

На правах рукописи



Харламова Надежда Сергеевна

**МЕТОДЫ И ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА
БИОАДАПТИВНОГО 3D-МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО
ВОЗДЕЙСТВИЯ**

Специальность: 05.11.17
«Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Рязань 2012

Работа выполнена в ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет»

Научный руководитель:

Прошин Евгений Михайлович,
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты:

Калакутский Лев Иванович,
доктор технических наук, профессор,
заведующий кафедрой радиотехники и медицинских диагностических систем
ФГБОУ ВПО «Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университет)»

Гостев Сергей Сергеевич,
кандидат технических наук, заместитель генерального директора по науке - главный конструктор ОАО «Концерн ГРАНИТ» (г. Москва)

Ведущая организация:

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт биологического приборостроения с опытным производством Российской академии наук (Московская область, г. Пушкино)

Защита диссертации состоится 22 мая 2012 г. в 12 часов на заседании диссертационного совета Д 212.211.04 в ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке РГРТУ.

Автореферат разослан «12» апреля 2012 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
канд. техн. наук, доцент



А.Г. Борисов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. Магнитное поле (МП) является естественным фактором среды, окружающей человека, при отличии его параметров от привычных оно оказывает выраженное влияние на организм человека. МП по сравнению с другими физическими факторами нередко вызывает более благоприятное и устойчивое воздействие. Метод магнитотерапии хорошо изучен, имеется много публикаций о механизмах действия МП на организм человека. Магнитотерапия широко используется для лечения различных заболеваний и является достаточно эффективным методом лечения. Значительный вклад в обобщение и систематизацию информации по данному направлению внесли Г.Р. Соловьева, В.В. Сердюк, А.М. Демещкий, Ю.А. Холодов, А.В. Цецохо, Т.И. Субботина, С.И. Щукин, А.А. Яшин, а также рязанские ученые А.М. Беркутов, Е.М. Прошин, В.И. Жулев и др.

Вариации действия МП полностью зависят от его биотропных параметров: индукции, градиента, вектора, частоты, формы импульса, экспозиции, локализации и др. Эффект действия МП возрастает при варьировании биотропных параметров во время процедуры. Применяемые в современной физиотерапии магнитотерапевтические устройства (МТУ) отличаются по типам источников МП, по набору управляемых биотропных параметров, по способу формирования токов в обмотках источников МП. Но повышение эффективности лечения в существующих аппаратах ограничено практическим отсутствием возможности управлять многими биотропными параметрами магнитотерапевтического воздействия. В таких широко известных МТУ, как «Mag-30», «Алмаг», «Мультимаг», есть существенный недостаток – невозможность создавать векторно-управляемое МП, внешнее по отношению к объему, занимаемому источниками, т.е. формировать поле различной направленности и интенсивности в трехмерном пространстве. Известно, что при изменении направления вектора МП меняется характер магнитобиологического эффекта. В серийно выпускаемых магнитотерапевтических аппаратах (МТА), как правило, можно формировать МП только двух направлений.

Поэтому одна из проблем дальнейшего развития магнитотерапии заключается в отсутствии соответствующего инструментария для проведения исследований по изучению влияния МП различной направленности на тело человека и согласования вектора МП с направлением процессов в организме человека.

Исследователи-медики связывают низкую эффективность некоторых методов магнитотерапии с воздействием на организм «плохим» вектором МП, что происходит из-за недостаточного учета всех факторов, связывающих пространство организма и органов-мишеней с необходимой оптимальной конфигурацией воздействующего вектора МП. Известно, что если среди множества биотропных параметров электромагнитного поля встречаются параметры, напоминающие или приближающиеся к параметрам управления жизнедеятельностью живых организмов, то следует ожидать серьезного результата воздействия - как положительного, так и отрицательного.

В настоящее время проблема технического оснащения физиотерапии заключается в том, что при разработке МТА используются принципы промышленного формирования МП. Главный объект – организм человека с многообразием индивидуальных параметров, законами протекания различных процессов - нередко стоит на втором месте при создании новой магнитотерапевтической аппаратуры. Таким образом, врач использует аппарат, параметры магнитотерапевтического воздействия которого часто не учитывают пространство состояний биообъекта.

Поэтому с учетом вышеуказанных проблем, препятствующих повышению эффективности магнитотерапии, актуальными являются задачи по разработке способов и технических средств, позволяющих формировать векторно-управляемое магнитотерапевтическое воздействие, пространственные и временные характеристики которого связаны с пространством состояния биообъекта.

Целью диссертационной работы является повышение эффективности магнитотерапевтического воздействия за счет создания методов и средств формирования трехмерного векторно-управляемого магнитотерапевтического воздействия, внешнего по отношению к объему, занимаемому полеформирующей системой, и согласованного с индивидуальными параметрами пациента во времени и пространстве.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие **задачи**:

- провести сравнительный анализ существующих способов и технических средств формирования биоадаптивного магнитотерапевтического воздействия и поиск способов описания данного вида воздействия;
- разработать способы формирования и описания магнитотерапевтического воздействия, вектор магнитной индукции которого может изменяться по модулю и направлению в трехмерном пространстве и времени по любому заданному закону, а также разработать технические средства реализации данного способа, конструкция которых предназначена для облучения любого локального участка поверхности тела человека;
- разработать способы формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного в пространстве и времени с законами функционирования органов и систем биообъекта;
- разработать помехоустойчивые методы и технические средства получения диагностической информации от биообъекта для осуществления биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия;
- реализовать разработанные способы и технические средства формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия, а также провести экспериментальные исследования, визуализацию и измерение сложно распределенных в пространстве магнитных полей, изменяющихся во времени по заданному закону.

Методы исследования. Результаты исследований, включенные в диссертацию, базируются на математическом аппарате аналитической геометрии и векторной алгебры, на теории электромагнитного поля, методах численного анализа и моделирования, математическом аппарате теоретических основ электротехники, экспериментальных исследованиях, а также на медицинской физиологии человека. Использовались пакеты программ MathCad, AVR Studio, LabVIEW.

Научная новизна

1. Предложен новый способ формирования магнитотерапевтического воздействия вне объема, занимаемого источниками поля, вектор магнитной индукции которого может изменяться по модулю и направлению во времени и в трехмерном пространстве. Разработано устройство для реализации предложенного способа, содержащее индуктор с тремя степенями свободы управления вектором магнитной индукции, конструкция которого позволяет воздействовать магнитным полем на необходимые локальные участки на поверхности тела биообъекта. Новизна подтверждена патентом.

2. Предложен способ описания и визуализации внешнего по отношению к объему, занимаемому источниками поля, 3D-магнитотерапевтического воздействия на основе годографа вектора магнитной индукции (МИ), который является интегративным биотропным параметром, т.е. учитывающим практически все общепринятые. Разработаны теоретические принципы формирования магнитного поля, годограф век-

тора магнитной индукции которого изменяется во времени и в трехмерном пространстве по заданному закону.

3. Предложен способ формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с интегральным электрическим вектором сердца в пространстве и времени. Решена задача синтеза управляющих сигналов для формирования магнитного поля, согласованного с вектором сердца.

4. Разработана аппаратно-программная система для управления формированием и мониторингом 3D-магнитотерапевтического воздействия, ориентированная на создание биоадаптивных методик и устройств магнитотерапии.

