



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 18/20 (2022.02)

(21)(22) Заявка: 2020122402, 12.12.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
12.12.2018

Дата регистрации:
14.04.2022

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:

12.12.2017 US 62/597,550;

14.12.2017 US 62/598,653;

26.01.2018 US 62/622,299;

15.02.2018 US 62/630,865

(43) Дата публикации заявки: 13.01.2022 Бюл. № 2

(45) Опубликовано: 14.04.2022 Бюл. № 11

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 13.07.2020

(86) Заявка РСТ:

IB 2018/059979 (12.12.2018)

(87) Публикация заявки РСТ:

WO 2019/116285 (20.06.2019)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ДЯО, Чэньгуан (US),

МИРСЕПАССИ, Алиреза (US),

СМИТ, Рональд Т. (US),

ФАРЛИ, Марк Харрисон (US),

РИЧАРДСОН, Дин (US)

(73) Патентообладатель(и):

АЛЬКОН ИНК. (CN)

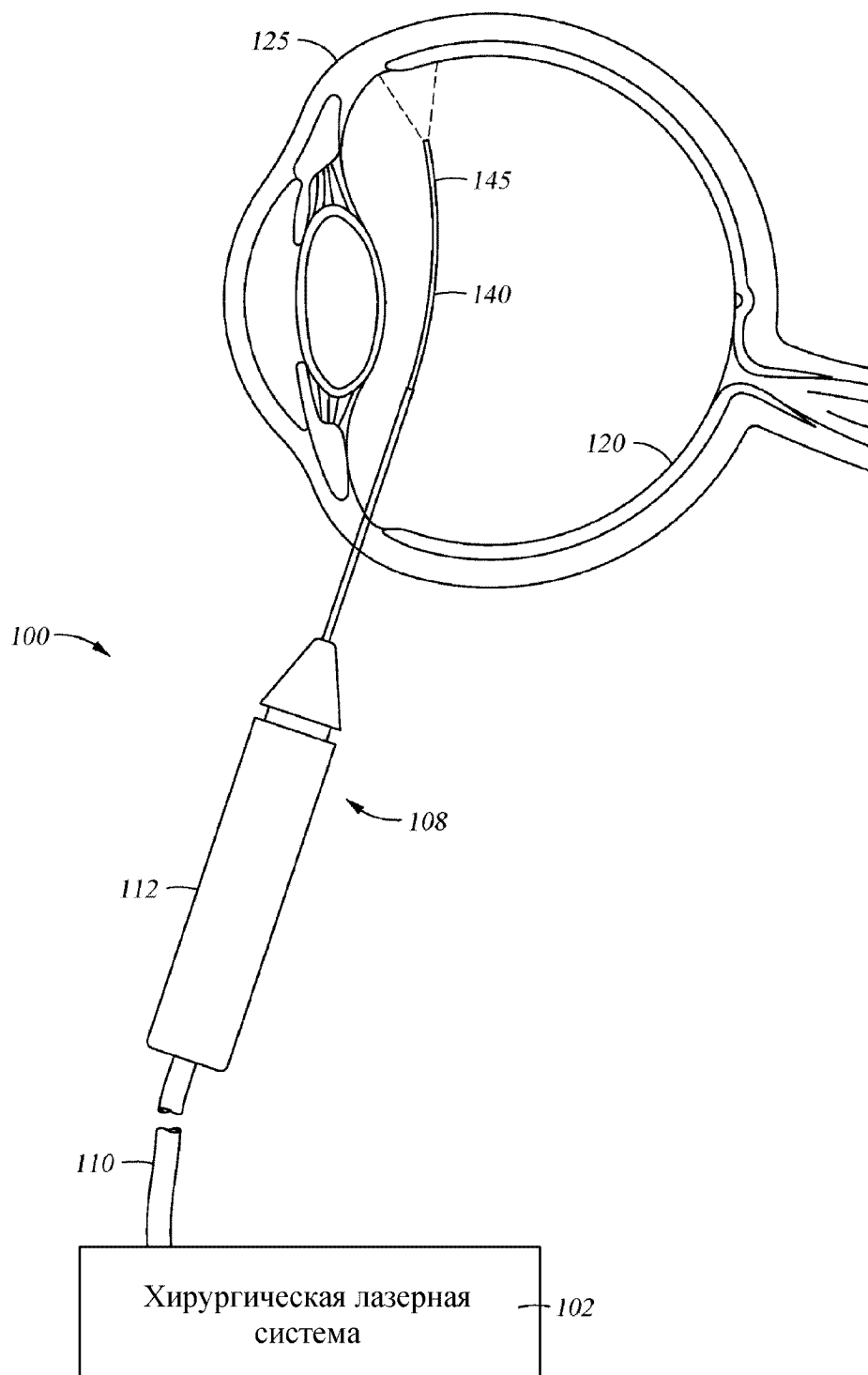
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2011144627 A1, 16.06.2011. US
2002045811 A1, 18.04.2002. US 2014180264 A1,
26.06.2014. US 2013150839 A1, 13.06.2013. RU
2606106 C2, 10.01.2017.

(54) МНОГОЖИЛЬНОЕ ВОЛОКНО ДЛЯ МНОГОТОЧЕЧНОГО ЛАЗЕРНОГО ЗОНДА

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, в частности к многожильному оптоволокну (МСФ). В некоторых вариантах осуществления МСФ содержит множество жил, окруженных оболочкой, и покрытие, окружающее оболочку, при этом показатель преломления одной или более из упомянутого множества жил больше показателя преломления оболочки. МСФ дополнительно содержит зонд, содержащий

наконечник зонда, соединенный с дистальным концом МСФ, и линзу, расположенную на дистальном конце наконечника зонда. В некоторых вариантах осуществления линза выполнена с возможностью передачи лазерного излучения с дистального конца МСФ для создания многоточечного рисунка лазерных пучков на целевой поверхности, и дистальный конец МСФ заканчивается у поверхности контакта с линзой.



Фиг. 1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
A61B 18/20 (2022.02)

(21)(22) Application: **2020122402**, **12.12.2018**

(24) Effective date for property rights:
12.12.2018

Registration date:
14.04.2022

Priority:

(30) Convention priority:
12.12.2017 US 62/597,550;
14.12.2017 US 62/598,653;
26.01.2018 US 62/622,299;
15.02.2018 US 62/630,865

(43) Application published: **13.01.2022 Bull. № 2**

(45) Date of publication: **14.04.2022 Bull. № 11**

(85) Commencement of national phase: **13.07.2020**

(86) PCT application:
IB 2018/059979 (12.12.2018)

(87) PCT publication:
WO 2019/116285 (20.06.2019)

Mail address:
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

DIAO, Chenguang (US),
MIRSEPASSI, Alireza (US),
SMITH, Ronald T. (US),
FARLEY, Mark Harrison (US),
RICHARDSON, Dean (US)

(73) Proprietor(s):

ALCON INC. (CH)

(54) **MULTICORE FIBER FOR MULTIPOINT LASER PROBE**

(57) Abstract:

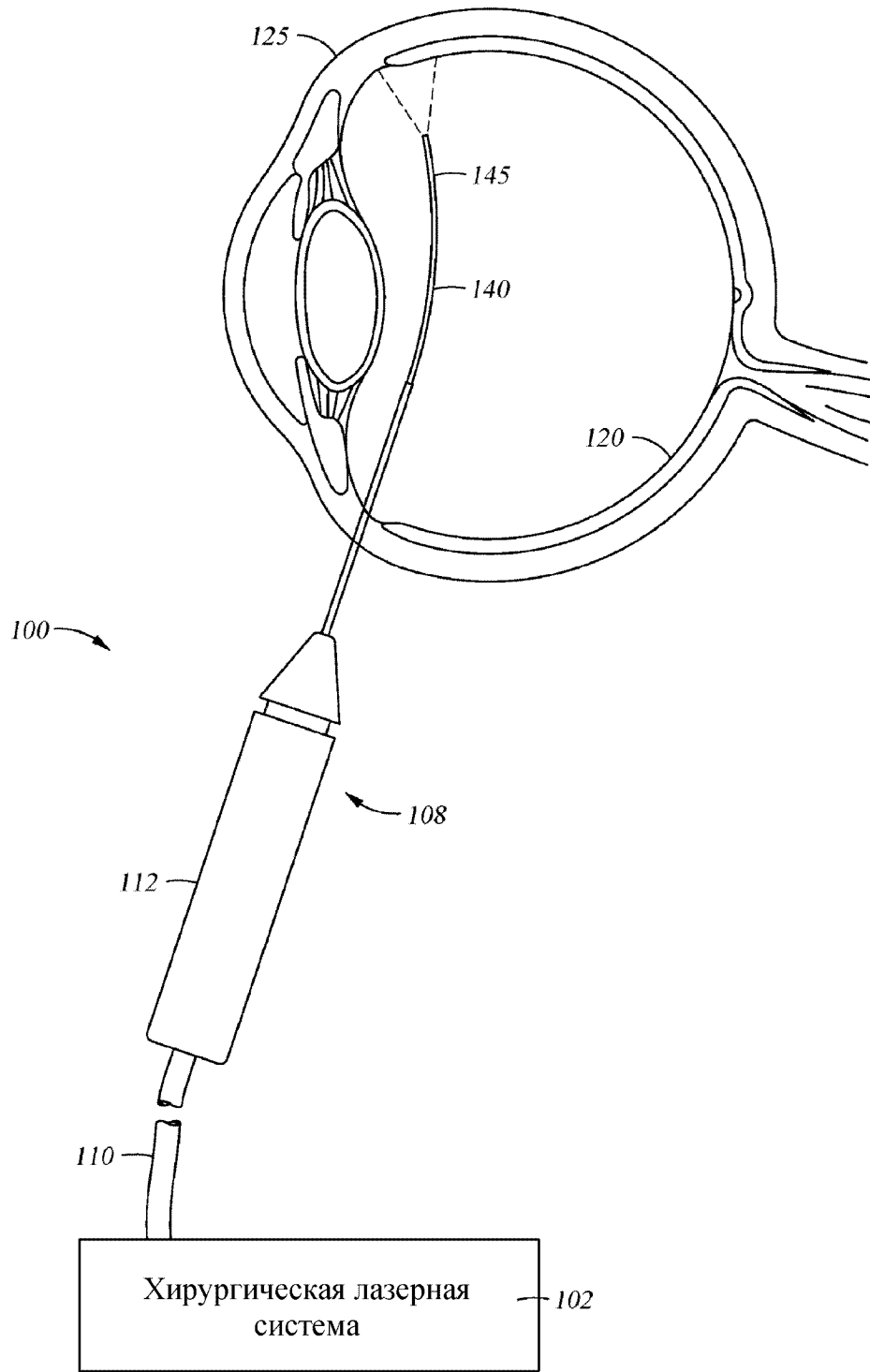
FIELD: medical equipment.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, in particular to multicore optical fiber (hereinafter – MCF). In some embodiments, MCF contains a set of cores surrounded by a shell, and coating surrounding the shell, while the refractive index of one or more of the mentioned set of cores is greater than the refractive index of the shell. MCF additionally contains a probe containing a probe tip connected to the distal end of MCF, and a lens located at the distal

end of the probe tip. In some embodiments, the lens is made with the possibility of transmitting laser radiation from the distal end of MCF to create a multipoint pattern of laser beams on the target surface, and the distal end of MCF ends at the surface of contact with the lens.

EFFECT: obtaining multicore fiber for multipoint laser probe.

23 cl, 19 dwg



Фиг. 1

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

[1] Настоящее изобретение относится к многоточечному лазерному зонду и, в частности, к системам и способам подачи многоточечных лазерных пучков излучения через хирургический зонд, имеющий многожильный оптоволоконный кабель.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

[2] В широком спектре медицинских процедур лазерное излучение используется для помощи при операции и для лечения организма пациента. Например, при лазерной фотокоагуляции лазерный зонд используется для прижигания кровеносных сосудов в точках прижигания лазером по сетчатке. Определенные типы лазерных зондов прижигают несколько точек одновременно, что может обеспечить более быструю и эффективную фотокоагуляцию. Некоторые из этих многоточечных лазерных зондов разделяют один лазерный пучок на множество лазерных пучков, что демонстрирует рисунок лазерных точек, и подают пучки на массив оптических волокон, что демонстрирует соответствующий рисунок волокон. Как правило, волокна должны быть плотно уложены, чтобы рисунок волокон совпадал с рисунком лазерных точек. Более того, рисунок лазерных точек должен быть точно выровнен с рисунком волокон.

