

УДК 004.934.1'1

В.Ю. ЛАРИН¹, Е.Е. ФЕДОРОВ²¹Донецкий филиал Европейского университета, Украина²Донецкий государственный институт искусственного интеллекта, Украина

СТРУКТУРА И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ДИНАМИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ

В статье предлагается структура интеллектуальной медико-диагностической системы, методика формирования векторов признаков функциональных особенностей ЭКГ-образов, основанная на методах цифровой обработки сложных сигналов периодически повторяющихся быстропеременных процессов.

интеллектуальная система, диагностика заболеваний сердечно-сосудистой системы, методика формирования векторов признаков ЭКГ-образов, цифровая обработка сигнала, дискретное преобразование Фурье, бинарное дерево решений, DTW, трехслойный персептрон

Введение

При диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы важную роль играет исследование электрической активности сердца, которое базируется на анализе электрокардиограммы (ЭКГ). Для решения этой задачи в статье предлагаются структура и функциональные особенности интеллектуальной системы диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Постановка проблемы. В современной отечественной и мировой практике активно ведутся разработки интеллектуальных систем диагностики заболеваний, и в частности, заболеваний сердечно-сосудистой системы. При создании интеллектуальной системы необходимо решить задачу анализа ЭКГ.

Анализ исследований. В работах [1 – 3] приводится методика анализа ЭКГ, но без использования

цифровой обработки исследуемого сигнала и настройки на конкретного больного и измерительную систему.

Постановка задачи. Разработать структуру и функциональные особенности интеллектуальной системы диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Решение задачи

В статье разрабатывается структура интеллектуальной системы диагностики сердечно-сосудистых заболеваний; предлагается методика формирования векторов признаков, описывающих ЭКГ-образы; проводится численное исследование методики распознавания ЭКГ-образов на основе бинарного дерева решений. В общем случае интеллектуальная информационно-измерительная система диагностики (рис. 1)

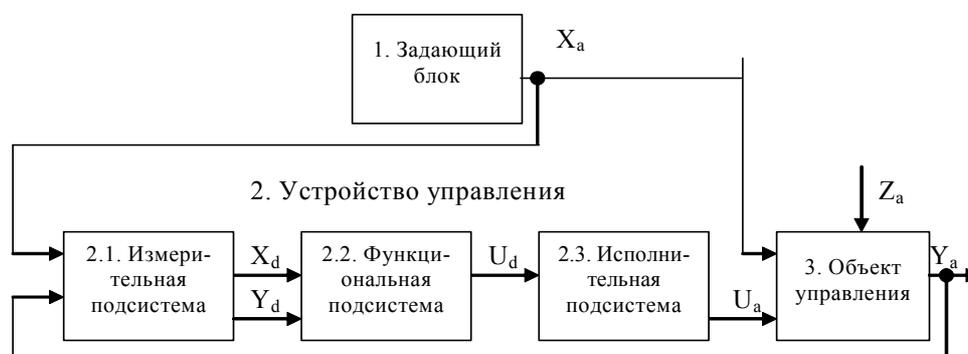


Рис. 1. Развернутая структура интеллектуальной диагностической системы

включает в себя задающий блок (блок 1), устройство управления (блоки 2.1 – 2.3) и объект управления (блок 3). В состав устройства управления входят измерительная (блок 2.1), функциональная (блок 2.2) и исполнительная (блок 2.3) подсистемы.

Задание (входная величина) в виде аналогового сигнала X_a поступает на объект управления и в измерительную подсистему. Кроме того, по обратной связи в эту подсистему поступает выходная величина в виде аналогового сигнала Y_a .

После аналого-цифрового преобразования сигналы X_d и Y_d поступают в функциональную подсистему.

Управляющее воздействие U_d , сформированное на основе прогноза по модели, передается в исполнительную подсистему.

После цифро-аналогового преобразования сигнал U_a поступает на объект. На объект может также воздействовать помеха в виде аналогового сигнала Z_a .

Далее предлагается структура подсистем устройства управления.

