

На правах рукописи

Юрьева Ольга Дмитриевна

**СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ
ДЛЯ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО
СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2010

Работа выполнена в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете “ЛЭТИ” им. В.И.Ульянова (Ленина)

Научный руководитель –
доктор технических наук, с.н.с. Калиниченко Александр Николаевич

Официальные оппоненты:
доктор технических наук, профессор Быков Р.Е.
кандидат технических наук Санкин А.Н.

Ведущая организация – Федеральное государственное унитарное предприятие Специальное конструкторское технологическое бюро «БИОФИЗПРИБОР»
Федерального медико-биологического агентства
(ФГУП СКТЬ «БИОФИЗПРИБОР»)

Защита диссертации состоится “7” апреля 2010 г. в 15 часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета “ЛЭТИ” имени В. И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке университета.

Автореферат разослан “4” марта 2010 г.

Ученый секретарь
совета по защите докторских
и кандидатских диссертаций

Болсунов К.Н.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Проблема оценки текущего состояния организма и его контроль имеют важное значение для человека. Высокий темп жизни, информационные перегрузки и дефицит времени оказывают все возрастающее влияние на нервную систему человека и могут являться причинами разнообразных отклонений в нормальной деятельности систем организма. Актуальность изучения психофизиологических функциональных состояний определяется их вкладом в обеспечение эффективности и надежности деятельности человека-оператора, а также увеличением количества профессий и изменением условий труда, когда психофизиологические возможности человека становятся определяющими в развитии тех или иных состояний.

Одной из важнейших задач профессиональной подготовки персонала является повышение устойчивости к стрессу. Несмотря на большое разнообразие тренажеров, позволяющих моделировать различные стрессовые ситуации, в настоящее время требуется разработка биотехнических систем, позволяющих проводить оценку степени адаптации человека-оператора к воздействию стрессовых факторов.

Одним из наиболее распространенных методов оценки функционального состояния человека-оператора является анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР). Использование методов анализа ВСР позволяет получить количественные показатели взаимодействия различных регуляторных систем организма, оценить степень психического напряжения при выполнении тех или иных видов деятельности. Для расчета показателей ВСР наиболее широко используются записи сигналов длительностью 5 минут или 24 часа. Особенностью данной работы является исследование динамики изменения показателей сигнала сердечного ритма в процессе проведения психофизиологического исследования, длительность этапов которого варьируется от 1 до 3 минут.

Традиционные методики анализа ВСР основаны на предположении, что в пределах анализируемого фрагмента сигнал остается стационарным. На практике это возможно благодаря корректному съему сигнала в ходе исследования, а также при условии визуального контроля полученного сигнала. Однако в случае мониторинга деятельности человека-оператора визуальный анализ стационарности сигнала является затруднительным и даже невозможным.

Проведенный анализ показал, что, несмотря на многообразие существующих методов автоматического анализа ВСР, используемые алгоритмы оказываются недостаточно эффективными. Актуальность данной работы определяется необходимостью разработки новых методов, позволяющих повысить информативность и статистическую устойчивость вычисляемых диагностических параметров, а также формирования показателей, обеспечивающих возможность оценки динамики изменения состояния человека в процессе проведения психофизиологического тестирования.

Целью данной работы является повышение качества автоматизированного контроля психофизиологического состояния человека в процессе выполнения ментальной нагрузки.

Для достижения поставленной цели определены следующие **задачи**:

1. Разработка и экспериментальное исследование методов определения опорной точки желудочкового комплекса, позволяющих получать более точные и статистически состоятельные оценки частотных показателей вариабельности сердечного ритма.

2. Разработка и экспериментальное исследование методов сегментации сигнала на локально стационарные участки, использующих набор параметров, оцениваемых во временной и частотной областях.

3. Экспериментальное исследование статистических и частотных свойств сигнала сердечного ритма с целью обоснованного выбора информативных признаков и разработка решающих правил для дифференциации стадий психофизиологического тестирования.

4. Разработка и экспериментальное исследование методов оценки динамики изменения показателей сердечного ритма в ходе проведения психофизиологического тестирования.

Методы исследования. Для решения поставленных теоретических задач в диссертационной работе использовались методы математического моделирования, математической статистики, спектрального анализа, теории случайных процессов и теории распознавания образов.

Экспериментальные исследования выполнены с использованием наборов реальных записей сигналов, полученных в медицинских учреждениях, а также при проведении психофизиологических исследований. Программное обеспечение для проведения экспериментов разрабатывалось с использованием пакета MATLAB.

Научная новизна.

В процессе проведения исследования получены следующие новые научные результаты:

1. Разработан и исследован метод определения опорной точки желудочкового комплекса, основанный на интегральных характеристиках электрокардиосигнала.

2. Разработан и исследован метод оценки степени нестационарности сигнала и его сегментации на локально стационарные участки, учитывающий статистические и частотные свойства сигнала.

3. Разработан и исследован метод количественной оценки отличия состояния покоя от нагрузки в процессе психофизиологического тестирования, основанный на использовании информативных признаков, рассчитываемых как во временной, так и в частотной областях.

4. Разработан и исследован метод оценки динамики изменения статистических и частотных показателей сигнала сердечного ритма, рассчитываемых по коротким интервалам.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Повышение точности вычисления длительности RR-интервала достигается за счет использования методов, основанных на интегральных характеристиках сигнала, а также двух синхронно снимаемых отведений вместо одного.
2. Оценка степени нестационарности сигнала наиболее эффективно осуществляется за счет использования интегрального показателя, основанного на контроле изменения среднего значения, стандартного отклонения, угла наклона линейного тренда и ошибки предсказания авторегрессионной модели.
3. Задача дифференциации психофизиологических состояний в динамике наиболее эффективно решается за счет использования правила, основанного на произведении трех показателей: среднего значения, стандартного отклонения и сдвига автокорреляционной функции до первого пересечения нуля.

