

УДК 615:47:616-072.7.004.14:621.396

DOI: 10.24160/1993-6982-2018-5-128-138

## Методы обработки и регистрации биосигналов для задач медицинской диагностики

М.Н. Крамм, Г.В. Жихарева, С.А. Жгун, Н.О. Стрелков, В.В. Штыков, Е.А. Юматов, Я.А. Куприянова, Ю.А. Палютина, А.И. Черников

В радиотехнике широко используются методы обработки сигналов, включая спектральный, корреляционный, вейвлет-анализы и др. Они эффективно применяются при обработке биосигналов человеческого организма в случае медицинской диагностики. Помимо этого, распространены методы анализа и формирования электромагнитного и акустического полей в различных средах и системах. Данные методы перспективны и полезны, в том числе и при исследовании человеческого организма.

Представлены основные результаты научных работ сотрудников кафедры основ радиотехники «НИУ «МЭИ» в направлении развития и использования методов радиотехники в области обработки и регистрации биосигналов для задач медицинской диагностики. Показаны работы по исследованию электрического поля сердца в электрокардиологии, посвященные реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца на основании записей сигналов многоканальных электрокардиографических отведений и координат электродов, размещенных на поверхности торса человека. Даны результаты исследования неоднородной модели торса человека с точки зрения влияния внутренних неоднородностей грудной клетки на распределение поверхностных потенциалов. Проанализированы вопросы выделения сигналов биоритмов в условиях, когда реально сигналы жизнедеятельности организма порождаются сразу несколькими квазипериодическими процессами, причем сигнал, представляющий интерес, может быть слабо выраженным. Описана методика оценки уровня развития эмоционального стресса путем проведения кросс-корреляционного анализа ритмов сердца и дыхания. Рассмотрены вопросы построения и анализа характеристик имплантируемых в организм датчиков температуры с использованием поверхностных акустических волн.

*Ключевые слова:* биосигналы, электрический генератор сердца, неоднородная модель торса, выделение биоритмов, уровень стресса, датчик температуры.

*Для цитирования:* Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Жгун С.А., Стрелков Н.О., Штыков В.В., Юматов Е.А., Куприянова Я.А., Палютина Ю.А., Черников А.И. Методы обработки и регистрации биосигналов для задач медицинской диагностики // Вестник МЭИ. 2018. № 5. С. 128—138. DOI: 10.24160/1993-6982-2018-5-128-138.

## Methods for Processing and Recording Biosignals for Medical Diagnostics

M.N. Kramm, G.V. Zhikhareva, S.A. Zhgoon, N.O. Strelkov, V.V. Shtykov, E.A. Yumatov, Ya.A. Kupriyanova, Yu.A. Palyutina, A.I. Chernikov

In radio engineering signal processing methods are widely used including spectral, correlation, wavelet analyses, etc. These methods are effectively used in processing the biosignals of a human organism for medical diagnostic purposes. Methods for analyzing and producing electromagnetic and acoustic fields in various media and systems are also commonly used. These methods are promising and useful also in studying a human organism.

The article presents the main results from the research work carried out by the staff of the MPEI National Research University's Chair of Radio Engineering Fundamentals aimed at development and use of radio engineering methods in the field of processing and recording biosignals for medical diagnostic purposes. The article outlines the works on studying the heart electric field in electrocardiology devoted to reconstructing an equivalent electric heart generator from the signals recorded by multichannel electrocardiographic leads and coordinates of electrodes placed on the human trunk surface. The results from studying the human trunk inhomogeneous model in terms of the effect the chest internal inhomogeneities have on the distribution of surface potentials are presented. Matters concerned with separation of biorhythm signals are considered under the conditions when the organism vital activity signals are simultaneously generated by several quasi-periodic processes, with the signal of interest weakly manifesting itself. A methodology for assessing the level of emotional stress by conducting a cross-correlation analysis of heart and respiration rhythms is described. Matters concerned with constructing and analyzing the characteristics of temperature sensors implanted in the body with the use of surface acoustic waves are discussed.

*Key words:* biosignals, electric heart generator, inhomogeneous human trunk model, separation of biorhythms, stress level, temperature sensor.

*For citation:* Kramm M.N., Zhikhareva G.V., Zhgoon S.A., Strelkov N.O., Shtykov V.V., Yumatov E.A., Kupriyanova Ya.A., Palyutina Yu.A., Chernikov A.I. Methods for Processing and Recording Biosignals for Medical Diagnostics. MPEI Vestnik. 2018;5:128—138. (in Russian). DOI: 10.24160/1993-6982-2018-5-128-138.

## Введение

Основоположником и инициатором большинства проводимых на кафедре основ радиотехники «НИУ «МЭИ» научных работ был академик В.А. Котельников. Разработанные им теория потенциальной помехоустойчивости, принципы цифрового представления сигналов стали крупным вкладом в развитие радиотехники.

В настоящее время широко используются методы обработки сигналов, включая спектральный, корреляционный, вейвлет-анализ и т. д. Они эффективны при обработке биосигналов человеческого организма для нужд медицинской диагностики. Существует этап первичной обработки — выделения нужных биосигналов, снимаемых с сенсоров и аппликаторов, поскольку обычно одновременно могут регистрироваться биосигналы различного происхождения. Данные сигналы поступают на фоне нестационарных помех и являются, как правило, относительно широкополосными, имеют значительный динамический диапазон. Не менее важен этап вторичной обработки, на котором из выделенного биосигнала извлекаются информационные, важные для врачей диагностические признаки.

Кроме того в радиотехнике широко используются методы анализа и формирования электромагнитного и акустического полей в различных средах и системах. Эти методы перспективны и полезны в том числе и при исследовании человеческого организма: как при анализе собственных полей (электрокардиография, электроэнцефалография, магнитокардиография, инфракрасная и СВЧ-радиометрия и т. д.), так и при использовании внешних полей для задач медицинской диагностики и терапии (имплантируемые стимуляторы и датчики, ультразвуковая диагностика, магниторезонансные томографы и т. п.).

Цель настоящей работы состоит в представлении основных результатов научных работ сотрудников кафедры основ радиотехники «НИУ «МЭИ» в направлении развития и использования методов радиотехники в области обработки и регистрации биосигналов для задач медицинской диагностики. Рассмотрены работы по исследованию электрического поля сердца в электрокардиологии, включая вопросы реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца и построения неоднородной модели торса человека. Проанализированы вопросы выделения ритмов в биосигналах различных функциональных систем, кросс-корреляционного анализа ритмов сердца и дыхания и построения имплантируемых датчиков температуры с использованием поверхностных акустических волн.

## Реконструкция эквивалентных электрических источников на поверхности сердца

Электрокардиографический метод исследования сердца является одним из наиболее распространен-

ных в кардиологии. Важно извлечь дополнительную информацию об электрической активности сердца, используя данные многоканальных электрокардиографических отведений, которые включают в себя как зарегистрированные электрокардиосигналы (ЭКС), так и координаты электродов, размещенных на поверхности торса человека [1]. Анализ электрической активности сердца по картам потенциала на поверхности торса (КППТ) встречается с определенными трудностями, связанными с ослаблением пространственных гармоник потенциала в проводящей среде. Это приводит к потерям мелких деталей в изображении КППТ.