Измерительная подсистема

Измерительная подсистема включает в себя два блока – датчиков и аналого-цифрового преобразователя (АЦП).

В блоке датчиков фиксируются изменения электрического поля сердца. Электрические потенциалы с поверхности тела регистрируются с помощью двух электродов, один из которых присоединен к положительному полюсу электрокардиографа, а другой – к отрицательному. Система расположения электродов на поверхности тела называется системой отведений и состоит из следующих компонентов:

1. Стандартные отведения представлены тремя двухполюсными отведениями от конечностей, образующимися при следующем расположении электродов:

I – левая рука (+) и правая рука (-);

II – левая нога (+) и правая рука (-);

III – левая нога (+) и левая рука (-).

Соответствующие электроды помещают на левом и правом запястье и левой лодыжке. Каждое из отведений записывает разность потенциалов между двумя соответствующими конечностями.

2. Усиленные униполярные отведения от конечностей представлены тремя однополюсными отведениями, образующимися при следующем расположении электродов:

aVR – правая рука (+) и CTg (-);

aVL – левая рука (+) и CTg (-);

aVF – левая нога (+) и CTg (-),

где CTg – объединенный электрод Гольдберга, образованный при объединении двух других отведений от конечностей.

Каждое однополюсное отведение от конечности регистрирует разность потенциалов между соответствующей конечностью и средним потенциалом двух других конечностей.

3. Прекордиальные отведения представлены 6 грудными отведениями, образующимися при следующем расположении электродов:

V1 – четвертое межреберье справа от грудины (+) и CTw (-);

V2 – четвертое межреберье слева от грудины (+) и CTw (-);

V3 – середина расстояния между электродами V2, V4 (+) и CTw (-);

V4 – пятое межреберье по левой срединно-ключичной линии (+) и CTw (-);

V5 – левая передняя подмышечная линия на уровне электрода V4 (+) и CTw (-);

V6 – левая средняя подмышечная линия на уровне электрода V4 (+) и CTw (-),

где CTw – центральная клемма Вильсона, образованная при присоединении электродов от правой руки, левой руки и левой ноги к одной общей клемме.

Каждое грудное отведение регистрирует разность электрических потенциалов, возникающих в точке контакта.

В блоке АЦП аналоговый сигнал $x(t)$, поступающий от датчиков (отведений), подвергается квантованию по времени и уровню, при этом шаг квантования по времени определен как

$$\Delta t = 0,04 \text{ с,}$$

а шаг квантования по уровню – как

$$\Delta u = 0,1 \text{ мВ.}$$

Функциональная подсистема

Функциональная подсистема (рис. 2) включает в себя блоки математической модели, идентификации параметров, функционала цели и распознавания.

В блоке математической модели реализуется методика формирования вектора признаков, описывающего ЭКГ-образ и заключающаяся в следующем. Оцифрованный сигнал $x(n)$ разбивается на участки равной длины (фреймы) длиной N .

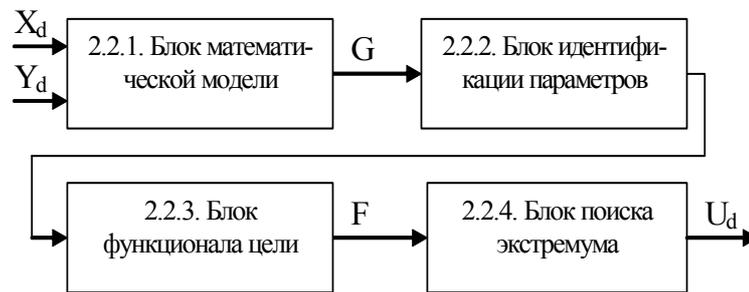


Рис. 2. Структурная схема функциональной подсистемы

Для каждого фрейма вычисляется спектр согласно

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j(2\pi/N)nk}, \quad k \in \overline{0, N-1}.$$

Энергетический спектр определен в виде

$$W(k) = |X(k)|^2.$$

Вектор признаков амплитудно-частотного представления (АЧП) ЭКГ-образа формируется согласно

$$G_v = (\lg W(0), \dots, \lg W(N/2 - 1)).$$

Вектор признаков амплитудно-временного представления (АВП) ЭКГ-образа формируется согласно

$$G_v = (x(0), \dots, x(N - 1)).$$

В блоке идентификации параметров осуществляется количественная оценка эталонов в зависимости от выбранного метода распознавания ЭКГ-образов.

