

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **202091663** (13) **A1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2020.10.16

(22) Дата подачи заявки
2019.01.08

(51) Int. Cl. *A61N 1/40* (2006.01)
A61N 1/00 (2006.01)
A61N 2/00 (2006.01)
A61N 2/02 (2006.01)

(54) СИСТЕМЫ, СПОСОБЫ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИМ ВОЗДЕЙСТВИЕМ ПРИ ГЛУБОКОЙ РЕГИОНАРНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

(31) 62/614,993

(32) 2018.01.08

(33) US

(86) PCT/US2019/012712

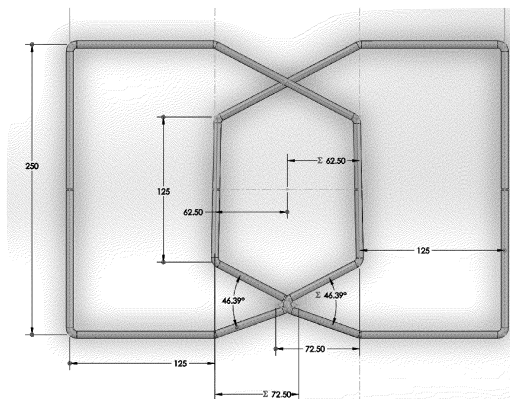
(87) WO 2019/136446 2019.07.11

(71) Заявитель:
НЕОТЕРМА ОНКОЛОДЖИ, ИНК.
(US)

(72) Изобретатель:
Андерсон Чарльз (US), Илайсью
Анна-Мария (CA)

(74) Представитель:
Медведев В.Н. (RU)

(57) Настоящее изобретение относится, помимо прочего, к устройству и системам для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву, и способам индуцирования локо-регионарной гипертермии у субъекта, использующего их. Способы, системы и устройства, описываемые в настоящем документе, обеспечивают улучшенное лечение с использованием гипертермии субъектам, нуждающимся в этом, таким как, например, субъекты, страдающие от рака.



A1

202091663

202091663

A1

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

2420-564308EA/042

СИСТЕМЫ, СПОСОБЫ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИМ ВОЗДЕЙСТВИЕМ ПРИ ГЛУБОКОЙ РЕГИОНАРНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

ПЕРЕКРЕСТНАЯ ССЫЛКА НА РОДСТВЕННЫЕ ЗАЯВКИ

[0001] По данной заявке испрашивается приоритет предварительной патентной заявки США No. 62/614993 зарегистрированной 8 января 2018 года, которая в полном объеме включена в настоящий документ по ссылке.

ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0002] Настоящее изобретение относится к индуцированию локо-регионарной гипертермии со сфокусированным нагреванием на глубине с использованием пары индуктивно связанных катушек, так что создается множество магнитных полей для суммарного объединения электрических полей между ними. Данное изобретение позволяет индуктивно связанной системе нацеливать электрические поля независимо от диэлектрической проницаемости ткани и избегать формирования преимущественно поверхностного нагрева мышечной ткани. Это изобретение позволяет использовать простую, экономически эффективную конструкцию, которая не требует широкополосных РЧ-генераторов или фазоуправляемой антенны.

ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0003] Известно применение целевой глубокой гипертермии в терапевтических целях, таких как лечение злокачественных опухолей, абляция опухоли и лечение других заболеваний (Anderson и др., опубликованная заявка на патент США № 20180015294 A1). Система для РЧ гипертермии, основанная на индуктивно-связанных (магнитное поле) антеннах, дает преимущества перед другими системами, которые в основном нагревают излучаемыми электрическими полями или связанными электрическими полями. Магнитная проницаемость всех соответствующих тканей близка к 1, поэтому известно, что прогнозирование диаграммы направленности по напряженности поля для магнитного поля является очень точным. Благодаря ориентации и способу генерации электрических полей для нагрева с помощью правильно спроектированной индуктивно-связанной системы можно избежать преимущественного нагрева в жировой ткани.

[0004] В современных способах нагрева с помощью магнитного поля не хватает возможности нагревать глубоко, т.е., на требуемой глубине более 10 см у крупных пациентов. Настоящее изобретение относится к системам и способам для решения этих указанных выше проблем.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0005] Настоящее изобретение продемонстрировало, что формирование целевого нагрева в индуктивно связанной системе не является тривиальным. Обычные для этой области системы, включающие в себя адаптацию индуктивно связанных систем, не смогли нагреть на клинически значимых глубинах более 10 см, потому что способы,

используемые для управления получающимися в результате местоположениями электрических полей, не были доступны и/или не использовались. При моделировании другими индуктивными системами вокруг виртуальной модели живота человека, системы, использующие поверхностные плоские катушки, обмотки кольцевых катушек и пары кольцевых катушек Гельмгольца, не могли генерировать приемлемый нагрев на глубине, потому что картины генерации электрических полей всегда будут иметь ограничения из-за большого энергетического воздействия на скелетные и брюшные мышцы. В настоящем изобретении используется множество магнитных полей для создания суммарных электрических полей (главным образом посредством генерации вихревых токов), которые могут достигать клинически значимого нагрева на низких частотах без увеличения сложности или стоимости системы с помощью таких способов, как управление фазой. В частности, конструкция делает возможным соответствующее глубокое нагревание на открытых промышленных, научных и медицинских частотах 13,56 МГц, 27,1 МГц и 40,68 МГц, которые плохо сочетаются с фазоуправляемыми антеннами при соответствующей геометрии людей или крупных животных. Кроме того, настоящая система является безопасной и прозрачной при МРТ, что делает возможной их одновременную работу, чтобы использовать преимущества таких технологий, как магнитно-резонансная термографическая визуализация.

[0006] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения предлагается система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву. Эта система включает в себя:

- а) основание достаточных размеров для размещения субъекта;
- б) один или более секторов, причем:
 - i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;
 - ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и
 - iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

с) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.

[0007] В другом варианте осуществления настоящего изобретения предлагается способ индуцирования локо-регионарной гипертермии у нуждающегося в этом субъекта. Этот способ включает в себя:

а) обеспечение устройства для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, причем устройство содержит:

(I) основание для размещения субъекта;

(II) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

(III) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.

b) регулировку размера катушек в каждом секторе и размера основания в зависимости от размера субъекта и требуемой глубины нагрева;

c) размещение субъекта на основании; и

d) генерацию множества магнитных полей для создания целевого нагрева на требуемой глубине в субъекте.

[0008] В дополнительном варианте осуществления настоящего изобретения предлагается система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву. Эта система включает в себя:

a) сменное основание;

b) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции;

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек; и

iv. длина каждой катушки равна или превышает в 1,5 раза разделяющее расстояние между каждой парой катушек;

c) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.

d) твердотельный переключатель;

e) установку воздушного охлаждения; и необязательно

f) установку MRTI.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

[0009] Файл патента или заявки содержит по меньшей мере один чертеж,

выполненный в цвете. Копии публикации этого патента или патентной заявки с цветным чертежом (чертежами) будут предоставлены Ведомством по запросу и оплате необходимой пошлины.

[0010] На Фиг. 1 показана одна катушка, расположенная так, что два магнитных поля генерируются в противофазе (по скрытой оси). Катушка может запитываться в любой точке, но практически на одном из самых длинных краев левой или правой стороны. Эта электромагнитная конструкция также выполнена из двух катушек, по одной в каждом направлении кругового движения тока, и наложенных друг на друга.

[0011] На Фиг. 2 представлено изображение модели, которое показывает сектор (1), содержащий пару катушек (10a и 10b), показанных на Фиг. 1, разделенных расстоянием (20) (например, 25 см), например, с 20 см мышечной ткани, размещенной между. Как показано, ширина (30a, 30b) каждой катушки равна разделяющему расстоянию (20) между каждой парой катушек (10a, 10b).

[0012] На Фиг. 3 представлена результирующая диаграмма (симметричный срез) магнитного поля, определенная с помощью программного обеспечения для электромагнитного моделирования методом конечных разностей, показывающая два магнитных поля с противоположными фазами, генерируемыми парой катушек.

[0013] На Фиг. 4 представлена результирующая диаграмма (симметричный срез) электрического поля, определенная с помощью программного обеспечения для электромагнитного моделирования методом конечных разностей, показывающая генерируемые с помощью пары катушек вихревые токи, и, в частности, суммарную область в центре.

