ваемой со временем погрешности при решении задачи ориентации.

Таким образом, акселерометры обеспечивают устранение накапливаемой погрешности определения углов тангажа и крена, а ДУС обеспечивают снижение влияния динамики движения ЛА на точность работы БИГВ. Это достигается применением в БИГВ специально организованного, как правило алгоритмически, связующего звена, в качестве которого применяется ФК.

В системе фильтр Калмана решает следующую задачу: подавляет в векторе кажущегося ускорения \vec{n} составляющую \vec{a} , описывающую ускоренное движение летательного аппарата, сохраняя при этом вектор ускорения силы тяжести Земли \vec{g} . Таким образом, на выходе фильтра Калмана формируются проекции вектора \vec{g} , по которым, используя известные зависимости, вычисляются углы тангажа и крена летательного аппарата.

Эффект оценивания проекции вектора \vec{g} достигается следующим образом:

1) по показаниям датчиков угловой скорости проекции вектора \vec{g} на оси связанной системы координат могут быть вычислены по известному рекуррентному соотношению:

$$\vec{g}_i = \tau \cdot \vec{g}_{i-1} \times \vec{\Omega}_{i-1} + \vec{g}_{i-1} \; , \label{eq:gibbs}$$

где $\vec{\Omega} = \left\{ \Omega_x; \Omega_y; \Omega_z \right\}$ - угловая скорость вращения летательного аппарата, τ - шаг дискретизании системы.

Приведенную рекуррентную зависимость в фильтре Калмана реализует матрица прогноза Φ_i :

$$\boldsymbol{\Phi}_i = \begin{bmatrix} 1 & \tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,z} & -\tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,y} \\ -\tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,z} & 1 & \tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,x} \\ \tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,y} & -\tau \boldsymbol{\Omega}_{i-1,x} & 1 \end{bmatrix}$$

2) для того чтобы погрешность вычисления проекций вектора \vec{g} по сигналам датчиков угловой скорости с течением времени не накапливалась, эти проекции корректируются с малым коэффициентом K по измеренному акселерометрами вектору кажущегося ускорения \vec{n} .

Таким образом, вектор состояния фильтра Калмана представляет собой проекции вектора \vec{g} на оси связанной системы координат. При этом в процессе расчета фильтра считают, что в показаниях акселерометров отсутствуют составляющие, обусловленные ускоренным движением объекта, а систематическая погрешность датчиков блока акселерометров пренебрежимо мала.

Начальное значение вектора состояния при запуске РБСО принимается равным осредненным за некоторый период показаниям блока акселерометров.

Таким образом, для реализации ФК необходимо определить только коэффициент передачи K

- 1. Распопов, В.Я. Микромеханические приборы.- М.: Машиностроение, 2007. – 399 с.
- 2. Алалуев Р.В. Ладонкин А.В. Малютин Д.М. [и др.] Микросистемы ориентации беспилотных летательных аппаратов.- М.: Машиностроение, 2011.- 180 с.
- 3. Шукалов А.В. Повышение точности резервной бесплатформенной системы ориента-ции на отечественных чувствительных элементах, изготовленных с применением MEMS—технологий. Фундаментальные и при-кладные проблемы техники и технологии.- 2014.- №4 (306). С. 149–153.

УДК 615.8-7

АППАРАТ МАГНИТОТЕРАПИИ С КОНТРОЛЕМ ВЫХОДНЫХ ПАРАМЕТРОВ

Рудик В.Ю., Терещенко Н.Ф., Тымчик Г.С.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт» Киев, Украина

На данном этапе развития медицинской техники актуального значения приобретает разработка аппаратов магнитотерапии, которые реализуют принцип адаптивного управления сигналом обратной связи с учетом реакции организма человека на воздействие магнитным полем на протяжении сеанса магнитотерапии [1,2]. Возникают вопросы по практической реализации данного принципа: выбор диагностического параметра или набора параметров пациента для анализа состояния пациента непосредственно во время сеанса магнитотерапии, обеспечение опе-

ративного контроля состояния систем организма пациента и их диагностика во время процедуры, оперативное изменение биотропных характеристик поля по мере воздействия на пациента в соответствии с его состоянием для достижения большего лечебного эффекта, Возможность оперативной диагностики и осуществления режима варьирования воздействия может дать специальная помехозащищенная измерительная и диагностическая аппаратура, включаемая в контур биотехнической обратной связи [1].

