

УДК 615.471 : 616.12

В. В. Муравьев, доктор технических наук, профессор  
Ю. Б. Камалова, аспирант  
ИжГТУ имени М. Т. Калашникова

## ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС РЕКОНСТРУКЦИИ И РАСПОЗНАВАНИЯ ТРЕХМЕРНОЙ ВЕКТОР-КАРДИОГРАММЫ

Разработан алгоритм обработки электрокардиограммы, реконструкции вектор-кардиограммы из стандартной электрокардиограммы и вычисления информативных параметров вектор-кардиограммы численным методом. Произведен статистический анализ полученных данных, выведены достоверные интервалы информативных параметров. Разработан прибор для регистрации вектор-электрокардиографического сигнала – вектор-электрокардиограф.

**Ключевые слова:** вектор-кардиограф, вектор-электрокардиограмма, электрокардиограмма, система отведений Франка.

### Введение

Идея векторного изображения электродвижущей силы (ЭДС) биоэлектрической активности сердца возникла после классических исследований Эйнтховена (1913). Она основана на том, что форма электрокардиографической кривой зависит от места наложения электродов на тело при снятии электрокардиограммы (ЭКГ). Это дает основание считать, что регистрируемая разность потенциалов представляет в каждом данном отведении (разности потенциалов, возникающих на поверхности миокарда или в окружающей его проводящей среде при распространении волны возбуждения по сердцу [1]) лишь ту часть ЭДС сердца, которая соответствует проекции вектора ЭДС сердца на плоскость снимаемых отведений. Вследствие неомогенности структуры миокарда и особенностей строения приводящей системы потенциалы в отдельных точках поверхности сердца возникают одновременно. В норме создается определенный временной сдвиг между возбуждением отдельных участков сердечной мышцы. Изменения основных параметров вектор-кардиограммы (ВКГ) отражают изменение скорости и амплитуды возбуждения отдельных участков миокарда, в том числе патофизиологический сдвиг, вызванный различными поражениями сердечной мышцы.

Исходя из сказанного, биологический смысл ВКГ следует видеть в регистрации изменения скорости и амплитуды возбуждения одних участков миокарда по отношению к другим. Анализ ВКГ с этих позиций позволил автору выявить самостоятельную ценность метода.

Таким образом, с биологической точки зрения ВКГ можно рассматривать как регистрацию изменения во времени результирующего моментного вектора ЭДС сердца, что лежит в основе пространственного метода (ВКГ по Франку), и как регистрацию изменения скорости и амплитуды возбуждения одних участков миокарда по отношению к другим в ходе сердечного цикла.

Этот метод дает подробную качественную характеристику гипертрофированного сердца, выявляет степень желудочковых гипертрофий, обусловленных тем или иным ревматическим пороком сердца [2].

ВКГ позволяет отличить гипертрофию правого желудочка от блокады правой ножки или простого поворота электрической оси сердца (рис. 1).

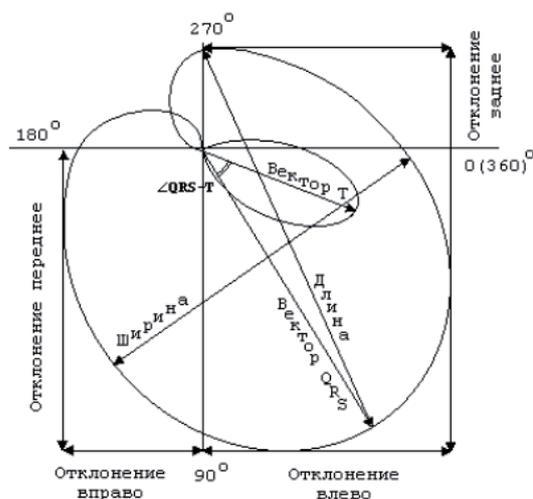


Рис. 1. Векторные петли и их параметры

ВКГ применяют в кардиологических отделениях для уточненной диагностики некоторых блокад и нарушений ритма сердца, гипертрофии и гиперфункции предсердий (с помощью предсердной ВКГ), а также в научных исследованиях [3].

Использование ВКГ существенно увеличило информационные и диагностические возможности ЭКГ [4]. Однако на раннем этапе развития метод не получил должного распространения в клинической практике из-за сложностей в регистрации и последующей обработке результатов.

Цель данной работы – разработка аппаратуры и методики диагностирования нарушения ритма сердца с элементами топической диагностики методом вектор-кардиографических отведений.

Для выполнения данной цели поставлены задачи:

1. Разработка макета аппарата для съемки кардиосигнала по методу Франка.
2. Разработка средства согласования прибора с компьютером.
3. Создание базы данных кардиосигналов.

