УДК 61:061.2/.4

Ю. Б. Камалова, магистрант Ижевский государственный технический университет имени М. Т. Калашникова

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ СНЯТИЯ И АНАЛИЗА ВЕКТОРЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Разработан прибор для регистрации векторэлектрокрадиографического сигнала – векторэлектрокардиограф. Рассмотрен принцип работы и обоснованы технические характеристики разработанного путем аппаратной реализации формул синтеза отведений Франка (vx, vy, vz) прибора – векторэлектрокардиографа, описана процедура регистрации векторкардоиграмм (ВКГ), проанализирован способ синтеза ВКГ из электрокардиограммы (ЭКГ), выведены доверительные интервалы диагностических параметров ВКГ.

Ключевые слова: векторкардиограф, ВКГ, ЭКГ, система отведений Франка

Введение

Электрофизиологическая диагностика активности органов и тканей особенно важна на ранних стадиях развития болезни, когда анатомические нарушения в тканях еще не заметны, но существенны изменения их электрической активности.









Рис. 3. Кардиоцикл, выведенный аналитически из формул синтеза ВКГ



Рис. 2. Трехмерные ВКГ-петли, синтезированные из стандартных отведений ЭКГ по формулам Франка

Рис. 4. Трехмерная ВКГ-петля, построения в случае наложения электродов по Франку

Большинство современных векторэлектрокардиографов не позволяют снимать векторкардиограмму напрямую (векторкардиограммы синтезируются на основе электрокардиограммы и реэлектрокардиограммы [1–3]), что снижает точность диагностики.

Актуальность исследования определяется необходимостью повышения эффективности медицинской диагностики людей с различными видами аритмий с применением автоматизированных средств анализа и расшифровки ЭКГ и ВКГ.

Целью работы является разработка методики диагностирования нарушения ритма с элементами топической диагностики методом векторкардиографических отведений.

Задачи:

 разработка макета аппарата для съемки кардиосигнала по методу Франка;

 разработка средства согласования прибора с компьютером;

3) создание диагностического правила (распределение методов для постановки диагноза) на основе стохастической обработки данных.

Метод и методика исследования

Данный метод можно охарактеризовать как пространственное динамическое исследование электрического поля сердца в процессе кардиоцикла.

Объект контроля – сердце человека. В основе метода лежит принцип получения пространственной фигуры, являющейся графическим изображением изменений величины и направления электродвижущей силы в течение сердечного цикла.

ВКГ, как в норме, так и при патологии, состоит из следующих элементов: изоэлектрическая точка, петля Р (отражение процессов возбуждения миокарда предсердий), петля QRS (отражение возбуждения миокарда желудочков), начальное отклонение, соответствующее появлению зубца Q на скалярной ЭКГ, петля Т (отражение процесса реполяризации миокарда желудочков) (рис. 5).



Рис. 5. Векторная петля на плоскости и ее основные параметры

Как известно, максимальное напряжение, снимаемое с кожных покровов человека, составляет $U_{\rm max} = 1 \,\mathrm{MB}$, сопротивление кожи человека ($R_{\rm TEЛA}$) в обычных условиях колеблется от 10 до 30 кОм. Нижняя граница входного сопротивления устройства 10· $R_{\rm TEЛA}$ (множитель 10 обусловлен тем, что при таком значении входного сопротивления внутреннее сопротивление не влияет на результат измерения (из теории вольтметров), исходя из этого входное сопротивление устройства составляет $R = 300 \,\mathrm{kOm}$.

В соответствии с ГОСТ 19687–89 «Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний», диапазон входных напряжений сигналов составляет от 0,03 до 5 мВ [4].

Также допускается проверять диапазоны и погрешности измерения напряжения и интервалов времени по тестовым электрокардиосигналам [5], вследствие чего для построения временной диаграммы связи сигналов управления и регистрируемых сигналов была определена форма регистрируемых сигналов в виде зависимостей $U_x(t)$, $U_y(t)$, $U_z(t)$. В качестве эталона использовался набор тестовых кардиосигналов здоровых людей (данные получены из электронной базы кардиосигналов PhysioNet) [6]. Внешний вид полученных зависимостей амплитуды сигнала от времени для каналов X, Y, Z приведен на рис. 6, *a*–*в*.

На рис. 7 приведена временная диаграмма регистрируемых и управляемых сигналов.