Практическую ценность работы составляют:

1. Алгоритмы расчета показателей ВСР для оценки динамики изменения психофизиологического состояния человека при выполнении ментальной нагрузки.
2. Алгоритмы оценки степени нестационарности сигнала сердечного ритма, предназначенные для использования в системах контроля психофизиологического состояния человека.
3. Программно-алгоритмическое обеспечение, реализующее разработанные алгоритмы и предназначенное для использования в автоматизированных системах контроля сердечного ритма.

Внедрение результатов работы. Результаты диссертационной работы использовались при выполнении научно-исследовательской работы на кафедре БМЭиОС СПбГЭТУ по проекту РФФИ 06-08-01247-а «Компьютерный комплекс мониторинга контроля ЭКГ» (2006 – 2008), в ОКР по теме: "Разработка технологий управления подачей анестетических газов и создание опытных образцов наркозно-дыхательного комплекса" (шифр 2009-02-2.2-04-05 по государственному контракту № 02.522.11.2020 от 10 марта 2009 г.), а также в работах, проводимых рядом организаций: ООО «Биосигнал» – пакет прикладных программ для функциональных исследований по ЭКГ «Кардио-Кит»; Санкт-Петербургский государственный университет, факультет Психологии – грант №00014-08-1-0731 «Технология оценки устойчивости обучения к воздействию стрессовых факторов».

Результаты диссертационной работы были внедрены в учебный процесс СПбГЭТУ «ЛЭТИ» в форме материала для лекций и лабораторных работ по дисциплинам: «Методы обработки биомедицинских сигналов и данных», «Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях».

Апробация работы. Основные теоретические и практические результаты диссертации были доложены и получили одобрение на следующих конференциях и симпозиумах: Международных конференциях «Распознавание

образов и анализ изображений: новые информационные технологии» (РОАИ-8-2007, Йошкар-Ола; РОАИ-9-2008, Нижний Новгород.); ежегодных научно-технических конференциях профессорско-преподавательского состава СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (2006 – 2009 гг.), научно-технической конференции НТО РЭС им. А. С. Попова (2006 – 2008 гг.); Международном симпозиуме «Электроника в медицине» (КАРДИОСТИМ-2008, С.-Петербург); научных семинарах кафедры Биомедицинской электроники и охраны среды СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в 10 работах, среди которых 2 публикации в ведущих рецензируемых изданиях, рекомендованных в действующем перечне ВАК, а также 1 статья в других журналах и изданиях, 7 публикаций в трудах международных и российских научно-технических конференций и симпозиумов.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, шести глав, заключения, списка использованной литературы, включающего 87 наименований, среди которых 58 работ отечественных и 29 работ иностранных авторов.

Основная часть диссертации изложена на 165 страницах машинописного текста. Работа содержит 48 рисунков и 30 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, дается характеристика работы, приводится краткое содержание работы по главам.

В первой главе диссертации представлен анализ проблем, связанных с оценкой психофизиологического состояния человека. Проведен обзор современных методов и систем оценки функционального состояния человека. Показано, что одной из наиболее распространенных методик оценки психофизиологического состояния человека является анализ ВСР, позволяющий получить количественные показатели состояния вегетативной нервной системы.

Проведен обзор современных методик анализа ВСР, к которым относятся методы анализа во временной и частотной областях, нелинейные методы, вариационная пульсометрия по Р.М. Баевскому. Отмечен ряд проблем, затрудняющих получение корректных оценок показателей ВСР.

Рассмотрены современные медицинские диагностические системы, предназначенные для проведения электрокардиографических исследований.

На основании проведенного анализа сформулирован вывод о необходимости создания новых алгоритмов оценки психофизиологического состояния человека в условиях ментальной нагрузки, а также разработки методов предварительного анализа сигналов для получения статистически состоятельных оценок параметров сигнала сердечного ритма.

Вторая глава посвящена исследованию влияния частоты дискретиза-

ции и метода определения опорной точки QRS-комплекса на точность измерения длительности RR-интервала и оценку спектральных показателей ВСР.

Рассмотрены и исследованы два различных подхода к определению опорной точки QRS-комплекса: по максимальному значению и по “центру тяжести” QRS-комплекса.

Исследование алгоритмов выполнено с использованием модельного сигнала и специально сформированного набора записей реального электрокардиосигнала, включающего 42 трёхканальные записи электрокардиограммы (ЭКГ). Исходная частота дискретизации – 500 Гц. Длительность каждой записи – 5 мин. Сформированный набор записей был случайным образом разделён на 2 одинаковых по объёму поднабора: обучающий и контрольный. Для проведения автоматического анализа была выполнена верификация данных с целью определения местоположения QRS-комплексов.

Моделирование электрокардиосигнала проводилось путем формирования последовательности RR-интервалов на основе спектральных характеристик, соответствующих реальным сигналам, и построения кардиоциклов, соответствующих нормальной морфологии ЭКГ. Исходная частота дискретизации модельного сигнала равна 500 Гц.

В качестве критерия выбора наиболее устойчивого к снижению частоты дискретизации метода рассматривалась ошибка, за которую принимался модуль разности между истинным значением длительности RR-интервала и значением RR-интервала, измеренным для определенного коэффициента прореживания. В качестве истинного значения RR-интервала выбрано значение RR-интервала, рассчитанное по результатам ручной верификации сигнала при максимальном значении частоты дискретизации. Вычислялась среднеквадратическая ошибка S_{RR_p} при изменении коэффициентов прореживания от 2 до 5. На рис. 1 изображен график зависимости среднеквадратической ошибки S_{RR_p} от коэффициента прореживания k_p для контрольного набора данных.

