

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **033741**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2019.11.21**

(51) Int. Cl. **A61B 3/14** (2006.01)

(21) Номер заявки  
**201791528**

(22) Дата подачи заявки  
**2016.03.01**

---

**(54) СИСТЕМА И СПОСОБ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА**

---

(31) **62/126,622**(56) **US-B1-5094521**  
**US-A1-2009079937**(32) **2015.03.01**(33) **US**(43) **2018.01.31**(86) **PCT/IL2016/050232**(87) **WO 2016/139662 2016.09.09**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:  
**НОВАСАЙТ ЛТД. (IL)**

(72) Изобретатель:  
**Оз Дэн, Белкин Михаил, Ехезкель**  
**Орен (IL)**

(74) Представитель:  
**Котлов Д.В., Пустовалова М.Л.,**  
**Акуленко Е.С. (RU)**

(57) В настоящем изобретении предложены система и способ для измерения движений глазного яблока пациента. Система содержит дисплейный блок, выполненный с возможностью представления по меньшей мере одной цели, закрывающий блок, выполненный с возможностью выборочного закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента, камерный блок, содержащий по меньшей мере один отображающий элемент, выполненный с возможностью выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, и обрабатывающий блок, соединенный с закрывающим блоком, дисплейным блоком и камерным блоком и выполненный с возможностью выполнения следующих этапов: (а) отображение по меньшей мере одной цели по меньшей мере для одного глаза; (b) прием данных об изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, от камерного блока; (с) управление закрывающим блоком с обеспечением закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента; (d) обнаружение изменения состояния по меньшей мере одного глаза; (е) смещение цели по меньшей мере для одного глаза и повторение этапов (а)-(е) до тех пор, пока не будет зарегистрировано отсутствие изменения состояния глаза, что обеспечивает определение по меньшей мере одного параметра движений глазного яблока.

**B1****033741****033741****B1**

### Область техники

Изобретение относится к области офтальмологии, в частности к технологии, используемой при плановой и специализированной диагностике, измерениях и отслеживании движений глазного яблока, бинокулярного выравнивания и прочих визуальных функций.

### Уровень техники

У здорового индивидуума оба глаза выровнены по отношению друг к другу, при этом зрительные оси проходят параллельно при большинстве условий обзора. Отклонение от данного состояния может вызвать появление диплопии. Косоглазие является нарушением зрения, при котором нарушено выравнивание глаз. Косоглазие (то есть двойное зрение), которое имеется у приблизительно 4% детей в США, препятствует стереоскопическому зрению (то есть восприятию глубины), а также может привести к развитию амблиопии (то есть амблиопичных глаз). Амблиопия характеризуется ухудшением зрения в одном из глаз или в обоих глазах, что не может быть объяснено какой-либо структурной аномалией, а также не может быть вылечено оптическими устройствами. Амблиопия может быть вызвана косоглазием в детском возрасте как результат способности мозга ребенка игнорировать изображение из отклоняющегося глаза для предотвращения двойного зрения. Если такое состояние не лечить в раннем детстве, то амблиопия может стать хронической.

Нарушение выравнивания глаз классифицируют на подтипы с различными клиническими последствиями. Основным фактором является то, отклоняются ли глаза постоянно (то есть гетеротропия) или только при особых обстоятельствах (то есть гетерофория). Гетерофория может привести к зрительному утомлению, расстройствам при чтении и ухудшению стереоскопического зрения, но не к амблиопии. В большинстве случаев, в которых один из глаз постоянно отклоняется, невылеченная гетеротропия приводит к амблиопии. При косоглазии внешний недостаток может наблюдаться, если между зрительными осями имеется достаточно большой угол.

Как и в случае с другими нарушениями бинокулярного зрения, основная задача при лечении косоглазия состоит в обеспечении комфортного, одиночного, ясного и нормального бинокулярного зрения на всех расстояниях и во всех направлениях взгляда. Косоглазие обычно лечат с использованием сочетания очков и хирургического вмешательства.

Раньше лечение косоглазия начиналось в раннем детстве, при этом амблиопия развивается с меньшей вероятностью. Начало лечения в максимально раннем возрасте может обеспечить развитие максимально возможной оптической резкости в обоих глазах, а также обеспечить стереоскопическое зрение. Косоглазие в целом лечат путем предотвращения правильного зрения в неотклоняющемся (с отсутствием косоглазия) глазе путем физического, фармакологического или оптического затемнения. Лечение амблиопии не изменяет угол косоглазия, при этом косоглазие при достаточном большом угле лечат путем хирургического вмешательства.

