

На правах рукописи

Демин Алексей Юрьевич

**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ
ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ**

(Методология и научно обоснованные технические решения)

**Специальность 05.11.16 Информационно-измерительные
и управляющие системы
(в промышленности и медицине)**

АВТОРЕФЕРАТ

**диссертации на соискание ученой степени
доктора технических наук**

Уфа 2011

Работа выполнена на кафедре информационно – измерительной техники
ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет»

Научный консультант: доктор технических наук, профессор
Гусев Владимир Георгиевич

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор
Жулев Владимир Иванович,
кафедра информационно-измерительной и
биомедицинской техники ФГБОУ ВПО «Ря-
занский государственный радиотехнический
университет»;

доктор технических наук, профессор
Галиев Анвар Луфтрахманович
кафедра теоретической физики ГОУ ВПО
«Стерлитамакская государственная педагоги-
ческая академия им. Зайнаб Биишевой»;

доктор технических наук, профессор
Калакутский Лев Иванович
кафедра радиотехники и медицинских диаг-
ностических систем ГОУ ВПО «Самарский
государственный аэрокосмический универси-
тет имени академика С.П. Королёва (нацио-
нальный исследовательский университет)»

Ведущая организация: ГОУ ВПО
«Башкирский государственный университет»,
г. Уфа

Защита состоится "30" сентября 2011 г. в 10 часов на заседании диссертационного совета Д-212.288.02 при Уфимском государственном авиационном техническом университете по адресу: 450000, г. Уфа-центр, ул. К. Маркса, 12, в актовом зале 1 корпуса УГАТУ.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке университета.

Автореферат разослан " ____ " _____ 2011 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
доктор техн. наук, профессор

В.С. Фетисов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

Во многих практических задачах в технике, медицине, биологии, электрохимии требуется получение объективной, воспроизводимой при повторных измерениях, информации об электрических параметрах исследуемых объектов, таких как электрическое сопротивление или проводимость. При любых измерениях происходит взаимодействие средства измерения и объекта исследований (ОИ). Как правило, измерения проводятся либо в режиме заданного тока, либо заданного падения напряжения. Измерения могут проводиться как на постоянном, так и на переменном токе. Указанные подходы не могут обеспечить получение высоких метрологических характеристик в случае нелинейных теплозависимых ОИ (биообъектов в частности). Это происходит потому, что не принимается во внимание количество энергии, рассеиваемое в объекте в форме джоулевой теплоты или расходуемое на изменение энергетического состояния частиц, входящих в его состав. Оно зависит от параметров объекта, то есть пренебрегают его теплозависимостью и энергозависимостью. Также не принимается во внимание, что реальные физические тела нелинейны и их вольтамперные характеристики могут содержать участки с отрицательным дифференциальным сопротивлением. Таким образом, при помощи измерительных приборов, работающих в различных режимах, получают разные значения измеряемого параметра для одного и того же объекта. При создании оборудования технологического и медицинского назначения (гальванообработка, электрофорез и пр.) также необходима определенность энергетического режима (в частности одинаковое количество энергии, рассеиваемой в объекте в виде теплоты). Поэтому, для получения результатов, воспроизводимых при повторных измерениях, необходимо, чтобы объект находился при определенной температуре, и в нем рассеивалось постоянное значение электрической мощности (далее – ЭМ).

Исследования последних лет, проводимые на кафедре информационно-измерительной техники Уфимского государственного авиационного технического университета под руководством доктора технических наук, профессора В.Г. Гусева, позволили установить, что при построении устройств для оценки параметров теплозависимых компонентов целесообразно применять измерительные цепи, обеспечивающие неизменное значение ЭМ, рассеиваемой в ОИ, независимо от его электрического сопротивления. Такой подход обеспечивает определенность термодинамического состояния и неизменность мощностного возмущения, вносимого в ОИ. Электронные устройства, обеспечивающие в нагрузке, подключенной к их выходу и имеющей произвольное сопротивление (в определенном диапазоне)

неизменное значение ЭМ, с погрешностью, не превышающей заданное значение, называют измерительными генераторами заданной электрической мощности (ИГЗМ).

Современные измерительные системы (ИС) для оценки электрических параметров биообъектов используют те же принципы измерения, что и в начале прошлого века. Улучшение качества получаемой измерительной информации ведется по следующим перспективным направлениям:

- увеличение числа электродов и применение новых схем отведения;
- создание электродов из новых материалов, позволяющих уменьшить поляризационные эффекты и проводить длительные измерения без снижения достоверности получаемой информации;
- увеличение количества рабочих частот;
- применение усовершенствованных алгоритмов обработки информации.

Высокие заявляемые метрологические характеристики современных технических средств (в биоимпедансометрии, например, относительная погрешность измерения декларируется порядка 0,1% для активного и реактивного сопротивления в диапазоне 0-1000 Ом) действительны для случаев, когда ОИ является линейным, а к биоткани это допущение несправедливо. Таким образом, имеющиеся ИС не решают основной проблемы оценки электрических характеристик нелинейных тепловых объектов – энергетической неопределенности режима измерения. Решить эту проблему можно с помощью ИГЗМ. ИГЗМ целесообразно использовать при построении измерительных цепей для контроля физических параметров объектов неживой природы с использованием параметрических датчиков (термисторов, тензорезисторов и пр.). При включении параметрических датчиков в измерительные цепи, например, мостового типа, из-за изменения рассеиваемой в них ЭМ при изменении измеряемого параметра, характеристика преобразования будет нелинейной. Если ЭМ, рассеиваемая в параметрических датчиках, будет постоянной, существенная составляющая нелинейности у амплитудной характеристики измерительной цепи будет устранена. Существуют и другие области, где применение ИГЗМ может дать существенный технический эффект (например, источники питания для проверки DC/DC преобразователей).

В работе изложены научно обоснованные технические решения, внедрение которых позволит получить средства оценки электрических параметров энергозависимых объектов с характеристиками, удовлетворяющими современным требованиям, и внести значительный вклад в развитие многих отраслей экономики.

Актуальность работы подтверждается, в частности:

- грантом правительства Республики Башкортостан для молодых ученых «Технические науки. Приборо- и аппаратостроение» 2010 г.;

- включением в план госбюджетных НИР УГАТУ в 2001-2009 гг. («Измерительные генераторы заданной мгновенной электрической мощности» (грант Минобразования РФ 2002 г.); «Создание информационной системы нового типа для оперативного получения информации о психофизиологическом состоянии военнослужащих и операторов ответственных установок» (программа сотрудничества Минобразования и Минобороны РФ 2002-2003 гг. и др.).

Цель работы:

- разработать научно обоснованную методологию и создать совокупность технических решений получения информации об электрических параметрах биообъектов, повышающих достоверность получаемых данных.

Основные задачи, которые потребовалось решить для достижения поставленной цели:

1. Выполнить критический анализ известных технических решений средств оценки электрических параметров нелинейных теплозависимых объектов (биообъектов) и факторов, ограничивающих их применение; определить перспективные пути их совершенствования, осуществить постановку задач исследования;

2. Разработать научно обоснованную методологию создания ИС для оценки электрических параметров биообъектов с улучшенными техническими характеристиками;

3. Разработать и исследовать совокупность научно обоснованных технических решений для ИС оценки электрических параметров биообъектов;

4. Разработать математические модели оригинальных измерительных преобразователей, установить с помощью математического моделирования их технические параметры и возможности улучшения схмотехники, дать рекомендации для проектирования;

5. Предложить новые и усовершенствовать существующие способы обработки сигналов предложенных ИС; разработать алгоритмы, позволяющие расширить объем и повысить достоверность получаемой информации;

6. Исследовать и разработать эффективные режимы работы систем получения достоверной информации о параметрах биообъектов при ограниченном числе измерительных операций;

7. Выполнить комплекс экспериментальных исследований созданного класса ИС для проверки теоретических положений.

Методы исследований

Поставленные задачи решались путем теоретических исследований с последующей разработкой и изготовлением экспериментальных образцов ИС и их проверкой. Теоретические исследования базировались на использовании положений и методов теории расчета электрических цепей, теории электронных цепей, положениях теории автоматического регулирования, теории погрешностей. При обработке экспериментальных данных использовались методы теории вероятности и математической статистики. Широко применялось компьютерное моделирование электронных схем в пакетах *MicroCap*, *Electronics Workbench*, *LTSpice*.

Обоснованность и достоверность научных положений и выводов подтверждается тем, что в теоретических построениях использовались законы и подходы из области электротехники, справедливость которых общепризнанна, а также известный и хорошо зарекомендовавший себя математический аппарат; вводимые допущения и ограничения мотивировались известными из практики фактами. Обоснованность методик проведения натурных экспериментов и достоверность их результатов гарантирована применением сертифицированных и аттестованных приборов и выполнением градуировки и испытаний в соответствии с действующими российскими и международными стандартами (ГОСТ Р 8.596-2002, и др.). Достоверность компьютерного моделирования подтверждается удовлетворительной сходимостью с результатами натурных экспериментов: расхождение результатов не превышало 10 %. Обоснованность рекомендаций по инженерному проектированию ИГЗМ и ИС, выбору их параметров и организации алгоритмов работы подтверждается положительными результатами экспериментальных исследований и испытаний в реальных условиях эксплуатации.