Поскольку электрический потенциал, записанный с помощью некоторого электрода, — интегральная характеристика биоэлектрической активности сердца, то сложно связать отдельную область КППТ с определенным участком эпикардиальной поверхности сердца. В связи с этим интересно решение обратной задачи электрокардиографии, т. е. реконструкция эквивалентных электрических источников на поверхности сердца (ЭЭИПС) на основе записей многоканальных электрокардиографических отведений. В результате такой реконструкции можно проанализировать пространственно-временные карты эквивалентных источников, чтобы выявить патологические области электрической активности сердца.

Предложены и реализованы алгоритмы реконструкции ЭЭИПС в виде распределений плотности простого и двойного электрического слоев на поверхности эпикарда. Они основаны на использовании алгебраических методов решения обратной задачи ЭКГ с регуляризацией по Тихонову [2, 3]. Помимо многоканальных записей электрокардиосигналов и координат электродов, дополнительными данными для реконструкции являются координаты точек на поверхности эпикарда. Их определение требует значительных затрат на оборудование и время и усложняет метод [4].

Представлен более простой спектральный метод определения размера и местоположения эпикарда. Спектральный алгоритм основан на интегральной связи между пространственными спектрами источника и распределением потенциала. Алгоритмы апробированы на реальных и смоделированных электрокардиосигналах. Карты ЭЭИПС, получаемые для различных моментов времени кардиоцикла, позволяют изучать пространственно-временную динамику электрической активности сердца.

Электрические потенциалы регистрировали с помощью многоэлектродной измерительной системы, показанной на рис. 1 [3]. Электроды устанавливали на эластичных ремнях, расположенных на торсе. Координаты электродов определяли отдельной программой, обрабатывающей цифровые фотографии туловища с электродами. Основными данными для реконструкции ЭЭИПС стали значения потенциалов в довольно большом числе точек поверхности торса и координаты этих

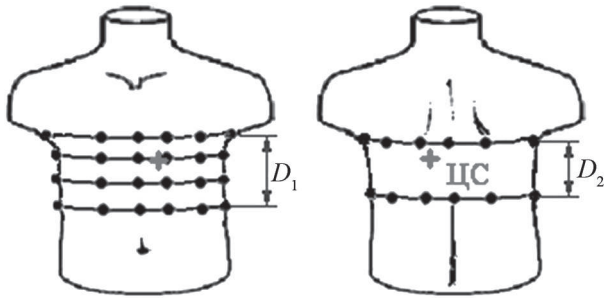


Рис. 1. Система расположения электродов:  
ЦС — центр сердца

точек (150...400 точек). Обязательно следует проводить интерполяционные процедуры для определения значений координат и потенциалов в промежуточных точках торса.

На первом этапе интерполяции выполняется реконструкция поверхности торса, т. е. определяются координаты промежуточных точек поверхности торса с использованием координат электродов. На втором этапе вычисляются интерполированные значения потенциалов в найденных промежуточных точках [5].

Разработанные методы использованы для реконструкции эквивалентных электрических источников на сферическом квазиэпикарде на основе реальных

многоканальных записей электрокардиосигналов. На рисунке 2 для плоской проекции сферического квазиэпикарда представлены карты распределения простого слоя ЭЭИПС для различных моментов времени комплекса *QRS*. Для распределений правого столбца на рис. 2 выбрана шкала с одинаковым равномерным насыщением псевдоцвета, когда диапазон значений плотности источника для момента *R*-пика описывается полным диапазоном насыщения. Для распределений левого столбца на рис. 2 выбрана шкала с неравномерным насыщением псевдоцвета, когда диапазон значений плотности источника для каждого момента времени описывается полным диапазоном насыщения псевдоцвета. Это увеличивает качество наблюдения за границами областей с различной электрической активностью сердца. Например, для точек времени 3 и 4, соответствующих области вершины *R*-пика, наблюдается наибольшая электрическая активность (деполяризация) левого желудочка и небольшая область в верхней части правого желудочка.

Разработанные методы позволяют работать с динамикой электрической активности сердца по пространственно-временным картам эквивалентных электрических источников на поверхности эпикарда и могут быть рекомендованы для диагностики проводимости в электрокардиологии.

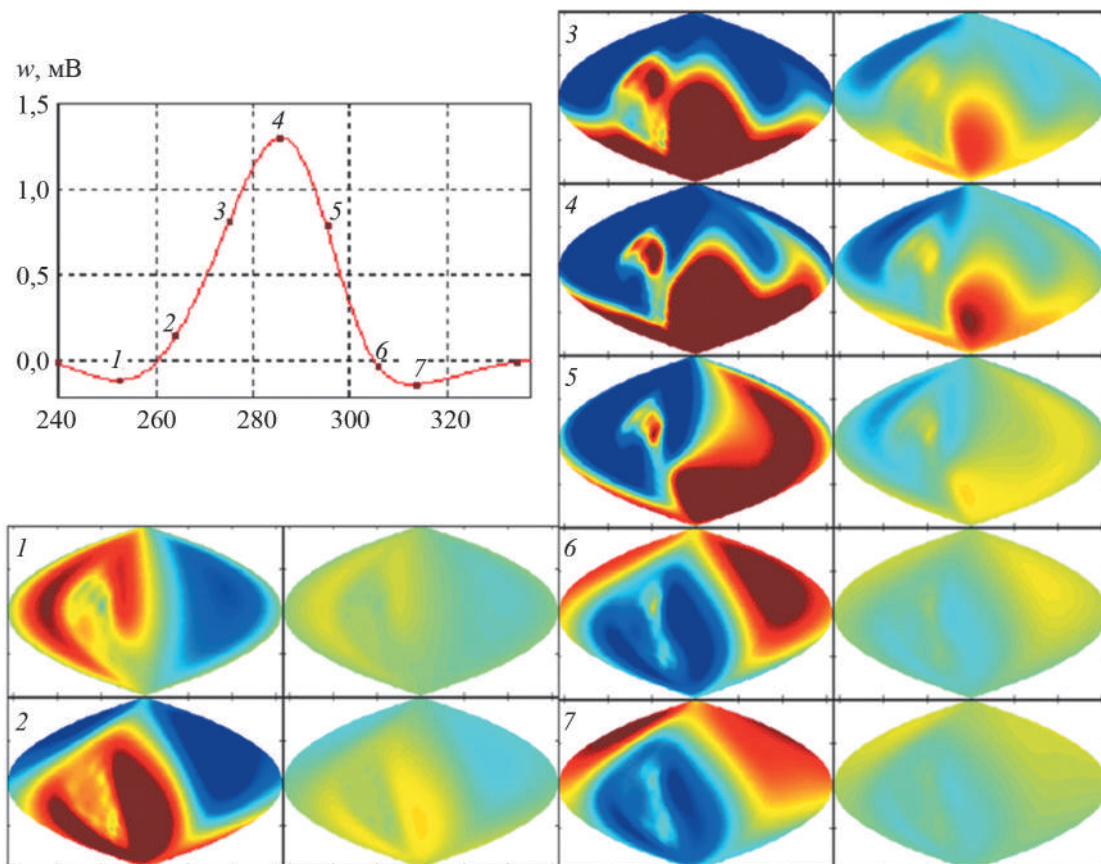


Рис. 2. Поверхностное распределение плотности ЭЭИПС для различных моментов времени *QRS*-комплекса



