



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 18/1477 (2022.02); A61B 18/1492 (2022.02); A61B 18/1815 (2022.02); A61B 2018/00196 (2022.02)

(21)(22) Заявка: 2021108832, 01.10.2019

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.10.2019

Дата регистрации:
18.04.2022

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
03.10.2018 GB 1816128.1

(45) Опубликовано: 18.04.2022 Бюл. № 11

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 11.05.2021

(86) Заявка РСТ:
EP 2019/076567 (01.10.2019)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2020/070113 (09.04.2020)

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

ХЭНКОК, Кристофер Пол (GB),
ДЖОРДЖ, Улльрих (GB),
МОРРИС, Стив (GB),
УЭББ, Дэвид (GB),
ПРЕСТОН, Шон (GB),
ГЕЙГАН, Лейф (GB),
КРОКЕР, Дэн (GB),
СВЕЙН, Сандра (GB)

(73) Патентообладатель(и):

КРЕО МЕДИКАЛ ЛИМИТЕД (GB)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 6770070 B1, 03.08.2004. US
2004059328 A1, 25.03.2004. US 6347251 B1,
12.02.2002. RU 2499574 C2, 27.11.2013.

(54) ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике. Электрохирургический инструмент для доставки электромагнитной энергии для коагуляции или абляции биологических тканей содержит коаксиальный питающий кабель для передачи микроволновой энергии, причем коаксиальный питающий кабель содержит внутренний проводник, наружный проводник и диэлектрический материал, разделяющий внутренний проводник и наружный проводник; наконечник инструмента, расположенный на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, для приема микроволновой энергии; и канал для текучей среды, предназначенный для

переноса текучей среды к наконечнику инструмента. Наконечник инструмента содержит: диэлектрическую основную часть; излучающую структуру для излучения микроволновой энергии в биологические ткани. Излучающая структура образована в диэлектрической основной части или на ней и содержит первый электрод, который электрически соединен с внутренним проводником, и второй электрод, который электрически соединен с наружным проводником. Первый электрод и второй электрод открыты на наружной поверхности диэлектрической основной части. Полая игла находится в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды и

предназначена для доставки текучей среды от канала для текучей среды к обрабатываемой области. Излучающая структура покрыта изолирующим и не допускающим прилипания материалом. Раскрыты альтернативный вариант выполнения электрохирургического инструмента

и электрохирургическая система для доставки электромагнитной энергии. Технический результат состоит в предотвращении прилипания тканей к наконечнику инструмента и упрощении использования инструмента. 3 н. и 20 з.п. ф-лы, 10 ил.

R U 2 7 7 0 4 5 5 C 1

R U 2 7 7 0 4 5 5 C 1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

A61B 18/1477 (2022.02); **A61B 18/1492** (2022.02); **A61B 18/1815** (2022.02); **A61B 2018/00196** (2022.02)(21)(22) Application: **2021108832**, **01.10.2019**(24) Effective date for property rights:
01.10.2019Registration date:
18.04.2022

Priority:

(30) Convention priority:
03.10.2018 GB 1816128.1(45) Date of publication: **18.04.2022** Bull. № 11(85) Commencement of national phase: **11.05.2021**(86) PCT application:
EP 2019/076567 (01.10.2019)(87) PCT publication:
WO 2020/070113 (09.04.2020)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**HANCOCK, Christopher Paul (GB),
GEORGE, Ullrich (GB),
MORRIS, Steve (GB),
WEBB, David (GB),
PRESTON, Shaun (GB),
GEOGHEGAN, Leif (GB),
CROCKER, Dan (GB),
SWAIN, Sandra (GB)**

(73) Proprietor(s):

CREO MEDICAL LIMITED (GB)(54) **ELECTROSURGICAL INSTRUMENT**

(57) Abstract:

FIELD: medical equipment.

SUBSTANCE: electrosurgical instrument for delivering electromagnetic power for coagulation or ablation of biological tissues comprises a coaxial supply cable for transmitting microwave energy, wherein the coaxial supply cable comprises an inner conductor, an outer conductor, and a dielectric material separating the inner conductor and the outer conductor; a tip of the instrument, located at the distal end of the coaxial supply cable, for receiving microwave energy; and a channel for a fluid medium, intended for transferring the fluid medium to the tip of the instrument. The tip of the instrument comprises: a dielectric main part; an emitting structure for emitting microwave energy to biological tissues. The emitting structure is formed in or on the dielectric main part and comprises a first

electrode, electrically connected with the inner conductor, and a second electrode, electrically connected with the outer conductor. The first electrode and the second electrode are open on the outer surface of the dielectric main part. A hollow needle is in fluid communication with the channel for a fluid medium and is intended for delivering the fluid from the channel for a fluid medium to the treated area. The emitting structure is coated with an insulating and non-sticking material. Disclosed are an alternative variant of implementation of the electrosurgical instrument and an electrosurgical system for delivering electromagnetic power.

EFFECT: prevented sticking of tissues to the tip of the instrument and facilitated use of the instrument.

23 cl, 10 dwg

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Изобретение относится к электрохирургическому инструменту для доставки микроволновой энергии и/или радиочастотной энергии к биологическим тканям с целью абляции целевых тканей. Электрохирургический инструмент содержит канал доставки 5 текучей среды, соединенный с иглой для доставки текучей среды к обрабатываемой области. Зонд может быть введен через канал эндоскопа или катетера, или может быть использован в лапароскопической хирургии, или же в открытом хирургическом вмешательстве.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

10 Обнаружено, что электромагнитная (ЭМ) энергия, и в частности микроволновая и радиочастотная (РЧ) энергия имеет лечебную эффективность в электрохирургических операциях вследствие ее способности разрезать, коагулировать и подвергать абляции ткани организма. Как правило, устройство для доставки ЭМ энергии к тканям организма 15 содержит генератор, содержащий источник ЭМ энергии, и электрохирургический инструмент, подключенный к генератору, для доставки энергии к тканям. Стандартные электрохирургические инструменты в большинстве случаев предназначены для чрескожного введения внутрь организма пациента. Тем не менее, может быть сложным чрескожно расположить в определенном месте инструмент в организме, например, 20 если целевая область находится в движущемся легком или в тонкостенном участке желудочно-кишечного тракта (ЖКТ). Другие электрохирургические инструменты могут быть доставлены к целевой области с помощью хирургического смотрового устройства (например, эндоскопа), которое может быть проведено через каналы в организме, такие как дыхательные пути или просвет пищевода, или толстой кишки. Это обеспечивает возможность применения минимально инвазивных способов лечения, 25 которые могут снизить уровень смертности пациентов и снизить частоту интраоперационных, а также и послеоперационных осложнений.

Абляция тканей с использованием микроволновой ЭМ энергии основана на том факте, что биологическая ткань в основном состоит из воды. Мягкие ткани органов человека как правило содержат от 70% до 80% воды. Молекулы воды имеют постоянный 30 электрический дипольный момент, а это означает, что в молекуле существует дисбаланс заряда. Этот дисбаланс заряда заставляет молекулы двигаться в ответ на усилия, возникающие при приложении переменного во времени электрического поля, когда молекулы вращаются, чтобы выровнять свой электрический дипольный момент с полярностью приложенного поля. На микроволновых частотах быстрые молекулярные 35 колебания приводят к нагреву от трения и, как следствие, к рассеиванию энергии поля в виде тепла. Это называется диэлектрическим нагревом.

Этот принцип используется в терапии с использованием микроволновой абляции, когда молекулы воды в целевой ткани быстро нагреваются за счет приложения локализованного электромагнитного поля на микроволновых частотах, что приводит 40 к коагуляции тканей и гибели клеток. Известно использование зондов, излучающих микроволновое излучение, для лечения различных заболеваний легких и других органов. Например, в легких микроволновое излучение может быть использовано для лечения астмы и удаления опухолей или патологических изменений.

Радиочастотная электромагнитная (РЧ ЭМ) энергия может быть использована для 45 разрезания и/или коагуляции биологических тканей. Способ разрезания с использованием РЧ энергии функционирует с использованием того принципа, что электрический ток проходит через межклеточное вещество тканей (благодаря ионному содержанию клеток, то есть натрию и калию), при этом сопротивление потоку электронов через

ткани генерирует тепло. Когда немодулированный синусоидальный сигнал прилагают к межклеточному веществу тканей, внутри клеток генерируется достаточное количество тепла для испарения воды, содержащейся в тканях. Таким образом, происходит большой рост внутреннего давления клетки, которое не может регулироваться клеточной мембраной, что приводит к разрыву клетки. Когда это происходит на большой площади, можно увидеть, что ткани были рассечены.

РЧ коагуляция осуществляется за счет приложения к тканям менее эффективной формы волны, в результате чего содержимое клетки не испаряется, а нагревается до около 65°C. Это высушивает ткани путем обезвоживания, а также денатурирует белки в стенках сосудов и коллаген, составляющий клеточную стенку. Денатурация белков действует как стимул для системы свертывания крови, поэтому свертываемость улучшается. В то же время коллаген в клеточной стенке денатурируется из стержневидной молекулы в спираль, что приводит к сжатию сосуда и уменьшению его в размере, давая сгустку крови опорную точку и меньшую площадь для закупорки.

Некоторые электрохирургические инструменты могут использоваться с системой доставки текучей среды для доставки текучей среды (например, жидкости и/или газа) к обрабатываемой области. В некоторых случаях система доставки текучей среды может использоваться для введения жидкого лекарственного препарата в обрабатываемую область. Например, известно введение адреналина в место кровотечения для сужения кровеносных сосудов во время сильного кровотечения.

В качестве другого примера, система доставки текучей среды может использоваться для доставки газообразного аргона к обрабатываемой области для выполнения аргоноплазменной коагуляции (APC - англ.: argon plasma coagulation). APC - это хирургический метод остановки кровотечения, который не требует физического контакта между электрохирургическим инструментом и целевыми тканями. При APC струя аргона ионизируется микроволновой и/или РЧ энергией, доставляемой электрохирургическим инструментом, чтобы вызвать коагуляцию и остановить кровотечение.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В настоящем изобретении предлагаются два аспекта, которые могут быть предоставлены вместе или по отдельности.

В первом аспекте в настоящем изобретении предлагается электрохирургический инструмент для выполнения гемостаза посредством излучения микроволновой энергии из дистального наконечника, в котором проводящие электроды, из которых излучается микроволновая энергия, покрыты изолирующим и не допускающим прилипания материалом.

Во втором аспекте в настоящем изобретении предлагается электрохирургический инструмент для выполнения гемостаза с использованием радиочастотной (РЧ) или микроволновой электромагнитной (ЭМ) энергии, в котором дистальный наконечник инструмента содержит проводящую полую иглу для переноса текучей среды к обрабатываемой области или от нее, причем полая игла электрически заземлена.

Что касается первого аспекта, авторы настоящего изобретения обнаружили, что при коагуляции или абляции тканей, они могут иметь склонность к прилипанию к наконечнику инструмента. Это может приводить к повреждению тканей или вызывать кровотечение при отводе наконечника инструмента от обрабатываемой области.

Нанесение не допускающего прилипания покрытия поверх по меньшей мере проводящих элементов (например, электродов), из которых излучается микроволновая энергия, предназначено для предотвращения прилипания тканей к наконечнику инструмента. В некоторых примерах покрытие может быть нанесено на весь наконечник инструмента.

Нанесение не допускающего прилипания покрытия может облегчать отвод наконечника инструмента от обрабатываемой области после подвода микроволновой энергии. Не допускающее прилипания покрытие может быть изготовлено из биосовместимого материала, такого как парилен С или парилен D.

5 Авторы настоящего изобретения пришли к выводу, что гемостаз может эффективно выполняться с использованием излучаемой микроволновой энергии. Когда используется микроволновая энергия, не допускающее прилипания покрытие может быть
 10 изолирующим (т.е. непроводящим), поскольку микроволновая энергия излучается из излучающей структуры. Известны различные изолирующие биосовместимые не допускающие прилипания материалы, которые можно использовать для этой цели. Напротив, гемостаз обычно выполняется с использованием РЧ энергии. В этом случае нельзя использовать изолирующее и не допускающее прилипания покрытие, поскольку электроды должны быть открыты для обеспечения прохождения RF тока в целевые
 15 ткани. Авторам настоящего изобретения не известен никакой подходящий материал, который является биосовместимым, проводящим и не допускает прилипания и который может использоваться для нанесения не допускающего прилипания покрытия на устройство, которое выполняет гемостаз посредством доставки энергии за счет проводимости. Таким образом, выполнение гемостаза с помощью излучаемой микроволновой энергии позволяет покрыть наконечник инструмента изолирующим и
 20 не допускающим прилипания материалом, за счет чего можно предотвратить прилипание тканей к наконечнику инструмента и упростить использование инструмента.

Что касается второго аспекта, авторы настоящего изобретения обнаружили, что, когда полая игла не заземлена (например, когда она остается незаземленной), она может создавать помехи для микроволновой и/или РЧ энергии, излучаемой
 25 электрохирургическим инструментом. Авторы настоящего изобретения обнаружили, что влияние помех, вызванное незаземленной поллой иглой, особенно заметно на микроволновых уровнях энергии. Это может привести к искажению профиля излучения электрохирургического инструмента и/или снижению эффективности доставки ЭМ энергии в целевые ткани.

