

ча. К патологическим образованиям могут быть отнесены образования, имеющие площадь не менее 1 мм<sup>2</sup>. Данное значение площади было выбрано из следующих соображений. Образуемому очагу патологической резорбции предшествует расширение периодонтальной щели (пространство между телом челюстной кости и корнем зуба). По данным исследования [10], ширина периодонтальной щели в норме у лиц старше 24 лет составляет 0,8 мм. Таким образом, при расширении периодонтальной щели в 1 мм на протяжении 1 мм длины корня зуба мы можем примерно оценить минимальную площадь очага патологии, составляющую 1 мм<sup>2</sup>.

С целью идентификации очага патологической резорбции на ранней стадии значение «пороговой» площади было задано 0,5 мм<sup>2</sup>. Области пикселей, имеющие площадь более 0,5 мм<sup>2</sup>, отмечены на рис. 2г белым цветом.

*Критерием наличия патологической резорбции внутри кости является присутствие зоны, состоящей из пикселей, значения яркости которых принадлежат диапазону «патологических» значений, при этом площадь зоны превосходит 0,5 мм<sup>2</sup>.*

## Заключение

В настоящий момент программное обеспечение для автоматизированного распознавания зон патологической резорбции на изображениях поперечных срезов челюстных костей, полученных методом компьютерной томографии, проходит тестирование в лаборатории объемной дентальной диагностики «G.U.D.lab» (г. Екатеринбург). Тестирование пока полностью не завершено, однако уже получены предварительные данные, оказавшиеся весьма многообещающими: примерно в 65 % случаев удается достоверно определить зону патологической резорбции внутри челюстной кости. Высокая точность определения местоположения очага патологии позволяет получить к нему оптимальный доступ и выбрать эффективный метод лечения.

*Авторы выражают благодарность заведующему кафедрой экспериментальной физики УрФУ В.Ю. Иванову и профессору кафедры экспериментальной физики Б.В. Шульгину за поддержку в выполнении работы.*

### Список литературы:

1. Бондарик Е.А., Шумакова Е.В., Третьякович А.Г. Болезни зубов некариозного происхождения. Уч.-метод. пособие. – Минск: БГМУ, 2010. 48 с.
2. Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems – How Much is Enough? // J. of Digital Imaging. 2007. Vol. 4. PP. 422-432.
3. Смирнов А.В. Рентгенологическая диагностика остеопороза при ревматических заболеваниях // Consilium-Medicum.

2004, Vol. 06. № 8 / [http://old.consilium-medicum.com/media/consilium/04\\_08/574.shtml](http://old.consilium-medicum.com/media/consilium/04_08/574.shtml).

4. Лаврентьева Ю.Э., Путьрик М.Б. Способ определения площади патологических анатомических образований костных тканей по рентгеновским снимкам / Заявка на патент РФ № 2011145294/14 от 08.11.2011. Получено решение о выдаче патента.
5. Лаврентьева Ю.Э., Путьрик М.Б. Программа для ЭВМ № 2011617279 от 19.07.2011. Программа автоматизированного анализа цифровых рентгеновских снимков для выявления патологии в челюстных костях человека «Search of Pathologies in CT».
6. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. – М.: МЕДпресс-информ, 2009. 414 с.
7. SILVA, Isabela Maria de Carvalho Crusoe et al. Bone density: Comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography // Braz. Oral Res. 2012. Vol. 26. № 6. PP. 550-556.
8. Velho L., Frery A.C., Gomes J. Image Processing for Computer Graphics and Vision Second Edition. – Springer-Verlag London Limited, 2009.
9. Canny J. A computational approach to edge detection // IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 1986. Vol. 8. PP. 679-698.
10. Алпатова В.Г., Кисельникова Л.П., Васильев А.Ю. Анализ результатов эндодонтического лечения постоянных зубов у подростков и лиц молодого возраста // Российская стоматология. 2009. Т. 2. № 1. С. 30-35.

*Максим Борисович Путьрик,  
аспирант,  
кафедра экспериментальной физики,  
Уральский федеральный университет  
им. первого президента России Б.Н. Ельцина,  
Юлия Эдуардовна Лаврентьева,  
канд. мед. наук, генеральный директор,  
ЗАО «Центр изучения региональных  
стоматологических проблем  
с клиникой «Уралдент»,  
Игорь Николаевич Анцыгин,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
кафедра экспериментальной физики,  
Уральский федеральный университет  
им. первого президента России Б.Н. Ельцина,  
г. Екатеринбург,  
e-mail: pmb-88@mail.ru*

**А.И. Желонкин, Н.В. Алексеев, Ю.С. Соколов**

## Оценка сердечно-сосудистой деятельности на основе мониторинга параметров электрокардиограммы

### Аннотация

Электрокардиограмма и изменение ее параметров позволяют контролировать сердечно-сосудистые заболевания. За нормальные значения параметров ЭКГ принимаются усредненные значения, полученные в результате статистических исследований. Индивидуальные нормы практически отличаются от среднестатистических, но не являются признаками каких-либо нарушений функции сердечной деятельности индивидуума. Рассматривается схема построения сравнительного измерения и метода оценки ЭКГ.

