

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **043322**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента
2023.05.12

(21) Номер заявки
202293290

(22) Дата подачи заявки
2021.05.12

(51) Int. Cl. *A61B 17/32* (2006.01)
A61B 18/04 (2006.01)
A61B 18/12 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)
A61M 1/00 (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)

(54) **МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ**

(31) **20200100249**

(32) **2020.05.13**

(33) **GR**

(43) **2023.02.06**

(86) **PCT/EP2021/062596**

(87) **WO 2021/228924 2021.11.18**

(71)(72)(73) Заявитель, изобретатель и
патентовладелец:

ΠΑΝΟΤΟΠΟΥΛΟΣ ΧΡΙΣΤΟΣ (CY)

(74) Представитель:

Медведев В.Н. (RU)

(56) US-A1-2017319264
GB-A-2513613
US-A-3916909
US-A1-2006287651
WO-A1-2015073643
US-B1-6511416
US-A-5643304

(57) Предложен многофункциональный хирургический инструмент (1). Многофункциональный хирургический инструмент (1) содержит проксимальную часть (13) и две ножки (14), причем каждая ножка содержит дистальный конец (11, 12), где положением по умолчанию многофункционального хирургического инструмента является открытое положение, где дистальные концы (11, 12) ножек (14) не соприкасаются в открытом положении, отличающийся тем, что каждая ножка (14) содержит аспирационный полуканал (26, 27), проксимальная часть (13) содержит соединение для аспирации (29) и по меньшей мере один из дистальных концов (11, 12) содержит по меньшей мере одно аспирационное отверстие (28), причем два полуканала (26, 27) выполнены с возможностью образовывать воздухонепроницаемый и водонепроницаемый непрерывный канал (25), соединяющий по меньшей мере одно аспирационное отверстие (28) с соединением для аспирации (29), когда многофункциональный хирургический инструмент находится в полностью закрытом положении, и выполнены с возможностью открывать аспирационный канал (25), когда многофункциональный хирургический инструмент не находится в полностью закрытом положении.

B1**043322****043322****B1**

Область техники

Настоящее изобретение относится к области хирургических инструментов, в частности к хирургическим инструментам для аспирации, более конкретно к многофункциональным инструментам для аспирации, объединяющим аспирацию с любым одним или несколькими из следующих действий: ирригация, тонкая диссекция тканей, тупая диссекция тканей, атравматическое удержание тканей, коагуляция, высушивание, фульгурация и выпаривание.

Уровень техники

Использование хирургических инструментов для каждого действия из числа аспирации, ирригации, тонкой и тупой диссекции тканей, атравматического удержания тканей и электрохирургии известно в данной области техники. Традиционно хирург использует разные инструменты для выполнения каждой из этих функций. Смена инструментов существенно увеличивает время операции, требуемое для проведения хирургического вмешательства.

Согласно исследованию Cheng с соавторами, проведенному в 2018 г.: "Длительное время операции связано с увеличением риска осложнений. Сводный анализ 66 наблюдательных исследований показал, что вероятность осложнений значительно возрастает с увеличением продолжительности операции, примерно удваиваясь при порогах операционного времени, превышающих 2 часа и более. Мета-анализы также продемонстрировали рост вероятности осложнений на 14% на каждые 30 минут дополнительного времени операции. Учитывая неблагоприятные последствия осложнений, сокращение времени операции должно быть общей целью хирургов, больниц и законодателей" (Cheng et al., "Prolonged operative duration is associated with complications: a systematic review and meta-analysis", Journal of Surgical Research, 2018, 229: 134-144).

Расслоение тканей (т.е. тонкая диссекция), тупая диссекция тканей, атравматическое удержание тканей, биполярная коагуляция тканей, ирригация и аспирация операционного поля являются примерами наиболее частых хирургических действий, занимающих большую часть времени в большинстве операций из-за постоянной необходимости смены инструментов. Сегодня много времени теряется из-за координации всех приведенных выше функций, так как хирургу необходимо часто переключаться между многочисленными инструментами и требуется постоянное взаимодействие и координация со своими ассистентами. Особенно когда операционное поле небольшое и находится под увеличением (например, при нейрохирургических или других микрохирургических процедурах), такая потеря времени и дополнительная сложность и невозможность исполнения значительны.

Центральное место во всех перечисленных выше действиях занимает способность хирурга ясно видеть, а значит видеть аспирацию крови, жидкостей, нежизнеспособных тканей, дымов. В настоящее время такую аспирацию проводят с помощью трубчатого ручного зонда, соединенного с трубкой/коллектором отрицательного давления и удерживаемого над ватным тампоном, чтобы избежать постоянной закупорки зонда и травмирования ткани всасыванием (ватные тампоны также раздражают ткань). При закупорке ассистирующая медсестра подает новый зонд, подсоединенный к трубке, и очищает предыдущий, вводя в него жидкость с помощью шприца. Шприцы, которые держит хирург или ассистенты, используют для ирригации операционного поля, чтобы улучшить видимость, а также снизить общий риск загрязнения ткани и уменьшить риск повреждения ткани теплом, выделяемым при использовании электрохирургических устройств.

Важным фактором во время операции также является частая необходимость удерживать ткань атравматичным способом с помощью щипцов или разрезать ножницами, поскольку при разрезании скоординированные орошение и аспирация ассистентом должны обеспечивать четкость обзора для хирурга.

Тупая диссекция тканей является еще одним действием, которое отнимает большую часть времени при большинстве операций и не претерпела существенных изменений за столетия. Тупая диссекция описывается как тщательное разделение тканей по плоскостям ткани либо пальцами, либо удобными тупыми инструментами при многих различных хирургических процедурах.

Контроль кровопотери является еще одним трудоемким требующим повышенного внимания действием во время операции, чтобы избежать или свести к минимуму необходимость введения пациенту чужеродной крови или продуктов крови. Коагуляцию кровоточащих кровеносных сосудов обычно проводят с помощью биполярных электрохирургических щипцов путем приложения к ткани высокочастотного (радиочастотного) электрического тока переменной полярности, так как при использовании таких щипцов в контур, образованный электродами, вводят только ограниченное количество ткани, что снижает риск нежелательных эффектов и степень термического повреждения ткани.

Однако такие биполярные щипцы не обладают способностью эффективно резать ткань, требуя, чтобы хирург, которому необходимо отрезать свернувшуюся ткань, выбрал другой инструмент (например, ножницы) для завершения диссекции. Таким образом, каждое из существующих хирургических устройств обеспечивает ограниченные функции и нуждается в частой замене.

В патенте США 2013/0066317 предпринята попытка решить эту проблему за счет создания биполярных электрохирургических щипцов, содержащих активный и обратный электрод на дистальных

концевых частях ножек щипцов, причем одна из ножек имеет выпускное отверстие для ирригационной жидкости, в то время как обратный электрод имеет аспирационное отверстие. Положение ножек щипцов и электрическую энергию, подаваемую на электроды, регулируют так, чтобы обеспечить диссекцию или коагуляцию ткани.

Это может сберегать некоторое время, так как в один инструмент встроены электрохирургические щипцы, средства выведения и средства аспирации. Однако в документе US 2013/0066317 ничего не говорится о том, как контролируют функции прибора для сведения к минимуму времени, необходимого для перехода с одного режима работы на другой. Кроме того, представленный в документе US 2013/0066317 инструмент страдает теми же ограничениями, что и традиционные инструменты для аспирации, которые периодически засоряются при использовании и должны регулярно заменяться ассистентом для чистки. В этом случае во время операции закупорка средств аспирации потребовала бы замены всего инструмента, что привело бы к дополнительному прерыванию работы хирургов. Из-за формы наконечников щипцов, описанных в этом документе, они непригодны для атравматического удержания тканей и тупой диссекции тканей, для которых также требуется выбирать другие инструменты.