Для оценки изменения амплитудно-частотных характеристик определенного участка кардиосигнала традиционно применяются методы спектрального анализа, в частности, метод быстрого преобразования Фурье, с помощью которого периодический и непрерывный сигнал раскладывают на составляющие его колебания различной частоты и амплитуды [7, 8].

Полезный спектр кардиосигнала ограничивается частотой, равной приблизительно 50 Гц, тогда как при частоте дискретизации 1 200 Гц теоретически частота сигнала может достигать 600 Гц, реально эта цифра уменьшена в 3–5 раз, т. е. частота кардиосигнала должна была составить 120 Гц [9].

По теореме Котельникова, частота дискретизации сигнала должна быть минимум в два раза больше частоты самого сигнала, вследствие чего минимальная частота дискретизации должна составить 240 Гц. В соответствии с ГОСТ Р 50444–92, частота дискретизации кардиосигнала может быть выбрана из ряда $f = 200/500/1\ 000/2\ 000\ \Gamma$ ц [10]. Из этого ряда выбрана частота дискретизации 1 кГц.

В этом случае период измерений составил $t = 1/1\ 000\ \Gamma \mu = 1\ mc.$ Следовательно, каждую 1 мс необходимо было измерять и передавать состояние 3 каналов, что требовало трех измерений, и четырех пакетов передачи данных (*n*), включая стартовый пакет (0xFFFF). Объем передаваемой информации при этом вычисляли по следующей формуле:



$$I = 1\ 000 \cdot N_I \cdot n \,, \tag{1}$$

где I – объем информации, передаваемой в 1 с, кбайт; N_I – количество байт, составляющих один пакет; n – количество пакетов.

Следовательно, объем передаваемой информации в единицу времени составил $I = 1\ 000.2.4 = 8\ \text{Кбайт/с.}$ Скорость передачи данных по последовательному каналу составила при этом 8 Кбайт/с (8 бит + 1 стартовый бит + 1 стоповый бит) = 80 Кбод.

В соответствии с приведенными расчетами можно утверждать, что суммарное количество измерений по трем каналам составило 3000 измерений/с.

Были рассмотрены технические параметры блоков устройства, структурная схема которого приведена на рис. 8.



Рис. 8. Структурная схема разработанного устройства

Для данной задачи использовались грудные присасывающиеся электрокардиографические электроды.

Входное устройство содержало матрично-резистивный блок и блок усилителей (рис. 9). Для усиления сигнала, поступающего с резистивного делителя, были выбраны инструментальные дифференциальные усилители, отличающиеся высокой помехоустойчивостью, широко применяющиеся в кардиографическом оборудовании.

В качестве составных элементов резистивной матрицы были выбраны высокоточные резисторы с допуском 1 или 0,5%, применяемые в измерительной технике, или подгоняемые под требуемую величину спиливанием верхнего слоя резистора и контролем сопротивления на измерительном мосту.

Резистивный делитель обеспечивал аппаратную реализацию синтеза отведений Франка (vx, vy, vz). Аналитически резисторы реализовывали формулы:

$$\begin{aligned} \phi_{xF} &= 0,610 * \phi_A + 0,171 * \phi_C - 0,781 * \phi_I \\ \phi_{yF} &= 0,655 * \phi_F + 0,345 * \phi_M - 1,0 * \phi_H \\ \phi_{zF} &= 0,133 * \phi_A + 0,736 * \phi_I - 0,264 * \phi_I - \\ &- 0,374 * \phi_E - 0,231 * \phi_C. \end{aligned}$$
(2)

Данные соотношения характеризуют компоненты вектора сердца, которые с определенной точностью пропорциональны компонентам суммарного дипольного момента кардиогенератора в прямоугольной системе координат Франка x_F , y_F , z_F .



Рис. 9. Матрично-резистивная и усилительная часть устройства

Для обеспечения требуемого коэффициента усиления из формулы для расчета коэффициента усиления G было найдено сопротивление обратной связи R_G [11]:

$$G = \frac{49,4 \text{ KOM}}{R_G} + 1, \qquad (3)$$

$$R_G = \frac{49,4 \text{ KOM}}{G-1} \,. \tag{4}$$

Для решения данной задачи было достаточно и необходимо усилить сигнал в 100 раз, т. е. при коэффициенте усиления G = 100 мB/1 мB = 100 : $R_G = 498,98 \text{ Ом} \approx 499 \text{ Ом}$ (фигура 2).

