

Многоканальная регистрация ЭКГ с поверхности женского торса и визуализация характеристик сердца

Ю.С. Данилкина^{1,А}, М.Н. Крамм^{2,А}, Т.Л.Н. Чыонг^{3,А}, А.Ю. Бодин^{4,А}, Д.В. Краюшкин^{5,В}

^А Национальный исследовательский университет «Московский Энергетический Институт» (НИУ «МЭИ»), Москва, Россия

^В Национальный исследовательский университет «Высшая Школа Экономики» (НИУ «ВШЭ»), Москва, Россия

¹ ORCID: 0009-0003-9767-1504, pro100julie@mail.ru

² ORCID: 0000-0002-8360-9879, KrammMN@mpei.ru

³ ORCID: 0009-0003-7179-8494, truongthilannhi@gmail.com

⁴ ORCID: 0009-0005-9735-9806, bodin98@mail.ru

⁵ ORCID: 0009-0004-5474-1397, KrayushkinDenV@yandex.ru

Аннотация

Главной задачей обработки электрокардиосигнала со множественных униполярных отведений является визуализация карт распределения электрических потенциалов на поверхности торса и эпикарда. Такие распределения позволяют выявлять аритмогенные зоны и участки с нарушенной проводимостью, характерные для ишемической болезни сердца. Цель данной работы — это разработка программно-аппаратного комплекса для регистрации электрокардиограммы женского бюста с 46-ю предусмотренными электродами, а также для обработки и визуализации характеристик сердца на основе полученных данных. Реализация прототипа электрокардиографического женского жилета включает подбор необходимых компонентов и материалов, расчет погрешности угла размещения электродов в зависимости от параметров торса и разработку алгоритмов для снятия ЭКС. В рамках работы было проведено исследование, направленное на изучение возможности снятия кардиосигналов с молочной железы. Программно-аппаратный комплекс позволяет строить распределения потенциалов на поверхности торса и эпикарда. Разработанная система регистрации способствует повышению качества диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Ключевые слова: электрокардиография, распределение потенциалов, электрокардиографический жилет.

Введение

Современная медицина ставит перед собой задачи, связанные с разработкой методов и приборов, цель которых уменьшение количества заболеваний путем ранней диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Одним из наиболее информативных способов получения информации о состоянии электрического поля сердца является регистрация множественных отведений для ЭКГ-картирования [1,2,3]. Основной особенностью данного способа является большое количество электродов (до 240), расположенных на всей поверхности торса. Для решения актуальной задачи по получению параметров эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) и информации об электрической активности сердца (ЭАС) необходим программно-аппаратный комплекс, позволяющий снимать кардиосигнал с многоэлектродными отведениями с поверхности торса и строить карты потенциала по поверхности эпикарда [4,5,6,7]. Кроме того, появляется необходимость учета особенностей женского бюста при снятии кардиограммы. В дан-

ной работе приведен процесс реализации женского электрокардиожилета, а также приведены результаты захвата и обработки сигнала с поверхности женского торса.

1. Сравнение кардиосигнала в характерных точках

Молочная железа является парным органом, которая относится к типу апокринных желез кожи. В коже окрестности соска расположено много неисчерченных мышечных волокон. Молочная железа по типу своего строения относится к сложным альвеолярно-трубчатым железам [8].

Часть электродов измерительного комплекса расположена на молочных железах, электропроводность которых позволяет оценить плотность тканей и учесть затухания при последующей обработке. Стоит отметить, что электропроводность имеет тенденцию к увеличению с возрастом, в то время как электрическое сопротивление уменьшается. Кроме того, плотность грудных тканей зависит от множества факторов, таких как возраст, менструального цикла, периода лактации и т.д. (Стоядинович и др 2005; Короткова и др 2007).

На рисунке 1 представлено расположение электродов для классические методов кардиографии, которые не предполагают захват сигнала с молочных желез и являются универсальными для пациентов мужского и женского пола. В разработанном комплексе снятие кардиосигнала осуществляется в том числе с электродов, расположенных на молочных железах. Предполагается, что такой комплекс позволит строить более качественные и детальные карты потенциалов.