### Неоднородная электродинамическая модель грудной клетки человека

Основной задачей данной работы стало сравнение различных моделей грудной клетки (ГК), которые позволяют исследовать распределения электрического потенциала, возбуждаемого электрическим источником в проводящей среде внутри ГК в квазистатическом приближении. Необходимость этого сравнения связана с задачей построения такой модели, которая, с одной стороны, была бы достаточно простой для интерпретации сигналов ЭКГ и расчетов потенциала в прямых задачах электрокардиографии, и, с другой стороны, не вносила бы заметных искажений в карту потенциала на поверхности ГК. В кардиологической практике для объяснения формы зубцов электрокардиосигналов в различных отведениях пользуются представлением об эквивалентном электрическом источнике дипольного типа — едином сердечном диполе (ЕСД) в безграничной однородной проводящей среде [6, 7]. В этой связи возникает вопрос о степени влияния внутренних неоднородностей ГК (легких, костей скелета, мышечной ткани и т. п.) на распределение поверхностных потенциалов (ПП) и правомочности использования модели безграничной однородной среды. Такая постановка за-

дачи актуальна и при решении обратных задач электродинамики [3, 8], в которых желательное использование достаточно простых моделей ГК, позволяющих представлять ПП в удобном для расчетов виде — с использованием аналитических формул и разложений в ряды. Таким образом, встает вопрос о погрешностях, вносимых моделью ГК, и влиянии учета неоднородностей внутренней среды.

В работе [9] проведен численный анализ влияния неоднородностей ГК на ПП, причем расчет базируется на конкретной записи потенциалов, снятых с поверхности эпикарда. Однако представляет интерес провести анализ при различном направлении перемещения волны возбуждения миокарда, отображаемой во многих моделях ориентацией единого сердечного диполя.

Предложена неоднородная модель ГК человека в форме эллиптического цилиндра, содержащего миокард и полость с кровью, кости (ребра, грудину и позвоночный столб), легкие, скелетные мышцы и слой подкожного жира (рис. 3). При расчете распределений электрического потенциала в качестве эквивалентного генератора сердца выступает электрический диполь, расположенный в центре сердца.

Для определения влияния внутренних неоднородностей и внешней границы ГК с воздухом выполнены

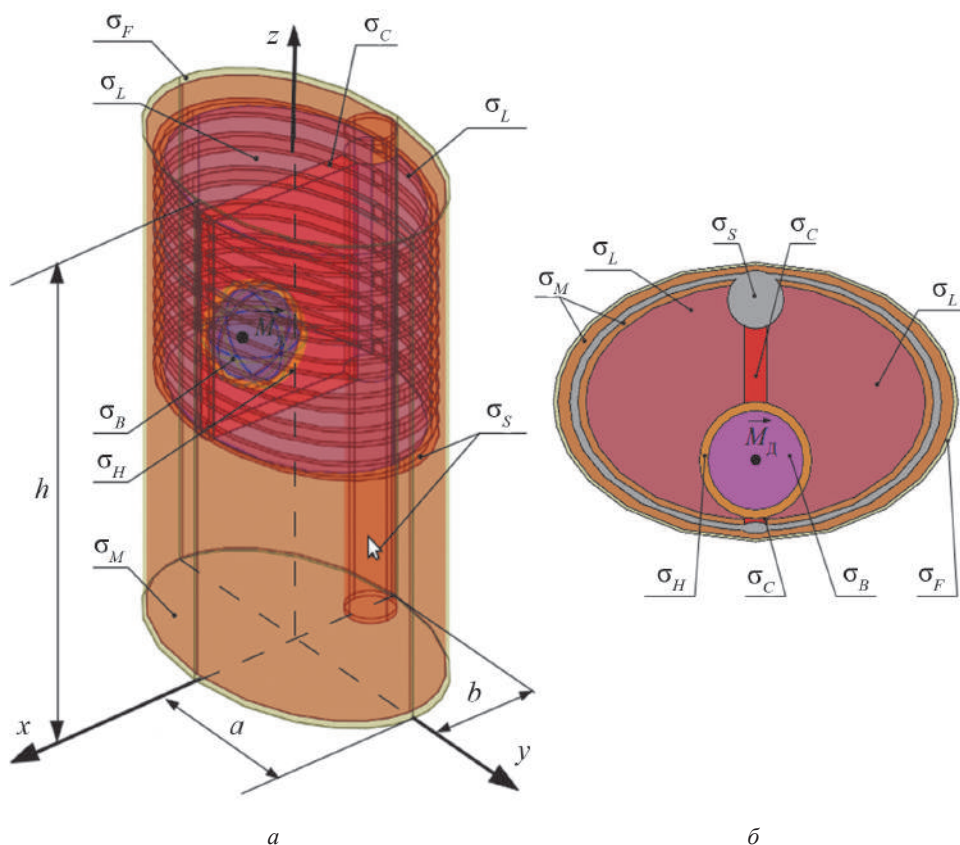


Рис. 3. Неоднородная модель грудной клетки человека в форме эллиптического цилиндра:

$a$  — в объеме;  $b$  — сечение при  $z = 2h/3$  (экватор сферы сердца); обозначены проводимости для  $\sigma_B$  — полости сердца с кровью;  $\sigma_H$  — миокарда;  $\sigma_S$  — кости;  $\sigma_L$  — легких;  $\sigma_C$  — полости грудной клетки;  $\sigma_M$  — скелетных мышц;  $\sigma_F$  — кожи и подкожного жира

сравнения распределений потенциалов на поверхности грудной клетки для следующих типов моделей [10].

1. Модель со всеми внутренними неоднородностями (НГК) и модели с единственной внутренней неоднородностью сравнивались с моделью без внутренних неоднородностей (модель однородной грудной клетки — ОГК). При этом во всех моделях учитывалась граница между ГК и воздухом.

2. Модель ОГК и модели с внутренними неоднородностями и одной исключенной неоднородностью сравнивались с полной неоднородной моделью НГК. При этом во всех моделях присутствовала внешняя граница ГК с воздухом.

При сравнении моделей по форме распределений анализировались коэффициент корреляции Пирсона и относительное среднеквадратическое отклонение потенциалов. При сравнении моделей по уровню потенциалов в распределениях рассматривались коэффициенты масштаба, характеризующего отличие в диапазонах изменения ПП, и сдвига, показывающего отличие в средних уровнях ПП. При анализе результатов отметим следующее.

*Влияние миокарда.* При учете сердца, заполненного кровью, в модели ОГК снижается уровень поверхностных потенциалов практически независимо от ориентации диполя. Это связано с тем, что большая часть токов протекает в среде с повышенным уровнем проводимости (кровь), и форма поверхности тела практически не влияет на это (рис. 4, а, б).

