



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013103790/14, 24.06.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
24.06.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
30.06.2010 EP 10167804.3

(43) Дата публикации заявки: 10.08.2014 Бюл. № 22

(45) Опубликовано: 20.01.2016 Бюл. № 2

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 6315776 B1, 13.11.2001. WO 2010009473 A1, 21.01.2010. US 2005283074 A1, 22.12.2005. RU 2008138272 A, 27.03.2010.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 30.01.2013

(86) Заявка РСТ:
IB 2011/052771 (24.06.2011)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2012/001595 (05.01.2012)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ДЕЛАДИ Саболч (NL),
ХАРКС Эрик Годефридус Антониус (NL),
ГЕЙСБЕРС Герардус Хенрикус Мария (NL),
СЕЙВЕР Ян Фредерик (NL)

(73) Патентообладатель(и):

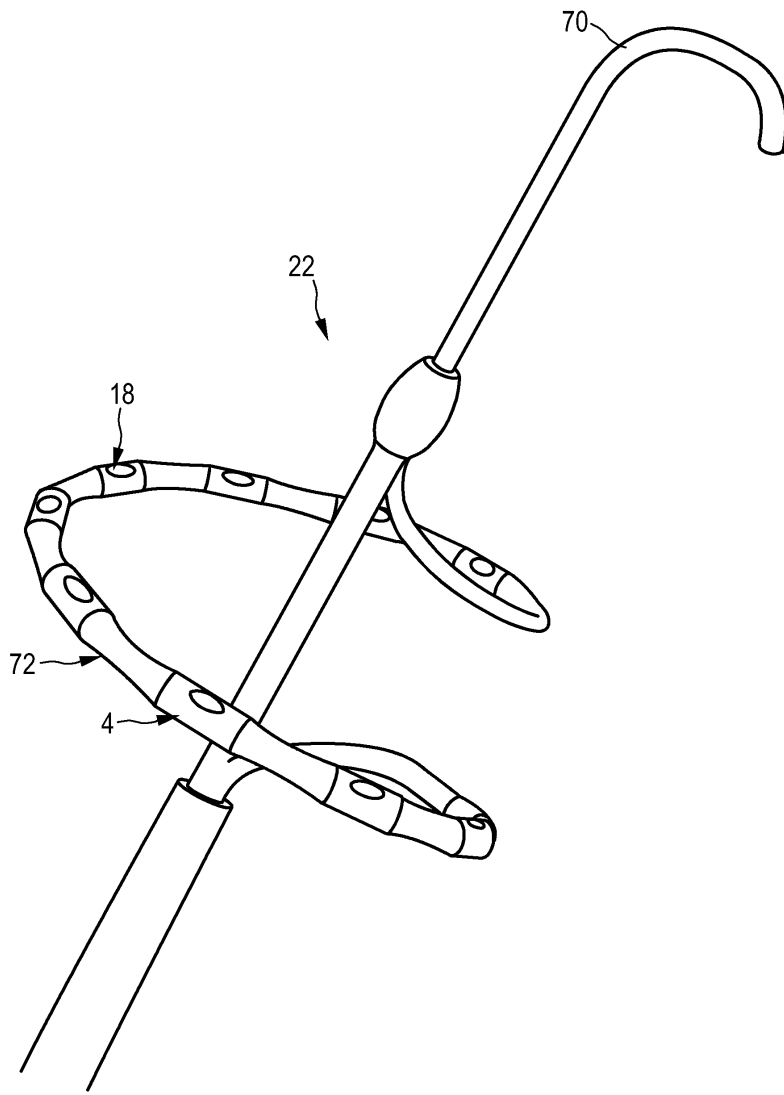
КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) ЭНЕРГОПОДАЮЩЕЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПОДАЧИ ЭНЕРГИИ К ОБЪЕКТУ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к средствам для подачи энергии к объекту при проведении операции. Катетер содержит множество энергоподающих элементов в разных местоположениях, выполненных с возможностью контакта с объектом, множество ультразвуковых элементов, показывающих характеристику объекта в разных местоположениях, соответствующих энергоподающему элементу. Катетер выполнен с возможностью взаимодействовать с блоком определения воздействия подачи энергии, блоком управления по отдельности по меньшей

мере одним энергоподающим элементом и управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от одного или нескольких воздействий подачей энергии. Энергоподающее устройство содержит катетер, блок определения воздействия подачей энергии по сформированным ультразвуковым сигналам, блок управления энергоподающим элементом. Способ подачи энергии обеспечивается работой энергоподающего устройства. Использование изобретения позволяет усовершенствовать управление подачей энергии к объекту. 3 н. и 8 з.п. ф-лы, 14 ил.



ФИГ. 12



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2013103790/14, 24.06.2011**(24) Effective date for property rights:
24.06.2011

Priority:

(30) Convention priority:
30.06.2010 EP 10167804.3(43) Application published: **10.08.2014** Bull. № **22**(45) Date of publication: **20.01.2016** Bull. № **2**(85) Commencement of national phase: **30.01.2013**(86) PCT application:
IB 2011/052771 (24.06.2011)(87) PCT publication:
WO 2012/001595 (05.01.2012)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,
OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**DELADI Sabolch (NL),
KhARKS Ehrik Godefridus Antonius (NL),
GEJSBERS Gerardus Khenrikus Marija (NL),
SEJVER Jan Frederik (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS
N.V. (NL)**(54) **POWER-SUPPLY DEVICE FOR POWER SUPPLY TO OBJECT**

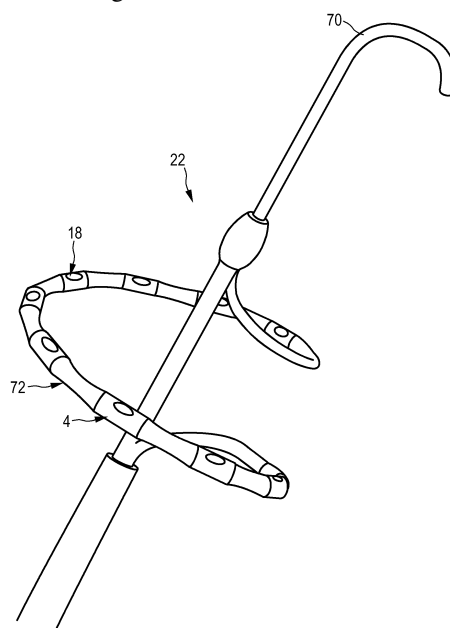
(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medical equipment, namely to object power-supply units applicable intraoperatively. A catheter comprises a set of power-supply elements in various locations, configured to contact to an object, a set of ultrasonic elements showing an object's characteristics in various locations according to the power-supply element. The catheter is configured to interact with a power-supply effect detector, a control unit of one separate power-supply element, and control the respective power-supply element depending on one or more power-supply effects. The power-supply device comprises the catheter, power-supply effect detector according to the generated ultrasonic signals, and control unit of one separate power-supply element. A method for power supply is provided by the power-supply device operation.

EFFECT: using the invention allows improving the object power-supply control.

11 cl, 14 dwg



ФИГ. 12

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Изобретение относится к энергоподающему устройству и компьютерной программе подачи энергии для подачи энергии к объекту. Изобретение дополнительно относится к катетеру для введения в объект и контроллеру для управления подачей энергии к

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В заявке США 2007/0156048 A1 приведено описание медицинского катетера, содержащего гибкий удлинённый корпус, имеющий проксимальный конец и дистальный конец. Множество разнесённых электродов закреплены, с возможностью функционирования, на гибком корпусе вблизи дистального конца, при этом, по меньшей мере, один из электродов предназначен для абляции требуемого участка ткани и причем между электродами обеспечено множество ультразвуковых преобразовательных элементов. Ультразвуковые преобразовательные элементы формируют ультразвуковые сигналы, которые служат для определения, находятся ли ультразвуковые преобразовательные элементы в контакте с тканью. Если ультразвуковой преобразовательный элемент находится в контакте, то ткань подвергают абляции посредством электрода, смежного с ультразвуковым преобразовательным элементом.

Если медицинский катетер применяют для подачи энергии к сердечной ткани, то возможен перегрев сердечной ткани в месте абляции. Данный перегрев может привести, например, к разрыву сердечной ткани в месте абляции и/или повреждению соседних органов и тканей. Возможен также случай, когда сердечная ткань недостаточно нагревается в месте абляции. В данном случае, после того как человек восстановился после абляционной процедуры, может потребоваться вторая абляционная процедура. Кроме затрат и рисков, сопровождающих вторую абляционную процедуру, терапевту, как правило, труднее выполнять повторную абляционную процедуру из-за рубцовой ткани, появляющейся в результате первой абляционной процедуры.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Целью настоящего изобретения является создание энергоподающего устройства и компьютерной программы подачи энергии для подачи энергии к объекту, при этом возможно усовершенствование управления подачей энергии к объекту. В соответствии с первым аспектом настоящего изобретения, предлагается энергоподающее устройство для подачи энергии к объекту, при этом энергоподающее устройство содержит:

- множество энергоподающих элементов для подачи энергии к объекту в разных местоположениях,
- множество ультразвуковых элементов для формирования ультразвуковых сигналов, показывающих характерный параметр объекта в разных местоположениях, причем соответствующему энергоподающему элементу из множества энергоподающих элементов поставлен в соответствие, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент,
- блок определения воздействия подачей энергии для определения воздействия подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам,
- блок управления для управления по отдельности, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, причем блок управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от, по меньшей мере, одного воздействия подачей энергии, определенного по, по меньшей мере, одному ультразвуковому сигналу, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента,

поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу.

Поскольку блок определения воздействия подачей энергии определяет воздействие подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированному ультразвуковому сигналу и поскольку, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом управляют по отдельности, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, т.е. поскольку обеспечена, по меньшей мере, одна локальная контрольная точка приложения воздействия для подачи энергии к объекту, то управление подачей энергии к объекту совершенствуется. Данное усовершенствование может привести к безопасной и более эффективной подаче энергии.

Характерный параметр в разных местоположениях можно измерять непосредственно, т.е. путем направления ультразвуковых волн непосредственно в разные местоположения, в которые подают энергию, или косвенно, т.е. путем направления ультразвуковых волн в соседние области, смежные с разными местоположениями, при этом соседние области также испытывают воздействие при подаче энергии в разные местоположения. Таким образом, характерный параметр объекта в конкретном местоположении можно измерять направлением ультразвуковых волн в область, смежную с конкретным местоположением. Блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью определения воздействия подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по ультразвуковому сигналу, который непосредственно измерил соответствующее местоположение, или по ультразвуковому сигналу, который косвенно измерил соответствующее местоположение.

В предпочтительном варианте, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент является ультразвуковым преобразователем.

Блок управления может быть выполнен с возможностью управления временем, в которое подается мощность, продолжительностью подачи мощности и/или уровнем мощности, чтобы управлять подачей энергии в соответствующее местоположение, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для соответствующего местоположения. Блок управления может быть также выполнен с возможностью управления по отдельности одним энергоподающим элементом, парой энергоподающих элементов или группой, содержащей более двух энергоподающих элементов, которые подают энергию в одно и то же местоположение. В предпочтительном варианте, одиночными энергоподающими элементами можно управлять по отдельности, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию соответствующий отдельный энергоподающий элемент.

Энергоподающее устройство содержит множество ультразвуковых элементов, поставленных в соответствие множеству энергоподающих элементов, при этом блок управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от, по меньшей мере, одного воздействия подачей энергии, определенного по, по меньшей мере, одному ультразвуковому сигналу, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента, поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу. В частности, каждому энергоподающему элементу может быть поставлен в соответствие, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент, при этом блок управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от воздействий подачей энергии, определенных по ультразвуковым сигналам, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента, поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу. В одном варианте осуществления, одному и тому же, по

меньшей мере, одному ультразвуковому элементу может быть поставлено в соответствие несколько энергоподающих элементов, например пара энергоподающих элементов, при этом блок управления выполнен с возможностью управления несколькими энергоподающими элементами в зависимости от воздействий подачей энергии, определенных по ультразвуковым сигналам, одного и того же, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента.

В дополнительном предпочтительном варианте, энергоподающие элементы являются абляционными электродами для создания линии поражения. Линия поражения может быть линией, имеющей открытую или замкнутую форму. Например, линия поражения может быть прямой или кольцевой линией. Абляционные электроды могут располагаться по кольцу, которое можно прижать, например, к устью легочных вен, для создания замкнутой линии поражения. В данном примере, абляционные электроды предпочтительно направлены в ту же сторону абляции энергоподающего устройства, которую прижимают к устью легочных вен. В предпочтительном варианте, блок управления выполнен с возможностью управления электрической энергией абляционных электродов временем, в которое подается мощность, продолжительностью подачи мощности и/или уровнем подаваемой мощности. В предпочтительном варианте, абляционные электроды выполнены с возможностью выполнения высокочастотной (ВЧ) абляционной процедуры. Энергоподающие элементы могут быть также выполнены с возможностью подачи к объекту энергии другого вида, например оптической энергии, холода и т.п. Если энергоподающие элементы выполнены с возможностью подачи оптической энергии к объекту, то энергоподающие элементы являются, предпочтительно, оптическими волокнами для подведения, например, лазерного света к объекту. В предпочтительном варианте, энергоподающие элементы выполнены с возможностью выполнения абляционной процедуры на сердце или другом органе человека или животного. Однако энергоподающие элементы могут быть также выполнены с возможностью подачи энергии к другому объекту, например техническому объекту.

В дополнительном предпочтительном варианте, энергоподающее устройство содержит катетер для введения множества энергоподающих элементов и, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента в объект. Для введения энергоподающих элементов и, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента в объект, они, предпочтительно, расположены внутри катетера. В предпочтительном варианте, катетер является сердечным катетером для введения множества энергоподающих элементов и, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента в сердце человека или животного и для выполнения абляционной процедуры в сердце.

