

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **202290470** (13) **A1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2022.05.30

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

(22) Дата подачи заявки
2020.08.12

(54) ВЫЗЫВАЮЩИЙ АБЛЯЦИЮ ТКАНИ ЛАЗЕРНЫЙ ПРИБОР И СПОСОБ АБЛЯЦИИ ТКАНИ

(31) **01004/19**

(32) **2019.08.12**

(33) **СН**

(86) **РСТ/EP2020/072630**

(87) **WO 2021/028473 2021.02.18**

(71) Заявитель:
**ЭДВАНСТ ОСТЕОТОМИ ТУЛЗ - ЭОТ
АГ (СН)**

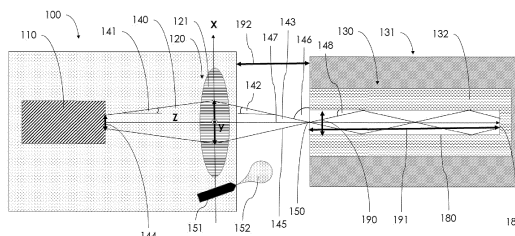
(72) Изобретатель:

**Бруно Альфредо Э., Мартин Лоренц
(СН)**

(74) Представитель:

Медведев В.Н. (RU)

(57) Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) содержит лазерный источник (110), выполненный с возможностью генерировать основной лазерный пучок (140), и формирующую пучок оптику (120), выполненную с возможностью принимать основной лазерный пучок (140) и преобразовывать основной лазерный пучок (140) в испускаемый лазерный пучок (143). Формирующая пучок оптика (120) дополнительно выполнена с возможностью фокусировать основной лазерный пучок (140) так, что испускаемый лазерный пучок (143) имеет угол (142) фокусировки примерно 10° или менее.



202290470

A1

A1

202290470

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

2420-572978EA/022

ВЫЗЫВАЮЩИЙ АБЛЯЦИЮ ТКАНИ ЛАЗЕРНЫЙ ПРИБОР И СПОСОБ АБЛЯЦИИ ТКАНИ

ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0001] Настоящее изобретение относится к вызывающему абляцию ткани лазерному прибору согласно преамбуле независимого пункта 1 формулы изобретения и, более конкретно, к способу абляции ткани, например, посредством такого вызывающего абляцию ткани лазерного прибора.

[0002] Вызывающие абляцию ткани лазерные приборы такого типа, имеющие лазерный источник, выполненный с возможностью генерировать основной лазерный пучок, и формирующую пучок оптику, выполненную с возможностью принимать основной лазерный пучок и преобразовывать основной лазерный пучок в испускаемый лазерный пучок, могут быть использованы для абляции ткани для разрезания, дробления или сверления ткани. Ткань может быть, в частности, твердой тканью человека или животного.

ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0003] Для разрезания и сверления материалов различных типов во многих областях техники все более популярным становится использование аппаратов, которые применяют пучок лазерного излучения для абляционного удаления материала вместо использования механических инструментов. Действительно, в настоящее время основанное на лазерном излучении разрезание, дробление или сверление широко распространено в промышленных применениях, поскольку оно позволяет эффективно и гибко обрабатывать и копировать миниатюрные детали с высокой точностью, требуемой для производства, например, в часовом производстве, производстве медицинских приборов и т.п. Также, по аналогии, для разрезания, дробления и сверления твердых тканей человека или животного, таких как кости, хрящи и т.п., появляется возможность использования лазерной абляции благодаря ее различным преимуществам. Например, как известно, в автоматизированной хирургии использование лазерных пучков в качестве режущего инструмента вместо механических инструментов обеспечивает многие преимущества. Более конкретно, например, в ЕР 2 480 153 В1 показано компьютеризованное и роботизированное лазерное остеотомический медицинский прибор, который основан на механизме действия «холодной» абляции, позволяющем обеспечить точное и щадящее сверление, дробление и разрезание кости и других твердых, а также мягких тканей человека или животного.

[0004] Более конкретно, лазерная абляция биологической ткани для медицинских целей используется в дерматологии, урологии, онкологии, нейрохирургии, хирургии глаз и других областях, где важно точное разрезание ткани. В зависимости от конкретной цели обычно используются разные лазерные системы. Например, используются тулий (Tm), гольмий (Ho), неодим (Nd) или эрбий (Er), внедренные в различные твердотельные стекла

или кристаллы, механически обработанные в форме стержней, генерирующих лазерное излучение в инфракрасной части светового спектра, которые накачиваются либо импульсными лампами, либо лазерными диодами. Дополнительно, в прошлом для абляции ткани также использовались газовые лазеры на CO_2 . Выбор всех этих лазеров в целях абляции ткани является, главным образом, следствием того факта, что их длины волн лазерного излучения сильно поглощаются водой, которая присутствует в биологических клетках и, таким образом, в тканях. Вследствие этого, ткани могут эффективно подвергаться абляции.

[0005] Дополнительно, в отношении абляции твердой ткани человека и животного было обнаружено, что при абляции некоторых тканей лазером с длиной волны, которая сильно поглощается водой, например, Er:YAG-лазером, имеющим линию испускания 2,96 мкм, может быть предпочтительным одновременное смачивание твердой целевой ткани, например, брызгами водного раствора. Например, было обнаружено, что вода или другая жидкость увлажняет и охлаждает ткань во время абляции, так что, среди прочего, может быть предотвращен некроз оставшейся твердой ткани.

[0006] Дополнительно, было обнаружено, что влажность целевой ткани может способствовать процессу не прямой абляции, способствующему общему процессу абляции. В этом процессе не прямой абляции капли воды или жидкости, пролетающие вблизи целевой ткани, и/или водная или жидкостная пленка, конденсирующаяся на поверхности ткани, могут быть фрагментированы электромагнитной энергией лазерных импульсов и могут распространяться с кинетической энергией, обеспеченной поглощенными импульсами лазерного пучка. Когда эти малые и быстро перемещающиеся фрагменты, например, на скоростях, которые могут достигать тысячи метров в секунду, сталкиваются с целевой тканью, ткань дополнительно подвергается абляции. В некоторых случаях такой процесс не прямой абляции может быть основной или даже единственной причиной общей абляции. В частности, при абляции гидрофобных тканей и/или тканей с низким содержанием воды, таких как зубная или жировая ткани, процесс не прямой абляции часто является основной или преобладающей причиной абляции.

[0007] Дополнительно, использование воды или подобной жидкости может также иметь другое связанное преимущество, в частности, в хирургических или подобных медицинских применениях. А именно, она может конденсировать остатки абляции, содержащие некоторые потенциально токсичные компоненты, которые иначе могут загрязнять операционную.

[0008] Для обеспечения эффективной абляции твердой ткани человека или животного, обычно используют сфокусированные лазерные пучки. В частности, чтобы получить соответствующую плотность энергии в пятне, где лазерный пучок падает на ткань, при использовании известных предпочтительных лазерных источников, обычно обеспечиваются лазерные пучки, имеющие фокусное расстояние 2 сантиметра (см) или менее. В этой связи, плотность энергии (ED) или плотность потока в перетяжке пучка (W_0), возникающей в фокальной точке испускаемого лазерного пучка, относится к

величине энергии (E) в одном импульсе, деленой на диаметр пучка в W_0 . ($D=2\omega_0$); а именно, $ED=F=E/D=E/2\omega_0$.

[0009] Таким образом, в таких применениях лазерных источников важно обеспечить, чтобы расстояние до ткани было соответствующим, поскольку в случае, когда это расстояние слишком велико, интенсивность является слишком малой для эффективной абляции ткани или для хоть какой-либо абляции ткани. Как известно, например, из EP 2 480 153 B1, для поддержания соответствующего расстояния постоянным для достижения заданной плотности энергии лазерного пучка на ткани во время прогрессирующей абляции ткани используют технологии автофокусировки.

