

На правах рукописи

Гришенцев Алексей Юрьевич

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ
ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПУТЕМ
АНАЛИЗА ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ТОКОВ С ПОВЕРХНОСТИ
КОЖНЫХ ПОКРОВОВ.**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург
2009

Работа выполнена в Санкт-Петербургском государственном университете информационных технологий, механики и оптики

Научный руководитель –
доктор технических наук, профессор К. Г. Коротков

Официальные оппоненты:
доктор технических наук, профессор К. В. Зайченко
кандидат технических наук А. С. Сидоров

Ведущая организация – Федеральное государственное унитарное предприятие специальное конструкторское технологическое бюро «БИОФИЗПРИБОР» федерального медико-биологического агентства (ФГУП СКТБ «БИОФИЗПРИБОР»)

Защита диссертации состоится “____” _____ 2009 г. в ____ часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.09 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 “____” _____ 2009 г

Ученый секретарь совета
по защите докторских и
кандидатских диссертаций

К. Н. Болсунов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы. Общественно социальное развитие в последнее время значительно увеличивает нагрузки на нервную систему человека, что стимулирует необходимость контроля психического и психофизиологического здоровья человека. Существующие приборные методы наблюдения не всегда позволяют эффективно отслеживать особенности психофизиологического состояния человека в режиме реального времени, это связано со значительной сложностью обработки данных, значительным количеством артефактов, не совершенством методов наблюдения. Чрезвычайно важным вопросом на сегодняшний день является мониторинг состояния пациента при воздействии анестезии. Пока не существует приборных способов достоверного контроля обезболивающего действия анестезии, особенно при нахождении пациента в состоянии сна. Оценку качества воздействия анестезирующих средств производит врач, на основании показаний приборов и собственного опыта. Остается открытым вопрос наблюдения психофизиологического состояния человека при действии слабых раздражителей. Актуальной задачей является выявление особенностей психофизиологического состояния лиц склонных к правонарушениям.

Анализ биомедицинских способов исследования в частотных областях проявления электровращения и диэлектрофореза (10^3 – 10^9 Гц) показал, что не смотря на хорошую изученность данных эффектов, в современных исследованиях практически не задействовано проявление данных особенностей поведения живой биологической ткани. При этом степень проявления диэлектрофореза и электровращения в первую очередь связана с особенностями состояния клеточной мембраны, т.е и с состоянием клетки в целом. Большинство современных электрофизиологических методов исследований сконцентрировано в области постоянного тока и низких частот до десятков и сотен килогерц. Значительное развитие за последнее время получили методы исследований в КВЧ и УФ диапазонах, однако эти методы также не представляют возможным исследовать эффект электровращения, т. к. используют частоты выше частот электровращения поляризованных клеточных мембран. За последние годы много интересных результатов в области психофизиологических наблюдений показал метод газоразрядной визуализации (ГРВ) основанный на оптической регистрации и последующем анализе ответной реакции исследуемых биологических тканей на воздействующий высоковольтный потенциал в частотном диапазоне порядка единиц и десятков МГц, проявляющейся в виде электрофотонной эмиссии. Ряд исследований, в том числе с применением ГРВ, показал возможность наблюдения психофизиологического состояния организма по ответным реакциям на внешний воздействующий потенциал в области частот единиц и десятков МГц.

В диссертации разработан метод регистрации ответной реакции исследуемых тканей по значению тока, стимулированного внешним высокочастотным потенциалом, в отличие от метода ГРВ, где происходит регистрация визуального паттерна скользящего разряда. Такой подход позволяет увеличить скорость

обработки данных, использовать выносные электроды, производить длительный мониторинг, применять низковольтный воздействующий потенциал.

Приведенный анализ позволил сделать вывод об актуальности темы диссертации, которая определяется:

- необходимостью разработки новых приборных средств, позволяющих наблюдать психофизиологическое состояние человека в режиме реального времени,
- необходимостью выявления электропроводящих особенностей биологических тканей в областях частот проявления эффектов диэлектрофореза и электровращения, связанных с динамическим изменением психофизиологического состояния человека.

Для решения этих вопросов необходима разработка аппаратно-программных комплексов позволяющих:

- исследовать спектральные особенности комплексной проводимости биологических тканей в выделенном частотном диапазоне.
- производить регистрацию стимулированных внешним потенциалом высокочастотных микротоков в выделенном частотном диапазоне, протекающих через биологический объект.

Целью диссертационной работы является разработка новых инструментальных методов, позволяющих проводить мониторинг изменения психофизиологического состояния человека в реальном масштабе времени.

Задачи исследования. Для достижения поставленной цели в диссертации необходимо решить следующие задачи:

- Выбрать частотный диапазон для наиболее эффективного наблюдения за динамикой изменения психофизиологического состояния человека в реальном масштабе времени.
- Построить математическую модель распределения плотности тока в тканях человека в выбранном диапазоне частот.
- Построить математическую модель оценки теплового действия на биологические ткани протекающих через них в процессе исследований токов.
- Произвести разработку аппаратно-программного комплекса, позволяющего производить данные исследования.
- Произвести разработку методов анализа данных, полученных в процессе исследований.
- Произвести апробацию разработанных методов в экспериментальных исследованиях, в том числе и методов анализа данных.

Методы исследования. Для решения поставленных задач в теоретической и практической части диссертационной работы использовались методы расчета и синтеза электрических цепей, методы математического моделирования физических процессов, методы схемотехнического проектирования аналоговых и цифровых устройств, методы машинной графики, теория вероятностей и математическая статистика, теории ошибок и планирования эксперимента, теория

и методы автоматизации проектирования объектно-ориентированного программного обеспечения.

Экспериментальные исследования проводились на базе Санкт-Петербургского НИИ физической культуры, Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова, Санкт-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики.

Научные положения, выносимые на защиту:

1. Наиболее значимые изменения дисперсии комплексной электропроводности биологических тканей в частотном диапазоне проявления эффектов диэлектрофореза и электровращения характерных для живых клеточных тканей, наблюдаются в диапазоне 2–8 МГц.
2. Особенности дисперсии импеданса биологических тканей в диапазоне частот 2–8 МГц позволяет производить оценку состояния тканей на клеточном уровне.
3. Разработанная математическая модель распределения плотности тока в сложном неоднородном проводнике, позволяет оценить распределение плотности тока в биологических тканях.
4. Оценку состояния вегетативной нервной системы в режиме реального времени возможно производить по динамике изменения во времени значений стимулированных внешним потенциалом токов в диапазоне 2–8 МГц, протекающих через кожные покровы различных частей тела человека.

