

ТЕЛЕКОММУНИКАЦИИ И РАДИОТЕХНИКА TELECOMMUNICATION AND RADIO ENGINEERING

Научная статья

УДК 621.317

<https://doi.org/10.25686/2306-2819.2022.4.6>

Разработка методики съёма сигналов электрической активности сердца для повышения достоверности диагностики аритмий

Э. Р. Галимзянов[✉], С. В. Козлов

Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н.Туполева – КАИ,
Российская Федерация, 420111, Казань, ул. К. Маркса, 10
emil_kai@bk.ru[✉]

Аннотация. В статье предложена теоретическая методика оценки вектора ЭДС сердца, на основе которой разработана скорректированная система отведения для задач анализа низкоамплитудных сигналов сердца. С использованием математического моделирования подтверждена корректность предложенной методики и показано, что скорректированная система отведения позволяет повысить отношение сигнал/шум за счёт уменьшения влияния электрических сигналов других органов на электрокардиосигнал, а следовательно, повысить достоверность выявления поздних потенциалов желудочков сердца в автоматических анализаторах аритмий.

Ключевые слова: устройство анализа аритмий; система отведений; синхронное накопление; электрокардиосигнал; вектор ЭДС сердца

Введение. Выделение и анализ низкоамплитудных потенциалов (НАП) сердца на электрокардиосигнале (ЭКС) является важной задачей при создании специализированных технических устройств – анализаторов аритмий. Одним из видов НАП являются поздние потенциалы желудочков сердца (ППЖ). Наличие ППЖ может свидетельствовать о риске развития желудочковой тахикардии, а также внезапной кардиальной смерти [1–3].

ППЖ – это низкоамплитудные высокочастотные сигналы, которые возникают в конечной части комплекса QRS и начальном отделе сегмента ST и отража-

ют процессы замедленного проведения электрического сигнала в тканях сердца.

Для диагностики указанных нарушений необходимо выделить изменение амплитуды ЭКС во времени на интервале возможного наличия ППЖ. Однако так как значение амплитуды ППЖ лежит в диапазоне от 5 до 20 мкВ [4], что существенно меньше амплитуды самого ЭКС и шумов, то на обычной кардиограмме эти сигналы не видны.

Для обнаружения ППЖ наибольшее распространение в автоматических анализаторах аритмий получил метод Симсона [5], при котором осуществляется обработка ЭКС во временной области.

© Галимзянов Э. Р., Козлов С. В., 2022.

Для цитирования: Галимзянов Э. Р., Козлов С. В. Разработка методики съёма сигналов электрической активности сердца для повышения достоверности диагностики аритмий // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2022. № 4 (56). С. 5-15. DOI: <https://doi.org/10.25686/2306-2819.2022.4.6>

В методе Симсона выделение сигнала ППЖ осуществляется с использованием синхронного накопления ЭКС во времени, что позволяет увеличить отношение сигнал/шум в $\sqrt{N}$ раз, где N – количество принятых к суммированию кардиоциклов [5].

Исходный ЭКС снимается с некоторого количества точек с тела человека. Места расположения точек и правила формирования сигналов, на основе получаемых с этих точек потенциалов, образуют систему отведений [4].

В методе Симсона диагностика ППЖ осуществляется с помощью так называемого фильтрованного QRS комплекса, который представляет собой амплитуду вектора ЭДС сердца $\vec{E}_0(t)$ и может быть определён с использованием ортогональной системы отведения [4] как

$$E_0(t) = \sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2}, \quad (1)$$

где U_x, U_y, U_z – сигналы трёх суммированных отведений X, Y, Z соответственно, прошедших через фильтр высоких частот.

По амплитуде вектора ЭДС вычисляются три амплитудно-временных параметра метода Симсона и по определённом правилу принимается решение о наличии ППЖ [5].

Качество обнаружения ППЖ с помощью метода Симсона зависит от точности определения точки конца фильтрованного QRS комплекса, которая в свою очередь сильно зависит от отношения сигнал/шум [1, 4, 6, 7]. Причём в данном случае шумовыми сигналами являются как аппаратные шумы, так и электрические сигналы других органов и тканей тела человека, поэтому проблема уменьшения уровня шума ЭКС весьма актуальна. Одним из направлений решения этой проблемы является повышение отношения сигнал/шум исходного сигнала с учётом влияния других органов и тканей на исследуемый сигнал.

Цель работы – повышение отношения сигнал/шум при съёме ЭКС с учётом влияния электрических сигналов других органов и тканей для повышения досто-

верности выделения поздних потенциалов желудочков сердца.