[0014] На Фиг. 5A представлена блок-схема, показывающая, что система использует цифровые управляющие сигналы (синий) для подачи команды на твердотельный переключатель и один или более РЧ-генераторов для подачи питания (черный) и переключения в определенные промежутки времени и амплитуды выбора из трех секторов магнитного поля двойных пар индуктивно связанных катушек.

[0015] На Фиг. 5B представлен эскиз примерной системы по настоящему изобретению. В системе используется «основание» (10), содержащее твердотельный переключатель, безопасный для МРТ (не показан), и РЧ-ловушки (не показаны), которые можно заменять на различных размеров «аппликатор» (30) РЧ (не показаны) и МРТ катушки (не показаны), чтобы он соответствовал форме субъектов с различной анатомией. Также показаны канавки (20) для обеспечения комфорта и охлаждения субъекта сжатым воздухом, который должен диффундировать через сменную прокладку из вспененного материала (смотри Фиг. 6D, показано светло-голубым).

[0016] На Фиг. 6A - 6D показана конструкция установки воздушного охлаждения.

[0017] На Фиг. 7A представлена блок-схема, показывающая настройку системы.

[0018] На Фиг. 7B показаны радиочастотные (РЧ) генераторы.

[0019] На Фиг. 7C показано расположение катушек-бабочек и коробки, содержащей свиной фарш для имитации тканей человека.

[0020] На Фиг. 8 показана ось для размещения датчика температуры.

[0021] На Фиг. 9 показан результат испытания на глубине 1 дюйм.

[0022] На Фиг. 10 показан результат испытания на глубине 4 дюйма.

[0023] На Фиг. 11 показан результат испытания на центральной линии.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0024] Настоящее изобретение относится к системе для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву, и способам индуцирования локо-регионарной гипертермии у субъекта, использующего их.

[0025] Один из вариантов осуществления настоящего изобретения является система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву. Эта система включает в себя:

а) основание достаточных размеров для размещения субъекта;

б) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

с) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.

[0026] Используемый в настоящем документе термин «удельная мощность поглощения» или «SAR» означает меру скорости, с которой энергия поглощается организмом человека при воздействии радиочастотного (РЧ) электромагнитного поля. Он может также относиться к поглощению других форм энергии тканями, в том числе ультразвука. Он определяется как мощность, поглощаемая единицей массы ткани, и измеряется в единицах ватт на килограмм (Вт/кг). SAR более 20 Вт/кг считается клинически значимым.

[0027] В некоторых вариантах осуществления заданная конструкция выполнена в форме «бабочки» по существу, как показано на Фиг. 1 и Фиг. 2. Хотя конфигурация «бабочка» изображена и описана в настоящем документе, пары катушек могут быть выполнены в других формах, при условии, что достигаются требуемые воздействия глубокого нагрева. Что касается конфигурации «бабочка», то в определенных вариантах осуществления одна половина бабочки перекрывается с другой половиной. В определенных вариантах осуществления одна половина бабочки перекрывается на 50% с другой половиной, посредством чего длина катушки равна 1,5-кратному разделяющему

расстоянию между парами катушек. В определенных вариантах осуществления каждая отдельная катушка содержит две одиночные катушки, например, изготовленные в виде двух катушек, питаемых с 0° и 180° , соответственно, для достижения той же функции.

[0028] В некоторых вариантах осуществления система дополнительно содержит установку переключения, ранее описанную в Anderson и др., USSN 15/653,462 поданной 18 июля 2017 г., которая таким образом, включена в настоящий документ по ссылке. Благодаря наличию в своем составе такой установки переключения настоящее изобретение позволяет создать весьма экономически эффективную и конкурентоспособную систему, которая содержит один или более РЧ-генераторов, таких как 1-10 или предпочтительно 1, 2, 3 или 4 РЧ-генератора, и коммутационные схемы для управления парой катушек и создания селективного нагрева на глубине. В определенных вариантах осуществления установка переключения содержит твердотельный переключатель, который выбирает секторы и амплитуду в определенные промежутки времени, чтобы нагреть требуемые области, избегая непреднамеренной генерации горячих точек.

[0029] В некоторых вариантах осуществления система дополнительно содержит систему магнитно-резонансной термографической визуализации (MRTI) для контроля лечения, настройки и отчетности.

[0030] В некоторых вариантах осуществления каждый сектор дополнительно содержит один или более последовательных подстроечных конденсаторов, размещенных вдоль длины одной или более катушек, чтобы увеличить однородность поля и уменьшать величину излучаемого электронного поля, а также улучшить настройку.

[0031] В некоторых вариантах осуществления размер основания можно регулировать/менять, и размер катушек можно регулировать/менять, чтобы подвергать обработке субъекты различных размеров или предоставлять дополнительные варианты терапевтического лечения при минимизации стоимости компонентов.

[0032] В некоторых вариантах осуществления система дополнительно содержит установку воздушного охлаждения через мембрану, например, в основании, чтобы максимально повысить комфорт субъекта на протяжении всей процедуры. Примерной установкой воздушного охлаждения может быть, например, пеноматериал для диффузионного воздушного охлаждения, который является материалом с открытой ячеистой структурой с плотностью упаковки не более 0,5 и с достаточным модулем упругости для поддержки субъекта. Установка воздушного охлаждения имеет большое значение для РЧ гипертермии, поскольку она занимает минимальное пространство в комнате для МРТ и, таким образом, минимально влияет на нормальный рабочий процесс МРТ. Воздух подается снаружи и проходит через 2-х дюймовый волновод. Основной маршрут для воздуха следующий: воздух разделяется на охлаждение объекта (темно-синий) и охлаждение электрических компонентов (светло-синий) (Фиг. 6А); он герметично закрепляется на шарнире устройства с помощью прокладок и уплотнительных колец (Фиг. 6В, черные); воздушный поток предназначен для обеспечения

соответствующей скорости воздушного потока для обеспечения «прохладного» ощущения с использованием модели комфорта Беркли (смотри <https://www.cbe.berkeley.edu/research/briefs-thermmodel.htm>); затем воздух направляется в канавки (Фиг. 6C), через которые он диффундирует через одноразовую вставляемую прокладку из вспененного материала (Фиг. 6D, светло-голубой).

[0033] Другой вариант осуществления настоящего изобретения представляет собой способ индуцирования локо-регионарной гипертермии у нуждающегося в этом субъекта. Этот способ включает в себя:

а) обеспечение устройства для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, причем устройство содержит:

(I) основание для размещения субъекта;

(II) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

(III) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении,

б) регулировку размера катушек в каждом секторе и размера основания в зависимости от размера субъекта и требуемой глубины нагрева;

с) размещение субъекта на основании; и

д) генерацию множества магнитных полей для создания целевого нагрева на требуемой глубине в субъекте.

[0034] Используемый в настоящем документе термин «субъект» означает млекопитающее, предпочтительно человека. Кроме людей к категории млекопитающих в пределах объема настоящего изобретения относят, например, сельскохозяйственных животных, ветеринарных животных, лабораторных животных и т.д. Некоторые примеры сельскохозяйственных животных включают в себя коров, свиней, лошадей, коз и т. д. Некоторые примеры лабораторных животных включают в себя приматов, крыс, мышей, кроликов, морских свинок и т.д.

[0035] В некоторых вариантах осуществления желаемая глубина нагрева больше 2 см, больше 5 см, больше 10 см, больше 15 см, больше 20 см, больше 25 см, больше 30 см, больше 35 см, больше 40 см, больше 45 см или больше 50 см. В определенных вариантах осуществления желаемая глубина нагрева составляет около 55 см.

[0036] Еще одним вариантом осуществления настоящего изобретения является система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву. Эта система включает в себя:

- a) сменное основание;
- b) один или более секторов, причем:
 - i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;
 - ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции;
 - iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;
 - iv. длина каждой катушки равна или превышает в 1,5 раза разделяющее расстояние между каждой парой катушек;
- c) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.
- d) твердотельный переключатель;
- e) установку воздушного охлаждения; и необязательно
- f) установку MRTI.

[0037] В некоторых вариантах осуществления радиочастота (РЧ), применяемая в системах и способах, описываемых в настоящем документе, может быть выбрана из 13,56 МГц, 27,1 МГц или 40,68 МГц.

[0038] Другим вариантом осуществления настоящего изобретения по существу является устройство, как показанное на Фиг. 1-5В.

[0039] Другим вариантом осуществления настоящего изобретения по существу является система, как показанная на Фиг. 5А.

