

На правах рукописи



УСКОВ ЕВГЕНИЙ ДМИТРИЕВИЧ

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ  
ИНФРАНИЗКОЧАСТОТНОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА  
БИООБЪЕКТЫ

Специальность 01.04.01 – Приборы и методы экспериментальной  
физики

Автореферат

диссертации на соискание учёной степени  
кандидата физико-математических наук

Екатеринбург – 2012

Работа выполнена на кафедре технической физики в ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина», г. Екатеринбург.

Научный  
руководитель: доктор физико-математических наук, профессор  
Волобуев Пётр Владимирович

Научный  
консультант: кандидат биологических наук  
Волобуев Андрей Петрович

Официальные  
оппоненты: доктор физико-математических наук  
Оштрах Михаил Иосифович  
кандидат физико-математических наук  
Жаков Сергей Васильевич

Ведущая  
организация: Российский Федеральный Ядерный Центр – Всероссийский  
научно-исследовательский институт технической физики  
имени академика Е.И. Забабахина г. Снежинск

Защита состоится **15 мая 2012 г. в 15:00 часов** на заседании диссертационного совета Д 212.285.13 при ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина» по адресу: 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 19, аудитория I главного учебного корпуса (зал ученого совета).

С диссертацией можно ознакомиться в читальном зале библиотеки в ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина».

Сведения о защите и автореферат диссертации размещены на официальном сайте ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина» <http://ustu.ru> и на официальном сайте ВАК Министерства образования и науки РФ <http://vak.ed.gov.ru>.

Отзыв на автореферат в одном экземпляре, заверенный гербовой печатью, просим направить по адресу: 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 19, ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина», ученому секретарю университета.

Автореферат разослан

6 апреля 2012 года.

Учёный секретарь диссертационного совета  
Д 212.285.13, к.ф.-м.н., доцент



Рогович В.И.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### **Актуальность проблемы.**

Среди известных видов взаимодействий электромагнитное определяет основные процессы в живой природе от атомарного уровня до взаимодействия организмов с внешней средой. Например, межатомные и межмолекулярные силы имеют электромагнитную природу. Вместе с тем механизмы воздействия электромагнитного поля (ЭМП) на биообъекты и его последствия недостаточно изучены. Используя известную терминологию, можно рассматривать стимулирующее жизнедеятельность воздействие ЭМП как **адекватное**, угнетающее жизнедеятельность – как **неадекватное**.

Адекватное воздействие повсеместно используется в физиотерапии [1]. К настоящему времени созданы и применяются в клинической практике различные магнитотерапевтические устройства [2], обеспечивающие такое воздействие в широком диапазоне частот [3]. Высокочастотные поля обеспечивают в основном термические эффекты, которые по своей природе не являются избирательными. Наименее изучены воздействия низкочастотных полей, что представляет значительный интерес для биомедицинских исследований. Предполагается, что в результате их действия возможно изменение процессов клеточного дыхания и метаболизма. При частотах менее 1 кГц клеточная мембрана экранирует электрическую составляющую ЭМП.

Существуют литературные данные, свидетельствующие о том, что даже малоинтенсивные ( $\sim 1$  мТл) низкочастотные переменные и импульсные магнитные поля (МП) оказывают противовоспалительное, обезболивающее действия, активно влияют на обмен веществ и процессы репаративной регенерации травмированных тканей. Следует отметить, что практика применения таких полей в значительной мере основана на эмпирических данных. К настоящему времени не установлены предельно допустимые уровни и дозировки низкочастотного МП, а так же режимы и методы его воздействия. Вместе с тем, не меньший интерес представляют условия неадекватного воздействия МП на биообъекты, которое в целом ряде случаев может быть полезно для подавления жизнедеятельности, например, патологических клеток. Известны лишь отдельные работы по неадекватному локальному воздействию низкочастотного МП на злокачественные опухоли. Используемые при этом экспериментальные устройства (ЭУ) из-за их несовершенства не получили научного и практического применения. Поэтому разработка и создание ЭУ, позволяющего реализовать такое воздействие, является актуальной задачей для дальнейших экспериментальных исследований в такой области биофизики, как магнитобиология.

**Целью настоящей работы** является разработка, создание и тестирование экспериментального устройства для неадекватного воздействия на биообъекты импульсным инфранизкочастотным магнитным полем (ИИМП).

В соответствии с указанной целью были поставлены **следующие задачи**:

1. Разработать на основе известных литературных данных ЭУ для неадекватного воздействия инфранизкочастотным МП на биообъекты.

2. Провести теоретический расчёт пространственного распределения магнитного и температурного полей, обеспечивающих требуемый режим воздействия на биообъект.
3. Провести экспериментальное исследование теплового режима действующего ЭУ и на его основе определить условия допустимого термического воздействия на биообъекты.
4. Разработать и изготовить систему управления, включая программное обеспечение для автоматизации работы ЭУ, обеспечивающего неадекватное воздействие ИИМП на биообъекты.

#### **Научная новизна**

1. Предложен способ неадекватного воздействия на биообъекты.
2. Разработано и оптимизировано ЭУ локального неадекватного воздействия ИИМП на биообъекты.
3. Разработана система управления и программного обеспечения ЭУ.

**Практическая значимость.** Разработанное автором ЭУ позволяет осуществлять локальное неадекватное воздействие ИИМП на биообъекты. ЭУ представляет интерес для использования в последующих биофизических и магнитобиологических исследованиях по изучению влияния ИИМП на биообъекты. Особый интерес представляет оценка возможностей применения данного ЭУ для экспериментальных исследований избирательного воздействия на клетки злокачественных опухолей.

#### **Основные положения, выносимые на защиту**

1. Разработанное ЭУ обеспечивает неадекватное локальное воздействие на биообъекты.
2. Разработанное ЭУ обеспечивает допустимые термические условия воздействия на биообъект.
3. Разработанная система управления обеспечивает автоматизацию ЭУ.

**Личный вклад автора.** Постановка задачи и определение направлений исследований выполнены совместно с научным руководителем. Проведение исследований в основном выполнено непосредственно аспирантом. Изготовление системы управления и измерения магнитного поля проведено совместно с сотрудниками кафедры экспериментальной физики УрФУ к.ф.-м.н., доцентом Хохловым К.С. и доцентом Школой Н.Ф. Апробация воздействия на спонтанные опухоли молочных желёз собак произведена совместно с научным консультантом.

**Достоверность полученных результатов** обоснована тщательным анализом имеющихся результатов исследований по теме работы, использованием различных методов решений, модельными экспериментами.

**Апробация.** Основные результаты и положения исследования были представлены и обсуждались на Четырнадцатой Всероссийской научной конференции студентов-физиков и молодых учёных (ВНКСФ-14, г.Уфа, 2008); Научно-практической конференции по неравновесным процессам в современных технологиях УГТУ-УПИ (г.Екатеринбург, 2009); XVII международной конференции молодых ученых по приоритетным направлениям развития науки и техники УГТУ-УПИ (г.Екатеринбург, 2010); региональной

конференции “Проблемы радиоэкологии и пограничных дисциплин” (г.Заречный, 2010); II Ежегодной Всероссийской научно-практической конференции с международным участием “Перспективы развития информационных технологий” (г.Новосибирск, 2010); 7-ой международной научно-практической конференции, “Найновите постижения европейската наука” (г.София, 2011).

**Публикации.** По материалам диссертации опубликовано 17 работ, в их числе: 3 опубликованы в научных журналах и изданиях из перечня ВАК, 1 патент на полезную модель, 1 патент на изобретение, 1 учебное пособие.