Основные принципы формирования электрических потенциалов на поверхности тела человека. Исходными данными для выделения амплитуды вектора ЭДС $\vec{E}_0(t)$ сердца являются потенциалы, снимаемые с поверхности тела человека с использованием определённых систем отведений. При этом снимаемые с электродов потенциалы включают кроме сигналов электрической активности сердца ещё и потенциалы, наводимые другими органами человека.

Основной моделью электрической активности органов человека является вращающийся во времени токовый диполь единичной длины, под вектором ЭДС которого понимают его дипольный момент [8]. Следовательно, задача получения амплитуды вектора ЭДС сердца сводится к нахождению выражения

$$|\vec{E}_0(t)| = I_0(t) \cdot |\vec{l}_0| = I_0(t), \quad (2)$$

где $I_0(t)$ – зависимость тока, протекающего через диполь, а $\vec{l}_0$ – вектор единичной длины, характеризующий его ориентацию.

Однако непосредственное измерение величин, входящих в выражение (2), неинвазивным способом не представляется возможным, поэтому для измерения амплитуды вектора ЭДС сердца используют методы, основанные на анализе потенциалов, наводимых токовым диполем на поверхности тела человека. Набор сигналов $U_i(t)$, представляющих собой разности потенциалов $\phi(x_i, y_i, z_i, t)$, наводимых диполем в точках наложения электродов, называют системой отведения:

$$U_i(t) = \phi(x_i^2, y_i^2, z_i^2, t) - \phi(x_i^1, y_i^1, z_i^1, t), \quad (3)$$

где i – номер отведения, а $\phi(x_i, y_i, z_i, t)$ – потенциалы, наводимые электромагнитным полем в точке съёма с координатами (x_i, y_i, z_i) .

Кроме того, в теле человека находится большое количество органов, облада-

ющих своей электрической активностью, которая так же, как и электрическая активность сердца, характеризуется своими векторами ЭДС $\vec{E}_j(t), j = \overline{1, J}$ и создаёт в точках съёма свои потенциалы $\varphi_j(x_i, y_i, z_i, t)$. Тогда итоговый потенциал в точке с координатами (x_i, y_i, z_i) может быть записан как

$$\varphi(x_i, y_i, z_i, t) = \sum_{j=0}^J \varphi_j(x_i, y_i, z_i, t) \quad (4)$$

Потенциал $\varphi_j(x_i, y_i, z_i, t)$, полученный в точке наблюдения (x_i, y_i, z_i) на поверхности тела, может быть описан на основе системы уравнений Максвелла для электростатического поля. Причём влиянием конечной скорости распространения поля и влиянием токов смещения, т. е. ёмкостными и индуктивными эффектами, обусловленными характеристиками тела, можно пренебречь, что подтверждено экспериментальными исследованиями [9, 10].

Кроме того, для решения электрокардиологических задач допускают упрощение уравнений электрического поля благодаря тому, что рассматриваемую среду распространения (тело человека) считают однородным проводником с некоторой средней удельной электропроводностью σ . В этом случае потенциал, наводимый j -м диполем, имеющим координаты (x_j^d, y_j^d, z_j^d) , в точке съёма с координатами

(x, y, z) при условии, что расстояние до точки съёма много больше длины диполя, может быть записан как

$$\varphi_j(x, y, z, t) = \frac{I_j(t) \cdot \vec{l}_j(t) \cdot \vec{r}_j}{4\pi\sigma |\vec{r}_j|^3}, \quad (5)$$

где $\vec{r}_j = ((x - x_j^d), (y - y_j^d), (z - z_j^d))$.

Если имеет место равенство длин векторов $\vec{r}_j^1$ и $\vec{r}_j^2$ до обеих точек съёма, образующих отведение (рис. 1), то значение сигнала i -го отведения от j -го диполя $U_{ij}(t)$ определяется следующим образом:

$$\begin{aligned} U_{ij}(t) &= \\ &= \varphi_j(x_i^2, y_i^2, z_i^2, t) - \varphi_j(x_i^1, y_i^1, z_i^1, t) = \\ &= \frac{I_j(t)}{4\pi\sigma} \left(\frac{\vec{l}_j(t) \cdot \vec{r}_j^2}{|\vec{r}_j^2|^3} - \frac{\vec{l}_j(t) \cdot \vec{r}_j^1}{|\vec{r}_j^1|^3} \right). \end{aligned} \quad (6)$$

Используя теорему Пифагора, можно выразить длины векторов $\vec{r}_j^1$ и $\vec{r}_j^2$:

$$|\vec{r}_j^1| = |\vec{r}_j^2| = \sqrt{(r_{ij})^2 + \left(\frac{\vec{\Delta}_i}{2}\right)^2}, \quad (7)$$

где $\vec{\Delta}_i = ((x_i^2 - x_i^1), (y_i^2 - y_i^1), (z_i^2 - z_i^1))$, а r_{ij} – расстояние от точки расположения диполя до оси отведения, заданной вектором $\vec{\Delta}_i$.