Таким образом, желательна разработка улучшенного хирургического инструмента, который преодолевает ограничения предшествующего уровня техники. В частности, полезно разработать хирургический инструмент, способный удерживать ткань атравматически, тупо рассекать ткань и выполнять аспирацию с сокращением рабочего времени и сокращением прерывов для хирурга при сохранении высокой видимости. Следовательно, также полезно наличие хирургического инструмента, который дополнительно способен выполнять ирригацию, тонкую диссекцию ткани и различные электрохирургические процедуры на ткани, при этом позволяя хирургу эффективно контролировать эти процессы без помощи ассистента.

Описание изобретения

Изобретение предлагает многофункциональный хирургический инструмент. Многофункциональный хирургический инструмент содержит проксимальную часть и две ножки, причем каждая ножка имеет дистальный конец. Положением по умолчанию многофункционального хирургического инструмента является открытое положение. В открытом положении дистальные концы ножек не сходятся. Предпочтительно по умолчанию имеется зазор в 2-3 см между дистальными концами ножек. Каждая ножка содержит аспирационный полуканал. Проксимальная часть содержит соединение для аспирации и по меньшей мере один из дистальных концов ножек содержит по меньшей мере одно аспирационное отверстие. Два полуканала выполнены с возможностью образовывать воздухонепроницаемый и водонепроницаемый аспирационный канал, соединяющий по меньшей мере одно аспирационное отверстие с соединением для аспирации, когда многофункциональный хирургический инструмент находится в полностью закрытом положении, и выполнены с возможностью открывать аспирационный канал, когда многофункциональный хирургический инструмент не находится в полностью закрытом положении, так что аспирацию останавливают. Полностью закрытое положение может быть достигнуто, когда хирург плотно прижимает две ножки вместе, и открытое положение может быть достигнуто, когда хирург снимает некоторое давление с ножек инструмента. Это позволяет хирургу немедленно останавливать аспирацию за счет ослабления давления, тем самым защищая ткань, которая не подлежит аспирации.

Аспирационные полуканалы могут быть сужены до тупой атравматической точки на дистальном конце ножек инструмента в полностью закрытом положении. Она может быть использована для тупой диссекции тканей.

Аспирационные полуканалы могут содержать прозрачный материал, выполненный так, чтобы обеспечить визуализацию внутреннего пространства полуканалов.

Многофункциональный хирургический инструмент может содержать множество отверстий на его дистальном конце, причем размер отверстий подобран с возможностью ограничивать попадание ткани в аспирационный канал.

По меньшей мере одна ножка многофункционального хирургического инструмента может также содержать по меньшей мере один элемент хирургического зонда. Он может представлять собой любой удлинённый или по существу трубчатый элемент, выполненный с возможностью хирургического взаимодействия с тканью на его дистальном конце. Один или несколько других элементов хирургического зонда могут быть выполнены с возможностью использования энергии, подаваемой к нему в любой подходящей форме, для проведения коагуляции, высушивания, фульгурации, выпаривания или любой их комбинации. Энергия может быть подана, например, в виде переменного электрического тока.

Элемент хирургического зонда может представлять собой средство для проведения коагуляции, высушивания, фульгурации или выпаривания.

Элемент хирургического зонда может быть выполнен с возможностью проведения одной или нескольких из следующих хирургических процедур, включая в себя, но без ограничения, биполярную электрохирургию, монополярную электрохирургию, электрокаутеризацию, электрохирургию типа

"гифрекатор" ("hyfrecator"), криохирургию, аргон-плазменную хирургию, лазерную хирургию, ультразвуковую хирургию (ультразвуковой скальпель), микроволновую хирургию.

Каждая ножка инструмента может включать в себя элемент хирургического зонда, причем элемент хирургического зонда содержит электрод биполярных электрохирургических щипцов.

Аспирационные полуканалы могут состоять из электро-изоляционного материала и могут вмещать по меньшей мере один элемент хирургического зонда, например, электроды. Аспирационные полуканалы дополнительно или альтернативно могут вмещать ирригационные каналы. Когда ирригационный канал размещен внутри аспирационного канала, первый может быть использован для очистки закупорки одного или нескольких аспирационных отверстий. Это может быть выполнено путем активации ирригации, например, с помощью ножной педали и насоса, при этом удерживая инструмент в полностью закрытом положении. Повышение давления внутри аспирационного канала может быстро вытолкнуть материал закупорки наружу без прерывания операции.

Электроды могут иметь тупые атравматические дистальные концы, причем каждый из тупых атравматических дистальных концов может содержать внутреннюю поверхность, которой придают такую форму, чтобы удерживать ткань и/или электрохирургически коагулировать, высушивать, выпаривать и/или прижигать ткань.

Многофункциональный хирургический инструмент также может содержать по меньшей мере один ирригационный канал, выполненный с возможностью обеспечивать протекание ирригационной жидкости от соединения для ирригации на проксимальной части к ирригационному отверстию на дистальном конце ирригационного канала. Ирригационная жидкость может быть использована для охлаждения хирургического инструмента и для орошения хирургической раны. Ирригационная жидкость также может быть использована для очистки по меньшей мере одного аспирационного отверстия, когда оно закупорено, путем вытеснения материала из отверстия. Ирригационный канал может быть встроен в хирургический инструмент независимо от присутствия электродов или любого другого элемента хирургического зонда. Один или оба из аспирационных полуканалов могут вмещать ирригационный канал.

Ирригационное отверстие может быть расположено ближе к проксимальной части инструмента, чем тупые атравматические дистальные концы, так что, когда ирригация активирована, ирригационная жидкость, как правило, стекает в направлении по меньшей мере одного из тупых атравматических дистальных концов. Это может быть использовано для охлаждения тупых атравматических дистальных концов при проведении электрохирургии.

Тупые атравматические концы могут дополнительно иметь наружную поверхность, которая является выпуклой и по существу закругленной по форме. Наружная поверхность может иметь гладкую поверхность. Это может быть использовано для тупой диссекции тканей.

Электроды также могут иметь противоположащее лезвие на внутренней поверхности каждого электрода. Противоположащие лезвия могут быть расположены на расстоянии предпочтительно до 5 мм, более предпочтительно до 3 мм, от тупых атравматических концов электродов, так что лезвия не мешают удержанию ткани и электрохирургическим процедурам. Лезвия могут быть размещены в прозрачных аспирационных полуканалах, чтобы хирург мог четко видеть процесс рассечения с разных сторон.

Соединение для аспирации хирургического инструмента может быть выполнено с возможностью соединять аспирационный канал с внешним отсасывающим механизмом.

Проксимальная часть хирургического инструмента также может содержать энергетические соединения, выполненные с возможностью соединять каждый элемент хирургического зонда с соответствующим источником энергии, предпочтительно электрическое соединение, подключающее каждый электрод к источнику электричества, и непроницаемое для жидкости соединение, выполненное с возможностью соединять по меньшей мере один ирригационный канал с источником ирригационной жидкости.

Источник энергии может быть выполнен с возможностью подавать энергию в любой форме, подходящей для проведения коагуляции, высушивания, фульгурации или выпаривания с использованием элемента электрического зонда. По меньшей мере один источник энергии может быть выполнен с возможностью подавать энергию в одной из следующих форм: микроволны, переменный электрический ток, постоянный электрический ток, лазерные лучи, ультразвуковые волны, температурные изменения, вибрация.

Соединения могут быть подключены к блоку управления для обеспечения независимого включения/выключения электрического тока, потока ирригационной жидкости и аспирации и для управления значением одного или нескольких из следующих параметров: напряжение, ток, частота, форма волны, интенсивность, температура, расход ирригационной жидкости, давление ирригационной жидкости, скорость аспирации и отрицательное давление аспирации.