30 Авторы настоящего изобретения обнаружили, что за счет заземления поллой иглы можно уменьшить помехи, которые полая игла оказывает на микроволновую и/или РЧ энергию, излучаемую электрохирургическим инструментом. Это может способствовать улучшению формы профиля излучения электрохирургического инструмента, например, чтобы он не выступал слишком далеко перед дистальным
 35 наконечником при выдвижении иглы. Это может повысить эффективность доставки ЭМ энергии в целевые ткани, например, гарантируя, что доставляемая энергия ограничена в непосредственной близости от дистального наконечника. В результате может быть улучшен контроль доставки ЭМ энергии к целевым тканям.

Согласно первому аспекту может быть предложен электрохирургический инструмент,
 40 содержащий: коаксиальный питающий кабель для передачи микроволновой энергии, причем коаксиальный питающий кабель содержит внутренний проводник, наружный проводник и диэлектрический материал, разделяющий внутренний проводник и наружный проводник; наконечник инструмента, расположенный на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, для приема микроволновой энергии и/или
 45 радиочастотной энергии; и канал для текучей среды, предназначенный для переноса текучей среды к наконечнику инструмента, причем наконечник инструмента содержит: излучающую структуру для излучения микроволновой энергии в биологические ткани; и полую иглу, находящуюся в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды,

причем полая игла предназначена для доставки текучей среды из канала для текучей среды к обрабатываемой области, и причем излучающая структура покрыта изолирующим и не допускающим прилипания материалом.

Изолирующий и не допускающий прилипания материал может быть нанесен в качестве покрытия поверх всего наконечника инструмента или его части. Например, наконечник инструмента может быть покрыт изолирующим и не допускающим прилипания материалом, или покрытие может быть ограничено излучающей структурой.

Покрытие из изолирующего и не допускающего прилипания материала может иметь толщину, равную или меньшую 40 мкм, например, в диапазоне 1-40 мкм.

Предпочтительно толщина равна или меньше 10 мкм, например, в диапазоне 3-4 мкм. Толщина изолирующего материала может варьироваться по изолирующему наконечнику. Он может иметь более тонкие части, расположенные поверх излучающей структуры.

Изолирующий и не допускающий прилипания материал может быть биосовместимым.

В некоторых вариантах осуществления не допускающий прилипания материал представляет собой парилен C или парилен D.

Согласно второму аспекту может быть предложен электрохирургический инструмент, содержащий: коаксиальный питающий кабель для передачи микроволновой энергии и/или радиочастотной энергии, причем коаксиальный питающий кабель содержит внутренний проводник, наружный проводник и диэлектрический материал, разделяющий внутренний проводник и наружный проводник; наконечник инструмента, расположенный на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, для приема микроволновой энергии и/или радиочастотной энергии; и канал для текучей среды, предназначенный для переноса текучей среды к наконечнику инструмента; причем наконечник инструмента содержит: структуру доставки энергии для доставки микроволновой энергии и/или радиочастотной энергии в биологические ткани; и полую иглу, находящуюся в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды, причем полая игла предназначена для доставки текучей среды из канала для текучей среды к обрабатываемой области, причем структура доставки энергии содержит излучающую структуру для излучения микроволновой энергии в биологические ткани, и причем полая игла электрически соединена с наружным проводником для заземления полую иглы.

Первый и второй аспекты могут быть объединены, например, для предоставления электрохирургического инструмента с заземленной иглой и изолирующим и не допускающим прилипания покрытием. Дополнительные необязательные признаки, применимые к обоим аспектам, изложены ниже.

Инструмент может использоваться для коагуляции и/или абляции целевых тканей в организме. Например, инструмент может использоваться для обработки тканей в легких или желудочно-кишечном тракте, однако он может использоваться для обработки тканей и в других органах (например, матке). Для эффективной обработки целевых тканей может потребоваться разместить наконечник инструмента как можно ближе к целевым тканям (а во многих случаях внутри них). Для достижения целевых тканей (например, в легких), может потребоваться введение устройства через проходы (например, дыхательные пути) и в обход препятствий. Это означает, что в идеальном случае инструмент должен быть как можно более гибким и иметь небольшое сечение. В частности, устройство должно быть очень гибким возле своего наконечника, где его, возможно, придется направлять вдоль узких проходов, таких как бронхиолы, которые могут быть узкими и извилистыми.

Коаксиальный питающий кабель может представлять собой обычный коаксиальный кабель с малыми потерями, который можно подсоединить на одном конце к электрохирургическому генератору. В частности, внутренний проводник может представлять собой удлинённый проводник, проходящий вдоль продольной оси коаксиального питающего кабеля. Диэлектрический материал может быть расположен вокруг внутреннего проводника, например, первый диэлектрический материал может иметь канал, через который проходит внутренний проводник. Наружный проводник может представлять собой рукав из проводящего материала, расположенный на поверхности диэлектрического материала. Коаксиальный питающий кабель может дополнительно содержать наружную защитную оболочку для изоляции и защиты кабеля. В некоторых примерах защитная оболочка может быть изготовлена из не допускающего прилипания материала или покрыта им для предотвращения прилипания тканей к кабелю.

Канал для текучей среды может способствовать переносу текучей среды (например, жидкости или газа) от проксимального конца электрохирургического инструмента к наконечнику инструмента. Канал для текучей среды может быть присоединен на своем проксимальном конце к источнику подачи текучей среды. Например, канал для текучей среды может использоваться для переноса жидкого лекарственного препарата (например, адреналина) к наконечнику инструмента. Если электрохирургический инструмент используется для выполнения APC, канал для текучей среды может использоваться для переноса газообразного аргона к наконечнику инструмента. Канал для текучей среды также может использоваться для транспортировки текучей среды от наконечника инструмента к проксимальному концу электрохирургического инструмента. Например, текучая среда, находящаяся в обрабатываемой области вокруг наконечника инструмента, может быть втянута через полую иглу и выпущена через канал для текучей среды для отвода текучей среды от обрабатываемой области. Канал для текучей среды может содержать гибкую трубку (просвет), которая проходит вдоль длины электрохирургического инструмента, например, от проксимального конца электрохирургического инструмента к наконечнику инструмента.

В некоторых примерах канал для текучей среды может проходить вдоль коаксиального питающего кабеля. Канал для текучей среды и коаксиальный питающий кабель могут быть расположены внутри гибкой муфты инструмента, например, муфта инструмента может определять просвет, в котором находятся коаксиальный питающий кабель и канал для текучей среды. Муфта инструмента может быть изготовлена из не допускающего прилипания материала, или покрыта им (например, политетрафторэтиленом, ПТФЭ), для предотвращения прилипания к ней тканей. В муфте инструмента может быть предусмотрена вставка для сохранения положения коаксиального питающего кабеля и канала для текучей среды внутри муфты инструмента. Альтернативно муфта инструмента может представлять собой трубку с несколькими просветами, вследствие чего коаксиальный питающий кабель размещен внутри первого просвета муфты инструмента, а канал для текучей среды размещен внутри второго просвета муфты инструмента.

В некоторых примерах канал для текучей среды может быть размещен внутри коаксиального питающего кабеля. Например, диэлектрический материал в коаксиальном питающем кабеле может содержать просвет, через который проходит канал для текучей среды. В другом примере внутренний проводник может представлять собой полый проводник, например, внутренний проводник может быть образован из трубки проводящего материала. В этом случае канал для текучей среды может быть

предусмотрен внутри полого внутреннего проводника. Размещение канала для текучей среды внутри коаксиального питающего кабеля может способствовать уменьшению наружного диаметра электрохирургического инструмента.

5 Наконечник инструмента расположен на дистальном конце коаксиального питающего кабеля и служит для доставки ЭМ энергии, передаваемой по коаксиальному питающему кабелю, внутрь целевых тканей. Наконечник инструмента также предназначен для доставки текучей среды из канала для текучей среды к обрабатываемой области. Канал для текучей среды может заканчиваться возле дистального конца коаксиального питающего канала, например, перед наконечником инструмента. Альтернативно часть
10 канала для текучей среды может проходить в наконечник инструмента. Наконечник инструмента постоянно или разъемно может быть прикреплен к коаксиальному питающему кабелю и каналу для текучей среды.

Структура доставки энергии предназначена для доставки микроволновой и/или РЧ энергии, передаваемой по коаксиальному питающему кабелю. Излучающая структура
15 электрически соединена с коаксиальным питающим кабелем для приема микроволновой энергии. Излучающая структура может быть выполнена для микроволновой энергии, имеющей заданный уровень энергии, для обеспечения создания инструментом желаемого профиля излучения и/или проведения желаемого типа обработки (например, абляции, разрезания или коагуляции тканей). Например, излучающая структура может быть
20 выполнена как монополярная микроволновая антенна, например, излучающая структура может содержать продолговатый проводник, который соединен с внутренним проводником и предназначен для излучения микроволновой энергии вдоль его длины. Альтернативно излучающая структура может быть выполнена как биполярная микроволновая антенна, например, излучающая структура может содержать пару
25 электродов, которые соответственно соединены с внутренним проводником и наружным проводником и которые предназначены для излучения микроволновой энергии.

Если структура доставки энергии выполнена с возможностью доставки РЧ энергии, структура доставки энергии может содержать пару РЧ электродов, которые
30 соответственно соединены с внутренним проводником и наружным проводником. Пара РЧ электродов может действовать как активный электрод и обратный электрод, вследствие чего ткани, расположенные в участке между электродами, подвергаются абляции или коагуляции под действием РЧ энергии.

Если электрохирургический инструмент используется для выполнения APC, структура доставки энергии может содержать пару электродов, которые расположены вблизи от
35 полой иглы, для розжига и поддержания плазмы из газообразного аргона с использованием микроволновой и/или РЧ энергии.

В некоторых случаях структура доставки энергии может быть выполнена с возможностью доставки как микроволновой, так и РЧ энергии, либо одновременно, либо последовательно. Например, если структура доставки энергии содержит пару
40 электродов, пара электродов может действовать как активный и возвратный электроды на РЧ частотах, и они могут действовать как биполярная антенна на микроволновых частотах.

Полая игла также предназначена для доставки текучей среды из канала для текучей среды к обрабатываемой области. Обрабатываемая область может содержать участок
45 целевых биологических тканей, расположенных вблизи от наконечника инструмента (например, перед ним). Полая игла может быть образована из отрезка трубки. Полая игла может быть изготовлена из проводящего материала (например, металла). Полая игла может иметь проксимальный конец, который находится в сообщении по текучей

среде с каналом для текучей среды, вследствие чего текучая среда из канала для текучей среды может быть перенесена в полую иглу. Например, проксимальный конец полый иглы может быть расположен внутри дистальной части канала для текучей среды.

Между полый иглой и каналом для текучей среды может быть образовано уплотнение для предотвращения утечки текучей среды на стыке между каналом для текучей среды и полый иглой. Полая игла может иметь дистальный конец, содержащий отверстие, через которое текучая среда может быть дозированно выпущена в обрабатываемую область. Текучая среда также может быть втянута в иглу через отверстие на ее дистальном конце для отвода текучей среды от обрабатываемой области. Дистальный конец полый иглы может быть острым (например, заостренным), чтобы способствовать введению полый иглы в ткани. Например, полая игла может представлять собой гиподермальную иглу.

Полая игла электрически соединена с наружным проводником коаксиального питающего кабеля. Это способствует заземлению полый иглы на наружный проводник. Как правило, наружный проводник коаксиального питающего кабеля может быть соединен с электрическим заземлением (например, 0 В), таким образом, наружный проводник и полая игла могут быть заземлены. Полая игла может быть электрически соединена с наружным проводником с помощью любого подходящего средства. Например, провод или другой проводник может быть соединен между наружным проводником и полый иглой.

Поскольку полая игла электрически соединена с наружным проводником, полая игла не находится под плавающим напряжением относительно коаксиального питающего кабеля. Электрическое соединение между полый иглой и наружным проводником может также уменьшать любую плавающую емкость между наружным проводником и полый иглой. В результате, влияние помех, вызванное полый иглой при доставке ЭМ энергии посредством структуры доставки энергии, может быть уменьшено. Это может быть особенно преимущественным для доставки микроволновой энергии, поскольку авторы настоящего изобретения обнаружили, что влияние помех, вызванное полый иглой, может быть более выраженным на микроволновых частотах. Уменьшение влияния помех, вызванных полый иглой, может способствовать улучшению профиля излучения наконечника инструмента (например, за счет уменьшения искажений, вызванных помехами), а также повышению эффективности доставки ЭМ энергии к целевым тканям. За счет заземления полый иглы на наружный проводник также можно повысить безопасность электрохирургического инструмента, поскольку это может предотвратить создание высокого напряжения между полый иглой и структурой доставки энергии.

