



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**(21)(22) Заявка: **2009114667/14, 20.04.2009**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
**20.04.2009**

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
**22.04.2008 EP 08007790.2**(43) Дата публикации заявки: **27.10.2010** Бюл. № 30(45) Опубликовано: **20.03.2013** Бюл. № 8(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **DE 1020050130949 A1, 28.09.2006. US 2004199150 A1, 07.10.2004. DE 10207535 A1, 11.09.2003. US 6585723 B1, 01.07.2003. US 2005228366 A1, 10.13.2005.**

Адрес для переписки:

**191186, Санкт-Петербург, а/я 230, "АРС-ПАТЕНТ", пат.пов. М.В.Хмаре, рег. № 771**

(72) Автор(ы):

**ФОГЛЕР Клаус (DE),  
КИТТЕЛЬМАНН Олаф (DE)**

(73) Патентообладатель(и):

**УЭЙВЛАЙТ АГ (DE)****(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛАЗЕРНО-ОПТИЧЕСКОЙ ХИРУРГИИ ГЛАЗА**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине и медицинской технике, и именно, к устройствам и способам для лазерной хирургии глаза. Устройство содержит источник импульсного фемтосекундного лазерного излучения и оптические компоненты, направляющие лазерное излучение и фокусирующие его на оперируемый участок на поверхности или внутри глаза. При этом оптические компоненты содержат линзы, установленные последовательно на траектории лазерного излучения, и, по меньшей мере, одна из линз выполнена настраиваемой по положению относительно других линз в направлении распространения лазерного пучка. Для регулировки указанной настраиваемой линзы устройство содержит исполнительное средство, блок управления, выполненный с возможностью: доступа к результатам измерений, относящимся к топографии

поверхности глаза, расчета на основе топографических измерений профиля управляемого перемещения указанной линзы, который задает для всех точек сканирования в плоскости x-y в каждый момент времени номинальное положение, в которое нужно установить указанную настраиваемую линзу, и управления исполнительным средством, основываясь на указанном профиле управляемого перемещения. Способ включает в себя расчет профиля управляемого перемещения указанной линзы на основе топографических измерений и генерирование управляющего сигнала для исполнительного средства на основе определенного профиля управляемого перемещения. Использование группы изобретений позволит обеспечить постоянство толщины срезаемого лоскута в случае движений глаз в процессе операции. 2 н. и 11 з.п. ф-лы, 3 ил.



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
**A61F 9/01** (2006.01)  
**A61B 18/20** (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009114667/14, 20.04.2009**

(24) Effective date for property rights:  
**20.04.2009**

Priority:

(30) Convention priority:  
**22.04.2008 EP 08007790.2**

(43) Application published: **27.10.2010 Bull. 30**

(45) Date of publication: **20.03.2013 Bull. 8**

Mail address:

**191186, Sankt-Peterburg, a/ja 230, "ARS-PATENT", pat.pov. M.V.Khmare, reg. № 771**

(72) Inventor(s):

**FOGLER Klaus (DE),  
KITTEL'MANN Olaf (DE)**

(73) Proprietor(s):

**UEhJVLAJT AG (DE)**

(54) **LASER-OPTIC EYE SURGICAL DEVICE**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions refers to medicine and medical equipment, namely laser eye surgical devices and procedures. The device comprises a pulse femtosecond laser emitter and optical components guiding laser light and focusing it on the operated site on the surface of or inside the eye. The optical components comprises lenses placed in sequence along the laser light path, and at least one lens is position-adjusted with respect to the other lenses in the direction of laser beam distribution. For the purpose of lens adjustment, the device comprises a control unit actuator: having an access to the measurement results of the eye surface

topography, using the topography to derive a motion profile of said lens that presets a nominal position for all scanning points in the x-y plane in each moment of time to place said adjustable lens, and controlling the actuator on the basis of said controlled motion profile. The method involves calculating the controlled motion profile of said lens as provided by the topography measurement and driving signal generation for the actuator on the basis of a specific controlled motion profile.

EFFECT: use of the group of inventions enables a consistent thickness of the cut flap in case of intraoperative eye motion.

13 cl, 3 dwg

RU 2 477 629 C2

RU 2 477 629 C2

Область техники

Изобретение относится к устройствам для лазерно-оптической хирургии глаза.

Уровень техники

Существуют различные способы использования лазеров в хирургии глаза.

5 Например, в рефракционной хирургии глаза, которая предназначена для устранения дефектов зрения, часто оказывается необходимым осуществлять разрезы роговицы или хрусталика. Широко распространенной технологией в этой области является метод фемтоLASIK. При использовании метода LASIK (laser in-situ keratomileusis -  
10 лазерный интрастромальный кератомилез) сначала из роговицы вырезают маленький поверхностный диск. Этот маленький диск, который специалисты в данной области называют лоскутом, остается связанным с остальной эпителиальной тканью, как на петлях. Его отгибают, чтобы таким образом открыть доступ к нижележащим зонам  
15 ткани роговицы. Затем производят удаление материала стромы посредством эксимерного лазера в соответствии с предварительно разработанным профилем абляции. После этого лоскут возвращают в начальное положение, и он сравнительно в короткое время срастается с остальной тканью. Традиционно лоскут образуют механически, посредством микрокератома. Однако менее травматичным в этом случае  
20 является использование лазера. Для этой цели применяют лазерное излучение с ультракороткими длительностями импульса, лежащими в фемтосекундном диапазоне (именно поэтому метод получил название "фемтоLASIK"). Для точной локализации разреза необходим сравнительно малый фокальный диаметр пучка при короткой рэлеевской длине. Типичные значения фокальных диаметров, используемых при  
25 выполнении разрезов для формирования лоскута, или других разрезов в роговице или в хрусталике глаза, составляют около 5 мкм или менее. Значения рэлеевской длины, как правило, составляют около 10 мкм или менее.

