



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2016132171, 04.08.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
04.08.2016

Дата регистрации:
01.06.2017

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 04.08.2016

(45) Опубликовано: 01.06.2017 Бюл. № 16

Адрес для переписки:

143026, Москва, территория инновационного
центра 'Сколково', 4, оф. 125.4, ООО ЦИС
'Сколково'

(72) Автор(ы):

Котов Максим Андреевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Котов Максим Андреевич (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2007012834 A1, 01.02.2007. KR
20160091216 A, 02.08.2016. US 6254622 B1,
03.07.2001. RU 2008829 C1, 15.03.1994. RU
2535404 C2, 10.12.2014. RU 2508067 C2,
27.02.2014.

(54) ПОРТАТИВНОЕ ХИРУРГИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИССЕКЦИИ И ПЛАЗМЕННОЙ КОАГУЛЯЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

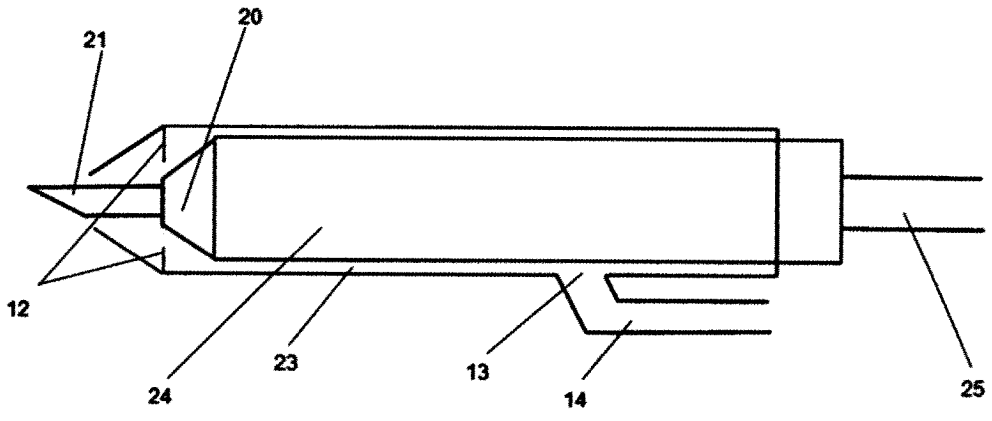
(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицинской технике, в частности к высокочастотным электрохирургическим приборам, а именно к портативному хирургическому устройству для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей. Устройство включает установленные в корпусе генератор озона с реактором озонатора, соединенным через ресивер каналом подачи плазмообразующего газа с плазмотроном рабочей части; высокочастотный генератор дугового электрического разряда, с которым соединен высоковольтный трансформатор, вывод которого подключен к электродам плазмотрона рабочей части; генератор ультразвуковых колебаний, подключенный к ультразвуковому диссектору

рабочей части, а ультразвуковой диссектор рабочей части размещен в плазмотроне рабочей части подвижно. При этом генератор озона, высокочастотный генератор дугового электрического разряда, генератор ультразвуковых колебаний своими входами соединены с устройством управления, выполненным в виде вмонтированной в корпус панели управления. Использование портативного хирургического устройства позволит расширить арсенал технических средств для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей, обеспечить при оперативных вмешательствах минимальную кровопотерю и снизить травматичность.

RU
171481
U1

RU
171481
U1



Фиг. 6

RU 171481 U1

RU 171481 U1

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Полезная модель относится к медицинской технике, в частности к высокочастотным электрохирургическим приборам, а именно к портативному хирургическому устройству для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей, и может
5 быть использовано для рассечения биологических тканей и остановки кровотечения методом коагуляции при проведении оперативных вмешательств.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Из предшествующего уровня техники известен плазменный скальпель, содержащий плазматрон с двухэлектродным дуговым разрядником, пневмогидросистему, источник
10 питания и переключатель режима работы, отличающийся тем, что он снабжен герметичной емкостью, на дне которой расположен генератор ультразвуковых волн, при этом герметичная емкость соединена посредством шлангов с воздушным компрессором и рабочей частью плазматрона (RU 141023 U1, опубл. 27.05.2014). Плазменный луч, предназначенный для рассечения тканей, образуется в результате
15 электрического разряда в потоке аэрозоли, полученной путем дезинтеграции воды под действием ультразвуковых волн. Недостатками данного технического решения является сложность конструкции, низкие эксплуатационные свойства в связи с использованием микроаэрозоля воды.