В некоторых вариантах осуществления наконечник инструмента может содержать заземляющий элемент, предназначенный для электрического соединения полый иглы с наружным проводником. Электрическое соединение между наружным проводником и полый иглой, таким образом, может быть расположено в самом наконечнике инструмента. Заземляющий элемент может электрически соединять полую иглу с дистальной частью наружного проводника. В некоторых случаях дистальная часть наружного проводника может проходить в наконечник инструмента. Заземляющий элемент может содержать кусок из проводящего материала, который электрически соединяет полый проводник с наружным проводником. Заземляющий элемент может быть соединен с полый иглой и наружным проводником с помощью любого подходящего средства, например, посредством механического соединения, проводящего клея (например, эпоксидной смолы) или спаянного или сварного соединения. За счет

предоставления заземляющего элемента непосредственно в наконечнике инструмента, длина электрического пути между полый иглой и наружным проводником может быть уменьшена. Это может обеспечить надлежащее электрическое соединение между полый иглой и наружным проводником и способствовать образованию электрического

5 соединения.

В некоторых вариантах осуществления заземляющий элемент может содержать основную часть, имеющую первую соединительную поверхность и вторую соединительную поверхность, предназначенные для удерживания полый иглы и

10 соединительная поверхность могут быть электрически соединены друг с другом, например, как разные области поверхности общей проводящей основной части. Полая игла может быть электрически соединена с первой соединительной поверхностью.

Наружный проводник может быть электрически соединен с второй соединительной поверхностью. Поскольку как полая игла, так и наружный проводник соединены с

15 поверхностями на основной части заземляющего элемента, заземляющий элемент может способствовать фиксации положения полый иглы относительно наружного проводника (и, таким образом, коаксиального питающего кабеля). Таким образом, заземляющий элемент может выполнять две функции: электрически соединять полую иглу с наружным проводником и удерживать полую иглу и наружный проводник на месте друг

20 относительно друга. Это может способствовать повышению целостности наконечника инструмента. Основная часть заземляющего элемента может представлять собой цельный компонент, изготовленный из проводящего материала (например, металла); в этом случае полая игла и наружный проводник электрически соединены посредством основной части заземляющего элемента. Альтернативно основная часть может быть

25 изготовлена из изолирующего материала, и первая и вторая соединительные поверхности могут быть образованы проводящими слоями, предусмотренными на поверхностях основной части. Электрический путь между первой и второй соединительными поверхностями может быть затем предоставлен на основной части или в ней.

Полая игла может быть электрически соединена с первой соединительной

30 поверхностью с помощью любого подходящего средства. В одном примере полая игла может удерживаться вплотную к первой соединительной поверхности для образования электрического контакта между ними. Альтернативно полая игла может быть прикреплена к первой соединительной поверхности, например, с помощью проводящего клея или посредством спаянного или сварного соединения. Наружный проводник может

35 быть электрически соединен с второй соединительной поверхностью аналогичным образом.

Форма первой соединительной поверхности может быть комплементарной форме полый иглы. Это может улучшать электрическое соединение между первой соединительной поверхностью и полый иглой. Это также может способствовать

40 удерживанию полый иглы на месте для предотвращения нежелательного перемещения полый иглы. Например, если полая игла имеет круглое поперечное сечение, первая соединительная поверхность может представлять собой закругленную поверхность, имеющую радиус кривизны, который соответствует радиусу поперечного сечения полый иглы. Аналогично, форма второй соединительной поверхности может быть

45 комплементарной форме наружного проводника.

В некоторых вариантах осуществления основная часть заземляющего элемента может иметь первый канал, проходящий через нее, причем первая соединительная поверхность образована в первом канале. Заземляющий элемент может иметь в целом

цилиндрическую или коническую форму, например, если первый канал представляет собой расположенное по центру отверстие, в котором может быть размещена часть полой иглы. Первый канал может проходить через основную часть в продольном направлении, т. е. в направлении, параллельном продольной оси внутреннего проводника. Первый канал может представлять собой открытый канал, например, он может представлять канавку, в которой размещается часть полой иглы. Альтернативно первый канал может представлять собой закрытый канал, например, он может определять просвет, в котором находится часть полой иглы. Первый канал может способствовать удерживанию полой иглы на месте в заземляющем элементе. Это может обеспечивать поддержание электрического соединения между полой иглой и первой соединительной поверхностью. Первый канал также может способствовать ограничению бокового перемещения полой иглы, например, перемещения в направлении, перпендикулярном продольному направлению. Первая соединительная поверхность может быть предусмотрена на поверхности первого канала, например, первая соединительная поверхность может быть предусмотрена на стенке канала. Если основная часть заземляющего элемента изготовлена из проводящего материала, стенка первого канала может обеспечивать первую соединительную поверхность. Форма первого канала может быть комплементарной форме полой иглы.

Если полая игла выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента, первый канал может способствовать обеспечению скользящего электрического соединения между полой иглой и заземляющим элементом. Таким образом, полая игла может быть выполнена с возможностью скользящего перемещения относительно наружного проводника, и электрическое соединение между полой иглой и наружным проводником может проходить по скользящей поверхности контакта. Первый канал также может направлять полую иглу, когда она перемещается относительно наконечника.

В некоторых вариантах осуществления первый канал может содержать расширяющуюся часть, расположенную на проксимальном конце первого канала, причем расширяющаяся часть имеет площадь поперечного сечения, которая увеличивается к проксимальному концу первого канала. Расширяющаяся часть может способствовать направлению или «заведению» полой иглы в первый канал.

В некоторых вариантах осуществления основная часть заземляющего элемента может содержать второй канал, проходящий через нее, причем вторая соединительная поверхность образована во втором канале; и дистальная часть наружного проводника может быть размещена во втором канале. Второй канал может проходить через основную часть в продольном направлении. Второй канал может быть параллельным первому каналу. Второй канал может представлять собой открытый канал, например, он может представлять канавку, в которой размещается дистальная часть наружного проводника. Альтернативно второй канал может представлять собой закрытый канал, например, он может определять просвет, в котором находится дистальная часть наружного проводника. Второй канал может способствовать удерживанию наружного проводника на месте в заземляющем элементе. Это может обеспечивать поддержание электрического соединения между наружным проводником и второй соединительной поверхностью. Вторая соединительная поверхность может быть предусмотрена на поверхности второго канала, например, первая соединительная поверхность может быть предусмотрена на стенке канала. Если основная часть заземляющего элемента изготовлена из проводящего материала, стенка второго канала может обеспечивать вторую соединительную поверхность. Форма второго канала может быть

комплементарной форме полый иглы. Дистальная часть наружного проводника может представлять собой часть наружного проводника, расположенную на дистальном конце коаксиального питающего кабеля или возле него. Дистальная часть наружного проводника может проходить в наконечник инструмента.

5 Основная часть заземляющего элемента может содержать проксимальную часть, которая прикреплена к дистальной части коаксиального питающего кабеля. Проксимальная часть основной части заземляющего элемента может способствовать
10 прикреплению заземляющего элемента к коаксиальному питающему кабелю. Это может способствовать упрочнению поверхности контакта между коаксиальным питающим кабелем и наконечником инструмента. Эта конфигурация также может способствовать удерживанию полый иглы на месте относительно коаксиального питающего кабеля. Дистальная часть коаксиального питающего кабеля может удерживаться в проксимальной части основной части посредством любого подходящего средства. Например, проксимальная часть основной части может содержать канал, в котором
15 размещается и удерживается дистальная часть коаксиального питающего кабеля. Основная часть заземляющего элемента может дополнительно содержать дистальную часть, причем первая и вторая соединительные поверхности расположены в дистальной части. Основная часть заземляющего элемента может размещаться с обеих сторон от поверхности контакта между коаксиальным питающим кабелем и наконечником
20 инструмента, причем проксимальная часть основной части расположена на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, а дистальная часть основной части расположена в наконечнике инструмента. Таким образом, заземляющий элемент может способствовать повышению целостности электрохирургического инструмента, а также уменьшать помехи, вызванные полый иглой.

25 В некоторых вариантах осуществления электрохирургический инструмент может дополнительно содержать первую изолирующую муфту, расположенную на проксимальном конце заземляющего элемента для направления полый иглы в контакт с первой соединительной поверхностью. Первая изолирующая муфта может быть изготовлена из гибкого изолирующего материала (например, полиимидной трубки).
30 Первая изолирующая муфта может способствовать защите и изоляции полый иглы от окружающей среды. Первая изолирующая муфта может определять проход, через который проходит полый игла и который направляет полый иглу в контакт с первой соединительной поверхностью. Первая изолирующая муфта может проходить от проксимального конца заземляющего элемента в продольном направлении к
35 проксимальному концу инструмента. Таким образом, первая изолирующая муфта может способствовать выравниванию полый иглы вдоль продольного направления. Первая изолирующая муфта может быть особенно предпочтительной, если полый игла выполнена с возможностью перемещения, поскольку она может направлять перемещение полый иглы в продольном направлении.

40 В некоторых вариантах осуществления электрохирургический инструмент может дополнительно содержать вторую изолирующую муфту, расположенную на дистальном конце заземляющего элемента для изоляции полый иглы от излучающей структуры. Вторая изолирующая муфта может быть изготовлена из гибкого изолирующего материала (например, полиимидной трубки). Вторая изолирующая муфта может
45 способствовать изоляции полый иглы от излучающей структуры и других компонентов в наконечнике инструмента. Вторая изолирующая муфта может определять проход, через который проходит полый игла. Вторая изолирующая муфта может направлять полый иглу от дистального конца заземляющего элемента к дистальному концу

наконечника инструмента. Например, вторая изолирующая муфта может проходить от дистального конца заземляющего элемента к дистальному концу наконечника инструмента.

В некоторых случаях первая и вторая изолирующие муфты могут образовывать непрерывную изолирующую муфту, причем непрерывная изолирующая муфта содержит отверстие, через которое полая игла электрически соединена с первой соединительной поверхностью.

Если электрохирургический инструмент содержит и первую изолирующую муфту, и вторую изолирующую муфту, первая изолирующая муфта может иметь большее поперечное сечение, чем вторая изолирующая муфта. Это может способствовать вставке полый иглы в первую изолирующую муфту для приведения полый иглы в электрический контакт с заземляющим элементом. Таким образом, большая первая изолирующая муфта может способствовать «заведению» полый иглы в направлении заземляющего элемента и первой соединительной поверхности. С помощью первой изолирующей муфты большего диаметра также можно уменьшить сопротивление трения на полый игле, когда она перемещается относительно наконечника инструмента. Это может упрощать перемещение полый иглы относительно наконечника инструмента.

Поперечное сечение второй изолирующей муфты может приблизительно соответствовать поперечному сечению полый иглы. Таким образом, вторая изолирующая муфта может обеспечивать правильное размещение полый иглы внутри наконечника инструмента.

В некоторых вариантах осуществления полая игла может быть выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента между: втянутым положением, в котором дистальный конец полый иглы отодвинут назад от дистального конца наконечника инструмента; и выдвинутым положением, в котором дистальный конец полый иглы выступает за пределы дистального конца наконечника инструмента. Таким образом, когда полая игла не используется, она может быть переведена во втянутое положение, чтобы предотвратить случайное повреждение тканей. Игла может быть перемещена в выдвинутое положение, когда это необходимо для доставки текучей среды к обрабатываемой области, например, для введения лекарственного препарата в обрабатываемую область. Полая игла может быть выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента в продольном направлении. Когда полая игла находится во втянутом положении, дистальный конец полый иглы может быть расположен внутри наконечника инструмента. Наконечник инструмента может содержать канал, по которому может перемещаться полая игла, вследствие чего, когда полая игла находится во втянутом положении, дистальный конец полый иглы расположен внутри канала.

Полая игла может быть выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента посредством любого подходящего механизма. В некоторых вариантах осуществления полая игла может быть выполнена с возможностью перемещения за счет приведения в действие (например, толкания или вытягивания) управляющего провода, который прикреплен к полый игле. Управляющий провод может быть расположен внутри канала для текучей среды таким образом, что управляющий провод прикреплен к полый игле внутри канала для текучей среды. Альтернативно управляющий провод может проходить вдоль канала для текучей среды.

Электрическое соединение между полый иглой и наружным проводником может быть выполнено с возможностью обеспечения перемещения полый иглы относительно наконечника инструмента. Таким образом, полая игла может оставаться электрически

соединенной с наружным проводником независимо от того, находится она во втянутом положении или выдвинутом положении. Например, электрическое соединение между полый иглой и наружным проводником может представлять собой скользящее электрическое соединение. Если заземляющий элемент содержит основную часть, имеющую первую соединительную поверхность, полая игла может быть выполнена с возможностью скользящего перемещения относительно первой соединительной поверхности. В некоторых случаях можно полностью извлечь полую иглу из наконечника инструмента, чтобы она больше не была электрически соединена с наружным проводником.

Если заземляющий элемент содержит первый канал, первый канал может иметь такие размеры, чтобы полая игла могла совершать скользящее перемещение в продольном направлении по каналу, и чтобы при этом полая игла оставалась в контакте с первой соединительной поверхностью.