ПРИМЕРЫ

[0040] Далее изобретение иллюстрируется следующими примерами, которые предлагаются для иллюстративных целей и не предназначены для ограничения изобретения каким-либо образом. Специалисты в области техники легко распознают множество некритических параметров, которые могут быть изменены или модифицированы для получения практически одинаковых результатов.

Пример 1

Настройка системы и результаты

[0041] Система была подключена, как показано на Фиг. 7А. Катушки питались от двух радиочастотных генераторов с фазовой синхронизацией 180 градусов (Фиг. 7В). Каждый генератор имел схему согласования, соединенную с последовательным расположением с катушкой. Две катушки-бабочки были прикреплены в верхней и нижней части коробки с мясом (Фиг. 7С). Коробка была заполнена 100 фунтами свиного фарша

(содержание жира ~ 10-15%) для имитации тканей человека. Измерители мощности для каждого генератора были подключены после схем согласования для измерения мощности и КСВ.

[0042] Зонды помещали с использованием глубинного интродьюсера, чтобы управлять размещением температурной точки. Температуру измеряли с помощью оптоволоконной температурной системы, которая не подвержена воздействию электромагнитных полей. Ось для точек размещения зонда показана на Фиг. 8. Показана каждая положительная ось. Для каждого испытания положение зонда сохранялось с использованием показанной оси.

[0043] Результаты испытаний были записаны и показаны на Фиг. 9 (испытание на глубине 1 дюйм), Фиг. 10 (испытание на глубине 4 дюйма) и Фиг. 11 (испытание на центральной линии). Фактические результаты по температуре хорошо согласовывались с тепловым моделированием.

[0044] Все патенты, патентные заявки и публикации, процитированные выше, включены в настоящий документ по ссылке в полном объеме, как если бы они были приведены здесь полностью.

[0045] Таким образом, изобретение описано; будет очевидно, что одно и то же может варьироваться во многих отношениях. Такие изменения не должны рассматриваться как отклонение от сущности и объема изобретения, и все такие модификации предназначены для включения в объем следующей формулы изобретения.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву, содержащая:

а) основание достаточных размеров для размещения субъекта;

б) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, и каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

с) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары, для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении.

2. Система по п. 1, причем заданная конструкция выполнена в форме бабочки.

3. Система по п. 2, причем одна половина бабочки перекрывается с другой половиной.

4. Система по п. 2, причем одна половина бабочки перекрывается на 50% с другой половиной, посредством чего длина катушки равна 1,5-кратному разделяющему расстоянию между каждой парой катушек.

5. Система по п. 1, причем каждая катушка пары содержит две отдельные катушки.

6. Система по п. 1, дополнительно содержащая переключатель.

7. Система по п. 6, причем переключатель представляет собой твердотельный переключатель, который выбирает сектора и амплитуду в определенные промежутки времени.

8. Система по п. 1, дополнительно содержащая установку магнитно-резонансной термографической визуализации (MRTI) для контроля лечения, настройки и отчетности.

9. Система по п. 1, причем каждый сектор дополнительно содержит один или более последовательных подстроечных конденсаторов, размещенных вдоль длины каждой катушки.

10. Система по п. 1, причем пары основание и катушка являются изменяемыми для приспособления к различным размерам субъектов и терапевтическим применениям.

11. Система по п. 1, дополнительно содержащая установку воздушного охлаждения.

12. Система по п. 1, причем применяемая РЧ выбирается из 13,56 МГц, 27,1 МГц или 40,68 МГц.

13. Способ индуцирования локо-регионарной гипертермии у нуждающегося в этом субъекта, включающий:

а) обеспечение устройства для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, причем устройство содержит:

I) основание для размещения субъекта;

(II) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, и каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек;

и

(III) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары, для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении;

б) регулировку размера катушек в каждом секторе и размера основания в зависимости от размера субъекта и требуемой глубины нагрева;

с) размещение субъекта на основании; и

д) генерацию множества магнитных полей для создания целевого нагрева на требуемой глубине в субъекте.

14. Способ по п. 13, причем субъектом является млекопитающее.

15. Способ по п. 14, причем млекопитающее выбрано из группы, состоящей из людей, ветеринарных животных и сельскохозяйственных животных.

16. Способ по п. 13, причем субъектом является человек.

17. Способ по п. 13, причем требуемая глубина нагрева составляет более 10 см.

18. Способ по п. 13, причем применяемая РЧ выбирается из 13,56 МГц, 27,1 МГц или 40,68 МГц.

19. Система для генерации множества магнитных полей для суммарного объединения и управления генерацией электрического поля на глубине, приводящей к клинически приемлемому сфокусированному нагреву, содержащая:

а) сменное основание;

б) один или более секторов, причем:

i. каждый сектор содержит по меньшей мере одну пару катушек, причем каждая катушка пары практически параллельна другой катушке и обращена к ней, и каждая катушка пары находится на расстоянии от другой;

ii. каждая катушка пары выполнена в заданной конструкции; и

iii. ширина каждой катушки равна или больше разделяющего расстояния между каждой парой катушек; и

iv. длина каждой катушки равна или превышает в 1,5 раза разделяющее

расстояние между каждой парой катушек;

с) один или более радиочастотных (РЧ) генераторов для управления амплитудой РЧ, подаваемой на каждую катушку пары, для перемещения диаграммы удельной мощности поглощения (SAR) в требуемом направлении;

d) твердотельный переключатель;

e) установку воздушного охлаждения; и необязательно

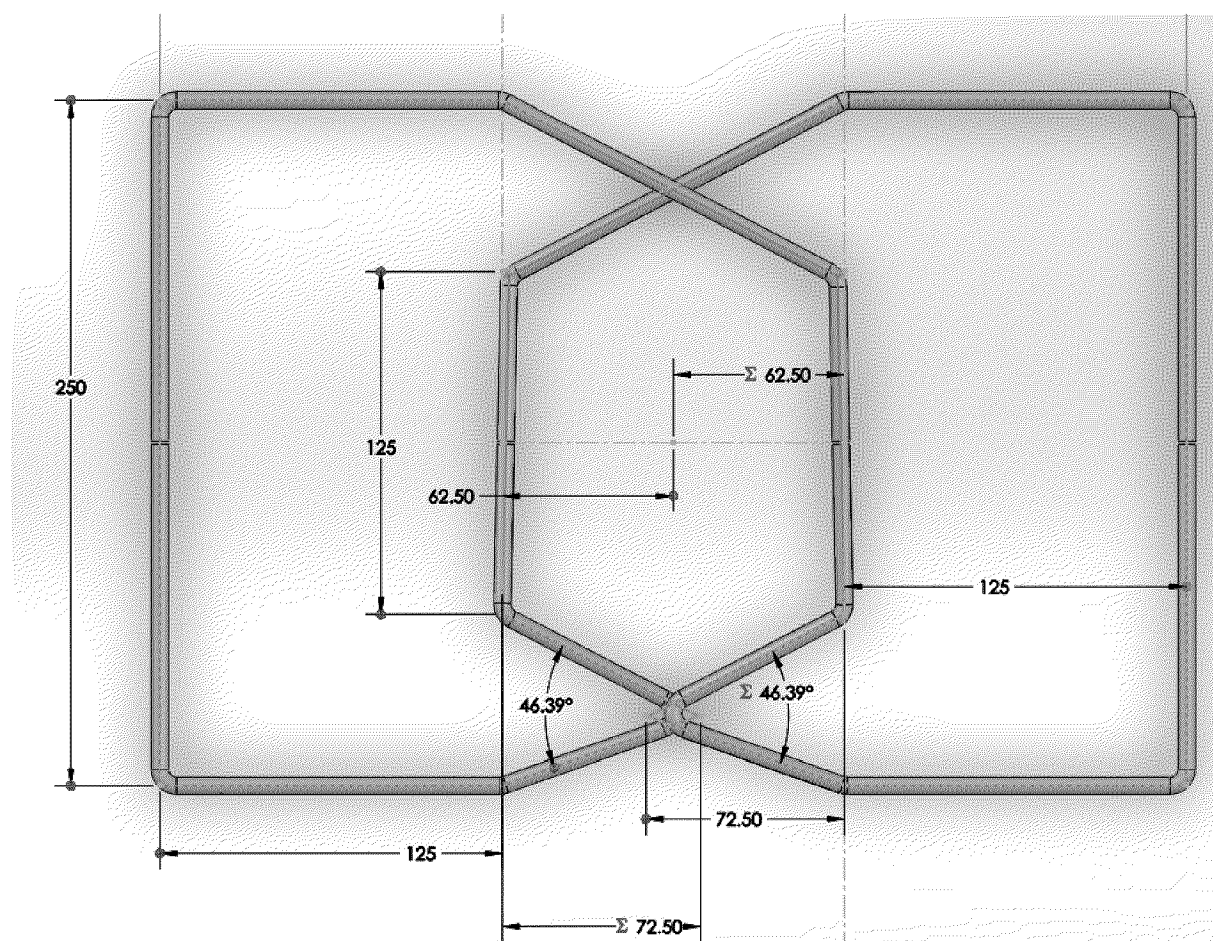
f) установку MRTI.