Также из предшествующего уровня техники известен микроплазменный скальпель-
20 излучатель, включающий плазматрон с двухэлектродным дуговым разрядником и гидро- и пневмосистемами, источник питания и переключатель режима работы (RU 2040216 C1, опубл. 25.07.1995).

Известно устройство для формирования газового потока для воздействия на биологический объект (RU 2183474 C1, опубл. 20.06.2002), содержащее корпус, по
25 меньшей мере два электрода, размещенных внутри упомянутого корпуса таким образом, что между упомянутыми электродами имеется межэлектродное пространство для формирования дугового разряда постоянного тока, причем упомянутые электроды электрически изолированы друг от друга, средство для подачи на упомянутые электроды напряжения, обеспечивающего формирование и поддержание между электродами
30 дугового разряда постоянного тока, впускной канал, сообщенный с межэлектродным пространством и обеспечивающий поступление в это пространство исходного газа, канал для газового потока из межэлектродного пространства и направления указанного потока для воздействия на биологический объект, причем указанный газовый поток формируется из упомянутого исходного газа под действием упомянутого дугового
35 разряда постоянного тока, и средство для охлаждения упомянутого канала для вывода и по меньшей мере одного из упомянутых анода или катода.

Недостатками данных технических решений является использование в качестве плазмообразующей среды инертного газа под давлением, что обуславливает сложность и громоздкость конструкции, большие габаритные размеры плазматрона и источника
40 питания, что усложняет эксплуатацию и обслуживание устройств.

Известен ультразвуковой хирургический аппарат (RU 75564 U1, опубл. 20.08.2008), который содержит генератор ультразвуковых колебаний, подключенный к установленному в корпусе ультразвуковому пьезокерамическому излучателю с прикрепленным к нему волноводом-инструментом. Аппарат может быть использован
45 для консервативного и хирургического лечения проктологических, гинекологических, ортопедических, урологических и других заболеваний путем осуществления диссекции и коагуляции мягких тканей путем ультразвукового воздействия. Недостатками ультразвукового воздействия являются неполный гемостаз, медленная диссекция и

ухудшение обзора при лапароскопических операциях из-за появления мелкодисперсной взвеси.

Для достижения оптимального результата в каждом конкретном случае при использовании аппаратов и установок, предназначенных для диссекции и коагуляции тканей, применяют комбинированное физическое воздействие. Соблюдение принципов и учет особенностей воздействия на ткани разных видов энергии обеспечивают снижение числа специфических осложнений, обусловленных применением технических средств. Комбинированное использование физических способов диссекции и коагуляции улучшает как условия оперирования, так и результаты лечения.

Скорость рассечения тканей, качество гемостаза и характер морфологических изменений в зоне воздействия определяют возможности, эффективность и рациональность использования каждого из физических способов диссекции и коагуляции.

Из уровня техники известны мультифункциональные хирургические устройства (US 20130237982 A1, опубл. 12.09.2013; US 5088997 A, опубл. 18.02.1992; US 5776092 A, опубл. 07.07.1998), выполненные с возможностью диссекции тканей (как электрической, так и механической) и коагуляции (с помощью плазменного потока, образующегося при ионизации инертного газа) с рабочей частью. При этом аппликатор рабочей части выполнен с возможностью перемещения вдоль полой трубки, втягиваясь, когда необходима коагуляция, и приближаясь к исследуемой поверхности, когда необходима диссекция. Электрический разряд обладает низкой силой тока, высоким напряжением и частотой. Это позволяет добиться минимального повреждения окружающих место коагуляции тканей.

В указанных устройствах комбинируется холодно-плазменное воздействие и биполярная коагуляция. Переключение режимов между электрокоагуляцией и холодно-плазменным воздействием осуществляется путем передвижения аппликатора вдоль оси рабочей части устройства, в связи с чем меняется межэлектродное пространство (увеличивается для холодно-плазменного режима и уменьшается для режима коагуляции).

Таким образом, существует потребность в создании портативного устройства эргономичной рабочей частью и низким энергопотреблением для диссекции и коагуляции мягких тканей с высокой скоростью рассечения тканей, качеством гемостаза и малой распространенностью воспалительно-некротических изменений в зоне воздействия.

РАСКРЫТИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ

Задачей полезной модели является создание портативного хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона с повышенными эксплуатационными характеристиками, увеличенной функциональностью, уменьшенной массой и габаритами по сравнению с известными аналогами, повышенной эффективностью рассечения и коагуляции биологических тканей с обеспечением минимальной кровопотери и снижением травматичности.

Технический результат полезной модели заключается в расширении арсенала технических средств для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей.

