



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 3/102 (2018.08); G02B 27/141 (2018.08)

(21)(22) Заявка: 2016129910, 18.12.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
18.12.2014Дата регистрации:
21.12.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
23.12.2013 US 61/920,347(43) Дата публикации заявки: 30.01.2018 Бюл. №
4

(45) Опубликовано: 21.12.2018 Бюл. № 36

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 25.07.2016(86) Заявка РСТ:
US 2014/071153 (18.12.2014)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2015/100129 (02.07.2015)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городиский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ПАПАК Майкл Джеймс (US),
ЮЙ Линфэн (US),
ХЕРЕН Таммо (US)(73) Патентообладатель(и):
НОВАРТИС АГ (CH)(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 20110202044 A1, 18.08.2011. US
20130141695 A1, 06.06.2013. US 20090257065
A1, 15.10.2009. WO 2011143387 A2, 17.11.2011.
US 20110096294 A1, 28.04.2011. RU 2436135
C2, 10.12.2011.(54) ХИРУРГИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ВИЗУАЛИЗАЦИИ ОСТ ШИРОКОГО ПОЛЯ ОБЗОРА БЕЗ
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МИКРОСКОПА

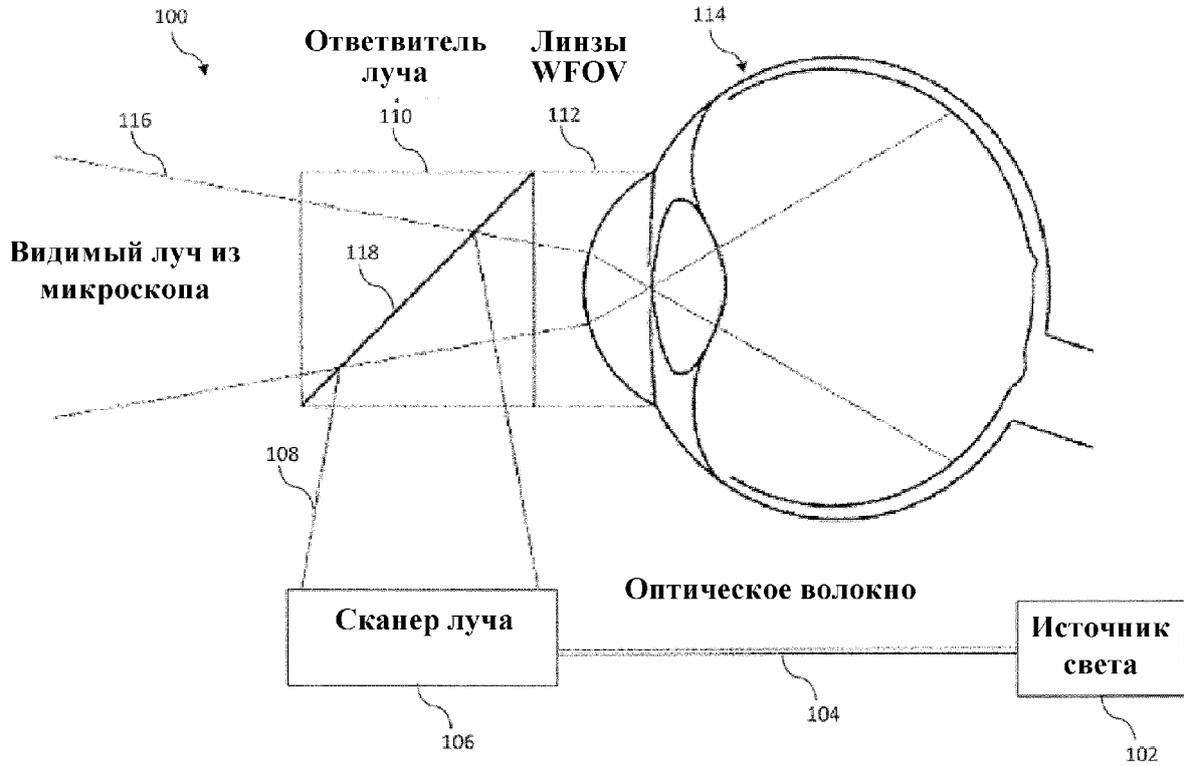
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Система получения изображения для содействия при офтальмологических хирургических операциях, содержащая: источник света, выполненный с возможностью генерирования луча света для получения изображения; систему направления луча, выполненную с возможностью направления луча света для получения изображения от источника света; сканер луча, выполненный с возможностью приема света для

получения изображения от системы направления луча и с возможностью генерирования сканирующего луча света для получения изображения; хирургический микроскоп; ответвитель луча, выполненный с возможностью перенаправления сканирующего луча света для получения изображения в оптический канал хирургического микроскопа, при этом оптический канал проходит через ответвитель луча; и линзу широкого поля обзора (WFOV), объединенную с

ответвителем луча и выполненную с возможностью контакта с исследуемым глазом и направления перенаправленного сканирующего луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза. При этом объединенные ответвитель луча и линза WFOV

представляют собой одноразовое изделие. Применение данной группы изобретений позволит улучшить визуализацию для витреоретинальных, антиглаукомных или других офтальмологических операций. 2 н. и 18 з.п. ф-лы, 7 ил.



Фиг. 1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61F 9/007 (2006.01)
A61B 3/125 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 3/102 (2018.08); *G02B 27/141* (2018.08)(21)(22) Application: **2016129910, 18.12.2014**(24) Effective date for property rights:
18.12.2014Registration date:
21.12.2018

Priority:

(30) Convention priority:
23.12.2013 US 61/920,347(43) Application published: **30.01.2018** Bull. № 4(45) Date of publication: **21.12.2018** Bull. № 36(85) Commencement of national phase: **25.07.2016**(86) PCT application:
US 2014/071153 (18.12.2014)(87) PCT publication:
WO 2015/100129 (02.07.2015)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B.Spaskaya, 25, stroenie 3,
OOO "Yuridicheskaya firma Gorodisskij i
Partnery"**

(72) Inventor(s):

**PAPAK Majkl Dzhejms (US),
YUJ Linfen (US),
KHEREN Tammo (US)**

(73) Proprietor(s):

NOVARTIS AG (CH)**(54) MICROSCOPE-LESS WIDE-FIELD-OF-VIEW SURGICAL OCT VISUALISATION SYSTEM**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: imaging system to assist in ophthalmic surgery, comprising: a light source, configured to generate an imaging light beam; a beam guidance system, configured to guide the imaging light beam from the light source; a beam scanner, configured to receive the imaging light from the beam guidance system, and to generate a scanned imaging light beam; a surgical microscope; a beam coupler, configured to redirect the scanned imaging light beam into the optical channel of the surgical microscope, the optical channel