5. Разработаны метод и устройство выделения начала систолы из механических колебаний грудной клетки, предложена техническая реализация измерения скорости распространения пульсовой волны, устойчивые к электромагнитным помехам и предназначенные для синхронизации и адаптации 3D-магнитотерапевтического воздействия в соответствии с индивидуальными параметрами пациента.

Практическая значимость. Разработаны способы и технические средства биоадаптивной 3D-магнитотерапии, которые позволят значительно расширить возможности по повышению эффективности лечения, по поиску новых методов терапии и по изучению влияния сложно изменяющихся в пространстве и времени МП на биообъект.

Разработан способ формирования магнитотерапевтического воздействия, на основе которого выполнены 2 НИОКР по теме: "Разработка магнитотерапевтического устройства для дозированного локального воздействия вращающимся магнитным полем" по программе «У.М.Н.И.К.», изготовлен макет магнитотерапевтического устройства «Гиромаг», который был представлен на выставке-ярмарке «Биомедсистемы-2009» (г. Рязань). Разработаны принципы построения трехкомпонентных источников МП и схем управления ими, что дает возможность создавать магнитотерапевтические аппараты как для локального, так и для общего воздействия.

Предложено для описания и визуального представления 3D-магнитотерапевтического воздействия использовать годограф вектора МИ, который является интегративным биотропным параметром, учитывающим практически все общепринятые. Использование предложенного подхода позволяет формировать поля с годографами вектора МИ, заданными не только математическими законами, но и законами функционирования органов и систем живого организма.

Разработан способ формирования биоадаптивного магнитотерапевтического воздействия, согласованного с электрическим вектором сердца в трехмерном пространстве и времени. Разработаны методы и технические средства получения диагностической информации от пациента для реализации биоадаптивного магнитотерапевтического воздействия. Изготовлен экспериментальный макет устройства выделения систолы для диагностики пациента и синхронизации магнитотерапевтического воздействия.

Разработана и запатентована универсальная программа управления формированием динамических магнитных полей сложной пространственно-временной конфигурации с каналом измерения параметров поля, на основе которой практически реализована аппаратно-программная система для управления формированием 3D-магнитотерапевтического воздействия.

Результаты диссертационной работы использовались в фундаментальной НИР 1-09Г «Основы теории, методы и средства измерения хронодиагностических показателей пациента в комплексной хрономагнитотерапии» (2009-2011 гг.) и при выполне-

нии НИР 2-07Г «Разработка программно-управляемого многовекторного модуля магнитотерапевтической решетки аппаратно-программного комплекса «Мультимаг» (2009 г.).

Апробация результатов. Основные научные и практические результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались: на ВНТК «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Рязань, 2002-2010), VII межвузовской НПК «Информационные технологии XXI века» (Москва, 2005), всероссийской молодежной научно-инновационной конкурс-конференции «Электроника-2006» (Москва, 2006), международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Биомедсистемы-2009» (Рязань, 2009), X международной НПК «Инженерные, научные и образовательные приложения на базе технологий National Instruments-2011» (Москва, 2011). Проект по теме диссертации победил в конкурсе по программе «У.М.Н.И.К.» (Рязань, 2007). Макет разработанного магнитотерапевтического устройства был продемонстрирован на выставке-ярмарке международной конференции «Биомедсистемы-2009» (г. Рязань, РГРТУ, 2009).

Внедрение результатов работы. Полученные в работе результаты внедрены в учебный процесс ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет», использованы при проектировании физиотерапевтического оборудования в ООО «Научно-производственная фирма «РРТИ-Интерком» и на Касимовском приборном заводе, что подтверждается соответствующими актами внедрения.

Публикации. По теме диссертационной работы опубликована 41 печатная работа (25 – без соавторов), в том числе 4 публикации в международных сборниках, 14 публикаций в изданиях, включенных в перечень ВАК, среди них один патент РФ на изобретение (№ 2322273), одно свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ (№ 2011616599), 10 статей в центральных журналах, 2 монографии (в соавторстве).

Положения, выносимые на защиту

1. Способ формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия, вектор магнитной индукции которого может изменяться по модулю и направлению в пространстве и времени в заданной локальной области, внешней по отношению к источнику поля. Технические средства для формирования и управления данным видом терапевтического воздействия.

2. Способ описания и визуализации 3D-магнитотерапевтического воздействия с помощью интегрального биотропного параметра – годографа вектора магнитной индукции и методы формирования его заданной пространственной и временной конфигурации.

3. Способ формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного в пространстве и времени с вектором электрического возбуждения сердца.

4. Метод и устройство выделения начала систолы пациента и измерения скорости распространения пульсовой волны для диагностики состояния пациента, синхронизации и адаптации 3D-магнитотерапевтического воздействия.

Структура и объем работы

Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения, списка литературы из 145 наименований и приложения. Диссертация содержит 211 страниц, в том числе 163 страницы основного текста, 42 страницы рисунков и таблиц и 6 страниц приложений.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность работы, проанализировано состояние проблемы, сформулированы цель и задачи исследований, показаны научная новизна и практическая значимость работы, представлены основные положения, выносимые на защиту.

Первая глава посвящена анализу известных способов и технических средств формирования магнитотерапевтического воздействия с точки зрения возможностей осуществления на любой локальный участок поверхности тела человека биоадаптивного воздействия МП, изменяющимся в пространстве и времени по любому заданному закону.

Проведен анализ применяемых в магнитотерапии способов описания и визуализации магнитотерапевтического воздействия: картирование поля в виде силовых линий; картирование поля в виде линий равной магнитной индукции; изображение картины поля в виде совокупности векторов; характеристика МП с помощью набора биотропных параметров. Выявлены достоинства и недостатки данных способов описания магнитотерапевтического воздействия. В частности, показано, что недостатком общепринятого способа характеристики МП через биотропные параметры является то, что стандартного набора параметров недостаточно для описания всех видов полей, применяемых в магнитотерапии: вращающихся, импульсных бегущих, МП со сложной пространственно-временной конфигурацией. Поэтому вводятся дополнительные биотропные параметры, такие как скорость перемещения магнитной волны относительно тела пациента, временная неоднородность, скорость вращения МП, частотный спектр МП, число степеней свободы вектора магнитной индукции.

Отдельно подчеркнута важность такого биотропного параметра, как направление МП, который оказывает влияние на эффективность лечения, но является малоиспользуемым в связи с отсутствием МТА, способных создавать поле любой необходимой направленности в трехмерном пространстве в локальной области на поверхности тела человека.

Предложено для количественной характеристики такого биотропного параметра, как локализация воздействия, ввести коэффициент локализации, связывающий габариты излучателя $L_{МП}$ с размерами биологического объекта $L_{БО}$:

$$k_{ЛВ} = \frac{L_{МП}}{L_{БО}}, \quad (1)$$

при $k_{ЛВ} < 0,02$ - воздействие на БАТ, $0,02 < k_{ЛВ} < 0,15$ - локальное, $0,15 < k_{ЛВ} < 0,4$ - распределенное, $0,4 < k_{ЛВ} < 1$ - общее.

Осуществлена классификация имеющихся технических средств магнитотерапии по различным признакам. Общеизвестная классификация серийно выпускаемых МТА по такому биотропному параметру, как локализация воздействия, была уточнена с учетом соотношения размеров источника МП с размерами биообъекта и органно-системных взаимосвязей и рефлекторного действия МП. С учетом введенной количественной характеристики локализации воздействия в виде коэффициента $k_{ЛВ}$ в отдельную группу выделены аппараты, предназначенные для воздействия на биологически активные точки (БАТ) и зоны (БАЗ).