20. Система по п. 19, причем применяемая РЧ выбирается из 13,56 МГц, 27,1 МГц или 40,68 МГц.

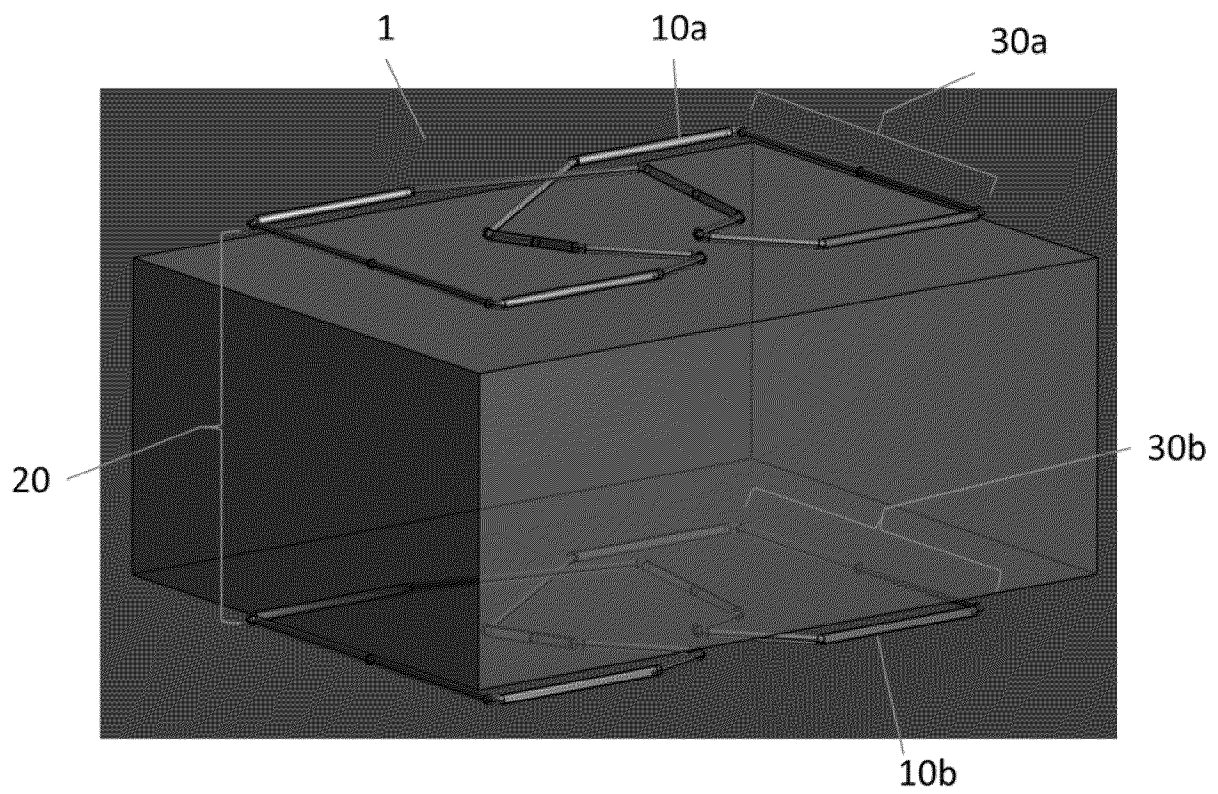
21. Устройство практически как раскрыто на Фиг. 1-5В.

22. Система практически как раскрыто на Фиг. 5А.