[3] В дополнение к прижиганию кровеносных сосудов в точках прижигания лазером лазер также может повреждать некоторое количество палочек и колбочек, которые присутствуют в сетчатке, которые обеспечивают зрительное восприятие, что негативно влияет на остроту зрения. Поскольку зрительное восприятие является наиболее острым в центральной части макулы сетчатки, хирург приспособливает лазерный зонд для образования точек прижигания лазером на периферийных участках сетчатки. Таким образом, могут пожертвовать некоторой остротой периферического зрения для сохранения центрального зрения. Во время операции хирург запускает зонд с неприжигающим направляющим пучком так, что область сетчатки, подлежащая фотокоагуляции, освещается. Вследствие доступности инфракрасных лазерных диодов малой мощности направляющий пучок, как правило, представляет собой инфракрасное лазерное излучение малой мощности. После того, как хирург установил лазерный зонд так, чтобы освещать требуемую точку на сетчатке, хирург активирует лазер посредством ножной педали или других средств, чтобы затем фотокоагулировать освещенный участок. После прижигания точки на сетчатке хирург перемещает зонд для освещения новой точки направляющим пучком, активирует лазер, перемещает зонд и т. д. пока требуемое количество точек прижигания лазером не распределят по сетчатке.

[4] В случае диабетической ретинопатии может выполняться процедура панретиальной фотокоагуляции (PRP), и количество требуемых манипуляций лазерной фотокоагуляции для PRP, как правило, является большим. Например, обычно прижигают от 1000 до 1500 точек. Таким образом, будет очевидно, что, если бы лазерный зонд представлял собой многоточечный зонд, обеспечивающий прижигание нескольких точек одновременно, процедура фотокоагуляции проводилась бы быстрее (при условии, что мощность лазерного источника является достаточной). Соответственно многоточечные/многоволоконные лазерные зонды разработаны и описаны в патентах США № 8951244 и 8561280, которые включены в настоящий документ посредством ссылки во всей своей полноте.

[5] Для витреоретинальных процедур также является предпочтительным освещающее световое излучение, направленное в глаз и на ткань сетчатки. Часто хирурги, выполняющие витреоретинальные процедуры, используют лазерный зонд для подачи лазерных направляющих пучков и лазерных терапевтических пучков, а также используют дополнительный инструмент для направления освещающего пучка

излучения на поверхность сетчатки для рассмотрения анатомической структуры пациента.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ

[6] Согласно одному варианту осуществления настоящее изобретение относится к
 5 многоточечному лазерному зонду, который содержит основную часть зонда, которая имеет форму и размеры, позволяющие захват пользователем; наконечник зонда, содержащий канюлю, выполненную с возможностью введения в глаз; градиентную линзу (GRIN), расположенную в канюле в части ее дистального конца; и многожильный оптоволоконный кабель (MCF), проходящий по меньшей мере частично через канюлю.
 10 MCF может содержать множество жил, выполненных из диоксида кремния, легированного германием; оболочку, выполненную из плавленого диоксида кремния; покрытие, окружающее оболочку; и дистальный конец, расположенный у поверхности контакта с линзой GRIN. Оболочка может окружать множество жил. Показатель преломления одной или более из множества жил может быть больше показателя преломления оболочки. На длине дистального конца MCF может быть исключен участок
 15 покрытия, и линза GRIN может быть выполнена с возможностью переноса лазерного излучения с дистального конца MCF для создания многоточечного рисунка лазерных пучков на целевой поверхности.

[7] Другой вариант осуществления относится к многоточечному лазерному зонду,
 20 который содержит MCF, содержащий множество жил, окруженных оболочкой, и покрытие, окружающее оболочку и зонд. Зонд может содержать наконечник зонда, соединенный с дистальным концом MCF. Многоточечный лазерный зонд также может содержать линзу, расположенную на дистальном конце наконечника зонда. Линза может быть выполнена с возможностью переноса лазерного излучения с дистального
 25 конца MCF для создания многоточечного рисунка лазерных пучков на целевой поверхности. Дистальный конец MCF может заканчиваться у поверхности контакта с линзой. Показатель преломления одной или более из множества жил может быть больше показателя преломления оболочки.

[8] Еще один вариант осуществления относится к способу подачи многоточечного
 30 рисунка лазерного пучка. Способ может включать генерирование лазерного пучка излучения посредством лазерного источника; коллимацию лазерного пучка излучения; направление коллимированного лазерного пучка излучения на дифракционный оптический элемент (DOE), выполненный с возможностью создания многоточечного рисунка лазера для лазерного пучка излучения; и фокусирование многоточечного
 35 рисунка лазерного пучка излучения на плоскость поверхности контакта проксимального конца MCF. Каждый из лазерного пучка излучения в многоточечном рисунке лазера для лазерных пучков излучения может быть передан в одну из множества жил MCF. Лазерные пучки излучения могут быть переданы по жилам MCF. Множество жил могут быть окружены оболочкой, и при этом оболочка может быть окружена покрытием.
 40 Показатель преломления каждой из множества жил может быть больше показателя преломления оболочки, и на длине дистального конца MCF может быть исключен участок покрытия. Способ также может включать передачу многоточечного рисунка лазерных пучков излучения на дистальный конец MCF и направление многоточечного рисунка лазерных пучков излучения через линзу на дистальном наконечнике
 45 хирургического зонда.

[9] Различные варианты осуществления настоящего изобретения могут включать один или более из следующих признаков. Множество жил могут образовывать массив 2X2, который может быть выполнен с возможностью согласования с многоточечным

рисунком 2X2 с дифракционного оптического элемента (DOE) лазерной системы. Дистальный конец MCF может примыкать к линзе GRIN с положительным давлением на поверхности контакта. Дистальный конец MCF может быть отделен от линзы GRIN посредством воздушного зазора. Участок части покрытия может быть удален с MCF, и этот участок может находиться в диапазоне от 0,5 мм до 5,0 мм, проходя проксимально от дистального конца MCF. Участок части покрытия, удаленный с MCF, может составлять от 1,0 мм до 3,0 мм, проходя проксимально от дистального конца MCF.

[10] Различные варианты осуществления настоящего изобретения также могут включать один или более из следующих признаков. На длине дистального конца MCF может быть исключен участок покрытия. Длина покрытия, исключенного на длине дистального конца MCF, может составлять от 1,0 мм до 3,0 мм. Множество жил могут образовывать массив 2X2, выполненный с возможностью согласования с многоточечным рисунком 2X2 с дифракционного оптического элемента (DOE) лазерной системы. Линза может включать в себя линзу GRIN, и дистальный конец MCF может примыкать к линзе GRIN с положительным давлением. Линза может включать в себя линзу GRIN, и дистальный конец MCF может быть отделен от линзы GRIN посредством зазора. Наконечник зонда может содержать канюлю, выполненную с возможностью введения в глаз. Дистальный конец MCF и линза могут быть расположены в канюле. Может быть исключен участок покрытия на MCF, за счет чего улучшаются характеристики максимально допустимой мощности многоточечного лазерного зонда. Линза может быть расположена на дистальном конце наконечника зонда и может содержать линзу GRIN. Дистальный конец MCF может примыкать к линзе GRIN с положительным давлением. Дистальный конец MCF может быть отделен от линзы GRIN посредством воздушного зазора. Покрытие может включать в себя полиимидное покрытие. Множество жил могут содержать диоксид кремния, легированный германием. Оболочка может содержать плавленый диоксид кремния.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

[11] Для более полного понимания настоящего изобретения, его признаков и его преимуществ далее осуществляется ссылка на следующее описание в сочетании с прилагаемыми графическими материалами, на которых:

[12] на фиг. 1 показана примерная система для образования многоточечного рисунка лазерных пучков излучения для подачи на целевой участок хирургической операции в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[13] на фиг. 2 показан примерный многоточечный лазерный зонд в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[14] на фиг. 3 и 4 показан конец примерного многожильного оптоволоконного кабеля (MCF) для использования с неосвещающими многоточечными лазерными зондами в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[15] на фиг. 5 показан конец примерного MCF для использования с освещающими многоточечными лазерными зондами в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[16] на фиг. 6 показан подробный частичный вид в поперечном разрезе части дистального конца примерного многоточечного лазерного наконечника зонда в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[17] на фиг. 7A-7F2 показаны различные аспекты многоточечных/многоволоконных лазерных зондов в сравнении с аспектами лазерных зондов с MCF для подчеркивания различных преимуществ и выгод лазерных зондов с многожильным волоконным кабелем в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего

изобретения;

[18] на фиг. 8 показаны примерные действия, выполняемые хирургической лазерной системой в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

5 [19] на фиг. 9 показана часть дистального конца примерного многоточечного лазерного зонда, применяемого для образования многоточечного рисунка лазерных пучков излучения в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

10 [20] на фиг. 10 показана часть дистального конца другого примерного многоточечного лазерного зонда, в котором линза, имеющая выпуклые концы, расположена между дистальным концом MCF и защитным окном в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

15 [21] на фиг. 11 показан вид сбоку открытого конца примерного многоточечного лазерного зонда, показывающего открытый конец MCF, выровненный с линзой в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[22] на фиг. 12 показан открытый конец MCF, смещенный относительно линзы вследствие кольцевого зазора, образованного между MCF и внутренней стенкой канюли;

20 [23] на фиг. 13 показано кольцо, которое расположено внутри кольцевого зазора, образованного вокруг внутренней оболочки MCF на его открытом конце, в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[24] на фиг. 14 показана канюля другого примерного многоточечного лазерного зонда, которая имеет выточенное отверстие, в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

25 [25] на фиг. 15 показан примерный многоточечный лазерный зонд, в котором выравнивание открытого конца MCF обеспечивается за счет уменьшенного внутреннего диаметра канюли, в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

30 [26] на фиг. 16 показан потенциальный риск повреждения дистального конца MCF при сборке в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

[27] на фиг. 17 и 18 показано образование суженной части канюли примерного многоточечного лазерного зонда для сохранения выравнивания дистального конца MCF относительно линзы в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения;

35 [28] на фиг. 19 показаны примерные действия для образования многоточечного лазерного зонда в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ

40 [29] В следующем описании на примере изложены подробности для облегчения понимания раскрываемого объекта изобретения. Однако специалистам в данной области техники должно быть понятно, что раскрываемые варианты реализации являются иллюстративными и не исчерпывают все возможные варианты реализации. Таким образом, следует понимать, что ссылка на описанный пример не предназначена для ограничения объема настоящего изобретения. Любые изменения и дополнительные
45 модификации в отношении описанных устройств, инструментов, способов, а также любое дополнительное применение принципов настоящего изобретения являются абсолютно возможными, что будет в общем очевидно специалисту в данной области техники, к которой относится настоящее изобретение. В частности, полностью

предусмотрено, что признаки, компоненты и/или этапы, описанные относительно одного варианта осуществления, могут быть объединены с признаками, компонентами и/или этапами, описанными относительно других вариантов осуществления настоящего изобретения.

5 [30] В настоящем изобретении описаны освещающие и неосвещающие многожильные лазерные зонды, а также системы и способы, связанные с ними. На фиг. 1 показана примерная система 100 для создания многоточечного рисунка лазерных пучков излучения в соответствии с конкретными вариантами осуществления.

[31] Система 100 представляет собой хирургическую лазерную систему 102,
10 содержащую один или более лазерных источников для генерирования лазерных пучков, которая может использоваться при офтальмологической операции. Например, офтальмологическая хирургическая лазерная система 102 может альтернативно генерировать хирургический терапевтический пучок с первой длиной волны (например, ~532 нанометра (нм)) и лазерный направляющий пучок со второй длиной волны
15 (например, ~635 нм). Пользователь, например, хирург или хирургический сотрудник, может управлять хирургической лазерной системой 102 (например, посредством ножной педали, голосовой команды и т. д.) для поочередного испускания лазерного направляющего пучка и выпуска терапевтического пучка для лечения организма пациента, например, выполнения фотокоагуляции. В некоторых случаях хирургическая
20 лазерная система 102 может содержать порт, и лазерные пучки могут испускаться через порт в хирургической лазерной системе 102. Хирургическая лазерная система 102 может содержать адаптер порта лазерной системы, содержащий оптические элементы (не показаны) для образования многоточечного рисунка лазерных пучков излучения за счет лазерного пучка излучения из лазерного источника.