**Объём и структура диссертации.** Диссертация изложена на 168 страницах машинописного текста; состоит из введения; четырёх глав: “Глава 1. Воздействие электромагнитного поля на биосистемы”, “Глава 2. Разработка генератора магнитного поля”; “Глава 3. Оптимизация теплового режима”, “Глава 4. Система управления и апробация экспериментального устройства”; заключения; списка литературы, включающего 164 источника отечественных и зарубежных авторов; 9 приложений на 38 страницах. Работа содержит 50 рисунков и 26 таблиц.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность решаемой проблемы, сформулированы цель и задачи исследования, отмечены научная новизна и практическая значимость работы.

**В первой главе** рассматривается взаимодействие ЭМП с биологическими системами, отмечаются биотропная характеристика МП, первичные механизмы воздействия на биосистемы, а так же реакции, которые оно вызывает в биообъектах, в частности, в опухолевых клетках.

При воздействии ЭМП на биообъекты условия облучения оцениваются по группе параметров: напряженности электрического поля, индукции МП, частотой ЭМП, плотности потока энергии; по пространственной и временной структуре поля.

В спектре неионизирующих излучений выделяют несколько диапазонов частот, которые характеризуются различными первичными эффектами воздействия. В СВЧ и УВЧ диапазонах преобладающим является тепловой эффект. Он обусловлен токами проводимости и смещения, вызывающими локальный нагрев в биообъектах.

При низких частотах ( $< 1$  кГц) электрическая составляющая ЭМП не проникает внутрь клетки, она экранируется клеточной мембраной. Основным фактором воздействия оказывается МП. Выделяемое при этом за счёт токов в межклеточной жидкости и наведённых токов в клетках тепло не превышает мощности рассеивания тепловой энергии биологической ткани – термический эффект отсутствует [3].

К настоящему времени, несмотря на многочисленные исследования, теоретические представления о механизмах воздействия низкочастотных полей на биообъекты сформулированы недостаточно полно. Экспериментально выявлен ряд “биологически активных окон” [4], т.е. возможных амплитудно-

частотных режимов воздействия, которые обуславливают повышенную чувствительность биообъектов на воздействие низкочастотных полей. Наблюдается сверхчувствительность в определённых частотных диапазонах при слабых ЭМП. Достоверно установлено воздействие, которое оказывает излучение в диапазоне от долей до десятков Герц. При этом последствия такого воздействия оказываются зависимыми от индукции. Так в случае МП частотой (50÷60) Гц:

- при (0,5÷5) мТл наблюдаются минимальные биологические эффекты;
- при (5÷50) мТл отмечаются выраженные стимулирующие биологические эффекты;
- при (50÷5000) мТл происходит угнетение физиологических функций и существует вероятность опасности для здоровья;
- при  $\geq 5000$  мТл возникают острые нарушения здоровья.

Пороговая чувствительность биообъектов оценивается в 3 мТл для переменных МП и в 0,1 мТл для импульсных. С учетом различающихся подходов к описанию влияния ЭМП на биообъекты и недостаточностью информации не может быть единого нормативного критерия допустимого воздействия для всего спектра излучений [5,6]. Разработки ВОЗ носят рекомендательный характер применительно к различным частотам.

До определённых значений интенсивности и экспозиции МП в биологических системах включаются механизмы адаптации, и происходит стимуляция этих систем – такое воздействие МП характеризуется как **адекватное**. Однако при увеличении интенсивности и экспозиции МП адаптационные механизмы могут приводить к патологическим изменениям в биосистеме – это **неадекватное** воздействие МП. Имеются многочисленные данные о воздействии МП на биообъекты, результаты которых вызывают значительный интерес у физиков, биофизиков и специалистов в области медицины [1,2,4]. В медицине используются относительно слабые МП, реализующие адекватное физиотерапевтическое воздействие. При этом применяются серийно выпускаемые магнитотерапевтические устройства [2]. Неадекватное воздействие практически не используется.

Последнее время активно изучается воздействие МП на злокачественные опухоли. Известны статистические данные, которые свидетельствуют о том, что слабые поля различных частотных диапазонов могут способствовать развитию имеющихся онкопатологий. С другой стороны, в ряде работ используется магнитотерапевтическое **опосредованное влияние** на злокачественные опухоли через гипоталамо-гипофизарную и иммунную систему [1,4]. Одним из развиваемых методов лечения онкопатологий является локальное использование неадекватного воздействия СВЧ полей, что вызывает гипертермию. Такое воздействие характеризуется неизбирательностью: как правило, повреждения возникают как в опухолевых, так и в здоровых тканях.

Наименее изученным является в настоящее время неадекватное воздействие **высокоинтенсивных низкочастотных МП** непосредственно на злокачественные опухоли. Немногочисленные известные работы демонстрируют многообещающие результаты. Так деструктивные изменения в

опухолевой ткани наблюдались в [7], где использовалось высокоинтенсивное импульсное МП (1140÷1800) мТл. Даже однократное воздействие приводило либо к торможению, либо к полной регрессии опухоли. Однако вместе с опухолью происходило повреждение здоровых тканей, что может быть обусловлено перегревом объекта воздействия ввиду несовершенства используемого устройства. Отмечено подавление роста онкоклеток человека в МП с частотой (0÷1,6) Гц и индукцией (0÷180) мТл [8]. В [9] обнаружены дистрофические изменения в опухолях, а также отторжение некротических тканей. Однако устройства, обеспечивающие низкочастотное интенсивное воздействие, к настоящему времени не разработаны.

Несмотря на очевидные проблемы использования имеющихся устройств, обнаружено преимущественное воздействие умеренно интенсивного (~ 100 мТл) инфранизкочастотного МП на злокачественные опухоли. Такая избирательность может быть обусловлена особенностями онкоклеток. Одна из особенностей – биохимия клеточного дыхания. В здоровых клетках оно осуществляется посредством цикла Кребса, в онкоклетках – путём анаэробного гликолиза. Одними из возможных механизмов влияния ИИМП на биологические системы являются реакции с участием свободных радикалов, атомов и молекул в возбуждённых состояниях, ионов с неспаренными электронами в инфранизкочастотных МП. МП интенсивности ~ 100 мТл влияют на биохимические реакции, проходящие через стадии парамагнитных состояний. Химизм таких реакций может различаться у здоровых и опухолевых клеток.

Следующая особенность – состояние клеточной мембраны, в том числе липидного бислоя, различие потенциала покоя мембраны и затруднённость контактов (“взаимопонимания”) с соседними клетками. В МП  $\geq 1$  мТл плотность индуцируемых токов соответствует величине воротных токов ионов  $\text{Na}^+$ , что допускает активацию мембранного потенциала [3]. Потенциал покоя у здоровых нервных клеток составляет (55÷70) мВ, поперечно-полосатых – (90÷100) мВ, гладких мышц – (40÷60) мВ, железистых клеток – (20÷45) мВ. В то же время стационарный потенциал онкоклеток меньше, чем соответствующих здоровых ~ 15 мВ [10], то есть для онкоклеток необходимо меньшее МП, чтобы активировать мембранный потенциал. Постоянные МП могут вызывать коллективные ориентационные эффекты в анизотропных органических макромолекулах или вызвать перестройку жидкокристаллических внутриклеточных и мембранных структур. В опухолевых клетках жидкокристаллическая фосфолипидная структура мембран нарушена в сторону большего беспорядка [11].

