

ՀԱՅԱՍՏԱՆԻ ՀԱՆՐԱՊԵՏՈՒԹՅԱՆ ԳԻՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ԱԶԳԱՅԻՆ  
ԱԿԱԴԵՄԻԱՅԻ

ՌԱԴԻՈՖԻԶԻԿԱՅԻ ԵՎ ԷԼԵԿՏՐՈՆԻԿԱՅԻ ԻՆՍՏԻՏՈՒՏ

Եզակյան Նարեկ Դավիթի

ՋԵՐՄԱԷԼԵԿՏՐԱԿԱՆ ԱԶԴԵՑՈՒԹՅԱՄԲ ՄԱՍՆԱԳԻՏԱԶԿԱԾ ԱԽՏՈՐՈՇԻՉ  
ՍԱՐՔԻ ՄՇԱԿՈՒՄԸ

Ե12.01 - «Ռադիոտեխնիկա, ռադիոհաճախականային սարքավորումներ,  
համակարգեր, տեխնոլոգիաներ» մասնագիտությամբ տեխնիկական  
գիտությունների թեկնածուի գիտական աստիճանի հայցման ատենախոսության

ՍԵՂՄԱԳԻՐ

Երևան 2020

---

НАЦИОНАЛЬНАЯ АКАДЕМИЯ НАУК РЕСПУБЛИКИ АРМЕНИИ

ИНСТИТУТ РАДИОФИЗИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ

Езакян Нарек Давидович

РАЗРАБОТКА СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА С  
ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ВОЗДЕЙСТВИЕМ

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук по  
специальности 05.12.01– “Радиотехника, радиочастотные устройства, системы,  
технологии”

Ереван 2020

Ատենախոսության թեման հաստատվել է Հայաստանի ազգային պոլիտեխնիկական համալսարանում (ՀԱՊՀ)

Գիտական ղեկավար՝

Ֆիզ-մաթ.գ.դ. Ա.Գ. Ղուլյան

Պաշտոնական ընդդիմախոսներ՝

տ.գ.դ. Ն.Ռ. Խաչատրյան

տ.գ.թ. Ա. Կ. Ահարոնյան

Առաջատար կազմակերպություն՝

Երևանի կապի միջոցների

գիտահետազոտական ինստիտուտ

Ատենախոսության պաշտպանությունը տեղի կունենա 2020թ. հունիսի 30-ին ժամը 14.00-ին Հայաստանի ազգային պոլիտեխնիկական համալսարանում գործող ՀՀ ԲՈՀ-ի «Ռադիոտեխնիկայի և էլեկտրոնիկայի» 046 մասնագիտական խորհրդի նիստում: Հասցեն՝ 0009, Երևան, Տերյան փ. 105, 17 մասնաշենք):

Ատենախոսությանը կարելի է ծանոթանալ ՀԱՊՀ-ի գրադարանում:

Սեղմագիրն առաքված է 2020թ. մայիսի 15-ին:

046 Մասնագիտական խորհրդի  
գիտական քարտուղար, տ.գ.թ.



Մ.Յ. Այվազյան

---

Тема диссертации утверждена в Национальном политехническом университете Армении (НПУА)

Научный руководитель:

д.физ-мат.н. А.Г. Гулян

Официальные оппоненты:

д.т.н. Н.Р. Хачатрян

к.т.н. А.К. Агаронян

Ведущая организация:

Ереванский научно – исследовательский институт  
средств связи

Защита диссертации состоится 30 июня 2020г. в 14.00 часов на заседании Специализированного совета 046 - “Радиотехника и электроника”, действующего при Национальном политехническом университете Армении (адрес: 0009, г. Ереван, ул. Теряна 105, корпус 17).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке НПУА.

Автореферат разослан 15-го мая 2020г

Ученый секретарь

Специализированного совета 046, к.т.н.



Մ.Շ. Այվազյան

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** Исследования и создание новых устройств играют важную роль в разработке радиотехнических устройств, которые используются в медицине.

На современном этапе медицинское диагностирование медицинских исследованиях предполагают разработку более совершенных методов для оценки состояния организма человека. Свободно распространяемая температура в биоткани является важным информатором о внутреннем патологическом состоянии. Исследование внутренней температуры важно как для понимания текущих физиологических процессов в организме, так и облегчает раннюю диагностику заболеваний.

В настоящее время устройства для биоимпеданс-спектроскопии и цифровые методы их анализа широко применяются для оценки влияния многочисленных факторов на организм. Становятся возможными статические исследования со сохранением данных пациентов и оценка эффективности лечения.

**Цель исследования.** Исследование и сохранение данных комбинированных влияний температуры и различных типов электрических токов на биоткань для диагностики и лечения заболеваний.

Для выполнения этой цели были определены и решены следующие задачи:

1. Создание воздействующей-измеряющей пары головок.
2. Усиление и аналоговая обработка электрических сигналов полученных с головок.
3. Обработка данных при помощи двух новых программ основанных на LabView.
4. Сохранение данных и первичное наблюдение осуществляется первой программой.
5. Сравнительный спектральный анализ проводится с помощью другой программы.
6. Исследования местных влияний на ткань.
7. Обработка информации об изменениях физиологических свойств отдельных или комбинированных тепловых и электрических воздействий на заданную часть ткани.
8. Выбор воздействующих параметров основанных на получаемой информации при использовании электротерапии и термотерапии.

### **Научная новизна.**

- 1) Комбинирование электротерапии и термотерапии в одной влияющей-измеряющей головке.

- 2) Свободный выбор влияющих типов напряжения и температуры в допустимом диапазоне.
- 3) С помощью одной из разрабатываемых программ осуществляется сохранение информации о реагировании биоткани организма.
- 4) С помощью другой разрабатываемой программы осуществляется исследование регистрирующих данных.