Предложено классифицировать существующие способы и технические средства

формирования магнитотерапевтического воздействия по типу полеформирующей системы, а именно по числу степеней свободы управления вектором магнитной индукции: индукторы, создающие постоянное МП, индукторы с одной, с двумя и с тремя степенями свободы управления вектором МИ. Было выявлено, что подавляющее большинство серийно выпускаемых МТА формируют МП, вектор магнитной индукции которого в рассматриваемой точке пространства рабочего объема изменяется вдоль одной прямой (МП имеет только два направления вектора магнитной индукции). Показано основное ограничение всех известных способов и устройств, в которых МП формируется индукторами с двумя и тремя степенями свободы управления вектором МИ, – невозможность осуществить вращение вектора магнитного поля в конусе и с изменяющейся скоростью вращения, колебания в плоскости и т.п. Выявлено, что главным недостатком используемых в физиотерапии устройств с индукторами с тремя степенями свободы управления вектором МИ является то, что воздействие оказывается на биообъект целиком или на руки и ноги, помещенные вовнутрь полеформирующей системы, т.е. невозможно создавать локальное векторно-управляемое поле для омолаживания поверхностных участков тела пациента.

Предложена классификация технических средств, формирующих магнитотерапевтическое воздействие, по положению рабочего объема относительно источника МП. По данному признаку выделены две основные группы МТА. Первая – это формирующие МП внутри объема габаритов системы источников поля. Вторая – формирующие внешнее МП по отношению к объему, занимаемому системой источников поля. Также выделена дополнительная группа устройств, источник или система источников поля которых может иметь рабочий объем вне и внутри.

Проведенные поиск и теоретические исследования показали, что отсутствуют способы и технические средства формирования в заданной локальной области векторно-управляемого МП, внешнего по отношению к объему, занимаемому системой источников поля, а именно создаваемого индукторами с тремя степенями свободы управления вектором МИ.

Описаны основные принципы биоадаптивной магнитотерапии и проанализированы известные способы и технические средства. На основе этого показано, что существующие МТУ ограничены по возможностям формирования биоадаптивного МТ воздействия, согласованного по направлению в трехмерном пространстве с физиологическими процессами биообъекта. Сформулирована задача по созданию способа формирования трехмерного магнитотерапевтического воздействия с полным набором управляемых пространственных и временных характеристик, позволяющего реализовать биоадаптивное терапевтическое воздействие, учитывающее индивидуальные особенности живого организма и область воздействия.

Вторая глава посвящена разработке способа формирования внешнего по отношению к объему, занимаемому источником, 3D-магнитотерапевтического воздействия, а также созданию соответствующей полеформирующей системы и способа описания векторно-управляемого магнитного поля.

Решена задача создания векторно-управляемого МП, внешнего по отношению к объему, занимаемому источником поля, для организации локального воздействия концентрированно на очаг заболевания, БАЗ и БАТ биообъекта, которое изменяется не только по величине напряженности, но и по любому направлению в пространстве и времени. С этой целью был разработан и запатентован способ (пат. РФ № 2322273), в основу которого положен принцип суперпозиции трех МП, оси источников которых ориентированы в пространстве под углом к друг другу, суммарный вектор МИ поля

(\bar{B}_z), создаваемого данной системой, равен геометрической сумме векторов МИ полей, создаваемых каждым отдельным индуктором системы ($\bar{B}_1, \bar{B}_2, \bar{B}_3$). Получаемое таким способом МП будет характеризоваться тем, что формируется тремя (или более) независимыми источниками, оси которых расположены в пространстве под углом друг к другу и не лежат в одной плоскости.

Сформулировано **необходимое условие формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия**. Известно, что любая тройка некопланарных векторов задает базис в трехмерном пространстве, поэтому для формирования МП, результирующий вектор \mathbf{B} которого изменяется по величине и направлению в пространстве \mathbb{V}^3 , необходимо, чтобы три вектора $\mathbf{B}_1, \mathbf{B}_2$ и \mathbf{B}_3 не были линейно зависимыми и не лежали в одной плоскости, т.е. смешанное произведение векторов не должно равняться нулю:

$$\mathbf{B}_1 \mathbf{B}_2 \mathbf{B}_3 = \begin{vmatrix} B_{1x} & B_{1y} & B_{1z} \\ B_{2x} & B_{2y} & B_{2z} \\ B_{3x} & B_{3y} & B_{3z} \end{vmatrix} \neq 0, \quad (2)$$

где $B_{1x}, B_{1y}, \dots, B_{3z}$ - координаты соответствующих векторов.

Разработаны специальные полеформирующие системы, состоящие не менее чем из трех независимо-управляемых источников МП и необходимые для практической реализации предложенного способа. Один из вариантов системы представляет собой объединение круглой катушки и двух взаимно перпендикулярных индукторов-электромагнитов, выполненных на одном крестообразном сердечнике. С учетом того, что разработанная полеформирующая система содержит три независимых ортогональных источника поля, решено ее называть 3D-формирователем МП, а получаемого МП применительно к воздействию на биообъекты в терапевтических целях - 3D-магнитотерапевтическим воздействием. На рисунке 1 показано схематичное изображение 3D-формирователя в прямоугольной декартовой системе координат: начало координат совпадает с геометрическим центром формирователя, ось круглой катушки совпадает с осью Z, оси индукторов электромагнитов - соответственно с осями X и Y. По индукторам, оси которых совпадают с осями X и Y, протекают токи \mathbf{I}_X и \mathbf{I}_Y соответственно, а по круглой катушке - \mathbf{I}_Z .

Предложено для описания и визуализации 3D-магнитотерапевтического воздействия использовать годограф вектора МИ, который является интегративным биотропным параметром, т.е. учитывающим практически все общепринятые. Годограф вектора \mathbf{B} в пространстве может иметь вид различных плоских и пространственных кривых, может быть прямой линией или точкой. Предложено все виды годографов (точка, прямая и кривая) задавать в трехмерном пространстве координат вектора МИ, используя три параметрических уравнения следующего вида:

$$\begin{cases} B_X(t) = B_{X0} + K_X \cdot \varphi(t), \\ B_Y(t) = B_{Y0} + K_Y \cdot \psi(t), \\ B_Z(t) = B_{Z0} + K_Z \cdot \chi(t), \end{cases} \quad (3)$$

где B_{X0}, B_{Y0}, B_{Z0} - постоянные составляющие компонент вектора магнитной индукции и K_X, K_Y и K_Z - коэффициенты, линейно зависящие от токов, протекающих по

обмоткам индукторов 3D-формирователя МП, а $\varphi(t)$, $\psi(t)$, $\chi(t)$ - функции скалярного аргумента времени t , определяющие вид годографа и скорость движения конца вектора \mathbf{B} во времени.

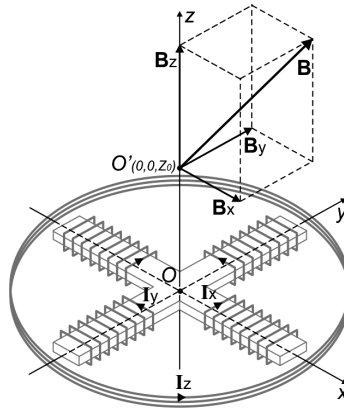


Рисунок 1 – Расположение 3D-формирователя МП в декартовой системе координат

Если коэффициенты K_x , K_y и K_z задать равными нулю, то будет формироваться в пространстве постоянное МП, годографом вектора \mathbf{B} которого будет точка.