Для исследования помехоустойчивости разрабатываемых алгоритмов предложена модель помехи в виде реализации ограниченного по полосе частот нормально распределённого случайного процесса, а также метод получения реализаций сигнала с заданным значением отношения сигнал/шум. В работе оценивалось значение среднеквадратической ошибки вычисления длительности RR-интервала при различных значениях отношения сигнал/шум. Показано, что метод, основанный на равенстве площадей под кривой, описывающей желудочковый комплекс, (с использованием формулы трапеций) является наиболее устойчивым к снижению частоты дискретизации и помехам. Установлено, что улучшение качества работы разработанного алгоритма достигается за счёт использования двух отведений вместо одного. Использование третьего отведения не даёт существенных различий по сравнению с вариантом двух отведений.

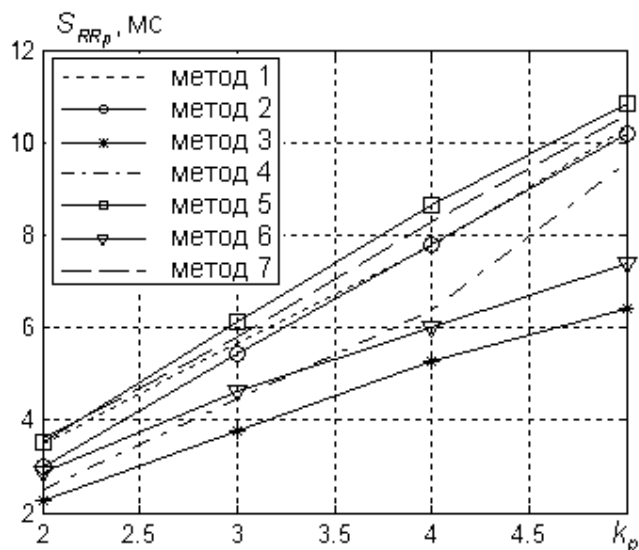


Рис. 1. График зависимости ошибки вычисления длительности RR-интервала от коэффициента прореживания k_p для контрольного набора ЭКГ. Метод 1 – по максимуму QRS-комплекса, методы 2, 3 и 4 – по равенству площадей под кривой, описывающей QRS-комплекс, (формулы прямоугольников, трапеций и Симпсона), методы 5, 6 и 7 – по равенству сумм квадратов модулей значений кривой, описывающей QRS-комплекс, (формулы прямоугольников, трапеций и Симпсона)

Кроме того, установлено, что снижение частоты дискретизации в диапазоне от 100 до 500 Гц не оказывает существенного влияния на точность расчета спектральных показателей ВСП.

Третья глава посвящена исследованию и разработке методов оценки стационарности сигнала сердечного ритма.

С целью автоматической сегментации сигнала на локально стационарные участки в работе рассмотрен подход, основанный на одновременной оценке трех показателей: среднего значения, стандартного отклонения и ошибки предсказания авторегрессионной модели (АР-модели). Каждый из параметров отражает различные свойства сигнала: среднее значение, мощность и частотный состав соответственно. Суммарная ошибка предсказания АР-модели для произвольного j -го фрагмента сигнала равняется:

$$e_j(n) = \frac{1}{n_{2j} - n_{1j}} \sum_{n=n_{1j}}^{n_{2j}} \left(y(n) - \sum_{k=1}^p a_k y(n-k) \right)^2,$$

где n_{1j} и n_{2j} – отсчеты, соответствующие границам фрагмента, a_k – коэффициенты авторегрессии, p – выбранный порядок модели.

Сущность алгоритма заключается в следующем. На первом этапе с использованием скользящих окон рассчитывается каждый из параметров по отдельности. Далее для каждого показателя устанавливаются пороги, при превышении которых фиксируется граница локально стационарного фрагмента

по отдельному параметру. На заключительном этапе за стационарный фрагмент принимается такой участок сигнала, который является стационарным по всем описанным выше параметрам. Если длительность стационарного фрагмента меньше 15 с, то два соседних нестационарных участка объединяются.

Исследование предложенного алгоритма выполнялось с использованием экспериментального набора записей мгновенных значений частоты сердечных сокращений (ЧСС), рассчитанных из записей ЭКГ, полученных в процессе проведения психофизиологического тестирования с ментальной нагрузкой на факультете Психологии СПбГУ. Набор включает 161 запись мгновенных значений ЧСС, а также протокол тестирования. Длительность каждой реализации составляет 1390 секунд. Набор записей был случайным образом разделен на 2 поднабора: обучающий (70 записей) и контрольный (91 запись). Протокол тестирования представляет собой отметки моментов времени, соответствующих этапам проведения теста.

Для оптимизации параметров исследуемых алгоритмов полученные в процессе тестирования записи были вручную верифицированы: на них отмечались границы локально стационарных участков. Общее число верифицированных стационарных участков равно 65.

Для совместного использования трех параметров каждый из показателей нормировался с использованием величины некоторого порога. Выбор величины порога для каждого из параметров осуществлялся на основе анализа зависимости ошибки определения стационарных участков от значения порога. Под ошибкой определения стационарных участков понималось ложное обнаружение нарушения стационарности на верифицированных фрагментах. В случае ложного срабатывания алгоритма на верифицированных участках стационарности ошибке обнаружения стационарных участков присваивалось значение "1". При этом рассматривался не весь верифицированный фрагмент, а сегмент, усеченный с двух сторон на величину скользящего окна.