[0010] Однако, вследствие требуемого сравнительно малого расстояния до ткани известные лазерные приборы, используемые для разрезания, дробления или сверления твердой ткани человека или животного, обычно непригодны для удовлетворительной абляции ткани на сравнительно большую глубину, такую как, например, глубина больше 1 см. Даже несмотря на то, что во многих применениях и обработках глубина 1 см является достаточной, существуют применения, такие как разрезание бедренной кости или грудины, где может потребоваться более глубокая абляция.

[0011] Также, при использовании лазерных пучков, имеющих упомянутые фокусные расстояния, обычно входная часть созданного отверстия или разреза становится все шире и шире, когда глубина увеличивается. Это может приводить к отверстию конической, а не цилиндрической формы, или к непараллельным стенкам в случае разреза, повторяющего профиль сфокусированного лазерного пучка. Такие непараллельные или расходящиеся стенки в случае разреза могут ухудшить последующее заживление кости, поскольку контакт между переустанавливаемыми поверхностями будет неидеальным.

[0012] Дополнительно, поскольку в известных лазерных приборах расстояние до ткани обычно поддерживается сравнительно коротким, эти лазерные приборы могут мешать или препятствовать прямой визуализации области вмешательства. Это может приводить к тому, что хирург будет часто смещать лазерный прибор для проведения прямого визуального осмотра процесса абляции. Также, такое короткое расстояние не оставляет никакого пространства для других инструментов, таких как ретракторы для мягкой ткани или трубки аспиратора, и ограничивает пространство для расположения лазерного прибора или маневренность лазерного прибора, который может быть установлен в последнем звене робота.

[0013] Таким образом, существует потребность в приборе, системе или процессе, позволяющем разрезать, дробить и/или сверлить твердую ткань человека или животного на сравнительно большие глубины для создания сравнительно параллельных стенок в создаваемых разрезах или отверстиях и для улучшения прямого визуального осмотра во время абляции.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0014] Согласно изобретению эта потребность удовлетворяется вызывающим

абляцию ткани лазерным прибором, определенным признаками независимого пункта 1 формулы изобретения, и способом абляции ткани, определенным признаками независимого пункта 15 формулы изобретения. Предпочтительные варианты осуществления являются предметом зависимых пунктов формулы изобретения.

[0015] В одном аспекте изобретение является вызывающим абляцию ткани лазерным прибором, содержащим лазерный источник и формирующую пучок оптику. Лазерный источник выполнен с возможностью генерировать основной лазерный пучок. Формирующая пучок оптика выполнена с возможностью принимать основной лазерный пучок и преобразовывать основной лазерный пучок в испускаемый лазерный пучок. Формирующая пучок оптика дополнительно выполнена с возможностью фокусировать основной лазерный пучок таким образом, что испускаемый лазерный пучок имеет угол фокусировки примерно 10° или менее, предпочтительно примерно 5° или менее, и более предпочтительно примерно 3° или менее.

[0016] Термин «лазерный прибор» в целом относится к прибору, выполненному с возможностью генерировать лазерный пучок, или который испускает излучение посредством процесса оптического усиления на основе вынужденной эмиссии электромагнитного излучения. В целом лазер является сокращением выражения «усиление света посредством вынужденной эмиссии излучения». Лазер может отличаться от других источников излучения тем, что он испускает излучение когерентно. Такая пространственная когерентность может позволить сфокусировать лазерное излучение в малое пятно, что делает возможными такие применения, как разрезание или литография. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор может быть, в частности, лазерным остеотомом, или может быть выполнен используемым в качестве остеотома.

[0017] Ткань, подлежащая абляции лазерным прибором, может быть тканью человека или животного и, более конкретно, естественной или искусственной твердой тканью человека или животного. Таким образом, термин «твердая ткань» может относиться к ногтевой ткани, хрящевой и, в частности, костной ткани. Таким образом, вызывающий абляцию ткани лазерный прибор может быть, в частности, выполнен с возможностью разрезать, дробить и/или сверлить кости. Термин «искусственный» в этой связи может относиться к синтетическому материалу для замещения или замены естественной твердой ткани. Таким образом, термин «искусственная твердая ткань» может относиться к синтетически образованной ткани или материалам, используемым в качестве заменителей костей. Как упомянуто выше, в особенно предпочтительном варианте осуществления вызывающий абляцию ткани лазерный прибор является вызывающим абляцию кости лазерным прибором или лазерным остеотомом. Более конкретно, вызывающий абляцию кости лазерный прибор или лазерный остеотом может быть автоматическим вызывающим абляцию кости лазерным прибором. Например, он может содержать робототехнический блок, несущий лазерный источник и/или формирующую пучок оптику, и блок управления, причем блок управления выполнен с возможностью управлять робототехническим блоком для получения заданного разреза

или геометрии разрезания на кости.

[0018] Формирующая пучок оптика может содержать оптические компоненты, такие как линзы, телескопы, отклоняющие или дихроичные зеркала, другие зеркала, коллиматоры, отражатели и т.п. Она может быть реализована единственным таким компонентом или множеством таких компонентов. Например, в качестве одного из последних компонентов перед обеспечением испускаемого лазерного пучка, формирующая пучок оптика может содержать фокусирующую линзу, т.е., выпуклую линзу. Термин «телескоп», используемый здесь, относится к комбинации линз, обычно двух линз, рассеивающей линзы и собирающей линзы, в одном элементе, размещаемом на расстоянии и используемом для расширения лазерного пучка в X раз. Расстояние между линзами телескопа может изменяться так, чтобы лучи лазерного пучка распространялись параллельно или почти параллельно.

[0019] Испускаемый лазерный пучок является лазерным пучком, испускаемым лазерным прибором. Он может быть, в частности, выполнен направляемым на целевой объект, т.е., ткань, такую как кость или другая твердая ткань человека или животного. Таким образом, испускаемый лазерный пучок является конечным лазерным пучком, генерируемым общим лазерным прибором. Предпочтительно, он адаптируется лазерным прибором согласно требованиям к его применению или назначению.

[0020] При упоминании здесь угла в связи с лазерным пучком, он может, в частности, означать угол внешнего или самого внешнего луча огибающей лучей, содержащихся в лазерном пучке. Более конкретно, угол фокусировки предпочтительно определяется направлением самого внешнего луча испускаемого лазерного пучка и направлением пути распространения испускаемого лазерного пучка. Направление пути распространения испускаемого лазерного пучка может соответствовать направлению распространения центрального луча испускаемого лазерного пучка. Термин «луч», используемый здесь, относится к световому лучу. Обычно, лазерные пучки состоят из множества лучей или пучка лучей. Самый внешний луч испускаемого лазерного пучка является лучом, находящимся на периферии пучка. Лучи, представляющие внешнюю часть падающего испускаемого лазерного пучка, являются лучами, имеющими наибольший угол фокусировки относительно пути распространения, обычно представляемого осью z и обычно определяемого как центр лазерного пучка. Углы фокусировки внутренних лучей уменьшаются до тех пор, пока они не будут иметь 0 градусов в его центре, когда они станут коаксиальными пути распространения или оси z . Таким образом, поскольку испускаемый лазерный пучок является сфокусированным лазерным пучком, самый внешний луч является лучом, имеющим наибольший угол фокусировки из всех лучей лазерного пучка. Направление самого внешнего луча является направлением, вдоль которого этот луч распространяется. Оно может также называться направлением распространения.

[0021] Термин «путь распространения», используемый в связи с испускаемым лазерным пучком, относится к пути, вдоль которого лазерный пучок распространяется

после его испускания. Направление пути распространения может соответствовать оси испускаемого лазерного пучка или его пути распространения. В частности, направление пути распространения может быть средним значением или средним всех направлений лучей испускаемого лазерного пучка.