Научная новизна

1. Обоснована общая концепция построения ИС определения электрических параметров биообъектов и других сложных нелинейных объектов, основанная на применении принципов инвариантности измерений относительно электрического сопротивления, обеспечения избыточности за счет комбинации измерительных режимов и выполнения измерений в режиме термодинамического равновесия между объектом и ИС;

2. Предложена оригинальная классификация ИГЗМ, в совокупности с приведенными результатами исследования их технических характеристик позволяющая лучше оценивать степень пригодности конкретного типа генератора для использования в требуемых условиях;

3. Экспериментально установлено, что значения ЭМ порядка 30-60 мкВт не меняют существенно термодинамическое состояние кожного покрова. При площа-

дах электродов более 3 мм^2 предлагается для получения достоверной информации об электрических параметрах локальных зон кожного покрова человека нормировать значение электрической мощности;

4. Предложен ряд решений по построению ИГЗМ с улучшенными характеристиками; исследованы вопросы устойчивости и даны рекомендации по выбору структур генераторов (для диапазонов сопротивлений нагрузки) и коэффициентов преобразования функциональных узлов; предложены схемы совмещенных управляемых источников напряжения и преобразователей ток-напряжение (УИН-ПТН), обеспечивающие линейную характеристику преобразования при электрических мощностях 20-150 мкВт для нагрузки 10-1000 кОм; установлено, что наиболее точными из исследованных аналоговых ИГЗМ, являются генераторы с прямой реализацией уравнения $u=r/i$ (погрешность обеспечения ЭМ не более 5% для нагрузки 10-1000 кОм). У генераторов, получающих ЭМ косвенным путем (за счет ОС), погрешность в два раза выше при тех же условиях;

5. Научно обоснованы новые структуры ИС и режимы их работы, обеспечивающие результат, инвариантный к электрическому сопротивлению биообъектов и повышенную сходимость получаемых данных (по сравнению с режимом заданного электрического тока на 40% и более чем на порядок по сравнению с режимом заданного падения напряжения при мощностях воздействия 30-60 мкВт).

6. Впервые в систематизированном виде представлена информация по аналоговым и цифровым ИГЗМ, как основным функциональным узлам, реализующим предлагаемую концепцию. Разработаны математические модели цифровых ИГЗМ, по которым произведена оптимизация по быстродействию и точности. Разработана методика расчета ИГЗМ с устройствами деления сигналов.

7. Показано, что при нормированном воздействии на биообъект заданным значением ЭМ, получают более достоверные данные не только об электрическом сопротивлении объекта, но и других параметрах. Разработаны алгоритмы обработки информации, позволяющие получить расширенный объем данных о параметрах биообъектов.

Практическую ценность имеют:

- результаты теоретических исследований характеристик ИГЗМ и оценок реальных характеристик и показателей функциональных узлов, полученные экспериментально;

- математические модели предложенных цифровых ИГЗМ, позволяющие определять основные метрологические характеристики генераторов и оптимизировать их параметры;

- рекомендации по применению, проектированию ИГЗМ и выбору параметров разработанных ИС определения электрических параметров нелинейных теплозависимых объектов, благодаря чему обеспечивается энергетическая определенность режима измерений и возможность получения расширенного и более достоверного объема данных, по сравнению с аналогами;

- техническая документация (в виде принципиальных схем, чертежей, алгоритмов и программ) для изготовления разработанных измерительных систем и экспериментальные образцы этих систем, обеспечивающие энергетическую определенность режима измерения и за счет этого лучшую, чем у применяемых аналогов, достоверность получаемых данных;

- программно-аппаратные средства обработки сигналов и калибровки разработанных средств измерения.

На защиту выносятся:

1. Общая концепция построения ИС оценки электрических параметров нелинейных теплозависимых объектов (биообъектов в частности).

2. Технические решения, направленные на повышение достоверности получаемой информации об электрических параметрах биообъектов:

- структуры ИС для оценки электрических параметров биообъектов;
- режимы работы ИС;
- новые схемы построения ИГЗМ.

3. Математические модели предложенных измерительных преобразователей и рекомендации по рациональному проектированию ИС на их основе.

4. Результаты теоретических и экспериментальных исследований предложенных ИС и алгоритмы обработки получаемой информации.

Реализация результатов работы

Основные результаты теоретических и экспериментальных исследований внедрены: ФГУП УАПО, ООО «Квазар», ООО «Экситон-Автоматика» и др.

Отдельные результаты работы, связанные с разработкой ИС оценки электрических параметров нелинейных теплозависимых объектов и алгоритмами их работы, использованы при выполнении НИР и в учебном процессе на кафедре информационно-измерительной техники Уфимского государственного авиационного технического университета в дисциплинах «Приборы и устройства для измерения электрических и магнитных параметров биологических объектов», «Технические методы диагностических и лечебных воздействий», «Электронные функциональные узлы медицинской техники», «Физические основы измерений».

Апробация работы

Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на ряде научно-технических конференций (НТК): Международной НТК «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (Владимир, 2002, 2008); первом Российском научном форуме «МедКомТех-2003» (Москва, 2003); Международной НТК «Измерительные и информационные технологии в охране здоровья. МЕТРОМЕД – 2007» (С.-Петербург, 2007); ежегодных Всероссийских НТК "Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления" (Гурзуф/Судак, 2000-2004); НТК "Молодежь для медицины XXI века" (Уфа, 2002).

Публикации

По результатам исследований опубликовано 39 работ, из них: 1 монография, 15 статей в журналах, рекомендованных ВАК; 1 патент на полезную модель и 1 свидетельство о регистрации программного продукта.

Структура диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, 6 глав основного текста, заключения, библиографического списка (155 наименований) и приложений. Работа изложена на 295 страницах (без учета приложений), содержит 74 иллюстрации, 35 таблиц, 5 приложений.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении показана актуальность решаемой проблемы, сформулированы цель и задачи исследований, раскрыты научная новизна работы и ее практическая значимость, приведены результаты апробации и реализации.

В первой главе проанализировано современное состояние техники оценки электрических параметров биообъектов на примере живой материи и сформулированы задачи исследований.

Приведены общие сведения из теории электрических свойств живой материи. Рассмотрены основные свойства кожного покрова человека и его модели. Показаны особенности измерений электрических параметров биообъектов, которые обусловлены следующими факторами:

- 1) малыми абсолютными значениями измеряемых величин;
- 2) большими значениями внутренних шумов;
- 3) большими значениями внешних помех и наводок;
- 4) трудностями с определением местоположения и надежной фиксацией измерительных преобразователей;
- 5) нестабильностью и недостаточной воспроизводимостью результатов;

- 6) необходимостью накопления большого количества статистических данных для получения достоверных результатов;
- 7) необходимостью обработки массивов данных, связанной с большими затратами ресурсов;
- 8) трудностями с оценкой влияния психофизических факторов, влияющих на результат измерения, особенно при измерениях в условиях реального функционирования объекта, например – в спортивной и космической медицине;
- 9) наличием нескольких этапов измерения, влияющих друг на друга.

Проанализированы основные области применения и актуальность использования измерения электрического импеданса (биоимпедансометрия) как метода оценки электрических параметров. Биоимпедансометрия используется для:

- оценки межрегионального перераспределения внеклеточной жидкости при физиотерапевтических воздействиях и при проведении нагрузочных проб (ортостатических, дыхательных и других);
- оценки водного обмена и состояния организма перед применением лекарственных препаратов и контроля результатов их применения;
- анализа биопроб (в том числе с целью определения наличия инфекции);
- анализа параметров кровоснабжения;
- анализа параметров кожного покрова (электродермография);
- анализа и мониторинга жировой, безжировой и мышечной массы тела, общей воды организма, для оценки и прогнозирования метаболизма, определения режима питания и оценки эффективности процедур коррекции фигуры, а также для мониторинга состояния спортсменов;
- анализа и мониторинга водных секторов организма — клеточной, внеклеточной и интерстициальной жидкостей, объёма циркулирующей крови и "сухого веса" при гемодиализе, инфузионно-трансфузионной терапии, при хирургических вмешательствах с большой кровопотерей, при токсических отравлениях и т.д.;
- мониторинга процессов восстановления при травмах, ранениях и лечении заболеваний с отёками конечностей (например, при краш-синдроме);
- анализа внутричерепной гидратации;
- прогнозирования жизнеспособности тканей при трансплантации;
- определения состояния водного обмена при акклиматизации;
- контроля состояния кожи, слизистых и неглубоко залегающих тканей на наличие отёков, новообразований и поражений химическими реагентами (в том числе, для определения времени развития поражения).

Установлено, что улучшение качества получаемой измерительной информации в современных ИС данного целевого назначения ведется по направлениям, перечисленным в разделе актуальности проблемы.

Как показано ранее, имеющиеся ИС не решают основной проблемы оценки электрических параметров нелинейных тепловых объектов – энергетической неопределенности режима измерения.

Обосновано, что применение режимов измерения с использованием ИГЗМ позволит обеспечить постоянство энергетического режима измерения и уменьшить негативное влияние на результаты измерения факторов 4, 5, 9 сохранением состояния термодинамического равновесия системы «ОИ – электроды». Влияние факторов 1-4, 6, 7 на результат измерения может быть скомпенсировано применением современных микропроцессорных средств обработки информации.

Приведены результаты анализа мирового рынка биомедицинского оборудования – так рынок устройств для электрофизиологии с 2004 года до мирового кризиса ежегодно увеличивался на 10% и составлял в 2009 году более 700 млн. \$. Производство устройств, обладающих улучшенными, за счет определенности энергетического режима взаимодействия ИС–ОИ характеристиками, в одной этой области может принести значительный экономический эффект.

Заметный синергетический эффект может дать комплексное применение традиционных принципов улучшения качества измерений и ИЗГМ. Именно в этом и состоит обоснованная общая концепция построения ИС определения электрических параметров нелинейных тепловых объектов. В последующих главах рассмотрены различные технические решения по различным видам ИС, реализующим данную концепцию.

Во второй главе по результатам проведенного обзора методов и средств получения информации об электрических свойствах живой материи, сформулированы основные требования к ИС данного целевого назначения. Предложены оригинальные структуры ИС, удовлетворяющие предъявляемым требованиям. ИС разделены на группы по типу управления: с программным и аппаратным управлением. ИС с жесткой логикой работы являются компромиссным вариантом. Их использование обусловлено попытками определить наиболее оптимальные режимы работы и выявить закономерности в изменении электрических параметров сложных нелинейных объектов. ИС позволяют проводить долговременные измерения при минимальной аппаратной базе, что сокращает время на разработку и отладку.

Разработанная структура ИС с программным управлением, работающей с платой сбора данных (далее – ПСД), приведена на рис. 1. ИС используется для получения информации об электрических параметрах в точках акупунктуры (далее – ТА). Информация об ОИ получается блоками 1-3, поочередно подключаемыми к измерительным электродам с блоком коммутации (БК) 6 на основе низкоомных ключей, управляемых через порт ПСД 4.