1) в случае метода на основе бинарного дерева решений определяются пороги, с которыми будут сопоставляться значения признаков;

2) в случае метода динамического программирования формируются эталоны $Q_{ij} \in \{G_v\}$;

3) в случае нейросетевого метода определяются весовые коэффициенты трехслойного персептрона.

Методика обучения сети разбивается на следующие этапы:

1. Инициализация сети.

Весовым коэффициентам $w_{ij}(0)$ присваиваются случайные значения.

Элементом обучающей выборки $X_\mu \in \{G_v\}$, $\mu \in \overline{1, P}$ соответствуют желаемые выходные сигналы D_μ .

Выбрать первый входной сигнал, т.е. $\mu := 1$. Номер итерации обучения $t = 0$.

2. Вычисление выходного сигнала для каждого слоя (прямой ход):

а) если j -й нейрон принадлежит первому скрытому слою ($k = 1$), то:

$$y_j^1 = f(s_j^1), \quad s_j^1 = \sum_{i=1}^N w_{ij}^1(t)y_i^0 - b_j^1, \quad y_i^0 = x_{\mu i},$$

$$j \in \overline{1, N};$$

б) если j -й нейрон не принадлежит первому скрытому слою ($k > 1$), то:

$$y_j^k = f(s_j^k), s_j^k = \sum_{i=1}^{N_k} w_{ij}^k(t) y_i^{k-1} - b_j^k,$$

$$j \in \overline{1, N_k}, k \in \overline{2, L},$$

где N_k – число нейронов в k -м слое; k – номер слоя; L – число слоев; $w_{ij}^k(t)$ – вес связи от i -го нейрона к j -му нейрону на k -м слое в момент времени t ; y_j^k – выход j -го нейрона на k -м слое.

3. Вычисление ошибки нейросети

$$E = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^{N_L} (y_j^L - d_j)^2.$$

4. Настройка синаптических весов (обратный ход).

Для настройки весовых коэффициентов используется рекурсивный алгоритм, который сначала применяется к выходным нейронам сети, а затем проходит сеть в обратном направлении до первого слоя.

Синаптические веса настраиваются в соответствии с формулой

$$w_{ij}^k(t+1) = w_{ij}^k(t) + \Delta w_{ij}^k(t), \quad \Delta w_{ij}^k(t) = r g_j^k y_i^{k-1},$$

$$k \in \overline{1, L},$$

где $\Delta w_{ij}^k(t)$ – приращение веса связи $w_{ij}^k(t)$; g_j^k – значение ошибки для j -го нейрона на k -м слое; r – параметр, определяющий скорость обучения (при большом r обучение происходит быстрее, но увеличивается опасность получить неверное решение), $0 < r < 1$;

а) если j -й нейрон с номером принадлежит выходному слою ($k = L$), то

$$g_j^k = y_j^k (1 - y_j^k) (d_{\mu j} - y_j^k),$$

где $d_{\mu j}$ – желаемый выход j -го нейрона;

б) если j -й нейрон принадлежит скрытому слою ($k \in \overline{1, L-1}$), то

$$g_j^k = y_j^k (1 - y_j^k) \sum_{n=1}^{N_{k+1}} w(t)_{jn}^{k+1} g_n^{k+1}.$$

5. Если $\mu < P$, то $\mu := \mu + 1$, перейти к шагу 2, иначе перейти к шагу 6.

6. Проверка условия завершения.

Если $E < \varepsilon$, то завершиться, иначе $\mu := 1$, переход к шагу 2.

В блоке функционала цели осуществляется формализация цели в виде

$$F = \frac{m}{n} \rightarrow \max,$$

где m – количество правильных ответов, n – общее количество экспериментов.