Научная новизна работы заключается в разработке методов мониторинга психофизиологического состояния человека на базе параметров электропроводящих свойств биологических тканей в диапазоне частот 2–8 МГц при помощи разработанных аппаратных, методических, метрологических и программно-алгоритмических средств. Основные научные результаты:

- Показана возможность неинвазивного наблюдения в реальном времени состояния вегетативной нервной системы человека при помощи регистрации микротоков в частотном диапазоне 2–8 МГц, стимулированных внешним потенциалом.
- Показана возможность неинвазивного наблюдения особенностей состояния биологических тканей человека путем измерения полного импеданса этих тканей в частотном диапазоне 2–8 МГц.
- Построена математическая модель плотности распределения высокочастотного тока в сложном неоднородном проводнике.
- Предложен генетический алгоритм фильтрации числовых векторов данных.
- Разработаны специализированные аппаратно-программные инструменты, позволяющие производить мониторинг состояния вегетативной нервной системы человека в режиме реального времени.

Практическая ценность работы. В экспериментальных исследованиях доказана релевантность и перспективность метода мониторинга психофизиологического состояния человека путем регистрации и анализа высокочастотных токов, стимулированных внешним потенциалом. Продемонстрирована возможность регистрации состояния биологических тканей на клеточном уровне путем регистрации комплексной проводимости в диапазоне

2–8 МГц. Разработаны аппаратно-программные комплексы позволяющие производить:

- Неинвазивный анализ состояния биологических тканей на клеточном уровне.
- Регистрацию слабых раздражителей сенсорных систем человека.
- Мониторинг психофизиологического состояния человека при воздействии как полной, так и регионарной анестезии.

Внедрение результатов. На базе разработанных АПК выполнены практические исследования оценки психофизиологического состояния спортсменов в рамках исследований, проводимых федеральным государственным учреждением «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт физической культуры».

Апробация работы. Научные и практические результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на ежегодных международных конгрессах по биоэлектрографии «Наука-Информация-Сознание» (Санкт-Петербург 2006, 2007), всероссийской межвузовской конференции молодых ученых СПб ГУ ИТМО (Санкт-Петербург 2005 – 2008), ежегодной итоговой конференции НИИ физической культуры (Санкт-Петербург 2005, 2006).

Публикации. По теме диссертации опубликованы 15 научных работ, из них – 9 статей (2 статьи опубликованы в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, определенных ВАК), 5 работ – в трудах международных и российских научно-технических конференциях.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, приложения, списка используемой литературы, включающего 116 наименований. Основная часть работы изложена на 171 стр. машинописного текста, содержит 94 рисунка, 10 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертационной работы, сформулированы цели и задачи исследований, приводится краткое содержание работы по главам.

В первой главе диссертации рассмотрены современные методы электрофизиологических исследований психофизиологического состояния человека, в которых выделены два направления: измерение собственного электромагнитного поля организма и измерение ответных реакций организма на раздражение внешним электромагнитным полем. Рассмотрены базовые электрофизиологические принципы исследований с применением внешнего ЭМП. Произведена классификация лечебных и диагностических методов по частоте ЭМП в диапазоне от 0,3–10²³ Гц, отдельно рассмотрены постоянные поля. Рассмотрены некоторые особенности и характеристики электрофизических свойств тканей организма человека с точки зрения "компартаментального" строения.

Известны два типа движения клеток в электрических полях. Постоянное поле вызывает перемещение клеток, имеющих поверхностный заряд, — явление *электрофореза*. При воздействии на клеточные суспензии переменного

неоднородного поля наблюдается движение клеток, называемое *диэлектрофорезом*. При диэлектрофорезе поверхностный заряд клеток не играет существенной роли; механизм движения состоит во взаимодействии наведенного дипольного момента с внешним полем.

Анализ приведенных данных показывает, что современные диагностические методы практически мало используют для исследования состояния тканей эффекты диэлектрофореза и электровращения. Большинство современных электрофизиологических методов исследований сконцентрировано в области постоянного тока низких частот до десятков и сотен килогерц или в КВЧ и УФ диапазонах. При этом изменяющиеся во времени электропроводящие особенности биологических тканей позволяют наблюдать за сдвигам физиологических функций, сопровождающих психические процессы высшей нервной деятельности.

Предложены два направления разработки аппаратно-программных комплексов, получивших следующие условные названия:

АСТ – Анализатор Спектра Тока. Прибор позволяющий производить анализ электропроводящих свойств исследуемого объекта в диапазоне частот 0,01–110 МГц с регулируемой полосой пропускания от 5 кГц до 100 МГц и дискретизацией внутри полосы 32 точки, методом измерения амплитуды тока протекающего через объект исследования при неизменной амплитуде внешнего синусоидального потенциала 0.1–1 В. Данный АПК разработан с целью выявления особенностей дисперсии электропроводящих свойств биологических тканей.

ИПЧ – сокращение от *Измеритель Психофизиологического состояния Человека*. Протекание тока через объект исследования стимулируется внешним кратковременным высоковольтным потенциалом с дискретно регулируемым амплитудным значением 0–10 кВ, измерение тока производится после фильтрации с выделением частотного диапазона 2–8 МГц. Данный аппаратно-программный комплекс (далее АПК) является основным инструментом, разрабатываемым в диссертации.

На основе имеющихся данных выполнена постановка задачи исследования для данной диссертационной работы.

Вторая глава посвящена вопросам моделирования некоторых особенностей и следствий упорядоченного движения электрических зарядов в биологических тканях, а также некоторым методам обработки данных. Моделирование плотности распределения высокочастотного тока по сечению биологической ткани проводится путем разбиения проводника на совокупное множество проводников (рис. 1), связанных между собой взаимными индуктивностями. При этом каждый

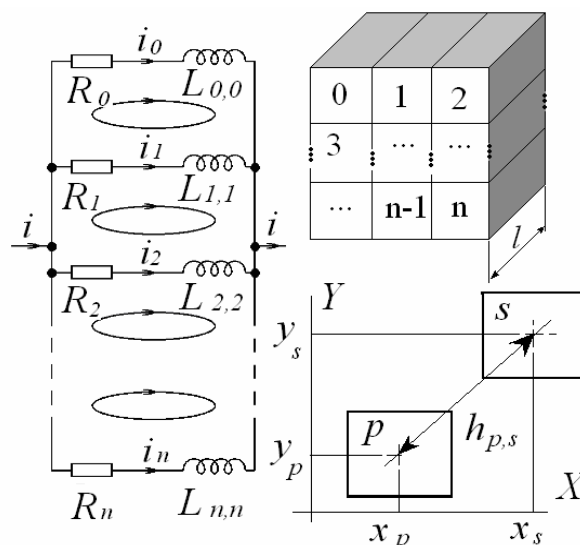


Рисунок 1. Разбиение проводника на составляющие.

