



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2013120005/14, 27.09.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
27.09.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
01.10.2010 US 12/896,420;  
01.10.2010 US 12/896,411

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2014 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 20.04.2016 Бюл. № 11

(56) Список документов, цитированных в отчете о  
поиске: SU 1042742 А, 23.09.1983. (см. прод.)(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 06.05.2013(86) Заявка РСТ:  
US 2011/053413 (27.09.2011)(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2012/044606 (05.04.2012)Адрес для переписки:  
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,  
ООО "Юридическая фирма Городиский и  
Партнеры"

(72) Автор(ы):

**ДЭВИСОН Марк А. (US),  
БУДРО Чэд П. (US),  
КИЛЛИНДЖЕР Скотт Б. (US),  
БАТРОСС Джонатан Т. (US),  
ДЖИОРДАНО Джеймс Р. (US),  
ТРИС Грегори А. (US),  
ВАНГ Бингши (US),  
ВЕГЕЛЬ Аарон К. (US),  
НОРВЕЛЛ Давид К. (US),  
БАРБЕРА Натаниель Ф. (US),  
ФЕЛДЕР Кевин Д. (US)**

(73) Патентообладатель(и):

**ЭТИКОН ЭНДО-СЕРДЖЕРИ, ИНК. (US)****(54) ХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ С ЭЛЕМЕНТОМ БРАНШИ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине. Хирургический инструмент для подачи энергии к ткани содержит рукоятку, спусковой механизм, электрический вход, концевой эффектор и стержень, который отходит от рукоятки. Концевой эффектор имеет первую и вторую взаимодействующие с тканью поверхности и электрод. Поверхности концевого эффектора наклонены относительно плоскости рассечения

и могут быть выпуклыми. Электрод имеет V-образный профиль в поперечном сечении. Множество выпуклых поверхностей выполнены для взаимодействия со множеством выемок, когда концевой эффектор находится в закрытом положении. Концевой эффектор может содержать режущий элемент, имеющий множество бугелей. 2 н. и 7 з.п. ф-лы, 45 ил.

(56) (продолжение):

RU 2325132 C2, 27.05.2008. RU 2175644 C1, 10.11.2001. US 4633861 A, 06.01.1987. EP 1813201 A1, 01.08.2007.



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2013120005/14, 27.09.2011**(24) Effective date for property rights:  
**27.09.2011**

Priority:

(30) Convention priority:  
**01.10.2010 US 12/896,420;**  
**01.10.2010 US 12/896,411**(43) Application published: **20.11.2014** Bull. № 32(45) Date of publication: **20.04.2016** Bull. № 11(85) Commencement of national phase: **06.05.2013**(86) PCT application:  
**US 2011/053413 (27.09.2011)**(87) PCT publication:  
**WO 2012/044606 (05.04.2012)**Mail address:  
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,**  
**OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**DEVISON Mark A. (US),**  
**BUDRO CHed P. (US),**  
**KILLINDZHER Skott B. (US),**  
**BATROSS Dzhonatan T. (US),**  
**DZHIORDANO Dzhejms R. (US),**  
**TRIS Gregori A. (US),**  
**VANG Bingshi (US),**  
**VEGEL Aaron K. (US),**  
**NORVELL David K. (US),**  
**BARBERA Nataniel F. (US),**  
**FELDER Kevin D. (US)**

(73) Proprietor(s):

**ETIKON ENDO-SERDZHERI, INK. (US)**(54) **SURGICAL INSTRUMENT WITH BRANCH ELEMENT**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medicine.  
Surgical instrument for energy supply to tissue comprises handle, trigger mechanism, electric input, end effector and rod, which extends from handle. End effector has first and second surfaces interacting with tissue and electrode. Surfaces of end effector are inclined relative to dissection plane and may be convex.

Electrode has V-shaped profile in cross-section. Plurality of convex surfaces are made for interaction with multiple recesses, when end effector is in closed position.

EFFECT: end effector can contain cutting element with multiple bands.

9 cl, 45 dwg

## ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В различных ситуациях хирургический инструмент может быть выполнен с возможностью приложения к ткани энергии, направленной на лечение и/или разрушение ткани. В некоторых ситуациях хирургический инструмент может содержать один или более электродов, которые могут быть расположены вплотную к ткани и/или могут быть расположены относительно ткани так, что электрический ток может проходить через электроды, попадая в ткань. Хирургический инструмент может дополнительно содержать электрический вход, силовой провод, электрически соединенный с электродами, и/или обратный провод и может быть выполнен с возможностью прохождения электрического тока, например, от электрического входа по силовому проводу через электроды и ткань, а затем по обратному проводу к электрическому выходу. В различных ситуациях энергия может генерировать тепло в захваченной ткани с целью создания одного или более гемостатических уплотнений внутри ткани. Такие варианты осуществления могут быть в особенности полезны, например, для спаивания кровеносных сосудов. Хирургический инструмент может дополнительно содержать режущий элемент, выполненный с возможностью перемещения относительно ткани и электродов с целью рассечения ткани.

Изложенный выше комментарий предназначен лишь для наглядной демонстрации различных аспектов соответствующей технологии в области применения изобретения на момент его регистрации, и его не следует рассматривать как ограничение патентной формулы.

## КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку. Рукоятка может содержать спусковой механизм, электрический вход и стержень, отходящий от рукоятки. Стержень может содержать провод. Спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода. Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось и плоскость рассечения. Концевой эффектор может содержать первый элемент бранши и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши с целью захвата и удержания ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши. Концевой эффектор может дополнительно содержать электрод, электрически соединенный с проводом и первой и второй взаимодействующими с тканью поверхностями, соединенными с одним из первого и второго элемента бранши, и проходящий вдоль продольной оси. Каждая из первой и второй взаимодействующих с тканью поверхностей может иметь внутреннюю часть и внешнюю часть, причем первая и вторая взаимодействующие с тканью поверхности наклонены относительно плоскости рассечения.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку. Рукоятка может содержать спусковой механизм и электрический вход. От рукоятки может отходить стержень, причем стержень содержит провод, а спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода. Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось и содержащий первый элемент бранши и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго

элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Концевой эффектор может содержать 5 пассивный электрод, имеющий контактирующую с тканью поверхность пассивного электрода, и активный электрод, имеющий первую контактирующую с тканью поверхность активного электрода и вторую контактирующую с тканью поверхность активного электрода. Активный электрод может быть электрически соединен с проводом, а первая контактирующая с тканью поверхность активного электрода в 10 закрытом положении может быть по существу параллельна контактирующей с тканью поверхности пассивного электрода. Вторая контактирующая с тканью поверхность активного электрода в закрытом положении может быть по существу наклонена относительно контактирующей с тканью поверхности пассивного электрода.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический 15 инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку, содержащую спусковой механизм и электрический вход. Хирургический инструмент может содержать стержень, отходящий от рукоятки, причем стержень содержит провод, а спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода. Хирургический инструмент 20 может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось. Концевой эффектор может содержать первый элемент бранши и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для 25 фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Концевой эффектор может дополнительно содержать первый электрод, соединенный с проводом. Первый электрод может содержать множество выпуклых поверхностей. Контактная с тканью поверхность может находиться напротив первого электрода в закрытом положении, причем контактирующая с тканью 30 поверхность может иметь множество выемок. Выемки могут быть расположены так, чтобы принимать множество выпуклых поверхностей, когда первый и второй элементы бранши находятся в закрытом положении.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать спусковой механизм, 35 электрический вход и стержень, отходящий от рукоятки. Стержень может содержать провод, а спусковой механизм может быть выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода. Хирургический инструмент может дополнительно содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось. Концевой эффектор может содержать первый элемент 40 бранши и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Первый и второй элементы 45 бранши могут образовывать канал. Концевой эффектор может содержать режущий элемент, включающий дистальный конец, причем режущий элемент выполнен по форме и размеру с возможностью по меньшей мере частичного размещения в канале. Режущий элемент может быть выполнен с возможностью перемещения вдоль канала между

втянутым положением и полностью выдвинутым положением. Режущий элемент может содержать по меньшей мере первый, второй и третий бугели, причем второй бугель расположен между первым и третьим бугелями и содержит острый дистальный режущий элемент. Концевой эффектор может дополнительно содержать по меньшей мере один элемент сжатия, проходящий от режущего элемента, причем по меньшей мере один элемент сжатия зацепляется с одной из первой и второй бранши, переводя первую и вторую бранши из открытого положения в закрытое положение при перемещении режущего элемента относительно первого элемента бранши и его выходе из втянутого положения.

10 В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку, спусковой механизм, электрический вход и стержень, отходящий от рукоятки. Стержень может содержать провод, а спусковой механизм может быть выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода.

15 Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось. Концевой эффектор может содержать первый элемент бранши, имеющий криволинейную поверхность сжатия вдоль продольной оси, и второй элемент бранши, причем по меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого

20 элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Первый и второй элементы бранши могут образовывать канал. Концевой эффектор может содержать режущий элемент, включающий дистальный конец, причем режущий элемент выполнен по форме и размеру с возможностью по

25 меньшей мере частичного размещения в канале. Режущий элемент может быть выполнен с возможностью перемещения вдоль канала между втянутым положением и полностью выдвинутым положением. Концевой эффектор может содержать по меньшей мере один элемент сжатия, проходящий от режущего элемента и контактирующий с криволинейной поверхностью сжатия, причем по меньшей мере один элемент сжатия зацепляется с

30 криволинейной поверхностью сжатия, переводя первую и вторую бранши из открытого положения в закрытое положение при перемещении режущего элемента относительно первого и второго элементов бранши и его выходе из втянутого положения.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку, спусковой механизм

35 и электрический вход. Хирургический инструмент может содержать стержень, отходящий от рукоятки, причем стержень может содержать провод, а спусковой механизм может быть выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода. Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось. Концевой эффектор

40 может содержать первый элемент бранши, имеющий криволинейную поверхность сжатия вдоль продольной оси, и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации

45 ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Первый и второй элементы бранши могут образовывать канал. Концевой эффектор может дополнительно содержать режущий элемент, имеющий дистальный конец, причем режущий элемент выполнен по форме и размеру с возможностью по

меньшей мере частичного размещения в канале. Режущий элемент может быть выполнен с возможностью перемещения вдоль канала между втянутым положением и полностью выдвинутым положением, при этом режущий элемент определяет плоскость рассечения. Концевой эффектор может дополнительно содержать электрод, содержащий контактирующую с тканью наклонную поверхность.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку, содержащую спусковой механизм, механизм отключения при перегрузке, функционально соединенный со спусковым механизмом, и электрический вход. Хирургический инструмент может дополнительно содержать стержень, отходящий от рукоятки, причем стержень содержит провод, а спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода.

Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось и содержащий первый элемент бранши и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши с целью захвата и удержания ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши. Концевой эффектор может дополнительно содержать электрод, электрически соединенный с проводом.

В соответствии с различными вариантами осуществления изобретения хирургический инструмент для подачи энергии к ткани может содержать рукоятку, спусковой механизм, электрический вход и стержень, отходящий от рукоятки. Стержень может содержать провод, а спусковой механизм может быть выполнен с возможностью избирательной активации для создания электрического соединения электрического входа и провода.

Хирургический инструмент может содержать концевой эффектор, определяющий продольную ось. Концевой эффектор может содержать первый элемент бранши, имеющий криволинейную поверхность сжатия вдоль продольной оси, и второй элемент бранши. По меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши может быть выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении. Первый и второй элементы бранши могут образовывать канал. Концевой эффектор может содержать режущий элемент, включающий дистальный конец, причем режущий элемент выполнен по форме и размеру с возможностью по меньшей мере частичного размещения в канале. Режущий элемент может быть выполнен с возможностью перемещения вдоль канала между втянутым положением и полностью выдвинутым положением. Режущий элемент может содержать первый элемент сжатия и второй элемент сжатия, расположенные на расстоянии друг от друга. Первый элемент сжатия может быть выполнен с возможностью зацепления с первым элементом бранши, а второй элемент сжатия выполнен с возможностью зацепления со вторым элементом бранши, причем первый элемент сжатия выполнен с возможностью перемещения относительно режущего элемента.

#### ЧЕРТЕЖИ

Различные элементы вариантов осуществления, описанные в настоящем документе, подробно представлены в прилагаемых формулах изобретения. Для лучшего понимания различных вариантов осуществления изобретения, а также способов и организационных особенностей их применения, включая преимущества таковых, ниже приведены описания и сопроводительные чертежи.

На ФИГ. 1 представлен вид в перспективе хирургического инструмента в соответствии по меньшей мере с одним вариантом осуществления.

На ФИГ. 2 представлен вид сбоку рукоятки хирургического инструмента, изображенного на ФИГ. 1, на котором для демонстрации некоторых компонентов отсутствует половина корпуса рукоятки.

На ФИГ. 3 представлен вид в перспективе концевой эффектора хирургического инструмента, изображенного на ФИГ. 1, в открытой конфигурации; дистальный конец закрывающего ригеля показан во втянутом положении.

На ФИГ. 4 представлен вид в перспективе концевой эффектора хирургического инструмента, изображенного на ФИГ. 1, в закрытой конфигурации; дистальный конец закрывающего ригеля показан в частично выдвинутом положении.

На ФИГ. 5 представлен вид в перспективе в сечении части концевой эффектора хирургического инструмента, изображенного на ФИГ. 1.

На ФИГ. 6 представлен вид в сечении концевой эффектора в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 6А представлен вид в сечении, на котором показано, как взаимодействуют первая бранша и вторая бранша, когда концевой эффектор находится в закрытом положении в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 7 представлен увеличенный вид в сечении первой бранши концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 6.

На ФИГ. 7А представлен увеличенный вид зубца, изображенного на ФИГ. 7, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 8 представлен вид в перспективе концевой эффектора в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 8А представлен увеличенный вид проксимальной части первой бранши, изображенной на ФИГ. 8.

На ФИГ. 9 представлен увеличенный вид в сечении второй бранши концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 6.

На ФИГ. 9А представлен увеличенный вид части, изображенной на ФИГ. 9.

На ФИГ. 10 представлен перспективный вид в сечении концевой эффектора, включающего электроды со смещенной контактной поверхностью в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 11 представлен концевой эффектор в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 11А представлен увеличенный вид дистальной части второй бранши концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 11.

На ФИГ. 12 представлен частичный вид в перспективе первой бранши концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 11, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 13А и 13В представлены боковые виды в сечении дистального конца концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 11, в двух рабочих состояниях.

На ФИГ. 14 изображен концевой эффектор, имеющий электрод с вафельным узором в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 15 изображена контактирующая с тканью поверхность первой бранши концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 14, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 16 изображен дистальный конец режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, в соответствии с одним неограничивающим вариантом

осуществления.

На ФИГ. 17 представлен вид дистального конца концевой эффектора, подходящего для использования с режущим элементом, выполненным с возможностью перемещения и изображенным на ФИГ. 16.

5 На ФИГ. 18 представлен вид в сечении концевой эффектора в открытом положении в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 19 и 20 представлен концевой эффектор, изображенный на ФИГ. 18, после начала движения первой бранши в направлении второй бранши.

10 На ФИГ. 21 представлен вид сбоку первой направляющей закрывающего штифта в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 22 представлен вид в сечении бранши в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

15 На ФИГ. 23А и 23В представлен закрывающий штифт, соединенный с режущим элементом, выполненным с возможностью перемещения, в двух рабочих состояниях в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 24 представлен режущий элемент, выполненный с возможностью перемещения, с направляющими бугелями в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

20 На ФИГ. 25 представлен режущий элемент, выполненный с возможностью перемещения, изображенный на ФИГ. 24, во время втягивания/обратного хода.

На ФИГ. 26 и 28 представлены виды в сечении пускового стержня, функционально соединенного с блоком толкателя, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

25 На ФИГ. 27 и 29 представлены виды в перспективе режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

30 На ФИГ. 30 представлен вид в перспективе с пространственным разделением компонентов режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, содержащего узлы закрывающего штифта в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 31 представлен вид в перспективе режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения и изображенного на ФИГ. 30, в сборе.

На ФИГ. 31А представлен вид в сечении режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения и изображенного на ФИГ. 31.

35 На ФИГ. 32 представлен вид с пространственным разделением компонентов закрывающего штифта, содержащего игольчатые подшипники, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 33 представлен вид в сечении закрывающего штифта, изображенного на ФИГ. 32, в сборе.

40 На ФИГ. 34 представлен вид в перспективе концевой эффектора в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 35 представлен вид в сечении части концевой эффектора, изображенного на ФИГ. 34.

45 На ФИГ. 36 представлен ступенчатый штифт в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 37А и 37В представлены внешние бугели режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 38А и 38В изображены внешние бугели, изображенные на ФИГ. 33А и 33В, в сборе.

На ФИГ. 39 представлен вид в перспективе верхнего дистального конца режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, после присоединения закрывающего штифта первой бранши.

На ФИГ. 40 представлен срезной штифт в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 41 представлена упрощенная версия узла спускового механизма, содержащего срезной штифт, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 42 представлен хирургический инструмент в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления, на котором для демонстрации различных внутренних компонентов удалена часть корпуса.

На ФИГ. 43 представлен увеличенный вид части узла спускового механизма, на котором для простоты восприятия отсутствуют некоторые компоненты.

На ФИГ. 44 представлен вид с пространственным разделением компонентов различных компонентов узла спускового механизма, изображенного на ФИГ. 43, на котором для простоты восприятия отсутствуют некоторые компоненты.

На ФИГ. 45 представлен элемент сжатия, установленный в приводном стержне хирургического инструмента, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

На ФИГ. 45А представлен вид в поперечном сечении ФИГ. 45.

Соответствующие элементы на разных изображениях обозначаются одинаковыми условными обозначениями. Иллюстративные примеры, представленные в данном документе, демонстрируют различные варианты осуществления. Эти иллюстративные примеры не следует истолковывать как ограничивающие объем изобретения.

#### ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ

Различные варианты осуществления относятся к устройствам, системам и способам обработки ткани. В настоящем документе приведены подробные сведения, необходимые для понимания общей конструкции, функциональности, особенностей изготовления и применения различных вариантов осуществления изделия, рассмотренных в описании и проиллюстрированных на сопроводительных чертежах. Специалисты в данной области техники должны понимать, что различные варианты осуществления изделия могут применяться без учета подробных сведений, изложенных в настоящем документе. Хорошо известные принципы работы, компоненты и элементы не получили в настоящем документе подробного описания, чтобы не затруднять понимание вариантов осуществления, приведенных в описании. Специалистам в данной области будет понятно, что варианты осуществления, описанные и проиллюстрированные в настоящем документе, являются неограничивающими примерами, и, таким образом, конкретные структурные и функциональные подробности, описанные в настоящем документе, носят исключительно иллюстративный характер и не обязательно ограничивают объем возможных вариантов осуществления, определяемый исключительно прилагаемой формулой изобретения.

В настоящем документе ссылка на «различные варианты осуществления», «некоторые варианты осуществления», «один вариант осуществления», «один из вариантов осуществления» и т.п. означает, что конкретный элемент, конструктивная особенность или характеристика, описанные в связи с данным вариантом осуществления, включены по меньшей мере в один вариант осуществления настоящего изобретения. Таким

образом, фразы «в различных вариантах осуществления», «в некоторых вариантах осуществления», «в одном варианте осуществления» или «в одном из вариантов осуществления» и т.п. в тексте описания необязательно относятся к одному и тому же варианту осуществления. Кроме того, конкретные элементы, конструктивные особенности или характеристики могут быть скомбинированы любым подходящим способом в одном или более вариантах осуществления. Таким образом, конкретные элементы, конструктивные особенности или характеристики, показанные или описанные в связи с одним вариантом осуществления, могут без ограничений быть скомбинированы (полностью или частично) с элементами, конструктивными особенностями или характеристиками одного или более других вариантов осуществления.

Следует отметить, что термины «проксимальный» и «дистальный» могут быть использованы в описании для обозначения положения элементов относительно врача, управляющего одним концом инструмента, используемого для лечения пациента. Термин «проксимальный» относится к части инструмента, наиболее приближенной к врачу, тогда как термин «дистальный» относится к части инструмента, наиболее удаленной от врача. Следует также понимать, что для краткости и ясности в настоящем документе по отношению к описанным вариантам осуществления могут быть использованы пространственные термины, такие как «вертикальный», «горизонтальный», «вверх» и «вниз». Однако использование хирургических инструментов может предполагать множество ориентаций и положений, поэтому указанные термины не являются абсолютными и ограничивающими настоящее изобретение.

Полные описания перечисленных ниже безусловных заявок на патент США включены в настоящую заявку путем ссылки:

патент США № 7,381,209 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ»;

патент США № 7,354,440 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ И СПОСОБ ЕГО ПРИМЕНЕНИЯ»;

патент США № 7,311,709 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ И СПОСОБ ЕГО ПРИМЕНЕНИЯ»;

патент США № 7,309,849 под заголовком «ПОЛИМЕРНЫЕ КОМПОЗИЦИИ, ИМЕЮЩИЕ СВОЙСТВО ПТК, И СПОСОБЫ ИХ ПРОИЗВОДСТВА»;

патент США № 7,220,951 под заголовком «ХИРУРГИЧЕСКИЕ УПЛОТНИТЕЛЬНЫЕ ПОВЕРХНОСТИ И СПОСОБЫ ИХ ПРИМЕНЕНИЯ»;

патент США № 7,189,233 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ»;

патент США № 7,186,253 под заголовком «КОНСТРУКЦИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОЙ БРАНШИ ДЛЯ УПРАВЛЯЕМОЙ ПОДАЧИ ЭНЕРГИИ»;

патент США № 7,169,146 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ЗОНД И СПОСОБ ЕГО ПРИМЕНЕНИЯ»;

патент США № 7,125,409 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ РАБОЧИЙ КОНЕЦ ДЛЯ УПРАВЛЯЕМОЙ ПОДАЧИ ЭНЕРГИИ»; и

патент США № 7,112,201 под заголовком «ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ И СПОСОБ ЕГО ПРИМЕНЕНИЯ».

Различные варианты осуществления систем и способов относятся к формированию термических «сварных швов» или «сращиванию» нативной ткани. Альтернативные термины «сварка» тканей или «сращивание» тканей в рамках настоящего документа

являются взаимозаменяемыми и описывают термическую обработку целевой ткани, результатом которой является по существу однородно термически срошенная тканевая масса, например, в сваренных кровеносных сосудах, показывающих существенную прочность на разрыв непосредственно после обработки. Прочность таких сварных швов позволяет применять их в особенности для (i) постоянного уплотнения кровеносных сосудов во время операций на сосудах; (ii) сварки краев органов во время операций по резекции; (iii) сварки других анатомических полых структур, требующих закрытия; а также (iv) для выполнения анастомоза сосудов, закрытия сосудов и других операций по соединению анатомических структур или их частей. Сварку или сращивание ткани, как описано в настоящем документе, следует отличать от «коагуляции», «гемостаза» и других подобных описательных терминов, по существу относящихся к сокращению или прекращению кровотока в мелких кровеносных сосудах или васкуляризованных тканях. Например, любое поверхностное воздействие термической энергии может вызвать коагуляцию или гемостаз, но не попадает в категорию «сварки» в том смысле, в котором этот термин используется в настоящем документе. Такая поверхностная коагуляция не образует сварного соединения, способного придать обработанной ткани существенную прочность.

На молекулярном уровне явления в действительности «сваренной» ткани в понимании настоящего описания можно добиться путем термически обусловленной денатурации коллагена и молекул других белков в целевой ткани с целью получения переходной жидкости или гелеобразного белкового соединения. К целевой ткани подается энергия выбранной плотности, вызывающая гидротермический разрыв внутри- и межмолекулярных водородных поперечных связей в коллагене и других белках. Денатурированное соединение поддерживают на выбранном уровне гидратации (без потери влаги) в течение выбранного временного интервала, который может быть очень небольшим. Объем целевой ткани удерживают под действием выбранного механического сжатия очень высокого уровня, обеспечивая непосредственную близость раскрученных нитей денатурированных белков, благодаря чему они переплетаются и скручиваются. После термической релаксации смешанное соединение образует белковое сплетение, поскольку происходит повторное образование поперечных связей, или ренатурация, посредством этого образуя однородную сращенную массу.

Хирургический инструмент может быть выполнен с возможностью подачи энергии, такой как электрическая энергия, ультразвуковая энергия и/или тепловая энергия, например, к ткани пациента. Например, различные варианты осуществления, описанные в настоящем документе, предлагают конструкции электрохирургических браншей с возможностью выполнения рассечения захваченной между браншами ткани и одновременной сварки или уплотнения слоев захваченной ткани путем управляемого приложения РЧ-энергии. Хирургические инструменты также могут быть выполнены с возможностью захвата, рассечения и сшивания ткани скобами.

Более конкретно, на примере различных вариантов осуществления обратимся к ФИГ. 1, на котором показан электрохирургический инструмент 100. Хирургический или электрохирургический инструмент 100 может содержать проксимальную рукоятку 105, дистальный рабочий конец или концевой эффектор 110 и интродьюсер или удлиненный стержень 108, расположенный между ними и по меньшей мере частично функционально соединяющий рукоятку 105 с концевым эффектором 110. Концевой эффектор 110 может содержать комплект открываемых и закрываемых браншей, в который входят прямые и изогнутые бранши, с верхней первой браншей 120А и нижней второй браншей 120В. Бранши 120А и 120В могут быть функционально соединены

вместе, так что первая бранша 120А может перемещаться относительно второй бранши 120В между открытым положением и закрытым положением. Каждая из первой бранши 120А и второй бранши 120В может содержать удлиненный паз или канал 142А и 142В (см. ФИГ. 3) соответственно, расположенный снаружи вдоль соответствующих средних частей. Первая бранша 120А и вторая бранша 120В могут быть соединены с источником электропитания 145 и контроллером 150 при помощи электрических проводов в кабеле 152. Контроллер 150 можно использовать для активации источника электропитания 145. В различных вариантах осуществления источник электропитания 145 может содержать, например, источник РЧ-излучения, источник ультразвука, источник постоянного тока и/или источник электрической энергии любого другого подходящего типа.