Сравнение эффективности различных диагностических методов показывает, что наиболее полезная информация о функционировании внутренних органов и физиологических систем организма содержится в биоэлектрических сигналах, снимаемых с различных участков под кожным покровом или с поверхности тела. Прежде всего это относится к электрической активности сердца, электрическому полю головного моз-

га, электрическим потенциалам мышц. Именно эти важнейшие электрофизиологические процессы требуют особого внимания и создания электронной аппаратуры для решения конкретных задач и анализа в диагностических целях [1].

Особое место среди электрофизиологических методов диагностики занимают измерение и обработка электрокардиограммы (ЭКГ). Это связано с тем, что электрокардиограмма

является основным показателем, который в настоящее время позволяет вести профилактический и лечебный контроль сердечно-сосудистых заболеваний.

Эффективности электрокардиографических методов диагностики способствуют развитая и устоявшаяся система отведений и широкое использование количественных показателей ЭКГ. В последнее время в электрокардиографии интенсивно развивается направление, связанное с регистрацией и анализом низкоуровневых составляющих кардиосигнала. Опыт исследований в этой области позволяет говорить о перспективности анализа тонкой структуры ЭКГ для диагностики различных патологий сердечно-сосудистой системы на стадии их возникновения.

Развитие электрофизиологических методов диагностики требует совершенствования традиционных и создания новых методик исследований, разработки современных электронных приборов для их реализации. Проблема усовершенствования прибора для электрофизиологических исследований имеет несколько аспектов, влияющих на технические характеристики и основные конструктивные решения. Эти аспекты связаны с биологическим обоснованием метода, приемами его технической реализации, методами математической обработки биоэлектрического сигнала, конструктивным оформлением прибора как информационно-измерительной биотехнической системы [2].

Нормальная электрокардиограмма отражает процесс распространения возбуждения по проводящей системе сердца и сократительному миокарду после генерации импульса в синусно-предсердном узле.

На *рис. 1* представлены регистрируемые параметры ЭКС, в *табл. 1* приведены нормальные (статистически усредненные) значения ЭК-сигналов.

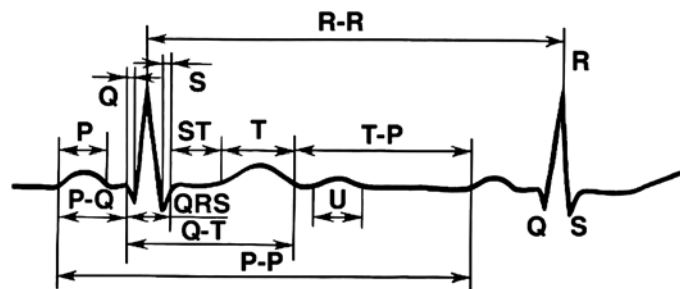


Рис. 1. Схематическое изображение нормальной электрокардиограммы: P – зубец, отражающий ход распространения возбуждения по предсердиям; интервал P-Q – время от начала возбуждения предсердий до начала возбуждения желудочков; интервал Q-T – время электрической систолы желудочков, включающей в себя распространение возбуждения по желудочкам сердца – комплекс QRS, сегмент RST и зубец T; волна U в норме наблюдается не всегда; R-R (P-P) – межжелудочковый интервал; T-P – диастолический интервал

На ЭКГ в норме выявляются предсердный зубец P и желудочковый комплекс QRST, состоящий из отрицательных зубцов Q, S, положительного зубца R, а также зубца T, положительного во всех отведениях, кроме VR, в котором он отрицателен, и V<sub>1</sub>-V<sub>2</sub>, где зубец T может быть как положительным, так и отрицательным или мало выраженным. Предсердный зубец P в отведении aVR в норме также всегда отрицательный, а в отведении V<sub>1</sub> он обычно представлен двумя фазами: положительной – большей (возбуждение преимущественно правого предсердия), затем отрицательной – меньшей (возбуждение левого предсердия). В комплексе QRS могут отсутствовать зубцы Q или (и) S (формы RS, QR, R), а также регистрироваться два зубца R или S, при этом второй зубец обозначается R<sup>1</sup> (формы RSR<sup>1</sup> и RR<sup>1</sup>) или S<sup>1</sup>.

По изменениям ЭКС диагностируют инфаркт миокарда, гипертрофию правого и левого желудочков, аритмии, блокаду правой и левой ножек пучка Гиса и другие нарушения проводимости, ишемию миокарда, перикардит, нарушение электролитного баланса, а также определяют действие сердечных препаратов.

