



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013128141/28, 19.06.2013

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
19.06.2013

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
28.02.2013 US 13/780,194

(43) Дата публикации заявки: 27.12.2014 Бюл. № 36

(45) Опубликовано: 10.11.2015 Бюл. № 31

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: US 2004027536 A1, 12.02.2004; WO
2006050171 A3, 28.09.2006; US 5712721 A,
27.01.1998; US 5728155 A, 17.03.1998

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

**ПЬЮ, Рэндалл Брэкстон (US),
ТОНЕР, Адам (US),
ОТТС, Дэниел Б. (US)**

(73) Патентообладатель(и):

**ДЖОНСОН ЭНД ДЖОНСОН ВИЖН
КЭА, ИНК. (US)****(54) ЭЛЕКТРОННЫЕ ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИЕ ЛИНЗЫ С ПАРОЙ ИЗЛУЧАТЕЛЬ-ДЕТЕКТОР**

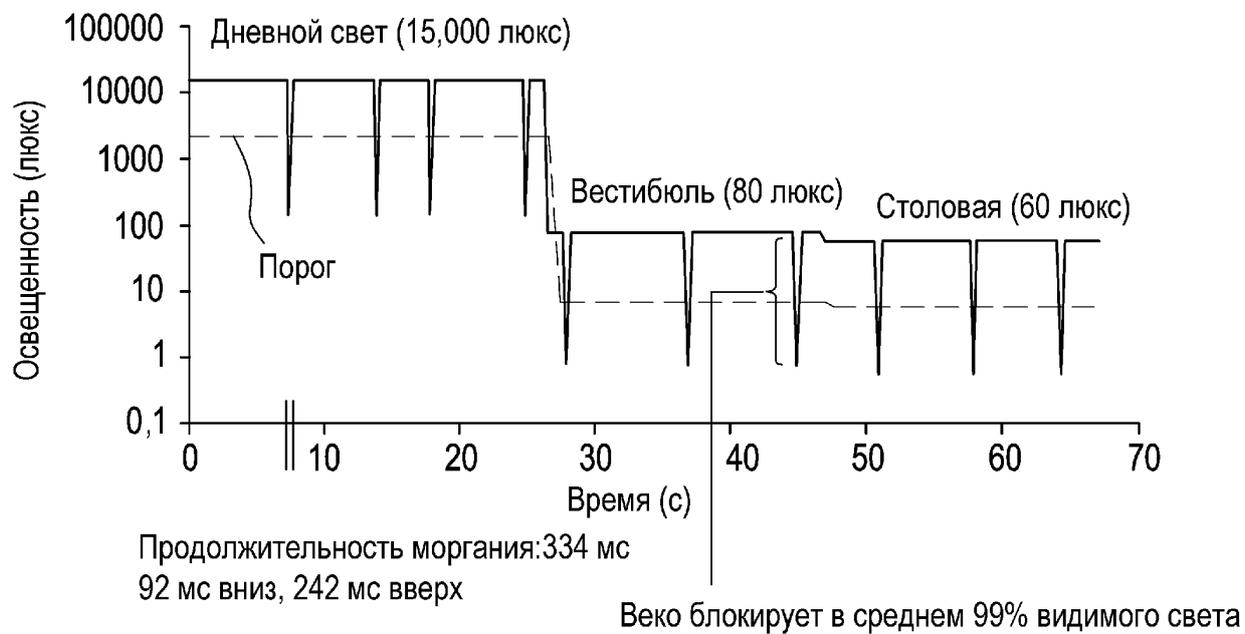
(57) Реферат:

Изобретение относится к офтальмологическим линзам. Офтальмологическая линза с электропитанием, содержащая контактную линзу, включающую оптическую и периферическую зоны; сенсорную систему пары излучатель-детектор, встроенную в периферическую зону контактной линзы. При этом сенсорная система пары излучатель-детектор содержит массив пар излучатель-детектор, каждая из которых содержит излучатель для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала, контроллер, оперативно связанный с сенсорной системой пары излучатель-детектор, и схему положения взгляда, сконфигурированную для активации по меньшей мере одной пары

излучатель-детектор в заданных местоположениях сенсорной системы пары излучатель-детектор. Причем контроллер сконфигурирован для определения расстояния между контактной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния, посредством указанных пар излучатель-детектор. Офтальмологическая линза также содержит по меньшей мере одно исполнительное средство, сконфигурированное для приема сигнала управления и выполнения predetermined функции. Технический результат заключается в возможности отслеживания положения зрачка пользователя. 2 н. и 14 з.п. ф-лы, 13 ил.

R U
2 5 6 7 4 0 1
C 2

C 2
1 0 4 7 9 5
R U



Фиг. 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2013128141/28, 19.06.2013**

(24) Effective date for property rights:
19.06.2013

Priority:

(30) Convention priority:
28.02.2013 US 13/780,194

(43) Application published: **27.12.2014 Bull. № 36**

(45) Date of publication: **10.11.2015 Bull. № 31**

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**P'Ju, Rehndall Brehkston (US),
TONER, Adam (US),
OTTS, Dehniel B. (US)**

(73) Proprietor(s):

**DZhONSON EhND DZhONSON VIZhN
KEhA, INK. (US)**

(54) **ELECTRONIC OPHTHALMOLOGICAL LENSES WITH RADIATOR-DETECTOR PAIR**

(57) Abstract:

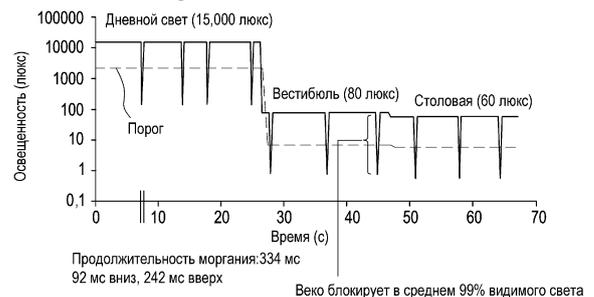
FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to ophthalmological lenses. Electrically-powered ophthalmological lens contains contact lens, which includes optic and peripheral zones; sensor system of radiator-detector pair, built into peripheral zone of contact lens. Sensor system of radiator-detector pair contains array of radiator-detector pairs, each of which contains radiator for signal transmission, detector for capturing signal reflection, controller, operatively connected with sensor system of radiator-detector pair, and scheme of eye position, configured for activation of at least one radiator-detector pair in specified locations of sensor system of radiator-detector pair. Controller is configured for determination of distance between contact lens and object and for displaying control signal on the basis of

determined distance by means of said radiator-detector pairs. Ophthalmological lens also contains at least one executive means, configured for reception of control signal and performing predetermined function.

EFFECT: possibility to track position of user's pupil.

16 cl, 13 dwg



Фиг. 2

RU 2 567 401 C2

RU 2 567 401 C2

Предпосылки создания изобретения

1. Область применения изобретения

Настоящее изобретение относится к электронным офтальмологическим линзам или офтальмологическим линзам с электропитанием, оборудованным датчиком с

5 соответствующим аппаратным и программным обеспечением, для индикации или определения расстояния до близлежащих объектов, а конкретнее, к офтальмологическим линзам с электропитанием или электронным офтальмологическим линзам, оборудованным датчиком с

10 соответствующим аппаратным и программным обеспечением, для индикации или определения расстояния до близлежащих объектов с целью изменения фокусного расстояния оптики с изменяемой оптической силой.

2. Обсуждение смежной области

Поскольку электронные устройства продолжают уменьшаться в размерах, все более вероятным становится создание пригодных для ношения или микроэлектронных

15 устройств с возможностью встраивания для различных областей применения. Такие области применения могут включать мониторинг биохимических процессов в организме, контроль приема доз лекарственных препаратов или лекарственных агентов за счет различных механизмов, включая автоматические, в ответ на измерения или в ответ на

20 внешние сигналы управления и усиление обменных процессов в органах или тканях. Примеры таких устройств включают инфузионные насосы для введения глюкозы, кардиостимуляторы, дефибрилляторы, вспомогательные желудочковые системы и нейростимуляторы. Новой особенно выгодной областью применения являются пригодные для ношения офтальмологические линзы и контактные линзы. Например, пригодные для ношения линзы могут включать узел линз, имеющий фокус с

25 возможностью электронного регулирования для увеличения или улучшения функции глаза. В другом примере, с фокусом с возможностью регулирования или без него, пригодная для ношения контактная линза может включать электронные датчики для определения концентраций отдельных химических веществ в прекорнеальной (слезной) пленке. Использование встроенной в линзы электроники предполагает потенциальную

30 необходимость связи с электронными устройствами, метода обеспечения электроники энергией и/или ее подзарядки, соединения электронных устройств друг с другом, восприятия информации от внешних и внутренних датчиков и/или мониторинга и управления электроникой и общей работой линз.

Человеческий глаз способен различать миллионы цветов, легко приспосабливаться

35 к изменению освещения и передавать сигналы или информацию в головной мозг со скоростью, превышающей высокоскоростную передачу данных через интернет. Линзы, в том числе контактные и интраокулярные, используются в настоящее время для коррекции таких дефектов зрения, как миопическая рефракция глаза (близорукость), гиперметропия (дальнозоркость), пресбиопия и астигматизм. Тем не менее, правильно

40 сконструированные линзы содержат дополнительные компоненты, которые могут использоваться как для усиления зрения, так и для коррекции дефектов зрения.

Контактные линзы можно применять для коррекции миопии, гиперметропии, астигматизма, а также других дефектов остроты зрения. Контактные линзы также могут быть использованы для изменения естественного внешнего вида глаз человека,

45 который их носит. Контактные линзы или "линзы" представляют собой обычные линзы, размещаемые на передней поверхности глаза. Контактные линзы относятся к медицинским устройствам и могут применяться для коррекции зрения и (или) по косметическим или иным терапевтическим причинам. Контактные линзы применяют

в коммерческих масштабах для улучшения зрения с 1950-х гг. Первые образцы контактных линз изготавливали или вытачивали из твердых материалов. Такие линзы были относительно дорогими и хрупкими. Кроме того, такие первые контактные линзы изготавливали из материалов, которые не обеспечивали достаточной диффузии кислорода через контактную линзу в конъюнктиву и роговицу, что могло потенциально повлечь за собой ряд неблагоприятных клинических эффектов. Хотя такие контактные линзы используются и в настоящее время, они подходят не всем пациентам из-за низкого уровня первичного комфорта. Дальнейшие разработки в данной области привели к созданию мягких контактных линз на основе гидрогелей, которые сегодня чрезвычайно популярны и широко используются. В частности, силикон-гидрогелевые контактные линзы, доступные в настоящее время, сочетают преимущества силикона, отличающегося исключительно высокой кислородной проницаемостью, с признанным удобством при ношении и клиническими показателями гидрогелей. По сути, контактные линзы из силикон-гидрогелей обладают более высокой кислородной проницаемостью и в целом более удобны при ношении, чем контактные линзы, сделанные из твердых материалов, которые применялись ранее.

Стандартные контактные линзы являются полимерными структурами определенной формы для коррекции различных проблем со зрением, которые были кратко упомянуты выше. Для достижения повышенной функциональности в эти полимерные структуры встраиваются различные электросхемы и компоненты. Например, электросхемы управления, микропроцессоры, устройства связи, источники питания, датчики, преобразователи, светодиоды и миниатюрные антенны можно встраивать в контактные линзы посредством изготовленных по спецзаказу оптоэлектронных компонентов с целью не только корректировки зрения, но также и для его усиления, равно как и для обеспечения дополнительной функциональности, как описано в этом документе. Контактные линзы с электропитанием и/или электронные контактные линзы могут разрабатываться для усиления зрения за счет возможности приближения и удаления изображения, или же просто изменения преломляющей способности линз. Контактные линзы с электропитанием и/или электронные контактные линзы могут разрабатываться для усиления цвета и разрешающей способности, для отображения текстур, преобразования речи в субтитры в режиме реального времени, передачи визуальных ориентиров от навигационной системы и для обеспечения обработки изображений и доступа к интернету. Линзы могут разрабатываться для того, чтобы позволять человеку, который их носит, видеть в условиях слабого освещения. Правильно сконструированная электроника и/или ее расположение в линзах может позволить проектировать изображение на сетчатку, например, без использования оптических линз с изменяемым фокусным расстоянием, создавать видеодисплеи нового поколения и даже реализовать функцию "будильника". С другой стороны, или в дополнение к любым из этих функций или схожим функциям контактные линзы могут включать компоненты неинвазивного наблюдения за биомаркерами пользователя и его показателями здоровья. Например, встроенные в линзу датчики могут позволять пациенту с диабетом принимать таблетки в соответствии с уровнем сахара в крови за счет анализа компонентов слезной пленки без необходимости сдачи анализа крови. К тому же, правильно сконструированные линзы могут включать датчики для слежения за уровнем холестерина, натрия и калия, а также других биологических маркеров. Такой датчик в сочетании с беспроводным передатчиком данных может позволить врачу получить практически немедленный доступ к информации о химии крови пациента, избавив пациента от необходимости тратить время на дорогу в лабораторию для сдачи анализа крови. Кроме того, датчики,

встроенные в линзы можно использовать для определения света, падающего на поверхность глаза, с целью компенсации условий естественного освещения, или для определения картины моргания.

Правильная комбинация устройств может обладать потенциально неограниченной функциональностью; хотя и существует ряд трудностей, связанных с включением дополнительных компонентов в часть из оптического полимера. В целом, по многим причинам представляется затруднительным производство таких компонентов непосредственно с линзой, как и установка и соединение плоских устройств с неплоской поверхностью. Также существуют трудности в изготовлении компонентов в масштабе. Компоненты, которые должны помещаться на или в линзу, должны быть уменьшены в размере и встроены в 1,5 квадратных сантиметра прозрачного полимера, который защищает эти компоненты от жидкой среды глаза. Также затруднительно изготовление контактной линзы, которая была бы комфортна и безопасна для пользователя при ношении, с учетом дополнительной толщины, необходимой для размещения дополнительных компонентов.

Учитывая область применения и объем изобретения офтальмологического устройства, такого как контактная линза, и условия, в которых оно должно использоваться, для его технической реализации необходимо преодолеть множество проблем, включая установку и соединение многих электронных компонентов на неплоской поверхности, большая часть которой состоит из оптического пластика. Таким образом, существует необходимость для создания электронных контактных линз с надежными механическими и электронными компонентами.

