

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **036632**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента
2020.12.02

(21) Номер заявки
201990075

(22) Дата подачи заявки
2017.06.22

(51) Int. Cl. **A61B 18/20** (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)
A61B 17/56 (2006.01)

(54) **ЛАЗЕРНЫЙ СТЕРНОТОМ**

(31) **16175604.4**

(32) **2016.06.22**

(33) **EP**

(43) **2019.05.31**

(86) **PCT/EP2017/065372**

(87) **WO 2017/220719 2017.12.28**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
**ЭДВАНСТ ОСТЕОТОМИ ТУЛЗ - ЭОТ
АГ (CH)**

(72) Изобретатель:
**Бруно Альфредо Э., Каттен
Филипп К. (CH)**

(74) Представитель:
Медведев В.Н. (RU)

(56) **US-A1-2011082459**
EP-A1-2821023
US-A-6044291
US-B1-6283127

(57) Предложено режущее устройство (1) для разрезания грудины (22; 8) пациента, которое содержит лазерный источник, регулируемую пучок конструкцию, опору и необязательно корректирующее приспособление (14). Лазерный источник выполнен с возможностью генерации режущего лазерного пучка (15). Регулирующая пучок конструкция выполнена с возможностью направления режущего лазерного пучка (15), генерируемого лазерным источником, вдоль заданной геометрии разреза на грудины (22; 8). Опора (12) несет лазерный источник. Опора (12) имеет установочную конструкцию (122), выполненную с возможностью крепления к грудной клетке пациента так, чтобы лазерный источник находился в заданном положении по отношению к грудины (22; 8). Корректирующее приспособление (14) выполнено с возможностью автоматического выявления перемещения лазерного источника относительно грудины (22; 8), вызывающего отклонение режущего лазерного пучка (15) лазерного источника от заданной геометрии разреза. Оно дополнительно выполнено с возможностью автоматической регулировки положения лазерного источника относительно грудины (22; 8) для корректировки отклонения режущего лазерного пучка (15) лазерного источника по отношению к заданной геометрии разреза.

B1**036632****036632****B1**

Область изобретения

Настоящее изобретение относится к режущему устройству, содержащему лазерный источник, регулирующий пучок конструкцию и опору. Лазерный источник выполнен с возможностью генерации режущего лазерного пучка. Регулирующая пучок конструкция выполнена с возможностью направления режущего лазерного пучка, генерируемого лазерным источником, вдоль заданной геометрии разреза на грудине. Опора несет лазерный источник. Такие устройства можно использовать для разрезания грудины пациента в различных медицинских областях применения.

Предпосылки изобретения

Во многих медицинских областях применения кости человека или животного разрезают или просверливают в различных целях. Например, для коррекции формы кости известно применение одного или множества разрезов кости и изменение формы кости вдоль разрезов. Для удаления опухолей в кости или для замены зуба обычной практикой является сверление отверстия в челюстной кости и установка импланта в просверленное отверстие в качестве искусственного корня зуба. Для применения таких разрезов используют многие типы инструментов или приспособлений в зависимости от конкретных условий разрезов.

Более конкретно, в различных медицинских или хирургических областях применения разрезают грудину человека. Например, для получения доступа к торакальным органам, например для доступа к сердцу, в кардиоторакальной хирургии грудину разрезают так, чтобы можно было открыть грудную клетку. Таким образом, вдоль грудины обычно делают вертикальный наклонный надрез, после чего грудину разделяют или вскрывают. Поскольку органы и другие ткани внутри внутренней части грудной клетки очень чувствительны и имеют решающее значение для здоровья пациента, грудину необходимо разделять точно и с большой осторожностью. Это особенно трудно, поскольку грудина является сравнительно толстой и крепкой костной структурой и с ней контактируют жизненные органы, такие как сердце и легкие.

В качестве инструментов для разрезания грудины широко распространено использование механических инструментов, таких как обычные или осциллирующие пилы, пьезоэлектрические остеотомы и тому подобное. Принцип, обычно лежащий в основе разрезания костей посредством таких остеотомических инструментов, по существу, одинаковый для всех разных типов инструментов. Он состоит в том, что соответствующий инструмент прикладывает механическую нагрузку к поверхности кости до тех пор, пока не будет превышена твердость поверхности и инструмент не проникнет в кость.

В дополнение к обычным механическим остеотомическим инструментам в последние годы были разработаны альтернативные инструменты для разрезания костей, которые обеспечивают сравнительно точное и щадящее разрезание, в том числе толстых и крепких костей, таких как грудина. Например, в WO 2011/035792 A1 описан компьютеризированный и роботизированный лазерный остеотом, который делает возможным высокоточное и щадящее разрезание костей, даже если кости сравнительно толстые и крепкие. Упомянутый лазерный остеотом содержит лазерную головку, установленную на манипуляторе робота. В то время как лазерная головка обеспечивает лазерный пучок, манипулятор робота проводит лазерную головку вдоль заданной геометрии разреза на кости, подлежащей разрезанию. Таким образом, манипулятор робота обеспечивает высокоточное и сравнительно быстрое перемещение лазерной головки во всех направлениях и ориентациях. Лазерный пучок попадает на кость и непрерывно аблирует костную ткань до тех пор, пока не будет создана заданная геометрия разреза. Разрезание лазером имеет много преимуществ по сравнению с обычными механическими инструментами, таких как сравнительно быстрая реакция, например, для остановки вмешательства в случае чрезвычайной ситуации, сравнительно малое побочное повреждение и сравнительно высокая точность, особенно при задействовании сложных геометрий разреза. Особое значение имеет тот факт, что поверхность кости при правильном разрезании с использованием лазерного излучения не повреждается трением механического инструмента, подвергая кость воздействию высоких температур, механическому напряжению и забиванию пористой поверхности создаваемыми осколками. Лазерный остеотом дополнительно содержит вспомогательные приспособления, такие как опрыскиватель для охлаждения и увлажнения ткани вокруг области контакта кость-лазерный пучок, осколочную насадку для удаления осколков, создаваемых в процессе разрезания, и механизм автоматического слежения. В отличие от известных механических способов разрезания кости поверхность костей при разрезании лазером может сохранять первоначальную трабекулярную структуру, которая не блокирует ток крови, что может быть важно для начала процесса заживления.

Даже хотя известные лазерные остеотомы, относящиеся к упомянутому выше типу, довольно универсальны, обеспечивая с точки зрения медицинских показаний сложное разрезание всех видов костей, включая грудину, такие остеотомы, и в частности их манипуляторы роботов, сравнительно велики. Кроме того, они обычно сравнительно дорогостоящие, так что многие учреждения, где такие остеотомы можно было бы использовать, не могут их себе позволить.

Таким образом, существует потребность в сравнительно экономичном и удобном устройстве, позволяющем точно, быстро и надежно разрезать грудину пациента.

Раскрытие изобретения

Согласно изобретению эта потребность удовлетворяется с помощью устройства, которое определяется признаками независимого п.1 формулы изобретения. Предпочтительные варианты осуществления

являются предметом зависимых пунктов формулы изобретения.

В частности, изобретением является режущее устройство для разрезания грудины пациента. Режущее устройство содержит лазерный источник, выполненный с возможностью генерации режущего лазерного пучка, регулирующий пучок конструкцию для направления режущего лазерного пучка, генерируемого лазерным источником, вдоль заданной геометрии разреза на грудины и опору, несущую лазерный источник. Опора имеет установочную конструкцию, закрепляемую к грудной клетке пациента, так что лазерный источник находится в заданном положении по отношению к грудины.