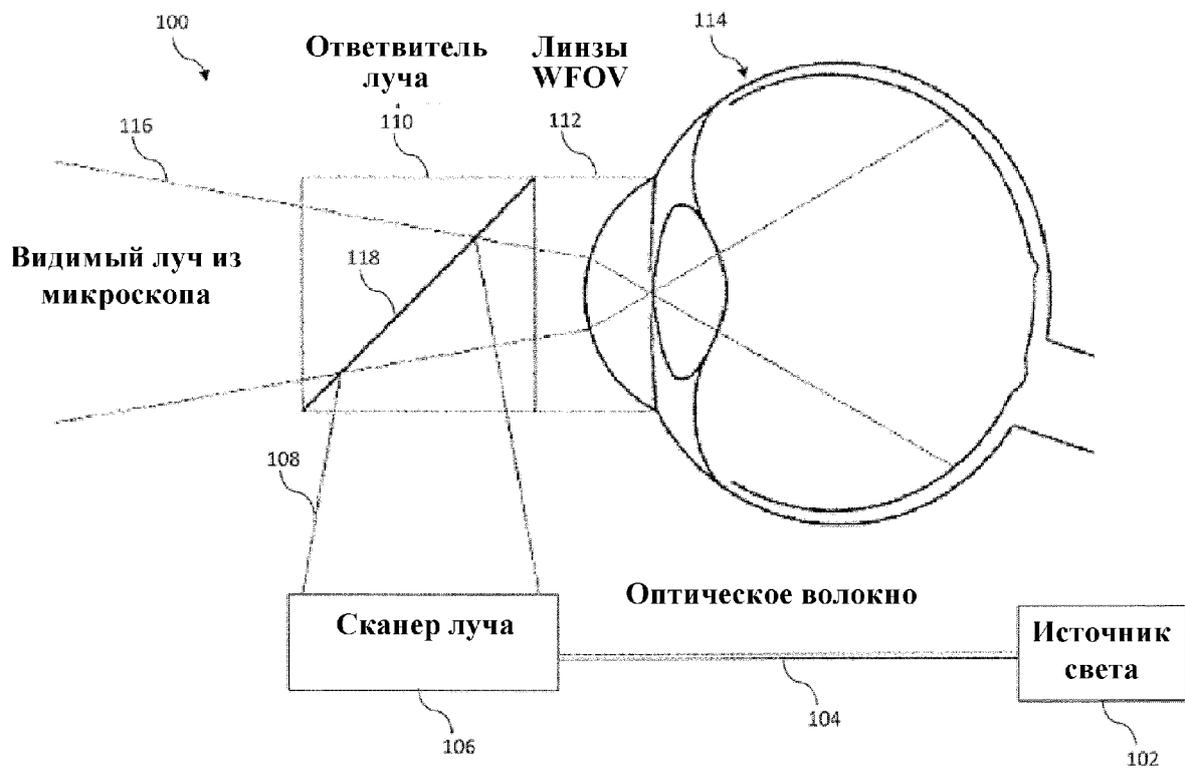
extending through the beam coupler; a wide field of view (WFOV) lens, combined with the beam coupler and adapted for contact with the eye to be examined and direct the redirected scanning light beam to obtain an image in the target area of the eye being examined. Combined beam coupler and WFOV lens are a disposable article.

EFFECT: use of this group of inventions will improve visualisation for vitreoretinal, antiglaucoma or other ophthalmologic operations.

20 cl, 7 dwg

R U 2 6 7 5 6 8 8 C 2

R U 2 6 7 5 6 8 8 C 2



Фиг. 1

ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Варианты осуществления, раскрытые в данном документе, относятся к улучшенной визуализации для витреоретинальных, антиглаукомных или других офтальмологических операций. В частности, варианты осуществления, описанные в данном документе, относятся к хирургической системе визуализации оптической когерентной томографии (ОСТ) широкого поля обзора без использования микроскопа.

ПРЕДШЕСТВУЮЩИЙ УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Разработка методов для содействия офтальмологической операции посредством получения изображения и визуализации является одной из активных областей разработки и инновации. Один из классов офтальмологических операций, витреоретинальная процедура, включает витрэктомию, удаление стекловидного тела из задней камеры для получения доступа к сетчатке. Для успешного выполнения витрэктомии необходимо по существу полное удаление стекловидного тела, включая наиболее сложные участки возле основания стекловидного тела. Использование методов и устройств получения изображения может существенно способствовать повышению эффективности удаления стекловидного тела.

Однако содействие витрэктомии посредством получения изображения представляет собой особую сложность по нескольким причинам. Одной из них является то, что стекловидное тело является прозрачным. Еще одной сложностью является то, что для визуализации периферии необходимы лучи для получения изображения с большим углом наклона. Подобные проблемы визуализации возникают во время процедур снятия мембраны. В настоящее время, как правило, получение изображения с использованием микроскопа или видеомикроскопа используется для решения вышеупомянутой проблемы и широкоугольные контактные или бесконтактные линзы используются для решения последней проблемы, в каждом случае с ограниченным успехом.

Улучшение получения изображения может быть достигнуто с использованием оптической когерентной томографии (ОСТ), метода, который позволяет визуализацию целевой ткани по глубине посредством фокусировки лазерного луча на цели, улавливания отраженного луча, интерференции отраженного луча с эталонным лучом и детектирования интерференции и измерения сигнатуры отражения в пределах глубины фокуса луча. Результатом является линейное сканирование по глубине, поперечное сканирование или объемное сканирование.

ОСТ стала общепринятой практикой в клинике в качестве средства диагностики. Хирурги берут предоперационные изображения в операционную для сравнения. Сканирование ОСТ в настоящее время недоступно в операционной и, следовательно, не способствует принятию решений во время операции. Предоперационные изображения имеют ограниченную практическую ценность вследствие морфологических изменений в отношении цели во время процедуры.

Усилия по разработке систем интрахирургической ОСТ в режиме реального времени предпринимаются многими компаниями, начиная с новых компаний и заканчивая крупными корпорациями. Методы интрахирургической ОСТ до настоящего времени были основаны на использовании микроскопа или эндодатчика. Однако стандартные хирургические микроскопы предназначены для видимой длины волны и, следовательно, не могут предоставить достаточную эффективность в ближнем инфракрасном диапазоне (NIR) для получения изображения ОСТ. Соответственно, для включения ОСТ в стандартные хирургические микроскопы могут потребоваться существенные изменения микроскопа. Кроме того, данные изменения могут зависеть от микроскопа в зависимости

от конкретных особенностей и оптических элементов каждого микроскопа.

Соответственно, необходимы улучшенные устройства, системы и способы, которые способствуют получению изображения интрахирургической ОСТ широкого поля обзора в режиме реального времени посредством удовлетворения одного или нескольких

5 требований, обсужденных выше.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Представленное решение удовлетворяет нереализованную медицинскую потребность посредством уникального решения получения изображения ОСТ широкого поля обзора интрахирургически без хирургического ограничения или нарушения хирургического

10 рабочего процесса со сравнительно низкими затратами на ввод, подходящими для одноразового изделия.