Воздействие на вещество глаза и его изменение, по существу, имеет место только в  
30 фокальной зоне пучка. Вне этой зоны плотность энергии слишком мала. С учетом малых объемов фокальной зоны необходима точная фокусировка лазерного пучка в место, в котором должен быть произведен разрез. С помощью отклоняющего устройства (сканера), состоящего из одного или более отклоняющих зеркал, настраиваемых контролируемым образом, можно обеспечить точное  
35 позиционирование фокальной зоны в плоскости x-y (которая в контексте изобретения соответствует плоскости, перпендикулярной оси пучка). Однако с настройкой фокусировки по координате z (т.е. в направлении оси пучка) связаны определенные проблемы. Если, например, желательно избежать регулировки положения фокуса  
40 пучка по координате z в процессе выполнения поверхностного разреза, который должен проходить по роговице, по меньшей мере, частично на постоянной глубине (как это имеет место в отношении лоскута), на глаз необходимо наложить уплощающую пластину (которая является плоской на стороне, обращенной к глазу), чтобы таким образом сделать роговицу плоской. После этого лоскут можно  
45 сформировать посредством планарного поверхностного разреза.

В этом случае уплощающая пластина зафиксирована относительно объектива, посредством которого производится фокусировка лазерного излучения; тем самым она создает исходную точку по координате z для определения фокальной зоны пучка.  
50 Однако в результате приложения давления для придания глазу плоской формы происходит существенное (и нежелательное) повышение внутриглазного давления, что в некоторых случаях способно даже привести к необратимому повреждению глазного нерва.

Можно уменьшить деформации, если использовать контактную линзу, которая является вогнутой на стороне, обращенной к глазу. Однако даже с такими линзами никогда не удастся полностью избежать деформации глаза. В дополнение, вогнутые контактные линзы обычно оказывают отрицательное влияние на качество фокусировки пучка. Например, криволинейная поверхность контакта между контактной линзой и роговицей может приводить к искажениям, обусловленным комой. Это, в свою очередь, может неблагоприятно сказываться на качестве разреза.

#### Раскрытие изобретения

В связи с этим задача, решаемая изобретением, состоит в создании устройства для лазерно-оптической хирургии глаза, позволяющего осуществлять значительное, но при этом точное воздействие на глаз.

Для решения этой задачи изобретение предлагает, прежде всего, устройство для лазерно-оптической хирургии глаза, содержащее источник импульсного фемтосекундного лазерного излучения и оптические компоненты, направляющие лазерное излучение и фокусирующие его на оперируемый участок на поверхности или внутри глаза, при этом оптические компоненты содержат линзы, установленные последовательно на траектории лазерного излучения. В соответствии с одним из вариантов изобретения, по меньшей мере, одна из линз выполнена настраиваемой по положению относительно других линз в направлении распространения лазерного пучка и связана с исполнительным средством для осуществления ее регулировки. При этом для осуществления управления исполнительным средством устройство содержит блок управления, выполненный с возможностью доступа к результатам измерений, относящимся к топографии поверхности глаза, и с возможностью управления измерительным средством, основываясь на измеренной топографии поверхности.

Решение, предлагаемое изобретением, основано на управлении фокальной зоной пучка по координате  $z$  в зависимости от измеренной топографии поверхности глаза.

Оно позволяет избавиться от накладываемой на глаз контактной линзы (в форме уплощающей пластины или вогнутой линзы). Полный отказ от подобной линзы означает, что в процессе воздействия на глаз не будут иметь место никакие нежелательные деформации глаза; кроме того, не возникнет никаких оптических искажений, вызванных контактной линзой. В конкретном варианте результаты топографических измерений характеризуют топографию наружной поверхности роговицы. Однако должно быть понятно, что в принципе в качестве опорной поверхности, подлежащей обмеру, может быть использована и иная поверхность внутри глаза, например поверхность хрусталика.

Топография поверхности глаза может измеряться, например, посредством технологии световой щели, с помощью ультразвука или оптической когерентной томографии. Эти технологии известны специалистам в данной области, так что в дальнейших пояснениях способа получения результатов топографических измерений нет необходимости. Измерительный прибор, использующий один или более из названных принципов измерения, может составлять часть устройства по изобретению, причем он может сохранять результаты измерений в памяти, доступ к которой имеет блок управления.

Применительно к оптической когерентной томографии (ОКТ) в качестве метода топографических измерений изобретение предусматривает использование для ее осуществления предельно быстродействующих устройств на основе фемтосекундных источников излучения, предпочтительно с частотой следования импульсов порядка 10 ГГц, предпочтительно порядка 100 ГГц или более, например так называемых

поверхностно-излучающих лазеров с вертикальным внешним резонатором (vertical external-cavity surface-emitting - VECSELs). Такие полупроводниковые лазерные диоды могут работать с электрической или оптической накачкой и, несмотря на малые размеры (составляющие несколько сантиметров), обладать очень высокой выходной мощностью и эффективностью. Фемтосекундные волоконные лазеры также могут использоваться в ОКТ. Подобные источники излучения способны генерировать фемтосекундное излучение суперконтинуума с шириной полосы более 100 нм, вплоть до 1000 нм и с частотой следования импульсов более 100 ГГц. Благодаря этому при необходимости может быть достигнута предельно высокая частота измерений, обеспечивающая измерение топографии опорной поверхности (например поверхности роговицы) во время хирургической операции практически в реальном времени. Как следствие, топографическое измерение не требуется проводить полностью до начала операции: оно может вестись в ходе операции, в режиме "онлайн".