Поскольку это электронные линзы, то энергия, а точнее потребляемый ток, для работы электроники требует разработки технологии аккумуляторной батареи, размер которой подходит для использования с офтальмологической линзой. В дополнение к обычному потреблению тока электронные устройства или системы такого рода требуют накопления резервного тока в режиме ожидания, точного управления напряжением и возможностей переключения для обеспечения работы с потенциально широким разнообразием рабочих параметров, а также обеспечения работы при скачках потребления, например, непрерывной работы на протяжении восемнадцати (18) часов без подзарядки, которая следует за, возможно, годами нахождения прибора в неактивном состоянии. Исходя из этого, существует потребность в системе, оптимальной по цене, сроку длительной безотказной работы, параметрам безопасности и размеру, одновременно способной обеспечивать необходимый уровень мощности.

Также, принимая во внимание сложность работы электронных линз и высокий уровень взаимодействия между всеми компонентами, включающими электронные линзы, существует необходимость в координации и управлении работой электроники и оптики, включающих в себя электронные офтальмологические линзы, в целом. Соответственно, возникает потребность в безопасной, недорогой и надежной системе для управления работой всех остальных компонентов, которая характеризуется низким потреблением энергии, а ее размер подходит для встраивания в офтальмологические линзы.

Электронные офтальмологические линзы или офтальмологические линзы с источником питания, вероятно, смогут дать ответ на вопрос о работе определенных физиологических функций в результате их индивидуального применения. Точнее говоря, электронные линзы смогут объяснить процесс моргания, включая количество морганий за определенный промежуток времени, продолжительность моргания, интервала между морганиями и любое количество возможных картин моргания, например, если человек

подвергся передозировке какого-либо препарата. Определение моргания также можно использовать для определенных функциональных возможностей, к примеру, как средство управления одним или несколькими аспектами работы офтальмологической линзы. К тому же, при определении моргания необходимо принимать в расчет внешние факторы
5 такие как изменение уровня освещенности и количество видимого света, которое блокируется веком. Например, если уровень освещенности в помещении имеет значение в диапазоне от пятидесяти четырех (54) до ста шестидесяти одного (161) люкса, фотодатчик должен быть достаточно чувствительным для определения изменений
уровня освещенности, которое происходит во время моргания.

10 Датчики естественного освещения или фотодатчики используются во многих системах и продуктах, например, в телевизорах для настройки яркости в зависимости от освещения в помещении, в светильниках для включения в сумерках, а также в телефонах для
настройки яркости дисплея. Однако, используемые в настоящее время сенсорные системы не являются достаточно миниатюрными и/или не обладают достаточно низким
15 потреблением энергии для применения с офтальмологическими линзами.

Также важно заметить, что можно применять различные типы датчиков моргания вместе с системами компьютерной обработки изображения, управляемых человеческим
(и) глазом(ами), например, с цифровой камерой, подключенной к компьютеру.

Программное обеспечение, установленное на компьютер, может распознавать
20 визуальные картины, такие как например, глаз в открытом или закрытом состоянии. Такие системы могут применяться в офтальмологических клиниках в целях диагностики и исследований. В отличие от описанных выше датчиков и сенсорных систем, такие системы предназначены для использования вне глаза и для ракурса, отличного от
обычного ракурса зрения из глаза. И хотя эти системы не достаточно миниатюрны для
25 того, чтобы быть встроенными в контактные линзы, применяемое с ними программное обеспечение может быть подобным тому, которое будет применяться с электронными контактными линзами. Любая из этих систем может использовать программную реализацию искусственной нейронной сети, которая распознает входные данные и
подстраивает данные на выходе, соответственно. С другой стороны, для создания
30 умных систем можно применять небиологические программные реализации, учитывающие статистические данные, другие адаптивные алгоритмы и/или обработку сигналов.

Таким образом, существует необходимость в средствах и методах распознавания определенных физиологических функций, таких как моргание, и применение их для
35 приведения в действие и/или управления электронной офтальмологической линзы или офтальмологической линзы с электропитанием в зависимости от типа последовательности морганий, распознанного датчиком. Используемый датчик должен подходить по размеру и конфигурации для использования с контактной линзой.

Пары излучатель-детектор стали привычными для применения в различных областях/
40 отраслях технологии и используются для определения наличия объектов и их месторасположения. Например, инфракрасные (ИК) светодиоды совместно с полупроводниковыми датчиками используются для определения расстояния от руки до бумажного полотенца или дозатора мыла. Пары излучатель-детектор также обычно используются в датчиках присутствия систем освещения помещений и системах
45 аварийной сигнализации, например, для включения светильника, когда в помещение входит человек, или для передачи сигнала тревоги при появлении в помещении злоумышленника. Такие системы могут включать глобальное ИК освещение и ИК камеру, в то время как другие системы могут иметь более тесно связанные излучатели

и детекторы, например, ИК излучатели узкого диапазона, которые находятся на расстоянии всего 5-7 см (всего несколько дюймов) от датчика и синхронизированы с ним во времени.

5 Пары излучатель-детектор также традиционно используются в фотографии и видеографии. Ультразвуковые системы используются для определения месторасположения объектов в системах автоматической фокусировки камер. Другие системы автоматической фокусировки могут использоваться с естественным и/или искусственным освещением, например, алгоритмы распознавания контраста могут применяться к ряду изображений, полученных датчиками изображения при изменении 10 фокусного расстояния линзы. В некоторых случаях при слабом освещении камера излучает вспышку или луч света и записывает отражение, чтобы определить, находится ли изображение, которое будет запечатлено, в фокусе. Если нет, камера передаст команду системе автоматического управления изменить фокусное расстояние линзы объектива.

15 Определение расположения объекта может оказаться полезным для определения необходимого фокусного расстояния офтальмологической линзы, включающей оптику с изменяемой оптической силой, например, когда для определения фокусируется ли пользователь, страдающий дальнозоркостью, на находящейся вблизи книге или на удаленном дорожном знаке. Излучатели-детекторы, таким образом, можно использовать 20 в электронных офтальмологических приспособлениях. Однако, существующие излучатели-детекторы плохо подходят для использования в электронных офтальмологических линзах или офтальмологических линзах с электропитанием. Соответственно, существует потребность в том, чтобы пара излучатель-детектор обладала необходимыми характеристиками, включая геометрические размеры, 25 потребление тока и/или энергии, совместимость с глазом и множество других факторов для включения пары в конструкцию офтальмологической линзы.

ИЗЛОЖЕНИЕ СУЩНОСТИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

30 Электронная офтальмологическая линза с парой излучатель-детектор в соответствии с настоящим изобретением преодолевает ограничения, существующие в известном уровне техники, как видно из краткого изложения выше.

Согласно этому аспекту, это изобретение направлено на электронные офтальмологические линзы. Электронная офтальмологическая линза включает контактную линзу с оптической и периферической зоной и сенсорную систему пары излучатель-детектор, встроенную в периферическую зону контактной линзы; сенсорная 35 система пары излучатель-детектор включает излучатель для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала, контроллер, оперативно связывающийся с излучателем и детектором, разработанный для определения расстояния между контактной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния, и по меньшей мере одно исполнительное средство для получения сигнала управления 40 и выполнения predetermined функции.

Согласно другому аспекту, данное изобретение направлено на офтальмологическую линзу с электропитанием. Офтальмологическая линза с электропитанием включает контактную линзу и сенсорную систему пары излучатель-детектор, встроенную в контактную линзу; сенсорная система пары излучатель-детектор включает излучатель 45 для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала, контроллер, оперативно связанный с излучателем и детектором, разработанный для определения расстояния между контактной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния, и, по меньшей мере, одно исполнительное средство для

получения сигнала управления и выполнения predetermined функции.

Согласно еще одному аспекту, настоящее изобретение направлено на офтальмологическую контактную линзу с электропитанием. Офтальмологическая линза с электропитанием состоит из искусственного хрусталика и сенсорной системы пары излучатель-детектор, встроенной в искусственный хрусталик; сенсорная система пары излучатель-детектор включает в себя излучатель для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала, контроллер, оперативно связанный с излучателем и детектором, разработанный для определения расстояния между контактной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния, и, по меньшей мере, одно исполнительное средство для получения сигнала управления и выполнения predetermined функции.

Данное изобретение в более общем смысле относится к контактным линзам с электропитанием, включающим электронную систему, которая выполняет любое количество функций, включая приведение в действие оптики с переменным фокусным расстоянием при ее наличии. Электронная система включает одну или более аккумуляторную батарею или другие источники питания, электронную схему регулирования мощности, один или более датчик, электросхему главных электросхем, алгоритмы и электросхемы управления и схему возбуждения линзы.

У новорожденного человека хрусталик представляет собой что-то мягкое и пластичное, что делает его чрезвычайно гибким и очень способным к аккомодации и фокусировке. С возрастом хрусталик становится все более жестким и, таким образом, человеческий глаз становится менее способным к аккомодации или сгибанию естественного хрусталика для фокусировки на объекте, которые расположены относительно близко к наблюдателю. Это патологическое состояние называется пресбиопия.

Для восстановления утерянной способности хрусталика фокусироваться можно использовать положительную линзу с электропитанием. Плюсковые линзы с электропитанием могут принимать форму очков для чтения, би- и трифокальных очков. Очки для чтения легко применяются у пациентов, которые не нуждаются в рефракционной коррекции для расстояния. Однако, если смотреть сквозь очки для чтения на удаленные объекты, они будут казаться размытыми. Если человек уже носит очки по причине близорукости, дальнозоркости и/или астигматизма, то плюсовое усиление может быть добавлено к уже используемым очкам в форме би- или трифокальной линзы. Контактные линзы также можно использовать и при старческой дальнозоркости. В одном виде таких линз области зрения на расстоянии и области зрения вблизи располагаются концентрически вокруг геометрического центра линзы. Свет, проходящий через оптическую зону линзы, концентрируется и фокусируется в более чем одной точке глаза. Такие линзы обычно используются в режиме одновременного зрения. В режиме одновременного зрения части оптической зоны линзы, фокусирующиеся на близких и удаленных объектах, доступны одновременно, фокусируя свет и от тех, и от других объектов одновременно. В этом нет никакого смысла, так как качество изображения и его контрастность могут ухудшаться.

В других типах контактных линз; а именно, в сегментированных линзах, секторы близкого и дальнего зрения не располагаются концентрически вокруг геометрического центра линзы. Тот, кто носит сегментированные линзы может получить доступ к сектору близкого зрения линзы, так как линза сконструирована так, что способна трансформировать изображение или смещаться вертикально относительно зрачка человека, который ее носит. Такая перемещаемая линза смещается вертикально, когда

тот, кто ее носит, опускает взгляд, к примеру, во время чтения. Благодаря этому сектор близкого зрения располагается выше в центре взгляда человека, носящего линзу. Существенная часть света, проходящего через оптическую зону может быть сфокусирована в одной точке глаза, основываясь на направлении взгляда.

5 Электронная офтальмологическая линза или офтальмологическая линза с источником питания, или, конкретнее, электронная контактная линза или контактная линза с источником питания способна, как указано выше, выполнять любое количество функций, включая приведение в действие оптики с изменяемой оптической силой. Соответственно если офтальмологическая линза с электропитанием имеет оптику с изменяемой
10 оптической силой, человек, который носит линзу, будет способен повышать свою дополнительную зрительную способность для просмотра близко расположенных объектов или, соответственно, понижать свою дополнительную зрительную способность для просмотра удаленных объектов. Другими словами, контактная линза с электропитанием будет чрезвычайно полезна человеку, страдающему старческой
15 дальнозоркостью. Управление оптикой с изменяемой оптической силой может достигаться несколькими способами. Согласно данному изобретению, пара излучатель-детектор может быть включена в конструкцию контактной линзы для автоматического управления оптикой с изменяемой оптической силой. Пары излучатель-детектор являются устройствами, которые просто по тракту передачи сигналов от электросхемы
20 излучателя передают сигналы, которые отражаются от объектов и принимаются электросхемой детектора. Исходя из известного количества переданной энергии и времени, прошедшего с момента излучения сигнала до момента его приема, определяется расстояние от пары излучатель-детектор до объекта. Эта информация может быть передана системному контроллеру, который посылает команду исполнительному
25 средству настроить соответствующим образом оптику с изменяемой оптической силой.

Инфракрасная пара излучатель-детектор может стать особенно полезной для базового определения препятствия или объекта и является простой в использовании. Настоящее изобретение использует эту основную электросхему для внедрения ее в конструкцию контактной линзы.

30 КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Вышеизложенные и прочие характеристики и преимущества настоящего изобретения станут понятны после следующего более подробного описания предпочтительных вариантов осуществления настоящего изобретения, проиллюстрированных с помощью прилагаемых фигур.

35 Фиг. 1 - образец контактной линзы, которая включает систему распознавания моргания, в качестве нескольких вариантов исполнения настоящего изобретения.

Фиг. 2 - графическое отображение света, падающего на поверхность глаза, во времени, иллюстрирует картину возможного произвольного моргания, отмеченную при различной освещенности, во времени и пригодное для использования пороговое
40 значение, основанное на некоторой точке между максимальным и минимальным уровнем интенсивности света, в отношении данного изобретения.

Фиг. 3 - диаграмма состояний системы распознавания моргания, в соответствии с настоящим изобретением.

45 Фиг. 4 - схема тракта фотодетекции, используемого для распознавания и отбора полученных световых сигналов, в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг. 5 - блок-схема дискретных логических устройств приспособления, в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг. 6 - блок-схема дискретных логических устройств распознавания, в соответствии

с настоящим изобретением.

Фиг. 7 - примерная циклограмма, в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг. 8 - схема дискретного системного контроллера в отношении данного изобретения.

5 Фиг. 9 - примерная циклограмма автоматической регулировки усиления в отношении данного изобретения.

Фиг. 10 - схема, отражающая сектора блокированного и пропущенного света на образец кристалла интегральной схемы в соответствии с настоящим изобретением.