[0022] Лазерный прибор согласно настоящему изобретению позволяет направлять испускаемый лазерный пучок под сравнительно большим углом падения на ткань. Таким образом, может быть обеспечено относительно большое рабочее расстояние, которое может обеспечить надлежащую визуализацию и хороший доступ к большинству анатомических областей, так что могут быть учтены практические рекомендации и предпочтения, предлагаемые хирургами.

[0023] Дополнительно, угол фокусировки испускаемого лазерного пучка позволяет вызывать абляцию кость или другую твердую ткань на глубину более 1 см. Таким образом, например, могут разрезаться кости толщиной более 1 см. Также, форма разреза или отверстия, получаемого таким испускаемым лазерным пучком, может быть предпочтительной, например, имеющей более или менее параллельные стенки. Например, при разрезании, например, грудины посередине, как требуется в операциях на сердце или легких, или при краниотомии у взрослых, когда в обоих случаях толщина составляет более 1 см, важно, чтобы стенки разреза были практически параллельными для более быстрого послеоперационного заживления.

[0024] Абляция ткани посредством вызывающего абляцию ткани лазерного прибора основано на следующем: в целом абляция ткани лазерными пучками возникает посредством множественных физических эффектов. В наиболее общих случаях лазерное излучение поглощается молекулами, такими как белки, липиды, коллагены и/или другие биологические соединения. Преобразование поглощенной лазерной энергии приводит к нагреванию, приводящему к сильному и быстрому увеличению температуры. Во время этого процесса чаще всего молекулы в ткани прямо разрушаются и преобразуются в факел или остатки, извергаемые из абляционного пятна. Это может называться абляцией посредством процесса прямой абляции термической природы. Поскольку такие процессы могут приводить к нежелательной карбонизации ткани, некрозу, препятствующему последующему заживлению, условия абляции обычно должны точно оптимизироваться и контролироваться во время процесса абляции.

[0025] Термин «факел», используемый здесь, может относиться к продуктам процесса сгорания или карбонизации, вызываемого лазерной абляцией, и может содержать молекулы пахучих веществ, дым, аэрозоли и т.п., называемые остатками. Более конкретно, в контексте лазерной абляции факел может обобщенно представлять или содержать любое вещество, извергаемое лазерным пучком при попадании в целевую ткань в виде остатков. Термин «остатки» может относиться к любым молекулам, получаемым в результате абляции целевой ткани, например, к летучим малым твердым фракциям целевой ткани, дыму, аэрозолям, молекулам пахучих веществ и т.п.

[0026] Дополнительно к прямой абляции при смачивании ткани происходит

непрямая абляция. Таким образом, капли воды или жидкости фрагментируются электромагнитной энергией испускаемого лазерного пучка и распространяются с кинетической энергией, обеспеченной поглощенным лазерным пучком. Когда эти малые и быстро перемешающиеся фрагменты, например, со скоростями, которые могут достигать тысячи метров в секунду, сталкиваются с тканью, ткань дополнительно подвергается абляции.

[0027] При функционировании вызывающего абляцию ткани лазерного прибора согласно настоящему изобретению конкретный угол фокусировки позволяет испускаемому лазерному пучку падать на боковые стенки увеличивающегося разреза или отверстия в ткани под сравнительно острыми углами, т.е., 10° или менее, 5° или менее, или 3° или менее. Когда боковые стенки смочены, при падении на боковые стенки под таким углом лазерный пучок отражается водой или другой жидкостью, используемой для смачивания ткани.

[0028] Таким образом, с одной стороны, предотвращается вхождение лазерного пучка в ткань через боковые стенки, что могло бы привести к некоторой абляции боковых стенок и, таким образом, расширению разреза или отверстия, в частности, на его входной части. Таким образом, разрез или отверстие может иметь практически параллельные боковые стенки, что может быть предпочтительным по многим причинам, упомянутым выше.

[0029] С другой стороны, отражение испускаемого лазерного пучка на смоченных боковых стенках позволяет испускаемому лазерному пучку проходить глубже в разрез или отверстие. Это позволяет увеличить глубину разреза или отверстия, обеспечиваемых лазерным прибором.

[0030] Более конкретно, когда испускаемый лазерный пучок достигает боковой водной стенки или увлажненной боковой стенки разреза, созданного вызывающим абляцию ткани лазерным прибором, часть его интенсивности преломляется в воду или влагу по закону Снеллиуса и поглощается в ней, приводя к не прямой абляции, если выполняются пороговые условия абляции, упомянутые выше. В зависимости от толщины пленки воды или влаги, такие преломленные лучи могут достигать кости, приводя к прямой абляции, т.е., тогда, когда толщина водной пленки является очень малой, например, составляет несколько мкм.

[0031] Однако, особенно важной для настоящего изобретения является часть оставшейся интенсивности испускаемого лазерного пучка, которая отражается на боковой водной стенке или боковой стенке и, после нескольких отражений в точках на боковых стенках, может достичь дна разреза.

[0032] Как было обнаружено, интенсивность отраженного испускаемого лазерного пучка уменьшается из-за потерь на преломление согласно уравнениям Френеля. Однако, испускаемые лазерные пучки со сравнительно малыми внутренними углами падения, т.е., углами, под которыми испускаемый лазерный пучок падает на боковую стенку разреза, связаны с меньшими потерями на отражение интенсивности и подвергаются меньшему

числу отражений при достижении некоторой глубины разреза, например, дна, на расстоянии примерно 4 см или более. Например, как показано более подробно ниже, когда вызывающий абляцию ткани лазерный прибор выполнен в виде остеотома, падение на боковые стенки разреза в кости под упомянутыми внутренними углами падения позволяет обеспечить сравнительно большую часть интенсивности лазерного пучка, например, более 50%, более 80%, или более 90%, на глубине разреза 4 см. Напротив, выпускаемые лазерные пучки со сравнительно большими внутренними углами падения подвергаются большему числу отражений и связаны с более высокими потерями на отражение. Такие пучки будут иметь меньше шансов достичь более глубокой области в отверстии или разрезе. Также, потери на преломление обычно меньше, когда обеспечиваются меньшие внутренние углы падения, что может быть предпочтительным для обеспечения сравнительно высокой интенсивности пучка на дне разреза.

[0033] Таким образом, обеспечение выпускаемого лазерного пучка с углом фокусировки согласно настоящему изобретению позволяет эффективно обеспечивать сравнительно малые внутренние углы падения при разрезании ткани, так что могут быть получены сравнительно глубокие разрезы с надлежащей геометрией. В частности, может быть эффективно обеспечен внутренний угол падения 10° или менее, 5° или менее или 3° или менее. Например, когда направление пути распространения пучка более или менее параллельно боковой стенке (стенкам) разреза, получаемого выпускаемым лазерным пучком, такой угол фокусировки может эффективно и надежно обеспечивать предпочтительные внутренние углы падения.

[0034] В итоге, вызывающий абляцию ткани лазерный прибор согласно настоящему изобретению позволяет обеспечить то, что: а) разрезание или сверление кости происходит на значительные глубины, например, более 1 см, б) рабочее расстояние от прибора до анатомической области хирургического вмешательства достаточно велико для практического использования хирургами в операционной, в) стенки в случае разреза сравнительно или практически параллельны или, в случае отверстий, являются сравнительно или практически цилиндрическими, соответственно, и, d) повышается безопасность для пациентов, хирургов и персонала, присутствующего в операционной.