25 [32] Система 100 может подавать объединенный пучок излучения от порта на хирургический зонд 108 посредством многожильного оптоволоконного кабеля (MCF) 110. Зонд 108 может создавать многоточечный рисунок лазерных пучков излучения для подачи на сетчатку 120 глаза 125 пациента. Зонд 108 содержит основную часть 112 зонда и наконечник 140 зонда, который вмещает и защищает MCF 110. Часть 145
30 дистального конца наконечника 140 зонда также содержит линзу (не показана, более подробно описана ниже), которая переносит пучок излучения с дистального конца MCF 110 на сетчатку 120.

[33] Различные системы и способы могут быть использованы для создания многоточечного рисунка лазерных пучков излучения и объединения многоточечного
35 рисунка лазерных пучков излучения с освещающим пучком излучения. В некоторых случаях адаптер порта может содержать оптические элементы, применяемые для создания многоточечного рисунка и/или объединенных пучков излучения а. В некоторых вариантах реализации хирургическая лазерная система 102 также может содержать охватывающий трубчатый порт (не показан), и адаптер порта может содержать втулку,
40 которая выполняет функцию охватываемого соединителя для охватывающего трубчатого порта. Втулка может содержать отверстие, которое обеспечивает пропускание лазерного излучения из хирургической лазерной системы 102 и коллимацию одним или более оптическими элементами лазерного излучения, полученного из лазерного источника. В некоторых примерах оптический элемент во втулке может
45 представлять собой градиентную (GRIN) линзу с длиной и углом наклона, выбранными таким образом, что оптический элемент коллимирует лазерное излучение, полученное в отверстие втулки на выбранном расстоянии, смежное с дифракционным оптическим элементом (DOE). В других примерах оптический элемент может представлять собой

один из более других типов линз (например, сферическая, асферическая, двояковыпуклая стеклянная линза и т. д.). DOE может фокусировать многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на плоскость поверхности контакта проксимального конца MCF, таким образом каждый из лазерных пучков излучения в многоточечном рисунке лазера лазерных пучков излучения передается по всей длине выбранной жилы из множества жил, содержащихся в MCF, на дистальный конец хирургического зонда.

[34] При работе лазерный источник хирургической лазерной системы 102 генерирует лазерный пучок излучения. Коллиматорная оптика в хирургической лазерной системе 102 коллимирует лазерное излучение, направленное на дифракционный оптический элемент, выполненный с возможностью создания многоточечного рисунка лазерных пучков излучения. Многоточечный рисунок лазера затем направляют на конденсорную линзу и фокусирующую оптику хирургической лазерной системы 102 для фокусирования многоточечного рисунка на плоскость поверхности контакта проксимального конца MCF, таким образом каждый из лазерных пучков излучения в многоточечном рисунке лазера лазерных пучков излучения передается по всей длине выбранной жилы из множества жил, содержащихся в MCF 110. Многоточечный рисунок лазерных пучков излучения передается посредством MCF 110 на зонд 108, расположенный на дистальном конце MCF 110. Многоточечный рисунок лазерных пучков излучения входит в MCF 110 и передается через линзу на часть 145 дистального конца зонда 108. Многоточечный рисунок лазерных пучков излучения, входящий в зонд 108, может проецироваться на сетчатку 120 глаза 125.

[35] На фиг. 2 более подробно показаны варианты осуществления наконечника 140 зонда по фиг. 1. Как описано выше, зонд 108 содержит основную часть 112 зонда, которая имеет форму и размеры, позволяющие захват пользователем. Наконечник 140 зонда, который содержит патрубок 251 и канюлю 250, проходит от основной части 112 зонда. Как показано, канюля 250 частично размещена в дистальном конце патрубка 251 и выходит за его пределы. В показанном примере наконечник 140 зонда имеет прямой участок 216 (например, патрубок 251 и прямую часть канюли 250) и изогнутый участок 218 (например, изогнутую часть канюли 250). В других вариантах реализации наконечник 140 зонда может иметь другие формы. Например, в некоторых случаях наконечник 140 зонда может быть полностью прямым, содержать более одного изогнутого участка, быть полностью изогнутым или иметь любую другую требуемую форму.

[36] Наконечник 140 зонда может быть выполнен из одного или более материалов, таких как, например, нержавеющей сталь, титан, нитинол и платина. В некоторых примерах первая часть наконечника 140 зонда (например, прямой участок 216) может содержать первый материал и вторая часть наконечника 140 зонда (например, изогнутый участок 218) может содержать второй материал. В некоторых случаях первый материал может отличаться от второго материала. Например, в некоторых случаях первый материал может включать нержавеющую сталь, например, трубчатую нержавеющую сталь, а второй материал может включать нитинол, например, трубчатый нитинол. Часть 145 дистального конца наконечника 140 зонда может быть вставлена в глаз для выполнения хирургической операции.

[37] На фиг. 3 и 4 показан дистальный конец примерного MCF 300 (например, подобного MCF 110) под другими углами. MCF 300 содержит множество жил 302, расположенных в оболочке 304, которая может быть выполнена из плавленого диоксида кремния. Лазерное излучение, предоставленное посредством источника лазерного излучения, такого как хирургическая лазерная система 102, описанная выше,

может быть разделено на множество пучков. Каждый из пучков направлен в одну из жил 302 MCF 300. Таким образом, каждая из жил 302 проводит один из пучков излучения вдоль длины MCF 300. В некоторых вариантах реализации жилы 302 могут быть выполнены, например, из диоксида кремния, легированного германием, а оболочка 304 может быть выполнена из плавленого диоксида кремния, таким образом лазерное излучение, проходящее вдоль жил 302, удерживается в жилах 302 и предотвращается выход из жил 302 в оболочку 304. Например, показатель преломления одной или более из жил 302 может быть больше показателя преломления оболочки 304.

[38] Несмотря на то, что на проиллюстрированном примере показаны четыре жилы 302, объем настоящего изобретения этим не ограничивается. В отличие от этого, в других вариантах реализации MCF 300 может содержать меньшее количество жил 302, тогда как в еще других вариантах реализации может содержать больше четырех жил 302. В некоторых вариантах реализации MCF 300 может содержать две, четыре или более внутренних жил 302, и, в некоторых примерах, жилы 302 могут образовывать массив 2×2, который согласуется с многоточечным рисунком 2×2, образованным посредством дифракционного оптического элемента, который может быть расположен в хирургической лазерной системе, такой как хирургическая лазерная система 102. Покрытие 306 образовано поверх оболочки 304. В некоторых случаях покрытие 306 может представлять собой полиимидное покрытие. В других случаях покрытие 306 может быть выполнено из других материалов, таких как акрилат. В некоторых вариантах реализации показатель преломления покрытия 306 может быть больше показателя преломления оболочки 304, меньше его или равен ему.

[39] В конкретных вариантах осуществления диаметр каждой из жил 302 может составлять приблизительно 75+/-2 мкм, наружный диаметр оболочки 304 может составлять приблизительно 295+/-5 микрон (мкм) и наружный диаметр покрытия 506 может составлять приблизительно 325+/-5 мкм. В конкретных вариантах осуществления центры двух смежных жил 302 могут находиться на расстоянии приблизительно 126+/-5 мкм друг от друга, тогда как расстояние между центрами двух жил 302, которые расположены диагонально относительно друг друга, может составлять приблизительно 178+/-5 мкм.

[40] В примере по фиг. 3 и 4 MCF 300 представляет собой неосвещающий MCF. То есть, тогда как каждая из жил 302 приспособлена для пропускания излучения, например, лазерного излучения, сама оболочка 304 не используется для пропускания излучения, используемого для общего освещения места лечения.

[41] На фиг. 5 показан примерный освещающий MCF, представленный в качестве MCF 500. MCF 500 содержит множество жил 502, расположенных во внутренней оболочке 504, которая может быть выполнена из плавленого диоксида кремния. Жилы 502 работают подобно жилам 302, описанным выше. Несмотря на то, что на проиллюстрированном примере показаны четыре жилы 502, объем настоящего изобретения этим не ограничивается. В отличие от этого, в других вариантах реализации MCF 500 может содержать меньшее количество жил 502, тогда как в еще других вариантах реализации может содержать больше четырех жил 502. В некоторых вариантах реализации MCF 500 может содержать две, четыре или более внутренних жил 502, и, в некоторых примерах, жилы 502 могут образовывать массив 2×2, который согласуется с многоточечным рисунком 2×2, образованным посредством дифракционного оптического элемента, который может быть расположен в хирургической лазерной системе, такой как хирургическая лазерная система 102. Наружная оболочка 506 образована поверх внутренней оболочки 504. MCF 500 также содержит покрытие 508,

образованное по верх наружной оболочки 506. Покрытие 508 может относиться к защитному чехлу. В некоторых случаях наружная оболочка 504 и покрытие 508 могут быть изготовлены из полимерного материала.

[42] Освещающий MCF представляет собой MCF, в котором излучение для общего освещения, в отличие от целевого лазерного излучения для лечения, передается через оболочку MCF для обеспечения общего освещения места лечения. Таким образом, внутренняя оболочка 504 может использоваться для передачи излучения вдоль нее для обеспечения общего освещения, в отличие от лазерного излучения для лечения, места лечения. В освещающем MCF 500 показатель преломления наружной оболочки 506 может быть меньше показателя преломления внутренней оболочки 504. Наружная оболочка 506, которая может представлять собой твердую кремниевую оболочку, может быть изготовлена из полимерного материала, который может быть нестабильным при высоких температурах. Таким образом, часть наружной оболочки 506 может быть снята или удалена иным образом с MCF 500 вблизи поверхности контакта (например, от приблизительно 0,5 до 5 мм) с линзой, как описано ниже, для улучшения способности работы при заданной мощности зонда, в котором содержится MCF 500. В конкретных вариантах осуществления покрытие 508 удаляется на участке, равном приблизительно 50 миллиметров (мм), измеренном от дистального конца MCF 500. Этот участок может соответствовать длине канюли (например, канюли 250). Покрытие 508 может быть удалено для обеспечения вставки MCF 500 в канюлю, поскольку с нанесенным покрытием 508 MCF 500 может иметь больший наружный диаметр, чем внутренний диаметр канюли.

[43] В конкретных вариантах осуществления диаметр каждой жилы 502 может составлять приблизительно 75+/-2 мкм, наружный диаметр внутренней оболочки 504 может составлять 295+/-5 мкм, наружный диаметр наружной оболочки 506 может составлять 325+/-5 мкм и наружный диаметр покрытия 508 может составлять 425+/-30 мкм. В конкретных вариантах осуществления центры двух смежных жил 502 могут находиться на расстоянии приблизительно 126+/-5 мкм друг от друга, тогда как расстояние между центрами двух жил 502, которые расположены диагонально относительно друг друга, может составлять приблизительно 178+/-5 мкм.

[44] На фиг. 6 показан подробный частичный вид в поперечном разрезе части 145 дистального конца наконечника 140 зонда, показанного на фиг. 2. Следует отметить, что часть 145 дистального конца наконечника 140 зонда также может представлять собой часть дистального конца канюли 250. Как описано выше, наконечник 140 зонда, который содержит канюлю 250, может быть выполнен из одного или более материалов, таких как, например, нержавеющей сталь, титан, нитинол и платина. MCF 600, который может представлять собой освещающий MCF (например, MCF 500, описанный выше) или неосвещающий MCF (например, MCF 300, описанный выше), проходит через канюлю 250 наконечника 140 зонда и содержит множество жил 602, которые могут работать подобно жилам 302 и 502 по фиг. 3 и 5 соответственно. В показанном примере MCF 600 содержит четыре жилы 602, хотя, как объяснено выше, MCF 600 может содержать меньшее или дополнительное количество жил, например, для предоставления требуемого количества лазерных пучков. В целях иллюстрации MCF 600 описан как неосвещающий MCF. Однако объем настоящего изобретения также включает освещающие MCF.