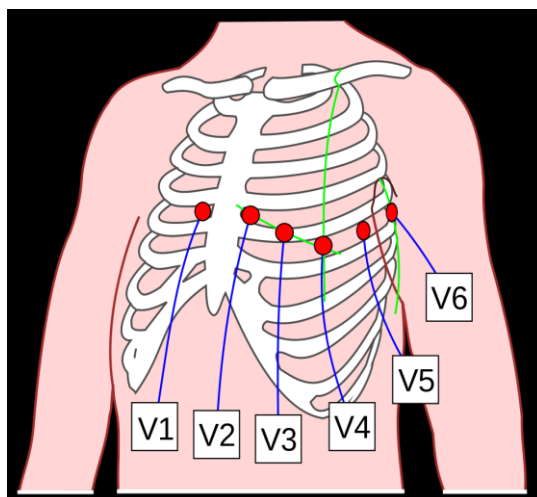


Рисунок 1. Стандартное расположение электродов

В рамках работы был проведен эксперимент по изучению возможности снятия кардиосигнала с молочной железы. Для этого была проведена серия экспериментов, в первой части которых электрод был установлен выше молочной железы, что (примерное положение V2, согласно грудным отведениям Вильсона), а второй электрод располагался вблизи центра груди. Данное расположение электродов помогает сравнить влияние свойств ткани на снятый сигнал. Результаты представлены на рисунке 2.

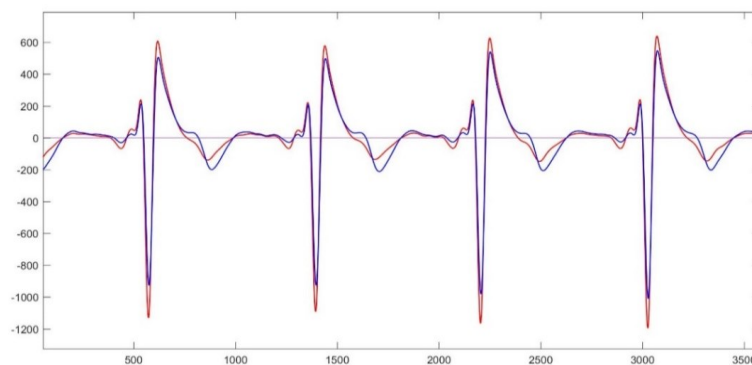


Рисунок 2. Кардиосигналы в характерных точках, снятых с электродов, расположенных на молочной железе и выше неё. Красный - электрод, расположенный выше молочной железы, синий – на ней.

Красным цветом изображен сигнал с электрода, расположенного выше молочной железы; синим – на ней. Можно заметить, что в сигнале на молочной железе амплитуда меньше, несмотря на близость к сердцу. Видно, что не во всех местах синий график меньше по амплитуде. Это объясняется положением диполя в пространстве [10, 11]. Сигналы идентичны друг другу и отличаются только по амплитуде.

Во второй части эксперимента, первый электрод был установлен на нижнюю часть груди, а второй на верхнюю. Результаты представлены на рисунке 3.

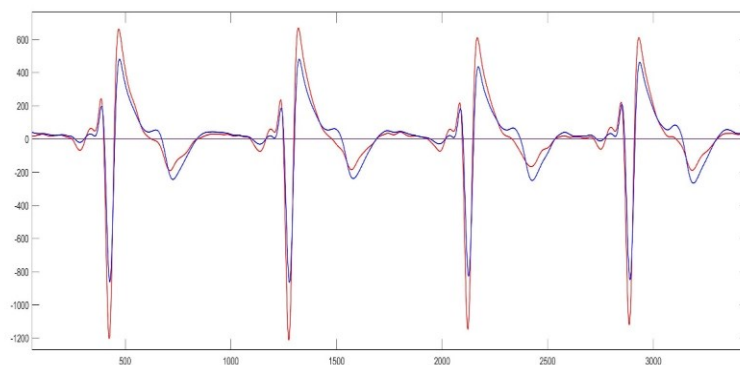


Рисунок 3. Кардиосигналы в характерных точках, снятых с электродов, расположенных на молочной железе и ниже неё. Красный - электрод, расположенный выше молочной железы, синий – ниже.

Сигнал с нижней части груди (синий, рис. 3) меньше по амплитуде, чем красный (над молочной железой). Разница в сигналах происходит из-за ослабления сигнала в плотных тканях груди. Это прослеживается и в предыдущем эксперименте.

