



ПРИНЦИПЫ ФОРМИРОВАНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИ ЗНАЧИМЫХ ПРИЗНАКОВ РИТМИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА¹

А. А. Десова, Ю. С. Легович, О. С. Разин

Институт проблем управления им. В. А. Трапезникова, г. Москва

Рассмотрены основные подходы к формированию диагностически значимых признаков формы и ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии применительно к задачам диагностики состояния организма человека. Описаны методика и аппаратура для формирования информативных признаков. Приведены результаты экспериментальных исследований, направленных на решение ряда диагностических задач, в частности, конкретные данные характеристик пульсового сигнала лучевой артерии на ранних стадиях артериальной гипертензии в детском возрасте.

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время значительный интерес уделяется изучению ритмической структуры биосигналов как отражению внутренних регуляторных механизмов организма [1, 2]. Накоплено достаточно много экспериментальных данных по диагностической значимости параметров колебательных компонент биологических сигналов применительно к оценке состояния организма человека, включая как задачи медицинской диагностики, так и задачи оценки функционального состояния человека-оператора [3–5]. Однако исследования в этой области еще далеки до завершения.

Организму человека свойственно наличие колебательных процессов с периодами в пределах от 10^{-3} до 10^8 с. Сюда относятся колебания на клеточном уровне, сокращения сердца, ритмы дыхания, процессы возбуждения и торможения в нервных тканях, колебания температуры тела и др. Ритмическим колебаниям подвержены также психическое и эмоциональное состояние человека.

Физиологический процесс можно рассматривать как сложную суперпозицию колебательных составляющих, каждая из которых отражает активность определенного контура управления. В результате наложения всех колебаний и их взаимодействия процессы в организме приобретают сложный ритмический рисунок, характеризующийся совокупностью различных колебательных составляющих, отличающихся по амплитуде, фазе и

частоте. При этом у различных процессов организма совпадает общая длительность ритмов, но фазовые и амплитудные параметры отличаются. Для физического и психического здоровья человека неблагоприятны как строгая синхронизация ритмов, так и большое рассогласование. Некоторая мера рассогласования — необходимое условие надежности организма, его устойчивости. Развитие патологии проходит через следующие этапы: временное рассогласование, нарушение информационных потоков, нарушение обмена энергией, нарушение обмена веществ и разрушение структуры. Для прогноза патологических изменений наиболее целесообразно изучение этапа временного рассогласования, так как он предшествует всем остальным. Появлению отклонений функций организма предшествуют скрытые изменения, находящиеся в пределах ритмических колебаний. Исследование характеристик ритмических процессов, их периодичности и синхронизации служит надежным инструментом выявления ранних и скрытых нарушений и заболеваний.

1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ “МЕДЛЕННО-ВОЛНОВОГО” ДИАПАЗОНА БИОРИТМОВ

Современный уровень знаний позволяет различать и выделять биоритмы различной частоты и анализировать их в целях оценки регуляторных систем адаптации и прогноза патологических нарушений организма. Сложность ритмической структуры любого физиологического сигнала определяется наложением целого каскада колебательных процессов разных уровней. В последнее время особое внимание уделяется изучению так называемых “медленных” (секундных, декасекундных, многоминутных) колебательных процессов, которые про-

¹ Работа выполнена при поддержке РФФИ, проект № 05-08-50312-а.

являются на всех уровнях функциональной системы. Основные исследования касаются анализа variability сердечного ритма, как индикатора функционального состояния сердечно-сосудистой системы [6—8].

Спектральный анализ позволяет выделить в области “медленных” волн следующие частотные диапазоны, отражающие соответствующие физиологические области регуляции:

— *высокочастотные колебания (дыхательные волны — ДВ)* с частотой от 0,15 до 0,4 Гц, определяемые воздействием дыхательного центра;

— *медленные волны первого порядка (МВ1)* с частотой от 0,04 до 0,15 Гц, определяемые вазомоторной активностью, сосудодвигательным центром, барорефлекторной регуляцией и связанные с артериальным давлением;

— *медленные волны второго порядка (МВ2)* с частотой от 0,003 до 0,04 Гц, определяемые влиянием высших центров вегетативной регуляции.

Высокочастотные колебания отражают влияние парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и связаны с вагусной активностью. В норме их мощность составляет 15—25 % суммарной мощности спектра. Снижение до 8—10 % указывает на смещение вегетативного баланса в сторону преобладания симпатического отдела. Если величина падает ниже 2—3 %, то имеет место резкое преобладание симпатической активности.