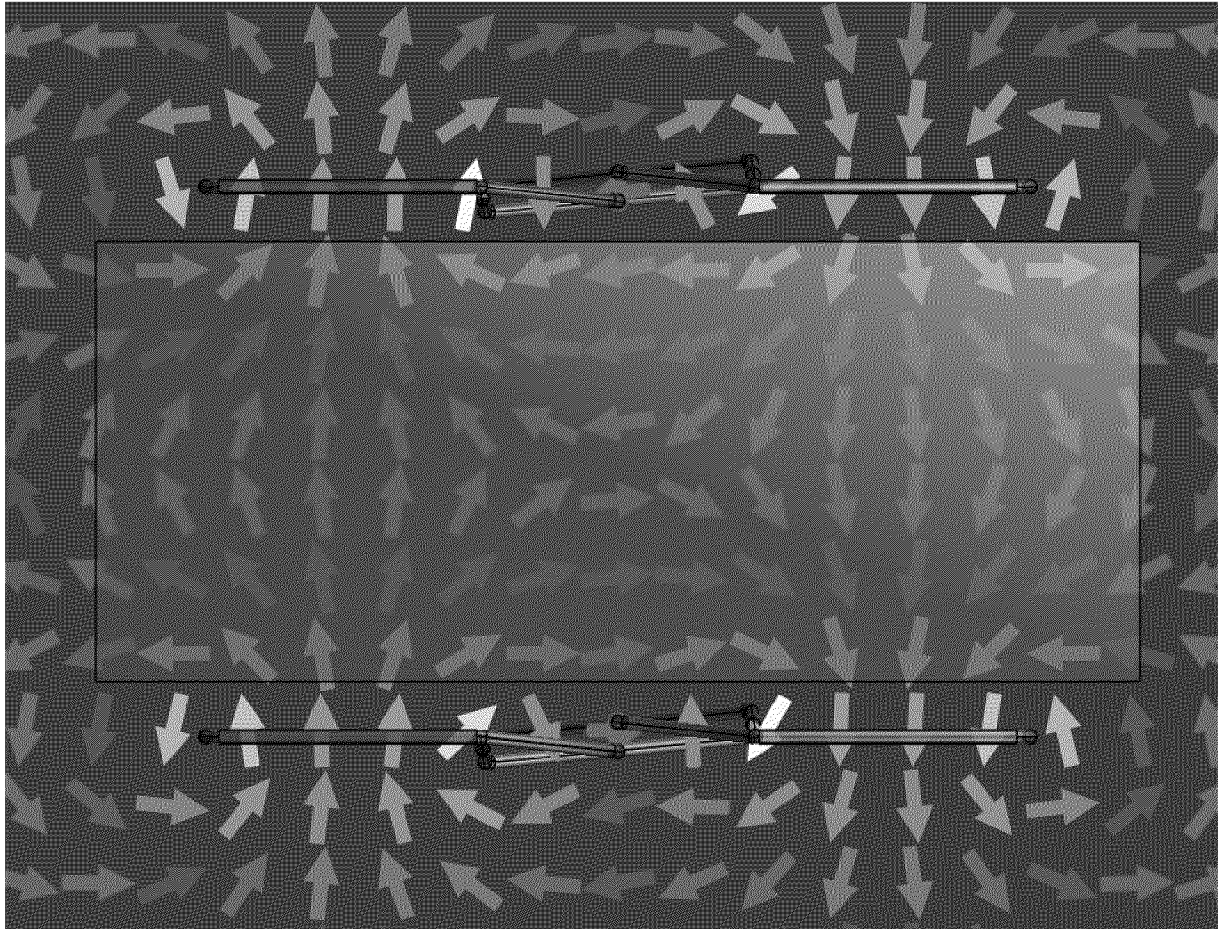
ФИГ. 1



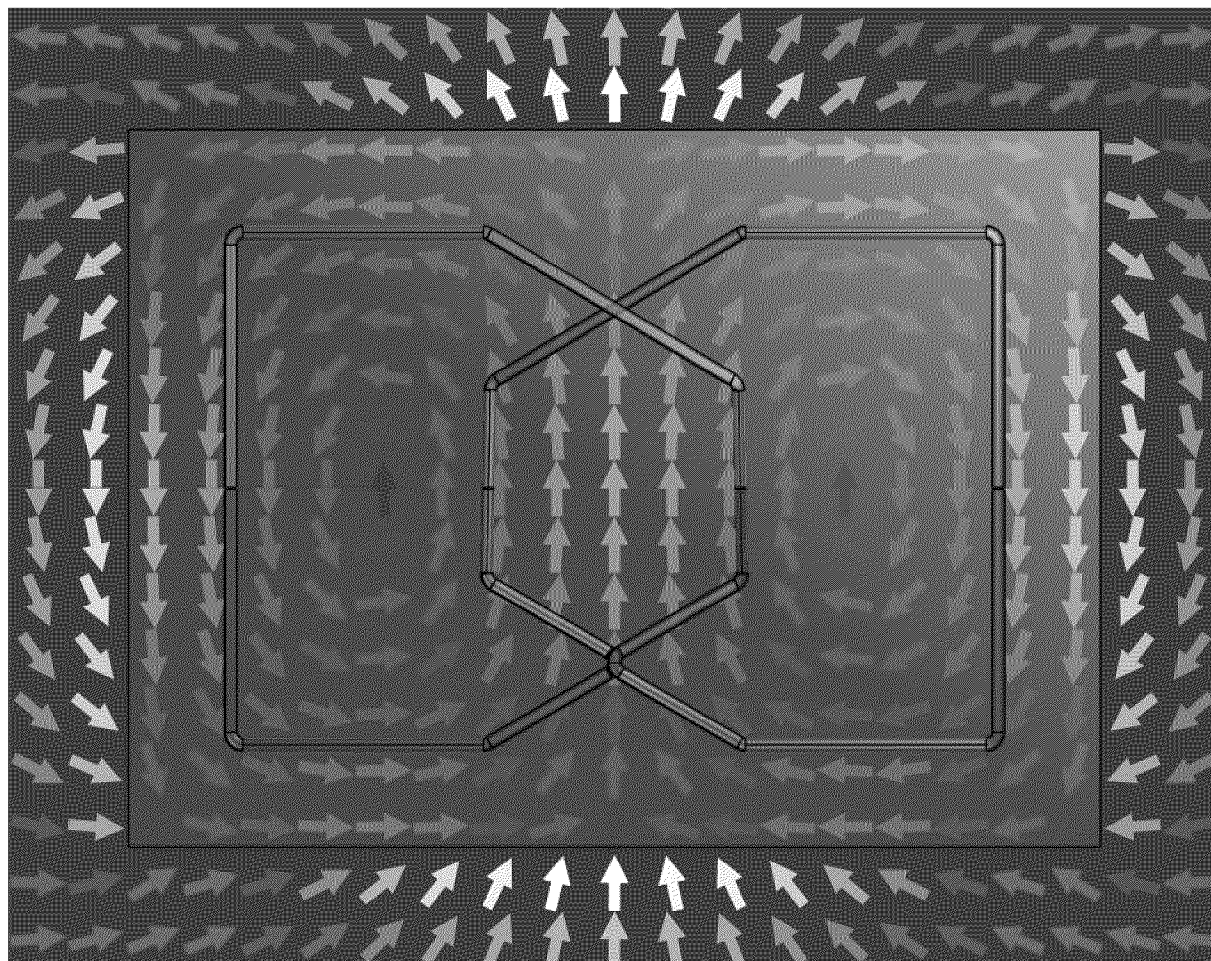
ФИГ. 2



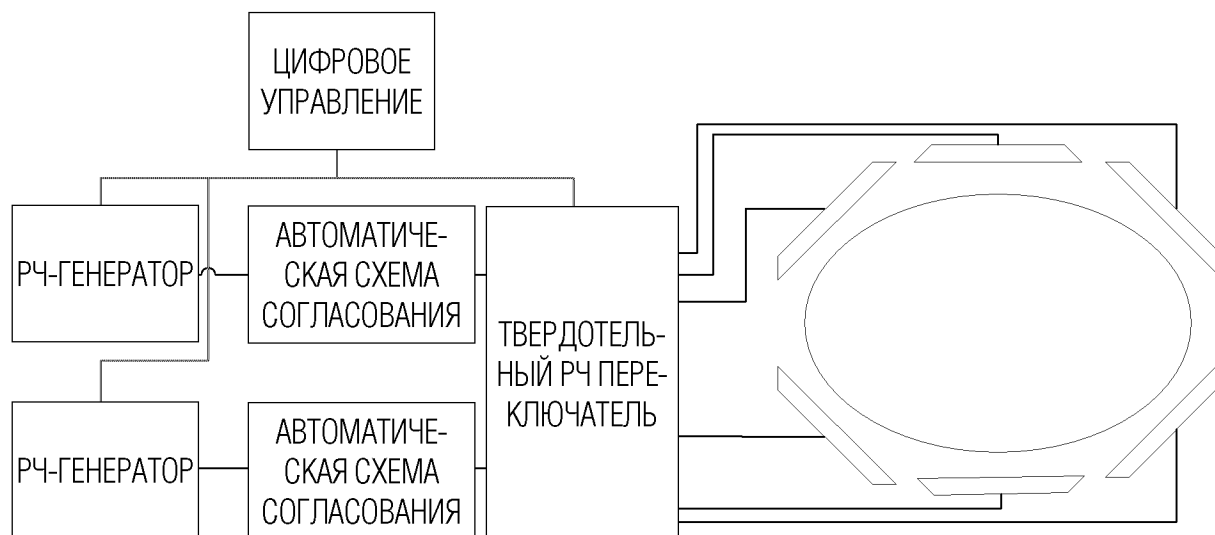
ФИГ. 3



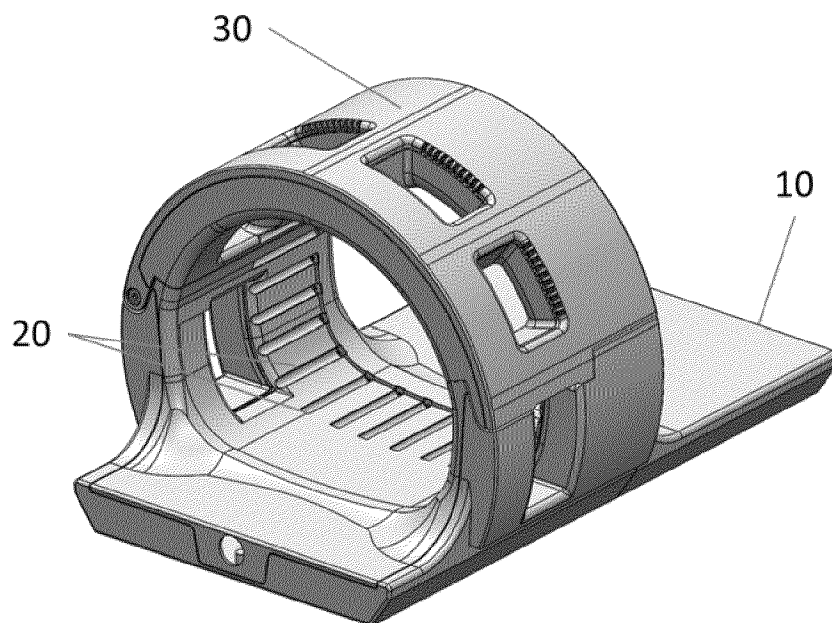
ФИГ. 4



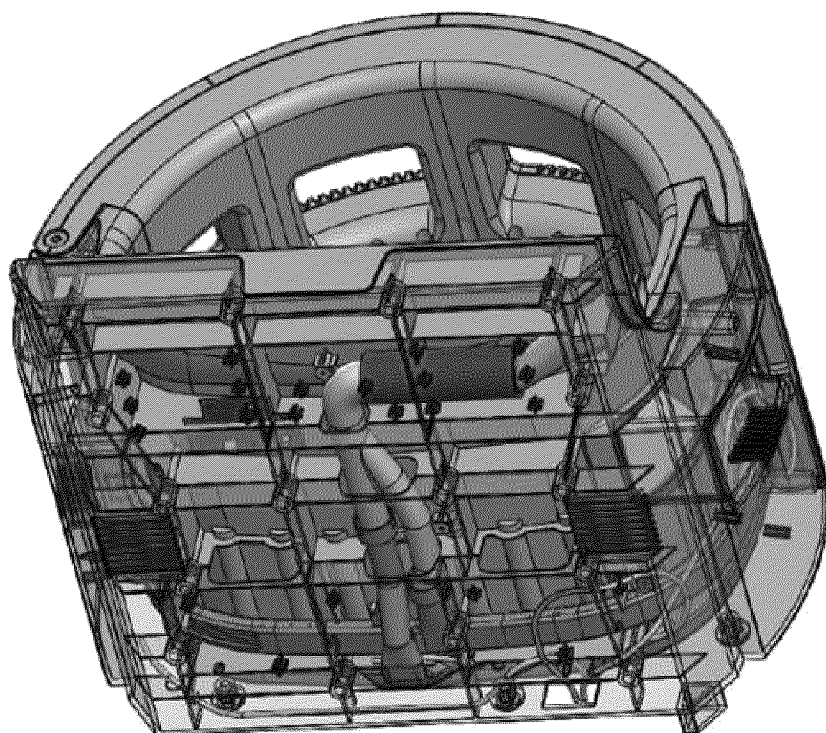