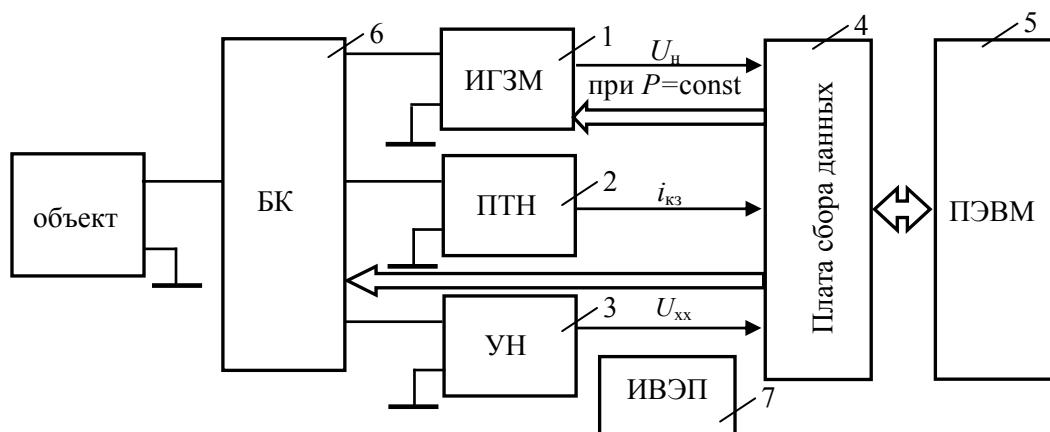


Рисунок 1 - Структура ИС, работающей с ПСД ПЭВМ

Блок 1 обеспечивает воздействие ЭМ на биоткань. С помощью цифрового порта ПСД 4 выбирается одно из четырех фиксированных значений заданной ЭМ. При его подключении в ПЭВМ 5 через АЦП ПСД 4 вводятся значения электрических тока и напряжения. Интерфейс ПСД имеет гальваническую развязку от цепей ПЭВМ. Блок 2 обеспечивает получение режима короткого замыкания электродов с помощью преобразователя ток-напряжение (ПТН). При его подключении к биоткани на АЦП ПСД 4 поступает напряжение, пропорциональное электрическому току через биоткань. Блок 3, содержащий усилитель напряжения УН, обеспечивает получение режима холостого хода. При его подключении к измерительным электродам, оценивается разность потенциалов между ними. Выходной сигнал блока 3 подключается к АЦП ПСД 4, с которого информация вводится в ПЭВМ 5.

В ПЭВМ записывается информация по каждой локальной зоне, создается база данных. Значения при диагностике сравниваются между собой.

Источник вторичного электропитания 7 гальванически развязан от цепей питания ПЭВМ и выполняется в соответствии с требованиями электробезопасности, предъявляемыми к аппаратуре медицинского назначения.

ИС предназначена для оценки состояния объекта при мгновенном взаимодействии с источником заданной ЭМ с разной полярностью напряжения и тока замыкания измерительных электродов после воздействия ЭМ, а также разности потенциалов электродов, установленных на кожном покрове. Мгновенные значения электрических сигналов, имеющих в каждом из режимов, вводятся в ПЭВМ, ко-

торая кроме регистрации и выдачи полученной информации управляет длительностями и порядком чередования режимов. Анализируется состояние теплозависимого объекта, на момент начала проведения измерительных операций.

ИС позволяет провести оценку временных колебаний электрического сопротивления локальных зон теплозависимого объекта, динамики установления стабильных показаний, характеризующихся фронтом и срезом, при воздействии импульсами ЭМ, оценить изменения основных параметров при изменении полярности напряжения, характеризующего ЭМ воздействия, и получить информацию о переходных процессах, возникающих в цепи при коротком замыкании электродов и восстановлении исходного состояния. Разработан алгоритм работы ИС и режимы измерительной цепи. Предложенные технические средства обеспечивают воспроизводимость с требуемой точностью режима получения информационных сигналов.

В свою очередь, применение ИС с жесткой логикой работы, позволило:

- выполнить оценку состояния локальных зон на поверхности человеческого организма в режиме термодинамического равновесия между объектом и измерительными электродами, через которые в ОИ вводится заданная ЭМ;
- установить временной промежуток, в течение которого при введении заданной ЭМ устанавливается термодинамическое равновесие;
- оценить значения падения напряжения на объекте при заданной ЭМ воздействия на него ($P=U \cdot i = \text{const}$) в режиме термодинамического равновесия;
- оценить усредненное значение электрического тока, возникающего в цепи электродов, установленных на кожном покрове при их замыкании на малое электрическое сопротивление.
- исследовать свойства зон на кожном покрове при нескольких значениях ЭМ, участвующей во взаимодействии, что позволило установить значение ЭМ, не нарушающее состояние термодинамического равновесия системы «электроды - кожный покров человека». За счет этого установлен оптимальный режим измерения и стало возможным получение более достоверной информации об ОИ.
- выявить динамику временных колебаний электрического сопротивления в репрезентативных точках различных меридианов, объективно характеризующих состояние конкретных зон теплозависимого объекта. После изучения специалистами, эти явления могут быть использованы для объективной диагностики состояния объекта и оценки биоритмов определенных органов и их изменений при патологиях;
- установить характер зависимости получаемых результатов от степени гид-

ратации поверхностного слоя, если ОИ – человек.

Наиболее перспективными являются ИС на основе микроконтроллеров, т.к. они сочетают в себе гибкость работы систем с программным управлением и мобильность систем с жесткой логикой, за счет отсутствия обязательной связи с ПЭВМ. Структура систем схожа с рис. 1, но основную часть функций, выполняемых ПЭВМ и ПСД, выполняет микроконтроллер. В таких ИС возможно применение как аналоговых, так и цифровых ИГЗМ, реализованных на аппаратной базе однокристалльной микро-ЭВМ (далее - ОМЭВМ) с АЦП и ЦАП. Применение ОМЭВМ позволяет:

- гибко изменять режим работы системы;
- проводить математическую обработку результатов измерений и вычислять большее количество параметров из измеряемых значений;
- вести базу данных результатов измерений;
- графически визуализировать результаты при подключении к ПЭВМ;
- проводить самотестирование и самокалибровку системы;
- минимизировать габариты ИС и снизить энергопотребление, за счет рационального использования периферийных устройств ОМЭВМ;
- повысить уровень электробезопасности системы за счет использования аккумуляторного электропитания;
- реализовывать ИГЗМ в цифровой форме, что исключает проблемы с обеспечением устойчивой работы аналоговых генераторов.

Предложены структуры и раскрыты возможности цифровых ИГЗМ, выявлены эффективные алгоритмы работы ИС. Изготовление ИС на основе ОМЭВМ является шагом, позволяющим перейти к широкому внедрению.

В третьей главе рассмотрены функциональные узлы, входящие в состав ИС целевого назначения, способы их реализации и особенности работы. Особое внимание уделено функциональным узлам ИС, обеспечивающим режим заданной ЭМ. Дан обзор принципов и технических приемов, используемых при создании ИГЗМ, проанализированы недостатки и преимущества различных технических решений. Показаны возможные области использования ИГЗМ. Обосновано, что ИГЗМ должны быть неизменным атрибутом измерительных цепей устройств для определения электрического сопротивления, импеданса, проводимости и иммитанса живой материи. Качественно новая информация о свойствах жидких сред может быть получена при применении ИГЗМ в составе измерительной цепи, определяющей их электрическое сопротивление.

На основании анализа научной литературы и требований, предъявляемых к

генераторам электрических сигналов, были сформулированы технические требования к маломощным ИГЗМ:

- 1) постоянство воспроизведения энергетического режима заданной ЭМ (погрешность, не более 10-15%);
- 2) длительность переходного процесса установления ЭМ (для ИГЗМ, работающих в импульсном режиме) должна быть не более 15% от времени импульса;
- 3) широкий диапазон рабочих частот (0-20 кГц) для генераторов на основе цифровых микросхем, и выше 20 кГц – для аналоговых;
- 4) пределы изменения мощности (0-2 мВт) для нагрузки, не более 1 МОм;
- 5) неизменность значения заданной ЭМ в рабочем диапазоне температур окружающей среды (дополнительная погрешность не более 70% от общей погрешности ИГЗМ);
- 6) временная стабильность значения заданной ЭМ (погрешность, не более 2%);
- 7) точность установленного значения заданной ЭМ в рабочем диапазоне частот (погрешность не более 5% для ИГЗМ, и 10% – для ГЗМ);
- 8) сохранение заданной формы сигнала воздействия;
- 9) малое время переключения на заданный режим, при изменении сопротивления нагрузки (не более единиц мс);
- 10) малое время установления режима при включении/переключении ИГЗМ (не более десятков мкс);
- 11) отсутствие влияния внешних полей на режим работы генератора;
- 12) отсутствие влияния цепей питания на режим работы генератора;
- 13) технологичность конструкции;
- 14) малые вес и габариты.

Показано, что существующие ИГЗМ не в полной мере удовлетворяют предъявляемым требованиям, и необходимо создание новых схем и подходов к проектированию ИГЗМ. С этой целью создана оригинальная классификация ИГЗМ по типу структурной схемы и способу получения заданной ЭМ. Предложено выполнять генераторы со средним значением заданной ЭМ с помощью время-импульсных, цифровых и логарифмических перемножителей. Классификация позволяет выбрать для конкретного применения наиболее подходящую структуру ИГЗМ. В результате анализа, систематизации и экспериментальных исследований созданы функциональные узлы, удовлетворяющие предъявляемым требованиям.

Четвертая глава посвящена исследованиям аналоговых ИГЗМ. Показано, что причиной неустойчивой работы схем является неидеальность параметров устройств деления электрических сигналов. В аналоговом варианте они выполняются на основе микросхем перемножителей/делителей напряжений (ПДН) (рис. 2). Да-

же у высококачественных ПДН наблюдается явление частичного прохождения через него без преобразования сигналов, поданных на его входы.