#### **Практическая значимость и внедрение результатов работы.**

1. Разработанное устройство может быть использовано для диагностических и исследовательских целей в клинике для оценки и мониторинга состояния организма.
2. Небольшие размеры устройства, простая конструкция позволяют применить его при контроле состояния здоровья организма в условиях загрязнения окружающей среды.
3. Разработанное устройство может найти широкое применение для лабораторных экспериментов в научно-исследовательских целях, для оценки воздействий различных факторов на организм.
4. Компьютерные программы, работающие с устройством, позволяют следить за эффективностью курса лечения пациента, а при диагностике врач может визуально оценить физиологическое состояние пациента.
5. Результаты диссертации внедрены в процессе модернизации и изготовления оборудования в «МикроМ» ООС.

#### **На защиту выносятся следующие положения:**

1. Воздействующее - измеряющее пара головок для электротерапии и термотерапии.
2. Работающая концепция диагностического устройства.
3. Система с обратной связью для непрерывного мониторинга состояния здоровья при исследованиях локальных точек организма.
4. Представление экспериментальные данные выполнены биоимпедансной спектроскопии.

**Апробация работы.** Основные результаты диссертации обсуждались в лабораториях „Прикладная радиофизика” и «Цифровая обработка сигналов» в Институте Радиофизики и Электроники НАН РА, сделаны доклады в „Национальном Политехническом Университете Армении” в 2015 году [0] и в научной школе „Innovation Management Third International Youth Scientific School” в 2017 году и были представлены в международной конференции „[ИРФЭ-2018](#)” [2].

**Публикации.** Основные положения диссертации опубликованы в семи научных статьях, список которых представлен в конце автореферата.

**Структура и объём диссертации.** Диссертация состоит из введения, четырех глав, основных выводов и списка литературы (130 наименований). Диссертация также состоит из приложения, 36 рисунков и 10 таблиц. Объём диссертации в общем 111 страниц и написана на армянском языке.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** представлена структура работы, описана актуальность темы, сформулирована цель и задачи исследования, представлена научная новизна, практическая ценность и основные положения выносимые на защиту.

**В первой главе** приведены структура кожи и ее физическое и теплоэлектрические характеристики. Представлена математическая модель кожи.

Кожа воспринимает и производит многие чувственные стимулы, например осязание, боль, изменение температуры. Эти процессы регулируются нервной и кровеносной системой и зависят от тепловых характеристик.

Средняя теплопроводимость человеческого тела равна  $0,48 \frac{Вт}{м \cdot К}$  и близка теплопроводимости воды. Кожа и жир человека имеют очень малую теплопроводимость, чем другие основные органы и ткани.

Электрические свойства ткани непосредственно зависят от поглощения энергии. Тепловые свойства и поток крови в тканях вызывают теплопередачу.

Математические модели используются для повышения и улучшения эффективности клинических и других исследований. Эти модели обычно основаны на решениях соответствующих уравнений теплопередачи. Для исследований тепловых и электрических свойств ткани требуется эквивалентное исследование тепловой зависимости.

В диссертации приведен список литературы изученных исследований. Есть данные про изменение свойства тканей для мышц, печени, почек и белка в зависимости от температуры и степени истощения тканей.

Температура в тканях зависит также от потока крови. Отзыв на гипертермию последнего значительно зависит от типа опухоли. Увеличение потока крови в гипертермических температурах ограничивается по сравнению с нормальной тканью и может повредить сосуды, изменив внутриопухольный поток крови.

Электрический ток в тканях создается с помощью ионов, существующих в жидких потоках человеческого организма. Сопротивление кожи на несколько порядков превышает сопротивлениям других тканей. В первую очередь ток проходит через кожу, подкожу и более глубокие параллельные пути, которые имеют низкое сопротивление. То есть ветвление тока в человеческом организме имеет

сложный вид и может даже включать диапазоны, которые очень далеко от размещения электродов.

Для оценки свойств кожи и для анализа электрического поведения электрода в разных частотах используются эквивалентные электрические схемы. Контактную поверхность кожа-электрод можно представить эквивалентными электрическими схемами. Некоторые схемы приведены на Рис. 1.

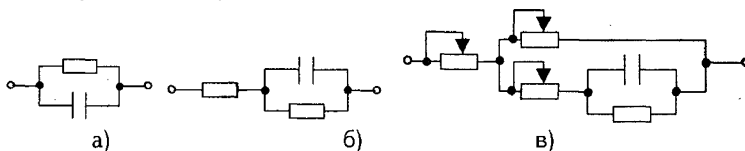


Рис. 1. Эквивалентные электрические типовые схемы для биологических объектов

- а) В низкочастотном диапазоне, б) при осмотре кожного слоя и подкожных клеток, в) при осмотре глубоких слоев кожи и внутренних органов

**Во второй главе** приведены основные предъявляемые требования к электродным системам, источники ошибок измерений, также дано краткое описание типов существующих головок и структуры разработанной воздействующей-измеряющей пары головок, её основные электрические параметры.

Электроды являются связывающим звеном между измерительным прибором и тканью. Биопотенциальный электрод состоит из двух слоев — куска металла и аниона того же ионного металла, который покрывает металл. С точки зрения подготовки поверхности электрода, необходимо уменьшить переходное сопротивление "электрод-кожа".

Разработанная нами воздействующая-измеряющая головка (ВИГ) представляет собой металлический серебряный электрод, который расположен в центре цилиндрического нагревателя и изолирован от него. (Рис. 2). С помощью электродов осуществляется воздействие электрических сигналов и измерение биопотенциалов. Нагреватель обеспечивает равномерную температуру вокруг электрода и кожи [2, 3].

