

УДК 616.1 : 072

Д. В. Бадажков, В. В. Захарова, М. Д. Ройфман

(Новосибирск)

АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ И ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ
МОНИТОРИНГА И АНАЛИЗА СОСТОЯНИЯ
НЕКОТОРЫХ КЛЮЧЕВЫХ ПАРАМЕТРОВ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
В РЕАЛЬНОМ МАСШТАБЕ ВРЕМЕНИ

Разработано алгоритмическое и программное обеспечение анализа состояния некоторых ключевых параметров сердечно-сосудистой системы на основе мониторинга электрокардиограммы и фотоплетизмограммы: определение времени распространения пульсовой волны и характеристика затухания заднего фронта плетизмограммы. Созданные алгоритмы и программы работают в реальном масштабе времени, что позволяет использовать их для устойчивого мониторинга и биоуправления.

В клинко-физиологических исследованиях, связанных с анализом сигналов, отражающих деятельность систем организма, необходимы методы, позволяющие контролировать в реальном масштабе времени состояние сердца и сосудов человека, в частности артериальное давление (АД), для целей мониторинга и биоуправления. В настоящее время хорошо разработаны методы диагностики, основанные на обработке электрокардиограммы (ЭКГ) [1] — сигнала, достаточно широко известного и отражающего электрическую активность сердца. Наиболее часто регистрируемые параметры ЭКГ — это амплитуда *P*-, *Q*-, *R*-, *S*- и *T*-зубцов и *R—R*-интервал (рис. 1). Сбор данных

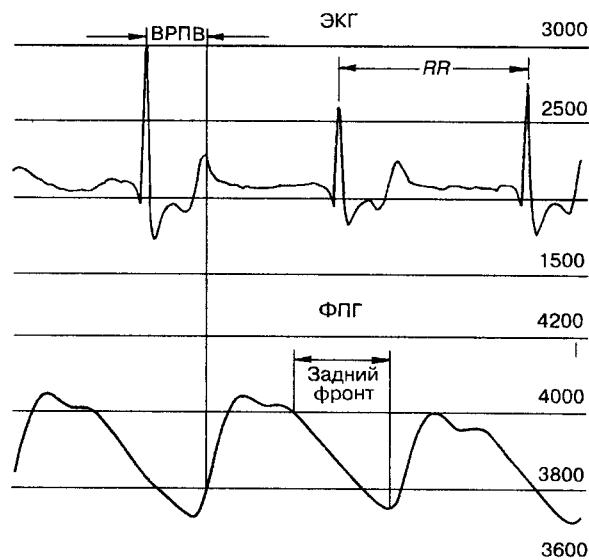


Рис. 1

осуществляется с использованием электродов, расположенных на грудной клетке или пальцах рук.

Менее известен физиологический сигнал — плетизмограмма, характеризующая интенсивность кровенаполнения сосуда. В течение сердечного цикла характер тока крови в сосуде меняется, модифицируя тем самым его форму или размер, что отражается на характеристиках сигнала. Известны несколько методов регистрации плетизмограммы, однако в настоящее время наиболее широко распространен фотоплетизмографический (ФПГ) метод, использующий источник света (обычно в инфракрасном диапазоне), направленный на исследуемый участок, и фотоприемник, регистрирующий изменения интенсивности света при прохождении его через пульсирующее кровеносное русло. Практически измерение ФПГ осуществляется с использованием оптопары, фиксированной на пальце руки. Типичный вид сигнала представлен на рис. 1. ФПГ может использоваться для определения частоты сердечных сокращений (по расстоянию между максимумами) и максимума кровенаполнения (амплитуда главного максимума). Необходимо также отметить, что амплитуда ФПГ в любой момент времени отражает в первую очередь относительный объем крови в сосуде только в данном месте (месте расположения датчика), т. е. является локальной характеристикой. Теоретические разработки позволяют предположить, что одновременное использование ЭКГ и ФПГ даст возможность расширить диапазон исследуемых характеристик сердечно-сосудистой системы.