В соответствии с некоторыми вариантами осуществления хирургическая система получения изображения содержит: источник света, выполненный с возможностью генерирования луча света для получения изображения; систему направления луча,

15 выполненную с возможностью направления луча света для получения изображения от источника света; сканер луча, выполненный с возможностью приема света для получения изображения от системы направления луча и с возможностью генерирования сканированного луча света для получения изображения; ответвитель луча, выполненный с возможностью перенаправления сканированного луча света для получения

20 изображения; и линзу широкого поля обзора (WFOV), выполненную с возможностью направления перенаправленного сканированного луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза.

В соответствии с некоторыми вариантами осуществления аппаратура для использования в хирургической системе получения изображения содержит: ответвитель

25 луча, выполненный с возможностью перенаправления сканированного луча света для получения изображения в оптический канал хирургического микроскопа; и линзу широкого поля обзора (WFOV), выполненную с возможностью направления перенаправленного сканированного луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза. Ответвитель луча и линза WFOV могут быть объединены

30 и объединенные ответвитель луча и линза WFOV могут являться одноразовым изделием, выполненным с возможностью использования в одной хирургической процедуре. Аппаратура может также содержать сканер луча, выполненный с возможностью приема света для получения изображения от системы направления луча и генерирования сканированного луча света для получения изображения. Ответвитель луча и сканер

35 луча могут быть объединены и объединенные ответвитель луча и сканер луча могут являться одноразовым изделием, выполненным с возможностью использования в одной хирургической процедуре.

Дополнительные аспекты, признаки и преимущества настоящего изобретения станут понятны из следующего подробного описания.

40 КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

На фиг. 1 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На фиг. 2 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

45 На фиг. 3 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На фиг. 4 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На фиг. 5 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На фиг. 6 показана схема, на которой проиллюстрирована оптическая схема хирургической системы визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На фиг. 7 показана схема, на которой проиллюстрирована хирургическая система визуализации ОСТ широкого поля обзора без использования микроскопа.

На графических материалах элементы, имеющие одинаковое обозначение, имеют одинаковые или подобные функции.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ

В следующем описании изложены конкретные подробности, описывающие определенные варианты осуществления. Однако специалистам в данной области техники будет понятно, что раскрытые варианты осуществления могут быть применены на практике без некоторых или всех данных конкретных подробностей. Представленные конкретные варианты осуществления предназначены для иллюстрации, а не ограничения. Специалист в данной области техники может представить себе другой материал, который несмотря на то, что конкретно не описан в данном документе, находится в рамках объема и сущности настоящего изобретения.

Системы получения изображения интрахирургической ОСТ широкого поля обзора в режиме реального времени по настоящему изобретению предоставляют многочисленные преимущества относительно систем ОСТ на основе микроскопа, включая (1) пониженную сложность использования с большим количеством различных хирургических микроскопов; (2) уменьшенные капитальные расходы; (3) оптический доступ к большому разнообразию методов визуализации посредством лазерного сканирования; (4) одноразовое изделие и источник дохода; и (5) более широкие углы сканирования, включая возможность сканирования по периферии глаза, посредством удаления ограничений подачи лазерной энергии и улавливания сигнала через оптику микроскопа. Системы получения изображения интрахирургической ОСТ широкого поля обзора в режиме реального времени по настоящему изобретению также предоставляют многочисленные преимущества относительно систем ОСТ на основе эндодатчика, включая (1) неинвазивное получение изображения ОСТ; (2) упрощенный хирургический рабочий процесс; (3) возможность объемного сканирования; (4) более стабильное получение изображения ОСТ с меньшим количеством артефактов вследствие движения; (5) повышенное боковое разрешение; и (6) возможность комбинирования с изображениями хирургического микроскопа.

Хирургическая система получения изображения может быть выполнена с возможностью способствования подачи интрахирургического широкоугольного лазерного сканирования через контактную или бесконтактную хирургическую линзу. Лазерное сканирование по своей природе может являться диагностическим и/или терапевтическим. Диагностическое лазерное сканирование может содержать получение изображения посредством оптической когерентной томографии (ОСТ). Например, такая система может предоставить интрахирургическую ОСТ широкого поля обзора без нарушения хирургического рабочего процесса. Если используются невидимые длины волн лазера, тогда контактная линза может также служить в качестве стандартной хирургической контактной линзы. Бесконтактная версия хирургической системы получения изображения может быть реализована подобно бинокулярному непрямому офтальмоскопу (БИОМ). Хирургическая система получения изображения, соединенная с системой отображения и получения в режиме реального времени, может улучшить

интрахирургическую визуализацию. Кроме того, хирургическая система получения изображения может работать независимо от микроскопа и может быть даже использована без микроскопа. Хирургическая система получения изображения может быть также соединена с видеосистемой стереоскопической камеры в качестве технологии для замены микроскопа и/или хирургической направляющей технологии для хирургических роботов или удаленных хирургических систем.

Хирургическая система получения изображения может быть выполнена с возможностью изображения конкретных интересующих участков с более высоким разрешением, таких как желтое пятно/центральная ямка, слепое пятно и/или трабекулярная сеть/канал Шлемма. В связи с этим, хирургическая система получения изображения может содержать вторичную систему линз, выполненную с возможностью предоставления независимо регулируемого увеличения траектории лазерного луча, оптической траектории микроскопа и/или объединенной траектории лазерного луча и микроскопа.

На фиг. 1 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения. Хирургическая система 100 получения изображения может содержать источник 102 света, выполненный с возможностью генерирования луча света для получения изображения. Источник 102 света может иметь рабочую длину волны в диапазоне 0,2-1,8 микрон, диапазоне 0,7-1,4 микрон, диапазоне 0,9-1,1 микрон. Хирургическая система 100 получения изображения может содержать систему направления луча, содержащую оптическое волокно 104 и/или свободное пространство, выполненное с возможностью направления луча света для получения изображения от источника света.

Хирургическая система 100 получения изображения может также содержать сканер 106 луча, выполненный с возможностью приема света для получения изображения от системы направления луча и генерирования сканированного луча 108 света для получения изображения. Сканер 106 луча может быть выполнен с возможностью генерирования сканированного луча 108 света для получения изображения, имеющего любые необходимые одномерные или двумерные узоры сканирования, включая линейные, спиральные, растровые, круговые, поперечные, в виде звездочки с постоянным радиусом, в виде звездочки со множеством радиусов, с изогнутой множеством раз траекторией и/или другие узоры сканирования. Сканер 106 луча может содержать одно или несколько из следующего: микрозеркальное устройство, устройство на основе микроэлектромеханических систем (МЭМС), деформируемую платформу, сканер на основе гальванометра, призмный сканер и/или резонансный пьезосканер. Сканер 106 луча может также содержать фокусирующую оптику для определения глубины фокуса сканированного луча 108 света для получения изображения. При наличии, фокусирующая оптика сканера 106 луча может являться фиксированной или регулируемой. Регулируемая фокусирующая оптика или увеличительные линзы внутри сканера 106 луча могут способствовать сканированию интересующего участка с повышенными разрешением и глубиной резкости.