Волны первого порядка отражают преимущественно влияние симпатико-адреналовой системы. Мощность этой составляющей спектра определяет активность вазомоторного центра и характеризует состояние системы регуляции сосудистого тонуса. Доминирующая частота вазомоторных волн лежит в пределах 10—12 с. Увеличение до 13—14 с указывает на снижение активности вазомоторного центра или на замедление процессов барорефлекторной регуляции.

Волны второго порядка характеризуют влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр. В норме в условиях покоя их мощность составляет 15—35 % суммарной мощности спектра.

Ритмологические исследования дают ценную информацию о состоянии организма, о различных патологиях, позволяют осуществлять прогноз на ранних и скрытых периодах заболевания, прогноз течения болезни при лекарственных и операционных воздействиях, а также позволяют идентифицировать характер и выраженность различных психофизиологических состояний человека, таких как эмоциональная и операционная напряженность, утомление, стресс и др.

Отличительная особенность представленного в работе подхода заключается в разработке методики синхронного анализа колебательных компонент, присущих различным функционально-значимым элементам биосигнала и оценке взаимосвязи этих колебательных компонент. Данный подход реализуется на примере исследования пульсового сигнала лучевой артерии, который несет в себе информацию о многих физиологических процессах, протекающих в организме. Представляется, что синхронное изучение ритмики отдельных элементов сигнала и исследование их взаимосвязей позволит получить существенно большую информацию о состоянии организма человека. Использование этой информации может существенно повысить диагностические возможности метода, в том числе и на ранних стадиях заболевания. Учитывая высокую диагностическую значимость

характеристик пульсового сигнала лучевой артерии, в Институте проблем управления разработана методика анализа ритмической структуры пульсового сигнала, которая была опробована при решении ряда диагностических задач.

2. МЕТОДИКА АНАЛИЗА РИТМИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ

2.1. Особенности пульсового сигнала лучевой артерии

Форма пульсового сигнала в общем виде представлена на рис. 1. Пульсовая волна кровенаполнения имеет следующие основные компоненты: *ae* — продолжительность систолы; *ea* — продолжительность диастолы; *ac* — время подъема анакроты; *ca* — время падения катакроты (период, когда клапаны аорты закрыты), когда могут иметь место поздняя систолическая волна *d*, дикротическая волна *f* и пресистолическая волна *h*. Точка *e* соответствует началу дикротической волны (инцизуры), точка *g* — началу пресистолической волны.

Характер пульсовой волны зависит от таких факторов, как систолический выброс, интенсивность кровотока, состояние сосудистой стенки, вязкость крови, соотношение прекапиллярного и посткапиллярного давлений и пр.

По данным ряда авторов [9, 10] многие амплитудные и временные параметры формы пульсовой волны характеризуют состояние сердечно-сосудистой системы. Так, крутизна анакроты (*ac*) зависит от скорости сокращения левого желудочка сердца и сопротивления сосудистой системы. Высота анакроты связана с уровнем систолического давления и тонусом сосудистой системы. Отношение амплитуды на уровне инцизуры к амплитуде дикротической волны (“дикротический индекс”) отражает периферическое сосудистое сопротивление. Отношение высоты систолической волны к амплитуде инцизуры служит показателем тонического напряжения сосудов. Отношение высоты систолической волны к длительности периода характеризует интенсивность кровообращения. Имеются данные о диагностической значимости отдельных показателей формы пульсового сигнала. Так, отмечается, что тяжелая недостаточность аортальных клапанов сопровождается быстрым подъемом и быстрым падением основной волны пульсового сигнала с исчезновением дикротической волны; сглаженная пульсовая кривая свойственна сильно склерозированным сосудам; при гипертонической болезни имеет место укороченное значение времени подъема дикротической волны, а также появление пресистолической волны (зубец *h*); наличие выраженных трех зубцов (*d*, *f* и *h*) в пульсовом сигнале при слабом дикротическом зубце

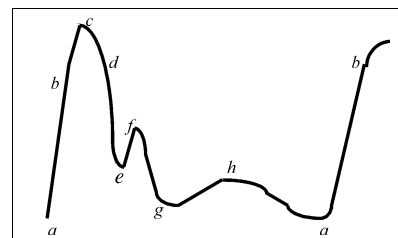


Рис. 1. Пульсовой сигнал



характеризует гипертрофированные упругие стенки, что имеет место, например, при гипертонии.