В дополнительном предпочтительном варианте, катетер содержит, по меньшей мере, одно ирригационное отверстие, чтобы ирригационная текучая среда могла вытекать из катетера, при этом, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент расположен внутри катетера таким образом, что характерный параметр объекта можно определить через, по меньшей мере, одно ирригационное отверстие. В частности, катетер может содержать несколько ирригационных отверстий и несколько ультразвуковых элементов, при этом каждый ультразвуковой элемент может быть расположен так, что характерный параметр объекта можно измерить, т.е. можно измерить через ирригационные отверстия.

В дополнительном предпочтительном варианте, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения глубины абляции, в качестве воздействия подачей энергии, по ультразвуковому сигналу. В частности,

энергоподающими элементами можно управлять по отдельности, в зависимости от роста поражения, которое характеризуется глубиной абляции и создается соответствующим энергоподающим элементом. Таким образом, можно определять прогрессирующее локальное поражение, и, на основании определенного прогрессирующего локального поражения, можно управлять энергоподающим элементом.

В одном варианте осуществления, ультразвуковой сигнал представляет характеристики отражения ультразвука объектом на разных глубинах, при этом блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения нарушений непрерывности ультразвукового сигнала и определения глубины абляции в виде глубины ультразвукового сигнала, на которой проявляются нарушения непрерывности. В предпочтительном варианте, ультразвуковой сигнал представляет также характеристики отражения ультразвука в разные моменты времени, что допускает определение глубины абляции в разные моменты времени, в частности в реальном времени. Данная возможность позволяет управлять отдельными энергоподающими элементами в реальном времени, в зависимости от локальной глубины абляции, в частности таким образом, чтобы не допускать чрезмерного воздействия, например перегрева, и недостаточного воздействия.

Блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью коррекции ультразвукового сигнала с учетом теплового расширения объекта, вызванного абляционной процедурой, и с возможностью определения глубины абляции и времени абляции в виде глубины и времени последовательных во времени значений сигнала скорректированного ультразвукового сигнала, которые соответствуют одной и той же глубине и которые не являются одинаковыми по предварительно заданному критерию сходства. Блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью:

- коррекции ультразвукового сигнала с учетом теплового расширения объекта, вызванного абляционной процедурой,
- определения отрезков, состоящих из последовательных во времени значений сигнала скорректированного ультразвукового сигнала, которые соответствуют одной и той же глубине и которые являются одинаковыми по критерию сходства,
- определения глубины абляции и времени абляции в форме глубины и времени, когда длина отрезков меньше предварительно заданного порога. Данный предварительно заданный порог можно определить калибровочным измерением, при этом ультразвуковые сигналы формируют испусканием ультразвуковых импульсов в объект, имеющий известную глубину абляции. В одном варианте осуществления, считается, что отрезки, имеющие длину больше чем 0,25 с, в более предпочтительном варианте больше чем 0,5 с и в еще более предпочтительном варианте больше чем 1 с, указывают, что абляция еще не произошла на соответствующей глубине.

В одном варианте осуществления, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью:

- коррекции ультразвукового сигнала с учетом теплового расширения объекта, вызванного абляционной процедурой,
- определения, для разных областей по глубине и в разные моменты времени, взаимной корреляции последовательных во времени значений сигнала одной и той же области по глубине,
- определения глубины абляции и времени абляции в зависимости от взаимной корреляции последовательных во времени сигналов, определенной для разных областей

по глубине и в разные моменты времени. В частности, блок определения воздействия подачи энергии выполнен с возможностью определения, для разных областей по глубине и в разные моменты времени, значения сдвига в зависимости от определенной взаимной корреляции и с возможностью определения глубины абляции и времени абляции в зависимости от определенных значений сдвига, при этом значение сдвига показывает сдвиг между последовательными во времени сигналами внутри области по глубине.

Ультразвуковой сигнал, представляющий характеристики отражения ультразвука объектом на разных глубинах и в разные моменты времени, является, предпочтительно, изображением М-режима (разверткой одномерного изображения по времени).

В предпочтительном варианте, взаимную корреляцию выполняют в Фурье-области, т.е., предпочтительно, до определения взаимной корреляции ультразвуковой сигнал преобразуют методом Фурье-преобразования, и после того, как определяют взаимную корреляцию, и до того, как определяют значения сдвига, предпочтительно выполняют обратное Фурье-преобразование. Выполнение взаимной корреляции в Фурье-области обеспечивает ускорение обработки данных.

В предпочтительном варианте, размер по длине разбивают на разные области по глубине, при этом для каждой области по глубине выполняют взаимную корреляцию каждой линии значений сигнала, заданных одним и тем же моментом времени, с предшествующей ей по времени линией значений сигнала, которые относятся к одному и тому же предшествующему моменту времени. Таким образом, для соответствующей области по глубине определяют несколько линий взаимной корреляции. В предпочтительном варианте, линии взаимной корреляции соответствующей области по глубине усредняют. В предпочтительном варианте, данное усреднение выполняют применением усредняющего фильтра для обработки линий взаимной корреляции соответствующей области по глубине.

В предпочтительном варианте, значение сдвига в некоторой области по глубине и в некоторый момент времени определяют посредством определения пика линии взаимной корреляции соответствующей области по глубине в соответствующий момент времени. Положение соответствующего пика по глубине в соответствующей области по глубине показывает сдвиг между двумя линиями значений сигнала в области по глубине, для которых получена взаимная корреляция для определения линии взаимной корреляции. Поэтому значение сдвига, предпочтительно, определяют по положению пика по глубине в соответствующей области по глубине. Точность определения положения пика по глубине в соответствующей области по глубине, предпочтительно, повышают путем подбора по точкам параболы к пику, при этом максимум параболы используют как положение пика по глубине в области по глубине. В предпочтительном варианте, пик вырезают из соответствующей линии взаимной корреляции перед выполнением процедуры подбора, чтобы подбирать по точкам параболу только к пику, а не к соответствующей всей линии взаимной корреляции в соответствующей области по глубине.

Для определения глубины абляции и времени абляции, предпочтительно, выполняют пороговую обработку определенных значений сдвигов. В одном варианте осуществления, если значение сдвига больше, чем предварительно заданный пороговый сдвиг, то соответствующую область по глубине и время, предпочтительно, рассматривают как глубину абляции, на которой происходит процесс абляции, и как время абляции. Зона, в которой коагулирует ткань, соответствует области слабой взаимной корреляции, т.е. соответствует области относительно большого значения

сдвига. Зона здоровой ткани и зона, содержащая ткань, которая уже полностью коагулирована, соответствуют областям сильной взаимной корреляции, т.е. соответствуют областям относительно небольшого значения сдвига. Поэтому зону, в которой ткань коагулирует в данный момент, можно отделить от зоны здоровой ткани и зоны, содержащей ткань, которая уже полностью коагулирована, с использованием предварительно заданного порогового сдвига. Упомянутый пороговый сдвиг может быть задан предварительно, например, посредством калибровки.

В дополнительном предпочтительном варианте, энергоподающее устройство дополнительно содержит блок определения толщины стенки объекта для определения толщины стенки объекта в местоположении, в котором, по меньшей мере, один энергоподающий элемент подает энергию, по ультразвуковому сигналу, при этом блок управления выполнен с возможностью управления, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом в зависимости от определенной толщины стенки объекта. В частности, энергоподающими элементами можно управлять в отдельности, в зависимости от роста поражения, создаваемого соответствующим энергоподающим элементом и от локальной толщины стенки объекта. Например, энергоподающими элементами можно управлять так, чтобы, в заданных местах абляции, создаваемое поражение было трансмуральным, посредством управления энергоподающими элементами в зависимости от локальной глубины абляции и локальной толщины стенки объекта.

В предпочтительном варианте, энергоподающее устройство содержит множество ультразвуковых элементов, при этом энергоподающие элементы и ультразвуковые элементы могут быть расположены поочередно. В дополнительном предпочтительном варианте, энергоподающее устройство содержит множество ультразвуковых элементов, которые встроены в энергоподающие элементы. В предпочтительном варианте, ультразвуковой элемент встроен в каждый энергоподающий элемент. В дополнительном предпочтительном варианте, ультразвуковые элементы размещены на внешней поверхности энергоподающих элементов. В частности, ультразвуковой элемент может быть размещен на внешней поверхности каждого из энергоподающих элементов. В дополнительном предпочтительном варианте, энергоподающие элементы содержат внешнюю поверхность с отверстием, которое может быть ирригационным отверстием, при этом ультразвуковые элементы находятся внутри энергоподающих элементов таким образом, что характерный параметр объекта можно определить через отверстие. В предпочтительном варианте обеспечены несколько комбинаций энергоподающего элемента и ультразвукового элемента, при этом ультразвуковой элемент в комбинации расположен внутри соответствующего энергоподающего элемента таким образом, что характерный параметр объекта можно определить через отверстие во внешней поверхности энергоподающего элемента. Поскольку ультразвуковые элементы и энергоподающие элементы объединены, то местоположение, в которое подают энергию с использованием конкретного энергоподающего элемента, может легко определяться с использованием ультразвукового элемента, который встроен в конкретный энергоподающий элемент.

Если энергоподающие элементы содержат внешнюю поверхность с ирригационным отверстием, при этом ультразвуковые элементы находятся внутри энергоподающих элементов таким образом, что характерный параметр объекта можно определить через соответствующее ирригационное отверстие, причем характерный параметр объекта в местоположениях, в которые подают энергию, можно легко и, предпочтительно, непрерывно определять с использованием ультразвуковых элементов, и характерный

параметр объекта можно определять до, в процессе и/или после подачи энергии.

Ирригационная текучая среда может вытекать из катетера через ирригационное отверстие, при этом ирригационную текучую среду можно применять с целью охлаждения и/или с целью орошения. Охлаждение, например, поражения можно
5 применять для управления качеством поражения. Кроме того, ирригационную текучую среду можно применять как промежуточное средство для обеспечения контакта между ультразвуковыми элементами и объектом.

В соответствии с дополнительным аспектом настоящего изобретения предлагается катетер для введения в объект, при этом катетер содержит:

- 10 - множество энергоподающих элементов для подачи энергии к объекту в разных местоположениях,
- множество ультразвуковых элементов для формирования ультразвуковых сигналов, показывающих характерный параметр объекта в разных местоположениях, причем соответствующему энергоподающему элементу из множества энергоподающих
15 элементов поставлен в соответствие, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент, причем катетер выполнен с возможностью взаимодействия с:
 - блоком определения воздействия подачей энергии для определения воздействия подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам,
 - 20 - блоком управления для управления по отдельности, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, причем блок управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от по меньшей
25 мере, одного воздействия подачей энергии, определенного по, по меньшей мере, одному ультразвуковому сигналу, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента, поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу.

В соответствии с дополнительным аспектом настоящего изобретения предлагается контроллер для управления подачей энергии к объекту, при этом контроллер выполнен
30 с возможностью взаимодействия с:

- множеством энергоподающих элементов для подачи энергии к объекту в разных местоположениях,
- множеством ультразвуковых элементов для формирования ультразвуковых
35 сигналов, показывающих характерный параметр объекта в разных местоположениях, причем соответствующему энергоподающему элементу из множества энергоподающих элементов поставлен в соответствие, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент, причем контроллер содержит:
 - блок определения воздействия подачей энергии для определения воздействия подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированному
40 ультразвуковому сигналу,
 - блоком управления для управления по отдельности, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, причем блок управления выполнен с возможностью
45 управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от, по меньшей мере, одного воздействия подачей энергии, определенного по, по меньшей мере, одному ультразвуковому сигналу, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента, поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу.

В соответствии с дополнительным аспектом настоящего изобретения предлагается компьютерная программа для подачи энергии к объекту, при этом компьютерная программа содержит средство реализации программного кода для предписания энергоподающему устройству по п. 1 выполнять следующие этапы способа подачи энергии, когда компьютерная программа исполняется на компьютере, управляющем энергоподающим устройством:

- подают энергию к объекту в разных местоположениях посредством множества энергоподающих элементов,

- формируют ультразвуковые сигналы, показывающие характерный параметр объекта в разных местоположениях, посредством множества ультразвуковых элементов, причем соответствующему энергоподающему элементу из множества энергоподающих элементов поставлен в соответствие, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент,

- определяют воздействие подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам посредством блока определения воздействия подачей энергии,

- управляют, по отдельности, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, посредством блока управления, причем блок управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом в зависимости от, по меньшей мере, одного воздействия подачей энергии, определенного по, по меньшей мере, одному ультразвуковому сигналу, по меньшей мере, одного ультразвукового элемента, поставленного в соответствие соответствующему энергоподающему элементу.

Следует понимать, что энергоподающее устройство по п. 1, катетер по п. 11, контроллер по п. 12 и компьютерная программа по п. 13 имеют аналогичные и/или идентичные предпочтительные варианты осуществления, в частности такие, которые описаны в зависимых пунктах формулы изобретения.

Следует понимать, что предпочтительный вариант осуществления изобретения может быть также любым сочетанием зависимых пунктов формулы изобретения с соответствующим независимым пунктом.