[0035] Для обеспечения предпочтительных эффектов, связанных с абляцией смоченной или увлажненной ткани, смачивание может быть осуществлено любым средством, таким как, например, внешняя смачивающая система. Однако предпочтительно, чтобы вызывающий абляцию ткани лазерный прибор сам содержал смачивающее оборудование, выполненное с возможностью смачивать ткань, подлежащую абляции выпускаемым лазерным пучком. Более конкретно, смачивающее оборудование может быть выполнено с возможностью смачивать разрез, который получается в ткани или кости выпускаемым лазерным пучком. В частности, внутренняя часть или боковая стенка разреза может быть предпочтительно смочена смачивающим оборудованием. Посредством включения смачивающего оборудования в лазерный прибор можно обеспечить, чтобы ткань соответствующим образом смачивалась в надлежащем

местоположении, т.е., там, куда направляется испускаемый лазерный пучок. Таким образом, абляция и смачивание могут быть скоординированы так, чтобы могло быть обеспечено конкретное эффективное разрезание, дробление или сверление. Для смачивания может быть использована пригодная жидкость, такая как вода, или, более конкретно, водный раствор.

[0036] Когда вызывающий абляцию ткани лазерный прибор реализован в виде автоматического вызывающего абляции кости лазерного прибора, описанного выше, смачивающее оборудование может быть выполнено посредством блока управления, выполненного с возможностью соответствующим образом управлять смачивающим оборудованием. В частности, блок управления может быть выполнен с возможностью координировать получение заданного разреза в кости вместе со смачиванием разреза.

[0037] Таким образом, смачивающее оборудование предпочтительно имеет разбрызгивающее сопло, выполненное с возможностью получать брызги жидкости на ткани, подлежащей абляции испускаемым лазерным пучком. Такое разбрызгивающее сопло позволяет точно и конкретно смачивать ткань там, куда направлен испускаемый лазерный пучок.

[0038] Чтобы режущий лазерный пучок был пригоден для абляции твердой ткани и, в частности, костной ткани, он может иметь длину волны, подходящую для испарения воды или другого компонента клеток. Для этой цели, лазерный источник предпочтительно выполнен с возможностью генерировать основной лазерный пучок с длиной волны в диапазоне от примерно 2,5 микрометров (мкм) до примерно 3,5 мкм, или более предпочтительно примерно 2940 нанометров (нм). Лазерный источник, пригодный для обеспечения таких длин волн, т.е., длин волн, которые сильно поглощаются водой, может быть Er:YAG-лазером, имеющим линию испускания 2,94 мкм. Посредством, дополнительного одновременного смачивания твердой ткани водным раствором скорость абляции может быть сильно увеличена.

[0039] Лазерные источники, предпочтительно используемые для абляции, по различным причинам являются импульсными лазерами, а не непрерывными лазерами. Термин «лазерный импульс», используемый здесь, может относиться к сравнительно кратковременному лазерному пучку предпочтительно с данной длиной волны, имеющему конкретную длительность, форму и/или мощность. Одно преимущество импульсных лазеров связано с тем фактом, что для возбуждения абляции, пиковая энергия импульсов лазерного излучения в данном объеме и в течение времени излучения должна превосходить данный порог минимальной абляции, иначе энергия, выделяющаяся в ткани, будет, главным образом, преобразовываться в тепло, а не в извергаемые остатки, как необходимо. Однако, если плотность потока (F) или плотность энергии (ED) будет слишком высокой, в то время как охлаждение, обеспечиваемое, например, водным раствором и/или внутренним рассеянием тепла, обеспечиваемым рассеянием тепла и/или циркуляцией крови в окружающей ткани, будет недостаточным для контроля повышения температуры на поверхностях разреза, то оставшаяся ткань будет становиться все теплее и

теплее с каждым последующим импульсом и, в некоторый момент времени, начнет карбонизоваться, приводя к нежелательному некрозу, который препятствует последующему заживлению. Другими словами, импульсы лазерного пучка с данной длиной волны, в том числе их частота повторения, энергия в импульсе и плотность, ширина (длительность) импульса, характеристики фокусировки пучка, и т.д., требуемые для эффективной «холодной» абляции тканей, поддерживаемой увлажнением и охлаждением жидкостью, могут оптимизироваться и контролироваться для обеспечения эффективной скорости абляции без некроза. Таким образом, лазерный источник предпочтительно выполнен с возможностью генерировать основной лазерный пучок в виде импульсного лазерного пучка. Более конкретно, лазерный источник предпочтительно выполнен с возможностью генерировать импульсный основной лазерный пучок с частотой в диапазоне от примерно 1 до примерно 100 Герц или в диапазоне от примерно 10 до примерно 30 Герц. Такие диапазоны частот позволяют обеспечить соответствующие условия для ткани и абляции, при которых может быть обеспечено достаточное охлаждение и высокая эффективность абляции.

[0040] Важным параметром для лазерной абляции является не только энергия в импульсе, но и длительность импульсов, которая определяет пиковую мощность. Для типичных случаев, упомянутых выше, в которых, например, импульс Er:YAG- или Nd:YAG-лазеров в режиме свободной генерации имеет, например, энергию 1 Дж, распространяющуюся в течение 200 мкс, пиковая мощность составляет 5 кВт, тогда как для Nd:YAG-лазера в режиме модуляции добротности, имеющего, например, энергию 100 мДж, распространяющуюся в течение 15 нс, пиковая мощность составляет 6,7 МВт, что в тысячу раз больше, чем в случае, когда тот же самый лазер работает в режиме свободной генерации. Также может быть важным сравнить эти значения со значениями непрерывного (cw) лазера, работающего с мощностью 10 Вт и очень низкой пиковой мощностью, также составляющей 10 Вт, для объяснения того факта, что cw-лазеры непригодны для лазерной абляции. Таким образом, лазерный источник предпочтительно выполнен с возможностью генерировать импульсы основного лазерного пучка, имеющие длительность в диапазоне от примерно 5 микросекунд (мкс) до примерно 300 мкс, например, 200 мкс или 250 мкс, в диапазоне от примерно 10 мкс до примерно 150 мкс, или в диапазоне от примерно 50 мкс до примерно 120 мкс.

[0041] Предпочтительно, формирующая пучок оптика выполнена с возможностью генерировать испускаемый лазерный пучок с фокусным расстоянием (FL), большим примерно 4 сантиметров (см). Таким образом, FL испускаемого лазерного пучка меньше примерно 25 см или меньше примерно 20 см. Фокусное расстояние, используемое здесь, для единого оптического элемента, такого как формирующая пучок оптика, содержащего одну линзу или комбинацию линз, собранных в единый оптический элемент, может относиться к расстоянию между выходом единого оптического элемента формирующей пучок оптики и перетяжкой или фокальной точкой сфокусированного испускаемого лазерного пучка.

[0042] В этом контексте, число F ($F/\#$), используемое здесь, является безразмерным числом, обозначающим отношение FL к диаметру (D) испускаемого лазерного пучка, падающего на формирующую пучок оптику; т.е., $F/\# = FL/D$. Например, для испускаемого лазерного пучка с $D=10$ мм и линзы с $FL=150$ мм, $F/\#=15$.

[0043] Предпочтительно, вызывающий абляцию ткани лазерный прибор выполнен так, что параметр (M) качества пучка в квадрате (M^2) испускаемого лазерного пучка составляет примерно 15 или менее или примерно 10 или менее. В теории лазеров параметр качества пучка, представленный параметром M^2 , указывает на степень отклонения пучка от идеального гауссова пучка. Он может быть вычислен на основании отношения произведения параметров пучка к произведению параметров гауссова пучка с той же длиной волны. Обычно, он относится к расходимости лазерного пучка относительно минимального пятна пучка в фокусе, которое может быть достигнуто. Для одномодового (гауссова) лазерного пучка, M^2 равен ровно одному. Параметр M^2 лазерного пучка широко используется в теории лазеров и лазерной отрасли в качестве технического параметра, и способ его измерения регулируется стандартом Международной организации по стандартизации, т.е., стандартом ISO № 11146 от 2005 года.

