail: itas@pstu.ru,

Кычкин Алексей Владимирович — ассистент, e-mail: ak@itas.pstu.ru, alekseychkin@rambler.ru,

Пермский государственный технический университет, ☎(3422) 39-18-54.