По экспериментально полученным зависимостям были определены значения порогов $r_{\bar{y}}$, r_s и r_e для среднего значения, стандартного отклонения и ошибки предсказания AP-модели соответственно при различных значениях ошибок определения стационарных участков. Результаты представлены в таблице 1.

Таблица 1. Экспериментально полученные величины порогов и оценки ошибок обнаружения стационарных участков

Ошибка обнаружения стационарных участков, %	Порог		
	$r_{\bar{y}}$, н.е.	r_s , н.е.	r_e , н.е.
3	7,9	3,4	55,0
5	7,0	3,3	45,1
7	6,5	3,0	40,1
10	6,4	2,8	35,5
15	6,0	2,6	32,5
20	5,1	2,5	28,2

Сегментация сигнала на локально стационарные фрагменты с заданным уровнем ошибки может быть выполнена путем выбора соответствующих порогов. Однако данный подход не позволяет получить количественную оценку степени нестационарности сигнала. Для этой цели предложен альтернативный метод, предполагающий формирование некоторого интегрального показателя нестационарности. В ходе проведения психофизиологического исследования было установлено, что этот показатель может быть использован для оценки степени напряженности испытуемого в процессе тестирования, а также для контроля динамики обучения испытуемых в ходе тренировочного процесса.

Предлагаемый алгоритм основан на использовании двух скользящих окон длительностью 12,5 с, временной сдвиг между которыми составляет примерно четверть размера окна, т.е. 3 с. При каждом перемещении окна на величину шага равного 0,25 с оценивалась разница между значениями параметров, рассчитанных по двум фиксированным окнам. На рис. 2 показаны используемые при расчетах окна.

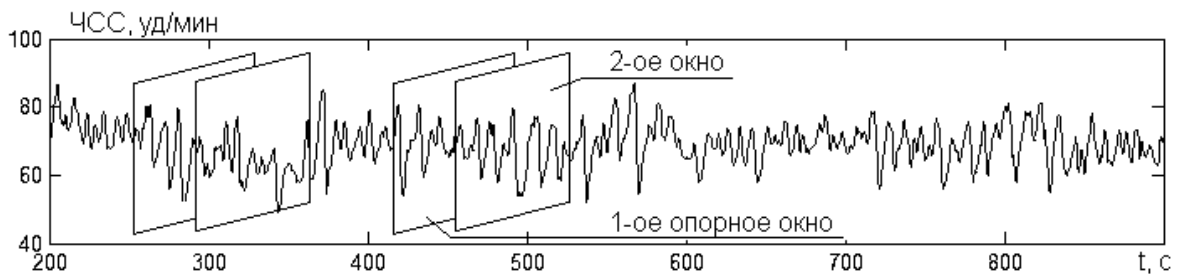


Рис. 2. Окна, используемые при расчете интегрального показателя нестационарности

Для оценки изменения статистических свойств сигнала в интегральный показатель нестационарности были включены следующие параметры: среднее значение \bar{y} , стандартное отклонение S и угол наклона линейного тренда q . При этом для параметров \bar{y} и S анализировались модули разностей между значениями показателей, рассчитанных для первого и второго окон:

$$G_{\bar{y}}(n + N_s) = |\bar{y}(n) - \bar{y}(n + N_s)|,$$

$$G_S(n + N_s) = |S(n) - S(n + N_s)|,$$

где n – номер отсчета, соответствующий положению первого опорного окна, N_s – фиксированный сдвиг между окнами.

Для оценки изменения частотных свойств использовалась ошибка предсказания АР-модели e .

С целью формирования интегрального показателя нестационарности каждый из параметров нормировался с использованием величины своего среднего значения, рассчитанного для всех записей из экспериментального набора данных.

В работе исследовались четыре правила комбинирования параметров: квадратный корень из суммы квадратов значений каждого из параметров, сумма параметров, сумма квадратов параметров и произведение параметров.

Критерием выбора наилучшего способа вычисления интегрального показателя являлось минимальное значение показателя $R_{ст}$, рассчитываемого по формуле:

$$R_{ст} = \frac{M_{ст}}{M_{нст}},$$

где $M_{ст}$ и $M_{нст}$ – средние значения показателя, вычисленные по стационарным и нестационарным фрагментам соответственно. В качестве интегрального показателя нестационарности был выбран параметр, основанный на произведении четырех параметров $G_{\bar{y}}$, G_s , q и e , критерий $R_{ст}$ для которого равен 0,24.

На рис. 3 приведена иллюстрация к расчету обобщенного показателя нестационарности.