Оценка указанных параметров с учетом технических возможностей автоматического анализа весьма перспективна для решения различных задач диагностики.

2.2. Основные этапы анализа ритмической структуры пульсового сигнала

Методика анализа ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии предусматривает идентификацию функционально-значимых элементов единичных колебаний пульсового сигнала, синхронное вычисление колебательных компонент, отражающих динамику амплитудных и временных параметров этих элементов, оценку их взаимно-корреляционных связей и степени синхронизации. Методика состоит из следующих основных этапов.

- Автоматическая идентификация характерных точек единичных колебаний пульсового сигнала. При этом вначале выделяются единичные колебания сигнала, а затем в каждом из них выделяются характерные точки, соответствующие основной, дикротической и пресистолической волнам. Вычисляются амплитудные и временные параметры этих точек.
 - Формирование динамических рядов амплитудных и временных параметров характерных точек, каждый из которых представляет собой зависимость значений данного параметра в функции от номера периода.
 - Вычисление статистических характеристик сформированных динамических рядов, в частности, математического ожидания, дисперсии, коэффициента вариации, значений автокорреляционной функции и спектральной плотности, коэффициентов взаимно корреляционных функций. Значение этих характеристик и их производные используются в качестве исходного пространства признаков в задачах диагностики.
 - Оценка степени информативности сформированных признаков для заданной конкретной диагностической задачи и построение диагностического решающего правила на основе алгоритмов автоматической классификации. В процессе обучения алгоритма необходимо применение объективных критериев распознаваемого класса заболеваний.
- Рассмотрим эти этапы подробнее.

2.3. Автоматическая идентификация характерных точек единичных колебаний пульсового сигнала

Сложность задачи автоматического выделения отдельных квазипериодов обусловлена такими причинами, как наличие артефактов, существенная нестабильность сигнала, наличие в сигнале глобальных и локальных экстремумов, большое разнообразие форм и типов сигнала и т. п. В данной работе применяется алгоритм выделения квазипериодов, основанный на поиске максимального значения сигнала в пределах заданного временного “окна”, размер которого определяется априорной оценкой значения периода. Ширина “окна” должна удовлетворять условию $2T_{\min} > T_{\text{окна}} > T_{\max}$, где T_{\max} и T_{\min} — максимально и минимально возможные значения периодов в исследуемом сигнале.

В пределах заданной ширины “окна” осуществляется перебор точек и определяется наибольшее значение из локальных максимумов. Найденное значение глобаль-

ного максимума принимается за начало отсчета для последующего перебора точек. Период определяется по числу точек отсчета между двумя глобальными максимумами.

Далее осуществляется идентификация квазипериодов пульсового сигнала, включающая в себя выявление характерных волн каждого квазипериода и оценку амплитудных и временных параметров характерных точек, обусловленных этими волнами. В данной работе оценивались параметры основной, дикротической и пресистолической волн, которые, как правило, имели место во всех исследуемых сигналах. Существенная варибельность форм пульсовых колебаний затрудняет возможность автоматической идентификации. Поэтому был применен подход, основанный на участии оператора-исследователя в процессе автоматизированной идентификации и заключающийся в следующем. На экране монитора предъявляется период сигнала, выбранный оператором в диалоговом режиме из заданной последовательности. С помощью курсора оператор на предъявленном периоде идентифицирует имеющиеся волны пульсового сигнала (т. е. приписывает каждой волне ее физиологическую интерпретацию) и вносит эту информацию в память компьютера. Далее в автоматическом режиме вычисляются локальные “окна” для каждой из идентифицированных волн, в пределах которых происходит в автоматическом режиме поиск экстремумов по всей длительности сигнала. Вычисляются амплитудные и временные параметры всех идентифицированных характерных точек сигнала. При этом амплитудные значения вычисляются относительно условного нуля, установленного в измерительном устройстве, а временные параметры характерных точек отсчитываются относительно момента, соответствующего максимальному значению амплитуды единичного колебания. Результаты вычислений заносятся в соответствующий файл в виде динамических рядов, представляющих собой зависимость данного параметра в функции от номера периода.

2.4. Анализ колебательных компонент динамических рядов, сформированных из параметров характерных точек пульсовой волны

Динамические ряды, сформированные из параметров единичных колебаний квазипериодического биосигнала в общем случае рассматриваются как нестационарные случайные процессы, представляющие собой суперпозицию колебательных составляющих, трендов и шумов.