На основании представленных результатов, можно сказать, что сигнал не значительно затухает в тканях молочных желез, тем самым, не теряя информативности и качества.

2. Женский электрокардиографический жилет

2.1 Описание

Комплекс снятия кардиосигнала с многоэлектродными отведениями представляет из себя жилет, на котором располагаются отверстия для размещения электродов. Основная задача жилета – плотное размещение на торсе человека электродов с сохранением их угловых размеров. Для правильного и постоянного позиционирования жилета

используются утягивающие ремни. На рисунке 4 представлен макет жилета, где 1 – пара плечевых ремней, 2 – пара утягивающих ремней и 3 – отверстия для размещения электродов.

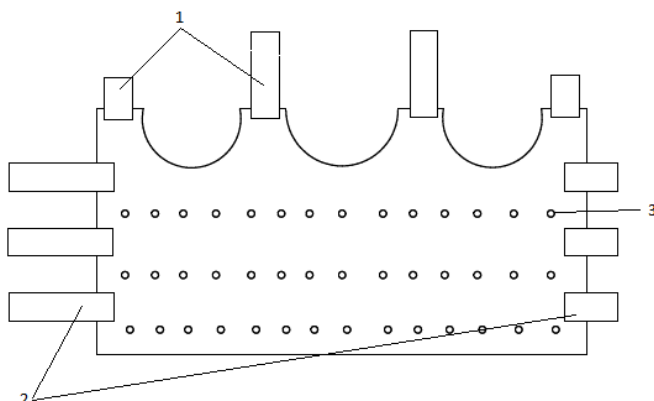


Рисунок 4. Макет электрокардиографического жилета

При проектировании жилета особо внимание уделялось ткани. Электроды располагаются на поверхности жилета, следовательно, важен контакт электрод-кожа. Он может быть обеспечен за счет растяжимости ткани. Немаловажными критериями являются отсутствие памяти формы, износостойкость, большое электрическое сопротивление, удобство при работе, а также материал не должен накапливать статический заряд. Более подходящей тканью оказался неопрен. Неопрен является гипоаллергенной тканью, что очень важно, так как создаваемый жилет довольно плотно прилегает к коже человека.

Размеры для жилета были выбраны исходя из универсальности. Так как неопрен хорошо тянется, есть возможность охватить больший размерный ряд. С помощью ремешков может производиться тонкая настройка до полного прилегания ткани. Выкройка была разработана на женский средний размер М (medium, 46-48 размер), для увеличения размерной сетки требуется пошив других размеров изделия.

Основное требование к электродам – малая площадь токосъемной поверхности единиц квадратных миллиметров, поэтому использование обычных электрокардиографических электродов с площадью порядка 170 мм² недопустимо, поэтому используется электроды MCScar-E от производителя «Медицинские компьютерные системы». Электроды MCScar-E – это точечный Ag/AgCl sintered электрод для регистрации ЭЭГ. Они предназначены для исследований, требующих частой установки и быстрого извлечения электродов. Электрод имеет разъём TouchProof 1,5 мм, который является универсальным и подходит к большинству усилителей ЭЭГ.

Крепежные элементы являются немаловажной деталей разрабатываемого устройства, так как от фиксации жилета на теле пациента зависит контакт электрод-кожа. Разработанный жилет имеет плечевые и спинные ремни, которые настраиваются исходя из пациента.

Для обеспечения качественного контакта между кожей и электродами используется токопроводящий гель, который уменьшает уровень помех.

2.2. Размещение электродов

Для размещения электродов необходимо произвести пробитие отверстий, в которых размещаются фиксирующие кольца. Все отверстия под электроды располагаются на определенных углах. Тело пациента рассматривается как эллиптический конус [9], исходя из этого строилась карта электродов, представленная на рисунке 5.