ФИГ. 5А



ФИГ. 5В

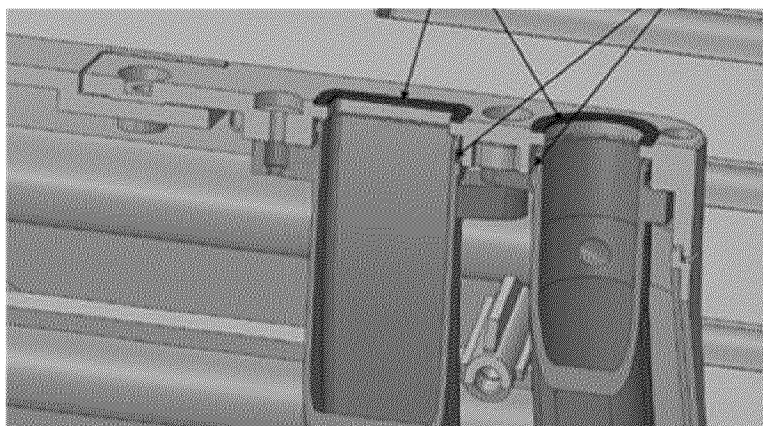


ФИГ. 6А

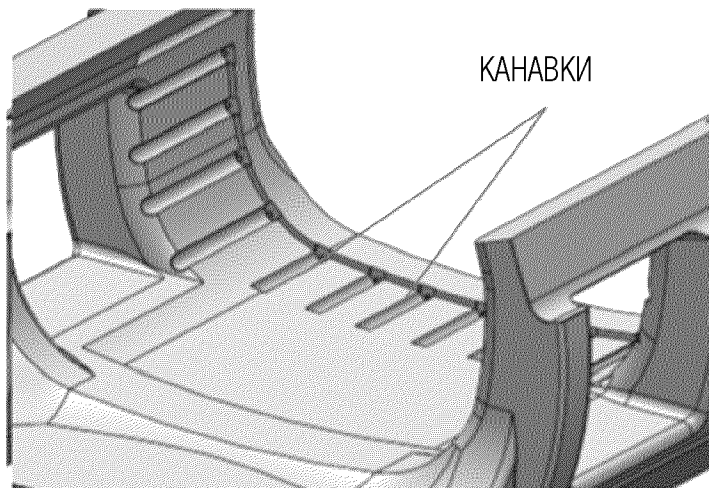


ФИГ. 6В

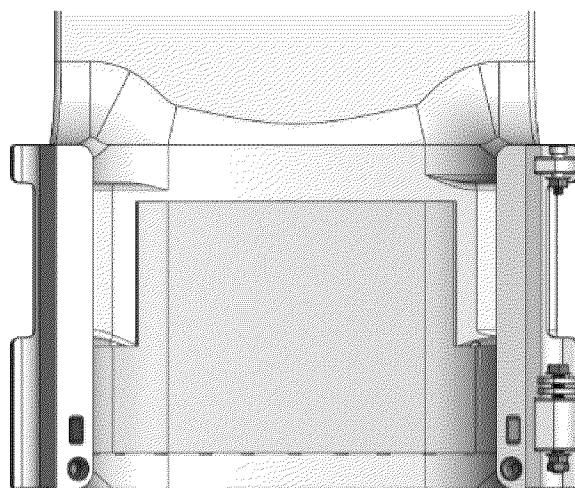
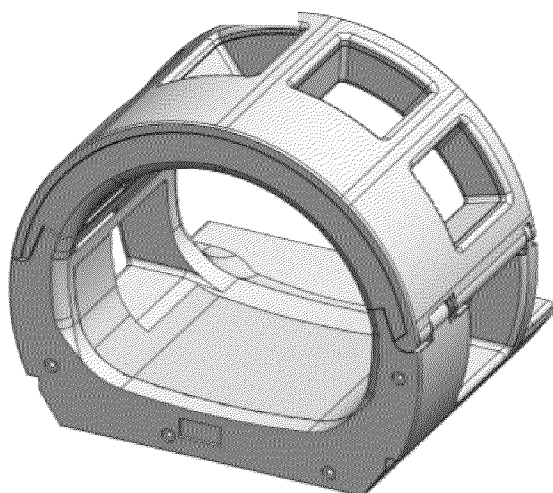
ПРОКЛАДКА И УПЛОТНИТЕЛЬНОЕ КОЛЬЦО