Теперь обратимся к ФИГ. 2, на котором представлен вид сбоку рукоятки 105, причем половина первого корпуса рукоятки 106А (см. ФИГ. 1) удалена для иллюстрации некоторых компонентов внутри второго корпуса рукоятки 106В. Рукоятка 105 может содержать рычаг или спусковой механизм 128, отходящий от корпуса рукоятки 106А и/или 106В. Спусковой механизм 128 выполнен с возможностью оттягивания вдоль направляющей 129, при этом спусковой механизм 128 совершает движение относительно корпуса 106А и/или 106В. Спусковой механизм 128 также может быть функционально соединен с режущим элементом 140, выполненным с возможностью перемещения, расположенным внутри удлиненного стержня 108, при помощи затвора 146, который в свою очередь функционально соединен с удлиненным концом 127 спускового механизма 128. В свою очередь перемещение спускового механизма 128 относительно корпуса рукоятки 106А и/или 106В может обуславливать поступательное перемещение режущего элемента 140 относительно одной или обеих браншей 120А и 120В (см. ФИГ. 1). Кроме того, как следует из подробного описания ниже, режущий элемент 140 может иметь разъемное соединение с закрывающим ригелем 170 (см. ФИГ. 3-4), который также подвижно связан с браншами 120А, 120В. Затвор 146 может быть дополнительно соединен со смещающим устройством, таким как пружина 141, которая также может быть соединена со вторым корпусом рукоятки 106В, обеспечивая смещение затвора 146, а, следовательно, и режущего элемента 140 и/или закрывающего ригеля 170 (ФИГ. 3) в проксимальном направлении, посредством этого заставляя бранши 120А и 120В переходить в открытое положение, как показано на ФИГ. 1. Как показано на ФИГ. 1 и 2, фиксирующий элемент 130 (см. ФИГ. 1) может перемещать фиксирующий переключатель 131 (см. ФИГ. 2) между положением фиксации, в котором затвор 146 по существу не имеет возможности перемещения дистально, как показано на фигуре, и положением без фиксации, в котором затвор 146 может свободно перемещаться дистально в направлении удлиненного стержня 108. Рукоятка 105 может быть выполнена в форме рукоятки пистолетного типа или любого другого известного в этой области типа, выполненного с возможностью размещения приводных рычагов, спусковых механизмов или ползунов, активирующих первую браншу 120А и вторую браншу 120В. Удлиненный стержень 108 может иметь поперечное сечение цилиндрической или прямоугольной формы и может представлять собой тонкостенную полую трубку, отходящую от рукоятки 105. Удлиненный стержень 108 может включать сквозное отверстие, проходящее по всей его длине и вмещающее в себя исполнительные механизмы, например, такие как режущий элемент 140 и/или закрывающий ригель 170, активирующие бранши, а также электрические провода для подачи электрической энергии к электрохирургическим компонентам концевой эффектора 110.

Концевой эффектор 110 может быть выполнен с возможностью захвата, сварки или

уплотнения, а также рассечения ткани. Первая бранша 120А и вторая бранша 120В могут закрываться, посредством этого захватывая или зацепляя ткань по продольной оси 125, образованной режущим элементом 140. Первая бранша 120А и вторая бранша 120В также могут прикладывать сжимающее усилие к ткани. Удлиненный стержень 108 наряду с первой браншей 120А и второй браншей 120В может поворачиваться на полные 360 градусов, как показано стрелкой 117, относительно рукоятки 105, например, посредством тройного поворотного контакта. Первая бранша 120А и вторая бранша 120В во время поворота могут оставаться открытыми и/или закрытыми. В некоторых вариантах осуществления для поворота концевой эффектора 110 пользователь может воздействовать на втулку 119 или другое устройство регулирования вращения.

На ФИГ. 3 и 4 представлены виды в перспективе концевой эффектора 110. На ФИГ. 3 представлен концевой эффектор 110 в открытом положении, а на ФИГ. 4 представлен концевой эффектор 110 в закрытом положении. Как было указано ранее, концевой эффектор 110 может содержать верхнюю первую браншу 120А и нижнюю вторую браншу 120В. Кроме того, первая бранша 120А и вторая бранша 120В могут иметь захватывающие ткань элементы, например, такие как зубцы 143, расположенные на внутренних частях первой бранши 120А и второй бранши 120В. Первая бранша 120А может содержать, например, корпус верхней первой бранши 161А с обращенной наружу верхней первой поверхностью 162А и подающей энергию верхней первой поверхностью 175А первого электрода. Вторая бранша 120В может содержать, например, корпус нижней второй бранши 161В с обращенной наружу нижней второй поверхностью 162В и подающей энергию нижней второй поверхностью 175В второго электрода. Первая подающая энергию поверхность 175А и вторая подающая энергию поверхность 175В могут проходить вокруг дистального конца концевой эффектора 110, образуя структуру U-образной формы. Между подающими энергию поверхностями 175А, 175В может быть предусмотрена контактирующая с тканью поверхность или поверхности для контакта, захвата и/или манипуляции с тканью.

Обратимся к ФИГ. 3-5. По меньшей мере в одном варианте осуществления закрывающий ригель 170 и режущий элемент 140 выполнены по форме и размеру с возможностью по меньшей мере частично входить в канал 142А первой бранши 120А. Как показано на ФИГ. 5, режущий элемент 140 также может быть выполнен по форме и размеру с возможностью по меньшей мере частично входить в канал 142В второй бранши 120В. В любом случае закрывающий ригель 170 и режущий элемент 140 могут перемещаться вдоль канала 142А из первого втянутого положения, соответствующего открытому положению первой бранши (ФИГ. 3), во второе выдвинутое положение, соответствующее закрытому положению второй бранши (см., например, ФИГ. 4). Спусковой механизм 128 рукоятки 105 (см. ФИГ. 2) может быть выполнен с возможностью активации режущего элемента 140 и, следовательно, закрывающего ригеля 170, то есть выступать в качестве механизма, закрывающего бранши. Например, при оттягивании спускового механизма 128 проксимально вдоль направляющей 129 затвор 146 проталкивает режущий элемент 140 и/или закрывающий ригель 170 дистально, как показано на ФИГ. 2 и подробно рассмотрено выше. Режущий элемент 140 и закрывающий ригель 170 могут состоять из одного или нескольких элементов, но в любом случае каждый из них выполнен с возможностью перемещения или движения относительно удлиненного стержня 108 и/или браншей 120А, 120В. Кроме того, по меньшей мере в одном варианте осуществления режущий элемент 140 может быть изготовлен, например, из дисперсионно-твердеющей нержавеющей стали 17-4. В одном варианте осуществления по меньшей мере часть режущего элемента 140 выполнена из

нержавеющей стали 716. Дистальная часть режущего элемента 140 может представлять собой двутавровый профиль, выполненный с возможностью скольжения внутри каналов 142А и 142В в браншах 120А и 120В. По меньшей мере в одном варианте осуществления дистальная часть закрывающего ригеля 170 может представлять собой С-образный  
5 профиль, выполненный с возможностью скольжения внутри одного из каналов 142А и 142В. Как показано на ФИГ. 3-5, закрывающий ригель находится в канале и/или на канале 142А первой бранши 120А. Закрывающий ригель 170 может свободно скользить по каналу 142А, например, открывая и закрывая первую браншу 120А относительно  
10 второй бранши 120В. Дистальная часть закрывающего ригеля 170 также может образовывать внутренние криволинейные поверхности 174, например, входящие в зацепление с обращенными наружу поверхностями 162А первой бранши 120А. Таким образом, по мере продвижения закрывающего ригеля 170 вперед по каналу 142А дистально, например, из первого положения (ФИГ. 3) во второе положение (ФИГ. 4), первая бранша 120А закрывается (ФИГ. 4). Направление закрывающего ригеля 170  
15 могут также задавать верхние стенки 165 первой бранши 120А, которая, как показано на ФИГ. 5, может по меньшей мере частично охватывать закрывающий ригель 170. Верхние стенки 165 не показаны на ФИГ. 3-4 для облегчения восприятия.

Кроме того, в различных вариантах осуществления режущий элемент 140 выполнен по форме и размеру с возможностью по меньшей мере частичного размещения или  
20 скольжения внутри закрывающего ригеля 170, как, например, во внутреннем канале 171 закрывающего ригеля 170. По меньшей мере в одном варианте осуществления, как показано на ФИГ. 5, тогда как часть режущего элемента 140 может располагаться внутри закрывающего ригеля 170, часть режущего элемента 140 может выступать за пределы закрывающего ригеля 170 в направлении, перпендикулярном продольной оси  
25 172, образуемой закрывающим ригелем 170. Фланцы 144А и 144В режущего элемента 140 могут образовывать внутренние криволинейные поверхности, входящие в зацепление с внутренним каналом 171 закрывающего ригеля 170 и с обращенными наружу поверхностями 162В второй бранши 120В. Как подробно рассмотрено далее, при  
30 открытии и закрытии браншей 120А и 120В происходит воздействие на ткань с очень большой силой сжатия за счет действия кулачковых механизмов, которые могут включать в себя совершающий возвратно-поступательные движения закрывающий ригель с С-образным профилем 170 и/или режущий элемент с двутавровым профилем 140, а также обращенные наружу поверхности 162А, 162В браншей 120А, 120В.

Конкретнее, как показано на ФИГ. 3-5, фланцы 144А и 144В дистального конца  
35 режущего элемента 140 в совокупности могут быть выполнены с возможностью скольжения и зацепления с внутренним каналом 171 закрывающего ригеля 170 и со второй обращенной наружу поверхностью 162В второй бранши 120В соответственно. Канал 142А в первой бранше 120А и канал 142В во второй бранше 120В могут быть выполнены по форме и размеру с возможностью обеспечения свободы перемещения  
40 закрывающего ригеля 170 и/или режущего элемента 140, который может содержать режущий элемент, например, острый дистальный край и/или поверхность. Например, на ФИГ. 4 показан дистальный конец 178 закрывающего ригеля 170 по меньшей мере в частично выдвинутом положении внутри канала 142А. Продвижение закрывающего ригеля 170 вперед обуславливает переход концевоегo эффектора 110 из открытого  
45 положения, показанного на ФИГ. 3, в закрытое положение, показанное на ФИГ. 4. Закрывающий ригель 170 может перемещаться или передвигаться по каналу 142А из первого, втянутого положения во второе, выдвинутое положение. Втянутое положение показано на ФИГ. 3, где бранши 120А, 120В находятся в открытом положении, а

дистальный конец 178 закрывающего ригеля 170 располагается проксимально относительно верхней обращенной наружу поверхности 162А. Полностью выдвинутое положение, хотя оно не показано, достигается, когда дистальный конец 178 закрывающего ригеля 170 выдвинут до дистального конца 164 канала 142А, а бранши 5 находятся в закрытом положении (см. ФИГ. 4). Аналогичным образом, режущий элемент 140 (ФИГ. 5) может быть выполнен с возможностью передвижения относительно первой бранши между втянутым положением, в котором бранши 120А, 120В находятся в открытом положении (ФИГ. 3), и полностью выдвинутым положением, в котором режущий элемент, например, выдвинут до дистального конца 164 канала 142А, а бранши 10 находятся в закрытом положении (ФИГ. 4). Как отмечалось ранее, режущий элемент 140 также может перемещаться относительно закрывающего ригеля 170 по мере продвижения закрывающего ригеля 170 через бранши 120А, 120В.

По меньшей мере в одном варианте осуществления дистальные части закрывающего ригеля 170 и режущего элемента 140 могут располагаться внутри и/или рядом с одной 15 или обеими браншами 120А и 120В концевой эффектора 110 и/или дистально относительно удлиненного стержня 108. Кроме того, в закрытом положении, показанном на ФИГ. 4, верхняя первая бранша 120А и нижняя вторая бранша 120В образуют зазор или расстояние D между первой подающей энергию поверхностью 175А и второй подающей энергию поверхностью 175В первой бранши 120А и второй бранши 120В 20 соответственно. Расстояние D может составлять, например, от приблизительно 0,013 мм (0,0005 дюйма) до приблизительно 1,02 мм (0,040 дюйма), а в некоторых вариантах осуществления может составлять, например, от приблизительно 0,025 мм (0,001 дюйма) до приблизительно 0,254 мм (0,010 дюйма). В дополнение к этому, края первой подающей энергию поверхности 175А и второй подающей энергию поверхности 175В могут быть 25 скруглены во избежание пореза ткани.

Теперь обратимся к ФИГ. 1 и 3. Концевой эффектор 110 может быть соединен с источником электрической энергии 145 и контроллером 150. Аналогичным образом, первая подающая энергию поверхность 175А и вторая подающая энергию поверхность 175В могут быть соединены с источником электрической энергии 145 и контроллером 30 150. Первая подающая энергию поверхность 175А и вторая подающая энергию поверхность 175В могут быть выполнены с возможностью контакта с тканью и подачи к ткани электрической энергии, обеспечивая уплотнение или сварку ткани. Контроллер 150 обеспечивает регулирование электрической энергии, подаваемой источником электрической энергии 145, который в свою очередь подает электрическую энергию к 35 первой подающей энергию поверхности 175А и второй подающей энергию поверхности 175В. Начать подачу энергии можно путем нажатия кнопки включения 124, находящейся в функциональном зацеплении со спусковым механизмом 128 и электрическом соединении с контроллером 150 посредством кабеля 152. Как упоминалось ранее, электрическая энергия, подаваемая источником электрической энергии 145, может быть 40 в форме радиочастотной (РЧ) энергии или в любой другой подходящей форме. Кроме того, в некоторых вариантах осуществления по меньшей мере одна из противоположных первой и второй подающих энергию поверхностей 175А и 175В может иметь регулируемые элементы, обладающие положительным температурным коэффициентом сопротивления (ПТК). В одном варианте осуществления первая подающая энергию 45 поверхность 175А содержит пассивный электрод, а вторая подающая энергию поверхность 175В содержит активный электрод. Дополнительные подробности, касающиеся электрохирургических концевых эффекторов, механизмов закрытия браншей и электрохирургических поверхностей, подающих энергию, описаны в следующих

патентах США и опубликованных патентных заявках, каждый(ая) из которых в полном объеме включен(а) в настоящий документ путем ссылки и является частью данного описания: патенты США №№ 7,381,209; 7,311,709; 7,220,951; 7,189,233; 7,186,253; 7,125,409; 7,112,201; 7,087,054; 7,083,619; 7,070,597; 7,041,102; 7,011,657; 6,929,644; 5 6,926,716; 6,913,579; 6,905,497; 6,802,843; 6,770,072; 6,656,177; 6,533,784; и 6,500,176; а также заявки на патент США №№ 2010/0036370 и 2009/0076506.

Некоторые электрохирургические устройства не позволяют эффективно наложить лигатуру на отдельные сосуды или большие участки ткани. Одним из обычно наблюдаемых недостатков является разрыв ткани вдоль внутреннего и внешнего краев 10 уплотнения. Разрыв ткани может возникнуть в результате неравномерного сжатия сближенных стенок сосудов. Более того, вследствие высокой концентрации электрического тока ткань, находящаяся в пределах контактной зоны активного электрода, и ткань на участках непосредственно рядом с этой зоной сжигается, образуя коагулум. По мере того как бранши сближают стенки сосудов, интактная «незатронутая» 15 ткань сопротивляется давлению, тогда как аморфный коагулум разрывается. Кроме того, разрыву ткани также способствуют такие факторы, как сосредоточение больших напряжений на внешнем крае бранши, сосредоточение больших напряжений на внутреннем крае паза скальпеля, неравномерное распределение тепла в области между активным электродом и внешней стенкой и внутренней стенкой контактных 20 поверхностей на верхней бранше и нижней бранше.

К другому типу часто встречающихся недостатков относится то, что ткань, оказавшаяся внутри паза скальпеля, остается незатронутой после завершения РЧ-энергетического цикла. Это может осложнить получение правильного разреза при 25 рассечении ткани, а также может негативно сказаться на однородности уплотнения. Кроме того, в некоторых случаях по неосторожности можно обжечь ткань в области непосредственного контакта с поверхностью активного электрода. Локальный нагрев может вызвать ограниченное образование коагулума и последующее высыхание большого объема уплотнения. Ткань в пределах этой локально нагреваемой зоны 30 высыхает быстрее, чем ток и температура распределяются по оставшемуся уплотнению.

Для захвата и совершения манипуляций с тканью концевой эффектор может содержать 35 зубцы, препятствующие соскальзыванию и вытягиванию. Зубцы выполнены по форме и конфигурации с возможностью свести риск повреждения ткани к минимуму. Когда зубцы соединяются, например, с РЧ-биполярным устройством, они должны работать в соответствии с электрическими и сжимающими свойствами устройства, обеспечивая как уплотнение, так и сжатие ткани. Таким образом, необходимо, чтобы зубцы были не только атравматическими, но также должным образом взаимодействовали с РЧ-уплотнением или уплотнением другого типа, основанным на применении энергии. На 40 ФИГ. 6 представлен вид в сечении концевой эффектора 210, имеющего атравматические зубцы, находящиеся в закрытом положении в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. По аналогии с концевым эффектором 110, показанным на ФИГ. 3-5, концевой эффектор 210 содержит первую браншу 220А и вторую браншу 220В. Первая и вторая бранши 220А и 220В могут образовывать каналы 242А и 242В соответственно, принимающие закрывающий ригель (не показан). Паз скальпеля 272 принимает режущий элемент (не показан) во время рабочего хода. Внутренний канал 45 272 (ФИГ. 6) образует плоскость рассечения 233 (ФИГ. 10) концевой эффектора 210, которая является плоскостью прохождения режущего элемента во время рабочего хода. На ФИГ. 6 торец плоскости рассечения 233 схематически обозначен краем плоскости 281. Следует понимать, что в некоторых вариантах осуществления плоскость

рассечения может быть изогнутой, если направляющая режущего элемента в концевом эффекторе 210 имеет изогнутую форму. По меньшей мере одна из первой branши 220А и второй branши 220В может иметь зубцы 243, обеспечивающие захват, совершение определенных манипуляций, подачу энергии и/или сжатие захваченной ткани. В некоторых вариантах осуществления по меньшей мере одна из первой branши 220А и второй branши 220В имеет регулируемый элемент с положительным температурным коэффициентом сопротивления (ПТК) 275. В одном варианте осуществления в закрытом положении по меньшей мере часть элемента с ПТК 275 находится по существу напротив электрода 277. Электрод 277 может набегать на изоляционный элемент 279 во избежание контакта между электродом 277 и обратным каналом к источнику РЧ-энергии 145 (ФИГ. 1), таким как проводящая часть второй branши 220В.

На ФИГ. 7 представлен увеличенный вид в сечении первой branши 220А концевого эффектора 210, показанного на ФИГ. 6. Первая branша 220А может по существу определять зону рассечения 204, расположенную между первой боковой частью 202 и второй боковой частью 206, параллельно плоскости рассечения концевого эффектора 210. Первая боковая часть 202 может иметь первый зубец 243А, а вторая боковая часть может иметь второй зубец 243В. Зубцы 243 могут быть неотъемлемой частью или образовывать единое целое с верхними стенками 265А и 265В первой branши 220А, как показано на фигуре. В других вариантах осуществления зубцы 243 могут быть сопряжены или иным образом соединены с первой branшей 220А при помощи подходящих соединительных средств. Зубцы, расположенные сбоку, например зубцы 243А и 243В, могут в совокупности образовывать по существу V-образный профиль в поперечном сечении. Например, первый зубец 243А может иметь наклонную поверхность 245А, а второй зубец 243В может иметь наклонную поверхность 245В. Наклонная поверхность 245А может содержать внутреннюю часть 245АА и внешнюю часть 245АВ. Наклонная поверхность 245А может иметь такой наклон, что внутренняя часть 245АА располагается ближе к зоне рассечения 204, чем внешняя часть 245АВ. Аналогично этому, наклонная поверхность 245В может содержать внутреннюю часть 245ВА и внешнюю часть 245ВВ. Наклонная поверхность 245В может иметь такой наклон, что внутренняя часть 245ВА располагается ближе к зоне рассечения 204, чем внешняя часть 245ВВ. Первый зубец 243А может иметь первую поверхность зоны рассечения 247А, а второй зубец 243В может иметь вторую поверхность зоны рассечения 247В, находящуюся сбоку напротив первой поверхности зоны рассечения 247А. Хотя наклонные поверхности 245А и 245В на фигуре лежат в одной плоскости, следует понимать, что в некоторых вариантах осуществления наклонные поверхности 245А и/или 245В могут быть изогнутыми или могут быть представлять собой комбинацию плоских и изогнутых элементов.

На ФИГ. 7А представлен увеличенный вид первого зубца 243А и части первой branши 220А в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Первый зубец 243А может содержать нижнюю поверхность 249А, которая соединяет наклонную поверхность 245А с первой поверхностью зоны рассечения 247А, обеспечивая атравматический захват ткани. Наклонная поверхность 245А имеет плоский угол  $\theta$ . В одном варианте осуществления плоский угол  $\theta$  равен приблизительно 42 градусам. Плоский угол  $\theta$  может варьироваться в зависимости от применения. В некоторых вариантах осуществления плоский угол  $\theta$  наклонных поверхностей ткани может зависеть от типа ткани, захватываемой концевым эффектором 210, или может зависеть от размера концевого эффектора 210. В некоторых вариантах осуществления плоский угол  $\theta$  может варьироваться, например, в диапазоне от приблизительно 10 градусов до приблизительно

80 градусов.

На ФИГ. 8 представлен вид в перспективе концевого эффектора 210, а на ФИГ. 8А представлен увеличенный вид проксимальной части первой бранши концевого эффектора 210. Как показано на ФИГ. 8 и 8А, концевой эффектор 210 может иметь множество зубцов 243, каждый из которых имеет наклонную поверхность 245, взаимодействующую с тканью. Зубцы 243 могут быть удлиненными в продольном направлении с ведущей поверхностью 251 на дистальной стороне и ведомой поверхностью 253 на проксимальной стороне. Ведущая поверхность 251 может быть наклонена и по существу проходить по касательной к продольной оси 215 первой бранши 220А. Ведомая поверхность 253 может проходить по существу под прямым углом к продольной оси 215 первой бранши 220А. В некоторых вариантах осуществления ведомая поверхность 253 также может иметь наклон под таким же углом, что и ведущая поверхность 251, или под другим углом. По существу, наклонная ведущая поверхность 251 позволяет ткани относительно легко заходить в бранши 220А и 220В, тогда как прямой участок (то есть ведомая поверхность 253) способствует фиксации ткани на месте после закрытия браншей. Переходы между ведущей поверхностью 251, нижней поверхностью 249 и ведомой поверхностью 253 могут быть скруглены, чтобы снизить риск травмирования захваченной ткани.

В некоторых вариантах осуществления относительно длинный боковой профиль зубца 243 обеспечивает сжатие ткани, позволяя максимально улучшить уплотнение при подаче РЧ-энергии (или другого типа энергии) к ткани. Например, в одном варианте осуществления продольная длина отдельного зубца 243 в направлении, обозначенном стрелкой 241, может быть приблизительно в 3-5 раз больше глубины зубца 243, определяемой длиной ведомой поверхности 253. В одном варианте осуществления продольная длина отдельного зубца 243 в направлении, обозначенном стрелкой 241, может быть приблизительно в 2-7 раз больше глубины зубца. В некоторых вариантах осуществления продольное расстояние между соседними зубцами может быть приблизительно в 2-3 раза меньше продольной длины зубца 243 для повышения проводимости и сжимающей способности зубцов. В некоторых вариантах осуществления продольная длина по меньшей мере одного зубца 243 может отличаться от продольной длины другого зубца 243. Кроме того, хотя на фигуре показаны зубцы 243, являющиеся неотъемлемой частью первой бранши 220А, следует принимать во внимание, что вместо этого зубцы 243 могут быть размещены на второй бранше 220В, или на обеих браншах, первой и второй (220А и 220В). В некоторых вариантах осуществления зубцы 243 обладают проводимостью и являются частью обратного канала источника РЧ-энергии 145 (ФИГ. 1), имея достаточно большую площадь поверхности, что облегчает сжатие ткани и подачу энергии, необходимой для уплотнения ткани.

На ФИГ. 9 представлен увеличенный вид в сечении второй бранши 220В концевого эффектора 210, показанного на ФИГ. 6. Электрод 277 может иметь первую боковую часть 277А и вторую боковую часть 277В, разделенные зоной рассечения 204. Первая и вторая боковые части 277А и 277В в совокупности могут образовывать по существу V-образный профиль в поперечном сечении. Специфический профиль электрода 277 может совпадать с профилем зубцов 243. Например, плоский угол электрода  $\Phi$  может по существу совпадать с плоским углом  $\theta$  наклонной поверхности 245А (ФИГ. 7А). По существу, V-образный профиль электрода обеспечивает увеличение контактной поверхности с захваченной тканью, тем самым, например, снижая вероятность ожога ткани.

На ФИГ. 9А представлен увеличенный вид части, изображенной на ФИГ. 9. Электрод

277 содержит множество различных секций, например, четыре секции. В непосредственной близости от плоскости рассечения расположена внутренняя вертикальная секция 260, переходящая в наклонную секцию 262. Снаружи относительно наклонной секции 262 находится горизонтальная секция 264, переходящая во внешнюю вертикальную секцию 266. Как показано на фигуре, переходы между различными секциями электрода 277 могут быть скруглены, чтобы снизить риск случайного повреждения захваченной ткани. Следует отметить, что в других вариантах осуществления можно использовать электрод 277 с другим профилем поперечного сечения. В любом случае, зубцы 243 (ФИГ. 7А) могут иметь профиль поперечного сечения, обеспечивающий наиболее эффективное взаимодействие с электродом 277. Например, в закрытом положении наклонная поверхность 245А первого зубца 243А может быть по существу параллельна наклонной поверхности 262 электрода.

