



4. Патент РФ № 2011104231/08, 08.02.2011. Способ нейросетевого анализа состояния сердца // Патент России № 2461877. 2012. Бюл. № 26. Бодин О.Н., Волкова Н.А. [и др.].

5. Поздняков С.В. [и др.] Некоторые фрактальные характеристики сигнала ЭКГ // Научное обозрение. Биологические науки. – 2016. – № 6 – С. 64-71

6. Назарова М.В. Холтеровский мониторинг. Обзор метода // VetPharma. 2016. №2 (30).

7. Грачев А.Ю., Карпанин О.В., Печерская Е. А. Аппаратно-программный комплекс для автоматизированных измерений биоимпеданса // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2017. №1 (21).

М.И. Сафронов, А.Д. Анисимов, А.Э. Каташов

## МЕТОДЫ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ИНФАРКТА МИОКАРДА

(Пензенский государственный университет)

Заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) в наши дни занимают первое место среди всех причин смертности. Наиболее часто встречается такое заболевание, как острый инфаркт миокарда (ИМ). Для диагностики состояния ССС наиболее распространенным способом является электрокардиография, которая оперирует с электрокардиосигналом (ЭКС) в виде двенадцати стандартных отведений. В данном докладе представлены основные методы анализа ЭКС для диагностики ИМ.

### **Метод амплитудно-временного анализа (АВА) ЭКС для диагностики ИМ**

Метод АВА ЭКС заключается в выявлении периодов его возрастания, убывания, постоянства, фиксации точек перелома, значений амплитуды в этих точках и определении продолжительности интервалов возрастания, убывания или постоянства и последующем определении ИП ЭКС по заданным критериям. Для этого значение амплитуды первого отсчёта принимается за базисное, затем значение амплитуды следующего отсчета сигнала сравнивается с базисным значением, и если оно оказывается больше базисного, то сигнал возрастает, если меньше, то убывает, если равно, то это говорит о постоянстве сигнала во времени. Затем базисным элементом становится значение амплитуды текущего отсчета  $a(t_i)$ , оно сравнивается со значением амплитуды следующего отсчета  $a(t_{i+1})$ , и т.д. по формуле:

$$\Delta a = a(t_{i+1}) - a(t_i). \quad (1)$$

При этом подсчитывается продолжительность интервалов возрастания, убывания, или постоянства ЭКС. В случае изменения знака приращения амплитуды  $\Delta a$  фиксируются следующие данные: тип отрезка ЭКС (возрастающий, убывающий, постоянный); продолжительность этого отрезка ЭКС; общую про-



должительность ЭКС от момента начала первого отсчета до окончания анализируемого отрезка ЭКС; значение амплитуды в точке перелома. По окончании анализируемого интервала процедура анализа повторяется для следующего интервала. Таким образом осуществляется «разбиение» кардиоцикла на интервалы: выявляются интервалы его возрастания, убывания, постоянства; фиксируются точки перелома, значение амплитуды в этих точках; определяется продолжительность интервалов возрастания, убывания или постоянства.

Затем осуществляется сравнение выявленных амплитудно-временных параметров ЭКС с ЭКС признаками ИМ в амплитудно-временной области.

По результатам АВА ЭКС на наличие ЭКС признаков ИМ осуществляется оценка состояния ССС. При этом констатируются результаты сравнения, и выдаётся оценка состояния ССС о том, что существует подозрение на ИМ или признаков ИМ не обнаружено.

Необходимо отметить, что специфичность и чувствительность метода АВА ЭКС являются далеко не абсолютными. Ошибки электрокардиографической диагностики ИМ, к сожалению, возможны. При диагностике ИМ могут возникать трудности, связанные с анализом начальной части желудочкового комплекса, отражающей деполяризацию желудочков (комплекс  $QRS$ ), и трудности трактовки изменений конечной части желудочкового комплекса – элементов реполяризации желудочков (интервал  $ST$  и зубец  $T$ ). Тем не менее, несмотря на имеющиеся недостатки, АВА ЭКС в настоящее время является незаменимым в скрининге и диагностике ССС.

### **Метод частотно-временного анализа (ЧВА) ЭКС для диагностики ИМ**

В качестве частотно-временного метода анализа ЭКС используется вейвлет-преобразование (ВП) [3]. ВП ЭКС  $s(t)$  осуществляется путем его свертки с вейвлет-функцией  $\psi_{a,b}(t)$ :

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi_{a,b}(t), \quad (2)$$

где  $W(a,b)$  – результат ВП ЭКС  $s(t)$ ;

$a$  – параметр масштаба вейвлет-функции  $\psi_{a,b}(t)$ : большие значения масштабирующего параметра  $|a|$  соответствуют низким частотам или большому масштабу вейвлет-функции  $\psi_{a,0}(t)$ ; малые параметры  $|a|$  соответствуют высоким частотам или мелкому масштабу вейвлет-функции  $\psi_{a,0}(t)$ ;

$b$  – параметр временной локализации вейвлет-функции  $\psi_{a,b}(t)$ .

В предлагаемом способе обработки электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда в качестве вейвлет-функции  $\psi_{a,b}(t)$  используется симлет 2 (sym2) [1].