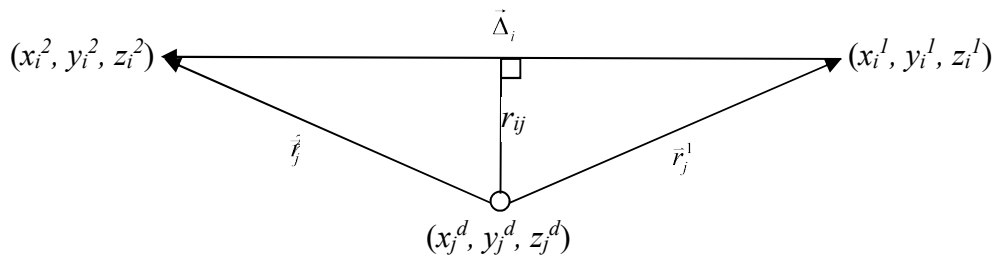


Рис. 1. Схема равноудалённого расположения точек съёма от диполя
Fig. 1. A scheme depicting the equidistant placement of record points from the dipole

Тогда выражение (6) можно преобразовать следующим образом:

$$U_{ij}(t) = \varphi_j(x_i^2, y_i^2, z_i^2, t) - \varphi_j(x_i^1, y_i^1, z_i^1, t) =$$

$$= \frac{I_j(t)}{4\pi\sigma} \cdot \frac{\vec{l}_j(t) \cdot \vec{r}_j^2 - \vec{l}_j(t) \cdot \vec{r}_j^1}{\left(\sqrt{(r_{ij})^2 + \left(\frac{\vec{\Delta}_i}{2}\right)^2}\right)^3} = \frac{I_j(t)}{4\pi\sigma} \cdot \frac{\vec{l}_j(t) \cdot (\vec{r}_j^2 - \vec{r}_j^1)}{\left(\sqrt{(r_{ij})^2 + \left(\frac{\vec{\Delta}_i}{2}\right)^2}\right)^3} = \frac{I_j(t)}{4\pi\sigma} \cdot \frac{\vec{l}_j(t) \cdot \vec{\Delta}_i}{\left(\sqrt{(r_{ij})^2 + \left(\frac{\vec{\Delta}_i}{2}\right)^2}\right)^3}. \quad (8)$$

Таким образом, $U_{ij}(t)$ прямо пропорционально проекции вектора $\vec{l}_j(t)$ на направлении линии, соединяющей точки съёма, причём коэффициент зависимости обратно пропорционален кубу расстояния до точек съёма.

Эта особенность позволяет упростить получение амплитуды вектора ЭДС, используя ортогональные векторы $\vec{\Delta}_i$ ($\vec{\Delta}_x$, $\vec{\Delta}_y$ и $\vec{\Delta}_z$) и корректирующие коэффициенты, учитывающие разницу длин векторов отведений:

$$|\vec{E}_j(t)| = \sqrt{(k_{xj} \cdot U_{xj}(t))^2 + (k_{yj} \cdot U_{yj}(t))^2 + (k_{zj} \cdot U_{zj}(t))^2}, \quad (9)$$

$$\text{где } k_{*j} = 4\pi\sigma \cdot \left(\sqrt{(r_{*j})^2 + \left(\frac{\vec{\Delta}_*}{2}\right)^2}\right)^3 / |\vec{\Delta}_*|.$$

Однако в реальности нельзя отделить сигнал, наводимый одним диполем, от другого. Это приводит к тому, что при исследовании сигнала, наводимого одним диполем, сигналы от остальных диполей будут формировать некоторый шумовой процесс. То есть на практике мы можем говорить только об амплитуде оценки вектора ЭДС сердца $\vec{E}_0(t)$:

$$|\vec{E}_0(t)| = \sqrt{\left(k_{x0} \cdot \sum_{j=0}^J U_{xj}(t)\right)^2 + \left(k_{y0} \cdot \sum_{j=0}^J U_{yj}(t)\right)^2 + \left(k_{z0} \cdot \sum_{j=0}^J U_{zj}(t)\right)^2}. \quad (10)$$

Так как электрическая активность органов представляет собой набор случайных независимых процессов со сравнимыми энергиями, то согласно центральной предельной теореме распределение шумового процесса можно считать гауссовским.