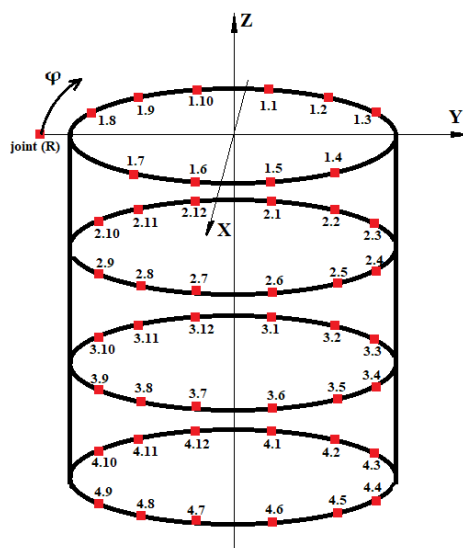


Рисунок 5. Карта электродов жилета

В программно-аппаратном комплексе регистрации сигналов используются два усилителя биопотенциалов NVX-24. Нулевой электрод (GND) размещается на правой ноге пациента. Электрод для синхронизации записей с двух усилителей должен монтироваться на правой руку испытуемого. Первые 24 электрода подключаются к первому усилителю, электроды с 25 по 48 ко второму. Электроды 24 и 48 подключаются к электроду «joint», таким образом каждый усилитель обеспечивает работу 23 монополярных отведений. 1-ые и 2-ые ряды суммарно содержат 22 электрода, и полностью обслуживаются первым усилителем. В то же время 2-ые и 4-ые ряды электродов суммарно содержат 24 электрода, последний недостающий электрод 4.12 подключается к свободному гнезду (O2) первого усилителя.

Запись производится в два этапа: на первом этапе происходит запись верхних рядов. На втором этапе: запись нижних рядов. Такой прием позволит нарастить число монополярных отведений с 24 до 48.

2.3 Погрешность угла в зависимости от коэффициента сжатия эллипса

При разработке жилета особое внимание уделялось размерному ряду изделия. Основная задача – это охватить большую линейку размеров, однако это в свою очередь влияет на характерные точки, которые расположены на фиксированных углах. Ранее упоминалось, что тело пациента рассматривается как эллипс. При разных параметрах торса пациента, меняется коэффициент сжатия эллипса (отношение длины большей полуоси к длине малой полуоси). При изменении коэффициента сжатия эллипса, меняется длины дуги при заданном угле. Рассматривается, как меняется угол при изменении коэффициента сжатия эллипса при фиксированной длине дуги.

Так как для исследования важен максимальный разброс, то вычисляется разница в углах при критических значениях коэффициента сжатия эллипса и еще в нескольких промежуточных случаях (см. Таблица 1)

Таблица 1. Разница угла в зависимости от коэффициента сжатия эллипса.

Коэффициент сжатия, k	Угол, φ °	Разница, $\Delta\varphi$ °
2	45	0
1.25	44.95	4
1.5	50.5	5.5
1	54.5	9.5

В таблице 1 показано, что рассчитанная погрешность мала. К тому же для большинства людей коэффициент сжатия эллипса в пределах 1,5-2. Небольшие отличия по форме не повлияют на результаты исследования, так как вносятся в программное обеспечение корректирующие углы, исходя из комплекции пациента (а, b). Это дает возможность минимизировать ошибку и охватить большее число пациентов, что делает устройство более универсальным.

2.4. Алгоритм работы ЭКС

Программно-аппаратный комплекс регистрации многоканальных отведений реализует необходимое информационное обслуживание контролируемого объекта, включая автоматизированный сбор, представление, передачу, обработку и хранение измерительной информации. На рисунке 6 представлен алгоритм работы регистрации ЭКГ и получение необходимых характеристик и параметров, разбитый на три этапа.



Рисунок 6. Алгоритм работы программно-аппаратного комплекса

Первый этап включает в себя физическое захват данных с многоканальной системы регистрации. Второй этап осуществляет обработку полученных данных и преобразование их для построения карт распределения потенциалов. Третьим этапом производится построение статических и динамических изображений на основе полученных данных, которые позволяют производить оценку состояния сердца.

В рамках дальнейшего развития программно-аппаратного комплекса необходимо добавление анимации распространения сигналов сердца для непрерывного мониторинга. Кроме того, требуется возможность восстановления потенциалов на эпикарде, а также подбор наиболее оптимальных алгоритмов и методов сжатия и восстановления информации для хранения результатов многоканальной регистрации и её преобразований.