[45] Часть 604 дистального конца MCF 600 расположена на части 145 дистального конца наконечника 140 зонда и более подробно описана ниже. Часть 604 дистального конца заканчивается на поверхности 606 контакта с линзой 608. Поверхность 606 контакта может быть выполнена для переноса геометрии объединенного

многоточечного рисунка лазера с дистального конца MCF 600, через линзу 608 и на целевую поверхность, например, на ткань места лечения.

[46] Часть наружной оболочки 610 MCF 600 удалена (например, посредством снятия) на ее дистальном конце 616, тем самым открывая оболочку 612. Следовательно, на поверхности 606 контакта оболочка 612 MCF 600 не имеет покрытия. В некоторых случаях оболочка 610 может быть удалена или исключена на длине L, измеренной от дистального конца 616 MCF 600 для уменьшения или устранения проблем, связанных с температурой (например, повышение температуры на MCF 600 и поверхности контакта линзы 608), тем самым улучшая работу лазерного зонда. Например, удаление наружной оболочки 610 на поверхности 606 контакта между MCF 600 и линзой 608 улучшает характеристики максимально допустимой мощности зонда 108. Таким образом, за счет удаления наружной оболочки 610 уровень мощности лазерного излучения, проходящего через зонд 108, может быть больше уровня мощности лазерного излучения, способного проходить через зонд 108, если наружная оболочка 610 не была удалена с MCF 600 на поверхности 606 контакта. Следовательно, если наружная оболочка 610 удалена, как описано, возможна большая тепловая нагрузка на зонд 108 и, в частности, на поверхность 606 контакта.

[47] В некоторых случаях участок L может находиться в диапазоне от 0,5 мм до 5,0 мм. В некоторых случаях участок L может находиться в диапазоне от 1,0 мм до 3,0 мм и любой величины в нем. В частности, в некоторых случаях участок L может составлять 1,0 мм, 1,5 мм, 2,0 мм, 2,5 мм или 3,0 мм. Кроме того, участок L может иметь любую величину в промежутке этих значений. На поверхности 606 контакта поверхность 618 дистального конца MCF 600 может примыкать к поверхности 614 проксимального конца линзы 608. В других случаях поверхность 618 дистального конца MCF 600 может быть смещена от проксимальной поверхности 614 линзы 608.

[48] В конкретных вариантах реализации поверхность 618 дистального конца, образованная на дистальном конце 616 MCF 600, может примыкать к поверхности 614 проксимального конца линзы 608 с положительным давлением. В других вариантах реализации поверхность 618 дистального конца MCF 600 может быть отделена от поверхности 614 проксимального конца линзы 608 посредством воздушного зазора. В еще других вариантах реализации один или более оптически пропускающих элементов или материалов могут быть расположены на поверхности 606 контакта между MCF 600 и линзой 608. В некоторых вариантах реализации линза 608 может представлять собой линзу GRIN, сферическую линзу или асферическую линзу. В еще одних вариантах реализации линза 608 может представлять собой группу линз, образованную из оптически прозрачного материала.

[49] Линза 608 может содержать одну или более линз, образованных из визуально прозрачного стекла. Например, материал, используемый для образования одной или более линз для линзы 608, может содержать плавленый диоксид кремния, боросиликат или сапфир. В некоторых вариантах реализации линза 608 может содержать одноэлементную цилиндрическую стержневую линзу GRIN, которая предназначена для получения одного или более лазерных пучков с дистального конца 616 MCF 600 и перенаправления полученных лазерных пучков к дистальному наконечнику 620 наконечника 140 зонда. В некоторых случаях дистальный наконечник 620 наконечника 140 зонда также может соответствовать дистальному концу линзы 608. В других случаях защитное окно может быть расположено между дистальным концом линзы 608 и дистальным наконечником 620 наконечника 140 зонда. В еще других вариантах реализации окно может проходить от дистального наконечника 620 наконечника 140

зонда.

[50] Тогда как в контексте MCF 600 описан как MCF неосвещающего типа, объем настоящего изобретения не ограничивается этим. Наоборот, идеи, описанные в настоящем документе, равнозначным образом применимы для освещающих MCF.

5 Таким образом, MCF 600 может представлять собой освещающий MCF, подобный MCF 500 по фиг. 5.

[51] На фиг. 7A-D, E1-E2 и F1-F2 сравнивают варианты осуществления многоточечного/многоволоконного лазерного зонда с лазерным зондом с MCF согласно настоящему изобретению для подчеркивания различных преимуществ и выгод лазерного
10 зонда с MCF. На фиг. 7A-7B показано множество волокон 710, которые могут использоваться в многоточечном/многоволоконном лазерном зонде (не показан), при этом каждое из волокон 710 используется для пропускания одного лазерного пучка. Более конкретно, на фиг. 7A показан вид спереди волокон 710, размещенных внутри многопросветной трубки 760 (например, микроограничителя). Как показано,
15 многопросветная трубка 760 содержит четыре туннелеобразных прохода или отверстия 716, каждое из которых размещает волокно 710. Клеящее вещество 715 используется для скрепления каждого волокна 710 с его соответствующим отверстием 716. На фиг. 7B показан вид сбоку волокон 710, проходящих от канюли 750. Следует отметить, что многопросветная трубка по фиг. 7A не показана на фиг. 7B.

[52] Обычно сложно точно управлять множеством отдельных волокон 710 во время
20 изготовления многоточечного/многоволоконного лазерного зонда. В конструкциях многоточечного/многоволоконного лазерного зонда может требоваться точное выравнивание множества отдельных волокон 710 во внутреннем диаметре (ID) втулки для приема множества лазерных пучков с требуемым высоким коэффициентом передачи
25 оптической мощности. Например, полиимидную трубку используют для управления множеством отдельных волокон 710, и при этом оболочку с каждого волокна 710 снимают по отдельности, что может занимать много времени. После снятия множество волокон 710 вставляют в соответствующие отверстия в многопросветной трубке 760, что может быть трудным и медленным делом. Далее волокна 710 расщепляют по
30 отдельности, возвращают обратно в полиимидную трубку и многопросветную трубку 760, охватывают уплотнительным кольцом и скрепляют вместе посредством ультрафиолета во время склеивания. Затем узел подвергают вторичной тепловой обработке для улучшения устойчивости скрепления при высокой температуре. Этот производственный процесс, связанный с многоточечной/многоволоконной конструкцией,
35 является сложным и медленным. Также клеящее вещество 715, используемое между отдельными волокнами и их соответствующими отверстиями или кожухами 716 в многопросветной трубке 760, может быть подвержено тепловому разрушению и может вызывать неполадки в зонде.

[53] По сравнению с фиг. 7A и 7B, на фиг. 7C и 7D показан MCF 720, подобный MCF
40 300, 500 и 600, показанному на фиг. 4-6. Более конкретно, на фиг. 7C показан вид спереди MCF 720, который содержит множество жил 702, вмещенных в оболочку 704, которая покрыта покрытием 724. На фиг. 7D показан вид сбоку MCF 720, проходящего от канюли 752. Как показано, в отличие от множества волокон 710 многоточечного/многоволоконного лазерного зонда MCF 720 представляет собой одно волокно,
45 имеющее множество жил 702, каждая из которых передает лазерный пучок.

[54] Лазерные зонды, содержащие MCF, такой как MCF 720, не требуют использования клеящих веществ между жилами 702, поскольку жилы 702 вмещены в оболочку 704 и содержатся внутри одного оптического волокна. В результате, лазерные зонды,

содержащие MCF, могут иметь значительно улучшенные способности работы при заданной мощности. Более того, узел лазерного зонда с MCF является сравнительно простым, поскольку только одно волокно необходимо выравнивать и обрабатывать во время изготовления. Соответственно отсутствует необходимость в полиимидной трубке и многопросветной трубке для управления множеством отдельных волокон при сборке, и снятие покрытия с одного MCF 720 занимает сравнительно меньшее количество времени, чем снятие покрытия с множества отдельных волокон 710 многоточечного/многоволоконного зонда.

[55] Кроме того, использование MCF в лазерном зонде может обеспечивать строгое управление направлением передаваемых пучков. Более конкретно, использование MCF может обеспечить строгое управление пучками, передаваемыми посредством лазерного зонда, и их ориентирование не на внутреннюю поверхность канюли. Сравнение между рисунком лазерных пучков, связанным с множеством волокон многоточечного/многоволоконного лазерного зонда, и рисунком лазерных пучков, связанным с жилами MCF, показано на фиг. 7E1-E2 и 7F1-F2.

[56] На фиг. 7E1 показан рисунок волокон на дистальном конце узла волокон, содержащего множество волокон 710, внутри многопросветной трубки 760. На фиг. 7E2 показан рисунок 770 лазерных пучков, включающий точки 772 лазерного пучка, соответствующие рисунку волокон по фиг. 7E1. Как показано, некоторые из волокон 710 (например, верхняя и нижняя правые жилы) не расположены по центру прохода 716 многопросветной трубки 760, что приводит к передаче этими волокнами 710 пучков, которые могут сдвигаться наружу, как показано на фиг. 7E2. В некоторых случаях некоторые из волокон 710 могут быть расположены не по центру их соответствующих проходов 716 вследствие потери допуска между наружным диаметром волокон 710 и внутренним диаметром прохода 716 многопросветной трубки 760, что напротив приводит к ориентированию волокон 710 к внутренней поверхности канюли (не показано). В результате, пучки, передаваемые посредством волокон 710, также ориентируются к внутренней поверхности канюли вместо ориентирования в направлении прямо и к глазу пациента. Это обеспечивает выход пучков из линзы, например, линзы 608, лазерного зонда и их поглощение внутренней поверхностью канюли, что может привести к перегреву канюли. В дополнение, расположение волокон 710 не по центру их соответствующего прохода 716 приводит к нежелательной однородности среди соответствующих четырех точек пучка.

[57] По сравнению с фиг. 7E1-E2, на фиг. 7F1-F2 показаны рисунок волокон и рисунок пучков соответственно, связанные с MCF. На фиг. 7F1 показаны жилы 702 MCF, которые ориентированы в направлении прямо и не сдвинуты наружу. Это обусловлено тем, что жилы 702 плотно вмещены в оболочку вместе. В результате, жилы 702 могут передавать точки 782 пучков, показанные на рисунке 782 пучков по фиг. 7F2, которые также ориентированы в направлении прямо и не к внутренней поверхности канюли (не показано), внутри которой размещен MCF. Таким образом, за счет использования MCF улучшается управление рисунком лазерных пучков (например, требуемой однородностью среди четырех точек пучков) лазерного зонда и улучшается работа при заданной мощности за счет предотвращения перегрева канюли в результате ориентирования пучков к поверхности канюли.

[58] Таким образом, раскрытая конструкция лазерного зонда с MCF может упростить изготовление за счет устранения сложности и затратных производственных потребностей, улучшить работу при заданной мощности за счет предотвращения разрушения клеевого соединения или попадания загрязнителей в дистальный узел

волокон многоволоконного зонда во время скрепления дистальных концов множества волокон, увеличить коэффициент передачи оптической мощности за счет использования точно выровненного MCF и предотвращения проблем, связанных с выравниванием отдельных волокон с входящими лазерными пучками в многоволоконной сборке, и
 5 улучшить управление рисунком лазерных пучков (что также дополнительно улучшает работу при заданной мощности). Эти и другие преимущества будут очевидны для специалистов в данной области техники при изучении настоящего изобретения.

[59] На фиг. 8 показана примерная блок-схема 800, на которой продемонстрированы этапы способа подачи рисунка многоточечных лазерных пучков в соответствии с
 10 конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения. В конкретных вариантах осуществления действия 800 выполняют посредством системы, такой как хирургическая лазерная система 102 по фиг. 1, которая присоединена к лазерному зонду с MCF, такому как лазерный зонд 108 с MCF по фиг. 1.

[60] На этапе 802 система генерирует лазерный пучок излучения посредством
 15 лазерного источника. Как описано выше, лазерный источник может представлять собой часть хирургической лазерной системы 102 или может быть присоединен к ней.