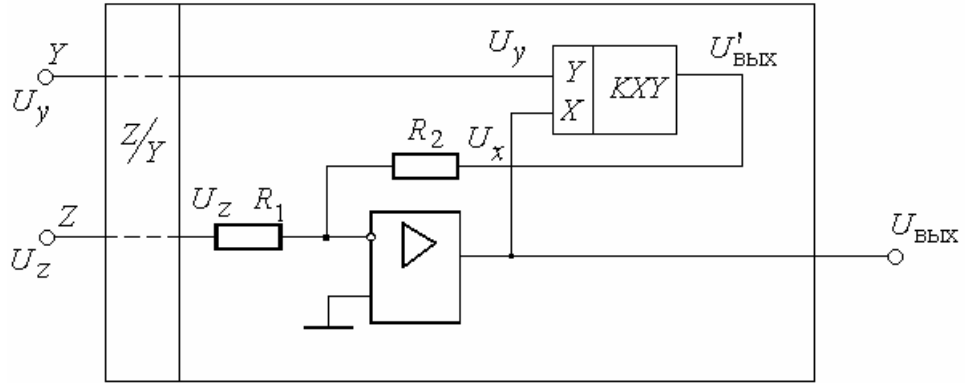


Рисунок 2 - Структура устройства деления электрических сигналов

Проведена качественная оценка влияния неидеальности ПДН, работающего в качестве делительного устройства, на свойства ИГЗМ. С учетом уравнений, описывающих работу устройства деления напряжений, в случае идеализированного операционного усилителя, а также уравнений, характеризующих ИГЗМ с управляемым источником напряжения (далее-УИН), получена функция для ИГЗМ с делителем напряжений:

$$U_{\text{H}} i_{\text{H}} = U_1(P_{\text{зад}}) \frac{R_2}{K_{\text{H}} R_{\text{П}} R_1 K_0} \cdot \frac{\left(1 + \frac{K_{u\omega} i_{\text{H}} R_{\text{П}}}{U_1(P_{\text{зад}}) \frac{R_2}{R_1}} \right)}{\left(1 + \frac{K_{u\Omega}}{K_0 i_{\text{H}} R_{\text{П}}} \right)} \quad (1)$$

где K_0 – коэффициент пропорциональности (у идеального ПДН $U_{\text{ВЫХ}} = K_0 \cdot U_{\text{X}} \cdot U_{\text{Y}}$); U_{X} , U_{Y} – напряжения на входах X и Y ПДН; $K_{u\Omega}$, $K_{u\omega}$ – коэффициенты передачи сигналов модулирующей и опорной частот с входов X и Y на выход схемы делителя соответственно; $U_1(P_{\text{зад}}) = U_{\text{X}}$; $U_{\text{ВЫХ}} = K_{\text{H}} U_{\text{X}}$; $U_{\text{Y}} = i_{\text{H}} R_{\text{П}} = U_2$; K_{H} , $R_{\text{П}}$ – коэффициенты пропорциональности УИН и ПТН, соответственно.

Из (1) видно, что для повышения точности и уменьшения влияния сопротивления нагрузки и тока i_{H} на рассеиваемую мощность, необходимо составляющие выражения (1) в скобках, содержащие i_{H} , стремились к нулю.

В существующих микросхемах $K_{u\Omega}$ и $K_{u\omega}$ имеют конечное значение и их можно уменьшить схемотехнически. Так, если коэффициент передачи входного сигнала на выход равен K_u , то параллельно микросхеме следует включить усилитель с коэффициентом передачи $(-K_u)$, и с помощью электронного сумматора суммировать сигналы ПДН и этих введенных дополнительных каналов. Настройкой

этих параллельных каналов или весовых функций входов сумматоров, можно свести влияние коэффициентов передачи к ничтожно малой величине. С учетом нелинейности реального ПДН уравнение, описывающее его работу:

$$U'_{\text{ВЫХ}} = K_o U_x U_y + K_{u_\Omega} U_x + K_{u_\omega} U_y \pm \delta_1 U_y^2 f(U_x) \pm \delta_2 U_x^2 f(U_y) \quad (2)$$

где - $\delta_1 U_y^2 f(U_x)$, $\delta_2 U_x^2 f(U_y)$ – характеризуют нелинейность ПДН.

Таким образом, при реализации аналоговых ИГЗМ, возникают погрешности, вызванные нелинейностью характеристики ПДН, точностью его выполнения и балансировки, зависящие от сопротивления нагрузки Z_H . При большом значении Z_H напряжение $U_2(i_H)$ будет малым, а погрешность делительного устройства наибольшей и наоборот. Это отражает тот факт, что при малом значении напряжения на входе Y ПДН велико влияние его несбалансированности, временных и температурных дрейфов. Погрешности ПДН в данных структурах являются определяющими погрешность ИГЗМ. Показано, что существует опасность потери устойчивости, которая имеется у структур (рис. 3).

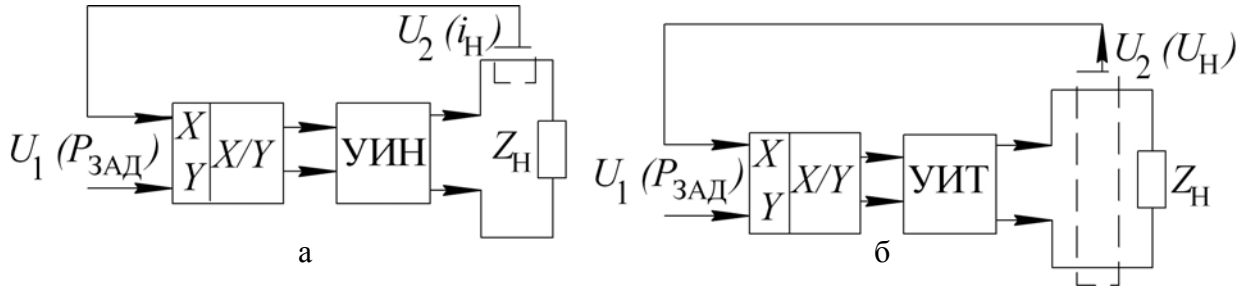


Рисунок 3 - Структуры ИГЗМ: а - с УИН; б - с управляемым источником тока (УИТ)

При частичном прохождении без преобразования сигнала, поданного на вход Y ПДН, возникает положительная обратная связь. Когда петлевое усиление достигнет единицы, устойчивость теряется и возникают автоколебания или проявляется триггерный эффект. Условие обеспечения устойчивости для структуры (рис. 3, а) получено в виде:

$$\frac{K_{\text{уин}} \cdot K_{\text{дел у}} \cdot K_{\text{птн}}}{Z_H} < 1 \quad (3)$$

где $K_{\text{уин}}$ – коэффициент преобразования УИН; $K_{\text{дел у}}$ – коэффициент передачи без преобразования сигнала, поданного на вход Y ПДН; $K_{\text{птн}}$ – коэффициент преобразования тока нагрузки в напряжение U_2 .

Из (3) видно, что неравенство может выполняться только при достаточно больших сопротивлениях нагрузки Z_H . Поэтому структуру (рис. 3, а) целесообразно использовать в случаях, когда нагрузка Z_H изменяется от средних (кОм - десятки кОм) до достаточно больших значений. При $Z_H \rightarrow 0$ применять ее нецелесообразно.

разно. Структуру (рис. 3, б) следует использовать, когда Z_H изменяется от малых значений $Z_H \rightarrow 0$ до средних значений. При очень больших значениях $Z_H \rightarrow \infty$, структура может потерять устойчивость. Технические возможности обеих структур зависят от значения $K_{\text{ДЕЛ } y}$ (качества устройства деления сигналов). Чем меньше $K_{\text{ДЕЛ } y}$, тем больший диапазон возможных изменений коэффициентов $K_{\text{УИН}}$ и $K_{\text{ПТН}}$.

При экспериментальных исследованиях способов построения ИГЗМ с широким диапазоном изменения нагрузки (10-1000 кОм) выявлено, что большинство совмещенных схем УИН-ПТН не могут работать в диапазоне напряжений нагрузки 7-12 В из-за перегрузки операционного усилителя. Экспериментально и компьютерным моделированием в пакете *MicroCap* определены требования к компонентам схем и режимам их работы при линейной характеристике преобразования в рабочем диапазоне напряжений и токов.

С их учетом создана оригинальная схема совмещенного УИН-ПТН для напряжений на нагрузке 1-12,5 В, при этом значение коэффициента нелинейности составило 1,22 % при компьютерном моделировании и 1,86 % в эксперименте, что показывает на хорошую сходимость расчетных и практических данных. Расчетное значение основной погрешности поддержания ЭМ для аналогового ИГЗМ с делительным устройством для нагрузки 10-1000 кОм составило менее 2,3%.

Проанализированы технические возможности структур аналоговых ИГЗМ на основании детального изучения функциональных узлов генераторов. Рассмотрены источники погрешностей аналоговых ИГЗМ и даны рекомендации по их уменьшению. Предложены структурные методы улучшения устойчивости аналоговых ИГЗМ и снижения погрешности поддержания ЭМ на нагрузке. Разработаны способы проектирования квазигенераторов и изменения полярности выходного напряжения ИГЗМ для уменьшения поляризационных эффектов у электродов.

С целью выявления оптимальных схемотехнических решений и коэффициентов преобразования для отдельных функциональных узлов и ИГЗМ в целом, проводилось компьютерное моделирование.

Аналоговый ИГЗМ с УИН и перемножением сигналов реализован на аналоговом ПДН AD734 и имеет следующие характеристики:

- электрические мощности в сопротивлении нагрузки 40 и 100 мВт;
- погрешность поддержания ЭМ для нагрузки 50-1000 кОм $\leq 15\%$;

Приведенная погрешность поддержания на нагрузке значения ЭМ определялась по максимальной погрешности для нагрузки 50-1000 кОм.