Термин "грудина" или грудная кость в контексте настоящего изобретения относится к длинной плоской кости, которая имеет форму галстука и расположена в центре груди. Она соединяется с ребрами через хрящ, образуя переднюю часть грудной клетки и соответственно помогает защитить сердце, легкие и главные кровеносные сосуды. Грудина может быть подразделена на три отдела, а именно (сверху вниз) рукоятку, тело и мечевидный отросток. Таким образом, термин "кость" может относиться к естественным костям человека или животного, а также искусственным костям или заменам костей.

Термин "лазерный источник" в контексте настоящего изобретения может относиться к полному лазерному устройству или, в частности, к единственной его части, откуда выходит лазерный пучок. Например, лазерным источником может быть лазерная головка лазерного устройства или оптический компонент на выходном конце оптоволокна или волновода, такого как полое волокно, в котором излучение от лазерного устройства коллимируется, или что-то еще, откуда режущий лазерный пучок испускается лазерным устройством. Как правило, лазерные устройства содержат множество частей, таких как стационарная базовая станция с силовыми установками, средства управления, программные элементы и тому подобное. Часто они дополнительно содержат лазерную головку или ручной блок, который можно гибко передвигать по отношению к базовой станции, например, используя шарнирный манипулятор, имеющий набор зеркал, для перемещения лазерного пучка. Лазерный пучок обычно выходит из лазерного устройства на участке рукоятки или лазерной головки, например оптической части или фокусирующей оптики, так что в соответствии с настоящим раскрытием эта часть может являться лазерным источником.

Термин "остеотомическая геометрия" в контексте настоящего изобретения относится к любой геометрии, определенной на грудины или кости, для уточнения разреза, который должен быть применен. Такая остеотомическая геометрия может представлять собой, например, прямую или изогнутую линию, вдоль которой должна быть разрезана кость, или более сложную геометрию, определяющую целевую схему вмешательства в кость. Остеотомическую геометрию, как правило, задают на этапе предоперационного планирования. Ее можно задать на основании собранных данных о кости, таких как, например, данные компьютерной томографии.

Остеотомическую геометрию можно задать посредством компьютера. Она также может быть определена непосредственно на грудины без необходимости предоперационных данных, например сканирования, компьютерной томографии или тому подобного. Например, это может быть выполнено с использованием оптической камеры слежения и инструмента оптического указателя, используемого хирургом для указания начальной и конечной точек требуемого разреза. Такой выбор далее можно передать в блок управления лазерным стернотомом. Кроме того, для этого непосредственного определения остеотомической геометрии программное обеспечение может далее запросить хирурга или оператора о требуемой геометрии разреза и его параметрах, таких как синусоидальный разрез, где оператор может выбрать число периодов между начальной и конечной точками разреза. Кроме того, программное обеспечение может также запрашивать угол падения лазерного пучка, который отличается от заданного по умолчанию, который может быть практически перпендикулярным грудины.

Возможной опцией для точного направления режущего лазерного пучка является то, что регулирующая пучок конструкция перемещает лазерный источник в заданное положение и ориентацию. Таким образом, термин "заданное положение и ориентация" может относиться к любому заданному положению и заданной ориентации, позволяющим лазерному источнику доставлять подходящий пучок к грудины, чтобы аблировать ее вдоль заданной геометрии разреза. Заданное положение и ориентация могут соответственно коррелировать с заданной геометрией разреза. Таким образом, положение может быть задано вблизи грудины так, что лазерный пучок, генерируемый лазерным источником, может беспрепятственно достигать грудины. Ориентация лазерного источника может быть задана так, что режущий лазерный пучок, генерируемый лазерным источником, может непосредственно достигать поверхности разрезания под выбранным углом падения на кость. Такой заданный угол падения на кость может, например, быть практически прямым углом.

Другой возможной опцией для точного направления режущего лазерного пучка является то, что лазерный пучок, выходящий из лазерного источника, зеркального шарнирного манипулятора или выходного коллиматора оптического волокна, направляется на грудины посредством стадии двухкоординатного (XY) или трехкоординатного (XYZ) поступательного перемещения линейными двигателями посредством плоских или изогнутых зеркал, установленных в фиксированном положении или в сканерах.

В медицинском применении, когда необходимо разрезать грудины, может быть предпочтительным, чтобы режущий лазерный пучок представлял собой импульсный лазерный пучок. Таким образом, лазерным источником может быть твердотельный эрбиевый лазерный источник или, в частности, твердотель-

ный лазерный источник на иттриево-алюминиевом гранате, легированном эрбием. Импульсы такого лазерного пучка могут быть субмикросекундными импульсами. Режущий лазерный пучок может соответственно генерироваться твердотельным эрбиевым лазерным устройством, таким как твердотельный эрбиевый лазерный источник, описанный ниже. Такие устройства и импульсные лазерные пучки обеспечивают точную и эффективную абляцию ткани кости грудины без каких-либо или с минимальными побочными повреждениями костной структуры грудины. Помимо различных типов твердотельных эрбиевых лазеров, таких как диодный лазер или лазер с импульсной ламповой накачкой, может быть использован лазерный пучок любого другого импульсного лазера, такого как твердотельный гольмиевый лазер или лазер на оксиде углерода CO_2 , которые также, как известно, аблируют костную ткань.

Режущий лазерный пучок может иметь длину волны в диапазоне от примерно 2900 до примерно 3000 нм или, в частности, длину волны примерно 2940 нм. Такая длина волны, в частности, может быть подходящей для доставки в костную ткань. Лазерные импульсы могут иметь длительность в диапазоне от 1 пс до примерно 100 мс или, в частности, длительность 100 мкс до примерно 2 мс. Выбор лазера и настройка на правильные параметры могут иметь решающее значение для эффективного удаления костной ткани и соответственно для эффективной абляции костной ткани вдоль геометрии разреза.

Режущее устройство дополнительно содержит корректирующее приспособление, которое выполнено с возможностью автоматического выявления перемещения лазерного источника относительно грудины, вызывающего отклонение режущего лазерного пучка лазерного источника от заданной геометрии разреза. Термин "перемещение лазерного источника относительно грудины" в контексте настоящего изобретения подразумевает перемещение лазерного источника, а также перемещение грудины, а также одновременное перемещение обоих при условии, что между ними имеет место относительное перемещение, которое приводит к отклонению от заданной геометрии разреза. Корректирующее приспособление предпочтительно дополнительно выполнено с возможностью автоматической регулировки положения лазерного источника относительно грудины для корректировки отклонения режущего лазерного пучка лазерного источника по отношению к заданной геометрии разреза. Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления корректирующее приспособление выполнено с возможностью остановки генерации режущего лазерного пучка, когда выявлено отклонение от заданной геометрии разреза, и возобновления генерации режущего лазерного пучка, когда отклонение скорректировано.

Для целей выявления корректирующее приспособление предпочтительно содержит датчик, выполненный с возможностью выдачи пространственного сигнала, относящегося к положению режущего лазерного пучка и грудины друг относительно друга. Такой датчик может представлять собой или содержать удаленный лазерный источник, выполненный с возможностью создания и выдачи удаленного лазерного пучка к груди, ультразвуковой датчик, выполненный с возможностью создания и выдачи акустической волны к груди, камеру, выполненную с возможностью мониторинга грудины, инфракрасный датчик, выполненный с возможностью создания и выдачи инфракрасного света к груди, и тому подобное.

Корректирующее приспособление может дополнительно иметь вычислительное устройство или программное приложение, выполненное на вычислительном устройстве. Такое вычислительное устройство может быть выполнено с возможностью автоматической оценки сигналов или информации в связи с автоматическим выявлением перемещения лазерного источника относительно грудины. В частности, оно может быть выполнено с возможностью оценки сигнала, выдаваемого упомянутым датчиком.