Соединение между полый иглой и каналом для текучей среды может быть выполнено с возможностью обеспечения перемещения полый иглы относительно канала для текучей среды. Таким образом, когда полая игла перемещается относительно наконечника инструмента, полая игла может оставаться в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды. Например, если проксимальный конец полый иглы расположен внутри канала для текучей среды, проксимальный конец полый иглы может быть выполнен с возможностью перемещения вдоль длины канала для текучей среды. Между полый иглой и каналом для текучей среды может быть образовано скользящее уплотнение, которое позволяет полый игле перемещаться относительно канала для текучей среды и при этом предотвращает выход текучей среды на стыке между полый иглой и каналом для текучей среды.

В некоторых вариантах осуществления наконечник инструмента может содержать отверстие на своем дистальном конце, вследствие чего, когда полая игла находится во втянутом положении, дистальный конец полый иглы может быть расположен в наконечнике инструмента и не выступает через отверстие; и когда полая игла находится в выдвинутом положении, дистальный конец полый иглы может выступать через отверстие. Таким образом, полая игла может быть защищена внутри наконечника инструмента, когда она находится во втянутом положении.

В некоторых вариантах осуществления полая игла, когда она находится в выдвинутом положении, может быть электрически соединена с наружным проводником в положении на полый игле, которое соответствует целому числу полудлин волны микроволновой энергии от дистального конца полый иглы. Например, заземляющий элемент может быть расположен на расстоянии полудлины волны от дистального конца полый иглы. Это может обеспечивать, что на микроволновых частотах дистальный конец иглы находится под тем же напряжением, что и часть иглы, которая заземлена на наружный проводник. Это может уменьшать помехи, вызванные полый иглой. Если игла выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента, втянутое положение и выдвинутое положение могут быть установлены таким образом, что в каждом положении дистальный конец полый иглы находится на целом числе длин волны от положения, в котором она заземлена. Это может свести к минимуму помехи, вызванные полый иглой, когда она находится во втянутом и выдвинутом положениях.

В некоторых вариантах осуществления наконечник инструмента может дополнительно содержать диэлектрическую основную часть, и структура доставки энергии (т. е. излучающая структура) может быть образована в диэлектрической основной части и/или на ней. Диэлектрическая основная часть может быть изготовлена

из любого подходящего диэлектрического (изолирующего) материала. Материал диэлектрической основной части может быть выбран для улучшения согласования импеданса с целевыми тканями, чтобы повысить эффективность доставки ЭМ энергии внутрь целевых тканей. В некоторых случаях диэлектрическая основная часть может

содержать множество различных кусков диэлектрического материала, которые выбраны и скомпонованы для формирования профиля излучения желаемым образом. Диэлектрическая основная часть может действовать как опора излучающей структуры, например, части излучающей структуры могут быть образованы на диэлектрической основной части или внутри нее.

Диэлектрическая основная часть может представлять собой цилиндр, имеющий продольную ось, выровненную относительно коаксиального кабеля, причем диэлектрическая основная часть содержит продольно проходящий канал, образованный в ней, и часть полый иглы размещена в продольно проходящем канале. Канал в диэлектрической основной части может способствовать поддержанию положения

полый иглы в наконечнике инструмента. Таким образом, канал в диэлектрической основной части может ограничивать или предотвращать боковое перемещение полый иглы. Это может обеспечивать точное размещение полый иглы для облегчения введения полый иглы в целевые ткани. Канал в диэлектрической основной части может быть открытым, например, он может быть образован канавкой на поверхности

диэлектрической основной части, или он может быть закрытым, например, он может быть образован туннелем (проходом), проходящим через часть диэлектрической основной части. Если канал открыт, он может быть образован между двумя гребнями в диэлектрической основной части. Если инструмент содержит вторую изолирующую муфту, вторая изолирующая муфта может проходить внутри канала в диэлектрической

основной части для изоляции полый иглы от излучающей структуры.

Отверстие на дистальном конце наконечника инструмента может быть образовано на дистальном конце канала в диэлектрической основной части.

В некоторых вариантах осуществления излучающая структура может содержать первый электрод, который электрически соединен с внутренним проводником, и второй электрод, который электрически соединен с наружным проводником, причем первый электрод и второй электрод открыты на поверхности диэлектрической основной части. Первый и второй электроды могут действовать как биполярные РЧ электроды, например, он могут действовать как активный и возвратный электроды, соответственно, когда РЧ энергия передается к наконечнику инструмента. Таким образом, биологические

ткани, которые расположены в участке вокруг первого и второго электродов, могут подвергаться абляции и/или коагуляции с помощью РЧ энергии. Первый и второй электроды могут быть расположены на поверхности диэлектрической основной части для получения желаемого профиля обработки. Первый электрод может быть электрически соединен с внутренним проводником посредством промежуточного проводника, который проходит через часть диэлектрической основной части. Первый и второй электроды могут быть выполнены с возможностью обеспечения обработки тканей с помощью РЧ и/или микроволновых частот. Например, когда РЧ энергия передается к наконечнику инструмента, первый и второй электроды могут действовать как биполярные РЧ электроды. Когда микроволновая энергия передается к наконечнику инструмента, первый и второй электроды могут действовать как биполярная микроволновая антенна. Преимущественно это может позволять пользователю быстро переключаться между режимами обработки (например, РЧ коагуляцией и микроволновой абляцией) без необходимости менять

электрохирургические инструменты во время хирургической процедуры.

В некоторых вариантах осуществления второй электрод может быть электрически соединен с наружным проводником посредством заземляющего элемента. Таким образом, как полая игла, так и второй электрод могут быть электрически соединены с наружным проводником посредством заземляющего элемента. В результате, может потребоваться только одно электрическое соединение с наружным проводником, т. е. между наружным проводником и заземляющим элементом. Это может облегчать электрическое соединение второго электрода с наружным проводником.

В некоторых вариантах осуществления диэлектрическая основная часть может содержать первую канавку, в которой расположен первый электрод, и вторую канавку, в которой расположен второй электрод. Толщина диэлектрического материала диэлектрической основной части может находиться между первой канавкой и второй канавкой, вследствие чего первый и второй электроды отделены друг от друга на толщину диэлектрического материала. Толщина первого электрода может соответствовать глубине первой канавки, вследствие чего первый электрод расположен заподлицо с наружной поверхностью диэлектрической основной части. Аналогично, толщина второго электрода может соответствовать глубине второй канавки, вследствие чего второй электрод расположен заподлицо с наружной поверхностью диэлектрической основной части. Это может обеспечивать гладкую наружную поверхность для наконечника инструмента. За счет этого можно исключить наличие острых краев на наконечнике инструмента, которые могут зацепиться за ткани. Канавка может представлять собой углубление или вырез в наружной поверхности диэлектрической основной части. В некоторых случаях канавка может быть образована между двумя или более частями диэлектрической основной части.

В некоторых вариантах осуществления первый электрод может содержать первый набор продольно проходящих проводящих язычков, расположенных по окружности вокруг диэлектрической основной части. Проводящий язычок первого электрода может представлять собой продолговатый проводящий элемент, который ориентирован вдоль продольного направления. Все из первого набора проводящих язычков могут быть электрически соединены друг с другом с образованием первого электрода. Первый набор проводящих язычков может быть по существу параллельным и расположенным вокруг окружности диэлектрической основной части, например, каждый из проводящих язычков может находиться в отличающемся положении вокруг окружности диэлектрической основной части. Например, если диэлектрическая основная часть является цилиндрической, проводящие язычки могут быть параллельны оси цилиндрической основной части и расположены в разных положениях на боковой стороне цилиндрической основной части. Наличие множества проводящих язычков, расположенных вокруг окружности диэлектрической основной части, может позволять обрабатывать биологические ткани во множестве направлений вокруг наконечника инструмента. Первый набор проводящих язычков может быть равномерно разнесен вокруг окружности диэлектрической основной части. Это может улучшить осевую симметрию профиля излучения наконечника инструмента и обеспечить по существу равномерную обработку тканей, расположенных вокруг наконечника инструмента. Проводящие язычки первого электрода могут быть расположены в первом наборе канавок в диэлектрической основной части.

В некоторых вариантах осуществления второй электрод может содержать второй набор продольно проходящих проводящих язычков, расположенных по окружности вокруг диэлектрической основной части, причем как первый набор, так и второй набор

проводящих язычков могут быть расположены с чередованием вокруг окружности диэлектрической основной части. Проводящий язычок второго электрода может представлять собой продолговатый проводящий элемент, который ориентирован вдоль продольного направления. Все из второго набора проводящих язычков могут быть электрически соединены друг с другом с образованием первого электрода. Второй набор проводящих язычков может быть по существу параллельным и расположенным вокруг окружности диэлектрической основной части, например, каждый из проводящих язычков может находиться в отличающемся положении вокруг окружности диэлектрической основной части. Проводящие язычки второго электрода могут быть расположены во втором наборе канавок в диэлектрической основной части. Первый набор канавок и второй набор канавок могут быть разделены частями диэлектрической основной части таким образом, что проводящие язычки первого электрода и второго электрода электрически изолированы друг от друга диэлектрической основной частью.

Первый и второй наборы проводящих язычков могут быть с чередованием расположены вокруг окружности диэлектрической основной части, например, проводящие язычки могут быть упорядочены так, что они чередуются между первым набором и вторым набором вокруг окружности. Таким образом, каждый проводящий язычок в первом наборе может быть расположен между двумя проводящими язычками во втором наборе (и наоборот). Таким образом, первый и второй электроды могут представлять собой переплетающиеся электроды. Эта конфигурация может способствовать обеспечению по существу равномерного профиля излучения вокруг наконечника инструмента. Это может обеспечивать, например, равномерную абляцию или коагуляцию тканей в объеме вокруг наконечника инструмента.

В некоторых вариантах осуществления наконечник инструмента может дополнительно содержать кольцевой проводник, электрически соединенный с наружным проводником, причем кольцевой проводник образует часть наружной поверхности электрохирургического инструмента и защищает электрическое соединение между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой. Кольцевой проводник может представлять собой полый цилиндрический кусок проводящего материала. Кольцевой проводник может быть расположен возле проксимального конца наконечника инструмента, вокруг стыка между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой. Электрическое соединение между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой может предусматривать электрическое соединение между внутренним проводником и проводящим элементом излучающей структуры (например, продолговатым проводником). Такое электрическое соединение может предусматривать отрезок неэкранированного провода между внутренним проводником и излучающей структурой. Такой отрезок неэкранированного провода может подвергаться воздействию электрических помех. Поскольку кольцевой проводник электрически соединен с наружным проводником, это может способствовать защите всей проводки или электрических соединений, расположенных внутри кольцевого проводника, от электрических помех. Кольцевой проводник, таким образом, может уменьшать помехи на стыке между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой для улучшения рабочих характеристик наконечника инструмента. Кольцевой проводник также может способствовать физической защите соединения между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой за счет создания барьера вокруг соединения. Кольцевой проводник может быть электрически соединен с наружным проводником посредством заземляющего элемента.

В некоторых случаях кольцевой проводник может представлять возвратный электрод

для РЧ энергии. Если наконечник инструмента содержит первый и второй электроды на поверхности диэлектрической основной части, кольцевой проводник может представлять удлинение второго электрода. Это может способствовать увеличению эффективной площади второго электрода. В некоторых случаях кольцевой проводник может представлять собой проксимальную часть второго электрода.

В некоторых вариантах осуществления дистальный конец наконечника инструмента может иметь форму с плавными контурами, подходящую для приложения точечного давления к целевой области. Например, дистальный конец наконечника инструмента может быть закругленным и/или плавно сужающимся. Это может позволять прижимать наконечник инструмента к целевой области для остановки кровотечения (например, гемостаза). Затем ЭМ энергия может доставляться посредством наконечника инструмента для коагуляции тканей и остановки или контроля кровотечения.

Описанный выше электрохирургический инструмент может составлять часть полной электрохирургической системы. Например, система может содержать электрохирургический генератор, предназначенный для подачи микроволновой энергии и радиочастотной энергии; и электрохирургический инструмент согласно настоящему изобретению, подключенный для приема микроволновой энергии и радиочастотной энергии от электрохирургического генератора. Электрохирургический аппарат может дополнительно содержать хирургическое смотровое устройство (например, эндоскоп), имеющее гибкий вводимый ствол для введения в организм пациента, при этом гибкий вводимый ствол имеет инструментальный канал, проходящий вдоль его длины, и при этом электрохирургический инструмент имеет размеры, подходящие для размещения внутри инструментального канала.