На ФИГ. 6А представлен вид в сечении, где показано взаимодействие первой и второй браншей 220А, 220В в закрытом положении в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. В представленном на фигуре варианте осуществления первая бранша 220А содержит зубцы 243А и 243В. Следует понимать, что в некоторых вариантах осуществления первая бранша 220А может содержать или не содержать зубцы, и вторая бранша 220В может содержать или не содержать зубцы. Кроме того, первая бранша 220А, как показано на фигуре, имеет регулируемый элемент с ПТК 275. Следует понимать, что в некоторых вариантах осуществления элемент с ПТК 275 может быть шире, уже, тоньше или толще, чем в представленном варианте осуществления. В контексте настоящего описания контактная длина активного электрода соответствует периметру электрода 277, контактирующего с захваченной тканью, если смотреть с плоскости поперечного сечения, перпендикулярной плоскости рассечения. В некоторых вариантах осуществления контактная длина активного электрода может варьироваться, например, в диапазоне от приблизительно 2,24 мм (0,088 дюйма) до приблизительно 6,833 мм (0,269 дюйма). В некоторых вариантах осуществления контактная длина активного электрода может варьироваться, например, в диапазоне от приблизительно 1,27 мм (0,050 дюйма) до приблизительно 10,16 мм (0,400 дюйма). В целях настоящего описания контактная длина пассивного электрода соответствует частям первой и второй браншей 220А и 220В, контактирующим с захваченной тканью, если смотреть с плоскости поперечного сечения, перпендикулярной плоскости рассечения. В некоторых вариантах осуществления контактная длина пассивного электрода может варьироваться, например, в диапазоне от приблизительно 2,870 мм (0,113 дюйма) до приблизительно 20,42 мм (0,804 дюйма). В некоторых вариантах осуществления контактная длина пассивного электрода может варьироваться, например, в пределах от приблизительно 2,03 мм (0,080 дюйма) до приблизительно 25,4 мм (1,000 дюйм). В целях настоящего описания соотношение контактных площадей представляет собой соотношение контактной длины активного электрода и контактной длины пассивного электрода. В некоторых вариантах осуществления соотношение контактных площадей варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,145 до приблизительно 2,382. В некоторых вариантах осуществления соотношение контактных площадей варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,080 до приблизительно 3,000.

Обратимся к ФИГ. 6А. Расстояние, обозначенное «А», представляет собой внутреннее горизонтальное расстояние между пазом скальпеля 272 и активным электродом 277 на второй бранше 220В. В одном варианте осуществления расстояние А варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,12 мм (0,044 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние А варьируется,

например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,52 мм (0,060 дюйма). Расстояние, обозначенное «В», представляет собой горизонтальное расстояние между контактными зонами, противоположными активному электроду 277. В одном варианте осуществления расстояние В варьируется, например, в диапазоне от 5 приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,864 мм (0,034 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние В варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 2,845 мм (0,112 дюйма). Расстояние, обозначенное «С», представляет собой внутреннее горизонтальное расстояние между пазом скальпеля 272, образуемым первой браншей 220А, и активным 10 электродом 277 на второй бранше 220В. В одном варианте осуществления расстояние С варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,12 мм (0,044 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние С варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,52 мм (0,060 дюйма). Расстояние, обозначенное «D», представляет 15 собой внешнее горизонтальное расстояние между активным и пассивным электродами на второй бранше 220В. В одном варианте осуществления расстояние D варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,330 мм (0,013 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние D варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,635 20 мм (0,025 дюйма). Расстояние, обозначенное «Е», представляет собой внешнее горизонтальное расстояние между активным электродом на второй бранше 220В и пассивным электродом на первой бранше 220А. В одном варианте осуществления расстояние Е варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,305 мм (0,012 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние 25 Е варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,635 мм (0,025 дюйма). Расстояние, обозначенное «F», представляет собой внешнее вертикальное расстояние между активным и пассивным электродами на второй бранше 220В. В одном варианте осуществления расстояние F варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,584 30 мм (0,023 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние F варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,889 мм (0,035 дюйма). Расстояние, обозначенное «G», представляет собой внешнее вертикальное расстояние между активным электродом на второй бранше 220В и пассивным электродом на первой бранше 220А. В одном варианте осуществления 35 расстояние G варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,711 мм (0,028 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние G варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,02 мм (0,040 дюйма). Расстояние, обозначенное «J», представляет собой пространство ослабления сжатия на второй бранше 220В. В одном варианте 40 осуществления расстояние J, например, составляет приблизительно 0,051 мм (0,002 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние J, например, составляет приблизительно 0,13 мм (0,005 дюйма). Расстояние, обозначенное «K», представляет собой вертикальное расстояние от активного электрода 277 до паза скальпеля 272. В одном варианте осуществления расстояние K варьируется, например, в диапазоне от 45 приблизительно 0,15 мм (0,006 дюйма) до приблизительно 1,47 мм (0,058 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние K варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,13 мм (0,005 дюйма) до приблизительно 1,52 мм (0,060 дюйма). Расстояние, обозначенное «L», представляет собой прямолинейное расстояние между

верхним краем/углом активного электрода 277 и нижним краем/углом внешней стенки первой бранши 220А. В одном варианте осуществления расстояние L варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,20 мм (0,008 дюйма) до приблизительно 0,787 мм (0,031 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние L варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,13 мм (0,005 дюйма) до приблизительно 1,02 мм (0,040 дюйма). Расстояние, обозначенное «М», представляет собой прямолинейное расстояние между нижним краем/углом активного электрода 277 и верхним краем/углом внешней стенки второй бранши 200В. В одном варианте осуществления расстояние М варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,13 мм (0,005 дюйма) до приблизительно 0,940 мм (0,037 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние М варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0,051 мм (0,002 дюйма) до приблизительно 1,14 мм (0,045 дюйма). Расстояние, обозначенное «N», представляет собой прямолинейное расстояние между контактирующей с тканью поверхностью второй бранши 220В и поверхностью первой бранши 220А. В одном варианте осуществления расстояние N варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 0,787 мм (0,031 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние N варьируется, например, в диапазоне от приблизительно 0 мм (0,0 дюймов) до приблизительно 1,14 мм (0,045 дюйма). Расстояние, обозначенное «Р», представляет собой пространство ослабления сжатия на первой бранше 220А. В одном варианте осуществления расстояние Р, например, составляет приблизительно 0,051 мм (0,002 дюйма). В другом варианте осуществления расстояние Р составляет, например, приблизительно 0,13 мм (0,005 дюйма).

По существу V-образный профиль поперечного сечения электрода 277 обеспечивает ряд преимуществ, например, добавление дополнительной контактной длины к поверхности активного электрода, что обеспечивает непосредственную близость поверхности активного электрода к пазу скальпеля и, соответственно, непосредственную близость между зонами уплотнения, а также улучшает термическое взаимодействие между зонами уплотнения, и возможность включения атравматических зубцов, обладающих требуемой способностью сжатия и захвата.

На ФИГ. 10 представлен вид в перспективе в сечении концевой эффектора 210, включающего электроды со смещенной контактной поверхностью в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Плоскость рассечения 233, как показано на фигуре, по существу параллельна пути, по которому проходит режущий элемент (не показан) во время рабочего хода. Как показано на фигуре, плоскость рассечения 233 изогнута и соответствует изгибу первой бранши 220А и второй бранши 220В. Следует понимать, что в вариантах осуществления, например, имеющих прямые бранши, плоскость рассечения 233 также будет прямой.

На ФИГ. 11 показан концевой эффектор 310 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. На ФИГ. 11А представлен увеличенный вид части, изображенной на ФИГ. 11. Концевой эффектор 310 может иметь конструкцию, аналогичную конструкции концевой эффектора 110, показанного на ФИГ. 1, то есть он может иметь первую браншу 320А и вторую браншу 320В. По меньшей мере одна из браншей 320А и 320В может иметь зубцы 343, облегчающие захват и выполнение манипуляций с тканью. В некоторых вариантах осуществления зубцы 343 могут иметь конструкцию, например, аналогичную конструкции зубцов 243, показанных на ФИГ. 7. При использовании биполярного РЧ-устройства, имеющего концевой эффектор с уплотняющими браншами, такого как, например, электрохирургический инструмент

100, показанный на ФИГ. 1, важно, чтобы две отдельные проводящие дорожки (то есть канал подачи энергии и канал возврата энергии) не соприкасались, если между браншами концевой эффектора отсутствует ткань, поскольку это может вызвать короткое замыкание. Как показано на ФИГ. 11А, вторая бранша 320В может включать первый проводящий ограничитель 322. Первый проводящий ограничитель 322 изолирован от подающего электрода 324, сообщаемого с каналом подачи энергии, при помощи изолятора 326. В одном варианте осуществления первый проводящий ограничитель 322 может располагаться на дистальном конце паза скальпеля 327. На ФИГ. 12 представлен частичный вид в перспективе первой бранши 320А концевой эффектора 310 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Первая бранша 320А может включать, например, регулируемый элемент с положительным температурным коэффициентом сопротивления (ПТК) 375, электрически соединенный с каналом возврата энергии. Первая бранша 320А также может включать второй проводящий ограничитель 328. Первый проводящий ограничитель 322 может иметь поверхность 330, контактирующую с поверхностью 332 второго проводящего ограничителя 328, когда концевой эффектор 310 находится в закрытом положении и ткань между браншами отсутствует. Это взаимодействие препятствует нежелательному току энергии (например, РЧ-энергии), когда электрохирургический инструмент не используется, так как электрод 324 не контактирует с элементом с ПТК 375 или с какой-либо другой частью канала возврата энергии. Кроме того, такое взаимодействие между первым и вторым проводящими ограничителями 322 и 328 препятствует оказанию воздействия с потенциально опасным избыточным усилием на элемент с ПТК 375. Как показано на ФИГ. 11А и 12, первый и второй проводящие ограничители 322 и 328 могут быть выполнены из того же материала, что и другие части концевой эффектора 310, что упрощает их изготовление.

Как показано на ФИГ. 11, первый проводящий ограничитель 322 может располагаться рядом с дистальным наконечником концевой эффектора 310. Хотя проводящий ограничитель 322, показанный на ФИГ. 11, имеет цилиндрическую форму, следует понимать, что может использоваться любая подходящая конструкция. В одном варианте осуществления взаимодействие между первым и вторым проводящими ограничителями 322 и 328 не обеспечивает зазор для уплотнения ткани, а только препятствует нежелательному контакту между подающим электродом и возвратным электродом концевой эффектора 310, когда между браншами 320А и 320В отсутствует ткань. Например, двутавровый профиль, связанный с режущим элементом, может устанавливать зазор для уплотнения, используя проводящий ограничитель 322 для образования просвета между подающим электродом 324 и элементом с ПТК 375, когда между браншами концевой эффектора отсутствует ткань. В любом случае, поскольку первый и второй проводящие ограничители 322 и 328 обладают проводимостью, они могут служить каналами возврата энергии при доставке энергии к ткани, удерживаемой между браншами 320А и 320В, и, таким образом, способствуют уплотнению ткани.

На ФИГ. 13А и 13В представлены боковые виды в сечении дистального конца концевой эффектора 310, показанного на ФИГ. 11, во время двух различных этапов работы. На ФИГ. 13А положение первой бранши 302А относительно второй бранши 302В определяется двутавровым профилем (не показан), когда он выдвинут дистально за пределы концевой эффектора 310. В этом положении, помимо разделения между электродом 324 и элементом с ПТК 375, предусмотрено разделение между первым проводящим ограничителем 322 и вторым проводящим ограничителем 328. Другими словами, во время обычной работы первый проводящий ограничитель 322 необязательно

должен контактировать со вторым проводящим ограничителем 328. Для сравнения, на ФИГ. 13В показан концевой эффектор в «сомкнутом» положении. Сомкнутое положение может быть обусловлено различными факторами, например, такими как ослабленное крепление элементов, выход элементов за пределы поля допусков или действие силы тяжести. В этом сомкнутом положении первый проводящий ограничитель 322 и второй проводящий ограничитель 328 контактируют друг с другом. В этом положении электрод 324 по-прежнему не имеет физического контакта с элементом с ПТК 375.

На ФИГ. 14 показан концевой эффектор 410, имеющий электрод 477 с вафельным рисунком. В рамках настоящего документа вафельный рисунок включает рисунок в виде решетки, а также рисунки, отличные от решетки. Как показано на фигуре, вафельный узор нанесен на вторую браншу 420В. Однако следует понимать, что вафельный рисунок может быть нанесен на первую браншу 420А. По существу, вафельный рисунок на электроде 477 увеличивает площадь поверхности и количество краев, тем самым увеличивая объем ткани, контактирующей с электродом 477 при захвате ткани. Острые края также помогают сконцентрировать электрическую энергию, чтобы повысить эффективность передачи электрода 477. На ФИГ. 15 показана контактирующая с тканью поверхность 422 первой бранши 420А. Как показано на фигуре, на первую браншу 420А может быть нанесен обратный узор вафельного рисунка второй бранши 420В. Обратный вафельный рисунок может быть образован, например, элементом с ПТК 475. В некоторых вариантах осуществления выпуклые поверхности на электроде могут использоваться для образования соответствующих выемок путем нагревания двух элементов и вдавливания до желаемой глубины.

В качестве вафельного рисунка, присутствующего на концевом эффекторе 410, может использоваться любой подходящий рисунок, например, такой как решетка, образованная выпуклыми поверхностями 479 (ФИГ. 14). В некоторых вариантах осуществления вафельный рисунок может содержать выпуклые поверхности, размещенные в случайном порядке, или может содержать комбинацию выпуклых поверхностей, образующих решетку, и выпуклых поверхностей, расположенных в случайном порядке. Вафельный рисунок может покрывать по существу весь электрод 477 или менее чем по существу весь электрод 477. Выпуклая поверхность может иметь любую подходящую форму, например, такую как квадрат (как показано), овал, круг или любую другую ограниченную форму. Соответствующие выемки 481 могут быть такой же формы, как и выпуклые поверхности 479. В некоторых вариантах осуществления выпуклая поверхность 479 может включать множество различных форм. Соединительные поверхности 483, связывающие выпуклые поверхности 479, и опорные поверхности 485 могут иметь наклон наружу, что позволяет увеличить площадь поверхности, как показано на фигуре, или могут быть по существу перпендикулярны опорной поверхности 485. Выпуклые поверхности 479 могут быть по существу равномерно распределены по электроду 477 или могут быть в большей или меньшей степени сконцентрированы в различных частях электрода 477. В некоторых вариантах осуществления концевой эффектор 410 может содержать более 5 выпуклых поверхностей 479. В некоторых вариантах осуществления концевой эффектор 410 может содержать более 20 выпуклых поверхностей 479. В некоторых вариантах осуществления концевой эффектор 410 может содержать более 10 выпуклых поверхностей 479. В некоторых вариантах осуществления концевой эффектор 410 может содержать более 100 выпуклых поверхностей 479. Вафельный рисунок может быть выполнен при помощи любого подходящего метода изготовления, например, такого как фрезерование или штампование. Кроме того, в

некоторых вариантах осуществления выпуклые поверхности могут быть включены в элемент с ПТК 475 (или другой возвратный электрод), а выемки могут быть включены в активный электрод 277. В некоторых вариантах осуществления выпуклые поверхности 479 могут иметь высоту, равную приблизительно 0,508 мм (0,020 дюйма), а выемки 5 могут иметь глубину, равную приблизительно 0,508 мм (0,020 дюйма).

На ФИГ. 16 показан дистальный конец режущего элемента 540, выполненного с возможностью перемещения, в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, может содержать множество проходящих в стороны элементов, например, таких как 10 закрывающий штифт первой бранши 542 и закрывающий штифт второй бранши 544. В некоторых вариантах осуществления режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, может иметь открывающий браншу штифт 546. Следует понимать, что штифты могут проходить в сторону с обеих сторон режущего элемента 540, выполненного с возможностью перемещения. Режущий элемент 540, выполненный 15 с возможностью перемещения, может быть образован из множества бугелей, таких как первый опорный бугель 548, второй опорный бугель 550 и полотно скальпеля 552, расположенное между опорными бугелями 548 и 550. Полотно скальпеля 552 может иметь острый дистальный режущий край 554. Опорные бугели 548 и 550 могут придавать жесткость режущему элементу 540, выполненному с возможностью перемещения, и 20 защищать острый дистальный режущий край 554 от стенок паза скальпеля 530 (ФИГ. 17), препятствуя тем самым непреднамеренному износу дистального режущего края 554.

В некоторых вариантах осуществления режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, может иметь по меньшей мере одну прорезь 556 по 25 меньшей мере в одном из бугелей. По меньшей мере одна прорезь 556 может улучшать боковую гибкость режущего элемента 540, выполненного с возможностью перемещения. Первый и второй опорные бугели 548 и 550 также могут иметь дистальную прорезь 558, например, такую как V-образный вырез. Прорезь 558 может быть по существу симметрична относительно продольной оси 552 или асимметрична (как показано на 30 фигуре). При рассечении дистальная прорезь 558 направляет ткань на центр режущего края 554. Кроме того, режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, может быть электрически соединен с источником энергии, являясь частью канала возврата энергии (например, пассивный электрод).

На ФИГ. 17 представлен вид дистального конца концевой эффектора 510 для 35 использования совместно с режущим элементом 540, выполненным с возможностью перемещения. Концевой эффектор имеет первую браншу 520А и вторую браншу 520В. Первая бранша 520А образует паз скальпеля 530, по которому движется режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения. Первая бранша 520А может дополнительно содержать направляющие закрывающих штифтов 532 на обеих сторонах 40 паза скальпеля 530. На дистальном конце по меньшей мере одной из направляющих закрывающего штифта 532 предусмотрен ограничитель хода закрывающего штифта 534, препятствующий перемещению закрывающего штифта первой бранши 542 дистально во время рабочего хода. Следует понимать, что вторая бранша 520В может включать в себя аналогичные направляющие закрывающих штифтов и ограничитель 45 хода закрывающего штифта для размещения закрывающего штифта второй бранши 544. Паз скальпеля 530 может проходить дистально дальше, чем направляющие закрывающих штифтов 532, когда закрывающие штифты первой и второй бранши 542 и 544 располагаются немного проксимальнее относительно острого дистального

режущего края 554. Во время рассечения закрывающие штифты первой и второй бранши 542 и 544 скользят по направляющим закрывающих штифтов, одновременно закрывая концевой эффектор 510 и сжимая ткань. Острый дистальный режущий край 554 рассекает ткань по мере того, как режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, перемещается в дистально. Режущий элемент 540, выполненный с возможностью перемещения, может перемещаться дистально до тех пор, пока по меньшей мере один из закрывающих штифтов бранши 542 и 544 не войдет в зацепление с ограничителем хода штифта, таким как ограничитель хода штифта 534. В некоторых вариантах осуществления использование ограничителя хода штифта 534 может обеспечить повторяющуюся длину разреза и предохраняет острый дистальный режущий край 554 от повреждения, препятствуя контакту между острым дистальным режущим краем 554 и дистальным концом паза скальпеля 530.

При смыкании браншей концевого эффектора на ткани, например, при помощи двутаврового профиля, присутствует высокая стартовая нагрузка. Такая высокая стартовая нагрузка обусловлена отчасти удаленностью ткани от шарнира концевого эффектора и двутаврового профиля или от другого закрывающего элемента, тогда как близость ткани к шарниру концевого эффектора заставляет бранши сомкнуться. При сжатии ткань по существу действует как пружина. Чем больше сжатие ткани, тем большее усилие требуется для ее сжатия. После вытеснения жидкости из ткани ткань еще тяжелее поддается сжатию. По существу, чем выше сжимающая нагрузка, тем большее усилие, необходимое для приведения двутаврового профиля в действие. Даже незначительные изменения высоты закрытия бранши, например, 0,025 мм (0,001 дюйма), способны в значительной степени изменить сжимающую нагрузку ткани на двутавровый профиль. Кроме этого, в вариантах осуществления, в которых предусмотрен один спусковой механизм с относительно небольшим броском (например, менее приблизительно 40 мм), спусковой механизм выполняет большой объем работы с относительно небольшим ходом (например, путь 129 на ФИГ. 2). Как подробнее описано ниже, системы и способы, представленные в настоящем документе, направлены на снижение усилия, необходимого для выполнения рабочего хода (например, «усилия срабатывания»).

В одном варианте осуществления величину усилия, необходимого для дистального перемещения режущего элемента после захвата и сжатия ткани, можно уменьшить путем изменения формы пути (то есть наклона), который закрывающий элемент, такой как двутавровый профиль, проходит во время рабочего хода. В различных вариантах осуществления форма профиля наклона может быть искривлена, что по существу снижает степень сжатия ткани. На ФИГ. 18 показан вид в сечении концевого эффектора 610 в открытом положении в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. По аналогии с описанными выше вариантами осуществления, концевой эффектор 610 может иметь первую браншу 620А, выполненную с возможностью поворота в направлении второй бранши 620В во время рабочего хода. Множество штифтов, соединенных с режущим элементом, выполненным с возможностью перемещения (не показаны), могут зацепляться с различными наклонными планками в концевом эффекторе 610, тем самым открывая и/или закрывая бранши 620А и 620В.

В одном варианте осуществления для открытия браншей 620А и 620В концевого эффектора 610 проксимальный штифт 646 может зацеплять открывающую наклонную планку 660 при перемещении проксимального штифта 646 проксимально (например, в конце рабочего хода). Открывающая наклонная планка 660 может иметь изогнутую хвостовую секцию 662, которая заставляет первую браншу 620А быстро поворачиваться

в направлении, обозначенном стрелкой 647, при вхождении проксимального штифта 646 в зацепление с этой планкой. Следует понимать, что форма поперечного сечения открывающей наклонной планки 660 будет влиять на относительную скорость открытия  
5  
браншей 620А и 620В. Например, концевой эффектор, имеющий открывающую наклонную планку с относительно пологим скатом, будет открываться медленнее, чем  
концевой эффектор с крутой открывающей наклонной планкой. Как показано на  
фигуре, бранши 620А и 620В могут «открываться», когда вторая бранша 620В остается  
10  
относительно неподвижной, в то время как дистальный конец первой бранши 620А поворачивается в направлении, противоположном дистальному концу второй бранши 620А. Однако в некоторых вариантах осуществления вторая бранша 620В также может  
содержать открывающую наклонную планку, аналогичную открывающей наклонной  
15  
планке 660 первой бранши 620А. В других вариантах осуществления только вторая бранша 620В содержит открывающую наклонную планку, выполненную с  
возможностью поворачивания дистального конца второй бранши 620В в направлении,  
противоположном дистальному концу первой бранши 620А.

Концевой эффектор 610 может содержать дополнительные искривленные пути сжатия, принимающие закрывающий штифт первой бранши 642 и закрывающий штифт второй бранши 644 во время рабочего хода. В одном варианте осуществления первая бранша 620А имеет направляющую первого закрывающего штифта 632, а вторая бранша 620В  
20  
имеет направляющую второго закрывающего штифта 633. Направляющая второго закрывающего штифта 633 может быть по существу линейной, как показано на фигуре, или может включать множество наклонных или изогнутых частей. В представленном на фигуре варианте осуществления направляющая первого закрывающего штифта 632 имеет множество наклонных профилей, оказывающих влияние на движение первой  
25  
бранши 620А во время рабочего хода и уменьшающих усилие срабатывания. На ФИГ. 19 показан концевой эффектор после поворота первой бранши 620А в направлении второй бранши 620В путем продвижения режущего элемента, выполненного с  
возможностью перемещения, дистально. На проксимальном конце направляющей первого закрывающего штифта 632 предусмотрена относительно крутая закрывающая  
30  
наклонная планка 650. По мере перемещения закрывающего штифта первой бранши 642 дистально из положения, показанного на ФИГ. 18, он зацепляется за закрывающую наклонную планку 650, относительно быстро поворачивая первую браншу 620А в направлении второй бранши 620В. Затем закрывающий штифт первой бранши 642 наталкивается на гребень 652 наверху закрывающей наклонной планки 650. Гребень  
35  
652 может иметь плоскую часть, переходящую вниз к наклонной секции 654. В некоторых вариантах осуществления контактирующая с тканью поверхность первой бранши 620А может быть изогнута под углом, что позволяет снизить сдавливающее воздействие на ткань на дистальном конце концевого эффектора 610 перед продвижением режущего  
элемента, выполненного с возможностью перемещения. На ФИГ. 20 показан  
40  
закрывающий штифт первой бранши 642 в зацеплении с наклонной секцией 654. Наклонная секция 654 переходит в плоскую секцию 656, расположенную между наклонной секцией 654 и дистальным концом концевого эффектора 610. Относительный подъем плоской секции 656 может быть по существу аналогичен подъему плоской части гребня 652. В различных вариантах осуществления проксимальный штифт 646 может  
45  
быть расположен на режущем элементе, выполненном с возможностью перемещения, так, что он не контактирует с направляющей первого закрывающего штифта 632. Закрывающий штифт второй бранши 644 может перемещаться вдоль направляющей второго закрывающего штифта 633 во время рабочего хода.

Для простоты восприятия на ФИГ. 21 показан профиль направляющей первого закрывающего штифта 632 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Закрывающая наклонная планка 650 ведет к гребню 652, имеющему полностью закрывающуюся плоскую часть. Плоская часть гребня 652 переходит в 5 нижнюю наклонную секцию 654. Нижняя наклонная секция 654 по существу ослабляет давление закрытия, когда нагрузка достигает своего максимума. Наклонная секция 654 отклоняется назад до плоской секции полного закрытия 656, обеспечивая полное сжатие. Направляющая, имеющая несколько наклонов, позволяет в полной мере использовать преимущество механической рукоятки и уменьшить усилие срабатывания, 10 при этом рукоятка использует низкое передаточное отношение. Усилие, необходимое для возврата режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, также уменьшается благодаря меньшему сжатию во время возврата. Следует понимать, что профиль направляющей может меняться в зависимости от варианта осуществления. Например, может изменяться длина ската наклонной секции 654, или плоская секция 15 656 может быть изменена таким образом, что у нее появляется наклон, а также возможны другие модификации. Кроме того, направляющая второго закрывающего штифта 633 может быть изменена и может иметь элементы, аналогичные тем, что имеются у направляющей первого закрывающего штифта 632.

