



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61B 18/18 (2022.01)

(21)(22) Заявка: 2020106129, 15.08.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
15.08.2018

Дата регистрации:
24.03.2022

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
17.08.2017 GB 1713177.2

(43) Дата публикации заявки: 17.09.2021 Бюл. № 26

(45) Опубликовано: 24.03.2022 Бюл. № 9

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 17.03.2020

(86) Заявка РСТ:
EP 2018/072155 (15.08.2018)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2019/034710 (21.02.2019)

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

(72) Автор(ы):

ХЭНКОК, Кристофер Пол (GB),
МОНИКО, Роан (GB),
МОРРИС, Стив (GB),
КРЕЙВЕН, Том (GB),
ПОЛЬМАНН, Стефания (GB)

(73) Патентообладатель(и):

КРЕО МЕДИКАЛ ЛИМИТЕД (GB)

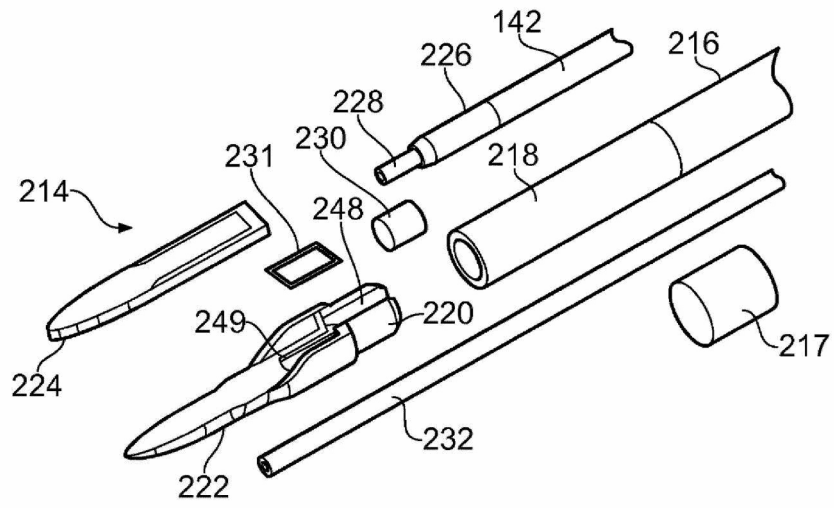
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2015196353 A1, 16.07.2015. WO
2017075067 A1, 04.05.2017. WO 2017105799 A1,
20.04.2017. US 2017118806 A1, 27.04.2017. RU
2562287 C2, 10.09.2015. RU 2466758 C1,
20.11.2012.

(54) ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПОДАЧИ РАДИОЧАСТОТНОЙ ЭНЕРГИИ
И/ИЛИ МИКРОВОЛНОВОЙ ЭНЕРГИИ В БИОЛОГИЧЕСКУЮ ТКАНЬ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Электрохирургический инструмент для подачи электромагнитной энергии в биологическую ткань содержит активный наконечник, содержащий электропроводящий защитный корпус, установленный на его нижней стороне. Корпус содержит выпуклую нижнюю поверхность с плавными обводами и образован в виде профильной детали электропроводящего

биосовместимого материала, имеющего низкий коэффициент трения с биологической тканью (например, из нержавеющей стали), который выполняет двойную функцию (i) физической защиты ткани, которая находится под активным наконечником и (ii) обеспечения электрического соединения между коаксиальной линией подачи и активным наконечником. 16 з.п. ф-лы, 5 ил.



Фиг. 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
A61B 18/18 (2022.01)

(21)(22) Application: **2020106129, 15.08.2018**

(24) Effective date for property rights:
15.08.2018

Registration date:
24.03.2022

Priority:

(30) Convention priority:
17.08.2017 GB 1713177.2

(43) Application published: **17.09.2021 Bull. № 26**

(45) Date of publication: **24.03.2022 Bull. № 9**

(85) Commencement of national phase: **17.03.2020**

(86) PCT application:
EP 2018/072155 (15.08.2018)

(87) PCT publication:
WO 2019/034710 (21.02.2019)

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

(72) Inventor(s):

**HANCOCK, Christopher Paul (GB),
MONICO, Rohan (GB),
MORRIS, Steve (GB),
CRAVEN, Tom (GB),
POHLMANN, Stefania (GB)**

(73) Proprietor(s):

CREO MEDICAL LIMITED (GB)

(54) **ELECTROSURGICAL DEVICE FOR SUPPLYING RADIO-FREQUENCY ENERGY AND/OR MICROWAVE ENERGY TO BIOLOGICAL TISSUE**

(57) Abstract:

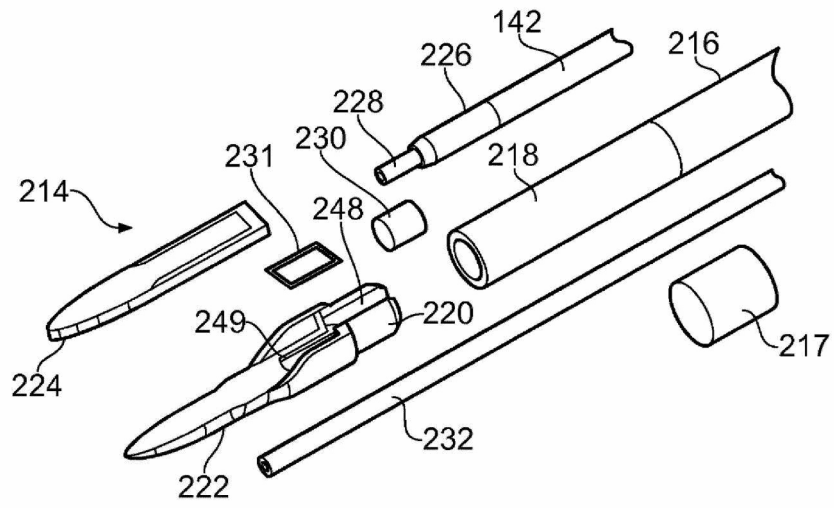
FIELD: medical equipment.

SUBSTANCE: electrosurgical instrument for supplying electromagnetic energy to biological tissue comprises an active tip comprising an electroconductive protective housing mounted on its lower side. Housing comprises a convex lower surface with smooth contours and is formed in the form of a shaped part of an electroconductive biocompatible material, having a low coefficient of friction with biological tissue (for

example, stainless steel), which performs a double function of (i) physical protection of tissue, which is located under the active tip and (ii) providing an electrical connection between the coaxial feed line and the active tip.

EFFECT: disclosed is an electrosurgical device for supplying radio-frequency energy and/or microwave energy to biological tissue.