*Влияние легких.* Влияние легких в модели ОГК существенно зависит от ориентации диполя: при ориентации вдоль проводящего промежутка между легкими (вдоль осей  $OX$  и  $OZ$ ) токи достигают поверхности ГК

и уровень потенциалов, пропорциональный плотности тока, возрастает по сравнению с моделью ОГК, в которой значительная часть силовых линий токов замыкается во внутренней среде ГК, не достигая поверхности ГК (рис. 4, а, в).

Следует отметить, что отдельные неоднородности (особенно это относится к легким и сердцу, заполненному кровью) могут существенно влиять на картину растекания токов дипольного источника и на уровень изменения поверхностных потенциалов (коэффициент масштаба). Однако, полная неоднородная модель, включающая различные неоднородности, имеет карту поверхностных потенциалов, близкую по форме к карте для однородной грудной клетки (коэффициент корреляции превышает уровень 0,99; относительное отклонение не превышает единиц процентов). Более того, полученные результаты подтверждают возможность использования представления о дипольном источнике в однородной безграничной среде при анализе ЭКГ сигналов в медицинской практике.

#### Контроль психоэмоционального состояния человека

Эмоциональный стресс, как психоэмоциональное состояние, развивается у человека в результате непрерывных отрицательных эмоций, возникающих в конфликтных поведенческих ситуациях при невозможности или длительном затруднении в удовлетворении насущных социальных или биологических потребностей [11].

Решение проблемы стресса, в первую очередь, связано с необходимостью контролировать степень его развития и определять ту опасную черту, за которую

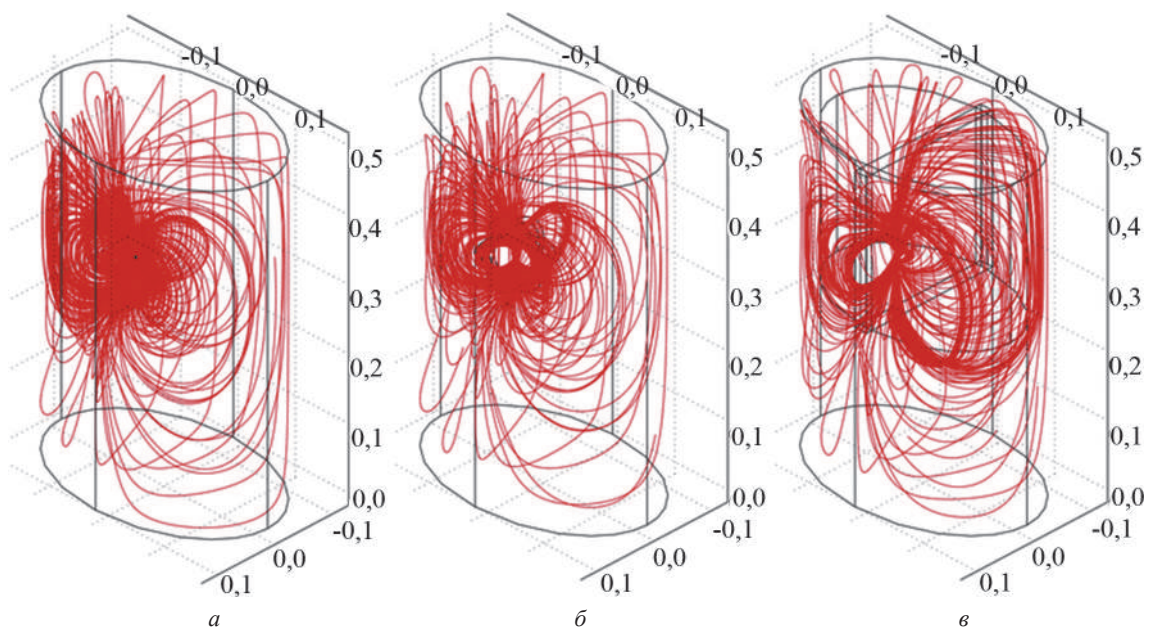


Рис. 4. Картины растекания токов вертикального диполя для различных моделей: а — ОГК; б — ОГК + сердце; в — ОГК+легкие; оси соответствуют осям рис. 3

выходить нельзя [12]. Однако до сих пор не существует компактных систем для измерения стресса у людей в реальной повседневной жизни.

Цель работы — разработка методологии компактной информационной системы для повседневного, объективного самоконтроля уровня психоэмоционального состояния человека.

Установлено, что при остром эмоциональном стрессе у экспериментальных животных и во время экзаменационного напряжения у студентов возникают дезинтеграция и дисрегуляция основных вегетативных показателей — артериального давления (АД), частоты сердечных сокращений (ЧСС) и частоты дыхания (ЧД), что выявляется при кросс-корреляционном анализе в достоверном снижении показателя «мощности» корреляционных связей изученных вегетативных параметров [13, 14]. Достоверное снижение показателя «мощности» корреляции свидетельствует о диссоциированном изменении отдельных параметров, снижении регулирующих влияний, обеспечивающих согласованность вегетативных реакций.

Разработан приоритетный способ для индивидуальной, объективной, количественной оценки степени развития эмоционального напряжения для предупреждения вызываемых стрессом функциональных и патологических нарушений [12]. Он основан на регистрации вегетативных показателей человека: частоты сердечных сокращений ЧСС, ЧД и расчете кросс-корреляционных коэффициентов, которые объективно отражают степень развития эмоционального стресса [15].

Информационная система для анализа ритмов сердца и дыхания построена на базе ПК, позволяющего модифицировать и совершенствовать алгоритмы обработки поступающей физиологической информации, визуализации и архивации получаемых данных.

Для анализа ритма сердца может быть выбрано любое электрокардиографическое отведение, позволяющее менять положения конечностей при измерении.

В качестве датчика для анализа ритма дыхания взят миниатюрный полупроводниковый термодиод,

который легко устанавливается с помощью клипсы в носовой канал и в котором при пропускании в прямом направлении стабильного микротока контактная разность потенциалов изменяется практически линейно при изменении температуры.

Блок сопряжения датчиков физиологических процессов с компьютером содержит каналы кардиосигнала и сигнала дыхания. Сигналы датчиков с выхода этих каналов изображены на рис. 5.

Ритмы сердца и дыхания характеризуются интервальными последовательностями временных интервалов между  $R$ -зубцами в записи кардиосигнала и между импульсами сигнала датчика дыхания [16]. Для регистрации момента появления текущего импульса используется метод следящего порога.