Кроме того, наличие зависимости величины потенциала $U_{ij}(t)$ и расстояния r_{ij} , позволяет уменьшить влияние потенциалов от других органов, мешающих выделению сигналов сердца, выбрав оси отведения, проходящие непосредственно через сердце:

$$|\vec{E}_0(t)| = \sqrt{(k_{x0} \cdot U_x(t))^2 + (k_{y0} \cdot U_y(t))^2 + (k_{z0} \cdot U_z(t))^2}, \quad (11)$$

где $U_x(t)$, $U_y(t)$ и $U_z(t)$ – сигналы ортогональных отведений, а $k_* = 4\pi\sigma \cdot \left(\frac{\vec{\Delta}_*}{2}\right)^2$.

Таким образом, как видно из выражения (11), при анализе амплитуды вектора ЭДС сердца выбор системы отведения играет важную роль.

Выбор и модификация системы ортогональных отведений. При диагностике ППЖ для получения амплитуды вектора ЭДС сердца обычно используют систему ортогональных отведений [4], включающую проекции потенциалов сердца на три взаимно перпендикулярные оси, которые пересекаются в предполагаемом центре сердца. Оси находятся во взаимно перпендикулярных пространственных плоскостях: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной. Регистрируют три ортогональных отведения: X – поперечное, Y – вертикальное, Z – переднезаднее.

Среди ортогональных отведений наибольшее распространение получили система скорректированных ортогональных отведений Франка [11] и система биполярных ортогональных отведений, предложенная Г.Я. Дехтярем [12].

В системе отведения Франка для регистрации потенциалов с поверхности тела человека используют семь электродов. Пять из них помещают в четвёртом межреберье, шестой – на задней поверхности шеи или на лбу, седьмой – на левой голени (рис. 2).

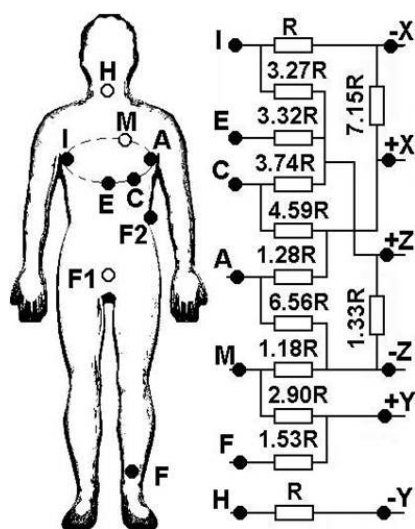


Рис. 2. Схема наложения электродов и формирования сигналов отведений по Франку [4]
Fig. 2. The application of electrodes and the generation of lead signals according to Frank's method [4]

В системе Франка электроды расположены на неодинаковом расстоянии от сердца, что вызывает изменения величины

снимаемых потенциалов. Для корректирования этих изменений используют систему сопротивлений. Отведения по Франку формируются согласно схеме, также приведённой на рис. 2.

В системе биполярных ортогональных отведений, предложенной Г.Я. Дехтярем, используется шесть электродов. Один электрод X отведения указанной системы располагается справа на средней подмышечной линии на уровне верхушки сердца, другой – по левой передней подмышечной линии на уровне пятого межреберья. Электроды Y отведения располагаются над серединой левой ключицы и на левой ноге. Электроды Z отведения – под углом левой лопатки и на уровне пятого ребра левой части грудной клетки.

Однако для обеспечения одинакового расстояния между точками наложения электродов Y отведения необходимо переместить электрод с ноги в область нижней части туловища на линию, проходящую через верхний электрод и сердце (рис. 3).

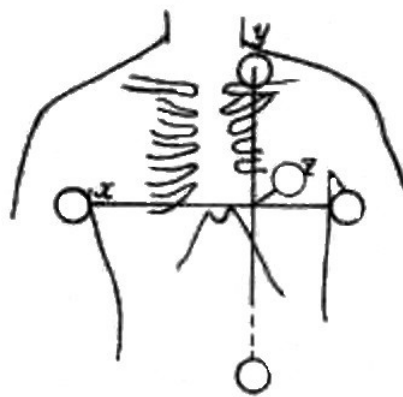


Рис. 3. Расположение электродов биполярной ортогональной системы отведения [12]
Fig. 3. The placement of electrodes in the bipolar orthogonal lead system [12]

Оси предложенной ортогональной системы отведений взаимно перпендикулярны и пересекаются в предполагаемом центре сердца. Кроме того, она должна быть менее чувствительна к помехам, создаваемым при движении мышцами рук и ног человека, так как все электроды находятся на поверхности туловища.