[61] На этапе 804 система коллимирует лазерный пучок излучения. Коллимированный лазерный пучок излучения относят к лазерному пучку излучения, имеющему параллельные лучи.

[62] На этапе 806 система направляет коллимированный лазерный пучок излучения на дифракционный оптический элемент (DOE), выполненный с возможностью создания многоточечного рисунка лазера лазерных пучков излучения. Как станет понятно
 20 специалистам в данной области техники, DOE используют для придания формы и расщепления лазерных пучков излучения.

[63] На этапе 808 система направляет многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на конденсорную линзу.

[64] На этапе 810 система фокусирует многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на плоскости поверхности контакта проксимального конца MCF, таким образом каждый из лазерных пучков излучения в многоточечном рисунке лазера
 30 лазерных пучков излучения передают в одну из множества жил MCF и передают вдоль нее, при этом множество жил окружено оболочкой, а оболочка окружена покрытием, при этом показатель преломления каждой из множества жил больше показателя преломления оболочки, и при этом на длине дистального конца MCF исключен участок покрытия.

[65] Например, хирургическая лазерная система 102 фокусирует многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на плоскости поверхности контакта проксимального конца MCF (например, MCF 110, MCF 300, MCF 500, MCF 600 и т. д.), таким образом каждый из лазерных пучков излучения в многоточечном рисунке лазера
 40 лазерных пучков излучения передают в одну из множества жил (например, жилы 302, 502, 602 и т. д.) MCF и передают вдоль нее, при этом множество жил окружено оболочкой (например, оболочкой 304, 504, 506, 612 и т. д.), а оболочка окружена покрытием (например, 306, 508 и т. д.), при этом показатель преломления каждой из множества жил больше показателя преломления оболочки, и при этом на длине (например, показана как длина L на фиг. 6) дистального конца MCF исключен участок покрытия.

[66] На этапе 812 система передает многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на дистальный конец MCF. Например, система передает многоточечный рисунок лазерных пучков излучения на дистальный конец (например, дистальный конец
 45 616) MCF.

[67] На этапе 814 система направляет многоточечный рисунок лазерных пучков излучения через линзу (например, линзу 608) на дистальный наконечник (например, дистальный наконечник 620) хирургического зонда (например, зонда 108).

[68] На фиг. 9 показана часть дистального конца другого примерного зонда 901, применяемого для образования многоточечного рисунка лазерных пучков излучения. Показанный примерный зонд 901 содержит освещающий MCF 900, который может быть подобен MCF 500, описанному выше. Следовательно, зонд 901 применяют для испускания как общего освещения для освещения операционного поля, так и множества лазерных пучков для лечения места лечения, например, сетчатки. Зонд 901 во многих аспектах может быть подобен зонду 108. Как показано, зонд 901 содержит канюлю 902. Канюля 902 имеет внутреннюю поверхность 936, которая образует внутренний проход 942. MCF 900 проходит через по меньшей мере часть канюли 902 до первой поверхности 906 контакта с линзой 908. MCF 900 может примыкать к линзе 908, или между дистальным концом 916 MCF 900 и проксимальным концом 914 линзы 908 может быть расположен зазор, например, заполненный воздухом зазор. В некоторых случаях дистальный конец 916 MCF 900 может примыкать к проксимальному концу 914 линзы 908 с положительным давлением. В некоторых случаях линза 908 может быть изготовлена из плавленого диоксида кремния, боросиликата или сапфира. В некоторых случаях линза 908 может представлять собой сферическую линзу. Линза 908 может представлять собой линзу GRIN, такую как одноэлементная цилиндрическая стержневая линза GRIN, которая предназначена для получения одного или более лазерных пучков с дистального конца MCF 900 и перенаправления полученных лазерных пучков к дистальному наконечнику 920 зонда 901.

[69] Зонд 901 также содержит защитное окно 918, проходящее от второй поверхности 922 контакта с линзой 908. Как показано на фиг. 9, защитное окно 918 примыкает к линзе 908. В других вариантах реализации зазор, например, заполненный воздухом зазор, может находиться между защитным окном 918 и линзой 908. В проиллюстрированном примере защитное окно 918 проходит в дистальном направлении за пределы дистального конца 924 канюли 902, и дистальный конец 926 защитного окна 918 образует дистальный наконечник 920 зонда 901. В других вариантах реализации дистальный конец 926 защитного окна 918 может быть выровнен с дистальным концом дистального конца 924 канюли 902, таким образом дистальный конец 924 канюли 902 и дистальный конец 926 защитного окна 918 расположены по существу заподлицо. Специалисту в данной области техники станет понятно, что относительные положения торцевой поверхности дистального конца 924 канюли 902 и торцевой поверхности дистального конца 926 защитного окна 918 могут слегка отличаться вследствие технологических допусков.

[70] Защитное окно 918 может быть изготовлено из оптически стабильного и высокотермостойкого материала. В некоторых случаях защитное окно 918 может быть изготовлено из сапфира или кварца. В некоторых случаях защитное окно 918 может иметь плоскую поверхность проксимального конца, как показано на фиг. 9. В других случаях защитное окно 918 может иметь выпуклую поверхность 928 проксимального конца. Пример подобной линзы показан на фиг. 10.

[71] На фиг. 10 линза 1008 имеет выпуклые проксимальный и дистальный концы. Хотя линза 1008 является удлиненной в продольном направлении, в других примерах она, в качестве альтернативы, может представлять собой сферическую или шаровидную линзу. В некоторых вариантах реализации линза, имеющая плоский проксимальный конец и/или плоский дистальный конец, как например, линза 908, показанная на фиг.

9, может использоваться в сочетании с защитным окном 1018, которое имеет выпуклый проксимальный конец, подобный тому, что показан на фиг. 10. В еще других вариантах реализации зонд может содержать линзу, имеющую выпуклый проксимальный конец и/или выпуклый дистальный конец, например, сферическую линзу или линзу, как показана на фиг. 9, в сочетании с защитным окном, имеющим плоский проксимальный конец, таким как защитное окно 918, показанное на фиг. 9.

[72] Как показано на фиг. 9, MCF 900 содержит наружную оболочку 930, которая может быть подобна наружной оболочке 506, показанной на фиг. 5. Наружная оболочка 930 удалена, например, снята, с внутренней оболочки 932 на участке L, измеренном и проходящем проксимально от дистального конца 916 MCF 900, тем самым открывая лежащую внизу внутреннюю оболочку 932.

[73] В некоторых случаях участок L может находиться в диапазоне от 0,5 мм до 5,0 мм. В некоторых случаях участок L может находиться в диапазоне от 1,0 мм до 3,0 мм и любой величины в нем. В частности, в некоторых случаях участок L может составлять 1,0 мм, 1,5 мм, 2,0 мм, 2,5 мм или 3,0 мм. Кроме того, участок L может иметь любую величину в промежутке этих значений. Как описано выше, удаление части наружной оболочки может улучшать свойства терморегулирования зонда, таким образом уровень мощности лазерной энергии, передаваемой через зонд, может увеличиваться. Показана часть жил 933, проходящих через внутреннюю оболочку 932.

[74] Однако при удалении части наружной оболочки 930 кольцевой зазор 934 располагается между внутренней оболочкой 932 и наружной поверхностью 936 канюли 902. Вследствие присутствия кольцевого зазора 934 существует риск смещения MCF 900 относительно линзы 908 (т. е. MCF 900 может отклоняться от центра линзы 908). На фиг. 11 показан вид сбоку открытого конца 938 зонда 901, при этом открытый конец 938 MCF 900 выровнен с линзой 908. Открытый конец 938 MCF 900 представляет собой часть MCF 900, с которой снимается наружная оболочка 930.

[75] На фиг. 12, однако, показан открытый конец 938 MCF 900, смещенный относительно линзы 908 вследствие присутствия кольцевого зазора 934. Как показано на фиг. 12, открытый конец 938 MCF 900 не расположен по одной оси с линзой 908. При смещении открытого конца 938 MCF 900 относительно линзы 908 полученная лазерная точка и рисунок освещающего пучка больше не расположены по одной оси с канюлей 902. Это смещение MCF 900 относительно линзы 908 также может привести к тому, что часть излучения передается для целей общего освещения и проходит через внутреннюю оболочку 932, чтобы ударять во внутреннюю стенку 936 канюли 902. Это уменьшает эффективность освещения зонда 901 и обеспечивает нежелательный рисунок освещения.

[76] В конкретных вариантах осуществления для сохранения выравнивания MCF 900 относительно линзы 908 кольцо, образованное из термостабильного материала, может быть расположено в кольцевом зазоре 934 для сохранения соосности MCF 900 с внутренним проходом канюли и линзой. В конкретных вариантах осуществления материал может включать, например, полиимид, металл, нержавеющей сталь, никель, серебро, медь, латунь и т. д. Хотя полиимиды и металлы являются возможными материалами, из которых может быть выполнено кольцо, также могут быть использованы другие материалы. Примерное кольцо, используемое для сохранения выравнивания MCF 900 относительно линзы 908, показано на фиг. 13.

[77] На фиг. 13 показано кольцо 940, расположенное внутри кольцевого зазора 934, образованного вокруг внутренней оболочки 932 на открытом конце 938 MCF 900. Кольцо 940 сохраняет соосность MCF 900 с линзой 908, например, посредством ограничения поперечного движения открытого конца 938 MCF 900. В некоторых случаях

внутренний диаметр кольца 940 соответствует наружному диаметру открытого конца 938 MCF 900. В некоторых случаях наружный диаметр кольца 940 соответствует внутреннему диаметру внутреннего прохода 942. Кольцо 940 может охватывать весь участок L открытого конца 938 или меньшую часть всего участка L.

5 [78] На фиг. 14 показан другой примерный вариант реализации для сохранения выравнивания MCF 900 относительно линзы 900. В примере, показанном на фиг. 14, канюля 1402 содержит внутренний проход 942, имеющий первый внутренний диаметр 1444, который больше соответствует наружному диаметру MCF 900. Канюля 1402 также содержит выточку 946, имеющую второй внутренний диаметр 1448, который больше
10 первого внутреннего диаметра 1444. Выточка 946 предусмотрена для размещения линзы 908 и защитного окна 918, если присутствует, внутри канюли 1402 вследствие больших размеров поперечного сечения этих компонентов по сравнению с размером поперечного сечения MCF 900. Следовательно, вдоль открытого конца 938 проход 942, имеющий уменьшенный размер поперечного сечения по сравнению с выточкой 946, может
15 сохранять выравнивание открытого конца 938 MCF 900 относительно линзы 908 в большей степени, чем, если бы внутренний диаметр 1444 прохода 942 был того же размера, что и внутренний диаметр 1448 выточки 946. В результате улучшается выравнивание MCF 900 относительно линзы 908. В некоторых случаях выточка 946 проходит проксимально от дистального конца канюли 1402.

20 [79] На фиг. 15 показан пример, в котором выравнивание открытого конца 938 MCF 900 предусмотрено за счет уменьшенного внутреннего диаметра 1550 канюли 1502. Уменьшенный диаметр 1550 предусмотрен за счет суженной части 1552 канюли 1502, которая может быть образована в результате обжаривания. Уменьшенный внутренний диаметр 1550 может быть подобран для соответствия наружному диаметру открытого
25 конца 938 MCF 900. Уменьшенный внутренний диаметр 1550 сохраняет выравнивание открытого конца 938 относительно линзы 908, тем самым достигая увеличенной эффективности общего освещения и выравнивания рисунка лазерных точек относительно продольной оси канюли 1502.