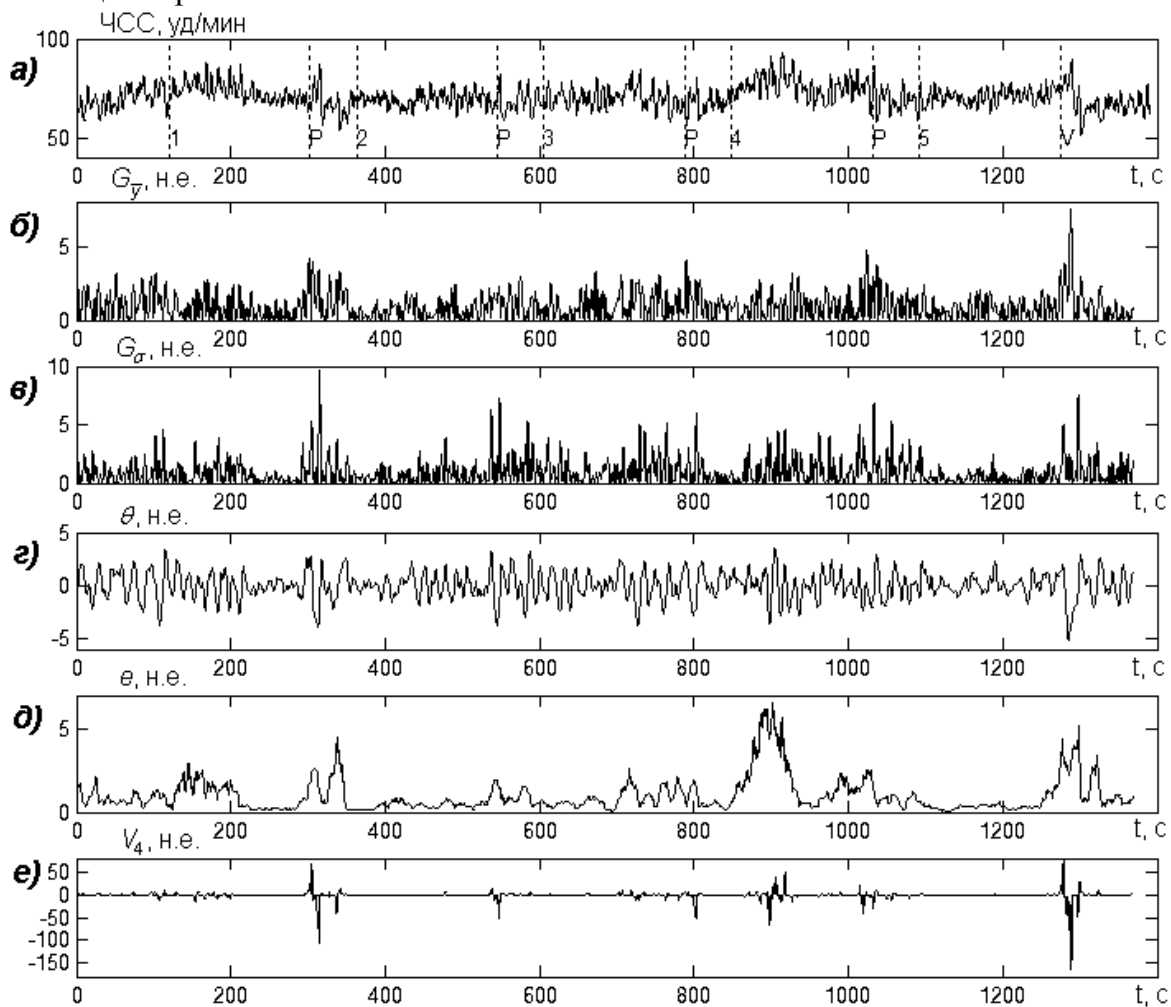


Рис. 3. Иллюстрация к расчету интегрального показателя нестационарности: а) сигнал сердечного ритма; б) $G_{\bar{y}}$, в) G_s , з) q , д) e ; е) интегральный показатель нестационарности

На графике *a* изображен пример сигнала сердечного ритма с отмеченными границами этапов. Вертикальными линиями отмечены границы этапов тестирования, буквой “P” обозначено начало этапов покоя, буквой “V” – начало этапа восстановления, цифрами – начало этапов нагрузки. На графиках *b*, *v*, *z* и *d* показаны кривые изменения нормированных параметров $G_{\bar{y}}$, G_s , q и *e* соответственно, рассчитанных с использованием скользящих окон. На графике *e* изображен интегральный показатель нестационарности, равный произведению четырех параметров. Исходя из задач психофизиологического исследования, знак рассчитываемого показателя имеет важное значение для оценки состояния испытуемого при выполнении тестовых заданий.

В работе также было проведено исследование применения предложенного алгоритма оценки стационарности для других видов биомедицинских сигналов, в частности, для анализа электроэнцефалограммы.

Четвертая глава посвящена исследованию информативности показателей ВСР для распознавания состояний отдыха и напряжения человека в процессе выполнения теста с ментальной нагрузкой.

В качестве показателей, позволяющих дифференцировать состояния отдыха и нагрузки в ходе выполнения психофизиологического тестирования, были выбраны: среднее значение \bar{y} , угол наклона линейного тренда q , стандартное отклонение S , сдвиг автокорреляционной функции (АКФ) до первого пересечения нуля u , показатель времени затухания АКФ m , суммарная мощность P_{HF} , сосредоточенная в диапазоне частот HF, и спектральная энтропия S_n . Выбор показателей обусловлен тем, что каждый из параметров описывает разные характеристики сигнала, а также отражает ожидаемые изменения в сигнале (например, повышение ЧСС при нагрузке).

С целью разработки решающих правил дифференциации состояний отдыха и нагрузки для каждой записи были найдены средние значения показателей по этапам тестирования. Для исключения влияния переходных процессов на границах этапов на достоверность вычисления показателей ВСР расчет параметров осуществлялся по фрагменту, длительность которого составляла 80% от исходной длительности этапа. Кроме того, для исключения влияния индивидуального разброса значений ЧСС рассматриваемые показатели сердечного ритма нормировались с использованием индивидуально определяемой величины, рассчитанной для этапа покоя.

На рис. 4 приведены примеры усредненных по ансамблю реализаций показателей сигнала сердечного ритма. График *a* представляет изменение среднего значения, *b* – угла наклона линейного тренда, *v* – стандартного отклонения, *z* – показателя времени затухания АКФ, *d* – сдвига АКФ до первого пересечения нуля, *e* – суммарной мощности в диапазоне HF, *ж* – спектральной энтропии. На графиках отмечены границы этапов теста. Цифрами обозначены моменты начала этапов нагрузки, буквами “P” и “V” – этапов покоя. Сплошная жирная линия соответствует среднему значению параметра, пунктирная линия – среднеквадратическому отклонению.