Определять коэффициент корреляции непосредственно между последовательностями кардиоинтервалов  $H_i$  и интервалов дыхания  $B_j$  нельзя, так как интервалы регистрируются в различные моменты времени. На любом отрезке наблюдения количество зарегистрированных кардиоинтервалов в среднем в 3 — 4 раза больше, чем интервалов дыхания. Поэтому предложен способ формирования интервальных последовательностей с учетом структуры процесса дыхания, т. е. интервалов между началом вдоха и выдоха и наоборот. Для этого по продифференцированному сигналу датчика дыхания определяли моменты  $tb_j$ , соответствующие началу вдоха или выдоха. Тогда модифицированные респираторные интервальные последовательности формировались по правилу:  $B_{modi} = B_j$ , если  $tb_{j-1} < th_i < tb_j$ , где  $th_i$  — момент регистрации  $i$ -го  $R$ -зубца в кардиограмме. При этом учитывалась структура дыхания и, одновременно, происходила интерполяция респираторной последовательности на моменты сердечных возбуждений. На рис. 6 показаны получаемые кардиоритмограмма (рис. 6, а) и модифицированная пневморитмограмма (рис. 6, б). Наблюдаемое в данном функциональном состоянии человека учащение сердечного пульса на интервалах между началами вдоха и выдоха приводит к заметному воз-

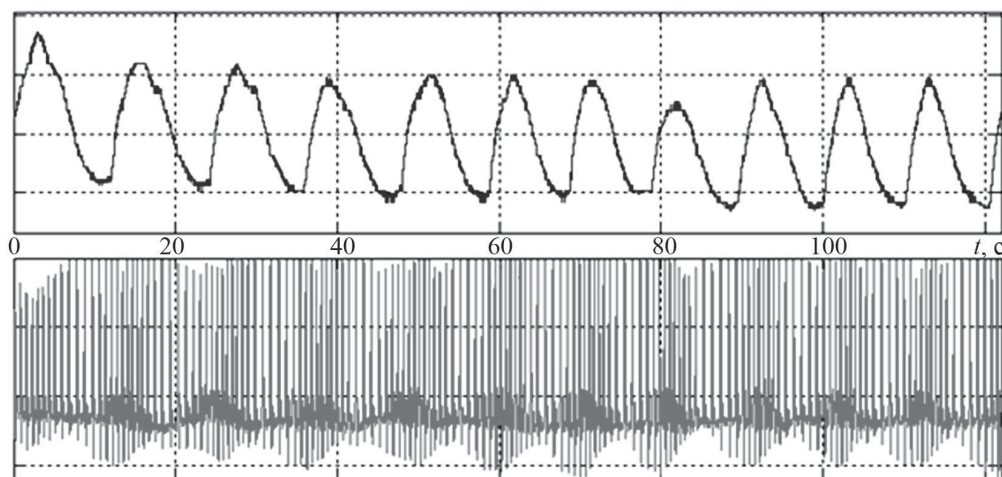


Рис. 5. Сигналы с выхода кардиоканала и канала дыхания



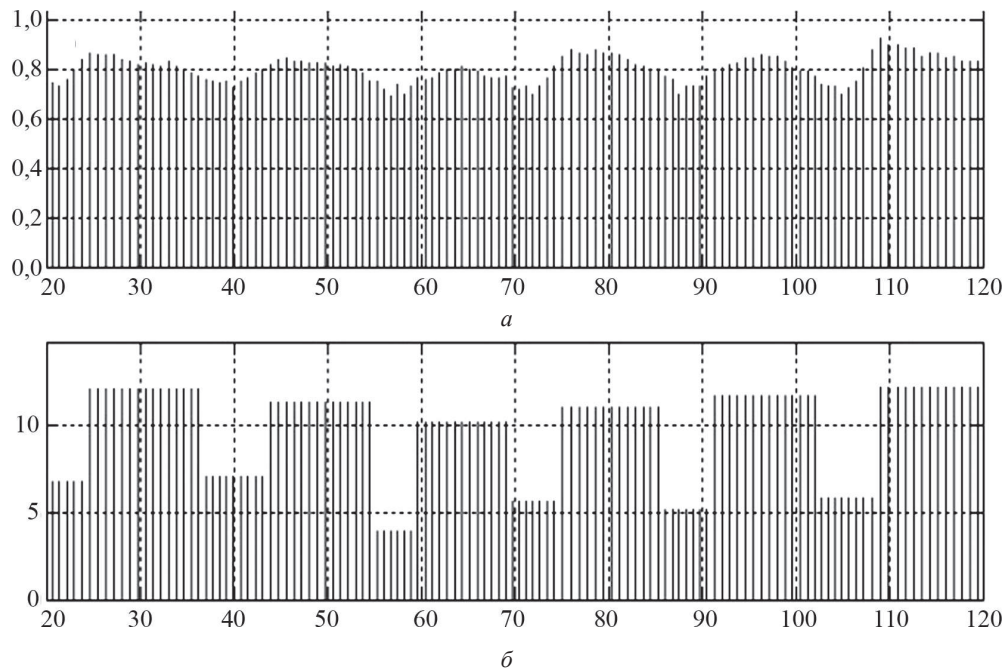


Рис. 6. Кардиоритмограмма (а) и модифицированная пневморитмограмма (б); по обсем осям время отложено в секундах

растанию величины коэффициента кросс-корреляции между представленными последовательностями — до величин порядка 0,8...0,9.

Разработанная методология может быть рекомендована для создания специализированной микропроцессорной аппаратуры, предназначенной для всесторонней оперативной оценки уровня эмоционального напряжения человека во время бодрствования и сна и профилактики нарушений жизненно важных функций.

### Обработка сигналов для выделения биоритмов

Важное значение в функциональной диагностике человека имеет анализ биоритмов — ритмов сердца, мозга, дыхания, кишечника и т. п.

Хорошо известно, что нарушение ритма сердечной деятельности человека рассматривается кардиологом как признак возможного заболевания [17, 18]. Вариабельность сердечной деятельности в допустимых пределах является признаком способности организма противостоять изменению внешней среды.

Наглядным способом представления вариабельности служит ритмограмма. Для ее построения следует измерить интервалы между соседними импульсами. Если обрабатывается сигнал ЭКГ, то соотношение сигнал/шум велико и особых проблем получения ритмограммы не возникает. Однако, сигналы жизнедеятельности организма порождаются сразу несколькими квазипериодическими процессами, причем сигнал, представляющий интерес, может быть слабо выражен. В этом случае требуется сделать частотно-временной анализ сигнала. Ритмограмма строится либо через среднюю частоту в пределах скользящего временного окна, либо с использованием вейвлет-преобразования.

В разработанном алгоритме интервалы следования импульсов определяются по расстоянию между максимумами взаимокорреляционной функции сигнала и некоторого эталонного импульса. Эталонный сигнал строится на полном ортонормированном базисе функций Гаусса–Эрмита, который позволяет получить практически любую форму эталонного импульса [19].

В квазипериодической последовательности могут меняться не только интервалы между импульсами, но и временной масштаб каждого импульса. В разработанном алгоритме изменение масштаба заложено в эталон в виде некоторого масштабного множителя, который меняется в процессе обработки сигнала при вычислении взаимокорреляционной функции. В результате получается поверхность над плоскостью время–масштаб. Максимумы этой поверхности дают местоположение импульса на оси времени и его временной масштаб.

Алгоритм многократно испытан на сигналах, полученных с помощью фазометрического комплекса (ФМК) диапазона КВЧ [20, 21].

В эксперименте измеряли перемещения поверхности тела человека, обусловленного дыханием и сердцебиением. Одновременно вели запись электрокардиограммы. Поскольку цель состояла в отработке метода выделения сигналов, то она проводилась после окончания эксперимента по записям отсчетов в файле данных фазометрического комплекса.

На рисунке 7 приведен фрагмент (кривая 1) записи сигнала ФМК. Сигналы кардиоактивности на фоне циклов дыхания обнаружить трудно.