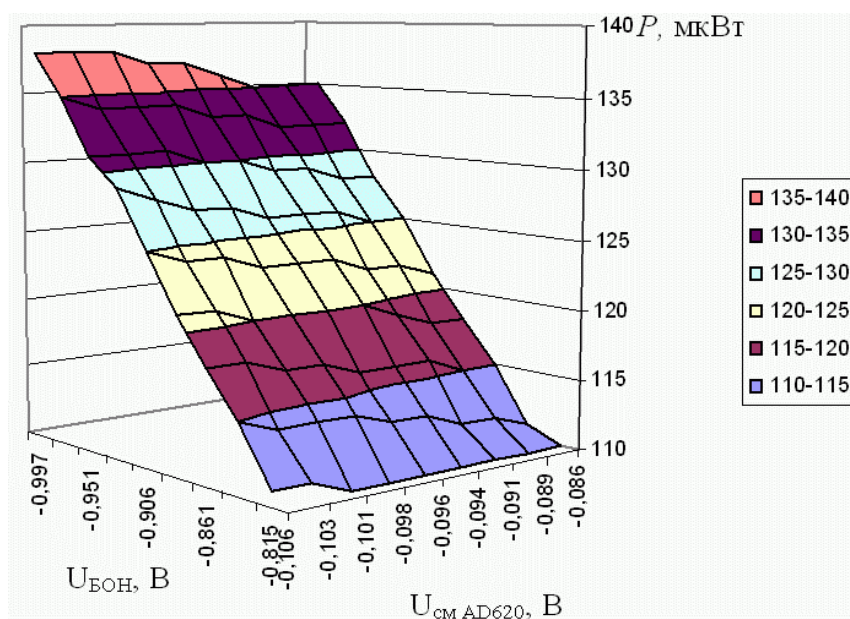


Рисунок 4 - Зависимость выходной ЭМ генератора P от изменения напряжений: опорного U_{BOH} и смещения U_{CM} микросхемы ПТН для нагрузки 1 МОм.

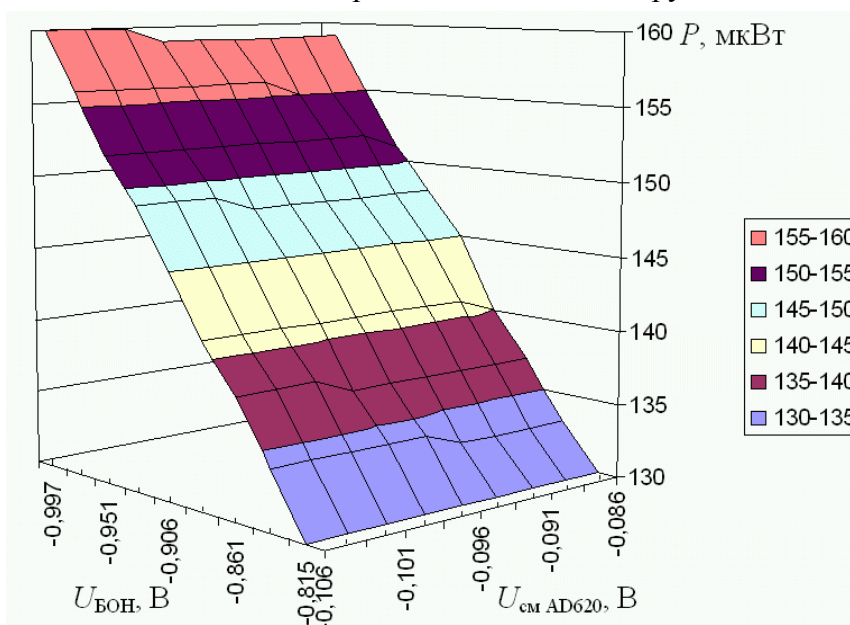


Рисунок 5 - Зависимость выходной ЭМ генератора P от изменения напряжений: опорного U_{BOH} и смещения U_{CM} микросхемы ПТН для нагрузки 50 кОм.

Выводы по результатам моделирования аналогового ИГЗМ с УИН и перемножением сигналов:

- погрешность обеспечения заданной ЭМ для диапазона сопротивлений нагрузки 50кОм-1МОм не превышает 15%, что согласуется с экспериментом;
- значение заданной ЭМ при реализации ПТН на дифференциальном усилителе (AD620) зависит от напряжения смещения этого ОУ – изменение $U_{см}$ на 10% меняет ЭМ на 5%, что усложняет настройку этого узла

Аналоговый ИГЗМ с УИН и делением сигналов на практике реализован на аналоговом ПДН AD734. Приведенная погрешность поддержания на нагрузке значения заданной ЭМ определялась по максимальному значению для сопротивления нагрузки – 10, 50, 100, 270, 680, 1000 кОм. На рис. 6 приведена зависимость выходной ЭМ генератора P в диапазоне сопротивлений нагрузки (10 кОм - 1МОм). Как видно из представленных графиков, значение ЭМ 109 мкВт в диапазоне сопротивлений нагрузки, поддерживается с погрешностью 5%, что полностью соответствует полученным в эксперименте данным.

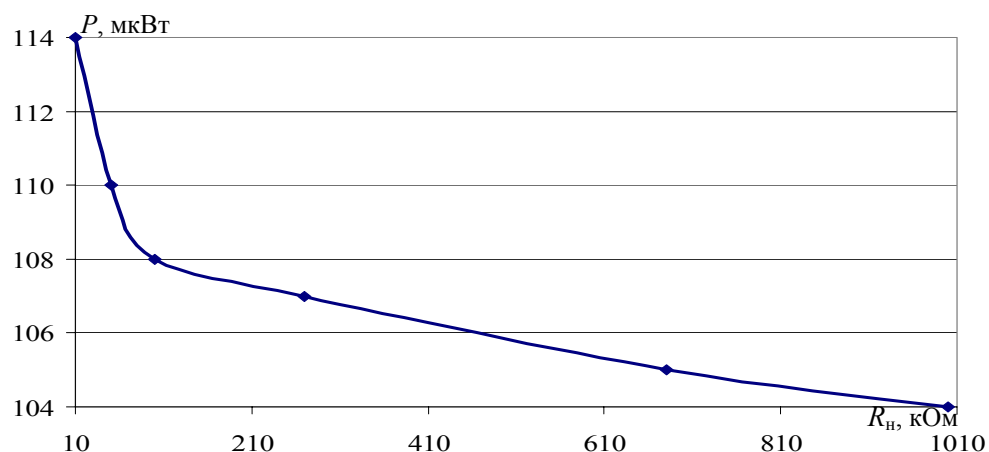


Рисунок 6 - Зависимость выходной ЭМ ИГЗМ P для нагрузки (10 кОм - 1МОм).

Впервые исследовано влияние нагрузок различного характера (индуктивных, емкостных) на работу ИГЗМ и переходные процессы установления заданной ЭМ. Выявлено, что индуктивная составляющая до 80 мкГн не увеличивает погрешность обеспечения режима заданной мощности генератора. Установлено, что применение ИГЗМ с аналоговыми делителями сигналов нежелательно при наличии у высокоомной нагрузки (более сотни кОм) емкостной составляющей свыше нескольких сотен пФ при мощностях, менее 1 мВт, из-за большого времени переходного процесса установления напряжения на нагрузке (более 140 мкс), и возможного выхода генератора из режима обеспечения заданной ЭМ.

Разработана методика инженерного проектирования ИГЗМ с делительными устройствами. Даны рекомендации по сопряжению ИГЗМ с ПСД ПЭВМ, выявляе-

ны ограничения, обусловленные работой под управлением программ, выполняющихся в многозадачных операционных системах.

В пятой главе развита теория ИГЗМ на основе цифровых микросхем. Эти устройства позволяют радикально решить проблему обеспечения устойчивой работы аналоговых ИГЗМ. Показано, что разработанные ранее структуры цифровых ИГЗМ не обеспечивают требуемое в соответствующих приложениях быстродействие (рабочая полоса частот до 10 кГц) и работу в широком диапазоне сопротивлений нагрузки $D=100$. Как наиболее перспективное направление в ИГЗМ на основе цифровых микросхем предложено использовать ОМЭВМ. Разработаны соответствующие матмодели, на их основе выявлены пути к улучшению быстродействия и метрологических характеристик. Вариант предложенной структуры ИГЗМ на основе ОМЭВМ с УИН представлен на рис.7.

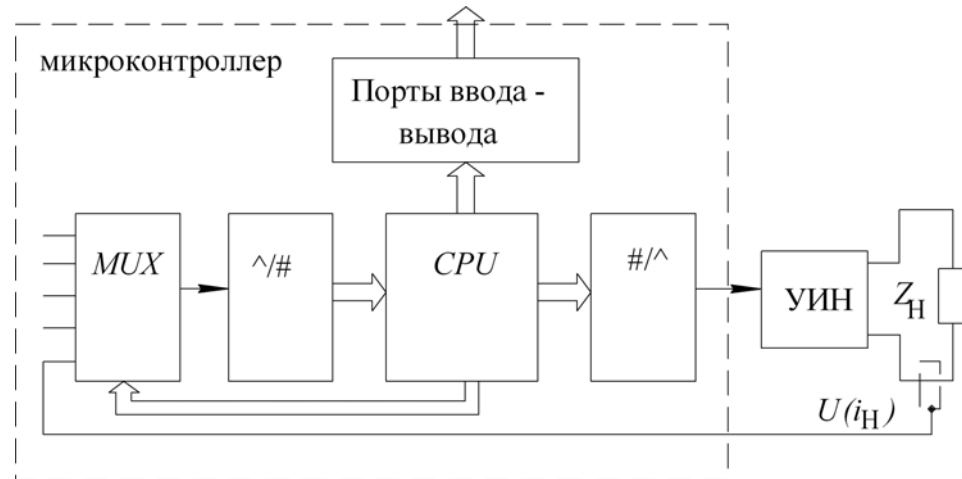


Рисунок 7 - Структура ИГЗМ с УИН на основе ОМЭВМ

ИГЗМ на основе ОМЭВМ выполняют операции перемножения/деления сигналов в цифровом виде и за счет этого обеспечивают повышенную устойчивость работы (по сравнению с аналоговыми генераторами), обусловленную отсутствием «просачивания» частоты исходного сигнала через ПДН.

На примере ОМЭВМ *ADuC812* (*Analog Devices*, США) рассмотрены основные этапы реализации управляющей программы ИГЗМ. Это позволило оценить быстродействие генераторов и предложить возможные способы его увеличения за счет модифицированных алгоритмов обработки и использования внешних ЦАП, а также применения микропроцессоров с расширенными возможностями (специальным набором команд работы с данными, или встроенными аппаратными блоками умножения (деления)). Полученные значения рабочих частот составили более 30 кГц (для 8-разрядного *VDSP1040* ($f_T = 100$ МГц) с применением внешнего 12 разрядного ЦАП *AD668* ($t_{уст} = 0,09$ мкс) рабочая полоса частот составит 34,6 кГц).