В настоящем описании термин «микроволновой» может использоваться в широком смысле для указания диапазона частот от 400 МГц до 100 ГГц, но предпочтительно диапазона от 1 ГГц до 60 ГГц. Предпочтительные фиксированные частоты для микроволновой ЭМ энергии включают: 915 МГц, 2,45 ГГц, 3,3 ГГц, 5,8 ГГц, 10 ГГц, 14,5 ГГц и 24 ГГц. Может быть предпочтительнее 5,8 ГГц. В противоположность этому, в данном описании используются термины «радиочастотный» или «РЧ» для указания диапазона частот, который по меньшей мере на три порядка ниже, например, вплоть до 300 МГц. Предпочтительно РЧ энергия имеет частоту, достаточно высокую для предотвращения стимуляции нервов (например, более 10 кГц) и достаточно низкую для предотвращения побледнения тканей или теплового распространения (например, менее 10 МГц). Предпочтительный частотный диапазон для РЧ энергии может составлять от 100 кГц до 1 МГц.

В данном документе термины «проксимальный» и «дистальный» означают концы электрохирургического инструмента, находящиеся дальше от обрабатываемой области, и ближе к ней, соответственно. Таким образом, при использовании проксимальный конец электрохирургического инструмента находится ближе к генератору для снабжения РЧ или микроволновой энергией, в то время как дистальный конец находится ближе к обрабатываемой области, то есть к целевым тканям пациента.

В настоящем документе термин «проводящий» используется для обозначения электрической проводимости, если в контексте не определено иное.

Используемый ниже термин «продольный» относится к направлению вдоль длины электрохирургического инструмента, параллельно оси коаксиальной линии передачи. Термин «внутренний» означает радиально ближайший к центру (например, оси) инструмента. Термин «наружный» означает радиально удаленный от центра (оси) инструмента.

Термин «электрохирургический» используется в отношении инструмента, аппарата или приспособления, которые используются во время операции и которые используют микроволновую и/или радиочастотную электромагнитную (ЭМ) энергию.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

- 5 Варианты осуществления настоящего изобретения далее описываются в качестве примера со ссылкой на прилагаемые графические материалы, на которых:
- на фиг. 1 представлено схематическое изображение электрохирургической системы, которая представляет собой вариант осуществления настоящего изобретения;
- на фиг. 2 представлен вид в перспективе электрохирургического инструмента,
- 10 который представляет собой вариант осуществления настоящего изобретения, причем полая игла инструмента находится во втянутом положении;
- на фиг. 3 представлен вид в перспективе электрохирургического инструмента, изображенного на фиг. 2, причем полая игла находится в выдвинутом положении;
- на фиг. 4 представлен схематический вид в разрезе электрохирургического
- 15 инструмента, изображенного на фиг. 2;
- на фиг. 5 представлен вид в перспективе электрохирургического инструмента, изображенного на фиг. 2, причем гибкая муфта инструмента исключена, чтобы показать внутреннюю конструкцию инструмента;
- на фиг. 6-8 представлены схематические виды в разрезе электрохирургического
- 20 инструмента, изображенного на фиг. 2, на которых показана полая игла в разных положениях;
- на фиг. 9a и 9b представлены виды в перспективе заземляющего элемента, который может использоваться в электрохирургическом инструменте, который представляет собой вариант осуществления настоящего изобретения;
- на фиг. 10a представлен вид спереди диэлектрической основной части, которая может использоваться в электрохирургическом инструменте, который представляет собой
- 25 вариант осуществления настоящего изобретения; и
- на фиг. 10b представлен вид в перспективе диэлектрической основной части, изображенной на фиг. 10a.

30 ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ; ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ ОПЦИИ И ПРЕДПОЧТИТЕЛЬНЫЕ ВАРИАНТЫ

- На фиг. 1 представлено схематическое изображение полной электрохирургической системы 100, способной снабжать микроволновой энергией или радиочастотной энергией дистальный конец инвазивного электрохирургического инструмента. Система 100
- 35 содержит генератор 102 для управляемой подачи микроволновой и радиочастотной энергии. Подходящий для этой цели генератор описан в патенте WO 2012/076844, который включен в данный документ посредством ссылки. Генератор может быть выполнен с возможностью контроля отраженных сигналов, принимаемых обратно от инструмента, для определения подходящего уровня мощности для доставки. Например,
- 40 генератор может быть выполнен с возможностью вычисления импеданса, получаемого на дистальном конце инструмента, для определения оптимального уровня мощности доставки. Генератор 102 соединен с интерфейсным узлом 106 посредством интерфейсного кабеля 104.

- Система 100 также содержит блок 108 подачи текучей среды, который содержит
- 45 текучую среду, используемую с электрохирургическим инструментом. Текучая среда может представлять собой жидкость (например, жидкий лекарственный препарат) или газ (например, газообразный аргон). Блок 108 подачи текучей среды сообщается по текучей среде с интерфейсным узлом 106 посредством трубки 109 для текучей среды.

Блок 108 подачи текучей среды может дозированно выпускать текучую среду, находящуюся в нем, через трубку 109 для текучей среды. Например, блок 108 подачи текучей среды может предусматривать шприц для дозированного выпуска жидкого лекарственного препарата.

5 Интерфейсный узел 106 содержит в себе механизм управления инструментом, который работает посредством перемещения пускового устройства 110, например, для управления продольным (назад и вперед) перемещением одного или более проводов управления или толкателей (не проиллюстрированы). Если имеется множество управляющих проводов, на интерфейсном узле может быть несколько смещаемых пусковых устройств
10 для обеспечения полного контроля. Функцией интерфейсного узла 106 является объединение входов от генератора 102, блока 108 подачи текучей среды и механизма управления инструментом в один гибкий вал 112, который проходит от дистального конца интерфейсного узла 106. В других вариантах осуществления изобретения могут быть также использованы другие типы входов, соединенных с интерфейсным узлом
15 106.

Гибкий вал 112 вставляется по всей длине инструментального (рабочего) канала эндоскопа 114. Гибкий вал 112 имеет узел 118 дистального конца (не проиллюстрирован в масштабе на фиг. 1), форма которого позволяет ему проходить через инструментальный канал эндоскопа 114 и выступать наружу (например, внутри
20 пациента) на дистальном конце инструментального канала эндоскопа. Узел 118 дистального конца содержит наконечник инструмента для доставки микроволновой энергии и радиочастотной энергии в биологические ткани. Наконечник также выполнен с возможностью доставки текучей среды от блока 108 подачи текучей среды. Конфигурация наконечника более подробно описана ниже.

25 Конструкция узла 118 дистального конца может быть выполнена с максимальным наружным диаметром, подходящим для прохождения через рабочий канал. Как правило диаметр рабочего канала в хирургическом смотровом устройстве, таком как эндоскоп, составляет менее 4,0 мм, например, любое значение из следующего: 2,8 мм, 3,2 мм, 3,7 мм, 3,8 мм. Длина гибкого вала 112 может быть равна или больше 0,3 м, например, 2
30 м или более. В других примерах узел 118 дистального конца может быть установлен на дистальном конце гибкого вала 112 после того, как вал был введен через рабочий канал (и до того, как ствол инструмента введен в организм пациента). В качестве альтернативы гибкий вал 112 может быть введен в рабочий канал от дистального конца перед выполнением его проксимальных соединений. В этих конструкциях узел 118
35 дистального конца может иметь размеры большие, чем рабочий канал хирургического смотрового устройства 114.

Описанная выше система - это один из путей введения инструмента в организм пациента. Также возможны другие технические способы. Например, инструмент может быть также введен с использованием катетера.

40 На фиг. 2 представлен вид в перспективе дистального конца электрохирургического инструмента 200, который представляет собой вариант осуществления настоящего изобретения. Дистальный конец электрохирургического инструмента 200 может соответствовать, например, узлу 118 дистального конца, описанному выше. На фиг. 3 представлен другой вид в перспективе электрохирургического инструмента 200. На
45 фиг. 4 представлен вид сбоку в разрезе электрохирургического инструмента 200. На фиг. 5 представлен вид в перспективе электрохирургического инструмента 200, причем гибкая муфта инструмента исключена, чтобы показать внутреннюю конструкцию инструмента.

Электрохирургический инструмент 200 содержит коаксиальный питающий кабель 202, который на своем проксимальном конце может быть подсоединен к генератору (например, генератору 102) для передачи микроволновой энергии и РЧ энергии.

Коаксиальный питающий кабель 202 содержит внутренний проводник 204 и наружный проводник 206, которые разделены диэлектрическим материалом 208. Коаксиальный питающий кабель 202 предпочтительно имеет низкие потери микроволновой энергии. На коаксиальном питающем кабеле 204 может быть предусмотрен дроссель (не проиллюстрирован) для предотвращения обратного распространения микроволновой энергии, отраженной от дистального конца, и, следовательно, ограничения обратного нагрева вдоль устройства. Изолирующее покрытие 209 предусмотрено на наружной поверхности наружного проводника 206 для изоляции и защиты коаксиального питающего кабеля 202.

Электрохирургический инструмент 200 дополнительно содержит канал 210 для текучей среды, который проходит вдоль коаксиального питающего кабеля 202. Канал 210 для текучей среды может способствовать переносу текучей среды от проксимального конца инструмента к дистальному концу инструмента. Например, проксимальный конец канала 210 для текучей среды может быть соединен с блоком 108 подачи текучей среды. Как коаксиальный питающий кабель 202, так и канал 210 для текучей среды находятся внутри гибкой муфты 212 инструмента. Гибкая муфта 212 инструмента может быть изготовлена из биосовместимого и не допускающего прилипания материала, или покрыта им (например, политетрафторэтиленом, ПТФЭ), для предотвращения прилипания к ней тканей.

Электрохирургический инструмент 200 содержит наконечник 214 инструмента, который расположен на дистальном конце коаксиального питающего кабеля 202. Наконечник 214 инструмента содержит диэлектрическую основную часть 216, изготовленную из изолирующего материала (например, ПЭЭК). Диэлектрическая основная часть 216 содержит излучающую структуру, образованную на ее наружной поверхности, причем излучающая структура содержит внутренний электрод 218 и наружный электрод 220. Внутренний электрод 218 электрически соединен с внутренним проводником 204 коаксиального питающего кабеля 202 посредством электрического соединения 222 (см. фиг. 4). Конструкция внутреннего проводника 204 описана более подробно ниже со ссылкой на фиг. 10a и 10b, на которых диэлектрическая основная часть 216 показана отдельно. Электрическое соединение 222 может, например, представлять собой спаянное или сварное электрическое соединение, или оно может быть образовано с помощью проводящего клея (например, проводящей эпоксидной смолы). Электрическое соединение 222 между внутренним проводником 204 и внутренним электродом 218 может быть залито, например, оно может быть заключено в твердое или желеобразное соединение для защиты.

Наконечник 214 инструмента дополнительно содержит заземляющий элемент 224, расположенный возле проксимального конца наконечника 214 инструмента. Заземляющий элемент 224 изготовлен из проводящего материала (например, металла), и может быть образован как цельный компонент. Конструкция заземляющего элемента 224 изображена более подробно на фиг. 9a и 9b, на которых показаны виды в перспективе заземляющего элемента 224. Первый канал 226 и второй канал 228, которые проходят в продольном направлении, образованы в заземляющем элементе 224. Первый канал 226 представляет собой закрытый канал, в котором может быть размещена полая игла, как описано ниже. Второй канал 228 представляет собой открытый канал, т.е. он образован канавкой на наружной поверхности заземляющего элемента 224. Дистальная

часть коаксиального питающего кабеля 202 удерживается во втором канале 228 заземляющего элемента 224. Форма второго канала 228 комплементарна форме дистальной части коаксиального питающего кабеля 202. Второй канал 229 может иметь такую форму, чтобы удерживать (например, посредством посадки с натягом) коаксиальный питающий кабель 202. В некоторых случаях наружный проводник 206 может быть прикреплен к заземляющему элементу 224, например, с помощью проводящей эпоксидной смолы.

Изолирующее покрытие 209 снято с дистальной части коаксиального кабеля 202, который удерживается во втором канале 228 заземляющего элемента 224. Таким образом, наружный проводник 206 в дистальной части коаксиального питающего кабеля 202 открыт и находится в электрическом контакте с поверхностью второго канала 228 заземляющего элемента 224. Таким образом, наружный проводник 206 электрически соединен с заземляющим элементом 224.

Второй электрод 220 содержит проксимальную часть 230, которая проходит в направлении проксимального конца наконечника 214 инструмента. Проксимальная часть 230 образована цилиндрическим полым проводником, который расположен вокруг заземляющего элемента 224 и дистальной части коаксиального питающего кабеля 202. Проксимальная часть 230 находится в электрическом контакте с наружной поверхностью заземляющего элемента 224 и открытой частью наружного проводника 206. Таким образом, второй электрод 220 электрически соединен с наружным проводником 206. Проксимальная часть 230 второго электрода 220 может способствовать удерживанию наружного проводника 206 вплотную к заземляющему элементу 224 для обеспечения поддержания электрического соединения между заземляющим элементом 224 и наружным проводником 206. Заземляющий элемент 224 содержит кромку 232, в которую упирается проксимальная часть 230 второго электрода 220. Это может способствовать поддержанию относительных положений заземляющего элемента и проксимальной части 230. Проксимальная часть 230 наружного электрода 220 может быть припаяна к наружному проводнику 206 и/или заземляющему элементу, или она может быть прикреплена с помощью другого средства (например, проводящей эпоксидной смолы).