Годограф вектора МП в виде прямой будет формироваться в том случае, если хотя бы один из коэффициентов K_x , K_y , K_z отличен от нуля, а функции $\varphi(t)$, $\psi(t)$, $\chi(t)$ одинаковые, т.е. $\varphi(t) = \psi(t) = \chi(t)$. Для годографа-прямой $\varphi(t)$ - функция, определяющая форму МП и неравномерность движения конца вектора \mathbf{B} во времени. Предложенный способ описания и визуализации терапевтического воздействия с годографом вектора \mathbf{B} в виде прямой будет нести информацию сразу о нескольких важных биотропных параметрах МП, таких как неоднородность и форма во времени, интенсивность, направление в пространстве и частота МП.

Годограф вектора \mathbf{B} будет представлять собой плоскую кривую в пространстве, если два любых из коэффициентов K_x , K_y , K_z отличны от нуля и хотя бы две из функций $\varphi(t)$, $\psi(t)$, $\chi(t)$ различны и (или) одна из них образована линейной комбинацией двух других. В случае если коэффициенты K_x , K_y , K_z отличны от нуля и все функции $\varphi(t)$, $\psi(t)$, $\chi(t)$ различны и ни одна из трех не образуется линейной комбинацией двух других, то годограф вектора \mathbf{B} будет иметь вид объемной кривой в пространстве, т.е. выполняются следующие условия: $K_x \neq 0$, $K_y \neq 0$, $K_z \neq 0$, $\varphi(t) \neq \psi(t) \neq \chi(t)$, $\chi(t) \neq \lambda \cdot \varphi(t) + \eta \cdot \psi(t)$.

Для математического описания такого биотропного параметра, как годограф вектора МП, выделены две основные группы характеристик: пространственные и времячастотные характеристики, для определения которых получены соответствующие формулы. Показано, что процессы в живом организме также описываются с по-

мощью годографа, наглядный пример тому – вектор-кардиограмма. В кардиологии петли сердца анализируют как пространственные кривые. Например, по разомкнутой петле Т можно судить об ишемических изменениях в миокарде. Таким образом, формирование МП, годограф вектора магнитной индукции которого будет иметь определенный набор пространственных и временных характеристик, позволит реализовать биоадаптивное 3D-магнитотерапевтическое воздействие, учитывающее индивидуальные особенности живого организма.

Предложено для оценки точности воспроизведения во времени и пространстве годографа вектора МИ использовать погрешности амплитуды, направления вектора и погрешность длины годографа. Проведен анализ факторов, влияющих на точность задания кривой годографа вектора МИ, позволяющий учитывать их при практической реализации и осуществлять 3D-магнитотерапевтическое воздействие с оптимальной конфигурацией.

В третьей главе разработаны способы формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия и технические средства для их реализации. Предложено значительно повысить эффективность лечения магнитным полем за счет реализации биоадаптивной 3D-магнитотерапии.

Введено определение биоадаптивной 3D-магнитотерапии - воздействие на биообъект МП, формируемым индуктором с тремя степенями свободы управления вектором МИ, с целью достижения ответной реакции соответствующих органов и систем, вектор терапевтического воздействия \mathbf{X} которого функционально зависит от вектора параметров биообъекта \mathbf{Y} , т.е.

$$\mathbf{X} = f(\mathbf{Y}). \quad (4)$$

Координаты вектора \mathbf{X} – это биотропные параметры 3D-магнитотерапевтического воздействия, а координаты вектора \mathbf{Y} - это параметры, описывающие состояние биообъекта и протекающие в нем процессы во времени и пространстве. Таким образом, биоадаптивная 3D-магнитотерапия заключается в воздействии на биообъект МП, параметры которого согласованы с законами и направлениями протекания различных процессов (химических, электромагнитных и др.), с индивидуальными особенностями и параметрами функционирования организма во времени и пространстве.

На основе разработанного способа доступно формирование МП, вектор МИ которого в заданной локальной области воспроизводит различные траектории движения, например пространственную траекторию движения вектора электрического возбуждения сердца.

Разработан способ формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, заключающийся в том, что если подать на три обмотки 3D-формирователя МП токи, форма которых воспроизводит во времени сигналы с соответствующих отведений электрокардиограммы (ЭКГ), несущих информацию о трех проекциях векторной петли, не лежащих в одной плоскости, то в локальной области воздействия будет формироваться МП, вектор МИ которого будет воспроизводить векторную петлю сердца в трехмерном пространстве. Таким образом, предложен способ формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия с годографом, повторяющим траекторию движения интегрального вектора электрической активности сердца, т.е. вектор \mathbf{B} будет функционально зависеть от электрического вектора сердца \mathbf{E} :

$$\mathbf{B} = f(\mathbf{E}), \quad (5)$$

при этом по соответствующим обмоткам 3D-формирователя МП необходимо обеспе-

чить протекание токов, изменяющихся по следующим законам:

$$I_x = f(E_x), I_y = f(E_y), I_z = f(E_z), \quad (6)$$

где E_x, E_y, E_z - проекции вектора сердца \mathbf{E} на оси соответствующих отведений.

Обосновано, что с целью повышения точности формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с вектором сердца, необходимо использовать истинно ортогональную систему ЭКГ отведений, т.е. скорректированные отведения по Франку. Поэтому получено уравнение для перехода от ортогональных ЭКГ отведений к трем стандартным:

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix}, \quad (7)$$

где элементы E_1, E_2, E_3 являются проекциями (координатами) интегрального электрического вектора сердца \mathbf{E} на оси стандартных отведений, E_x, E_y, E_z - проекциями того же вектора на оси ортогональных отведений, $c_{11}, c_{12}, \dots, c_{33}$ - элементы матрицы перехода S . Рассчитаны матрицы, связывающие стандартные ЭКГ отведения с скорректированными ортогональными по Франку.

Получено уравнение, позволяющее практически реализовать предложенный способ и связывающее координаты вектора электрических сигналов \mathbf{U} с соответствующими координатами вектора сердца \mathbf{E} :

$$\begin{bmatrix} U_x(t) \\ U_y(t) \\ U_z(t) \end{bmatrix} = A(t) \cdot \begin{bmatrix} E_x(t+\tau) \\ E_y(t+\tau) \\ E_z(t+\tau) \end{bmatrix} + F(t), \quad (8)$$

где $A(t)$ - функция усиления вектора сердца \mathbf{E} , $F(t)$ - фоновая составляющая вектора магнитотерапевтического воздействия, τ - фаза.

Предложено согласно физиологическому смыслу данную группу физиотерапевтических методик называть кардио-3D-магнитотерапевтическим воздействием. Разработаны группы методик кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия и осуществлена их классификация (рисунок 2). Показаны возможности по применению предложенных методов в лечении патологий сердца. Описаны математические методы, дающие возможность согласовывать координаты вектора магнитной индукции с вектором сердца для каждой из предложенных методик.