Было определено наименьшее изменение измеряемой величины, которое вызывает ощутимое изменение показаний прибора, т. е. разрешающая способность (PC).

РС по частоте – это минимально регистрируемый квант времени, который характеризует период цикла опроса всех каналов АЦП. Как было описано выше, РС по частоте 1 кГц. РС по длительности – это минимально возможный импульс, который надо зарегистрировать.

Информативным будет являться один полный кардиоцикл, длительность которого составляет примерно 0,55 с.

Действие управляющего сигнала можно описать последовательностью: старт запуска стробирования, сохранение результата в АЦП микроконтроллера (МК), копирование результата с АЦП в оперативную память МК, стоп измерения, передача данных в большой компьютер. Время передачи 8 байт: $t_{\text{пер}} = 0,76$ мс.

Также было рассчитано, сколько при необходимых для данной задачи настройках и тактовой частоте длилось измерение одного канала АЦП: одно преобразование занимает 13 тактов, тогда время измерения данных с трех каналов при скорости передачи данных 115200 бит/с составило 0,34 мс.

На частоте АЦП всего 39 тактов, 88 тактов на частоте передачи УСАПП (рис. 10).

Программно осуществлялось одновременное измерение очередного канала и передача данных предыдущего. Но в нашем случае процесс измерения 13 тактов на частоте АЦП и процесс передачи данных УСАПП 11 тактов на частоте УСАПП перекрывались, так как предделитель АЦП сбрасывался в момент начала преобразования, и именно в момент начала преобразования всегда начинался отсчет с нуля, предделитель УСАПП тоже сбрасывался в начале передачи.

Длительность 1 такта:

T = 1/115200 = 8,7 мкс.

Следовательно, время измерения (13 тактов):

 $t_{\text{H3M}} = 13 \cdot 8,7 \text{ MKC} = 113,1 \text{ MKC} = 0,113 \text{ MC}.$

Время передачи (11 тактов):

 $t_{\text{пер}} = 11*8,7$ мкс = 95,7 мкс = 0,096 мс.

Передача восьми байт (с учетом шести тактов паузы, когда ожидаем конца измерений):

 $t_{\text{ПЕР}} = (11 \text{ тактов}*8 + 6 \text{ тактов}) + 8,7 \text{ мкс} = 818 \text{ мкс} = 0,8 \text{ мс}.$

Измерение последних тактов трех каналов синхронно с передачей первых тактов предыдущих данных (рис. 11).



Рис. 11. Временная диаграмма связи сигналов управления и регистрируемых сигналов

Для нахождения диагностического правила использовалась база данных оцифрованных ЭКГ с сайта PhysioNet [12].

Применяли критерий Шапиро – Уилка проверки распределения на нормальность к выборке из 59 наблюдений. Реально достигнутый уровень значимости получился больше 10%, что хорошо говорит в пользу нормальности: для большинства параметров (14 из 19) распределение нормальное с вероятностью 70–97% (рис. 12, *a*, *б*). Для анализа данных использовался программный пакет Statistica 6.0.



Рис. 12. Нормальное распределение: *а* – угла между осью петли QRS и плоскостью XY; *б* – параметра PQ

Полученные данные были занесены в табл. 1 (D – дисперсия, M – мат. ожидание, Min и Max – начало и конец доверительного интервала, СКО – среднеквадратическое отклонение).

Таблица 1. Доверительные интервалы информативных параметров ЭКГ и ВКГ для случая «нормы»