Оптические компоненты устройства согласно изобретению предпочтительно образованы расширителем пучка, сканером, установленным за расширителем пучка в направлении распространения пучка и служащим для сканирования пучка в плоскости, поперечной по отношению к данному направлению, и фокусирующим блоком, расположенным по направлению распространения пучка за сканером. Расширитель пучка обеспечивает расширение лазерного пучка, достаточное для того, чтобы обеспечить высокую числовую апертуру фокусирующего блока, которая необходима для получения требуемого малого фокального диаметра. Расширитель пучка в типичном варианте будет содержать несколько линз, расположенных последовательно по направлению распространения пучка, из которых, по меньшей мере, одна будет отрицательной линзой и, по меньшей мере, еще одна - положительной линзой. При этом отрицательная линза будет установлена перед положительной линзой. Обычные расширители пучка, имеющиеся в продаже, состоят, как правило, из двух или трех линз, первая из которых (входная линза) всегда является отрицательной. Ее диаметр существенно меньше, чем у расположенной (расположенных) за ней положительной линзы (положительных линз). Соответственно, ее масса обычно также существенно меньше, чем у расположенной (расположенных) за ней положительной линзы (положительных линз) расширителя пучка. По этой причине в предпочтительном варианте изобретения отрицательная линза расширителя пучка, в частности входная линза, с целью управления положением фокальной зоны пучка по координате  $z$ , установлена с возможностью настройки ее положения (смещения относительно, по меньшей мере, одной положительной линзы расширителя пучка в направлении его распространения). В этом варианте малая масса отрицательной линзы позволяет осуществлять ее настройку в высокочастотном режиме, например, посредством электрического или пьезоэлектрического привода. С другой стороны, в случае настройки расположенной далее положительной линзы или даже фокусирующего блока масса, подлежащая перемещению, была бы во много раз большей, что было бы вредным в отношении динамических характеристик.

Было установлено, что при использовании правильной конструкции и при расположении линз в соответствии с изобретением для настройки положения входной линзы расширителя пучка достаточно обеспечить диапазон ее перемещения, равный 10,0 мм, чтобы сместить фокус пучка в интервале 1,4 мм. Как правило, этого достаточно, чтобы скомпенсировать выпуклость роговицы и сформировать в роговице двумерный разрез, расположенный на постоянной глубине.

Блок управления может быть выполнен с возможностью определения

номинального положения настраиваемой линзы, основываясь на измеренной топографии поверхности и на расстоянии по высоте между желаемым положением внутри глаза зоны воздействия излучения и поверхностью с измеренной топографией, а также с возможностью управления исполнительным средством, основываясь на  
5 определенном номинальном положении. Расстояние по высоте в контексте изобретения соответствует расстоянию по координате  $z$ . Даже при полностью стационарном положении головы и при фиксации глаза посредством присасывающегося кольца невозможно избежать небольших движений роговицы по  
10 координате  $z$ . Такие движения обусловлены, например, процессом дыхания. Чтобы, тем не менее, обеспечить возможность всегда позиционировать фокальную зону пучка в желательной точке глаза с высокой точностью, устройство по изобретению в предпочтительном варианте дополнительно содержит измерительный прибор, выполненный с возможностью детектировать смещения по высоте, по меньшей мере,  
15 одной опорной зоны на поверхности или внутри глаза. В этом случае блок управления выполняется с возможностью корректировать номинальное положение настраиваемой линзы, основываясь на детектированном текущем значении высоты, по меньшей мере, одной опорной зоны, и осуществлять управление исполнительным  
20 средством, основываясь на скорректированном номинальном положении. В качестве опорной зоны может быть рассмотрена, например, вершина роговицы.

Если присасывающееся кольцо для фиксации глаза не применяется, то даже при стационарном положении головы обычно неизбежны также вращательные движения  
25 глазного яблока. Такие движения глаза также могут потребовать коррекции номинального положения настраиваемой линзы по координате  $z$ , поскольку вращение глазного яблока способно вызвать смещение по данной координате требуемой зоны воздействия лазерного излучения внутри глаза. Поэтому устройство согласно изобретению может содержать также измерительный прибор, выполненный с  
30 возможностью детектировать смещения, по меньшей мере, одной опорной зоны на поверхности или внутри глаза в плоскости, поперечной по отношению к распространению пучка. При этом блок управления будет выполнен с возможностью корректировать номинальное положение настраиваемой линзы, основываясь на детектированном текущем положении, по меньшей мере, одной опорной зоны, и  
35 осуществлять управление исполнительным средством, основываясь на скорректированном номинальном положении.

Независимо от того, учитывается ли при коррекции номинального положения настраиваемой линзы вращательное движение глаза или нет, необходимо в каждом  
40 случае управлять сканером в зависимости от движений глаза, чтобы обеспечить возможность точного управления фокальной зоной пучка в любой момент времени. Пригодные для этой цели системы мониторинга (системы слежения за глазом) известны специалистам в данной области. Для обнаружения смещений в направлениях,  
45 поперечных по отношению к оси пучка, возможен, в частности, мониторинг вершины роговицы.