Технический результат достигается тем, что портативное хирургическое устройство для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей содержит установленные в корпусе генератор озона с реактором озонатора, соединенным через ресивер каналом подачи плазмообразующего газа с плазмотроном рабочей части; высокочастотный генератор дугового электрического разряда, с которым соединен высоковольтный трансформатор, вывод которого подключен к электродам плазмотрона

рабочей части; генератор ультразвуковых колебаний, подключенный к ультразвуковому диссектору рабочей части; при этом генератор озона, высокочастотный генератор дугового электрического разряда, генератор ультразвуковых колебаний своими входами соединены с устройством управления, выполненным в виде вмонтированной в корпус панели управления, а ультразвуковой диссектор рабочей части размещен в плазмотроне рабочей части подвижно.

Кроме того, ультразвуковой диссектор содержит ультразвуковой пьезокерамический излучатель с прикрепленным к нему сменным металлическим лезвием с помощью конического переходника.

Кроме того, генератор озона содержит последовательно соединенные регулятор напряжения барьерного разряда, высоковольтный генератор барьерного разряда, реактор озонатора, к которому подключен воздушный компрессор через воздушный фильтр, при этом воздушный компрессор соединен с регулятором скорости воздушного потока, а входы регулятора напряжения барьерного разряда и регулятора скорости воздушного потока соединены с устройством управления.

Кроме того, между генератором ультразвуковых колебаний и ультразвуковым пьезокерамическим излучателем подключен регулятор ультразвуковых колебаний, соединенный с устройством управления.

Использование в качестве плазмообразующей среды в портативном хирургическом устройстве воздушно-озоновой смеси позволит получить плазменный луч, который обладает кровоостанавливающим, антибактериальным и антипаразитарным свойствами. Получение озона осуществляется из атмосферного воздуха благодаря наличию генератора озона с реактором озонатора в хирургическом устройстве, что позволяет получать плазменный луч без использования расходных материалов (инертный газ), что, в свою очередь, упрощает эксплуатацию и сервисное обслуживание.

Использование при получении плазменного луча прохождения воздушно-озоновой смеси (плазмообразующей среды) через дуговой электрический разряд, который образуется между двумя электродами, позволяет осуществлять бесконтактную коагуляцию (без подкладывания под пациента пассивного электрода).

Электрический дуговой разряд обладает низкой силой тока, высоким напряжением и частотой, что позволяет добиться минимального повреждения окружающих место коагуляции тканей, возбуждения мышц и нервов, а также снизить энергопотребление хирургического устройства.

Использование для генерации ультразвуковых волн генератора ультразвуковых колебаний позволит выполнять бескровные разрезы биологических тканей и в то же время снизит энергопотребление хирургического устройства.

Кроме того, существует возможность работы хирургического устройства от аккумуляторов, что позволит уменьшить габариты устройства по сравнению с имеющимися аналогами, а также упростит его использование в чрезвычайных ситуациях и полевых условиях.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Прилагаемые чертежи, которые включены в состав настоящего описания и являются его частью, иллюстрируют осуществление полезной модели и совместно с вышеприведенным общим описанием полезной модели служат для пояснения принципов настоящей полезной модели.

На фиг. 1 представлена блок-схема портативного хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона в режиме плазменной коагуляции.

На фиг. 2 представлена блок-схема портативного хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона в режиме ультразвуковой диссекции.

5 На фиг. 3 представлена блок схема рабочей части портативного хирургического устройства.

На фиг. 4 схематично представлен плазмотрон рабочей части портативного хирургического устройства в разрезе, вид сбоку.

На фиг. 5 схематично представлен ультразвуковой диссектор рабочей части портативного хирургического устройства в разрезе, вид сбоку.

10 На фиг. 6 схематично представлена рабочая часть портативного хирургического устройства в режиме ультразвуковой диссекции.

На фиг. 7 схематично представлена рабочая часть портативного хирургического устройства в режиме плазменной коагуляции.

ОБОЗНАЧЕНИЯ

- 15 1 - импульсный блок питания генератора озона;
 2 - регулятор напряжения барьерного разряда;
 3 - высоковольтный генератор барьерного разряда;
 4 - регулятор скорости воздушного потока;
 5 - воздушный компрессор;
 20 6 - воздушный фильтр;
 7 - реактор озонатора;
 8 - ресивер;
 9 - высокочастотный генератор дугового электрического разряда;
 10 - высоковольтный трансформатор;
 25 11 - плазмотрон;
 12 - электроды;
 13 - канал подачи плазмообразующего газа;
 14 - шланг;
 15 - импульсный блок питания ультразвукового диссектора;
 30 16 - генератор ультразвуковых колебаний;
 17 - ультразвуковой диссектор;
 18 - регулятор частоты ультразвуковых колебаний;
 19 - пьезокерамический элемент;
 20 - переходник;
 35 21 - металлическое лезвие;
 22 - сопло плазмотрона;
 23 - корпус плазмотрона;
 24 - корпус ультразвукового диссектора;
 25 - электрический провод.