17 cl, 5 dwg



Фиг. 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Изобретение относится к электрохирургическому устройству и устройству для подачи радиочастотной энергии и/или энергии микроволновой частоты в биологическую ткань. В частности, изобретение относится к электрохирургическому инструменту, способному
5 передавать радиочастотную (РЧ) энергию для рассечения ткани и/или энергию микроволновой частоты для гемостаза (т.е. для стимуляции свертывания крови). Изобретение может быть особенно подходящим для желудочно-кишечных (ЖК) процедур, связанных с нижним и верхним отделами желудочно-кишечного тракта, например, для удаления полипов на кишечнике, т.е. для эндоскопической резекции
10 слизистой оболочки или эндоскопической диссекции подслизистого слоя. Изобретение также может быть использовано для других процедур, например в общей хирургии или лапароскопической хирургии. Изобретение может быть применено при процедурах на ухе, носу и горле, а также при резекции печени. Кроме того, устройство можно использовать для выполнения процедур, связанных с поджелудочной железой, например,
15 для резекции или удаления опухолей или патологий в непосредственной близости от воротной вены или главного протока поджелудочной железы.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Хирургическая резекция представляет собой способ удаления участков органов внутри тела человека или животного. Такие органы могут быть высоко
20 васкуляризованными. При разрезе (разделении или рассечении) ткани небольшие кровеносные сосуды, называемые артериолами, повреждаются или разрываются. После первоначального кровотечения запускается система свертывания крови, при которой создается сгусток крови в попытке перекрыть кровоточащий участок. Желательно, чтобы во время операции пациент терял как можно меньше крови, поэтому были
25 разработаны различные устройства в стремлении обеспечить рассечение без потери крови. При эндоскопических процедурах кровотечения также нежелательны и требуют надлежащего решения, поскольку кровоток может препятствовать обзору оперирующего хирурга, из-за чего операция может продлиться дольше и, возможно, привести к тому, что потребовалось бы прекратить данную операцию и вместо этого
30 использовать другой способ, например открытую хирургическую операцию.

Электрохирургические генераторы широко применяются в больничных операционных, нередко используются при открытых и лапароскопических операциях, а также все чаще используются с хирургическими устройствами для осмотра, например с эндоскопом и т.п. При эндоскопических операциях электрохирургическое
35 приспособление обычно вводят через просвет внутри эндоскопа. В сравнении с аналогичным каналом доступа при проведении лапароскопической хирургической операции такой просвет в канале является сравнительно узким и более длинным.

Известно, что вместо острого лезвия используется радиочастотная (РЧ) энергия для разреза биологической ткани. Принцип применения способа разрезания с
40 использованием радиочастотной энергии состоит в том, что при прохождении электрического тока через матрицу ткани (при помощи ионного содержимого клеток и межклеточных электролитов) полное сопротивление потоку электронов через ткань генерирует тепло. На практике прибор выполнен с возможностью подачи в матрицу ткани РЧ напряжения, которое достаточно для выделения тепла внутри клеток для
45 испарения содержания воды в ткани. Однако в результате этого увеличивающегося обезвоживания, особенно рядом с участком РЧ излучения инструмента (который имеет наибольшую плотность тока по пути прохождения тока через ткань), может быть утерян прямой физический контакт между тканью и инструментом. Затем приложенное

напряжение проявляется через падение напряжения в пределах этой небольшой полости, вызывающее ионизацию в пустоте, которая приводит к образованию плазмы. Плазма имеет очень высокое объемное удельное сопротивление по сравнению с тканью. Энергия, подаваемая на инструмент, поддерживает плазму, т.е. замыкает электрическую цепь между инструментом и тканью. Летучее вещество, попадающее в плазму, может испаряться, и поэтому происходит восприятие того, что плазма рассекает ткань.

В GB 2 523 246 описан электрохирургический инструмент для подачи в биологическую ткань РЧ электромагнитной энергии и/или электромагнитной (ЭМ) энергии микроволновой частоты. Инструмент содержит стержень, вводимый через канал инструмента хирургического устройства для осмотра. На дистальном конце стержень находится наконечник инструмента, содержащий плоскую линию передачи, образованную из листа первого диэлектрического материала, имеющего первый и второй проводящие слои на своих противоположных поверхностях. Плоская линия передачи соединена с коаксиальным кабелем, который подводится стержнем.

Коаксиальный кабель предназначен для подачи микроволновой или РЧ энергии на плоскую линию передачи. Коаксиальный кабель содержит внутренний проводник, внешний проводник, соосный с внутренним проводником, и второй диэлектрический материал, разделяющий внешний и внутренний проводники, причем внутренний и внешний проводники проходят за второй диэлектрик в месте соединительной области контакта для перекрытия противоположных поверхностей линии передачи и электрического контакта соответственно первого проводящего слоя и второго проводящего слоя. Инструмент дополнительно содержит защитный корпус, имеющий выпуклую нижнюю поверхность с плавными обводами, обращенную в сторону от плоской линии передачи. В нижней поверхности образован проходящий в продольном направлении утопленный канал. Внутри инструмента установлена выдвижная игла, которая может проходить через утопленный канал и выступать из дистального конца инструмента. Игла может использоваться для впрыскивания жидкости в зону обработки до подачи РЧ или микроволновой энергии.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В наиболее общем смысле данное изобретение обеспечивает разработку концепции, рассмотренной в GB 2 523 246. Указанная разработка может включать в себя формирование защитного корпуса в виде профильной детали электропроводящего биосовместимого материала, имеющего низкий коэффициент трения с биологической тканью (например, из нержавеющей стали), который выполняет двойную функцию (i) физической защиты ткани, которая находится под активным наконечником и (ii) обеспечения электрического соединения между коаксиальной линией подачи и активным наконечником.

Защитный корпус может быть особенно необходимым при осуществлении процедур в желудочно-кишечном тракте, когда вызывает беспокойство прободение кишечника, или в поджелудочной железе, когда существует риск повреждения воротной вены или главного протока поджелудочной железы при резекции, рассечении или удалении опухоли или другой патологии.

Защитный корпус может использоваться для охвата плоских наконечников инструментов, приспособленных для различных функций. Например, аспекты изобретения, рассматриваемые в данном документе, включают в себя: инструмент, выполненный с возможностью подачи радиочастотной (РЧ) энергии для разрезания биологической ткани; инструмент, выполненный с возможностью подачи как РЧ энергии, так и энергии микроволновой частоты отдельно или одновременно; и

инструмент, выполненный с возможностью подачи РЧ энергии и/или микроволновой энергии и содержащий выдвижную иглу для подачи текучей среды (жидкости или газа) в место обработки или удаления текучей среды из него. Например, иглу можно использовать для введения газа, например аргона, чтобы генерировать термическую или нетермическую плазму для (термической) коагуляции или (нетермической) стерилизации поверхности. РЧ и/или микроволновое поле может использоваться для выработки и поддержания или создания этой плазмы. Защитный корпус может содержать канал, например утопленный канал, через который перемещается выдвижная игла или через который может подаваться жидкость без использования иглы, например, для клинических целей или для очистки.

В соответствии с изобретением предоставлен электрохирургический инструмент для подачи электромагнитной энергии в биологическую ткань, причем инструмент содержит: узел дистального конца, содержащий: активный наконечник, содержащий плоский корпус, изготовленный из первого диэлектрического материала, отделяющего первый проводящий элемент на его первой поверхности от второго проводящего элемента на его второй поверхности, причем вторая поверхность обращена в направлении, противоположном направлению первой поверхности; электропроводящий защитный корпус, установленный на нижней стороне активного наконечника, причем защитный корпус имеет гладко профилированную выпуклую нижнюю поверхность, обращенную в сторону от плоского корпуса; и коаксиальный кабель питания, содержащий внутренний проводник, внешний проводник, соосный с внутренним проводником, и второй диэлектрический материал, разделяющий внутренний и внешний проводники, причем коаксиальный кабель питания предназначен для передачи РЧ ЭМ или микроволновой ЭМ энергии, причем внутренний проводник электрически соединен с первым проводящим элементом, а внешний проводник электрически соединен со вторым проводящим элементом посредством защитного корпуса для приема наконечником инструмента РЧ и/или микроволнового сигнала, и при этом первый и второй проводящие элементы расположены так, чтобы излучать РЧ ЭМ энергию или микроволновую ЭМ энергию от коаксиального кабеля в дистальной боковой части плоского корпуса. При такой компоновке сам защитный корпус обеспечивает проводящий путь между коаксиальным кабелем и активным наконечником, так что не требуется дополнительных соединительных компонентов.