Оценка эффективности предложенной модифицированной системы отведений. Для оценки эффективности предложенной модифицированной системы отведений необходимо провести сравнительный анализ амплитуды вектора ЭДС сердца, полученной с использованием этой системы, с применяемыми в настоящее время.

Так как в сегодня наибольшее распространение при анализе ППЖ получила система Франка, сравнение предложенной модифицированной системы ортогональных отведений будем проводить с ней.

Если учесть усреднённые размеры грудной клетки взрослого человека (поперечный размер – 28 см, переднезадний – 20 см, вертикальный – 30 см [13]) и использовать выражение (6), то сигналы отведений системы Франка $U_X^{FT}(t)$, $U_Y^{FT}(t)$, $U_Z^{FT}(t)$ можно выразить следующим образом:

$$\vec{U}^{FT}(t) = \begin{pmatrix} U_X^{FT}(t) \\ U_Y^{FT}(t) \\ U_Z^{FT}(t) \end{pmatrix} = \frac{1}{4\pi\sigma} \begin{pmatrix} 16,141 & 0 & 1,947 \\ 0,787 & -5,184 & 0,524 \\ 5,552 & 0 & -14,71 \end{pmatrix} \cdot \vec{E}_0(t). \quad (12)$$

Аналогичным образом выразим сигналы для трёх предложенных ортогональных отведений $U_X^{OT}(t)$, $U_Y^{OT}(t)$, $U_Z^{OT}(t)$:

$$\vec{U}^{OT}(t) = \begin{pmatrix} U_X^{OT}(t) \\ U_Y^{OT}(t) \\ U_Z^{OT}(t) \end{pmatrix} = \frac{1}{4\pi\sigma} \begin{pmatrix} 24,63 & 0 & 0 \\ 0 & -8,625 & 0 \\ 0 & 0 & -22,911 \end{pmatrix} \cdot \vec{E}_0(t). \quad (13)$$

В этом случае формула пересчёта компонент из системы отведений по

$$\vec{U}^{FM}(t) = \begin{pmatrix} U_X^{FM}(t) \\ U_Y^{FM}(t) \\ U_Z^{FM}(t) \end{pmatrix} = \frac{1}{4\pi\sigma} \begin{pmatrix} 0,18+3,482i & -0,072-1,213i & -0,21-2,672i \\ 0,328+4,187i & -0,034-0,471i & 0,181+2,665i \\ 0,742+8,683i & 0,18+2,514i & 0,449+5,837i \end{pmatrix} \cdot \vec{E}_0(t). \quad (15)$$

Франку в предложенную систему биполярных отведений будет иметь вид:

$$\vec{U}^{OT}(t) = \begin{pmatrix} 1,432 & 0 & 0,19 \\ -0,097 & 1,664 & 0,046 \\ -0,512 & 0 & 1,49 \end{pmatrix} \cdot \vec{U}^{FT}(t). \quad (14)$$

Из полученного выражения (14) следует, что компоненты вектора ЭДС сердца $\vec{E}_0(t)$ для предложенной системы биполярных отведений в полтора раза больше, чем по Франку.

Для подтверждения полученного результата проведём математическое моделирование процессов распространения сигналов сердца внутри тела человека. Такое моделирование позволяет рассчитать потенциалы, возникающие в любых точках на поверхности тела, что в свою очередь даст возможность определить амплитуду вектора ЭДС сердца.

Существует ряд программных комплексов для проведения такого рода моделирования, среди которых можно выделить Altair Feko, Ansys HFSS, Sencad X Matterhorn, CST Studio Suite и др.

В рамках этой статьи был использован программный комплекс для численного электромагнитного моделирования Altair Feko¹, который широко используется для исследований в области биомедицинской техники.

В выбранном программном комплексе было проведено моделирование потенциалов электрической активности сердца на поверхности тела в точках, соответствующих местам расположения электродов системы Франка и предлагаемой ортогональной системы отведения. Моделирование проводилось для диапазона частот от 1 до 100 Гц. Ниже будут приведены результаты для средней частоты указанного диапазона.

В результате моделирования сигналы отведений Франка могут быть выражены как

¹Altair Feko. URL: <https://www.altair.com/feko> (дата обращения: 01.09.2022).