Поскольку математическая модель сигнала отсутствует, эталонные импульсы синтезировали на фрагменте записи в виде суммы функций Гаусса–Эрмита

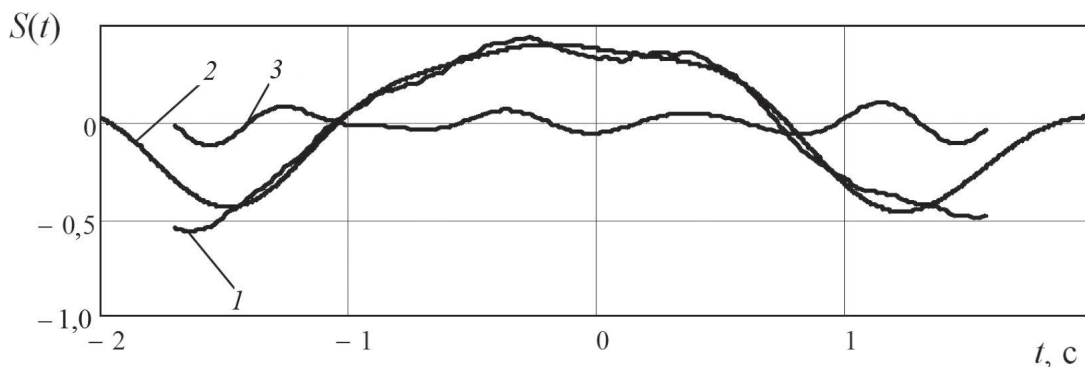


Рис. 7. Фрагмент сигнала ФМК (1), эталонов цикла дыхания (2) и кардиоактивности (3)

(ФГЭ). Для этого проводили Фурье-анализ в пространстве ФГЭ.

На рисунке 8 представлен спектр фрагмента записи в пространстве ФГЭ. Низкочастотная часть спектра ( $n < 30$ ) соответствует сигналу дыхания, а высокочастотная ( $n > 30$ ) — кардиоритму. Проводя фильтрацию в пространстве ФГЭ, получим эталоны сигналов дыхания и кардиоактивности (рис. 7, кривые 2, 3).

При обработке данных, ради простоты, вариации масштаба не проводились. Из эмпирических соображений его значение было принято 1,65 с, что соответствует приблизительно двум тактам кардиосигнала.

Результаты обработки показаны на рис. 9. На том же рисунке приведена ритмограмма, полученная по данным электрокардиографа.

В целом совпадение результатов можно считать удовлетворительным. Общая медленная часть вариативности кардиоактивности воспроизводится хорошо. Ритмограмма ФМК более гладкая. Это неудивитель-

но, т. к. сигнал ФМК связан с механической деятельностью организма в целом, в то время как ЭКГ фиксирует электрическую активность миокарда.

Результаты обработки экспериментальных данных, полученных с помощью ФМК, показывают возможность практического использования алгоритма для диагностики процессов жизнедеятельности организма.

#### Имплантируемые датчики температуры на поверхностных и объемных акустических волнах

Беспроводные датчики для контроля состояния биологических объектов, а также мониторинга биологических технологических процессов очень привлекательны для массового применения. Особый интерес представляют энергетически независимые, не содержащие собственного источника питания датчики с большим сроком службы. Датчики на поверхностных акустических волнах (ПАВ) и объемных акустических

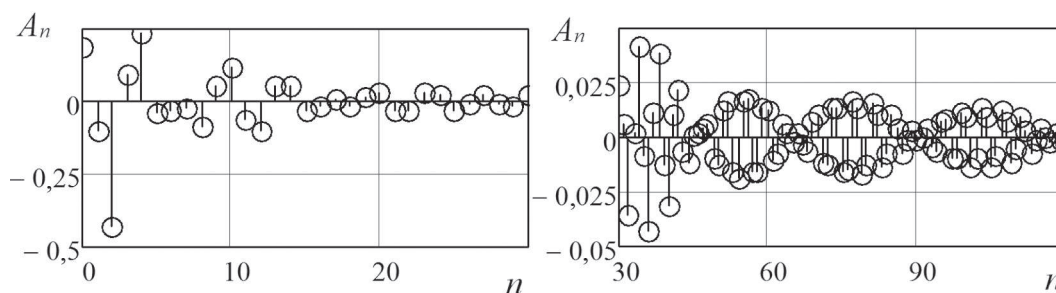


Рис. 8. Спектр фрагмента сигнала в пространстве ФГЭ

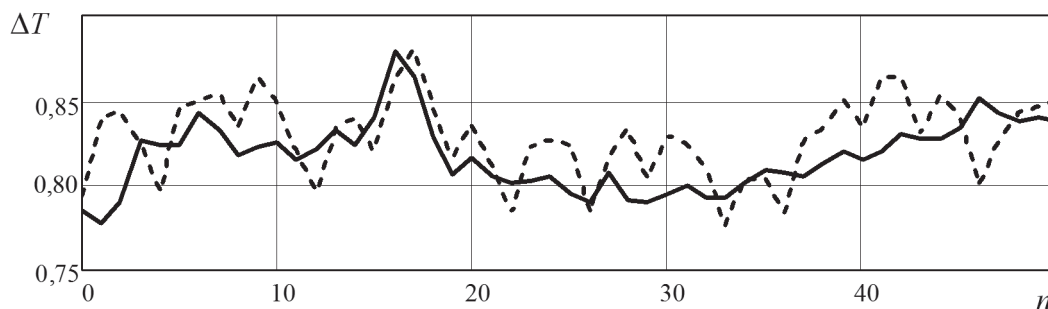


Рис. 9. Ритмограмма, полученная с ФМК (—) и электрокардиографа (---)



волнах (ОАВ) можно опрашивать дистанционно сигналами радиочастотного диапазона от единиц мегагерц до нескольких гигагерц, в зависимости от выбранного типа акустических волн и условий распространения электромагнитных волн в объектах измерения. Они используются в промышленных объектах, однако при имплантации в биологические объекты имеется ряд специфических проблем, требующих неординарного решения.

В качестве простейшего варианта для отработки принципов конструирования имплантируемых датчиков и режимов функционирования были выбраны датчики температуры. В сотрудничестве с АО «НПП «Радар ммс» проведено непосредственное сравнение двух существенно различных вариантов датчиков и опрашивающих систем, основанных на резонаторах на ПАВ и ОАВ. Для резонаторов на ПАВ выбран диапазон частот вблизи 915 МГц, а для резонаторов на ОАВ — вблизи 5,28 МГц. Резонаторы выполнены из межкристаллического кварца. Для резонаторов на ПАВ найдена перспективная ориентация, обеспечивающая максимальную разницу температурных коэффициентов ( $142 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$ ) волн Гуляева–Блюштейна и Рэлея, распространяющихся на одной подложке в одинаковом направлении. Добротность сконструированных пар резонаторов приближена к 4000 [22]. Резонаторы на ПАВ используются парами (рис. 10) для функционирования дифференциальной схемы измерений, обеспечивающей уменьшение влияния условий распространения электромагнитных волн на результаты опроса датчика. Миниатюрные антенны можно изготовить на той же подложке, что и резонаторы.