[0044] Дополнительно к параметру качества пучка или параметру распространения пучка M^2 , также и другой параметр качества пучка, K , используется для оценивания качества данного лазера на основе характеристик расходимости излучаемого лазерного пучка. Эти два параметра K и M^2 зависят друг от друга и могут быть вычислены с использованием экспериментально измеренных параметров пучка. Эти два параметра могут быть определены следующим образом:

$$M^2 = \frac{1}{K} = \frac{\pi \omega_0 \Theta}{\lambda}$$

где

ω_0 - радиус фокального пятна (половина перетяжки D пучка)

Θ - половина угла раскрытия в дальнем поле для данной расходимости

λ - длина волны

$K_{\max} = M^2_{\min} = 1$.

[0045] Более конкретно, оба параметра M^2 и K могут описывать, насколько фактический негауссов пучок отличается от идеального гауссова пучка. Равенство $M^2=1=K$ может соответствовать идеальному гауссову пучку, и его практически невозможно достичь. Однако, чем меньше M^2 , тем выше качество лазерного пучка, следствием чего является меньшая расходимость и, таким образом, меньший диаметр пучка в перетяжке пучка.

[0046] Для обеспечения M^2 в предпочтительном диапазоне лазерный источник и настраивающую пучок оптику соответствующим образом выбирают и настраивают. При наличии такого M^2 испускаемый лазерный пучок может быть особенно предпочтительным и пригодным для его отражения посредством влажности на боковой стенке разреза таким

образом, чтобы мощность или интенсивность пучка, достигающая сравнительно большой глубины, была сравнительно высокой, что позволит эффективно обеспечить сравнительно глубокий разрез.

[0047] В другом аспекте настоящее изобретение является способом абляции ткани, такой как твердая ткань человека или животного, и, в частности, костной ткани или кости. Способ содержит: генерацию сфокусированного испускаемого лазерного пучка и направление сфокусированного испускаемого лазерного пучка на поверхность ткани так, что внутренний угол падения испускаемого лазерного пучка относительно ткани составляет примерно 10° или менее, предпочтительно примерно 5° или менее и более предпочтительно примерно 3° или менее. Угол падения является углом между испускаемым лазерным пучком и поверхностью ткани там, где на нее падает испускаемый лазерный пучок. Таким образом, при прогрессирующей абляции ткани создается разрез, который может иметь любую требуемую форму. По меньшей мере сначала разрез обычно является отверстием. Обычно, такой разрез имеет боковую стенку и дно. Боковая стенка разреза или отверстия может быть практически перпендикулярной плоскости, определяемой поверхностью ткани.

[0048] Таким образом, внутренний угол падения предпочтительно определяется направлением самого внешнего луча испускаемого лазерного пучка и боковой стенкой разреза в ткани.

[0049] Когда испускаемый лазерный пучок падает на боковую стенку под углом примерно 10° или менее, могут быть эффективно обеспечены эффекты и преимущества, описанные выше в связи с вызывающим абляцию ткани лазерным прибором согласно настоящему изобретению.

[0050] Посредством нижеследующих предпочтительных вариантов осуществления способа согласно настоящему изобретению могут быть эффективно обеспечены эффекты и преимущества, описанные выше в связи с предпочтительными вариантами осуществления вызывающего абляцию ткани лазерного прибора согласно настоящему изобретению.

[0051] Предпочтительно, способ содержит этап смачивания ткани, подлежащей абляции испускаемым лазерным пучком. Таким образом, жидкость предпочтительно разбрызгивают на ткань, подлежащую абляции испускаемым лазерным пучком.

[0052] Этап смачивания ткани, подлежащей абляции испускаемым лазерным пучком, предпочтительно содержит смачивание боковой стенки разреза в ткани. Таким образом, может быть обеспечено особенно эффективное отражение в разрезе, которое может увеличить глубину поля обзора (DOF) и позволяет обеспечить большую глубину разреза в ткани или кости.

[0053] Предпочтительно, испускаемый лазерный пучок генерируется на длине волны в диапазоне от примерно 2,5 мкм до примерно 3,5 мкм, или примерно 2940 нм.

[0054] Предпочтительно, испускаемый лазерный пучок генерируется в виде импульсного лазерного пучка. Таким образом, испускаемый лазерный пучок

предпочтительно является импульсным с частотой в диапазоне от примерно 1 до примерно 500 Герц или в диапазоне от примерно 10 до примерно 30 Герц. Импульсы основного лазерного пучка предпочтительно имеют длительность в диапазоне от примерно 5 мкс до примерно 300 мкс, например, 200 мкс или 250 мкс, в диапазоне от примерно 10 мкс до примерно 150 мкс, или в диапазоне от примерно 50 мкс до примерно 120 мкс.

[0055] Предпочтительно, выпускаемый лазерный пучок генерируется с фокусным расстоянием, большим примерно 4 см. Таким образом, фокусное расстояние выпускаемого лазерного пучка предпочтительно является меньшим примерно 25 см или меньшим примерно 20 см.

[0056] Предпочтительно, способ согласно настоящему изобретению не является способом лечения тела человека или животного посредством хирургии или терапии. Такой способ «вне организма» или «в искусственном окружении» может быть предпочтительным во многих применениях. В частности, будучи таким способом «вне организма», он не включает в себя никаких хирургических этапов, а разрезание осуществляется полностью за пределами и удаленно от тела живого человека или животного.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

[0057] Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор согласно настоящему изобретению и способ согласно настоящему изобретению описаны ниже более подробно посредством иллюстративного варианта осуществления и со ссылкой на прилагаемые чертежи, в которых:

Фиг. 1 показывает схематическое изображение первого варианта осуществления вызывающего абляцию ткани лазерного прибора согласно настоящему изобретению;

Фиг. 2 показывает схематическое изображение второго варианта осуществления вызывающего абляцию ткани лазерного прибора согласно настоящему изобретению; и

Фиг. 3 показывает график долей интенсивности на дне разреза в зависимости от изменения внутренних углов падения.

ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

[0058] В нижеследующем описании некоторые термины используются для удобства и не предназначены для ограничения настоящего изобретения. Термины «право», «лево», «вверх», «вниз», «под» и «над» относятся к направлениям на фигурах. Терминология содержит явно упомянутые термины, а также их производные, и термины с подобным значением. Также, пространственно относительные термины, такие как «под», «ниже», «нижний», «выше», «верхний», «ближний», «дальний» и т.п., могут быть использованы для описания соотношения одного элемента или признака и другого элемента или признака, показанных на фигурах. Предполагается, что эти пространственно относительные термины охватывают разные положения и ориентации приборов при использовании или функционировании дополнительно к положению или ориентации, показанным на фигурах. Например, если прибор на фигурах будет перевернут, то

элементы, описанные как находящиеся «ниже» или «под» другими элементами или признаками, будут тогда находиться «выше» или «над» другими элементами или признаками. Таким образом, иллюстративный термин «ниже» может охватывать положения и ориентации, находящиеся как выше, так и ниже. Приборы могут быть ориентированы иначе (повернуты на 90 градусов или в других ориентациях), и пространственно относительные описатели, используемые здесь, могут интерпретироваться соответствующим образом. Подобным образом, описания движения вдоль и вокруг различных осей включают в себя различные специальные положения и ориентации приборов.