3. Результаты контрольных записей ЭКС

Для визуализации распределения потенциалов по торсу испытуемого необходимо произвести фильтрацию и интерполяцию сигналов, а также сформировать структуру торса. Получение карт потенциалов на поверхности торса – это не просто промежуточный этап реконструкции потенциалов на эпикарде. Полученные распределения содержат в себе диагностическую информацию пригодную для анализа, примеры анализа подобных карт приведены в работе И.П. Полякова [3]. На рисунке 7 представлены результаты построения распределения потенциалов на поверхности торса, где здесь и да-

лее для повышения информативности картины распределения используется динамическая цветовая палитра, отражающая уровень потенциала.

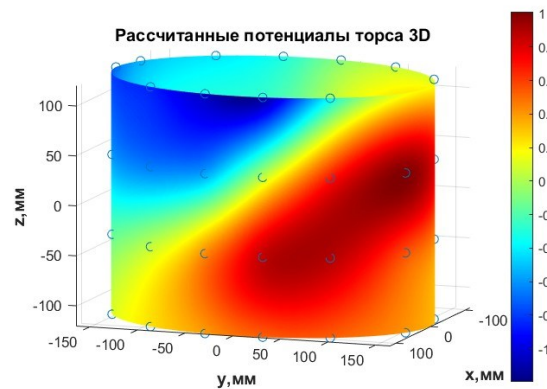


Рисунок 7. Рассчитанные потенциалы торса

На основе данных о распределении потенциалов на торсе осуществляется построение карты распределения потенциалов на поверхности эпикарда. Построение распределения потенциалов на эпикарде производится на основе данных с ЭКС с использованием женского жилета. Результаты представлены на рисунках 8 и 9 для момента вершины R-зубца.

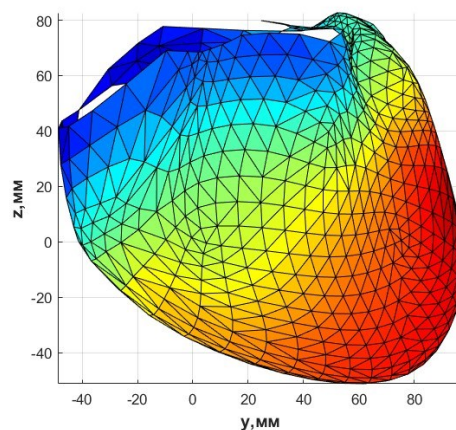


Рисунок 8. Распределение потенциалов на поверхности эпикарда сердца

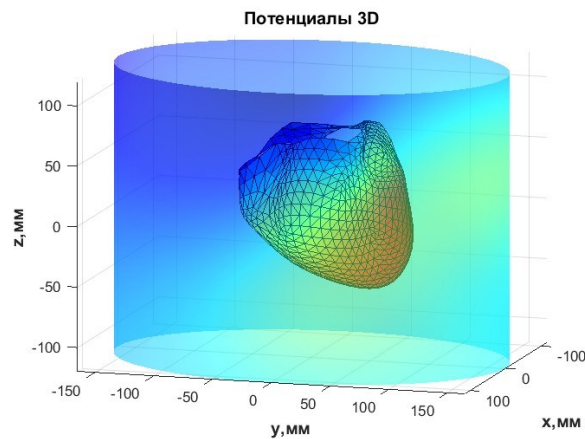


Рисунок 9. Распределение потенциалов на поверхности эпикарда сердца на торсе

В распределении потенциалов на поверхности грудной клетки в каждый момент сердечного цикла отражается моментная картина электрофизиологического процесса в сердце: нормальная или аномальная. Значения потенциала отображаются на карте в виде цвета, характеризующего знак и амплитуду: синяя гамма соответствует отрицательным значениям, а красная – положительным; более интенсивный цвет отражает большее значение потенциала [3].

Распределение электрических потенциалов на поверхности сердца выявляет расположение аритмогенных участков и участков с нарушенной проводимостью, характерных для ишемической болезни сердца. Данные, полученные в результате использования разработанного изделия, являются ожидаемыми.

Заключение

В работе рассмотрены теоретические вопросы многоканальной записи. Были подобраны оптимальные параметры разработанной системы регистрации многоканальных электрокардиосигналов. Проанализированы физиологические особенности женского бюста. Данный этап являлся основополагающим, так как от этого напрямую зависела конструкция жилета в системе регистрации.

Разработанная многоканальная система является перспективным направлением кардиодиагностики. Динамическая карта потенциалов в перспективе должна позволять выявлять аритмогенные области на поверхности миокарда, тем самым обеспечивая раннюю диагностику таких заболеваний, связанных с нарушением проводимости тканей сердца.