Разработан универсальный модуль формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия. Предложено задачу управления работой модуля формирования МП решить на базе персонального компьютера в виде виртуального прибора (ВП) среды LabVIEW. На рисунке 3 представлена структурная схема аппаратно-программной системы формирования управляемого 3D-магнитотерапевтического воздействия с каналом измерения параметров поля. Разработана и зарегистрирована программа для ЭВМ «Универсальная программа для управления формированием 3D-магнитного поля» с использованием среды программирования LabVIEW 9.0.

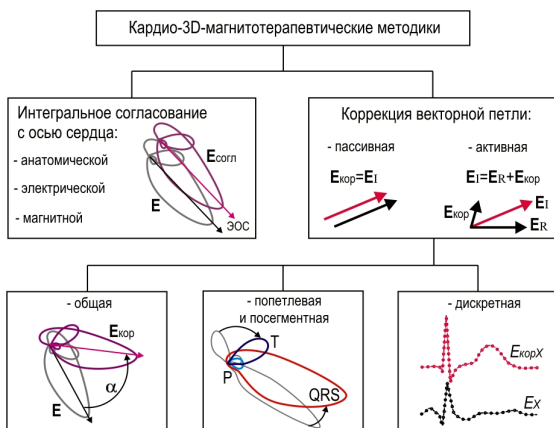


Рисунок 2 - Классификация методик кардио-3D-магнитотерапии

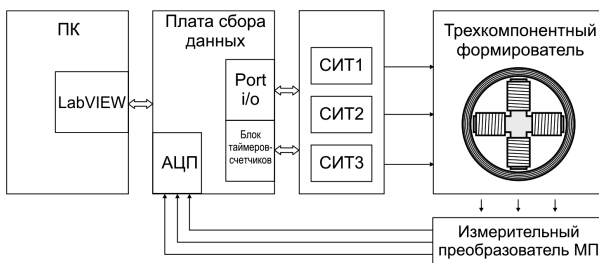


Рисунок 3 – Система формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия

Вид лицевой панели ВП показан на рисунке 4. С помощью органов управления и индикации лицевой панели ВП выполняется ввод исходных значений параметров, формируемых в обмотках индукторов токовых сигналов. Использование средств отображения ВП позволяет осуществлять визуальный контроль формы задаваемых параметров токов, а также представлять результаты измерения параметров генерируемого МП, получаемые с датчиков Холла, в виде электрических сигналов.

Предложены различные варианты устройств, построенных на основе разработанного универсального модуля для организации биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия различного класса локализации. Было разработано магнитотерапевтическое устройство для дозированного локального воздействия с использованием двух типов обратной связи: технической и биотехнической. В схеме МТУ предусмотрен датчик МП, позволяющий формировать дозированное воздействие в заданной локальной области, основное назначение которого - измерение параметров вектора МИ для организации обратной связи при формировании МП с требуемой точностью. Синхронизация и адаптация воздействия под конкретного пациента осуществляются за счет того, что в схему введен блок согласования, через который в МТУ поступает сигнал с датчика пульса от биообъекта. Предложен способ синтеза биоадаптивной формы импульса МП, которая повторяет форму пульсовой волны.

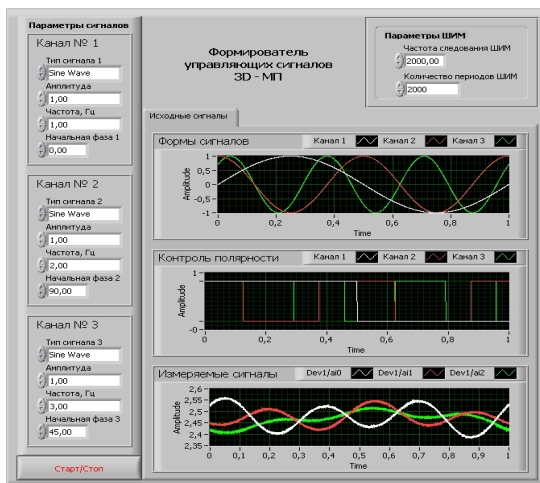


Рисунок 4 – Лицевая панель виртуального прибора

Четвертая глава посвящена разработке методов и технических средств диагностики биообъекта для реализации биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия. Обоснована необходимость в разработке специальных средств получения диагностической информации от биообъекта для синхронизации, согласования и адаптации биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия индивидуально под каждого пациента.

Решена задача по выделению опорного сигнала для синхронизации кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия с сердечным циклом за счет того, что были разработаны метод и устройство выделения начала механической систолы сердца. Метод выделения начала систолы основан на механических проявлениях жизнедеятельности организма, в частности на регистрации низкочастотных колебаний прекардиальной области. Разработана схема и реализовано практически устройство выделения начала систолы из механических колебаний грудной клетки, удовлетворяющее следующим требованиям: устойчивость к сильным электромагнитным помехам, комфортность для пациента и удобство в работе для медперсонала. Работа экспериментального макета устройства для выделения начала систолы была проверена на группе добровольцев. В результате проведенных исследований на 22 обследуемых было установлено, что индекс массы тела, возраст, частота сердечных сокращений не оказывают влияния на надежность выделения начала систолы разработанным устройством.

Проведены экспериментальные и теоретические исследования по определению оптимального места размещения датчика. В итоге на основе анатомо-топографических данных расположения сердца в грудной клетке было решено помещать датчик в одной из трех областей: 1) по средней линии грудины в ее нижней трети у основания мечевидного отростка; 2) в области верхушечного толчка, в пятом межреберье, несколько кнутри от левой среднеключичной линии; 3) в верхней части грудины в районе второго и третьего межреберий. Третья область предпочтительна в случае затруднений для нормального размещения датчика на грудной клетке в первых двух областях, например у мужчин с развитыми грудными мышцами, а также у женщин.

Разработан метод измерения скорости распространения пульсовой волны, необходимый для реализации некоторых методик биоадаптивной 3D-магнитотерапии и для оценки эффективности проводимого лечения. Предложенный способ основан на измерении временной разницы между центральным пульсом и периферическим пульсом. Центральный пульс регистрируется в области сердца из механических колебаний грудной клетки, вызванных фазой механической систолы сердца, а периферический пульс регистрируется с лучевой артерии конечности, в данном случае с фаланги пальца. Таким образом, измеряется время, за которое пульсовая волна давления в сосудах приходит в точку, удаленную от сердца на расстояние L . Скорость определяется как отношение пути, пройденного пульсовой волной, к времени ее распространения:

$$V = L/\Delta t_i, \quad (9)$$

где L - длина пути пробега пульсовой волны, Δt_i - длительность временного интервала между центральным пульсом и периферическим пульсом. Время распространения пульсовой волны определяется как разность между моментами времени t_{1i} и t_{2i} :

$$\Delta t_i = t_{2i} - t_{1i}, \quad (10)$$

где t_{1i} - момент начала механической систолы сердца, а t_{2i} - момент времени, характеризующий приход волны в периферические сосуды (в фалангу пальца). Путь, пройденный пульсовой волной (или длина артерии), определяется как сумма:

$$L = L_{AB} + L_{BC}, \quad (11)$$

где L_{AB} - расстояние между точкой А, расположенной во втором межреберье по среднеключичной линии грудной клетки, и точкой В, расположенной в яремной вырезке, где проецируется верхний край дуги аорты, L_{BC} - расстояние между точками В и С, т.е. между яремной вырезкой грудины и местом фиксации датчика на лучевой артерии. Расстояние L_{BC} измеряется при вытянутой под прямым углом к туловищу руке.