В блоке распознавания осуществляется сопоставление распознаваемого сигнала с эталоном.

В этом блоке программно реализуются три подхода к распознаванию ЭКГ-образов – метод на основе бинарного дерева решений, метод динамического программирования (алгоритм DTW) и нейросетевой метод, осуществляющие сопоставление распознаваемого сигнала с эталонами, сформированными на основе векторов признаков.

1. Метод на основе бинарного дерева решений осуществляет распознавание ЭКГ-образов посредством сопоставления значений определенных признаков распознаваемого сигнала с порогом. В качестве порога используются значения признаков G_{ik} , полученные эмпирическим путем.

Если

$$\mathfrak{F} = |\tilde{G}_k - G_{ik}| \rightarrow \min,$$

то принимается решение о принадлежности сигнала i -му ЭКГ-образу.

2. В основе метода динамического программирования (алгоритма DTW) лежит рекуррентная формула

$$C_{i11} = D_{i11},$$

$$C_{imj} = D_{imj} + \min(C_{i,m-1,j}, C_{i,m,j-1}, C_{i,m-1,j-1}),$$

$$m \in \overline{1, L}, j \in \overline{1, L},$$

где C_{imj} – расстояние между левыми частями распознаваемого сигнала (фреймы от 1 до m) и i -м эталоном (фреймы от 1 до j);

D_{imj} – расстояние между m -м фреймом распознаваемого сигнала и j -м фреймом i -го эталона.

В качестве D_{imj} выбрана евклидова метрика

$$D_{imj} = \sqrt{\sum_{k=1}^K (\hat{Q}_{mk} - Q_{ijk})^2},$$

где \hat{Q}_{mk} – k -й признак m -го фрейма распознаваемого сигнала;

Q_{ijk} – k -й признак j -го фрейма i -го эталона.

Количественная оценка сопоставления сигнала \hat{Q} с эталонами Q_i вычислялась в соответствии с функционалом

$$\mathfrak{S} = \min_i C_{iLL} \rightarrow \min.$$

Номер эталона, к которому относился распознаваемый сигнал, определялся в соответствии с правилом

$$n = \arg \min_i C_{iLL}.$$

3. *Нейросетевой метод* осуществляет прогноз (распознавание) в соответствии с формулами:

$$y_j^1 = f(s_j^1), \quad s_j^1 = \sum_{i=1}^N w_{ij}^1 x_i - b_j^1, \quad j \in \overline{1, N};$$

$$y_j^k = f(s_j^k), \quad s_j^k = \sum_{i=1}^{N_k} w_{ij}^k y_i^{k-1} - b_j^k,$$

$$j \in \overline{1, N_k}, k \in \overline{2, L}.$$

Количественная оценка сопоставления сигнала \hat{Q} с эталонами Q_i вычислялась в соответствии с функционалом

$$\mathfrak{S} = \max_j y_j^L \rightarrow \max.$$

Номер эталона, к которому относился распознаваемый сигнал, определялся в соответствии с правилом

$$n = \arg \max_j y_j^L.$$

Исполнительная подсистема

Исполнительная подсистема включает в себя блоки усилителя, цифро-аналогового преобразователя (ЦАП) и устройств управления.

В связи с тем, что выработанное компьютером управляющее воздействие U_d , полученное от функциональной подсистемы, обладает невысокой энергией, происходит его усиление по мощности.

Поскольку для управления объектом требуется непрерывный сигнал, ЦАП преобразует к аналоговому виду усиленный цифровой сигнал и передает его в виде U_a .

Численное исследование

Для проведения численного исследования методика формирования вектора признаков и методика распознавания ЭКГ-образа на основе решающего дерева были программно реализованы.