Хирургическая система получения изображения может также содержать ответвитель 110 луча, выполненный с возможностью перенаправления сканированного луча 108 света для получения изображения в направлении линзы 112 широкого поля обзора (WFOV), выполненной с возможностью направления перенаправленного сканированного луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза 114.

Хирургическая система 100 получения изображения может также содержать хирургический микроскоп. Ответвитель 110 луча может быть выполнен с возможностью

перенаправления сканированного луча 108 света для получения изображения в оптический канал 116 хирургического микроскопа. Для перенаправления сканированного луча 108 света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза 114 и/или оптический канал 116 хирургического микроскопа ответвитель 110 луча может содержать зеркало 118. Как показано на фиг. 1, зеркало 118 может быть наклонено таким образом, чтобы быть ориентированным под острым углом относительно как сканированного луча 108 света для получения изображения, так и оптического канала 116 хирургического микроскопа. Зеркало 118 может содержать дихроическое зеркало, полосно-заграждающий фильтр, зеркало, отражающее ИК-излучение и пропускающее видимое излучение, расщепитель луча и/или зеркало, отражающее видимое излучение и пропускающее ИК-излучение. Зеркало 118 может быть выполнено с возможностью сочетания видимого луча микроскопа и сканированного луча 108 света для получения изображения. В результате, поле обзора сканированного луча 108 света для получения изображения и микроскопа может перекрываться полностью (как показано на фиг. 1, 3 и 7), перекрываться частично (как показано на фиг. 2 и 4) или не перекрываться вовсе (как показано на фиг. 5).

Зеркало 118 может быть выполнено с возможностью отражения сканированного луча 108 света для получения изображения и/или отражений от исследуемого глаза 114 в диапазоне длин волн сканированного луча 108 света для получения изображения, при этом обеспечивая прохождение через него видимого луча микроскопа. Зеркало 118 может быть также выполнено с возможностью отражения по меньшей мере части видимого направляющего луча, совпадающего со сканированным лучом 108 света для получения изображения, для способствования визуализации сканированного луча 108 света для получения изображения, который может находиться вне видимого диапазона, например, в инфракрасном диапазоне. Например, зеркало 118 может включать полосно-заграждающий фильтр в диапазоне длин волн видимого направляющего луча, так что видимый направляющий луч и его отражения от исследуемого глаза 114 могут быть отражены зеркалом 118 вместе со сканированным лучом 108 света для получения изображения.

Ответвитель 110 луча может работать с или без определенной оптической/оптомеханической связи с хирургическим микроскопом. Например, ответвитель 110 луча может поддерживаться отдельно и устанавливаться независимо от хирургического микроскопа. В таких случаях, ответвитель 110 луча может являться портативным устройством, держателем для линз, самостабилизирующим компонентом или другим компонентом.

Ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут быть включены в общий компонент, так что ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут быть вместе установлены независимо от хирургического микроскопа. На фиг. 2 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения, имеющая ответвитель 110 луча и линзу 112 WFOV, включенные в общий компонент, такой как портативное устройство, держатель для линз, адаптер или другой компонент. Линза 112 WFOV может являться отдельной от, но прикрепляемой к объединенному компоненту оптического блока. Объединенные ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут являться одноразовым изделием, выполненным с возможностью использования в одной хирургической процедуре.

Сканер 106 луча и ответвитель 110 луча могут быть также включены в один компонент оптического блока. На фиг. 3 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения, имеющая сканер 106 луча и ответвитель 110 луча, включенные в общий компонент оптического блока, такой как портативное устройство,

держатель для линз, адаптер или другой компонент. Линза 112 WFOV может являться отдельной от, но прикрепляемой к объединенному компоненту оптического блока. Объединенные сканер 106 луча и ответвитель 110 луча могут являться одноразовым изделием, выполненным с возможностью использования в одной хирургической процедуре.

Сканер 106 луча, ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут быть включены вместе в общий компонент. На фиг. 4 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения, имеющая сканер 106 луча, ответвитель 110 луча и линзу 112 WFOV, включенные в общий компонент, такой как портативное устройство, держатель для линз, адаптер или другой компонент. Объединенные сканер 106 луча, ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут являться одноразовым изделием, выполненным с возможностью использования в одной хирургической процедуре.

Снова ссылаясь на фиг. 1, ответвитель 110 луча может быть непосредственно или косвенно соединен с хирургическим микроскопом, так что он имеет определенную оптическую/оптомеханическую связь с хирургическим микроскопом. Например, ответвитель 110 луча может быть соединен с хирургическим микроскопом посредством одного или нескольких из следующего: подвесной системы, механического каркаса, выступающей ручки, конической конструкции, магнитного элемента, упругого элемента и пластичного элемента. Линза 112 WFOV может независимо управляться относительно исследуемого глаза 114 держателем для линз вместо ответвителя 110 луча, если ответвитель 110 луча соединен с хирургическим микроскопом посредством определенной оптической/оптомеханической связи.

Линза 112 WFOV может быть выполнена с возможностью предоставления поля обзора исследуемого глаза 114 более 15 градусов, более 30 градусов, более 45 градусов, более 60 градусов, более 80 градусов и/или более 100 градусов. Соответственно, хирургическая система 100 получения изображения может быть выполнена с возможностью предоставления различных диапазонов поля обзора, например, от 0 градусов до 30 градусов, от 15 градусов до 80 градусов, от 30 градусов до 120 градусов и/или других необходимых диапазонов до границы между зрительной и слепой частями сетчатки в пределах поля обзора линзы 112 WFOV. Линза 112 WFOV может быть выполнена с возможностью предоставления необходимой преломляющей способности для диагностических и/или лечебных процедур, которые должны быть выполнены в отношении исследуемого глаза 114.

Линза 112 WFOV может быть выполнена с возможностью работы на расстоянии от исследуемого глаза 114 в качестве бесконтактной линзы или в контакте с исследуемым глазом 114 в качестве контактной линзы. Например, бесконтактная линза 112 WFOV может быть выполнена с возможностью работы подобно бинокулярному непрямому офтальмоскопу (BIOM). Бесконтактная линза 112 WFOV может быть установлена посредством одного или нескольких из следующего: механического соединения с ответвителем 110 луча, механического соединения с хирургическим микроскопом, подвесной системы и держателя для линз. Линза 112 WFOV может также являться контактной линзой, выполненной с возможностью контакта с исследуемым глазом 114. Контактная линза 112 WFOV может быть вложена в стабилизирующий механизм, при этом стабилизирующий механизм может быть выполнен с возможностью стабилизации контактной линзы 112 WFOV относительно исследуемого глаза 114. В связи с этим, стабилизирующий механизм может содержать одно или несколько из следующего: троакар, противовес, систему на основе трения и упругую систему.