Для регулировки положения лазерного источника относительно грудины для того, чтобы корректировать отклонение режущего лазерного пучка лазерного источника по отношению к заданной геометрии разреза, корректирующее приспособление может быть соединено с регулирующей пучок конструкцией. В частности, оно может выдавать команды регулирующей пучок конструкции для того, чтобы двигать лазерный источник или иным образом регулировать режущий лазерный пучок для корректировки выявленного отклонения. Таким образом, команды могут генерироваться и подаваться вычислительным устройством.

При использовании после предоперационного планирования, когда, помимо прочего, геометрия разреза задана, режущее устройство устанавливают на грудную клетку пациента посредством установочной конструкции ее опоры. Таким образом, лазерный источник находится в четко определенном положении по отношению к груди. В частности, поскольку пациент продолжает дышать, в то время как его грудину разрезают, ребра постоянно двигаются. Поскольку режущее устройство прикрепляют непосредственно к пациенту посредством установочной конструкции, оно двигается вместе с грудной клеткой так, что можно добиться отсутствия необходимости в дополнительной компенсации перемещения. Соответственно режущее устройство согласно изобретению в качестве сравнительно удобного устройства обеспечивает точное и надежное разрезание грудины пациента.

Однако в варианте осуществления изобретения дополнительное корректирующее приспособление постоянно и автоматически выявляет отклонения от этого четко определенного положения лазерной головки и автоматически корректирует выявленные отклонения. Как упомянуто, такая корректировка может быть реализована посредством перемещения лазерного источника и/или изменения формы режущего лазерного пучка. Это может позволить обеспечение повышенной четкости разрезания, в частности в си-

туациях, когда могут происходить относительные перемещения между режущим устройством и грудной или когда такие относительные перемещения сравнительно велики.

Предпочтительно опора содержит несущий элемент, и корректирующее приспособление выполнено с возможностью автоматического выявления перемещения несущего элемента относительно грудины. В частности, несущий элемент может быть жестко соединен с установочной конструкцией. Посредством мониторинга несущего элемента на предмет перемещений относительно грудины корректирующее приспособление позволяет эффективно корректировать отклонение лазерного источника относительно грудины.

Таким образом, опора предпочтительно содержит держатель лазера, к которому жестко крепится лазерный источник, и держатель лазера предпочтительно подвижно соединен с несущим элементом. Поскольку лазерный источник может перемещаться по отношению к грудной, для того чтобы правильно подавать режущий лазерный пучок на грудную, может быть трудно провести грань между частью перемещения лазерного источника, которая является необходимой, то есть для разрезания грудины, и другой частью перемещения лазерного источника, которая является непреднамеренной, например, за счет дыхательного движения. За счет предоставления держателя лазера, как описано, эти две части перемещения лазерного источника могут быть эффективно разделены. В частности, посредством мониторинга несущего элемента корректирующее приспособление выявляет только непреднамеренную часть перемещения лазерного источника, в то время как необходимая часть не замечается или не учитывается корректирующим приспособлением.

Режущее устройство предпочтительно содержит приводной блок, выполненный с возможностью перемещения лазерного источника относительно несущего элемента. В частности, приводной блок может быть выполнен с возможностью перемещения режущего лазерного пучка вдоль геометрии разреза грудины. С таким приводным блоком режущий лазерный пучок можно автоматически или полуавтоматически передвигать вдоль геометрии разреза грудины. Например, приводной блок может быть программируемым, так что на этапе предоперационного планирования его можно соответствующим образом отрегулировать. Приводной блок позволяет повысить эффективность и четкость при абляции костной ткани для разрезания грудины. Также корректирующее приспособление может манипулировать приводным блоком для того, чтобы корректировать выявленное отклонение. Например, корректирующее приспособление можно соединить с приводным блоком и подавать на него управляющие сигналы. Таким образом, можно эффективно компенсировать отклонения между лазерным источником и грудной.

Таким образом, приводной блок предпочтительно содержит линейный двигатель, выполненный с возможностью перемещения лазерного источника относительно несущего элемента. Такой линейный двигатель позволяет быстро и точно двигать лазерный источник. Таким образом, режущий лазерный пучок, генерируемый лазерным источником, можно эффективно вести вдоль геометрии разреза грудины посредством перемещения лазерного источника или его составляющих. Также корректировка перемещения лазерного источника может быть эффективно обеспечена таким линейным двигателем. В частности, в качестве меры безопасности всякий раз, когда положение грудины требует корректировки, режущее устройство может временно останавливать генерацию лазерного пучка до тех пор, пока не будет достигнута корректировка в пространстве.

Альтернативно или дополнительно приводной блок предпочтительно содержит направляющий пучка, выполненный с возможностью регулировки направления, в котором подается режущий лазерный пучок, генерируемый лазерным источником. Таким образом, направляющий пучка предпочтительно содержит шарнирный двигатель, или зеркало, установленное на шарнирном двигателе, или сканер любого типа, выполненный с возможностью наклона лазерного источника относительно несущего элемента. Альтернативно или дополнительно направляющий пучка предпочтительно содержит регулируемую оптику, выполненную с возможностью перенаправления режущего лазерного пучка, генерируемого лазерным источником. Регулируемая оптика может содержать зеркало, отклоняющее режущий лазерный пучок, подаваемый лазерным источником, при этом зеркало может поворачиваться вокруг осей так, что режущий лазерный пучок можно подавать радиально приблизительно на 360°. Такой шарнирный двигатель и/или оптика обеспечивают сложную организованную подачу режущего лазерного пучка любым требуемым образом. Это позволяет применять сравнительно сложные геометрии разреза и точно корректировать выявляемые отклонения.

Установочная конструкция опоры исполнена с возможностью жесткого соединения с грудной. Например, она может иметь зажимные или защелкивающиеся средства, обеспечивающие съемную, но жесткую установку на грудную. Также она может содержать винты и резьбовые углубления для привинчивания к ребрам. Предпочтительно установочная конструкция опоры содержит множество ног, каждая из которых имеет лапу, сформированную закрепляемой к одному из ребер грудной клетки пациента. Таким образом, возможно эффективное крепление и определение положения лазерной головки относительно грудины.

Альтернативно установочная конструкция опоры предпочтительно содержит полую стойку, сформированную закрепляемой на множестве ребер грудной клетки, и расположенную так, что режущий лазерный пучок лазерного источника проходит сквозь ее полое внутреннее пространство. Такая стойка позволяет точно расположить режущее устройство относительно грудины и в тоже время закрыть лазерный

пучок и экранировать осколки, создаваемые при разрезании грудины.

Предпочтительно установочная конструкция опоры содержит ремень или множество ремней, выполненных с возможностью крепления установочной конструкции к грудной клетке. Такой ремень может применяться в дополнение к другим средствам установки или также в качестве их альтернативы. Ремень обеспечивает быстрое, бережное и легкое крепление режущего устройства к грудной клетке. Он также позволяет предварительно закрепить режущее устройство так, чтобы при необходимости можно было удобно осуществить окончательное крепление, например винтами.