Блок управления может включать в себя первую ножную педаль для управления по меньшей мере одним элементом хирургического зонда, вторую ножную педаль для управления ирригацией и третью ножную педаль для управления аспирацией.

Блок управления дополнительно или альтернативно может включать в себя первый ручной переключатель для управления по меньшей мере одним элементом хирургического зонда, второй ручной переключатель для управления ирригацией и третий ручной переключатель для управления аспирацией. Также могут быть использованы любые другие средства управления, активируемые рукой или ногой, включая в себя, но без ограничения, циферблаты, колеса, кнопки или рычаги. Такие же или дополнительные средства контроля могут быть выполнены с возможностью использования хирургом или ассистентом. Средства управления могут быть удобно расположены в пределах досягаемости хирурга и/или ассистента.

Краткое описание чертежей

Для завершения описания и для лучшего понимания изобретения предложен набор чертежей. Указанные чертежи составляют неотъемлемую часть описания и иллюстрируют вариант осуществления изобретения, который не следует интерпретировать как ограничивающий объем изобретения, а следует рассматривать просто в качестве примера того, как изобретение может быть осуществлено. Чертежи включают в себя следующие фигуры.

Фиг. 1 представляет собой перспективный вид многофункционального хирургического инструмента в соответствии с первым предпочтительным вариантом осуществления изобретения.

Фиг. 2 представляет собой перспективный вид дистальных концов электродов электрохирургических щипцов в открытом положении, изолированных от других компонентов инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 3 представляет собой перспективный вид дистальных концов электродов по первому предпочтительному варианту осуществления в открытом положении.

Фиг. 4 представляет собой перспективный вид дистальных концов электродов по первому предпочтительному варианту осуществления в закрытом положении.

Фиг. 5 представляет собой перспективный вид проксимальной части электродов по первому предпочтительному варианту осуществления и части системы управления.

Фиг. 6 представляет собой перспективный вид дистальных концов ирригационного канала, изолированного от других компонентов инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 7 представляет собой перспективный вид ирригационного канала по первому предпочтительному варианту осуществления, включающего в себя проксимальную часть, но не дистальные концы.

Фиг. 8 представляет собой другой перспективный вид проксимальной части ирригационного канала по первому предпочтительному варианту осуществления и части системы управления.

Фиг. 9 представляет собой вид сбоку дистального конца аспирационного канала в закрытом положении, изолированного от других компонентов инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 10 представляет собой вид спереди аспирационного канала по первому предпочтительному варианту осуществления в открытом положении.

Фиг. 11 представляет собой перспективный вид частично собранного инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления, включающего в себя электроды и ирригационный канал.

Фиг. 12 представляет собой перспективный вид дистальных концов полностью собранного инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 13 представляет собой перспективный вид проксимальной части полностью собранного инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 14 представляет собой иллюстрацию системы управления, подключенной к инструменту в соответствии с первым предпочтительным вариантом осуществления изобретения.

Фиг. 15 представляет собой иллюстрацию тупой диссекции тканей с использованием аспирационных полуканалов многофункционального хирургического инструмента в соответствии со вторым предпочтительным вариантом осуществления.

Фиг. 16 представляет собой дополнительную иллюстрацию тупой диссекции тканей с использованием многофункционального хирургического инструмента по второму предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 17 представляет собой иллюстрацию атравматического удержания кровеносного сосуда с использованием многофункционального хирургического инструмента по второму предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 18 представляет собой иллюстрацию заполнения хирургической раны жидкостью.

Фиг. 19 представляет собой иллюстрацию стадии подготовки к аспирации жидкости с использованием многофункционального хирургического инструмента по второму предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 20 представляет собой иллюстрацию стадии аспирации жидкости с использованием многофункционального хирургического инструмента по второму предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 21 представляет собой увеличенный вид удержания кровеносного сосуда при подготовке к коагуляции с использованием многофункционального хирургического инструмента в соответствии с первым предпочтительным вариантом осуществления.

Фиг. 22 представляет собой иллюстрацию стадии подготовки к активации коагуляции и ирригации с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 23 представляет собой иллюстрацию стадии коагуляции и ирригации с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 24 представляет собой дополнительную иллюстрацию стадии коагуляции и ирригации с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления, показывающую заполнение раны жидкостью.

Фиг. 25 представляет собой иллюстрацию стадии аспирации дыма с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 26 представляет собой иллюстрацию стадии аспирации жидкости с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Фиг. 27 представляет собой иллюстрацию стадии тонкой диссекции с использованием многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления.

Описание предпочтительных вариантов осуществления изобретения

Фиг. 1 показывает многофункциональный хирургический инструмент 1 в соответствии с первым предпочтительным вариантом осуществления изобретения. Многофункциональный хирургический инструмент 1 содержит два дистальных конца 11, 12 и проксимальную часть 13. Проксимальная часть 13 может быть выполнена в такой форме, чтобы смещать дистальные концы 11, 12 инструмента друг от друга. Инструмент может иметь форму, подобную байонетным щипцам. Дистальные концы инструмента представляют собой концы двух ножек 14, которые могут иметь прерывистую форму. Из-за смещения пользователь инструмента, следовательно, должен прикладывать давление, чтобы свести две ножки вместе, и ослаблять это давление, чтобы дать возможность инструменту вернуться в его открытое по умолчанию положение, где дистальные концы не соприкасаются. Проксимальная часть 13 может быть выполнена с возможностью опоры на руку пользователя во время применения. Пользователь может открывать и закрывать инструмент, соответственно прикладывая и ослабляя давление к проксимальной части ножек инструмента перед отклонением байонетного соединения.

Многофункциональный хирургический инструмент по первому предпочтительному варианту осуществления содержит три основных компонента, которые позднее будут описаны по отдельности: пара электродов, ирригационный канал и аспирационный канал. Каждый из них подключен с помощью проводов или трубок к блоку управления. Соединения могут быть установлены на проксимальной части 13 инструмента. Блок управления, например, может включать в себя систему управления ножной pedalью, с помощью которой при нажатии на соответствующую педаль активируются электроды, процесс ирригации или процесс аспирации.

Фиг. 2 показывает электроды 15, 16 изолированно. Электроды 15, 16 образуют биполярные электрохирургические щипцы. Предпочтительно оба электрода представляют собой активные электроды, как это обычно бывает в электрохирургических щипцах. С другой стороны, один из электродов может быть активным электродом, тогда как другой может быть пассивным электродом. Электроды могут содержать атравматические концы 17, 18, каждый из которых имеет по существу плоскую внутреннюю поверхность и по существу закругленную и гладкую (гладкую и обтекаемую) наружную поверхность, так что атравматические концы могут быть использованы для удержания ткани и тупой диссекции тканей. Наружная поверхность атравматических концов может быть очень гладкой или полированной. На внутренней поверхности каждого электрода и на расстоянии, например, 2-3 мм от концов, находится противоположащее лезвие 19. Пара противоположащих лезвий 19 образует ножницы, приемлемые для тонкого рассечения тканей. Например, атравматические концы 17, 18 могут быть сначала использованы, чтобы выбрать и электрохирургически коагулировать кровеносный сосуд перед тем, как лезвия 19 используют для разрезания того же самого кровеносного сосуда.

Фиг. 3 и 4 представляют собой виды спереди электродов 15, 16 в открытом и закрытом положении, соответственно. Фигуры показывают, что в закрытом положении лезвия слегка перекрываются, создавая режущее действие, тогда как атравматические концы 17, 18 плотно прилегают друг к другу.