Основные функциональные блоки электрокардиографа представлены на *рис. 2*.

Источником возбуждения ЭКС является биологический объект – пациент. Биопотенциалы малой величины от электродов Э (число электродов варьируется в зависимости от методики взятия отведений) поступают на коммутатор К, предназначенный для коммутации сигналов. При помощи коммутатора выбирается определенное отведение (в приборе применяются до 12 общепринятых отведений), которое подключается к предварительному усилителю ПУ, где усиливается для дальнейшей обработки. С полезным кардиосигналом усиливаются шумы и помехи, возникшие в процессе съема. Для подавления искажений в кардиосигнале используют аналоговую фильтрацию (АФ). Применяются аналоговые фильтры сетевой наводки и частотные фильтры. Отфильтрованный кардиосигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя (АЦП). АЦП преобразует кардиосигнал в цифровую форму. Эффективность дальнейшей обработки кардиосигнала определяется качеством аналого-цифрового преобразования, зависящим от качества отфильтрованного кардиосигнала. Цифровой кардиосигнал считывается микроконтроллером (МК), который предварительно обрабатывает кардиосигнал и передает на фильтрацию цифровыми фильтрами (ЦФ), обладающими высокой точностью, возможностью адаптивной фильтрации, в связи с чем происходит более качественное выделение полезного сигнала. Цифровые фильтры нижних и верхних частот устраняют высокочастотные и низкочастотные составляющие помех, при этом используются фильтры с частотой среза 20...50 и 1...3 Гц соответственно. Далее отфильтрованный кардиосигнал поступает в микропроцессор (МП). МП обеспечивает прием и обработку кардиосигналов. С выхода электрокардиографа кардиосигнал поступает в накопитель ОЗУ, в котором хранится и накапливается для дальнейшей обработки. Электрокардиограмму можно вывести на дисплей или на печать.

За нормальные значения параметров кардиограммы принимаются усредненные значения, полученные в результате статистических исследований. Индивидуальные нормы практически отличаются от среднестатистических (*табл. 1*), но не являются признаками каких-либо нарушений функции сердечной деятельности индивидуума. Поэтому целесообразно иметь собственную усредненно нормальную ЭК-характеристику и проводить сравнительные профилактические исследования с ней. Это позволяет иметь динамический портрет сердечной деятельности и на ранней стадии отражать не только изменения, но и предпосылки. При этом отпадает необходимость периодически обрабатывать ЭКГ и сравнивать ее с общеусредненной – достаточно фиксировать лишь отклонения. Такие изменения заносятся в память, и по этим значениям строится график, дающий динамическую картину состояния за любые промежуток времени.

Таблица 1

Наименование параметра	Значение параметра ЭКГ				
	Зубец P	Зубец Q	Зубец R	Зубец S	Зубец T
Амплитуда, мВ	0...0,25	< 0,2	< 2,5	< 0,6	0,3...0,8
Длительность, с	0,07...0,11	< 0,03	0,03...0,05	0,03	0,16...0,25

Схема реализации сравнительного анализа информативных параметров ЭКС представлена на *рис. 3*. Электрокардиографический блок обеспечивает съем и обработку ЭКГ-сигналов. С кардиографа кардиограмма поступает в ОЗУ, где она доступна для записи и чтения, и в блок сравнения. В блоке сравнения происходит сравнение текущей ЭКГ с предыдущей, с набором записанных ранее кардиограмм, с нормальными (усредненными) значениями параметров ЭКГ по набору временных и амплитудных параметров. При этом отклонения параметров фиксируются и представляются в виде динамических графиков, которые можно вывести на дисплей или распечатать.