10 Фиг. 11 - образец электронной вставки с детектором моргания для контактной линзы с электропитанием в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг. 12 - датчик направления излучения-индикации, встроенный в офтальмологическую линзу с электропитанием, в соответствии с настоящим изобретением

15 Фиг. 13 - соотношение между желаемым фокусным расстоянием и сигналом, полученным парой излучатель-детектор для определения расстояния, в соответствии с настоящим изобретением.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ПРЕДПОЧТИТЕЛЬНЫХ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

20 Стандартные контактные линзы являются полимерными структурами определенной формы для коррекции различных проблем со зрением, которые были кратко упомянуты выше. Для достижения повышенной функциональности в эти полимерные структуры могут встраиваться различные электросхемы и компоненты. Например, электросхемы управления, микропроцессоры, устройства связи, источники питания, датчики, преобразователи, светодиоды и миниатюрные антенны можно встраивать в контактные
25 линзы

посредством изготовленных по спецзаказу оптоэлектронных компонентов с целью не только корректировки зрения, но также и для его усиления, равно как и для обеспечения дополнительной функциональности, как описано в этом документе. Электронные контактные линзы и/или контактные линзы с электропитанием могут
30 разрабатываться для усиления зрения за счет возможности приближения и удаления изображения, или же просто изменения преломляющей способности линз. Электронные контактные линзы и/или контактные линзы с электропитанием могут разрабатываться для усиления цвета и разрешающей способности, для отображения текстур, преобразования речи в субтитры в режиме реального времени, передачи визуальных
35 ориентиров от навигационной системы и для обеспечения обработки изображений и доступа к интернету. Линзы могут разрабатываться для того, чтобы позволять человеку, который их носит, видеть в условиях слабого освещения. Правильно сконструированная электроника и/или расположение электроники на линзе может позволить проецировать изображение на сетчатку, например, без оптических линз с переменным фокусом, что
40 позволяет отображать новое изображение или даже выдавать предупреждающие сообщения. С другой стороны, или в дополнение к любым из этих функций или схожим функциям контактные линзы могут включать компоненты неинвазивного наблюдения за биомаркерами пользователя и его показателями здоровья. Например, встроенные в линзу датчики могут позволять пациенту с диабетом принимать таблетки в
45 соответствии с уровнем сахара в крови за счет анализа компонентов слезной пленки без необходимости сдачи анализа крови. К тому же, правильно сконструированные линзы могут включать датчики для слежения за уровнем холестерина, натрия и калия, а также других биологических маркеров. Они соединены с беспроводным блоком

передачи данных, что может позволить врачу иметь почти мгновенный доступ к результатам биохимического анализа крови пациента без траты времени пациента на посещение лаборатории и проведение сдачи анализа крови. Кроме того, датчики, встроенные в линзы можно использовать для определения света, падающего на поверхность глаза, с целью компенсации условий естественного освещения, или для определения картины моргания.

Электронные контактные линзы или контактные линзы с электропитанием настоящего изобретения содержат элементы, которые необходимы для коррекции и/или усиления зрения пациентов с одним или более описанным выше дефектом зрения, или другим дефектом, и выполнения полезных офтальмологических функций. К тому же электронные контактные линзы могут применяться для усиления нормального зрения или для предоставления использования широкого спектра функций, как описано выше. Электронная контактная линза может содержать оптическую линзу с переменным фокусом, которая помещается в переднее оптическое устройство, встроенное в контактную линзу, или электроника встраивается напрямую без линзы для придания любой пригодной функциональности. Электронная линза настоящего изобретения может быть встроена во множество вышеописанных контактных линз. Кроме того, искусственные хрусталики могут также включать различные компоненты и выполнять различные функциональные возможности, описанные здесь. Однако для простоты объяснения описание будет большей частью посвящено одноразовым электронным контактными линзам для коррекции дефектов зрения, которые предназначены для однодневного повседневного ношения.

Настоящее изобретение может найти применение в офтальмологических линзах с электропитанием или в контактных линзах с электропитанием, конструкция которых включает электронную систему, которая приводит в действие оптику с изменяемым фокусным расстоянием или любое другое приспособление или приспособления, разработанные для воплощения любого количества из многочисленных выполняемых функций. Электронная система включает одну или более аккумуляторную батарею или другие источники питания, электронную схему регулирования мощности, один или более датчик, электросхему главных электрочасов, алгоритмы и электросхемы управления и схему возбуждения линзы. Сложность этих компонентов может быть различной в зависимости от требуемой или желаемой функциональности линзы.

Управление офтальмологической линзой с электропитанием или электронной офтальмологической линзой может производиться с помощью ручного внешнего устройства, связанного с линзой, например, с помощью ручного пульта управления. К примеру, пульт может подключаться к линзе с электропитанием по беспроводному каналу связи, передавая команды, введенные пользователем вручную. С другой стороны управление офтальмологическими линзами с электропитанием может выполняться также сигналами обратной связи или сигналами управления непосредственно от пользователя. Например, датчики, встроенные в линзу могут распознавать моргания и/или картину моргания. Основываясь на картине или последовательности моргания, офтальмологическая линза с электропитанием может изменить состояние, например, может быть изменена ее преломляющая способность для фокусировки либо на близко расположенном объекте, либо на удаленном.

С другой стороны, распознавание моргания электронной офтальмологической линзой или офтальмологической линзой с электропитанием может использоваться и в различных других целях, когда пользователь взаимодействует с электронной контактной линзой, например, при активации другого электронного приспособления или при

передаче команды другому электронному устройству. К примеру, распознавание моргания в офтальмологической линзе может быть использовано в сочетании с камерой компьютера, когда камера отслеживает направление передвижения взгляда и отображает картинку на мониторе, а когда пользователь производит серию морганий, которая
 5 распознается системой, это приводит к тому, что курсор мыши выполняет команду, например, двойной щелчок на объекте, в результате чего он подсвечивается, или выбор элемента меню.

Алгоритм распознавания моргания является компонентом системного контроллера, который распознает характеристики моргания, например, закрыто веко или открыто,
 10 длительность моргания, интервал между морганиями и количество морганий в заданный промежуток времени. Алгоритм, в соответствии с данным изобретением, основывается на сравнении падающего света на поверхность глаза с образцом с определенной скоростью выборки. Предопределенные картины моргания сохраняются в памяти и с ними сравниваются последние попадания света на поверхность глаза. Если картины
 15 совпадают, алгоритм определения моргания запускает процедуру системного контроллера, например, приведение в действие привода линзы для изменения преломляющей способности линзы.

Моргание это быстрое закрытие и открытие век; моргание является важной функцией глаза. Моргание защищает глаз от посторонних объектов, человек моргает, когда
 20 объект неожиданно появляется вблизи глаза. Посредством моргания обеспечивается смачивание передней поверхности глаза путем распространения слезной жидкости. Моргание также служит для удаления грязи и/или раздражителей из глаза. Обычно, моргание выполняется машинально, но внешние факторы могут также вызвать моргание, как, например, в случае с раздражителями. Однако, моргание может также
 25 выполняться намеренно, например, намеренно моргают люди, неспособные к вербальному общению или общению посредством жестикюляции, - такой человек может моргнуть один раз, и этим "сказать" да, или моргнуть дважды, и этим "сказать" нет. Алгоритм и система определения моргания настоящего изобретения использует картины моргания, которые невозможно спутать с нормальной реакцией глаза в виде моргания.
 30 Другими словами, если моргание используется как инструмент управления каким-либо действием, то особая выбранная картина моргания не может выполняться случайно; иначе, может произойти неумышленное выполнение действия. Поскольку скорость моргания может зависеть от нескольких факторов, включая усталость, травму глаза, лекарственные препараты и болезни, картины моргания, используемые для управления,
 35 разрабатываются с учетом этих и других переменных факторов, влияющих на моргание. Средняя продолжительность произвольного моргания составляет от ста (100) до четырехсот (400) миллисекунд. Средний взрослый человек моргает со скоростью десять (10) произвольных морганий в минуту, а среднее время между произвольными морганиями колеблется между 0,3 и семьдесятю (70) секундами.

40 Образец исполнения алгоритма определения моргания может состоять из следующих шагов.

1. Определить намеренную "последовательность моргания", которую будет выполнять пользователь для положительного распознавания моргания.
2. Анализировать уровень падающего света со скоростью, приемлемой для
 45 распознавания последовательности моргания и отбросить произвольные моргания.
3. Сравнить историю проанализированных уровней света с возможной "последовательностью морганий", определенной по эталону значений.
4. Выборочно применить "маску" моргания, чтобы определить участки эталона,

которые необходимо проигнорировать во время сравнения, например близкие переходы. Это может помочь пользователю отклоняться от желаемой "последовательности моргания", так называемое окно ошибки в одно (1) дополнительное или недостающее моргание, при которой происходит одна или более активация линзы, выполнение команды управления или изменение фокуса. Кроме того, это позволит варьировать время в последовательности моргания, выполняемой пользователем.

Примерная последовательность моргания может быть определена следующим образом.

1. моргнуть (закрыть глаз) на 0,5 сек.

2. открыть глаз на 0,5 сек.

3. моргнуть (закрыть глаз) на 0,5 сек.

Для скорости выборки в сто (100) микросекунд, даны двадцать (20) эталонов моргания. эталон_моргания=[1,1,1, 0,0,0,0,0, 1,1,1,1,1, 0,0,0,0,0, 1,1].

Определяется маска моргания для маскировки образцов сразу после перехода (0 для маскировки или игнорирования образца), которая выглядит так

маска_моргания=[1,1,1, 0,1,1,1,1, 0,1,1,1,1, 0,1,1,1,1, 0,1].

Иногда может маскироваться более широкий переходной диапазон, который допускает более нечеткое временное соответствие, например,

маска_моргания=[1,1,0, 0,1,1,1,0, 0,1,1,1,0, 0,1,1,1,0, 0,1].

Могут применяться альтернативные картины, например, например одиночное длительное моргание, в данном случае моргание продолжительностью в 1,5 мс с 24-значным эталоном, который выглядит так

эталон_моргания=[1,1,1,1,0,0, 0,0,0,0,0,0, 0,0,0,0,0,0, 0,1,1,1,1,1].

Стоит отметить, что примеры, приведенные выше, даны в показательных целях и не представляют собой определенный набор данных.

Распознавание может выполняться путем логического сравнения выборки с эталоном и маской. Логическая операция состоит в пропускании сигнала через схему исключающее или (XOR) эталона и последовательности выборки на побитовой основе и последующего подтверждения того, что все незамаскированные биты выборки совпадают с эталоном.

Например, как показано в маске образцов моргания выше, в каждом месте последовательности маски моргания, где переменная принимает логическое значение 1, моргание должно совпадать с эталоном маски моргания в этом месте последовательности. Однако, в каждом месте последовательности эталона маски моргания, где переменная принимает логическое значение 0, моргание не обязательно должно совпадать с эталоном маски моргания в этом месте последовательности.

Например, может выполняться следующее логическое алгоритмическое уравнение, написанное в программе MATLAB

`matched=not (blink_mask) | not (xor(blink_template, test_sample)),`

где `test_sample` - история выборки. Совпавшее (`matched`) значение является

последовательностью с такой же длиной, что и у эталона моргания (`blink_template`), историей выборки и маской моргания (`blink_mask`). Если совпавшая последовательность состоит из одних логических 1, то произошло качественное совпадение. Нарушение, `not (xor(blink_template, test_sample))` дает в результате логический 0 в месте каждого несовпадения и логическую 1 в месте каждого совпадения. Проведение операции исключающее или с обращенной маской превращает каждое место в совпавшей последовательности в логическую 2 там, где в маске находится логический 0. А значит, чем больше мест в эталоне маски моргания, где переменная определяется значением логического 0, тем допускается большая погрешность моргания пользователя. MATLAB

является языком и средой высокого уровня для математических вычислений, симуляций и программирования; производитель - MathWorks, Натик, Массачусетс. Также следует отметить, что, чем больше количество логических 0 в эталоне маски моргания, тем выше шанс получения ложного положительного совпадения для вероятной или

5 предполагаемой картины моргания. Следует оценить то, что разнообразие вероятных или предполагаемых картин моргания может быть запрограммировано в устройство с одной или более текущей картиной одновременно. Конкретнее говоря, для одной и той же цели или функции или для выполнения разных или противоположных функций можно применить множество вероятных или предполагаемых картин моргания.

10 Например, одна картина моргания может применяться для активации линзой приближения или удаления изображения выбранного объекта, в то время как другая картина моргания может использоваться для активации другого устройства, например, насоса, чтобы подать на линзу дозу терапевтического средства. На Фиг. 1 показана в виде блок-схемы контактная линза 100, включающая электронную систему

15 распознавания моргания в качестве варианта исполнения настоящего изобретения. В этом варианте исполнения изобретения электронная система распознавания моргания может состоять из фотодатчика 102, усилителя 104, преобразователя аналоговых сигналов в цифровые или АЦП 106, процессора цифровых сигналов 108, источника питания 110, исполнительного средства 112 и системного контроллера 114.

20 Когда контактная линза 100 размещается на передней поверхности глаза пользователя, можно использовать электросхему системы распознавания моргания для выполнения алгоритма распознавания моргания, представленного в настоящем изобретении. Фотодатчик 102, также как и другие электронные схемы, настроен на распознавание морганий и/или картин моргания, выполняемых глазом пользователя.

25 В этом варианте исполнения изобретения фотодатчик 102 может быть встроен в контактную линзу 100 и получать свет 101, конвертируя попадающие на него фотоны в электроны и таким образом направляя ток, обозначенный стрелкой 103, к усилителю 104. Фотосенсор или фотодатчик 102 может включать любое подходящее приспособление. В одном варианте исполнения изобретения фотодатчик 102 содержит

30 светодиод В предпочтительном примере осуществления светодиод установлен на дополнительной структуре металл-оксид-полупроводник (технология изготовления схем на МОП-структурах) для повышения интегрирующей способности и уменьшения габаритных размеров светодиода 102 и других электронных схем. Ток 103 пропорционален уровню падающего света и существенно снижается, когда фотосенсор

35 102 закрыт веком. Усилитель 104 пропорционально увеличивает входящий ток и может работать как усилитель напряжения, управляемый током, который преобразует ток на входе в напряжение на выходе. Усилитель 104 может усиливать сигнал до приемлемого для использования уровня остальными элементами системы, например, передавая сигналу достаточного напряжения и энергии, чтобы он был принят АЦП

40 106. Например, усилителю может потребоваться приводить в действие последующие блоки, если фотосенсор 102 слишком мал или используется при слабом освещении. Усилитель 104 может применяться в качестве усилителя с регулируемым усилением, усиление которого может регулироваться системным контроллером 114, в порядке обратной связи, для увеличения динамического диапазона системы. В дополнение к

45 усилению усилитель 104 может включать еще одну аналоговую электросхему регулирования, например, фильтрующую, а также другие подходящие для выходов фотодатчика 102 и усилителя 104 электронные схемы. Усилитель 104 может включать любое подходящее устройство усиления и регулирования сигнала на выходе с помощью

5 фотодатчика 102. Например, усилитель 104 может состоять из отдельного оперативного усилителя или из более сложной электроцепи, включающей один или более оперативный усилитель. Как указано выше, фотодатчик 102 и усилитель 104 настраивают для распознавания и изоляции последовательности морганий на основе интенсивности падающего света, полученного глазом, и преобразования тока на входе в цифровой сигнал, который в конечном итоге использует системный контроллер 114. Системный контроллер 114 предпочтительно программируется или настраивается заранее для распознавания различных последовательностей моргания и/или картин моргания в условиях различного уровня освещенности и для обеспечения исполнительного средства 10 необходимыми сигналами. Системный контроллер 114 также содержит блок памяти.