[0059] Следует понимать, что во избежание повторения на фигурах и в описании различных аспектов и иллюстративных вариантов осуществления многие признаки являются общими для многих аспектов и вариантов осуществления. Исключение одного аспекта из описания или фигуры не означает, что этот аспект отсутствует в вариантах осуществления, которые включают в себя этот аспект. Вместо этого, этот аспект может быть исключен для ясности и во избежание излишней подробности описания. В этом контексте, нижеследующее применяется к остальной части описания: если, для ясности чертежей, фигура содержит ссылочные позиции, которые не объяснены в прямо связанной части описания, то тогда следует обратиться к предыдущему или следующему разделам описания. Дополнительно, для ясности, если на чертеже не все признаки некоторой части снабжены ссылочными позициями, то следует обратиться к другим чертежам, показывающим ту же самую часть. Одинаковые ссылочные позиции на двух или более фигурах представляют одинаковые или подобные элементы.

[0060] Фиг. 1 показывает первый вариант осуществления вызывающего абляцию ткани лазерного прибора 100, задействованного в соответствии с применением варианта осуществления способа согласно настоящему изобретению. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор 100 содержит лазерный источник 110 и формирующую пучок оптику 120. Лазерный источник 110 является Ег:YAG-лазером, имеющим линию испускания 2,96 мкм и генерирующим импульсный основной лазерный пучок 140 с частотой примерно 20 Герц и длительностью импульсов примерно 80 мкс. Основной лазерный пучок 140 начинается с исходным диаметром 144 и расширяется под расходящимся углом 141.

[0061] Формирующая пучок оптика 120 содержит выпуклую фокусирующую линзу 121. Лазерный источник 110 и фокусирующая линза 121 расположены и ориентированы так, что основной лазерный пучок 140 принимается левой входной стороной линзы 121. Линза 121 преобразует лазерный пучок и излучает его в форме испускаемого лазерного пучка 143 из правой стороны вдоль оси z, которая соответствует пути распространения или направлению распространения.

[0062] Линза 121 фокусирует основной лазерный пучок 140 так, что испускаемый лазерный пучок 143 имеет фокальную точку 150 на фокусном расстоянии 15 см. Кроме того, линза 121 придает форму испускаемому лазерному пучку так, что он имеет угол 142 фокусировки, равный 6°. Угол 142 фокусировки определяется направлением самого

внешнего луча 145 испускаемого лазерного пучка 143 и направлением пути распространения испускаемого лазерного пучка 143, т.е., осью z или направлением центрального луча 147.

[0063] Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор 100 дополнительно содержит разбрызгивающее сопло 151 в качестве смачивающего оборудования. Разбрызгивающее сопло 151 выполнено с возможностью получать брызги 152 жидкости, причем жидкость, конкретно, является водным раствором.

[0064] При функционировании вызывающего абляцию ткани лазерного прибора 100 для осуществления способа согласно настоящему изобретению, вызывающий абляцию ткани лазерный прибор 100 расположен на расстоянии примерно 12 см от кости 131 в качестве ткани, подлежащей абляции. Более конкретно, вызывающий абляцию ткани лазерный прибор 100 ориентирован так, что испускаемый лазерный пучок 143 и брызги 152 направлены на местоположение кости 131, подлежащее абляции. Таким образом, испускаемый лазерный пучок 143 создает разрез 130, который увеличивается в глубину 191, в то время как обеспечивается испускаемый лазерный пучок 143. Разрез 130 имеет диаметр 190, определяемый плотностью энергии (ED) или плотностью потока энергии испускаемого лазерного пучка 143.

[0065] Брызги 152 создают водную пленку 132 внутри разреза 130, причем боковые стенки 180 и дно 181 разреза 130 покрыты водной пленкой 132. Поскольку испускаемый лазерный пучок 143 имеет угол 142 фокусировки, равный 6° , т.е., меньший 10° , излучение или лучи испускаемого лазерного пучка 143 падают на боковые стенки 180 разреза 130 под сравнительно острым углом. Это обеспечивает то, что сравнительно большая часть излучения от испускаемого лазерного пучка 143 отражается на боковых стенках 180 так, что значительная его часть проходит до дна 181 разреза 130. Таким образом, дно 181 подвергается абляции, и кость 131 может быть прорезана на сравнительно большую глубину, например, 4 см или более.

[0066] Таким образом, посредством правильно расположенного и ориентированного вызывающего абляцию ткани лазерного прибора 100 генерируется сфокусированный испускаемый лазерный пучок 143, который направляется на внешнюю поверхность кости 131 под внешним углом падения или начальным углом 146 относительно внешней плоскости поверхности кости 131, составляющим примерно 94° . При продвижении абляции создается разрез 130. Поскольку испускаемый лазерный пучок 143 направлен ортогонально внешней поверхности кости 131, боковые стенки 180 простираются под углом примерно 90° от внешней поверхности кости 131. Таким образом, испускаемый лазерный пучок 143 падает на боковые стенки 180 под внутренним углом 148 падения, составляющим примерно 6° . Внутренний угол 148 падения определяется направлением самого внешнего луча 145 испускаемого лазерного пучка 143 и боковой стенкой 180 разреза 130 в кости.

[0067] На фиг. 2 показан второй вариант осуществления вызывающего абляцию ткани лазерного прибора 100, который спроектирован и функционирует практически

идентично первому вызывающему абляцию ткани лазерному прибору 100 с фиг. 1. Единственное отличие состоит в том, что этот вызывающей абляцию лазерный прибор 100 снабжен отличающейся формирующей пучок оптикой 120. В частности, формирующая пучок оптика 120 имеет фокусирующую линзу 121 и, дополнительно, коллимирующую линзу 122. Коллимирующая линза 122 расположена выше по ходу основного лазерного пучка 140 относительно фокусирующей линзы 121. Более конкретно, коллимирующая линза 122 принимает основной лазерный пучок 140, генерируемый лазерным источником 110, коллимирует излучение и подает коллимированное излучение на фокусирующую линзу 121. Фокусирующая линза затем фокусирует излучение и обеспечивает испускаемый лазерный пучок 143, описанный выше.

[0068] Фиг. 3 показывает график доли в процентах интенсивности пучка или мощности испускаемого лазерного пучка 143, достигающей дна 181 разреза 130, создаваемого в кости 131. Ось ординат представляет долю в процентах интенсивности испускаемого лазерного пучка 143 на дне 181 разреза 130. Разрез 130 является отверстием, имеющим глубину 4 см и диаметр 1 см. Ось абсцисс представляет внутренний угол 148 падения в градусах. Испускаемый лазерный пучок 143 имеет длину волны, λ , равную 2,96 мкм, и диаметр 1,3 мм.

[0069] Как можно увидеть на фиг. 3, при обеспечении испускаемого лазерного пучка 143, особенно пригодного для разрезания кости, доля интенсивности на дне 181 разреза 130 глубиной 4 см в кости 131 все еще составляет более 50%, когда внутренний угол падения равен 10°. Такая глубина разреза достаточна для разрезания большинства человеческих костей. Таким образом, поскольку доля интенсивности составляет более 50%, кость 131 может все же быть эффективно разрезана даже на эту сравнительно большую глубину.

[0070] Однако, как можно увидеть на графике с фиг. 3, доля интенсивности на дне 181 разреза быстро увеличивается при уменьшении внутреннего угла 148 падения ниже 10°. Таким образом, посредством сравнительно небольшой адаптации внутреннего угла 148 падения может быть обеспечено значительное увеличение эффективности абляции. Например, при уменьшении внутреннего угла 148 падения до примерно 5°, примерно 80% интенсивности испускаемого лазерного пучка достигает дна разреза 130. Или, при внутреннем угле падения примерно 3°, даже примерно 90% интенсивности испускаемого лазерного пучка может быть обеспечено на дне разреза 130.