В некоторых вариантах осуществления для уменьшения усилий срабатывания могут 20 использоваться различные финишные слои, покрытия и/или смазки, снижающие трение между подвижными элементами концевой эффектора. В некоторых вариантах осуществления по меньшей мере один из закрывающего штифта первой бранши 642 и закрывающего штифта второй бранши 644 покрыт веществом, снижающим трение. Направляющие, по которым перемещаются штифты, также могут быть покрыты 25 веществом, снижающим трение. В некоторых вариантах осуществления уменьшающие трение вещества могут включать в себя, например, сплав бор-алюминий-марганец (БАМ), нитрид титан-алюминия (AlTiN), нитрид титана, алмазоподобный углерод (DLC), дисульфид молибдена, карбид титана или ванадия (VC). Стороны режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, также могут быть покрыты 30 веществом, уменьшающим трение, например, таким как нитрид титана (TiN), для уменьшения истирания о стенки направляющей бранши. Кроме того, для уменьшения усилия срабатывания и улучшения работы хирургического инструмента может использоваться любое подходящее смазочное вещество. Неполный и неограничивающий список подходящих смазочных веществ включает в себя, например, KRYTOX, стеарат 35 натрия, DOW 360 и NUSIL. Отделка поверхности различных элементов концевой эффектора 610 также может быть модифицирована с целью снижения трения. Например, контактные поверхности различных элементов концевой эффектора могут подвергаться электрополировке или вторичной механической полировке с использованием абразивных средств. В некоторых вариантах осуществления требуемая средняя неровность 40 поверхности составляет от приблизительно 0,102 до приблизительно 0,406 мкм (от 4 до 16 микродюймов).

В некоторых вариантах осуществления различные элементы могут быть изготовлены из особых материалов, способствующих уменьшению сил трения. Как сказано выше, уменьшение трения между контактными поверхностями элементов способствует 45 уменьшению усилия срабатывания концевой эффектора. В одном варианте осуществления для уменьшения трения могут использоваться спинодальные бронзы. Как правило, спинодальные бронзы содержат медь и никель и хорошо работают в устройствах с высокими нагрузками и низкими скоростями. Из спинодальной бронзы

могут быть изготовлены различные детали концевого эффектора 610, например, такие как штифты 642, 644 и 646. Спинодальные бронзы представлены на рынке такими компаниями, как ANCHOR BRONZE (например, NICOMET) и BRUSH-WELLMAN (например, TOUGHMET). Детали, выполненные из спинодальной бронзы, могут использоваться в составе самых разных хирургических инструментов, например, таких как эндокатеры, сшивающие устройства, РЧ-устройства и ультразвуковые устройства.

В некоторых вариантах осуществления для уменьшения усилия, воздействующего на спусковой механизм, и обеспечения успешного уплотнения также используются и другие техники. Например, величину усилия, необходимого для сжатия ткани, можно уменьшить путем сокращения количества захватываемой ткани до относительно небольшой толщины, например, до 0,15 мм (0,006 дюйма). На ФИГ. 22 представлен вид в сечении бранши 720 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. По аналогии с ранее описанной браншей бранша 720 может образовывать полость 724, принимающую элемент сжатия, например, такой как двутавровый профиль, и полость скальпеля 722, через которую может проходить режущий элемент. Бранша 720 также имеет конусообразный электрод 777, расположенный на изоляторе 779. Конусообразный электрод 777 имеет внутреннюю область 780, расположенную ближе к внутреннему краю конусообразного электрода 777. В одном варианте осуществления при полном сжатии между внутренней областью 780 и пассивным электродом, расположенным на противоположной бранше (не показан), образуется зазор размером приблизительно 0,15 мм (0,006 дюйма). Эта узкая область обладает наибольшей уплотняющей способностью. При перемещении наружу конусообразный электрод 777 сужается в противоположном направлении от внутренней области 780, и зазор увеличивается. При увеличении зазора степень сжатия ткани уменьшается. Угол конуса  $\beta$  может иметь любое подходящее значение, например, может варьироваться в диапазоне от приблизительно 1 до приблизительно 30 градусов. В одном варианте осуществления угол конуса  $\beta$  составляет приблизительно 10 градусов. В одном варианте осуществления внешняя область 782 начинает понижаться на расстоянии  $d$  от внутренней области 780. В одном варианте осуществления расстояние  $d$  составляет приблизительно 0,18 мм (0,007 дюйма). В некоторых вариантах осуществления расстояние  $d$  может варьироваться, например, в диапазоне от приблизительно 0,051 мм (0,002 дюйма) до приблизительно 0,508 мм (0,020 дюйма). Благодаря использованию конической поверхности тканевая нагрузка на браншу может снизиться в диапазоне от приблизительно 30% до приблизительно 50%. В некоторых альтернативных вариантах осуществления конусообразным может быть пассивный электрод, или конусообразными могут быть оба электрода, активный и пассивный. По существу, конусообразная форма электрода эффективно сокращает количество ткани, сжимаемой браншами, при этом наибольшее сжатие приходится на ткань, максимально приближенную к режущему элементу. В некоторых вариантах осуществления для обеспечения колебаний в сжатии ткани в пределах контактной поверхности электрода может применяться электрод другой конфигурации. Например, в одном варианте осуществления электрод имеет цилиндрическую форму, обеспечивая сжатие ткани в области узкой контактной линии вдоль длины бранши. Подразумевается, что настоящее описание охватывает все эти варианты.

В некоторых вариантах осуществления относительное расстояние между сжимающими штифтами на режущем элементе, выполненном с возможностью перемещения, может отличаться на различных этапах рабочего хода. Например, штифты могут быть относительно близко друг к другу во время таких этапов рабочего хода,

как сжатие/разрез, и относительно далеко друг от друга, когда режущий элемент, выполненный с возможностью перемещения, втягивается от дистального конца концевой эффектора и проталкивается в направлении проксимального конца концевой эффектора. Режущий элемент 840, выполненный с возможностью перемещения, со 5  
штифтами, выполненными с возможностью перемещения, показан на ФИГ. 23А и 23В. Хотя режущий элемент 840, выполненный с возможностью перемещения, показан как режущий элемент с бугелями, аналогично режущему элементу 540, показанному на ФИГ. 16, следует понимать, что допускается использование любого подходящего режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения. Режущий элемент 10  
840, выполненный с возможностью перемещения, содержит закрывающий штифт первой branши 842, закрывающий штифт второй branши 844 и проксимальный штифт 846. По меньшей мере один из закрывающего штифта первой branши и закрывающего штифта второй branши 842 и 844 может скользить по пазу или криволинейной поверхности, что позволяет штифтам 842 и 844 перемещаться относительно друг друга. 15  
Как показано на фигуре, закрывающий штифт первой branши 842 может располагаться в пазу 850. Паз 850 может проходить по диагонали относительно продольной оси 851 режущего элемента 840, выполненного с возможностью перемещения. В одном варианте осуществления угол паза  $\alpha$  составляет приблизительно 5 градусов. В некоторых вариантах осуществления угол паза  $\alpha$  может, например, находиться в диапазоне от 20  
приблизительно 2 градусов до приблизительно 30 градусов. Конкретное положение закрывающего штифта первой branши 842 внутри паза 850 будет зависеть от действия режущего элемента 840, выполненного с возможностью перемещения. Например, на ФИГ. 23А закрывающий штифт первой branши 842 показан в положении, соответствующем движению режущего элемента 840, выполненного с возможностью 25  
перемещения, в направлении, указанном стрелкой 852 (например, во время выполнения разреза). В этом положении закрывающий штифт первой branши 842 направляется вниз, и вертикальное разделение между закрывающим штифтом первой branши 842 и закрывающим штифтом второй branши 844 равно расстоянию  $d_1$ . Для сравнения, на ФИГ. 23В закрывающий штифт первой branши 842 показан в положении, соответствующем движению режущего элемента 840, выполненного с возможностью 30  
перемещения, в направлении, указанном стрелкой 854 (например, во время втягивания). В этом положении закрывающий штифт первой branши 842 направляется вверх, и вертикальное разделение между закрывающим штифтом первой branши 842 и закрывающим штифтом второй branши 844 увеличивается до расстояния  $d_2$ , причем 35  
 $d_2 > d_1$ . Следует понимать, что разница между  $d_2$  и  $d_1$  по меньшей мере частично зависит от угла паза  $\alpha$ . Другими словами, чем больше угол паза  $\alpha$ , тем больше разница между  $d_2$  и  $d_1$ . Дополнительное расстояние разделения между закрывающими штифтами branшей 842 и 844 в обратном направлении будет способствовать увеличению зазора сжатия, который будет снижать величину усилия, необходимого для втягивания системы сжатия. 40

В некоторых вариантах осуществления для обеспечения беспрепятственного движения закрывающего штифта назад (вниз) и вперед (вверх) во время рабочего хода могут использоваться дополнительные элементы (например, пазы, углубления или прорези) 45  
в бугелях режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения. Множество бугелей могут согласованно толкать штифт либо вверх, либо вниз в зависимости от направления движения (вперед или назад) режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения. Режущий элемент 940, выполненный с возможностью

перемещения, с направляющими бугелями в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления показан на ФИГ. 24. Центральный бугель 952 имеет вертикальный паз 960. Два внешних бугеля 948 имеют скошенный паз 950. Скошенный паз 950 располагается по диагонали относительно продольной оси 951 режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения. Закрывающий штифт первой бранши 942 располагается между тремя бугелями. Во время режущего хода внешние бугели 948 проталкиваются дистально относительно центрального бугеля 952, и закрывающий штифт первой бранши 942 проталкивается в направлении проксимального конца скошенного паза 950 и нижней части вертикального паза 960. В этом положении закрывающий штифт первой бранши 942 и закрывающий штифт второй бранши 944 воздействуют на зажатую ткань с достаточно большим усилием сжатия. На ФИГ. 25 показан режущий элемент 940, выполненный с возможностью перемещения, во время втягивания/возврата. Когда внешние бугели 948 втягиваются проксимально относительно центрального бугеля 952, закрывающий штифт первой бранши 942 проталкивается в направлении дистального конца скошенного паза 950 и верхней части вертикального паза 960, в результате чего увеличивается вертикальное разделение между закрывающим штифтом первой бранши 942 и закрывающим штифтом второй бранши 944. В этом положении расстояние, разделяющее штифты 942 и 944, уменьшает степень сжатия ткани и способствует уменьшению усилия, необходимого для втягивания режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения.

В некоторых вариантах осуществления для облегчения относительного перемещения центрального бугеля 952 и внешних бугелей 948 во время различных этапов рабочего хода может использоваться блок толкателя. На ФИГ. 26 представлен вид в сечении ударного стержня 920, функционально соединенного с блоком толкателя 922, во время разрезающего хода. Ударный стержень 920 может быть функционально соединен со спусковым механизмом (не показан) хирургического инструмента таким образом, что ударный стержень 920 может избирательно проталкиваться вперед и/или втягиваться назад в направлениях, указанных стрелками 902 и 904 соответственно. Блок толкателя 922 имеет дистальную поверхность 924 и проксимальную поверхность 926. Во время режущего хода (например, когда ударный стержень 920 проталкивается вперед в направлении, указанном стрелкой 902) три бугеля режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения, выровнены по дистальной поверхности 924. Вид в перспективе режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения, во время режущего хода показан на ФИГ. 27. В этом положении вертикальное разделение между закрывающими штифтами первой бранши и второй бранши 942 и 944 минимально, обуславливая максимальное сжатие ткани. На ФИГ. 28 представлен вид в сечении ударного стержня 920 в процессе втягивания режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения (например, когда ударный стержень 920 втягивается в направлении, указанном стрелкой 904). Во время втягивания три бугеля режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения, выровнены по проксимальной поверхности 926. Вид в перспективе режущего элемента 940, выполненного с возможностью перемещения, во время втягивания показан на ФИГ. 29. В этом положении вертикальное разделение между закрывающими штифтами первой и второй бранши 942 и 944 максимально, обеспечивая снижение степени сжатия ткани.

В некоторых вариантах осуществления по меньшей мере один из закрывающих штифтов может быть выполнен в виде узла, образованного из двух или более отдельных элементов. На ФИГ. 30 представлен вид в перспективе с пространственным разделением компонентов режущего элемента 960, выполненного с возможностью перемещения,

содержащего узлы закрывающих штифтов. На ФИГ. 31 представлен вид в перспективе режущего элемента 960, выполненного с возможностью перемещения, показанного на ФИГ. 30, в сборе. На ФИГ. 31А представлен вид в сечении режущего элемента 960, выполненного с возможностью перемещения. В представленном варианте осуществления 5 первый и второй закрывающие штифты 962, 964 выполнены в виде узлов, тогда как проксимальный штифт 966 является цельным элементом. Первый закрывающий штифт 962 может содержать стержень 968 и первое и второе кольца 970, 972. Стержень 968 и первое и второе кольца 970, 972 могут быть изготовлены из любого подходящего материала. В одном варианте осуществления стержень 968 изготовлен из нержавеющей 10 стали 17-7РН, а первое и второе кольца 970, 972 изготовлены из сплава, например, такого как TOUGHMET. Первое и второе кольца 970, 972 могут быть, например, установлены на стержень 968 с натягом. Как показано на фигуре, второй закрывающий штифт 964 может быть собран аналогично первому закрывающему штифту 962. Например, второй закрывающий штифт может содержать стержень 974 и первое и 15 второе кольца 976, 978. Следует понимать, что во время рабочего хода кольца 970, 972, 976, 978 контактируют с различными направляющими закрывающих штифтов соответствующего концевоего эффектора.

Размер стержней 968, 974 и колец 970, 972, 976, 978 может отличаться в зависимости от размера концевоего эффектора. Например, в одном варианте осуществления стержни 20 968, 974 имеют внешний диаметр, равный приблизительно 1,016 мм (0,0400 дюйма) с погрешностью +/-0,0051 мм (0,0002 дюйма). Например, в одном варианте осуществления кольца 970, 972, 976, 978 имеют внутренний диаметр, равный приблизительно 1,001 мм (0,0394 дюйма) с погрешностью +/-0,0076 мм (0,0003 дюйма). Например, в одном варианте осуществления кольца 970, 972, 976, 978 имеют внешний диаметр, равный 25 приблизительно 1,78 мм (0,070 дюйма) с погрешностью +/-0,0076 мм (0,0003 дюйма). В одном варианте осуществления расстояние  $d_3$  (ФИГ. 31А) между первым и вторым закрывающими штифтами 962, 064 может составлять, например, приблизительно 3,759 мм (0,148 дюйма) с погрешностью, равной приблизительно +/-0,025 мм (0,001 дюйма).

По существу, в соответствии с одним вариантом осуществления, кольца 970, 972, 30 976, 978 обеспечивают относительно большой внешний диаметр для захвата закрывающих штифтов 962, 968 направляющими концевоего эффектора. Кроме того, относительно большие внешние диаметры колец 970, 972, 976, 978 препятствуют перекоосу закрывающих штифтов 962, 968 в направляющей, что может привести к сбою в работе. В случае деформации направляющей, например, вследствие избыточных сжимающих 35 нагрузок, относительно большой диаметр колец 970, 972, 976, 978 также способствует тому, что закрывающие штифты 962, 964 остаются в направляющей. Кроме того, в некоторых вариантах осуществления закрывающие штифты 962, 964 могут быть изготовлены без насечек, что позволяет устранить источник изменчивости технологической обработки.

В некоторых вариантах осуществления закрывающие штифты могут содержать 40 подшипники, позволяющие избежать проблем с трением при срабатывании. На ФИГ. 32 представлено изображение с пространственным разделением компонентов закрывающего штифта 980, содержащего игольчатые подшипники. На ФИГ. 33 представлен вид в сечении закрывающего штифта 980 в сборе. В одном варианте 45 осуществления закрывающий штифт 980 содержит стержень 982. Стержень может иметь диаметр, равный, например, приблизительно 1 мм. Закрывающий штифт 980 может содержать ступенчатую втулку 984, имеющую первую часть 985 и вторую часть 986. Внешний диаметр первой части 985 может быть больше внешнего диаметра второй

части 986. Закрывающий штифт 980 также может содержать внутреннюю втулку 988. В сборе внутренняя втулка 988 и ступенчатая втулка 984 могут образовывать желобок 989. Следует понимать, что желобок 989 принимает соответствующий режущий элемент, выполненный с возможностью перемещения (не показан). Закрывающий штифт 980  
 5 может также содержать первый и второй комплекты игольчатых подшипников 990, 991. В одном варианте осуществления каждая игла игольчатых подшипников 990, 991 имеет диаметр, равный например, приблизительно 0,254 мм (0,010 дюйма). Первое и второе колеса 992, 993 могут принимать первый и второй комплект игольчатых подшипников 990, 991 соответственно. К стержню 982 могут быть присоединены первая  
 10 и вторая концевые втулки 994, 995, например, путем напрессовывания.

При соединении с выполненным с возможностью перемещения режущим элементом концевого эффектора колеса 992, 993 закрывающего штифта 980 могут зацепляться с направляющей концевого эффектора. По мере перемещения в концевом эффекторе режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, колеса 992, 993 могут  
 15 вращаться относительно стержня 968 при помощи первого и второго комплектов игольчатых подшипников 990, 991. Таким образом, силы трения, присутствующие во время рабочего хода, могут быть снижены.

В некоторых вариантах осуществления концевой эффектор может содержать множество элементов, в совокупности способствующих уменьшению усилия  
 20 срабатывания и/или усилия возврата. На ФИГ. 34 представлен вид в перспективе концевого эффектора 1010 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. На ФИГ. 35 представлен вид в сечении части концевого эффектора 1010. Как показано на ФИГ. 30 и 31, режущий элемент 1040, выполненный с возможностью перемещения, имеет закрывающий штифт первой бранши 1042,  
 25 перемещающийся относительно закрывающего штифта второй бранши 1044 по скошенному пазу 1050 и тем самым изменяющий разделительное расстояние между двумя штифтами. Кроме того, первая бранша 1020А содержит направляющую с несколькими наклонами, принимающую первый закрывающий штифт 1042 и проксимальный штифт 1046. Как показано на фигуре, первая бранша 1020А содержит  
 30 открывающую наклонную планку 1060, закрывающую наклонную планку 1050, гребень 1052 и наклонную секцию 1054 по аналогии с концевым эффектором 610, показанным на ФИГ. 19.

Различные штифты, связанные с режущим элементом, выполненным с возможностью перемещения, могут быть закреплены при помощи любого подходящего способа. В  
 35 одном варианте осуществления штифты могут быть закреплены на режущем элементе, выполненном с возможностью перемещения, с несколькими бугелями при помощи способа с использованием направляющих пазов. В таких вариантах осуществления может использоваться ступенчатый штифт 1142, как показано на ФИГ. 36. Ступенчатый штифт 1142 имеет продольную ось 1130 и по меньшей мере две части вдоль продольной  
 40 оси 1130 с различными внешними диаметрами. В одном варианте осуществления диаметр средней части 1144 меньше диаметра первой внешней части 1146 и второй внешней части 1152. На ФИГ. 37А и 37В показаны внешние бугели 1148 и 1149 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Каждый внешний бугель 1148 и 1149 имеет паз 1150 с отверстием 1151 большего размера на одном конце. В отличие  
 45 от внешнего бугеля 1149, отверстие 1151 на внешнем бугеле 1148 предусмотрено на противоположном конце паза 1150. Отверстия 1151 имеют ширину  $w_1$ , а пазы 1150 имеют ширину  $w_2$ . Ширина  $w_2$  может незначительно превышать внешний диаметр первой внешней части 1146 или второй внешней части 1152 ступенчатого штифта 1142.

Ширина  $w_1$  может незначительно превышать внешний диаметр средней части 1144, но при этом может быть меньше диаметра первой и второй внешних частей 1146 и 1152. Для сборки режущего элемента, выполненного с возможностью перемещения, два внешних бугеля 1148 и 1149 располагают так, чтобы отверстия 1151 совпадали. На ФИГ. 38А показаны два бугеля 1148 и 1149, между которыми размещается центральный бугель 1152, при этом их отверстия 1151 совпадают. Для фиксации ступенчатого штифта 1142 его вставляют в совпадающие друг с другом отверстия 1151 (как показано на ФИГ. 38В) и натягивают бугели 1148 в противоположных направлениях так, чтобы более узкая часть паза 1150 удерживала ступенчатый штифт 1142 на месте. На ФИГ. 39 представлен вид в перспективе верхнего дистального конца режущего элемента 1140, выполненного с возможностью перемещения, после фиксации закрывающего штифта первой бранши 1142.

При определенных рабочих условиях возможна перегрузка хирургического инструмента. Например, при уплотнении или иссечении крупных сосудов или тканевых узлов усилие, необходимое для смыкания браншей и перемещения режущего элемента дистально, может перегрузить различные компоненты устройства. В одном варианте осуществления для предотвращения перегрузки устройства может использоваться предохранительный штифт, который специально ломается, когда усилие достигает пороговой величины. На ФИГ. 40 показан предохранительный штифт 1200 в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления.

Предохранительный штифт 1200 может быть изготовлен из или содержать любой подходящий материал, например, такой как алюминий (например, алюминиевый сплав 2024) или сталь. В одном варианте осуществления предохранительный штифт 1200 при перегрузке может разламываться в двух точках. Первая разделительная риска 1202 расположена на одном конце предохранительного штифта 1200, а вторая разделительная риска 1204 расположена на другом конце предохранительного штифта 1200. Следует понимать, что в некоторых вариантах осуществления может использоваться одна разделительная риска, расположенная в любой подходящей части. Размер предохранительного штифта 1200 обусловлен характеристиками конкретного устройства и предельными рабочими параметрами. В некоторых вариантах осуществления разлом предохранительного штифта 1200 может происходить при нагрузке, равной приблизительно 60 фунтов-сила, что меньше, чем усилие, способное вызвать повреждения компонентов соответствующего хирургического инструмента.

Предохранительный штифт может быть установлен в узле спускового механизма, при этом после разлома спусковой механизм сохраняет способность свободного движения. На ФИГ. 41 представлена упрощенная версия узла спускового механизма 1210, содержащего предохранительный штифт 1200. Спусковой механизм 1210 выполнен с возможностью вращения относительно шарнира 1212 для сообщения линейного движения ударному стержню 1214. Ударный стержень 1214 может быть функционально соединен с концевым эффектором (не показан) в области его дистального конца. Ударный стержень 1214 имеет отверстие 1216, принимающее предохранительный штифт 1200. Спусковой механизм 1210 соединяется с салазками 1220, функционально соединенными с разделительной риской 1202 предохранительного штифта 1200. Усилие, исходящее от спускового механизма 1210, передается концевому эффектору (не показан) через предохранительный штифт 1200. Спусковой механизм 1210 может, например, смещать скальпель в концевом эффекторе дистально. При отсутствии перегрузки вращение спускового механизма 1210 в направлении, указанном стрелкой 1222, вызывает перемещение ударного стержня 1214 дистально (например, в направлении, указанном

стрелкой 1224). Однако в случае перегрузки усилие, сообщаемое салазками 1220 и воздействующее на разделительную риску 1202, вызывает разлом предохранительного штифта 1200 в области разделительной риски 1202, при этом спусковой механизм 1210 отсоединяется от ударного стержня 1214.

5 На ФИГ. 42 показан хирургический инструмент 1230, где для демонстрации различных внутренних компонентов удалена часть корпуса. Хирургический инструмент 1230 включает предохранительный штифт 1240 (ФИГ. 44), служащий элементом защиты от перегрузки. На ФИГ. 43 представлен увеличенный вид части узла спускового механизма 1232, где для простоты восприятия отсутствуют некоторые компоненты. На ФИГ. 44  
10 представлено изображение различных компонентов узла спускового механизма 1232 с пространственным разделением компонентов, где для простоты восприятия отсутствуют некоторые компоненты. Как показано на ФИГ. 42-44, хирургический инструмент 1230 может функционировать по существу так же, как ранее рассмотренные варианты осуществления. Например, перемещение спускового механизма 1234 вдоль направляющей 1236 может активировать концевой эффектор (не показан). Например, концевой эффектор может иметь бранши, из которых может выходить скальпель. Активация концевого эффектора может осуществляться посредством узла редуктора 1238, функционально соединенного со спусковым механизмом 1234 и зубчатой рейкой 1240. Когда оператор перемещает спусковой механизм 1234 вдоль направляющей 1236,  
20 узел спускового механизма 1232 может вращаться вокруг пальца шарнира 1240. Узел спускового механизма может содержать первую боковую планку спускового механизма 1242 и вторую боковую планку спускового механизма 1244, между которыми расположена центральная планка спускового механизма 1246. Центральная планка спускового механизма 1246 может быть соединена со спусковым механизмом 1234.  
25 Как подробнее описано ниже, с центральной планкой спускового механизма 1246 может быть соединен возвратный штифт 1248, который может заходить в возвратный паз 1250, образованный в первой боковой планке спускового механизма 1242. Вторая боковая планка спускового механизма 1244 может иметь паз, аналогичный возвратному пазу 1250, выполненный с возможностью принимать часть возвратного штифта 1240.  
30 Активация спускового механизма 1234 заставляет приводную планку 1252 поворачиваться вокруг пальца шарнира 1240, при этом зубчатая рейка 1254 зацепляется с узлом редуктора 1238 и, в конечном итоге, активирует концевой эффектор.

Как показано на ФИГ. 44, первая и вторая боковые планки спускового механизма 1242, 1244 могут иметь первое и второе отверстия для предохранительного штифта  
35 1260, 1262 соответственно. Предохранительный штифт 1240 может входить в первое и второе отверстия для предохранительного штифта 1260, 1262. В сборе центральная часть 1264 предохранительного штифта 1240 может входить в зацепление с отверстием центральной планки спускового механизма 1246 (ФИГ. 43). Предохранительный штифт 1240 может иметь первый и второй концы 1266, 1268, входящие в зацепление с первой  
40 и второй планками спускового механизма 1242, 1244 соответственно.