10 В этом примере воплощения изобретения можно использовать АЦП 106 для превращения длительного аналогового выходного сигнала от усилителя в калиброванный, цифровой сигнал, подходящий для дальнейшей обработки сигнала. Например, АЦП 106 может преобразовывать аналоговый сигнал на выходе из усилителя 15 104 в цифровой сигнал, который может использоваться последующими или стоящими дальше в электросхемах, например, система обработки цифрового сигнала или микропроцессор 108. Система обработки цифровых сигналов или процессор цифровых сигналов 108 может использоваться для обработки цифровых сигналов, включая фильтрацию, обработку, распознавание и/или другие действия с отобранными данными 20 для обеспечения определения падающего света в целях его использования следующими в схеме устройствами. Процессор цифровых сигналов 108 может быть предварительно запрограммирован на распознавание последовательностей или картин моргания, как описано выше. Процессор цифровых сигналов 108 также имеет блок памяти. Процессор цифровых сигналов 108 можно применять с использованием аналоговых, цифровых 25 электронных схем, программного обеспечения или их комбинации. В данном примере осуществления изобретения применены цифровые электронные схемы. АЦП 106 вместе с связанным с ним усилителем 104 и процессором цифровых сигналов 108 приводятся в действие с подходящей скоростью в соответствии с ранее описанной скоростью выборки, например, каждые сто (100) мс.

30 Источник питания 110 подает энергию к множеству компонентов, включая систему распознавания моргания. Энергия может поступать от аккумуляторной батареи, устройства сбора энергии или других подходящих устройств, которые известны среднему специалисту в отрасли. Важно, что для надежной подачи энергии ко всем остальным компонентам системы можно использовать источник энергии 110 любого типа. Для 35 изменения состояния системы и/или системного контроллера можно использовать последовательность морганий. Более того, системный контроллер 114 может управлять и другими аспектами работы контактной линзы с электропитанием в зависимости от входящего сигнала от процессора цифровых сигналов 108, например, изменение фокуса или преломляющей способности линзы, управляемой электроникой с помощью 40 исполнительного средства 112.

Системный контроллер 114 использует сигнал от цепи фотодатчика, а именно, фотодатчика 102, усилителя 104, АЦП 106 и системы обработки цифрового сигнала 108, для сравнения уровней света выборки с картинками активации морганий. На Фиг. 2 графически показаны записанные выборки картин моргания при различных уровнях 45 освещенности во времени, а также изображено используемое пороговое значение. Соответственно, учет различных факторов, таких как изменение уровня интенсивности света в различных местах и/или при выполнении различных действий, может уменьшить и/или предотвратить погрешность при распознавании морганий при попадании образцов

света на поверхность глаза. К тому же, когда на поверхность глаза падает образец света, учет эффектов изменения интенсивности естественного освещения на глаз и веко может также сократить и/или предотвратить погрешность в распознавании морганий, например того, сколько видимого света задерживается веком, когда оно закрыто в
5 условиях высокой и низкой интенсивности освещения. Другими словами, для предотвращения использования ошибочных картин моргания для управления, предпочтительно учитывать уровень естественного освещения, как более подробно объяснено ниже.

Например, в процессе исследований было определено, что в среднем веко блокирует
10 приблизительно девяносто девять (99) процентов видимого света, но при меньшей длине волны еще меньше света проникает через веко, 99,6 процентов света блокируется. При более длинной длине волны, приближающейся к инфракрасному сектору спектра, веком блокируется лишь тридцать (30) процентов падающего на него света. Следует отметить, что свет различной частоты, длины волны и интенсивности проникает сквозь веко с
15 различной эффективностью, например, глядя на источник яркого света, человек может видеть красный свет, закрыв глаза. Также количество видимого света, блокируемое веком, варьируется в зависимости от индивидуальных параметров, например от пигментации кожи. Как показано на Фиг. 2, образцы данных картин моргания при различных уровнях освещения моделируются с интервалом в семьдесят (секунд), при
20 этом уровни интенсивности видимого света, передаваемого через глаз, записаны в ходе моделирования, также отмечено используемое пороговое значение. Пороговое значение устанавливается в пределах двойной амплитуды интенсивности видимого света, отмеченного для образцов картин моргания в ходе моделирования при различных уровнях интенсивности света. Возможность предварительно программировать картины
25 моргания, пропуская свет среднего уровня на протяжении какого-то времени, и настраивать пороговое значение может стать критическим для возможности распознавания того, когда человек моргает, в противоположность тому, когда человек не моргает, и/или того, что это лишь изменение интенсивности света в какой либо зоне.

Возвращаясь к Фиг. 1, в последующих альтернативных примерах осуществления
30 изобретения, системный контроллер 114 может получать входящий сигнал от источников, включающих в себя один или более датчик, датчик глазной мышцы и ручной пульт управления. В общем, специалисту, сведущему в данной отрасли, понятно, что метод активации и/или управления системным контроллером 114 может потребовать использования одного или нескольких методов приведения в действие. Например,
35 электронные контактные линзы или контактные линзы с электропитанием могут быть специально запрограммированы для использования конкретным человеком; линзу можно запрограммировать на одновременное распознавание картины моргания и сигналов ресничной мышцы пользователя при выполнении различных действий, таких как фокусировка на близко расположенном или удаленном объекте. В некоторых вариантах
40 исполнения изобретения, использующих более одного метода активации электронной контактной линзы, например, распознавание моргания или сигнала от ресничной мышцы позволяют провести перекрестную проверку каждого метода до активации линзы. Преимуществом перекрестной проверки является снижение количества ложных совпадений, например, уменьшение возможности произвольного запуска активации
45 линзы. В одном варианте исполнения изобретения, перекрестная проверка может включать схему голосования, при этом до производства любого действия должно быть выполнено определенное количество условий.

Исполнительное средство 112 может включать любые приспособления для

выполнения определенного действия на основе полученного командного сигнала. Например, если сравнение с образцом уровня света распознает активирующую картину моргания, как это описано выше, системный контроллер 114 приводит в действие исполнительное средство 112, представленный электроникой с переменной оптикой или линзой с электропитанием. Исполнительное средство 112 может состоять из электрического устройства, механического устройства, магнитного устройства или любой комбинации перечисленных устройств. Исполнительное средство 112 получает сигнал от системного контроллера 114 в дополнение к энергии от источника питания 110 и выполняет какое-либо действие, основанное на сигнале от системного контроллера 114. Например, если сигнал системного контроллера 114 свидетельствует о том, что носящий линзу пытается сфокусироваться на близко расположенном объекте, исполнительное средство 112 может использоваться для изменения преломляющей способности электронной офтальмологической линзы, например, с помощью динамической многожидкостной оптической зоны. В альтернативном варианте исполнения изобретения, системный контроллер 114 посылает сигнал о том, что медицинское средство должно быть подано в глаз(а). В данном варианте исполнения приспособления исполнительное средство 112 может содержать насос и резервуар, например, систему микроэлектромеханического (СМЭМ) насоса. Как указано выше, линза с электропитанием настоящего изобретения может выполнять различные функции; соответственно, один или несколько исполнительных средств могут быть настроены по-разному для выполнения своих функций.

На Фиг. 3 изображена диаграмма состояний 300 для образца системы распознавания моргания на базе алгоритма распознавания моргания, разработанного в данном изобретении. Система начинает работу в состоянии незанятости (IDLE) 302 и ждет сигнала активации bl_go. Если поступающий сигнал активации bl_go, к примеру, от осциллятора и электронной схемы управления, которые выдают импульсы bl_go со скоростью 100 мс, сопоставим с образцом скорости для моргания, то конечная машина переходит в состояние WAIT_ADC 304, в котором АЦП активирован для превращения полученного уровня света в дискретный вид. АЦП подает сигнал adc_done для того, чтобы обозначить завершение своей работы, а система или конечная машина переходит в состояние shift (сдвига) 306. В состоянии SHIFT 306 система передает последнее исходящее от АЦП значение на регистратор сдвига, который сохраняет историю выборки морганий. В некоторых вариантах исполнения изобретения значение на выходе из АЦП сначала сравнивается с пороговым значением для получения единичного бита (1 или 0) для значения выборки, чтобы уменьшить требования по хранению. Система или конечная машина переходит в этом случае в режим compare (сравнения) 308, в котором значения, хранимые в истории выборки регистратора сдвига, сравниваются с одним или несколькими эталонами последовательностей моргания и масками, как описано выше. При обнаружении совпадения посылается один или несколько сигналов, например, об изменении состояния привода линзы bl_cp_toggle или о выполнении линзой с электропитанием любой другой функции. Система или конечная машина после этого переходит в состояние DONE (ВЫПОЛНЕНО) 310 и подает сигнал bl_done для обозначения того, что она завершила свою работу.

На Фиг. 4 изображен тракт сигнала pd_rx_top образца фотосенсора или фотодатчика, который можно использовать для определения уровня света и сравнения его с образцом. Тракт сигнала path pd_rx_top может состоять из светодиода 402, усилителя напряжения, управляемого током 404, группы автоматического усиления и фильтрации нижних частот 406 и АЦП 408. Сигнал adc_vref передается АЦП 408 от источника питания 110

(см. Фиг. 1) или, в качестве альтернативы, он может поступать от специальной электросхемы в АЦП 408. Исходящий сигнал от АЦП 408, `adc_data`, передается в блок обработки цифровых сигналов и системного контроллера 108/114 (см. Фиг. 1). Не смотря на то, что на Фиг. 1 система обработки цифровых сигналов 108 и системный контроллер 114 изображены как отдельные блоки, предпочтительно изготавливать их в виде одного блока 410. Сигнал активации `adc_en`, сигнал запуска `adc_start` и сигнал перезагрузки `adc_rst_n` исходят от блока обработки цифровых сигналов и системного контроллера 410, в то время как сигнал о завершении выполнения задачи `adc_complete` передается к нему. Синхронизирующий сигнал `adc_clk` может исходить от источника временных данных за пределами тракта сигнала `pd_rx_top` или из блока обработки цифровых сигналов и системного контроллера 410. Важно заметить, что сигнал `adc_clk` и системные часы могут работать на разной частоте. Также важно то, что в данном изобретении может использоваться любое количество АЦП, которые могут иметь разный интерфейс и использовать различные сигналы управления, но при этом выполнять похожие функции предоставления на выходе калиброванного дискретного вида аналоговой части сигнального тракта фотодатчика. Сигналы активации фотодатчика `pd_en` и усиления фотодатчика `pd_gain` исходят от блока обработки цифровых данных и системного контроллера 410.

На Фиг. 5 изображена блок-схема цифровой логической схемы регулирования 500, которая может использоваться для сокращения значения сигнала АЦП `adc_data` до значения однобитного сигнала `pd_data`. Цифровая логическая схема регулирования 500 может включать цифровой регистратор 502 для получения данных `adc_data` из тракта сигнала фотодетектора `pd_rx_top` и передачи полученной величины на сигнал `adc_data_held`. Цифровой регистратор 502 сконструирован для получения новой величины для сигнала `adc_data` при получении сигнала `adc_complete` и для удержания последней полученной величины при получении сигнала `adc_complete`. Таким образом, система может отключить тракт сигнала фотодетектора, если данные защелкнуты, для снижения потребления тока системой. Удерживаемая величина данных может усредняться, например, методом усреднения интеграцией со сбросом или другим методом усреднения, который может быть выполнен с дискретной логикой, в электронной схеме генерации порогового значения 504 для производства одного или нескольких порогов сигнала `pd_th`. Удерживаемая величина данных после этого может подвергнуться сравнению, с помощью блока сравнения 506, с одним или несколькими пороговыми значениями для получения однобитной величины данных сигнала `pd_data`. Будет очень кстати использовать область неоднозначности или сравнение с одним или несколькими пороговыми значениями при проведении операции сравнения для снижения помех исходящего сигнала `pd_data`. Цифровая логическая схема регулирования может в будущем включать блок настройки усиления `pd_gain_adj` 508 для установки усиления группы автоматического усиления и фильтрации нижних частот 406 в тракте сигнала фотодетектора посредством сигнала `pd_gain`, как показано на Фиг. 4, в соответствии с рассчитанными пороговыми значениями и/или в соответствии с удерживаемой величиной данных. Важно отметить, что в данном варианте исполнения изобретения шестибитные слова обеспечивают приемлемое разрешение по динамическому диапазону для распознавания моргания при снижении сложности конструкции.

В одном варианте исполнения изобретения электронная схема генерации порогового значения 504 включает пиковый детектор, детектор "долин" и электронную схему расчета порогового значения. В этом варианте исполнения изобретения контрольные значения порога и усиления могут генерироваться следующим образом. Пиковый

детектор и детектор "долин" настроены на получение удерживаемого значения сигнала `adc_data_held`. В дальнейшем пиковый детектор настраивается на передачу исходящей величины `pd_pk`, которая быстро отслеживает увеличения величины `adc_data_held` и медленно затухает, если величина `adc_data_held` снижается. Действие аналогично работе классического диодного амплитудного детектора, широко применяемого в электронных технологиях. Детектор "долин" в дальнейшем настраивается для передачи исходящей величины `pd_vl`, которая быстро отслеживает снижения величины `adc_data_held` и медленно поднимается до наивысшего значения, если величина `adc_data_held` увеличивается. Работа детектора "долин" также похожа на работу диодного амплитудного детектора с разрядным резистором, связанным с положительным напряжением источника питания. Электронная схема расчета порогового значения настраивается для получения величин `pd_pl` и `pd_vl`, а в дальнейшем будет настраиваться на расчет среднего показателя порогового значения `pd_th_mid` на основании среднего значения величин `pd_pk` и `pd_vl`. Электронная схема генерации порогового значения 504 производит пороговую величину `pd_th` на основании среднего показателя порогового значения `pd_th_mid`.

Электронная схема генерации порогового значения 504 может впоследствии адаптироваться для обновления величин уровней `pd_pk` и `pd_vl` в ответ на изменения в `pd_gain`. Если величина `pd_gain` увеличивается на один шаг, то значения `pd_pk` и `pd_vl` увеличиваются на коэффициент, равный ожидаемому усилению в тракте сигнала фотодетектора. Если величина `pd_gain` уменьшается на один шаг, то значения `pd_pk` и `pd_vl` уменьшаются на коэффициент, равный ожидаемому усилению в тракте сигнала фотодетектора. Таким образом, состояния пикового детектора и детектора "долин", удерживаемые в виде величин `pd_pk` и `pd_vl`, соответственно, и величина порогового значения `pd_th`, рассчитанная из величин `pd_pk` и `pd_vl`, обновляются для соответствия изменениям усиления тракта сигнала, а значит, избегая неоднородностей или других изменений в состоянии или величине, возникающей только в результате намеренного изменения в усилении тракта сигнала фотодетектора.