Источник 102 света, система направления луча и сканер 106 луча могут являться

частью системы получения изображения оптической когерентной томографии (ОСТ). В связи с этим, линза 112 WFOV и ответвитель 110 луча могут быть выполнены с возможностью направления света обратного изображения от целевого участка исследуемого глаза 114 обратно на систему получения изображения ОСТ. Свет обратного изображения может преграждаться исходным лучом системы получения изображения ОСТ и от преграды изображение ОСТ целевого участка в диапазоне глубин может быть сгенерировано и отображено пользователю. Хирургическая система получения изображения может быть выполнена с возможностью генерирования информации о получении изображения на основе обработки света обратного изображения менее чем за 30 секунд, менее чем за 10 секунд и/или менее чем за 5 секунд, в том числе в режиме реального времени.

На фиг. 5 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения, имеющая ответвитель 110 луча с первичным зеркалом 118 и вторичным зеркалом 118. Ответвитель 110 луча может быть также объединен с линзой 112 WFOV. Ответвитель 110 луча и линза 112 WFOV могут быть выполнены с возможностью перенаправления сканированного луча 108 света для получения изображения под углами более 15 градусов от оптической оси исследуемого глаза 114. Как показано на фиг. 5, первичное зеркало 118 может быть наклонено таким образом, чтобы проходить под острым углом относительно как сканированного луча 108 света для получения изображения, так и оптического канала 116 хирургического микроскопа, тогда как вторичное зеркало 118 может быть расположено таким образом, чтобы проходить параллельно (или почти параллельно) оптическому каналу 116 хирургического микроскопа и/или оптической оси исследуемого глаза 114. В результате, сканированный луч 108 света для получения изображения может быть отражен от первичного зеркала 118 на вторичное зеркало 118 и через линзу 112 WFOV в исследуемый глаз 114. Как первичное зеркало 118, так и вторичное зеркало 118 могут содержать дихроическое зеркало, полосно-заграждающий фильтр, зеркало, отражающее ИК-излучение и пропускающее видимое излучение, зеркало, отражающее и/или зеркало, отражающее видимое излучение и пропускающее ИК-излучение. Первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 могут иметь одинаковый или отличный тип и/или особенности зеркала.

Первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 могут иметь фиксированную ориентацию, так что хирургическая система 100 получения изображения имеет фиксированное поле обзора. В связи с этим, первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 вместе с линзой 112 WFOV могут быть выполнены с возможностью предоставления поля обзора исследуемого глаза 114 более 15 градусов, более 30 градусов, более 45 градусов, более 60 градусов, более 80 градусов и/или более 100 градусов. Первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 могут быть выполнены с возможностью сканирования периферии исследуемого глаза 114. Первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 также могут быть выполнены с возможностью сканирования трабекулярной сети или канала Шлемма исследуемого глаза 114. Кроме того, первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 могут быть выполнены таким образом, чтобы поле обзора сканированного луча 108 для получения изображения и поле обзора видимого луча микроскопа не перекрывались, как показано на фиг. 5. Первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 могут быть также выполнены таким образом, чтобы поле обзора сканированного луча 108 для получения изображения и поле обзора видимого луча микроскопа частично или полностью перекрывались. Вторичное зеркало 118 может быть также выполнено с возможностью регулировки, так что поле обзора сканированного луча 108 для получения изображения охватывает изменяющийся

участок исследуемого глаза 114.

5 Ответвитель 110 луча может быть выполнен с возможностью вращения относительно исследуемого глаза 114. В связи с этим, вращение ответвителя 110 луча может быть использовано для способствования полному окружному сканированию исследуемого
 10 глаза 114 и/или для наведения на конкретный интересующий участок в пределах исследуемого глаза 114. Вращение ответвителя 110 луча может быть достигнуто вручную (например, посредством физической манипуляции хирургом) или автоматически (например, одним или несколькими исполнительными элементами с электроприводом, управляемыми контроллером хирургической системы 100 получения изображения).
 15 Линза WFOV может сохранять фиксированную ориентацию относительно исследуемого глаза 114 во время вращения ответвителя 110 луча.

Одно или оба как первичное зеркало 118, так и вторичное зеркало 118 могут являться подвижными для предоставления регулируемого поля обзора для хирургической системы 100 получения изображения. В связи с этим в дополнение к предоставлению поля обзора
 20 более 15 градусов, более 30 градусов, более 45 градусов, более 60 градусов, более 80 градусов и/или более 100 градусов, первичное зеркало 118 и вторичное зеркало 118 вместе с линзой 112 WFOV могут быть выполнены с возможностью предоставления различных диапазонов поля обзора, например, от 0 градусов до 30 градусов, от 15 градусов до 80 градусов, от 30 градусов до 120 градусов и/или других необходимых
 25 диапазонов до границы между зрительной и слепой частями сетчатки в пределах поля обзора линзы 112 WFOV.

На фиг. 6 проиллюстрирована оптическая передающая (релейная) система 120 хирургической системы 100 получения изображения. Как показано, оптическая релейная система 120 может содержать оптическое реле 122, выполненное с возможностью
 30 направления сканированного луча 108 света для получения изображения на исследуемый глаз 114, так что сопряженная плоскость 124 зрачка попадает на сканер 106 луча и сканированный луч 108 света для получения изображения вращается в плоскости 126 зрачка исследуемого глаза 114. В связи с этим, оптическое реле 122 может содержать любые оптические компоненты (зеркала, линзы, фильтры и т.д.) между сканером 106
 35 луча и плоскостью 126 зрачка исследуемого глаза 114, включая оптические компоненты сканера 106 луча, ответвителя 110 луча, линзы 112 WFOV, исследуемого глаза 114, фокусирующей оптики, сканирующей оптики, фильтрующей оптики и/или других оптических подсистем. С использованием плоскости 126 зрачка, сопряженной со сканером 106 луча, фокусировка луча может быть использована для оптимизации/
 40 регулировки фокуса сканированного луча 108 для получения изображения на сетчатке или других интересующих участках исследуемого глаза 114.