Приведенные и другие аспекты изобретения поясняются в дальнейшем со ссылкой на нижеописанные варианты осуществления.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

На нижеприведенных чертежах:

Фиг. 1 - примерное схематичное изображение энергоподающего устройства для подачи энергии к объекту,

Фиг. 2 - примерное схематичное изображение варианта осуществления дистального конца катетера энергоподающего устройства,

Фиг. 3 - примерное схематичное представление последовательности эхо-сигналов, создаваемых отражениями ультразвукового импульса от ткани сердечной стенки,

Фиг. 4 - примерное схематичное двумерное представление ультразвукового сигнала, формируемого ультразвуковым элементом энергоподающего устройства,

Фиг. 5-9 - примерные схематичные представления разных частей ультразвукового сигнала, который соответствует разным периодам времени до, во время и после абляционной процедуры,

Фиг. 10 - примерное схематичное изображение определенной глубины абляции и двумерное представление ультразвукового сигнала,

Фиг. 11-13 - дополнительные варианты осуществления дистального конца катетера

энергоподающего устройства, и

Фиг. 14 - блок-схема последовательности операций, поясняющая примерный вариант осуществления способа подачи энергии для подачи энергии к объекту.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

5 На фиг. 1 схематично изображено примерное энергоподающее устройство 1 для подачи энергии к объекту. Энергоподающее устройство 1 содержит блок 2 обеспечения изображения для обеспечения изображения объекта 3, являющегося, в настоящем варианте осуществления, сердцем человека 20. Энергоподающее устройство 1
10 дополнительно содержит катетер 21 для подачи энергии к внутренней стенке сердца 3. Дистальный конец 22 катетера 21 схематично изображен для примера на фиг. 2. Дистальный конец 22 содержит множество энергоподающих элементов, являющихся абляционными электродами 4 для подачи энергии к стенке сердца 3 в разных местоположениях. Абляционные электроды 4 соединены с источником 24 энергии
15 электрическими соединениями для обеспечения электрической энергии в разных местоположениях. В предпочтительном варианте, источник 24 энергии, электрические соединения и абляционные электроды 4 выполнены с возможностью подачи высокочастотной (ВЧ) энергии к сердцу 3 в разных местоположениях. В предпочтительном варианте, электрические соединения являются проводами. Абляционные электроды 4, которые расположены не на наконечнике катетера, являются,
20 предпочтительно, кольцевыми электродами, абляционный электрод на наконечнике катетера является, предпочтительно, чашечным электродом. В других вариантах осуществления, наконечник катетера может не содержать чашечного электрода.

В предпочтительном варианте, блок 2 обеспечения изображения выполнен с возможностью обеспечения электроанатомической карты сердца 3. В настоящем
25 варианте осуществления, блок 2 обеспечения изображения является запоминающим блоком, в котором хранится электроанатомическая карта. Электроанатомическая карта может быть сформирована путем формирования трехмерного изображения сердца 3, например, с использованием системы компьютерной томографии, системы магнитно-резонансной томографии, системы радионуклидной визуализации или системы
30 ультразвуковой визуализации, или посредством отслеживания положения наконечника катетера импедансным, магнитным или электромагнитным методом и посредством измерения электрических свойств сердца в разных местоположениях на стенке сердца, при этом измеренные электрические свойства визуализируют в соответствующих местоположениях в трехмерном изображении сердца.

35 Например, электроанатомическая карта может быть картой стимуляции, отражающей последовательность стимуляции анатомической основы. По данной карте можно получить картины проводимости, выявляющие, например, зоны поздней активации или возвратных волн. Информацию карты активации можно использовать для идентификации абляционных мишеней, к которым следует подавать энергию.

40 Энергоподающее устройство 1 дополнительно содержит блок 6, 7 локализации для определения местоположения абляционных электродов 4 в разных местоположениях. Блок локализации содержит систему 6 рентгеновской флюороскопии с рентгеновским источником 25 и рентгеновским детектором 26. Рентгеновский источник 25 излучает рентгеновский пучок 27, который проходит через сердце 3, в том числе через дистальный
45 конец 22 катетера 21. Рентгеновский пучок, который проходит через сердце 3, регистрируется рентгеновским детектором 26. Рентгеновский детектор 26 вырабатывает электрические сигналы, зависящие от регистрируемого рентгеновского пучка, и электрические сигналы используются блоком 28 управления флюороскопией для

формирования изображения рентгеновской проекции. Блок 28 управления флюороскопией выполнен также с возможностью управления рентгеновским источником 25 и рентгеновским детектором 26. Рентгеновский источник 25 и рентгеновский детектор 26 могут быть выполнены с возможностью поворота вокруг пациента 20, чтобы система 6 рентгеновской флюороскопии могла формировать изображения рентгеновских проекций по разным направлениям. Система 6 рентгеновской флюороскопии является, например, системой компьютерно-томографической флюороскопии или флюороскопической системой с С-образной консолью. Изображения рентгеновских проекций подаются в блок 7 определения положения для определения положения абляционных электродов 4 внутри сердца 3. Для определения положения абляционных электродов 4 внутри сердца 3 по обеспечиваемым изображениям рентгеновских проекций можно воспользоваться известными способами определения положения. Например, абляционные электроды можно распознавать на разных изображениях рентгеновских проекций, что дает возможность блоку определения положения определять траектории рентгеновских лучей, которые создали соответствующую проекцию абляционного электрода 4. Блок 7 определения положения может быть выполнен с возможностью определения положения абляционных электродов 4 внутри сердца 3 по пересечению упомянутых траекторий. Или можно сформировать трехмерное изображение абляционных электродов 4 внутри сердца 3 по изображениям рентгеновских проекций, например с использованием алгоритма обратных проекций, при этом блок 7 определения положения может быть выполнен с возможностью определения положения абляционных электродов 4 внутри сердца 3 посредством распознавания абляционных электродов 4 внутри сердца 3 в сформированном трехмерном изображении. Блок 7 определения положения может быть также выполнен с возможностью определения ориентации катетера, в частности абляционных электродов 4.

В других вариантах осуществления, блок локализации может содержать другие средства, например систему магнитно-резонансной томографии или локационные датчики на дистальном конце катетера для определения положения и, по желанию, также ориентации абляционных электродов 4 внутри сердца 3.

Как также показано на фиг. 2, дистальный конец 22 катетера 21 дополнительно содержит, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент 18 для формирования ультразвукового сигнала, показывающего характерный параметр сердца 3 в разных местоположениях. В данном варианте осуществления, дистальный конец 22 содержит множество упомянутых ультразвуковых элементов 18. Энергоподающее устройство 1 дополнительно содержит контроллер 71 для управления по отдельности абляционными электродами 4 в зависимости от локального воздействия энергией, поданной соответствующим абляционным электродом 4. Таким образом, контроллер 71 выполнен так, что воздействие энергией, поданной соответствующим абляционным электродом 4, определяется локально, и данное определенное локальное воздействие используют для управления соответствующим абляционным электродом 4. Контроллер 71 содержит блок 8 определения воздействия подачей энергии и блок 9 управления. Блок 8 определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения воздействий подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам, при этом сформированные ультразвуковые сигналы подаются в блок 8 определения воздействия подачей энергии блоком 73 управления ультразвуковым излучением, который управляет множеством ультразвуковых элементов 18. Блок 9 управления выполнен с возможностью управления в отдельности соответствующим абляционным электродом 4, в зависимости от

воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое соответствующий абляционный электрод подает энергию. В частности, абляционные электроды 4 и блок 9 управления выполнены с возможностью управления по отдельности абляционными электродами 4 в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в котором соответствующий абляционный электрод 4 подает энергию. Блок 9 управления выполнен с возможностью управления временем, в которое подается мощность, продолжительностью подачи мощности и/или уровнем подаваемой мощности, чтобы управлять подачей энергии в соответствующее местоположение, в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для соответствующего местоположения.

Абляционные электроды 4 выполнены с возможностью создания линии поражения. Линия поражения может быть линией, имеющей открытую или замкнутую форму. Например, линия поражения может быть прямой или кольцевой линией. Абляционные электроды могут располагаться по кольцу, которое можно прижать, например, к устью легочных вен, для создания замкнутой линии поражения.

Абляционные электроды 4 воздействуют не только на сердечную ткань в соответствующих местах контакта, но также между местоположениями контакта. Таким образом, в местоположениях, в которых расположены ультразвуковые элементы 18, сердечная ткань также испытывает воздействие от подачи энергии. Поскольку ультразвуковые элементы 18 и абляционные электроды 4 расположены поочередно, то на местоположение, в котором ультразвуковой элемент 18 формирует ультразвуковой сигнал, предпочтительно, воздействуют, по меньшей мере, два соседних абляционных электрода 4. Следовательно, блок 9 управления может быть выполнен с возможностью управления абляционным электродом 4 в зависимости от воздействий подачей энергии, определенных по ультразвуковым сигналам ультразвуковых элементов 18, смежных с абляционным электродом 4. Поэтому абляционному электроду 4 могут быть поставлены в соответствие соседние ультразвуковые элементы 18, при этом абляционным электродом 4 управляют в зависимости от воздействий подачей энергии, определенных по ультразвуковым сигналам поставленных в соответствие ультразвуковых элементов 18.

В другом варианте осуществления, одному и тому же ультразвуковому элементу может быть поставлено в соответствие несколько энергоподающих элементов, например пара энергоподающих элементов, при этом блок управления выполнен с возможностью управления несколькими энергоподающими элементами в зависимости от воздействий подачей энергии, определенных по ультразвуковому сигналу одного и того же ультразвукового элемента.

Блок 8 определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения глубины абляции, в качестве воздействия подачей энергии, по ультразвуковому сигналу. В частности, энергоподающими элементами 4 управляют по отдельности, в зависимости от роста поражения, которое характеризуется глубиной абляции и создается соответствующим энергоподающим элементом 4. Таким образом, определяют прогрессирование локального поражения, и, на основании определенного прогрессирования локального поражения, управляют энергоподающим элементом 4.

Энергоподающее устройство 1 дополнительно содержит блок 15 определения толщины стенки объекта для определения толщины стенки объекта в местоположении, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент 4, по ультразвуковому сигналу, при этом блок 9 управления выполнен с возможностью управления, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом 4, например, по меньшей мере, одним абляционным электродом 4, в зависимости от определенной

толщины стенки объекта. В частности, абляционными электродами 4 можно управлять по отдельности, в зависимости от роста поражения, создаваемого, по меньшей мере, одним абляционным электродом 4, и от локальной толщины стенки объекта.

Определение глубины абляции и толщины стенки объекта по ультразвуковому сигналу, обеспечиваемому измерительным блоком 18, поясняется ниже для примера.

Если к объекту посылается ультразвуковой импульс, то ультразвуковой импульс отражается на разных глубинах таким образом, что эхо-сигналы принимаются соответствующим ультразвуковым элементом. Эхо-сигналы, которые формируются отражением ультразвукового импульса на разных глубинах внутри объекта, формируют последовательность эхо-сигналов. Примерная последовательность 51 эхо-сигналов схематично показана на фиг. 3. Посредством учета скорости звука и времени, когда эхо-сигнал регистрируется после того, как ультразвуковой импульс был послан к объекту, последовательность эхо-сигналов можно преобразовать в зависимость характеристики отражения ультразвука объектом на глубинах внутри объекта. На фиг. 3, амплитуда a последовательности эхо-сигналов в условных единицах, которая соответствует характеристике отражения ультразвука, показана в зависимости от глубины d в условных единицах, которая соответствует моменту времени, в который соответствующий эхо-сигнал принят после того, как импульс был послан в объект.

В данном варианте осуществления, объект является сердцем, при этом ультразвуковой импульс посылается в сердечную ткань стенки. На фиг. 3 области последовательности 51 эхо-сигналов, обозначенные позициями 52 и 53, соответствуют передней и задней поверхностям сердечной стенки. Область 54 сформирована непосредственно ультразвуковым импульсом. Таким образом, в строгом смысле, последовательность эхо-сигналов является графиком, показанным на фиг. 3, без области 54.

Последовательность 51 эхо-сигналов, показанная на фиг. 3, позволяет определять положение передней и задней поверхностей 52, 53 относительно положения ультразвукового элемента, который излучает ультразвуковой импульс и принимает эхо-сигналы. Первая измеренная амплитуда в области 54 отмечает положение ультразвукового элемента. За областью 54 следует область, содержащая амплитуду, равную, приблизительно, нулю, и через некоторое время амплитуда повышается снова в области 52, отмечающей первое отражение от объекта, т.е. отмечающей переднюю поверхность объекта. Затем следует область 55, содержащая меньшие амплитуды, которые соответствуют отражениям внутри ткани, и после этого в области 53, амплитуда снова значительно возрастает и, тем самым, отмечает заднюю поверхность сердечной стенки. Таким образом, последовательность 51 эхо-сигналов позволяет определять положения передней и задней поверхностей на основании областей 52 и 53 и, тем самым, определять локальную толщину стенки объекта в форме разности между положениями передней и задней поверхностей. Область 55 в промежутке служит для определения глубины абляции, как дополнительно поясняется ниже.

Положение возрастающей амплитуды в области 52 после области, содержащей величину амплитуды, по существу, равную нулю, можно определить как положение передней поверхности объекта. В таком случае, амплитуда значительно возрастает в области 55, и положение следующего значительного возрастания амплитуды (область 53) определяют как положение задней поверхности сердечной стенки. Другими словами, после прямого сигнала ультразвукового элемента в области 54 следует «период молчания». Затем данный период молчания заканчивается отражением в области 52, которое соответствует передней поверхности. После упомянутого отражения в области 52 наступает период 55, в котором ясно различимы быстрые и небольшие температурные

изменения интенсивности ультразвука. В частности, огибающая сигнала в периоде 55, обычно характеризуется экспоненциальным ослаблением интенсивности. В конце периода 55 снова наблюдается сильное отражение в области 53, которое соответствует задней поверхности. Можно предварительно задать пороговые значения, в частности
 5 можно предварительно задать относительные пороговые значения, при этом, передняя поверхность обнаруживается, если отражение после «периода молчания» превосходит соответствующий предварительно заданный порог, и задняя поверхность обнаруживается, если сигнал по окончании периода 55 превосходит соответствующий порог. Пороги можно предварительно задавать калибровочными измерениями с
 10 использованием стенок, имеющих известные положения передней поверхности и задней поверхности.