Первый и второй проводящие элементы могут быть выполнены с возможностью действовать в качестве одного или обоих следующих устройств: (i) активного и обратного электродов для излучения РЧ ЭМ энергии или (ii) конструкции антенны для излучения микроволновой ЭМ энергии от дистальной боковой части активного наконечника.

Защитный корпус может быть образован из проводящего материала, имеющего низкий коэффициент трения с биологической тканью и являющегося биосовместимым. Предпочтительной может быть нержавеющая сталь.

Защитный корпус может быть припаян ко второму проводящему элементу для обеспечения требуемого электрического соединения. Пайка может быть выполнена после того, как защитный корпус и активный наконечник расположены вместе. Пайка может быть индукционной пайкой. Навесок припоя может быть установлен между защитным корпусом и активным наконечником, чтобы обеспечить материал для паяного соединения. Защитный корпус может содержать верхнюю поверхность для примыкания ко второй поверхности плоского корпуса. Верхняя поверхность может содержать углубление для удерживания навеска припоя. Углубление может быть прямоугольным.

Углубление может иметь боковые кромки, которые имеют отступ от боковых кромок плоского корпуса. Это может предотвратить растекание или протекание припоя по сторонам активного наконечника, что могло бы препятствовать подаче РЧ ЭМ энергии или микроволновой ЭМ энергии.

5 Защитный корпус может иметь U-образное углубление для приема части внешнего проводника. Например, внешний проводник может быть открыт вдоль длины коаксиального кабеля, где он входит в зацепление с защитным корпусом. Коаксиальный кабель может удерживаться в U-образном углублении путем посадки с натягом. В одном примере коаксиальный кабель может быть деформирован, например, с помощью
10 обжима или тому подобного, чтобы заставить его упираться в U-образное углубление и зацепляться с ним. Коаксиальный кабель может быть сдавлен так, чтобы его поперечное сечение было, по существу, овальным, благодаря чему он контактирует с боковыми стенками U-образного углубления.

Нижняя поверхность защитного корпуса может плавно сужаться по периметру,
15 чтобы соответствовать нижней стороне плоского корпуса. Толщина защитного корпуса также может уменьшаться в направлении дистального конца наконечника инструмента. Таким образом, внешняя часть защитного корпуса может иметь выпуклый профиль. В нижней поверхности может быть образован проходящий в продольном направлении утопленный канал. Профиль со сужающейся кромкой и утопленный канал могут
20 привести к тому, что нижняя поверхность защитного корпуса будет содержать пару выступов. Сужающаяся согласованная плавная форма корпуса может снизить риск проникновения инструмента в коллатеральную ткань, способствуя его скольжению. Например, эта форма может снизить риск проникновения инструмента в стенку кишечника и прободения кишечника или может защитить воротную вену или главный
25 проток поджелудочной железы от повреждения. Конкретные размеры корпуса (например, длина, ширина, толщина и т.д.) могут быть рассчитаны так, чтобы соответствовать предполагаемому использованию и предполагаемой площади тела, которое будут оперировать.

Узел дистального конца может содержать гибкий стержень, соединенный с
30 проксимальным концом защитного корпуса, причем стержень образует просвет для прохода коаксиального кабеля.

Гибкий стержень может содержать проксимальную трубку канюли, в которой сформированы оплетки для содействия передаче крутящего момента от ее проксимального конца к узлу дистального конца и дистальному трубчатому участку
35 без оплетки, связанному с дистальным концом трубки канюли. Оплетки могут проходить в продольном направлении. Оплетки могут быть изготовлены из металла. Обеспечение трубчатой части без оплетки может препятствовать тому, чтобы оплетки мешали передаче энергии от коаксиального кабеля к активному наконечнику.

Гибкий стержень может содержать опорную трубку, установленную в месте
40 соединения между проксимальной трубкой канюли и трубчатой частью без оплетки. Опорная трубка может обеспечить механическую прочность соединения. Опорная трубка может представлять собой полимерную гильзу, с которой связаны проксимальная трубка канюли и трубчатая часть без оплетки. В качестве дополнительного или альтернативного варианта, соединение между проксимальной трубкой канюли и
45 трубчатой частью без оплетки может быть заключено в термоусадочной гильзе.

Первый и второй проводящие элементы могут быть расположены так, чтобы обеспечивать локальный обратный путь для РЧ энергии, то есть траекторию с низким импедансом для РЧ энергии, которая должна передаваться между первым и вторым

проводящими элементами. Между тем, для передачи микроволнового сигнала наконечник инструмента может быть смоделирован как плоскопараллельная линия передачи, причем плоский корпус представляет собой диэлектрический материал, разделяющий две обкладки.

5 И первый, и второй проводящие элементы могут содержать слой металлизации, сформированный на противоположных поверхностях первого диэлектрического материала. Первый и второй проводящие элементы могут быть расположены так, чтобы создавать локальное электрическое поле в области контакта, в которой наконечник инструмента контактирует с биологической тканью. Локальное
10 электрическое поле может быть очень сильным, что может привести к образованию микроплазмы (то есть горячей термальной плазмы) в дистальной боковой части плоского тела, например, в месте контакта с биологической тканью. Применение микроплазмы может быть целесообразным с точки зрения достижения эффективного резания. Первый и второй проводящие элементы могут содержать участки, например,
15 области с нанесенным покрытием на дистальной боковой части или рядом с ней, изготовленные из проводящего материала, имеющего высокую температуру плавления, например, 1500°C или выше, например титана, вольфрама или тому подобного. Использование таких материалов может предотвратить эрозию первого и второго проводящих элементов при высоких температурах микроплазмы. Кроме того, первый
20 и второй проводящие элементы могут содержать соединительные части, выполненные из проводящих материалов, имеющих более низкие температуры плавления (например, серебро, золото и тому подобное), осажденные или нанесенные на проводники с более высокой температурой плавления. Соединительные части могут облегчать соединение внутреннего и внешнего проводников коаксиального кабеля, например, пайкой и т.д.
25 В одном варианте реализации изобретения затравочный слой титана-вольфрама (TiW) можно использовать со слоем серебра (Ag) или золота (Au), нанесенным сверху. Например, толщина затравочного слоя может составлять 30 нм, а толщина каждого слоя металлизации может составлять 0,03 мкм. Предпочтительно каждый слой металлизации наносится на затравочный слой в два этапа. На первом этапе слой серебра
30 или золота толщиной 760 нм может быть распылен на затравочный слой. На втором этапе электролизом может быть нанесен слой серебра или золота толщиной 29 мкм. Материал с более низкой температурой плавления может быть нанесен на материал с более высокой температурой плавления только в области, в которой должны быть прикреплены внутренний проводник и защитный корпус, то есть на проксимальном
35 конце только активного наконечника, а не вдоль его сторон, где будет генерироваться микроплазма.