4. Создание алгоритма диагностики нарушения ритма сердца на основе стохастической обработки данных.

**Методика исследования.**

**Аппаратная реализация**

Исходные положения:

– Все грудные электроды находятся на одном трансверсальном уровне, совпадающем с уровнем четвертого или пятого межреберья у края грудины (рис. 2).

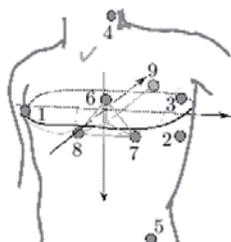


Рис. 2. Расположение электродов по методу Франка

– Соотношения между отведениями ВКГ по Франку и компонентам суммарного дипольного момента кардиогенератора определяются по формулам:

$$\varphi_{x_F} = 0,610 \cdot \varphi_A + 0,171 \cdot \varphi_C - 0,781 \cdot \varphi_I;$$

$$\varphi_{y_F} = 0,655 \cdot \varphi_F + 0,345 \cdot \varphi_M - 1,0 \cdot \varphi_H;$$

$$\varphi_{z_F} = 0,133 \cdot \varphi_A + 0,736 \cdot \varphi_I - 0,264 \cdot \varphi_I - 0,374 \cdot \varphi_E - 0,231 \cdot \varphi_C,$$

где  $\varphi_{x_F}$ ,  $\varphi_{y_F}$ ,  $\varphi_{z_F}$  – сигналы трех ортогональных отведений в стандартной вектор-кардиографической системе координат.

– Аппаратная реализация задачи: резистивный делитель аппаратно реализует приведенные выше формулы. Три полученные отведения подаются на инструментальные дифференциальные усилители, где сигнал усиливается в 100 раз (рис. 3).

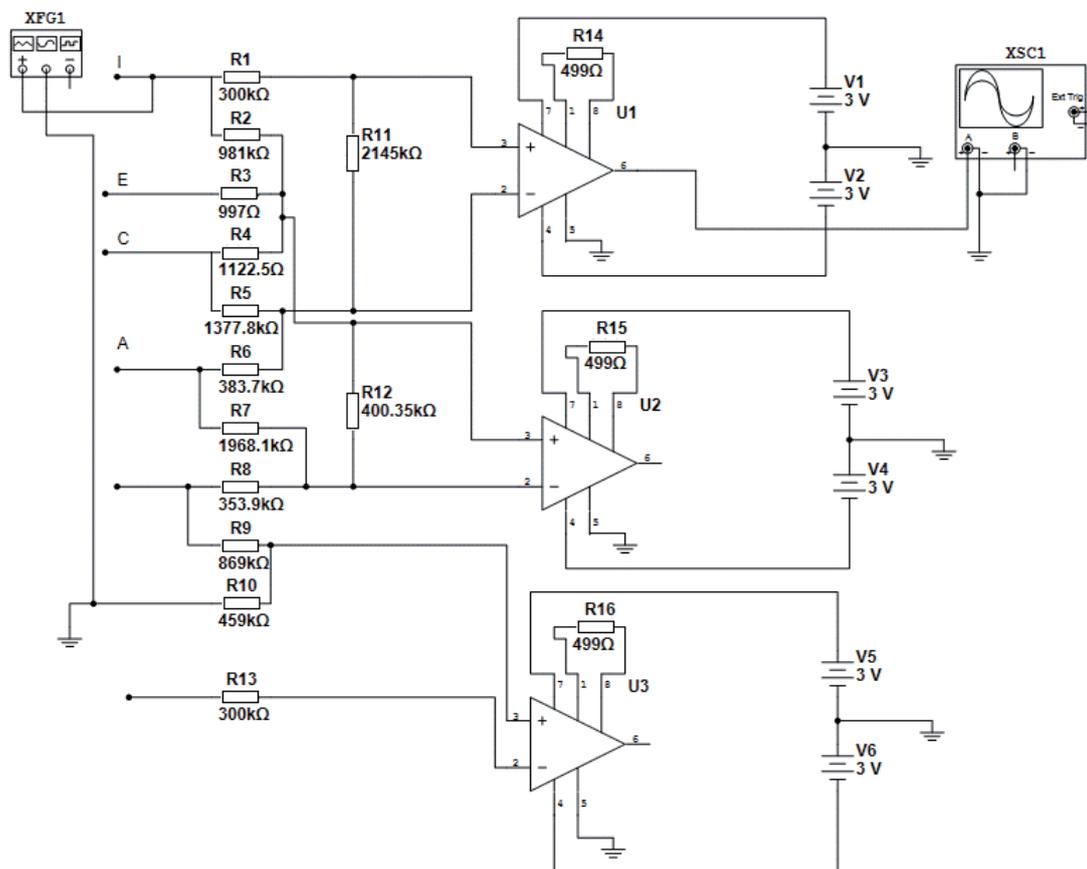


Рис. 3. Схема вектор-электрокардиографа

Для передачи в компьютер сигналы поступают на АЦП микроконтроллера Atmega 8a, после чего данные передаются через высокоскоростной оптрон 6N137 и гальваническую развязку на преобразователь интерфейсов MAX232. Функция МК – последовательно измерение трех каналов и передача восьми байт.