Показано, что значения рабочей полосы частот цифровых ИГЗМ, полученные другими исследователями, не являются абсолютным пределом и возможно дальнейшее увеличение быстродействия. Установлено, что большее влияние на быстродействие цифровых ИГЗМ на основе ОМЭВМ оказывает частота работы МП, а не его разрядность.

Анализ характеристик современных ОМЭВМ, ЦАП и АЦП, а также результаты расчетов, позволяют утверждать, что погрешность цифровых ИГЗМ не превышает 0,1–1,9% в зависимости от типа и числа разрядов ЦАП и АЦП, МП и его тактовой частоты. Применение цифровых ИГЗМ в составе ИС с МП управлением позволяет значительно снизить аппаратные затраты и повысить точность за счет программной организации операций умножения/деления. В этом случае погрешность ИГЗМ определяется только точностью АЦП и ЦАП, т.к. погрешность вспомогательных аналоговых устройств (усилителя мощности, первичного преобразователя и др.) может быть уменьшена программно до пренебрежимых значений.

Разработанные структуры цифровых ИГЗМ на основе ОМЭВМ обладают следующими достоинствами:

- гибкое изменение режима работы ИГЗМ за счет программного кода;
- регистрация и/или вывод информации об измеряемом параметре во внешние устройства для управления технологическим процессом;
- малые массогабаритные показатели и увеличенная надежность;
- отсутствие сложной настройки и обеспечение метрологических характеристик длительное время, что важно при серийном производстве и интенсивной эксплуатации.

К возможным недостаткам ИГЗМ с подобной структурой можно отнести только относительно малое, по сравнению с аналоговыми генераторами, быстродействие (которого вполне достаточно для большинства применений).

Предложены способы увеличения быстродействия цифровых ИГЗМ за счет модифицированных алгоритмов обработки и использования внешних ЦАП, применения МП с расширенными возможностями (специальным набором команд работы с данными, или встроенными аппаратными блоками умножения (деления)). Показано, что цифровые ИГЗМ являются перспективным путем развития, т.к.:

- обладают приемлемым, для большинства применений, быстродействием (рабочая полоса частот более 20 кГц);
- обеспечивают устойчивую работу, в отличие от аналоговых ИГЗМ;
- могут гибко изменять режим работы;
- легко интегрируются в ИС через стандартные интерфейсы.

В шестой главе приведены результаты экспериментальных исследований с помощью разработанных ИС. Анализ полученных данных позволил выявить для ИС наиболее эффективные режимы работы и подходы к их проектированию, а также подтвердить высказанные теоретические положения.

Исследования электрических параметров локальных зон кожного покрова человека (ЛЗКП) с помощью ИС с жесткой логикой работы на основе аналогового ИГЗМ с плавной регулировкой значения ЭМ и измерением тока, отдаваемого объектом, при замыкании электродов на измерительный преобразователь с малым (≤ 100 Ом) входным сопротивлением (режим короткого замыкания (КЗ)).

Применительно к данной ИС было исследовано влияние на результаты измерения электрических параметров ЛЗКП:

- вносимой в объект ЭМ;
- плотности ЭМ, пропорциональной диаметру применяемого активного электрода и значению ЭМ воздействия.

Измерения проводились в точках-поспособниках 12 меридианов, расположенных на руках и ногах, с интервалом 1 час с 8 до 24 часов (в отдельных ЛЗКП для установления динамики изменений свойств биологического организма интервал между измерениями был 15 минут). Длительность импульса ЭМ $t=1,14$ мс. По результатам анализа данных приведены рекомендации о применимости для диагностики сведений об электрических параметрах зон организма человека, полученных в разных режимах. Измерительные электроды имели разные площади поверхности контактирующей с кожным покровом и были выполнены из различных материалов. Использовались:

- значения ЭМ 700, 200, 60, 40, 30 мкВт и 40/100 мкВт, попеременно;
- активные измерительные электроды четырех типов:
 - сухие из латуни и покрытые никелем $\varnothing 1$ и $\varnothing 3$ мм;
 - влажный электрод из медной тонкостенной трубки $\varnothing 10$ мм.
- пассивные измерительные электроды большой площади двух типов:
 - в форме скобы, покрытой никелем;
 - в форме хромированного кольца, по ручке электрода $\varnothing 25$ мм.

Т.к. оценивались относительные изменения электрических свойств отдельных зон, то считалось, что пассивный электрод существенно не меняет общей картины изменения свойств поверхности кожного покрова. Существенных изменений результатов при использовании общих электродов разных модификаций, обнаружено не было. При постоянной ЭМ импульсов воздействия были оценены усредненные значения падения напряжения, устанавливающиеся в результате чередова-

ний, равных по длительности операций воздействия постоянной ЭМ $P = U \times i_g$ (где i_g – ток возбуждения в ОИ, U – падение напряжения на ОИ соответственно) и ток КЗ электродов i . При каждой конкретной ЭМ регистрировались усредненные значения тока КЗ электродов. При воздействиях импульсом ЭМ на активном электроде задавалась положительная полярность напряжения. В соответствии с законом полярного возбуждения, при замыкании между собой электродов появлялся импульс электрического тока, зависящий от состояния кожного покрова под измерительным электродом.

Влияние гидратации кожного покрова на результаты измерения.

Энергетические свойства кожного покрова, гидратация клеток и их возбудимость, изменяются в зависимости от окружающей их среды. Сравнивались результаты измерения для нормальных условий в ЛЗКП и при сильной гидратации. При применении влажного электрода электрический ток КЗ ничтожно мал. Получен общий вывод о том, что увлажнение кожного покрова при использовании разных электродов не сильно меняет получаемые результаты и в этом большое преимущество предлагаемого подхода к измерениям параметров ЛЗКП.

На сегодняшний день представляется целесообразным оценивать:

- значение коэффициента $K_i = i/i_v$ (отношение токов возбуждения и отдаваемого биотканью в режиме КЗ);
- отношение коэффициентов K_i при разных значениях ЭМ;
- длительность установления падения напряжения (t_1 , рис. 8);
- отношение длительности установления напряжения при разных ЭМ;
- значение увеличения падения напряжения после достижения $\min$ и относительную величину этого изменения (ΔU , рис. 8);
- отношение значений увеличения падения напряжения после достижения $\min$ при разных значениях ЭМ;
- время, установления падения напряжения после достижения $\min$ (t_2 , рис. 8) и отношение этих длительностей при разных значениях мощности;
- диапазоны целесообразных изменений мощностей воздействия;
- диапазон колебаний электрических параметров при их модуляции в разные стороны (U_m , рис. 8), частота этих колебаний и их амплитуда;
- параметры, характеризующие изменения электрических величин: значение изменения падения напряжения (ΔU , рис. 8 и электрического тока Δi , рис. 8) и время, в течение которого это происходит (t_2 , рис. 8);
- влияние материала электродов на параметры, характеризующие их взаимодействие с кожным покровом.

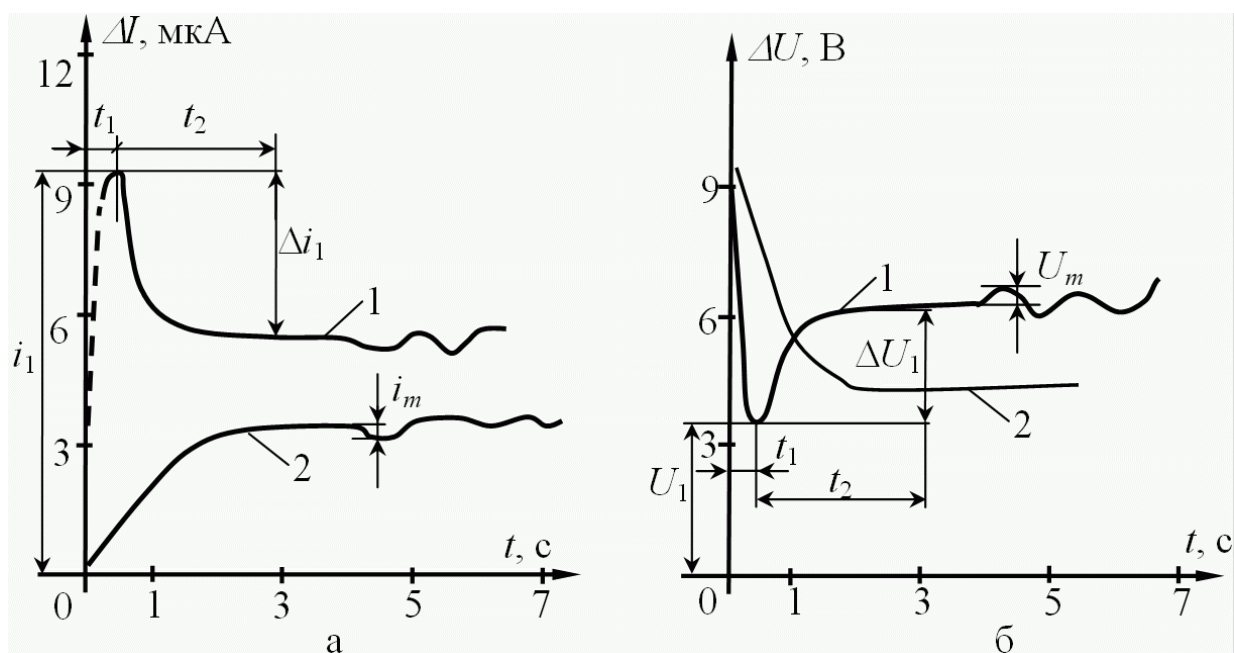


Рисунок 8 - Переходные процессы установления тока (а) и падения напряжения (б) и параметры 1 – быстрое, 2 – медленном установлении

Значение скорости установления падения напряжения и тока следует использовать для оценки электровозбудимости клеток и степени их возбуждения. Величина электрического тока дает информацию о способности эпидермиса накапливать электрическую энергию. Спад падения напряжения и его длительность характеризует качество работы системы управления электрическими параметрами конкретной зоны. Разница показаний при использовании разной ЭМ характеризует чувствительность данной зоны к энергетическому воздействию.