Таким образом, преимущественное воздействие инфранизкочастотного МП на онкоклетки может быть обусловлено реакциями, проходящими в клетках через стадии парамагнитных состояний, усилением транспорта метаболитов через биологические мембраны, индуцированным МП вихревых токов, и доменным упорядочением липидов в мембранах.

Обобщая вышесказанное, можно сделать выводы о возможных параметрах МП, обеспечивающих непосредственное неадекватное воздействие на клетки злокачественных опухолей:

1. Воздействие должно быть локальным, направленным непосредственно на опухоль;
2. Необходимо низкочастотное воздействие, чтобы попасть в “биологически активное окно”  $\sim (0,1 \div 10)$  Гц;
3. Воздействие должно быть умеренно неадекватным  $\sim 100$  мТл, чтобы обеспечить поражение преимущественно клеток злокачественных опухолей в зоне облучения;
4. Воздействие следует оказывать импульсами с крутыми передними фронтами, поскольку оно обеспечивает большую биологическую эффективность по сравнению с постоянными и переменными МП и обладает большим набором биотропных параметров;
5. Полярность и скважность импульсов, обеспечивающие оптимальное соотношение продолжительности импульсов и пауз, должны быть регулируемыми;
6. Импульсы следует модулировать с частотой  $(50 \div 100)$  Гц и амплитудой  $\sim 3$  мТл для возбуждения воротных токов в каналах клеточных мембран.

Указанные требования необходимо реализовать в соответствующем ЭУ, не допускающим перегрева объекта воздействия. Основной проблемой реализации неадекватного воздействия является отсутствие подходящих устройств, которые, с одной стороны, должны обладать достаточной мощностью для реализации высокоинтенсивного локального воздействия МП, с другой, обеспечивать повреждение преимущественно злокачественных клеток.

**Во второй главе обоснован выбор конструкции генератора МП, проведена его оптимизация с точки зрения соотношения индуктивности и потребляемой мощности; выполнены расчёты пространственного распределения МП и силы взаимодействия катушек.**

Для реализации неадекватного воздействия, приводящего к разрушению злокачественных опухолей, предпочтительно использовать систему плоских катушек.

Для апробации режимов воздействия нами использована ранее изготовленная система катушек, что позволило оптимизировать генератор МП. При оптимизации было учтено, что индукция поля определяется током в катушках и их индуктивностью. При этом должна быть реализована требуемая индукция поля в пределах рабочей зоны с предопределёнными размерами. Потребляемая мощность лимитируется условиями работы, температурой в рабочей зоне (на торцевых поверхностях катушек), не допускающей перегрева биообъекта. Частотные ограничения и требования максимально допустимой кривизны переднего фронта импульса должны соответствовать требованию ограничения времени релаксации.

Проблема оптимизации включает следующие аспекты:

- обеспечение преимущественного воздействия (требуемой индукции) МП в пределах рабочей зоны для глубинных и приповерхностных опухолей;



- удовлетворение разнонаправленным требованиям к потребляемой мощности (температуре в рабочей зоне) и необходимой величине индукции;
- удовлетворение конкурирующих требований к необходимой величине индукции и индуктивности (времени релаксации).

Оптимальный режим воздействия обеспечивается выбором конструкции генератора МП и системой управления им. Амплитуда и форма импульсов МП определяется режимом работы силового блока ЭУ. Оптимизация катушек (Рис.1) проводилась двумя методами: вариацией характеристик и на основании функциональных зависимостей.

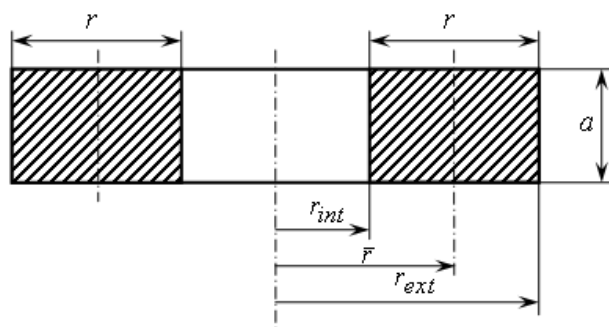


Рис.1 – Осевое сечение катушки генератора ЭУ

Для расчётов использовались известные выражения, определяющие выделяемую мощность, распределение индукции МП по осевой координате и время релаксации.

$$P(r_{ext}, r_{int}, a, I) = I^2 \cdot \frac{4\rho_0}{\sqrt{3}\delta_i^2 \delta^2} \cdot a(r_{ext}^2 - r_{int}^2); \quad (1)$$

$$B(r_{ext}, r_{int}, a, I, x) = \frac{\left( \frac{2a(r_{ext} - r_{int})}{\sqrt{3}\delta^2} \right) \delta}{\sum_{i=0}^a} \left[ \frac{\mu_0}{2} \frac{I}{\delta} \left( \frac{a-x}{\sqrt{\left( r_{int} + \frac{\sqrt{3}}{2} \delta i \right)^2 + (a-x)^2}} + \frac{x}{\sqrt{\left( r_{int} + \frac{\sqrt{3}}{2} \delta i \right)^2 + x^2}} \right) \right]; \quad (2)$$

$$\tau(r_{ext}, r_{int}, a) = \frac{\mu_0 \delta_i^2}{4\sqrt{3}\pi\rho_0 \delta^2} \cdot a(r_{ext} - r_{int}) \Psi\left( \frac{r_{ext} - r_{int}}{r_{ext} + r_{int}} \right) F\left( \frac{r_{ext} - r_{int}}{a}, \frac{r_{ext} - r_{int}}{r_{ext} + r_{int}} \right); \quad (3)$$

$\mu_0$  – магнитная постоянная;  $\rho_0$  – удельное сопротивление проводника;  $\delta_i$  – диаметр провода без изоляции;  $\delta$  – диаметр провода с изоляцией;  $x$  – расстояние вдоль оси от торца катушки до исследуемой точки;  $\Psi\left( \frac{r_{ext} - r_{int}}{r_{ext} + r_{int}} \right)$  и

$F\left(\frac{r_{ext} - r_{int}}{a}, \frac{r_{ext} - r_{int}}{r_{ext} + r_{int}}\right)$  – табличные функции [12]. Оптимизация двумя

указанными способами привела к тождественным результатам. Параметры системы исходных и оптимизированных катушек приведены в таблице 1.

Максимальная мощность оптимизированной катушки, её энергопотребление примерно в 2,5 раза выше, чем у тестового образца. Мощность оптимизированной катушки совпадает с мощностью тестовой при амплитуде тока равной 18,4 А. В этом случае максимальная индукция в центре оптимизированной катушки  $B_{max} = 141$  мТл, на её торце  $B_{torc} = 113$  мТл, в центре её рабочей зоны  $B_{cent} = 15$  мТл, что существенно превышает характеристики тестового образца.