На рисунке 5 представлена запись трех сигналов, полученных при исследовании совместной работы пульсоприемников. Сигнал а – это сигнал с устройства выделения начала систолы, передний фронт прямоугольного импульса соответствует фазе изгнания крови в аорту. Сигнал б – это электрокардиограмма, записанная в первом стандартном отведении. Сигнал в – сигнал, задний фронт прямоугольного импульса которого отражает момент времени прихода пульсовой волны в периферические сосуды, в данном случае в фалангу пальца. Запись ЭКГ осуществлялась для сравнения результатов исследования и контроля правильности работы пульсоприемников.

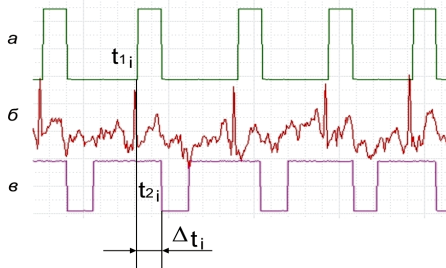


Рисунок 5 – Измерение времени распространения пульсовой волны

Пятая глава посвящена практической реализации и экспериментальным исследованиям разработанных средств формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия. Изготовлен один из главных элементов устройств для биоадаптивной 3D-магнитотерапии - 3D-формирователь МП, который за счет оригинальной и защищенной патентом конструкции позволяет создавать внешние по отношению к объему, занимаемому системой источников, сложно распределенные в пространстве магнитные поля. Экспериментальный макет 3D-формирователя МП изготовлен достаточно плоским, т.е. конструктивное исполнение дает возможность свободного расположения на поверхности тела человека.

Реализовано устройство для локальной магнитотерапии «Гиромаг», проведены тестирование его работы и экспериментальные исследования создаваемого им МП. Разработка устройства была выполнена при поддержке гранта Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере по программе «У.М.Н.И.К.». На рисунке 6 представлена фотография макета разработанного устройства, который был продемонстрирован на выставке-ярмарке международной конференции «Биомедсистемы-2009» (г. Рязань, РГРТУ).



Рисунок 6 – Фотография макета устройства «Гиромаг»

Разработан и практически реализован универсальный модуль локальной 3D-магнитотерапии, основное назначение которого – проведение экспериментальных исследований пространственных конфигураций формируемых МП. Плата макета силовой части модуля формирования терапевтического воздействия была выполнена с возможностью подключения через соответствующие разъемы блока питания, управляющих сигналов и трех индукторов трехкомпонентного формирователя МП.

Практически реализована система формирования управляемого 3D-магнитотерапевтического воздействия с каналом измерения параметров МП (рисунок 3), предназначенная для проведения исследований МП, разработки и тестирования алгоритмов управления формированием различных видов МП во времени и пространстве. Задача управления системой была решена на базе ПК в виде ВП среды LabVIEW (свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2011616559) и платы сбора данных PCIe-6321. Используя измерительный канал в системе по формированию 3D-магнитотерапевтического воздействия, производили оценку многих биотропных параметров, таких как интенсивность МП, частота и частотный спектр, форма МП во времени.

Было проведено 3 группы экспериментов с использованием разработанной сис-

темы: 1) исследование переменных МП, а именно измерение и регистрация трех составляющих вектора МИ; 2) картирование пространственной конфигурации постоянного МП в исследуемой плоскости с помощью железных опилок, 3) картирование неоднородного МП, основанное на измерении трех компонент вектора МИ во множестве точек, привязанных к координатной сетке исследуемой плоскости. Точная оценка координат вектора МИ в исследуемой плоскости была получена на основе проведения измерений трех составляющих вектора поля и последующей обработки результатов в программе MathCad. С учетом того, что разработанные и реализованные практически технические средства создают МП, предназначенное для терапевтических целей, необходима информация о распределении МП в области воздействия, поэтому результаты измерений были привязаны к координатной сетке размером 23 на 23 точки с шагом 5 мм.

Произведен поиск участков в исследуемой плоскости, в которых не выполняется необходимое условие формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия, для чего на основе экспериментальных измерений координат вектора МИ для каждого из источников были вычислены смешанные произведения векторов во всех 529 точках исследуемой плоскости:

$$D_{i,j} = \mathbf{B}_{x_{i,j}} \cdot \mathbf{B}_{y_{i,j}} \cdot \mathbf{B}_{z_{i,j}} \quad (12)$$

Результаты поиска участков невыполнения условия трехмерности воздействия показаны в виде графика на рисунке 7. На графике в виде квадратов обозначены участки плоскости воздействия, где $D_{i,j} \leq 0,1$ (105 участков или 20 %), черным цветом обозначены точки, где $D_{i,j} = 0$ (6 участков или 1 %).

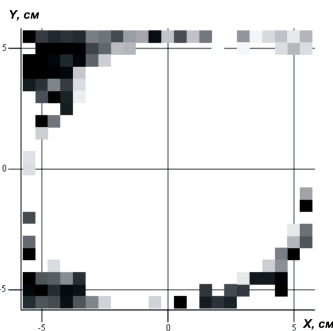


Рисунок 7 – Участки невыполнения условия формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия в виде графика

Таким образом, магнитотерапевтическое воздействие, создаваемое разработанным 3D-формирователем, можно считать **трехмерным** практически во всех участках плоскости воздействия, что дает большие возможности для получения различных конфигураций МП, изменяющихся в пространстве и времени.

Выполнено моделирование динамического кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с трехмерной векторной петлей сердца, в результате которого было определено изменение конфигурации МП во времени в течение одного сердечного цикла. В общем виде уравнение, описывающее пространственную конфигурацию МП, согласованного с электрическим вектором сердца, во времени в исследуемой плоскости определяется следующим образом:

$$\mathbf{B}_y(x, y, t) = E_x(t) \cdot \mathbf{B}_x(x, y) + E_y(t) \cdot \mathbf{B}_y(x, y) + E_z(t) \cdot \mathbf{B}_z(x, y), \quad (13)$$

где $E_x(t)$, $E_y(t)$, $E_z(t)$ - координаты вектор-функции $\mathbf{E}(t)$, которая описывает векторную петлю сердца, $\mathbf{B}_x(x, y)$, $\mathbf{B}_y(x, y)$ и $\mathbf{B}_z(x, y)$ - матрицы, характеризующие пространственное распределение МП в исследуемой плоскости для каждого из индукторов по отдельности, полученные в результате измерений трех координат вектора МИ и, в первую очередь, зависящие от конструкции 3D-формирователя.

Определение изменения распределения МП в плоскости воздействия в течение сердечного цикла было выполнено для двух случаев: 1) координаты вектора \mathbf{E} получены из стандартных ЭКГ отведений (V6, AVF, V2), 2) координаты вектора \mathbf{E} получены путем синтеза скорректированных ортогональных ЭКГ отведений по Франку из стандартных. Результаты моделирования кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия в виде картин интенсивности цвета в исследуемой плоскости представлены на рисунке 8. Картины МП приведены в зависимости от используемых координат электрического вектора сердца, т.е. от системы ЭКГ отведений (рисунок 8, а, в – стандартные ЭКГ отведения, рисунок 8, б, г – скорректированные ортогональные). Цветовые картины МП в плоскости воздействия показаны в моменты времени кардицикла, характеризующие максимумы ЭКГ зубцов (рисунок 8, а, б – максимум зубца Р, рисунок 8, в, г – максимум зубца S).