Фокальный диаметр пучка лазерного излучения предпочтительно не превышает примерно 10 мкм, более предпочтительно примерно 7 мкм и особенно  
50 предпочтительно примерно 5 мкм, а рэлеевская длина лазерного излучения не превышает примерно 20 мкм, более предпочтительно примерно 15 мкм и особенно предпочтительно примерно 10 мкм.

При формировании двумерного разреза внутри роговицы, по существу, параллельного ее поверхности, посредством линейного сканирования, блок

управления может быть выполнен с возможностью выдачи исполнительному средству управляющего сигнала с приблизительно треугольным профилем и с варьлируемой высотой треугольника. В качестве альтернативы линейному сканированию, при котором пучок перемещается внутри глаза вдоль параллельных линий, может рассматриваться спиральное сканирование. В этом случае при формировании 5 двумерного разреза внутри роговицы, по существу, параллельного ее поверхности, посредством спирального сканирования, блок управления может быть выполнен с возможностью выдачи исполнительному средству управляющего сигнала с 10 монотонно изменяющейся амплитудой.

Треугольный профиль управляющего сигнала в случае линейного сканирования обусловлен тем, что каждая линия сканирования проходит от расположенного ниже края роговицы через расположенные выше смежные участки, а затем снова к краю роговицы. Соответственно, необходимо устанавливать линзу в различные положения. 15 Изменение высоты треугольного управляющего сигнала вызвано тем обстоятельством, что для линий, подходящих к вершине роговицы или проходящих за нее, перемещение по координате z, вследствие выпуклости роговицы, будет большим, чем для линий вблизи ее края. С другой стороны, в случае спирального сканирования 20 необходимо перемещать настраиваемую линзу только в одном направлении, что выражается в монотонном изменении амплитуды управляющего сигнала.

Устройство по изобретению не только функционирует без наложения на глаз контактной линзы, но и предпочтительно не использует крепежные средства для удерживания данной линзы.

В соответствии еще с одним своим аспектом изобретение охватывает способ управления устройством для лазерно-оптической хирургии глаза, которое содержит источник импульсного фемтосекундного лазерного излучения, линзы, расположенные 30 последовательно по направлению распространения пучка лазерного излучения, из которых, по меньшей мере, одна линза установлена с возможностью настройки ее положения в направлении распространения пучка относительно других линз, и исполнительное средство для настройки положения, по меньшей мере, одной настраиваемой линзы. Способ согласно изобретению включает определение номинального положения настраиваемой линзы на основе хранящихся результатов 35 топографических измерений и генерирование управляющего сигнала для исполнительного средства на основе определенного номинального положения.

Краткое описание чертежей

Далее пояснения изобретения будут даны со ссылками на прилагаемые чертежи.

40 На фиг.1 приведена блок-схема варианта устройства для лазерно-оптической хирургии глаза.

На фиг.2 схематично показано постепенное изменение во времени исходного положения индивидуально регулируемой линзы лазерного устройства по фиг.1 применительно к линейному сканированию.

45 На фиг.3 схематично показано постепенное изменение во времени исходного положения регулируемой линзы применительно к спиральному сканированию.

Осуществление изобретения

50 Лазерное устройство для хирургии глаза по фиг.1 содержит лазерный генератор 10, который генерирует и испускает импульсное лазерное излучение с длительностью импульса в фемтосекундном диапазоне. Термин "фемтосекундный" в данном описании следует понимать очень широко: его не следует интерпретировать как накладывающий резкое ограничение на длительности импульсов, которые не должны

превышать 1 пс. Напротив, изобретение в принципе пригодно и для длительностей более 1 пс. Упоминание фемтосекундного диапазона длительности должно лишь указывать на то, что фемтосекундные лазеры, применяемые в хирургии глаза, обычно имеют сравнительно малые размеры фокальной области, соответствующие  
5 фокальным диаметрам не более 5 мкм и рэлеевской длине не более 10 мкм, причем достоинства изобретения особенно велики применительно к таким малым фокальным размерам. Вместе с тем, длительность лазерного излучения предпочтительно составляет менее 1 пс, например сотни фемтосекунд.

10 Частота следования импульсов лазерного генератора 10 может составлять десятки или сотни килоггерц и даже превышать 1 МГц. При этом частота следования импульсов лазерного генератора 10 может быть управляемой. Длина волны генерируемого лазерного излучения, которое используется для целей воздействия на глаз, лежит, например, в инфракрасном диапазоне, составляя около 1 мкм; однако она  
15 может быть и короче, доходя до ультрафиолетового диапазона.

На пути лазерного пучка, излучаемого лазерным генератором, последовательно установлены расширитель 12 пучка, сканер 14 и фокусирующий блок 16. Расширитель 12 пучка представлен в виде двухлинзовой системы с отрицательной (рассеивающей) линзой 18 и с расположенной за ней положительной (собирающей)  
20 линзой 20. Должно быть понятно, что можно использовать расширитель пучка с более чем двумя линзами. Однако, как правило, входная линза расширителя пучка (в данном случае линза 18) будет отрицательной линзой. Линзы 18, 20 расширителя 12 пучка находятся в корпусе (не изображенном подробно), причем положительная  
25 линза 20 жестко закреплена в корпусе, тогда как отрицательная линза 18 установлена с возможностью перемещения относительно положительной линзы 20 в направлении оси пучка (обозначенной, как 22). Для настройки положения отрицательной линзы 18 служит исполнительное средство, т.е. привод 24, управляемый блоком 26 управления.  
30 Привод 24 является, например, электрическим или пьезоэлектрическим. Хотя это и не показано подробно, привод 24 воздействует, например, на оправу отрицательной линзы 18, установленную с возможностью перемещения по направляющим корпуса.