В последующем варианте исполнения электронной схемы генерации порогового значения 504, электросхема расчета порогового значения может быть в дальнейшем настроена для расчета величины порогового значения `pd_th_pk` на основании пропорции или процента величины `pd_pk value`. В предпочтительном варианте исполнения изобретения `pd_th_pk` может быть успешно настроено, чтобы составлять семь восьмых от значения `pd_pk`, путем простого широко известного в данной отрасли расчета, который состоит в сдвиге вправо на три бита и вычитании. Электронная схема расчета порогового значения может определить значение величины `pd_th` как меньшее из `pd_th_mid` и `pd_th_pk`. Таким образом, величина `pd_th` никогда не будет равной величине `pd_pk`, даже после длительного времени постоянного воздействия света на светодиод, что может стать причиной того, что значения `pd_pk` и `pd_vl` будут равны. Следует понимать, что величина `pd_th_pk` обеспечивает распознавание моргания после длительных интервалов. Поведение электросхемы генерации порогового значения изображено далее графически на Фиг. 9, как отмечено дальше.

На Фиг. 6 показана блок-схема цифровой логической схемы распознавания 600, которая может использоваться для выполнения образца алгоритма распознавания цифрового моргания в отношении исполнения данного изобретения. Цифровая логическая схема распознавания 600 может включать цифровой регистр сдвига 602 для получения данных из тракта сигнала фотоопределения `pd_rx_top`, Фиг. 4, или от цифровой логической схемы регулирования, Фиг. 5, как показано здесь для сигнала `pd_data`, который имеет

величину одного бита. Регистр сдвига 602 сохраняет историю полученных образцов величин в виде 24-битного регистра. Цифровая логическая схема распознавания 600 далее включает блок сравнения 604, предназначенный для получения истории выборки и одного или нескольких эталонов морганов `bl_tpl` и масок морганов `bl_mask`, и настроена на определение совпадения одного или нескольких эталонов и масок с одним или несколькими исходящими сигналами, которые могут сохраняться для дальнейшего использования. Исходящий сигнал блока сравнения 604 защелкивается посредством D-триггера 606. Цифровая логическая схема 600 может далее включать счетчик 608 или другое логическое устройство для блокирования последующих сравнений, которые могут быть из одной истории выборки и отличаться небольшими сдвигами из-за операций маскировки. В предпочтительном варианте исполнения изобретения история выборки очищается или перезагружается после определения положительного совпадения, хотя и требует отбора полной новой совпадающей последовательности морганов прежде, чем снова определять последующее совпадение. Цифровая логическая схема распознавания 600 все еще может в дальнейшем включать конечную машину или подобную электросхему управления для подачи сигналов управления в тракт сигналов фотодетектора и АЦП. В некоторых вариантах исполнения изобретения сигналы управления могут генерироваться конечной машиной управления, отделенной от цифровой логической схемы распознавания 600. Такая конечная машина управления может быть частью блока обработки цифровых сигналов и системного контроллера 410.

На Фиг. 7 показана циклограмма сигналов управления, посылаемых подсистемой распознавания морганов АЦП 408 (Фиг. 4), который используется в тракте сигнала фотодатчика. Сигналы активации и синхронизирующие сигналы `adc_en`, `adc_rst_n` и `adc_clk` активизируются при запуске последовательности выборки и продолжаются до завершения преобразования аналоговых сигналов в цифровые. В одном варианте исполнения изобретения процесс преобразования АЦП начинается тогда, когда импульс подается к сигналу `adc_start`. Значение на выходе АЦП удерживается в виде сигнала `adc_data`, а завершение процесса обозначается логическим устройством преобразования аналоговых сигналов в цифровые сигналом `adc_complete`. Также на Фиг. 7 показан сигнал `pd_gain`, который используется для установки усиления усилителей перед АЦП. Сигнал показан так, как будто он установлен до времени подготовки к работе, чтобы ток смещения аналоговой цепи и уровни сигнала стабилизировались до преобразования.

На Фиг. 8 показан цифровой системный контроллер 800, включающий подсистему распознавания `dig_blink` 802. Цифровая подсистема распознавания `dig_blink` 802 может управляться основной конечной машиной `dig_master` 804 и может быть настроена для получения синхронизирующих сигналов от главных электрочасов `clkgen` 806, внешних по отношению к цифровому системному контроллеру 800. Цифровая подсистема распознавания морганов `dig_blink` 802 может быть настроена для подачи сигналов к подсистеме фотодетекции и получения сигналов от нее, как описано выше. Цифровая подсистема распознавания `dig_blink` 802 может включать цифровое логическое устройство распознавания и цифровое логическое устройство регулирования, как описано выше, в дополнение к конечной машине для управления последовательностью операций в алгоритме распознавания морганов. Цифровая подсистема распознавания морганов `dig_blink` 802 может быть настроена на получение и активацию сигналов от главной конечной машины 804 и для обеспечения обозначения завершения или окончания и обратного оповещения главной конечной машины о распознавании морганов.

На Фиг. 9 показаны циклограммы прохождения сигналов, Фиг. 9A-9G, которые

описывают работу электронной схемы генерации порогового значения и автоматического управления усилением.(Фиг. 5). На Фиг. 9А показан образец протекания фототока во времени, что может обеспечиваться светодиодом в качестве реакции на различные уровни освещения. В первой части графика уровень освещенности и полученный в результате фототок сравнительно низки по сравнению со второй частью графика. И на первом, и на втором участке видно двойное моргание для понижения света и фототока. Заметьте, что закрытие света веком может и не быть полным (на 100%), а свет меньшей интенсивности в зависимости от пропускной способности века для различных длин волн света все же попадает на поверхность глаза. Фиг. 9 В показывает величину `adc_data_held`, которая получена в результате прохождения сигнала фототока на Фиг. 9А. Для упрощения величина `adc_data_held` изображена в виде длительного аналогового сигнала, а не серией дискретных цифровых образцов сигналов. Следует понимать, что цифровые образцы величин будут соответствовать уровню, изображенному на Фиг. 9В в соответствующее время выборки Пунктирные линии вверху и внизу графика обозначают максимальное и минимальное значение сигналов `adc_data` и `adc_data_held`. Диапазон значений между минимальным и максимальным значением также известны как динамический диапазон сигнала `adc_data`. Как оговорено далее, усиление тракта сигнала фотодетекции отлично (ниже) от второй части графика. В общем величина `adc_data_held` прямо пропорциональна фототоку, а изменения усиления влияют только на коэффициент или константу пропорциональности. На Фиг. 9С показывает величины `pd_pk`, `pd_vl` и `pd_th_mid`, рассчитанные как результат значения `adc_data_held`, генерированного электронной схемой генерации порогового значения. На Фиг. 9D показаны значения `pd_pk`, `pd_vl` и `pd_th_pk`, рассчитанные как результат значения, генерированного электронной схемой генерации порогового значения в некоторых примерах исполнения изобретения. Заметим, что величина `pd_th_pk` всегда каким-то образом пропорциональна величине `pd_pk`. На Фиг. 9Е показана величина `adc_data_held` с величинами `pd_th_mid` и `pd_th_pk`. Заметим, что на протяжении длительных промежутков времени, когда величина `adc_data_held` сравнительно постоянна, величина `pd_th_mid` становится равной величине `adc_data_held`, поскольку величина `pd_vl` value снижается до того же уровня. Величина `pd_th_pk` всегда остается немного ниже величины `adc_data_held`. Также на Фиг. 9Е изображен выбор `pd_th`, когда значение величины `pd_th` выбирается равным меньшей из `pd_th_pk` и `pd_th_mid`. Таким образом пороговое значение всегда устанавливается на некотором удалении от значения величины `pd_pk`, не допуская ложных переходов на `pd_data` из-за шума фототока и сигналов `adc_data held`. На Фиг. 9F показана величина `pd_data`, генерированная сравнением величины `adc_data_held` с величиной `pd_th`. Заметим, что сигнал `pd_data` является двухзначным сигналом, который становится низким при наступлении моргания. На Фиг. 9G показана величина `tia_gain` во времени для этих типовых форм волны. Значение величины `tia_gain` устанавливается ниже, когда `pd_th` начинает превышать высшее пороговое значение, показанное как `agc_pk_th` на Фиг. 9Е. Следует понимать, что подобное поведение имеет место и для поднятия `tia_gain`, когда `pd_th` начинает падать ниже нижнего порогового значения. Если еще раз взглянуть на вторую часть каждого графика на Фиг. 9А-9Е эффект снижения `tia_gain` становится понятным. В частности, отметим, что величина `adc_data_held` поддерживается вблизи середины динамического диапазона сигналов `adc_data` и `adc_data_held`. Далее следует отметить, что величины `pd_pk` и `pd_vl` обновляются в соответствии с изменением усиления, как описано выше, таким образом, чтобы избежать неоднородности в состояниях и значениях пикового детектора и детектора "долин" благодаря только лишь изменениям усиления тракта сигнала фотодетектора.

На Фиг. 10 показаны примерные характеристики блокировки и пропускания света на кристалл интегральной схемы 1000. Кристалл интегральной схемы 1000 включает сектор пропускания света 1002, сектор блокирования света 1004, контактные площадки 1006, отверстия пассивации 1008 и отверстия слоя, блокирующего свет 1010. Сектор пропускания света 1002 расположен выше фотосенсоров (не показаны на фигуре), например, массив светодиодов, внедренных в полупроводниковый процесс. В предпочтительном варианте исполнения изобретения сектор пропускания света 1002 пропускает столько света, сколько позволяют фотосенсоры, таким образом, увеличивая до максимума чувствительность. Это достигается путем удаления слоев полисиликона, метала, оксида, нитрида, полимида и других слоев над фотосенсором, что допускается в полупроводниковом процессе, применяемом для изготовления интегральных схем или после изготовления. Сектор пропускания света 1002 может также подвергаться другой специальной обработке для оптимизации определения света, например нанесению антибликового покрытия, фильтра и/или диффузора. Сектор блокирования света 1004 может занимать другие участки электронной схемы, которые не требуют попадания на них света. Рабочие характеристики других электронных схем могут нарушаться фототоком, например, напряжение тока смещения и частот осциллятора в цепях сверхнизкого тока, требуемых для использования с контактными линзами, как указывалось ранее. Сектор блокирования света 1004 предпочтительно формируется из тонкого, непрозрачного отражающего материала, например, алюминия или меди, которые уже используются в производстве полупроводниковых пластин и последующей их обработки. При использовании с металлом, материал формирующий сектор блокирования света 1004 должен быть изолированным от электронной схемы снизу и контактных площадок 1006 для предотвращения короткого замыкания. Такая изоляция обеспечивается пассивацией, уже присутствующей на кристалле в составе обычной пассивации пластины, например, слои оксида, нитрида и/или полиамида или другого диэлектрика, наносимого в после изготовления. Маскировка позволяет располагать отверстия слоя блокировки света 1010 так, чтобы проводящий блокирующий свет металл не накладывался на контактные площадки или кристалл. Сектор блокирования света 1004 покрывают дополнительным слоем диэлектрика или пассивации для защиты кристалла и предотвращения коротких замыканий в процессе установки кристалла. Эта заключительная пассивация имеет отверстия 1008 для обеспечения подключения к контактными площадкам 1006.

На Фиг. 11 показан образец контактной линзы с электронной вставкой, включающей систему распознавания моргания в соответствии с настоящим исполнением (изобретением). Контактная линза 1100 состоит из мягкой части 1102, которая содержит электронную вставку 1104. Вставка 1104 включает линзу 1106, которая приводится в действие электроникой, например, фокусируясь близко или далеко, в зависимости от метода активации. Интегральная схема 1108 крепится к вставке 1104 и подключается к аккумуляторам 1110, линзе 1106 и другим компонентам, как того требует система. Интегральная схема 1108 включает фотодатчик 1112 и соответственно электронную схему тракта сигнала фотодетектора. Фотодатчик 1112 направлен наружу из глаза через вставку линзы и таким образом способен получать свет естественного освещения. Фотосенсор 1112 может быть выполнен на интегральной схеме 1108 (как показано на фиг.), например, в виде одиночного светодиода или массива светодиодов. Фотосенсор 1112 также может быть выполнен в виде отдельного устройства, располагаемого на вставке 1104 и подключаемого к контактными дорожкам 1114. Когда веко закрывается, вставка линзы Измененная страница 1104, включая фотосенсор 1112, закрывается,

таким образом, снижая уровень света, попадающий на фотодетектор 1112. Фотосенсор 1112 может измерять интенсивность естественного освещения для определения, моргает ли пользователь или нет.

5 Дополнительные варианты алгоритма распознавания моргания допускают большее разнообразие продолжительности морганий и интервала между ними, например, отсчитывая время начала следующего моргания, основываясь на измеренном времени окончания первого моргания, а не с помощью эталона или расширения маски интервалов "не важно" (значения 0).

10 Следует отметить, что алгоритм распознавания моргания может применяться с цифровыми логическими устройствами или с программным обеспечением, работающим на компьютере. Логическое устройство алгоритма или микроконтроллер могут использоваться в специализированной интегральной схеме (технология ASIC) с электронной схемой тракта сигнала фотодетекции или системным контроллером, или может быть разделена на несколько интегральных схем.

15 Важно и то, что система распознавания морганий настоящего изобретения имеет более широкое применение, нежели простая диагностика, коррекция и усиление остроты зрения. Эти применения включают распознавание моргания для управления широким разнообразием функций, разработанных для людей с физическими патологиями. Система распознавания моргания может размещаться на поверхности глаза или вне его.

20 У новорожденного человека хрусталик представляет собой что-то мягкое и пластичное, что делает его чрезвычайно гибким и очень способным к аккомодации и фокусировке. С возрастом хрусталик становится все более жестким и, таким образом, человеческий глаз становится менее способным к аккомодации или сгибанию естественного хрусталика для фокусировки на объекте, которые расположены
25 относительно близко к наблюдателю. Это патологическое состояние называется пресбиопия.