В качестве длины фрейма выбиралось:

$$N = 32 \text{ (примерно } 1,28 \text{ с);}$$

частота дискретизации

$$f_d = 1 / \Delta t = 25 \text{ Гц.}$$

На рис. 3 – 14 приведены:

- АВП (рис. 3) и АЧП (рис. 4) сигнала в отведении V1 при нормальной ЭКГ;
- АВП (рис. 5) и АЧП (рис. 6) сигнала в отведении V1 при блокаде левой ножки пучка Гиса;
- АВП (рис. 7) и АЧП (рис. 8) сигнала в отведении V5 при нормальной ЭКГ;
- АВП (рис. 9) и АЧП (рис. 10) сигнала в отведении V5 при блокаде левой ножки пучка Гиса;
- АВП (рис. 11) и АЧП (рис. 12) сигнала в отведении V6 при нормальной ЭКГ;
- АВП (рис. 13) и АЧП (рис. 14) сигнала в отведении V6 при блокаде левой ножки пучка Гиса.

Численное исследование позволяет сделать вывод, что:

- а) при частоте $k=10$ (соответствует 8 Гц) достигается максимальное отличие в АЧП сигнала в отве-

дении V1 между нормальной ЭКГ (рис. 4) и блокадой левой ножки пучка Гиса (рис. 6);

б) при времени $n \in [8,12]$ (соответствует $0,32 \div 0,48$ с) наблюдается увеличение амплитуды зубца в АВП сигнала в отведении V1 при блокаде левой ножки пучка Гиса (рис. 5);

в) при частоте $k=13$ (соответствует 10 Гц) достигается максимальное отличие в АЧП сигнала в отведении V5 между нормальной ЭКГ (рис. 8) и блокадой левой ножки пучка Гиса (рис. 10);

г) при времени $n \in [10,11]$ (соответствует $0,4 \div 0,44$ с) наблюдается уширенный зубец, а при $n \in [15,20]$ (соответствует $0,6 \div 0,8$ с) зубец опущен в АВП сигнала в отведении V5 при блокаде левой ножки пучка Гиса (рис. 9);

д) при частоте $k=8$ (соответствует 6 Гц) достигается максимальное отличие в АЧП сигнала в отведении V6 между нормальной ЭКГ (рис. 12) и блокадой левой ножки пучка Гиса (рис. 14);

е) при времени $n \in [7,9]$ (соответствует $0,28 \div 0,36$ с) наблюдается уширенный зубец, а при $n \in [11,18]$ (соответствует $0,44 \div 0,72$ с) зубец опущен в АВП сигнала в отведении V6 при блокаде левой ножки пучка Гиса (рис. 13).

Заключение

Новизна. В статье предложена структура интеллектуальной диагностической системы состояния объекта исследований, основанная на методах цифровой обработки сложных сигналов периодически повторяющихся быстропеременных процессов. Разработана методика формирования векторов признаков, описывающих образы; проведено численное исследование методики распознавания образов на основе бинарного дерева решений.

Практическое значение. Основные положения данной работы предназначены для реализации в интеллектуальных системах диагностики заболеваний.

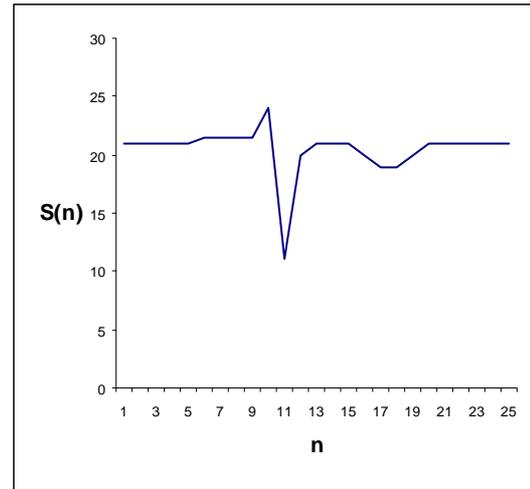


Рис. 3. АВП сигнала в отведении V1 (нормальная ЭКГ)