Диапазон управляемого перемещения отрицательной линзы 18 в направлении оси 22 пучка составляет несколько миллиметров, например около 10 мм. Требуемая  
35 скорость регулировочного перемещения отрицательной линзы 18 может зависеть, среди прочих факторов, от параметров сканирования лазерного пучка по глазу 28, подлежащему лечению. При этом было установлено, что при скорости регулировки положения отрицательной линзы 18, составляющей, по меньшей мере, 0,5 м/с,  
40 предпочтительно около 1 м/с, вырезание лоскута в роговице может быть произведено в допустимо короткое время. Привод 24 сконструирован так, чтобы гарантировать требуемую скорость настройки отрицательной линзы 18.

Сканер 14 может быть построен известным образом и поэтому не изображен  
45 подробно. Он может, например, содержать пару отклоняющих зеркал, способных обеспечить требуемое отклонение лазерного пучка в плоскости x-y, перпендикулярной оси 22 пучка. Сканер работает под управлением блока 26 управления, в зависимости от проекции на плоскость x-y разреза, который нужно выполнить в глазу 28, а также от любых возможных движений глаза. Подобные движения, которые являются  
50 неизбежными в отсутствие фиксации глазного яблока посредством присасывающегося кольца, могут быть зарегистрированы посредством системы 30 слежения за глазом, схематично представленной в виде функционального блока и подключенной к блоку 26 управления. Системы подобного типа известны специалистам в данной



области, поэтому детальное рассмотрение их функций и структуры в данном описании может быть опущено. Достаточно упомянуть, что указанная система 30 способна регистрировать движения глаза, основываясь, например, на алгоритме распознавания, который она реализует применительно к массиву изображений зрачка или другой

5

Фокусирующий блок 16 также сконструирован известным образом, т.е. состоит из группы линз, не изображенных на фиг.1. Фокусное расстояние данного блока 16 является постоянным. Фокусирующий блок 16 может быть фиксированным образом

10 встроен в лазерное устройство, так что регулировка положения фокальной области вдоль координаты  $z$  возможна исключительно настройкой отрицательной линзы 18. Разумеется, можно установить фокусирующий блок 16 с возможностью регулировки его положения по оси 22 пучка, так что регулировка положения фокальной области по координате  $z$  станет возможной как настройкой отрицательной линзы 18, так и

15 настройкой фокусирующего блока 16. В последнем случае регулировка положения фокусирующего блока 16 может использоваться, например, для грубой настройки перед началом собственно операции, тогда как регулировка положения отрицательной линзы 18 будет применяться для совмещения фокальной зоны с

20 различными участками вдоль координаты  $z$  в процессе воздействия на глаз. В ходе грубой настройки отрицательную линзу 18 целесообразно установить в среднее положение, чтобы затем, в ходе операции, она обладала достаточным ходом в обоих направлениях настройки.

10

15

20

25

30

35

40

Лазерное устройство по фиг.1 дополнительно содержит измерительный прибор 32, с помощью которого можно определять топографию поверхности роговицы глаза 28. Измерительный прибор может функционировать, например, в соответствии с принципами оптической когерентной томографии (ОКТ). Соответствующие средства анализа в составе измерительного прибора 32 генерируют на основе измеренных значений результаты топографических измерений, которые представляют

30 топографический профиль поверхности роговицы и делают эти результаты доступными для блока 26 управления. Так, измерительный прибор 32 может записывать результаты топографических измерений в память 34, из которой их сможет считать позднее блок 26 управления. Этот вариант позволяет осуществить, без

35 привязки к времени, анализ топографии всей роговицы до начала собственно операции. На основе результатов топографических измерений блок управления может затем сначала рассчитать двухкоординатный профиль управляемого перемещения для отрицательной линзы 18, который задает для всех точек сканирования в плоскости  $x$ - $y$

40 в каждый момент времени номинальное положение, в которое нужно установить отрицательную линзу 18.

45

50

При расчете указанного профиля перемещения блок 26 управления учитывает расстояние от поверхности роговицы по координате  $z$  (вертикальное расстояние), на котором должен производиться разрез в каждой точке плоскости  $x$ - $y$ . Например, в

45 случае формирования лоскута роговицы обычно желательно добиться постоянной толщины лоскута. Поэтому номинальное положение отрицательной линзы 18 рассчитывается таким образом, чтобы фокальная зона для всех точек формируемого лоскута в плоскости  $x$ - $y$  всегда находилась на постоянном расстоянии по координате  $z$

50 от поверхности роговицы (за исключением краев лоскута, где разрез должен смещаться к поверхности роговицы). Тогда в ходе операции достаточно отслеживать положение по координате  $z$  вершины роговицы и/или, по меньшей мере, одной другой опорной точки глаза 28 и корректировать номинальное положение отрицательной

линзы 18, определенное при расчете профиля ее перемещения, в зависимости от текущего зарегистрированного положения по координате z опорной точки глаза. Подобное слежение, когда это технически возможно, также может производиться измерительным прибором 32, использующим ОСТ, который в этом случае направляет  
5 данные измерений непосредственно в блок 26 управления.