При разработке алгоритмов одновременной оценки этих физиологических сигналов рассчитывались следующие параметры: время распространения пульсовой волны (ВРПВ — время от R -зубца электрокардиограммы до начала подъема ФПГ, регистрируемой фотоплетизмографическим способом на концевой фаланге пальца руки [2] (см. рис. 1)) и характеристика времени затухания ФПГ (τ), отражающая затухание заднего фронта ФПГ, расположенного после второго максимума (дикротического зубца) и предположительно спадающего по экспоненциальному закону [3] (см. рис. 1). Эти параметры являются адекватными индикаторами состояния сосудистого русла и, кроме того, косвенно отражают динамику АД, а потому представляют интерес в диагностике и лечении, в частности в сеансах биоуправления, ориентированных на биологическую обратную связь.

ВРПВ интегрально характеризует напряжение стенок сосудов, являясь одним из наиболее надежных показателей их упругости, зависит от вязкости крови, динамических свойств сердца и параметров артериального давления [2]. ВРПВ может контролироваться непрерывно путем оценки времени прохождения пульсовой волны от систолы желудочка (R -зубец ЭКГ) до начала подъема ФПГ. Величина τ характеризует затухание заднего фронта ФПГ, и отношение (ω) этой величины к ВРПВ косвенно отражает тонус артериол (системное сосудистое сопротивление (R)), а также тенденцию изменения верхней границы АД [3]. Следует заметить, что соблюдение определенных условий (постоянство температуры помещения, влажность воздуха и т. п.) необходимо для удовлетворительной воспроизводимости данных.

Естественно, возникает задача использования ВРПВ и τ в диагностике состояния сердечно-сосудистой системы человека. Связь с АД (точнее, с его динамикой), а также возможность непрерывного мониторинга в реальном масштабе времени ВРПВ и τ позволят использовать параметры в сеансах с биоуправлением у пациентов с различной патологией сердечно-сосудистой системы, что увеличит информативность тренинга в режиме устойчивого мониторинга.

В настоящее время в системе биоуправления для контроля АД используется широко известный манжеточный способ, который позволяет определять АД не чаще, чем раз в несколько минут. Поскольку в режиме биоуправления представляет интерес, как правило, динамика АД, то привлекательно использовать для этой цели ВРПВ и τ , которые можно измерять примерно раз в секунду, т. е. достаточно оперативно [4, 5].

В настоящей работе исследовались два сигнала: ЭКГ и ФПГ. Специфика заключалась в одновременной их обработке в реальном времени. Поскольку мониторинг происходит в реальном масштабе времени, сопровождается графическим выводом и одновременным сбором первичных данных на диск (частота их поступления с АЦП порядка 200 Гц и зависит от числа используемых каналов), то алгоритмы анализа сигналов должны быть максимально упрощены.

В данной задаче при обработке кардиосигнала требуется найти R -зубец ЭКГ, который при всех измерениях ФПГ используют как реперную точку. Трудность анализа ФПГ обусловлена как большим ослаблением сигнала аппаратными фильтрами, так и большим разбросом амплитуды и формы сигнала у разных испытуемых. Типичные формы регистрируемых ФПГ приведены на рис. 1. В первом случае слабо выраженный второй пик на пульсовой кривой становится еще более неясным и при его несобнаружении текущий кардиоцикл программно пропускается (анализ ФПГ для испытуемых со слабо выраженным вторым пиком затруднен). Во втором случае производится автоматическая настройка на индивидуальные особенности испытуемого, например, постоянный контроль за пульсом позволяет находить особые точки ФПГ на наиболее вероятных участках кардиоцикла. Поскольку мониторинг происходит в реальном времени, то алгоритмы анализа сигналов максимально упрощены и более детальный анализ сеанса может быть произведен по его окончании (оцифрованные необработанные данные хранятся в файле, создаваемом для каждого пользователя).

Приведем последовательность обработки ЭКГ- и ФПГ-сигналов для вычисления в каждом кардиоцикле ВРПВ и τ :

— задание начальных условий порога поиска R -зубца ЭКГ, внесение вспомогательной информации (продолжительность тренинга, информация об испытуемом, АД и т. д.);

— предварительная настройка программы на индивидуальные особенности испытуемого (определение частоты пульса и т. д.);

— анализ ЭКГ — поиск R -зубца; после его обнаружения анализируется ФПГ, где идентифицируются следующие точки: минимум, начало подъема и максимум. Поскольку в интервале между началом подъема и максимумом пульсограммы ЭКГ и ФПГ не используются для анализа, то в это время вычисляются характеристики заднего фронта ФПГ (τ) предыдущего кардиоцикла и ВРПВ. Затем цикл повторяется.