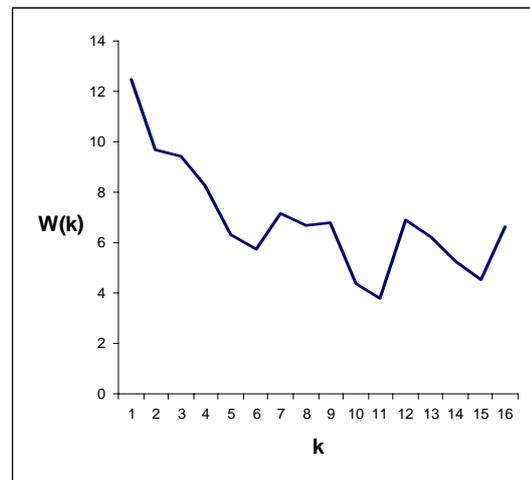


Рис. 4. АЧП сигнала в отведении V1 (нормальная ЭКГ)

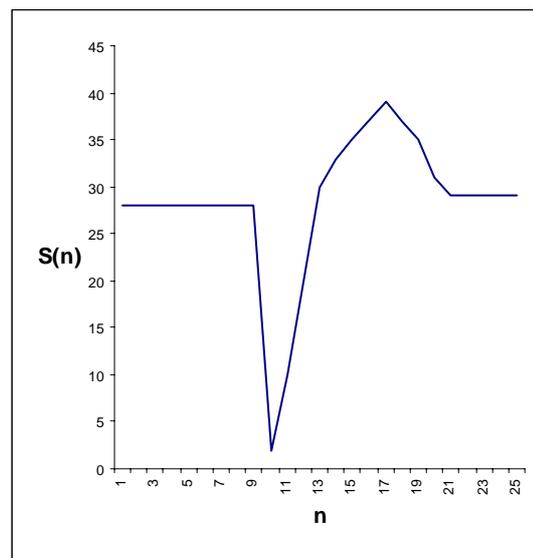


Рис. 5. АВП сигнала в отведении V1 (блокада левой ножки пучка Гиса)

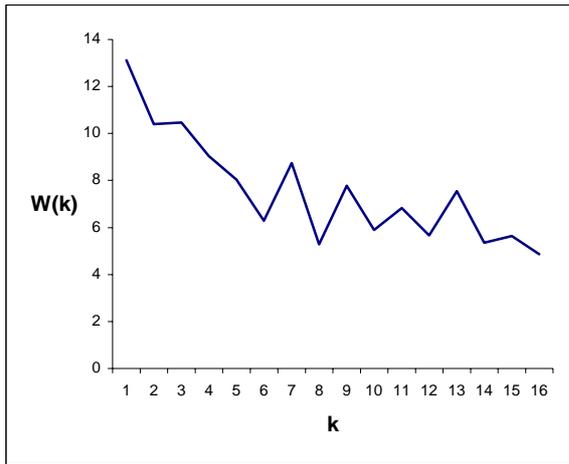


Рис. 6. АЧП сигнала в отведении V1 (блокада левой ножки пучка Гиса)

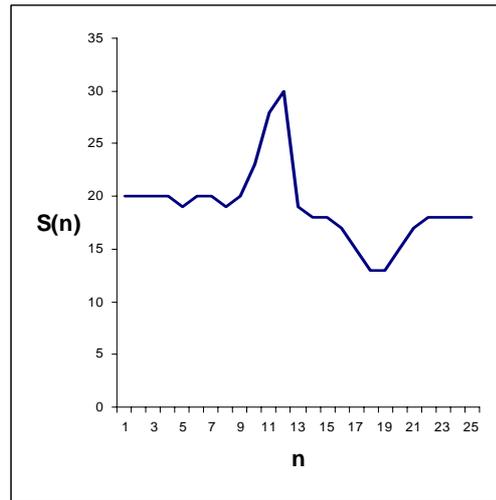


Рис. 9. АВП сигнала в отведении V5 (блокада левой ножки пучка Гиса)