Предохранительный штифт 1240 может иметь первую разделительную риску 1270, расположенную между первым концом 1266 и центральной частью 12654, и вторую разделительную риску 1272, расположенную между центральной частью 12654 и первым концом 1266.

45 Как показано на ФИГ. 42-44, в одном варианте осуществления хирургический инструмент 1230 можно использовать для продвижения скальпеля дистально в концевом эффекторе, содержащем бранши для захвата ткани (не показан). При чрезмерном возрастании нагрузки первая и вторая боковые планки спускового механизма 1242,

1244 воздействуют с избыточным усилием на первый и второй концы 1266, 1268 предохранительного штифта 1240. В результате этого предохранительный штифт 1240 разламывается в области обеих или одной разделительной риски 1270, 1272. После разлома предохранительного штифта 1240 спусковой механизм 1234 больше не может проталкивать скальпель вперед, поскольку первая и вторая боковые планки спускового механизма 1242, 1244 отсоединяются от центральной планки спускового механизма 1246. Однако после разлома предохранительного штифта 1240 возвратный штифт 1248 позволяет спусковому механизму 1234 втянуть скальпель назад благодаря зацеплению с возвратным пазом 1250. Таким образом, в одном варианте осуществления, даже если спусковой механизм 1234 больше не может проталкивать скальпель дистально, спусковой механизм 1234 по-прежнему может использоваться для того, чтобы втянуть скальпель, благодаря соединению возвратного штифта 1248 с первой и второй боковыми планками спускового механизма 1242, 1244. После втягивания скальпеля бранши концевого эффектора могут быть открыты и ткань может быть извлечена. Таким образом, в одном варианте осуществления при наступлении перегрузки спусковой механизм 1234 не может толкать скальпель вперед, но может вернуть скальпель и освободить захваченную ткань из концевого эффектора. Хотя предохранительный штифт 1240 показан применительно к электрохирургическому инструменту, он также может использоваться с другими типами хирургических инструментов, например, такими как эндокатер для захвата, рассечения и сшивания ткани скобами.

В некоторых вариантах осуществления хирургическое устройство может быть оснащено другими элементами для ограничения максимальной величины усилия, воздействующего на различные компоненты концевого эффектора. Например, в одном варианте осуществления в качестве сжимающего приспособления может использоваться пружина или серия пружин, ограничивающих максимальную величину усилия, воздействующего на концевой эффектор. Пружины могут быть предварительно нагружены с учетом максимально допустимой величины сжимающей нагрузки и только передавать это усилие (например, сжатие) в случае возникновения избыточного усилия. Эти пружины могут быть осевыми или любого подходящего типа, например, такого как сжимающие пружины, тарельчатые пружины, штамповые пружины или линейные пружинные элементы другого типа. В условиях нормальной рабочей нагрузки элемент сжатия по существу остается неподвижным. Сжимающее усилие передается непосредственно от спускового механизма к режущему элементу, выполненному с возможностью перемещения, например, через ударный стержень. Однако в случае возникновения избыточного усилия элемент сжатия сжимается, поглощая избыточное усилие и ограничивая величину усилия, сообщаемого концевому эффектору. В одном варианте осуществления величина усилия, необходимого для сжатия элемента сжатия, меньше величины усилия, способного привести к отказу компонента концевого эффектора.

На ФИГ. 45 показан элемент сжатия 1300, установленный внутри приводного стержня хирургического инструмента в соответствии с одним неограничивающим вариантом осуществления. Ударный стержень 1302 передает усилие от спускового механизма (не показан) режущему элементу 1340, выполненному с возможностью перемещения. Элемент сжатия 1300, как показано на фигуре, представляет собой серию тарельчатых пружин, хотя допускается использование любого другого подходящего элемента сжатия. На ФИГ. 45А представлен вид в поперечном сечении ФИГ. 45. С блоком толкателя 1306 функционально связан поршень 1304. В случае возникновения избыточного усилия ударный стержень 1302 перемещается относительно поршня 1304 вследствие сжатия

элемента сжатия 1300. В некоторых вариантах осуществления ударный стержень 1302 может быть соединен со штифтом 1308, а поршень 1304 может быть функционально соединен с элементом 1310. Элемент 1310 может содержать паз 1312, принимающий штифт 1308. В условиях перегрузки штифт 1308 может перемещаться относительно паза 1312 при сжатии элемента сжатия 1300. Таким образом, продольная длина паза 1312 может ограничивать перемещение ударного стержня 1302 относительно поршня 1304.

Варианты осуществления устройств, описанные в настоящем документе, могут быть введены пациенту малоинвазивными способами или путем открытой хирургии. В некоторых случаях предпочтительным является введение в тело пациента устанавливаемых медицинских устройств с использованием комбинации малоинвазивных и открытых хирургических методов. Малоинвазивные методы обеспечивают повышение точности и эффективности доступа к рабочей зоне для проведения диагностических и терапевтических процедур. Для достижения требующих вмешательства областей, находящихся внутри организма пациента, описанные в настоящем документе устройства могут вводиться через естественные отверстия в организме, например, такие как рот, анальное отверстие и/или влагалище. Малоинвазивные процедуры, выполняемые при введении различных медицинских устройств в организм пациента через естественное отверстие организма пациента, хорошо известны в данной области как вмешательства, проводимые по технологии NOTES™ (эндоскопическая хирургия через естественные отверстия). Некоторые части устройств могут быть введены в область требующей вмешательства ткани чрескожно или через малые разрезы - скважины.

Эндоскопические малоинвазивные хирургические или диагностические медицинские процедуры используются для осмотра и лечения внутренних органов путем введения в организм небольшой трубки. Эндоскоп может иметь жесткую или гибкую трубку. Гибкий эндоскоп может быть введен через естественное отверстие организма (например, рот, анальное отверстие и/или влагалище) или через троакар, введенный через относительно небольшой разрез - скважину (обычно, 0,5-1,5 см). Эндоскоп может использоваться для обследования поверхности внутренних органов, в том числе патологической или пораженной ткани, например, для выявления очагов поражения и других дефектов поверхности, визуализации и выполнения снимков. Эндоскоп может иметь рабочие каналы и быть выполнен с возможностью введения и доставки медицинских инструментов к области, требующей вмешательства, для забора образцов для биопсии, извлечения инородных тел и/или выполнения хирургических вмешательств.

Предпочтительно, чтобы описанные в настоящем документе различные варианты осуществления были обработаны перед началом операции. Сначала новый или использованный инструмент получают и при необходимости чистят. Затем его можно стерилизовать. В одном способе стерилизации инструмент помещают в закрытый герметичный контейнер, например, пластиковый пакет или пакет из Тайвек (TYVEK®). Затем контейнер и инструмент помещают в поле воздействия излучения, которое может проникать в контейнер, такого как гамма-излучение, рентгеновские лучи или электроны высокой энергии. Излучение убивает бактерии на поверхности инструмента и в контейнере. Затем стерилизованный инструмент можно хранить в стерильном контейнере. Герметичный контейнер сохраняет инструмент в стерильном состоянии до его открытия в медицинском учреждении. Другие способы стерилизации могут быть выполнены любым из способов, известным специалистам в данной области, включая применение бета- и гамма-излучения, окиси этилена и/или пар.

Несмотря на то что в настоящем документе описаны различные варианты устройств

в их связи с определенными раскрытыми вариантами осуществления, в отношении описанных вариантов осуществления могут быть реализованы различные модификации и изменения. Например, можно использовать различные виды концевых эффекторов. Кроме того, для изготовления определенных компонентов, материал которых был  
5 указан в описании, могут быть использованы другие материалы. Подразумевается, что представленное выше описание и приложенная формула изобретения охватывают все возможные изменения и дополнения.

Любой патент, публикация или другая информация, которые полностью или частично включены в данный документ путем ссылки, являются неотъемлемой частью данного  
10 документа только в той степени, в которой они не противоречат определениям, утверждениям и другой информации, представленной в настоящем документе. В связи с этим описание, в прямой форме представленное в настоящем документе, в той мере, в которой это необходимо, превалирует над любой информацией, противоречащей положениям данного документа, которая была включена в настоящий документ  
15 посредством ссылки. Любой материал или его часть, указанная как включенная в настоящий документ путем ссылки, но противоречащая приведенным определениям, положениям или другой информации, представленной в настоящем документе, включается в данный документ только в той мере, в которой между включенным путем ссылки материалом и настоящим документом не возникает противоречий.

20

#### Формула изобретения

1. Хирургический инструмент для подачи энергии к ткани, содержащий:  
рукоятку (105), содержащую спусковой механизм (128) и электрический вход;  
25 стержень, отходящий от рукоятки, причем стержень содержит провод, а спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для электрического соединения электрического входа и провода; и  
концевой эффектор (210), образующий продольную ось (215) и плоскость расщепления, содержащий первый элемент (220А) бранши и второй элемент (220В) бранши, причем, по меньшей мере, один из первого элемента бранши и второго элемента бранши  
30 выполнен с возможностью перемещения относительно другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши для захвата и удержания ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши;  
электрод, электрически соединенный с проводом; и  
первую (245А) и вторую (245В) взаимодействующие с тканью поверхности, связанные  
35 с одним из первого (220А) и второго (220В) элементов бранши и проходящие вдоль продольной оси (215), причем каждая из первой и второй взаимодействующих с тканью поверхностей (245А, 245В) имеет внутреннюю часть (245АА, 245ВА) и внешнюю часть (245АВ, 245ВВ), причем первая и вторая взаимодействующие с тканью поверхности (245А, 245В) наклонены относительно плоскости расщепления.
- 40 2. Хирургический инструмент по п. 1, в котором электрод содержит:  
первую боковую часть, имеющую первый внешний край;  
вторую боковую часть, имеющую второй внешний край;  
поперечную часть, соединяющую первую боковую часть и вторую боковую часть, причем первая и вторая взаимодействующие с тканью поверхности расположены между  
45 первым внешним краем и вторым внешним краем.
3. Хирургический инструмент по п. 2, в котором первая боковая часть электрода и вторая боковая часть электрода вместе образуют V-образный профиль.
4. Хирургический инструмент по п. 1, содержащий первый проводящий ограничитель

на первом элементе бранши и второй проводящий ограничитель на втором элементе бранши, причем первый ограничитель размещен напротив второго ограничителя, когда первый элемент бранши и второй элемент бранши находятся в закрытом положении, образуя просвет между электродом и токопроводящим возвратным каналом, когда  
 5 первый элемент проводящего ограничителя контактирует со вторым элементом проводящего ограничителя.

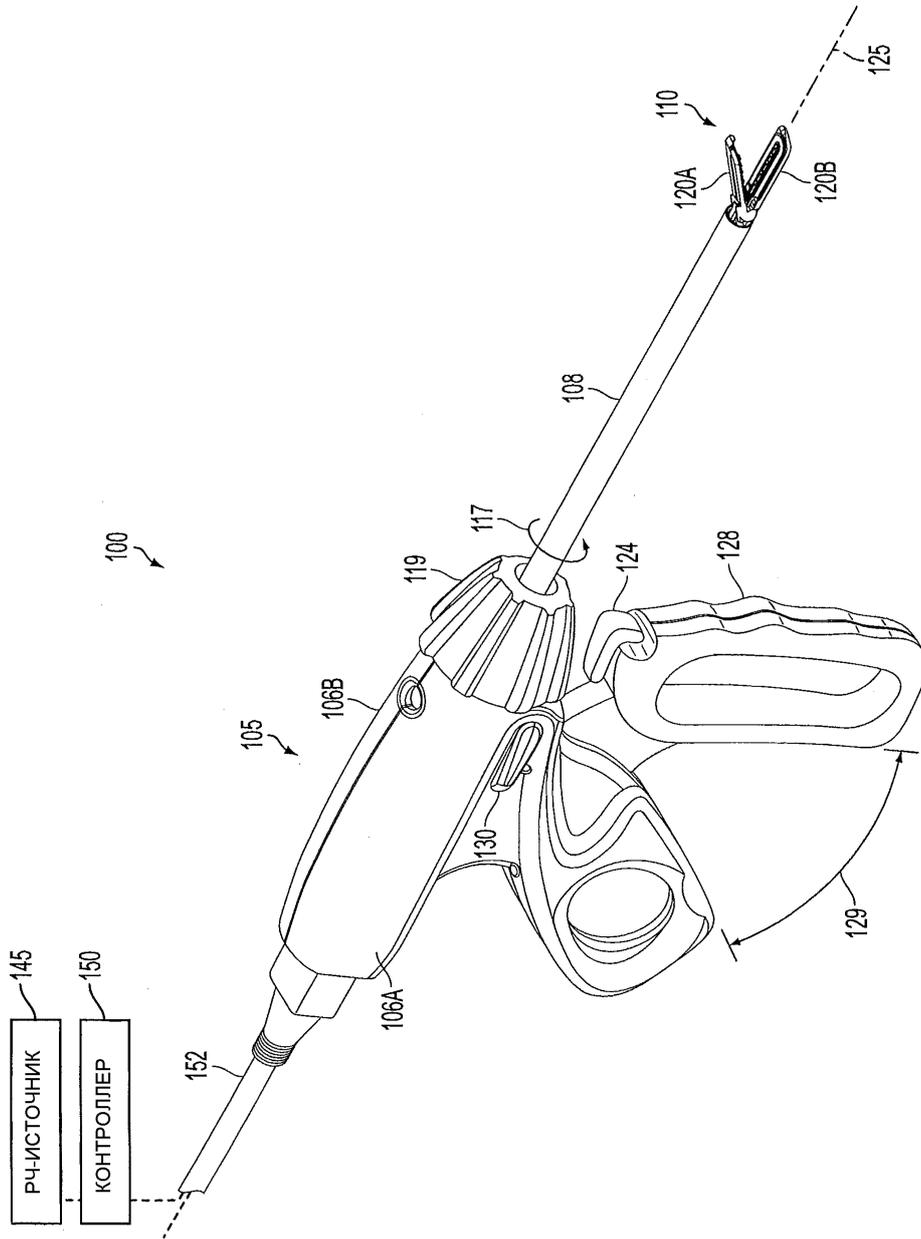
5. Хирургический инструмент для подачи энергии к ткани, содержащий:  
 рукоятку, содержащую:  
 10 спусковой механизм; и  
 электрический вход;  
 стержень, отходящий от рукоятки, причем стержень содержит провод, а спусковой механизм выполнен с возможностью избирательной активации для электрического соединения электрического входа и провода; и  
 15 концевой эффектор, определяющий продольную ось, содержащий:  
 первый элемент бранши;  
 второй элемент бранши, причем по меньшей мере один из первого элемента бранши и второго элемента бранши выполнен с возможностью перемещения относительно  
 20 другого из первого элемента бранши и второго элемента бранши между открытым и закрытым положениями для фиксации ткани между первым элементом бранши и вторым элементом бранши в закрытом положении;  
 пассивный электрод, имеющий контактирующую с тканью поверхность пассивного электрода; и  
 активный электрод, имеющий первую контактирующую с тканью поверхность  
 25 активного электрода и вторую контактирующую с тканью поверхность активного электрода, причем активный электрод электрически соединен с проводом, первая контактирующая с тканью поверхность активного электрода по существу параллельна контактирующей с тканью поверхности пассивного электрода в закрытом положении, а вторая контактирующая с тканью поверхность активного электрода по существу  
 30 наклонена относительно контактирующей с тканью поверхности пассивного электрода в закрытом положении.

6. Хирургический инструмент по п. 5, в котором активный электрод образует V-образный профиль в поперечном сечении.

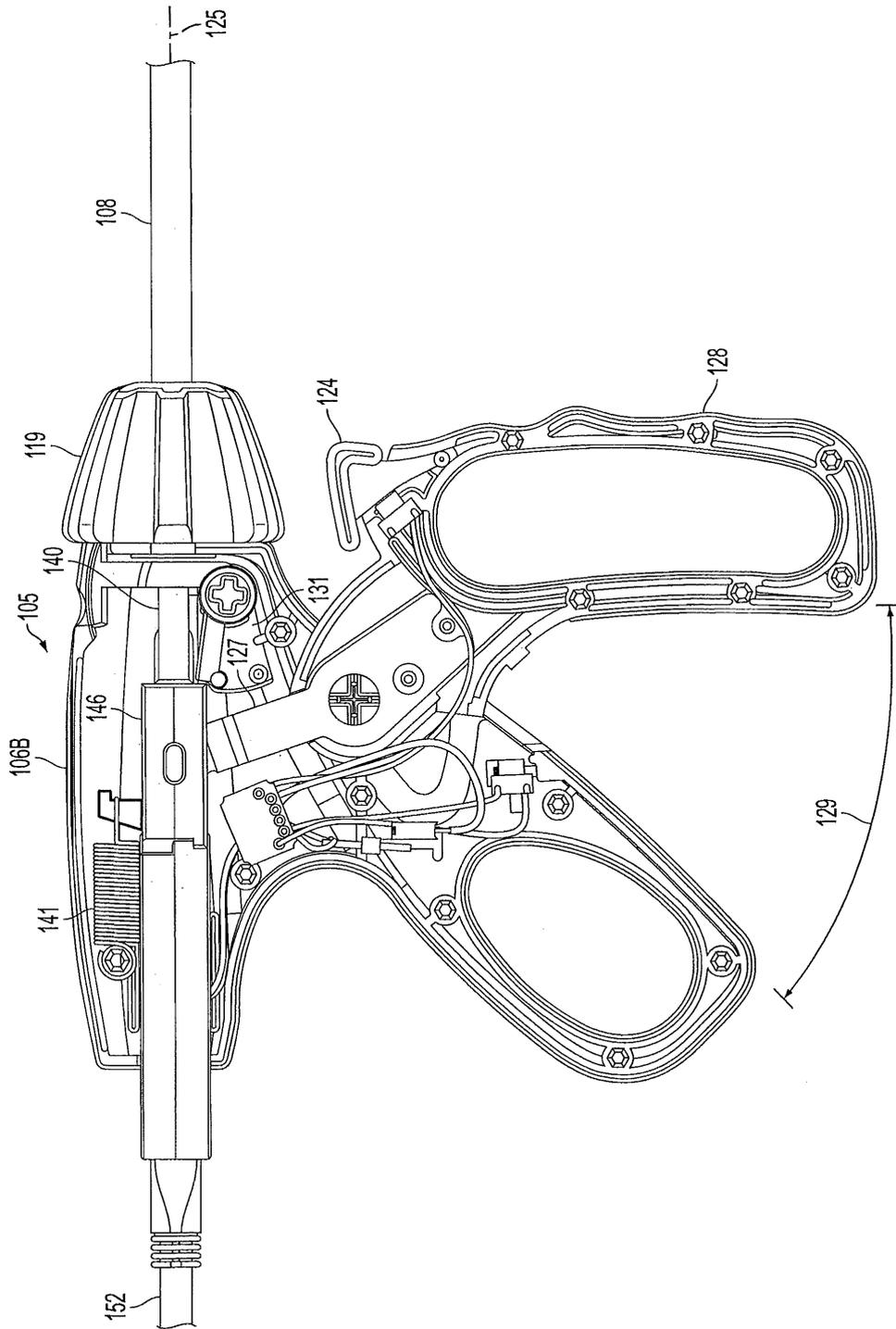
7. Хирургический инструмент по п. 5, в котором первая бранша содержит зубец, имеющий захватывающую ткань поверхность, причем  
 35 захватывающая ткань поверхность по существу параллельна второй контактирующей с тканью поверхности активного электрода в закрытом положении.

8. Хирургический инструмент по п. 5, в котором активный электрод содержит первый вертикальный компонент и второй вертикальный компонент, причем первый и второй вертикальные компоненты по существу параллельны плоскости рассечения концевой  
 40 эффектора.

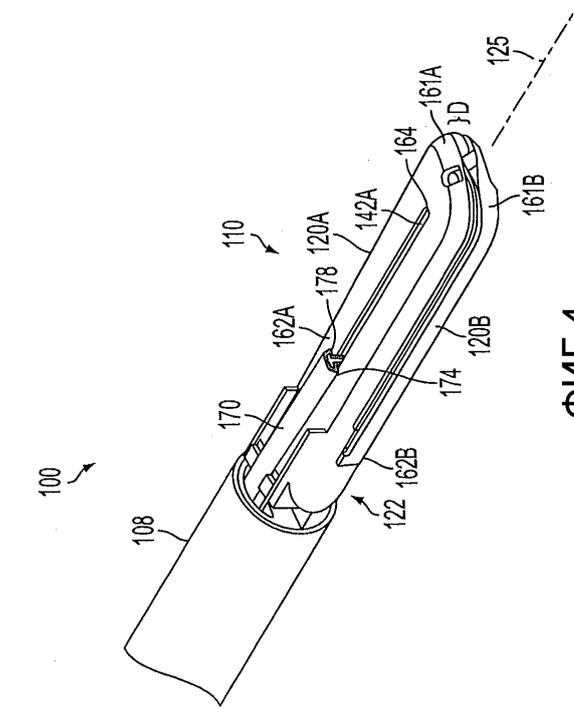
9. Хирургический инструмент по п. 5, в котором боковая граница контактирующей с тканью поверхности активного электрода, находясь в закрытом положении, смещена в боковом направлении относительно боковой границы первой контактирующей с  
 45 тканью поверхности пассивного электрода.