Резонаторы на ОАВ выполнены из кварца Y-среза [23], добротность резонаторов превышает 100000, в качестве антенных элементов взяты миниатюрные катушки, расположенные в ближнем поле катушки опрашивающего устройства (рис. 11). Электромагнитная



Рис. 10. Партия датчиков температуры на ПАВ с интегрированными антеннами

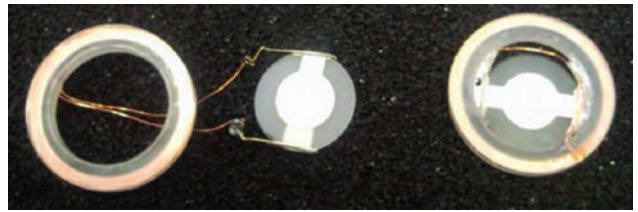


Рис. 11. Детали конструкции датчика на ОАВ

энергия передается практически только за счет магнитной компоненты, что совместно с высокой добротностью позволяет отказаться от дифференциальной схемы измерений и использовать только один резонатор в качестве чувствительного элемента датчика.

Обе системы показали работоспособность и возможность достижения определенных техническим заданием характеристик: расстояние до биологического объекта более 40 см при глубине имплантации несколько сантиметров. Точность измерений составила около  $0,1^\circ\text{C}$ .

Сравнение двух разработанных систем показало, что стабильность измерений в условиях высоких потерь на распространение электромагнитных волн на частоте 915 МГц несколько хуже, чем на 5,28 МГц. В дальнейшем исследования будут направлены на совершенствование полученных результатов и поиск решений, оптимизированных для конкретных объектов измерений.

## Литература

1. Титомир Л.И., Трунов В.Г., Айду Э.А.И. Неинвазивная электрокардиотопография. М.: Наука, 2003.
2. Macfarlane P.W. e. a. Comprehensive Electrocardiology. London: Springer-Verlag, 2011.
3. Жихарева Г., Крамм М. Реконструкция токовых источников сердца в обратной задаче ЭКГ. Алгоритмы и их анализ. Saarbrücken: Lap Lambert, Academic Publ. GmbH & Co. KG, 2012.
4. Potyagaylo D., Cortes E.G., Schulze W.H.W., Dössel O. Binary Optimization for Source Localization in the Inverse Problem of ECG // Medical & Biological Eng. & Comp. 2014. V. 52. Pp. 717—728.
5. Kramm M.N., Zhikhareva G.V., Filonov D.V., Zhuravleva N.A. Reconstruction of Equivalent Current Sources on Quasi-Epicardium // Proc. Russian-German Conf. Biomedical Eng. Hanover, 2013. P. 77.
6. Титомир Л.И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. М.: Наука, Физматлит, 1999.
7. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.: МедПресс-Информ, 2016.
8. Лебедев В.В. и др. Система электродных отведений для измерения координат источников в области миокарда // Медицинская техника. 2006. № 4. С. 7—9.
9. Klepfer R.N., Johnson C.R., MacLeod R.S. The Effects of Inhomogeneities and Anisotropies on

Electrocardiographic Fields: A Three-Dimensional Finite Element Study // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997. V. 44. No. 8. Pp. 706—719.

10. Стрелков Н.О., Крамм М.Н., Жихарева Г.В. Неоднородная электродинамическая модель грудной клетки человека в форме эллиптического цилиндра // Журнал радиоэлектроники. 2011. № 7 [Электрон. ресурс] <http://jre.cplire.ru/koi/jul11/4/text.pdf> (дата обращения 10.03.2018).

11. Судаков К.В., Петров В.И., Симонов П.В., Юматов Е.А. Эмоциональный стресс: теоретические и клинические аспекты. Волгоград: Комитет по печати и информации, 1997.

12. Юматов Е.А. «Информационная медицина» — охрана жизни и здоровья людей в повседневных условиях // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 5. С. 72—79.

13. Yumatov E.A., Pertsov S.S. System Organization of the Relationship of Emotional Stress and Sleep // J. Neurology & Neuroscience. 2016. V. 7. No. 5. Pp. 145 — 153.

14. Ben-Tal A. Computational Models for the Study of Heart-Lung Interactions in Mammals // Wiley Interdisciplinary Rev.: Systems Biology and Medicine. 2012. V. 4 (2). Pp. 163—170.

15. Судаков К.В., Юматов Е.А., Тараканов О.П. Кросс-корреляционный вегетативный критерий эмоционального стресса // Физиология человека. 1995. Т. 23. № 3. С. 87—95.

16. Glazachev O.S. e. a. Microprocessor Device to Monitor the Level of Emotional Stress in Humans // International J. Biosensors & Bioelectronics. 2017. V. 2 (4). Pp. 1—4.

17. Malik M. Heart Rate Variability // Curr Opin Cardiol. 1998. V. 13 (1). Pp. 36—44.

18. Каменская В.Г. и др. Показатели флюктуаций кардиоинтервалов при различных функциональных состояниях дошкольников // Физиология человека. 2001. Т. 27. № 3. С. 89—94.

19. Балакин Д.А., Штыков В.В. Построение ортогонального банка фильтров на основе преобразований Эрмита для обработки сигналов // Журнал радиоэлектроники. 2014. № 9 [Электрон. ресурс] <http://jre.cplire.ru/alt/sep14/1/text.pdf> (дата обращения 10.03.2018).

20. Абрамов А.В. и др. Биорадиолокация. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2010.

21. Балакин Д.А., Штыков В.В., Чуркин С.С. Использование фазометрического комплекса диапазона КВЧ для диагностики жизнедеятельности человека // Электроника и микроэлектроника СВЧ. 2017. Т. 1. № 1 (1). С. 127—132.

22. Zhgoon S. e. a. SAW Temperature Sensor on Quartz // IEEE Trans. UFFC. 2015. V. 62. No. 6. Pp. 1066—1075.

23. Antcev I. e. a. Comparative Analysis of the Experience Obtained from the Use of SAW and BAW Wireless Resonator Temperature Sensors for Surgery // IEEE Intern. Ultrasonics Symp. Proc. 2015. Pp 1—4.

## References

1. Titomir L.I., Trunov V.G., Aydu E.A.I. Neinvazivnaya Elektrokardiotopografiya. M.: Nauka, 2003. (in Russian).

2. Macfarlane P.W. e. a. Comprehensive Electrocardiology. London: Springer-Verlag, 2011.

3. Zhikhareva G., Kramm M. Rekonstruktsiya Tokovykh Istochnikov Serdtsa v Obratnoy Zadache EKG. Algoritmy i ikh Analiz. Saarbrücken: Lap Lambert, Academic Publ. GmbH & Co. KG, 2012. (in Russian).

4. Potyagaylo D., Cortes E.G., Schulze W.H.W., Dössel O. Binary Optimization for Source Localization in the Inverse Problem of ECG. Medical & Biological Eng. & Comp. 2014;52:717—728.

5. Kramm M.N., Zhikhareva G.V., Filonov D.V., Zhuravleva N.A. Reconstruction of Equivalent Current Sources on Quasi-Epicardium. Proc. Russian-German Conf. Biomedical Eng. Hanover, 2013:77.

6. Titomir L.I., Kneppo P. Matematicheskoe Modelirovanie Bioelektricheskogo Generatorsa Serdtsa. M.: Nauka, Fizmatlit, 1999. (in Russian).