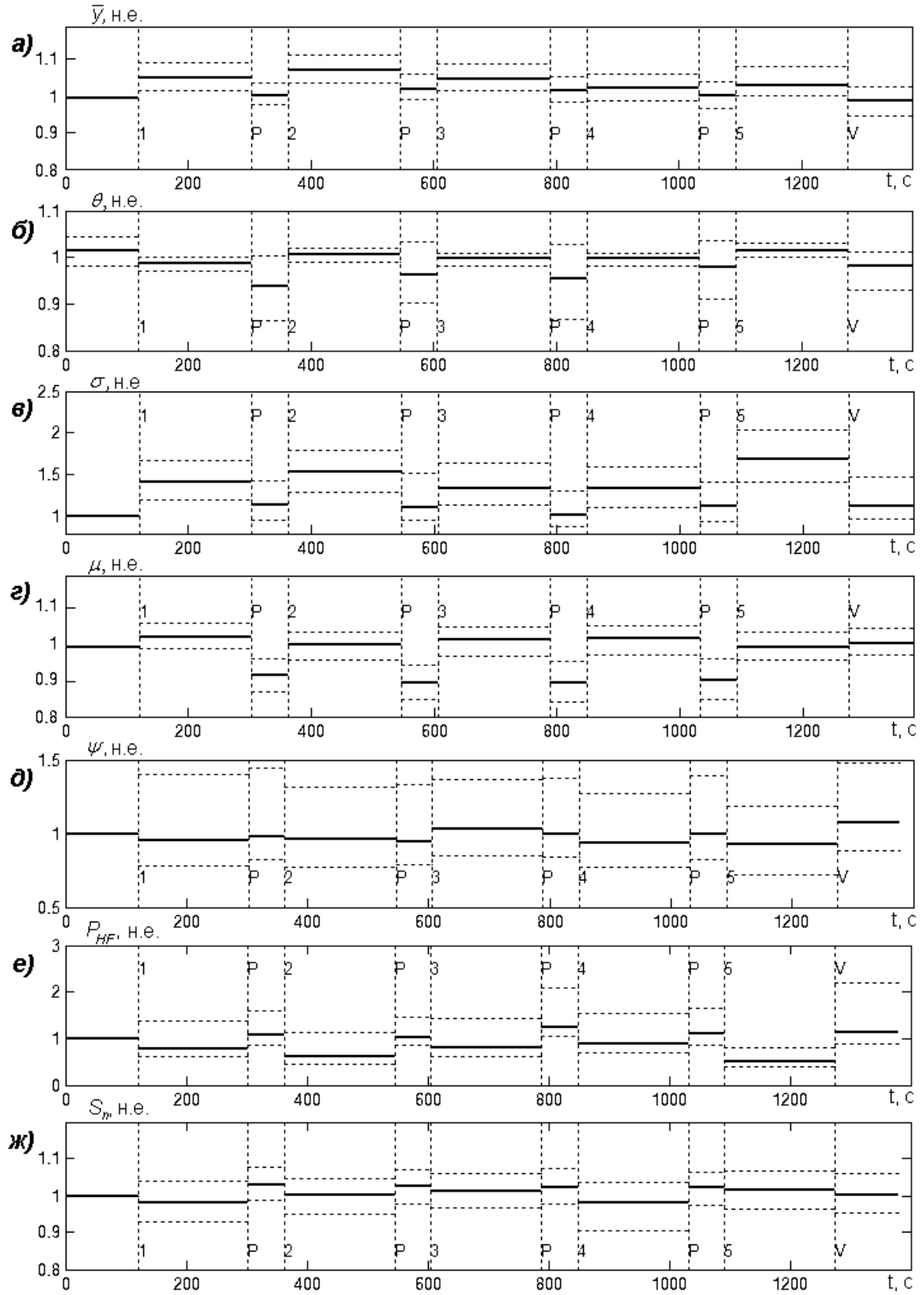


Рис. 4. Примеры усредненных по ансамблю реализаций параметров: а) \bar{y} , б) q , в) S , г) m , д) y , е) P_{HF} , ж) S_n

Для дифференциации состояний отдыха и нагрузки предложены и исследованы решающие правила как по отдельности, так и при совместном использовании различных комбинаций параметров. Использовались четыре способа комбинирования параметров: квадратный корень из суммы квадратов значений каждого из параметров, сумма параметров, сумма квадратов параметров и произведение параметров. Для количественной оценки качества разделения двух состояний отдыха и нагрузки использовался критерий Фишера, рассчитываемый по формуле:

$$W = \frac{(M_1 - M_2)^2}{S_1^2 + S_2^2},$$

где M_1 и M_2 – средние значения параметра, рассчитанные на двух смежных этапах нагрузки и отдыха соответственно, S_1^2 и S_2^2 – дисперсии параметра, рассчитанные на соседних этапах нагрузки и отдыха. Установлено, что наилучшие результаты дифференциации двух состояний достигаются в случае использования комбинации таких параметров, как среднее значение и показатель времени затухания АКФ по методу произведения. Средняя ошибка классификации в этом случае составляет 18,2%. Наилучшие результаты для параметров, рассматриваемых по отдельности, достигаются при использовании показателя времени затухания АКФ. Средняя ошибка классификации в этом случае составляет 27%.

Пятая глава посвящена исследованию показателей динамики сердечного ритма.

Для исследования мгновенных значений показателей сердечного ритма использовались параметры “среднее значение”, “угол наклона линейного тренда”, “стандартное отклонение”, “сдвиг АКФ до первого пересечения нуля” и “суммарная мощность в диапазоне HF”, рассчитанные с использованием скользящих окон.