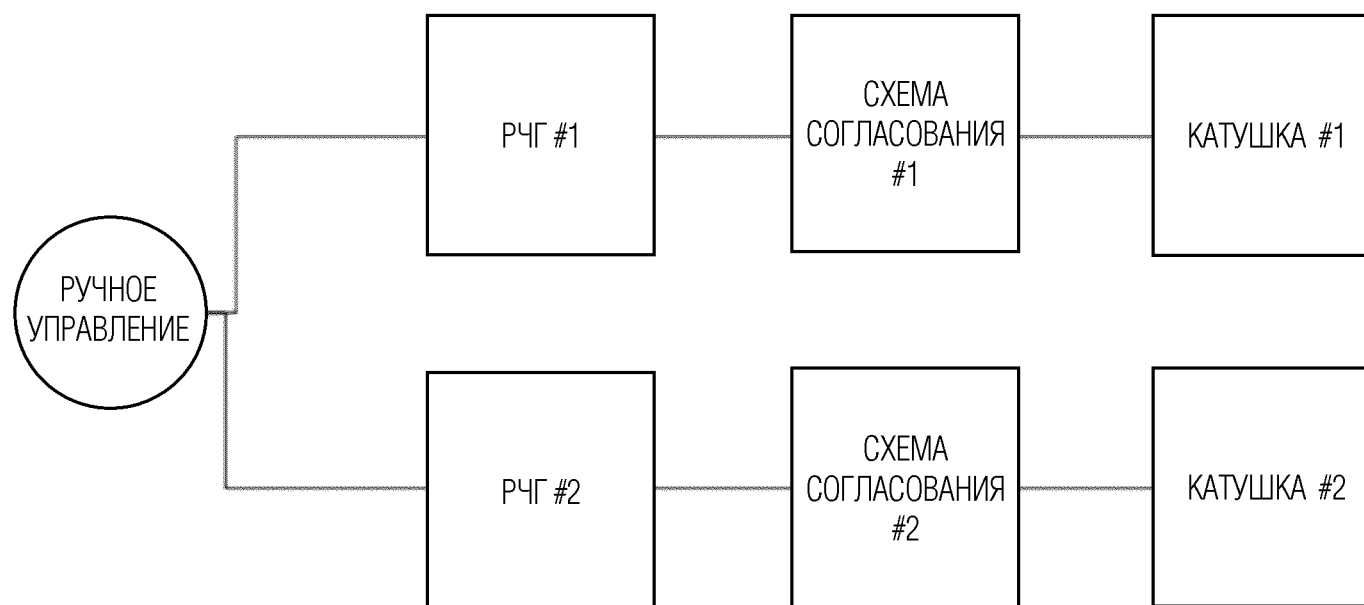


ФИГ. 6С



ФИГ. 6D



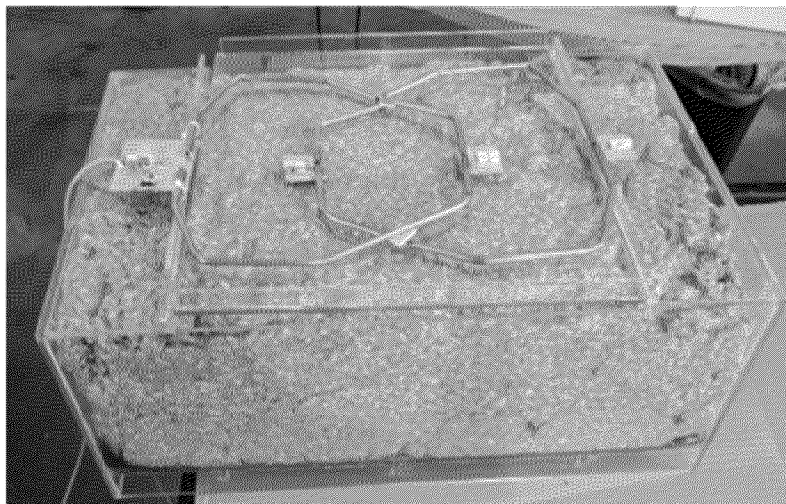


ФИГ. 7А

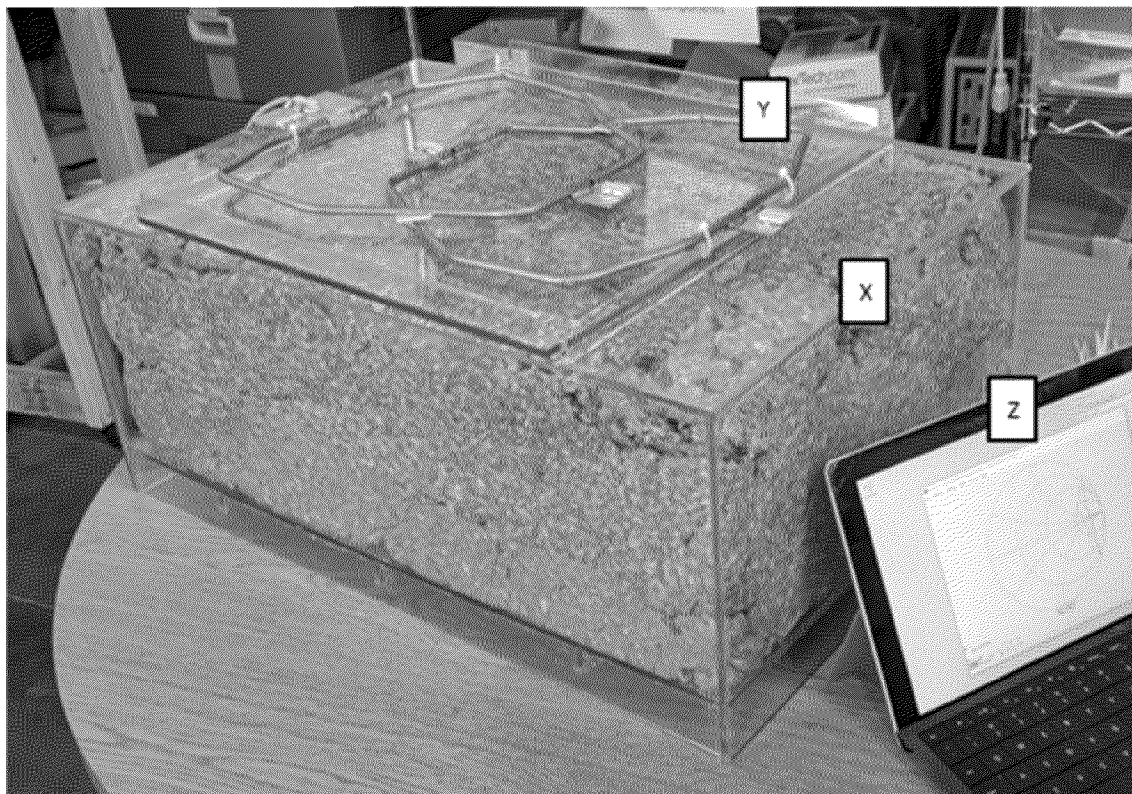
ФИГ. 7В



ФИГ. 7С



ФИГ. 8



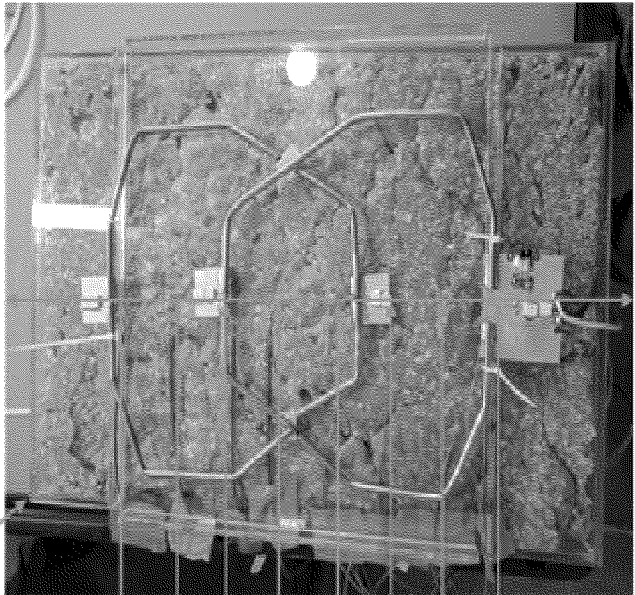
ИСПЫТАНИЕ НА ГЛУБИНЕ 1 ДЮЙМ

ФИГ. 9

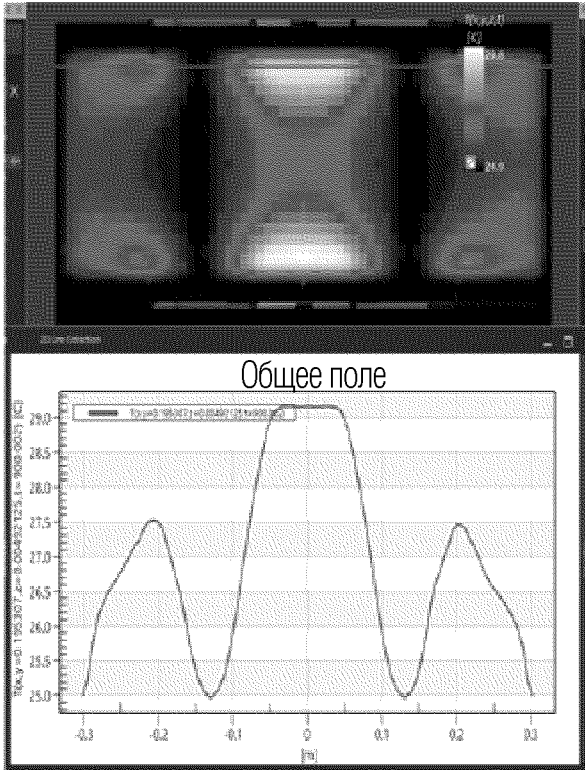
Данные подачи		
Суммарная мощность	300	watts
Продолжительность подачи	15	minutes
Время начала подачи	15:46:26	

Расположение зонда (дюймы)	X	Y	Z
A1	8	4 1/2	-1
A2	8	6 5/8	-1
A3	8	9	-1
A4	8	10 3/4	-1
B1	8	13	-1
B2	8	15	-1
B3	8	17	-1
B4	8	19	-1

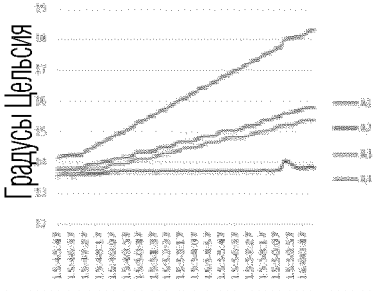
Ref(0,0,0)



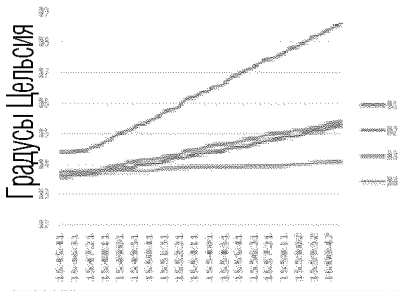
	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
Данные канала (по Цельсию)								
Начальная температура	13.77	13.60	13.58	14.23	14.39	13.63	13.74	13.76
Максимальная температура	15.78	14.03	15.37	18.30	18.61	15.25	14.07	15.38
Суммарный градус повышения	2.00	0.27	1.79	4.07	4.22	1.62	0.33	1.62
Градус повышения в минуту	0.13	0.01	0.12	0.27	0.28	0.11	0.02	0.11