проводник характеризуется величиной комплексного сопротивления, полученной исходя из формы, линейных размеров и относительного положения в совокупности других проводников. Расчет комплексного сопротивления производится с учетом глубины проникновения тока в каждый элементарный проводник. Учитывается форма элементарных проводников: возможно производить расчет для проводников круглого, и квадратного сечения. Для эквивалентной схемы замещения (рис. 1), составлена система дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} \frac{d\psi_{0,1}}{dt} + i_0 R_0 - i_1 R_1 = 0, \\ \dots \\ \frac{d\psi_{n-1,n}}{dt} + i_{n-1} R_{n-1} - i_n R_n = 0, \\ i = \sum_{k=0}^n i_k. \end{cases} \quad (1)$$

где $\psi_{p,s}$ —потокосцепление контуров образованных соответствующими ветвями (p, s). R_n —активное сопротивление выделенного участка с номером n .

$$\begin{cases} \psi_{0,1} = \psi_0 - \psi_1, \\ \dots \\ \psi_{n-1,n} = \psi_{n-1} - \psi_n. \end{cases} \begin{cases} \psi_0 = L_{0,0}i_0 + L_{0,1}i_1 + \dots + L_{0,n}i_n, \\ \dots \\ \psi_n = L_{n,0}i_0 + L_{n,1}i_1 + \dots + L_{n,n}i_n, \end{cases} \quad (2)$$

где $L_{k,k}$ —собственная индуктивность элементарного проводника; $L_{s,p}=L_{p,s}$ —взаимная индуктивность соответственно p и s элементарных проводников. Подставив (2) в (1) получим следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} \sum_{k=0}^n \frac{d}{dt} (L_{p-1,k} - L_{p,k}) i_k + i_{p-1} R_{p-1} - i_p R_p = 0, \\ \sum_{k=0}^n i_k = i, \end{cases} \quad (3)$$

где $p=1,2,\dots,n$; i —суммарный ток.

При синусоидальном токе в проводнике потокосцепление ψ_k и токи i_0, i_1, \dots, i_n в элементарных проводниках также изменяются по гармоническому закону. Поэтому можно воспользоваться символическим методом расчета токов в элементарных проводниках. Запишем систему (3) в символическом виде:

$$\begin{cases} j\omega \sum_{k=0}^n (L_{p-1,k} - L_{p,k}) \dot{I}_k + \dot{I}_{p-1} R_{p-1} - \dot{I}_p R_p = 0, \\ \sum_{k=0}^n \dot{I}_k = \dot{I}, \end{cases} \quad (4)$$

где j —мнимая единица, $p=1,2,\dots,n$; \dot{I} —суммарный комплексный ток.

Решая систему (4) и определив значения вещественных и мнимых составляющих тока в элементарных проводниках, можно вычислить плотность тока в них:

$$\dot{\sigma}_k = \dot{I}_k / S_k; \quad (5)$$

На основании предложенной модели, с использованием объектно-ориентированного языка программирования С++, реализована программа «ДС» позволяющая рассчитывать плотность распределения тока в сложном неоднородном проводнике произвольного сечения. На основании предложенной модели произведен расчет распределения плотности тока по сечению пальца человека в случае размещения его на электроде прибора ИПЧ, при различных уровнях активации кожной перспирации.

Произведено моделирование процесса протекания электрического тока через тело человека в процессе ИПЧ исследования. В качестве модели тела человека был принят объем, содержащий водный 0.9% раствор соли NaCl. Примерно такой процент содержания соли характерен для жидкостей организма, в частности, плазмы крови. Тело человека замещалось прямолинейными проводниками эллиптического сечения с выбранным токоведущим контуром: палец—рука—туловище—рука. Учитывалась значительная вариабельность активного сопротивления поверхностных слоев кожи, от единиц до тысяч кОм в зависимости от их состояния. В результате моделирования показано хорошее соответствие результатов моделирования и практических измерений. Время затухания разрядного импульса при моделировании с рассчитанными параметрами модели составило 50 мкс, время полученное при анализе осциллограмм реальных разрядов составило 50-55 мкс. Произведена оценка падения напряжения на различных частях контура, образованного человеческим телом. Например, максимальное по амплитуде падение напряжения на пальце не превышает 3.36 В.

На основании вышеизложенных моделей произведен расчет теплового действия разрядного тока ИПЧ на ткани человека. Выбирались те участки тканей, где плотность тока была наибольшей, т. е. оценивался разогрев тканей пальца, для которого наибольшее амплитудное значение модуля плотности тока составило $\sigma=2184 \text{ А/м}^2$. Время длительности одного разрядного импульса принималось равным 100 мкс, частота импульсов 1 кГц, длительность пакета 2 сек; считалось, что теплообмена между соседними биологическими тканями с внешней средой во время действия пакета импульсов ИПЧ не происходит. Расчет производился по формуле:

$$dT = \frac{dQ}{Cm} = \frac{d\left(\int_0^{Ti} p dt\right)}{Cm} = \frac{d\left(\int_0^{Ti} U_m I_m \sin^2 \omega t dt\right)}{Cm}, \quad (6)$$

где Ti —время действия импульса; p —мгновенная мощность; Um —амплитудное значение напряжения; Im —амплитудное значение тока; $\omega=2\pi f$ —круговая частота, dT —изменение температуры; dQ —изменение количества теплоты; C —теплоемкость; m —масса. В результате расчетов показано, что изменение температуры ΔT биологической ткани элементарного проводника при непрерывном воздействии ИПЧ в течении 2 с, напряжении электрода 10 кВ, составит 0.0017 К.

Разработанные модели показали, что наибольший вклад в активное сопротивление тела человека и его динамическое изменение вносит сопротивление кожных тканей. На частотах выше сотен кГц заметный вклад в общий импеданс биологических тканей вносит реактивное сопротивление, причем

с ростом частоты сопротивление понижается, благодаря емкостной природе клеточной электропроводимости. Полученные результаты теплового расчета позволяют сделать вывод о безопасности теплового воздействия токов ИПЧ на биологические ткани.

В работе предложены два алгоритма фильтрации данных.