Выражение для компонент сигналов предложенной системы биполярных сигналов отведений на той же частоте имеют следующий вид:

$$\vec{U}^{OM}(t) = \begin{pmatrix} U_X^{OM}(t) \\ U_Y^{OM}(t) \\ U_Z^{OM}(t) \end{pmatrix} = \frac{1}{4\pi\sigma} \begin{pmatrix} 0,547+7,71i & -0,046-1,035i & -0,192-2,316i \\ 1,367+11,707i & 0,017-0,195i & 0,597+5,63i \\ 1,145+11,957i & 0,333+4,634i & 0,801+10,43i \end{pmatrix} \cdot \vec{E}_o(t). \quad (16)$$

В таком случае выражение для пересчёта компонент сигналов из системы отведений по Франку в предложенную систему биполярных отведений будет

$$\vec{U}^{OM}(t) = \begin{pmatrix} 1,483-0,019i & 0,03+0,011i & 0,297-0,012i \\ 0,387-0,03i & 1,568-0,075i & 0,391-0,047i \\ -0,484-0,017i & -0,065+0,013i & 1,596-0,013i \end{pmatrix} \cdot \vec{U}^{FM}(t). \quad (17)$$

Как видно из полученных значений, компоненты вектора ЭДС сердца для предложенной системы биполярных отведений, как и при теоретическом анализе, в полтора раза больше, чем для системы Франка.

На основе полученных результатов можно сделать вывод, что предложенная теоретическая методика позволяет получить корректные оценки вектора ЭДС сердца, а предложенная модифицированная система отведения предпочтительна при выделении ППЖ.

Принимая во внимание расположение электродов предложенной системы отведения и учитывая приведённые выше средние размеры грудной клетки взросло-

го человека, значения коэффициентов k_* в формуле (11) можно выразить следующим образом:

$$k_x = 0,078\pi\sigma, \quad k_y = 0,09\pi\sigma, \quad k_z = 0,04\pi\sigma. \quad (18)$$

Закключение. Таким образом, предложенная теоретическая методика даёт возможность корректно оценивать вектор ЭДС сердца, а разработанная скорректированная система отведения позволяет повысить отношение сигнал/шум за счёт уменьшения влияния электрических сигналов других органов на ЭКС, что приводит к повышению достоверности выявления ППЖ сердца в автоматических анализаторах аритмий.

Список литературы

1. Богатырева М.М.-Б. Поздние потенциалы желудочков: значимость в клинической практике // Международный журнал сердца и сосудистых заболеваний. 2018. № 20. С. 4-14.
2. Олейников В.Э., Лукьянова М.В., Душина Е.В. Прединдикторы внезапной сердечной смерти у больных, перенесших инфаркт миокарда, определяемые при холтеровском мониторингировании ЭКГ // Российский кардиологический журнал. 2015. № 3. С. 108-116.
3. Галин П.Ю., Сермягин Д.В. Электрическая нестабильность миокарда у больных инфарктом и её прогностическая информативность // Российский кардиологический журнал. 2016. № 8. С. 26-30.
4. Иванов Г.Г., Горячева С.В., Сыркина А.Л. Электрокардиография высокого разрешения. М.: Triad-X, 2003. 304 с.
5. Simson M.B. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction // Circulation. 1981. Vol. 64. Pp. 235-242.
6. Анализ низкоамплитудных потенциалов электрокардиосигнала с помощью вероятностных методов / Т. Ф. Щербакова, С. С. Седов, С. В. Козлов и др. // Современные наукоемкие технологии. 2004. № 3. С. 121-122.
7. Галимзянов Э.Р. Оптимизация метода выделения низкоамплитудных потенциалов с использованием модели электрической активности сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 11. С. 49-54.
8. Тутомир Л.И. Электрический генератор сердца. М.: Наука, 1980. 371 с.
9. The electrical interaction between artificial pacemakers and patients with application to electrocardiography / S.A. Briller, D. B. Geselowitz, S. D. Arlinger et al. // Amer. Heart J. 1966. Vol. 71, No. 5. Pp. 656-665.

10. Goldstein H.L., Kay C.F., Schwan H.P. Phase shift in body tissues as it pertains to electrocardiography // *Federat. Proc.* 1953. Vol. 12, No. 1. P. 53.

11. Lead Systems / P.W. Macfarlane, A. Oosterom, O. Pahlm et al. *Comprehensive Electrocardiology*. Springer. 2010. Pp. 375-425.

12. Дехтярь Г.Я. Электрокардиографическая диагностика. М.: Медицина, 1966. 543 с.