Таблица 1

Сравнение характеристик исходного и оптимизированного генераторов МП

Величина	Катушка		Единицы измерения
	Сконструированная	Оптимизированная	
$r_{int}$ – внутренний радиус	0,09	0,03	м
$r_{ext}$ – внешний радиус	0,15	0,18	м
$a$ – высота катушки	0,15	0,07	м
$I$ – амплитуда силы тока в катушке	27	30	А
$W$ – число витков	675	1140	–
$R$ – сопротивление	1,09	2,11	Ом
$L$ – индуктивность	0,0776	0,17	Гн
$\tau_B$ – время релаксации	0,051	0,082	с
$P$ – потребляемая мощность	360	800	Вт
$B_{max}$ – максимальная индукция в центре катушки	0,08	0,229	Тл
$B_{torc}$ – индукция на торце катушки	0,057	0,184	Тл
$B_{cent}$ – индукция в центре рабочей зоны (на расстоянии 15 см от торца)	0,01	0,024	Тл
$l$ – длина провода	510	750	м
$m$ – масса катушки	42	49	кг

Эффективность воздействия в существенной мере определяется локализацией онкопатологий. Поэтому значимым является распределение МП в пространстве рабочей зоны, которое обусловлено суперпозицией полей эквивалентных витков [13]. Расчёт распределения МП проводился с

использованием эллиптических интегралов, результаты которого экспериментально проверялись в импульсном режиме.

$$B_r = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{z_a - z_e}{r_a \sqrt{(r_a + r_e)^2 + (z_a - z_e)^2}} \left[ \frac{(r_e^2 + r_a^2 + (z_a - z_e)^2)E}{(r_a - r_e)^2 + (z_a - z_e)^2} - K \right]; \quad (4)$$

$$B_z = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r_a + r_e)^2 + (z_a - z_e)^2}} \left[ \frac{(r_e^2 - r_a^2 - (z_a - z_e)^2)E}{(r_a - r_e)^2 + (z_a - z_e)^2} + K \right]; \quad (5)$$

где  $(r_e; z_e)$  – координаты эквивалентного витка;  $(r_a; z_a)$  – координаты точки наблюдения;  $K$  и  $E$  – полные эллиптические интегралы соответственно первого и второго рода.

$$K = 1,3863 + 0,122R + 0,0725R^2 - (0,5 + 0,1213R + 0,0289R^2) \ln R;$$

$$E = 1 + 0,463R + 0,1078R^2 - (0,2453R + 0,0412R^2) \ln R;$$

$$R = 1 - \frac{4r_a r_e}{(r_a + r_e)^2 + (z_a - z_e)^2}.$$

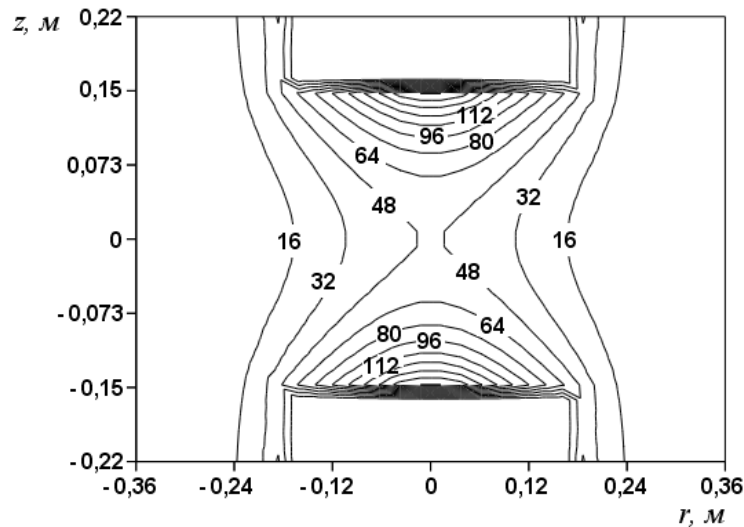


Рис.2 – Сечение поля оптимизированных катушек по оси рабочей зоны при расстоянии между ними 0,3 м (изолинии индукции магнитного поля в мТл)

**В третьей главе** выполнены оценка и сравнение тепловых режимов генераторов МП (сконструированного и оптимизированного); экспериментальное определение теплового режима сконструированного устройства; предложено усовершенствование оптимизированного генератора МП в целях улучшения теплосъёма и экспериментально на модели определены условия, обеспечивающие требуемый для работы температурный режим.

Температурный режим оценивается из решения трёхмерной задачи теплопроводности с учётом равномерного тепловыделения (6) [14]. Начальная температура и температура окружающей среды приняты равными комнатной.

$$\tilde{a} \left( \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \tilde{a} \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \Phi = \frac{\partial T}{\partial t}; \quad (6)$$

где  $\tilde{a} = \frac{\lambda_{eff}}{c_{eff} \rho_{eff}}$  – коэффициент температуропроводности,  $c_{eff}$ ,  $\rho_{eff}$  и  $\lambda_{eff}$  – удельная теплоёмкость, плотность и теплопроводность материала катушки;  
 $\Phi = \frac{P}{V c_{eff} \rho_{eff}}$  – функция объёмного тепловыделения,  $V$  – объём катушки.

Существенное значение для обеспечения теплового режима имеют 2 механизма теплоотдачи: конвективный теплоперенос; перенос тепла за счёт теплопроводности на элементы конструкции ЭУ. При конвективном теплопереносе коэффициенты теплоотдачи в случае естественной конвекции определяются для каждой контактирующей с воздухом поверхностью из критериальных соотношений

$$\alpha = \frac{\lambda_{air} \cdot C(Gr \cdot Pr)^n}{X}; \quad (7)$$

$\lambda_{air}$  – коэффициент теплопроводности воздуха;  $X$  – характерный размер системы;  $Gr$  и  $Pr$  – числа Грасгофа и Прандтля соответственно;  $C$  и  $n$  константы, которые зависят от условий теплоотдачи.

Результаты выполненных расчётов с помощью функции Грина и методом конечных элементов совпадают. Они показывают существенно более высокую магнитную индукцию у оптимизированной катушки, чем у сконструированной при одинаковых температурных режимах.

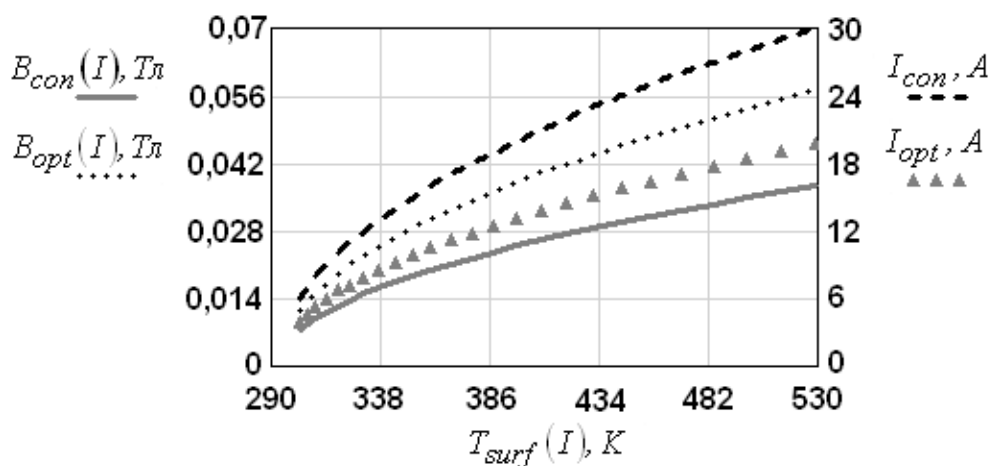


Рис.3 – Сопоставление амплитуды магнитной индукции и амплитуды силы тока оптимизированной и сконструированной катушек (стационарный режим) при одинаковых температурных режимах

На рис.3 приняты следующие обозначения:  $T_{surf}(I)$  – средняя температура поверхности;  $B_{con}(I)$  – амплитуда индукции МП сконструированной катушки на оси на расстоянии 5 см от её торца;  $B_{opt}(I)$  – амплитуда индукции МП оптимизированной катушки на оси на расстоянии 5 см от её торца;  $I_{con}$  – амплитуда силы тока в сконструированной катушке;  $I_{opt}$  – амплитуда силы тока в оптимизированной катушке.