40 СУЩНОСТЬ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ

Портативное хирургическое устройство для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей содержит рабочую часть - рукоятку - манипулятор, соединенную с корпусом. При этом рабочая часть портативного хирургического устройства (рукоятка-манипулятор) выполнена в виде плазмотрона с установленным подвижно внутри него ультразвуковым диссектором. В корпусе устройства установлены генератор озона с реактором озонатора, высокочастотный генератор дугового электрического разряда, генератор ультразвуковых колебаний и два импульсных блока питания.

Используемые в устройстве первый импульсный блок питания преобразуют 220 В в 24 В, второй - преобразует напряжение от сети 220 В в напряжение от 0 до 12 В.

В качестве ультразвукового генератора используют генератор пониженной мощности с частотой 10-44 кГц, мощностью 40 Вт.

5 Генератор озона, как показано на фиг. 1, содержит последовательно соединенные регулятор напряжения барьерного разряда 2, высоковольтный генератор барьерного разряда 3, реактор озонатора 7. К реактору озонатора 7 подключен при помощи шланга воздушный компрессор 5 через воздушный фильтр 6, при этом воздушный компрессор 5 соединен с регулятором скорости воздушного потока 4, а входы регулятора
10 напряжения барьерного разряда 2 и регулятора скорости воздушного потока 4 соединены с устройством управления.

Реактор озонатора 7 шлангом соединен с ресивером 8 и посредством канала подачи плазмообразующего газа 13 шлангом 14 с плазмотроном 11 рабочей части устройства (фиг. 3).

15 Высокочастотный генератор дугового электрического разряда 9 соединен с высоковольтным трансформатором 10, вывод которого подключен к электродам плазмотрона 12 рабочей части устройства.

При этом первый импульсный блок 1 питания питает указанные ниже три цепи:

1) импульсный блок питания 1 - тумблер включения электрического дугового разряда
20 (ключ) (на фиг. 1 не показан) - высокочастотный генератор электрического дугового разряда 9 - высоковольтный трансформатор 10 - электрический проводник - электроды 12 рабочей части устройства (соединение последовательное электромеханическое);

2) импульсный блок питания 1 - регулятор напряжения барьерного разряда 2 - высоковольтный генератор барьерного разряда 3 - реактор озонатора 7 (соединение
25 последовательное электромеханическое);

3) импульсный блок питания 1 - регулятор скорости воздушного потока (резистор) 4 - воздушный компрессор 5 (соединение последовательное электромеханическое).

На фиг. 2 представлена блок-схема работы ультразвукового диссектора 17. Генератор ультразвуковых колебаний 16 подключен к ультразвуковому диссектору 17 рабочей
30 части. При этом второй импульсный блок питания 15 питает генератор ультразвуковых колебаний 16.

Ультразвуковой диссектор 17 содержит пьезокерамический элемент 19 с прикрепленным к нему сменным металлическим лезвием 21 с помощью конического переходника 20. Между генератором ультразвуковых колебаний 16 и пьезокерамическим
35 элементом 19 подключен регулятор частоты ультразвуковых колебаний 18, соединенный с устройством управления.

При этом генератор озона, высокочастотный генератор дугового электрического разряда 9, генератор ультразвуковых колебаний 16 своими входами соединены с устройством управления, выполненным в виде вмонтированной в корпус панели
40 управления.

Устройство управления выполнено с возможностью управления режимами работы портативного хирургического устройства. В частности, устройство управления выполнено с возможностью подачи напряжения на генератор озона для формирования воздушно-озоновой смеси, на высокочастотный генератор дугового разряда 9, на
45 генератор ультразвуковых колебаний 16.

Использование плазменной коагуляции предназначено для коагуляции (остановки кровотечения), в то время как назначение ультразвуковой диссекции преимущественно разрезание.

Рабочая часть портативного хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона представляет собой рукоятку-манипулятор и включает плазмотрон 11 с двухэлектродным дуговым разрядником в виде полого цилиндра, замкнутого в электрическую цепь, и

5 установленный в плазмотроне подвижно ультразвуковой диссектор 17 (фиг. 3).