[0071] Это описание и сопутствующие чертежи, которые иллюстрируют аспекты и варианты осуществления настоящего изобретения, не следует воспринимать как ограничение формулы изобретения, определяющей охраняемое изобретение. Другими словами, в то время как настоящее изобретение было проиллюстрировано и подробно описано в чертежах и приведенном выше описании, такую иллюстрацию и описание следует считать иллюстративными или примерными, а не ограничивающими. Различные механические, композиционные, структурные, электрические, и эксплуатационные изменения могут быть реализованы, не выходя за рамки сущности и объема этого

описания и формулы изобретения. В некоторых примерах, общеизвестные схемы, конструкции и технологии не были показаны подробно, чтобы не затруднять понимание изобретения. Таким образом, следует понимать, что изменения и модификации могут быть реализованы специалистами в данной области техники в пределах объема и сущности нижеследующей формулы изобретения. В частности, настоящее изобретение охватывает дополнительные варианты осуществления с любой комбинацией признаков из разных вариантов осуществления, описанных выше и ниже.

[0072] Настоящее раскрытие также отдельно охватывает все дополнительные признаки, показанные на фигурах, хотя они могли быть не описаны в приведенном выше или нижеследующем описании. Также, отдельные альтернативы вариантов осуществления, описанных на фигурах и в описании, и отдельные альтернативы их признаков могут быть исключены из объекта изобретения или из раскрытого объекта изобретения. Это раскрытие содержит объект изобретения, состоящий из признаков, определенных в формуле изобретения или иллюстративных вариантах осуществления, а также объект изобретения, содержащий упомянутые признаки.

[0073] Дополнительно, в формуле изобретения слово «содержащий» не исключает другие элементы или этапы, и упоминание элемента в единственном числе не исключает множества таких элементов. Единственный блок или этап может выполнять функции нескольких приборов, перечисленных в формуле изобретения. Тот факт, что некоторые меры перечислены во взаимно отличающихся зависимых пунктах формулы изобретения, не указывает на то, что комбинация этих мер не может быть использована с преимуществом. Термины «практически», «примерно», «приблизительно» и т.п. в связи с атрибутом или значением, в частности, также точно определяют этот атрибут или это значение, соответственно. Термин «примерно» в контексте данного численного 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 соединенные или связанные, могут быть прямо соединены электрически или механически, или они могут быть непрямо соединены через один или более промежуточных компонентов. Никакие ссылочные позиции в формуле изобретения не следует толковать как ограничение ее объема.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100), содержащий лазерный источник (110), выполненный с возможностью генерировать основной лазерный пучок (140), и формирующую пучок оптику (120), выполненную с возможностью принимать основной лазерный пучок (140) и преобразовывать основной лазерный пучок (140) в испускаемый лазерный пучок (143), отличающийся тем, что формирующая пучок оптика (120) выполнена с возможностью фокусировать основной лазерный пучок (140) так, что испускаемый лазерный пучок (143) имеет угол (142) фокусировки примерно 10° или менее, примерно 5° или менее, или примерно 3° или менее.

2. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 1, причем угол (142) фокусировки определяется направлением самого внешнего луча (145) испускаемого лазерного пучка (143) и направлением пути (z) распространения испускаемого лазерного пучка (143).

3. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 2, причем направление пути (z) распространения испускаемого лазерного пучка (143) соответствует направлению центрального луча (147) испускаемого лазерного пучка (143).

4. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, содержащий смачивающее оборудование (151), выполненное с возможностью смачивать ткань (131), подлежащую абляции испускаемым лазерным пучком (143).

5. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 4, причем смачивающее оборудование (151) выполнено с возможностью смачивать разрез (130), создаваемый в ткани (131) испускаемым лазерным пучком (143).

6. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 4 или 5, причем смачивающее оборудование (151) имеет разбрызгивающее сопло (151), выполненное с возможностью создавать брызги (152) жидкости на ткань (131), подлежащую абляции испускаемым лазерным пучком (143).

7. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, причем лазерный источник (110) выполнен с возможностью генерировать основной лазерный пучок (140) с длиной волны в диапазоне от примерно 2,5 микрометра до примерно 3,5 микрометра, или примерно 2940 нанометров.

8. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, причем лазерный источник (110) выполнен с возможностью генерировать основной лазерный пучок (140) в виде импульсного лазерного пучка.

9. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 8, причем лазерный источник (110) выполнен с возможностью генерировать импульсный основной лазерный пучок (140) с частотой в диапазоне от примерно 1 до примерно 100 Герц или в диапазоне от примерно 10 до примерно 30 Герц.

10. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 8 или 9, причем лазерный источник (110) выполнен с возможностью генерировать импульсы импульсного

основного лазерного пучка (140), имеющие длительность в диапазоне от примерно 5 микросекунд до примерно 300 микросекунд, в диапазоне от примерно 10 микросекунд до примерно 150 микросекунд или в диапазоне от примерно 50 микросекунд до примерно 120 микросекунд.

11. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, причем формирующая пучок оптика (120) выполнена с возможностью генерировать испускаемый лазерный пучок (143) с фокусным расстоянием, большим примерно 4 см.

12. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по пункту 11, причем фокусное расстояние испускаемого лазерного пучка (143) составляет менее примерно 25 см или менее примерно 20 см.

13. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, выполненный с возможностью применения в качестве остеотома.

14. Вызывающий абляцию ткани лазерный прибор (100) по любому из предшествующих пунктов, выполненный так, что испускаемый лазерный пучок имеет параметр М качества пучка в квадрате, составляющий примерно 15 или менее или примерно 10 или менее.

15. Способ абляции ткани (131), такой как твердая ткань (131) человека или животного, включающий

генерацию сфокусированного испускаемого лазерного пучка (143) и

направление сфокусированного испускаемого лазерного пучка (143) на поверхность ткани (131) так, что внутренний угол (148) падения испускаемого лазерного пучка (143) относительно ткани (131) составляет примерно 10° или менее, предпочтительно примерно 5° или менее, а более предпочтительно примерно 3° или менее.

16. Способ по пункту 15, причем внутренний угол (148) падения определяется направлением самого внешнего луча (145) испускаемого лазерного пучка (143) и боковой стенкой (180) разреза (130) в ткани (131).

17. Способ по пункту 15 или 16, включающий этап смачивания ткани (131), подлежащей абляции испускаемым лазерным пучком (143).

18. Способ по пункту 16 и пункту 17, причем смачивание ткани (131), подлежащей абляции испускаемым лазерным пучком (143), включает смачивание боковой стенки (180) разреза (130) в ткани (131).

19. Способ по пункту 17 или 18, причем разбрызгивают жидкость на ткань (131), подлежащую абляции испускаемым лазерным пучком (143).

20. Способ по любому из пунктов 15-19, причем испускаемый лазерный пучок (143) генерируют на длине волны в диапазоне от примерно 2,5 микрометра до примерно 3,5 микрометра, или примерно 2940 нанометров.

21. Способ по любому из пунктов 15-20, причем испускаемый лазерный пучок

(143) генерируют в виде импульсного лазерного пучка.

22. Способ по пункту 21, причем испускаемый основной лазерный пучок (140) является импульсным с частотой в диапазоне от примерно 1 до примерно 100 Герц или в диапазоне от примерно 10 до примерно 30 Герц.