При использовании режущее устройство аблирует грудину по или вдоль геометрии разреза. Во время лазерной абляции создаются осколки, причем под воздействием лазерного пучка создаваемые осколки отлетают от кости со сравнительно высокими скоростями, такими как, например, примерно 2000 м/с. Что касается кости, абляция режущим лазерным пучком может называться свободной от осколочного мусора, поскольку трабекулярная структура не загрязняется осколочным мусором. Также она может называться холодной (фото или лазерной) абляцией, поскольку при использовании описанных здесь устройства и способа не наблюдается плавления поверхности кости. Однако для эвакуации осколков, создаваемых при разрезании грудины пациента, режущее устройство предпочтительно содержит всасывающий элемент или блок извлечения осколков, выполненный с возможностью удаления осколков, создаваемых режущим лазерным пучком, попадающим на грудину. Такое всасывание или извлечение осколков может помочь сохранить геометрию разреза и место вокруг него чистым.

Для охлаждения и увлажнения грудины там, где применяется лазерный режущий пучок, режущее устройство может содержать распылительную форсунку или набор форсунок. Таким образом, форсунки для нескольких жидкостей могут быть особенно эффективны. Охлаждающая жидкость может представлять собой стерильный хлорид натрия. Это позволяет минимизировать перенос тепла из области контакта режущий лазерный пучок/костная ткань в другие отделы кости. Соответственно можно предотвратить или минимизировать побочное повреждение костной ткани.

Предпочтительно режущее устройство содержит блок обнаружения глубины, выполненный с возможностью обнаружения глубины абляции, применяемой к грудине. Такой блок обеспечивает точную абляцию костной ткани до требуемой глубины. Таким образом, можно учитывать изменения в характере костной ткани. Например, блок обнаружения глубины может непрерывно предоставлять информацию о глубине аблируемой костной ткани на центральное управляющее устройство, которое в ответ регулирует режущий лазерный пучок и/или привод. Это позволяет эффективно и безопасно разрезать грудину.

Предпочтительно режущее устройство содержит автофокусирующее приспособление, выполненное с возможностью автоматической регулировки фокуса режущего лазерного пучка по отношению к геометрии разреза грудины. Такое автофокусирующее приспособление позволяет непрерывно подбирать фокус по мере продвигающейся абляции. В предпочтительном варианте осуществления автофокусирующее приспособление объединено с блоком обнаружения глубины, упомянутым выше. Таким образом, автофокусирующее приспособление предпочтительно выполнено с возможностью регулировки фокуса режущего лазерного пучка в соответствии с глубиной, обнаруженной блоком обнаружения глубины. При таком подходе можно автоматически регулировать фокальную точку режущего лазерного пучка для того, чтобы обеспечить то, что заданная интенсивность режущего лазерного пучка попадает на грудину в геометрии разреза. Таким образом, можно непрерывно регулировать фокус согласно соответствующей глубине аблируемой костной ткани. Автофокусирующее приспособление может содержать параболическое зеркало. Также оно может представлять собой лазерный источник режущего устройства, например, будучи элементом, из которого испускается лазерный пучок.

Предпочтительно режущее устройство содержит блок управления глубиной, выполненный с возможностью остановки лазерного источника, генерирующего лазерный пучок, когда грудина разрезана до заданной степени. Учитывая, что грудина отделена от сердца и легких только очень тонкой мембраной, может представляться вопросом первостепенной важности иметь возможность управлять глубиной разрезания вдоль всей геометрии разреза. В частности, может быть важным управлять глубиной и профилем разрезания, чтобы быть в состоянии останавливать генерацию режущего лазерного пучка, как только грудина полностью разрезана или непосредственно перед этой точкой, оставляя очень тонкую остаточную кость так, чтобы хирург мог легко разделить ее в конце, как только вся геометрия разреза будет обеспечена. Соответственно, термин "заданная степень" применительно к разрезу может относиться к глубине, соответствующей глубине грудины или практически глубине грудины.

Имеется несколько предпочтительных подходящих способов выполнения таких блоков управления глубиной. В одном варианте осуществления блок управления глубиной представляет собой устройство лазерной оптической когерентной томографии (ОКТ). Используя такое устройство ОКТ и дополнительный лазерный пучок, который может распространяться в соосном режиме с режущим лазерным пучком, глубиной разрезания можно управлять в реальном времени, например сразу после каждого лазерного импульса.

В другом варианте осуществления блок управления глубиной представляет собой лазерный фотоакустический спектроскопический датчик. Использование такого лазерного фотоакустического спектроскопического (ФАС) датчика может позволить определить, столкнулся ли последний импульс с твердой

или мягкой тканью. Соответственно можно сделать эффективные заключения, разрезана грудина полностью или нет.

Обычно при разрезании грудины или после каждого лазерного импульса от разреза вылетают осколки. Эти осколки могут подвергаться воздействию высокой температуры, что подразумевает, что любой патоген, который может присутствовать на пути разреза, не может выжить. Однако может представлять интерес захват осколков блоком удаления осколков режущего устройства. Этот блок может, например, содержать всасывающее приспособление, которое может быть расположено вблизи разреза. Альтернативно это может быть сделано другим приспособлением.

Краткое описание фигур

Режущее устройство согласно изобретению описано более подробно в настоящем документе ниже путем иллюстративных вариантов осуществления и со ссылкой на прилагаемые схематические чертежи, на которых:

на фиг. 1 представлен вид в перспективе части первого варианта осуществления режущего устройства согласно изобретению, установленного на грудную клетку;

на фиг. 2 представлен вид сверху режущего устройства с фиг. 1, у которого снят кожух;

на фиг. 3 представлен вид сбоку режущего устройства с фиг. 1, у которого снят кожух;

на фиг. 4 представлен вид спереди режущего устройства с фиг. 1, у которого снят кожух;

на фиг. 5 представлен вид в перспективе электронного блока режущего устройства с фиг. 1;

на фиг. 6 представлен вид в перспективе мультимедийной разводки режущего устройства с фиг. 1;

на фиг. 7 представлена деталь лазерного источника режущего устройства с фиг. 1; и

на фиг. 8 представлен вид в перспективе сложной геометрии разреза для разрезания грудины.

Описание вариантов осуществления

В последующем описании некоторые термины используются по причине удобства и не предназначены для ограничения изобретения. Термины "справа", "слева", "сверху", "внизу", "под" и "над" относятся к направлениям на фигурах. Терминология содержит явно упомянутые термины, а также их производные и термины с аналогичным значением. Также пространственно относительные термины, такие как "нижерасположенный", "нижний", "ниже", "выше", "верхний", "проксимальный", "дистальный" и тому подобное можно использовать для описания взаимного расположения элемента или признака и другого элемента или признака, которые проиллюстрированы на фигурах. Эти пространственно относительные термины предназначены для объединения в себе различных положений и ориентации используемых или работающих устройств, в дополнение к положению и ориентации, показанных на фигурах. Например, если устройство на фигуре перевернуто, элементы, описанные как "ниже" или "под" другими элементами или признаками, будут тогда "выше" или "над" другими элементами или признаками. Соответственно иллюстративный термин "ниже" может объединять в себе оба положения и ориентации выше и ниже. Устройства могут быть ориентированы иным образом (повернуты на 90° или с другими ориентациями), и пространственно относительные описания, используемые в настоящем документе, интерпретируются соответствующим образом. Аналогично описания перемещения вдоль и вокруг различных осей включают различные положения и ориентации специальных устройств.

Чтобы избежать повторения на фигурах и в описаниях различных аспектов иллюстративных вариантов осуществления, следует понимать, что многие признаки являются общими для многих аспектов и вариантов осуществления. Исключение аспекта из описания или фигуры не означает, что этот аспект отсутствует в вариантах осуществления, которые включают в себя данный аспект. Вместо этого аспект может быть опущен для ясности и во избежание излишне подробного описания. В этом контексте следующее применимо для остальной части этого описания: если для того, чтобы пояснить чертежи, фигура содержит ссылочные позиции, которые не объяснены в непосредственно связанной части описания, то это относится к предыдущим или последующим разделам описания. Кроме того, из соображений ясности, если на фигуре не все признаки детали обеспечены ссылочными позициями, это относится к другим фигурам, показывающим ту же деталь. Одинаковые цифры на двух или более фигурах означают одинаковые или похожие элементы.