Основные объекты, охватываемые обратной связью, можно разделить на:

- медицинские (подбор и настройка методик к конкретному биообъекту, контроль результатов воздействия непосредственно в ходе и после курса магнитотерапии лечащим врачом);
- биотехнические (коррекция лечебного воздействия и контроль за состоянием пациента, синхронизация воздействия с его биоритмами);
- технические (контроль биотропных параметров генерируемого поля, сравнение их с требуемыми, при необходимости коррекция работы блока управления и обеспечение электромагнитной совместимости магнитотерапевтической аппаратуры с диагностической аппаратурой).

Модернизация аппарата за счет организации технических и медико — технических обратных связей позволяет расширить функциональные возможности и сервисные функции магнитотерапевтической аппаратуры, обеспечивая автоматический контроль как самой аппаратуры, в том числе ее отключение при аварийных ситуациях, так и выполнение операций настройки на конкретного пациента и досрочное прекращение процедуры.

Большинство существующих серийных средств магнитотерапии лишены возможности обратной связи с биообъектом в течение магнитотерапевтического сеанса. На сегодняшний день обратная связь, в основном, реализована в магнитотерапевтических комплексах воздействия за счет контроля физиологических организма человека (сенсоры показателей пульса, дыхания, температуры - аппараты «Аврора МК», «Магнитор АМП», «Мультимаг МК-04»), синхронизации воздействия магнитным полем с биологическими ритмами пациента («Магнитотурботрон Люкс»), путем биорезонансной терапии («Градиент-4М», «ВЕМЕR3000»), определения оптимальных параметров магнитотерапевтического воздействия (параметрический вид обратной связи – аппараты «Сета Д», «АТМТ-01 M», «BTL 5940 Magnet», «Magnetomed 8400», «DIMAP D2000»).

Среди действующих промышленных аппаратов локального действия отсутствуют магнитотерапевтические аппараты с обратной связью [1,2].

Магнитотерапевтические аппараты общего действия более эффективны при лечении заболеваний, связанных с патологией сосудистой системы. Существенным недостатком общей магнитотерапии по сравнению с локальной является большее омагничивание пациента во время курса лечения магнитным полем.

Аппараты локального действия применяются для лечения конкретных областей организма человека, например, коленного или голеностопного суставов, позвоночника и т.п., более удобные и

эффективные при лечении местных процессов (остеохондроз, артроз и т.п.). Важным преимуществом данных устройств является возможность использования их не только в стационарах, но и в домашних условиях, а также в полевых военных госпиталях во время боевых действий при лечении рваных ран.

Нами, на основе предложенных методов и принципов организации обратной связи в магнитотерапевтических аппаратах, основанных на физиологических мониторинге показателей (температуры) человека [3] и магнитной индукции [4] на индукторе аппарата во время сеанса магнитотерапии., в опытном образце аппарата «МИТ-МТ» реализована приставка для организации обратной связи, которая состоит из датчиков измерения температуры, магнитной индукции (датчик Холла) и блока индикации данных параметров. Это позволяет обеспечить контроль состояния пациента и реального значения магнитной индукции во время лечения магнитным полем с учетом индивидуальной реакции человека на действие магнитного поля.

Выбор температуры, как важного физиологического показателя организма человека, обусловлен тем, что температура — интегральный показатель эффективности действия магнитного поля на биологическую ткань:

- протекание патологического процесса приводит к возникновению температурной реакции;
- во время сеанса магнитотерапии необходимо получение информации о температуре биологической ткани, так как в случае превышения критически допустимого значения температуры (T=40°C) нарушается терапевтический эффект действия магнитного поля и необходимо прекратить процедуру магнитотерапии;
- изменение температуры организма человека является пусковым механизмом для разнообразных реакций, уровень которых зависит от терморегуляторных и метаболических характеристик.

Для достижения максимального терапевтического эффекта при лечении конкретных видов заболеваний необходимо задать определенную конфигурацию магнитного поля, которое воздействует на пациента. Реальное распределение величины магнитной индукции в рабочем пространстве магнитных индукторов зависит от конструктивных и электрических параметров индукторов, их взаимного размещения и силы протекающего через них тока, и, как правило, отличается от установленных значений, что в целом не позволяет достигнуть желаемого терапевтического эффекта магнитного воздействия. Данное обстоятельство обуславливает необходимость оснащения аппарата «МИТ-МТ» средствами оперативного измерения реального распределения величины магнитной индукции в рабочем пространстве. Такое техническое решение позволит врачу корректировать биотропные параметры лечебного действия соответственно реальному значению магнитной индукции во время сеанса магнитотерапии. В качестве датчика магнитной индукции используется датчик Холла, который обеспечивает измерение магнитной индукции без большого нагревания индуктора, в отличие от катушки индуктивности.