Как показывают проведённые оценки, индукция МП оптимизированной катушки на  $\sim (50\div 60)\%$  выше, чем у сконструированной при одинаковом температурном режиме (одинаковой средней температуре поверхности), что демонстрирует эффективность выполненной оптимизации. Такая разница достигнута за счёт расположения витков катушек, в результате чего источник МП расположен в оптимальной катушке ближе к рабочей зоне и является более сконцентрированным.

Использование вынужденной конвекции позволяет улучшить температурный режим (уменьшить время релаксации и стационарную температуру) из-за повышенной теплоотдачи в зависимости от скорости набегающего потока воздуха. Однако её реализация требует внесения соответствующих дополнений в конструкцию ЭУ. Поэтому рабочие условия было принято обеспечивать свободной конвекцией и переносом тепла за счёт теплопроводности на элементы конструкции ЭУ. Оценка данного режима может быть проведена экспериментальным путём.

Основная задача эксперимента заключается в оценке температурного режима и характеристик теплоотводящего устройства сконструированной катушки посредством непосредственного измерения температуры её поверхности с использованием инфракрасной камеры. В ходе измерений получали среднюю температуру поверхности, которая вычислялась встроенным программным обеспечением. Полученную зависимость температуры от времени аппроксимировали формулой (8) по методу наименьших квадратов

$$T(t) = (T_{steady} - \theta_0) \left( 1 - e^{\left( -\frac{t}{\tau_T} \right)} \right) + \theta_0; \quad (8)$$

где  $\theta_0$  – начальная температура (она же температура внешней среды),  $T_{steady}$  – стационарная температура (неизвестный параметр),  $\tau_T$  – время релаксации (неизвестный параметр).

Чтобы произвести оценку характеристик теплоотводящей части конструкции катушки, использовалось уравнение зависимости средней температуры в объёме катушки от времени, при этом учитывалось, что градиент температуры по сечению катушки незначителен.

$$T = \theta_0 + \frac{P}{\alpha_{av} \cdot S_{conv} + \frac{\lambda_{cons} \cdot S_{trans}}{l_{cons}}} \left[ 1 - \exp \left( - \frac{\alpha_{av} \cdot S_{conv} + \frac{\lambda_{cons} \cdot S_{trans}}{l_{cons}}}{m \cdot c} \cdot t \right) \right]; \quad (9)$$

$$\tau_T = \frac{m \cdot c}{\alpha_{av} \cdot S_{conv} + \frac{\lambda_{cons} \cdot S_{trans}}{l_{cons}}}; \quad (10)$$

где  $\alpha_{av} \cdot S_{conv} = \alpha_2 \cdot S_2 + \alpha_3 \cdot S_3 + \alpha_4 \cdot S_4$  – произведение среднего коэффициента теплоотдачи на площадь поверхности катушки, участвующей в

конвективном теплообмене (внутренняя поверхность  $S_I$  закрыта и не участвует в теплоотдаче во внешнюю среду);  $S_{trans} = h_{cons} \cdot w_{cons}$  – площадь теплопередачи за счёт теплопроводности;  $l_{cons}$  и  $\lambda_{cons}$  – длина и эффективный коэффициент теплопроводности теплоотводящего устройства;  $m$  – масса катушки;  $c$  – эффективная удельная теплоёмкость катушки.

Соотношения (7-10) при известной конструкции генератора МП позволили определить параметры температурного режима, который характеризуется следующими особенностями:

- Теплоотвод за счёт теплопроводности на конструкцию ЭУ оказался в  $\approx 13,8$  раз эффективнее, чем конвективный: тепловой поток через единицу площади теплоотдачи составляет за счёт теплопроводности  $\approx 13000 \frac{Bm}{m^2}$ ;

$$\text{конвекции} - \approx 930 \frac{Bm}{m^2}.$$

- Благодаря эффективности теплопроводности в обеспечении теплового режима сконструированной катушки, теплоотвод за счёт теплопроводности на элементы конструкции и естественной конвекции принят и для оптимизированной катушки.

В оптимизированной катушке выполнено разбиение её обмотки на 3 части по её радиусу с зазорами  $\Delta$ . Такое разбиение привело к незначительному снижению МП и увеличению возможной рабочей частоты импульсов поля. При таком разбиении МП удовлетворяет требуемой интенсивности и остаётся значительно выше, чем у сконструированной катушки.

Оценка указанного температурного режима данной конструкции проведена на основе модельного эксперимента. Основная особенность моделируемого режима – организация на нижнем торце теплоотдачи за счёт теплопроводности. Геометрические размеры модели заданы в 3 раза меньше натурного объекта (оптимизированной катушки).

Моделирование проводилось с учётом равенства коэффициентов подобия для каждой секции, полученных из уравнения (6) и его граничных условий:

$$Bi_1 = \frac{\alpha_1 \cdot r_{ext}}{\lambda_{eff}}; \quad Bi_2 = \frac{\alpha_2 \cdot r_{ext}}{\lambda_{eff}}; \quad Kr_3 = \frac{\lambda_{cons}}{\lambda_{eff}} \cdot \frac{a}{l_{cons}}; \quad Bi_4 = \frac{\alpha_4 \cdot a}{\lambda_{eff}}; \quad Kr_5 = \frac{r_{ext}}{a};$$

$$Kr_6 = \frac{\Phi \cdot r_{ext}^2}{\tilde{a} \cdot \theta_0}; \quad Fo_7 = \frac{\tilde{a} \cdot \tau_T}{r_{ext}^2}.$$

При моделировании оценивался теплоотвод за счёт теплопроводности с нижнего торца, обеспечивающий заранее заданный температурный режим при различных значениях амплитуды импульсного тока (были выбраны значения амплитуды тока 30А и 25А). Для теплосъёма с поверхности нижнего торца использовалась дюралевая подложка, находящаяся в тепловом контакте с конструкцией ЭУ. Результаты моделирования удовлетворяют требованиям обеспечения теплового режима оптимизированной секционной катушки. Его характеристика представлена в таблице 2.

Таблица 2

Результаты расчёта теплового режима оптимизированной секционной катушки

Параметр	Секция			Ед. изм.
	Внешн.	Средн.	Внутр.	
$\lambda_{cons}$ – эффективный коэффициент теплопроводности панели, находящейся в контакте с нижним торцом	126	126	126	$\frac{Вт}{м \cdot К}$
$P$ – выделяемая генератором МП мощность	335	219	105	Вт
$q_s$ – плотность потока тепла, снимаемого с поверхности нижнего торца при стационарном режиме	8720	9530	9180	$\frac{Вт}{м^2}$
$\tau_T$ – время релаксации	24	25	24,6	мин
$T_{steady}$ – стационарная температура	340	340	340	К
Температура после 60-ти минутного нагрева	335	335	335	К
Время остывания до 303° К после нагрева в течение 60-ти минут <sup>1</sup>	40	40	40	мин

<sup>1</sup>Температуру окружающей среды считаем равной 293° К

Оценочное распределение стационарной температуры по сечению оптимизированной катушки (натурного объекта), найденное на основе модельного эксперимента, для случая максимальной амплитуды тока 30 А и интенсивной теплопередачи на дюралевую подложку на нижнем торце приведено на рис.4.