На фиг. 1 представлен вариант осуществления режущего устройства 1 согласно изобретению. Режущее устройство 1 содержит опору 12, несущую кожух 11, и корректирующее приспособление 14. Лазерный источник 16 (не виден на фиг. 1) размещен в кожухе 11 и переносится опорой 12. Он выполнен с возможностью генерировать или выдавать режущий лазерный пучок 15.

Опора 12 имеет установочную конструкцию с четырьмя ногами 122. Каждая из ног имеет стойку 1221 и лапу 1222, выполненную с возможностью крепления к одному из ребер 21 грудной клетки 2 пациента посредством винта 1223. В частности, лапы 1222 оснащены вогнутой нижней поверхностью, сформированной с возможностью приема одного из ребер 21 грудной клетки 2. Для крепления установочной конструкции к грудной клетке 2, по меньшей мере, пока лапы 1222 ног 122 привинчивают к ребрам 21, опора 12 содержит ремень 123. Ремень 123 размещают вокруг грудной клетки 2 и затягивают обычным способом. Будучи прикрепленным к грудной клетке 2 режущее устройство 1 располагают над грудиной 22 грудной клетки 2.

Опора 12 дополнительно имеет в качестве несущего элемента несущую пластину 121, которая при-

соединена к четырем ногам 122. Соединение между ногами 122 и несущей пластиной 121 регулируют так, чтобы расстояние между несущей пластиной 121 и грудиной 22 можно было варьировать. По завершении регулировки ноги 122 и несущую пластину 121 жестко соединяют так, чтобы положение и ориентация несущей пластины 121 были определены по отношению к груди 22 при условии, что грудина 22 и ребра 21 не сдвигаются по отношению друг к другу.

Режущее устройство 1 дополнительно содержит корректирующее приспособление 14, имеющее одну или несколько камер 141 в качестве датчиков, установленных на несущей пластине 121 опоры 12. Камеры 141 направлены в сторону грудины 22 или, конкретно, участка грудины 22, куда попадает лазерный пучок 15. Камеры 141 выполнены с возможностью выдачи пространственного сигнала, относящегося к положению несущей пластины 121 и, следовательно, лазерного источника 16 (не видно на фиг. 1) и режущего лазерного пучка 15 относительно грудины 22. Корректирующее приспособление 14 дополнительно содержит вычислительный блок, выполненный в электронном блоке 17 (не показано на фиг. 1), который получает и оценивает пространственный сигнал камер 141. При выявлении отклонения положения несущей пластины 121 относительно грудины 22 вычислительный блок корректирующего приспособления 14 подает управляющие сигналы на приводной блок 19 (не видно на фиг. 1) для корректировки отклонения. Для обмена информацией с вычислительным устройством 17 и для других взаимодействий режущее устройство 17 содержит мультимедийную разводку 13.

На фиг. 2 режущее устройство показано без кожуха 11 и мультимедийной разводки 13. Таким образом, можно видеть, что лазерный аппликатор 182 лазерного устройства 18 установлен на несущей пластине 121. Лазерный аппликатор 182 имеет волоконный разъем 1821, к которому может быть присоединено оптоволоконно мультимедийной разводки 13. Лазерный аппликатор 182 имеет выход, из которого испускается излучение режущего лазерного пучка 15. На фиг. 2 лазерный аппликатор 182 обеспечивает излучение режущего лазерного пучка 15 в направлении вверх.

Лазерное устройство 18, кроме того, имеет первое перенаправляющее зеркало 187, которое отклоняет режущий лазерный пучок 15 на 90° налево через объектив 187. Посредством объектива 187 режущий лазерный пучок 15 расширяется. С левой стороны от объектива 187 лазерное устройство содержит второе зеркало 188, которое отклоняет расширенный режущий лазерный пучок 15 на 90° в направлении вниз. Таким образом, режущий лазерный пучок 15 проходит вдоль аппликатора 182 до тех пор, пока не попадает на третье перенаправляющее зеркало 189 лазерного устройства 18. Третье перенаправляющее зеркало 189 отклоняет расширенный режущий лазерный пучок 15 снова на 90° влево, где он направляется на параболический зеркальный модуль 16.

Параболический зеркальный модуль можно регулировать различными способами. В частности, он имеет параболическое зеркало, конус или геометрию которого можно регулировать. Расширенный режущий лазерный пучок 15 попадает на параболический зеркальный модуль 16, который, с одной стороны, перенаправляет его в направлении грудины 22, а, с другой стороны, фокусирует режущий лазерный пучок 15. Соответственно параболический зеркальный модуль образует лазерный источник режущего устройства 1. Регулировкой конуса параболического зеркала можно подстраивать фокус или геометрию режущего лазерного пучка 15. Параболическим зеркальным модулем 16 управляют для автоматической фокусировки режущего лазерного пучка 15 на груди 22. Соответственно он дополнительно образует автофокусирующее приспособление режущего устройства 1, которое также позволяет точно регулировать интенсивность режущего лазерного пучка 15 на геометрии разреза 221. Таким образом, возможна эффективная абляция костной ткани грудины 22. Кроме того, регулировка параболического зеркального модуля 16 определяют направление, в котором режущий лазерный пучок испускается режущим устройством 1. Таким образом, параболический зеркальный модуль регулируют так, чтобы применить заданную геометрию разреза 221 к груди 22.

Параболический зеркальный модуль закреплен на держателе 124 лазера, который подвижно соединен с несущей пластиной 121. Держатель 124 лазера соединен с горизонтальной х-направляющей 126 и вертикальной у-направляющей 125. Вместе параболический зеркальный модуль 16, держатель 124 лазера, горизонтальная х-направляющая 126 и вертикальная у-направляющая 125 образуют регулируемую пучок конструкцию или направитель пучка приводного блока 19 лазерного устройства 1. Приводной блок 19 дополнительно имеет шарнирный двигатель, выполненный с возможностью наклона держателя 124 лазера для того, чтобы регулировать направление, в котором режущий лазерный пучок 15 подается из параболического зеркального модуля 16. Он дополнительно содержит линейные двигатели, которые двигают держатель 124 лазера по х-направляющей 126 и у-направляющей 125. Для точного разрезания грудины 22 вдоль заданной геометрии разреза 221 параболический зеркальный модуль регулируют. Как только достигнут предел подходящего диапазона регулировки параболического зеркального модуля 16, генерацию режущего лазерного пучка 15 прекращают и местоположение параболического зеркального модуля меняют путем его перемещения и наклона. После надлежащего изменения местоположения продолжают разрезание грудины 22 вдоль геометрии разреза 221.

На фиг. 3 режущее устройство 1 представлено сбоку. Таким образом, можно видеть, что камера 141 направлена в сторону грудины 22 или, конкретно, на отдел грудины, где режущий лазерный пучок 15

попадает на ткань. Также можно видеть, что параболический зеркальный модуль имеет две розетки в качестве интерфейса, к которым может быть подключено управление и/или передача данных.

На фиг. 4 режущее устройство представлено спереди. Параболический зеркальный модуль 16 наклонен к левой стороне, что позволяет эффективно принимать расширенный режущий лазерный пучок 15 от третьего перенаправляющего зеркала 189. Режущее устройство 1 дополнительно содержит всасывающий наконечник блока удаления осколков (не показано на фигурах). Всасывающий наконечник выполнен с возможностью эвакуации осколков, создаваемых режущим лазерным пучком 15, попадающим на грудину 22.