Аппарат для магнитотерапии комбинированный «МИТ-МТ» применяется для лечения низко интенсивным магнитным полем и зональным магнитоквантовым воздействием на резонансных частотах органов и систем. Оказывает вазоактивный, трофический, противовоспалительный (противоотечный), гипокоагулирующий, местный анальгитический, актопротекторный лечебный эффект.

Аппарат используется для лечения разнообразных заболеваний, в основе которых лежит нарушение иммунной и эндокринной систем местного кровообращения, отеков, болевых синдромов, заживления рваных ран, воспалительных процессов и психоматических заболеваний, в основном неврозов и реактивных состояний, особенно вызванных нарушением сна.

Будущее принадлежит адаптивным магнитотерапевтическим аппаратам с обратной связью, когда параметры воздействия подбираются и корректируются (на основе обратной связи) с учетом не только характера патологического процесса, но и с учетом особенностей его протекания у конкретного больного и его реакции на лечебное действие магнитного поля [2]. Разработка в аппаратах магнитотерапии компьютерной системы регистрации и визуализации распределения переменных магнитных полей на индукторе и в пространстве биологической ткани во время сеанса магнитотерапии позволит врачу получать информацию о фактических значениях магнитного поля на индукторе и на глубине в биологической ткани с возможностью оперативного корректирования параметров магнитотерапевтического воздействия.

- 1. Беркутов, А.М. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / А.М. Беркутов, В.И. Жулев, Г.А. Кураев, Е.М. Прошина. М., 2000. 376 с.
- 2. Улащик, В.С. Биосинхронизированная физиотерапия: общие основы, использование, и перспективы развития / В.С. .Улащик // Здравоохранение. 2008.- № 5.- С. 13-18.
- 3. Пат. 74810 Україна, МПК А61В 5/00. Спосіб впливу на організм магнітним полем [Текст] Терещенко М.Ф., Рудик В.Ю., Тимчик Г.С., Терещенко С.М.; заявник та патентовласник НТУУ "КПІ". № и 2012 05263; заявл. 27.04.2012; опубл. 12.11.2012, Бюл. №21. 6 с
- 4. Пат. 65554 Україна, МПК A61N 2/00 G01R 33/02 (2006.01). Універсальни магнітофізіотерапевтичний апарат/ Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С., Терещенко С.М., Терещенко М.М.; заявник та патентовласник НТУУ "КПІ". № u201106000; заявл. 13.05.2011; опубл. 12.12.2011, Бюл. №23. 4с.

УДК 538.93

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ЗАВИСИМОСТЕЙ ПРОВОДИМОСТИ НА БАЗЕ ИППП-1

Русецкий М.С., Казючиц Н.М.

Белорусский государственный университет Минск, Республика Беларусь

Температурные исследования алмаза представляет собой нетривиальную задачу. Обусловлено это, прежде всего, высоким сопротивлением образцов алмаза (более 10 ГОм), и как следствие, необходимостью регистрации низких значений величины ток. К тому же измерения должны быть проведены в термостатированном режиме с минимальным изменением температуры образца в течение измерений. Для проведения измерений электрических и фотоэлектрических характеристик детекторных структур при температурах выше комнатной была разработана конструкция установки и изготовлен измерительный стенд.

Цель работы – разработка и изготовление измерительного стенда и программного обеспечения для автоматизированных измерений семейства вольт-амперных характеристик (ВАХ) при

различных температурах и получения температурных зависимостей проводимости.

Идеология измерения температурной зависимостей какого-либо электрического параметра основывается на измерении семейства ВАХ при нагревании исследуемого образца и последующей обработке результатов измерений. Блоксхема измерительного стенда представлена на рисунке 1.

Измерение ВАХ исследуемого образца осуществляется измерителем параметров полупроводниковых приборов ИППП-1. Для автоматизации измерений измеритель ИППП-1 подсоединяется к компьютеру через USB порт. Согласование протоколов обмена между USB портом и интерфейсом измерителя осуществляется через преобразователь интерфейсов USB-RS232. С помощью терморегулятора ТРМ101