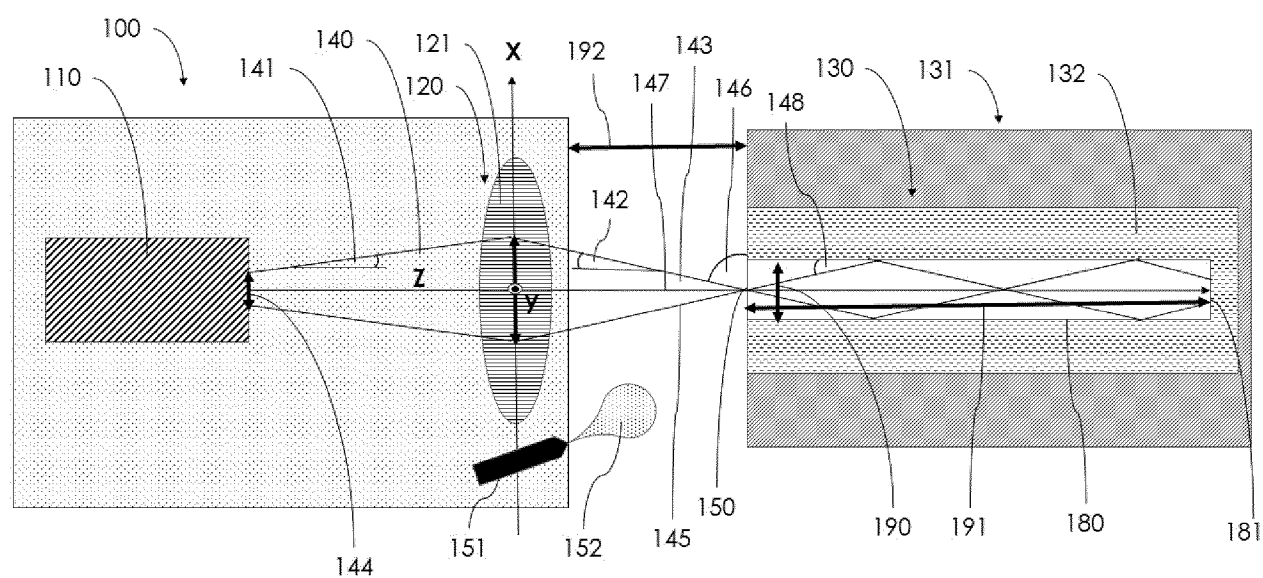
23. Способ по пункту 21 или 22, причем импульсы основного лазерного пучка (140) имеют длительность в диапазоне от примерно 5 микросекунд до примерно 300 микросекунд, в диапазоне от примерно 10 микросекунд до примерно 150 микросекунд или в диапазоне от примерно 50 микросекунд до примерно 120 микросекунд.

24. Способ по любому из пунктов 15-23, причем испускаемый лазерный пучок (143) генерируют с фокусным расстоянием, большим примерно 4 см.

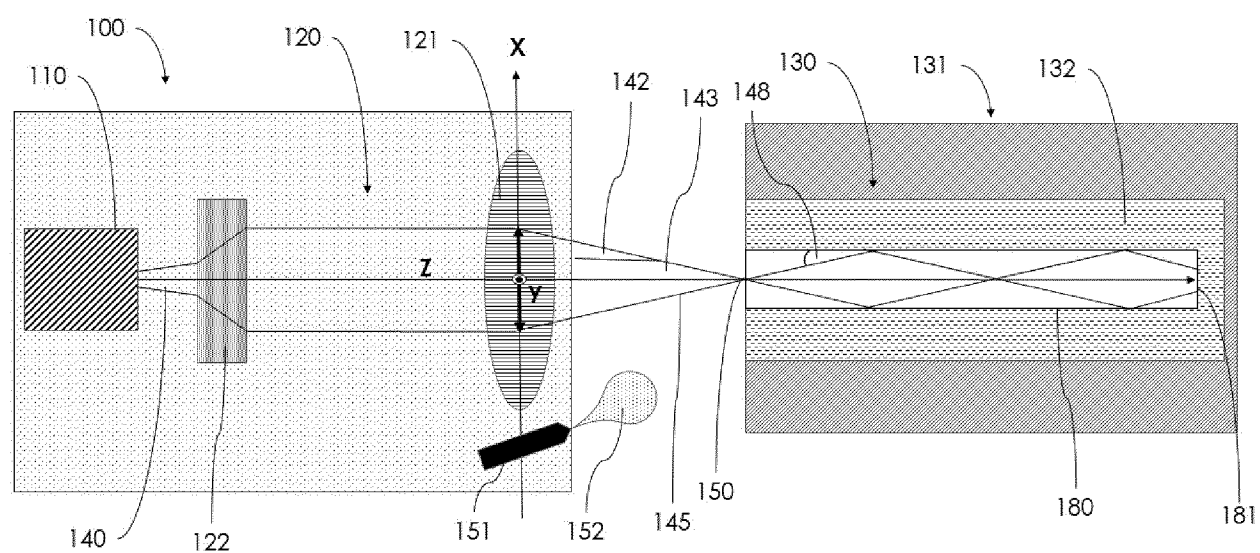
25. Способ по пункту 24, причем фокусное расстояние испускаемого лазерного пучка (143) составляет менее примерно 25 см или менее примерно 20 см.

26. Способ по любому из пунктов 15-25, не являющийся способом для лечения тела человека или животного посредством хирургии или терапии.

По доверенности

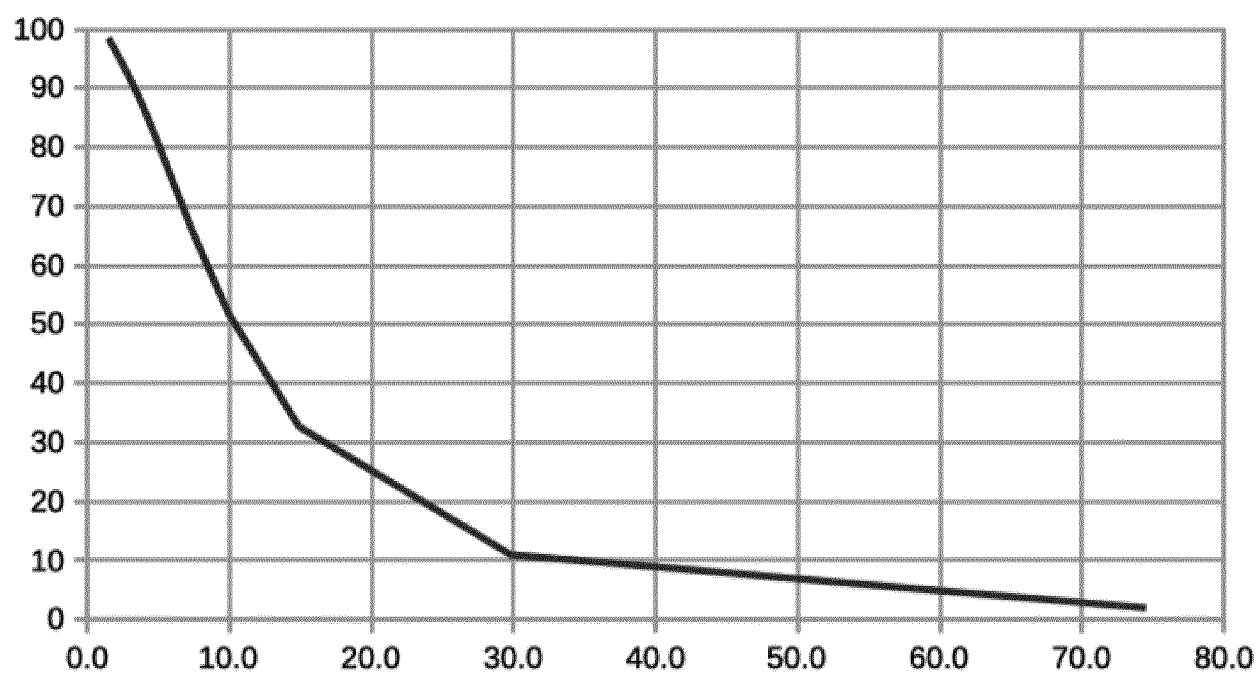


ФИГ. 1



ФИГ. 2

2/2



ФИГ. 3