Генетический алгоритм: фильтрация вектора данных, размещенного вдоль оси времени, на основе вероятностных оценок. Основная идея данного алгоритма заключена в прогнозировании нескольких наиболее вероятных значений шума и генетическом выборе из них наиболее жизнеспособного по известным особенностям поведения функции истинных данных, таких как: возможные значения производной, периодичность, диапазон возможных значений и т.д. Этап *скрещивание* в структуре генетического алгоритма. Вычисление вектора вероятности встречи всех возможных значений шума как разности вектора плотности

распределения (параметра) и реальной плотности распределения k -го, элемента, производилось по формуле:

$$p_{ожид. k} = (p_k - n_k/N) * N, \quad (7)$$

где $p_{ожид. k}$ –ожидаемая вероятность; p_k –фактическая вероятность; n_k –число встреч k -го элемента; N –число всех элементов в векторе шума.

Этап *наследование*, прогнозирование наиболее вероятных значений шума. Производится исходя из условия стремления фактической плотности распределения шума к некоторой заданной, и (или) полученной в результате

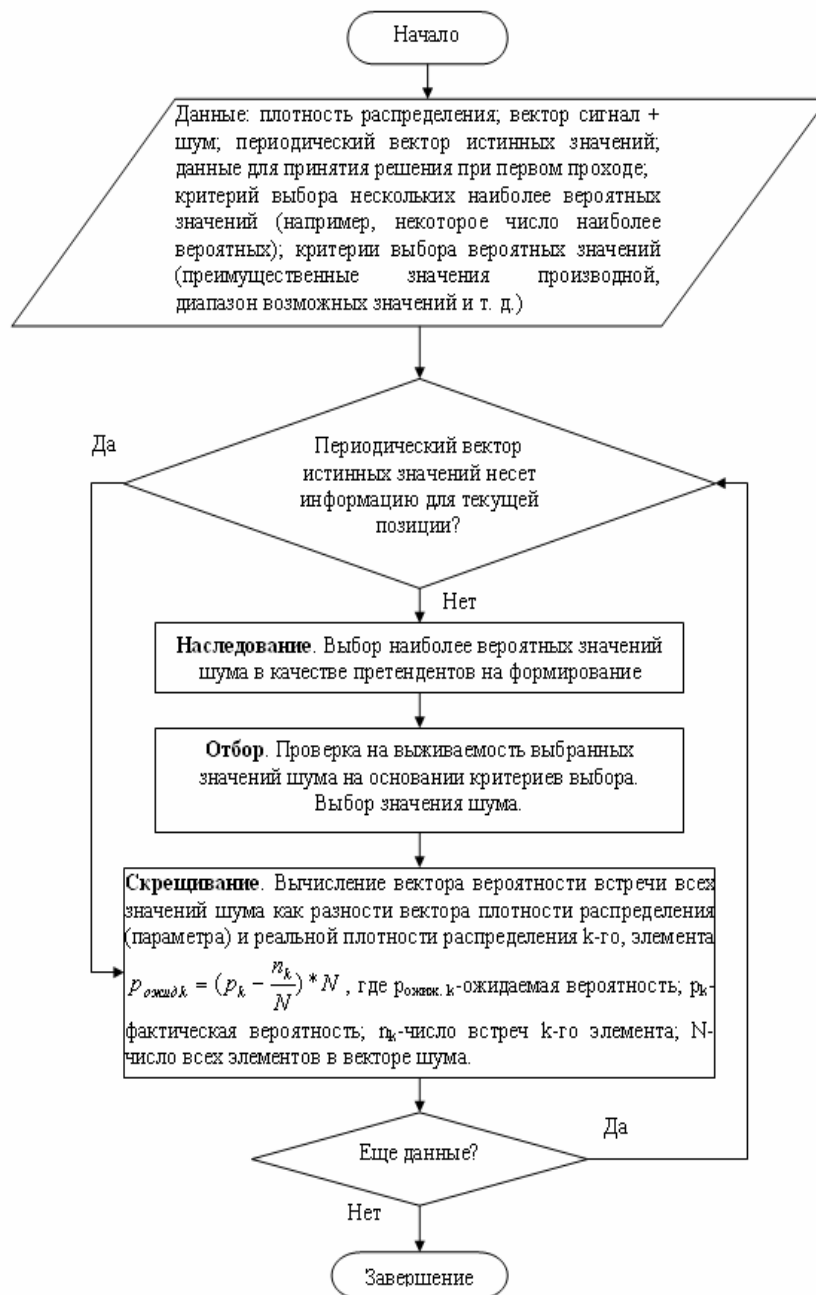


Рисунок 2. Генетический алгоритм.

анализа сигнала на интервалах времени, в которых значения истинного сигнала известно заранее.

Этап *отбор*, выбор значения шума. Проверка на выживаемость выбранных значений шума на основании критериев выбора.

Особенностью данного фильтра является возможность работы в режиме реального времени при необходимости периодического согласования с фактическим ходом событий, т. е. периодическое дополнение данных, содержащих шум, данными истинных значений функции или данными реальных значений шума.

Тщательный анализ данных ИПЧ показал: динамика изменения показаний ИПЧ, связанная с изменением психофизиологического состояния, имеет низкочастотный характер, спектральный анализ позволил заключить, что период их динамических изменений характеризуется временем порядка единиц и десятков минут. Таким образом, интересующая нас информация лежит в области частот ниже 0,02 Гц. Для возможности частотной фильтрации необходимо разнести частоту шума и частоту полезного сигнала в различные спектральные области. Решением данной задачи является повышение частоты шумовой составляющей, этого можно добиться, увеличив частоту регистрации данных ИПЧ. Увеличение частоты регистрации данных до 1 Гц, переводит шумовую составляющую в область частот на порядок выше частот полезного сигнала. С учетом этих особенностей сформирован алгоритм спектральной фильтрации на основании прямого и обратного преобразования Фурье. Причем, перед обратным преобразованием Фурье производится подавление амплитуд гармонических составляющих, образованных шумом. Также показано, что для успешной фильтрации необходимо иметь число значений в векторе данных более 500, время формирования такого вектора составляет 10 минут, при частоте следования пакетов 1 кГц. Таким образом, данный метод фильтрации наиболее эффективен при работе с ИПЧ.

В **третьей главе** рассмотрены принципы, базис и особенности разработки аппаратно-программных комплексов (далее АПК) на базе развитых принципов. Показано, что регистрируя токи, возбужденные внешним высокочастотным полем с различных частей тела, и сравнивая полученные величины, можно получить численный показатель асимметрии электропроводности, связанный с состоянием вегетативной нервной системы. Наблюдение полученного численного критерия во времени позволяет отслеживать динамику состояния вегетативной нервной системы. Предложен следующий способ формирования разностного вектора асимметрии:

$$A_i = 2 * (L_i - R_i) * \left[\frac{\sum_{i=0}^{n-1} R_i}{n} + \frac{\sum_{i=0}^{n-1} L_i}{n} \right]^{-1}, \quad (8)$$

где R_i и L_i – токи, характеризующие электропроводность правой и левой рук, соответственно, n – общее число измерений.