В данной работе исследовались только стационарные режимы функционирования организма и соответственно применялись методы анализа случайных стационарных процессов. Выявление периодических составляющих динамических рядов осуществлялось с помощью корреляционно-спектрального анализа [11]. Наиболее эффективно оценивать периодические колебания с помощью функции спектральной плотности. Для стационарного процесса функция спектральной плотности и автокорреляционная функция связаны преобразованием Фурье.

“Первичная” оценка спектральной плотности для k -й гармоники определяется в виде:

$$\tilde{G}_k = \tilde{G}_x(kf_c/m) = 2h \left[\tilde{R}_0 + 2 \sum_{r=1}^{m-1} R_r \cos(\pi rk/m) + (-1)^k R_m \right],$$

где k — порядок гармоники; f_c — максимальная частота в реализации динамического ряда; m — максимальное число гармоник; R_r — оценка автокорреляционной функции при шаге r ; R_m — оценка автокорреляционной функции при максимальном сдвиге, равном $\tau = mh$; h — шаг дискретизации; R_0 — оценка автокорреляционной функции при $\tau = 0$.

Окончательная “сглаженная” оценка G_k функции спектральной плотности по частоте реализуется методом Ханна.

Вычисление взаимной спектральной плотности двух динамических рядов позволяет выявить наличие корреляционной связи между двумя процессами при некоторых значениях частот и оценить фазовый сдвиг между колебательными составляющими двух различных последовательностей.

Анализ исследуемых динамических рядов пульсового сигнала позволяет сформировать исходное пространство признаков, предназначенных для решения различных задач медицинской диагностики.

В общем случае исходное пространство признаков, сформированных по рассматриваемой методике, включает в себя:

- статистические характеристики: математическое ожидание, дисперсию, среднее квадратическое отклонение, асимметрию, эксцесс всех динамических рядов, сформированных из амплитудных и временных параметров характерных точек пульсовых колебаний;

- значения максимальных пиков спектральной плотности тех же динамических рядов в трех частотных областях: в области дыхательной волны, медленных волн первого и второго порядков;

- соотношения максимальных пиков спектральных плотностей динамических рядов для различных частотных областей;

- соотношения амплитуд и фазовых углов колебательных составляющих различных динамических рядов в данной частотной области.

2.5. Оценка степени информативности признаков и построение диагностического решающего правила

Методика основана на применении алгоритмов распознавания образов по методу обобщенного портрета, который состоит в особом способе построения оптимальной разделяющей гиперплоскости в заданной области исследуемых векторов [12]. Алгоритмы, реализующие метод обобщенного портрета, минимизируют эмпирический риск при разделении на два класса обучающей последовательности векторов при условии невозможности их безошибочного разделения.

Решение задачи распознавания образов состоит из следующих этапов:

- оценка информативности каждого признака исходного пространства;

- построение решающего правила для конкретной задачи распознавания на основе обучающего экспериментального материала и заданного набора информативных признаков;

- оценка качества решающего правила на основе экспериментальных данных (экзаменационная выборка), не участвующих в построении решающего правила.

На этапе оценки информативности признаков весь диапазон значений параметра разбивается на ряд града-

ций. Единицей кодируется j -й размер кода, если значение параметра принадлежит j -й градации, если же значение параметра не принадлежит j -й градации, то в j -м разряде проставляется нуль.

Оптимальное число градаций признака определяется из условия получения минимальной оценки неопределенности при классификации обучающего массива. Мера неопределенности при выбранном числе градаций позволяет оценить информативность I каждого признака в отдельности:

$$I(X^q) = \sum_{i=1}^k P(i|X^q) \ln P(i|X^q),$$

где k — число классов, X^q — фиксированное значение признака, $P(i|X^q)$ — условная вероятность принадлежности значения X^q к i -у классу.

После оценки информативности всех признаков, относящихся к исходному пространству, исследователь может использовать для построения решающего правила только те признаки, которые обладают относительно большей степенью информативности. При этом необходимо обеспечивать достаточно высокое соотношение длины L обучающей последовательности и размерности n пространства признаков: $L/n > 3 \dots 5$.

Решающее правило выбирается по критерию, учитывающему соотношение числа ошибок на обучающей выборке, размерности пространства признаков и длины выборки.