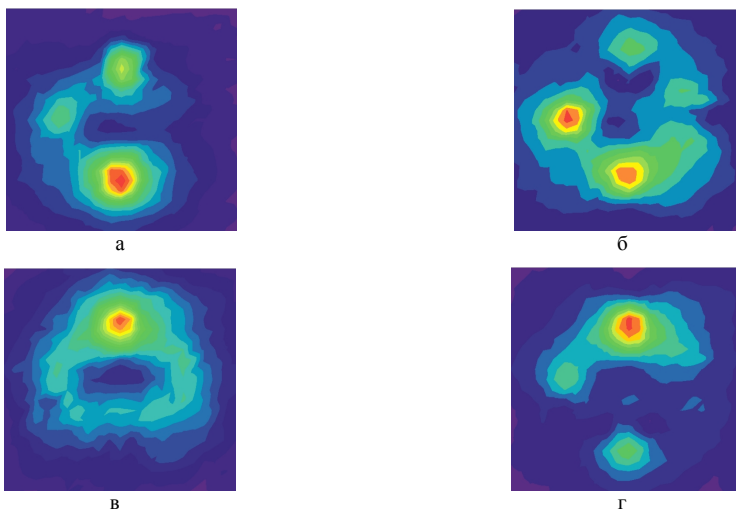


Рисунок 8 - Цветовая картина распределения модуля магнитной индукции в исследуемой плоскости в соответствующие моменты кардицикла

Полученные результаты моделирования кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия показывают, что на основе разработанных способов и технических средств возможно осуществлять биоадаптивное терапевтическое воздействие МП с управляемыми во времени биотропными параметрами, в том числе и с управляемой пространственной конфигурацией поля.

В заключении приведены основные научные и практические выводы по работе.

1. Проведены анализ и теоретические исследования существующих способов и средств формирования магнитотерапевтического воздействия с точки зрения возможностей осуществления биоадаптивного воздействия на любой локальный участок поверхности тела человека МП, вектор МИ которого изменяется в пространстве и времени по любому заданному закону.

2. Разработан способ формирования внешнего по отношению к объему, занимаемому источником, 3D-магнитотерапевтического воздействия с возможностью управления интенсивностью и направлением вектора МИ в локальной заданной области. Разработан плоский 3D-формирователь МП, состоящий из двух ортогональных индукторов-электромагнитов на одном крестообразном сердечнике и круглой катушки, лежащей в их плоскости.

3. Предложен способ описания 3D-магнитотерапевтического воздействия через интегративный биотропный параметр - годограф вектора МИ, для задания которого предложено использовать три параметрических уравнения. Выделены пространственные и времячастотные характеристики кривой годографа. Проведен анализ факторов, влияющих на точность формирования годографа вектора МИ. Для оценки точности задания траектории движения конца вектора приведены формулы расчета погрешностей.

4. Предложен новый способ формирования биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с вектором электрического возбуждения сердца. Решена задача синтеза управляющих сигналов для формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с вектором сердца, получено уравнение для управления 3D-формирователем МП, которое связывает координаты вектора электрических сигналов с соответствующими координатами вектора сердца. Описаны математические методы, дающие возможность согласовывать координаты вектора МИ с вектором сердца. Предложено, согласно физиологическому смыслу, данную группу физиотерапевтических методик называть кардио-3D-магнитотерапевтическим воздействием. Разработаны группы методик кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия и осуществлена их классификация. Показаны возможности по применению предложенных методов в лечении патологий сердца.

5. Разработаны технические средства для реализации 3D-магнитотерапевтического воздействия, в частности обобщенная структура универсального модуля формирования локального 3D-магнитотерапевтического воздействия. Создана аппаратно-программная система на базе персонального компьютера в виде виртуального прибора среды LabVIEW, предназначенная для формирования различных по конфигурации МП с управляемыми биотропными параметрами.

6. Предложены различные варианты схем магнитотерапевтических устройств локального и общего воздействия, построенные на основе универсального модуля 3D-магнитотерапии. Предложены варианты построения системы модулей для организации магнитотерапевтического воздействия на основе магнитотерапевтической решетки. Разработана структура магнитотерапевтического устройства с использованием двух типов обратной связи: технической и биотехнической. Предложен способ синтеза биоадаптивной формы импульса МП, которая повторяет форму пульсовой волны.

7. Разработаны методы и технические средства диагностики биообъекта для реализации биоадаптивного 3D-магнитотерапевтического воздействия. Разработано устройство выделения начала систолы из интегральных механических колебаний грудной клетки, изготовлен макет, проведены исследования его работы на группе

добровольцев. Предложен метод измерения скорости распространения пульсовой волны, позволяющий получать диагностическую информацию от биообъекта для реализации биоадаптивного магнитотерапевтического воздействия, согласованного с параметрами сердечно-сосудистой системы.

8. Реализовано устройство для локальной магнитотерапии «Гиромаг» с возможностью формирования вращающегося магнитного поля в заданной локальной области, проведены исследования его работы.

9. Реализованы разработанная система формирования управляемого 3D-магнитотерапевтического воздействия с каналом измерения параметров поля и макет силовой части схемы универсального модуля 3D-магнитотерапии. Проведены экспериментальные исследования по изучению пространственных конфигураций МП, генерируемых изготовленным 3D-формирователем в плоскости воздействия. Получены картины поля, характеризующие его распределение в плоскости воздействия. Осуществлен поиск участков в исследуемой плоскости, в которых не выполняется необходимое условие формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия. Подтверждено, что практически во всей рабочей плоскости магнитное поле изготовленного 3D-формирователя имеет по направлению три степени свободы управления вектором МИ (более 80 % площади воздействия).

10. Выполнено моделирование динамического кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия, согласованного с трехмерной векторной петлей сердца, в результате которого определены изменения конфигураций магнитного поля во времени в течение одного сердечного цикла.

11. Новизна и оригинальность технических решений, полученных в диссертации, защищены патентом РФ и свидетельством РФ о государственной регистрации программы для ЭВМ. Разработанные устройства, алгоритмы и программа внедрены в учебный процесс ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет», использованы при проектировании физиотерапевтического оборудования в ООО «Научно-производственная фирма «РРТИ-Интерком» и на Касимовском приборном заводе, что подтверждается соответствующими актами внедрения.

По результатам диссертационной работы опубликована 41 печатная работа, в том числе 2 монографии (в соавторстве), 1 патент на изобретение, 1 свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Прошин Е.М., Харламова Н.С. и др. Комплексная магнитотерапия: методы и технические средства: монография / под ред. А.Г. Борисова, С.Г. Гуржина. М.: Радиотехника, 2010. 200 с.
2. Пат. 2322273 Российская Федерация, МКИ А 61N 2100. Способ формирования магнитотерапевтического воздействия и устройство для его осуществления / Григорьев Е.М., Жулев В.И., Прошин Е.М., Харламова Н.С. Опубл. 20.04.08. Бюл. № 11.
3. Харламова Н.С. Формирование локализованного дозированного магнитотерапевтического воздействия // Медицинские приборы и технологии: межвуз. сб. науч. ст. Тула: ТулГУ, 2007. С. 163-165.
4. Харламова Н.С. О необходимости применения новых подходов к формированию векторного магнитного поля для терапевтических целей // Информационные технологии XXI века: материалы VII межвузовской научно-практической конференции. М., 2005. С. 116-118.
5. Прошин Е.М., Харламова Н.С. Реализация биоадекватной 3D-магнитотерапии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2011. №7. С. 25-30.
6. Харламова Н.С. Полновекторная ячейка излучения магнитотерапевтической решетки // Информационно-измерительная и биомедицинская техника: сб. науч. тр. Рязань: РГРТА, 2005. С. 59-64.