На фиг. 4 схематично представлен плазмотрон 11 рабочей части портативного хирургического устройства. Один конец плазмотрона 11 выполнен в виде сопла 22 диаметром 2 мм для формирования холодно-плазменного факела, а другой является сквозным.

10 На расстоянии 4 мм от сопла 22 плазмотрона находятся два электрода 12, которые расположены друг напротив друга в одной плоскости. Расстояние между электродами 12 составляет 4 миллиметра. От каждого электрода 12 отходит высоковольтный электрический провод, который проходит в желобке внутренней поверхности стенки плазматрона 11 вне полости плазмотрона и соединяется с высоковольтным генератором

15 дугового разряда 9 через трансформатор 10 (фиг. 1).

При этом корпус плазмотрона 23 (фиг. 4) имеет отверстие диаметром 1 см, выполненное на боковой поверхности на расстоянии 5 см от сопла 22 и сообщающееся с каналом плазмообразующего газа 13 для соединения посредством шланга 14 с ресивером 8 и соответственно с реактором озонатора 7. По шлангу 14 проходят

20 электрические провода от электродов 12. Длина плазмотрона 11 составляет 13 см.

Подвижный ультразвуковой диссектор 17 (фиг. 3, 5) представляет собой передвижной элемент устройства и выполнен в виде пьезокерамического элемента 19 с волноводом-инструментом, заключенным в герметичный корпус 24 цилиндрической формы с одним выходным отверстием. При этом волновод-инструмент выполнен в виде сменного

25 металлического лезвия 21, прикрепленного к пьезокерамическому элементу 19 с помощью конического переходника 20. Все элементы замкнуты в электрическую цепь. От пьезокерамического элемента 19 отходит электрический провод 25, идущий к генератору ультразвуковой частоты 16. В настоящем варианте осуществления длина сменного металлического лезвия 21 составляет 4 см, диаметр основания лезвия - 2,8

30 мм, длина корпуса - 14 см, диаметр - 1,8 см.

Корпус ультразвукового диссектора 24 герметично прилегает изнутри к стенкам корпуса 23 плазмотрона. Ультразвуковой диссектор 17 выполнен в виде независимо подвижного элемента рабочей части хирургического устройства с возможностью возвратно-поступательного движения в просвете цилиндрического корпуса 23

35 плазмотрона и герметично замыкает отверстие плазмотрона, с которым сообщается канал подачи плазмообразующего газа 13 и через которое поступает воздушно-озоновая смесь, как обычная передвижная пробка с образованием передвижного герметичного соединения с корпусом 23 плазмотрона. Основная функция ультразвукового диссектора 17 как передвижного элемента устройства - открытие и закрытие изнутри отверстия

40 корпуса 23 плазмотрона, расположенного на боковой поверхности в зависимости от движения ультразвукового диссектора. На фиг. 6 и фиг. 7 наглядным образом изображены варианты работы устройства, при которых ультразвуковой диссектор 17 закрывает отверстие корпуса плазмотрона и открывает его соответственно.

Устройство работает следующим образом.

45 Портативное хирургическое устройство имеет расположенные в корпусе два импульсных блока питания 1, 15. Возможен вариант использования аккумуляторной батареи, к которой подключены все элементы устройства.

Перед началом работы рабочую часть подключают к корпусу портативного

хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона. При этом шланг 14 от ресивера 8 подсоединяют к плазмотрону 11, а электрический кабель 25 ультразвукового диссектора 17 со сменным металлическим лезвием 21 подключают к ультразвуковому генератору 16.

5 При подаче электрического тока (220 В, 50 Гц - бытовая электрическая сеть) на генератор озона, осуществляющий плазменную коагуляцию, активируется импульсный блок питания 1, воздушный компрессор 5, высоковольтный генератор барьерного разряда 3. Атмосферный воздух при помощи воздушного компрессора 5 через
10 воздушный фильтр 6 подается через шланг в реактор озонатора 7, где методом барьерного разряда из атмосферного кислорода образуется озон. Высоковольтный генератор барьерного разряда генерирует электрический ток напряжением 2500 В, мощность генератора - 25 Вт.

Для проведения синтеза озона из кислорода и контроля концентрации озона, использовалась система газоподготовки, позволяющая регулировать и контролировать
15 поток рабочего газа и давление. В газовый тракт установки была включена система измерения концентрации озона. Концентрация произведенного озона измерялась оптическим способом, по поглощению в полосе Хартли (254 нм).