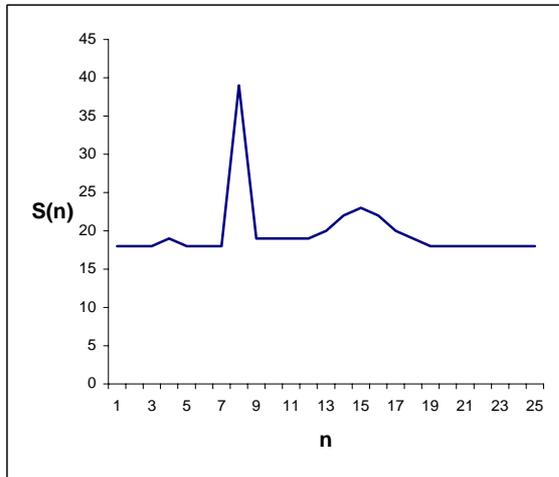


Рис. 7. АВП сигнала в отведении V5 (нормальная ЭКГ)

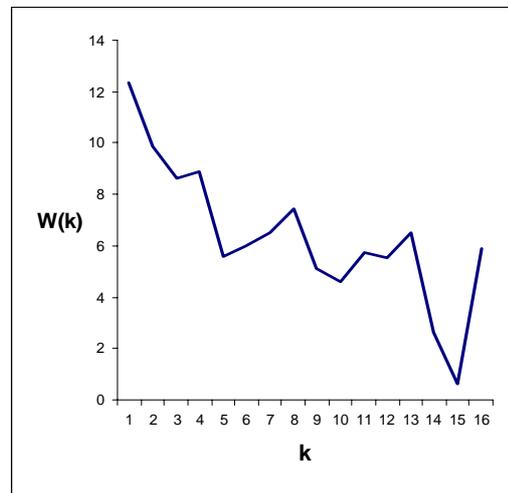


Рис. 10. АЧП сигнала в отведении V5 (блокада левой ножки пучка Гиса)

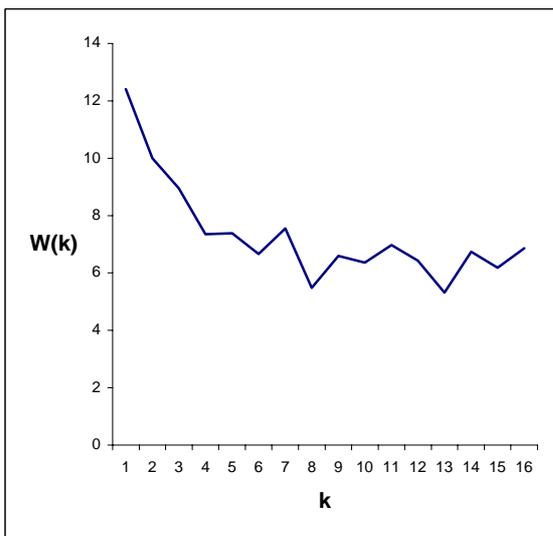


Рис. 8. АЧП сигнала в отведении V5 (нормальная ЭКГ)

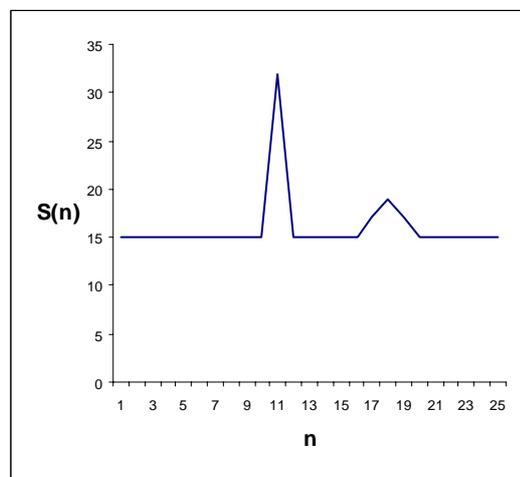


Рис. 11. АВП сигнала в отведении V6 (нормальная ЭКГ)