Для изучения зависимости дисперсии комплексной электропроводности биологических тканей от их состояния в широкой полосе частот для выявления наиболее информативного поддиапазона был разработан прибор (АПК АСТ) позволяющий производить спектральный анализ электропроводности в полосе частот 0,01–100 МГц. Принцип АПК АСТ основан на последовательном методе анализа. Прибор представляет собой автоматически перестраиваемый супергетеродинный приемник с индикацией выходного сигнала на электроннолучевом индикаторе и оцифровкой с возможностью вывода данных через USB порт на персональный компьютер (рис. 3). Результатом измерений является числовой вектор с диапазоном значений от 0 до 1023, представляющий зависимость амплитуды тока от частоты. В структурной схеме произведено разделение на составные блоки: БВЧ – высокой частоты; БПЧ – промежуточной частоты; БНЧ – низкой частоты; цифровой блок (рис. 3). В супергетеродинном приемнике применено последовательное преобразование частот сначала к 200 МГц, затем 50 МГц далее к 3 МГц. Использование свипирования частоты третьего гетеродина дает возможность стабилизировать частоту первого гетеродина в дискретных точках посредством схемы фазовой автоматической подстройки частоты (ФАПЧ). Тем самым обеспечивается возможность работы АСТ при узких полосах пропускания тракта промежуточной частоты (менее 1 кГц). Для работы с прибором с терминала ПК было разработано специальное программное приложение.

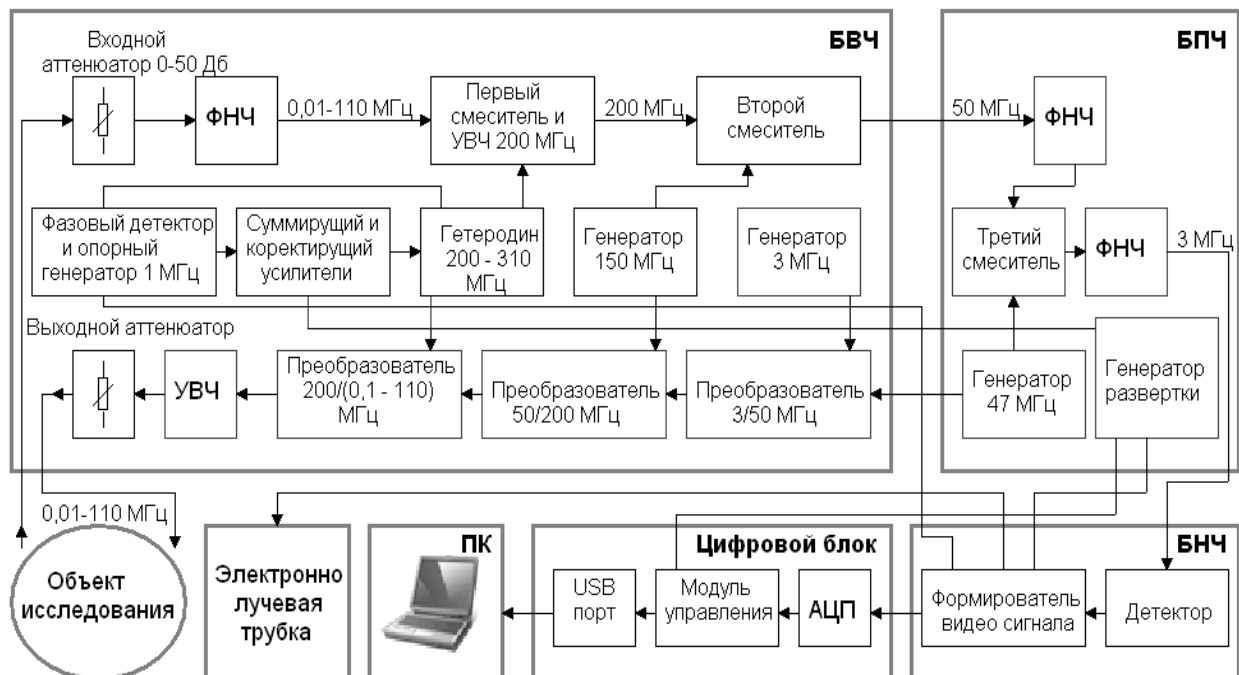


Рисунок 3. Блок схема АПК АСТ.

В процессе экспериментальных исследований было показано, что наиболее информативным с точки зрения неинвазивного анализа состояния биологических тканей является частотный диапазон 2–8 МГц. Именно в этом диапазоне проявляются эффекты диэлектрофореза и электровращения свойственные живым биологическим тканям. Причем в диапазоне частот 2–8 МГц наблюдается наиболее высокие значения дисперсии комплексной проводимости тканей.

На базе специально произведенных предварительных исследований, позволивших выбрать частотный диапазон 2–8 МГц и амплитуду воздействующего внешнего напряжения был разработан АПК ИПЧ. На рис.4 представлена блок-схема аппаратной части реализации АПК ИПЧ.—Генератор разрядных импульсов (7) является источником высокочастотного, напряжения с дискретно регулируемой амплитудой от 0 до 10 кВ. Запуск разрядного импульса осуществляется с помощью оптронного ключа (6), управляемого центральным процессором (1). Обратная связь с оператором ИПЧ осуществляется через клавиатуру (3) и индикатор (4), также имеется возможность подключения ЭВМ (2). Работа цепочки преобразователя высокой частоты, состоящего из шести узлов, характеризуется фотографиями осциллограмм на выходе соответствующего звена.