Уравнение разделяющей гиперплоскости в пространстве признаков имеет вид:

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^{k(i)} \lambda_{ij} Z_{ij} = C,$$

где n — число исходных признаков, λ_{ij} — настраиваемые коэффициенты, $k(i)$ — число градаций i -го признака, C — константа.

$$Z_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{если значение признака лежит} \\ & \text{в } j\text{-м интервале} \\ 0 & \text{в противном случае.} \end{cases}$$

На основе обучающей выборки, для которой известна принадлежность каждого вектора к тому или иному классу, строится решающее правило, включающее в себя сумму используемых признаков с вычисленными коэффициентами для каждого из них.

На этапе “экзамена” оценивается качество решающего правила с помощью экзаменационной выборки векторов. Каждый вектор классифицируется с помощью решающего правила и результат сравнивается с истинной. Вероятность ошибочных классификаций оценивается частотой несовпадений при таком сравнении.

Рассматриваемая в работе методика формирования комплекса информативных признаков ритмической структуры пульсового сигнала применительно к конкретной диагностической задаче предусматривает необходимость предварительного обучающего эксперимента, при котором известна объективная верификация исследуемых видов заболевания. Только на основании



такого эксперимента может быть достоверно оценена диагностическая значимость формируемых признаков и построено диагностическое решающее правило.

3. АППАРАТУРНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

Для апробации предлагаемой методики анализа ритмической структуры пульсового сигнала разработан макет системы на базе компьютера, позволивший выполнить ряд экспериментальных исследований [13].

Система позволяет:

— идентифицировать ряд медицинских и физиологических показателей, таких, например, как наличие аритмии сердечной деятельности, соотношение взаимодействия симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы, тонус и эластичность сосудов, индекс периферического сопротивления, признаки гипертонии и многие другие показатели;

— осуществлять дифференциальную диагностику, разграничение нормы и патологии, прогноз течения болезни и ряд других задач на основе предварительного обучающего эксперимента.

Аппаратная часть системы состоит из оптоэлектронного датчика пульса лучевой артерии, аналого-цифрового (АЦП) преобразователя, устройства сопряжения и компьютера. Принцип действия датчика основан на просвечивании исследуемых сосудов световым потоком и измерении отраженного потока оптоэлектронным преобразователем. Специфика датчика заключается в применении нескольких параллельных каналов “излучатель—приемник”, что позволяет существенно упростить процедуру установки датчика и обеспечить меньшую критичность к движениям пациента [14]. Несущая частота модулируется полезным сигналом, что повышает устойчивость электронных узлов датчика к самовозбуждению и защищает их от помех электросети. Сигнал датчика через 10-разрядный АЦП вводится в память компьютера с частотой опроса 100 Гц и временем записи 200 с. Программный пакет включает в себя модуль, который в интерактивном режиме через меню управляет процессами измерения, анализа и диагностики.

В процессе измерения автоматически записывается пульсограмма и вводятся данные пациента в архив. Вид пульсограммы контролируется по монитору. В процессе анализа оператор в интерактивном режиме задает исходные параметры сигнала. Идентификация квазипериодов и требуемая корректировка осуществляются автоматически на всем протяжении сигнала. Построение динамических рядов и их корреляционно-спектральный анализ с формированием информативных признаков выполняются в автоматическом режиме. В процессе диагностики автоматически производятся оценка информативности признаков, построение диагностического правила и классификация исследуемых векторов.

В результате работы системы выдается вероятностная оценка принадлежности вектора параметров испытуемого к одному из распознаваемых классов заболеваний, а также выдается ряд диагностических данных, обусловленных параметрами пульсового сигнала (частота пульса, степень аритмии, соотношение симпатической и парасимпатической регуляций, соотношение частоты пульса и дыхания, ряд параметров сосудистой системы). Результаты диагностики архивируются и выдаются на печать. Предусмотрен обмен данных с архивом на всех этапах функционирования программы.

4. РЕШАЕМЫЕ ЗАДАЧИ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Предлагаемая методика предназначена для экспресс-диагностики различных патологических состояний организма, а также для оценки функционального состояния человека-оператора. Методика была опробована при решении следующих задач.