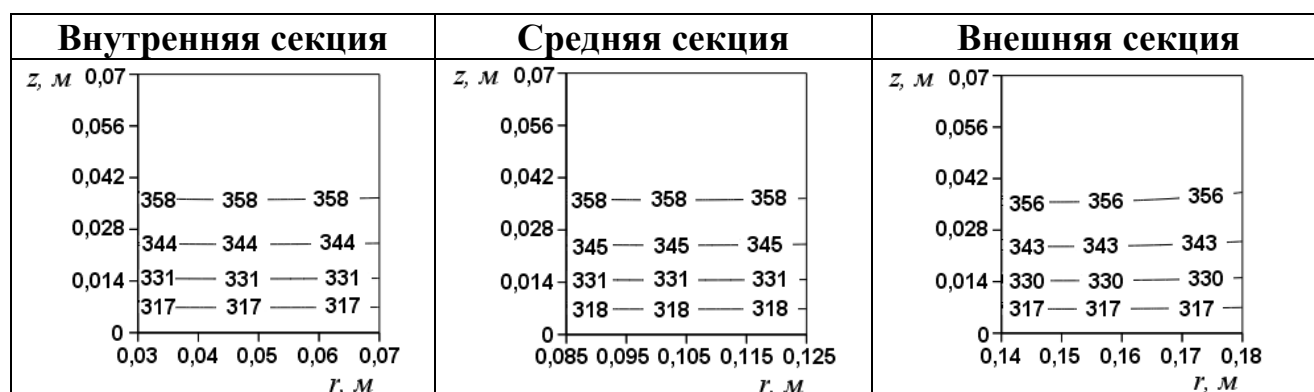


Рис.4 – Распределение температуры в секционной катушке

На основании проведённого исследования можно сделать следующие выводы:

- Наиболее действенный метод обеспечения теплового режима – увеличение коэффициента теплопроводности теплоотводящего материала.

Модельный эксперимент, отвод тепла в котором производился на дюралевую подложку, характеризуется средней стационарной температурой порядка 340 К, что соответствует максимальной выделяемой мощности и амплитуде тока на секционной катушке (650 Вт и 30 А). Значительная интенсификация теплообмена приводит к градиентам температуры по сечению катушки порядка 50 К, поэтому торец катушки, охлаждаемый воздухом за счёт свободной конвекции, может нагреться до температуры  $\leq 370$  К. При использовании на этом торце теплового экрана температура в рабочей зоне не превышает 310 К.

- Одним из эффективных способов снижения температуры катушки является уменьшение амплитуды импульсного тока. Результаты расчётов демонстрируют, что тепловой режим секционной катушки соответствует тепловому режиму сконструированной при амплитуде импульсного тока порядка 25 А. Другими словами, понижение тока на 5 А позволяет снизить температуру на (50÷60) К, при этом МП во всей рабочей зоне снизится соответственно на 17%.
- Оптимизированный секционный индуктор при организации теплоотвода на элементы конструкции и свободной конвекции является эффективным как с теплофизической точки зрения, так и по генерируемому МП.

**В четвёртой главе** приведено описание системы управления ЭУ и его программного обеспечения, включая измерительную систему; представлены результаты апробации ЭУ, на основании которых установлена его эффективность и предложены дальнейшие пути усовершенствования ЭУ.

Авторский вариант использованного ЭУ представлен следующей блок-схемой (Рис.5). На блок-схеме указаны такие компоненты как программное обеспечение ЭУ и измерительная система. Разработанная система управления предусматривает обеспечение регулировки амплитуды, длительности и полярности импульсов МП, частоты их следования и скважности.

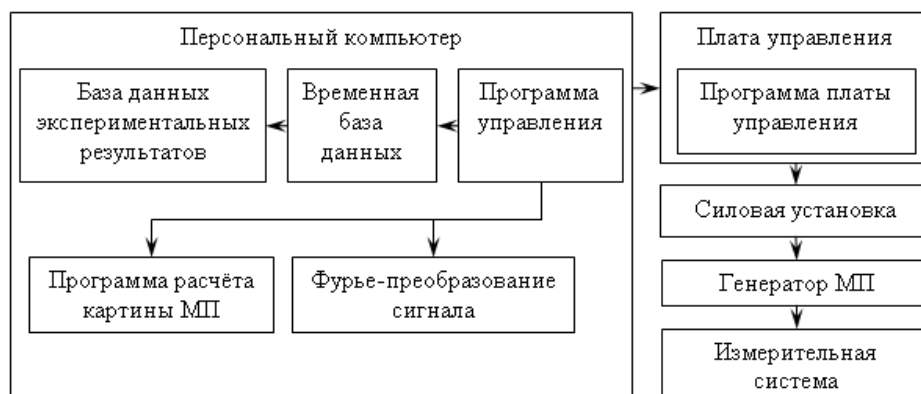


Рис.5 – Структурная схема ЭУ

**Силовая установка (СУ)** обеспечивает формирование в индуктивных элементах прямоугольных импульсов по напряжению за счёт применения в схеме выпрямителя на управляемых тиристорах.



Назначение сконструированной **платы управления (ПУ)** – управление тиристорами силовой установки. ПУ разработана на базе микроконтроллера, на персональный компьютер возложены функции только директивного управления. Структурная схема ПУ приведена на рис.6. Основой ПУ является микроконтроллер (МК). Для питания всех узлов ПУ предназначен блок питания, на который подается переменное напряжение, синфазное с переменным напряжением, питающим СУ. Это необходимо для детектирования моментов времени, когда питающее напряжение становится равным нулю, что осуществляется в блоке детектора нуля. МК также запускает цепи управления (ЦУ) для формирования либо положительного, либо отрицательного импульсов тока через соленоиды, согласно выбранному режиму работы. Сигналы с ЦУ поступают на соответствующие пары тириستоров через разделительные трансформаторы, как показано на рис.6.

Все параметры работы ЭУ передаются от персонального компьютера к плате управления в виде трех байтов информации каждый, которые затем преобразуются в **программе платы управления**.

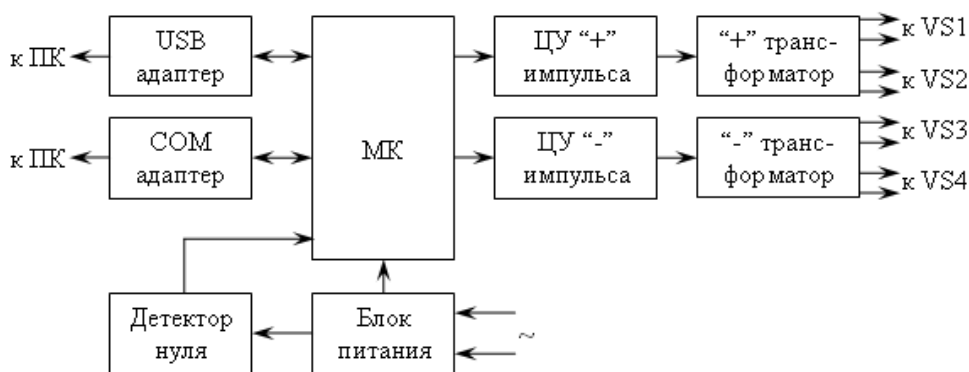


Рис.6 – Структурная блок-схема платы управления

**Программа управления** (рис.7) создана для обеспечения регулируемого режима работы и его анализа. Она установлена на персональном компьютере и взаимодействует с дополнительными модулями посредством передачи текущих параметров работы в файл, что позволяет обеспечить независимое функционирование управляющей программы и дополнительных приложений. Такая архитектура программного обеспечения значительно повышает стабильность его работы.