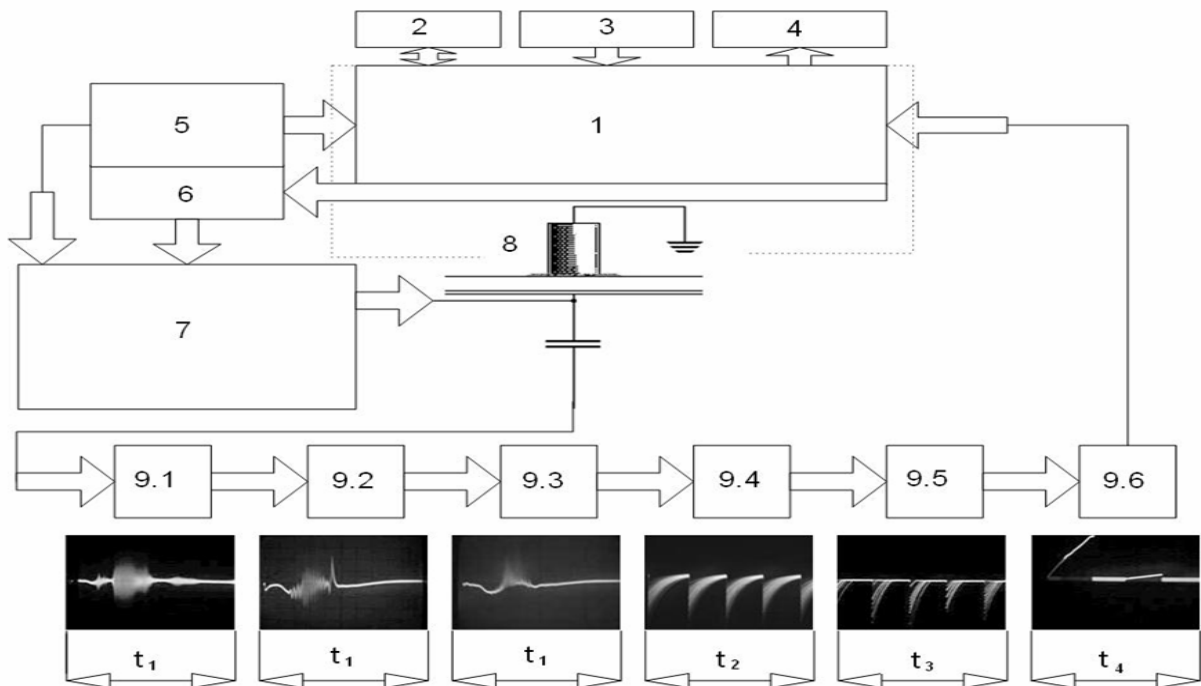


Рисунок 4. Блок-схема АПК ИПЧ.

Центральный процессор со встроенным АЦП преобразовывает интегрированный импульс к численному значению в условных единицах. Блок питания (5) позволяет подключать прибор к источнику переменного напряжения 110—220В.

Прибор ИПЧ имеет три независимых измерительных канала и соответственно три разрядных электрода, два для регистрации токов с исследуемых поверхностей и один в качестве реперного канала для контроля атмосферного влияния. Электродом является стеклянная пластина с односторонним электропроводящим напылением. Поверхность стекла с напылением располагается снизу, на верхнюю поверхность устанавливается титановый цилиндр (диаметром 15 мм, высотой 25 мм) называемый тест-объект. С помощью клемм к тест-объекту подключаются выносные физиологические электроды. Возможен способ физиологических измерений при непосредственной постановке пальцев на стеклянную поверхность электродов. С генератора (7) на проводящий слой электрода подается потенциал с нарастающим фронтом. При достижении некоторого значения напряжения на электроде возникает лавинный разряд. Через объект исследования протекает

электрический ток, относительные значения которого измеряет ИПЧ, при помощи интегрирующего контура (9.1-9.6). LC-фильтр (9.1), позволяет выделить интересующий нас с точки зрения информативности частотный диапазон, 2–8 МГц. Далее усилитель (9.2) производит усиление тока выделенного частотного диапазона, линейный детектор (9.3) выпрямляет знакопеременный импульс, расширитель (9.4) обеспечивает заполнение пауз в пакете разрядных импульсов путем растяжения каждого импульса, далее сигнал повторно детектируется (9.5) и поступает на интегратор (9.6), представляющий собой емкость. Напряжение на емкости интегратора устанавливается пропорционально интегральной сумме тока разрядного пакета, и преобразуется в числовое от 0 до 4096 при помощи встроенного в процессор АЦП.

Для обеспечения обмена данными, управления прибором с терминала ПК, и текущего мониторинга было разработано специальное программное приложение на языке C++. Приложение позволяет производить предварительную обработку данных и их визуализацию в режиме реального времени, сохранять полученные данные в файл для последующего анализа при помощи современных, стандартных статистических средств.

Приложение имеет встроенную справку и интуитивный интерфейс. На (рис. 5) приведена блок-схема алгоритма приложения для работы в составе АПК ИПЧ.

Необходимо отметить, что на всех этапах разработки АПК ИПЧ учитывались такие параметры, как чувствительность и точность для достижения наилучшего результата при разработке цифровой и аналоговой частей ИПЧ производились специальные экспериментальные мероприятия с целью выбора лучшего инженерного решения. При этом учитывался фактор необходимости согласованного взаимодействия ИПЧ с другим медицинским оборудованием при работе в клинических условиях.

В четвертой главе рассмотрены результаты экспериментальных исследований. Произведены исследования модельных объектов,

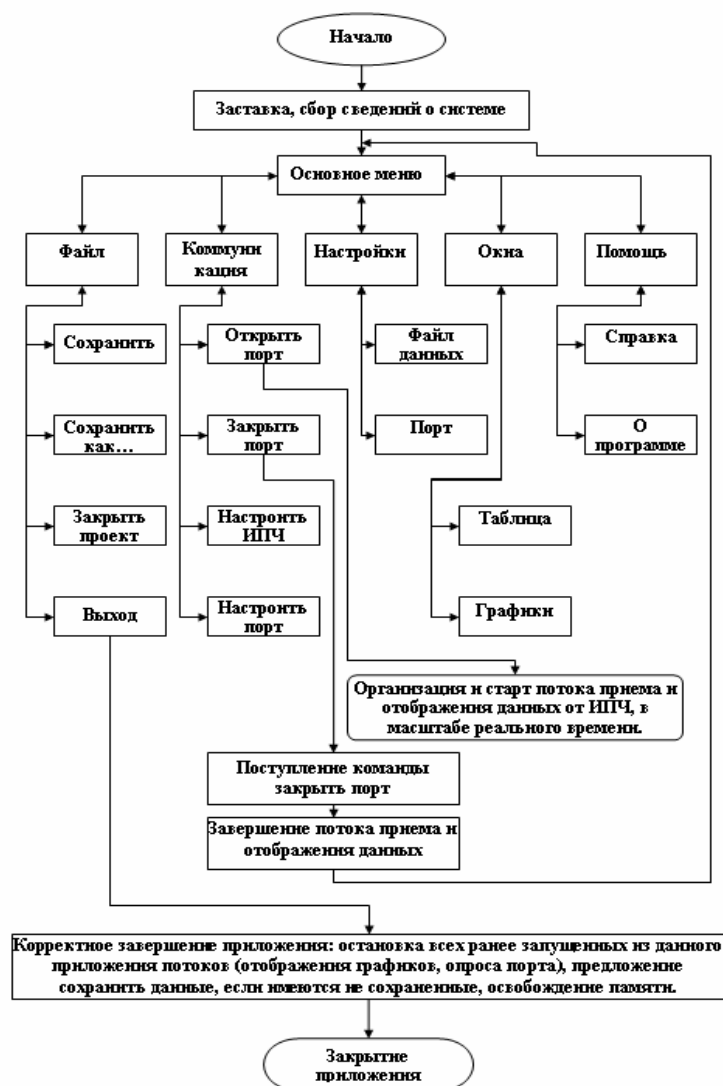


Рисунок 5. Блок схема алгоритма.