Глаз 28 во время операции никак не фиксируется или фиксируется только присасывающимся кольцом, которое предотвращает лишь вращательные движения  
10 глазного яблока. Если такое кольцо применяется, целесообразно жестко связать его по координате z с фокусирующим блоком 16 посредством соответствующего механического приспособления. В любом случае воздействие на глаз 28 осуществляется без наложения на него контактной линзы.

Для формирования поверхностного разреза роговицы известно применение как  
15 линейного сканирования, так и спирального сканирования. Фиг.2 и 3 иллюстрируют типичную (хотя и идеализированную) последовательность задаваемых положений отрицательной линзы 18 в случае формирования лоскута роговицы для линейного и спирального сканирования соответственно. В случае линейного сканирования, когда лазерный пучок перемещается по роговице вдоль линий, расположенных одна рядом с  
20 другой, отрицательная линза 18 совершает непрерывное возвратно-поступательное движение, чтобы учесть криволинейность роговицы, которую нужно компенсировать в процессе перемещения вдоль каждой линии. Это приводит к представленному треугольному профилю реального перемещения. Соответственно, в случае линейного  
25 сканирования, управляющий сигнал, выдаваемый блоком 26 управления на привод 24, имеет треугольный профиль. Поскольку разница по высоте между серединой и концом линии применительно к линиям в центральной зоне сканирования, проходящим через середину роговицы, больше, чем для линий, соответствующих сканированию вблизи  
30 края роговицы, высота треугольного управляющего сигнала является переменной.

С другой стороны, независимо от того, исходит спираль из центра роговицы или из  
ее края, достаточно осуществлять непрерывную настройку отрицательной линзы 18 только по одному направлению. Соответственно, формируется последовательность  
положений линзы, представленная на фиг.3 и имеющая форму возрастающего  
35 линейного графика. Аналогичную форму будет соответственно иметь и управляющий сигнал, подаваемый на привод 24. Поскольку в случае спирального сканирования в единицу времени требуется компенсировать меньшие различия по высоте, спиральное сканирование позволяет использовать меньшие скорости перемещения отрицательной  
40 линзы 18, чем линейное сканирование. С другой стороны, в случае спирального сканирования необходимо учитывать, что при постоянном расстоянии между последовательными точками в разрезе частота следования импульсов лазерного генератора 10 на наружных участках спирали, вблизи краев роговицы, должна быть  
45 большей, чем для внутренних участков (в центральной зоне) при условии, что угловая скорость лазерного пучка остается неизменной.

#### Формула изобретения

1. Устройство для лазерно-оптической хирургии глаза, содержащее источник (10) импульсного фемтосекундного лазерного излучения;  
50 оптические компоненты (12, 14, 16), направляющие лазерное излучение и фокусирующие его на оперируемый участок на поверхности или внутри глаза, при этом оптические компоненты содержат линзы (18, 20), установленные последовательно на траектории лазерного излучения, причем, по меньшей мере, одна

из линз (18) выполнена настраиваемой по положению относительно других линз в направлении распространения лазерного пучка;

исполнительное средство (24) для осуществления регулировки указанной настраиваемой линзы (18) и

5 блок (26) управления, выполненный с возможностью: доступа к результатам измерений, относящимся к топографии поверхности глаза, расчета на основе топографических измерений профиля управляемого перемещения указанной линзы, который задает для всех точек сканирования в плоскости x-y в каждый момент  
10 времени номинальное положение, в которое нужно установить указанную настраиваемую линзу, и управления исполнительным средством, основываясь на указанном профиле управляемого перемещения.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что, по меньшей мере, одна из настраиваемых линз (18) является частью расширителя (12) пучка, расположенного по  
15 направлению распространения пучка перед сканером (14), осуществляющим сканирование лазерного излучения в плоскости, поперечной по отношению распространения пучка.

3. Устройство по п.2, отличающееся тем, что расширитель (12) пучка содержит, по  
20 меньшей мере, отрицательную линзу (18) и положительную линзу (20), расположенную по направлению распространения пучка за отрицательной линзой, настраиваемой по положению относительно положительной линзы посредством исполнительного средства (24).

4. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что блок (26) управления  
25 выполнен с возможностью определения номинального положения настраиваемой линзы (18), основываясь на измеренной топографии поверхности и на расстоянии по высоте между желаемым положением внутри глаза зоны воздействия излучения и поверхностью с измеренной топографией, а также с возможностью управления  
30 исполнительным средством (24), основываясь на определенном номинальном положении.

5. Устройство по п.4, отличающееся тем, что содержит измерительный прибор (32),  
выполненный с возможностью детектировать смещения по высоте, по меньшей мере,  
35 одной опорной зоны на поверхности или внутри глаза, при этом блок (26) управления выполнен с возможностью корректировать номинальное положение настраиваемой линзы (18), основываясь на детектированном текущем значении высоты, по меньшей мере, одной опорной зоны, и осуществлять управление исполнительным средством (24), основываясь на скорректированном номинальном положении.

40 6. Устройство по п.4, отличающееся тем, что содержит измерительный прибор (32), выполненный с возможностью детектировать смещения, по меньшей мере, одной опорной зоны на поверхности или внутри глаза (28) в плоскости, поперечной по отношению к направлению распространения пучка, при этом блок (26) управления  
45 выполнен с возможностью корректировать номинальное положение настраиваемой линзы (18), основываясь на детектированном текущем положении, по меньшей мере, одной опорной зоны, и осуществлять управление исполнительным средством (24), основываясь на скорректированном номинальном положении.

7. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что функционирует без  
50 наложения на роговицу контактной линзы и без использования крепежных средств для осуществления указанного наложения.

8. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что содержит измерительный прибор (32), выполненный с возможностью определения топографии

поверхности роговицы глаза.

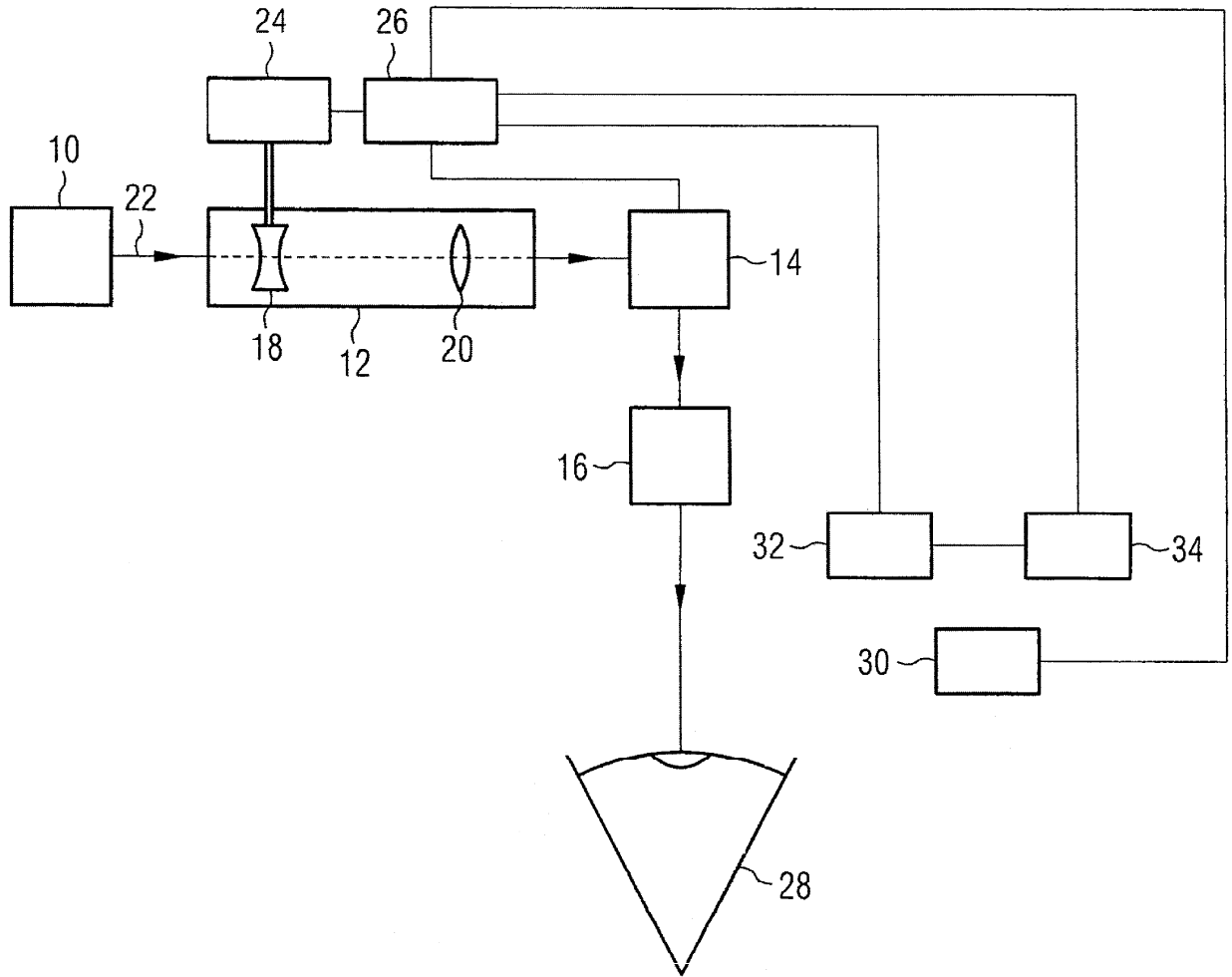
9. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что фокальный диаметр пучка лазерного излучения не превышает 10 мкм, предпочтительно 7 мкм и особенно предпочтительно 5 мкм, а рэлеевская длина лазерного излучения не превышает 20 мкм, предпочтительно 15 мкм и особенно предпочтительно 10 мкм.

10. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что блок (26) управления выполнен с возможностью выдачи исполнительному средству при формировании посредством линейного сканирования разреза внутри роговицы, по существу, параллельного ее поверхности, управляющего сигнала с треугольным профилем и с варьируемой высотой треугольника.