На фиг. 5 показан электронный блок 17 режущего устройства 1. Он соединен с кожухом 11 и другими соответствующими компонентами режущего устройства 1 через мультимедийную разводку 13. Электронный блок 17 содержит блок 171 управления газом и жидкостью, блок 172 обнаружения глубины, обрабатывающий блок 173, содержащий вычислительный блок корректирующего приспособления, и дисплей 174. Кроме того, он оборудован твердотельным лазером 181 на иттриево-алюминиевом гранате, легированном эрбием (Er:YAG) лазерного устройства 18, лазер 181 которого соединен с лазерным аппликатором 182. Блок 172 обнаружения глубины выполнен с возможностью обнаружения глубины абляции, применяемой к грудине 22 режущим лазерным пучком 15.

Как показано на фиг. 3, мультимедийная разводка 13 содержит переднюю трубку 131 для хладагента, обратную трубку 132 для хладагента, газовую трубку 133, кабели 134 питания, оптическое волокно 135 управления глубиной блока 172 обнаружения глубины, жидкостную трубку 136 и кабель 137 контроллера. В ней также дополнительно помещено абляционное оптическое волокно 183 лазерного устройства 18.

Кабели 134 питания соединены со всеми потребителями энергии, удаленными от электронного блока 17. Таким образом, потребители энергии, в частности, такие как двигатели приводного блока, камеры 141, всасывающий наконечник и параболический зеркальный модуль 16, питаются электрической энергией через кабели 134 питания мультимедийной разводки 13.

Передняя трубка 131 для хладагента и обратная трубка 132 для хладагента соединены с охлаждаемым объектом. Охлаждающей средой может быть любая жидкость или другая среда, такая как *sole*, подходящая для охлаждения присоединенных компонентов, таких как лазерный источник и тому подобное. Конкретно по передней трубке 131 для хладагента охлаждающая среда подается из резервуара с охлаждающей средой к охлаждаемому объекту и по обратной трубке 132 для хладагента нагретая охлаждающая среда подается назад после циркуляции через охлаждаемый объект.

Газовая трубка 133 и жидкостная трубка 136 соединены с корпусом форсунок (не показано на фигурах) вблизи или у лазерного источника или параболического зеркального модуля 16. Корпус форсунок содержит множество двухжидкостных форсунок, направленных на участок контакта режущий лазерный пучок 15/грудина 22. С помощью двухжидкостных форсунок жидкость, подаваемую по трубке 136 для жидкости, такую как, например, стерильный хлорид натрия или дистиллированную воду, которая может быть обогащена антисептическим веществом, и газ, подаваемый газовой трубкой 133, смешивают при повышенном давлении для того, чтобы генерировать спрей. Во время абляции костной ткани грудины 22 двухжидкостные форсунки распыляют жидкость на участок контакта режущий лазерный пучок 15/грудина 22 для охлаждения, таким образом, минимизируя перенос тепла в костную ткань. Например, двухжидкостные форсунки могут доставлять стерильный хлорид натрия со скоростью тока примерно 8-10 мл/мин под давлением примерно 3 бар. Жидкость затем удаляют из грудины 22 вместе с осколками через всасывающий наконечник.

Кабель 137 контроллера соединен с обрабатывающим блоком и управляемыми компонентами режущего устройства 1, такими как двигатели приводного блока, камеры 141, автофокусирующее приспособление, двухжидкостные форсунки корпуса форсунок и тому подобное. Через кабель 137 контроллера обрабатывающий блок 173 обменивается информацией с упомянутыми управляемыми компонентами. Например, обрабатывающий блок 173 автоматически регулирует ориентацию линз автофокусирующего блока с учетом глубины абляции костной ткани на геометрии разреза грудины 22.

Через абляционное оптическое волокно 183 излучение режущего лазерного пучка 15 подается из Er:YAG лазера 181 в лазерный аппликатор 182 через его разъем 1821 для волокна. Для этого лазерный пучок, генерируемый лазером 181, вводится в абляционное оптическое волокно, как показано на фиг. 4. В частности, Er:YAG лазер 181 лазерного устройства 18 имеет генератор 184 пучка. Первоначальный лазерный пучок выходит из генератора 184 пучка и направляется фокусирующими линзами 185 лазерного устройства 18 в абляционное оптическое волокно 183. Там он проходит к лазерному источнику и покидает его, как описано выше.

Подобно лазерному пучку для абляции костной ткани, второй лазерный пучок подается через оптическое волокно 135 управления глубиной. Этот второй лазерный пучок предназначен для определения глубины абляционного процесса на грудине 22.

При использовании режущего устройства 1 можно применять в варианте осуществления способа разрезания грудины 22. Перед использованием устройства 1 грудину 22 подготавливают так, чтобы она была доступна для режущего устройства 1. Для подготовки грудины 22 некоторые этапы можно предпринять до операции. Например, с помощью компьютерного томографа можно получить данные о гру-

дине 22. Данные можно проанализировать, и на изображении компьютерной томографии можно определить остеотомическую геометрию на груди 22, такую как синусоидальная линия или кривая. Затем груди 22 можно сделать доступной, режущее устройство 1 можно прикрепить к грудной клетке 2 так, чтобы лазерный источник находился в заданном положении.

Для абляции костной ткани на груди 22 обрабатывающий блок 173 управляет приводным блоком так, чтобы он двигал лазерный источник вместе с корпусом форсунок поверх груди 2 вдоль геометрии разреза. Таким образом, субмикросекундный пульсирующий лазерный пучок, генерируемый лазерным устройством режущего устройства 1, создает линию расположенных рядом круглых точек. Поскольку точки создают поочередно, костная ткань имеет время охладиться, что позволяет минимизировать побочные повреждения костной ткани.

Для того чтобы эффективно аблировать костную ткань на груди 22, режущий лазерный пучок 15, генерируемый лазерным источником, регулируют так, чтобы он имел длину волны 2940 нм. Во время доставки режущего лазерного пучка 15 к груди 22 стерильный хлорид натрия распыляется насадками в корпусе форсунок. Соответственно участок контакта режущий лазерный пучок 15/груди 22 охлаждается и увлажняется.

Во время абляции блок 172 управления глубиной отслеживает и регулирует глубину аблируемой костной ткани. Режущий лазерный пучок 15 регулируют по глубине так, чтобы точно аблировать костную ткань на груди 22 вдоль геометрии разреза.

На фиг. 5 показан пример сложной геометрии разреза, которая может быть обеспечена режущим устройством согласно изобретению в процессе хирургической операции по вскрытию груди 8. Груди 8 разрезают вдоль геометрии разреза с искривленной структурой на первую правую часть 81 груди 8 и левую часть 82 груди 8. Структура геометрии разреза определяется периодической синусоидальной функцией с неоднородным периодом, генерирующей множество неоднородных выступов 811 и впадин 812 на первой части 81 груди 8 и соответствующее множество неоднородных выступов 821 и впадин 822 на второй части 82 груди 8. Наряду с этим, синусоидальная функция изменяется в проксимальном или внутреннем направлении груди 8 так, чтобы образовать соответствующий неперпендикулярный угол разрезания. Использование такой непериодической функции разрезания и искривленной поверхности разрезания для открытия груди 8 может гарантировать, что грудь снова будет закрыта в исходном положении. Таким образом, геометрия разреза обеспечивает только четкую сборку первой части 81 груди 8 и второй части 82 груди 8 в заданное целевое положение, которое равно исходному положению.