Фиг. 5 показывает проксимальные концы электродов 15, 16. Они собраны в виде части многофункционального хирургического инструмента по первому предпочтительному варианту осуществления, так что проксимальные концы остаются отделенными друг от друга, и каждый конец содержит электрическое соединение 20, которое сопряжено с блоком управления. Блок управления может подавать электрический ток к активным электродам, а также управлять протеканием тока и

включать или выключать его. С другой стороны, соединение 20 может подавать любую другую форму энергии, например, ультразвуковые волны или лазерные лучи. Предпочтительно блок управления включает в себя ножную педаль управления для электродов, так что нажатие ножной педали активирует и/или увеличивает протекание тока, а высвобождение ножной педали останавливает ток. Могут быть использованы альтернативные варианты, такие как ручные переключатели, и можно контролировать дополнительные электрохирургические параметры.

Фиг. 6 представляет собой вид спереди ирригационных каналов 21, 22. В многофункциональном хирургическом инструменте они могут быть собраны приблизительно параллельно с электродами 15, 16. Ирригационные каналы содержат отверстия 23 на их дистальных концах, через которые может выходить ирригационная жидкость. Жидкость может представлять собой, например, изотонический физиологический раствор.

Фиг. 7 и 8 показывают проксимальные части ирригационных каналов 21, 22. Каналы являются непрерывными друг с другом и содержат соединение для переноса жидкости 24, которое может быть сопряжено с источником жидкости, насосом и блоком управления, который может содержать ножную педаль для включения и выключения потока и управления расходом или любым другим параметром потока.

Фиг. 9 показывает вид сбоку аспирационного канала 25. Он состоит из двух полуканалов 26, 27, которые образуют воздухонепроницаемый канал 25 только тогда, когда многофункциональный хирургический инструмент находится в полностью закрытом положении, а два полуканала формируют уплотнение вдоль их продольных краев. Полуканалы 26, 27 могут быть выполнены с возможностью размещения ирригационных каналов и электродов внутри их полых частей. Полуканалы 26, 27 могут быть выполнены с возможностью быть электрически изолирующими. Более предпочтительно полуканалы 26, 27 могут быть выполнены из прозрачного материала, чтобы обеспечить визуализацию внутренних компонентов и тканей при применении. Более предпочтительно полуканалы могут быть выполнены из прозрачного хирургического поликарбоната, который является как электроизолирующим, так и прозрачным.

Фиг. 10 показывает вид спереди полуканалов 26, 27 в открытом положении. Дистальные концы полуканалов 26, 27 могут содержать множество мелких отверстий 28, например, с диаметром 0,1-0,2 мм, через которые жидкости или газы могут всасываться в канал. Размер и плотность отверстий могут быть такими, чтобы исключить нежелательную аспирацию ткани, поскольку ткань отфильтровывают из канала 25. Отверстия 28 могут функционировать в качестве альтернативы ватному тампону, через который традиционно проводят аспирацию.

Фиг. 11 показывает частично собранный инструмент, включая положения ирригационных каналов 21, 22 и электродов 15, 16. Ирригационные отверстия 23 расположены немного ближе к проксимальной части инструмента, так что ирригация может быть проведена во время электрохирургического процесса, в результате чего жидкость закачивается или стекает вниз в направлении атравматических концов 17, 18 электродов. Например, ирригационные отверстия 23 могут находиться, по меньшей мере, на расстоянии 0,1 мм от атравматических концов 17, 18.

Фиг. 12 показывает полностью собранный многофункциональный хирургический инструмент 1 по первому предпочтительному варианту осуществления, где ирригационные каналы 21, 22 и электроды 15, 16 размещены внутри соответствующих аспирационных полуканалов 26, 27.

Фиг. 13 показывает соединения на проксимальной части многофункционального хирургического инструмента 1. Эти соединения включают в себя электрические соединения 20, соединение для жидкости 24 и соединение для воздуха 29. Эта фигура также показывает, что аспирационный канал представляет собой непрерывную непроницаемую для жидкости трубку, вмещающую ирригационные каналы и электроды, на проксимальной части многофункционального хирургического инструмента и разделен в продольном направлении вдоль ножек инструмента.

Фиг. 14 иллюстрирует пример блока управления 30, включающий в себя ножные педали 31, 32, 33. Педали могут быть использованы так, как описано выше, для управления коагуляцией, ирригацией и аспирацией, соответственно. В случае аспирации высвобождение ножной педали 33 может останавливать аспирацию. Кроме того, снятие давления, приложенного к ножкам инструмента, так что они возвращаются в открытое положение, также гарантировало бы немедленную остановку аспирации, обеспечивая сохранность ткани.

Фиг. 15-27 показывают необязательные этапы, на которых многофункциональный хирургический инструмент 1 по первому и второму предпочтительному варианту осуществления может быть использован в хирургии. Такие этапы могут быть проведены в любом порядке и при необходимости любые этапы могут быть опущены или повторены.

Фиг. 15 показывает использование многофункционального хирургического инструмента в соответствии со вторым предпочтительным вариантом осуществления для тупой диссекции в открытой ране. Инструмент содержит прозрачные аспирационные полуканалы 26, 27, которые сужаются в направлении дистальной точки и содержат мелкие отверстия близко к дистальным концам полутрубок. Этот вариант осуществления изобретения не включает в себя электроды или ирригационные каналы.

Полуканалы 26, 27 используют для манипулирования тканью 40 в хирургической ране, чтобы получить доступ к кровеносному сосуду 41. Аспирация еще не активирована и полуканалы удерживают в промежуточном положении между открытым и закрытым, хотя они и введены в рану.

Фиг. 16 показывает этап, на котором полуканалы 26, 27 используют, чтобы открыть участок ткани 40, освобождая кровеносный сосуд 41. Пользователь снимает давление с ножек инструмента к проксимальной части инструмента, перемещая их в направлении открытого положения. Эту функцию выполняют округленные внешние поверхности 26, 27, сводя до минимума нежелательное повреждение ткани.

Фиг. 17 показывает этап, на котором тупоконечные дистальные концы полуканалов 26, 27 используют для удержания и манипулирования с кровеносным сосудом 41, на котором должна быть проведена желаемая электрохирургия.

Фиг. 18 показывает еще один этап, на котором инструмент используют для удержания кровеносного сосуда 41. Рана может быть заполнена кровью или другими жидкостями, которые используют на этом этапе. Это может уменьшить видимость тканей в ране.

Фиг. 19 иллюстрирует использование многофункционального хирургического инструмента по второму предпочтительному варианту осуществления на этапе подготовки к аспирации избытка жидкости, заполнившей рану. Пользователь вручную прикладывает сильное давление, сводя две ножки вместе. Затем пользователь готовится активировать аспирацию, например, поставив ногу на ножную педаль 33, как показано на фигуре.

Фиг. 20 иллюстрирует этап аспирации жидкости 42 из раны. Пользователь вводит закрытый аспирационный канал 25 в жидкость, которую необходимо отсосать, так чтобы мелкие отверстия 28 были погружены в жидкость. Затем пользователь нажимает ногой на ножную педаль аспирации. Насос в блоке управления 30 (не показано) может создавать отрицательное давление в трубках, неразрывных с каналом 25. Это приводит к аспирации жидкости в прозрачный канал 25 и через соединение 29 (не показано) в накопительное или дренажное устройство, предпочтительно в сборный приемник.

Фиг. 21 показывает использование многофункционального хирургического инструмента в соответствии с первым предпочтительным вариантом осуществления для удержания кровеносного сосуда 41, готового к коагуляции, чтобы закрыть его. В этом варианте осуществления инструмент содержит электроды и ирригационные каналы в полостях аспирационных полуканалов, предпочтительно заделанные в материал полуканалов. Ножная педаль управляет каждым действием из числа аспирации, коагуляции и ирригации. Ножные педали 31, 32 для коагуляции и ирригации находятся по соседству друг с другом, так что пользователь может легко активировать обе одновременно, как это часто необходимо.