Анализ результатов изменений электрических свойств ЛЗКП, которые с разными интервалами проводились на протяжении 12-14 часов, показал следующее. Сопротивляемость организма внешнему энергетическому воздействию имеет колебательный характер и характеризует процессы в организме, влияющие на электрические свойства данной зоны. Характер колебаний показаний репрезентативных точек разных меридианов существенно различается.

При изменении плотности ЭМ в 11 и 100 раз изменение падения напряжения не превышало соответственно 1,5 раза и 3 раза. При этом изменения тока короткозамкнутых электродов не превышали 3,3 и 3,6 раза, это свидетельствует о том, что электрический ток протекает по площади, сечение которой меньше сечения электрода с большой площадью поверхности (диаметром 10 мм) и от этого сечения зависит сопротивление цепи электрическому току. При различных значениях ЭМ и ее плотности четко проявляются временные изменения электрических параметров локальной зоны, характеризующие биоритмические процессы в организме. Пере-

ходные процессы при больших ЭМ и их плотностях проявляются значительно, чем при малых (30-60 мкВт).

Достоверность получаемых данных об электрических параметрах ЛЗКП. Измерения: режим воздействия на ЛЗКП ЭМ 30 мкВт (1,14 мс), затем замыкание участка между электродами на вход измерительного преобразователя с малым входным сопротивлением (1,14 мс) для измерения тока КЗ. Обработка результатов измерения: результат измерения находился как математическое ожидание соответствующего параметра; находилось минимальное и максимальное значения параметра, для них вычислялась приведенная погрешность, (табл. 2.).

Полученные результаты свидетельствуют о том, что при фиксированной ЭМ воздействия 30-60 мкВт получаемые данные обладают хорошей воспроизводимостью. Результаты измерения в большинстве случаев различаются менее чем на 10%, что для нелинейного теплозависимого объекта, которым является кожный покров человека, вполне приемлемо. Эти факты позволяют рекомендовать производить оценку электрических параметров кожного покрова человека при значениях ЭМ порядка 30 мкВт, оптимальных с точки зрения быстроты установления показаний и достоверности получаемых данных.

Таблица 2. Статистика получаемых приведенных погрешностей в 3 результатах измерения проведенных с интервалом 15 минут в 24 ТА

Параметр	Приведенная погрешность $\gamma < 10\%$	Приведенная погрешность $\gamma \geq 10\%$
Ток воздействия на биоткань, i_g	83% случаев	17% случаев
Ток, отдаваемый биотканью, i	100% случаев	-
Коэффициент K_i	91% случаев	9% случаев

В табл. 3 даны результаты впервые проведенного сравнения измерения электрического сопротивления в ТА влажным электродом $\varnothing 10$ мм (второй электрод покрытый хромом с площадью $> 28 \text{ см}^2$, располагается в руке) в режимах заданного падения напряжения, заданного тока и заданной ЭМ, в течение минуты каждые 15 с. Находилось среднее арифметическое значение параметра и по нему определялось отличие в % от конкретного результата измерения. Выявлено, что применение режима измерения с воздействием на объект фиксированным значением ЭМ обеспечивает лучшую сходимость получаемых данных (по сравнению с режимом заданного электрического тока на 40%, и более чем на порядок, по сравнению с режимом заданного падения напряжения при мощностях воздействия 30-60 мкВт).

Таблица 3. Сравнение методов измерения электрического сопротивления на примере определения электрического сопротивления точки акупунктуры

Время, с	Результат измерения сопротивления ТА, Ом					
	Режим заданного падения напряжения (5 В)		Режим заданного тока (50 мкА)		Режим заданной ЭМ (60 мкВт)	
		Отличие от ср. знач.		Отличие от ср. знач.		Отличие от ср. знач.
0	56741	-52%	47173	-6%	54602	1%
15	39453	-6%	45434	-2%	55815	-1%
30	32792	12%	43695	2%	55807	-1%
45	29705	20%	43260	3%	54693	1%
60	28055	25%	43043	3%	54620	1%
Ср. знач.	37349		44521		55107	

Обработка полученных данных позволит оценить:

- энергетическое состояние зоны, связанной с зоной под электродом, по падению напряжения при постоянной ЭМ воздействия;
- способности данной зоны изменять свое энергетическое состояние под воздействием постоянной ЭМ, по длительности промежутка, в течение которого идут изменения падения напряжения, и его значению после окончания переходного процесса установления;
- способность зоны биоткани отдать во внешнюю цепь энергию, после воздействия ЭМ, по значению тока КЗ электродов и времени переходного процесса;
- способности зоны восстановить исходное состояние, по времени восстановления исходного состояния и отлнчию напряжения, полученного после завершения измерительных операций, от начального значения.

Все эти характеристики зависят от качества функционирования систем, связанных с данной зоной на кожном покрове. Расширение объема информации может быть обеспечено дополнительным периодическим чередованием режимов мощностного воздействия и КЗ электродов и оценкой средних значений сигналов при разных ЭМ воздействия. Обработка полученной информации должна производиться средствами МП техники.

По результатам исследований сделаны следующие заключения:

1. На результаты оценки состояния биообъекта с помощью электрических методов оказывает существенное влияние ЭМ, рассеиваемая в зоне измерений, а также плотность соответствующей мощности. Но, т.к. не обнаружено (при различных значениях электрической мощности, используемой при измерениях и площадях электродов более 3 мм²) однозначной зависимости между площадью измерительного электрода и значением получаемого электрического сопротивле-

ния отдельной ЛЗКП, сделаны вывод: для обеспечения воспроизводимости режима измерения и достоверности получаемых данных необходимо нормировать не электрический ток или падение напряжения, или даже плотность тока, а значение ЭМ или значение энергии, вносимой в объект при измерении (для биообъектов необходимо учитывать и нормировать влияние электродов).

2. Для получения информации о состоянии зоны, характеризуемой электрическими параметрами, целесообразно проводить серию измерений, оценивать показания в момент установки электрода и через 30 с или 1 мин. после начала измерительной операции. По полученным данным через промежуток времени порядка 30 с изменения показаний прекращаются. Желательно оценивать время, в течение которого основная часть процесса установления электрического сигнала заканчивается. Целесообразно оценивать длительность стадии возбуждения, в течение которой показания становятся максимальными, и длительность стадии установления, в течение которой показания после падения увеличиваются до установившегося значения, а также и время, в течение которого это происходит. При этом ток КЗ уменьшается. Наибольшие колебания падения напряжения и тока, с частотой менее 1 Гц, отражают процессы подстройки параметров зоны под внешнее энергетическое воздействие.

3. Можно получить большой объем достоверной информации о состоянии структур, связанных с конкретной ЛЗКП, используя совокупности предложенных измерительных операций и обработку полученных результатов.

4. Проведенные исследования открывают возможность создания дешевых приборов, позволяющих получить достоверную информацию о качестве метаболизма биообъекта, для массового обследования и мониторинга состояния здоровья населения, что имеет важное социальное значение. Показана несостоятельность распространенного мнения о невозможности получения достоверных результатов при измерениях электрических параметров живой материи и жидких сред.

В приложениях приведены тексты программ, таблицы данных, фотоиллюстрации и документы о внедрении результатов работы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ:

1. Систематизирована информация о методах и средствах оценки электрических параметров нелинейных тепловых объектов (биообъектов в частности). Выявлены основные влияющие факторы, ограничивающие повышение достоверности информации об электрических параметрах биообъектов: энергетическая неопределенность режима измерения, приводящая к неконтролируемому нарушению термодинамического состояния объекта. Определены наиболее перспективные пути обеспечения энергетической определенности и инвариантности режимов измерения и взаимодействия в системе ИС – ОИ;

2. Обоснована общая концепция построения ИС оценки электрических параметров биообъектов и других сложных нелинейных объектов, основанная на применении принципов инвариантности измерений относительно электрического сопротивления, обеспечения избыточности за счет комбинации измерительных режимов и выполнения измерений в режиме термодинамического равновесия между объектом и измерительной системой;

3. Разработаны новые технические решения по построению измерительных преобразователей и ИС оценки электрических параметров биообъектов и исследованы варианты их исполнения, а именно:

- разработана ИС, работающая совместно с ПСД на основе аналогового ИГЗМ, обеспечивающая гибкое изменение режимов работы и комбинирование операций измерения электрического тока и падения напряжения между электродами, а также измерения электрического сопротивления между ними в режиме заданной ЭМ. Это позволяет оценить состояние биообъекта, существовавшее в момент начала проведения измерительных операций.

- разработаны ИС с «жесткой» логикой работы и выполнены исследования локальных зон на поверхности человеческого организма в режиме термодинамического равновесия между объектом и измерительными электродами, через которые в объект вводится и рассеивается постоянная заданная ЭМ. Выявлена динамика временных колебаний электрического сопротивления в репрезентативных точках различных меридианов, объективно характеризующих состояние конкретных зон биообъекта. После изучения специалистами, эти явления могут быть использованы для объективной диагностики состояния объекта и оценки биоритмов определенных органов и их изменений при патологиях; установлено, что получаемые результаты измерения слабо зависят от степени гидратации кожного покрова человека.

- предложен ряд решений по построению ИГЗМ с улучшенными характеристиками; исследованы вопросы устойчивости и даны рекомендации по выбору структур генераторов (для диапазонов сопротивлений нагрузки) и коэффициентов преобразования функциональных узлов; предложены схемы совмещенных управляемых источников напряжения и преобразователей ток-напряжение, с линейной характеристикой преобразования при ЭМ 20-150 мкВт для нагрузки 10-1000 кОм; установлено, что наиболее точными из исследованных аналоговых ИГЗМ, являются генераторы с прямой реализацией уравнения $u=p/i$ (погрешность обеспечения ЭМ не более 5% для нагрузки 10-1000 кОм), у генераторов получающих ЭМ косвенным путем (за счет ОС) – 10% при тех же условиях.