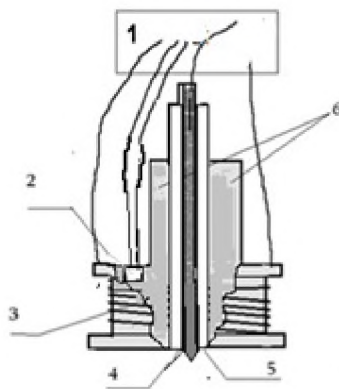


Рис. 2. Внутренняя структура ВИГ

ВИГ состоит из следующих узлов:

1. Провода, которые обеспечивают связь между головкой и устройством.
2. Полупроводниковый термодатчик.
3. Нагреватель (нихромовая проволока).
4. Серебристый электрод (игла диаметром 1 мм).
5. Изолятор между 4 и 6.
6. Нагреваемый корпус (посеребренная бронза).

Информационные сигналы передаются от головки к устройству и обратно с помощью провода 1. Термодатчик 2 прикреплён внутри нагревательного корпуса 6 и следит за температурой кожи. Напряжение передаётся к игле 4 через мост Уитстона. Корпус 6 обеспечивает равномерное распределение тепла вокруг электрода 4.

Цифровой фильтр используется для фильтрации сетевых помех, т.е. подавляет помехи частотой 50 Гц. ВИГ нагревается до 50°C.

В третьей главе приведены:

- мною сделанные предварительные исследования.
- источники шума, возникающие в аналогичных устройствах.
- показаны методы количественной оценки параметров шума.
- типовые схемы для проектирования диагностических приборов.
- структурную схему разработанного устройства.
- принципы работы программ, относящихся к устройству, которые используют программную среду LabVIEW.

В основе исследования лежат также заранее сделанные работы в институте ИРФЭ НАН РА, а полученные результаты являются базой для этой работы [4-6]. Среди них можно выделить следующие исследования:

- оценка предоперационного состояния и решение необходимости хирургического вмешательства с помощью исследования дыхательных параметров. Отметим, что измерители дыхательных параметров широко используются в спортивной медицине и в научных исследованиях [4].
- Устройство, имитирующее все основные функции дыхательного процесса человека. В устройстве осуществляется отдельная регулировка частоты имитации дыхания и длительности процесса вдоха или выдоха. Все параметры имитатора выдаются к выходу прибора для калибровки спирометров в виде напряжения постоянного тока, в том числе температура воздуха, частота дыхательного процесса, мгновенные значения скоростей воздушного потока при вдохе и газовых смесей при выдохе. Приведены функциональные схемы устройства и основные параметры [5-6].

Отметим, что результаты этих работ привели нас к выводу, что нужно измерить не только дыхательные параметры, но и сделать комбинированную диагностику, следовать откликам организма пациента с использованием цифровых устройств, что практически отсутствовало в предыдущих работах. Биопотенциальные сигналы – основное средство для оценки состояния организма, следовательно, требуется учитывать несколько факторов влияния:

- Нежелательные сигналы, возникающие во время измерений. Нерегулярные колебания напряжения, в основном рассматривающиеся как шум, имеющие гауссово-случайное распределение.
- Тепловой шум, существующий в контактной части электрода.
- Собственные шумы усилителя.
- Временное изменение в двухслойной электрической поляризации, которое вызывается движением металл-электрода через гель. После передвижения металла начинается процесс стабилизации до равновесия.
- Мышечные клетки активны с электрической или неврологической точки зрения. Они создают колебания потенциала, и это нежелательный сигнал в биопотенциале.

Основной источник сигналов для биопотенциальных усилителей сигналов (БУС) является живой организм (биологические объекты). Основные особенности БУС являются:

- Нестабильность и большое сопротивление в биоэлектрическом генераторе ( $10^3$ - $10^6$  Ом).
- На входе БУС необходимо исключить, уменьшить наличие другого напряжения.
- Подавление паразитного синфазного сигнала, которое может превышать в несколько раз полезный дифференциальный сигнал.



БУС обычно используется для усиления сигнала низкого уровня, кстати, синфазный шум во много раз может быть больше, чем полезный сигнал. Синфазный шум это напряжение, которое одновременно создаётся из двух или более коммуникационных линий. Инструментальный усилитель (ИУ) используется для БУС, преимущество которого наличие симметричных параметров на входах – высокое входное сопротивление (равны друг другу) и усиление (Рис. 3.).

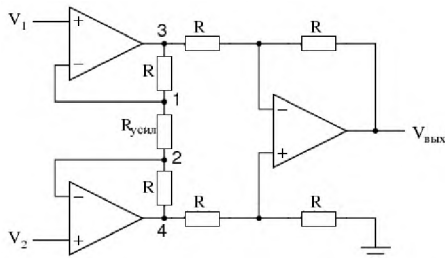


Рис. 3. Инструментальный усилитель

Разработанное нами устройство состоит из трёх частей (Рис. 4):

1. Аналоговая часть для получения данных.
2. Программа для отображения и сохранения цифровых данных (ПОСЦД) (для медицинского персонала).
3. Программа для обработки сохраненных данных (ПОСД) (для медицинских и научных исследований).

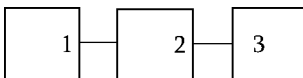


Рис. 4. Части разработанного устройства

Часть 1, где используется ИУ, обеспечивает связь между исследуемым пациентом и компьютером. Тип влияния напряжения выбирается в части 2. Амплитуда и тепловые режимы ВИГ контролируются через узел 1. Медицинский персонал следит за отображением данных, а также вносит изменения в уровень сигнала или усиление (или обеими), во время насыщения или потери сигнала. Программа 3 предусмотрена для более глубокого изучения сохранённых данных, а также для достижения соответствующего медицинского заключения на основе результатов. ПОСЦД и ПОСД разработанное на языке LabView программы, а данные сохраняются .tdms расширением.

Аналоговая часть для получения данных в свою очередь имеет следующую функциональную схему (Рис. 5).