Последовательность 51 эхо-сигналов, показанная для примера на фиг. 3, создана ультразвуковым импульсом, который был послан в объект в конкретный момент времени. Несколько упомянутых ультразвуковых импульсов посылают в разные
 15 моменты времени в объект, чем формируют последовательности эхо-сигналов в разные моменты времени. Данные последовательности эхо-сигналов, которые получают от разных ультразвуковых импульсов в разные моменты времени и, следовательно, которые принадлежат разным моментам времени, формируют динамические последовательности эхо-сигналов. Поэтому ультразвуковой сигнал, который зависит от принимаемых
 20 динамических последовательностей эхо-сигналов, представляет характеристики отражения ультразвука объектом на разных глубинах и в разные моменты времени. Упомянутый ультразвуковой сигнал схематично показан для примера на фиг. 4.

На фиг. 4 разные амплитуды ультразвукового сигнала обозначены разной яркостью, при этом более высокая яркость соответствует большей амплитуде. Амплитуда показана
 25 в зависимости от глубины d и времени t , когда сформирована соответствующая последовательность эхо-сигналов. Ультразвуковой сигнал, показанный на фиг. 4, формирует изображение, которое можно рассматривать как изображение М-режима (развертка одномерного изображения по времени).

При выполнении абляционной процедуры в сердечной стенке создается поражение, при этом глубина абляции определяется границей поражения в ткани сердечной стенки.

Блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения нарушений непрерывности ультразвукового сигнала и определения глубины абляции в виде глубины ультразвукового сигнала, на которой проявляются нарушения непрерывности. Например, на фиг. 4, в первом эллипсе 56 присутствуют только
 35 непрерывные изменения ультразвукового сигнала, указывающие на макроскопическое расширение ткани для ткани сердечной стенки во время подачи абляционной энергии к ткани. Во втором эллипсе 57 можно наблюдать нарушения непрерывности изменения ультразвукового сигнала, которые указывают глубину абляции. Следовательно, на фиг. 4 показано прогрессирование поражения, т.е. увеличение глубины абляции, во
 40 втором эллипсе 57. На основании наблюдаемых нарушений непрерывности определяют глубину абляции, как указано, в виде примера, для конкретного момента времени второй двойной стрелкой 59, а первая двойная стрелка 58 указывает толщину сердечной стенки в конкретный момент времени. Следует отметить, что толщина сердечной стенки также изменяется с течением времени в процессе выполнения абляционной процедуры
 45 вследствие макроскопического расширения ткани, как можно видеть на фиг. 4.

Для определения глубины абляции, блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью оценки разрешаемых по времени сдвигов, в частности макроскопических сдвигов, ультразвукового сигнала, обусловленных

расширением ткани. В частности, непрерывные изменения ультразвукового сигнала регистрируются и служат для определения сдвигов ультразвукового сигнала, обусловленных расширением ткани для каждого момента времени, когда ультразвуковой импульс был послан в объект и отражен объектом на разных глубинах. В таком случае, блок определения воздействия подачей энергии вычисляет скорректированный по сдвигу ультразвуковой сигнал для коррекции с учетом сдвига, вызванного расширением ткани в процессе абляции. В частности, для разных моментов времени, величины амплитуды, показанные, например, на фиг. 4, перемещаются вертикально в соответствии с определенным сдвигом, для коррекции упомянутого сдвига, вызванного расширением ткани. Тогда, в предпочтительном варианте, блок определения воздействия подачей энергии подавляет шум в скорректированном по сдвигу ультразвуковом сигнале, с использованием, например, фильтра Гаусса с, например, $\sigma=25$. В одном варианте осуществления, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью отслеживания линий, соответствующих постоянной глубине в скорректированном по сдвигу ультразвуковом сигнале, с течением времени, т.е. отслеживания горизонтальных линий в представлении скорректированного по сдвигу ультразвукового сигнала, который соответствует представлению, показанному на фиг. 4, пока не происходит разделительное событие. Длина горизонтальных линий до того, как происходит упомянутое разделительное событие, определяется корреляционными статистическими методами. В таком случае, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью назначения граничного параметра, который остается гибким, для областей, подвергнутых/не подвергнутых абляции, на основании определенных длин соединенных отрезков. Граничный параметр равен, например, 0,25 с. В частности, в скорректированном по сдвигу ультразвуковом изображении сравнивают смежные по времени пиксели на горизонтальной линии. Если вдоль горизонтальной линии не существует границы поражения, то пиксели вдоль горизонтальной линии стремятся к, приблизительно, одинаковой интенсивности, и могут происходить только медленные изменения. Напротив, если граница поражения, т.е. абляционного поражения, достигает горизонтальной линии, интенсивность пикселей на данной линии значительно изменяется. Глубина, соответствующая данному значительному изменению интенсивности, характеризует глубину абляции. В предпочтительном варианте, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения отрезков вдоль горизонтальной линии, содержащей значения пикселей, имеющих, по существу, одинаковую интенсивность. Когда фронт абляции достигает конкретной горизонтальной линии, то наблюдается значительное уменьшение длины отрезков на данной горизонтальной линии. Если длина отрезков меньше предварительно заданного порога, то блок определения воздействия подачей энергии определяет глубину абляции как глубину, соответствующую местоположению, в котором длина отрезков меньше упомянутого предварительно заданного порога. Упомянутый предварительно заданный порог можно определить калибровочными измерениями, при этом ультразвуковые сигналы формируются испусканием ультразвуковых импульсов в объект, имеющий известную глубину абляции. С помощью данной калибровки можно также определить критерий сходства для определения, являются ли одинаковыми или нет значения интенсивности смежных пикселей на горизонтальной линии, т.е. относятся ли значения интенсивности двух смежных пикселей на горизонтальной линии к одному и тому же отрезку. Например, с помощью калибровки можно задать относительный порог, указывающий максимальную относительную разность значений интенсивности пикселей, приводящую к решению, что данные значения интенсивности пикселей рассматриваются

как одинаковые, т.е. значения интенсивности двух пикселей рассматриваются как одинаковые, если их относительная разность равна или меньше максимальной относительной разности, которая предпочтительно определяется калибровкой. В одном варианте осуществления, считается, что отрезки, имеющие длину больше чем 0,25 с, в более предпочтительном варианте больше чем 0,5 с и в еще более предпочтительном варианте больше чем 1 с, указывают, что абляция еще не произошла на глубине, которая соответствует соответствующей горизонтальной линии.

В дополнительном варианте осуществления, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью Фурье-преобразования скорректированного по сдвигу ультразвукового сигнала, в котором шум, предпочтительно, подавлен с использованием, например, фильтра Гаусса. Размер по длине разбивают на разные области по глубине, при этом, для каждой области по глубине выполняют взаимную корреляцию каждой линии значений сигнала, заданных одним и тем же моментом времени, с предшествующей ей по времени линией значений сигнала, которые относятся к одному и тому же предшествующему моменту времени. Таким образом, для соответствующей области по глубине определяют несколько линий взаимной корреляции. Разбиение размера по глубине в разных областях по глубине соответствует разбиению в вертикальном направлении в изображении М-режима, показанного например, на фиг. 4. Например, вертикальные линии можно разбить на, приблизительно, 1000 областей по глубине. Число областей по глубине может быть задано предварительно или может быть выбрано автоматически или пользователем, например, в зависимости от толщины ткани, подлежащей исследованию, или частоты ультразвука. В предпочтительном варианте, для очень тонкой артериальной ткани, имеющей субмиллиметровую толщину, число областей по глубине меньше чем 1000, и для очень толстой ткани желудочков, имеющей толщину больше чем 20 мм, число областей по глубине больше чем 1000.

Линии взаимной корреляции соответствующей зоны по глубине усредняют. Данное усреднение, предпочтительно, выполняют посредством применения усредняющего фильтра для обработки линии взаимной корреляции соответствующей области по глубине. Усредняющий фильтр содержит, например, одиннадцать линий по ширине фильтра. Однако усредняющий фильтр может также иметь большую или меньшую ширину фильтра. Кроме того, в данном варианте осуществления, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью выполнения обратного Фурье-преобразования усредненных линий взаимной корреляции разных областей по глубине и с возможностью определения пиков в областях по глубине линий взаимной корреляции, преобразованных методом обратного Фурье-преобразования. Таким образом, в предпочтительном варианте, пик линии взаимной корреляции определяют для каждой области по глубине и для каждого момента времени.

Блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью определения положения пика по глубине в соответствующей области по глубине посредством вырезания пика из соответствующей линии взаимной корреляции и посредством подбора по точкам параболы к вырезанному пику. Максимум подобранной параболы задает положение пика по глубине в соответствующей области по глубине в соответствующий момент времени.

Блок определения воздействия подачей энергии может быть дополнительно выполнен с возможностью определения, для каждой области по глубине и для каждого момента времени, значения сдвига от положения пика по глубине в соответствующей области по глубине в соответствующий момент времени. Поскольку пик является пиком линии

взаимной корреляции, то положение пика по глубине в соответствующей области по глубине указывает на сдвиг между двумя линиями значений сигнала в области по глубине, для которых получена взаимная корреляция для определения соответствующей линии взаимной корреляции. Блок определения воздействия подачей энергии может

5 быть выполнен с возможностью определения положения пика по глубине в соответствующей области по глубине в виде значения сдвига, или блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью выполнения дополнительных этапов для определения значения сдвига в зависимости от соответствующего положения пика по глубине в соответствующей области по глубине.

10 Например, предварительно заданные связи положений пиков по глубине в области по глубине с присвоенными значениям сдвигов могут быть сохранены в блоке определения воздействия подачей энергии и служить для определения значения сдвига в зависимости от определенного положения по глубине соответствующего пика в соответствующей области по глубине. Упомянутые связи можно определить, например, калибровкой.

15 Блок определения воздействия подачей энергии может быть выполнен с возможностью определения глубины абляции и времени абляции в зависимости от значений сдвигов, которые определены для разных областей по глубине и в разные моменты времени. Для определения глубины абляции и времени абляции, предпочтительно, выполняют пороговую обработку определенных значений сдвигов.

20 Если значение сдвига больше, чем предварительно заданный пороговый сдвиг, то соответствующие область по глубине и время рассматривают как глубину абляции, на которой происходит процесс абляции, и как время абляции, соответственно. Упомянутый пороговый сдвиг задают предварительно и сохраняют в блоке определения воздействия подачей энергии и можно определять калибровочными измерениями.

25 В предпочтительном варианте, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью обработки ультразвукового сигнала шумоподавляющим фильтром, являющимся высокочастотным фильтром. Например, высокочастотный фильтр может быть фильтром Гильберта. Однако высокочастотный фильтр может быть также другим фильтром, например фильтром, использующим граничную частоту

30 полосы пропускания, или фильтром, использующим детектирование огибающей. На фиг. 4 показан ультразвуковой сигнал, который обработан фильтром Гильберта.

Для интерпретации ультразвукового сигнала, показанного на фиг. 4, график можно разрезать на различные части и перестроить, как примерно показано на фиг. 5-9.

На фиг. 4-10 ультразвуковой сигнал для постоянного времени, т.е. ультразвуковой

35 сигнал вдоль вертикальной линии на упомянутых фигурах, можно рассматривать акустической линией (А-линией) ультразвукового сигнала. На фиг. 4-10 ультразвуковой сигнал показан в зависимости от глубины d в стенке сердечной ткани, и время t приведено в условных единицах.

В период времени на фиг. 5, абляционная процедура не выполняется, например

40 высокочастотный абляционный электрод 4 не приведен в действие. Следовательно, ультразвуковой сигнал является постоянным в отношении изменений во времени, т.е. характеристики отражения ткани сердечной стенки, по существу, не изменяются.

Во время абляции, часть ткани, в которую подают энергию, нагревается, и ультразвуковой сигнал, исходящий из данной области, начинает изменяться (фиг. 6).

45 Как также можно видеть, нагретая область расширяется под действием тепловой нагрузки и нажимает на еще не нагретую часть ткани в направлении, которое соответствует направлению снизу вверх на фиг. 4-9. На фиг. 7 и 8 показано, как изменяется ультразвуковой сигнал, если абляционная процедура продолжается. В

период времени на фиг. 9, абляционная процедура закончена, т.е. источник тепла (абляционный элемент) выключен, что приводит к сокращению вследствие охлаждения и сдвига тонких слоев, которые соответствуют задней поверхности стенки сердечной ткани, обратно к исходному положению до абляции. Часть ткани, которая не
 5 подвергалась терапии, и в которой не наблюдалось динамических изменений сигнала, сохраняет свою толщину и только немного изменяет свое положение.

На фиг. 10 схематично изображена примерная линия 30, показывающая глубину абляции, определенную блоком определения воздействия подачей энергии в разные моменты времени, и, тем самым, показывающая прогрессирование абляции. На фиг.
 10 дополнительно представлена скользящая шкала 31, показывающая положения передней поверхности и задней поверхности ткани сердечной стенки линиями 32 и 34, соответственно, и глубину абляции линией 33 для конкретного момента времени. На фиг. 10 скользящая шкала 31 представлена в момент, когда абляция прекращается. Фиг. 10 может быть представлена на дисплее 10 для визуализации прогрессирования
 15 абляции.

Энергоподающее устройство 1 дополнительно содержит навигационный блок 29 для обеспечения возможности проводки катетера 21, в частности дистального конца 22 катетера 21, в заданное местоположение внутри объекта. Навигационный блок 29 может быть выполнен с возможностью выполнения пользователем проводки катетера
 20 21 полностью вручную или полуавтоматически, в зависимости от определенного положения и, предпочтительно, ориентации дистального конца 22. Катетер 21 содержит встроенное проводниковое средство (не показанное на фиг. 1), которое может действовать с управлением от навигационного блока 29. Катетер 21 можно, например, направлять и проводить с использованием управляющих тяг, чтобы направлять
 25 дистальный конец 22 в требуемое местоположение внутри объекта.