[80] На фиг. 16 показан потенциальный риск нанесения повреждения MCF 900 во
30 время сборки многоточечного лазерного зонда в контексте конструкции, показанной на фиг. 15. Если суженная часть 1652 канюли 1602, например, образованная вследствие обжаривания, применяемого к канюле 1602, образована до введения MCF 900 в суженную часть 1652, существует риск повреждения дистального конца 1654 (и, в частности, кромки 1656 дистального конца 1654) MCF 900 при попытке введения дистального
35 конца 1654 через суженную часть 1652. За счет смещения дистального конца 1654 относительно суженной части 1652 во время сборки могут создаваться силы, которые могут откалывать и повреждать дистальный конец 1654 MCF 900. Даже небольшие нагрузки, прилагаемые к дистальному концу 1654, и, в частности, к его кромке 1656, могут приводить к повреждению, например, откалыванию дистального конца 1654 и
40 кромки 1656, в результате чего нарушается работа, что приводит либо к недостаточному общему освещению, либо неточному или искаженному рисунку лазерных точек, либо и тому, и другому. Такое повреждение может сделать полученный лазерный зонд непригодным к использованию. В результате, суженная часть может быть образована в канюле после введения MCF в канюлю, как показано на фиг. 17 и 18.

45 [81] На фиг. 17 и 18 показан дистальный конец 1654 MCF 800, примыкающий к линзе 908 на первой поверхности 906 контакта. Однако, как описано выше, зазор может быть размещен между дистальным концом 1654 MCF 800 и линзой 908. В некоторых вариантах реализации одно или оба из линзы 908 и окна 918 могут быть установлены в канюле

1702 до сборки MCF 900. В некоторых вариантах реализации MCF 900 может быть установлен до одного или обоих из линзы 908 и окна 918.

[82] При расположении MCF 900 внутри канюли 1702 в требуемом положении суженная часть 1752 может быть образована в канюле 1702, например, посредством обжатия. Суженная часть 1752 сохраняет расположение открытого конца 938 MCF 900 по одной оси с линзой 908. В результате риск повреждения дистального конца 1654 MCF 900 суженной частью 1752 устраняется.

[83] В некоторых случаях суженная часть 1752 представляет собой уменьшенное кольцевое пространство, окружающее открытый конец 938 MCF 900. В результате, суженная часть 1752 обеспечивает уменьшенный диаметр 1858 внутреннего прохода 942, который соответствует наружному диаметру открытого конца 938. В некоторых случаях уменьшенный диаметр 1858 суженной части 1752 имеет такой же размер, что и наружный диаметр открытого конца 938 или немного больше него. В качестве примера, кольцевой зазор, составляющий 5 мкм, может быть образован между внутренней поверхностью канюли 1702 на суженной части 1752 и наружной поверхностью открытого конца 938. В некоторых вариантах осуществления открытый конец 938 может контактировать с внутренней поверхностью суженной части 1752 в одном или более местах.

[84] В конкретных вариантах осуществления суженная часть 1752 может образовывать диаметрально противоположные выступы в одном или более местах по окружности канюли 1702, тем самым располагая открытый конец 938 MCF 900 по центру относительно линзы 908. Например, в некоторых случаях суженная часть 1752 может содержать два набора диаметрально противоположных выступов, смещенных на 90° относительно друг друга. В конкретных вариантах реализации три или более недиаметрально противоположных выступов могут быть образованы в канюле для расположения по центру открытого конца 938 MCF 900. В некоторых случаях выступы могут быть образованы вдоль общей окружности канюли 1702. В других вариантах реализации один или более из выступов могут быть продольно смещены относительно одного или более из других выступов.

[85] Более того, хотя MCF 900 описан как освещающий MCF, в некоторых вариантах реализации MCF 900 может быть неосвещающим MCF и попадать в объем настоящего изобретения.

[86] На фиг. 19 показана примерная блок-схема 1900, на которой продемонстрированы этапы способа изготовления многоточечного лазерного зонда в соответствии с конкретным вариантом осуществления настоящего изобретения.

[87] На этапе 1902 предоставляют наконечник зонда, содержащий канюлю, выполненную с возможностью введения в глаз. Например, техник или аппарат может обеспечивать наконечник 901 зонда, имеющий канюлю 1702, как показано на фиг. 18.

[88] На этапе 1904 линзу вставляют в канюлю. Например, линзу 908 вставляют в канюлю 1702.

[89] На этапе 1906 MCF вставляют в канюлю вблизи линзы. Например, MCF 900 вставляют в канюлю 1702 вблизи линзы 908, при этом MCF 900 содержит множество жил 933. Как показано, MCF 900 содержит оболочку 932, показанную на открытом конце 938 MCF 900.

[90] На этапе 1908 в канюле образуют суженную часть, причем суженная часть обеспечивает уменьшенный размер поперечного сечения, за счет чего открытую часть MCF сохраняют расположенной по центру внутри канюли. Например, в канюле 1702 образуют суженную часть 1752.

[91] Несмотря на то, что на нескольких фигурах, описанных в настоящем документе, показаны зонды, имеющие защитные окна, следует понимать, что защитные окна могут быть не включены. В объем охраны настоящего изобретения также входит тот факт, что концы линзы и/или защитных окон могут иметь форму, отличную от плоской

формы. Например, один или более из дистального и проксимального концов линзы и защитного окна могут иметь выпуклую форму, как описано в настоящем документе. [92] Раскрытый выше объект изобретения следует считать иллюстративным, а не ограничивающим, и прилагаемая формула изобретения предназначена для охвата всех таких модификаций, улучшений и других вариантов осуществления, находящихся в пределах истинной сущности и объема настоящего изобретения. Таким образом, в той мере, которая максимально допускается законом, объем настоящего изобретения следует определять посредством самой широкой допустимой интерпретации нижеследующей формулы изобретения и ее эквивалентов, и его не следует ограничивать предшествующим подробным описанием.

(57) Формула изобретения

1. Система многоточечного лазерного зонда, содержащая:

лазерный источник;

дифракционный оптический элемент в оптической связи с лазерным источником,

основную часть зонда, которой приданы форма и размеры для захвата пользователем; наконечник зонда, содержащий канюлю, выполненную с возможностью введения в

глаз;

градиентную (GRIN) линзу, расположенную в канюле;

защитное окно на дистальном конце канюли,

многожильное оптическое волокно (MCF), проходящее по меньшей мере частично через канюлю, при этом MCF содержит:

жилы с одинаковыми диаметрами жил и разнесением;

оболочку, окружающую упомянутые жилы, при этом показатель преломления одной или более из упомянутых жил больше показателя преломления оболочки;

проксимальный конец в оптической связи с дифракционным оптическим элементом;

и

дистальный конец, расположенный у поверхности контакта с GRIN линзой, и

при этом дифракционный оптический элемент выполнен с возможностью расщепления лазерного излучения от лазерного источника для создания многоточечного рисунка

лазерных пучков на плоскости поверхности контакта проксимального конца

многожильного оптического волокна для одновременной передачи многоточечных

лазерных пучков по упомянутым жилам многожильного оптического волокна, причем

многоточечный рисунок выполнен с выравниванием с упомянутыми одинаковыми диаметрами и разнесениями жил,

при этом GRIN линза расположена между дистальным концом MCF и защитным окном.

2. Система многоточечного лазерного зонда по п. 1, причем упомянутые жилы образуют массив 2X2, выполненный с возможностью согласования с многоточечным рисунком 2X2 с дифракционного оптического элемента (DOE).

3. Система многоточечного лазерного зонда по п. 2, причем дистальный конец MCF примыкает к GRIN линзе с положительным давлением на поверхности контакта.

4. Система многоточечного лазерного зонда по п. 2, причем дистальный конец MCF отделен от GRIN линзы воздушным зазором.

5. Система многоточечного лазерного зонда по п. 1, причем оболочка дополнительно выполнена с возможностью передавать световое излучение для общего освещения, так что зонд выполнен с возможностью испускать световое излучение для общего освещения и многоточечные лазерные пучки.

6. Система многоточечного лазерного зонда по п. 1, дополнительно содержащая: вторую оболочку, окружающую упомянутую оболочку, причем вторая оболочка содержит полимер, и

покрытие, окружающее вторую оболочку, причем покрытие содержит полимер.

7. Система многоточечного лазерного зонда, содержащая:

лазерный источник,

дифракционный оптический элемент в оптической связи с лазерным источником,

многожильное оптическое волокно (MCF), содержащее жилы, окруженные оболочкой,

причем упомянутые жилы имеют одинаковые диаметры жил и разнесение, и при этом показатель преломления одной или более из упомянутых жил больше показателя

преломления оболочки, причем проксимальный конец многожильного оптического волокна находится в оптической связи с дифракционным оптическим элементом, и причем дистальный конец многожильного оптического волокна расположен у поверхности контакта с GRIN линзой;

зонд, содержащий наконечник зонда, соединенный с дистальным концом MCF; и

защитное окно на дистальном конце канюли;

причем GRIN линза расположена на дистальном конце наконечника зонда, и

причем дистальный конец MCF заканчивается у поверхности контакта с GRIN линзой;

причем дифракционный оптический элемент выполнен с возможностью расщепления лазерного излучения от лазерного источника для создания многоточечного рисунка

лазерных пучков на плоскости поверхности контакта проксимального конца

многожильного оптического волокна для одновременной передачи многоточечных

лазерных пучков по упомянутым жилам многожильного оптического волокна, причем многоточечный рисунок выполнен с выравниванием с упомянутыми одинаковыми диаметрами и разнесениями жил,

причем GRIN линза расположена между дистальным концом MCF и защитным окном.

8. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, дополнительно содержащая покрытие, окружающее оболочку.

9. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7,

причем упомянутые жилы содержат легированный германием диоксид кремния; и

причем оболочка содержит плавленый диоксид кремния.

10. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем упомянутые жилы образуют массив 2X2, выполненный с возможностью согласования с многоточечным рисунком 2X2 с дифракционного оптического элемента (DOE).

11. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем наконечник зонда содержит канюлю, выполненную с возможностью введения в глаз, и при этом дистальный конец MCF и GRIN линза расположены в канюле.

12. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем дистальный конец MCF примыкает к GRIN линзе с положительным давлением.

13. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем дистальный конец MCF отделен от GRIN линзы воздушным зазором.

14. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем оболочка дополнительно выполнена с возможностью передавать световое излучение для общего освещения, так что зонд выполнен с возможностью испускать световое излучение для общего освещения

и многоточечные лазерные пучки.

15. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, причем наконечник зонда содержит канюлю, выполненную с возможностью введения в глаз,

причем дистальный конец MCF и GRIN линза расположены в канюле,

5 причем упомянутые жилы образуют массив 2X2, выполненный с возможностью согласования с многоточечным рисунком 2X2 с дифракционного оптического элемента (DOE).

16. Система многоточечного лазерного зонда по п. 7, дополнительно содержащая: вторую оболочку, окружающую упомянутую оболочку, причем вторая оболочка

10 содержит полимер, и

покрытие, окружающее вторую оболочку, причем покрытие содержит полимер.

17. Способ подачи многоточечного рисунка лазерного пучка, включающий:

генерирование лазерного пучка лазерным источником;

коллимацию лазерного пучка;

15 направление коллимированного лазерного пучка на дифракционный оптический элемент (DOE), выполненный с возможностью создания многоточечного рисунка лазерных пучков;

направление многоточечного рисунка лазерных пучков на конденсорную линзу;

фокусирование многоточечного рисунка лазерных пучков на плоскость поверхности

20 контакта проксимального конца многожильного оптического волокна (MCF), так что каждый из лазерных пучков в многоточечном рисунке лазерных пучков передается в одну из жил MCF и распространяется по ней, причем упомянутые жилы имеют одинаковые диаметры жил и разнесение, и при этом упомянутые жилы окружены оболочкой, причем показатель преломления каждой из упомянутых жил больше

25 показателя преломления оболочки;

передачу многоточечного рисунка лазерных пучков к дистальному концу MCF, причем лазерные пучки многоточечного рисунка передают одновременно по упомянутым жилам многожильного оптического волокна, причем многоточечным рисунок выполнен с выравниванием с упомянутыми одинаковыми диаметрами и

30 разнесениями жил, направление многоточечного рисунка лазерных пучков через линзу на дистальном наконечнике хирургического зонда.

18. Способ по п. 17, причем упомянутые жилы образуют массив 2X2, выполненный с возможностью согласования с многоточечным рисунком 2X2, сгенерированным

35 дифракционным оптическим элементом (DOE).

19. Способ по п. 17, причем упомянутую оболочку окружает вторая оболочка, причем вторая оболочка содержит полимер, и причем вторую оболочку окружает покрытие, причем покрытие содержит полимер.