Выявление ранних признаков артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте [15]. Сложность задачи выявления ранних форм артериальной гипертензии определяется тем, что в начальной стадии повышение давления регистрируется не всегда, а доступные практическому здравоохранению информативные диагностические неинвазивные тесты отсутствуют. Эти обстоятельства обуславливают актуальность разработки новых методов выявления ранней стадии артериальной гипертензии. В отделении функциональной патологии Института педиатрии РАМН были обследованы 417 детей в возрасте от 9 до 15 лет. В процессе исследований были сформированы две группы заболеваний: основная группа — артериальная гипертензия (175 чел.) и условно-контрольная группа (242 чел.), включающая в себя ряд других заболеваний, таких как ночной энурез, длительный субфебрилитет, цефалгия и др. Был сформирован комплекс информативных признаков, характеризующих наличие артериальной гипертензии, в том числе и на ранних стадиях ее проявления. Наиболее информативные признаки определялись соотношениями колебательных компонент “медленно-волнового” диапазона, отражающих динамику параметров дикротической волны пульсового сигнала. Решающее правило, построенное на основе обучающей выборки (252 вектора), позволило классифицировать экзаменационную выборку (165 вектора) с качеством распознавания 82 % правильных решений, т. е. совпадающих с контрольным клиническим диагнозом.

Дифференциальная диагностика заболеваний легких, а именно, различение онкологических и не онкологических заболеваний [16]. Известно, что при клинко-рентгенологическом обследовании не всегда удается провести дифференциальную диагностику между центральным раком легкого и ограниченным пневмосклерозом, а также между периферическим раком легкого и туберкулезом. В связи с этим весьма актуальна задача получения дополнительной диагностической информации. На базе кафедры рентгенологии и радиологии Московской медицинской академии им. И. М. Сеченова были проведены исследования по выявлению признаков в пульсовом сигнале лучевой артерии, отражающих наличие онкологического заболевания легких. Было обследовано 140 пульмонологических больных, заболевания которых были разбиты на два класса: онкологические (85 чел.) и не онкологические (55 чел.). В процессе исследования были выделены 6 признаков, имеющих максимальную информативность применительно к данной задаче распознавания. В их числе наибольшей информативностью обладали признаки, характеризующиеся соотношениями мощностей дыхательной волны и медленных волн первого и второго порядков, отражающих динамику временных параметров пульсовой волны. При классификации исследуемого массива данных (90 векторов на обучении и 50 векторов на экзамене) качество распознавания составило 80 % правильных решений.

Оценка степени операционной напряженности человека-оператора при выполнении им заданной деятельности [17]. Проведенные в Институте проблем управления исследования операционной напряженности человека-оператора позволили сформировать решающее правило, обеспечивающее различение трех уровней напряженности с качеством распознавания 85–90 %. Показано, что сформированный комплекс информативных признаков на основе анализа ритмической структуры пульсового сигнала позволяет существенно повысить качество распознавания по сравнению с традиционными признаками, извлекаемыми из того же сигнала.

5. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА В ЗАДАЧЕ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ В ДЕТСКОМ И ПОДРОСТКОВОМ ВОЗРАСТЕ

Далее представлены результаты исследований характеристик пульсового сигнала лучевой артерии, отражающих наличие артериальной гипертензии, в том числе на ранних стадиях ее развития, в детском и подростковом возрасте.

Анализ формы сигнала. На рассматриваемом массиве данных (417 чел.) были выявлены 6 основных типов формы пульсового сигнала лучевой артерии (рис. 2), отличающихся количеством дополнительных волн и степенью их выраженности.

Для данной группы испытуемых имело место следующее распределение типов пульсовой волны: a — 4,4; b — 2,6; v — 21,8; z — 40; d — 21; e — 9 %. Из этих данных видно, что наиболее часто встречающиеся типы формы пульсовой волны — это z и d , наиболее редко — a и b .

Сравнительный анализ процентного содержания каждого типа волн при гипертоническом заболевании и при его отсутствии показал, что типы a и b наиболее вероятны, а типы d и e наименее вероятны при артериальной гипертензии. Типы v и z приблизительно равновероятны, как при ее наличии, так и при отсутствии. Процентное содержание типов форм пульсового сигнала при гипертензии имело следующие значения: a — 62; b — 72; v — 50; z — 47; d — 19; e — 2,8 %.