Ультразвуковые элементы могут быть одиночными датчиками, которые допускают визуализацию в одном направлении, или ультразвуковые элементы могут быть датчиками, которые допускают двумерное и/или трехмерное сканирование, например, фазированными решетками, датчиком с качающимся преобразователем, решеткой
 30 ультразвуковых преобразователей, полученных методом микрообработки (MUT), и т.п.

В варианте осуществления, описанном выше со ссылкой на фиг. 2, ультразвуковые элементы 18 расположены между абляционными электродами 4, чтобы измерять локальные характеристики ткани, и дистальный конец 22 является дистальным концом
 35 циркулярного катетера типа лассо.

На фиг. 11 представлен дополнительный вариант осуществления дистального конца 22 катетера 21, представляющего собой дистальный конец 22 катетера, основой которого является абляционный катетер для легочной вены (PVAC) компании Medtronic. В отличие от стандартного катетера PVAC ультразвуковые элементы 18 расположены между
 40 абляционными электродами 4. Данный вариант осуществления применяют, предпочтительно, когда катетер применяют в биполярном режиме работы. В данном варианте осуществления, дистальный конец 22 имеет, так называемую, конструкцию с несущей проволокой, в которой центральная проволока 70 выполнена с возможностью введения в легочную вену, и, во время подачи энергии, по существу, циркулярная часть
 45 72 с энергоподающими элементами 4 и ультразвуковыми элементами 18 посажена на устье легочной вены.

На фиг. 12 представлен дополнительный вариант осуществления дистального конца 22 катетера, основой которого является катетер PVAC. В данном варианте

осуществления, абляционные электроды 4 и ультразвуковые элементы 18 объединены. Ультразвуковые элементы 18 расположены на внешней поверхности абляционных электродов 4. В частности, ультразвуковой элемент 18 размещен на внешней поверхности каждого из абляционных электродов 4. Данный вариант осуществления применяют, предпочтительно, когда катетер применяют в унилярном режиме работы. В дополнительном варианте осуществления, в частности, когда один и тот же катетер предназначен для применения в уни- и биполярном режимах работы, ультразвуковые элементы 18 встроены в абляционные электроды 4, например, как показано на фиг. 12, и дополнительные ультразвуковые элементы размещены между абляционными электродами 4, как показано на фиг. 11. Таким образом, дополнительный вариант осуществления можно рассматривать как сочетание вариантов осуществления, показанных на фиг. 11 и 12.

В дополнительном варианте осуществления, показанном на фиг. 13, дистальный конец 22 является также дистальным концом катетера, основой которого является катетер PVAC. Однако, в данном варианте осуществления, в абляционных электродах 4 обеспечены ирригационные отверстия 60, 62 для обеспечения возможности вытекания ирригационной текучей среды из катетера. Ультразвуковые элементы 18 расположены внутри дистального конца 22 катетера 21, в частности внутри абляционных электродов 4, таким образом, что характерный параметр сердечной ткани можно определять через ирригационные отверстия 60. В данном варианте осуществления, ирригационные отверстия 62 меньшего размера служат только для орошения, и ирригационные отверстия 60 большего размера служат для орошения и для определения характерного параметра сердечной ткани через ирригационные отверстия 60. В дополнительном варианте осуществления, дистальный конец 22 катетера 21 не содержит ирригационных отверстий 60 большего размера, а содержит только ирригационные отверстия 62 меньшего размера, и ультразвуковые элементы 18 расположены на внешней поверхности абляционных электродов 4. Следовательно, абляционные электроды 4 могут содержать ирригационные отверстия, при этом: а) ультразвуковые элементы 18 могут быть расположены внутри абляционных электродов 4, и, в таком случае, сердечную ткань зондируют, предпочтительно, через, по меньшей мере, одно ирригационное отверстие или б) ультразвуковые элементы 18 могут быть расположены на внешней поверхности абляционных электродов 4. Кроме того, в дополнительном варианте осуществления, небольшие ирригационные отверстия 62 могут отсутствовать.

Абляционные электроды 4 соединены трубчатым материалом 61, при этом трубчатые материалы 61 содержат, например, электрические провода для управления абляционными электродами 4 и ультразвуковыми элементами 18 и могут быть выполнены с возможностью для ирригационной текучей среды протекать по катетеру и вытекать из катетера через ирригационные катетеры.

Энергоподающее устройство 1 может дополнительно содержать блок 63 управления орошением, соединенный с ирригационными отверстиями по ирригационной трубке для предоставления пользователю возможности управлять орошением сердечной ткани.

Если ультразвуковой элемент расположен внутри абляционного электрода, то ультразвуковой элемент и абляционный электрод, предпочтительно, расположены так, что объект можно зондировать через отверстие абляционного электрода, при этом, в вышеописанном варианте осуществления, отверстие является ирригационным отверстием. Однако данное отверстие может быть также отверстием, которое не используют с целью орошения, при этом отверстие может закрываться окном.

Контакт между ультразвуковым элементом и тканью может опосредовано

обеспечиваться либо ирригационной текучей средой, в частности, если пространство внутри абляционного электрода сообщается по текучей среде с ирригационной трубкой, либо акустически прозрачным материалом, подобным полиметилпентену или парилену, при этом данный материал может формировать окно для отверстия, через которое зондируют объект. Если ультразвуковые элементы встроены в катетер, в частности в катетер типа PVAC или циркулярный катетер типа лассо, ультразвуковые элементы, предпочтительно, всегда обращены в направлении подачи энергии к объекту. Поэтому, возможно, не потребуется изменять направление ультразвукового пучка.

В дальнейшем приведено, для примера, описание варианта осуществления, способа подачи энергии для подачи энергии к объекту, со ссылкой на блок-схему последовательности операций способа, представленную на фиг. 14.

На этапе 101 обеспечивают изображение объекта, который является, в данном варианте осуществления, сердцем 3 человека 20, посредством блока 2 обеспечения изображения. На этапе 102 определяют местоположение энергоподающих элементов, представляющих собой, предпочтительно, абляционные электроды 4 на дистальном конце 22 катетера 21, для определения местоположений абляционных электродов 4, посредством блока 6, 7 локализации. В предпочтительном варианте, определенные местоположения отображают на устройстве 10 относительно объекта 3. Абляционные электроды 4, предпочтительно, уже проведены в местоположения, в которых энергию следует подавать к объекту. Однако, если определенные местоположения абляционных электродов 4 не соответствуют требуемым местам абляции, то абляционные электроды 4 можно провести в требуемые места абляции с использованием навигационного блока 29. Во время данной навигационной процедуры и/или после того, как навигационная процедура завершена, местоположение абляционных электродов 4 можно определять, чтобы помогать пользователю при проводке абляционных электродов к требуемым местам абляции и/или проверять, проведены ли абляционные электроды 4 к требуемым местам абляции. Если определенные местоположения совпадают с требуемыми местами абляции, то на этапе 103 подают энергию к объекту в разных местоположениях, с использованием абляционных электродов 4.

Во время подачи энергии к объекту, ультразвуковые элементы 18 формируют ультразвуковые сигналы, показывающие характерный параметр сердечной ткани в разных местоположениях, на этапе 104. На этапе 105 определяют воздействие подачей энергии от энергии, поданной в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам, посредством блока 8 определения воздействия подачей энергии и определяют соответствующую локальную толщину стенки объекта посредством блока 15 определения толщины стенки объекта, по ультразвуковым сигналам. В данном варианте осуществления, определенное воздействие подачей энергии является локальной глубиной абляции. На этапе 106, каждый энергоподающий элемент действует под отдельным управлением от блока 9 управления, в зависимости от глубины абляции и локальной толщины стенки объекта, определенной для местоположения, в которое соответствует абляционный электрод подает энергию.

В предпочтительном варианте, подачей энергии к объекту управляют так, чтобы подача энергии через конкретный энергоподающий элемент прекращалась, если поражение, созданное конкретным энергоподающим элементом, стало трансмуральным, т.е. если локальная глубина абляции соответствует локальной толщине стенки объекта. Поскольку, в предпочтительном варианте, всеми энергоподающими элементами управляют по отдельности, то можно обеспечить, чтобы ни в одном местоположении, в которое подают энергию, не происходило перегрева или недостаточного нагрева

объекта, в частности сердечной ткани.

В предпочтительном варианте, этап 103, с одной стороны, и этапы 104, 105, 106, с другой стороны, выполняют одновременно и многократно таким образом, чтобы энергоподающими элементами можно было локально управлять в реальном времени, в зависимости от фактической глубины абляции и локальной толщины стенки объекта. В одном варианте осуществления, этап 103 подачи энергии выполняют в первый раз после того, как этапы 104 и 105 выполнены, по меньшей мере, один раз, чтобы обеспечить возможность управления подачей энергии в зависимости от глубины абляции и толщины стенки объекта с самого начала абляционной процедуры.

Перед подачей энергии к объекту можно проверить, находятся ли абляционные электроды в контакте с объектом, в частности с сердечной тканью, при этом энергию подают объект только при условии, если абляционные электроды находятся в контакте с объектом. Например, если ультразвуковые элементы встроены в абляционные электроды, то проверить, находится ли объект в контакте с соответствующим абляционным электродом, можно по положению поверхности объекта относительно ультразвукового элемента, которое можно определить из ультразвукового сигнала, или по известному пространственному расположению соответствующего абляционного электрода относительно соответствующего ультразвукового элемента. Упомянутое относительное пространственное расположение может быть известным, так как известны положение и ориентация, в которых ультразвуковой элемент расположен внутри или на абляционном электроде, или потому, что часть абляционного электрода немного нависает над ультразвуковым элементом таким образом, что ультразвуковые волны отражаются соответствующим абляционным электродом, например, частью абляционного электрода может отражаться от двух до пяти процентов интенсивности ультразвукового излучения. В последнем случае, абляционный электрод заметен в ультразвуковом сигнале, и потому известное положение абляционного электрода можно использовать вместе с определенным положением поверхности объекта, для определения, находится ли или нет абляционный электрод в контакте с объектом. Существует также возможность определения, находится ли соответствующий абляционный электрод в контакте с объектом в зависимости от ультразвуковой картины, например А-линии (акустической линии) или на изображении в М-режиме. Например, если ультразвуковой сигнал не стабилен, то можно сделать вывод, что контакт между объектом и соответствующим абляционным электродом является не достаточно надежным, или что контакт совсем не существует. В данном случае дистальный конец катетера, предпочтительно, придвигают с усилием к объекту для увеличения усилия контакта. Если ультразвуковые элементы расположены на внешней поверхности абляционных электродов, то контакт можно определять посредством определения, достигла ли часть ультразвукового сигнала, которая соответствует передней стенке объекта, прямого сигнала ультразвукового сигнала.

Следовательно, энергоподающее устройство может дополнительно содержать блок определения контакта для определения, находится ли отдельный абляционный электрод в контакте с тканью, при этом блок управления выполнен с возможностью подачи энергии в ткань через абляционные электроды только при условии, если блок определения контакта определил контакт между соответствующим абляционным электродом и тканью.

Катетерную абляцию можно применять для лечения сердечных аритмий. Вкратце, во время абляционной процедуры, сердечную ткань, которая находится в контакте с абляционными электродами, подвергают такому воздействию высоких температур,

например температур выше чем 60 °C, что сердечная ткань разрушается, и формируется поражение из непроводящей рубцовой ткани. В качестве источника энергии применяют, предпочтительно, высокую частоту (ВЧ). Однако энергоподающие элементы могут быть также выполнены с возможностью подачи энергии другого вида, например

5 оптической энергии с использованием лазеров, ультразвуковой энергии (высокоинтенсивного сфокусированного ультразвука (HIFU)) или холода (криоабляция). Абляционная процедура может иметь целью разрушение мест проаритмогенных тканей или создание линии блокады, чтобы не допускать пересечение электрической активацией данной линии блокады. Энергоподающее устройство, содержащее множество

10 абляционных элементов, позволяет создавать поражения в нескольких точках одновременно и/или формировать замкнутые или открытые линии поражения, в частности линейные поражения.

Для обеспечения сплошной и постоянной блокады электрической проводимости, поражение, формируемое абляцией, предпочтительно, проходит через всю толщину

15 стенки, т.е. поражение, предпочтительно, является трансмуральным. Однако, если подают слишком много энергии, то ткань может перегреваться, и соседние органы могут получать поражения. Данные поражения могут иметь следствием тяжелые осложнения, например желудочную фистулу или тампонаду сердца с высоким риском смертности. Поэтому, в предпочтительном варианте, энергоподающее устройство

20 обеспечивает точную ответную информацию, предпочтительно в реальном времени, относительно прогрессирования поражения во время абляционной процедуры.

Энергоподающее устройство использует ультразвуковую визуализацию для определения локальной толщины сердечной стенки и прогрессирования поражения с целью абляции с помощью многоточечного абляционного устройства. Полученную

25 информацию о толщине стенки и прогрессировании поражения используют для адаптации количества энергии, например времени, температуры и/или продолжительности, которое доставляют в разные точки, т.е. в разные местоположения. Следовательно, энергоподающее устройство обеспечивает локальные контрольные точки приложения воздействия для абляции, что повышает безопасность и

30 эффективность абляционной процедуры.