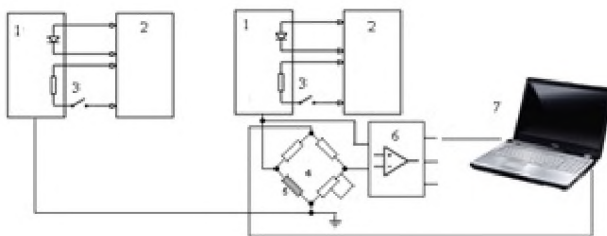


Рис. 5. Функциональная схема узла

Последний состоит из следующих частей:

1. Пара ВИГ-ов.
2. Пара терморегуляторов.
3. Пара переключателей для нагревателей ВИГ.
4. Мост Уитстона.
5. Исследуемая ткань.
6. БУС.
7. Компьютер.

Аналоговая часть работает следующим образом. Заранее можно определить тепловые режимы ВИГ с помощью переключателей 3 (включение или выключение). На мост 4 подаётся напряжение от компьютера 7. На один из входов усилителя 6 подаётся напряжение, сформированное на сопротивлении моста 4, которое эквивалентно сопротивлению кожи, а на другой вход – напряжение биопотенциала. БУС 6 состоит из ИУ и узла, который разделяет постоянное составляющее биопотенциального сигнала, переменное и среднее величины, а на выходе 6 присутствуют все эти три величины. Одна из них сохраняется в компьютере 7 для цифрового отображения и обработки сигнала [7].

Возбуждение сигнала и сохранение одного из выходных данных осуществляется с помощью звуковой карты компьютера. ПОСЦД состоит из следующих узлов:

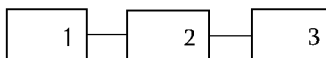


Рис. 6. Структура ПОСЦД

1. Ввод данных исследователя, 2. Выборы типа сигнала и частоты, 3. Отображение входных и выходных данных

Медицинский персонал вводит в ПОСЦД данные исследуемого пациента, затем выбирает тип и частота влияющего сигнала, следит за реакцией активной точки на данное напряжение.

Регистрируются данные пациента-имя, фамилия, номер текущего посещения, год рождения и т.д. Сигналы могут быть синусоидальными, треугольными, прямоугольными и пилообразными, а частота их повторения — от 20 Гц до 2 кГц. Можно также оставить заметки о состоянии теплового режима датчиков. Исследование и сохранение данных начинается при нажатии кнопки Start. Сохранение также можно увидеть по миганию кнопки Rec. Типы влияющих и биопотенциальных напряжений отображаются графически. Информация о явлениях, наблюдаемых во время исследования, остается в окне комментариев. Остановка программы и сохранение всех комментариев выполняется при нажатии кнопки Save comments, которые сохраняются в формате .txt. Более подробное исследование хранимых данных производится в ПОСД (Рис. 7.).

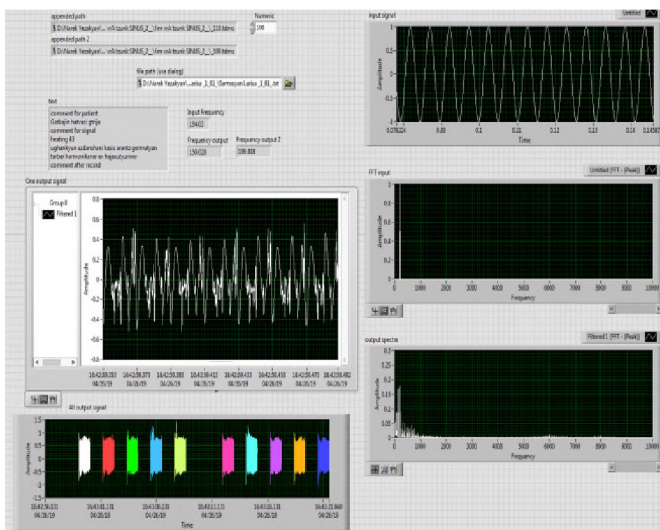


Рис. 7. Первый этап ПОСД

В первом этапе ПОСД загружаются десять файлов .tdms, отображаются входное напряжение и все выходные сигналы, а также отдельно отображается один выходной сигнал. В этой программе также выбирается файл сохраненных комментариев. Затем отображаются цифры, которые показывают доминирующие гармоники входных и выходных напряжений. В данном примере входная частота 194 Гц, а выходная доминирующая частота составляет 150 Гц.

Во втором этапе выходной спектр среднего значения всех загруженных файлов сравниваются со спектром, в котором один из параметров внешних условий может меняться. Сравнение производится программой MS Excel (Рис. 8).

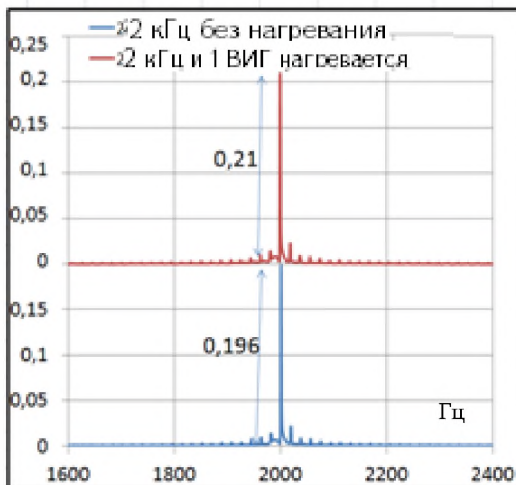


Рис. 8. Пример из исследования на втором этапе

В четвёртой главе представлены результаты биоимпедансной спектроскопии (БИС) для здоровых и больных людей под воздействием различных сигналов.

Спектроскопия широко распространённый метод, который используется в различных областях в исследовательских целях. Особенно она используется, когда существует неопределённое распределение материала, сигнала и т. д., и необходимо оценить частотный спектр сформированного сигнала.

Обычно во время измерения БИС, наиболее часто используется качание частоты (КЧ), и в этом случае импеданс измеряется при качании частоты вокруг одной частотной точки.

Основным преимуществом КЧ является высокое отношение сигнал / шум при длительном осмотре, который обычно длится от одной до нескольких десятков секунд в одном полном осмотре. Но исследование физиологического состояния биологического объекта занимает много времени, что вызвано изменением потока крови, пульсацией сердечного ритма и другими изменениями.