Результатом ВП ЭКС  $s(t)$  является двухмерный набор коэффициентов  $W(a,b)$ , которые определяются интегральным значением скалярного произведения сигнала на вейвлет-функцию заданного типа. Набор коэффициентов показывает, насколько поведение сигнала в данной точке похоже на «поведение»



вейвлета на данном масштабе. Чем ближе вид регистрируемой зависимости в окрестности данной точки к виду вейвлета, тем большую абсолютную величину имеет соответствующий коэффициент. Отрицательные коэффициенты показывают, что зависимость похожа на «зеркальное отражение» вейвлета. При этом ЭКС  $s(t)$  представляется выражением [1]:

$$s(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} a_{j_n, k} \varphi_{j_n, k}(t) + \sum_{j=j_n}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} d_{j, k} \psi_k(t), \quad (3)$$

где  $a$  – коэффициенты аппроксимации для заданных  $j$  и  $k$ ,  $d$  – коэффициенты детализации для заданных  $j$  и  $k$ ,  $\varphi(t)$  – масштабирующая функция,  $\psi(t)$  – вейвлет-функция. Выражение (3) описывает **поверхность** в системе координат  $ADt$ . В результате ВП ЭКС можно рассматривать как во временной области (т.е. развитие процесса во времени), так и в области изменений масштаба (т.е. в частотной области).

По набору детализирующих вейвлет-коэффициентов строится  $3D$  вейвлетспектрограмма. При этом горизонтальная плоскость  $3D$  вейвлетспектрограммы построена по осям масштаба и времени. Высота задается значениями вейвлет-коэффициентов. По  $3D$  вейвлетспектрограмме можно судить о масштабе и интенсивности изменений частотных составляющих ЭКС, локализации частотных составляющих ЭКС по времени, направлении и величине трендов, наличии, расположению и длительности скачков частотных составляющих ЭКС.

Таким образом, частотно-временное разрешение ЭКС расширяет область представления диагностической информации, позволяет на «поверхности разницы» локализовать во времени изменения частотных составляющих ЭКС и выявить ЭКС признаки ИМ в частотно-временной области.

### Метод нейро-сетевого анализа (НСА) ЭКС для диагностики ИМ

Наиболее эффективным инструментом классификации является нейронная сеть (НС). Для анализа ЭКС предлагается использовать НС  $LVQ$ .

Значение сигнала на выходе НС  $LVQ$  определяется по следующей формуле:

$$Y_k = F_{lin} \left( \sum_{j=1}^S w_{jk}^2 \cdot F_{compet} \left( \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - w_{im}^1)^2} \right)_j \right), \quad (4)$$

где  $x_i$  –  $i$ -й элемент входного вектора,

$w_{im}^1$  –  $i$ -й элемент вектора весов  $m$ -го нейрона конкурирующего слоя,

$w_{jk}^2$  –  $j$ -й элемент вектора весов  $k$ -го нейрона линейного слоя,

$F_{compet}$  – передаточная функция конкурирующего слоя, выявляющая нейрон-победитель,

$F_{lin}$  – линейная функция активации нейронов распределительного слоя,

$N$  – размерность входного вектора НС,

$S$  – количество нейронов в конкурирующем слое,



$Y_k$  – значение  $k$ -го выхода НС.

Размерность входного вектора  $N$  определяется стандартом *SCP-ECG* для обмена цифровыми ЭКС [4] и равна  $N = 500$ .

Размерность выходного вектора  $K$  соответствует числу анализируемых классов заболеваний, т.е. каждому заболеванию ССС соответствует один выход НС. Ответы НС *LVQ* кодируются значением «1» для выхода, соответствующего классу заболеваний, к которому НС отнесла входной сигнал, и «0» для выходов, соответствующих остальным классам заболеваний.

Особенностью НСА ЭКС является то, что строится и обучается НС для *каждого* отведения.

Каждый из приведенных выше методов имеет свои плюсы и минусы. Преимуществом нейросетевых методов анализа ЭКС является более эффективная адаптация к нестационарным особенностям ЭКС по сравнению с другими методами, обусловленная алгоритмом обучения. При этом амплитудно – временной метод зарекомендовал себя в работе на портативных устройствах, а частотно-временной метод анализа ЭКС позволяет расширить область представления диагностической информации и оценить свойства частотных составляющих ЭКС. Поэтому необходимо выбирать тот метод, который наиболее подходит в конкретной ситуации, быстр и удобен в работе. Это позволит врачам эффективнее оценить состояние сердечно - сосудистой системы пациента и спасти огромное количество жизней.

### Литература

1. Бодин О.Н., Бурукина И.П. Особенности анализа электрокардиографической информации с использованием вейвлет-преобразования // Медицинская техника, №2, 2006, 26-29с.
2. Бодин О.Н., Логинов Д.С. Адаптация структуры нейронной сети *LVQ* для анализа электрокардиосигнала // Нейрокомпьютеры: разработка, применение, 2008, №5-6, 88-92 с.
3. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – Москва - Ижевск: НИЦ Регулярная и хаотическая диалектика, 2004, 464с.
4. Moody G.B. The MIT-BIH Arrhythmia Database. // Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, August, 1992.

М.М. Синцева

## ИМИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБСЛУЖИВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ В МЕДИЦИНСКОМ УЧРЕЖДЕНИИ

(Пензенский государственный университет)

Информационные технологии активно внедряются в сферу здравоохранения и медицины в виде интеллектуальных диагностических систем [1] и учебных комплексов [2]. Также медицина является одной из сфер, где в насто-