В одном варианте реализации изобретения первый диэлектрический материал, разделяющий проводящие элементы, может обеспечивать предпочтительный обратный путь между внутренним проводником (активным) и внешним проводником
40 (возвратным). РЧ резание ткани может производиться в дистальной боковой части наконечника инструмента, если первый диэлектрический материал имеет высокую диэлектрическую проницаемость (например, большую, чем проницаемость воздуха), и толщина первого диэлектрического материала в дистальной боковой части, т.е. в месте разделения первого и второго проводящих элементов на краю дистальной боковой
45 части, является небольшой, то есть составляет менее 1 мм. Эта компоновка может обеспечить необходимый предпочтительный обратный путь для прохождения тока.

Слои металлизации могут отстоять (например, на 0,2 мм) от боковых краев первого диэлектрического материала в проксимальной области плоского тела, чтобы уменьшить

напряженность поля в этой области. Проксимальная область может содержать область плоского тела, проксимальную к дистальному концу.

В некоторых вариантах реализации изобретения первый диэлектрический материал, образующий плоское тело, может представлять собой биосовместимый материал, такой как керамика, предпочтительно оксид алюминия. Например, первый диэлектрический материал может представлять собой оксид алюминия по меньшей мере на 99%, имеющий полированную поверхность для прочного сцепления со слоями металлизации, которые могут образовывать первый проводящий элемент и второй проводящий элемент.

Узел дистального конца может содержать канал подачи жидкости для перемещения жидкости с целью ее подачи из инструмента. В нижней поверхности защитного корпуса может быть образован проходящий в продольном направлении утопленный канал.

Канал подачи жидкости может быть установлен внутри проходящего в продольном направлении углубленного канала. Коаксиальный кабель питания может образовывать часть узла многопросветного канала для подачи РЧ энергии и/или энергии

микроволновой частоты и жидкости (жидкости или газа) в инструмент. Жидкость может транспортироваться через соответствующий канал, образованный внутри узла многопросветного канала. Канал подачи жидкости также может быть использован

для доставки другого материала к месту обработки, например, газа или твердого вещества (например, порошка). В одном варианте реализации изобретения жидкость

(физиологический раствор или тому подобное) вводят для увеличения объема биологической ткани в месте обработки. Это может быть особенно целесообразно,

когда инструмент используют для воздействия на стенку кишечника или стенку пищевода или для защиты воротной вены или главного протока поджелудочной железы, когда опухоль или другая патология расположена в непосредственной близости от нее, для

защиты этих структур и создания подушки жидкости. Увеличение ткани таким образом может помочь снизить риск перфорации стенки кишечника, повреждения стенки

пищевода или утечки из главного протока поджелудочной железы или повреждения воротной вены и т.д. Такая компоновка может позволить инструменту воздействовать

на другие состояния, при которых патология (опухоль, новообразование, уплотнение и т.д.) близка к чувствительной биологической структуре.

Канал подачи жидкости может содержать направляющую трубку для иглы, в которой выдвижная игла установлена с возможностью скольжения. Игла может перемещаться

с возможностью скольжения относительно защитного корпуса через один или более проводов управления, которые могут приводиться в действие с помощью подходящего

скользящего привода на проксимальном конце инструмента. Предпочтительно игла может скользить назад и вперед относительно канала подачи жидкости, который

транспортирует жидкость к игле для дальнейшей доставки. Канал подачи жидкости может быть неотъемлемой частью гильзы или может быть трубкой, статически

установленной в гильзе. Возможность перемещения иглы назад и вперед при подаче жидкости к игле через канал, который не перемещается относительно гильзы, позволяет

использовать выдвижную иглу внутри гильзы с меньшим диаметром, чем у устройства, в котором трубка подачи жидкости должна скользить вдоль всей гильзы.

Термин «хирургическое устройство для осмотра» может использоваться в данном документе для обозначения любого хирургического устройства, снабженного вводимой

трубкой, которая представляет собой жесткий или гибкий (например, управляемый) канал, который вводится в тело пациента во время инвазивной процедуры. Вводимая

трубка может содержать инструментальный канал и оптический канал (например, для передачи света для освещения и/или получения изображений обрабатываемого участка

на дистальном конце вводимой трубки. Инструментальный канал может иметь диаметр, подходящий для приема инвазивных хирургических инструментов. Диаметр инструментального канала может составлять 5 мм или менее.

В данном документе термин «внутренний» означает находящийся в радиальном направлении ближе к центру (например, оси) инструментального канала и/или коаксиального кабеля. Термин «внешний» означает находящийся в радиальном направлении дальше от центра (оси) инструментального канала и/или коаксиального кабеля.

Термин «проводящий» используется в данном документе для обозначения электропроводящего элемента, если контекст не требует иного.

В данном документе термины «проксимальный» и «дистальный» относятся к концам удлиненного зонда. При использовании проксимальный конец находится ближе к генератору для обеспечения РЧ и/или микроволновой энергии, тогда как дистальный конец находится дальше от генератора.

В данном описании термин «микроволновый» может использоваться в широком смысле для указания диапазона частот от 400 МГц до 100 ГГц, но предпочтительно диапазона от 1 ГГц до 60 ГГц. Конкретные частоты, которые были рассмотрены, составляют: 915 МГц, 2,45 ГГц, 3,3 ГГц, 5,8 ГГц, 10 ГГц, 14,5 ГГц и 24 ГГц. И напротив, термины «радиочастотный» или «РЧ» используются в данном описании для указания диапазона частот, который по меньшей мере на три порядка ниже, например составляет вплоть до 300 МГц, предпочтительно от 10 кГц до 1 МГц и наиболее предпочтительно 400 кГц.

Обсуждаемый в данном документе электрохирургический инструмент может быть способен подавать радиочастотную (РЧ) электромагнитную (ЭМ) энергию и/или микроволновую ЭМ энергию в биологическую ткань. В частности, электрохирургический инструмент может быть в состоянии передавать радиочастотную (РЧ) энергию для рассечения ткани и/или микроволновую энергию для гемостаза (т.е. заделывать разорванные кровеносные сосуды путем стимуляции свертывания крови). Изобретение может быть особенно подходящим для желудочно-кишечных (ЖК) процедур, связанных с нижним и верхним отделами желудочно-кишечного тракта, например, для удаления полипов на кишечнике, то есть для эндоскопической резекции подслизистого слоя. Изобретение также может быть применено к прецизионным эндоскопическим процедурам, то есть к прецизионной эндоскопической резекции, и может быть использовано при процедурах на ухе, носу и горле, а также при резекции печени. Кроме того, устройство можно использовать для выполнения процедур, связанных с поджелудочной железой, например, для резекции или удаления опухолей или патологий в непосредственной близости от воротной вены или главного протока поджелудочной железы.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

Примеры воплощения изобретения подробно обсуждаются ниже со ссылкой на прилагаемые графические материалы, в которых:

на фиг. 1 проиллюстрирован схематический вид электрохирургической системы в комплекте, в которой применяется данное изобретение;

на фиг. 2 проиллюстрирован вид в разобранном состоянии дистального конца электрохирургического инструмента, который является вариантом реализации данного изобретения;

на фиг. 3 проиллюстрирован частично сквозной вид в перспективе дистального конца электрохирургического инструмента, который является вариантом реализации данного

изобретения;

на фиг. 4А и 4В проиллюстрирован вид сверху и вид сбоку в поперечном сечении соответственно элемента защитного корпуса, подходящего для использования с данным изобретением; и

- 5 на фиг. 5 проиллюстрирован вид сбоку в поперечном сечении узла дистального наконечника электрохирургического инструмента, который является вариантом реализации данного изобретения.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ СУЩНОСТИ ИЗОБРЕТЕНИЯ; ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ И ПРЕДПОЧТИТЕЛЬНЫЕ ВАРИАНТЫ

- 10 Различные аспекты данного изобретения представлены ниже в контексте электрохирургической системы, которая обеспечивает электрохирургический инвазивный инструмент, предназначенный для использования при эндоскопических процедурах для удаления полипов и злокачественных новообразований посредством контролируемой подачи как микроволновой, так и РЧ энергии. Однако следует
- 15 понимать, что аспекты изобретения, представленные в данном документе, не обязательно должны быть ограничены этим конкретным вариантом применения. Они могут быть в равной степени применимы в вариантах реализации изобретения, в которых требуется только РЧ энергия или в которых требуется только РЧ энергия и подача жидкости.