Для восстановления утерянной способности хрусталика фокусироваться можно использовать плюсовую линзу с электропитанием. Плюсовые линзы с электропитанием могут принимать форму очков для чтения, би- и трифокальных очков. Очки для чтения
30 легко применяются у пациентов, которые не нуждаются в рефракционной коррекции для расстояния. Однако, если смотреть сквозь очки для чтения на удаленные объекты, они будут казаться размытыми. Если человек уже носит очки по причине близорукости, дальновзоркости и/или астигматизма, то положительное усиление может быть добавлено к уже используемым очкам в форме би- или трифокальной линзы. Контактные линзы
35 также можно использовать и при старческой дальновзоркости. В одном виде таких линз области зрения на расстоянии и области зрения вблизи располагаются концентрически вокруг геометрического центра линзы. Свет, проходящий через оптическую зону линзы, концентрируется и фокусируется в более чем одной точке глаза. Такие линзы обычно используются в режиме одновременного зрения. В режиме одновременного зрения
40 части оптической зоны линзы, фокусирующиеся на близких и удаленных объектах, доступны одновременно, фокусируя свет и от тех, и от других объектов одновременно. В этом нет никакого смысла, так как качество изображения и его контрастность могут ухудшаться.

В других типах контактных линз; а именно, в сегментированных линзах, секторы
45 близкого и дальнего зрения не располагаются концентрически вокруг геометрического центра линзы. Тот, кто носит сегментированные линзы, может получить доступ к сектору близкого зрения линзы, так как линза сконструирована так, что способна трансформировать изображение или смещаться вертикально относительно зрачка

человека, который ее носит. Такая перемещаемая линза смещается вертикально, когда тот, кто ее носит, опускает взгляд, к примеру, во время чтения. Благодаря этому сектор близкого зрения располагается выше в центре взгляда человека, носящего линзу.

Существенная часть света, проходящего через оптическую зону, может быть сфокусирована в одной точке глаза, основываясь на направлении взгляда.

Электронная офтальмологическая линза или офтальмологическая линза с электропитанием, или, конкретнее, электронная контактная линза или контактная линза с электропитанием способна, как указано выше, выполнять любое количество функций, включая приведение в действие оптики с изменяемой оптической силой.

Соответственно если офтальмологическая линза с электропитанием включает оптику с изменяемой оптической силой, человек, который носит линзу, будет способен повышать свою дополнительную зрительную способность для просмотра близко расположенных объектов или, соответственно, понижать свою дополнительную зрительную способность для просмотра удаленных объектов. Другими словами, контактная линза с электропитанием будет чрезвычайно полезна человеку, страдающему старческой дальнозоркостью.

Управление оптикой с изменяемой оптической силой может достигаться несколькими способами. Согласно данному изобретению, пара излучатель-детектор может быть включена в конструкцию контактной линзы для автоматического управления оптикой с изменяемой оптической силой. Пары излучатель-детектор являются устройствами, которые просто по тракту передачи сигналов от электросхемы излучателя передают сигналы, которые отражаются от объектов и принимаются электросхемой детектора. Очевидно, что если на пути распространения сигнала нет объектов, то не будет определен и отраженный сигнал. Исходя из известного количества переданной энергии и времени, прошедшего с момента излучения сигнала до момента его приема, определяется расстояние от пары излучатель-детектор до объекта. Эта информация может быть передана системному контроллеру, который посылает команду исполнительному средству настроить соответствующим образом различные оптические элементы с электропитанием.

Инфракрасная пара излучатель-детектор особенно предпочтительна для обнаружения основного объекта или препятствия и при этом проста в использовании. Настоящее изобретение использует эту основную схему и применяет ее для использования с контактной линзой. В соответствии с другим образцом исполнения изобретения, офтальмологическая линза с электропитанием, описанная в этом патенте, может включать пару излучатель-детектор для управления оптикой с изменяемой оптической силой. Важно отметить также, что полученные сенсором данные, в дополнение или в качестве альтернативы, может быть просто использованы как часть процесса сбора информации, нежели инициирующее событие. Например, полученные данные могут быть собраны, записаны в журнале и применены в обработке медицинских условий.

Другими словами, следует также принять во внимание то, что устройство, использующее такой датчик, не может изменять состояние заметно для пользователя. В отличие от устройства, просто записывающего данные в журнал. Например, такой сенсор может применяться для определения того, имеет ли пользователь на протяжении дня должную реакцию радужной оболочки, или для определения наличия проблемных медицинских условий.

На Фиг. 12 изображен образец контактной линзы с электропитанием или электронной контактной линзы 1201, помещенной на поверхность глаза 1201. Образец электронной контактной линзы 1200 состоит из контроллера или системы управления 1202, излучателя

1204 и детектора 1206. Контроллер 1202 активирует излучатель 1204 на посылку импульса, например, ультразвукового или инфракрасного излучения. Импульс может быть отражен близлежащим объектом, обозначая необходимость близкого фокуса, или может распространяться без отражения, обозначая необходимость дальнего зрения.

5 Отраженный сигнал распознается детектором 1206 и обрабатывается контроллером 1202. В случае излучения ультразвукового сигнала время отражения можно использовать для расчета расстояния от излучателя до объекта. Для инфракрасного излучения наличие отраженного сигнала может свидетельствовать о присутствии близко расположенного объекта, подобно датчикам обнаружения объектов на близком расстоянии,

10 используемых в дозаторах моющего средства, или для определения расстояния может использоваться триангуляция. Низкая интенсивность распознанного отраженного сигнала, задержка в получении отраженного сигнала и/или его отсутствие сверх условий окружающей среды могут свидетельствовать о присутствии удаленного объекта, а точнее, об отсутствии близлежащих объектов. В зависимости от определенного

15 расстояния от глаза 1201 до рассматриваемого объекта, контроллер 1202 выполняет определенную функцию, например, приводит оптику с изменяемой оптической силой или оптику с переменным фокусным расстоянием в состояние близкого фокуса при обнаружении близко расположенного объекта. Важно заметить, что импульс может представлять собой любой подходящий сигнал и может быть специально разработан

20 для возможности его определения свыше естественного освещения, таким образом повышая чувствительность системы излучателя-детектора. К тому же, в качестве системы управления 1202 может применяться любое подходящее приспособление. Например, система управления 1202 может состоять из микроконтроллера и соответствующего запоминающего устройства. Система управления 1202 может быть

25 применена в аппаратном, программном обеспечении или их комбинации.

Размер и энергопотребление пары излучатель-детектор 1204-1206 являются принципиально важными для использования в офтальмологическом устройстве, таком как контактная линза или искусственный хрусталик. Как показано на Фиг. 12 (не в масштабе) общая площадь для расположения электроники на контактной линзе может

30 составлять всего несколько квадратных миллиметров, при толщине устройства порядка десятков или сотен микрон. Емкость тока встроенных аккумуляторных батарей или собранной энергии можно ограничить нано- или микроамперами. Тогда, излучатель 1204 выбирают подходящим по размеру, например кристаллы светодиодов, которые нарезаны размером 150 150 микрон или меньше. Нарезание кристаллов требует

35 применения точного лезвия, лазера, станка для водоструйной резки или фотолитографического травления для получения кристаллов необходимого размера. Кристалл излучателя может быть припаян непосредственно к подложке с применением технологий обычно применяемых для крепления светодиодов. Потребление тока излучателем 1204 можно снизить, используя подходящие излучатели для поддержания

40 необходимой фотонной мощности на выходе при минимизации электрического тока на входе. Потребление тока также можно снизить при использовании техник обработки импульсных и цифровых сигналов, как это происходит в смежных отраслях, например, для создания импульсов нужной длины и амплитуды с целью увеличения до максимума чувствительности распознавания при одновременном снижении потребления тока или

45 энергии. Размер и потребление тока детектором 1206 также принципиально важны. Для них могут применяться подобные методы, используемые для излучателя 1204. Детектор 1206 можно расценивать скорее как полупроводниковый светодиод или фототранзистор, скорее как отдельный кристалл, чем объединенный с другими

электросхемами. Для повышения чувствительности детектора можно применять антибликовые покрытия, многослойные детекторы и другие методы. Детектор 1206 может быть закрыт фильтром. Он может быть смещен. Его можно подключить к усилителю или соответствующей электронной схеме регулировки сигнала. Смещение детектора 1206 или электронной схемы сбора данных может подаваться в виде импульсов со скоростью, соответствующей скорости детектора 1206 для снижения потребления системой тока. Для внедрения излучателя 1204 и детектора 1206 можно применять любую подходящую электронную схему до тех пор, пока она может быть сконструирована для среды контактной линзы и соответствовать требованиям потребления энергии.

Фиг. 13 графически показывает взаимосвязь между отражением распознанным парой излучатель-детектор 1204-1206 и фокусное расстояние оптики с изменяемой оптической силой. В состоянии дальнего фокуса 1300 объект удален от глаза. В случае применения инфракрасного детектора амплитуда отражения излученного из глаза сигнала 1302 и распознанного глазом может быть низкой, несущественной или полностью поглощенной фоновым шумом, если нет близкого объекта. В случае с ультразвуковым излучением, сигнал, распознанный глазом, может иметь очень низкую амплитуду или значительно отставать от излученного сигнала. И наоборот, в случае ближнего фокуса 1304 на близко расположенном объекте, амплитуда отражения может быть высокой 1306 и/или отраженный сигнал может немного отставать относительно излучаемого сигнала. Таким образом, сенсорная система на основе пары излучатель-детектор может использоваться для определения расстояния до объекта, а значит и нужного фокусного расстояния.

Очевидно, что излучатель должен иметь подходящую амплитуду и длину волны и достаточно узкую ширину пучка для отражения от близлежащих объектов к детектору. Ширина пучка важна, например, при распознании книги в руках, когда пользователь старается сфокусироваться на близком предмете на фоне удаленных предметов.

Физическое объединение пары излучатель-детектор и направление взора, например, зрачка, также может оказаться важным. Например, излучатель-детектор может физически следовать за зрачком, если контактная линза 1201 перемещается вместе с глазом. С другой стороны, информация о положении взгляда, полученная от электронной схемы контактной линзы 1201 может применяться для направления работы пары излучатель-детектор или в качестве исходных данных для регулировки полученного сигнала. Например, информация о взгляде может использоваться для активации пар излучатель-детектор в определенном месте массива пар излучатель-детектор или для выбора детекторов, которые следует использовать для отбора образцов в массиве, состоящем из множества детекторов. Также должно быть очевидным и то, что детектор должен соответствовать излучателю, например, содержать фильтр, соответствующий длине волны сигнала излучателя. Такая практика широко применяется в данной сфере для исключения смешивания ложных сигналов из окружающей среды с необходимым отраженным сигналом, который подлежит определению.

Также должно быть очевидным и то, что системы обработки цифровых сигналов, как принято в других сферах, не связанных с оптикой, могут применяться для оптимизации рабочих характеристик системы пары излучатель-детектор. Например, особые исходящие картины импульсов могут обрабатываться детектором для максимизации отношения сигнала к шуму внутри системы.

В одном из образцов исполнения изобретения электроника и ее связи выполнены в периферической зоне контактной линзы, а не в оптической. В соответствии с другим

альтернативным примером исполнения изобретения, важно отметить, что расположение электроники не должно ограничиваться периферической зоной контактной линзы. Все электронные компоненты, описанные в этом документе, могут изготавливаться с применением технологий тонких пленок и/или прозрачных материалов. Применяя эти технологии, электронные компоненты могут располагаться в любом удобном месте до тех пор, пока они совместимы с оптикой.

Искусственный хрусталик это линза, имплантированная в глаз, которая заменяет природный хрусталик. Они применяются у пациентов, страдающих катарактой, или просто для лечения каких-либо рефракционных аномалий. Искусственный хрусталик обычно представляет собой маленькую пластичную линзу с боковым подкосом, называемым гаптическим элементом для удержания линзы на своем месте внутри капсулярного мешка глаза. Любая электроника и/или другие компоненты, описанные в данном документе, могут быть применены с искусственным хрусталиком таким же образом, что и с линзой.

Хотя показанное и описанное считается наиболее практическими и предпочтительными вариантами исполнения изобретения, очевидно, что отклонения от специфических описанных и показанных конструкций и методов могут быть использованы специалистами в данной сфере без отклонения от сущности и объема изобретения. Настоящее изобретение не ограничивается отдельными конструкциями, описанными и показанными в настоящем документе, но все его конструкции должны быть согласованы со всеми модификациями, которые могут входить в объем приложенной формулы изобретения.

Формула изобретения

1. Офтальмологическая линза с электропитанием, при этом указанная офтальмологическая линза с электропитанием содержит:
 - контактную линзу, включающую оптическую и периферическую зону; и
 - сенсорную систему пары излучатель-детектор, встроенную в периферическую зону контактной линзы, сенсорная система пары излучатель-детектор содержит массив пар излучатель-детектор, каждая из которых содержит излучатель для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала, контроллер, оперативно связанный с сенсорной системой пары излучатель-детектор, схему положения взгляда, сконфигурированную для активации по меньшей мере одной пары излучатель-детектор в заданных местоположениях сенсорной системы пары излучатель-детектор, при этом контроллер сконфигурирован для определения расстояния между контактной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния посредством указанных пар излучатель-детектор, и по меньшей мере одно исполнительное средство, сконфигурированное для приема сигнала управления и выполнения предопределенной функции.
2. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, в которой излучатель содержит схему для генерирования ультразвукового сигнала.
3. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, в которой излучатель содержит электронную схему для генерирования инфракрасного сигнала.
4. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, в которой контактная линза содержит оптику с изменяемой оптической силой, встроенную в оптическую зону.
5. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.4, в которой исполнительное средство настраивает оптику с изменяемой оптической силой либо на близкое, либо на

дальнее расстояние в ответ на определенное расстояние.

6. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, в которой контроллер содержит микроконтроллер и соответствующий блок памяти.

5 7. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, дополнительно содержащая источник питания.

8. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.1, в которой источник питания содержит аккумуляторную батарею.

9. Офтальмологическая линза с электропитанием, содержащая:
интраокулярную линзу; и

10 сенсорную систему пары излучатель-детектор, встроенную в интраокулярную линзу, сенсорная система пары излучатель-детектор содержит массив пар излучатель-детектор, каждая из которых содержит излучатель для передачи сигнала, детектор для захвата отражения сигнала,

15 контроллер, оперативно связанный с сенсорной системой пары излучатель-детектор, схему положения взгляда, сконфигурированную для активации по меньшей мере одной из пары излучатель-детектор в заданных местоположениях сенсорной системы пары излучатель-детектор, при этом контроллер сконфигурирован для определения расстояния между интраокулярной линзой и объектом и для вывода сигнала управления на основании определенного расстояния посредством указанных пар излучатель-
20 детектор,

и по меньшей мере одно исполнительное средство, сконфигурированное для получения сигнала управления и выполнения предопределенной функции.

10. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.9, в которой излучатель содержит схему для генерирования ультразвукового сигнала.