	М	D	σ	Min	Max	
		ЭКГ				
PQ, мс	0,122	0,00036	0,019	0,091	0,165	
QR, мс	0,031	0,00002	0,004	0,022	0,042	
RS, мс	0,025	0,00003	0,005	0,017	0,036	
QT, мс	0,309	0,00095	0,031	0,253	0,375	
RT, мс	0,278	0,00089	0,030	0,224	0,343	
RR, мс	0,912	0,01820	0,135	0,665	1,221	
RR deviation,						
мс	0,075	0,00911	0,095	0,015	0,211	
ВКГ						
QRS square,						
мB ²	0,854	0,19899	0,446	0,308	1,836	
T square, мВ ²	0,057	0,00157	0,040	0,008	0,213	
P square, мВ ²	0,012	0,00002	0,005	0,005	0,024	
P angle XY,						
град	51,035	314,30346	17,729	16,287	85,783	
P angle YZ,						
град	92,634	877,95055	29,630	34,559	150,710	
P angle XZ,						
град	104,960	538,02068	23,195	59,498	150,423	
QRS angle						
ХҮ, град	-2,530	331,32818	18,202	-38,207	33,147	
QRS angle						
ҮΖ, град	-12,638	1046,71739	32,353	-76,050	50,774	
QRS angle						
ХZ, град	-4,074	467,81561	21,629	-46,467	38,319	
T angle XY,	22.021	1270 225 (0	27 10(-	40 726	
град	-32,031	13/8,33560	37,126	104,/98	40,/36	
1 angle YZ,	10.465	046 295 42	20.7(2	40.020	70 750	
град Тапаla УZ	19,465	940,28543	30,762	-40,828	19,139	
i angle XZ,	16 069	1061 74220	22 504	47 707	70.024	
град	10,008	1001,/4328	32,384	-4/,/9/	19,934	

Сравнивая полученные результаты с теоретическими, можно сделать вывод о достоверности обработки данных (табл. 2). Ошибка получилась менее 17 %.

Таблица 2. Сравнительная таблица параметров ЭКГ

<u></u>						
	Практические	Теоретические	Ошибка, %			
	значения, мс	значения, мс				
PQ	0,091-0,165	0,12-0,2	13,7–9,6			
QT	0,253-0,375	0,35-0,42	16–5,7			
RR	0,665-1,221	0,75-1,0	6–10			

Результаты

Был разработан алгоритм обработки электрокардиограммы (ЭКГ), позволяющий в автоматизированном режиме определять пики и интервалы ЭКГ и синтезировать ЭКГ с использованием данной информации; была разработана принципиальная схема макет прибора – векторэлектрокардиографа И ВЭКГ-01, позволяющего регистрировать ВКГ без использования данных об ЭКГ. Также было сформировано диагностическое правило, определяющее информативные параметры ЭКГ и ВКГ нормы и патологии: при отклонении значения RR от найденного можно говорить о том, что с допуском 6-10 % при синусовом ритме (зубцы Р - перед каждым комплексом QRS) наблюдаем отклонение ритма сердца при ЧСС > (тахи-) или < (брадикардия) возрастной нормы.

В ходе теоретической разработки проявилась необходимость уточнения формул синтеза ВКГ из ЭКГ, апробации и внедрения векторэлектрокардиографа ВЭКГ-01 в диагностическую практику для определения уровня повышения точности топической диагностики аритмий.

Библиографические ссылки

1. Патент № 2268 641 (RU). Дифференциальный вектор-кардиограф. – URL: http://www.freepatent.ru/images/ patents/201/2268641/patent-2268641.pdf (дата обращения: 27.11.2013).

2. Векторкардиограф : пат. СССР 30.06.1982 – SU 938930 / О. А. Пятак, А. Ш. Лазаретник, Н. В. Мельничук, Д. Г. Ротенберг, А. Н. Фойда, Э. И. Гулянский, А. П. Ковтун, А. С. Пономаренко и Т. Г. Свиженко. – URL: http://patentdb.su/6-938930-vektorkardiograf.html (дата обращения: 27.11.2013).

3. Способ получения электрокардиограммы в двенадцати отведениях. Патент на изобретение № 2229836; заявка 2002110136/142002110136/14, 17.04.2002; дата публикации заявки: 20.02.2004; опубликовано: 10.06.2004. – URL: http://bd.patent.su/2229000-2229999/pat/servl/servlet 3432.html (дата обращения: 27.11.2013).

4. ГОСТ 19687–89. Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний. – М. : Изд-во стандартов, 1994. – URL: http://standartgost.ru/%D0%93%D0%9E%D0% A1%D0%A2%2019687-89 (дата обращения: 27.11.2013).

5. ГОСТ 19687–89. Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний. – М. : Изд-во стандартов, 1994. – С. 6.

6. St.-Petersburg Institute of Cardiological Technics 12lead Arrhythmia Database [База данных кардиосигналов аритмий 12-ти отведений Санкт-Петербургского института кардиологических технологий им. Алмазова] // PhysioNet [сайт]. – URL: http://physionet.org/pn3/incartdb/ (дата обращения: 10.03.2012).