7. Харламова Н.С. Плоская излучающая система формирования векторного магнитного поля произвольного трехмерного направления // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2004. С. 78–80.
8. Харламова Н.С. Формирование внешнего вращающегося магнитного поля с помощью трехкомпонентного излучателя магнитного поля // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2005. С. 78–80.
9. Гуржин С.Г., Прошин Е.М., Харламова Н.С. Магнитоизлучающие источники внешнего магнитного поля в аппаратах комплексной магнитотерапии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2007. №7. С. 19-26.
10. Жулев В.И., Каплан М.Б., Прошин Е.М., Харламова Н.С. Разработка плоской системы индукторов для формирования векторно-управляемого магнитотерапевтического воздействия в локальной области // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2008. №7. С. 9-14.
11. Харламова Н.С. Годограф вектора магнитной индукции как интегративный биотропный параметр 3D-магнитотерапии // Информационно-измерительная и биомедицинская техника: сб. науч. тр. Рязань: РГРТУ, 2011. С. 157-169.
12. Харламова Н.С. Математическое описание 3D-магнитного поля применительно к физиотерапии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2011. №9. С. 72-79.
13. Харламова Н.С. Оценка точности задания годографа вектора магнитной индукции, получаемого с помощью 3D-формирователя магнитного поля // Нелинейный мир. 2012. № 1. С. 11-18.
14. Харламова Н.С. 3D-магнитотерапевтическое воздействие, согласованное с вектором электрического возбуждения сердца // Медицинские приборы и технологии: междунар. сб. науч. ст. Тула: ТулГУ, 2011. С. 252-255.
15. Харламова Н.С. Устройство для реографии аорты и легочной артерии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2002. С. 11–13.
16. Голь С.А., Кряков В.Г., Харламова Н.С. Реография. Принципы конструирования аппаратуры: учеб. пособие / РГРТУ. Рязань, 2008. 48 с.
17. Харламова Н.С. Сейсмический датчик ритма ЧСС для хрономагнитотерапии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2006. С. 49–52.
18. Харламова Н.С. Устройство выделения начала систолы для хрономагнитотерапии // Информационно-измерительная и биомедицинская техника: сб. науч. тр. Рязань: РГРТУ, 2006. С. 93-102.
19. Прошин Е.М., Харламова Н.С. Универсальный модуль магнитотерапевтической решетки // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2003. С. 51-53.
20. Харламова Н.С. Алгоритмы управления 8-канальным модулем магнитотерапевтической решетки // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2003. С. 53–54.
21. Харламова Н.С. Определение параметров трехкомпонентного формирователя магнитного поля хрономагнитотерапии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2008. С. 86-89.
22. Каплан М.Б., Харламова Н.С. Исследование моделей полеформирующих систем магнитотерапевтических аппаратов при создании векторно-управляемых магнитных полей // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2005. С. 77-78.
23. Каплан М.Б., Харламова Н.С. Разработка и применение универсальной программы для управления формированием 3D-магнитного поля // X международная научно-практическая конференция «Инженерные, научные и образовательные приложения на базе технологий National Instruments-2011»: сб. трудов. М.: ДМК-Пресс, 2011. С. 419-421.
24. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011616599, Универсальная программа для управления формированием 3D-магнитного поля / Каплан М.Б., Харламова Н.С. 24.08.2011. Оpubл. RU ОБПБТ № 4(77) 20.12.2011.
25. Харламова Н.С. Магнитотерапевтическое устройство для дозированного локального воз-

действия вращающимся магнитным полем // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2007. С. 232-236.

26. Харламова Н.С. Устройство для локальной магнитотерапии на основе трехкоординатной ячейки излучения // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2009. № 7. С. 21-25.

27. Харламова Н.С. Формирование биоадекватной формы импульса магнитного поля // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы междунар. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2009. С. 119-121.

28. Прошин Е.М., Сахибгареев В.М., Харламова Н.С. Формирование магнитотерапевтической решетки // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2009. № 7. С. 16-20.

29. Прошин Е.М., Сахибгареев В.М., Харламова Н.С. Динамические формы магнитного поля модуля магнитотерапевтической решетки // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2010. № 8. С. 20-25.

30. Харламова Н.С. Некоторые варианты формирования магнитотерапевтической решетки // Информационно-измерительная и биомедицинская техника: сб. науч. тр. Рязань: РГРТА, 2004. С. 110-114.

31. Харламова Н.С. Размещение излучающих элементов в узлах магнитотерапевтической решетки // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТА, 2004. С. 80-81.

32. Борисов А.Г., Змичеровский С.Г., Харламова Н.С. Средства согласования магнитотерапевтического воздействия с гемодинамическими параметрами пациента // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2007. № 7. С. 27-32.

33. Прошин Е.М., Харламова Н.С. и др. Комплексная хрономагнитотерапия: методы и средства диагностики и контроля: монография / под ред. А.Г. Борисова, С.Г. Гуржина. М.: Радиотехника, 2011. 200 с.

34. Харламова Н.С. Биотехнические средства диагностики в хрономагнитотерапии // Всероссийская молодежная научно-инновационная конкурс-конференция «Электроника – 2006»: тезисы докладов. М.: МИЭТ, 2006. С. 99.

35. Улучшение характеристик технических средств получения диагностической информации от пациента во время процедуры сеанса магнитотерапии / Н.С. Харламова [и др.]. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. №7. С. 12-19.

36. Харламова Н.С. Оперативная диагностика состояния пациента при проведении сеанса хрономагнитотерапии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2006. С. 53–55.

37. Харламова Н.С. Разработка средств диагностики пациента и согласования воздействия для хрономагнитотерапии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2007. С. 56-59.

38. Харламова Н.С. Проектирование трехкоординатной ячейки излучения // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы междунар. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2009. С. 117-119.

39. Харламова Н.С. Устройство для дозированного векторно-управляемого магнитотерапевтического воздействия «Гиромаг» // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2010. С. 556-559.

40. Каплан М.Б., Харламова Н.С. Моделирование динамических магнитных полей, формируемых многоэлементной системой индукторов магнитотерапевтического аппарата хрономагнитотерапии // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2008. С. 52-54.

41. Харламова Н.С., Абрамов А.М. Исследование формирования вращающегося в пространстве магнитного поля устройством «Гиромаг» в пакете LabVIEW // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы всерос. науч.-техн. конф. Рязань: РГРТУ, 2010. С. 363-366.

Соискатель



Н.С. Харламова

Харламова Надежда Сергеевна

МЕТОДЫ И ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА
БИОАДАПТИВНОГО 3D-МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО
ВОЗДЕЙСТВИЯ

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Подписано в печать 10.04.2012. Формат бумаги 60*84 1/16
Уч.-изд. л. 1,25. Тираж 120 экз. Заказ № _____
Рязанский государственный радиотехнический университет.
390005, Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Отпечатано с готовых диапозитивов в ООО фирма «Интермета»
390000 Рязань, ул. Семинарская, 3. Тел.: (4912) 25-81-76