20. Способ по п. 17, причем дистальный конец MCF примыкает к линзе на дистальном наконечнике хирургического зонда с положительным давлением.

21. Способ по п. 17, дополнительно содержащий:

направление светового излучения для общего освещения на оболочку, так что зонд выполнен с возможностью испускать световое излучение для общего освещения и многоточечные лазерные пучки.

45 22. Способ по п. 17, причем MCF дополнительно содержит:

вторую оболочку, окружающую упомянутую оболочку, причем вторая оболочка содержит полимер, и

покрытие, окружающее вторую оболочку, причем покрытие содержит полимер.

23. Способ по п. 17, причем упомянутые жилы содержат легированный германием диоксид кремния; оболочка содержит плавленый диоксид кремния, и линза на дистальном наконечнике хирургического зонда содержит градиентную (GRIN) линзу.

5

10

15

20

25

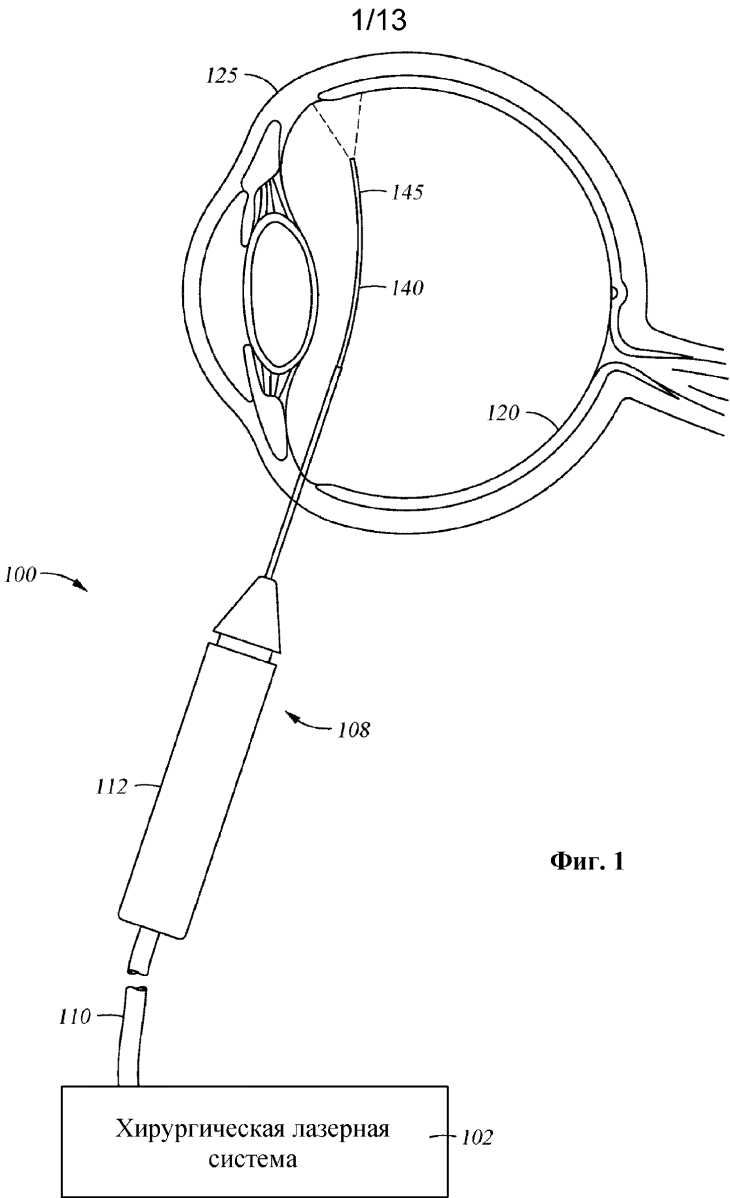
30

35

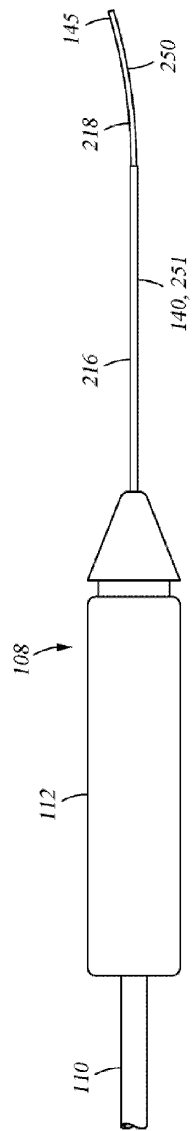
40

45

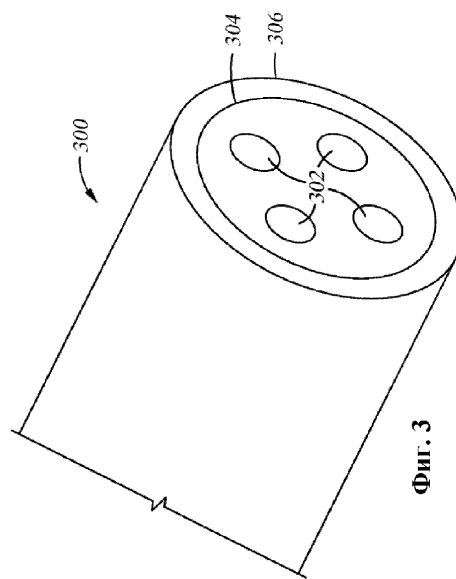
1



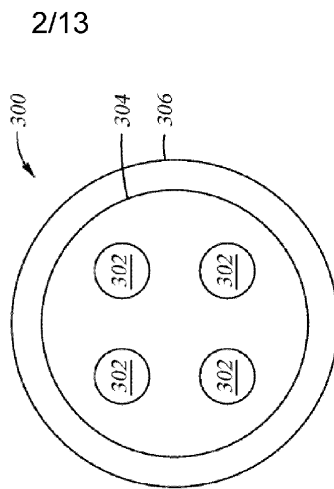
2



Фиг. 2

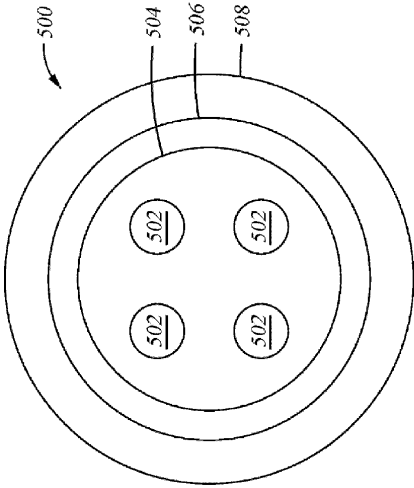