На фиг. 7 проиллюстрирована хирургическая система 100 получения изображения, имеющая по меньшей мере одну регулируемую увеличительную линзу 128. Хирургическая система 100 получения изображения может содержать регулируемую
 45 увеличительную линзу 128 в одном или нескольких из следующих мест: между ответвителем 110 луча и хирургическим микроскопом; между ответвителем 110 луча и линзой 112 WFOV; между ответвителем 110 луча и сканером 106 луча; и между сканером 106 луча и источником 102 света. Регулируемая увеличительная линза 128, расположенная между ответвителем 110 луча и хирургическим микроскопом, может
 50 быть выполнена с возможностью регулировки фокуса оптического канала 116 хирургического микроскопа. Регулируемая увеличительная линза 128, расположенная между ответвителем 110 луча и сканером 106 луча или между сканером 106 луча и источником 102 света, может быть выполнена с возможностью регулировки фокуса

сканированного луча 108 света для получения изображения. Регулируемая увеличительная линза 128, расположенная между ответвителем 110 луча и линзой 112 WFOV, может быть выполнена с возможностью регулировки фокуса как оптического канала 116 хирургического микроскопа, так и сканированного луча 108 света для

5 получения изображения.
Регулируемая увеличительная линза (линзы) 128 может быть отрегулирована контроллером увеличения для адаптации оптической силы хирургической системы получения изображения к необходимому целевому участку исследуемого глаза 114. Кроме того, регулируемая увеличительная линза (линзы) 128 может управляться

10 контроллером увеличения в режиме реального времени для адаптации оптической силы хирургической системы получения изображения таким образом, чтобы поддерживать абберацию ниже predetermined значения по мере того, как сканированный луч 108 для получения изображения сканирует весь целевой участок исследуемого глаза 114. В связи с этим, контроллер увеличения может управлять каждой регулируемой

15 увеличительной линзой 128 посредством регулировки физического положения увеличительной линзы (например, с использованием пьезоэлектрических или других подходящих исполнительных элементов) и/или регулировки оптической силы увеличительной линзы без регулировки физического положения увеличительной линзы (например, посредством изменения напряжения, подаваемого на жидкокристаллическую

20 увеличительную линзу).

Варианты осуществления, как описано в данном документе, могут предоставить устройства, системы и способы, которые способствуют получению изображения интрахирургической ОСТ широкого поля обзора в режиме реального времени. Примеры, предоставленные выше, приведены исключительно в качестве примера и не

25 предназначены для ограничения. Специалисты в данной области техники могут легко изобрести другие системы в соответствии с раскрытыми вариантами осуществления, которые должны находиться в рамках объема настоящего изобретения. Таким образом, применение ограничено лишь следующей формулой изобретения.

30 (57) Формула изобретения

1. Система получения изображения для содействия при офтальмологических хирургических операциях, содержащая:

источник света, выполненный с возможностью генерирования луча света для получения изображения;

35 систему направления луча, выполненную с возможностью направления луча света для получения изображения от источника света;

сканер луча, выполненный с возможностью приема света для получения изображения от системы направления луча и с возможностью генерирования сканирующего луча света для получения изображения;

40 хирургический микроскоп;

ответвитель луча, выполненный с возможностью перенаправления сканирующего луча света для получения изображения в оптический канал хирургического микроскопа, при этом оптический канал проходит через ответвитель луча; и

линзу широкого поля обзора (WFOV), объединенную с ответвителем луча и

45 выполненную с возможностью контакта с исследуемым глазом и направления перенаправленного сканирующего луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза,

при этом объединенные ответвитель луча и линза WFOV представляют собой

одноразовое изделие.

2. Система получения изображения по п. 1, в которой ответвитель луча содержит по меньшей мере одно из следующего:

5 дихроическое зеркало, полосно-заграждающий фильтр, зеркало, отражающее ИК-излучение и пропускающее видимое излучение, и зеркало, отражающее видимое излучение и пропускающее ИК-излучение, в наклоненном положении.

3. Система получения изображения по п. 1, в которой:
сканер луча и ответвитель луча включены в один оптический блок.

10 4. Система получения изображения по п. 1, в которой:
ответвитель луча является портативным устройством.

5. Система получения изображения по п. 1, в которой:
линза WFOV вложена в стабилизирующий механизм, при этом стабилизирующий механизм выполнен с возможностью стабилизации линзы WFOV относительно исследуемого глаза.

15 6. Система получения изображения по п. 5, в которой стабилизирующий механизм содержит по меньшей мере одно из следующего:

троакар, противовес, систему на основе трения и упругую систему.

7. Система получения изображения по п. 1, в которой:
линза WFOV имеет поле обзора более 15 градусов.

20 8. Система получения изображения по п. 1, в которой:
источник света, система направления луча и сканер луча являются частью системы получения изображения оптической когерентной томографии (ОСТ); и
линза WFOV, и ответвитель луча выполнены с возможностью направления света обратного изображения от целевого участка обратно на систему получения изображения
25 ОСТ.

9. Система получения изображения по п. 8, в которой:
система получения изображения выполнена с возможностью генерирования информации о получении изображения на основе обработки света обратного изображения менее чем за 10 секунд.

30 10. Система получения изображения по п. 1, в которой:
сканер луча является по меньшей мере одним из следующего: микрозеркальным устройством, устройством на основе микроэлектромеханических систем (МЭМС), деформируемой платформой, сканером на основе гальванометра, призмным сканером и резонансным пьезосканером.

35 11. Система получения изображения по п. 1, в которой:
источник света имеет рабочую длину волны в диапазоне длин волн 0,2-1,8 микрон.

40 12. Система получения изображения по п. 1, в которой:
ответвитель луча содержит первичное зеркало и вторичное зеркало, выполненные с возможностью перенаправления луча света под углами более 15 градусов от оптической оси исследуемого глаза.

13. Система получения изображения по п. 11, в которой:
по меньшей мере одно из первичного зеркала и вторичного зеркала является подвижным для предоставления регулируемого поля обзора.

45 14. Система получения изображения по п. 11, в которой:
ответвитель луча выполнен с возможностью вращения.

15. Система получения изображения по п. 1, содержащая:
оптическую передающую систему, выполненную с возможностью направления сканирующего луча света для получения изображения на исследуемый глаз, так что

сопряженная плоскость зрачка попадает на сканер луча и свет для получения изображения вращается в плоскости зрачка.

16. Система получения изображения по п. 1, содержащая по меньшей мере одно из следующего:

- 5 регулируемую увеличительную линзу между ответвителем луча и хирургическим микроскопом;
регулируемую увеличительную линзу между ответвителем луча и линзой WFOV;
регулируемую увеличительную линзу между ответвителем луча и сканером луча; и
регулируемую увеличительную линзу между сканером луча и источником света.

- 10 17. Система получения изображения по п. 15, отличающаяся тем, что:
регулируемая увеличительная линза перемещается посредством контроллера для адаптации оптической силы системы получения изображения таким образом, чтобы поддерживать аберрацию ниже предопределенного значения по мере того, как сканирующий луч для получения изображения сканирует целевой участок.

- 15 18. Система получения изображения по п. 1, в которой система направления луча содержит по меньшей мере одно из следующего:
волоконно-оптический кабель и систему направления в свободном пространстве.

19. Аппаратура для использования в системе получения изображения для содействия при офтальмологических хирургических операциях, содержащая:

- 20 ответвитель луча, выполненный с возможностью перенаправления сканирующего луча света для получения изображения в оптический канал хирургического микроскопа, при этом оптический канал проходит через оптический ответвитель; и
линзу широкого поля обзора (WFOV), объединенную с оптическим ответвителем и выполненную с возможностью контакта с исследуемым глазом и направления
25 перенаправленного сканирующего луча света для получения изображения в целевой участок исследуемого глаза,
при этом объединенные ответвитель луча и линза WFOV представляют собой одноразовое изделие.