На основе полученных данных были сформированы три градации качественного признака, отражающего тип формы пульсового сигнала. К первой градации отнесены формы a и b , соответствующие максимальной вероятности наличия артериальной гипертензии; ко

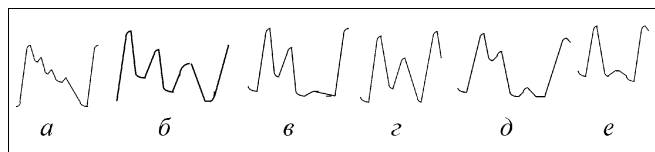


Рис. 2. Основные типы формы пульсового сигнала:

тип a характеризуется наличием трех дополнительных волн; тип b — хорошо выраженными дикротической и пресистолической волнами; тип v — хорошо выраженной дикротической и слабо выраженной пресистолической волнами; тип z имеет только одну хорошо выраженную дикротическую волну; тип d — слабо выраженными дикротической и пресистолической волнами; тип e имеет только одну слабо выраженную дикротическую волну

второй — формы v и z , имеющие минимальную значимость; к третьей — формы d и e , соответствующие минимальной вероятности артериальной гипертензии. Статистическая достоверность сформированных качественных признаков подтвердилась на этапе оценки информативности исходного пространства признаков, осуществляемой с помощью автоматического метода классификации.

Анализ амплитудно-временных параметров пульсовой волны. В отношении количественных характеристик пульсового сигнала, обусловленных амплитудно-временными параметрами пульсовой волны, нами оценивалась с помощью методов автоматической классификации информативность ряда показателей. В частности, исследованы следующие показатели (рис. 3): длительность пульсовой волны PA , время подъема дикротической волны ($PC - PG$), дикротический индекс H_1/H_2 , коэффициент тонического напряжения H/H_1 , время падения катакроты PG .

Формирование и оценка диагностической значимости признаков ритмической структуры пульсового сигнала. Комплекс информативных признаков формировался из временных параметров формы пульсового сигнала и амплитудных и частотных характеристик колебательных компонент ДВ, МВ1 и МВ2 для параметров PA , PC и PG и из взаимных соотношений параметров этих компонент.

Перечень и обозначение основных исходных характеристик пульсового сигнала, используемых для формирования информативных признаков (рис. 3, 4): $M(PA)$ — среднее значение периодов; $PA_{\text{дых}}$ — мощность дыхательной волны для RR -интервалов; PA_1 — мощность волны первого порядка для RR -интервалов; PA_2 — мощность волны второго порядка для RR -интервалов; $PC_{\text{дых}}$ — мощность дыхательной волны для параметра PC ; PC_1 — мощность волны первого порядка для параметра PC ; PC_2 — мощность волны второго порядка для параметра PC ; $PG_{\text{дых}}$ — мощность дыхательной волны для параметра PG ; PG_1 — мощность волны первого порядка для параметра PG ; PG_2 — мощность волны второго порядка для параметра PG ; $(PC - PG)$ — длительность подъема дикротической волны; PG — длительность спада катакроты.

В исходное пространство признаков входило 59 показателей. В результате оценки их информативности с помощью алгоритма распознавания образов выделены 15 признаков, отличающиеся наибольшей информативностью применительно к рассматриваемой задаче диагностики при распознавании двух исследуемых классов (один класс — наличие артериальной гипертензии, другой — ее отсутствие). При общем числе векторов 417 (252 — обучение, 165 — экзамен) было установлено, что для получения устойчивого результата достаточно использовать следующие шесть признаков:

— соотношение мощности дыхательной волны и медленной волны первого порядка для параметра PC ($PC_{\text{дых}}/PC_1$);

— значение мощности медленной волны первого порядка для параметра PC (PC_1);

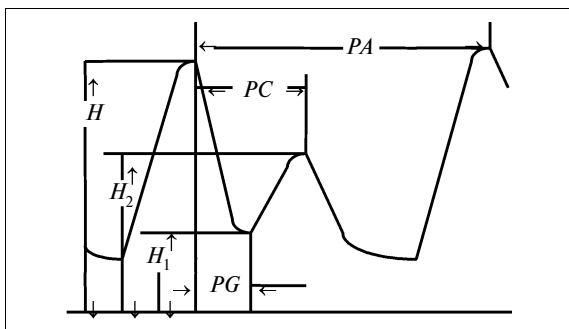


Рис. 3. Параметры пульсовой волны

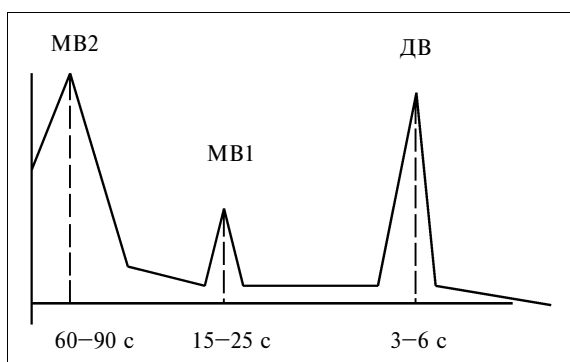


Рис. 4. Колебательные компоненты динамических рядов

— значение мощности медленной волны второго порядка для параметра PG (PG_2);

— соотношение мощностей дыхательных волн для параметров PC и PA ($PC_{\text{дых}}/PA_{\text{дых}}$);

— время подъема диастолической волны ($PC - PG$);

— время падения катакроды (PG).