За вершину R -зубца принимается элемент $X(k)$ массива ЭКГ, для которого выполнены следующие последовательно проверяемые условия:

$$X(k) > \text{threshold}, \quad (1)$$

$$X(k) \geq X(k + 1), \quad (2)$$

$$X(k) > X(k - 1), \quad (3)$$

$$X(k + 1) > X(k + 3), \quad (4)$$

$$X(k - 1) > X(k - 3), \quad (5)$$

$$\text{time} > 0,8RR, \quad (6)$$

здесь threshold — параметр, задаваемый в начале работы; time — время, прошедшее с момента обнаружения предыдущего R -зубца; RR — среднее значение нескольких последних RR -интервалов. Условия (1)–(3) очевидны, условия (4), (5) используются для повышения точности нахождения вершины R -зубца. Введение (6) позволяет избежать случайных артефактов, возника-

ющих в процессе сбора данных. Описанный способ обеспечивает нахождение R -зубца при отношении сигнал/шум, равном 3/2. Следует отметить, что специфика обработки ЭКГ и ФПГ для вычисления ВРПВ, τ и других параметров сердечно-сосудистой системы такова, что при случайном необнаружении R -зубца (или исследуемых участков на ФПГ) текущий кардиоцикл игнорируется. Такой способ практически не меняет общей картины динамики параметров.

За минимум ФПГ принимается элемент $Y(k)$ массива ФПГ, отвечающий следующим условиям:

$$Y(k) < Y(k - 4), \quad (7)$$

$$Y(k) < Y(k + 4), \quad (8)$$

$$Y(k) < Y(k - 2), \quad (9)$$

$$Y(k) < Y(k + 2), \quad (10)$$

$$Y(k) < Y(k - 20), \quad (11)$$

$$100 < \text{time1} < 400 \text{ мс}, \quad (12)$$

$$\text{time2} > 0,8RR, \quad (13)$$

здесь time1 и time2 — соответственно время, прошедшее от последнего R -зубца, и время, прошедшее с момента обнаружения предпоследнего минимума ФПГ; RR — среднее значение нескольких последних RR -интервалов. Условия (7)—(10) понятны и не требуют пояснений, условие (11) используется для повышения помехоустойчивости алгоритма. Численные значения для (12) и (13) подобраны экспериментально на основе обработки физиологических данных, накопленных авторами. Поскольку ФПГ-сигнал более сглаженный (максимумы и минимумы бывают довольно размыты), чем ЭКГ, то данные экстремумы могут идентифицироваться с некоторой неоднозначностью, но при достаточно большом числе циклов это практически не сказывается на результатах исследований.

Аналогично находится и максимум ФПГ.

За начало подъема ФПГ принимается точка на переднем фронте ФПГ, имеющая максимальное значение производной.

ВРПВ вычисляется при обнаруженных R -зубце и начале подъема ФПГ исходя из условия, что значения ВРПВ не должны превышать 350 мс и должны быть не менее 150 мс.

Характеристика времени затухания ФПГ τ вычисляется на спадающем фронте ФПГ, на участке между дикротическим зубцом и минимумом пульсограммы, предположительно имеющей экспоненциальный характер затухания [6], из соотношения

$$u = u_0 \exp(-t/\tau), \quad (14)$$

т. е.

$$\tau_k = \frac{t_k}{\ln(u_0/u_k)}, \quad (15)$$

здесь u_k — амплитуда ФПГ в момент времени t_k , прошедший с момента отсчета, соответствующего амплитуде u_0 (от дикротического зубца (ДЗ)).

Для определения ДЗ используется следующий алгоритм:

1. Интервал времени между максимумом и минимумом ФПГ разбивается на две части, и поиск ДЗ происходит от точки разбиения в сторону максимума (рассматривается ближайший к максимуму ФПГ-интервал). Разбиение осуществляется из соображений, что дикротический зубец ФПГ обычно наблюдается в первой половине интервала.

2. Последовательно вычисляется производная ФПГ от точки разбиения в сторону максимума.

3. Ведется поиск точки, в окрестности которой значение производной изменяется на 50 % по сравнению с начальной точкой поиска, что принимается за искомую точку отсчета или u_0 .