В случае биоимпедансного измерения независимо от времени, основным недостатком КЧ является его цикл качания, который может быть во много раз длиннее, чем временные колебания биоимпеданса. Таким образом, данные БИС, основанные на технологии измерения КЧ, не могут точно представлять мгновенный спектр стабильности, и исследовательская информация может быть потеряна.

Техника одновременного многочастотного измерения (ОМИ) для исследования биоимпеданса становится более известной в последние годы, где используется широкополосная частота и анализ спектра проводится с использованием быстрого

преобразования Фурье (БПФ). Благодаря одновременному генерированию множества частот общее время приема БИС значительно сокращается.

Стимулирование широкополосного спектра важно для ОМИ БИС. Как бинарный сигнал, последний легко реализуется и имеет плотный (последовательный) амплитудный спектр с резкими пиками. Однако в БИС, как правило, требуются только дискретные частоты, которые позволяют моделировать данные биоимпеданса, и устройства БИС обычно имеют несколько десятков дискретных частот в широком частотном диапазоне. Поэтому широкополосное столкновение с разряженным спектральным компонентом идеально подходит для измерения ОМИ.

Основные методы оценки частотных искажений сигналов основаны на преобразовании Фурье, которое является естественным и понятным способом анализа спектральных составляющих сигнала:

$$\tilde{S}(\omega) = \int S(t)e^{-i\omega t} dt$$

Несмотря на простоту и удобство, исходное преобразование Фурье не применимо к обработке сигналов в реальном времени.

Метод оконных функций используется в биосигнале: первичный сигнал разделяется и развивается по частям с помощью преобразования Фурье.

Развитие сигналов в реальных системах проводится с помощью базиса, который, в отличие от неограниченного синусоидального базиса, локализовано. БПФ позволяет следить и анализировать данные, сделать соответствующие выводы.

Нами обследован здоровый мужчина среднего возраста. Влияющие напряжения были синусоидальными амплитудой 1 В с разными частотами. Нормализованные составляющие спектра, уровень которых ниже значения 0,0015, принимаются за шум. ВИГ-и были поставлены возле локтя пациента [7]. Показаны только сигналы тех спектральных диапазонов, где были обнаружены значительные составляющие компонентов. В каждом рисунке (Рис. 9-11) представлено входное соответствующее напряжение.

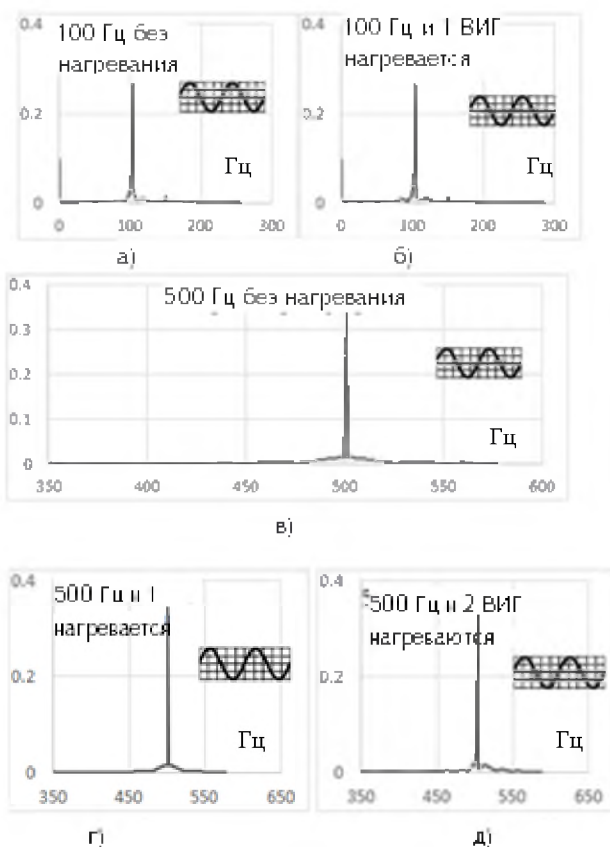


Рис. 9. Результаты исследование возле локтя

- а) 100 Гц без нагревания ВИГ, б) 100 Гц с нагреванием 40°C 1 ВИГ, в) 500 Гц без нагревания ВИГ-ов, г) 500 Гц с нагреванием 40°C 1 ВИГ, д) 500 Гц с нагреванием 40°C 2 ВИГ-и

Вблизи основной гармоники происходит расширение  $\pm 50$  Гц при частоте синусоидального напряжения 100 Гц (Рис. 9. а), а при нагреве 1 ВИГ значительных изменений не наблюдается (Рис. 9. б). Кроме того, существует 5-я гармоника частоты сети (250 Гц). Не наблюдается значительное изменение спектра при синусоидальном напряжении 500 Гц без нагрева ВИГ и когда нагревается только 1 ВИГ (Рис. 9. в, г), а при нагреве двух ВИГ-ов наблюдается изменение спектральной формы (Рис. 9. д).

*Вывод.* В локте, мы имеем один и тот же входной спектр, когда ВИГ-и не нагреваются или нагревается только 1 ВИГ. Когда нагреваются две ВИГ-и, происходит значительное изменение в спектре.

Нами была обследована 60-летняя женщина и ей была поставлена диагноз артрит тазобедренного сустава. Больная жаловалась на боли в суставах, обезболивающие средства не помогли. Влияющим напряжением был треугольник с амплитудой 0,75 В и 256 Гц частотой. Только 1 ВИГ нагревался с 43 °С. Спектральные компоненты менее 0,001 считались шумом.