Фиг. 22 иллюстрирует активацию с использованием ножных педалей 31 и 32 процессов коагуляции и ирригации. Дуга электрического тока проходит между атрауматическими концами 17, 18 электродов, нагревая часть кровеносного сосуда 41. Активация ирригации заставляет ирригационную жидкость течь, например, с помощью насоса, через ирригационные каналы 21, 22 и из ирригационных отверстий 23. Ирригационная жидкость может быть выведена преимущественно через зор, образованный дистальными концами инструмента, когда они не полностью закрыты и/или через мелкие отверстия 28.

Фиг. 23 и 24 иллюстрируют следующий этап электрохирургии, где активированы и ирригация и коагуляция, а хирургическая рана начинает заполняться ирригационной жидкостью 42. Ирригационная жидкость охлаждает атрауматические концы 17, 18 и окружающую ткань при проведении электрохирургии. Это может предупредить нежелательное термическое повреждение здоровых тканей. Жидкость 42 также может содержать любые жидкости, выделяемые раной. Это может повлиять на видимость ткани, и ее необходимо подвергнуть аспирации.

Фиг. 25 показывает этап аспирации дыма. Дымы, образующиеся при электрохирургии, токсичны и могут затруднять видимость, так что предпочтительно их отсасывать перед аспирацией жидкости 42. На этом этапе инструмент 1, снова в закрытом положении, может быть перемещен так, чтобы отверстия 28 находились в непосредственной близости к источнику любого дыма, образующегося при электрохирургической процедуре.

Фиг. 26 показывает этап аспирации жидкости. Инструменту 1 позволяют открыться, чтобы освободить кровеносный сосуд 41. Инструмент перемещают и прикладывают ручное давление к ножкам инструмента, переводя их в полностью закрытое положение, так что два две половинки аспирационного канала 25 сходятся вместе и образуют водонепроницаемый и воздухонепроницаемый канал. Инструмент 1 затем вводят в жидкость. Пользователь может активировать аспирацию нажатием ножной педали 33, вызывая отсасывание материала из раны. Отверстия 28 аспирационного канала погружают в подлежащую аспирации жидкость. Эти отверстия препятствуют аспирации живой ткани, так что при необходимости из раны удаляют только избыток жидкости 42. Кроме того, давление, используемое для закрытия инструмента, может быть снято в любое время для немедленной остановки аспирации. Это предупреждает нежелательное повреждение ткани. После завершения аспирации как жидкости, так и газа и после того, как хирургический обзор очищен, ножная педаль, управляющая аспирацией, может быть высвобождена.

Фиг. 27 показывает этап резки. Инструменту дают возможность немного открыться путем ослабления ручного давления. Противоположные лезвия 19 инструмента затем позиционируют на любой стороне коагулированного участка кровеносного сосуда и ножки снова закрывают, выполняя режущее действие. Прозрачный материал аспирационного канала позволяет пользователю видеть кровеносный сосуд 41 и лезвия 19 таким образом, чтобы расположить их точно и предупредить нежелательное повреждение ткани. В результате кровеносный сосуд может быть перерезан без кровотечения.

В третьем предпочтительном варианте осуществления изобретения, не показанном на фигурах, многофункциональный хирургический инструмент вместо множества микроотверстий содержит только одно макроотверстие 28 на его дистальном конце. Это единственное отверстие может охватывать один или оба аспирационных полуканала 26, 27.

В четвертом предпочтительном варианте осуществления изобретения, также не показанном на фигурах, система управления выполнена с возможностью контролировать подачу энергии в форме электромагнитных волн в микроволновом спектре (от 300 МГц до 300 ГГц) к одному или двум элементам зонда, установленным в полости одного или обоих полуканалов 26, 27 соответственно, так что инструмент приемлем для проведения микроволновой коагуляции.

В данном тексте термин "содержит" и его производные (такие как "содержащий" и т.д.) не следует понимать в исключаяющем смысле, т.е. эти термины не следует толковать как исключаящие возможность того, что описываемое и определяемое может включать в себя дополнительные элементы, этапы и т.д.

С другой стороны, изобретение, очевидно, не ограничивается конкретными вариантами осуществления, описанными в настоящем документе, а также охватывает любые варианты, которые могут быть рассмотрены любым специалистом в данной области техники (например, в отношении выбора материалов, размеров, компонентов, конфигурации и т.д.) в пределах общего объема изобретения, определенного в формуле изобретения.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Многофункциональный хирургический инструмент (1) для тупой диссекции, содержащий проксимальную часть (13) и две ножки (14), причем каждая ножка содержит тупоконечный дистальный конец (11, 12), причем положением по умолчанию многофункционального хирургического инструмента является открытое положение, причем тупоконечные дистальные концы (11, 12) ножек (14) не соприкасаются в открытом положении, причем каждая ножка (14) содержит аспирационный полуканал (26, 27), сужающийся в направлении дистальной точки, причем проксимальная часть (13) содержит соединение для аспирации (29), причем по меньшей мере один из дистальных концов (11, 12) содержит по меньшей мере одно аспирационное отверстие (28), расположенное на его дистальном конце, причем два полуканала (26, 27) выполнены с возможностью образовывать воздухонепроницаемый и водонепроницаемый аспирационный канал (25), соединяющий по меньшей мере одно аспирационное отверстие (28) с соединением для аспирации (29) для аспирации жидкости, когда многофункциональный хирургический инструмент находится в полностью закрытом положении, и причем два полуканала (26, 27) выполнены с возможностью открывать аспирационный канал (25), когда многофункциональный хирургический инструмент не находится в полностью закрытом положении, в результате чего инструмент (1) приспособлен для немедленного предупреждения повреждения ткани во время аспирации жидкости за счет немедленной остановки аспирации при открытии аспирационного канала (25).

2. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.1, в котором аспирационные полуканалы (26, 27) сужаются к тупой атрауматической точке на дистальном конце ножек (14) инструмента в полностью закрытом положении и/или в котором аспирационные полуканалы (26, 27) изготовлены из прозрачного материала, выполненного с возможностью обеспечивать визуализацию внутренней части полуканалов (26, 27).

3. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из предыдущих пунктов, в котором аспирационный канал (25) содержит множество отверстий (28) на его дистальном конце, причем размер отверстий (28) выполнен с возможностью ограничивать поступление ткани в аспирационный канал (25), предпочтительно где размер каждого отверстия (28) составляет от 0,1 до 0,2 мм в диаметре.

4. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из предыдущих пунктов, в котором по меньшей мере одна ножка (14) инструмента дополнительно содержит по меньшей мере один элемент хирургического зонда.

5. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.4, в котором по меньшей мере один элемент хирургического зонда выполнен с возможностью осуществлять одну или несколько из следующих процедур: биполярная электрохирургия, монополярная электрохирургия, электрокаутеризация, электрохирургия типа "гифрекактор", криохирургия, аргон-плазменная хирургия, лазерная хирургия, ультразвуковая хирургия и микроволновая хирургия.

6. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.4, в котором каждая ножка (14) инструмента содержит элемент хирургического зонда и в котором элемент хирургического зонда содержит

электрод (15, 16) биполярных электрохирургических щипцов, предпочтительно в котором аспирационные полуканалы (26, 27) содержат электроизолирующий материал и вмещают электроды (15, 16).

7. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.6, в котором электроды (15, 16) имеют тупые атравматические дистальные концы (17, 18), причем каждый из тупых атравматических дистальных концов (17, 18) содержит внутреннюю поверхность, которой придают такую форму, чтобы удерживать, электрохирургически коагулировать, высушивать, испарять и/или прижигать ткань.

8. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из пп.6 или 7, в котором многофункциональный хирургический инструмент дополнительно содержит по меньшей мере один ирригационный канал (21, 22), выполненный с возможностью обеспечивать протекание ирригационной жидкости из непроницаемого для жидкости соединения для ирригации (24) на проксимальной части (13) к ирригационному отверстию (23) на дистальном конце ирригационного канала (21, 22), причем непроницаемое для жидкости соединение (24) выполнено с возможностью подсоединения по меньшей мере одного ирригационного канала (21, 22) к источнику ирригационной жидкости.

9. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.8, в котором ирригационное отверстие (23) расположено ближе к проксимальной части (13) инструмента, чем тупые атравматические дистальные концы (17, 18), так что ирригационная жидкость имеет тенденцию стекать в направлении по меньшей мере одного из тупых атравматических дистальных концов (17, 18).

10. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из пп.7-9, в котором тупые атравматические концы (17, 18) дополнительно содержат наружную поверхность, которая является выпуклой и по существу закругленной по форме.

11. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из пп.5-10, в котором электроды (15, 16) дополнительно содержат противолежащее лезвие (19) на внутренней поверхности каждого электрода (15, 16), причем противолежащие лезвия (19) расположены на расстоянии от тупых атравматических дистальных концов (17, 18) электродов, так что лезвия (19) не мешают удержанию ткани и электрохирургическим процедурам.

12. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из предыдущих пунктов, в котором соединение для аспирации (29) выполнено с возможностью подсоединять аспирационный канал (25) к внешнему отсасывающему механизму.

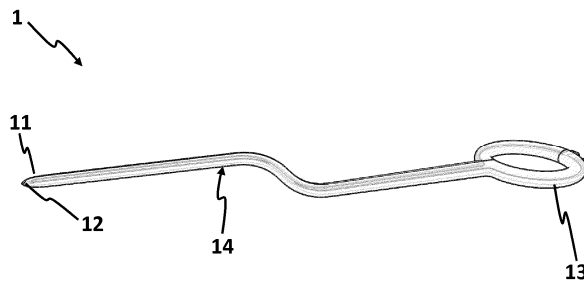
13. Многофункциональный хирургический инструмент (1) по любому из пп.8-12, в котором проксимальная часть (13) хирургического инструмента дополнительно содержит энергетическое соединение (20), выполненное с возможностью подключать каждый элемент хирургического зонда к соответствующему источнику энергии.

14. Система, содержащая многофункциональный хирургический инструмент (1) по п.13 и блок управления (30), причем блок управления (30) выполнен с возможностью обеспечивать независимое включение и выключение источника энергии, потока ирригационной жидкости и аспирации и управлять значением одного или несколько из следующих параметров: напряжение, ток, частота, форма волны, интенсивность, температура, расход ирригационной жидкости, давление ирригационной жидкости, скорость аспирации и отрицательное давление аспирации, где соединения (20, 24, 29) также подключены к блоку управления (30).

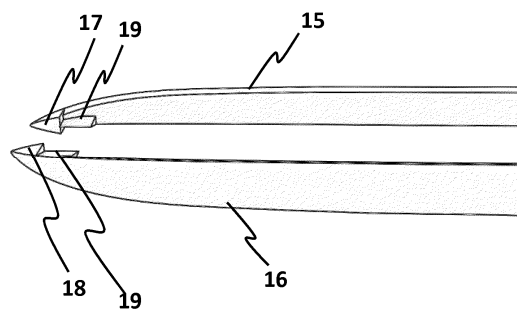
15. Система по п.14, в котором блок управления (30) содержит

первую ножную педаль (31) для управления по меньшей мере одним элементом хирургического зонда, вторую ножную педаль (32) для управления ирригацией и третью ножную педаль (33) для управления аспирацией; или

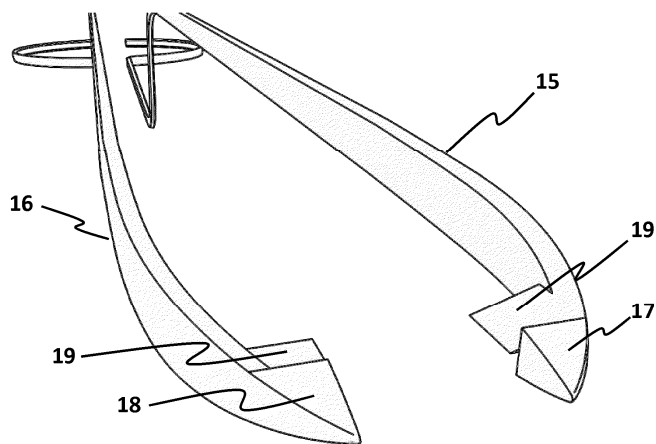
первый ручной переключатель для управления по меньшей мере одним элементом хирургического зонда, второй ручной переключатель для управления ирригацией и третий ручной переключатель для управления аспирацией.