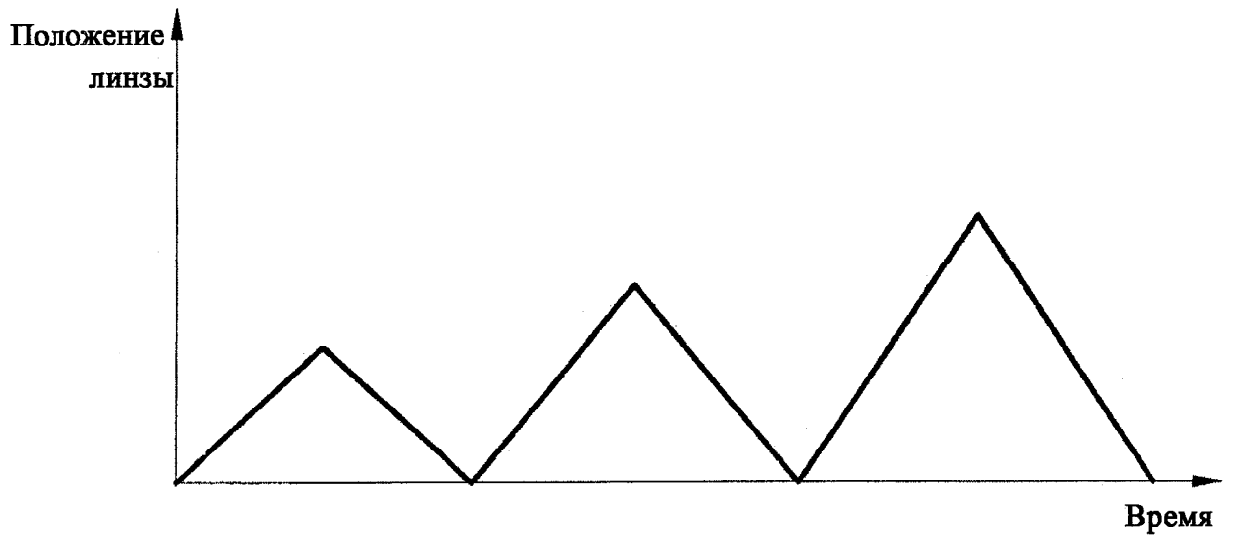
11. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что блок (26) управления выполнен с возможностью выдачи исполнительному средству при формировании посредством спирального сканирования разреза внутри роговицы, по существу, параллельного ее поверхности, управляющего сигнала с монотонно изменяющейся амплитудой.

12. Устройство по любому из пп.1-3, отличающееся тем, что оптические компоненты образованы расширителем (12) пучка, сканером (14), установленным за расширителем пучка в направлении распространения пучка и служащим для сканирования пучка в плоскости, поперечной по отношению к указанному направлению, и фокусирующим блоком (16), расположенным по направлению распространения пучка за сканером, при этом расширитель (12) пучка содержит несколько линз, расположенных последовательно по направлению распространения пучка, включая, по меньшей мере, одну отрицательную линзу (18) и одну положительную линзу (20), причем отрицательная линза установлена с возможностью настройки ее положения относительно положительной линзы.

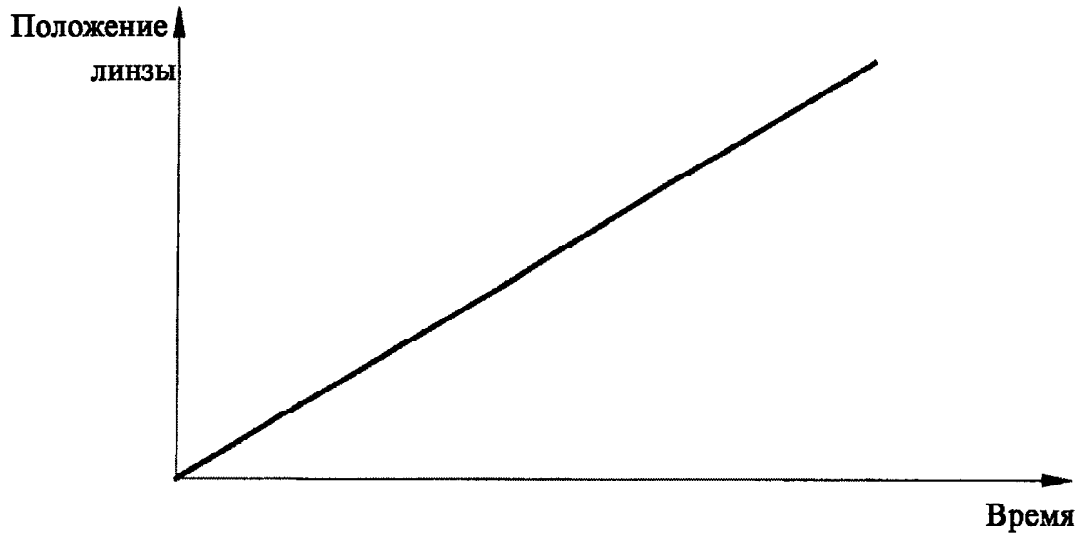
13. Способ управления устройством для лазерно-оптической хирургии глаза, предпочтительно устройством, выполненным в соответствии с любым из предыдущих пунктов и содержащим источник (10) импульсного фемтосекундного лазерного излучения, линзы, расположенные последовательно по направлению распространения пучка лазерного излучения, из которых, по меньшей мере, одна линза (18) установлена с возможностью настройки ее положения в направлении распространения пучка относительно других линз (20), и исполнительное средство (24) для настройки положения, по меньшей мере, одной настраиваемой линзы (18), при этом способ включает расчет профиля управляемого перемещения указанной линзы на основе хранящихся результатов топографических измерений, которые задает для всех точек сканирования в плоскости x-y в каждый момент времени номинальное положение, в которое нужно установить указанную настраиваемую линзу (18), и генерирование управляющего сигнала для исполнительного средства (24) на основе определенного профиля управляемого перемещения.



ФИГ. 1



ФИГ. 2



**ФИГ. 3**