В ходе терапии аритмии, основной риск, связанный с терапией, объясняют перегревом мест абляции. В случае перегрева, происходит либо разрыв ткани в месте воздействия, вследствие чего в кровоток могут выделяться опасные для жизни частицы, либо повреждение соседних органов и тканей. В случае, когда наносится повреждение другим

35 органам, могут создаваться фистулы, и фистулы часто опасны для жизни, например, фистула в пищеводе имеет показатель смертности, приблизительно, 75%. Второй риск терапии обусловлен недостаточным воздействием. Последнее приводит к возврату аритмии вскоре после того, как пациент восстанавливается после процедуры, что приводит к повторению процедуры. Кроме затрат и рисков, связанных с процедурой,

40 повторные процедуры оказываются сложнее для врача из-за рубцовой ткани, остающейся от первого воздействия. Оптимальные настройки для абляционной процедуры могут сильно изменяться в пространстве вследствие того, что по организму пациента имеют место значительные различия локальной толщины сердечной стенки, перфузии, артериального давления и скорости кровотока, сердечного ритма и т.п.

45 Энергоподающее устройство может справляться с упомянутыми пространственными изменениями, так как, в предпочтительном варианте, отдельными абляционными электродами можно управлять по отдельности, в зависимости от роста локальной глубины абляции и локальной толщины сердечной стенки, которые определяют по

ультразвуковым сигналам. В частности, энергоподающее устройство выполнено с возможностью определения толщины стенки и прогрессирования поражения локально и в непосредственной близости от абляционных электродов, чтобы можно было адаптировать количество энергии, в частности ВЧ (высокочастотной) энергии, которая передается в ткань. Упомянутая возможность совершенствует перенос энергии в объект и, в частности, абляционную процедуру, не только потому, что, как уже упоминалось выше, локальная толщина стенки объекта пространственно изменяется, но также потому, что усилие контакта между соответствующим абляционным электродом и тканью сильно влияют на перенос энергии в ткань, и потому, что усилие контакта может различаться для разных абляционных электродов. Следовательно, в предпочтительном варианте, энергоподающее устройство выполнено с возможностью использования ультразвукового изображения для определения локальной толщины сердечной стенки и/или прогрессирования поражения одновременно и в нескольких точках для многоточечного абляционного устройства. В предпочтительном варианте, данную информацию обратной связи используют для адаптации подачи энергии для абляции в процессе абляции в нескольких точках.

В варианте осуществления, описанном выше со ссылкой на фиг. 2, ультразвуковые элементы встроены в циркулярный катетер типа лассо, и, в вариантах осуществления, описанных выше со ссылкой на фиг. 11-13, ультразвуковые элементы встроены в катетер на основе катетера PVAC. Преимущество данной интеграции состоит в том, что, в ходе абляции, например, устья легочной вены, ультразвуковые элементы всегда могут быть обращены вперед так, чтобы направление ультразвукового пучка, предпочтительно, не требовалось изменять, т.е., в предпочтительном варианте, потребность в изменении направления ультразвукового пучка отсутствует потому, что ультразвуковые элементы, предпочтительно, объединены с энергоподающими элементами таким образом, чтобы зондировать объект в правильном направлении, т.е. в местоположениях, смежных с местоположениями, в которые подают энергию, или непосредственно в местоположениях, в которые подают энергию. Кроме того, если ультразвуковые элементы встроены в катетеры других типов, то, в предпочтительном варианте, ультразвуковые элементы расположены вместе с энергоподающими элементами таким образом, что ультразвуковые элементы могут зондировать местоположение, в которое подают энергию, или смежное местоположение, без необходимости изменения направления ультразвукового пучка, применяемого для зондирования соответствующего местоположения.

В предпочтительном варианте, ультразвуковые элементы являются ультразвуковыми преобразователями, которые работают, предпочтительно, в частотном диапазоне от 15 МГц до 30 МГц. Хотя в вышеописанных вариантах осуществления ультразвуковые элементы встроены в циркулярный катетер типа лассо и в катетер на основе катетера PVAC, в дополнительных вариантах осуществления ультразвуковые элементы могут быть также встроены в катетер другого типа, например плетеный или баллонный катетер. В частности, ультразвуковые элементы также могут быть встроены в катетеры других типов, содержащие несколько энергоподающих элементов, например катетеры со сменным дистальным концом, при этом форма дистального конца может быть видоизменена пользователем. Например, можно использовать многоэлементные абляционные катетеры (MAAC) или многоэлементные катетеры для перегородки (MASC) компании Medtronic.

Хотя, в вышеупомянутых вариантах осуществления, объект, в который подают энергию, является сердцем человека, энергоподающее устройство может быть также

выполнено с возможностью подачи энергии в сердце животного или с возможностью подачи энергии в другой орган или другую часть человека или животного.

Энергоподающее устройство может быть также выполнено с возможностью подачи энергии в технический объект.

5 Хотя, в вышеупомянутых вариантах осуществления, блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения глубины абляции в качестве воздействия подачей энергии, в других вариантах осуществления, блок определения воздействия подачей энергии может быть также выполнен с возможностью определения другого воздействия подачей энергии. Подходящий вид воздействия подачей энергии
10 зависит от вида энергии, подаваемой к объекту и на сам объект. Воздействие подачей энергии характеризует изменение объекта, испытывающего воздействие подачей энергии. Если, например, плотность объекта изменяется подачей энергии к объекту, то плотность объекта в местоположении, в которое подают энергию, можно рассматривать как воздействие подачей энергии, определенное блоком определения воздействия подачей
15 энергии.

При применении заявленного изобретения, специалистами в данной области техники могут быть разработаны и выполнены другие изменения предложенных вариантов осуществления, после изучения чертежей, описания и прилагаемой формулы изобретения.

В формуле изобретения, формулировка «содержащий» не исключает других элементов
20 или этапов, и признак единственного числа не исключает множественного числа.

Единственный(ое) блок или устройство может выполнять функции нескольких компонентов, упомянутых в формуле изобретения. Очевидное обстоятельство, что конкретные средства упомянуты во взаимно различающихся зависимых пунктах формулы изобретения, не означает что, в подходящих случаях, нельзя использовать
25 сочетание упомянутых признаков.

Определения, например определение воздействия подачей энергии, в частности глубины абляции, и определение толщины стенки объекта, выполняемые, по меньшей мере, одним блоком или устройством, могут выполняться любым другим числом блоков или устройств. Определения, выполняемые энергоподающим устройством, и/или
30 управление данным устройством, в соответствии со способом подачи энергии, могут быть выполнены в виде средства реализации программного кода компьютерной программы и/или в виде специализированной аппаратуры.

Компьютерная программа может храниться/распространяться на подходящем носителе, например оптическом носителе для хранения информации или твердотельном
35 носителе, поставляемом совместно с другой аппаратурой или в ее составе, но могут также распространяться в других формах, например по сети Internet или посредством других проводных или беспроводных телекоммуникационных систем.

Позиции в формуле изобретения нельзя интерпретировать в смысле ограничения объема.

40 Изобретение относится к энергоподающему устройству для подачи энергии к объекту. Множество энергоподающих элементов подает энергию к объекту в разных местоположениях, и, по меньшей мере, один ультразвуковой элемент формирует ультразвуковой сигнал, показывающий характерный параметр объекта в разных местоположениях, при этом, по меньшей мере, одним энергоподающим элементом
45 управляют отдельно, в зависимости от воздействия подачей энергией, в частности глубины абляции, определенной для местоположения, в которое подает энергию, по меньшей мере, один энергоподающий элемент, по ультразвуковому сигналу. Таким образом, обеспечена, по меньшей мере, одна локальная контрольная точка приложения

воздействия для подачи энергии к объекту, что совершенствует управление подачей энергии к объекту.

Формула изобретения

- 5 1. Катетер для подачи энергии к объекту (3), при этом катетер (1) содержит:
 - множество энергоподающих элементов (4) для подачи энергии к объекту (3) в разных местоположениях, причем энергоподающие элементы (4) выполнены с
 - возможностью контакта с объектом (3),
 - множество ультразвуковых элементов (18) для формирования ультразвуковых
 - 10 сигналов, показывающих характеристику объекта в разных местоположениях, причем соответствующему энергоподающему элементу (4) из множества энергоподающих элементов назначен один или более ультразвуковой элемент (18),
 - причем катетер выполнен с возможностью взаимодействовать с
 - блоком (8) определения воздействия подачей энергии для определения воздействия
 - 15 подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам,
 - блоком (9) управления для управления по отдельности по меньшей мере одним энергоподающим элементом (4), в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию по меньшей мере один
 - 20 энергоподающий элемент (4), причем блок (9) управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом (4) в зависимости от одного или нескольких воздействий подачей энергии, определенных по одному или нескольким ультразвуковым сигналам одного или нескольких ультразвуковых элементов (18), назначенных соответствующему энергоподающему элементу (4).
- 25 2. Катетер по п. 1, в котором энергоподающие элементы (4) являются абляционными электродами для создания линии поражения.
3. Катетер по п. 1, в котором катетер (21) содержит по меньшей мере одно ирригационное отверстие для обеспечения вытекания ирригационной текучей среды из катетера, при этом по меньшей мере один ультразвуковой элемент расположен внутри
- 30 катетера так, чтобы обеспечить возможность измерения характеристики объекта через по меньшей мере одно ирригационное отверстие.
4. Катетер по п. 1, при этом катетер содержит множество ультразвуковых элементов, которые встроены в энергоподающие элементы.
5. Катетер по п. 4, в котором ультразвуковые элементы размещены на внешней
- 35 поверхности энергоподающих элементов.
6. Катетер по п. 5, в котором энергоподающие элементы содержат внешнюю поверхность с отверстием и при этом ультразвуковые элементы находятся внутри энергоподающих элементов таким образом, чтобы обеспечить возможность измерения характеристики объекта через отверстие.
- 40 7. Энергоподающее устройство для подачи энергии к объекту (3), при этом энергоподающее устройство содержит:
 - катетер (21) по п. 1;
 - блок (8) определения воздействия подачей энергии для определения воздействия
 - подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным
 - 45 ультразвуковым сигналам,
 - блок (9) управления для управления по отдельности по меньшей мере одним энергоподающим элементом (4), в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию по меньшей мере один

энергоподающий элемент (4), причем блок (9) управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом (4) в зависимости от одного или нескольких воздействий подачей энергии, определенных по одному или нескольким ультразвуковым сигналам одного или нескольких ультразвуковых элементов (18),

5 назначенных соответствующему энергоподающему элементу (4).

8. Энергоподающее устройство по п. 7, в котором блок (8) определения выполнен с возможностью определения глубины абляции, в качестве воздействия подачей энергии, по ультразвуковому сигналу.

9. Энергоподающее устройство по п. 8, в котором ультразвуковой сигнал
10 представляет характеристики отражения ультразвука объектом на разных глубинах, при этом блок определения воздействия подачей энергии выполнен с возможностью определения нарушений непрерывности ультразвукового сигнала и определения глубины абляции в виде глубины ультразвукового сигнала, на которой проявляются нарушения непрерывности.

15 10. Энергоподающее устройство по п. 7, при этом энергоподающее устройство дополнительно содержит блок (15) определения толщины стенки объекта для определения толщины стенки объекта в местоположении, в котором по меньшей мере один энергоподающий элемент (4) подает энергию, по ультразвуковому сигналу, при этом блок (9) управления выполнен с возможностью управления по меньшей мере
20 одним энергоподающим элементом (4) в зависимости от определенной толщины стенки объекта.

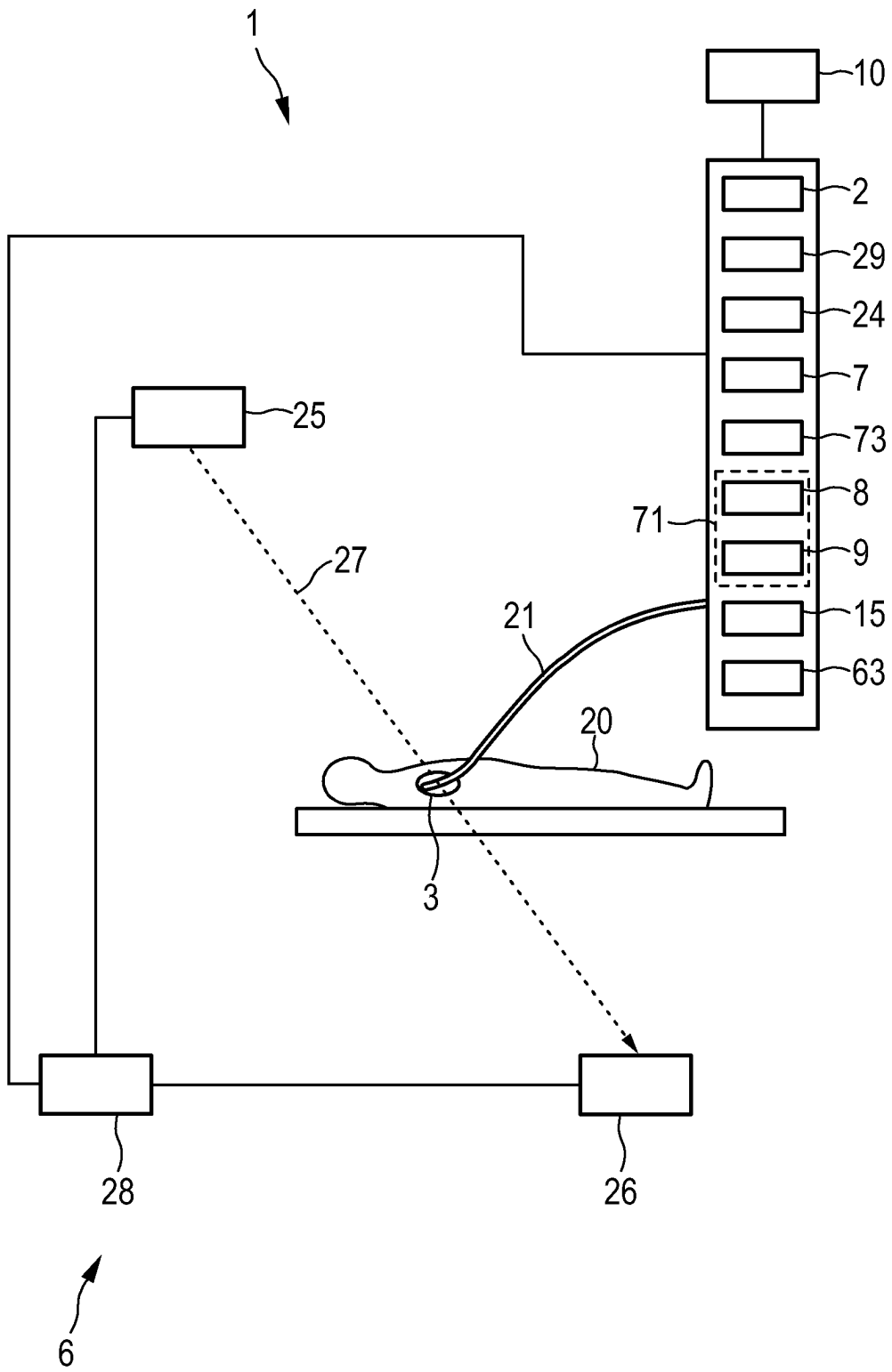
11. Способ подачи энергии для подачи энергии к объекту (3), содержащий этапы, на которых:

- подают энергию к объекту (3) в разных местоположениях посредством множества
25 энергоподающих элементов (4), пока энергоподающие элементы (4) контактируют с объектом,

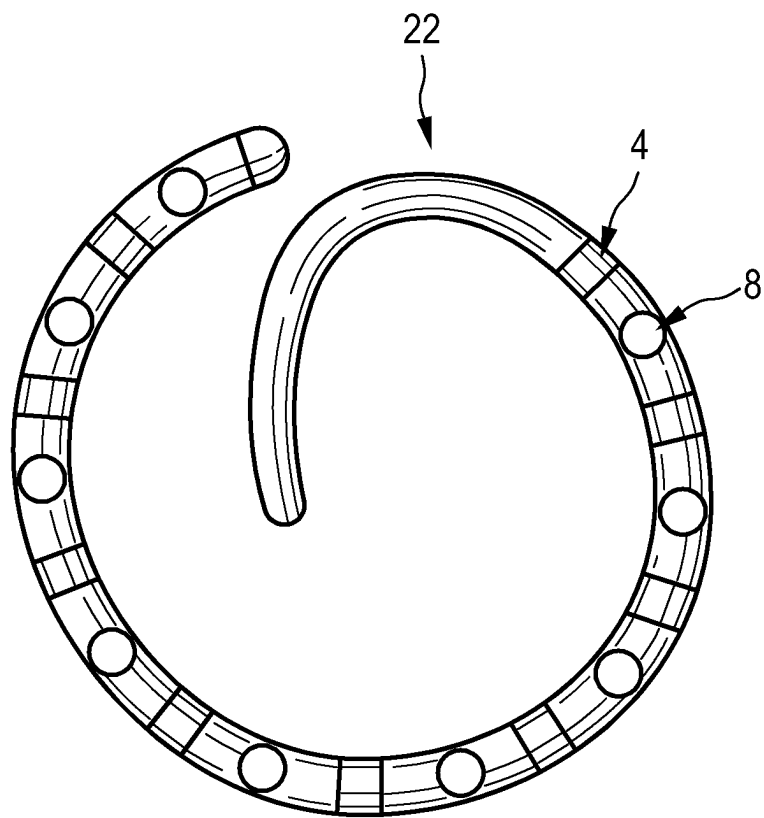
- формируют ультразвуковые сигналы, показывающие характеристику объекта в разных местоположениях, посредством множества ультразвуковых элементов (18), причем соответствующему энергоподающему элементу (4) из множества
30 энергоподающих элементов назначают один или более ультразвуковых элементов (18),

- определяют воздействие подачей энергии от энергии, подаваемой в разные местоположения, по сформированным ультразвуковым сигналам посредством блока (8) определения воздействия подачей энергии,

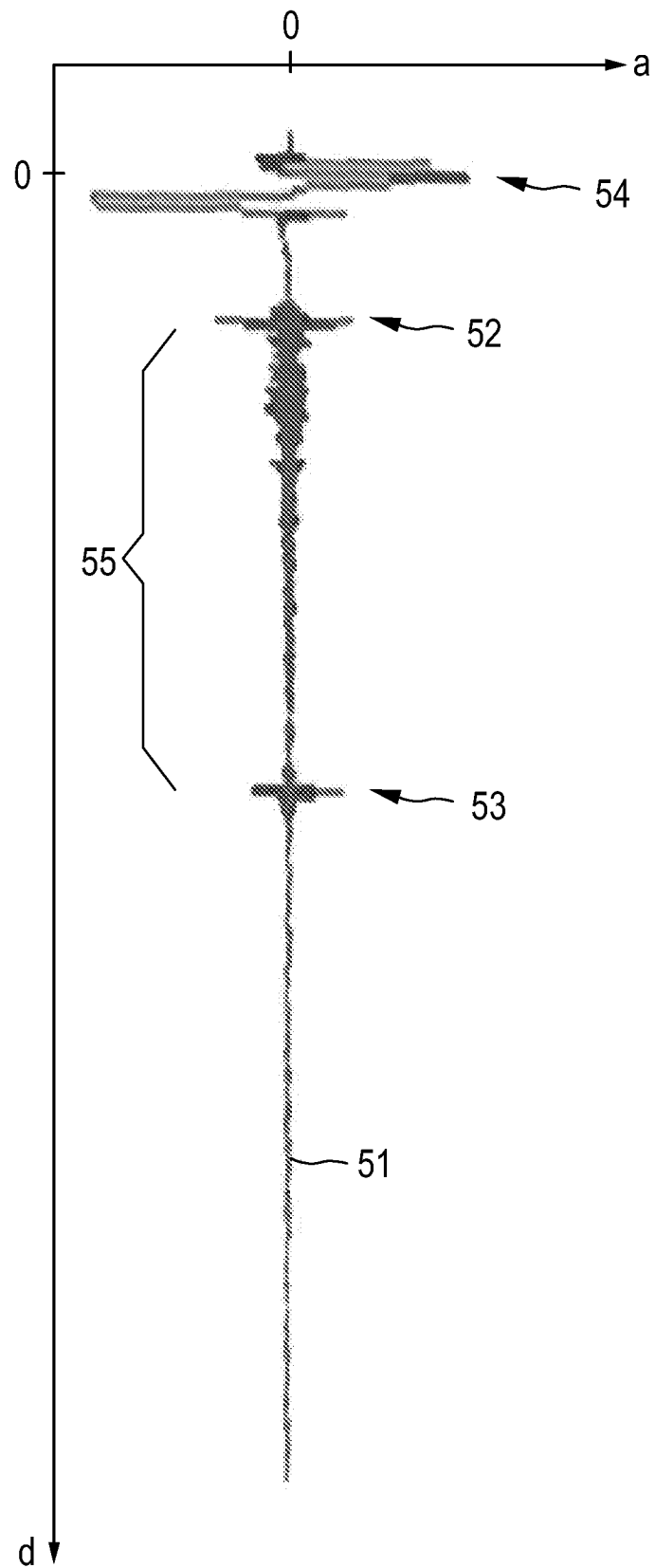
- управляют по отдельности по меньшей мере одним энергоподающим элементом
35 (4) в зависимости от воздействия подачей энергии, определенного для местоположения, в которое подает энергию по меньшей мере один энергоподающий элемент (4), посредством блока (9) управления, причем блок (9) управления выполнен с возможностью управления соответствующим энергоподающим элементом (4) в зависимости от одного или нескольких воздействий подачей энергии, определенных по
40 одному или нескольким ультразвуковым сигналам одного или нескольких ультразвуковых элементов (18), назначенных соответствующему энергоподающему элементу (4).