продемонстрировавшие особенности работы разрабатываемых АПК. Произведена серия исследований, позволяющая сделать выводы о применении разрабатываемого АПК ИПЧ для регистрации изменения психофизиологического состояния в результате действия на человека раздражителей различной интенсивности. В исследованиях приняли участие 21 человек. По результатам анализа данных, полученных при помощи АПК ИПЧ, можно сказать, что реакция на стандартные тесты раздражители была выявлена в 48% случаев. Из них: дыхательная проба – 52%; вспышки света – 42%; воздействие звука – 57%; счет в уме – 28%. Реакция на открывание глаз была выявлена в 56% случаев; реакция на закрывание глаз в 42% случаев. Произведены серии исследований по возможности регистрации влияния одорантов на психофизиологическое состояние человека с использованием группы методов, включая АПК ИПЧ. В исследованиях приняли участие 17 человек, были протестированы 4 аромата эфирных масел естественного происхождения. Кластерный анализ данных (рис.6), полученных в результате наблюдения при помощи АПК ИПЧ и данные субъективной оценки аромата позволили разделить тестируемых на группы.

В одной группе одоранты действовали преимущественно как раздражители слизистых оболочек, в другой как эмоциональные раздражители.

Продемонстрированы возможности АПК АСТ по выявлению особенностей состояния тканей на клеточном уровне благодаря эффектам электровращения и диэлектрофореза в области частот 2–8 МГц.

Произведены серии мониторинговых наблюдений действия полной и регионарной анестезии (пример ИПЧ рис.7) в период операционного вмешательства в клинических условиях.

Распределение средних разностных значений для группы, у которой использовалась полная анестезия, в диапазоне 1.2 – 14.6 %; для группы у которой применялась только регионарная анестезия 15 – 32 %. Предварительный анализ возможности использования АПК ИПЧ в качестве мониторингового средства действия анестетиков при операционном вмешательстве показал, следующие результаты: у пяти пациентов из восьми действие регионарной анестезии проявлено, в виде снижения разностных значений; для всех пациентов, у которых наблюдалось действие полной анестезии, было зарегистрировано снижение

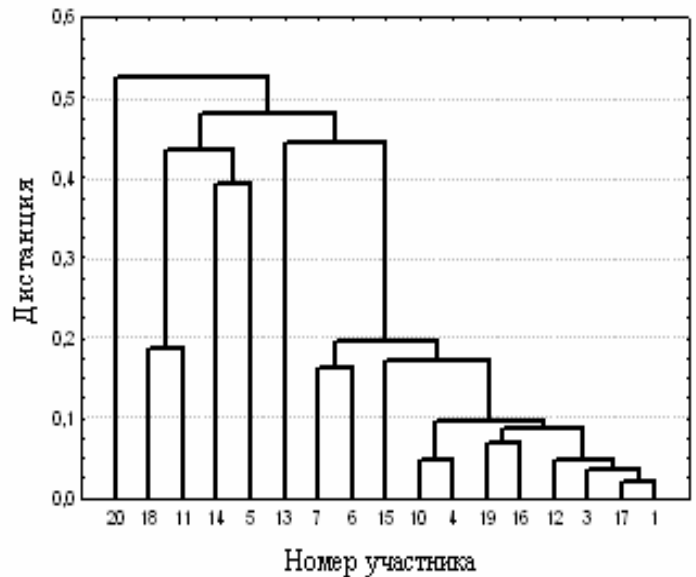


Рисунок 6. Кластерный анализ.

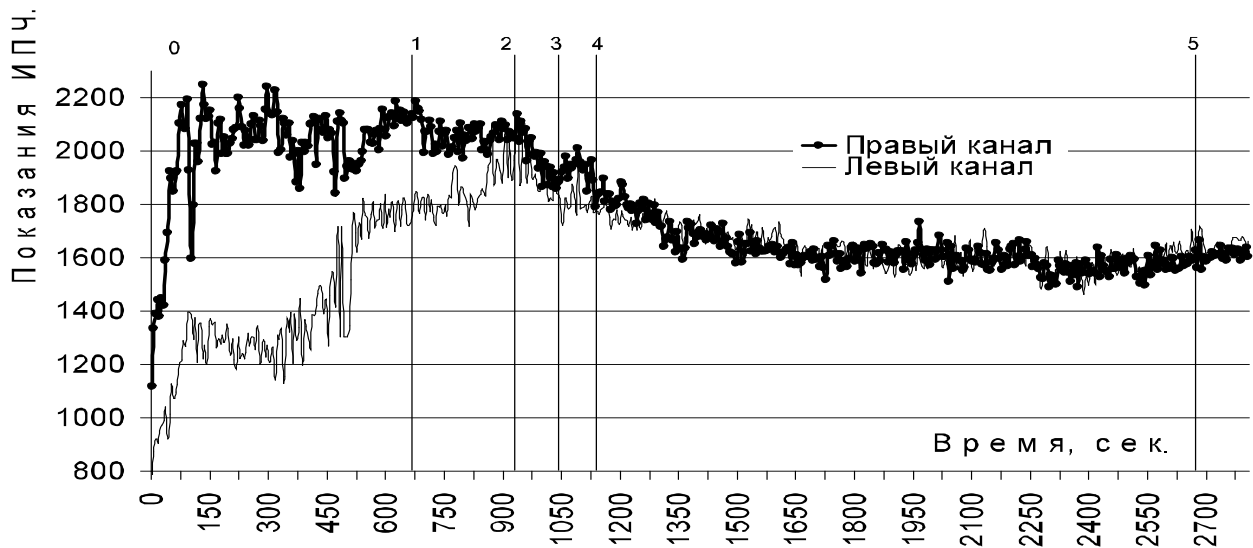


Рисунок 7. Операция "Кесарево сечение", полная анестезия, данные ИПЧ правый и левый канал, цифрами обозначены: 1 – применение регионарной анестезии в области рассечения; 2 – начало операции; 2-3 – применение общего наркоза; 3-4 – извлечение плода; 4 – пациент спит; 5 – пробуждение пациента.