- 20 На фиг. 1 проиллюстрировано схематическое изображение электрохирургической системы 100 в комплекте, которая способна избирательно подавать на дистальный конец инвазивного электрохирургического инструмента что-либо или все из следующего: РЧ энергии, микроволновой энергии и жидкости, например физиологического раствора или гиалуроновой кислоты. Система 100 содержит генератор 102 для управляемой
- 25 подачи РЧ электромагнитной (ЭМ) энергии и/или ЭМ энергии микроволновой частоты. Подходящий генератор для этой цели описан в заявке WO 2012/076844, которая включена в данный документ посредством ссылки.

- Генератор 102 соединен со стыковочным соединением 106 стыковочным кабелем 104. Стыковочное соединение 106 также соединено для приема источника 107 жидкости
- 30 от устройства 108 для подачи жидкости, такого как шприц. Стыковочное соединение 106 содержит механизм перемещения иглы, который приводится в действие путем скольжения спускового крючка 110. Функция стыковочного соединения 106 состоит в том, чтобы объединять входные отверстия от генератора 102, устройства 108 для подачи жидкости и механизма перемещения иглы в один гибкий стержень 112, который проходит
- 35 от дистального конца стыковочного соединения 106. Внутренняя конфигурация стыковочного соединения 106 обсуждается более подробно ниже.

- Гибкий стержень 112 могут вводить по всей длине инструментального (рабочего) канала хирургического устройства 114 для осмотра. Блок 116 передачи крутящего момента установлен на проксимальной протяженности стержня 112 между стыковочным
- 40 соединением 106 и хирургическим устройством 114 для осмотра. Блок 116 передачи крутящего момента входит в зацепление со стержнем, чтобы позволить ему вращаться внутри инструментального канала хирургического устройства 114 для осмотра.

- Гибкий стержень 112 имеет наконечник 118 электрохирургического инструмента, форма которого позволяет ему проходить через инструментальный канал
- 45 хирургического устройства 114 для осмотра и выступать (например, внутри пациента) на дистальном конце трубки эндоскопа. Наконечник инструмента содержит активный наконечник для подачи РЧ ЭМ энергии и/или ЭМ энергии микроволновой частоты в биологическую ткань и выдвижную иглу для подкожных инъекций для доставки

жидкости. Эти объединенные технологии обеспечивают уникальное решение для разреза и удаления нежелательных тканей и возможность заделывания кровеносных сосудов вокруг целевого участка. Благодаря использованию выдвижной иглы для подкожных инъекций хирург может вводить физиологический раствор и/или гиалуроновую кислоту с добавленным маркерным красящим веществом между слоями тканей, чтобы растянуть и отметить положение подлежащего лечению пораженного участка. Инъекция жидкости таким способом поднимает и разделяет слои ткани, облегчая резекцию вокруг пораженного участка и плоскости через подслизистый слой, а также снижая риск прободения стенки кишечника и ненужного термического повреждения мышечного слоя.

Как более подробно обсуждается ниже, наконечник 118 инструмента дополнительно содержит защитный корпус, расположенный под активным наконечником, чтобы способствовать проведению запланированной резекции ткани, повторно обеспечивая защиту от случайного прободения и жизнеспособность остальной ткани, что, в свою очередь, способствует более быстрому заживлению и восстановлению после операции.

Конструкция наконечника инструмента, обсуждаемого ниже, может быть специально разработана для использования с обычным управляемым гибким эндоскопом, содержащим рабочий канал с внутренними диаметрами по меньшей мере 3,3 мм и длиной канала от 60 см до 170 см. Таким образом, большая часть инструмента сравнительно небольшого диаметра (менее 3 мм) находится внутри просвета гораздо большего и преимущественно полимерного изолирующего устройства, то есть гибкого канала эндоскопа, внешний диаметр которого обычно составляет от 11 мм до 13 мм. На практике дистальный узел выступает из дистального конца канала эндоскопа только на 15-25 мм, чтобы не загромождать поле зрения и не воздействовать негативно на фокусировку камеры. Выступающая часть дистального узла - это единственная часть инструмента, которая вообще прямо контактирует с телом пациента.

На проксимальном конце рабочего канала эндоскопа, который обычно находится на расстоянии 50-80 см от пациента, гибкий стержень 112 выходит из порта рабочего канала и проходит еще на 30-100 см к стыковочному соединению 106. При использовании стыковочное соединение 106 обычно удерживается рукой ассистента в перчатке на протяжении всей процедуры. Стыковочное соединение 106 сконструировано и изготовлено из полимерных материалов таким образом, чтобы обеспечить первичную и вторичную электрическую изоляцию с удлиненными путями утечки и разделительными расстояниями. Стыковочный кабель 104 соединен с генератором 102 с помощью коаксиального интерфейса типа QMA, который предназначен для обеспечения непрерывного вращения по часовой стрелке или против часовой стрелки. Это обеспечивает вращение стыковочного соединения 106 с блоком 116 передачи крутящего момента под управлением пользователя. Ассистент поддерживает стыковочное соединение 106 на протяжении всей процедуры, чтобы помочь пользователю при ответном вращении инструмента, управлении иглой и введении жидкости.

На фиг. 2 проиллюстрирован вид в разобранном состоянии узла 214 дистального конца (иногда называемого наконечником инструмента) электрохирургического инструмента, который является вариантом реализации данного изобретения. Узел 214 дистального конца установлен на дистальном конце внешней трубки 216 канюли гибкого стержня, который, например, соответствует гибкому стержню 112, описанному выше со ссылкой на фиг. 1. Трубка 216 канюли образует гибкую гильзу, определяющую просвет для транспортировки жидкости к наконечнику инструмента, причем наконечник инструмента закреплен на ее дистальном конце. Чтобы обеспечить функцию передачи

крутящего момента, внешняя трубка 216 канюли выполнена из оплетенной трубки, например, содержащей оболочку из оплетенной проволоки (например, из нержавеющей стали), заключенную между внутренним в радиальном направлении слоем полимера и внешним в радиальном направлении слоем полимера, причем полимер может,

5 например, представлять собой Pebax®.