7. Murashko V.V., Strutynskiy A.V. Elektrokardiografiya. M.: MedPress-Inform, 2016. (in Russian).

8. Lebedev V.V. i dr. Sistema Elektrodnykh Otvedeniy dlya Izmereniya Koordinat Istochnikov v Oblasti Miokarda. Meditsinskaya Tekhnika. 2006;4:7—9. (in Russian).

9. Klepfer R.N., Johnson C.R., MacLeod R.S. The Effects of Inhomogeneities and Anisotropies on Electrocardiographic Fields: A Three-Dimensional Finite Element Study. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997;44; 8:706—719.

10. Strelkov N.O., Kramm M.N., Zhikhareva G.V. Neodnorodnaya Elektrodinamicheskaya Model' Grudnoy Kletki Cheloveka v Forme Ellipticheskogo Tsilindra. Zhurnal Radioelektroniki. 2011;7 [Elektron. Resurs] <http://jre.cplire.ru/koi/jul11/4/text.pdf> (Data Obrashcheniya 10.03.2018). (in Russian).

11. Sudakov K.V., Petrov V.I., Simonov P.V., Yumatov E.A. Emotsional'nyy Stress: Teoreticheskie i Klinicheskie Aspekty. Volgograd: Komitet po Pechati i Informatsii, 1997. (in Russian).

12. Yumatov E.A. «Informatsionnaya Meditsina» — Okhrana Zhizni i Zdorov'ya Lyudey v Povsednevnykh Usloviyakh. Biomeditsinskaya Radioelektronika. 2016;5: 72—79. (in Russian).

13. Yumatov E.A., Pertsov S.S. System Organization of the Relationship of Emotional Stress and Sleep. J. Neurology & Neuroscience. 2016;7;5:145 — 153.

14. Ben-Tal A. Computational Models for the Study of Heart-Lung Interactions in Mammals. Wiley Interdisciplinary Rev.: Systems Biology and Medicine. 2012;4 (2):163—170.

15. Sudakov K.V., Yumatov E.A., Tarakanov O.P. Kross-korrelyatsionnyy Vegetativnyy Kriteriy Emotsional'nogo Stressa. Fiziologiya Cheloveka. 1995;23;3:87—95. (in Russian).

16. **Glazachev O.S. e. a.** Microprocessor Device to Monitor the Level of Emotional Stress in Humans. *International J. Biosensors & Bioelectronics*. 2017;2(4):1—4.

17. **Malik M.** Heart Rate Variability. *Curr Opin Cardiol*. 1998;13 (1):36—44.

18. **Kamenskaya V.G. i dr.** Pokazateli Flyuktuatsiy Kardiointervalov pri Razlichnykh Funktsional'nykh Sostoyaniyakh Doshkol'nikov. *Fiziologiya Cheloveka*. 2001; 27;3:89—94. (in Russian).

19. **Balakin D.A., Shtykov V.V.** Postroenie Ortogonal'nogo Banka Fil'trov na Osnove Preobrazovaniy Ermita dlya Obrabotki Signalov. *Zhurnal Radioelektroniki*. 2014;9 [Elektron. Resurs] <http://jre.cplire.ru/alt/sep14/1/text.pdf> (Data Obrashcheniya 10.03.2018). (in Russian).

20. **Abramov A.V. i dr.** Bioradiolokatsiya. M.: MGTU im. N.E. Baumana, 2010. (in Russian).

21. **Balakin D.A., Shtykov V.V., Churkin S.S.** Ispol'zovanie Fazometricheskogo Kompleksa Diapazona Kvch dlya Diagnostiki Zhiznedeyatel'nosti Cheloveka. *Elektronika i Mikroelektronika SVCH*. 2017;1;1 (1): 127—132. (in Russian).

22. **Zhgoon S. e. a.** SAW Temperature Sensor on Quartz. *IEEE Trans. UFFC*. 2015;62;6:1066—1075.

23. **Antcev I. e. a.** Comparative Analysis of the Experience Obtained from the Use of SAW and BAW Wireless Resonator Temperature Sensors for Surgery. *IEEE Intern. Ultrasonics Symp. Proc.* 2015:1—4.

#### Сведения об авторах

**Крамм Михаил Николаевич** — кандидат технических наук, исполняющий обязанности заведующего кафедрой основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [KrammMN@mail.ru](mailto:KrammMN@mail.ru)

**Жихарева Галина Владимировна** — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [zhgv@bk.ru](mailto:zhgv@bk.ru)

**Жгун Сергей Александрович** — кандидат технических наук, заведующий научно-исследовательской лабораторией кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [zhgoon@gmail.com](mailto:zhgoon@gmail.com)

**Стрелков Николай Олегович** — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [StrelkovNO@mpei.ru](mailto:StrelkovNO@mpei.ru)

**Штыков Виталий Васильевич** — кандидат технических наук, профессор кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [shtykovvv@yandex.ru](mailto:shtykovvv@yandex.ru)

**Юматов Евгений Антонович** — доктор медицинских наук, профессор кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», главный научный сотрудник НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина, e-mail: [eyumatov@mail.ru](mailto:eyumatov@mail.ru)  
**Куприянова Яна Анатольевна** — ассистент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [kupriyanovaya@bk.ru](mailto:kupriyanovaya@bk.ru)

**Палютин Юлиа Алексеевна** — аспирант кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [yupa-04@rambler.ru](mailto:yupa-04@rambler.ru)

**Черников Антон Иванович** — ассистент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ», e-mail: [ChernikovAI@mpei.ru](mailto:ChernikovAI@mpei.ru)

#### Information about authors

**Kramm Mikhail N.** — Ph.D. (Techn.), Acting Head of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [KrammMN@mail.ru](mailto:KrammMN@mail.ru)

**Zhikhareva Galina V.** — Ph.D. (Techn.), Assistant Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [zhgv@bk.ru](mailto:zhgv@bk.ru)

**Zhgoon Sergey A.** — Ph.D. (Techn.), Head of Research Laboratory of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [zhgoon@gmail.com](mailto:zhgoon@gmail.com)

**Strelkov Nikolay O.** — Ph.D. (Techn.), Assistant Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [StrelkovNO@mpei.ru](mailto:StrelkovNO@mpei.ru)

**Shtykov Vitaliy V.** — Ph.D. (Techn.), Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [shtykovvv@yandex.ru](mailto:shtykovvv@yandex.ru)

**Yumatov Evgeniy A.** — Dr.Sci. (Medicine), Professor of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, Chief Researcher of Institute of Normal Physiology named after P.K. Anohin, e-mail: [eyumatov@mail.ru](mailto:eyumatov@mail.ru)

**Kupriyanova Yana A.** — Assistant of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [kupriyanovaya@bk.ru](mailto:kupriyanovaya@bk.ru)

**Palyutina Yuliya A.** — Ph.D.-student of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [yupa-04@rambler.ru](mailto:yupa-04@rambler.ru)

**Chernikov Anton I.** — Assistant of Fundamentals of Radio Engineering Dept., NRU MPEI, e-mail: [ChernikovAI@mpei.ru](mailto:ChernikovAI@mpei.ru)

*Статья поступила в редакцию 15.03.2018*