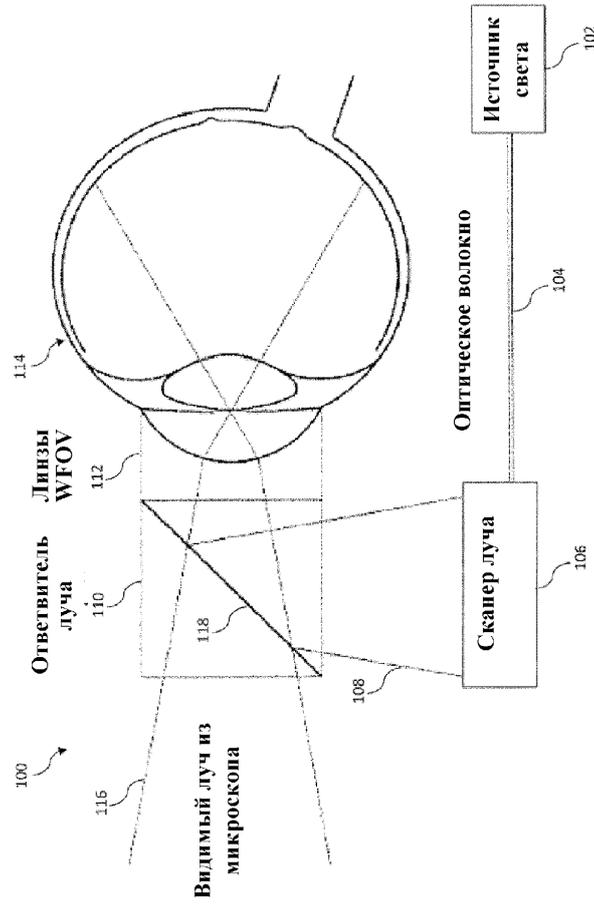
20. Аппаратура по п. 19, дополнительно содержащая:

- 30 сканер луча, выполненный с возможностью приема света для получения изображения от системы направления луча и генерирования сканирующего луча света для получения изображения.