Это описание и сопровождающие чертежи, которые иллюстрируют аспекты и варианты осуществления настоящего изобретения, не следует рассматривать как ограничение формулы изобретения, определяющее защищенное изобретение. Другими словами, хотя изобретение было проиллюстрировано и подробно описано на фигурах и в вышеприведенном описании, такие иллюстрации и описание следует рассматривать как иллюстративные или приведенные для примера, а не ограничивающие. Различные механические, композиционные, структурные, электрические и эксплуатационные изменения можно сделать без отклонения от сущности и объема этого описания и формулы изобретения. В некоторых случаях хорошо известные схемы, структуры и технологии не были показаны подробно, чтобы не затруднять понимание изобретения. Соответственно должно быть понятно, что изменения и модификации могут быть сделаны специалистами в данной области в пределах объема и сущности следующей формулы изобретения. В частности, настоящее изобретение охватывает дополнительные варианты осуществления с любой комбинацией признаков из различных вариантов осуществления, описанных выше и ниже.

Раскрытие также охватывает все дополнительные признаки, показанные на фигурах индивидуально, хотя они, возможно, не были описаны в предыдущем или последующем описании. Также единичные альтернативы вариантов осуществления, описанных на чертежах и в описании, и единичные альтернативы их признаков могут быть исключены из предмета изобретения или из раскрытого предмета изобретения. Раскрытие включает в себя предмет, состоящий из признаков, определенных в формуле изобретения или иллюстративных вариантах осуществления, а также предмет, содержащий упомянутые признаки.

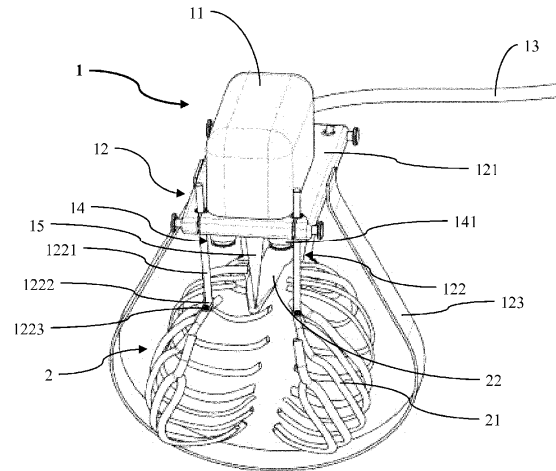
Кроме того, в формуле изобретения слово "содержащий" не исключает других элементов или этапов, а упоминание элемента в единственном числе не исключает множества таких элементов. Один блок или этап может выполнять функции нескольких признаков, перечисленных в формуле изобретения. Сам факт того, что определенные меры перечислены во взаимно различных зависимых пунктах формулы изобретения, не означает, что комбинация этих мер не может быть использована для получения преимущества. Термины "практически", "примерно", "приблизительно" и тому подобное в связи с атрибутом или значением, в частности, также точно определяют атрибут или точно значение соответственно. Термин "примерно" в контексте данного числового значения или диапазона относится к значению или диапазону, который находится, например, в пределах 20%, в пределах 10%, в пределах 5% или в пределах 2% от данного значения или диапазона. Компоненты, описанные как спаренные или соединенные, могут быть электрически или механически непосредственно сопряжены или они могут быть косвенно сопряжены через один или более промежуточных компонентов. Любые ссылочные позиции в формуле изобретения не должны толковаться как ограничивающие объем.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

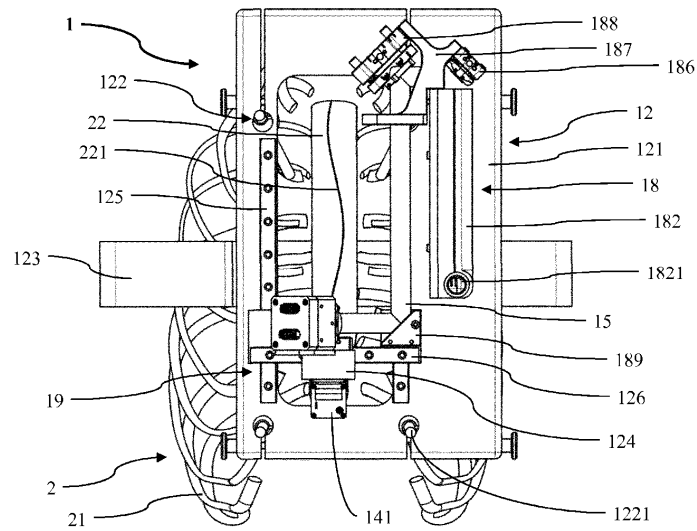
1. Режущее устройство (1) для разрезания грудины (22; 8) пациента, содержащее лазерный источник (16), выполненный с возможностью генерации режущего лазерного пучка (15), регулируемую пучок конструкцию для направления режущего лазерного пучка (15), генерируемого лазерным источником (16), вдоль заданной геометрии разреза (811, 812, 821, 822) на груди (22; 8), опору (12), несущую лазерный источник (16), корректирующее приспособление (14), причем опора (12) имеет установочную конструкцию (122), выполненную прикрепляемой к грудной клетке (2) пациента так, что лазерный источник (16) находится в заданном положении по отношению к груди (22; 8), отличающееся тем, что корректирующее приспособление (14) выполнено с возможностью автоматического выявления перемещения лазерного источника (16) относительно груди (22; 8), вызывающего отклонение режущего лазерного пучка (15) лазерного источника (16) от заданной геометрии разреза (221; 811, 812, 821, 822), и выполненное с возможностью автоматической регулировки положения лазерного источника (16) относительно груди (22; 8) для корректировки отклонения режущего лазерного пучка (15) лазерного источника (16) по отношению к заданной геометрии разреза (221; 811, 812, 821, 822), при этом корректирующее приспособление необязательно содержит датчик (141), выполненный с возможностью выдачи пространственного сигнала, относящегося к положению режущего лазерного пучка (15) и груди (22; 8) относительно друг друга.
2. Режущее устройство (1) по п.1, причем опора (12) содержит несущий элемент (121), а корректирующее приспособление (14) выполнено с возможностью автоматического выявления перемещения несущего элемента (121) относительно груди (22; 8).
3. Режущее устройство по п.2, причем опора (12) содержит держатель (124) лазера, на котором жестко установлен лазерный источник (16), и держатель (124) лазера подвижно соединен с несущим элементом (121).
4. Режущее устройство (1) по п.3, содержащее приводной блок (19), выполненный с возможностью перемещения держателя (124) лазера относительно несущего элемента (121).
5. Режущее устройство (1) по п.4, причем приводной блок (19) содержит линейный двигатель, выполненный с возможностью перемещения держателя (124) лазера относительно несущего элемента (121).
6. Режущее устройство (1) по п.4 или 5, причем приводной блок (19) содержит направляющий (16, 124, 125, 126) пучка, выполненный с возможностью регулировки направления, в котором подается режущий лазерный пучок (15), генерируемый лазерным источником (16), и причем направляющий (16, 124, 191, 192) пучка необязательно содержит шарнирный двигатель, выполненный с возможностью наклона лазерного источника (16) относительно несущего элемента (121).
7. Режущее устройство (1) по п.6, причем направляющий (191) пучка содержит регулируемую оптику (16, 124), выполненную с возможностью перенаправления режущего лазерного пучка (15), генерируемого лазерным источником (16).
8. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, причем установочная конструкция (122) опоры (12) содержит множество ног (122), каждая из которых имеет лапу (1222), сформированную закрепляемой к ребру (21) грудной клетки (2).
9. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, причем установочная конструкция (122) опоры (12) содержит полую стойку, сформированную закрепляемой на множестве ребер (21) грудной клетки (2) и расположенную так, что режущий лазерный пучок (15) лазерного источника (16) проходит сквозь ее полое внутреннее пространство.
10. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, причем установочная конструкция (122) опоры (12) содержит ремень (123), выполненный с возможностью крепления установочной конструкции (122) к грудной клетке (2).
11. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, содержащее блок извлечения осколков, выполненный с возможностью эвакуации осколков, создаваемых режущим лазерным пучком (15), попадающим на грудь (22; 8).
12. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, содержащее блок обнаружения глубины, выполненный с возможностью обнаружения глубины абляции, применяемой к груди (22; 8) режущим устройством (1).
13. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, содержащее автофокусирующее приспособление, выполненное с возможностью автоматической регулировки фокуса режущего лазерного пучка (15) по отношению к груди (22; 8).
14. Режущее устройство (1) по любому из предшествующих пунктов, содержащее блок управления глубиной, выполненный с возможностью остановки лазерного источника (16), генерирующего режущий лазерный пучок (15), когда грудь (22) разрезана до заданной степени, причем блок управления глубиной необязательно содержит устройство лазерной оптической коге-