На рис. 5 приведены примеры усредненных по ансамблю реализаций показателей ВСР, рассчитанных с использованием окна длительностью 8 с и шагом перемещения окна 0,25 с. График *a* показывает изменения мгновенных значений среднего, график *б* – угла наклона линейного тренда, *в* – среднеквадратического отклонения, *г* – суммарной мощности в диапазоне HF. Вертикальными пунктирными линиями отмечены границы этапов теста. Цифрами обозначены моменты начала соответствующих этапов нагрузки, буквами “P” и “V” – этапов отдыха.

С целью улучшения качества дифференциации состояний отдыха и нагрузки проведена оптимизация параметров расчета показателей сигнала сердечного ритма по коротким интервалам. В качестве критерия оптимизации рассматривалось максимальное значение разности между средними значениями показателей, рассчитанными на этапах отдыха и нагрузки. В таблице 2 приведены экспериментально полученные значения оптимальных размеров окон для каждого из параметров.

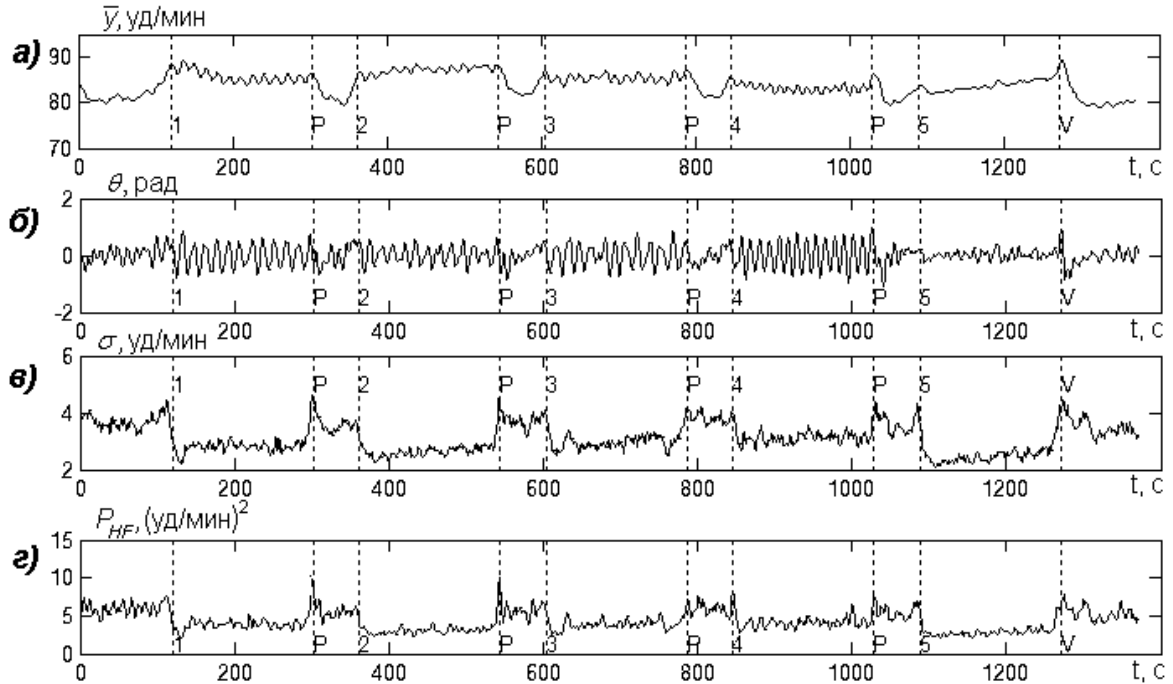


Рис. 5. Примеры усредненных по ансамблю реализаций показателей ВСР, рассчитанных с использованием окна длительностью 8 с и шагом 0,25 с: а) среднее значение, б) угол наклона линейного тренда, в) стандартное отклонение, г) суммарная мощность в диапазоне частот HF

Таблица 2. Экспериментально полученные значения оптимальных размеров окон

Параметр	Размер окна, с
\bar{y}	13
s	15
y	65
P_{HF}	18

С использованием окон оптимальных размеров проведена оценка разделяющей способности показателей сигнала сердечного ритма как при их отдельном использовании, так и в сочетании друг с другом. Использовались четыре способа комбинирования параметров: квадратный корень из суммы квадратов значений каждого из параметров, сумма параметров, сумма квадратов параметров и произведение параметров. Для количественной оценки качества разделения двух состояний использовался критерий Фишера. Было установлено, что наилучший результат достигается при использовании в качестве разделяющего правила произведения трех параметров: среднего значения, стандартного отклонения и сдвига АКФ до первого пересечения нуля.

В этом случае средняя ошибка классификации составляет 22,2%. Наилучшие результаты дифференциации для параметров, рассматриваемых по отдельности, достигаются при использовании показателя “стандартное отклонение”. Средняя ошибка классификации в этом случае составляет 29,7%.

Кроме того, установлено, что при использовании окон небольшого размера выявляются характерные колебания анализируемых параметров, период которых соответствует длительности предъявления заданий психофизиологического теста, что позволяет использовать показатели интенсивности этих колебаний для оценки адекватности реакции испытуемого на предъявляемые задания. Предложены и исследованы критерии оптимизации параметров для наилучшего выделения этих колебаний на этапах нагрузки. В качестве критерия нахождения оптимальных размеров окон для выделения колебаний анализируемых параметров рассматривалось отношение суммарной мощности, вычисленной для диапазона частот колебаний, к общей суммарной мощности на анализируемом этапе. В качестве оптимальных размеров окон для выделения колебаний были выбраны 4 с для “среднего значения” и 11 с для “угла наклона линейного тренда”.