25 11. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.9, в которой излучатель содержит схему для генерирования инфракрасного сигнала.

12. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.9, в которой интраокулярная линза содержит оптику с изменяемой оптической силой, встроенную в оптическую зону.

30 13. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.12, в которой исполнительное средство настраивает оптику с изменяемой оптической силой либо на близкое, либо на дальнее расстояние в ответ на определенное расстояние.

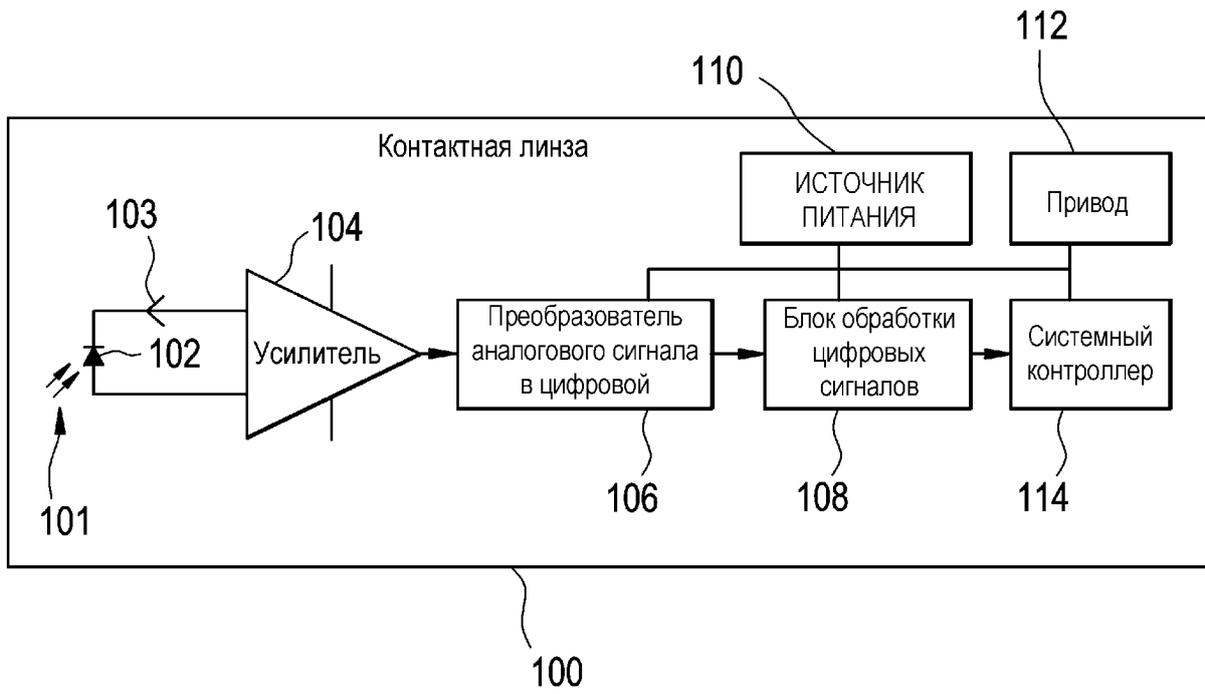
14. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.9, в которой контроллер содержит микроконтроллер и соответствующий блок памяти.

35 15. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.9, дополнительно содержащая источник энергии.

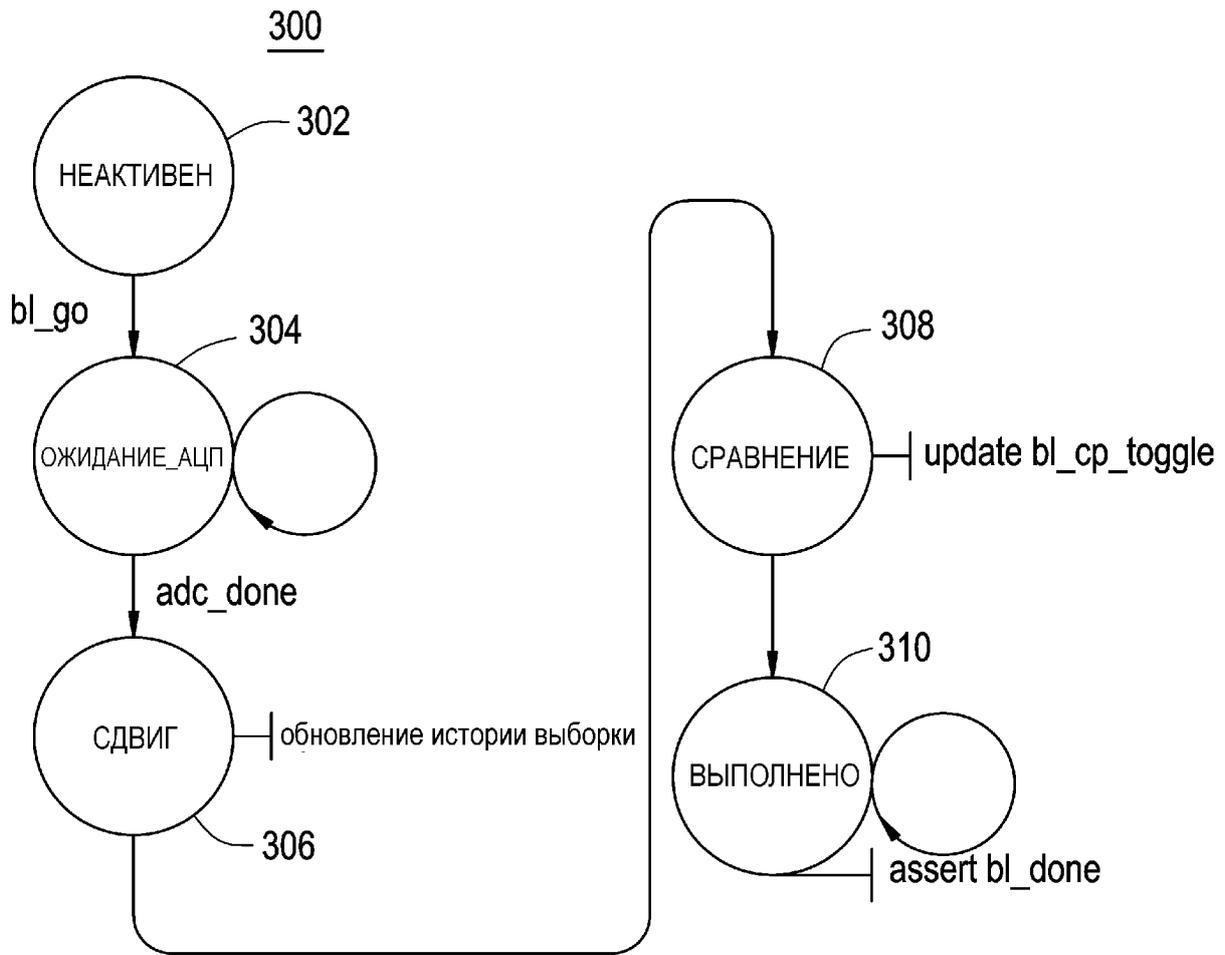
16. Офтальмологическая линза с электропитанием по п.15, в которой источник питания содержит аккумуляторную батарею.