Построение алгоритма для нахождения информативных параметров синусовой аритмии, нормы и прочих аритмий осуществляли следующим образом.

1) Нахождение пиков в одном кардиоцикле ЭКГ в данной работе осуществляется путем идентификации локальных максимумов слева и справа от самого высокого пика  $R$ : если для какого-то  $i$   $x_{left}(i) < x_{mid}(i) > x_{right}(i)$ , где  $x_{left}$ ,  $x_{mid}$ ,  $x_{right}$  – предшествующий, рассматриваемый и последующий члены массива, то  $i$  – локальный максимум.

Так находятся  $RR$ ,  $PQ$ ,  $QT$  и др. По полученным данным строятся ВКГ-петли (рис. 4).

2) Площади петель определяются через сумму площадей треугольников, составляющих их. Площадь такого треугольника есть половина модуля векторного произведения последовательных точек.

3) Затем рассчитываются углы между вектором, описывающим петлю  $QRS$ , и плоскостями  $xy$ ,  $yz$ ,  $xz$

соответственно, как средневзвешенное по расстоянию до нуля, через  $\arctg(y/x)$ .

Примеры результатов обработки сигналов для пациентов s0329lre и s0273lre, полученных с помощью описанного алгоритма, приведены в табл. 1.

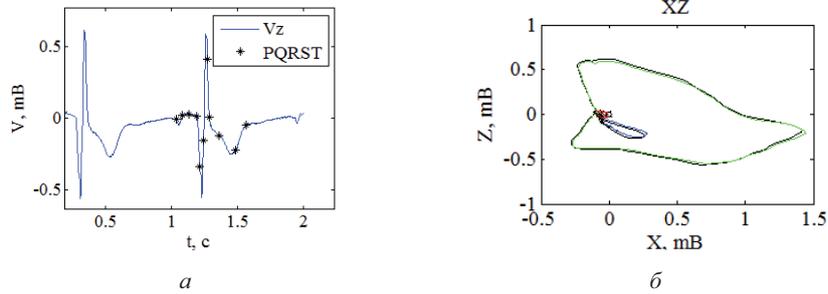


Рис. 4. ЭКГ (а) и ВКГ (б)

Таблица 1. Результаты распознавания ЭКС

Диагноз	ЭКГ	ВКГ
s0329lre		

### Обработка результатов

Для нахождения диагностического правила использовалась база данных оцифрованных ЭКГ с сайта PhysioNet [5].

Применяли критерий Шапиро-Уилка проверки распределения на нормальность к выборке из 59 на-

блюдений. Реально достигнутый уровень значимости получился больше 10 %, это очень хорошо говорит в пользу нормальности: для большинства параметров (14 из 19) распределение нормальное с вероятностью 70–97 % (рис. 5). Для анализа данных использовался программный пакет Statistica 6.0.

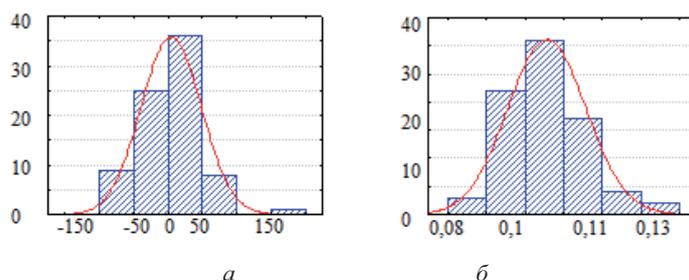


Рис. 5. Нормальное распределение: а – угла между осью петли QRS и плоскостью XY; б – параметра PQ

Для определения доверительного интервала (или диагностического правила) можно было применить правило «трех сигм»: практически все значения нормально распределенной случайной величины лежат в интервале  $[\bar{x} - 3 \cdot \sigma; \bar{x} + 3 \cdot \sigma]$ , где  $\sigma$  – среднеквадратическое отклонение с достоверностью 99,7 %.

Для оставшейся части параметров было выявлено, что вероятность нормальности распределения менее 5 %. Данные параметры имеют логнормальное, или инверснонормальное, распределение. Для них считали диапазон для исходной величины  $2,04 \cdot \sigma$ .