В этом варианте реализации изобретения внешняя трубка 216 канюли на своем дистальном конце соединена с трубчатой частью 218 без оплетки, которая может представлять собой гибкий канал. Трубчатая часть 218 может быть образована из

10 любого подходящего полимерного материала, например Pebax® и т.п. Осевая длина (то есть длина, соосная с осью стержня) трубчатой части 218 может составлять 1 мм или больше. Это может обеспечить безопасное расстояние между концом оплетки и проксимальным краем узла 214 дистального конца, чтобы избежать какого-либо риска нагрева оплетки из-за емкостной проводимости при использовании микроволновой энергии. Эта компоновка также может препятствовать замыканию или соединению

15 двух пластин плоской линии передачи или двух проводников в коаксиальной линии передачи.

Трубчатая часть 218 может называться «мягким наконечником» 218. В некоторых вариантах реализации изобретения мягкий наконечник 218 может представлять собой дополнительную длину полимерной трубки, которая связана с дистальным концом

20 гильзы или трубки 216 канюли. Для склеивания могут использовать любой подходящий адгезив, например эпоксидный состав и т. п. Опорная трубка 217 может быть установлена над соединением между трубчатой частью 218 и трубкой 216 канюли для усиления соединения путем обеспечения дополнительной механической прочности. Опорная трубка 217 может представлять собой короткую секцию полимерной трубки,

25 внутри которого закреплены как трубчатая часть 218, так и канюля 216, например, с помощью склеивания. Опорная трубка 217 может быть гибкой и/или иметь длину, выбранную для обеспечения того, чтобы она не оказывала неблагоприятное влияние на гибкость стержня.

Кроме того, соединение трубчатой части 218, трубки 216 канюли и опорной трубки

30 217 может размещаться в термоусадочной гильзе (не показана), чтобы обеспечить дополнительную конструкционную прочность на дистальном конце стержня.

Оплетка внутри трубки 216 канюли позволяет преобразовать крутящий момент, прилагаемый к проксимальному концу стержня, во вращательное движение наконечника инструмента. Для удобства на некоторых из прилагаемых фигур трубчатая часть 218

35 и трубка 216 канюли показаны как прозрачные. В практических вариантах реализации изобретения стержень может быть непрозрачным.

Дистальный конец трубчатой части 218 выполнен с возможностью надевания на соответствующую проксимальную часть 220 защитного корпуса 222. Защитный корпус изготовлен из металлического материала, имеющего низкое трение с биологической

40 тканью, например из нержавеющей стали, и имеет подходящую форму для выполнения следующих функций:

- установка узла 214 дистального конца на гибком стержне;
- обеспечение защитной нижней поверхности для конструкции активного наконечника, которая подает энергию в окружающую биологическую ткань;
- 45 - обеспечение защитного корпуса и опорной рамки для выдвижной иглы; и
- расположение конструкции активного наконечника относительно коаксиального кабеля во время сборки и последующего использования.

Части конструкции корпуса 222, которые выполняют эти функции, описаны более

подробно ниже.

Узел 214 дистального конца содержит активный наконечник 224, который представляет собой плоскую часть диэлектрического материала 221 (например, оксида алюминия), содержащего проводящие слои (например, слои металлизации) на своей 5 верхней и нижней поверхностях. Каждый из проводящих слоев электрически соединен соответственно либо с внутренним проводником 228, либо с внешним проводником 226 коаксиального кабеля 142, который подведен в трубке 216 катюли. На дистальном конце коаксиального кабеля 142 его внешняя оболочка удалена, чтобы открыть 10 определенный участок внешнего проводника 226. Внутренний проводник 228 коаксиального кабеля проходит за дистальный конец внешнего проводника 226. Коаксиальный кабель 142 и активный наконечник 224 установлены относительно друг друга таким образом, что выступающая часть внутреннего проводника 228 расположена на первом проводящем слое активного наконечника, и обеспечивается электрическое 15 соединение внешнего проводника 226 со вторым проводящим слоем посредством защитного корпуса 222, как описано ниже. Первый проводящий слой изолирован от внешнего проводника 226, а второй проводящий слой изолирован от внутреннего проводника 228.

Проводящие слои могут быть сформированы из проводников с высокой температурой плавления, например W или Ti. Однако в одном примере для содействия использованию 20 припоя в электрическом соединении между внутренним и внешним проводниками коаксиального кабеля 142 и активным наконечником 224 проводники с более низкой температурой плавления могут быть нанесены на проксимальные участки проводящих слоев, в которых находятся электрические соединения. Проводники с более низкой температурой плавления могут быть серебряными (Ag) или золотыми (Au).

25 Дистальный конец активного наконечника 224 изогнут, чтобы избежать образования острых углов внутри тела пациента.

Внешний проводник 226 электрически соединен с нижним проводящим слоем на нижней стороне активного наконечника 224 посредством защитного корпуса 222. Проксимальный конец защитного корпуса 222 образован с U-образным каналом 248 30 для приема и поддержки дистального конца коаксиального кабеля 142 питания. Узел дистального конца выполнен таким образом, что открытая часть внешнего проводника 226 находится в U-образном канале 248. Электропроводящий элемент 230, такой как гильза или муфта, используется для обжатия открытой части внешнего проводника 226. Сжатие, вызванное обжатием, означает, что коаксиальный кабель деформируется 35 в области, где он принимается защитным корпусом 222. Например, часть коаксиального кабеля, в которой внешний проводник 226 открыт, может иметь овальное поперечное сечение, благодаря чему он упирается в стороны U-образного канала 248 и образует с ними прочный электрический контакт. Таким образом, обжатый внешний проводник 226 может удерживаться корпусом посредством посадки с натягом.

40 Для осуществления электрического соединения между внешним проводником 226 и нижним проводящим слоем 229 на активном наконечнике 224 защитный корпус 222 электрически соединен с нижним проводящим слоем, например, пайкой (см., например, фиг. 5). В этом варианте реализации изобретения для этой цели предусмотрен навесок 231 припоя. Навесок 231 припоя имеет такую форму, чтобы его можно было принимать 45 в углублении 249, образованном в верхней поверхности защитного корпуса 222. В этом примере углубление 49 является прямоугольным, и навесок 231 припоя имеет соответствующую форму, но может использоваться любая подходящая форма. Углубление 249 имеет отступ от краев защитного корпуса таким образом, чтобы припой

присутствовал только между нижней поверхностью активного наконечника 224 и защитным корпусом 222, то есть он не течет к боковым краям активного наконечника 224. В сборке навесок 231 припоя может быть совмещен с областью на нижней поверхности активного наконечника 224, которая покрыта проводником с более низкой температурой плавления, как обсуждалось выше (например, золото). Навеском припоя может быть обеспечен подходящий изгиб (не показан) при сборке компонентов, чтобы облегчить процесс пайки. Сам процесс пайки может быть индукционной пайкой. Эффект индукционной пайки может быть ограничен областью активного наконечника 224 и защитного корпуса 222 на навеске 231 припоя.

Вышеуказанная конфигурация является предпочтительной, поскольку защитный корпус 222 удерживает все следующие элементы: (i) активный наконечник 224, (ii) навесок 231 припоя и (iii) коаксиальный кабель 142 в фиксированной пространственной взаимосвязи, которая обеспечивает точную и повторяемую сборку.

Узел дистального конца дополнительно содержит направляющую 232 иглы, которая удерживается в углублении, образованном в нижней поверхности защитного корпуса 222. Направляющая 232 иглы представляет собой полую трубку (например, наконечник), например, изготовленную из полиимида, внутри которой установлена с возможностью скольжения игла 234 для подкожных инъекций. Игла 234 находится в жидкостной связи с внутренним объемом трубки 216 канюли, чтобы принимать находящуюся в ней жидкость для доставки к месту обработки.