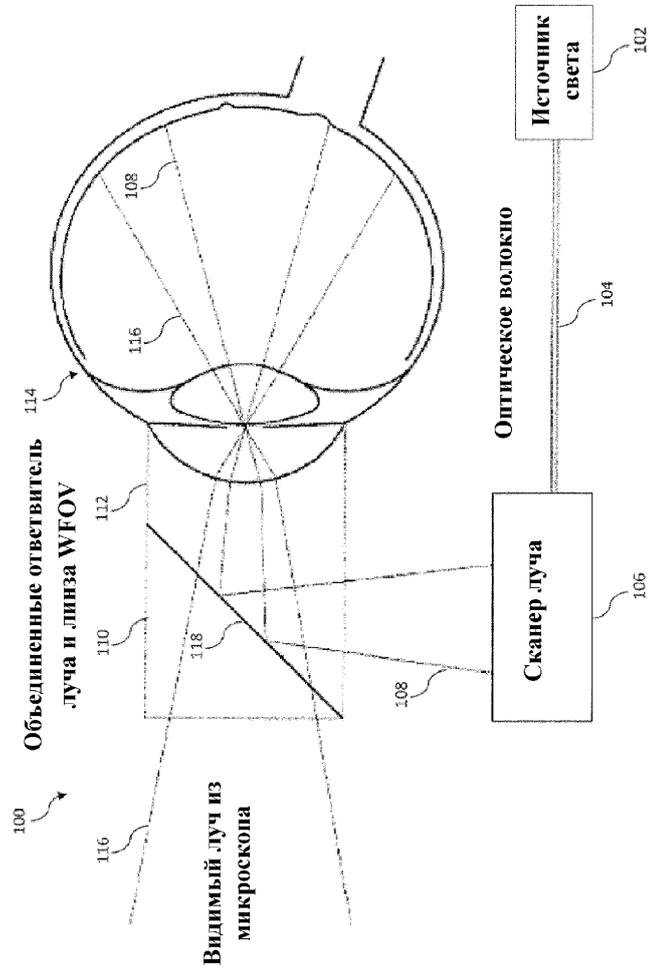
35

40

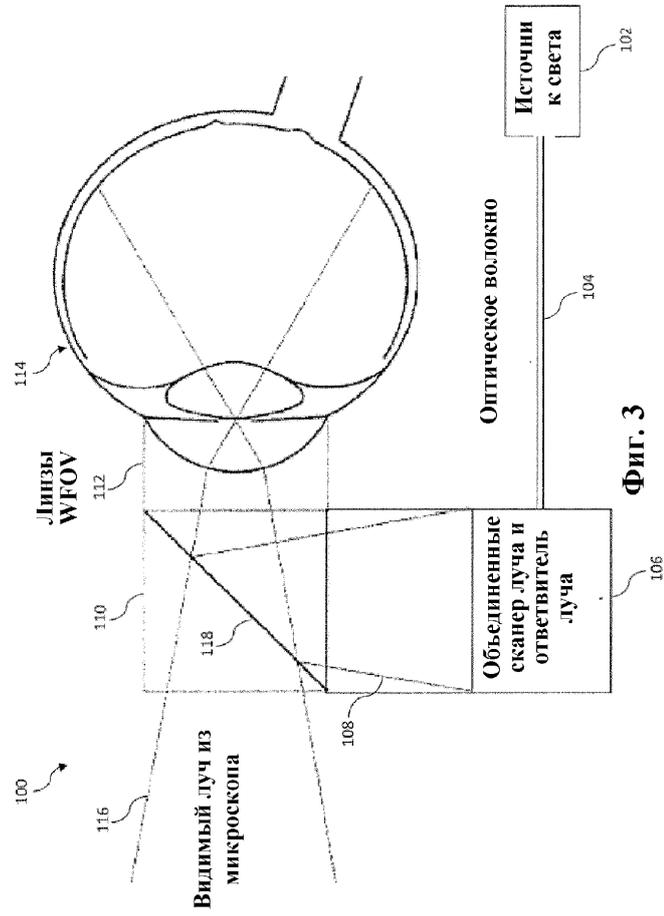
45

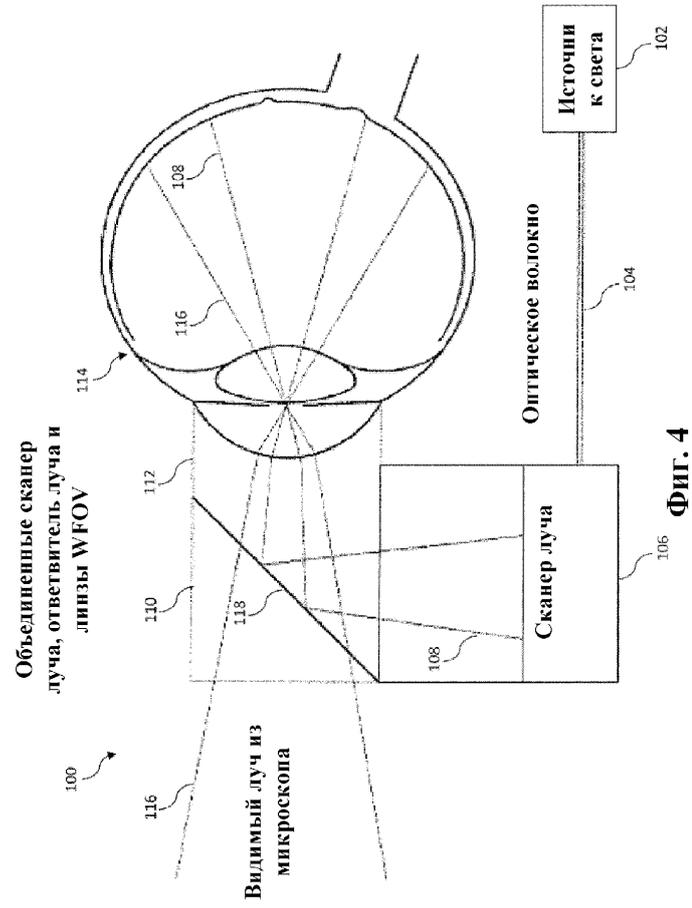


Фиг. 1

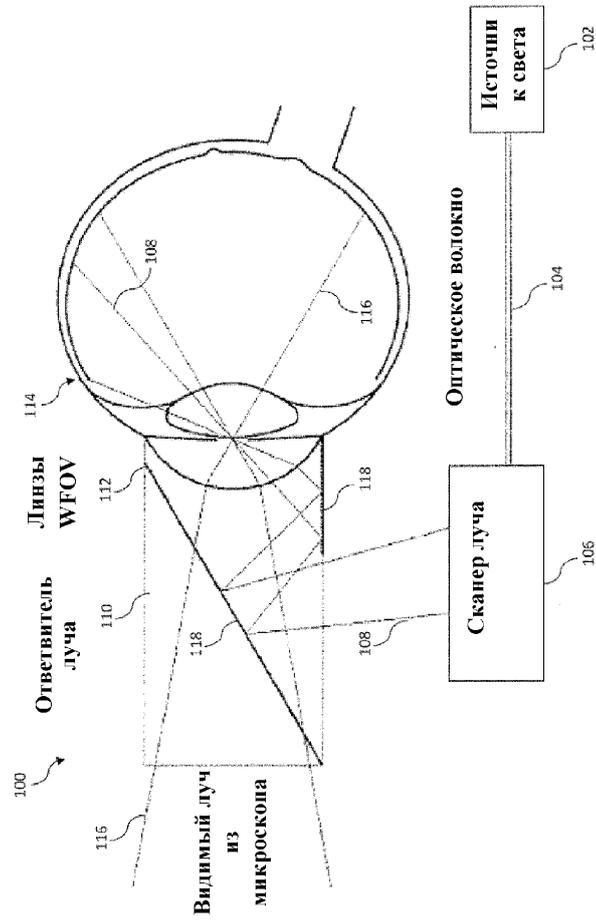


Фиг. 2

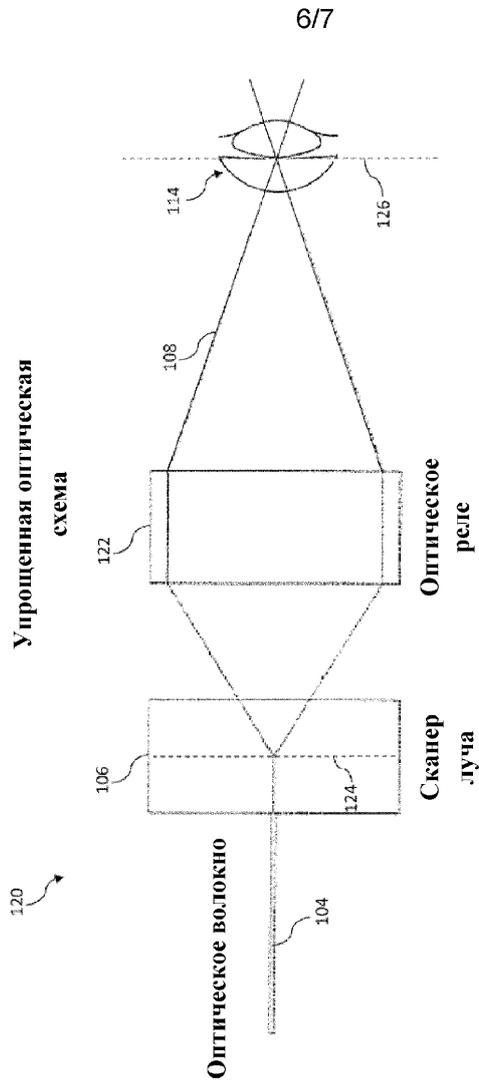




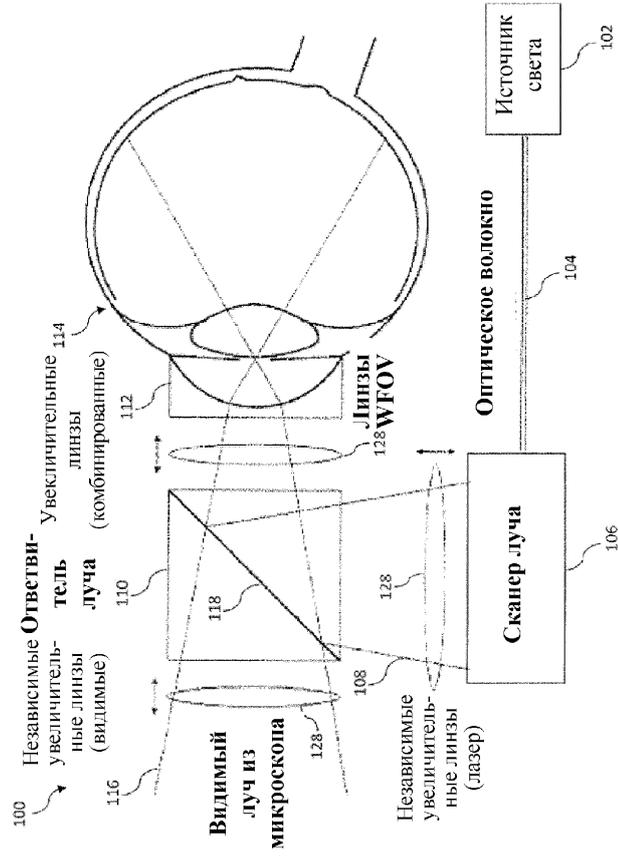
Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7