Наконечник инструмента дополнительно содержит наружный кольцевой проводник 231, который расположен вокруг проксимальной части 230 наружного электрода 220. Кольцевой проводник 231 представляет собой полый цилиндрический кусок проводящего материала. Кольцевой проводник 231 электрически соединен с проксимальной частью 230 наружного электрода 220. Кольцевой проводник 231 предназначен для защиты электрического соединения 222 между внутренним проводником 204 и внутренним электродом 218. Кольцевой проводник 231, таким образом, может защищать электрическое соединение 222 от электрических помех, а также защищать электрическое соединение от физического повреждения.

Проход для иглы образован в наконечнике 214 инструмента для размещения полый иглы 234, которая находится в сообщении по текучей среде с каналом 210 для текучей среды. Полая игла 234 выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника 214 инструмента через проход для иглы, как описано ниже со ссылкой на фиг. 6-8. В иллюстративных целях полая игла 234 не показана на фиг. 4.

Проход для иглы образован несколькими компонентами в наконечнике 214 инструмента. На своем проксимальном конце проход для иглы образован первым каналом 226 в заземляющем элементе 224. Первый канал 226 содержит расширяющуюся часть 236 на проксимальном конце. Расширяющаяся часть 236 расширяется наружу, т.

е. площадь поперечного сечения расширяющейся части 236 увеличивается к проксимальному концу первого канала 226. Расширяющаяся часть 236 может способствовать направлению (например, отклонению или заведению) полый иглы 234 в первый канал 226. Первая изолирующая муфта 238 проходит от первого канала 226 в проксимальном направлении к каналу 210 для текучей среды. Первая изолирующая муфта 238 может способствовать направлению полый иглы 234 к заземляющему элементу 224 и в первый канал 226. Первый канал 226 дополнительно содержит контактирующую часть 240. Контактующая часть 238 первого канала 226 имеет поперечное сечение, которое по существу соответствует поперечному сечению полый иглы 234, т.е. форма контактирующей части 238 может быть комплементарной форме полый иглы 234. Таким образом, когда полая игла 234 проходит через контактирующую часть 240 первого канала 226, полая игла 234 может контактировать с поверхностью в первом канале 226 (например, стенкой первого канала 226) для образования электрического контакта между полый иглой 234 и заземляющим элементом 224. Это может способствовать замыканию полый иглы 234 на наружный проводник 206. Наружный проводник 206, как правило, может быть заземлен (например, он может находиться под напряжением 0 В), вследствие чего полая игла 234 также может быть заземлена, когда она находится в первом канале 226.

Проход для иглы дополнительно содержит вторую изолирующую муфту 242, которая проходит от дистального конца первого канала 226. Вторая изолирующая муфта 242 проходит через дистальный наконечник 214 к отверстию 244 на дистальном конце дистального наконечника 214. Вторая изолирующая муфта 242 проходит через канал 246 в диэлектрической основной части 216. Вторая изолирующая муфта 242 способствует электрической изоляции полый иглы 234 от внутреннего электрода 218.

Поперечное сечение второй изолирующей муфты 242 меньше поперечного сечения первой изолирующей муфты 238. Поперечное сечение второй изолирующей муфты 238 приблизительно того же размера, что и поперечное сечение контактирующей части 238 первого канала 226. Это может способствовать точному размещению полый иглы 234, когда она перемещается через наконечник 214 инструмента. За счет использования большего поперечного сечения для первой изолирующей муфты 238 по сравнению с второй изолирующей муфтой 242, сопротивление перемещению полый иглы 234 по проходу для иглы (например, из-за трения между полый иглой 234 и изолирующими муфтами) может быть уменьшено. Это может упрощать перемещение полый иглы 234 относительно наконечника 214 инструмента.

Полая игла 234 находится в сообщении по текучей среде с каналом 210 для текучей среды. Полая игла 234 проходит от дистального конца канала для текучей среды к наконечнику 214 инструмента. Дистальный наконечник 248 полый иглы 234 заострен, чтобы способствовать введению полый иглы 234 в ткани. Полая игла 234 может представлять собой полую трубку из материала, подходящего для инъекции текучей среды в ткани, например, из нержавеющей стали. Например, полая игла 234 может представлять собой гиподермальную иглу. Проксимальная часть полый иглы 234 размещена в дистальной части канала 210 для текучей среды, вследствие чего текучая среда, которая переносится по каналу 210 для текучей среды, может поступать в полую иглу 234. Между каналом 210 для текучей среды и полый иглой 234 может быть образовано уплотнение для предотвращения утечки текучей среды.

На фиг. 6-8 представлены виды сбоку в разрезе электрохирургического инструмента 200, причем полая игла 234 находится в разных положениях. На фиг. 6 полая игла находится в первом втянутом положении, вследствие чего ее дистальный наконечник

248 расположен внутри первой изолирующей муфты 238. На фиг. 7 полая игла 234 находится во втором втянутом положении, в котором ее дистальный наконечник 248 расположен внутри второй изолирующей муфты 242, поэтому она не выступает через отверстие 244 в дистальном наконечнике 214. На фиг. 8 полая игла 234 находится в выдвинутом положении, причем ее дистальный наконечник 248 выступает через отверстие 244 и дистальная часть полой иглы 234 проходит за пределы наконечника 214 инструмента.

Полая игла 234 может быть выполнена с возможностью перемещения между положениями, изображенными на фиг. 6-8, посредством любого подходящего средства. Например, полая игла 234 может быть выполнена с возможностью перемещения с помощью управляющего провода (не показан), который проходит через канал 210 для текучей среды к проксимальному концу инструмента 200.

Когда полая игла 234 находится в первом втянутом положении (фиг. 6), полая игла полностью втянута относительно наконечника 214 инструмента, т. е. она не расположена в наконечнике 214 инструмента. В этой конфигурации полая игла 234 электрически не соединена с наружным проводником 206. Когда полая игла 234 полностью втянута относительно наконечника 214 инструмента, полая игла 234 не создает помех для микроволновой энергии, излучаемой через наконечник инструмента (т. е. посредством внутреннего и наружного электродов 218, 220).

Когда полая игла 234 находится во втором втянутом положении (фиг. 7), дистальный наконечник 248 полой иглы 234 расположен в наконечнике 214 инструмента. В этой конфигурации часть полой иглы 234 размещается внутри контактирующей части 240 первого канала 226 заземляющего элемента 224. Таким образом, полая игла 234 электрически соединена с заземляющим элементом 224 в контактирующей части 240. В результате, полая игла 234 электрически соединена с наружным проводником 206 коаксиального питающего кабеля 202 посредством заземляющего элемента 224. Это может уменьшать или предотвращать помехи со стороны полой иглы 234 для ЭМ энергии, излучаемой наконечником 214 инструмента (т. е. посредством внутреннего и наружного электродов 218, 220).

Когда полая игла 234 находится в выдвинутом положении (фиг. 8), полая игла 234 выступает через отверстие 244 в наконечнике 214 инструмента. В этой конфигурации полая игла 234 может использоваться для дозированного выпуска текучей среды из трубки 210 для текучей среды в обрабатываемую область. Например, заостренный дистальный наконечник 248 полой иглы 234 может быть введен в целевые ткани для инъекции жидкого лекарства в целевые ткани. Аналогично второму втянутому положению, часть полой иглы 234 размещена в контактирующей части 240 первого канала 226 заземляющего элемента 224. В результате, полая игла 234 электрически соединена с наружным проводником 206 коаксиального питающего кабеля 202 посредством заземляющего элемента 224, который может уменьшать помехи, вызванные полой иглой 234. Таким образом, независимо от того, находится ли полая игла 234 в первом втянутом положении, втором втянутом положении или выдвинутом положении, могут быть исключены помехи полой иглы 234 для излучаемой ЭМ энергии.

Электрический контакт, образованный между полой иглой 234 и контактирующей частью 240 первого канала 226, таким образом, может находиться на скользящей поверхности контакта между иглой и заземляющим элементом, т.е. это позволяет полой игле 234 перемещаться через первый канал 226, и при этом поддерживается электрический контакт между полой иглой 234 и заземляющим элементом 224.

Заземляющий элемент 224 может быть расположен в наконечнике 214 инструмента

таким образом, что он находится на расстоянии целого числа полудлин волны (передаваемой микроволновой энергии) от дистального наконечника 248 полой иглы 234, когда полая игла находится во втором втянутом положении и/или выдвинутом положении. Это может обеспечивать, что на микроволновых частотах дистальный наконечник 248 полой иглы 234 и часть полой иглы 234 в первом канале 226 находятся под одинаковым напряжением (т.е. напряжением наружного проводника 206). Например, для частоты микроволновой энергии 5,8 ГГц, четверть длины волны микроволновой энергии может составлять приблизительно 12,9 мм (при условии, что волновод не нагружен). Если полая игла 234 замкнута на землю (например, 0 В) на расстоянии $2 \times 12,9$ мм от своего дистального наконечника 248, то дистальный наконечник 248 также может быть замкнут на землю. Таким образом, в этом примере заземляющий элемент 224 может быть расположен на расстоянии приблизительно $2 \times 12,9$ мм = 25,8 мм от дистального наконечника 248 полой иглы 234, когда полая игла 234 находится в выдвинутом положении. Расстояние перемещения иглы может быть установлено таким, чтобы электрическое соединение с заземляющим элементом 224 составляло кратное полудлин волн микроволновой энергии от дистального наконечника как во втянутом, так и в выдвинутом положениях.

На фиг. 10a представлен вид спереди диэлектрической основной части 216 наконечника 214 инструмента. На фиг. 10b представлен вид в перспективе диэлектрической основной части 216 наконечника 214 инструмента. Диэлектрическая основная часть 216 образована из цельного куска изолирующего материала (например, ПЭЭК). Диэлектрическая основная часть 216 содержит первый набор канавок 250a, 250b, 250c, в которых образован внутренний электрод 218, и второй набор канавок 252a, 252b, 252c, в которых образован наружный электрод 220. Первый набор канавок 250a-с и второй набор канавок 252a-с образованы в наружной поверхности 254 диэлектрической основной части 216 и проходят в продольном направлении. В показанном примере как первый набор канавок 250a-с, так и второй набор канавок 252a-с содержат три канавки. В других примерах может использоваться разное количество канавок. Канавки в первом наборе и втором наборе с чередованием расположены вокруг окружности диэлектрической основной части 216. Таким образом, каждая канавка первого набора 250a-с расположена между двумя канавками во втором наборе 252a-с. Смежные канавки в диэлектрической основной части 216 отделены частью диэлектрической основной части 216. Наружная поверхность 254 диэлектрической основной части 216 имеет в целом цилиндрическую форму и образует часть наружной поверхности наконечника 214 инструмента. Дистальный конец 256 диэлектрической основной части 216 закруглен, например, имеет форму с плавными контурами.

Внутренний электрод 218 образован из цельного куска проводящего материала (например, металла), имеющего три продольно проходящих проводящих язычка 258a, 258b, 258c. Каждый из проводящих язычков 258a-с расположен в соответствующей канавке из первого набора канавок 250a-с в диэлектрической основной части 216. Наружный электрод 220 образован из цельного куска проводящего материала (например, металла), имеющего три продольно проходящих проводящих язычка 260a, 260b, 260c. Каждый из проводящих язычков 260a-с расположен в соответствующей канавке из второго набора канавок 252a-с в диэлектрической основной части 216. Проводящие язычки 258a-с внутреннего электрода 218 электрически изолированы от проводящих язычков 260a-с наружного электрода 220 посредством диэлектрической основной части 216. Каждый проводящий язычок внутреннего электрода 218 расположен

между двумя проводящими язычками наружного электрода (и наоборот). Таким образом, внутренний электрод 218 и наружный электрод 220 могут рассматриваться как переплетающиеся электроды.

Внутренний электрод 218 и наружный электрод 220 образованы так, что они
 5 расположены заподлицо с наружной поверхностью 254 и дистальным концом 256 диэлектрической основной части 216. Это обеспечивает гладкую наружную поверхность для наконечника 214 инструмента, что может предотвратить зацепление тканей наконечником 214 инструмента. Наконечник 214 инструмента покрыт биосовместимым и не допускающим прилипания покрытием, например, изготовленным из парилена С
 10 или парилена D. В этом примере покрытие имеет толщину приблизительно 3 мкм, но может использоваться другая толщина, например, вплоть до 40 мкм. Альтернативно или дополнительно внутренний электрод 218 и наружный электрод 220 могут быть отполированы для сведения к минимуму прилипания тканей.

Не допускающее прилипания покрытие предотвращает прилипание коагулированных
 15 тканей к наконечнику инструмента. В результате можно избежать повреждения тканей, когда наконечник 214 инструмента отводят от обрабатываемой области после применения ЭМ энергии.