После того как сборка 214 дистального конца собрана, она может быть закреплена внутри дистального конца трубчатой части 218 с помощью посадки с натягом и адгезива (например, эпоксидного средства). Адгезив также может образовывать заглушку для дистального конца трубчатой части 218, чтобы обеспечить герметичное уплотнение, а это означает, что жидкость, вводимая в стыковочное соединение, выходит только через иглу 234. Аналогичным образом, соединение (например, паяное соединение) между внутренним проводником 228 и верхним проводящим слоем 227 может иметь защитное покрытие 251 (см. фиг. 5), которое может быть образовано из подходящего адгезива (например, эпоксидного средства). Защитное покрытие 251 может усиливать соединение между защитным корпусом 222 и активным наконечником 224, в то же время образуя концевую заглушку для трубчатой части 218, то есть герметичное уплотнение, а это означает, что жидкость, вводимая в стыковочное соединение, выходит только через иглу.

При использовании активный наконечник 224 находится в тесном контакте с телом пациента. Игла 234 может проходить за дистальный конец активного наконечника 224 и может быть отведена назад до положения внутри направляющей трубки 232 посредством управления скользящим механизмом на стыковочном соединении, который воздействует на провод 235 управления (см. фиг. 3) для размещения и втягивания иглы 234. В выдвинутом положении иглу используют для ввода жидкости с целью локального растягивания и/или маркировки ткани. Проводящие слои на активном наконечнике 224 образуют биполярные электроды для подачи РЧ и/или микроволновой электромагнитной энергии.

Направляющая 232 иглы проходит обратно внутрь и проксимально к дистальному узлу, чтобы обеспечить увеличенный зазор утечки, чтобы гарантировать, что РЧ/микроволновая энергия подается только через область дистального наконечника активного наконечника 224.

На фиг. 3 проиллюстрирован узел 214 дистального конца в собранной конфигурации. Трубчатая часть 218, опорная гильза 217 и трубка 216 канюли показаны прозрачными,

так что видны внутренние компоненты. Части защитного корпуса 222 внутри трубчатой части 218 опущены, чтобы показать, как электропроводящий элемент 230 насаживают на внешний проводник 226.

На фиг. 4А и 4В показана форма конструкции 222 защитного корпуса, которую можно использовать в вариантах реализации данного изобретения. Дистальный конец защитного корпуса 222 имеет плоскую верхнюю поверхность 250 для контакта с нижним проводящим слоем 229 на активном наконечнике 224. Как обсуждалось выше, прямоугольное углубление 249 сформировано по направлению к проксимальному концу плоской верхней поверхности 250 для приема навески 231 припоя.

Проксимальный конец защитного корпуса 222 образован с U-образным каналом 248 для приема и поддержки дистального конца коаксиального кабеля 142 питания. Аналогичный канал образован на нижней стороне проксимального конца защитного корпуса 222 для приема направляющей трубки 232 выдвижной иглы 234. Внешняя поверхность проксимального конца защитного корпуса 222 имеет цилиндрическую форму, диаметр которой выбирается так, чтобы входить внутрь дистального конца трубчатой части 218.

На сторонах защитного корпуса 222 между проксимальным и дистальным концами имеется пара выступающих частей 244 выступа, внутренние поверхности которых входят в зацепление с соответствующими боковыми краями активного наконечника 224 и внешняя поверхность которых входит в зацепление с помощью посадки с натягом с внутренней поверхностью трубчатой части 218.

Защитный корпус 222 предпочтительно выполнен из металлического материала, имеющего низкий коэффициент трения с биологической тканью, такого как нержавеющая сталь.

Дистальный конец корпуса имеет форму, позволяющую активному наконечнику 224 нависать над ним примерно на 0,2 мм вокруг дистального края, за исключением дистального наконечника. Следовательно, поверхность, которая контактирует с нижней стороной активного наконечника, имеет максимальную ширину 2 мм, которая сужается до 1,6 мм в промежуточной части 223, а затем сужается к дистальному наконечнику в дистальной части 225. Дистальный наконечник может представлять собой одну закругленную кривую, например, с радиусом 0,2 мм.

Между тем проксимальный конец корпуса определяет продолговатое углубление для приема проксимального конца активного наконечника. Продолговатое углубление ограничено с каждой стороны парой выступов 244, которые служат для удержания и выравнивания активного наконечника, а также определяют объем для приема защитного корпуса 251, который закрывает открытый внутренний проводник 228 коаксиального кабеля 142.

На фиг. 5 проиллюстрирован вид в поперечном сечении узла 214 дистального конца при полной сборке. Признаки, описанные выше, обозначены одинаковыми ссылочными позициями. В этих графических материалах показано, что паяное проводящее соединение, обеспечиваемое навеском 231 припоя, находится между защитным корпусом 222 и нижним проводящим слоем 229. Чтобы обеспечить надежное соединение между защитным корпусом 222 и активным наконечником 224, нижний проводящий слой 229 может быть связан с плоской поверхностью 250, к которой он дистально примыкает от зоны пайки.

(57) Формула изобретения

1. Электрохирургический инструмент для подачи электромагнитной энергии в

биологическую ткань, содержащий:

узел дистального конца, содержащий:

активный наконечник, содержащий плоское тело, выполненное из первого диэлектрического материала, отделяющего первый проводящий элемент на его первой поверхности от второго проводящего элемента на его второй поверхности, причем вторая поверхность обращена в направлении, противоположном первой поверхности;

электропроводящий защитный корпус, установленный на нижней стороне активного наконечника, причем защитный корпус имеет выпуклую нижнюю поверхность с плавными обводами, обращенную в сторону от плоского корпуса; и

коаксиальный кабель питания, содержащий внутренний проводник, внешний проводник, соосный с внутренним проводником, и второй диэлектрический материал, разделяющий внутренний и внешний проводники, причем коаксиальный кабель питания предназначен для передачи РЧ ЭМ или микроволновой ЭМ энергии,

при этом внутренний проводник электрически соединен с первым проводящим элементом, и внешний проводник электрически соединен со вторым проводящим элементом посредством защитного корпуса таким образом, чтобы наконечник инструмента мог принимать РЧ и/или микроволновый сигнал, и

при этом первый и второй проводящие элементы выполнены с возможностью излучения РЧ ЭМ энергии или микроволновой ЭМ энергии коаксиальным кабелем в дистальной боковой части плоского тела,

при этом защитный корпус припаян ко второму проводящему элементу,

при этом защитный корпус содержит верхнюю поверхность для примыкания ко второй поверхности плоского корпуса, и при этом верхняя поверхность содержит углубление для удерживания навеска припоя.

2. Электрохирургический инструмент по п. 1, отличающийся тем, что защитный корпус выполнен из проводящего материала, имеющего низкий коэффициент трения с биологической тканью.

3. Электрохирургический инструмент по п. 1 или 2, отличающийся тем, что защитный корпус содержит часть из нержавеющей стали.

4. Электрохирургический инструмент по п. 1, отличающийся тем, что углубление имеет боковые края, которые имеют отступ от боковых краев плоского корпуса.

5. Электрохирургический инструмент по любому из предшествующих пунктов, отличающийся тем, что защитный корпус имеет U-образное углубление для приема части внешнего проводника.