Образование озона из атмосферного кислорода контролируется регулятором напряжения барьерного разряда 2. Скорость подачи воздушного потока изменяется с
20 помощью регулятора скорости воздушного потока 4, находящегося на передней поверхности корпуса портативного хирургического комплекса. Напряжение барьерного разряда и скорость воздушного потока контролируется устройством управления. Регулятор скорости воздушного потока регулирует скорость воздушного потока в пределах от 0 до 2 л/минуту. Воздушный компрессор создает давление порядка 60 кПа.

25 Сформированная воздушно-озоновая смесь посредством канала подачи плазмообразующего газа 13 через ресивер 8, создающий стабильную концентрацию озона в воздушно-озоновой смеси, подается к электродам 12 плазмотрона 11 рабочей части портативного хирургического устройства, в результате чего из сопла 22
30 плазмотрона 11 рабочей части выходит аэрозоль. Выход озона составляет от 0,1 до 1 г/ч.

Затем устройством управления переключают режим работы устройства для создания плазменного потока из плазмотрона 11. При этом электрический ток из электрической
35 сети поступает последовательно через импульсный блок питания 1, высокочастотный генератор дугового разряда 9 и высоковольтный трансформатор 10 к электродам 12 дугового разрядника в рабочей части плазматрона 11. Между электродами 12 формируется электрический дуговой разряд. Данный электрический дуговой разряд нагревает и ионизирует воздушно-озоновую смесь, формируя плазменный поток.

В качестве высокочастотного генератора дугового разряда 9 используют генератор мощностью 70 Вт, частотой 300 кГц. При этом высоковольтный трансформатор 10
40 повышает напряжение до 7000 В.

Для разрезания мягких тканей устройством управления переключают режим работы устройства, при котором электрический ток от второго импульсного блока 15 подают
45 через генератор ультразвуковых колебаний 16 на пьезокерамический элемент 19, который преобразует электромагнитные импульсы в механические колебания. Последний начинает совершать колебательные движения с частотой 44000-50000 кГц, амплитудой 5-50 мкм, передавая их на металлическое лезвие 21, установленное в переходнике 20. Частота колебательных движений металлического лезвия 21 контролируется при помощи регулятора частоты ультразвуковых колебаний 18. При

контакте с биологической тканью в последней возникает эффект кавитации. Кавитация обусловлена образованием пузырьков газа при температуре тела за счет быстрого изменения объема тканей и внутриклеточных жидкостей под действием вибрации. Под действием давления и ультразвука в тканях происходит фрагментация белков, что вызывает адгезию молекул коллагена при низкой температуре.

Преимущественно режим ультразвукового воздействия используют для разрезания мягких тканей, однако соотношение режущих и коагулирующих свойств зависит от степени остроты лезвия 21. В качестве ультразвукового генератора 16 используется генератор с частотой 10-44 кГц, мощностью 40 Вт.

Активация режимов плазменной коагуляции и ультразвуковой диссекции осуществляется с помощью рукоятки-манипулятора портативного хирургического устройства. На фигурах 6 и 7 схематично представлена активация различных режимов.

В просвет корпуса плазматрона 11 вводится подвижный ультразвуковой диссектор 17. При этом за счет герметичного соединения собственно корпуса 24 ультразвукового диссектора 17 со стенкой корпуса 23 плазматрона 11 просвет корпуса плазматрона 11 герметизируется со стороны входа.

При этом боковая поверхность корпуса 24 ультразвукового диссектора 17 закрывает отверстие, сообщающееся с каналом подачи плазмообразующего газа 13, выполненное на боковой стенке корпуса 23 плазматрона, или отверстие выводится за счет перемещения ультразвукового диссектора 17 назад. Таким образом, объем воздушно-озоновой смеси в плазматроне 11 обеспечивается за счет возвратно-поступательного или поступательного движения передвижного ультразвукового диссектора 17.

Передвижение корпуса 24 ультразвукового диссектора 17 осуществляется вручную при помощи кнопки-слайдера, расположенной на поверхности корпуса 24 ультразвукового диссектора (на фигурах не показано).

В режиме ультразвуковой диссекции (фиг. 6) ультразвуковой диссектор 17 необходимо протолкнуть по цилиндру плазматрона 11 до конца. При этом корпус 24 ультразвукового диссектора 17 герметично закроет отверстие полости плазматрона 11 с каналом подачи плазмообразующего газа 13 и шлангом 14, по которому подается воздушно-озоновая смесь, а металлическое лезвие 21 пройдет через сопло плазматрона 22.

Далее с помощью устройства управления включают режим диссекции для рассечения тканей, при котором электрический ток подается через генератор ультразвуковых колебаний 16 на пьезокерамический элемент 19.