7. Ventricular Late Potentials Characterisation in Time-Frequency Domain by Means of a Wavelet Transform / O. Meste, H. Rix, P. Caminal et al. // EEE Transactions on Biomedical Engineering. – July 1994. – Vol. 41, Nr. 7. – Pp. 625-634.

8. Марпл-мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения : пер. с англ. О. И. Хабарова, Г. А. Сидоровой ; под ред. И. С. Рыжака. – М. : Мир, 1990. – 584 с. – URL: http://bookfi.org/dl/445595/052058 (дата обращения: 27.11.2013).

9. Латфуллин И. А., Тептин Г. М., Контуров С. В. Сравнительный анализ погрешностей в аналоговой и компьютерной электрокардиографии // Вестн. аритмологии. – 1999. – № 13. – С. 54–58.

10. ГОСТ Р 50444–92. Приборы, аппараты и оборудование медицинские. Общие технические условия. – М. : Издво стандартов, 1995. – 165 с. – URL: http://www.gosthelp.ru/gost/gost38398.html (дата обращения: 27.11.2013).

11. AD620AN datasheet, AD620AN pdf, AD620AN data sheet, datasheet, data sheet, pdf, Analog Devices, Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier. – URL: http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/analogdevices/AD62 0AR.pdf (дата обращения: 27.11.2013).

12. St.-Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database хБаза данных кардиосигналов аритмий 12-ти отведений Санкт-Петербургского института кардиологических технологий им. Алмазова]. – URL: http://physionet.org/pn3/incartdb/ (дата обращения: 27.11.2013).

* * *

Yu. B. Kamalova, Master's Degree student, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

The calculation of statistical parameters in the recognition of pollen grains, obtained on the scanning electron microscope

The apparatus for vector electrocardiogram (VCG) recording has been developed. The work principle has been considered and technical characteristics of developed apparatus based on Frank's formulas are justified. The VCG recording procedure has been described. The way of electrocardiogram (ECG) from vector electrocardiogram synthesis has been analyzed. Confidence limits of VCG diacrisis parameters have been obtained.

Keywords: vector electrocardiograph, VCG, ECG, Frank's lead system

Получено: 15.10.13

УДК 620.17:658.56

В. А. Кузнецова, инженер-технолог; П. Л. Кузнецов, заместитель начальника отдела главного метролога; Е. А. Беляева, инженер-технолог; ОАО «Элеконд» (Сарапул) В. В. Муравьев, доктор технических наук, профессор Ижевский государственный технический университет имени М. Т. Калашникова

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НА ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КАЧЕСТВА МАТЕРИАЛОВ ТАНТАЛОВЫХ ОКСИДНО-ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ЧИП-КОНДЕНСАТОРОВ^{*}

Проведены экспериментальные исследования влияния качества исходных материалов, применяемых для изготовления танталовых чип-конденсаторов, на выход годных изделий.

Ключевые слова: танталовые оксидно-полупроводниковые чип-конденсаторы, эксплуатационные характеристики, брак

Введение

Качество исходных материалов при изготовлении промышленных изделий оказывает существенное влияние на их надежность, безотказность, долговечность [1–3]. Известно, что области применения танталовых электролитических конденсаторов предъявляют повышенные требования к надежности изделий, большому ресурсу наработки. Поэтому важным моментом в производстве танталовых электролитических конденсаторов является определение критериев качества исходных материалов, влияющих на надежность изделий при эксплуатации [4–5]. Совершенствование технологий изготовления танталовых электролитических конденсаторов, возможность расширения области управления технологическим процессом изготовления базируются на установлении закономерностей и стадийности процессов, происходящих в материалах при воздействии электрической нагрузки, создание новой системы, позволяющей смоделировать процессы, происходящие внутри танталовых электролитических конденсаторов, при воздействии электрической нагрузки в ходе эксплуатации [6–7].

© Кузнецова В. А., Кузнецов П. Л., Беляева Е. А., Муравьев В. В., 2013

^{*} Работа выполнена при поддержке: Программы инициативных проектов фундаментальных исследований, выполняемых в Учреждении УрО РАН в 2012–2014 гг. (рег. № 12-У-2-1013); Программы стратегического развития Ижевского государственного технического университета имени М. Т. Калашникова на 2012–2016 годы (ПСР/М2/Н2.5/МВВ).