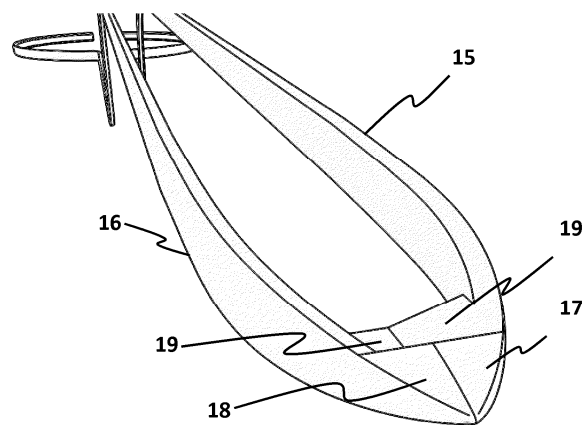
Фиг. 1



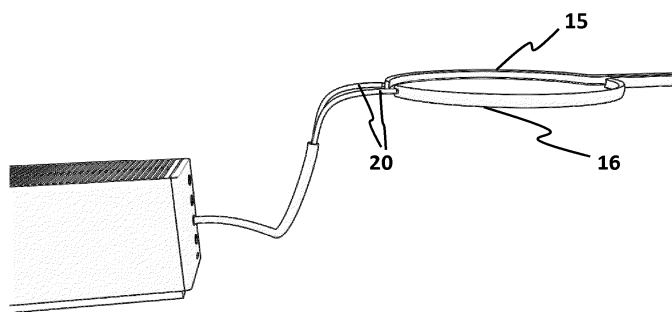
Фиг. 2



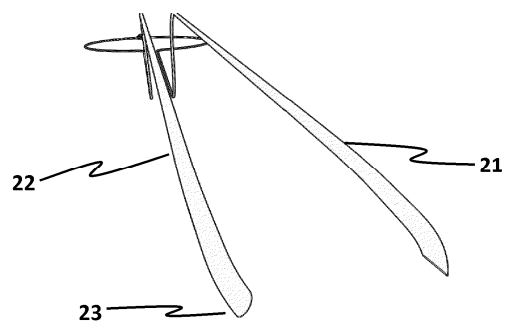
Фиг. 3



Фиг. 4

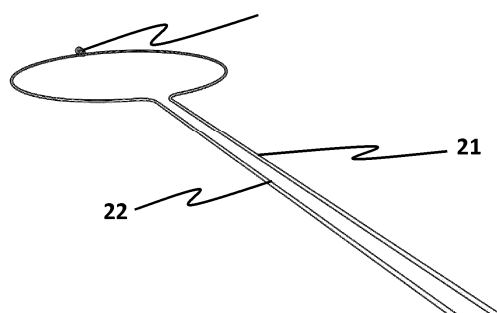


Фиг. 5

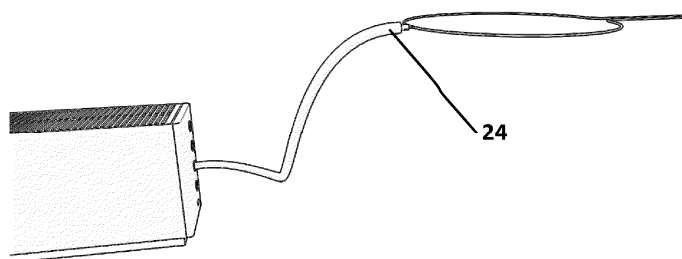


Фиг. 6

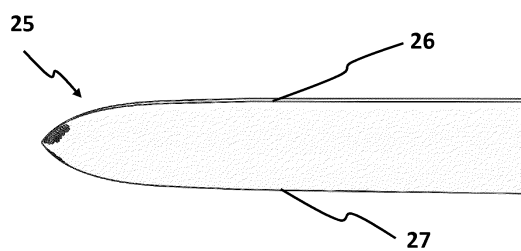
24



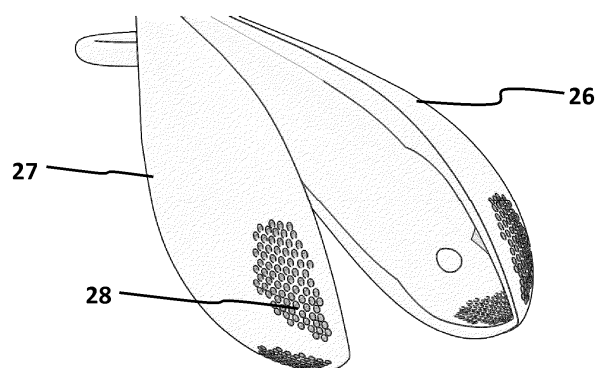
Фиг. 7



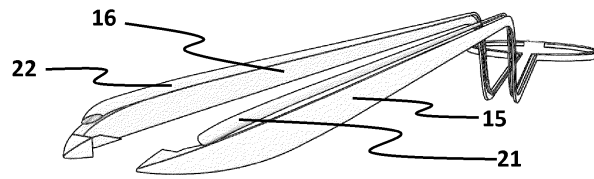
Фиг. 8



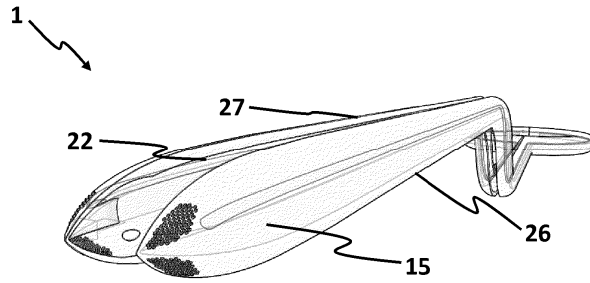
Фиг. 9



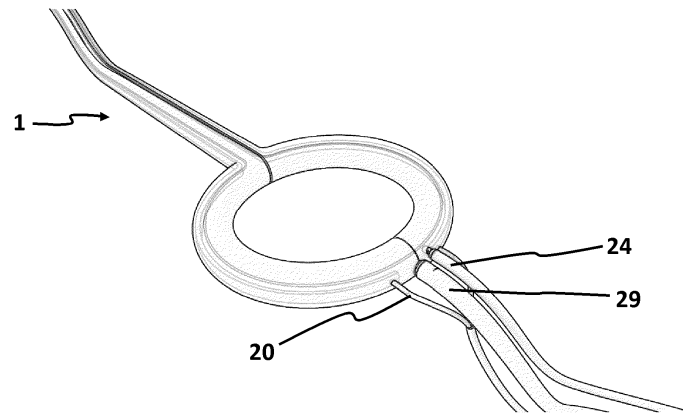
Фиг. 10



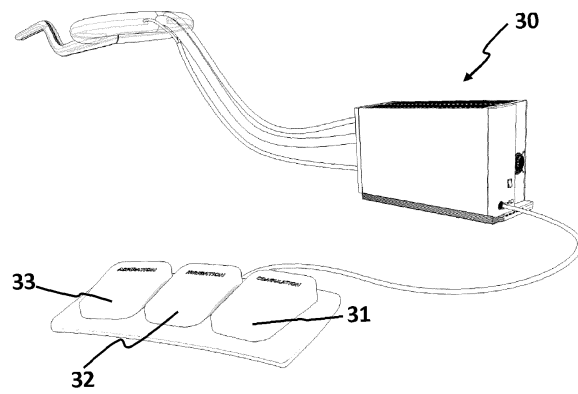
Фиг. 11



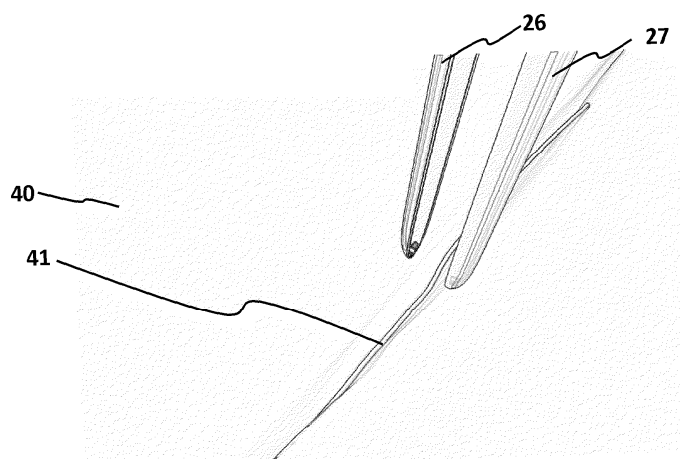
Фиг. 12