Список литературы

1. Мурашко В.В., Струтинский А.В. Электрокардиография // Учебное пособие. Изд. 6-е - М.: МЕДпрессинформ, 2004, 320 с.
2. Ройтберг, Г. Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов: учебное пособие для студентов медицинских вузов / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтинский. – Москва: ООО "Издательство "БИНОМ. Лаборатория знаний", 2003. – 622 с
3. Поляков И.П. Поверхностное ЭКГ картирование как метод диагностики нарушений ритма сердца – 2006 – 5 с.
4. Zhikhareva G.V., Kramm M.N., Chernikov A.I., Kupriyanova Y.A., Zhuravleva N.A., Bodin O.N., Seepold R., Madrid N.M. Conversion from electrocardiosignals to equivalent electrical sources on heart surface // BMC Bioinformatics, Vol. 21, № Suppl.2, 2020, P. 87. (doi: 10.1186/s12859-020-3354-8)
5. Патент №2435518, Российская Федерация. МПК А61В 5/0402. Способ неинвазивного электрофизиологического исследования сердца / Ревитшвили А.Ш., Калинин В.В., Калинин А.В. // Оpubл. 27.04.2012, Бюл. №12 - 12 с
6. АМИКАРД 01 К. Комплекс аппаратно-программный для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца. Инструкция по медицинскому применению М.: 2010. 57 с
7. Patent US 9706961. CPC A61B 5/04085, Electro-cardiograph sensor mat / Smink J., Weiss S., Krueger S. // Оpubл. 18.07.2017, - 19 с.
8. Молочная железа / Святухина О. В., Бабищев В. Н., Вишневский А. А., Оленин В. П., Воробьева Е. А., Даценко В. С., Золотаревский В. Б., Линденбратен Л. Д., Фалилеев Г. В., Зеновко Г., Кузьмин И. В. // Большая медицинская энциклопедия : в 30 т. / гл. ред. Б. В. Петровский. — 3-е изд. — М. : Советская энциклопедия, 1981. — Т. 15 : Меланома — Мудров. — 576 с.
9. Патент № 2651068 С1 Российская Федерация, МПК А61В 5/0402, G06N 7/06. способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца :

№ 2017123613 : заявл. 05.07.2017: опубл. 18.04.2018 / О. Н. Бодин, А. Ю. Бодин, Г. В. Жихарева [и др.].

10. Крамм, М. Н. Расчет электрических потенциалов, создаваемых дипольным источником в круговом проводящем цилиндре конечной длины / М. Н. Крамм, Н. О. Стрелков // Радиотехника и электроника. – 2015. – Т. 60, № 2. – С. 173. – DOI 10.7868/So033849415020072.

11. Lebedev, V. V. Estimation of electrode arrangement efficiency in measurement of coordinates of dipolar myocardium sources / V. V. Lebedev, M. N. Kramm, G. V. Zhikhareva // Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 40, No. 1. – P. 4-6. – DOI 10.1007/s10527-006-0028-4.

Multichannel ECG Recording from the Surface of the Female Torso and Visualization of Heart Characteristics

Y.S. Danilkina^{1,A}, M.N. Kramm^{2,A}, T.L.N. Truong^{3,A}, A.Y. Bodin^{4,A}, D.V. Krayushkin^{5,B}

^A National Research University «Moscow Power Engineering Institute» (MPEI),
Moscow, Russia

^B National Research University «Higher School Of Economics» (HSE University),
Moscow, Russia