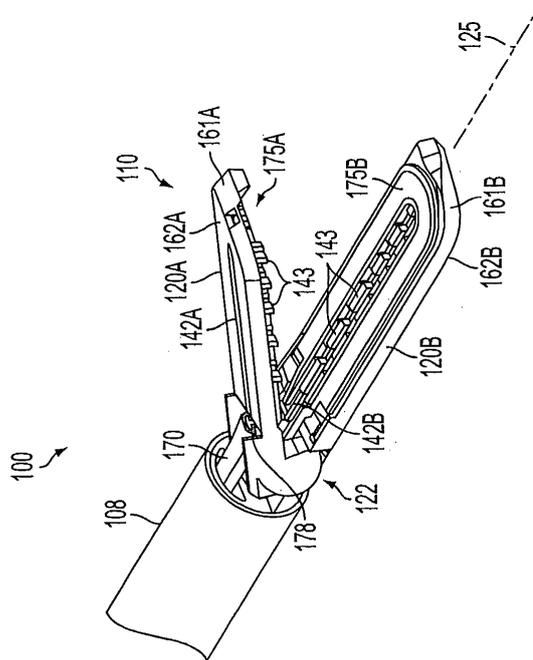
ФИГ. 1



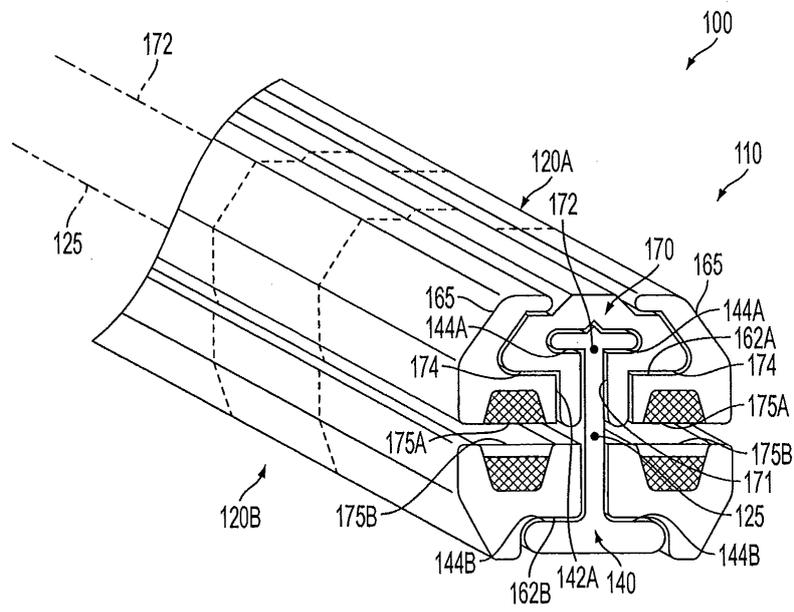
ФИГ.2



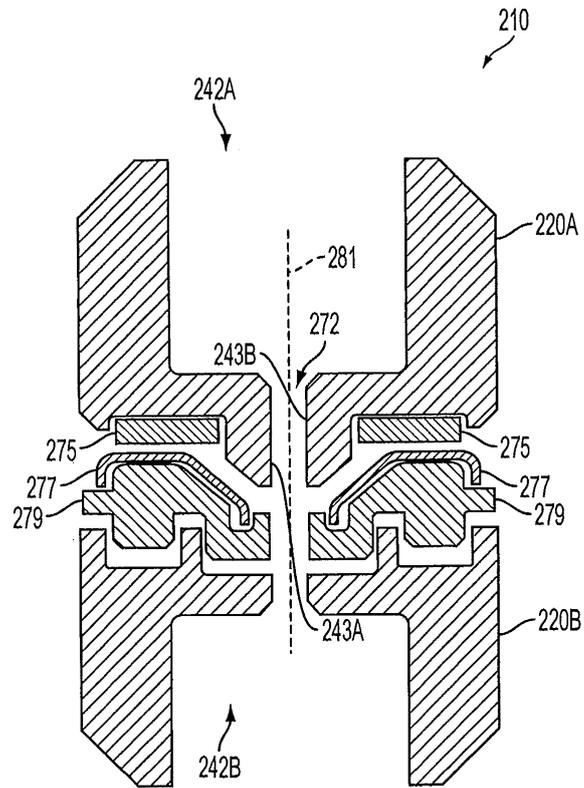
ФИГ.4



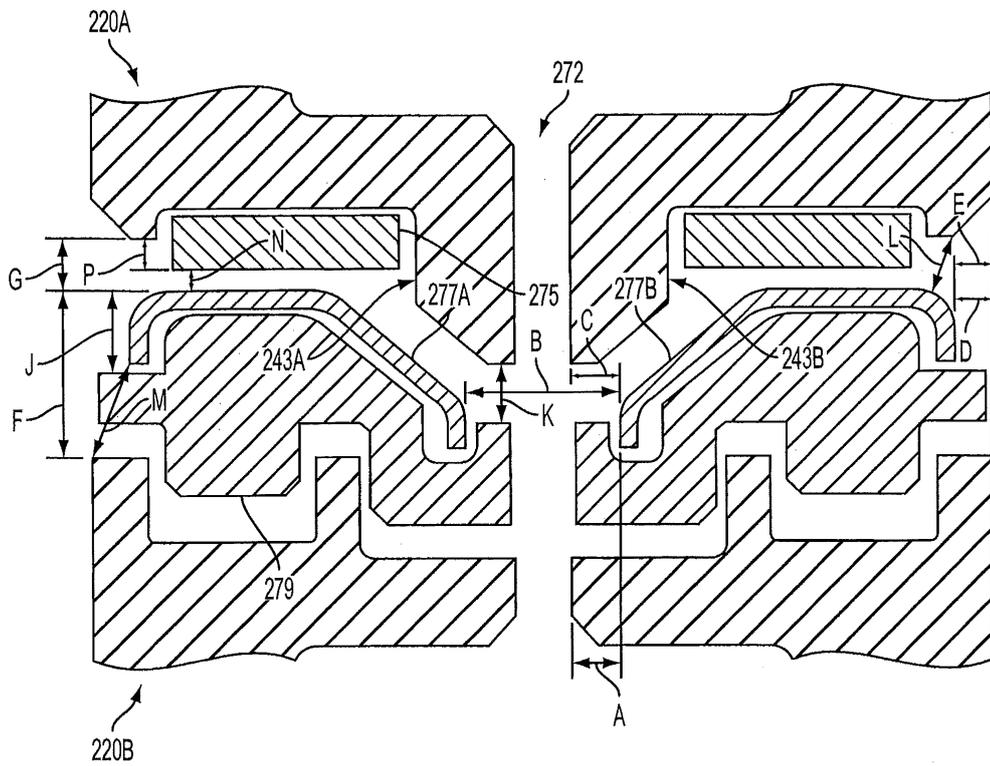
ФИГ.3



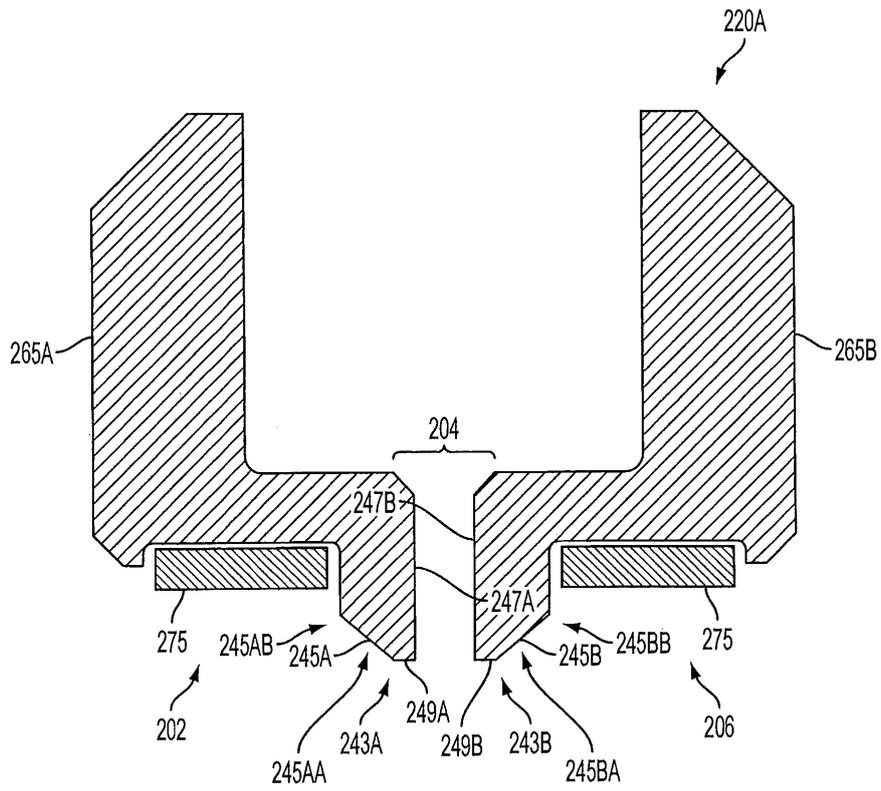
ФИГ.5



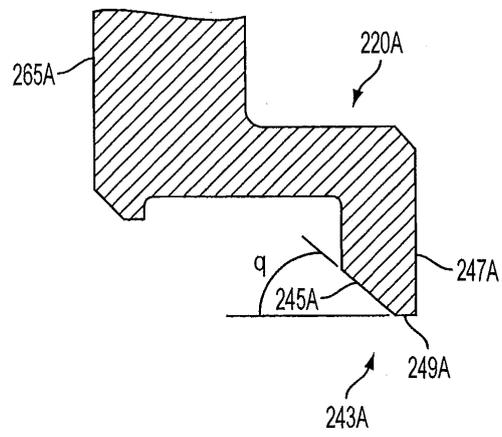
ФИГ.6



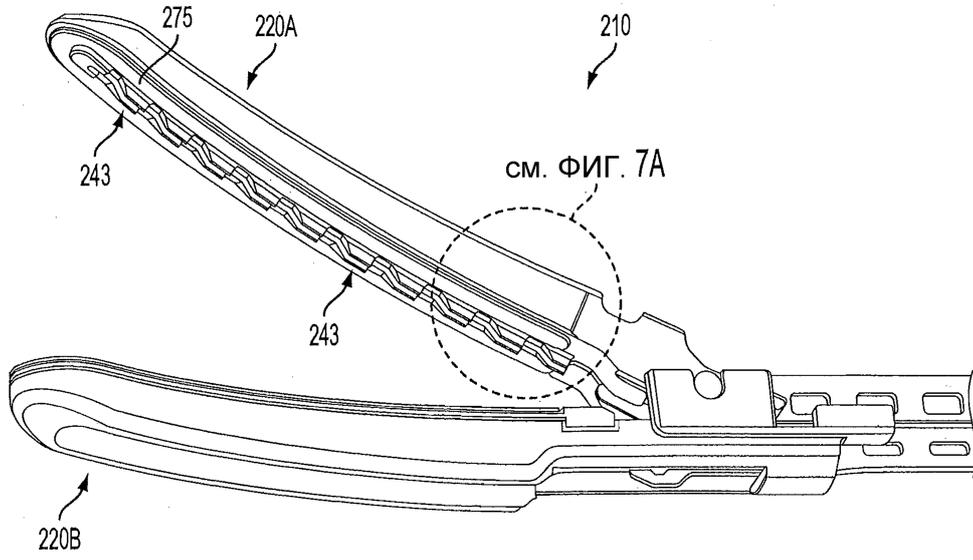
ФИГ.6А



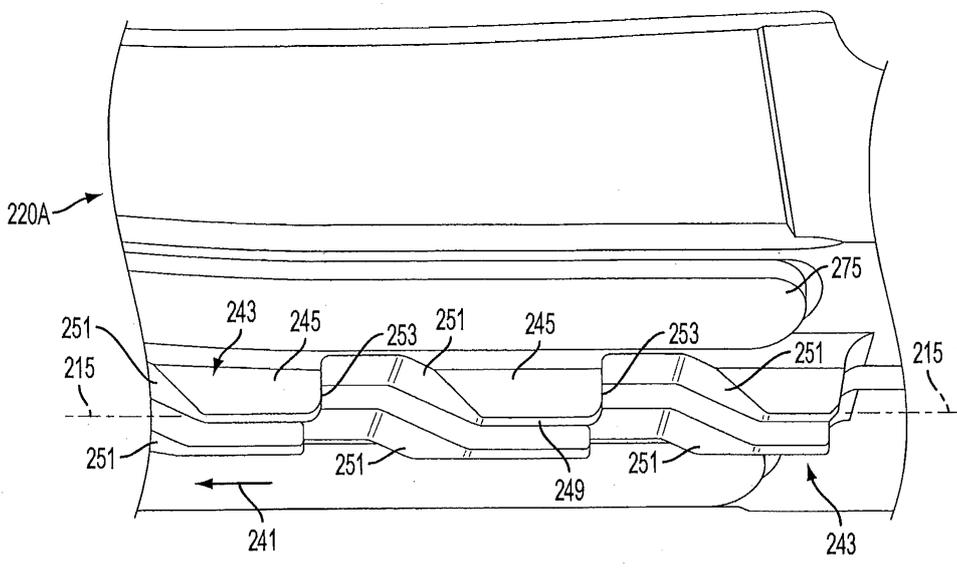
ФИГ.7



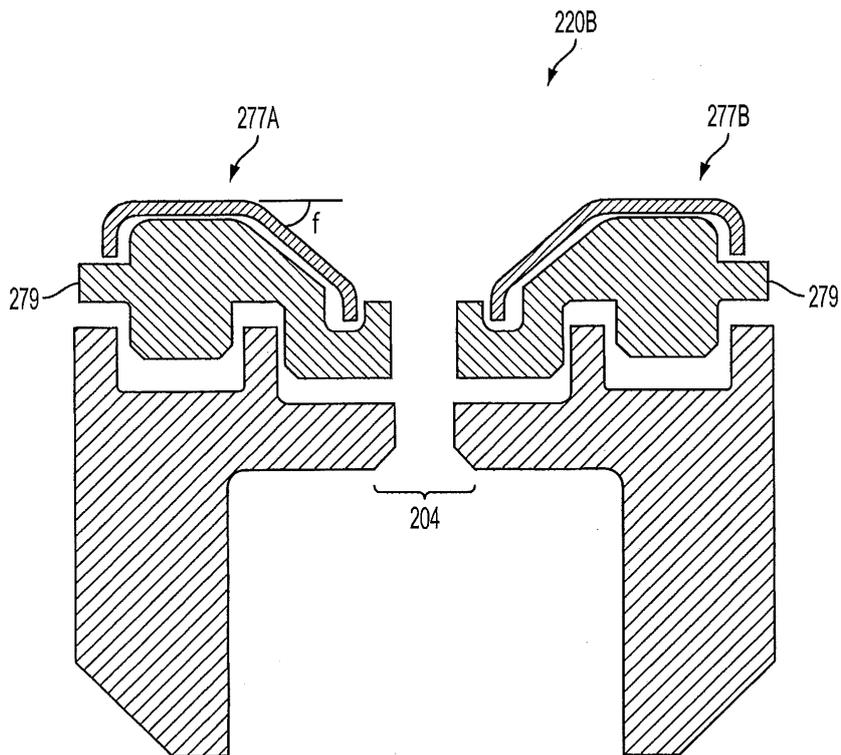
ФИГ.7А



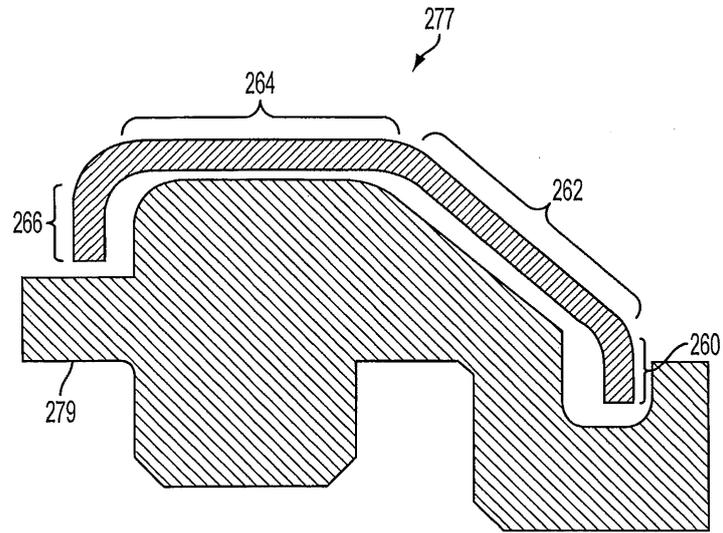
ФИГ.8



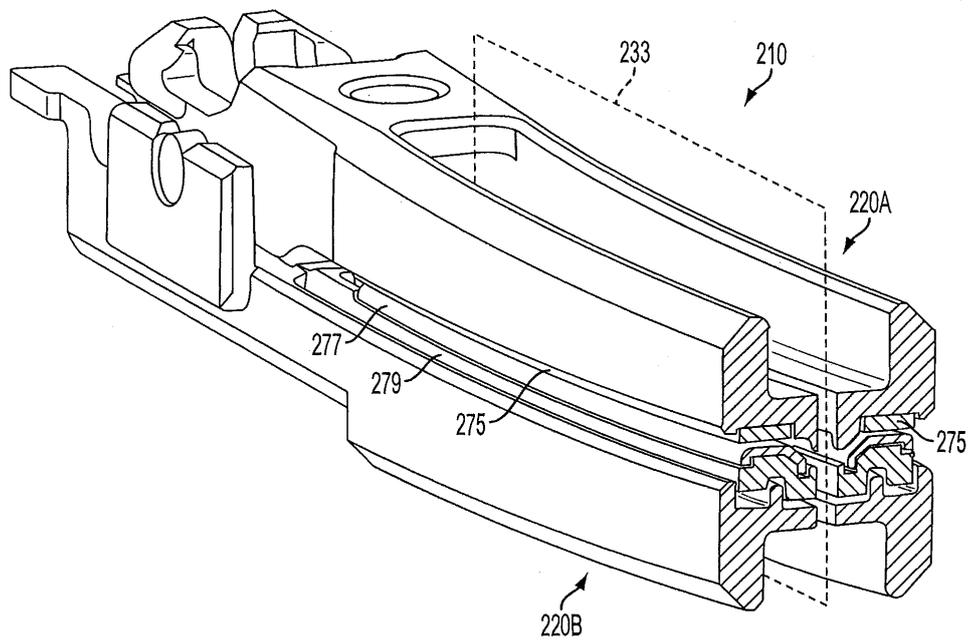
ФИГ.8А



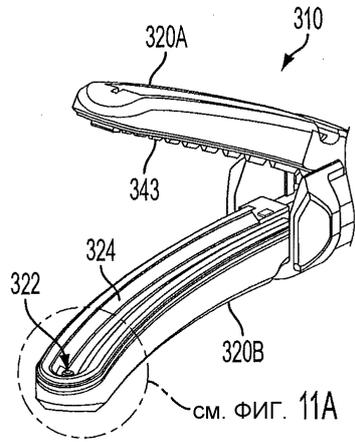
ФИГ.9



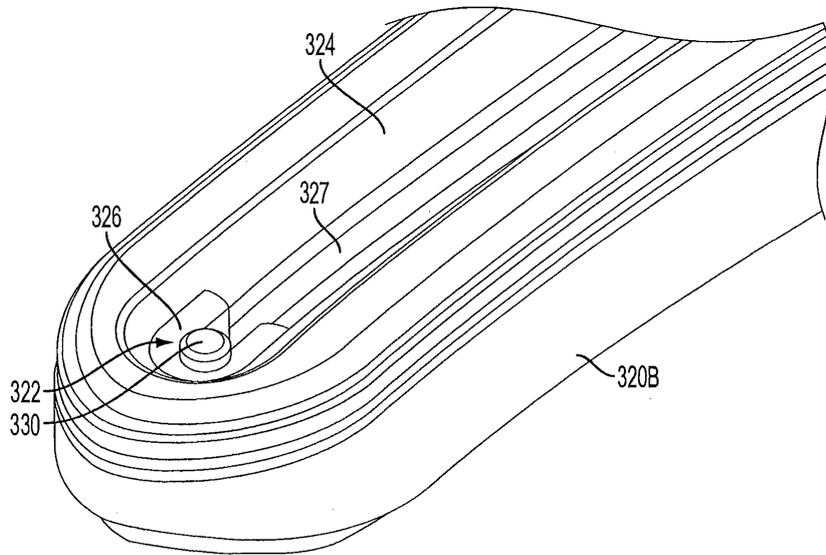
ФИГ.9А



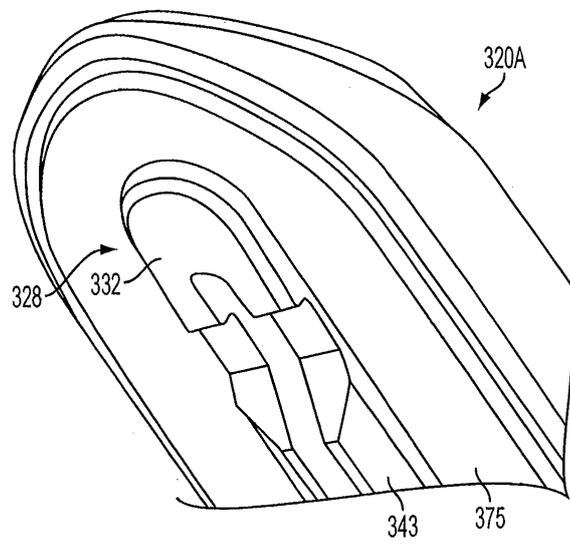
ФИГ.10



ФИГ.11

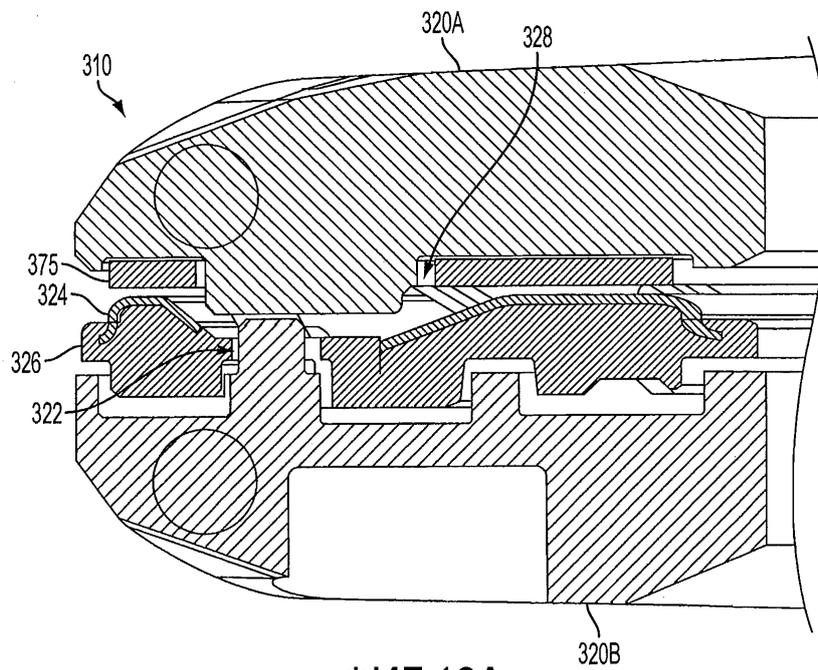


ФИГ.11А

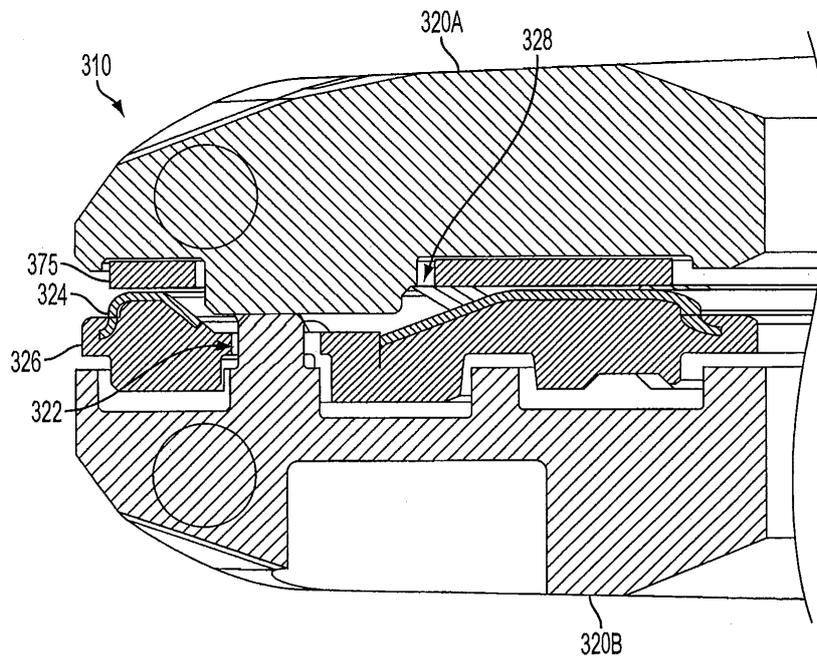