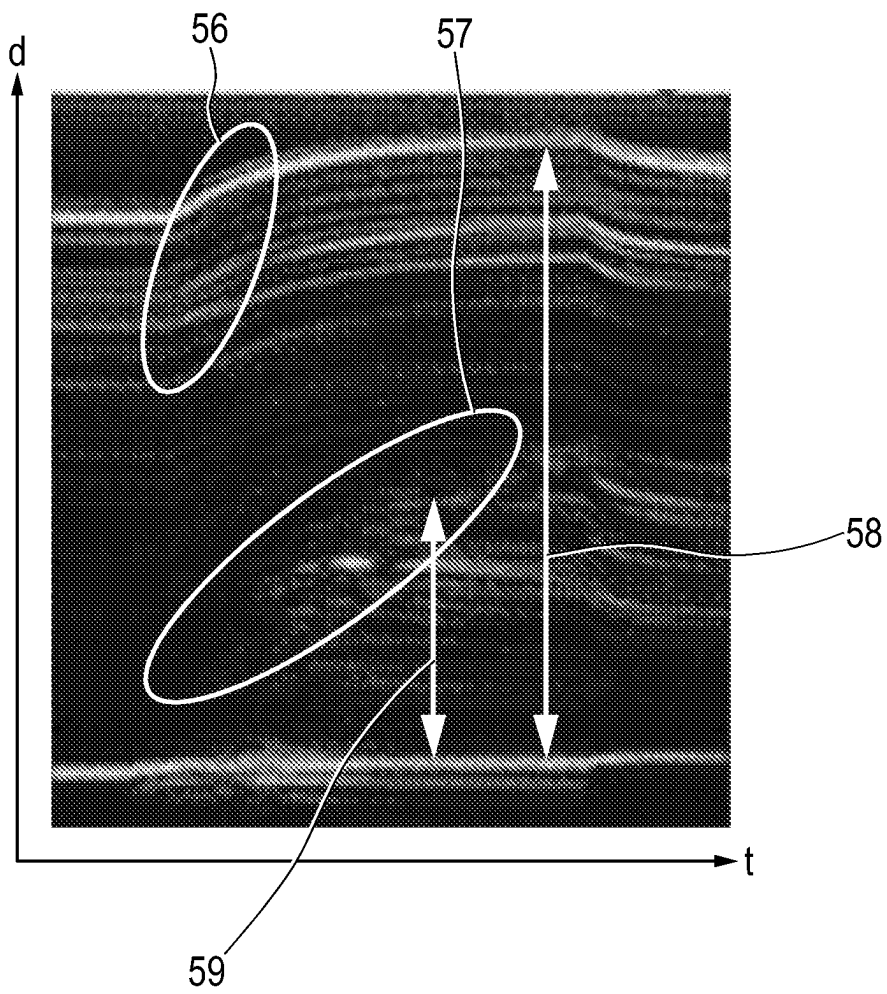
ФИГ. 1



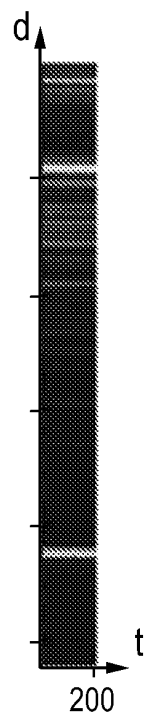
ФИГ. 2



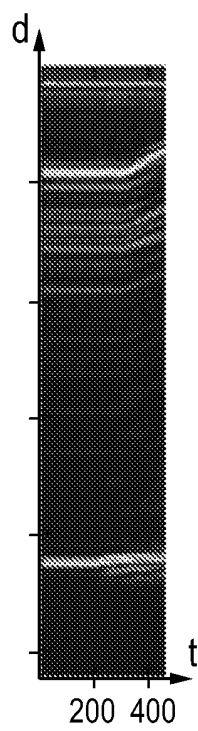
ФИГ. 3



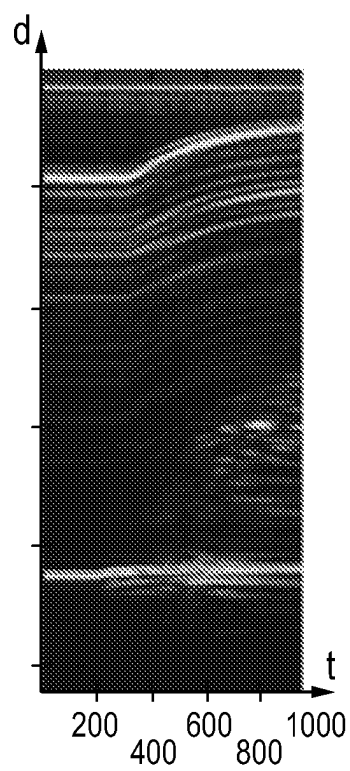
ФИГ. 4



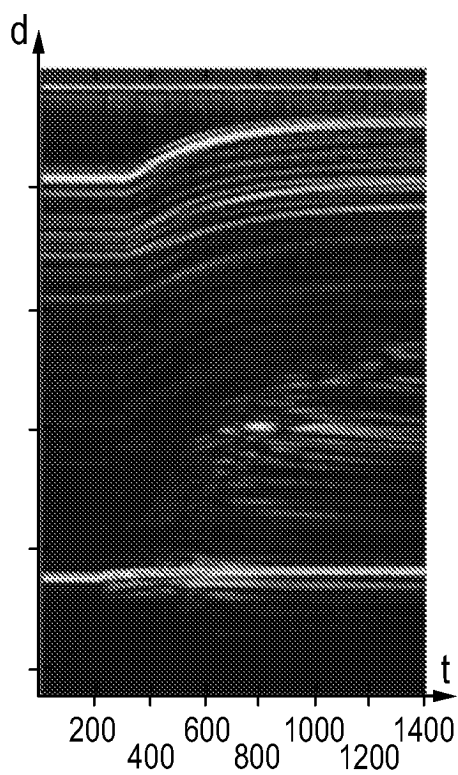
ФИГ. 5



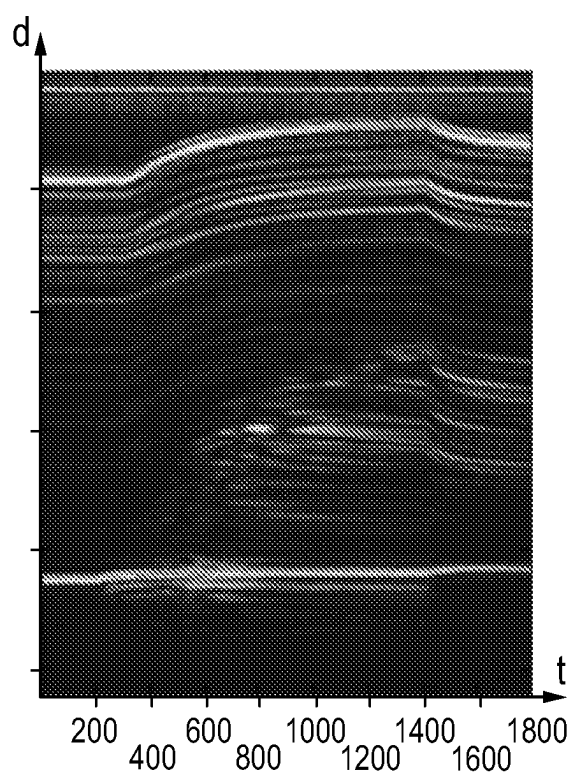
ФИГ. 6



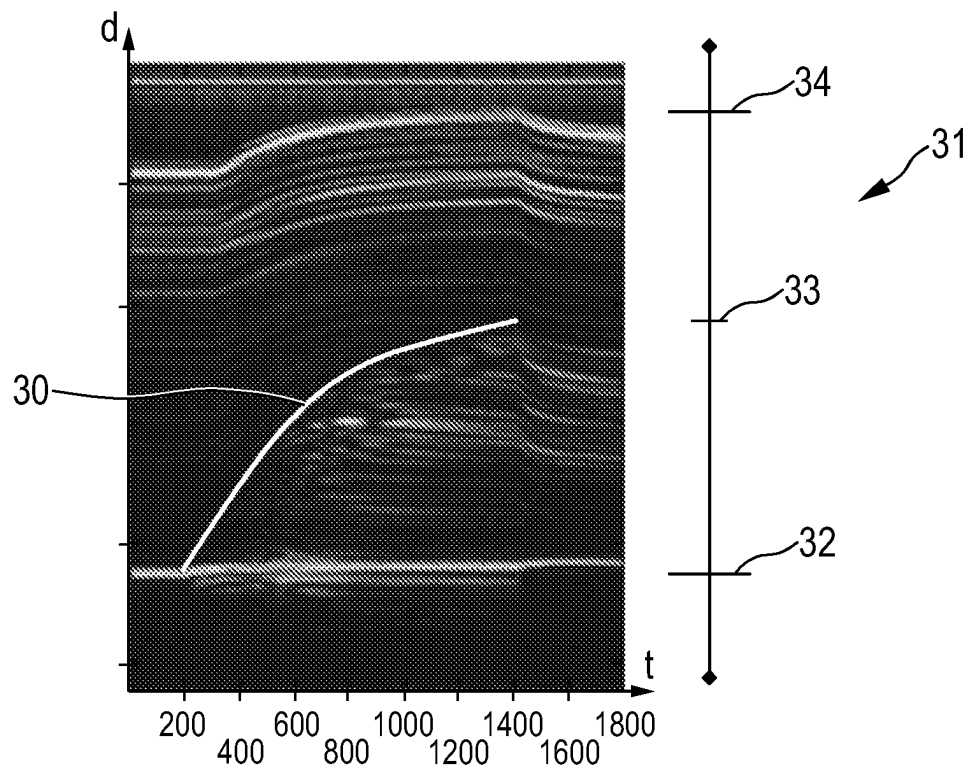
ФИГ. 7



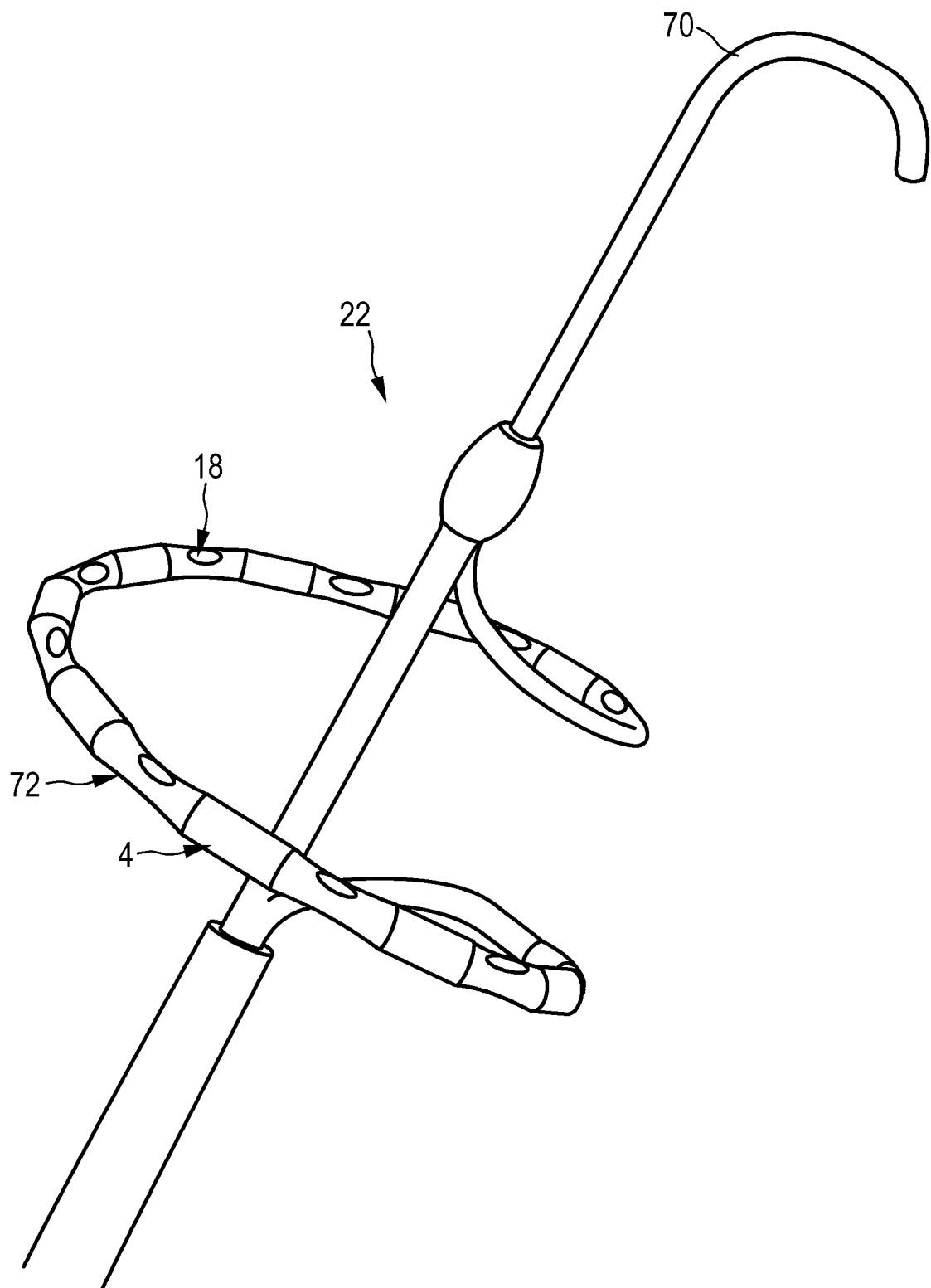
ФИГ. 8



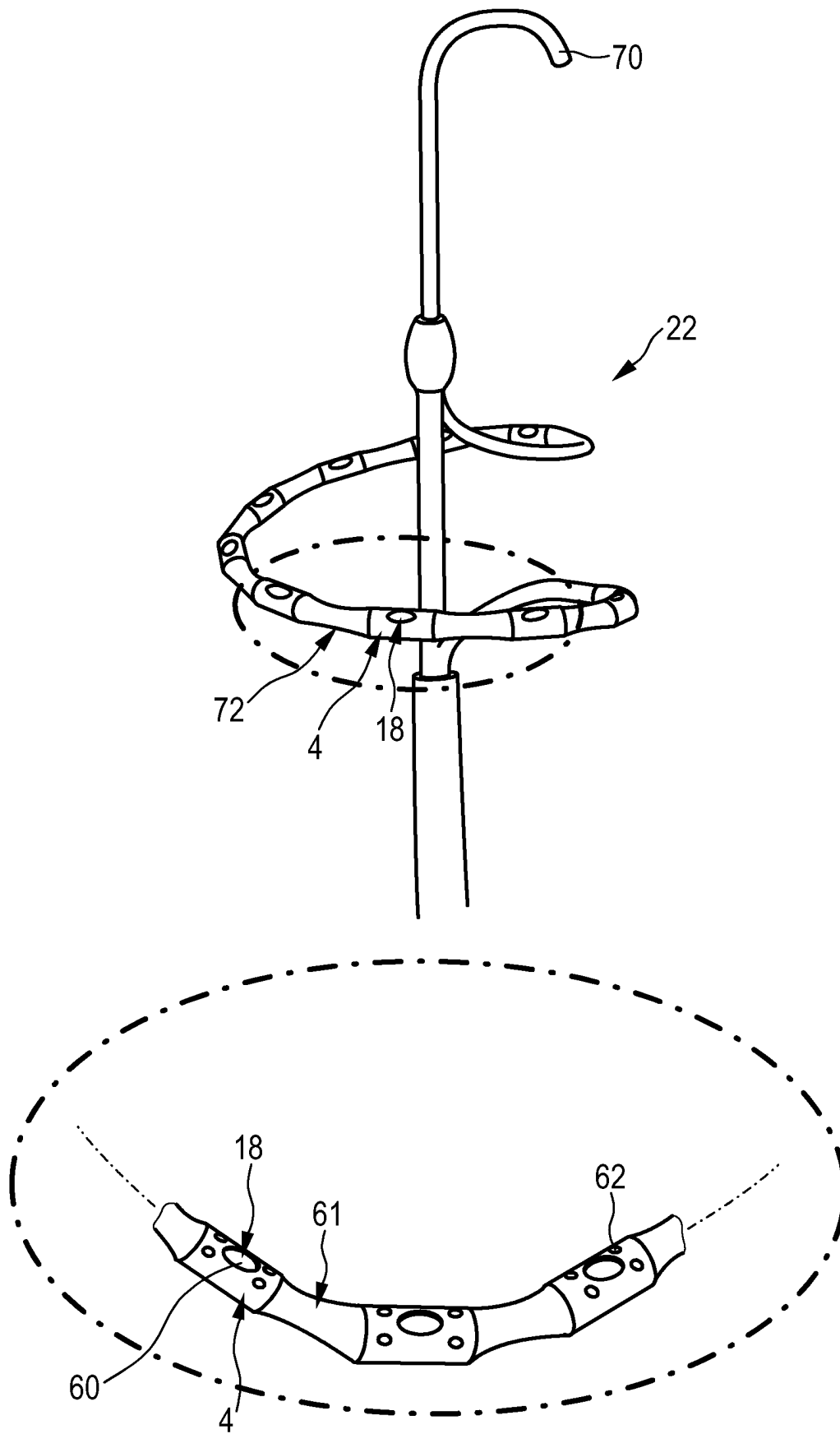
ФИГ. 9



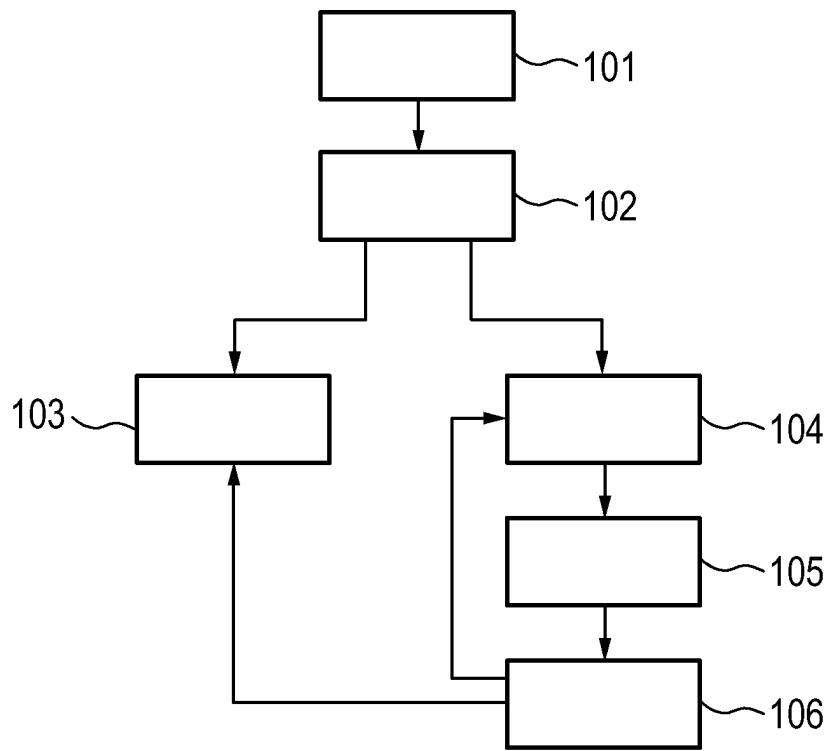
ФИГ. 10



ФИГ. 11



ФИГ. 13



ФИГ. 14