Для анализа используется среднее значение τ (за N отсчетов), которое примет вид:

$$\tau_{\text{cp}} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{k=N} \frac{t_k}{\ln(u_0/u_k)}. \quad (16)$$

Описанные выше алгоритмы реализованы в программном обеспечении совместно с интерфейсом типа I33, разработанным в Институте медицинской и биологической кибернетики СО РАМН и предназначенным для сбора электрофизиологической информации в реальном масштабе времени.

Приведем результаты их апробации в клинике СО РАМН на предмет практического применения.

Четверо испытуемых участвовали в специальной экспериментальной серии, целью которой было определение взаимосвязи между сдвигами в сердечно-сосудистой системе и изменениями упомянутых показателей. В качестве воздействия применяли фармакологическую пробу с внутримышечным введением 2 мл 15 %-ного раствора ксантинола никотината, расширяющего периферические сосуды и увеличивающего сердечный выброс практически без изменения характера системного артериального давления. Действие фармакологического агента длилось порядка 30—40 мин, во время которых контролировали уровень АД и кардиодинамику (УЗИ-сканирование сердца). По этим данным рассчитывали величину системного сосудистого сопротивления (R), изменение которого сопоставляли с изменениями параметра ω , определяемого по вышеупомянутому алгоритму. На рис. 2 видно, что у трех испытуемых физиологическая реакция была адекватной, т. е. в ответ на введение препарата наблюдалось снижение сосудистого сопротивления (от 22 до 55,6 %). В одном случае была отмечена парадоксальная ситуация: возросло сосудистое сопротивление (на 17,4 %). Не вдаваясь в детальный физиологический анализ (который выпадает из контекста данного сообщения), важно отметить, что, наряду с изменениями R , зарегистрированы параллельные уменьшения показателя ω . На рис. 2 четко видна прямая корреляционная зависимость между этими параметрами, в принципе подтверждающая допустимость сделанных теоретических предположений по контурному анализу ФПГ и указывающая на перспективность использования данного алгоритмического и программного обеспечения в клинической практике.

Авторы признательны Н. Г. Габовой за помощь при статистической обработке результатов экспериментальной серии и М. Б. Штарку, О. Е. Трофимову, О. А. Джафаровой, Е. Г. Вревкину за полезные дискуссии при обсуждении алгоритмов обработки сигналов.

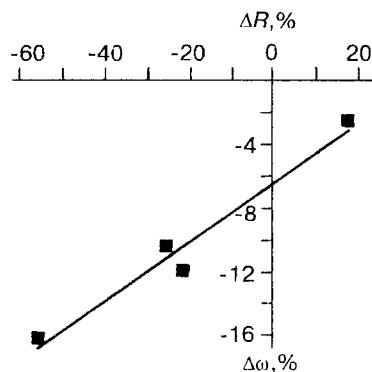


Рис. 2

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Орлов В. Н. Руководство по электрокардиографии. М.: Медицина, 1984.
2. Steptoe A. Blood pressure control with pulse wave velocity feedback: Methods of analysis and training // Biofeedback and Behavior /Ed. J. Beatty, H. Legewie. N. Y.: Plenum Press, 1977. P. 355.
3. Уиггерс К. Динамика кровообращения. М.: ИЛ, 1957.
4. Frolov A., Trofimov O., Shtark M., Shusterman V. Phase space as electrocardiogram and pulse wave indicates dynamics of cardiovascular regulation // Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback 27th Annual Meeting: Abstracts. Albuquerque, New Mexico, 1996.
5. Zakharova V., Sokhadze E., Trofimov O., Kasjanova S. Dynamics of psychophysiological parameters in the process of the biobehavioral therapy in patients with labile and stable hypertension // Ibid.
6. Рашевски Н. Некоторые медицинские аспекты математической биологии. М.: Медицина, 1966.
7. Madwed J., Albrecht P. Low-frequency oscillation in arterial pressure and heart rate: a simple computer model // Am. J. Physiol. 1989. 256, N 6. Pt 2. P. 1573.
8. Akaishi M., Seelans A., Klein L. A non-linear elastic model of contraction of ischaemic segments // Cardio. Research. 1988. 22, N 12. P. 889.
9. Макс Ж., Карре Ж.-К., Пельтье Ф. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях. М.: Мир, 1983. Т. 1, 2.

Поступила в редакцию 16 мая 1996 г.

Реклама продукции в нашем журнале — залог Вашего успеха!