¹ ORCID: 0009-0003-9767-1504, pro100julia@mail.ru

² ORCID: 0000-0002-8360-9879, KrammMN@mpei.ru

³ ORCID: 0009-0003-7179-8494, truongthilannhi@gmail.com

⁴ ORCID: 0009-0005-9735-9806, bodin98@mail.ru

⁵ ORCID: 0009-0004-5474-1397, KrayushkinDenV@yandex.ru

Abstract

The major target of processing the electrocardiogram (ECG) signals from multiple unipolar leads is the visualization of electrical potential distribution maps on the surface of the torso and epicardium. Such distributions allow to identification of arrhythmogenic zones and areas with impaired conductivity, characteristic of coronary heart disease. The development of a hardware and software complex for recording an electrocardiogram of a woman's bust with 46 pre-installed electrodes, as well as for processing and visualizing the characteristics of the heart based on the data obtained is the goal of this work. The prototype of the electrocardiographic women's vest involves the selection of suitable components and materials, the calculation of errors in electrode placement angles depending on torso parameters, and the development of algorithms for recording ECG. As part of the work, a study was conducted to research the possibility of recording cardiac signals from the mammary gland. The hardware-software complex makes it possible to construct potential distributions on the surface of the body and epicardium. The current registration system helps improve the quality of cardiovascular disease diagnostics.

Keywords: electrocardiography, electrical potential distribution, electrocardiographic vest.

References

1. Murashko V.V., Strutynskii A.V. Electrocardiography // M: Medpress-Inform, 2004, P. 320. [in Russian]
2. Roitberg G.E., Strutynskii A.V. Laboratornaja i instrumental'naja diagnostika zabolevanij vnutrennih organov (Laboratory and instrumental diagnostics of illnesses of internal organs) / G.E. Roitberg, V.V. Strutynskii // M: OOO «Izdatel'stvo "BINOM. Laboratorija znanij», 2003, P. 5. [in Russian]
3. Polyakova I. P. Klinicheskaya aritmologiya [Clinical Arrhythmology] / I.P. Polyakova, A.V. Ardashev A. V. // M: Medpraktika-M, 2009, pp. 157–175. [In Russian]
4. Zhikhareva G.V., Kramm M.N., Chernikov A.I., Kupriyanova Y.A., Zhuravleva N.A., Bodin O.N., Seepold R., Madrid N.M. Conversion from electrocardiosignals to equivalent electrical sources on heart surface // BMC Bioinformatics, Vol. 21, № Suppl.2, 2020, P. 87. (doi: 10.1186/s12859-020-3354-8)

5. Patent RF No 2435518. Sposob neinvazivnogo jelektrofiziologicheskogo issledovaniya serdca [Russian patent no.2435518. A method for non-invasive electrophysiological study of the heart]. Revishvili A.Sh., Kalinin V.V., Kalinin A.V. 2012, Bull. No. 12, P. 12. [In Russian]
6. AMIKARD 01 K. Kompleks apparatno-programmnyi dlya neinvazivnogo elektrofiziologicheskogo issledovaniya serdtsa. Instruktsiya po meditsinskomu primeneniyu [Hardware and software complex for noninvasive electrophysiological examination of the heart. Instructions for medical use] // Moscow, 2010, P. 57. [In Russian]
7. Patent US 9706961. CPC A61B 5/04085, Electro-cardiograph sensor mat / Smink J., Weiss S., Krueger S. 2017, P. 19.
8. 8. Svyatukhina O. V., Babichev V. N., Vishnevskii A. A., Olenin V. P., Vorob'eva E. A., Datsenko V. S., Zolotarevskii V. B., Lindenbraten L. D., Falileev G. V., Zenovko G., Kuz'min I. V. Molochnaya zheleza [Mammary gland.] // Bol'shaya meditsinskaya entsiklopediya [Great Soviet Encyclopedia], M: Sovetskaya entsiklopediya, Vol. 15, 1981, P. 576. [In Russian]
9. Patent RF No 2651068. Sposob neinvazivnogo opredeleniya elektrofiziologicheskikh kharakteristik serdtsa [Russian patent no. 2651068. Method for noninvasive determination of electrophysiological characteristics of the heart]. Bodin O. N., Zhikhareva G. V., Kramm M. N. et al. 2018, Bull. No. 11, P. 7. [In Russian]
10. Kramm M.N. Calculation of electric potentials generated by a dipole source in a circular conducting cylinder of finite length / M.N. Kramm, N.O. Strelkov // Journal of Communications Technology and Electronics, Vol. 60, №2, 2015, pp. 166-171. (doi: 10.1134/S1064226915020072)
11. Lebedev, V. V. Estimation of electrode arrangement efficiency in measurement of coordinates of dipolar myocardium sources / V. V. Lebedev, M. N. Kramm, G. V. Zhikhareva // Biomedical Engineering, Vol. 40, №1, 2006, pp. 4-6. (doi: 10.1007/s10527-006-0028-4)