Электрохирургический инструмент 200 может быть особенно подходящим для коагуляции тканей с использованием микроволновой энергии для остановки или
 20 контроля кровотечения (гемостаз). Внутренний электрод 218 и наружный электрод 220 могут действовать как биполярная микроволновая антенна, когда микроволновая энергия доставляется к наконечнику 214 инструмента посредством коаксиального питающего кабеля 202. Таким образом, целевые ткани, расположенные вокруг наконечника 214 инструмента, могут быть подвергнуты коагуляции с использованием
 25 микроволновой энергии. Закругленный дистальный конец наконечника 214 инструмента может способствовать использованию наконечника инструмента, подходящего для приложения давления к обрабатываемой области (например, сосуду), для тампонады в целях остановки кровотечения. Микроволновая энергия может подаваться посредством наконечника 214 инструмента, и при этом давление прикладывается к обрабатываемой
 30 области, для коагуляции тканей и остановки кровотечения.

Поскольку проводящие язычки внутреннего электрода 218 и наружного электрода 220 расположены с чередованием вокруг окружности наконечника 214 инструмента, профиль микроволнового излучения, обеспечиваемый наконечником инструмента, может быть по существу равномерным вокруг наконечника 214 инструмента. Это
 35 может обеспечить по существу равномерную обработку тканей вокруг наконечника 214 инструмента.

(57) Формула изобретения

1. Электрохирургический инструмент для доставки электромагнитной энергии для
 40 коагуляции или абляции биологических тканей, содержащий:

коаксиальный питающий кабель для передачи микроволновой энергии, причем коаксиальный питающий кабель содержит внутренний проводник, наружный проводник и диэлектрический материал, разделяющий внутренний проводник и наружный проводник;

45 наконечник инструмента, расположенный на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, для приема микроволновой энергии; и

канал для текучей среды, предназначенный для переноса текучей среды к наконечнику инструмента,

причем наконечник инструмента содержит:

диэлектрическую основную часть;

излучающую структуру для излучения микроволновой энергии в биологические ткани, причем излучающая структура образована в диэлектрической основной части или на ней, и причем излучающая структура содержит первый электрод, который электрически соединен с внутренним проводником, и второй электрод, который электрически соединен с наружным проводником, причем первый электрод и второй электрод открыты на наружной поверхности диэлектрической основной части; и

полую иглу, находящуюся в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды, причем полая игла предназначена для доставки текучей среды от канала для текучей среды к обрабатываемой области, и

причем излучающая структура покрыта изолирующим и не допускающим прилипания материалом.

2. Электрохирургический инструмент по п. 1, отличающийся тем, что наконечник инструмента покрыт изолирующим и не допускающим прилипания материалом.

3. Электрохирургический инструмент по п. 1 или 2, отличающийся тем, что покрытие из изолирующего и не допускающего прилипания материала поверх излучающей структуры имеет толщину в диапазоне 1-40 мкм.

4. Электрохирургический инструмент по п. 3, отличающийся тем, что толщина составляет в диапазоне 1-10 мкм.

5. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что изолирующий и не допускающий прилипания материал представляет собой парилен С или парилен D.

6. Электрохирургический инструмент для доставки электромагнитной энергии для коагуляции или абляции биологических тканей, содержащий:

коаксиальный питающий кабель для передачи микроволновой энергии или радиочастотной энергии, причем коаксиальный питающий кабель содержит внутренний проводник, наружный проводник и диэлектрический материал, разделяющий внутренний проводник и наружный проводник;

наконечник инструмента, расположенный на дистальном конце коаксиального питающего кабеля, для приема микроволновой энергии или радиочастотной энергии; и

канал для текучей среды, предназначенный для переноса текучей среды к наконечнику инструмента;

причем наконечник инструмента содержит:

диэлектрическую основную часть;

излучающую структуру для доставки микроволновой энергии или радиочастотной энергии в биологические ткани; и

полую иглу, находящуюся в сообщении по текучей среде с каналом для текучей среды, причем полая игла предназначена для доставки текучей среды от канала для текучей среды к обрабатываемой области,

причем излучающая структура образована в или на диэлектрической основной части, и при этом излучающая структура содержит первый электрод, который электрически соединен с внутренним проводником, и второй электрод, который электрически соединен с наружным проводником, причем первый электрод и второй электрод открыты на наружной поверхности диэлектрической основной части, и

причем полая игла электрически соединена с наружным проводником для заземления полую иглы.

7. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что наконечник инструмента дополнительно содержит заземляющий элемент, предназначенный для электрического соединения полый иглы с наружным проводником.

8. Электрохирургический инструмент по п. 7, отличающийся тем, что заземляющий элемент содержит основную часть, имеющую первую соединительную поверхность и вторую соединительную поверхность, предназначенные для удерживания полый иглы и наружного проводника, соответственно, причем первая соединительная поверхность и вторая соединительная поверхность электрически соединены друг с другом, и причем полая игла электрически соединена с первой соединительной поверхностью, и наружный проводник электрически соединен со второй соединительной поверхностью.

9. Электрохирургический инструмент по п. 8, отличающийся тем, что: основная часть заземляющего элемента имеет первый канал, проходящий через нее, причем первая соединительная поверхность образована внутри первого канала;

часть полый иглы размещена в первом канале; и первый канал содержит расширяющуюся часть, расположенную на проксимальном конце первого канала, причем расширяющаяся часть имеет площадь поперечного сечения, которая увеличивается к проксимальному концу первого канала.

10. Электрохирургический инструмент по п. 8 или 9, отличающийся тем, что: основная часть заземляющего элемента содержит второй канал, проходящий через нее, причем вторая соединительная поверхность образована во втором канале; и дистальная часть наружного проводника размещена во втором канале.

11. Электрохирургический инструмент по любому из пп. 8-10, дополнительно содержащий:

первую изолирующую муфту, расположенную на проксимальном конце заземляющего элемента для направления полый иглы в контакт с первой соединительной поверхностью; и

вторую изолирующую муфту, расположенную на дистальном конце заземляющего элемента для изоляции полый иглы от излучающей структуры.

12. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что полая игла выполнена с возможностью перемещения относительно наконечника инструмента между:

втянутым положением, в котором дистальный конец полый иглы отодвинут назад от дистального конца наконечника инструмента; и

выдвинутым положением, в котором дистальный конец полый иглы выступает за пределы дистального конца наконечника инструмента.

13. Электрохирургический инструмент по п. 12, отличающийся тем, что полая игла выполнена с возможностью скользящего перемещения относительно наружного проводника, и электрическое соединение между полый иглой и наружным проводником проходит по скользящей поверхности контакта.

14. Электрохирургический инструмент по п. 12 или 13, отличающийся тем, что наконечник инструмента содержит отверстие на своем дистальном конце, причем:

когда полая игла находится во втянутом положении, дистальный конец полый иглы расположен в наконечнике инструмента и не выступает через отверстие;

когда полая игла находится в выдвинутом положении, дистальный конец полый иглы выступает через отверстие.

15. Электрохирургический инструмент по любому из пп. 12-14, отличающийся тем, что, когда полая игла находится в выдвинутом положении, она электрически соединена

с наружным проводником в положении на полый игле, которое соответствует целому числу полудлин волны микроволновой энергии от дистального конца полый иглы.

16. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что диэлектрическая основная часть содержит первую канавку, в которой расположен первый электрод, и вторую канавку, в которой расположен второй электрод.

17. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что диэлектрическая основная часть представляет собой цилиндр, имеющий продольную ось, выровненную относительно коаксиального кабеля, причем диэлектрическая основная часть содержит продольно проходящий канал, образованный в ней, и часть полый иглы размещена в продольно проходящем канале.

18. Электрохирургический инструмент по п. 17, отличающийся тем, что первый электрод содержит первый набор продольно проходящих проводящих язычков, расположенных вокруг окружности диэлектрической основной части.

19. Электрохирургический инструмент по п. 18, отличающийся тем, что второй электрод содержит второй набор продольно проходящих проводящих язычков, расположенных вокруг окружности диэлектрической основной части, и причем первый набор и второй набор проводящих язычков расположены с чередованием вокруг окружности диэлектрической основной части.

20. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что наконечник инструмента дополнительно содержит защитный проводник, электрически соединенный с наружным проводником и охватывающий электрическое соединение между коаксиальным питающим кабелем и излучающей структурой.

21. Электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что дистальный конец наконечника инструмента является закругленным или плавно сужающимся, подходящим для приложения точечного давления к целевой области.

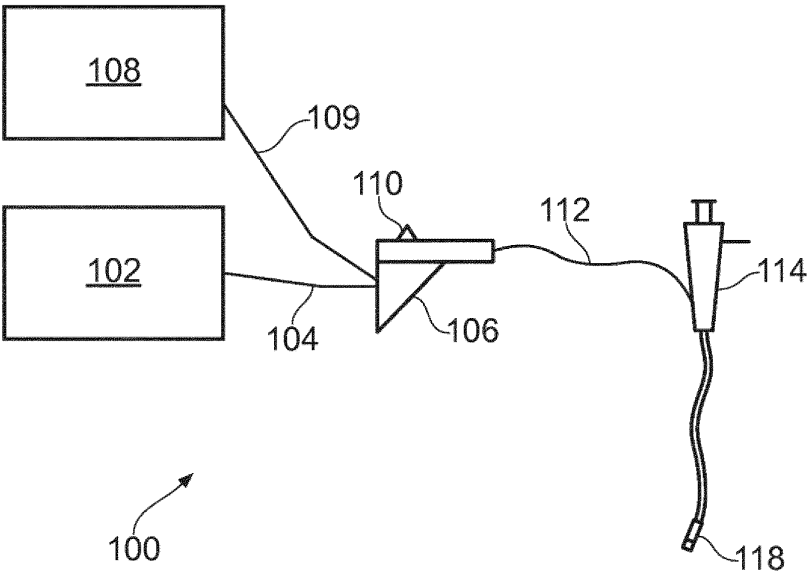
22. Электрохирургическая система для доставки электромагнитной энергии для коагуляции или абляции биологических тканей, содержащая:

электрохирургический генератор, предназначенный для подачи микроволновой энергии или радиочастотной энергии; и

электрохирургический инструмент по любому из предыдущих пунктов, подключенный для приема микроволновой энергии или радиочастотной энергии от электрохирургического генератора.

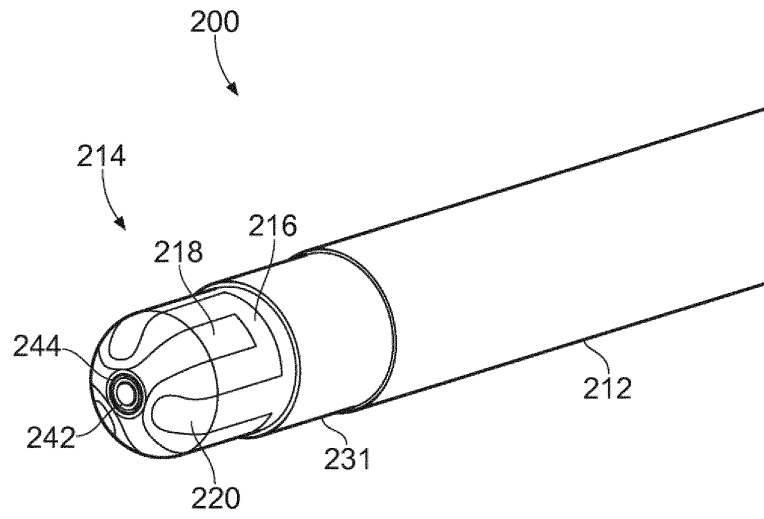
23. Электрохирургическая система по п. 22, дополнительно содержащая хирургическое смотровое устройство, имеющее гибкий вводимый шнур для введения в организм пациента, при этом гибкий вводимый шнур имеет инструментальный канал, проходящий вдоль его длины, и при этом электрохирургический инструмент имеет размеры, подходящие для размещения внутри инструментального канала.