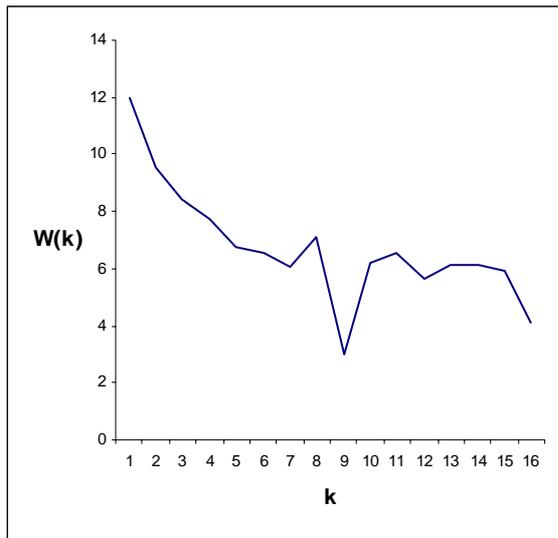


Рис. 12. АЧП сигнала в отведении V6 (нормальная ЭКГ)

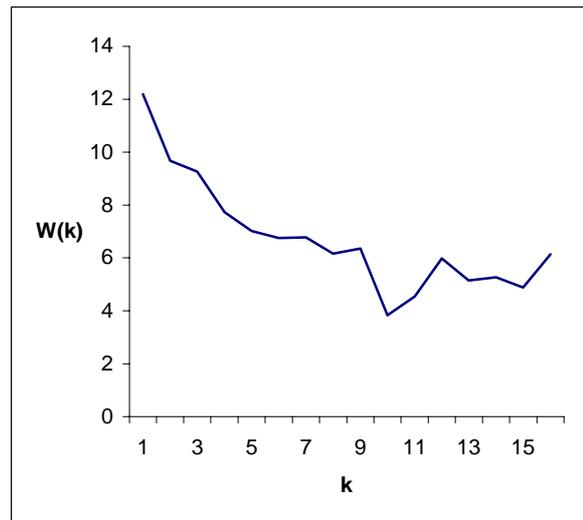


Рис. 14. АЧП сигнала в отведении V6 (блокада левой ножки пучка Гиса)

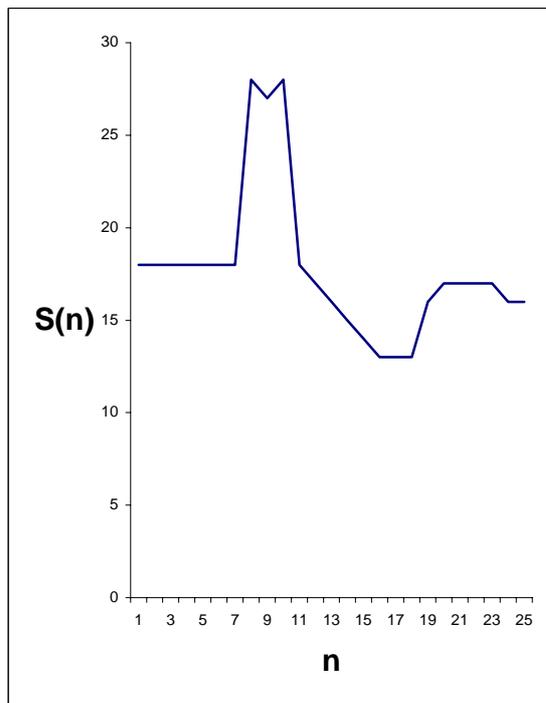


Рис. 13. АВП сигнала в отведении V6 (блокада левой ножки пучка Гиса)

Литература

1. Маколкин В.И., Подзолков В.И., Самойленко В.В. ЭКГ: анализ и толкование. – М.: ГЭОТАР Медицина, 2000. – 160 с.
2. Гаджаева Ф.У., Григорьянц Р.А., Масенко В.П., Хадарцев А.А.. Электрокардиографические системы отведений. – М.: Медицина, 1996. – 116 с.
3. Де Луна А.Б. Руководство по клинической ЭКГ. – М.: Медицина, 1993. – 704 с.
4. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: МИА, 1999. – 528 с.
5. Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация. – М.: МЕДпресс, 1999. – 223 с.
6. Хан М.Г. Быстрый анализ ЭКГ. – СПб. – М.: Невский диалект-БИНОМ, 1999. – 286 с.

Поступила в редакцию 14.05.2007

Рецензент: д-р техн. наук, проф. Н.И. Чичикало, Донецкий национальный технический университет, Донецк.