Дополнительные приложения, которые можно вызвать из окна программы, включают: программу расчёта пространственного распределения МП; программу Фурье-преобразования сигнала; базу данных экспериментальных результатов для сбора и обработки информации.

В ходе исследований проводился периодический контроль работы ЭУ, с помощью измерительной системы, которая выполняет контроль импульсов МП и тока в катушках (рис.8).

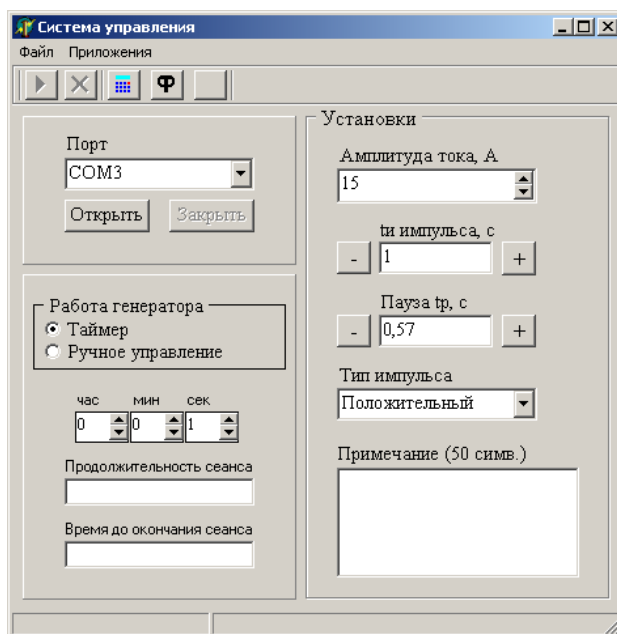


Рис.7 – Графический интерфейс программы управления

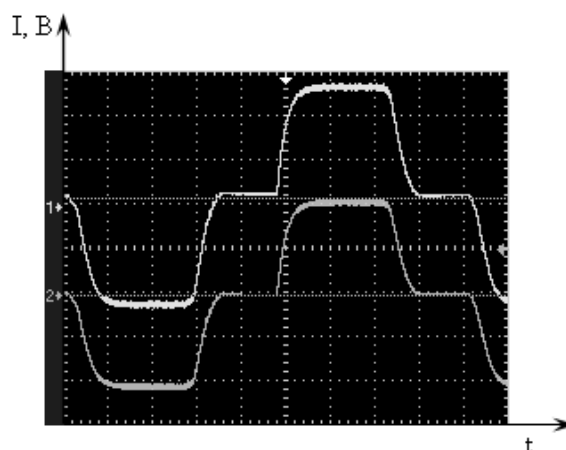


Рис.8 – Форма генерируемого биполярного импульса. Вверху – МП на оси ЭУ; внизу – сила тока в катушках.

Для апробации ЭУ были выбраны спонтанные злокачественные опухоли молочных желёз у 30-ти беспородных собак (20 животных – рабочая группа и 10 – контрольная; диагноз – умеренно и высоко дифференцированная протоковая карцинома). Условия воздействия: амплитуда индукции  $\sim 80$  мТл; продолжительность импульса 0,75 с; паузы – 0,5 с; экспозиция – 30 мин  $\times$  40 сеансов. При гистологических исследованиях отмечаются следующие особенности:

- нарастание участков дистрофических изменений до  $\sim (40 \div 60) \%$ ;
- нарастание некрозов до  $\sim (20 \div 30) \%$ ;
- изменение соотношения стромы – эпителиальный опухолевый компонент в сторону стромы;
- в тканях здоровых молочных желёз отмечены незначительные дистрофические изменения  $\sim (1 \div 3) \%$ , некрозы не обнаружены.

Гистостереометрические данные демонстрируют уменьшение числа клеток злокачественных опухолей на  $53 \pm 19 \%$  (уровень значимости  $P < 0,05$ ) после курса воздействия ИИМП. При этом обнаружено уменьшение числа митозов. Таким образом, полученные результаты исследований воздействий знакопеременного ИИМП, показали, что использованные режимы воздействия приводят к лечебному патоморфозу I-II степени выраженности злокачественных новообразований.

Для расширения частотного диапазона работы индуктора предложен вариант системы управления МП с использованием дополнительной мощности на спаде и возрастании импульсов. В качестве альтернативного устройства на уровне полезной модели проработана конструкция генератора МП с использованием постоянных магнитов. Она в принципе решает проблему обеспечения температурного режима при требуемых регулируемых частотах следования импульсов.

## ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ

1. На основе известных литературных данных предложен способ неадекватного воздействия на биообъекты.

2. Разработан и оптимизирован генератор ИИМП по типу системы катушек Гельмгольца, при этом были удовлетворены разнонаправленные требования к потребляемой мощности (температуре в рабочей зоне), необходимой величине индукции и индуктивности (времени релаксации). Оптимизированный индуктор при потребляемой мощности в 650 Вт генерирует МП с амплитудой индукции (50÷150) мТл в рабочей зоне (при амплитуде тока в обмотках 30 А), время релаксации составляет 0,08 с.

3. Двумя независимыми методами проведён расчёт пространственного распределения МП в рабочей зоне. Результаты расчётов совпадают с измерениями поля в импульсном режиме.

4. Допустимый тепловой режим воздействия обеспечивается за счёт естественной конвекции и теплопроводности на элементы конструкции ЭУ. Установлены условия теплоотвода, которые поддерживают приемлемую в рабочей зоне температуру для биообъекта  $\leq 310$  К при максимальной амплитуде тока в обмотках (30 А).

5. Разработанная система управления предназначена для регулировки амплитуды, скважности и полярности импульсов МП, частоты их следования. Созданная программа управления позволяет задавать режимы воздействия. Пакет дополнительных приложений к программе реализует обработку и анализ экспериментальных данных.

6. Проведенная апробация изготовленного ЭУ по воздействию ИИМП на клетки злокачественных опухолей молочных желез (приповерхностная локализация) у беспородных собак показывает, что предложенный способ и режим облучения ИИМП обеспечивают неадекватное воздействие на клетки злокачественных опухолей.

### Цитируемая литература:

1. Сердюк В.В. Магнитотерапия: Прошлое, настоящее, будущее. Справочное пособие / В.В. Сердюк. – К.: «Азимут-Украина», 2004, 536 с.
2. Соловьёва Г.Р. Магнитотерапевтическая аппаратура / Г.Р. Соловьёва – М.: Медицина, 1991, 176 с.
3. Боголюбов В.М. Общая физиотерапия / В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко – СПб.: Правда, 1996, 480 с.
4. Рыбаков Ю.Л. Магнитные поля в экспериментальной и клинической онкологии / Ю.Л. Рыбаков // Медицинская физика. – 2002. – Т.16, Вып.4. – С.66-84.
5. Давыдов Б.И. Биологическое действие, нормирование и защита от электромагнитных излучений. / Б.И. Давыдов, С.В. Тихончук, В.В. Антипов – М.: Энергоатомиздат, 1984, 186 с.
6. Плескачёва Т.Б. Электромагнитное поле как фактор нарушения экологического состояния окружающей среды и здоровья человека / Т.Б. Плескачёва, Н.М. Чернавская // Проблемы окружающей среды и

природных ресурсов: Обзорная информация. – М.: ВИНТИ, 2003. – №1. – С.59-87.