40

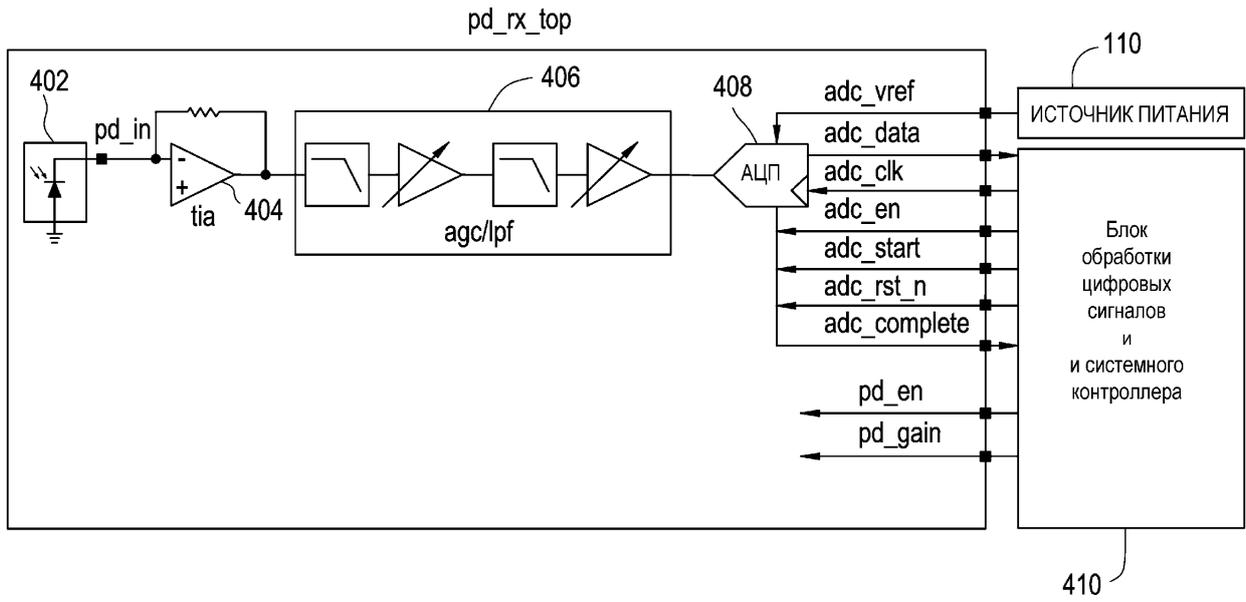
45



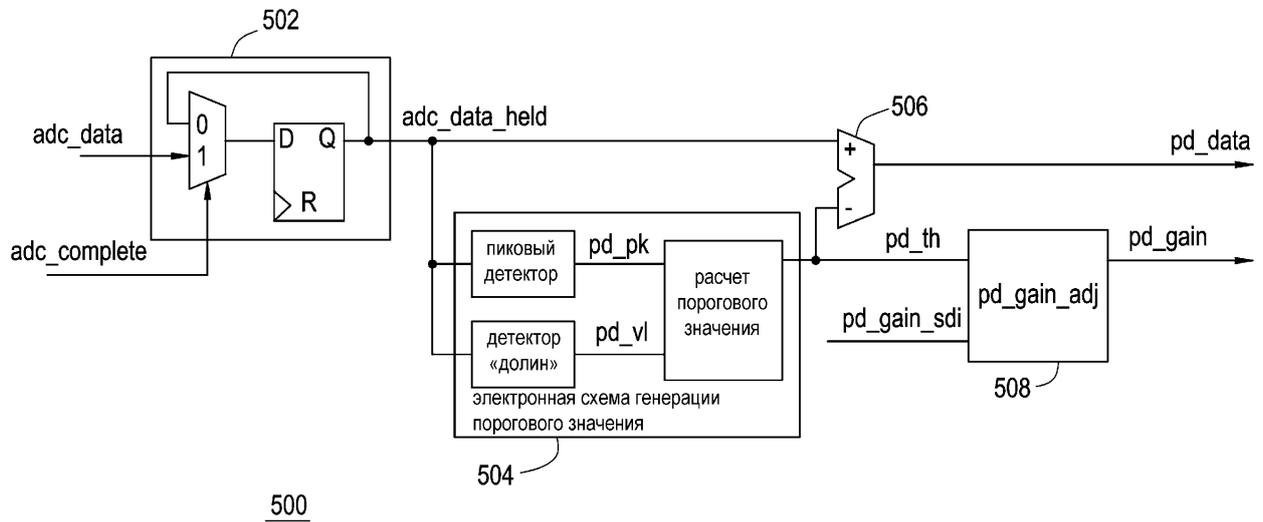
Фиг. 1



Фиг. 3

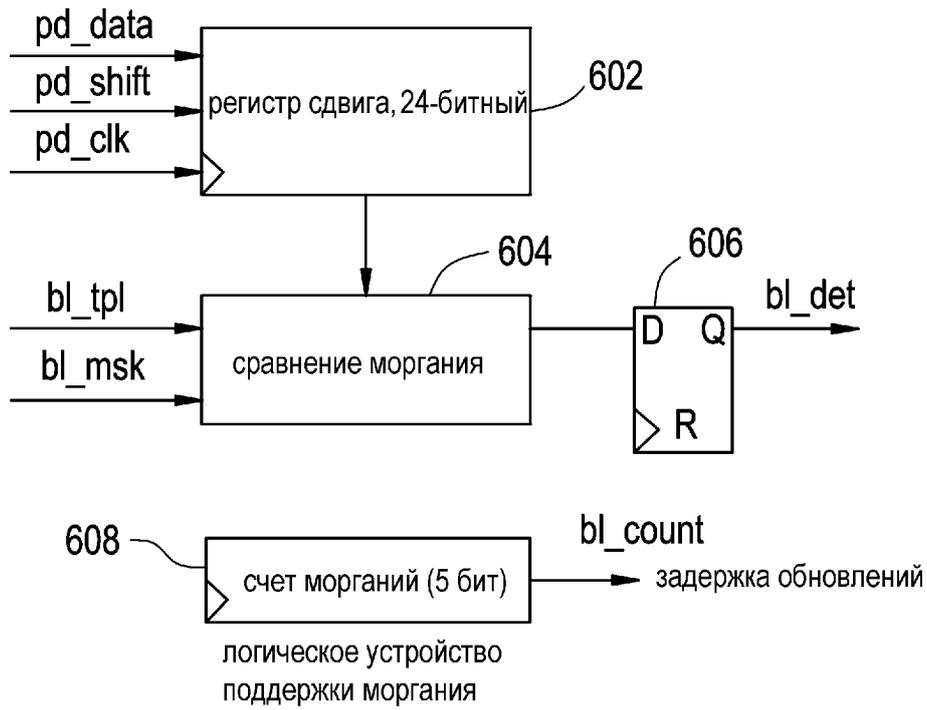


Фиг. 4

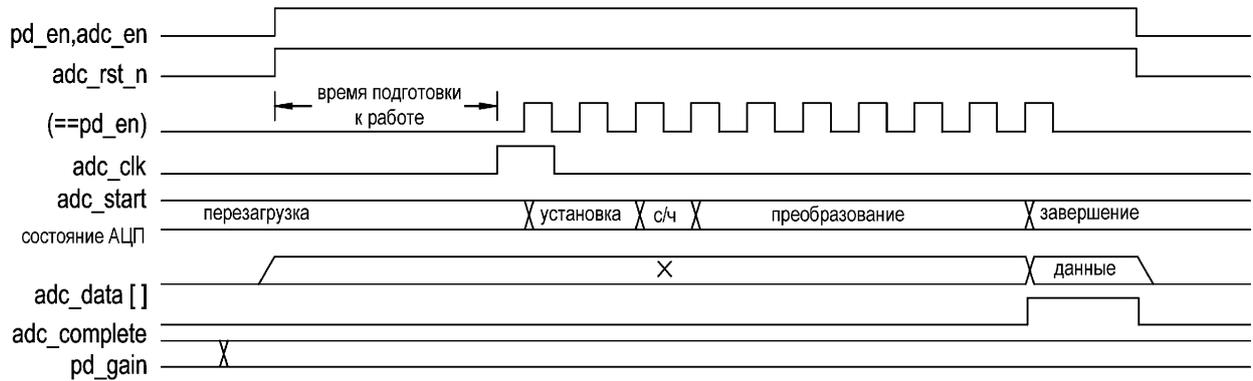


Фиг. 5

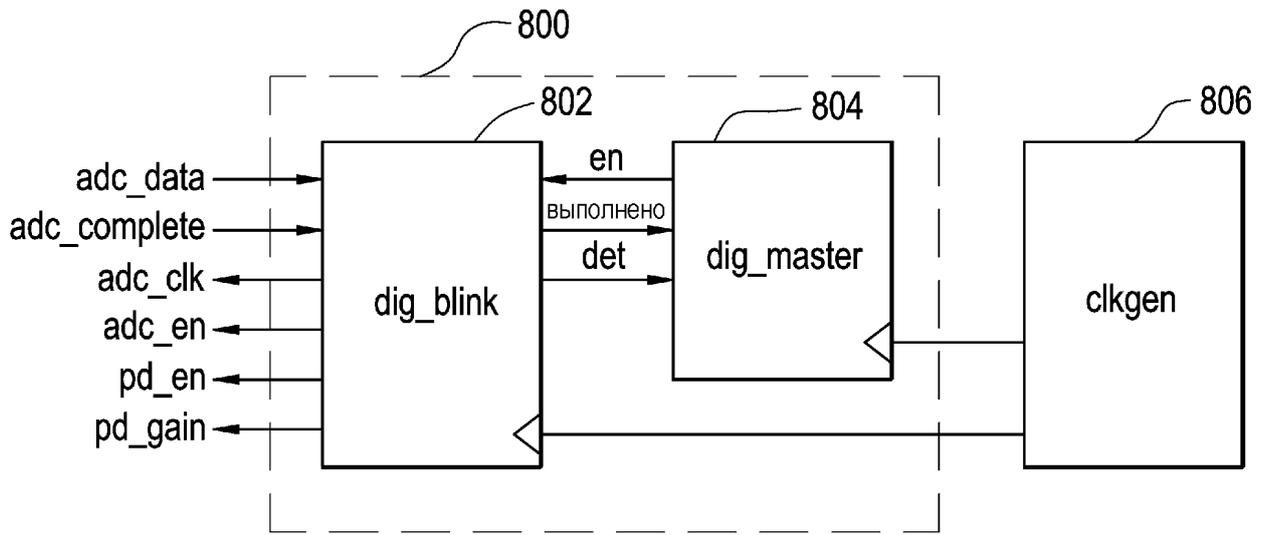
600



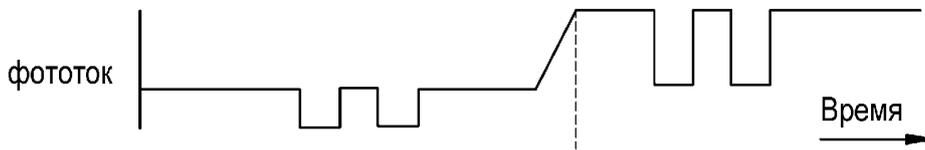
Фиг. 6



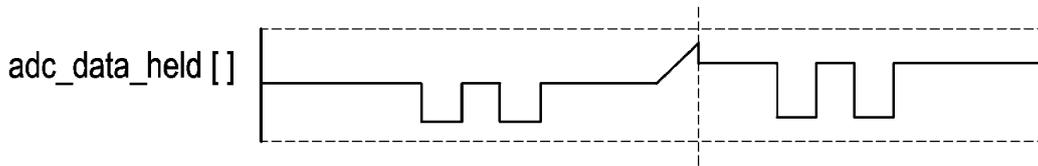
Фиг. 7



Фиг. 8



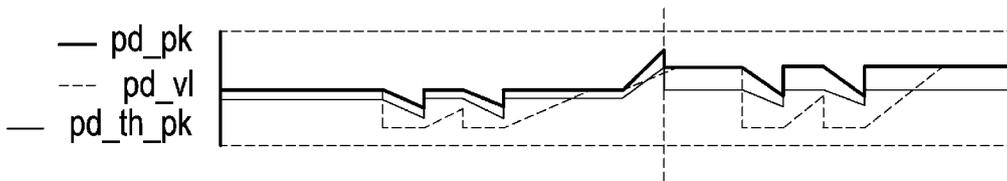
Фиг. 9А



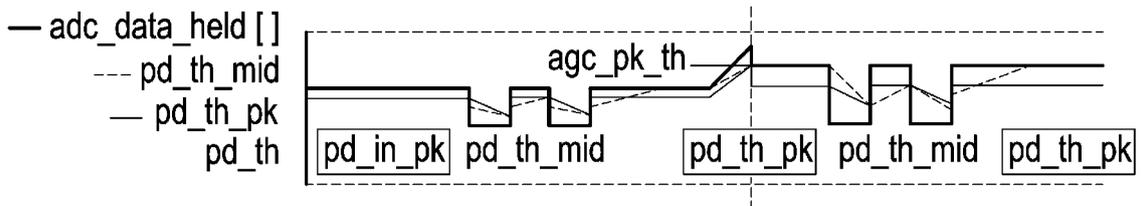
Фиг. 9В



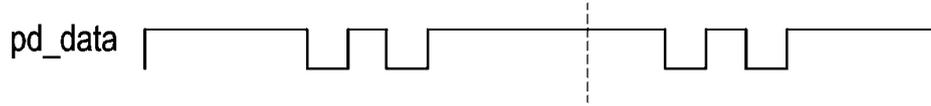
Фиг. 9С



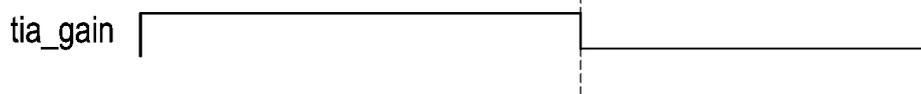
Фиг. 9D



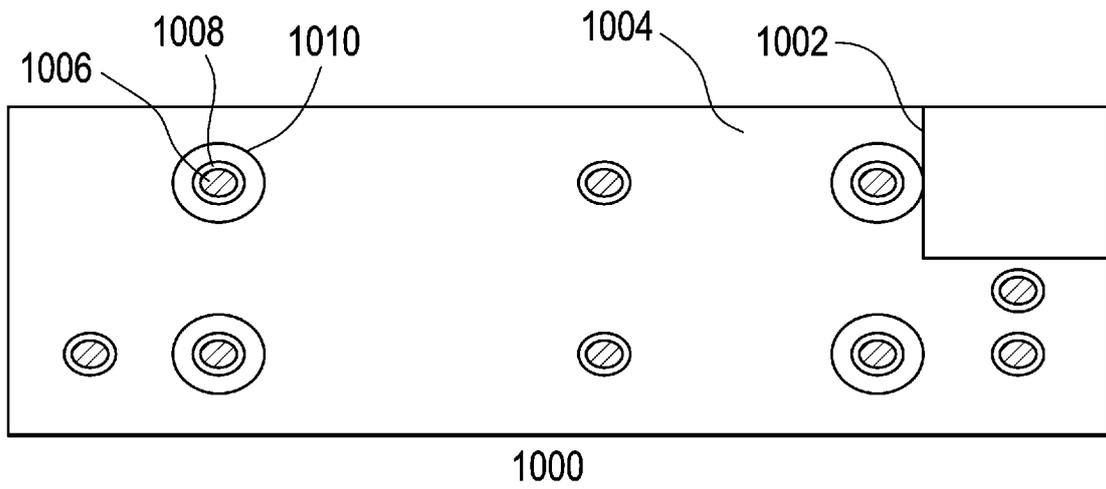
Фиг. 9E



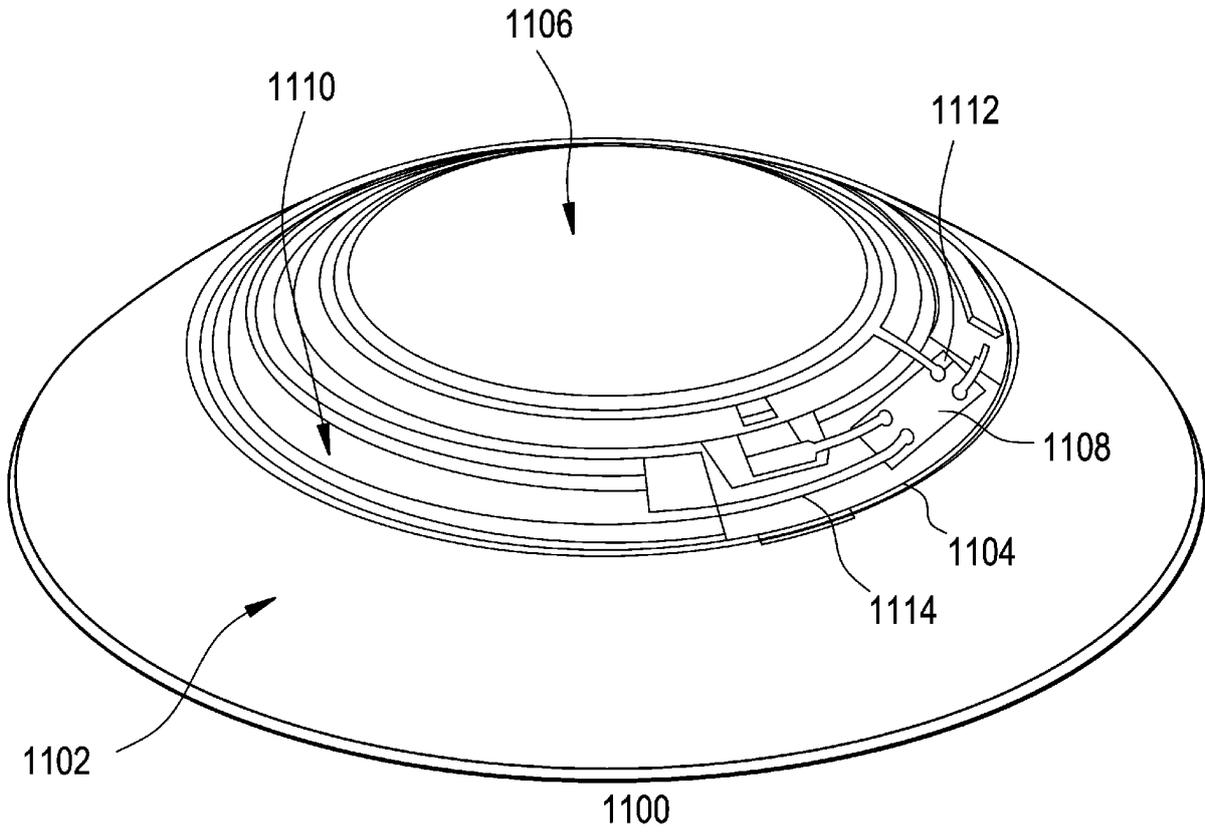
Фиг. 9F



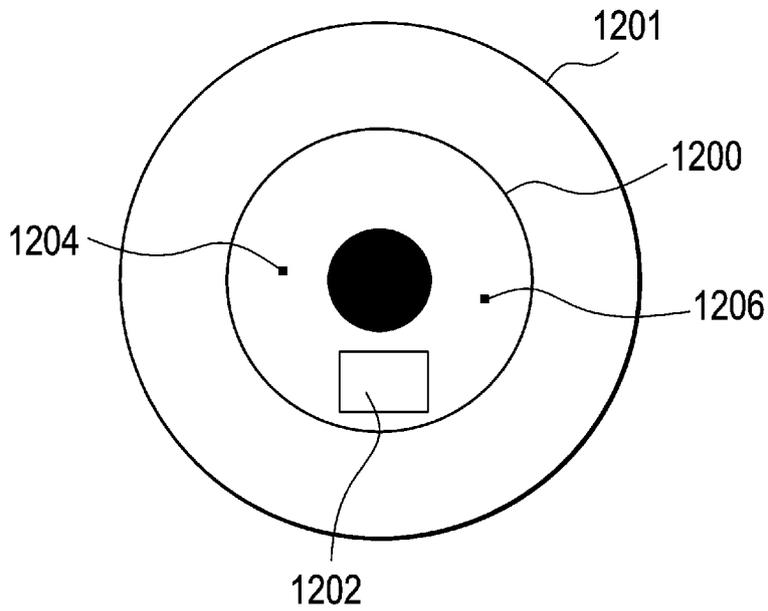
Фиг. 9G



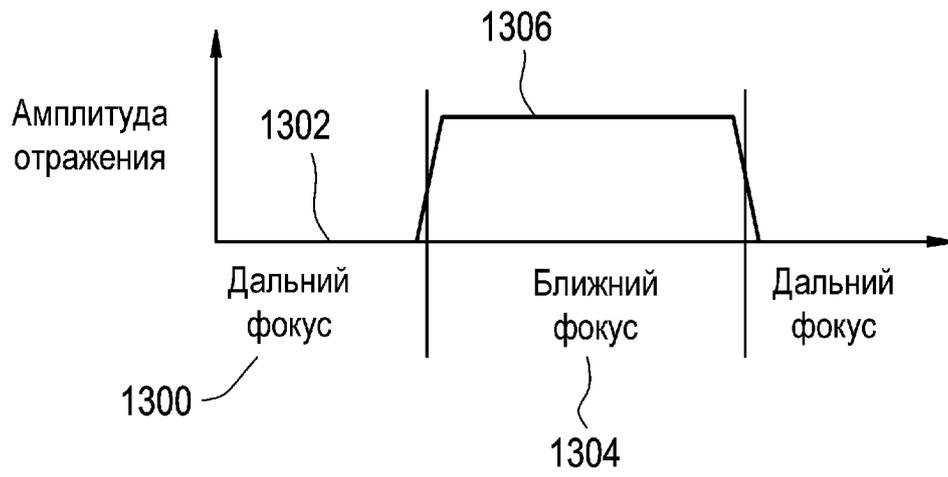
Фиг. 10



Фиг. 11



Фиг. 12



Фиг. 13