13. Сергиенко В.И., Петросян Э.А., Фраучи И.В. Топографическая анатомия и оперативная хирургия / под общ. ред. акад. РАМН Ю.М. Лопухина. М.: ГЭОТАР-Мед, 2001. Т. 1. 832 с.

Статья поступила в редакцию 28.09.2022; одобрена после рецензирования 17.11.2022; принята к публикации 01.12.2022

Информация об авторах

ГАЛИМЗЯНОВ Эмиль Рустэмович – старший преподаватель кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем, Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева – КАИ. Область научных интересов – методы обработки биоэлектрических сигналов. Автор 41 научной публикации.

КОЗЛОВ Сергей Владимирович – доктор технических наук, профессор кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем, Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева – КАИ. Область научных интересов – методы маршрутизации, алгоритмы обработки информации. Автор 144 научных публикаций. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4564-0883>

Вклад авторов:

Галимзянов Э. Р. – разработка новой методики; проведение математического моделирования; получение данных и их анализ; написание и коррекция текста.

Козлов С. В. – концепция работы; интерпретация данных; коррекция текста; окончательное утверждение версии для публикации.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Все авторы прочитали и одобрили окончательный вариант рукописи.

Scientific article

UDC 621.317

<https://doi.org/10.25686/2306-2819.2022.4.6>

Enhancing the Accuracy of Arrhythmia Diagnosis through the Development of a Method for Detecting Heart Electrical Activity Signal

E. R. Galimzyanov[✉], S. V. Kozlov

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev–KAI,
10, K.Marx St., Kazan, 420111, Russian Federation
emil_kai@bk.ru[✉]

Keywords: arrhythmia detection device; lead system; synchronous accumulation; electrocardiosignal; EMF vector of the heart

ABSTRACT

Introduction. The identification and analysis of low amplitude potentials (LAPs) of the heart on the electrocardiosignal (ECG) is essential for the development of heart monitors. One of the LAPs types are ventricular late potentials (VLPs). The Simson's method has been most widely used for the detection of VLPs in heart monitors. This method relies significantly on the signal to noise ratio. In the ECG, processing noise, in addition to noise from devices, includes noise produced by other organs and tissues. One of the directions in solving this challenge is improving the signal-to-noise ratio taking into account the impact of other organs and tissues on the signal. **The goal of the work.** Improving ECG signal-to-noise ratio taking into account the impact of other organs and tissues to enhance the accuracy of detection of VLPs. **Fundamentals of Surface Electric Potentials on the Human Body.** The baseline for analyzing LAPs is the amplitude of the EMF vector. However, measuring this in a non-invasive manner is not possible, so it is determined through potentials taken from the surface of the human body. The amplitude of these potentials is greatly influenced by the distance between the lead point and the EMF source, and in the human body, there are numerous organs with their own electrical activity. As a result, selecting an appropriate lead system is crucial in reducing noise levels. **Selection and Modification of the Lead System.** In diagnosing VLPs, the Frank lead system and the orthogonal lead system proposed by Dekhtyar, G.Ya. are the most commonly used methods. After conducting a comprehensive analysis of lead systems, this research proposes a modified orthogonal lead system in which all pairs of electrode application points are equidistant from the heart. **Evaluation of the Proposed Lead System.** The proposed modified lead system was evaluated for its efficiency in comparison to the Frank system. Through theoretical analysis, it was found that the components of the EMF vector in the proposed lead system are one and a half times larger than in the Frank system. To validate this result, mathematical modeling was conducted using the Altair Feko software to simulate heart signal propagation within the human body. The results of the simulation showed that the components of the EMF vector in the proposed bipolar lead system are indeed one and a half times larger than in the Frank system. **Conclusion.** The proposed theoretical method enables an accurate description of the EMF vector. Additionally, the proposed modified lead system enhances the signal-to-noise ratio for detecting VLPs in heart monitors by minimizing the effect of electrical signals from other organs. This leads to a more accurate detection of VLPs in automatic arrhythmia analyzers.