Полученные данные были занесены в табл. 2 ( $D$  – дисперсия;  $M$  – мат. ожидание; Min и Max – начало и конец доверительного интервала;  $\sigma$  – среднеквадратическое отклонение).

Сравнивая полученные результаты с теоретическими, можно сделать вывод о достоверности обработки данных (табл. 3). Ошибка получилась менее 17 %.

Таблица 2. Диагностическое правило

Показатель	$M$	$D$	$\sigma$	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, мВ <sup>2</sup>	0,854	0,19899	0,446	0,308	1,836
T square, мВ <sup>2</sup>	0,057	0,00157	0,040	0,008	0,213
P square, мВ <sup>2</sup>	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 XY, град	-2,530	331,32818	18,202	-38,207	33,147
QRS angle YZ, град	-12,638	1046,71739	32,353	-76,050	50,774
QRS angle XZ, град	-4,074	467,81561	21,629	-46,467	38,319
T angle XY, град	-32,031	1378,33560	37,126	-104,798	40,736
T angle YZ, град	19,465	946,28543	30,762	-40,828	79,759
T angle XZ, град	16,068	1061,74328	32,584	-47,797	79,934

Таблица 3. Сравнительная таблица параметров ЭКГ

Показатель	Практические значения, мс	Теоретические значения, мс	Ошибка, %
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

### Выводы

В результате проделанной работы был разработан макет аппарата для съемки кардиосигнала по методу Франка, средство согласования прибора с компьютером.

Был разработан алгоритм нахождения критических точек R, P, T, Q, S и отрезков PQ, QRS, ST, RR электрокардиограммы правильного синусового ритма с применением метода нахождения экстремумов.

Был опробован метод повышения точности диагностирования путем расширения поля диагностических признаков, для чего на основе данных, полученных при обработке электрокардиограмм, были построены ВКГ и найдены их основные параметры: площади петель QRS, T, P; углы между плоскостями, которым принадлежат соответствующие петли, и плоскостями XY, YZ, XZ соответственно.

Была создана база данных кардиосигналов, состоящая из 59 файлов, обработанных с целью построения и нахождения параметров ВКГ на основе распознавания параметров кардиоциклов соответствующих электрокардиограмм.

Для построения ВКГ были применены формулы Франка, при нахождении площадей ВКГ производилось усреднение ВКГ-петель, количество которых равно количеству кардиоциклов в электрокардиограмме соответственно.

В полученной выборке с применением стохастической обработки данных были найдены границы доверительных интервалов, определяющие диагностическое правило.

### Библиографические ссылки

1. Вебер В. Р., Гаевский Ю. Г., Шелехова Л. И. Аритмии. Алгоритмы диагностики и лечения. Атлас ЭКГ. НовГУ им. Ярослава Мудрого, 2008. – 206 с.
2. Калядин Н. И., Леменков В. А., Коробейников А. В. Автоматический анализ сигнала ЭКГ в компьютерном мониторингном комплексе // IV Всероссийская с участием стран СНГ конференция «Методы и средства обработки сложной графической информации», тезисы докладов, 2001. – 189 с.
3. Маркин А. В. Статистические свойства оценок сигналов и изображений при пороговой вейвлет-обработке в моделях с аддитивным шумом : автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – М. : Моск. гос. ун-т им. М. В. Ломоносова. Фак. вычислит. математики и кибернетики, 2010. – 321 с.
4. Калядин Н. И., Леменков В. А., Коробейников А. В. Автоматический анализ сигнала ЭКГ в компьютерном мониторингном комплексе // IV Всероссийская с участием стран СНГ конференция «Методы и средства обработки

сложной графической информации», тезисы докладов, 2001. – 189 с.

5. Маркин А. В. Статистические свойства оценок сигналов и изображений при пороговой вейвлет-обработке в

моделях с аддитивным шумом : автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – М. : Моск. гос. ун-т им. М. В. Ломоносова. Фак. вычислит. математики и кибернетики, 2010. – 321 с.

\*\*\*

V. V. Muravyev, DSc in Engineering, Professor, Kalashnikov ISTU  
Yu. B. Kamalova, Post-graduate, Kalashnikov ISTU

#### **Hardware and software system for 3D vector cardiogram reconstruction and recognition**

*The algorithm of electrocardiogram processing, vectorcardiogram reconstruction and calculating of its informative parameters is designed. The statistical analysis is carried out, and confidence intervals of informative parameters are derived. The apparatus for vector electrocardiogram (VCG) recording is developed.*

**Keywords:** vector electrocardiograph, vector electrocardiogram, electrocardiogram, Frank's lead system.

Получено: 18.03.16