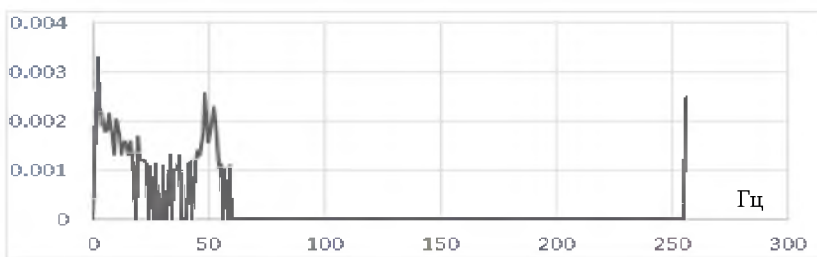


Рис. 10. Данные обследований артрита

В этом случае основная гармоника треугольного сигнала с артритом на суставе, и она всего 2-3 раза больше шума, а уровень шума экспоненциально уменьшается от частоты 0 до 40 Гц соответственно.

*Вывод.* Подаётся довольно интенсивный сигнал, который затухает за счёт высокого сопротивления в тканях. Оставшийся сигнал пропорционален уровню шума.

Была обследована 50-летняя женщина и ей был поставлен диагноз грыжа в позвоночнике. Влияющими напряжениями были разные типы сигналов амплитудой 0,75 В. ВИГ-и были помещены в больную области пациентки. Спектральные компоненты менее 0,003 принимались за шум. ВИГ-и при нагревании были нагреты до 43 °С.

При воздействии треугольным сигналом (Рис. 11. а, б) в спектре появляются основная и ее нечетные гармоники. В двух случаев присутствуют гармоники сетевого напряжения. При воздействии прямоугольным сигналом, в диапазоне измерения наблюдаются нечетные составляющие основной гармоники (Рис. 11. в). В отличие от предыдущих случаев, при воздействии синусоидальным сигналом присутствует только главная гармоника (Рис. 11. г). Когда происходит нагрев 1 ВИГ и подается треугольный сигнал, происходит увеличение общей интенсивности спектра, и в спектре появляются неожиданная частота и ее гармоники.

*Вывод.* При нагревании, нелинейные искажения появляются в ткани, которые приводят к изменению спектра, и даже слабо выраженные гармоники влияют на спектр из-за низкой проводимости в ткани.

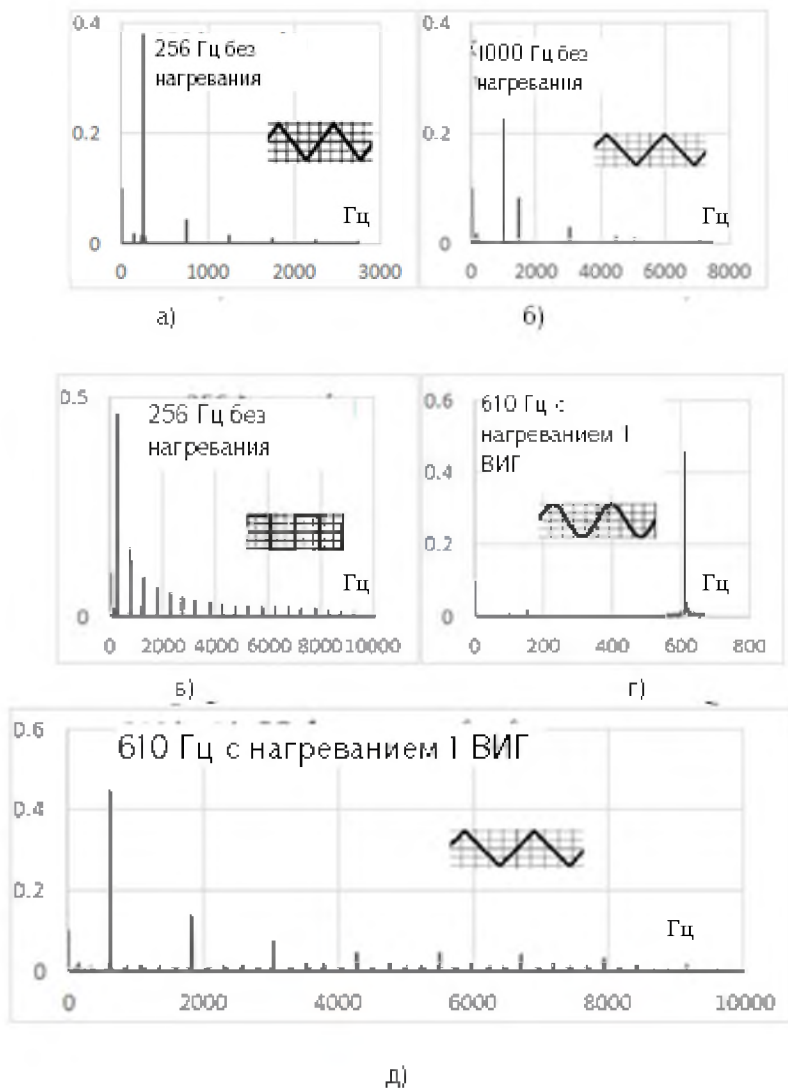


Рис. 11. Данные исследования грыжа в спине

а) Треугольный сигнал с 256 Гц-ом и без нагревания, б) Треугольный сигнал с 1000 Гц-ом и без нагревания, в) Прямоугольный сигнал с 256 Гц-ом и нагреванием 1 ВИГ, г) Синусоидальный сигнал с 610 Гц-ом и нагреванием 1 ВИГ, д) Треугольный сигнал с 610 Гц-ом и нагреванием 1 ВИГ.



## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

1. Изучены медицинские применения электродов, их классификация и методы проектирования.
2. Разработана воздействующая-измеряющая головка, которая является как возбуждающим, так и регистрирующим электродом с возможностью нагревания.
3. Разработано биологическое устройство для диагностики и показана работа основных узлов.
4. На графическом языке LabView были разработаны две отдельные компьютерные программы для обслуживающего персонала и диагностического врача.
5. Изучены общие основы биоимпедансной спектроскопии. Математическая модель преобразования Фурье используется для спектрального анализа сигналов.
6. Представлены спектры сигналов, полученных в исследовании, и сделаны соответствующие анализы и выводы.