7. Каплан М.А. Перспективы применения высокоинтенсивных импульсных магнитных полей в лечении злокачественных новообразований / М.А. Каплан, Р.Г. Никитина, М.Е. Климанов, Н.Д. Яковлева, В.В. Дрожжина // Российский онкологический журнал. –1998. – №5. – С.34-37.
8. Tuffet S. Decrease of proliferation of human tumor cells caused by pulsating magnetic field / S. Tuffet, B. Veyret, R. Seze, J.M. de Moreau // Abst. book of the First World Congress for Electricity and Magnetism in Biology and Medicine. – Florida, USA, June 1992. – P.108.
9. Панков А.К. Лечение рака кожи и нижней губы магнитным полем / А.К. Панков, Р.Н. Салатов // Материалы VI съезда онкологов УССР. – Киев, 1980. – С.304-308.
10. Патент 2126278 US, МПК А61 N 2/00. Способ и устройство для импульсной магнитной индукции / П.Т. Панаджиотис. – Оpubл. 20.02.1999.
11. Пикин С.А. Жидкие кристаллы / С.А. Пикин, Л.М. Блинов: Под ред. Л.Г. Асламазова. – М.: Наука, 1982, 208 с.
12. Калантаров П.Л. Расчёт индуктивности (справочная книга) / П.Л. Калантаров, Л.А. Цейтлин. – Л.: Энергоатомиздат, 1986, 488 с.
13. Бухгольц Г. Расчёт электрических и магнитных полей (перевод с немецкого) / Г. Бухгольц. – М.: Издательство иностранной литературы, 1961, 712 с.
14. Карслоу Г. Теплопроводность твёрдых тел: пер. с англ. / Г. Карслоу, Д. Егер – М.: Наука, 1964, 488 с.

#### **ОСНОВНЫЕ ПОЛОЖЕНИЯ ДИССЕРТАЦИИ ОПУБЛИКОВАНЫ В СЛЕДУЮЩИХ РАБОТАХ:**

1. Усков Е.Д. Расчёт пространственного распределения поля соленоида генератора импульсного знакопеременного поля / Е.Д. Усков, П.В. Волобуев, П.Г. Зыков // Студент и научно-технический прогресс: Сборник тезисов докладов региональной студенческой научной конференции. – Екатеринбург: ГОУ ВПО “УГТУ-УПИ”, 2007. – С.210-211.
2. Усков Е.Д. Разработка и оптимизация магнитотерапевтического устройства. / Е.Д. Усков, А.П. Волобуев, П.В. Волобуев. // Сборник тезисов, материалы Четырнадцатой Всероссийской научной конференции студентов-физиков и молодых учёных (ВНКСФ-14, Уфа). – Екатеринбург – Уфа: издательство АСФ, Россия, 2008. – С.413 – 414
3. Патент 2376043 С1 (РФ), МПК А61N 2/04. Способ подавления функций и разрушения клеток злокачественных опухолей / И.М. Донник, А.П. Волобуев, Е.Д.Усков. – Оpubл. 20.12.2009, Бюл № 3.
4. Способы и устройства электромагнитотерапии. Магнитотерапевтические установки и способы лечения. Описания патентов. / Составители Б.В. Шульгин, А.П. Волобуев, Е.Д. Усков – Екатеринбург: УГТУ-УПИ, 2009, 244 с.

5. Усков Е.Д. Оценка параметров генератора импульсного инфранизкочастотного электромагнитного поля / Е.Д. Усков, Н.А. Неуймин, П.В. Волобуев // Научно-практическая конференция по неравновесным процессам в современных технологиях. – Екатеринбург: ГОУ ВПО “УГТУ-УПИ”, 2009. – С.94-106.
6. Усков Е.Д. Разработка и оптимизация генератора импульсного инфранизкочастотного магнитного поля / Е.Д. Усков, Н.А. Неуймин // Инновационные технологии в атомной энергетике и смежных областях: Тезисы юбилейной научно-практической конференции ФТФ-60. – Екатеринбург: УГТУ-УПИ, 2009. – С.85-87.
7. Волобуев А.П. Возможности использования инфранизкочастотного электромагнитного поля в лечении онкопатологии / А.П. Волобуев, Е.Д. Усков, Н.В. Казанцева // Уральский Медицинский Журнал. – 2010. – Вып.12. – С.42-44.
8. Волобуев А.П. Результаты воздействия инфранизкочастотного импульсного электромагнитного поля на животных с онкопатологиями / А.П. Волобуев, И.М. Донник, Н.В. Казайцева, Е.Д. Усков // Проблемы радиоэкологии и пограничных дисциплин. – Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та: Полиграфист, 2010. – Вып.13. – С.265-275.
9. Дерстуганов А.Ю. Магнито-терапевтическая установка / А.Ю. Дерстуганов, К.О. Хохлов, Е.Д. Усков // Проблемы спектроскопии и спектрометрии: межвуз. сб. науч. тр. – Екатеринбург: УГТУ – УПИ, 2010. – Вып.26. – С.282-291.
10. Усков Е.Д. Оптимизация генератора инфранизкочастотного импульсного ЭМП / Е.Д. Усков, А.П. Волобуев // Научные труды XVII международной конференции молодых ученых по приоритетным направлениям развития науки и техники: сборник статей. В 3 ч. – Екатеринбург: УГТУ–УПИ, 2010. – Ч.2. – С.203-207
11. Усков Е.Д. Оценка теплового режима магнитотерапевтического устройства. / Е.Д. Усков // Сборник трудов II научно-практической конференции студентов и молодых ученых кафедры технической физики. – Екатеринбург: УрФУ, 2010. – С.58-66.
12. Усков Е.Д. Система управления магнитотерапевтической установки / Е.Д. Усков, К.О. Хохлов, А.Ю. Дерстуганов, А.П. Волобуев // Перспективы развития информационных технологий. Сборник материалов II Ежегодной Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – Издательство «СИБПРИНТ», 2010. – С.164-167
13. Шульгин Б.В. Современные проблемы биомедицинской инженерии. Проблемы и устройства электромагнитотерапии: учебное пособие /Б.В. Шульгин, А.П. Волобуев, С.В. Яковлева, Е.Д. Усков, С.Ф. Конев, В.С. Старцев. Под редакцией проф. доктора физ.-мат. наук П.В. Волобуева. Екатеринбург: УрФУ, 2010, 64 с.
14. Волобуев А.П. Устройство и способ магнитотерапевтического воздействия на клетки злокачественных опухолей / А.П. Волобуев, П.В.

- Волобуев, Е.Д. Усков // Научно-технический вестник Поволжья. – Казань, 2011. – № 4. – С.44-48.
15. Патент 101929 РФ, МПК А61 N 2/12. Магнитотерапевтическая установка / А.П. Волобуев, П.В. Волобуев, С.Ф. Конев, Е.Д. Усков, Б.В. Шульгин – Оpubл. 10.02.2011, Бюл. № 4.
16. Усков Е.Д. Магнитотерапевтическая установка для воздействия на клетки злокачественных опухолей / Е.Д. Усков, К.О. Хохлов, А.П. Волобуев, Н.Ф. Школа, А.Ю. Дерстуганов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – № 9. – С.80-85.
17. Усков Е.Д. Разработка магнитотерапевтического устройства / Е.Д. Усков., П.В. Волобуев, А.П. Волобуев // Материали за 7-а международна научна практична конференция, “Найновите постижения европейската наука”. – София: “Бял ГРАД БГ” ООД, 2011. – Т.36. “Химия и химически технологии. Физика.” – С.73-77.

---

Подписано в печать	плоская печать	Формат 60×84 1/16
Бумага писчая	Тираж 100 экз.	Заказ 126

---

Ризография НИЧ УрФУ  
620002, Екатеринбург, ул. Мира, 19