ФИГ.12

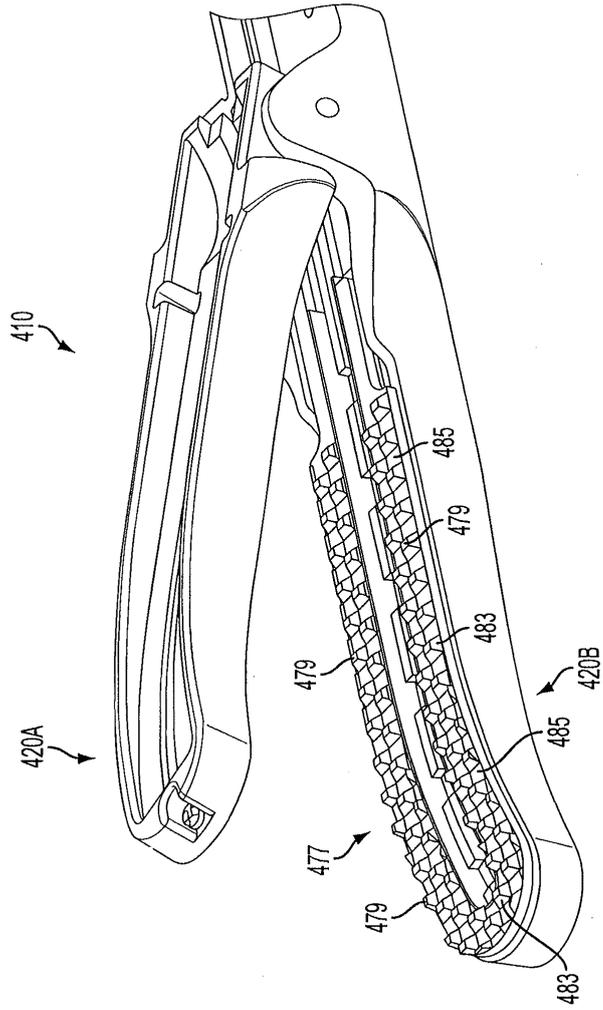
15/40



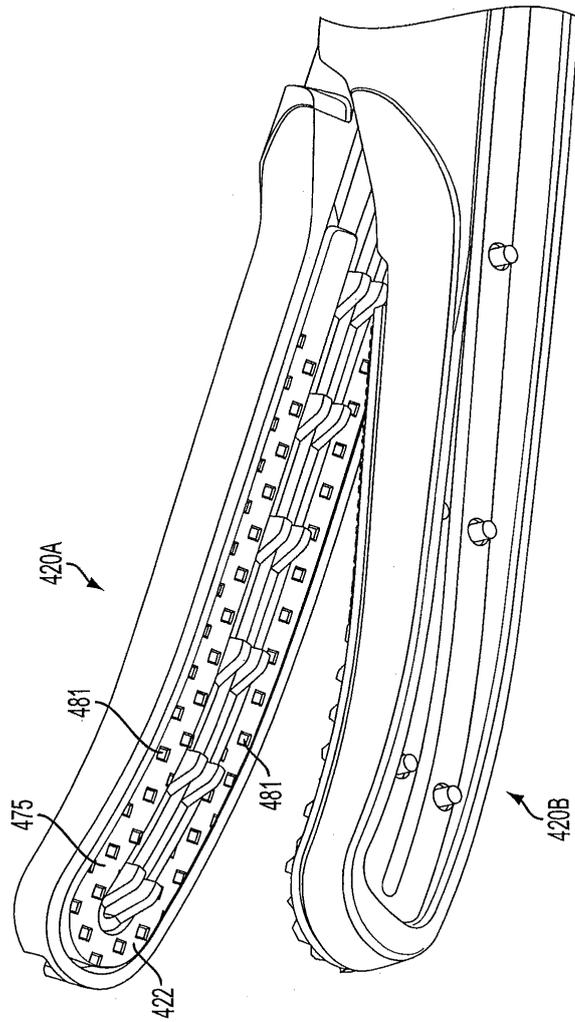
ФИГ.13А



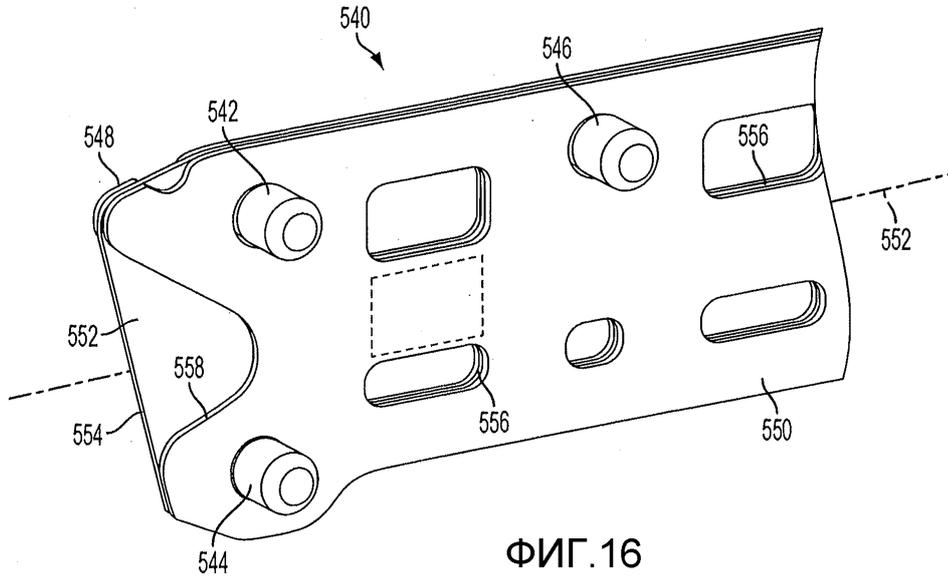
ФИГ.13В



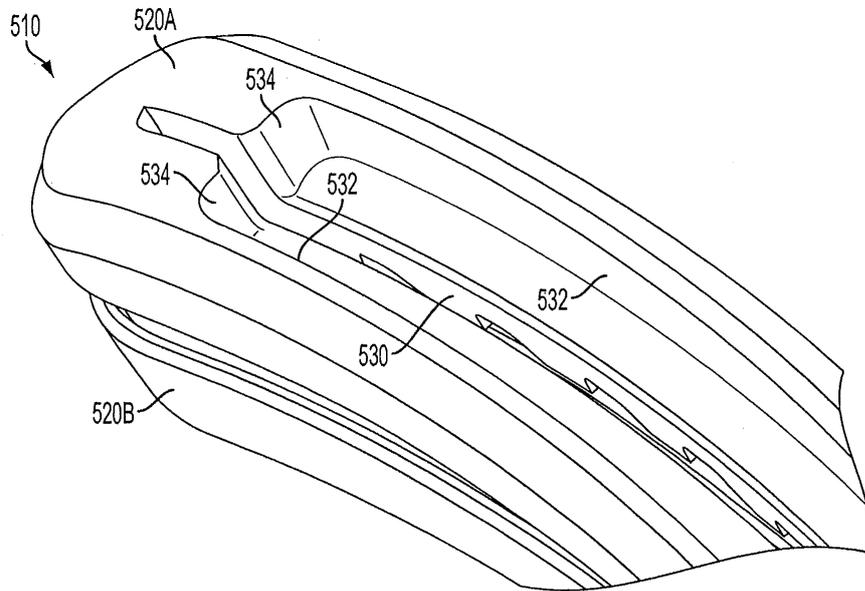
ФИГ.14



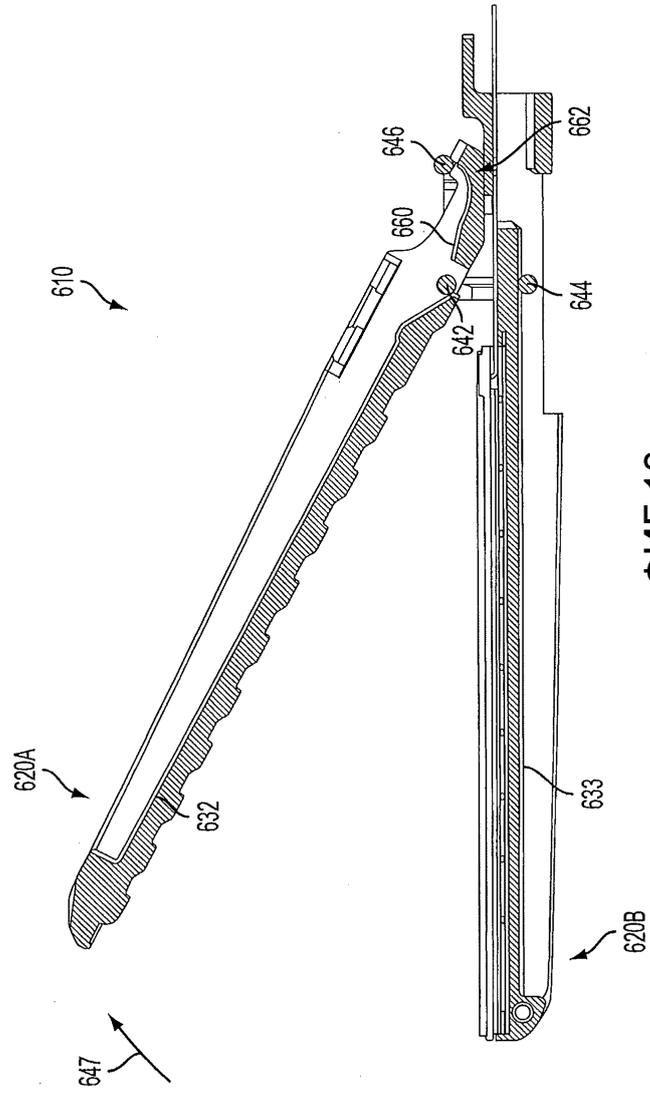
ФИГ. 15



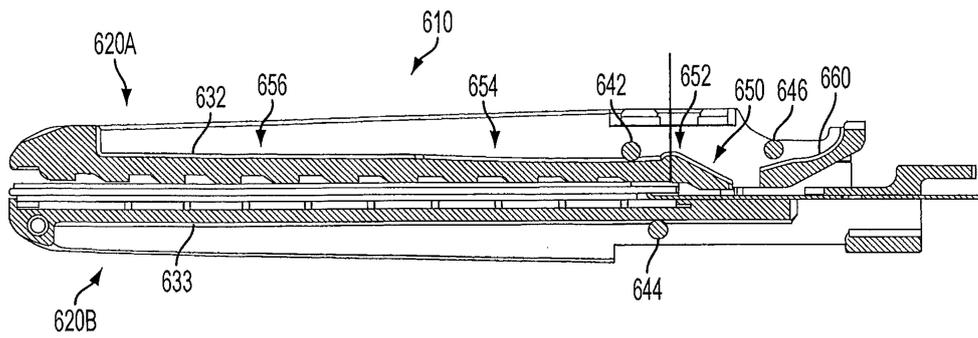
ФИГ.16



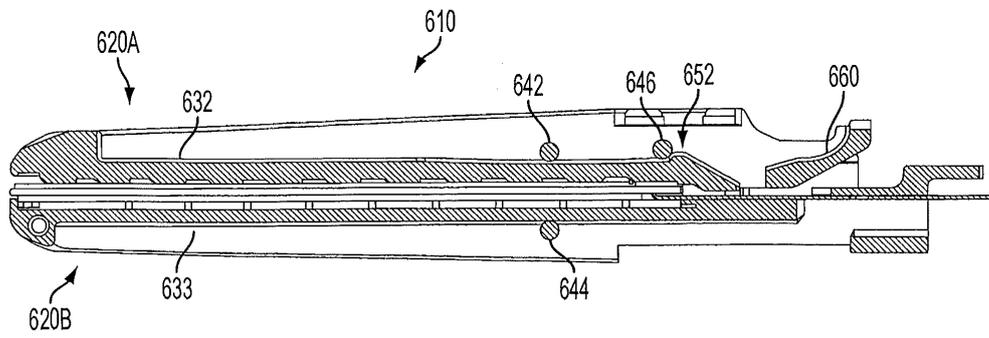
ФИГ.17



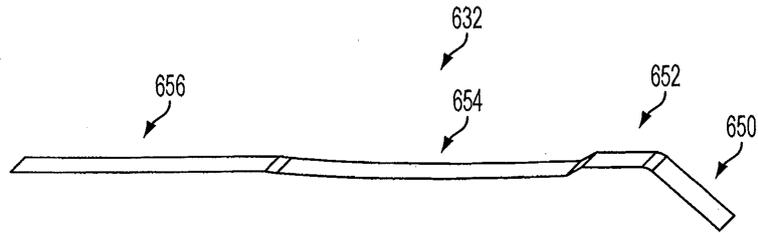
ФИГ. 18



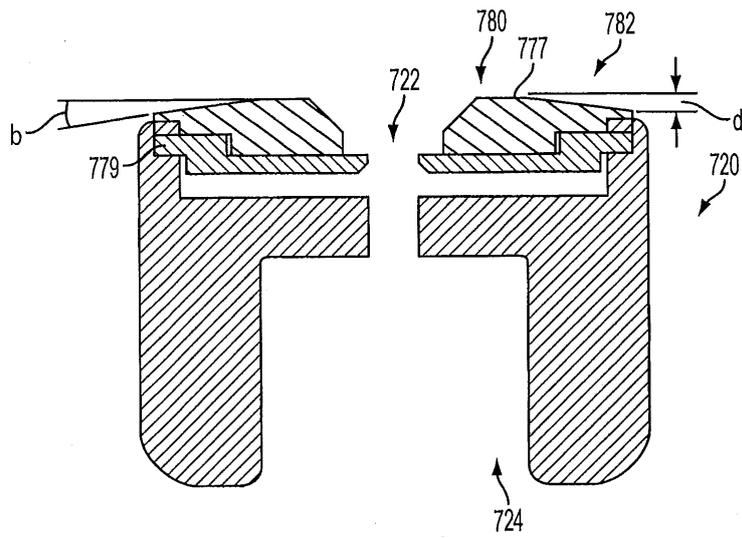
ФИГ.19



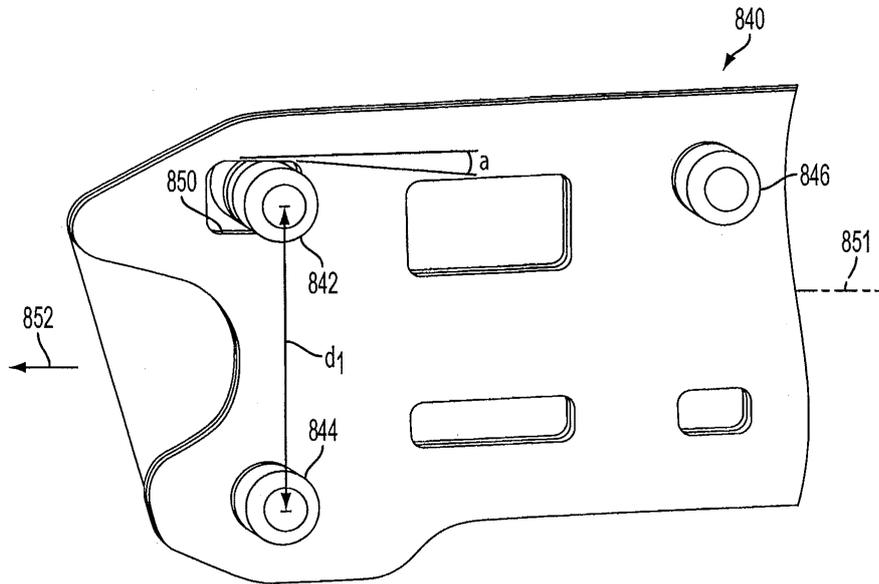
ФИГ.20



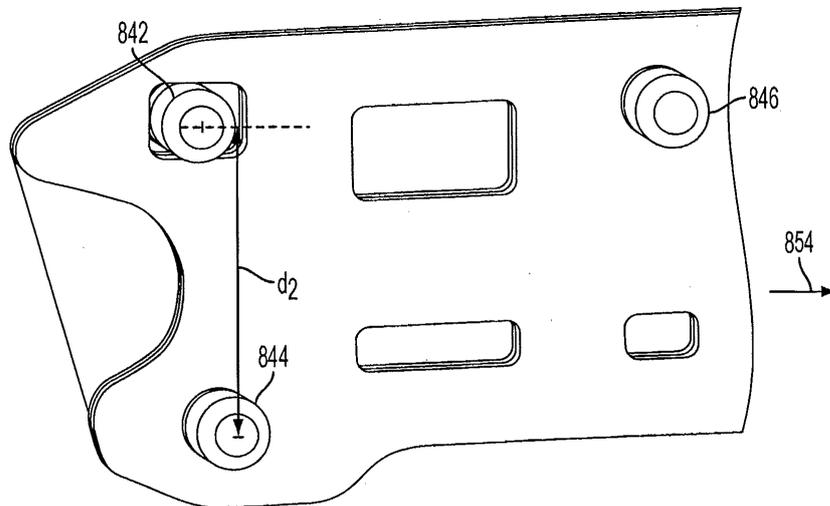
ФИГ.21



ФИГ.22

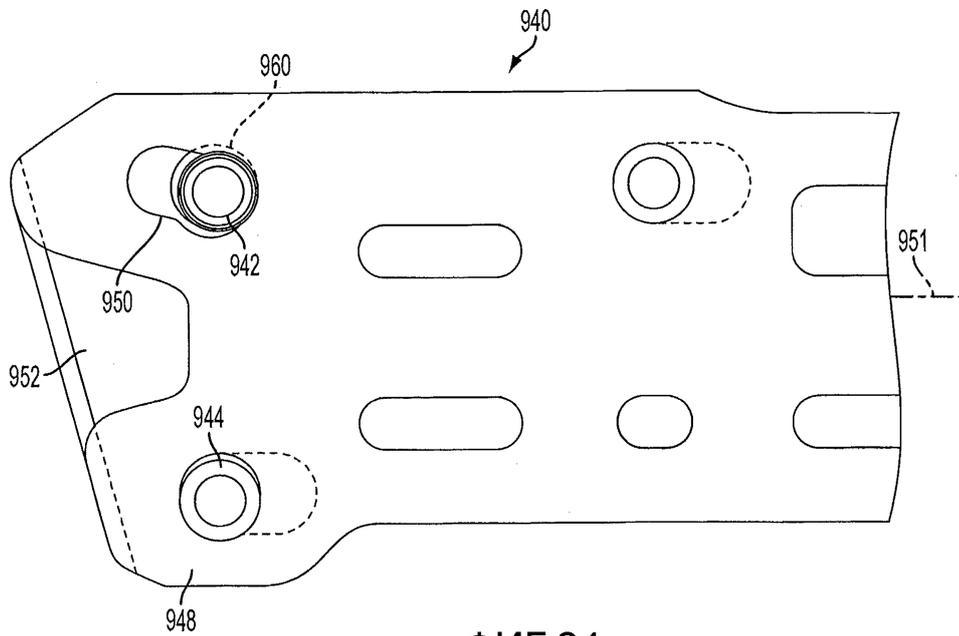


ФИГ.23А

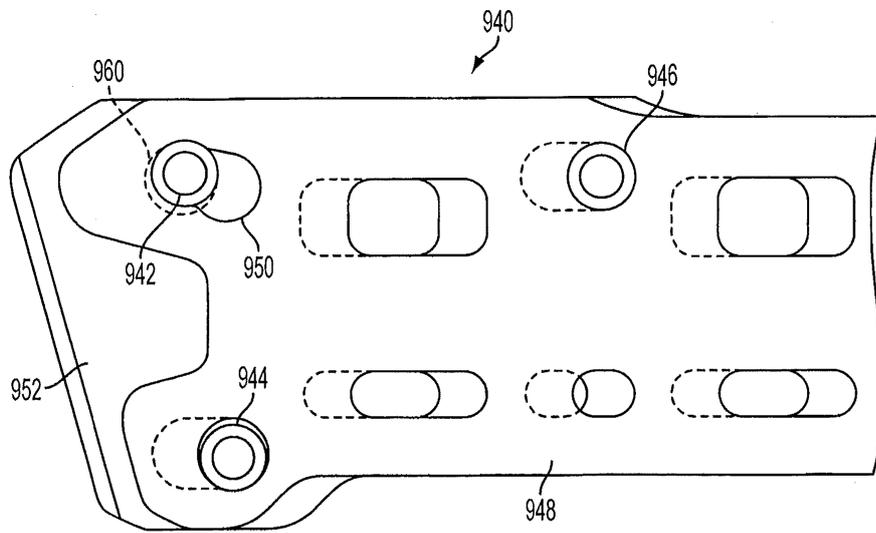


ФИГ.23В

23/40

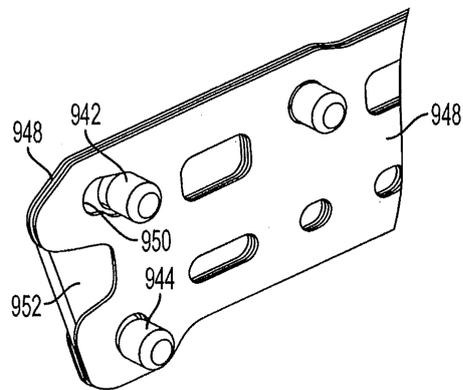
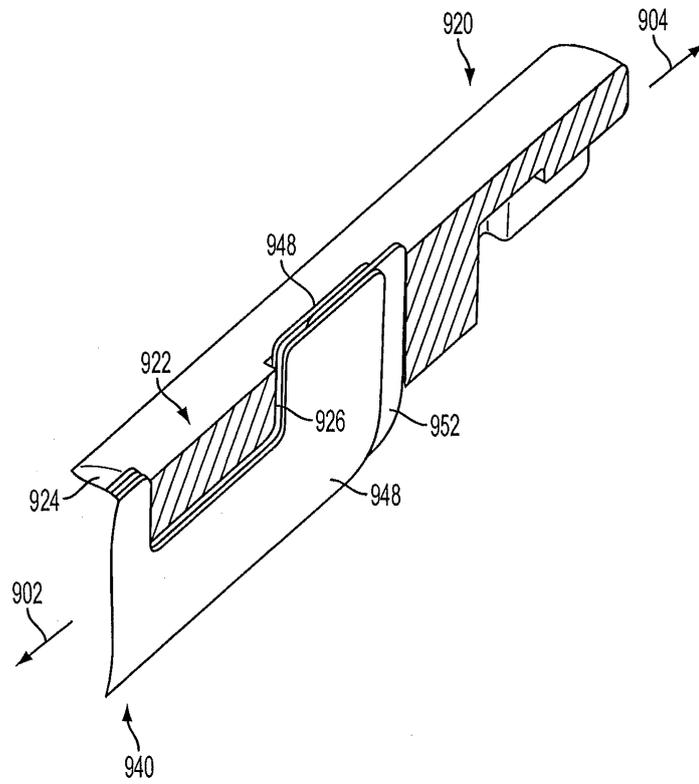