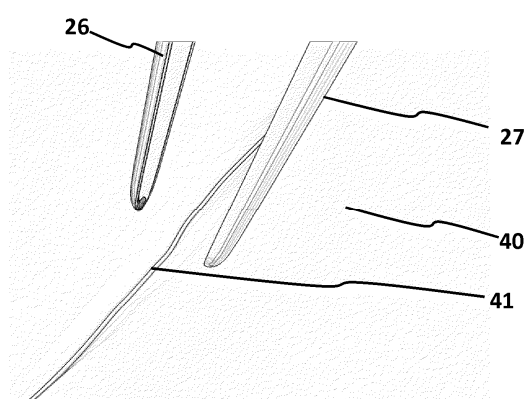
Фиг. 13



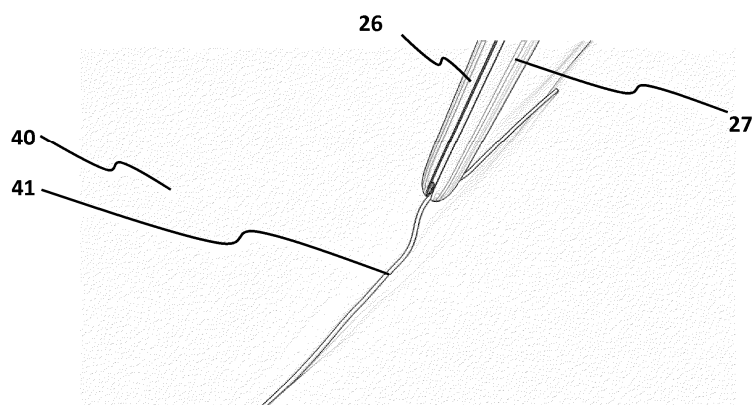
Фиг. 14



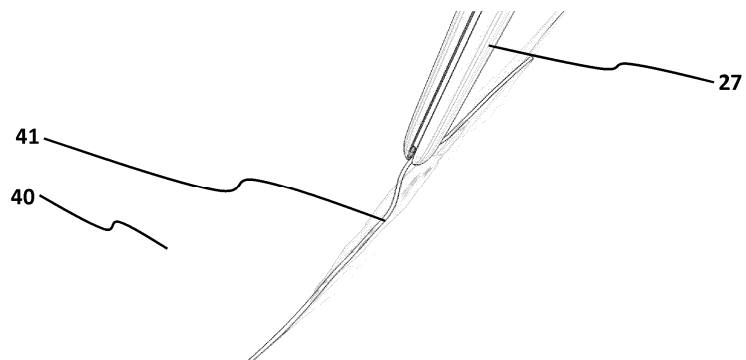
Фиг. 15



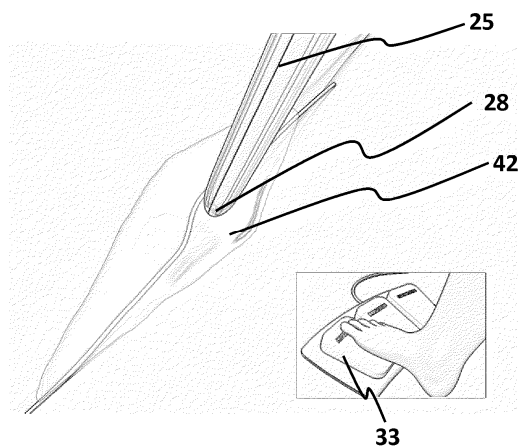
Фиг. 16



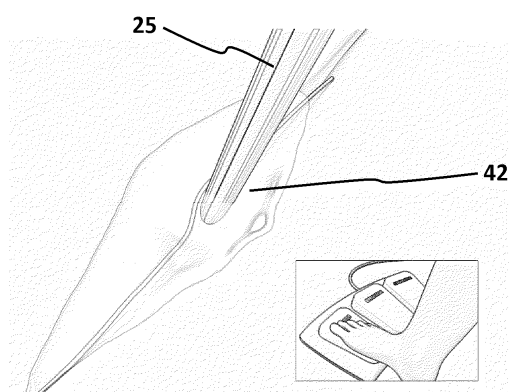
Фиг. 17



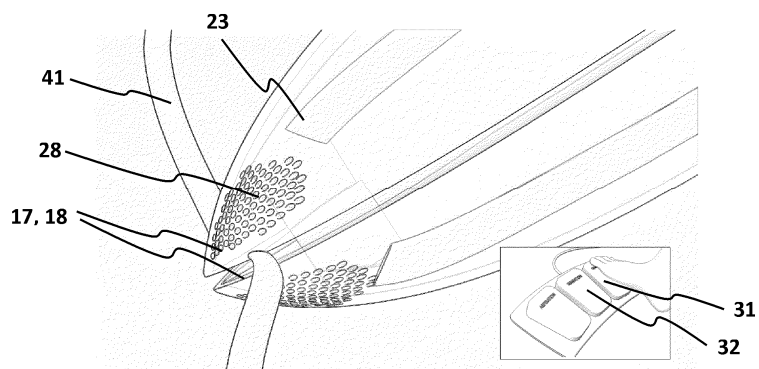
Фиг. 18



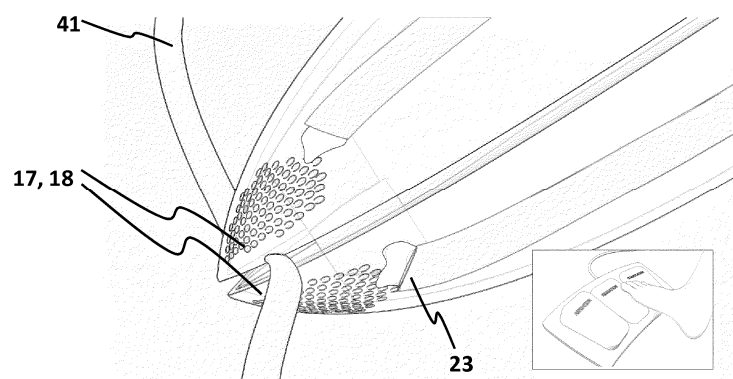
Фиг. 19



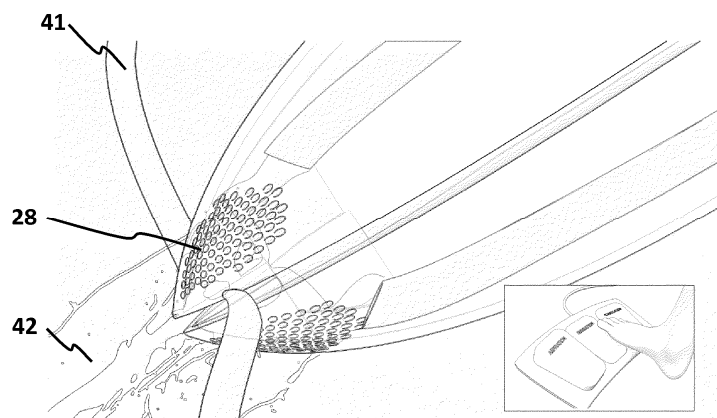
Фиг. 20



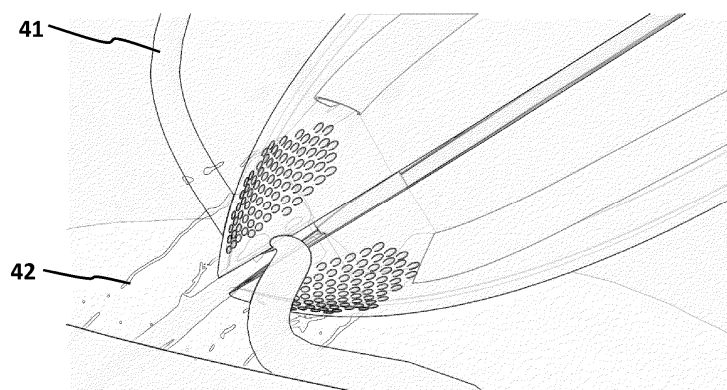
Фиг. 21



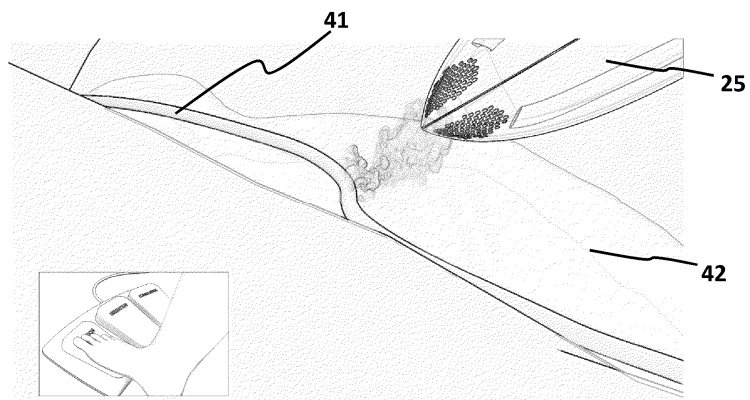
Фиг. 22



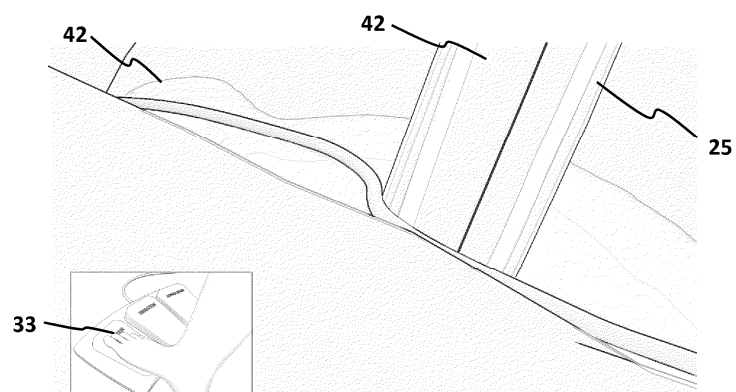
Фиг. 23



Фиг. 24



Фиг. 25



Фиг. 26



Фиг. 27