**Основные результаты диссертационной работы опубликованы в следующих научных статьях:**

1. **Ն. Դ. Եզակյան**. Ճշգրիտ պարամետրերով և քնուկազրերով «տարասեղով» սարք, ՀԱՊՀ Լրաբեր, 2016թ., №1, էջ 374-378:
2. S. G. Martirosyan, A.G. Ghulyan, **N. D. Yezakyan**, N.S. Mkrtchyan, T.H. Lazaryan. A Device for measuring body bioimpedance with combined various physical affects, Armenian Journal of Physics, 2018, vol. 11; issue 4, pp.227-230.
3. Մարտիրոսյան, Ա.Գ. Ղուլյան, **Ն.Դ. Եզակյան**, Ն.Ս. Մկրտչյան. Համակցված ֆիզիկական ազդեցություններով ախտորոշիչ բժշկական սարք, ՀՀ ԳԱԱ և ՀԱՊՀ Տեղեկագիր, 2019, №72/1, էջ 86-92:
4. Ռ.Հ. Սիմոնյան, **Ն. Դ. Եզակյան**, Ա.Գ. Ղուլյան. Արտաքին շնչառության պարամետրերի չափիչ սարք, ՀՀ ԳԱԱ և ՀԱՊՀ Տեղեկագիր, №47/4, 2014թ., էջ 403-408:
5. Ռ.Հ. Սիմոնյան, **Ն. Դ. Եզակյան**, Ա.Գ. Ղուլյան. Սպիրոմետրեր տրամաչափող սարք, ՀՀ ԳԱԱ և ՀԱՊՀ Տեղեկագիր, №46/3, 2013թ., էջ 229-232:
6. **Н.Д. Езакян**, Р.Г. Симонян, А.Г. Гулян. Имитатор дыхательных параметров, Вестник НПУА. “Информационные технологии, электроника, радиотехника”. 2015, №2. С.71-75.

7. **Ն. Դ. Եզակյան.** Կենսադիմադրության սպեկտրազննումը ջերմային և էլեկտրական ազդեցությունների ժամանակ մշակված ախտորոշիչ սարքի միջոցով, ՀՀ ԳԱԱ և ՀԱՊՀ Տեղեկագիր, 2019թ., №72/3, էջ382-391:

## **ՋԵՐՄԱԷԼԵԿՏՐԱԿԱՆ ԱԶԴԵՑՈՒԹՅԱՄԲ ՄԱՍՆԱԳԻՏԱՑՎԱԾ ԱԽՏՈՐՈՇԻՉ ՍԱՐՔԻ ՄՇԱԿՈՒՄԸ**

**Թեմայի արդիականությունը:** Բժշկության մեջ կիրառվող ռադիոտեխնիկական սարքավորումների մշակման ժամանակ կարևոր դեր են խաղում հետազոտումը և նոր սարքերի ստեղծումը, որոնք առանձնանում են բարձր հուսալիությամբ, էներգախնայողությամբ և փոքր չափսերով:

Ներկայիս ախտորոշման արդյունքներն ենթադրում են մարդու օրգանիզմի վիճակը գնահատելու համար ավելի կատարելագործված եղանակների մշակում: Կենսահյուսվածքով (ԿՀ) տարածվող ջերմաստիճանը կարևոր տեղեկատու է ներքին պաթոլոգիական վիճակի մասին: Ներքին ջերմաստիճանի հետազոտումը կարևոր է հասկանալու համար ոչ միայն օրգանիզմում ընթացող ֆիզիոլոգիական պրոցեսները, այլև այդ տեղեկատվությունը հեշտացնում է վաղ ախտորոշումը:

Ներկայումս լայն կիրառություն են գտել կենսադիմադրության սպեկտրազննման հետազոտող սարքերը և նրանց վերլուծման թվային եղանակները, որոնք օգտագործվում են օրգանիզմի վրա ցանկացած տեսակի գործոնների ազդեցությունները գնահատելու համար: Ախտորոշման նպատակով հնարավոր են դառնում կատարել բազմամյա հետազոտություններ և պահպանել հետազոտվողի տվյալները՝ գնահատելով բուժման արդյունավետությունը:

**Հետազոտության նպատակը:** Հիվանդության ախտորոշման և բուժման նպատակներով ԿՀ-ին տարբեր տիպի էլեկտրական հոսանքի և ջերմության համակցված ազդեցությունների հետազոտում և պահպանում:

Այն իրականացնելու համար առաջադրվել և լուծվել են հետևյալ խնդիրները.

1. Ներազդող-չափող զույգ գլխիկների ստեղծում:
2. Գլխիկներից ստացված էլեկտրական ազդանշանի ուժեղացում և անալոզային մշակում:
3. LabView գրաֆիկական ծրագրավորման լեզվի հիման վրա երկու հատուկ ծրագրերի մշակում:
4. Ծրագրերից մեկով տվյալների պահպանում և առաջնային դիտարկում:
5. Մյուս ծրագրով այդ տվյալների համեմատական սպեկտրալ վերլուծություն:
6. Մաշկի վրա տեղային ազդեցությունների ուսումնասիրում:
7. Ջերմության ազդեցությամբ մաշկի տվյալ տեղամասի ֆիզիոլոգիական հատկությունների փոփոխման մասին ստացված տեղեկատվության մշակում՝ էլեկտրական ազդանշանների ուսումնասիրման միջոցով:

8. Ստացված տեղեկատվության հիման վրա էլեկտրաթերապիայի և ջերմաթերապիայի կիրառման ժամանակ պարամետրերի ընտրություն:

**Աշխատանքի գիտական նորույթ:**

- 1) էլեկտրաթերապիայի և ջերմաթերապիայի համակցում մեկ գլխիկում:
- 2) Թույլատրելի սահմաններում ազդող լարման տեսակների և ազդող ջերմաստիճանի ազատ ընտրություններ:
- 3) Հետադարձ կապի օգնությամբ ԿՀ-ի արձագանքի գրանցման հնարավորություն և գիտահետազոտական ուսումնասիրություն:

**Աշխատանքի գործնական նշանակությունը:**

1. Մշակված սարքը կարող է օգտագործվել կլինիկայում ախտորոշման ու հետազոտական նպատակներով՝ ԿՀ-ի վիճակի գնահատման և հետևման համար:
2. Սարքի փոքր չափսերը, պարզ կառուցվածքը հնարավորություն են տալիս այն կիրառելի դարձնել շրջակա միջավայրի էկոլոգիական աղտոտվածության պայմաններում օրգանիզմի առողջական վիճակի հսկման համար:
3. Մշակված սարքը կարող է լայն կիրառություն գտնել գիտահետազոտական նպատակով իրականացվող լաբորատոր փորձերում օրգանիզմի վրա զանազան գործոնների կենսաբանական ազդեցությունների գնահատման և ջերմային ազդեցության ուսումնասիրման նպատակներով:
4. Սարքի հետ աշխատող համակարգչային ծրագրերը թույլ են տալիս հետևել հիվանդի բուժման կուրսի արդյունավետությանը, իսկ ախտորոշման դեպքում բժիշկը կարող է ակնառու գնահատել հիվանդի ֆիզիոլոգիական վիճակը:
5. Ատենախոսության արդյունքները ներդրվել են «Միկրոմ» ՍՊԸ-ում մշակվող և արտադրվող սարքավորումների արդիականացման գործընթացում:

**Պաշտպանության են դրվում:**

1. էլեկտրաթերապիայի և ջերմաթերապիայի համար նախատեսված ներազդող-չափող զույգ գլխիկները:
2. Ախտորոշիչ սարքի աշխատանքի սկզբունքը:
3. Անընդհատ հսկման և տեղային կետերի առողջական վիճակի հետադարձ հետազոտման համակարգը:
4. Կենսադիմադրության սպեկտրազննմամբ իրականացված փորձնական տվյալների ներկայացումը:

**Աշխատանքի փորձարկումը:** Ատենախոսության հիմնական դրույթները քննարկվել են Ռադիոֆիզիկայի և էլեկտրոնիկայի ինստիտուտի (ՌՖԷԻ) Կիրառական Ռադիոֆիզիկայի և Ազդանշանների Թվային Մշակման լաբորատորիաներում, զեկուցվել են «Հայաստանի Ազգային Պոլիտեխնիկական

Համալսարանում»՝ 2015թ.-ին [0] և «[Innovation Management Third International Youth Scientific School](#)» գիտական դպրոցում (Ծաղկաձոր, Հայաստան, Հոկտեմբերի 23-26, 2017թ.) ու ներկայացվել է ՌՖԷԻ-ի 2018 թ.-ի «[ԻՌՖԷ-2018](#)» միջազգային գիտաժողովում [2]:

**Հրատարակված աշխատանքները:** Ատենախոսության հիմնական դրույթները հրատարակվել են 7 գիտական աշխատություններում, որոնք բերված են սերմագրում:

**Աշխատանքի կառուցվածքը և ծավալը:** Ատենախոսությունը բաղկացած է ներածությունից, 4 գլուխներից, ամփոփիչ եզրակացությունից, 130 հղում պարունակող գրականության ցանկից, հավելվածներից, 36 նկարներից և 8 աղյուսակներից՝ ներառված 111 էջերում:

## **DEVELOPMENT OF A SPECIALIZED DIAGNOSTIC DEVICE WITH THERMOELECTRIC INFLUENCE**

The modernism of the work. The research and creation of new devices are playing important roles in the development of radio technical devices that are used in medicine.

The results of the present medicine are suggesting the development of more improved methods to assess the state of the human body. Freely distributed temperature in biotissue is an important informer about the internal pathological condition. The research of internal temperature is important not only for understanding ongoing physiological processes in the organism but also it makes easy the early diagnosis.

Presently the researching devices for bioimpedance spectroscopy and their digital analysis are widely applicable which are used to qualify influences of numerous factors on the organism. The longlasting investigations, saving patients data and qualifying the effectiveness of treatment for diagnosis purposes are becoming possible.

Purpose of research. The research and data saving combined influence of different types of electrical currents and heating in biotissue. The following issues have been identified and resolved for this purpose:

1. Creating an influencing-measuring pair of heads.
2. Amplification and analog processing of electrical signals received by the heads.
3. Data processing with the help of 2 new programs that are based on LabVIEW.
4. Data saving and initial observation is done one of the programs.
5. Comparative spectral analysis is using another program.
6. Studies of local effects on tissue.

7. Processing of information on changes in the physiological properties of individual or combined thermal and electrical effects on a given tissue part.
8. Choice of affecting parameters from the received information to use in thermotherapy and electrotherapy.

The scientific novelty.

1. The combination of electrotherapy and thermotherapy in one influencing-measuring head.
2. Free selections of influencing types of voltage and influencing temperature can be set in the permissible range.
3. The possibility to save the data from the organism by the developed one program.
4. Examination of data recorded by another developed program.

The main results and conclusions.

1. The medical use of electrodes, their classification and design methods were studied.
2. An acting measuring head has been developed, which is both an exciting and a recording electrode with the possibility of heating.
3. A biological device for diagnostics is developed, and the operation of the main nodes is shown.
4. On the LabVIEW graphical language two separate computer programs for the maintenance staff and the diagnostic doctor have been developed.
5. The results of work are take part for modernization and production on "Microm" LLC.

The following provisions are defended in the work:

1. Influencing-measuring pair of heads for electrotherapy and thermotherapy.
2. A working concept of diagnostic device.
3. A system with feedback for continuous monitoring of health status with the study of local points of the body.
4. Presentation of experimental data performed by bioimpedance spectroscopy.