6. Электрохирургический инструмент по п. 5, отличающийся тем, что коаксиальный кабель удерживается в U-образном углублении посредством посадки с натягом.

7. Электрохирургический инструмент по п. 5 или 6, отличающийся тем, что коаксиальный кабель обжимают с его последующей деформацией в U-образном углублении.

8. Электрохирургический инструмент по любому из предшествующих пунктов, отличающийся тем, что узел дистального конца содержит гибкий стержень, соединенный с проксимальным концом защитного корпуса, причем стержень определяет просвет для проведения коаксиального кабеля.

9. Электрохирургический инструмент по п. 8, отличающийся тем, что гибкий стержень содержит:

проксимальную трубку канюли, в которой сформированы оплетки, чтобы способствовать передаче крутящего момента от ее проксимального конца к узлу дистального конца; и

дистальную трубчатую часть без оплетки, связанную с дистальным концом трубки канюли.

10. Электрохирургический инструмент по п. 9, отличающийся тем, что гибкий стержень содержит опорную трубку, установленную в месте соединения между проксимальной трубкой канюли и трубчатой частью без оплетки.

11. Электрохирургический инструмент по п. 9 или 10, отличающийся тем, что соединение между проксимальной трубкой канюли и трубчатой частью без оплетки заключено в термоусадочной гильзе.

12. Электрохирургический инструмент по любому из предшествующих пунктов, отличающийся тем, что и первый, и второй проводящие элементы содержат слой металлизации, причем слои металлизации образованы на противоположных поверхностях первого диэлектрического материала.

13. Электрохирургический инструмент по п. 12, отличающийся тем, что каждый слой металлизации содержит область с нанесенным покрытием, образованную из металла, температура плавления которого выше 1500°C, такого как титан или вольфрам.

14. Электрохирургический инструмент по п. 13, отличающийся тем, что первый проводящий элемент содержит первую соединительную часть между его областью с нанесенным покрытием и внутренним проводником, и второй проводящий элемент содержит вторую соединительную часть между его областью с нанесенным покрытием и проводником защитного корпуса, при этом первая и вторая соединительные части выполнены из проводящего материала, температура плавления которого составляет менее 1200°C.

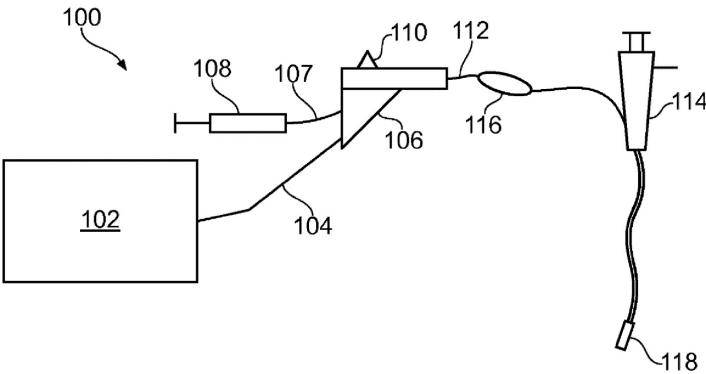
15. Электрохирургический инструмент по любому из предшествующих пунктов, отличающийся тем, что узел дистального конца содержит канал подачи жидкости для транспортировки жидкости для ее подачи из инструмента.

16. Инструмент по п. 15, отличающийся тем, что нижняя поверхность защитного корпуса содержит образованный в нем углубленный канал, проходящий в продольном направлении, и при этом канал подачи жидкости установлен внутри проходящего в продольном направлении углубленного канала.

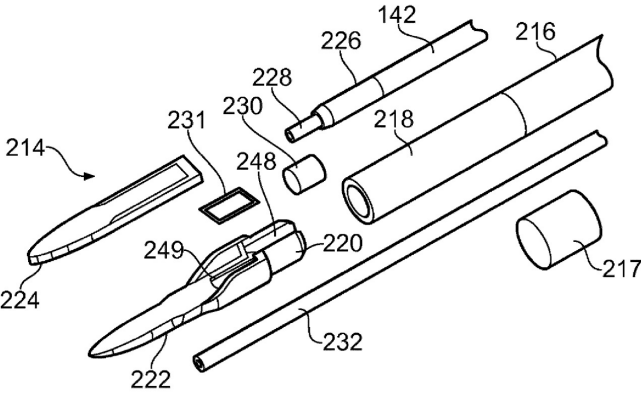
17. Инструмент по п. 15 или 16, отличающийся тем, что канал подачи жидкости содержит направляющую трубку иглы с выдвижной иглой, установленной в ней с возможностью скольжения.

1

1/3



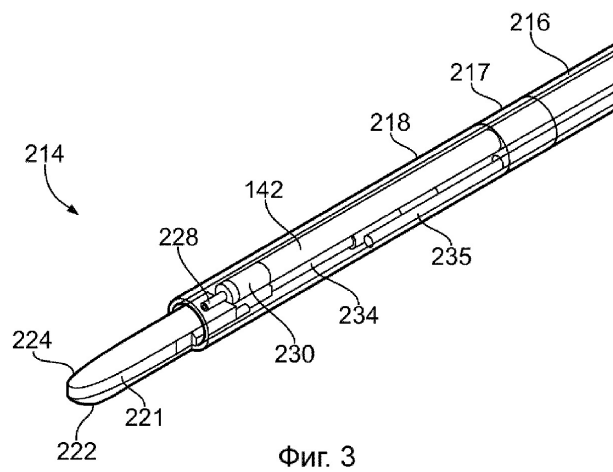
Фиг. 1



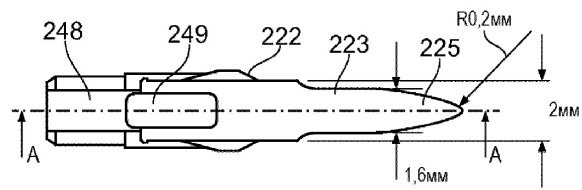
Фиг. 2

2

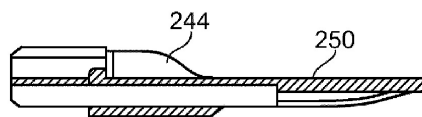
2/3



Фиг. 3



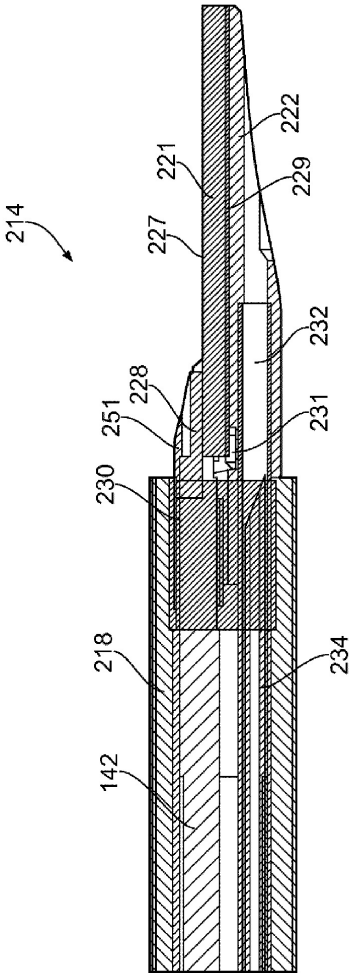
Фиг. 4А



РАЗРЕЗ А-А

Фиг. 4В

3/3



Фиг. 5