1/8

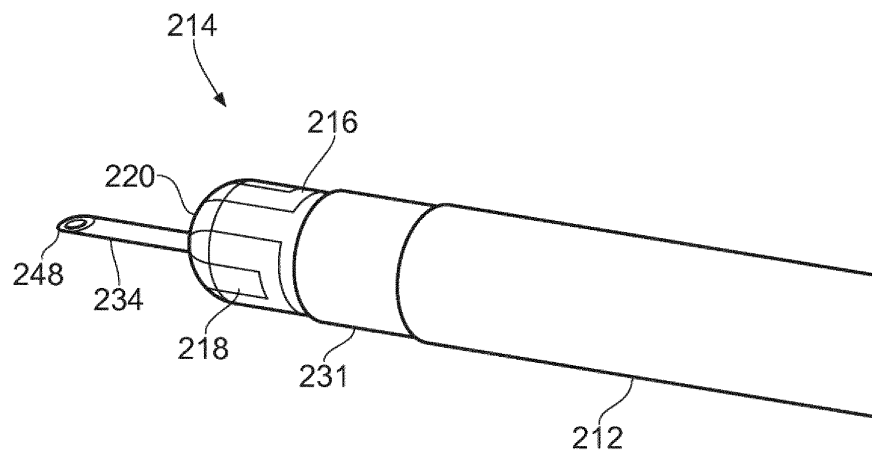


ФИГ. 1

2/8

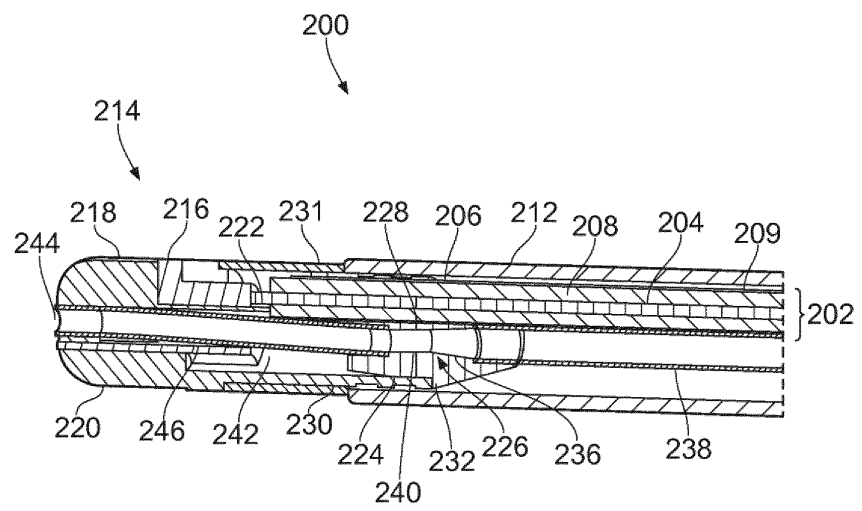


ФИГ. 2



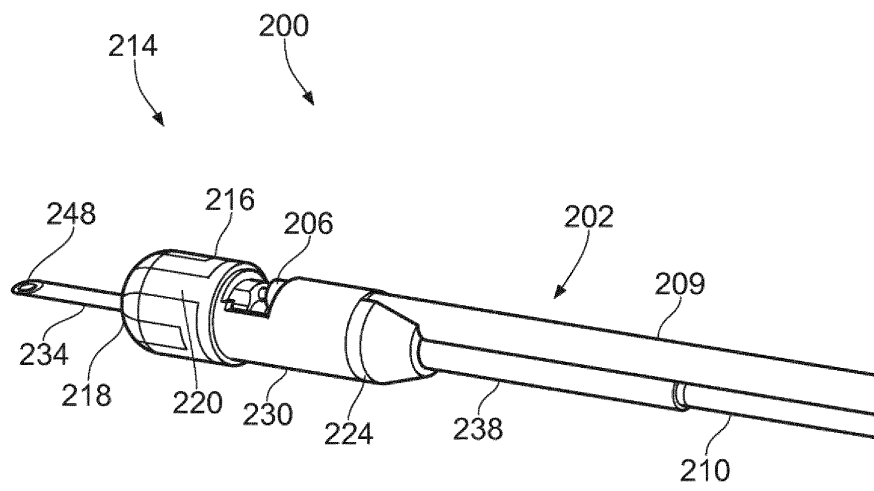
ФИГ. 3

3/8

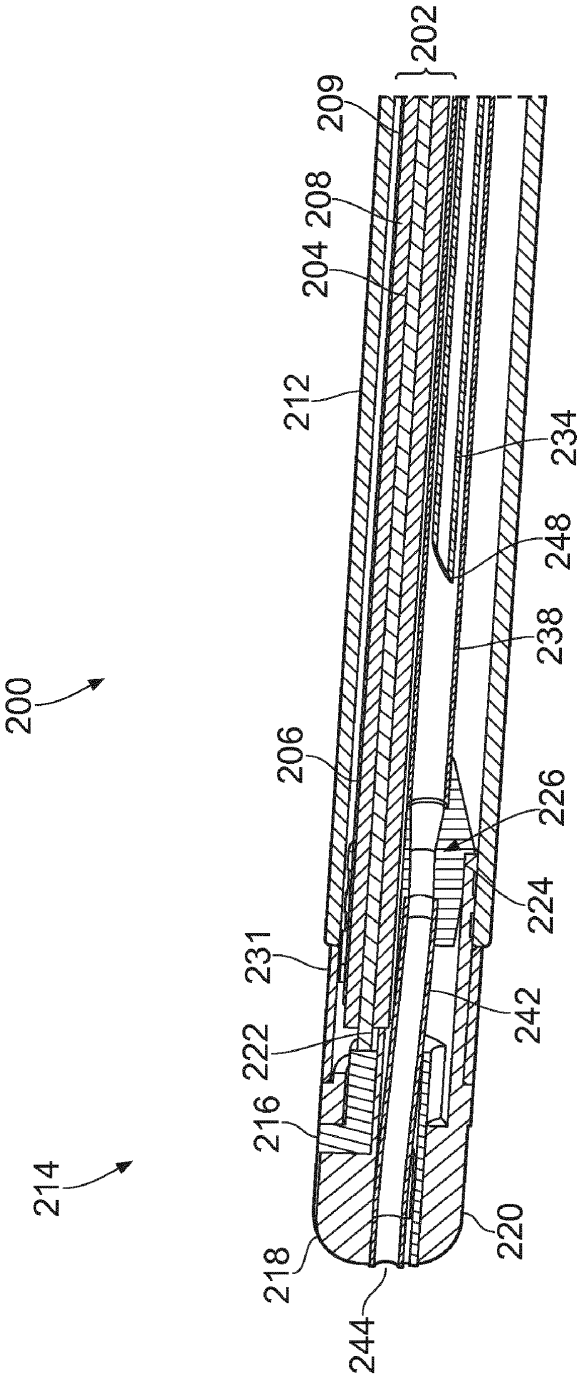


ФИГ. 4

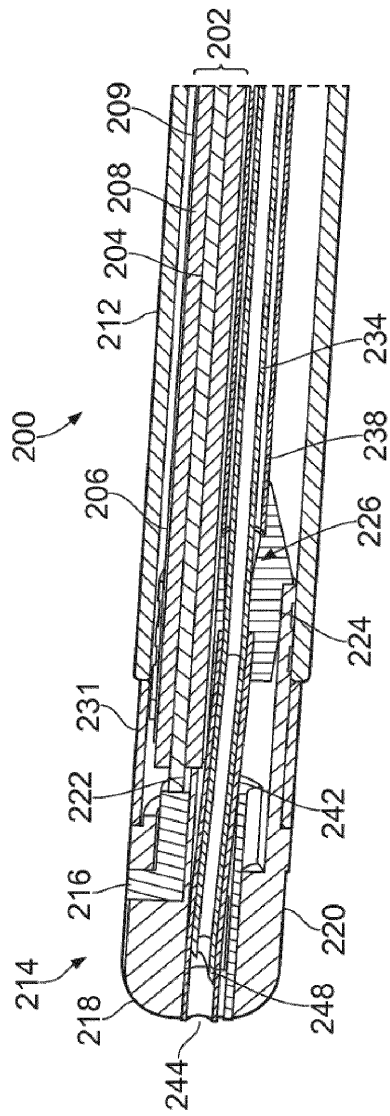
4/8



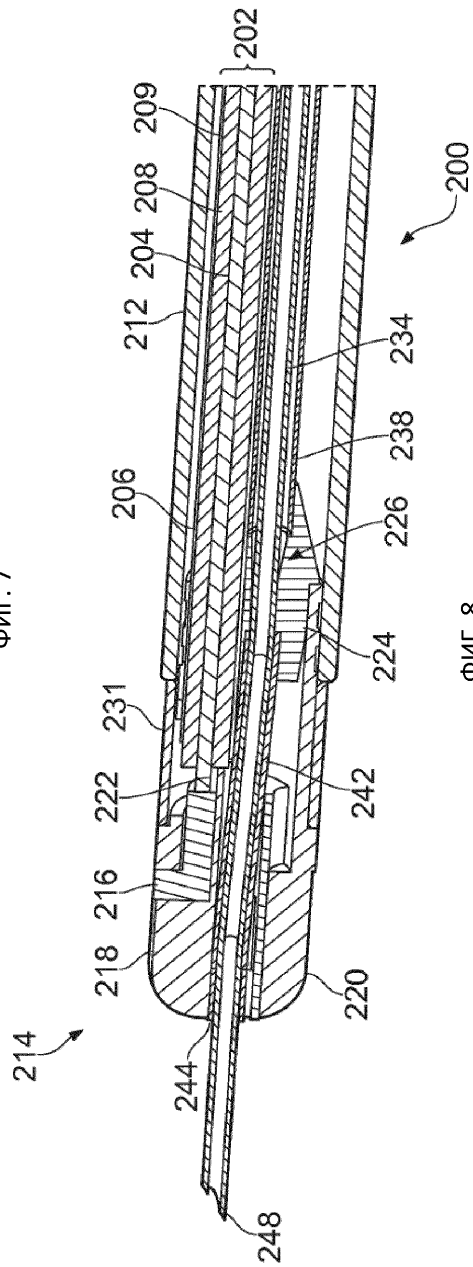
ФИГ. 5



ФИГ. 6

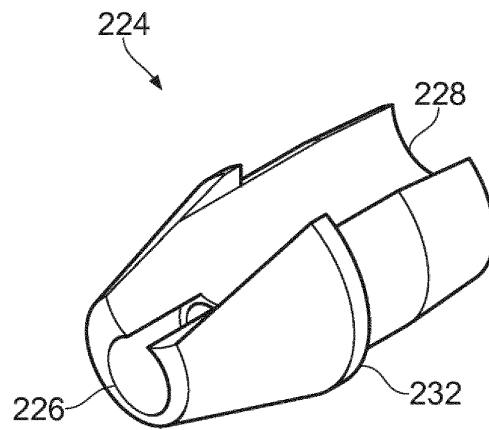


ФИГ. 7

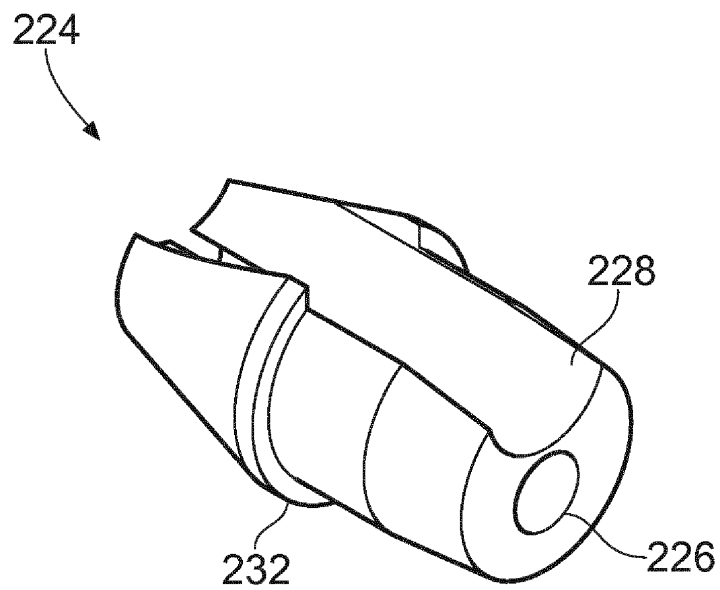


ФИГ. 8

7/8

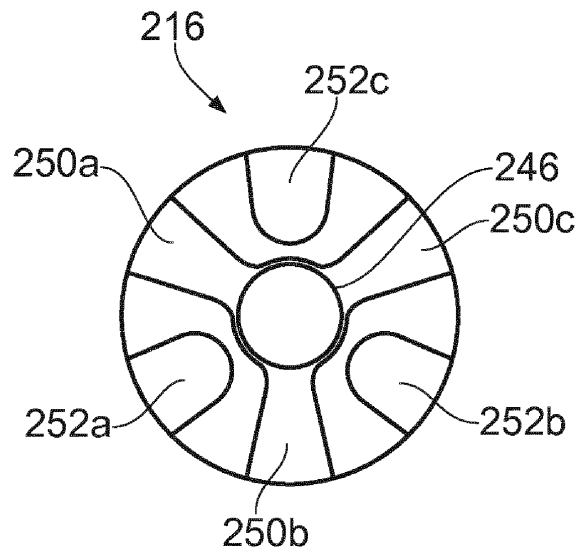


ФИГ. 9а

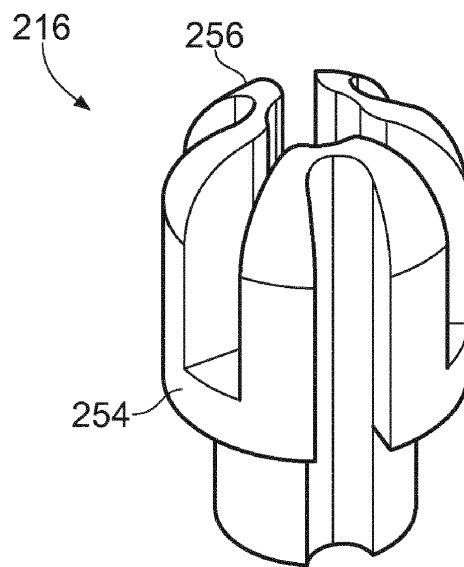


ФИГ. 9б

8/8



ФИГ. 10а



ФИГ. 10б