разностных значений в процессе воздействия данной анестезии по отношению к этапам в отсутствие действия полной анестезии. Таким образом, данное направление можно считать перспективным, требующим дальнейших исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе показана высокая чувствительность разработанного неинвазивного метода инструментального анализа, применение АПК ИПЧ позволяет эффективно производить мониторинг психофизиологического состояния человека. Данный метод прост в эксплуатации и обладают возможностью наглядного представления результатов в режиме реального времени, что позволяет рекомендовать его для применения в клинических и лабораторных условиях.

Разработана и программно реализована математическая модель плотности распределения тока в неоднородных проводниках, на основании которой произведен численный расчет плотности тока в биологических тканях человека.

Показана безопасность теплового действия ИПЧ на основании численной оценки теплового действия на биологические ткани. Предложена модель эквивалентной схемы замещения человека при включении в высокочастотный контур приборов.

Произведен анализ дисперсии импеданса живых клеточных тканей, выявлен диапазон наиболее значимого изменения комплексной проводимости связанный с появлением эффектов диэлектрофореза и электровращения.

Предложены алгоритмы фильтрации данных от случайной помехи.

Произведена серия экспериментальных исследований, продемонстрировавшая возможность регистрации действия раздражителей различной интенсивности на

человека. Показана возможность регистрации методом ИПЧ действия анестетиков в период операционного вмешательства.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Разработан аппаратно-программный комплекс АПК ИПЧ, позволяющий неинвазивно производить мониторинг психофизиологического состояния человека в режиме реального времени.
2. Предложена и программно реализована математическая модель распределения плотности тока в сложном неоднородном проводнике, в том числе и в биологических тканях.
3. Показано безопасное для тканей человека тепловое действие тока ИПЧ.
4. Предложен генетический алгоритм фильтрации данных от случайной помехи.
5. Разработан алгоритм частотной фильтрации случайной помехи, предложен метод внедрения данного алгоритма в процесс обработки данных АПК ИПЧ.
6. Разработан прибор АПК АСТ, позволяющий неинвазивно производить анализ состояния тканей на клеточном уровне.
7. Экспериментально показана высокая эффективность метода ИПЧ для мониторинга раздражителей различной интенсивности.
8. Продемонстрирована возможность применения ИПЧ для мониторинга действия полной и регионарной анестезии в период операционного вмешательства.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК России:

1. Гришенцев, А. Ю. Исследование работы прибора «ИПЧ» при различных значениях влажности. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Д. А. Нечаев // Журнал «Приборостроение» №2(49). Изд-во. ООО «А-принт» 2005. С. 26–30. 76 с.
2. Гришенцев, А. Ю. Аппаратно-программный комплекс ИПЧ блок-схема реализации и некоторые результаты применения. [Текст] / А. Ю. Гришенцев // Сборник статей «Естественные и технические науки», № 4(36). Из-во «Компания Спутник +», М. 2008. С. 281–284. 366 с.

Другие статьи и материалы конференций:

3. Гришенцев, А. Ю. Анализ принципов работы прибора измеритель интегральной суммы токов высокой частоты. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Коротков К. Г. // «Наука. Информация. Сознание.» IX Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2006. С.112–116.
4. Гришенцев, А. Ю. Исследование физического состояния деревьев с использованием прибора измеритель поверхностных частот. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, А. Б. Воробьев, Т. Б. Дорофеева // «Наука. Информация. Сознание.» / X Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2006. С.103–107.
5. Гришенцев, А. Ю. Регистрация проявления реакции человека на стандартные тесты раздражители при помощи прибора ИПЧ. [Текст] / А. Ю. Гришенцев // Сборник трудов СПб НИИ физической культуры. Итоговая конференция 19-20 декабря 2005. С.249–252.

6. Гришенцев, А. Ю. Исследование работы прибора «ИПЧ» при изменении атмосферных показателей. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Д. А. Нечаев // Доклад II конференция молодых ученых СПбГУИТМО 2005.
7. Гришенцев, А. Ю. Моделирование распределения плотности тока в сложном неоднородном проводнике. [Текст] / А. Ю. Гришенцев // Ч 1. Научно-технический вестник СПбГУИТМО. Выпуск 29. Изд-во. СПбГУ ИТМО. 2006. С. 87–94. 280 с.
8. Гришенцев, А. Ю. Моделирование распределения плотности тока в сложном неоднородном проводнике. [Текст] / А. Ю. Гришенцев // Ч 2. Научно-технический вестник СПбГУИТМО. Выпуск 29. Изд-во. СПбГУ ИТМО. 2006. С. 95–99. 280 с.
9. Гришенцев, А. Ю. Предварительные эксперименты по изменению характеристик газоразрядного свечения волос при различных условиях. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Е. Н. Петрова // Научно-технический вестник СПбГУИТМО. Выпуск 29. Изд-во. СПбГУИТМО 2006. С.100–103. 280 с.
10. Гришенцев, А. Ю. Регистрация проявления реакции человека на стандартные тесты раздражители при помощи прибора ИПЧ. [Текст] / А. Ю. Гришенцев // Сборник трудов СПб НИИ физической культуры. 2006. С. 249–253. 269 с.
11. Гришенцев, А. Ю. Организация обмена данными по шине USB с применением электронных компонентов фирмы FTDI. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Е. Н. Петрова // Научно-технический вестник СПбГУИТМО. Выпуск 40. Изд-во. СПбГУИТМО. 2007. С. 108–112. 290 с.
12. Гришенцев, А. Ю. Выявление реакций людей при восприятии музыки методом ГРВ. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, Е. Н. Петрова, Е. В. Исаева, А. В. Шапин // Научно-технический вестник СПбГУИТМО. Изд-во. СПбГУИТМО. 2007. С. 95–101. 290 с.
13. Гришенцев, А. Ю. Моделирование электрофотонного возбуждения биологических полимеров волос человека под действием ультрафиолетового облучения. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, К. Г. Коротков, Е. Н. Петрова // «Наука. Информация. Сознание.» XI Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2007. С. 103–107.
14. Гришенцев, А.Ю., Дополнительные исследования изменения общего импеданса некоторых тканей. [Текст] / А. Ю. Гришенцев, К. Г. Коротков // «Наука. Информация. Сознание.» XI Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2007. С. 79–82.
15. Гришенцев, А. Ю. Уточнение рабочего частотного диапазона аппаратно-программного комплекса СТАП. [Текст] / А. Ю. Гришенцев// Доклад V конференция молодых ученых СПбГУИТМО. 2008.