Фиг. 3

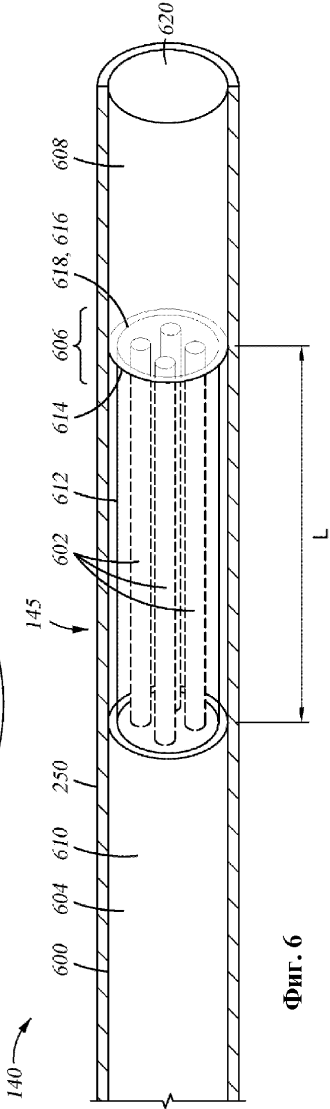


Фиг. 4

2/13

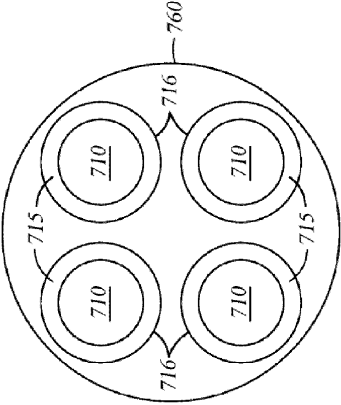


Фиг. 5

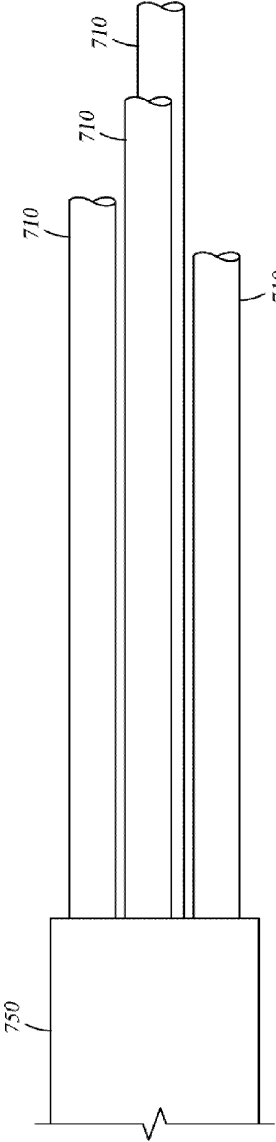


Фиг. 6

4/13

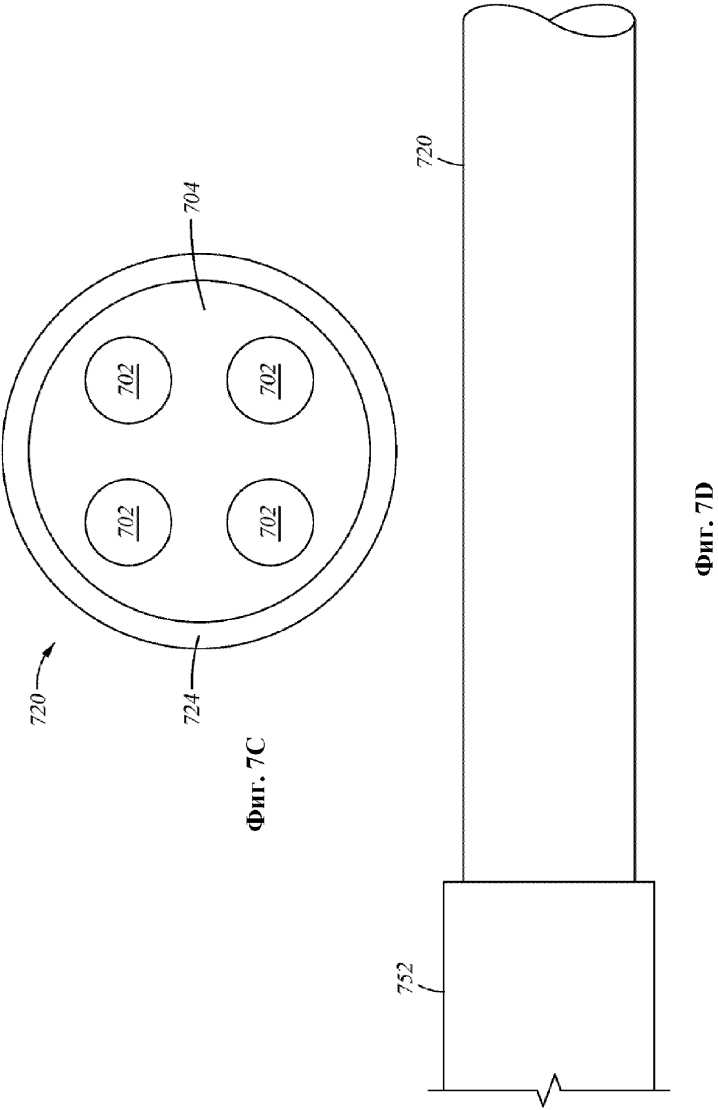


Фиг. 7А

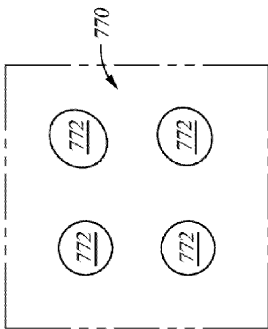


Фиг. 7В

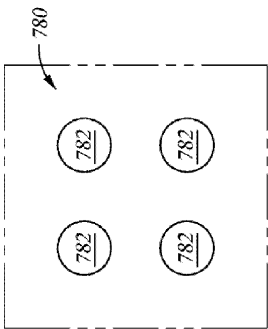
5/13



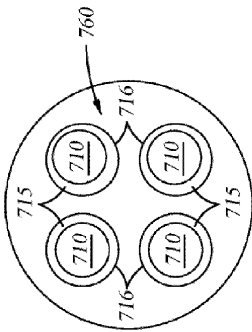
6/13



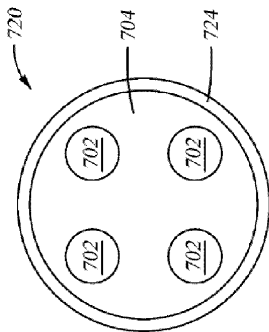
Фиг. 7Е2



Фиг. 7F2



Фиг. 7Е1

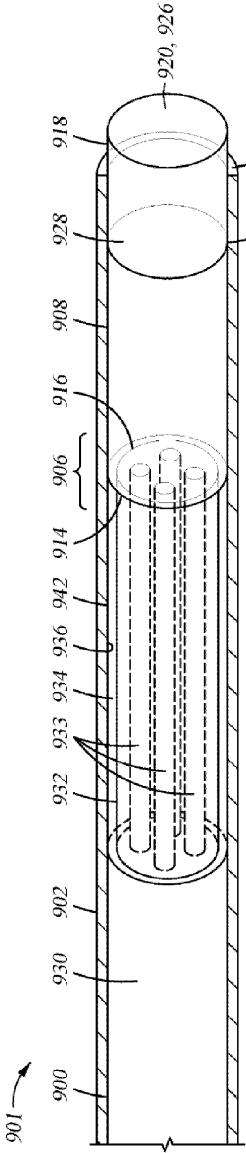


Фиг. 7F1

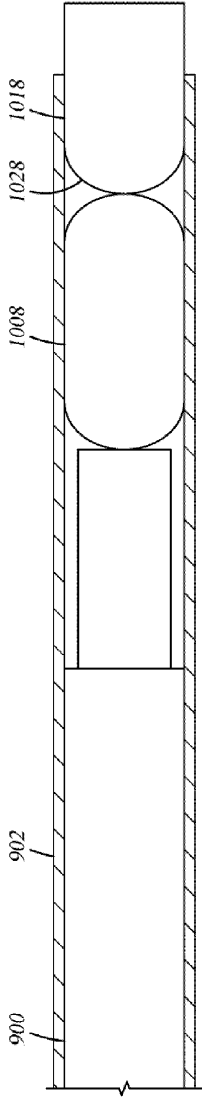
7/13



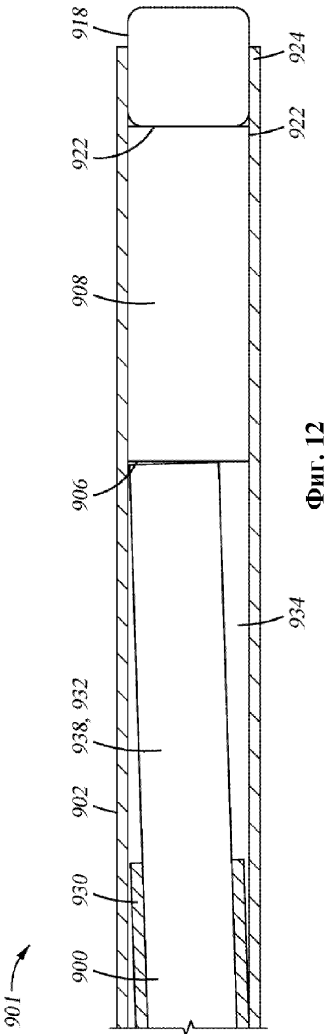
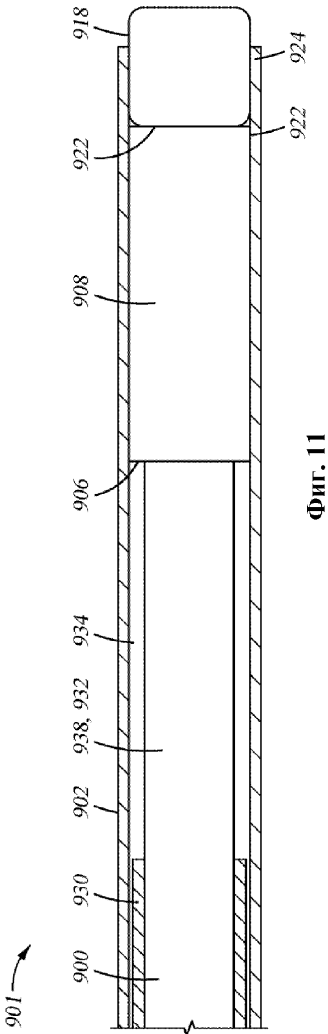
Фиг. 8



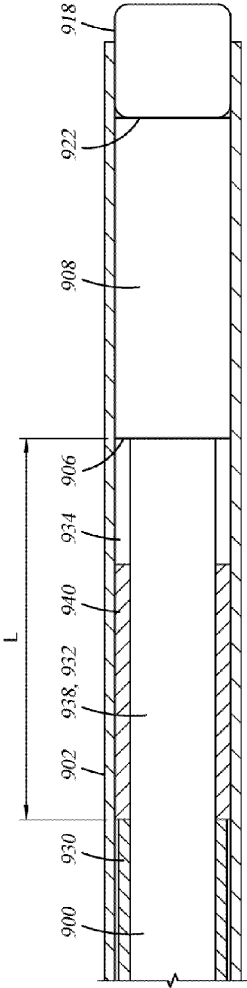
Фиг. 9



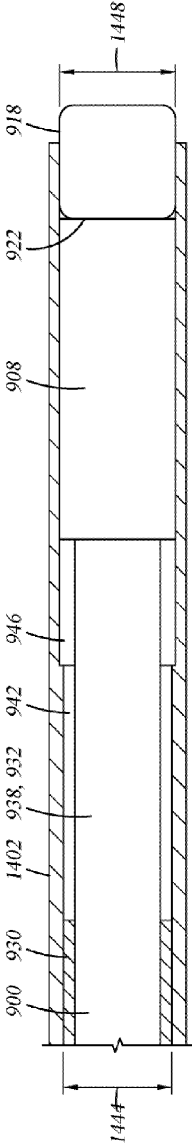
Фиг. 10



10/13

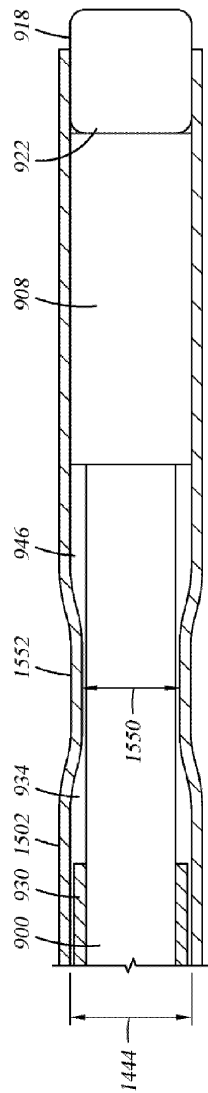


Фиг. 13

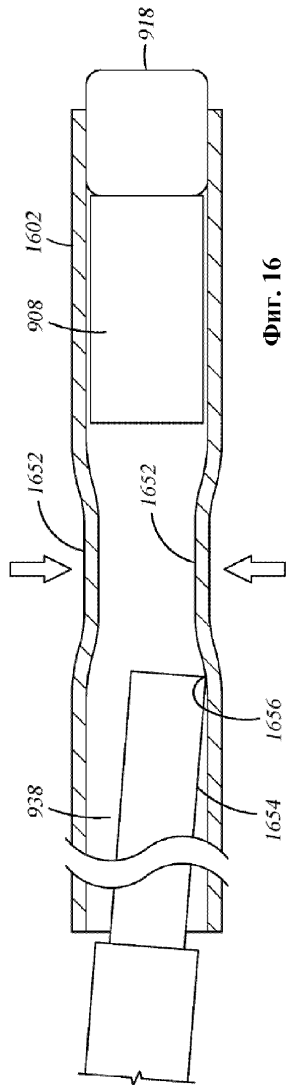


Фиг. 14

11/13

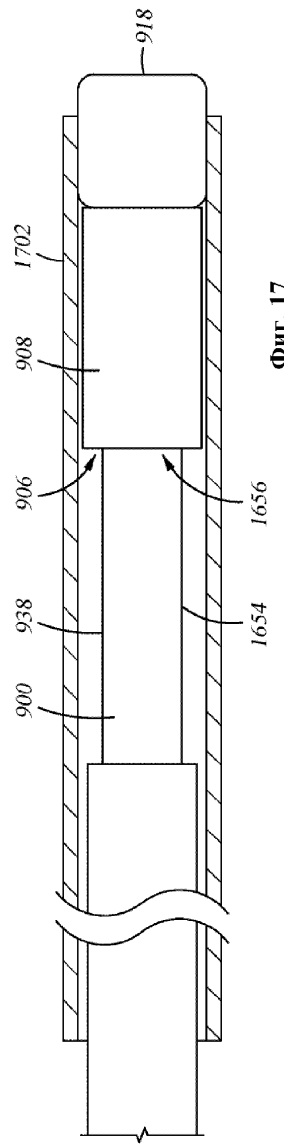


Фиг. 15

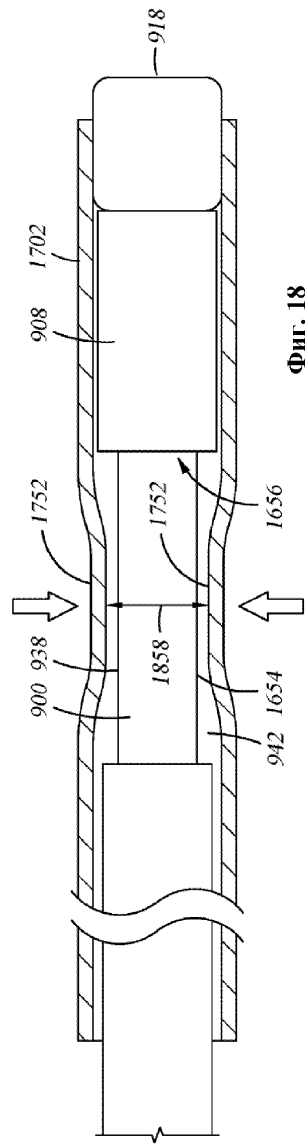


Фиг. 16

12/13

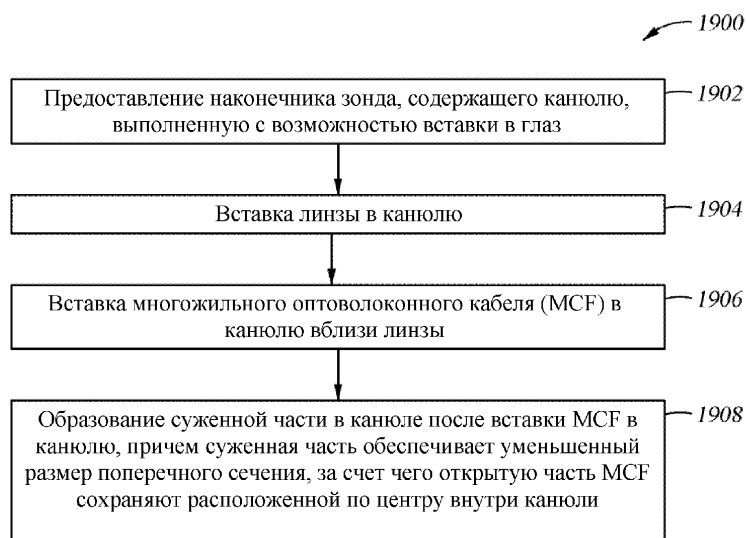


Фиг. 17



Фиг. 18

13/13



Фиг. 19