С использованием указанных информативных признаков результаты распознавания исследуемого массива данных составили 82 % правильных решений.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты проведенных исследований различных задач по оценке состояния организма человека подтвердили целесообразность применения рассмотренного подхода, основанного на оценке взаимных соотношений параметров колебательных компонент, присущих различным функционально-значимым элементам пульсового сигнала лучевой артерии.

Во всех рассмотренных нами задачах диагностики использование новой дополнительной информации по сравнению с общепринятыми методами оценки параметров ритмической структуры биосигналов позволило получить существенно лучшие результаты классификации исследуемых состояний.

Предлагаемая методика позволяет при наличии соответствующих технических средств и экспериментальной базы проводить широкий круг исследований, направленных на решение различных диагностических задач. Соответствующий метод диагностики может найти

практическое применение в клиниках, диагностических и профилактических центрах, в тренажерных классах, во врачебно-физкультурных диспансерах, в школьных и детских учреждениях, а также в домашних условиях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Теоретические и прикладные аспекты анализа временной организации биосистем. — М.: Наука, 1976. — 190 с.
2. Василек П. В. Особенности структуры биологических ритмов организма / В кн.: Медицинская и биологическая информатика. — Киев, 1987. — С. 65—67.
3. Heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Europ Heart J. — 1996. — Vol. 17, N 3. — P. 354—381.
4. Вариабельность сердечного ритма в современной клинике / Под ред. Н. И. Яблучанского, Б. Я. Кантора, А. В. Мартыненко. — Донецк: Будень, 1997. — 108 с.
5. Миронова Т. Ф., Миронов В. А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. — Челябинск, 1998. — 162 с.
6. Хаютин В. М., Лукошкова Е. В. Спектральный анализ колебаний частоты сердцебиений: физиологические основы и осложняющие его явления // Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова. — 1999. — Т. 85, № 7.
7. Оценка автономной регуляции сердечного ритма методом анализа вариабельности интервалов RR (по материалам XVII и XVIII конгрессов Европейского общества кардиологов) / Степура О. Б., Остроумова О. Д., Курильченко И. Т., Панагриева О. В. // Клиническая медицина. — 1997. — № 4. — С. 57—59.
8. Жемайтите Д. И. Вегетативная регуляция и развитие осложнений ишемической болезни сердца // Физиология человека. — 1989. — Т. 15, — № 2. — С. 48—54.
9. Терехова Л. Г. Практические вопросы сфигмографии. — Л.: Медицина, 1968.
10. Прессман Л. П. Клиническая сфигмография. — М.: Медицина, 1974. — 205 с.
11. Бендат Дж., Пирсол А. Измерение и анализ случайных процессов. — М.: Мир, 1971. — 408 с.
12. Вапник В. Н., Червоненкис А. Я. Теория распознавания образов. — М.: Наука, 1974. — 415 с.
13. Десова А. А., Легович Ю. С., Разин О. С. Компьютерная система диагностики на базе анализа ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии // Медицинская техника. — 1999. — № 2. — С. 3—5.
14. Разин О. С., Десова А. А., Ольховой Ю. К. Датчик пульсового сигнала лучевой артерии // Приборы и системы управления. — 1998. — № 8. — С. 38, 39.
15. Брызгунов И. П., Десова А. А., Кизева А. Г. Исследование характеристик формы и ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии при артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте // Физиология человека. — 1997. — Т. 23, № 3. — С. 38—43.
16. Десова А. А., Вапник Т. Н., Белова И. И., Журавель А. А. Использование показателей периферического пульса для дифференциальной диагностики заболеваний легких // Там же. — 1991. — Т. 17, № 2. — С. 54—60.
17. Десова А. А., Короткий В. Ф., Белова И. И., Журавель А. А. О возможности выделения дополнительных информативных признаков в сигнале периферического пульса для оценки функционального состояния человека-оператора // Там же. — 1985. — Т. 11, № 2. — С. 17—22.

☎ (495) 334-93-19

E-mail: vz15lv@ipu.rssi.ru