В шестой главе рассматриваются вопросы применения разработанных методов в составе программного обеспечения компьютерных систем медицинской диагностики.

Предложенные методы и алгоритмы обработки электрокардиосигналов были внедрены в следующих программных комплексах:

1. Пакет прикладных программ “КардиоКит”, разработанный ООО «Биосигнал» и представляющий собой специализированное программное обеспечение компьютерной системы для функциональных исследований сердечно-сосудистой системы «Кардиометр-МТ». Разработанный метод автоматической сегментации сигнала сердечного ритма на локально стационарные участки вошел в состав программного пакета «Анализ ритма».

2. Программный комплекс для проведения психофизиологических исследований с ментальной нагрузкой.

В составе программного обеспечения системы для психофизиологического исследования использован метод, позволяющий получить оценку степени нестационарности сигнала сердечного ритма и выполнить сегментацию на локально стационарные участки.

В заключении приводится обобщение основных научных и практических результатов диссертационной работы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Разработан метод определения опорной точки желудочкового комплекса, основанный на анализе интегральных характеристик сигнала и использовании двух синхронно снимаемых отведений, обладающий наилуч-

шей помехоустойчивостью и устойчивостью к снижению частоты дискретизации.

2. Проведено исследование влияния частоты дискретизации на точность вычисления спектральных показателей ВСР. Установлено, что снижение частоты дискретизации в диапазоне от 100 до 500 Гц не оказывает существенного влияния на точность расчета спектральных показателей ВСР.

3. Разработан метод оценки степени нестационарности сигнала и сегментации на локально стационарные участки, основанный на совместном использовании четырех параметров: среднее значение, среднее квадратическое отклонение, угол наклона линейного тренда и ошибка предсказания авторегрессионной модели.

4. Разработан метод, позволяющий получить количественную оценку отличия состояния покоя от нагрузки в процессе психофизиологического тестирования, основанный на использовании информативных признаков, рассчитываемых как во временной, так и в частотной областях.

5. Экспериментальные исследования показали, что при использовании произведения трех параметров “среднее значение”, “стандартное отклонение” и “сдвиг АКФ до первого пересечения нуля” средняя ошибка классификации уменьшилась на 7,5% по сравнению с наилучшим методом для параметров, рассматриваемых по отдельности, основанном на использовании показателя “стандартное отклонение”.

6. Разработан метод расчета показателей ВСР, определяемых по коротким интервалам и характеризующих динамику изменения психофизиологического состояния человека при выполнении ментальной нагрузки.

7. Создано программно-алгоритмическое обеспечение, реализующее разработанные алгоритмы и предназначенное для использования в автоматизированных системах контроля сердечного ритма.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи, опубликованные в изданиях, включенных в перечень ВАК:

1. Юрьева, О.Д. Оценка стационарности сигнала при спектральном анализе variability сердечного ритма [Текст] / О.Д. Юрьева, А.Н. Калиниченко // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. – №11. – С. 26–31.

2. Юрьева, О.Д. Влияние частоты дискретизации ЭКГ на точность вычисления спектральных параметров variability сердечного ритма [Текст] / О.Д. Юрьева, А.Н. Калиниченко // Информационно-управляющие системы. – 2008. – №2. – С. 46–49.

Публикации в других изданиях:

3. Юрьева, О.Д. Алгоритм распознавания нарушений электрокардиостимуляции [Текст] / О.Д. Юрьева, А.Н. Калиниченко // 61-я Научн.-технич. конф., посвященная Дню радио. – СПб. – 2006. С. 191–192.

4. Юрьева, О.Д. Влияние частоты дискретизации ЭКГ на точность измерения RR-интервалов [Текст] // 62-я Научн.-технич. конф., посвященная Дню радио. – СПб. – 2007. С. 229–230.

5. Юрьева, О.Д. Исследование помехоустойчивости методов измерения длительности RR-интервалов [Текст] // Известия Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета “ЛЭТИ”, сер. “Биотехнические системы в медицине и экологии”. Вып. 1/2007. С. 19–24.

6. Yurieva, O.D. Accuracy estimation of the ECG QRS-complex reference point recognition / Оценка точности распознавания опорной точки QRS-комплекса ЭКГ [Текст] // Pattern Recognition and Image Analysis: New Information Technologies" PRIA-8-2007; 8th International Conf. Proc. Vol.2. – Yoshkar-Ola, 2007. P. 385–387.

7. Юрьева, О.Д. Оценка точности определения спектральных показателей variability сердечного ритма при различных значениях частоты дискретизации ЭКГ [Текст] / О.Д. Юрьева, А.Н. Калиниченко // Вестник аритмологии; прил. А. – 2008. – С. 163.

8. Юрьева, О.Д. Влияние методов предварительной обработки ЭКГ на точность оценки параметров variability сердечного ритма [Текст] // 63-я Научн.-техн. конф., посвященная Дню радио. – СПб. – 2008. С. 320–321.

9. Yuryeva, O.D. Choice of the method for the ECG QRS-complex reference point recognition for the heart rate variability spectral analysis / Выбор метода распознавания опорной точки QRS-комплекса при частотном анализе variability сердечного ритма [Текст] // Pattern Recognition and Image Analysis: New Information Technologies PRIA-9-2008; 9th International Conf. Proc. Vol. 2. – Nizhni Novgorod, 2008. – P. 331–334.

10. Yuryeva, O.D. Signal stationarity assessment for the heart rate variability spectral analysis / Оценка стационарности сигнала для спектрального анализа variability сердечного ритма [Текст] / O.D. Yuryeva, A.N. Kalinichenko, M.I. Nilicheva, S.V. Hasheva, O.V. Mamontov // Computers in Cardiology, IEEE 2008. – P. 347–350.