Модуль А - температура от времени



Модуль В - температура от времени

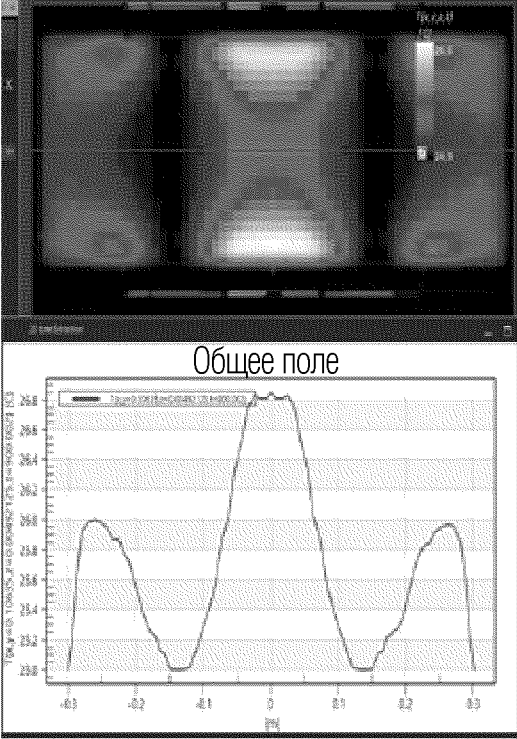
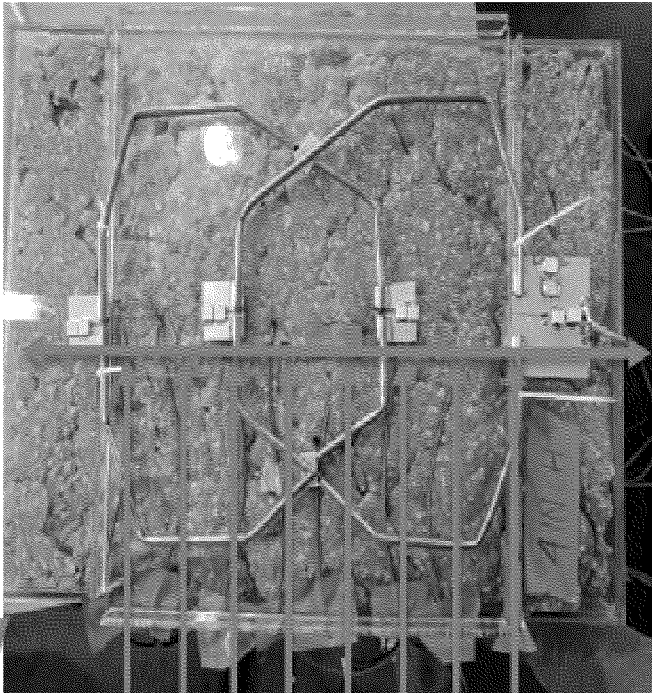


ИСПЫТАНИЕ НА ГЛУБИНЕ 4 ДЮЙМА

ФИГ. 10

Данные подачи		
Суммарная мощность	300	watts
Продолжительность подачи	15	minutes
Время начала подачи	16:30:09	

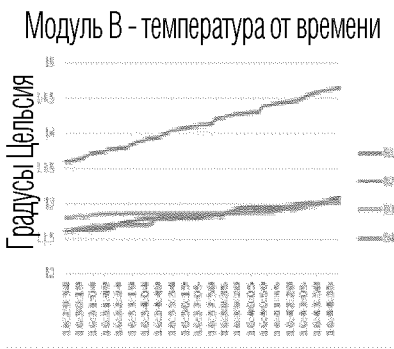
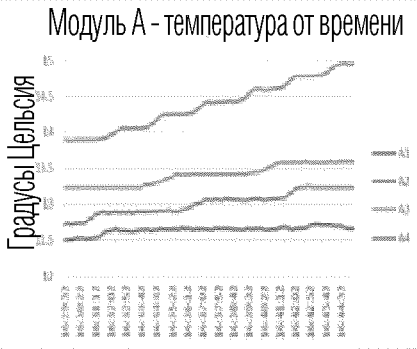
Расположение зонда (дюймы)	X	Y	Z
A1	8	4 1/2	4
A2	8	6 1/2	4
A3	8	8 1/2	4
A4	8	10 1/2	4
B1	8	12 3/4	4
B2	8	15	4
B3	8	17 3/8	4
B4	8	19	4



Ref(0,0,0)

A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
----	----	----	----	----	----	----	----

Данные канала (по Цельсию)	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
Начальная температура	12.73	12.52	13.23	13.89	13.61	12.62	12.81	12.63
Максимальная температура	13.25	12.73	13.59	14.95	14.63	13.08	13.01	13.03
Суммарный градус повышения	0.51	0.14	0.36	1.06	1.02	0.46	0.20	0.38
Градус повышения в минуту	0.03	0.01	0.02	0.07	0.07	0.03	0.01	0.03

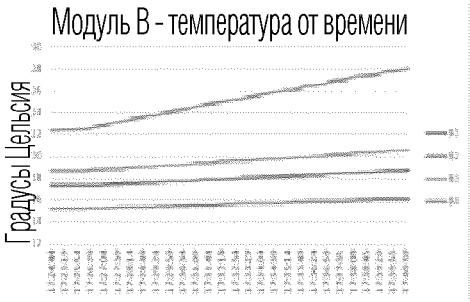
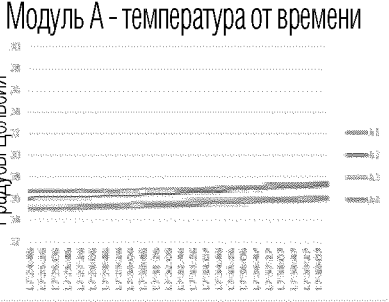
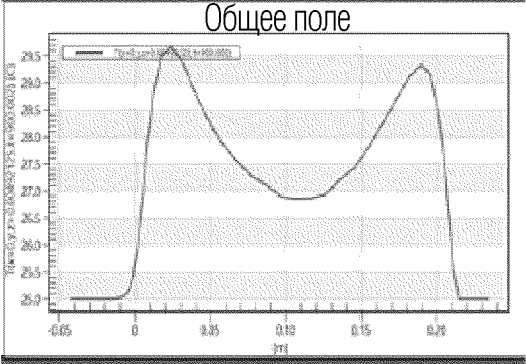
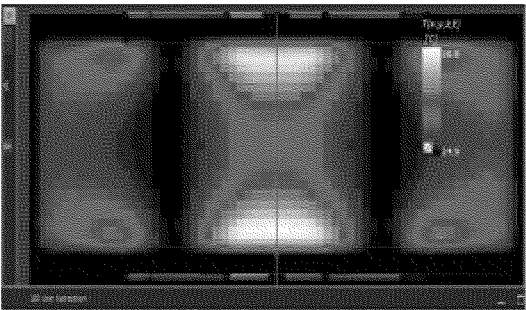


ИСПЫТАНИЕ НА ЦЕНТРАЛЬНОЙ ЛИНИИ

ФИГ. 11

Данные подачи		
Суммарная мощность	300	Watts
Продолжительность подачи	15	Minutes
Время начала подачи	5:25:36	

Расположение зонда (дюймы)	X	Y	Z
B4	8	11 1/4	0
B3	8	11 1/4	-1 1/8
B2	8	11 1/4	-2 1/4
B1	8	11 1/4	-3 3/8
A4	8	11 1/4	-4 1/2
A3	8	11 1/4	-5 5/8
A2	8	11 1/4	-6 3/4
A1	8	11 1/4	-8



Ref(0,0,0)



	Данные канала (по Цельсию)	Начальная температура	Максимальная температура	Суммарный градус повышения	Градус повышения в минуту
B4	B4	22.39	28.00	5.61	0.37
B3	B3	18.62	20.54	1.92	0.13
B2	B2	17.31	18.67	1.36	0.09
B1	B1	15.15	16.04	0.89	0.06
A4	A4	14.95	15.86	0.91	0.06
A3	A3	15.18	16.10	0.92	0.06
A2	A2	16.04	17.16	1.10	0.07
A1	A1	16.66	20.43	3.77	0.25