Для активации плазматрона 11 необходимо отодвинуть ультразвуковой диссектор 17 на расстояние 6 см от сопла 22 плазматрона (фиг. 5). При этом откроется соединение плазматрона 11 с соединяющим шлангом 14 и станет возможно поступление воздушно-озоновой смеси в плазматрон 11.

Далее включают режим работы, который запускает воздушный компрессор 5, высоковольтный генератор барьерного разряда 3, высокочастотный генератор дугового разряда 9.

Из сопла 22 рабочей части плазматрона 11 выходит плазменный поток, который обладает кровоостанавливающим, антибактериальным и антипаразитарным свойствами.

Таким образом, использование портативного хирургического устройства позволяет осуществлять бесконтактную плазменную коагуляцию тканей и ультразвуковую диссекцию тканей одновременно с минимальным повреждением окружающих тканей. Форм-фактор рукоятки-манипулятора портативного хирургического устройства позволяет повысить эргономичные характеристики устройства по сравнению с

имеющимися аналогами и попеременно переключать режимы ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции.

Полезная модель была раскрыта выше со ссылкой на конкретный вариант ее осуществления. Для специалистов могут быть очевидны и иные варианты осуществления изобретения, не меняющие ее сущности, как она раскрыта в настоящем описании. Соответственно, полезную модель следует считать ограниченной по объему только нижеследующей формулой полезной модели.

(57) Формула полезной модели

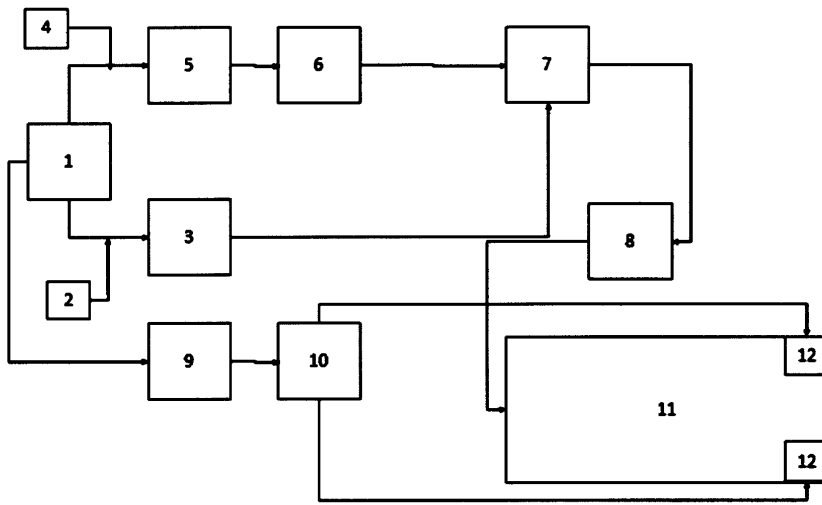
- 10 1. Портативное хирургическое устройство для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей, включающее установленные в корпусе
 - генератор озона с реактором озонатора, соединенным через ресивер каналом подачи плазмообразующего газа с плазмотроном рабочей части;
 - высокочастотный генератор дугового электрического разряда, с которым соединен
 - 15 высоковольтный трансформатор, вывод которого подключен к электродам плазмотрона рабочей части;
 - генератор ультразвуковых колебаний, подключенный к ультразвуковому диссектору рабочей части;при этом генератор озона, высокочастотный генератор дугового электрического разряда, генератор ультразвуковых колебаний своими входами соединены с устройством управления, выполненным в виде вмонтированной в корпус панели управления,
 - а ультразвуковой диссектор рабочей части размещен в плазмотроне рабочей частиподвижно.
- 25 2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что ультразвуковой диссектор содержит пьезокерамический элемент с прикрепленным к нему сменным металлическим лезвием с помощью конического переходника.
3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что генератор озона содержит последовательно соединенные регулятор напряжения барьерного разряда, высоковольтный генератор барьерного разряда, реактор озонатора, к которому
- 30 подключен воздушный компрессор через воздушный фильтр, при этом воздушный компрессор соединен с регулятором скорости воздушного потока, а входы регулятора напряжения барьерного разряда и регулятора скорости воздушного потока соединены с устройством управления.
4. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что между генератором ультразвуковых колебаний и пьезокерамическим элементом подключен регулятор ультразвуковых колебаний, соединенный с устройством управления.
- 35