4. Развита научная основа проектирования для предложенных оригинальных преобразователей, а именно: разработаны математические модели, предложены рекомендации по увеличению быстродействия цифровых ИГЗМ на основе ОМЭВМ с ЦАП и АЦП; на основе моделирования оценены технические возможности преобразователей и даны рекомендации по их проектированию. Показано, что наиболее перспективными являются структуры цифровых ИГЗМ на основе ОМЭВМ с ЦАП и АЦП. При рабочих частотах 20-30 кГц, они могут обеспечить в 2-3 раза меньшую приведенную погрешность, чем аналоговые генераторы при тех же диапазонах изменения сопротивления нагрузки. Предложена методика проектирования ИГЗМ с устройствами деления сигналов, позволяющая рассчитывать основные параметры функциональных узлов.

5. Показано, что используемый подход нормирования плотности тока для получения линейных характеристик и достоверных данных о биообъектах, неэффективен – в зависимости от электрического сопротивления объекта, в нем рассеивается различное значение энергии и непредсказуемо меняется его термодинамическое состояние, а значит, невозможно получение достоверной информации. Т.к. не обнаружено зависимости между значением электрического сопротивления и плотности, вносимой в объект при измерении ЭМ (при площадях электродов более 3 мм²), то предлагается для получения достоверной информации об электрических параметрах ЛЗКП человека, нормировать значение ЭМ и энергии (экспериментально установлено, что значения ЭМ порядка 30-60 мкВт не изменяют термодинамического состояния кожного покрова).

6. Научно обоснованы новые структуры ИС и режимы их работы, обеспечивающие результат, инвариантный к электрическому сопротивлению сложных нелинейных объектов и повышенную сходимость получаемых данных (по сравнению с режимами заданного электрического тока и падения напряжения на 40% и более чем на порядок соответственно, для ЭМ воздействия 30-60 мкВт).

7. Обоснована целесообразность обработки результатов измерения с помощью специального программного обеспечения, применение которого позволяет значительно расширить объем получаемой информации о электрических параметрах биообъектов вычислением комбинированных параметров из исходных данных об электрическом падении напряжения и токе в разных режимах и их комбинациях.

8. Показано, что при нормированном воздействии на биообъект заданным значением ЭМ получаются более достоверные данные не только об электрическом сопротивлении, но и об остальных параметрах. Разработаны эффективные режимы работы ИС, позволяющие получить расширенный объем более достоверной информации о параметрах биообъектов, при минимуме измерительных операций.

9. Предлагаемые устройства и ИС изготовлены в виде экспериментальных образцов и испытаны в реальных условиях эксплуатации. Испытания показали преимущества предложенных устройств перед используемыми аналогами по эксплуатационным и метрологическим показателям. Технология обработки их сигналов реализована в специально разработанном и зарегистрированном программном обеспечении. Отдельные результаты использованы в учебном процессе в УГАТУ.

Таким образом, достигнута поставленная цель и решены задачи, связанные с созданием методологии ИС для оценки электрических параметров нелинейных тепловых объектов (биообъектов), имеющих метрологические показатели, отвечающие современным требованиям. Внедрение изложенных в работе научно обоснованных технических решений способно внести значительный вклад в развитие многих отраслей экономики.

Список публикаций по теме диссертации включает 39 наименований. Основное содержание диссертации отражено в следующих работах:

Монография: Демин А. Ю. Измерительные генераторы заданной электрической мощности: монография. – Уфа: УГАТУ, 2010. – 138 с.

Статьи в периодических изданиях, рекомендованных ВАК:

1. Анализ технических возможностей некоторых структур измерительных генераторов заданной электрической мощности [Текст] /В.Г. Гусев, В. С. Фетисов, А.Ю. Демин //Датчики и системы – 2002, № 10 – С. 16-20.
2. Элементы и узлы измерительных генераторов заданной электрической мощности [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина //Измерительная техника. – 2003, № 7 – С. 34-38.

3. *V.G. Gusev, A. Yu. Demin, T.V. Mirina* Компоненты измерительных генераторов заданной электрической мощности (опубликовано на англ. языке) [Текст] // *Measurement Techniques*, Vol. 46, № 7, 2003, pp. 683–688
4. Измерительные операции и цепи в многофункциональной медицинской диагностической системе [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин и др. // *Медицинская техника* – 2004, №1. – С. 16–19.
5. Практическое применение измерительных генераторов заданной электрической мощности [Текст] /А.Ю. Демин // *Датчики и системы*. – 2004, №7 – С. 38-40.
6. Совокупность измерительных операций при оценке электрических свойств биологических тканей [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин и др. // *Метрология* (приложение к НТЖ «Измерительная техника»). – 2004, № 12 – С. 27–38.
7. Измерительные генераторы малой заданной электрической мощности (для медико-биологических целей) [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин // *Вестник УГАТУ* – 2005, Т. 6, №1(12) – С. 88–94.
8. Электрические режимы для оценки состояния биофизических объектов [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина // *Датчики и системы* – 2007, №12–С. 19-21.
9. Электрические свойства кожного покрова человека [Текст] / В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина // *Вестник УГАТУ* – 2008, Т. 10, №1(26), – С. 180-190.
10. Методология проектирования сенсорных устройств [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина // *Вестник УГАТУ*. – 2009, Т. 12, №2(31), – С. 150-155.
11. Исследование электрических свойств кожного покрова человека [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин и др. // *Медицинская техника* – 2009, №3 – С. 20-25.
12. Подходы к построению электронных приборов и информационно-измерительных систем, предназначенных для диагностики состояния живых организмов по электрическим параметрам кожного покрова [Текст] /В.Г. Гусев, Т.В. Мирина, А.Ю. Демин, Т.Н. Мустафин // *Биомедицинская радиоэлектроника* – 2009, №8 – С. 47 – 53.
13. Получение информации о состоянии и параметрах сложных тепловых объектов [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина // *Датчики и системы* – 2009, №8. – С. 66–71.
14. Точки акупунктуры и их свойства, оцениваемые с помощью электроизмерительных приборов [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин // *Медицинская техника* – 2010 – №4, С. 37-43.
15. *Gusev V. G., Demin, A. Yu.* Точки акупунктуры и их свойства, оцениваемые с помощью электроизмерительных приборов (опубликовано на англ. языке) // *Biomed. Eng.*, Vol. 44, № 4, 2010, p. 154-157.

Статьи в других изданиях:

16. Gusev V. G., Demin, A. Yu., Mirina T. V. Измерительные операции и цепи в многофункциональной медицинской диагностической системе (опубликовано на англ. языке) /*Biomed. Eng., Vol. 38, № 1, 2004, p. 17–20.*

17. Gusev V. G., Demin, A. Yu. et al. Исследования электрических свойств кожного покрова человека (опубликовано на англ. языке) /*Biomed. Eng., Vol. 43, № 3, 2009, p. 124–127*

Авторские свидетельства:

18. Нигмаджанов Т.Б., Демин А.Ю. Свидетельство Роспатента № 12254 на ПМ. Устройство для измерения электрической проводимости и уровня жидкостей. Оpubл. 1999, Бюл. изобр. № 12.

19. Дудов О.А., Демин А.Ю., Фетисов В.С. Программа для многорежимных измерений электрических параметров точек акупунктуры и диагностики состояния организма (MMDS 3.2) /Св-во о рег. №2008610212. Зарег-но в Реестре программ для ЭВМ 09.01.2008.

Сборники трудов:

20. Измерительный преобразователь электрической проводимости и уровня жидких сред [Текст] /А.Ю. Демин //Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления: материалы XII НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2000 – С. 108-109.

21. Лабораторный анализатор параметров электропроводящих жидкостей для применения в урологии [Текст] / А.Ю. Демин, Т.Б. Нигмаджанов //Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления: материалы XIII НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2001 – С. 231.

22. Цифровые измерительные генераторы заданной электрической мощности [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина и др. //Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления: материалы XIV НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2002 – С. 32-33.

23. Измерительная многорежимная система для медицинской диагностики [Текст] / В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, О.А. Дудов //Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: материалы докладов V межд. НТК– Владимир, 2002. – С.39–41.

24. Информационно-измерительная система для проведения медицинских исследований [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина и др.// Датчики и преобразователи информации систем измерения контроля и управления: материалы XIV НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2002. – С. 234–235.

25. Создание установки для урофлоуграфии [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин // Молодежь для медицины XXI века: материалы научной конференции – Уфа: Журнал «Здравоохранение Башкортостана» Спецвыпуск №3, 2002 – С. 310-311.
26. Функциональные узлы измерительных генераторов заданной электрической мощности [Текст] /А.Ю. Демин //Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления: материалы XV НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2003. – С.22-23.
27. Информационная система нового типа, предназначенная для оценки психофизического состояния оператора [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, О.А. Дудов // МедКомТех-2003: материалы I Росс. науч. форума. – М. 2003. – С. 41–42.
28. Информационно-измерительная многорежимная система для получения информации о психофизическом состоянии оператора [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, О.А. Дудов //Датчики и преобразователи информации систем измерения, контроля и управления: материалы XV НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2003. – С. 257-258.
29. Цифровые измерительные генераторы заданной электрической мощности [Текст] /А.Ю. Демин //Датчики и преобразователи информации систем измерения контроля и управления: материалы XVI НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2004. – С.24-25.
30. Информационно-измерительная система для исследования электрических свойств биотканей и оперативной оценки психофизического состояния [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, О.А. Дудов // Датчики и преобразователи информации систем измерения контроля и управления: материалы XVI НТК с уч. заруб. специалистов. – М.: МГИЭМ, 2004. – С.224-225.
31. Новый подход и технические средства для оценки электрических свойств локальных зон организма [Текст] /В.Г. Гусев, А.Ю. Демин, Т.В. Мирина // Измерительные и информационные технологии в охране здоровья. МЕТРОМЕД: труды межд. НК – 2007. – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2007. – С.77-78
32. Особенности оценки состояния кожного покрова человека электрическими методами [Текст] /В.Г. Гусев, Т.В. Мирина, А.Ю. Демин, // ФРЭМЭ: доклады VIII межд. НТК. – Владимир, 2008. – С.212-214
33. Измерительные системы для определения электрических параметров теплозависимых объектов [Текст] /А.Ю. Демин // Электротехнические комплексы и системы: межвуз. науч. сборник. – Уфа. УГАТУ, 2009. –С. 97-102