рентной томографии.

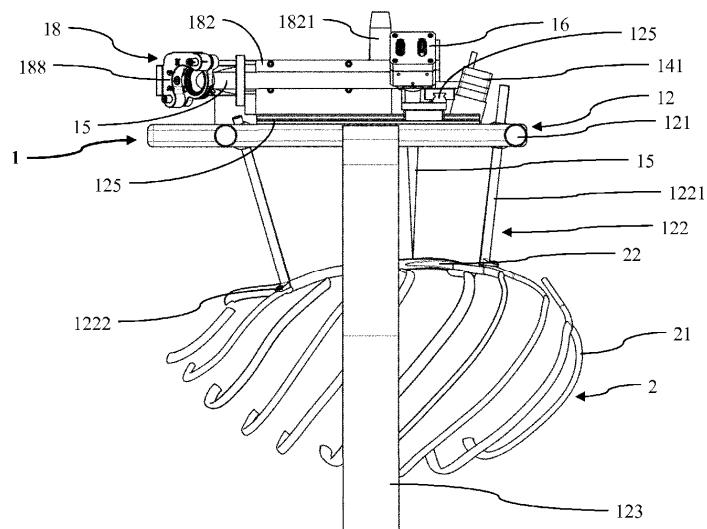
15. Режущее устройство (1) по п.14, причем блок управления глубиной содержит лазерный фото-акустический спектроскопический датчик.



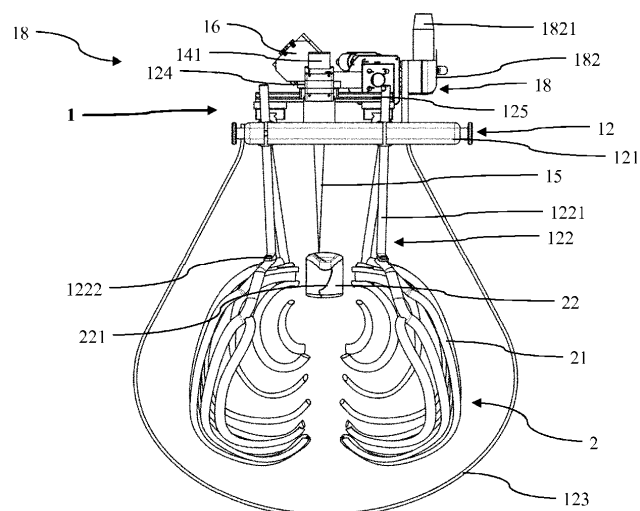
Фиг. 1



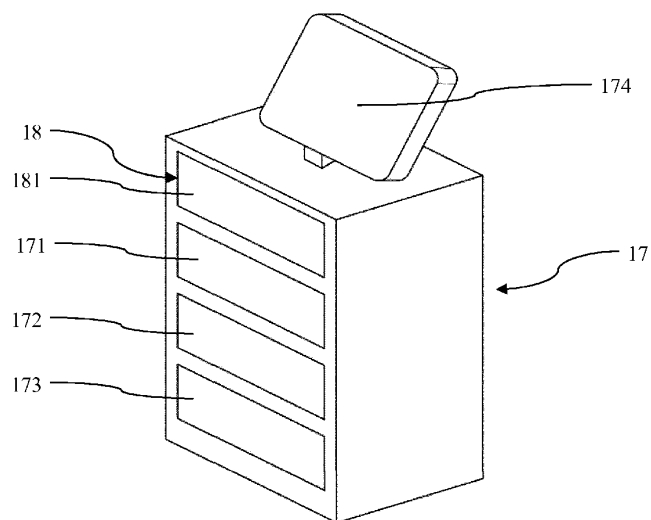
Фиг. 2



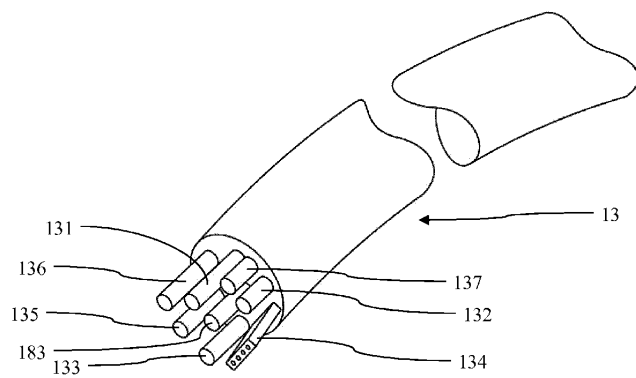
Фиг. 3



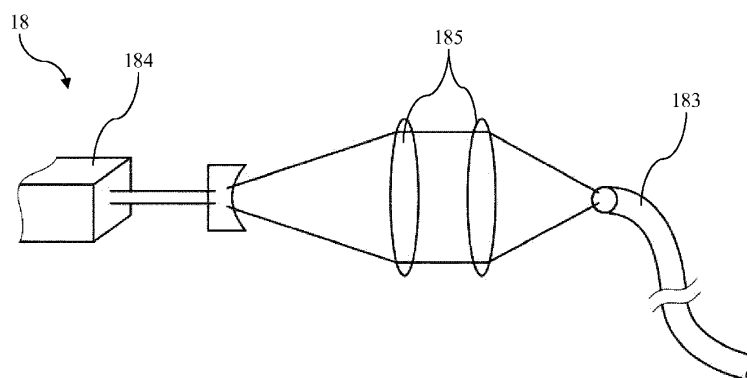
Фиг. 4



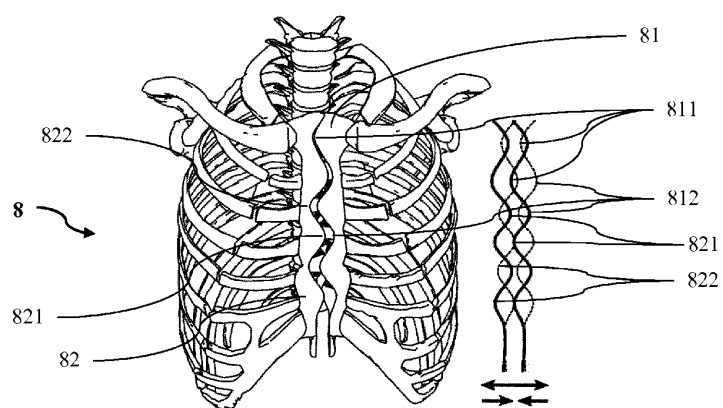
Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7



Фиг. 8