REFERENCES

1. Bogatyreva M.M.-B. Pozdnie potencially zheludochkov: znachimost' v klinicheskoy praktike [Late Ventricular Potentials and their Significance for Clinical Practice]. *Mezhdunarodnyj zhurnal serdca i sosudistyh zabolevanij* [International Heart and Vascular Disease Journal]. 2018. No. 20. Pp. 4-14. (In Russ.).
2. Oleynikov V.E., Lukianova M.V., Dushina E.V. Prediktory vnezapnoj serdechnoj smerti u bol'nyh, perenesshih infarkt miokarda, opredeljaemye pri holterovskom monitorirovanii JeKG [Sudden Death Predictors in Patients after Myocardial Infarction by Holter Ecg Monitoring]. *Rossijskij kardiologicheskij zhurnal* [Russian Journal of Cardiology]. 2015. No. 3. Pp. 108-116. (In Russ.).
3. Galin P.Yu., Sermyagin D.V. Jelektricheskaja nestabil'nost' miokarda u bol'nyh infarktom i ejo prognosticheskaja informativnost' [Electrical Instability of Myocardium in Infarction Patients and its Prognostic Significance]. *Rossijskij kardiologicheskij zhurnal*

[Russian Journal of Cardiology]. 2016. No. 8. Pp. 26-30. (In Russ.)

4. Ivanov G.G., Gorjacheva S.V., Syrkina A.L. Jeletrokardiografija vysokogo razreshenija [High-resolution electrocardiography]. Moscow, "Triad - X" Publ., 2003. 304 p. (In Russ.)

5. Simson M.B. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation*. 1981. Vol. 64. Pp. 235-242.

6. Shherbakova T.F., Sedov S.S., Kozlov S.V. et al. Analiz nizkoamplitudnyh potencialov jeletrokardiosignala s pomoshh'ju verojatnostnyh metodov [Analysis of Low-Amplitude Potentials of the Electrocardiosignal Using Probabilistic Methods]. *Sovremennye naukoemkie tehnologii* [Modern high technologies]. 2004. No. 3. Pp. 121-122. (In Russ.)

7. Galimzyanov E.R. Optimizacija metoda vydelenija nizkoamplitudnyh potencialov s ispol'zovaniem modeli jelektricheskij aktivnosti serdca [Optimization of the Method for Allocation of Low-Amplitude Potentials Using Heart Electrical Activities Models]. *Biomeditsinskaja radioelektronika* [Biomedical electronics]. 2012. No. 11. Pp. 49-54. (In Russ.)

8. Titomir L.I. Jelektricheskij generator serdca [Electric heart generator]. Moscow, Nauka, 1980. 371 p. (In Russ.)

9. Briller S.A., Geselowitz D. B., Arlinger S. D. et al. The electrical interaction between artificial pacemakers and patients with application to electrocardiography. *Amer. Heart J.* 1966. Vol. 71, No. 5. Pp. 656-665.

10. Goldstein H.L., Kay C.F., Schwan H.P. Phase shift in body tissues as it pertains to electrocardiography. *Federat. Proc.* 1953. Vol. 12, No. 1. Pp. 53.

11. Macfarlane P.W., Oosterom A., Pahlm O. et al. Lead Systems. *Comprehensive Electrocardiology*. Springer. 2010. Pp. 375-425.

12. Dehtjar' G.Ja. Jeletrokardiograficheskaja diagnostika [Electrocardiography diagnostics]. Moscow, Medicina Publ., 1966. 543 p. (In Russ.)

13. Sergienko V.I., Petrosjan Je. A., Frauchi I.V. Topograficheskaja anatomija i operativnaja hirurgija [Topographic anatomy and operational surgery: Textbook]. Edited by Academician of the RAMS Yu.M. Lopukhin. Moscow, GJeOTAR-Med Publ., 2001. Vol. 1. 832 p.

The article was submitted 28.09.2022; approved after reviewing 17.11.2022; accepted for publication 02.12.2022

For citation: Galimzyanov E. R., Kozlov S. V. Enhancing the Accuracy of Arrhythmia Diagnosis through the Development of a method for detecting Heart Electrical Activity Signal. *Vestnik of Volga State University of Technology. Ser.: Radio Engineering and Infocommunication Systems*. 2022. No 4 (56). Pp. 6–15. DOI: <https://doi.org/10.25686/2306-2819.2022.4.6>

Information about the authors

Emil R. Galimzyanov – Senior Lecturer at the Institute for Radio-Electronics and Telecommunications at Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI. Research interests – encompasses methods for processing bioelectric signals. The author of 41 scientific publications.

Sergey V. Kozlov – Doctor of Engineering Sciences, professor at the Department of Radioelectronic and Telecommunication Systems of Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI. Research interests – routing methods, data processing algorithms. The author of 144 scientific publications. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4564-0883>

Contribution of authors:

Galimzyanov E. R. – developed a new methodology, performed mathematical modeling, acquired and analyzed data, and was involved in writing and editing.

Kozlov S. V. – contributed to the concept of the work, interpreted data, edited the text, and approved the final version for publication.

Authors declare that they have no conflict of interest.
All authors read and approved the final manuscript.