ФИГ.24



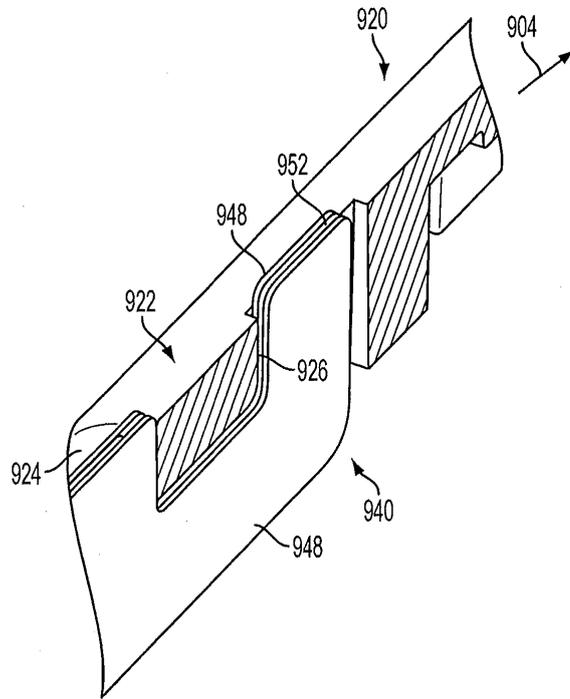
ФИГ.25

24/40

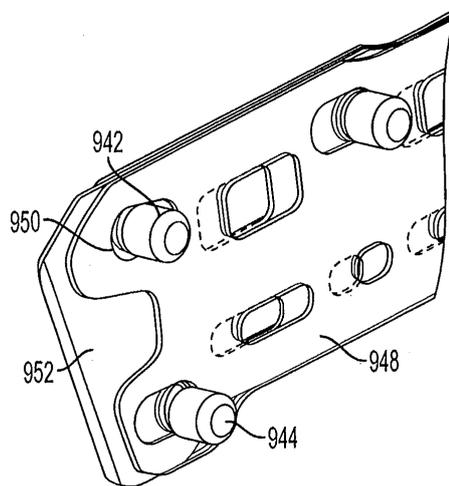


ФИГ.27

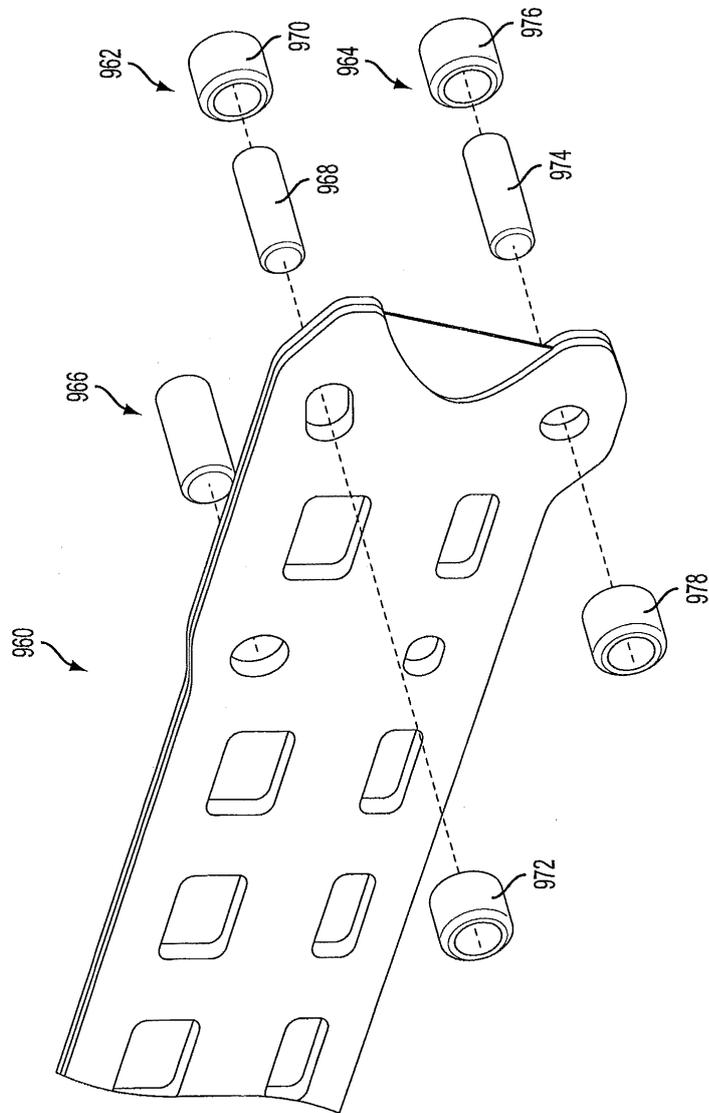
25/40



ФИГ.28

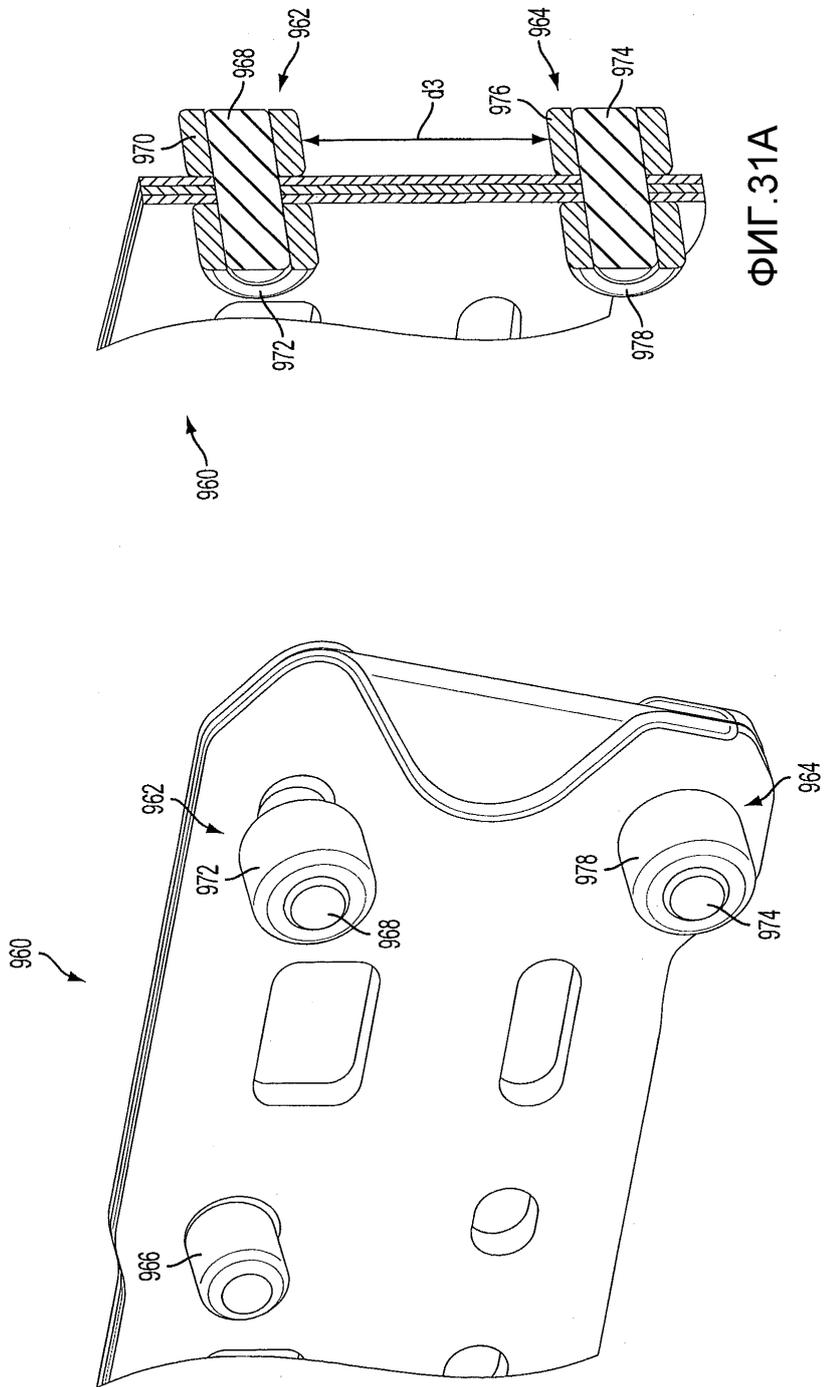


ФИГ.29



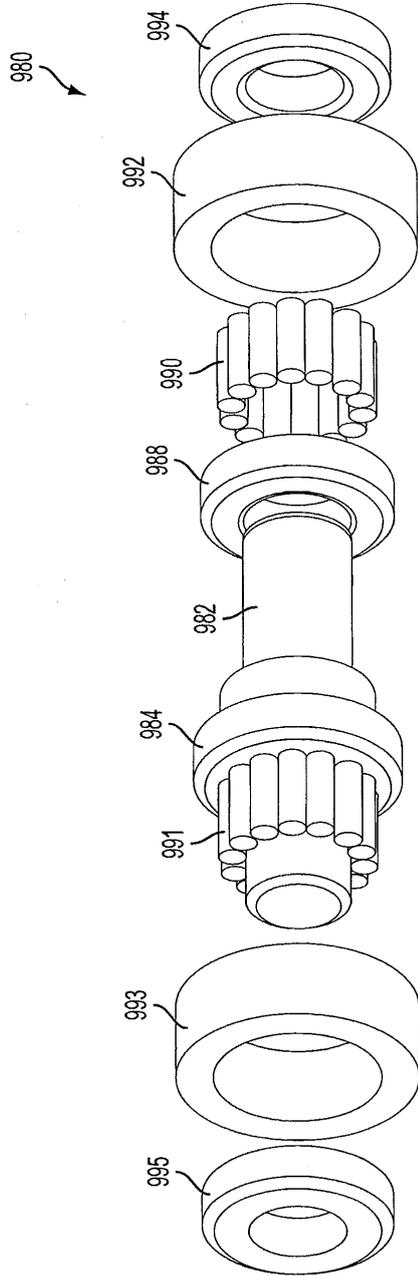
ФИГ.30

27/40

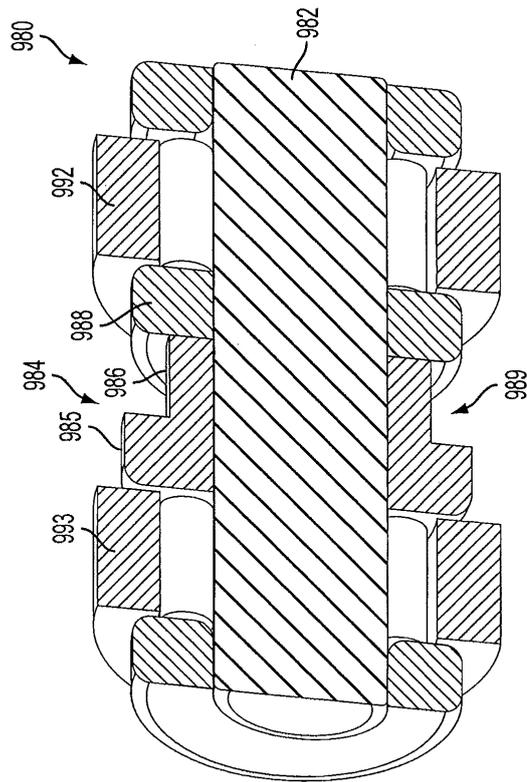


ФИГ. 31А

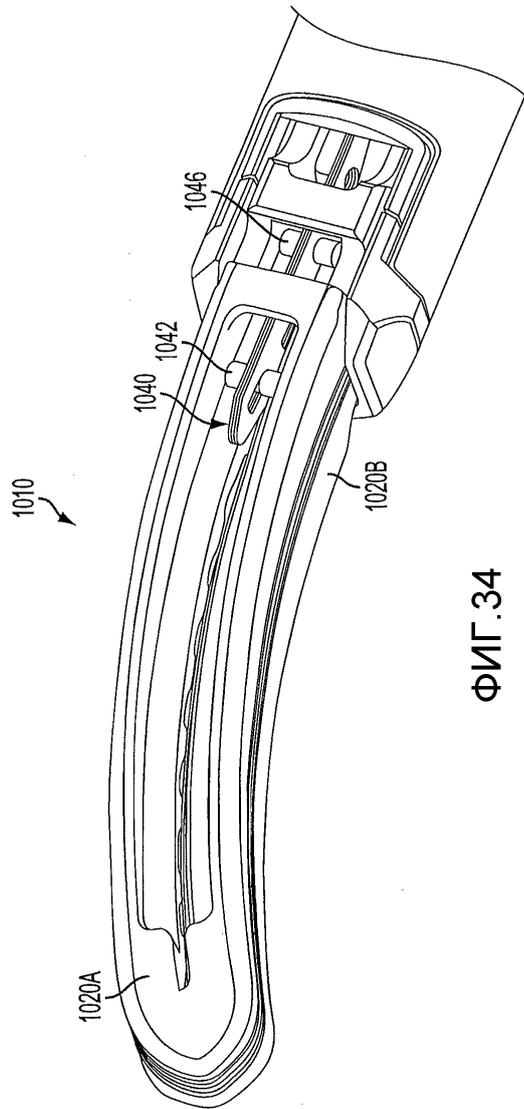
ФИГ. 31



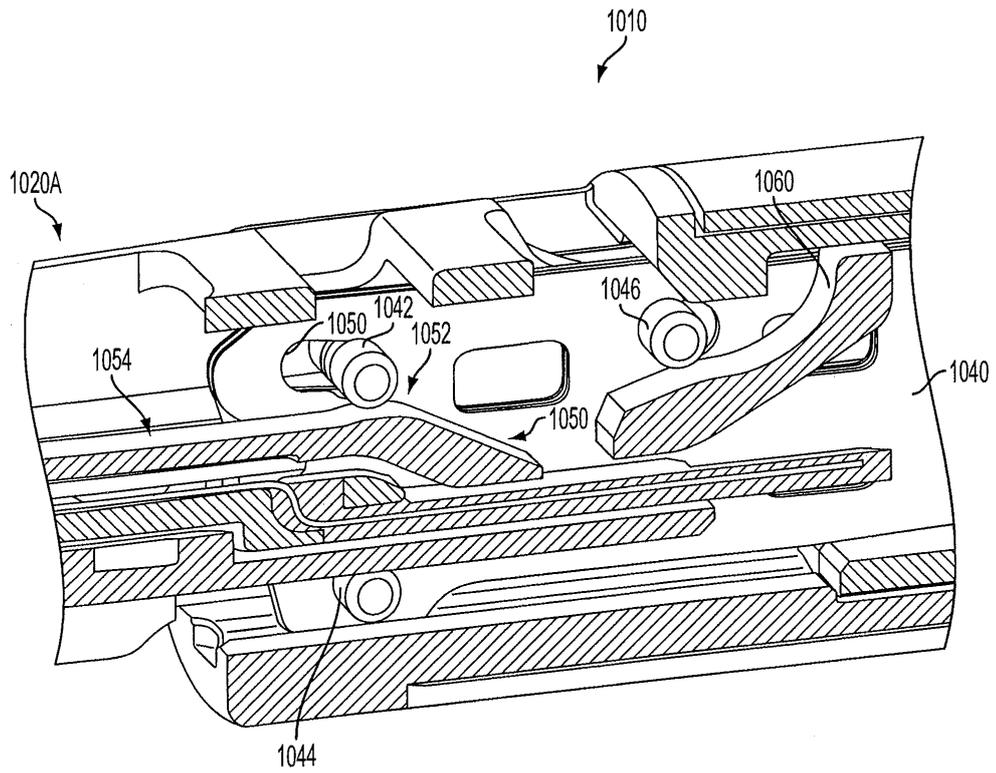
ФИГ. 32



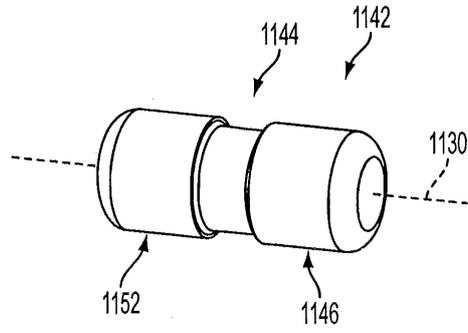
ФИГ.33



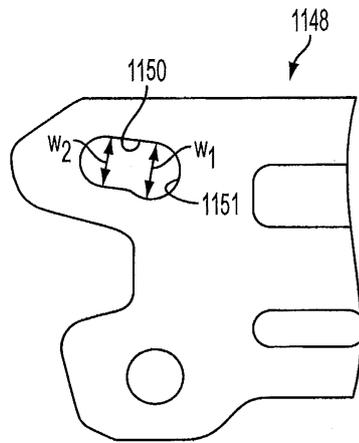
ФИГ. 34



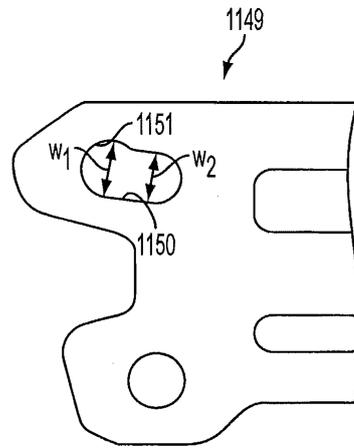
ФИГ.35



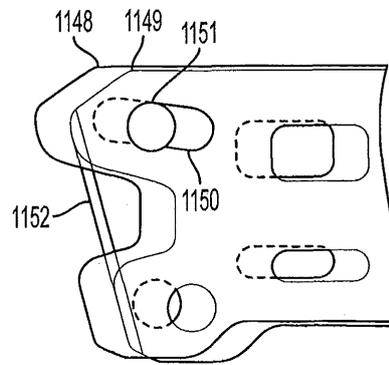
ФИГ.36



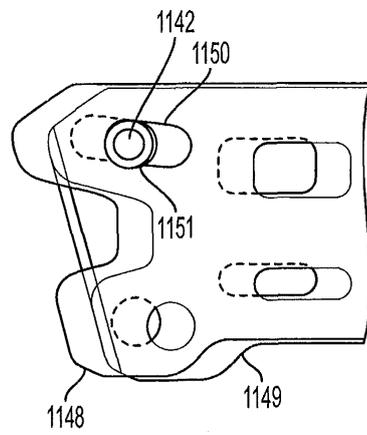
ФИГ.37А



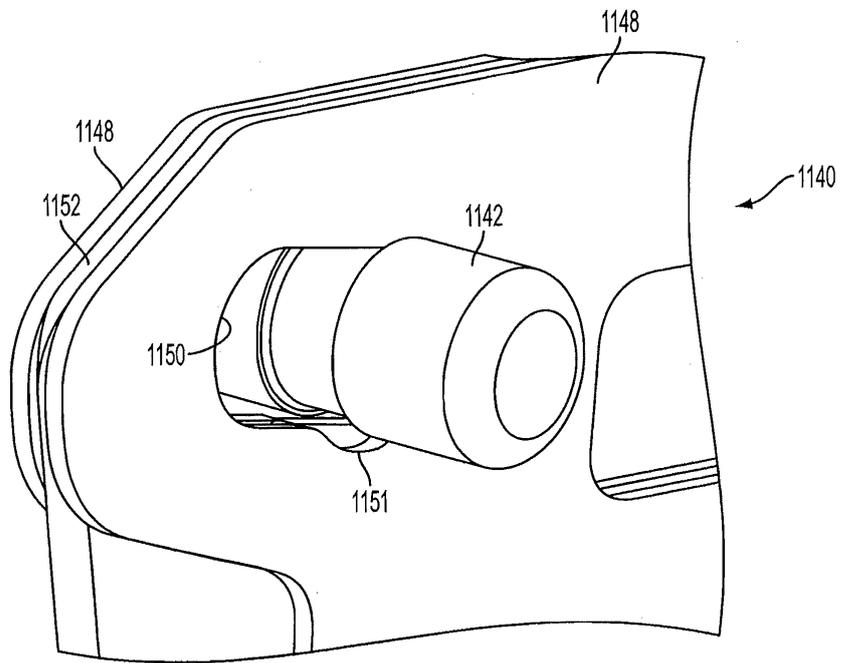
ФИГ.37В



ФИГ.38А

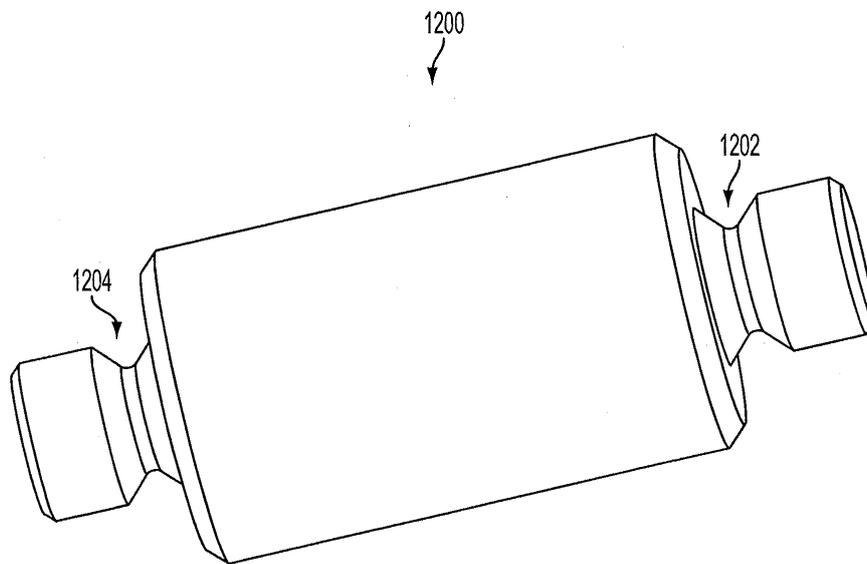


ФИГ.38В

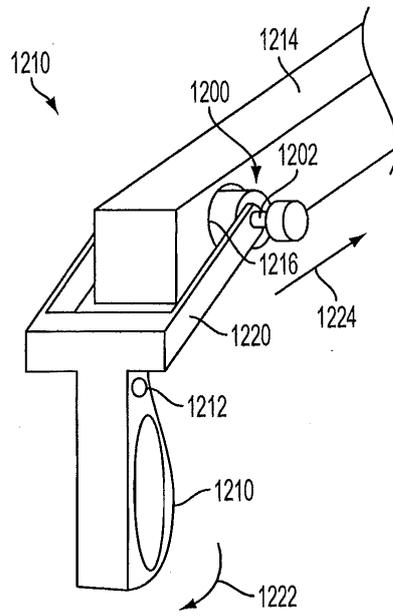


ФИГ.39

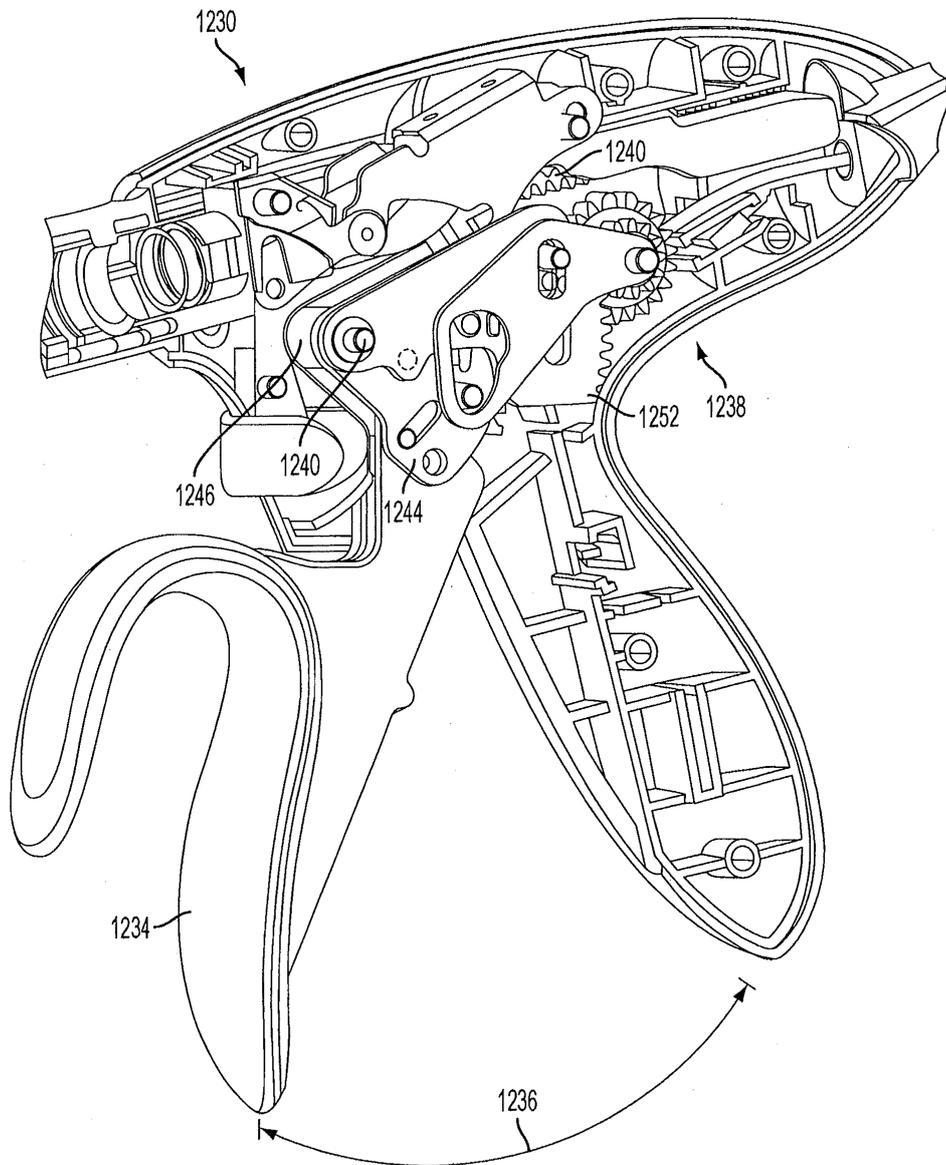
35/40



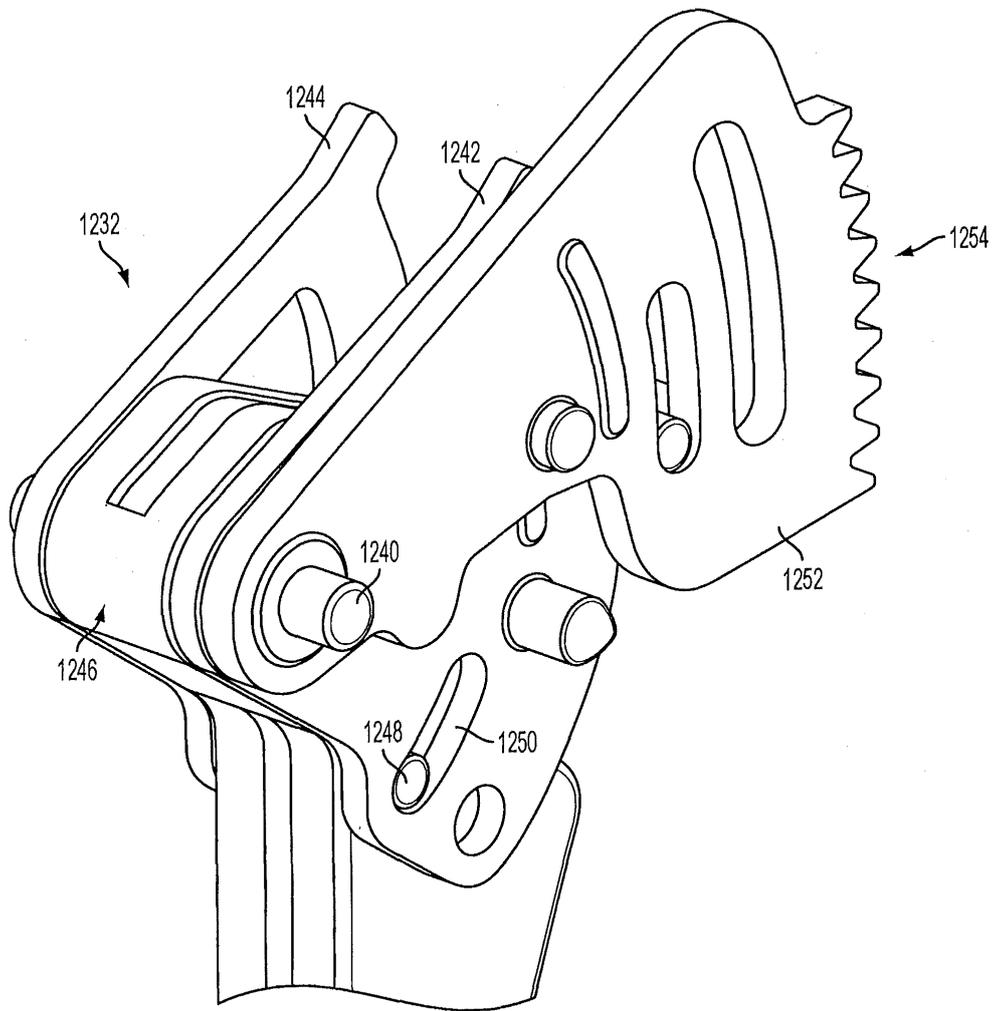
ФИГ.40



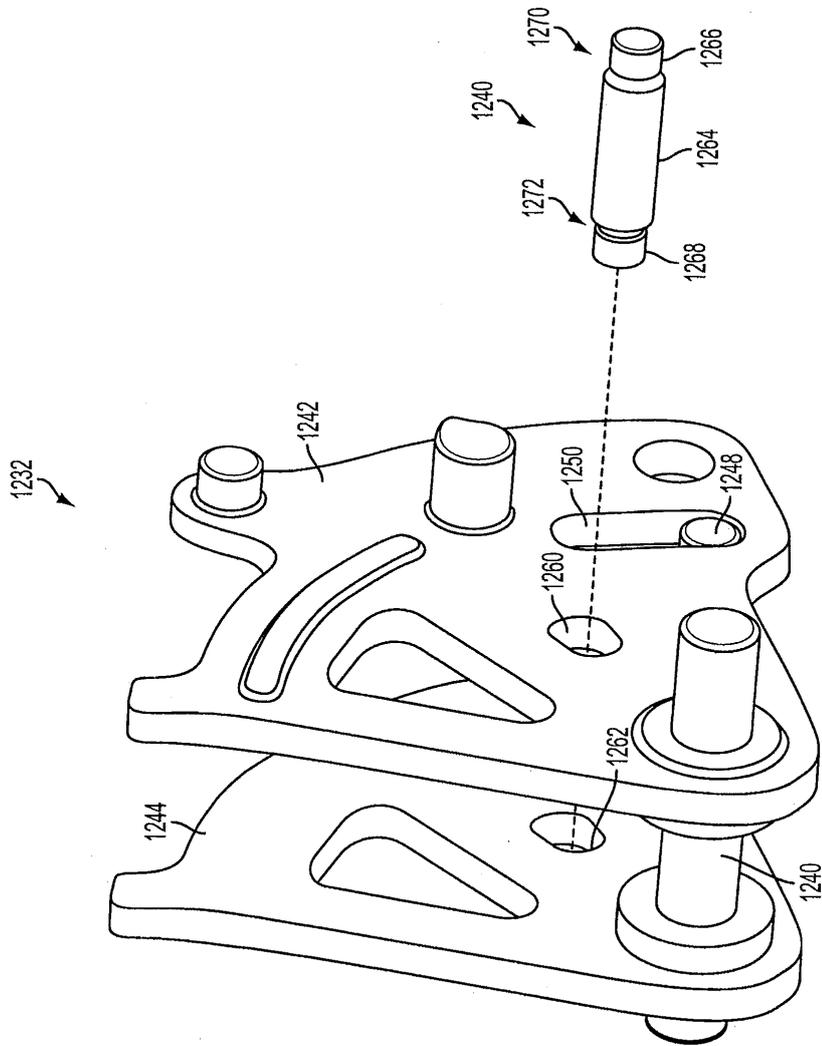
ФИГ.41



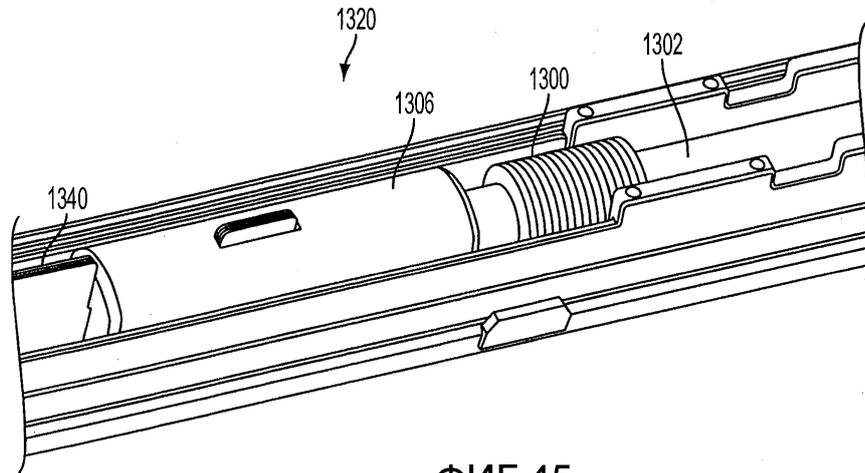
ФИГ.42



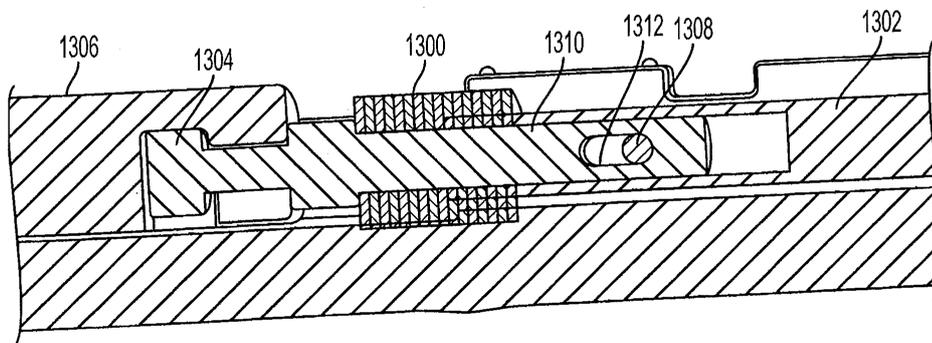
ФИГ.43



ФИГ.44



ФИГ.45



ФИГ.45А