40

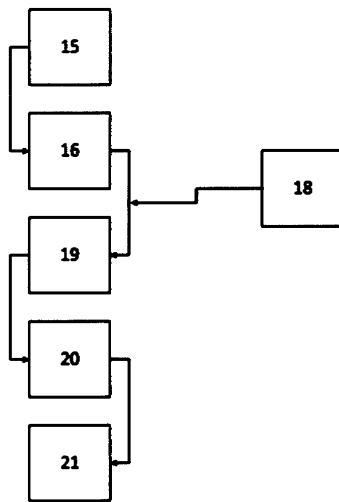
45

1

1/3

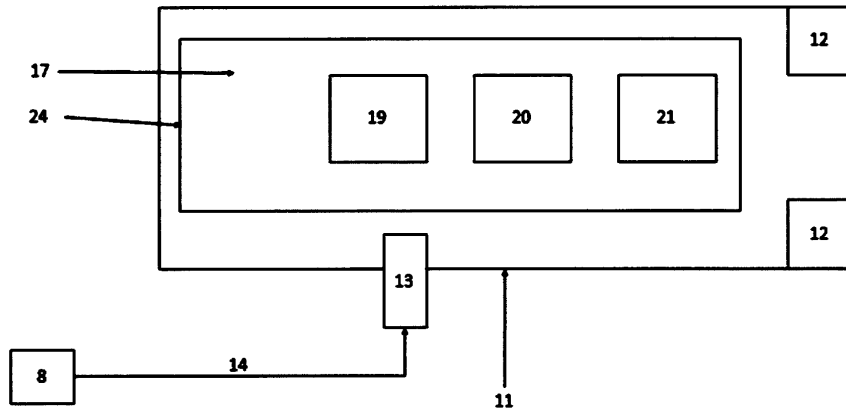


Фиг. 1

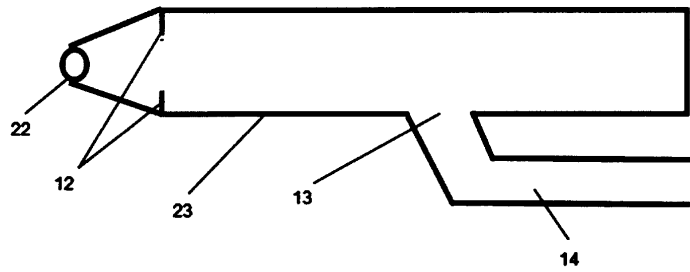


Фиг. 2

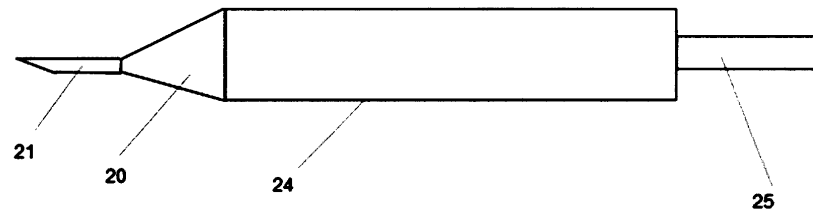
2



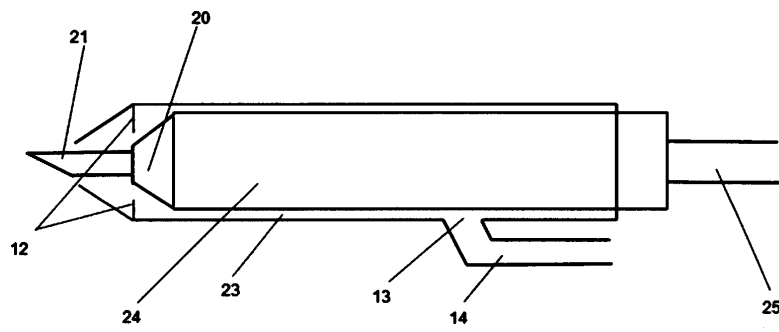
Фиг. 3



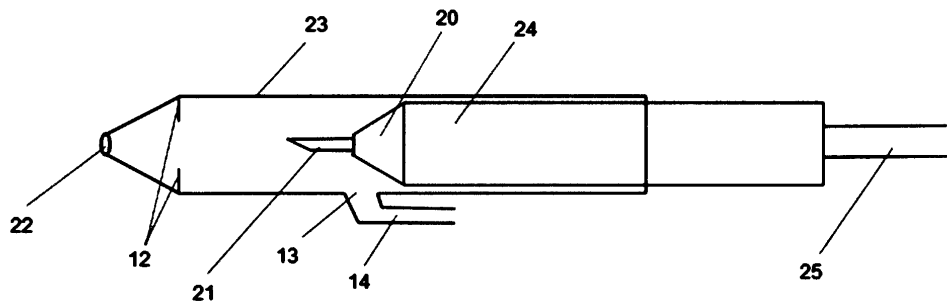
Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7