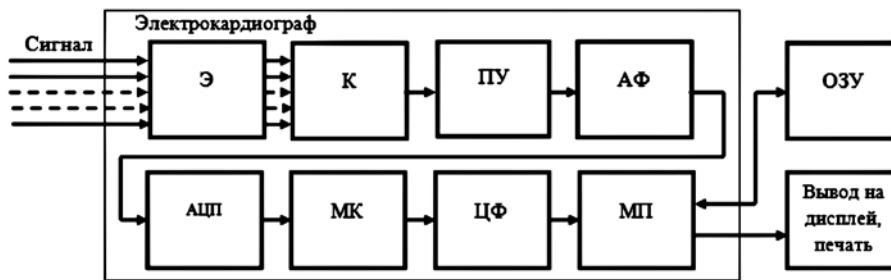


Рис. 2. Структурная схема электрокардиографа

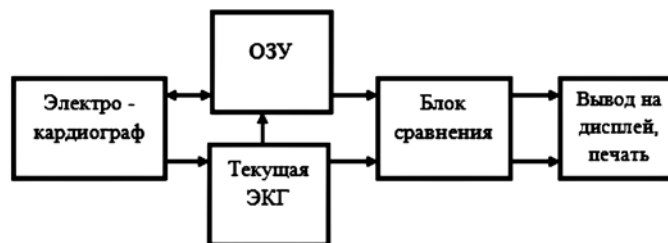


Рис. 3. Сравнительный анализ информативных параметров ЭКГ

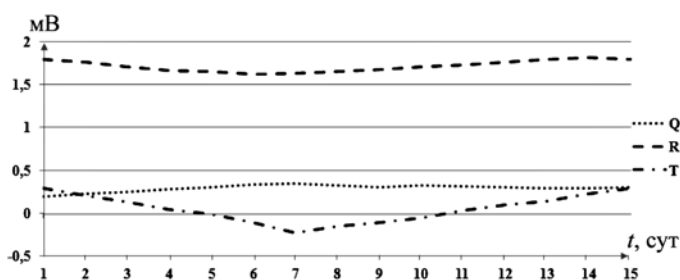


Рис. 4. Графическое представление динамического развития амплитудных параметров зубцов: Q, R, T (мВ – амплитуда зубца)

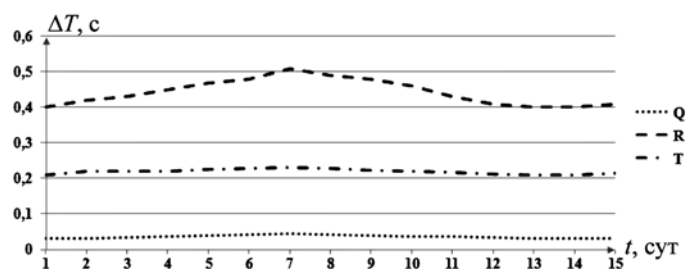


Рис. 5. Графическое представление динамического развития временных параметров зубцов: Q, R, T ( $\Delta T$  – продолжительность зубца)

На рис. 4, 5 показано графическое представление динамического развития параметров ЭКГ, полученное в течение определенного периода времени. Данные графики наглядно показывают картину развития патологии сердца – инфаркта миокарда. Изменения параметров ЭКГ фиксировались каждый день, в течение двух недель после возникновения миокарда. Инфаркт миокарда приводит к появлению более выраженного по амплитуде и длительности патологического зубца Q. Кроме изменений зубца Q, происходят изменения зубцов R и T. Спустя несколько часов после миокарда гибель миоцитов приводит к снижению амплитуды зубца R и появлению более выраженного патологического зубца Q, длительность зубца T возрастает.

В течение семи дней зубец T уменьшается и становится негативным, зубец R также уменьшается, зубец Q становится более выраженным, длительность зубцов увеличивается. В течение второй недели зубец Q уменьшается, зубец R начинает нормализоваться, зубец T становится менее глубоким, а на 10-11-й день заболевания повторно инвертируется, длительность зубцов R и T нормализуется. В конце второй недели после инфаркта зубцы R и T нормализуются, патологический зубец Q остается, что является неизменным признаком миокарда.

Графики (рис. 4, 5) иллюстрируют отклонения временных и амплитудных параметров от нормальных значений (табл. 1), что позволяет установить не критические временные изменения, накапливающие изменения и устойчивые изменения, связанные с определенной патологией.

Как видно из приведенных схем, реализация сравнительного метода значительно менее аппаратно насыщена и реализуется с использованием разработанных программ (типа Simulink, Scilab, DASYLab, LabView) путем их адаптации к решению поставленной задачи. При этом данная методика сокращает время обработки и проводится с помощью аппара-

туры и программных средств сравнения амплитудных, фазовых и временных характеристик ЭКГ.

В работе представлена методика сравнительной оценки параметров ЭКГ, значимость которой определяется оперативностью периодической оценки параметров. Диагностическая оценка (медицинский аспект) по изменениям параметров ЭКГ подтверждается продолжающейся обработкой результатов ежегодного профилактического осмотра студентов и сотрудников Московского государственного открытого университета (МГОУ) и иллюстрируется приведенными данными (табл. 1 и графики на рис. 4, 5).

#### Список литературы:

1. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – Медицинское информационное агентство (МИА), 2012. 560 с.
2. Желонкин А.И. Исследование процесса преобразования измерительным каналом / Труды LV1 научной сессии, посвященной Дню радио. – М.: ИПРЖР, 2001. С. 23-26.

Анатолий Иванович Желонкин,  
д-р техн. наук, доцент, профессор,  
Владимирович Алексеев Николай,  
аспирант,  
Юрий Сергеевич Соколов,  
аспирант,  
кафедра «Системы автоматизированного проектирования»,  
Московский государственный открытый  
университет им. В.С. Черномырдина,  
г. Москва,  
e-mail: gelonkin@yandex.ru