Пациента, у которого глаз имеет существенное постоянное отклонение с поворотом, очень просто заметить. Однако небольшое косоглазие или перемежающееся косоглазие может легко остаться незамеченным при неаккуратном обследовании.

У взрослых людей также может развиваться косоглазие, у них обычно развивается не амблиопия, а двойное зрение. Кроме дискомфорта, вызванного двойным зрением, люди всех возрастов, у которых наблюдается заметное косоглазие, могут испытывать психосоциальные трудности. Успешное хирургическое исправление косоглазия оказывает положительное воздействие на психологическое самочувствие, даже при реализации в отношении взрослых пациентов. Несмотря на то, что призматические линзы не являются средством лечения косоглазия, такие призматические линзы также могут быть использованы для обеспечения комфорта пациентов и предотвращения возникновения двойного зрения. Призмы обычно могут обеспечить одиночное зрение только в одиночном месте взгляда, поскольку угол между глазами может измениться согласно визуальному направлению взгляда.

Таким образом, ранее обнаружение косоглазия у маленьких детей имеет огромное значение в предотвращении амблиопии и увеличении шансов развития правильного бинокулярного зрения. Для лечения важно определить источник, тип и углы косоглазия, в частности важно определить на каких внешних глазных мышцах необходимо произвести операцию и в какой степени.

Существует несколько способов исследования косоглазия и движений глазного яблока, которые описаны ниже.

Исследование рефлекса зрачков на свет, при котором пациента направляют таким образом, чтобы он смотрел на светящуюся точку, находящуюся в метре от него. Если отражения света расположены симметрично в каждом зрачке, то глаза находятся параллельно друг другу. Асимметричные отражения указывают на возможное наличие косоглазия. Угол отклонения может быть измерен путем придания симметрии отражению с помощью призмы подходящей силы. Однако этот тест является неточным, однако для большинства младенцев этот тест является единственно возможным.

Тест с прикрытием глаза осуществляют пока пациент смотрит на ближнюю или удаленную цель, при этом прикрыт один из глаз, а непокрытый глаз ведет наблюдение. Пациенту необходимо сосредоточиться на цели, пока лицо, осуществляющее исследование, повторяет этот тест несколько раз с использованием призматических линз с множеством различных значений силы и направлений (вверх, вниз,

внутри и наружу) для измерения параметров, характеризующих нарушение выравнивания. При тестировании младенцев или детей эта процедура может занять длительный период времени, вплоть до 30 минут. Заставить малых детей слушаться и сохранять определенное положение в течение длительного периода времени является непростой задачей, которая требует от специалиста высокого уровня творческих способностей.

Тест с призмой и прикрытием глаза, при котором степень нарушения выравнивания глаз устанавливается путем нейтрализации движений неприкрытого глаза с использованием набора линз различной силы или призматических линз. Этот тест следует выполнять отдельно для горизонтального косоглазия и вертикального косоглазия. Однако этот тест требует взаимодействия с пациентом, а также является достаточно сложным в плане реализации.

Тесты с прикрытием глаза и тесты с призмой и прикрытием глаза требуют субъективного решения специалиста для определения наличия движений глаза между последовательными этапами прикрытия/раскрытия глаза.

Кроме того, имеются и другие сложные тесты, такие как тесты с использованием экрана Гесса, которые также предоставляют субъективные результаты, являются более сложными и требуют много времени.

Все вышеописанные тесты являются сложными в плане реализации, а также являются неточными и продолжительными по времени, при этом эти тесты должны выполняться специалистом. Кроме того, эти тесты являются сложными, при этом во многих случаях их невозможно выполнить в отношении младенцев и детей.

### Сущность изобретения

В настоящем изобретении предложены система и способ для измерения движений глазного яблока, представляющие собой объективный тест, который не зависит от субъективных ощущений специалиста или пациента, а также требует минимального взаимодействия с пациентом и автоматически выдает результаты, даже при выполнении этого теста техническим специалистом. Технология согласно настоящему изобретению предоставляет каждому глазу свою собственную цель и обеспечивает перемещение каждой цели на экране независимо и соответственно для каждого глаза, что обеспечивает определение параметров движений глазного яблока, таких как отклонение при косоглазии для ближнего поля, отклонение при косоглазии для дальнего поля, неправильный наклон при крутильном движении глаза, гетеротропия, гетерофория, нистагм, движения глаз и фузионные резервы.

Согласно широкому аспекту настоящего изобретения, предложена система для измерения движений глазного яблока пациента, содержащая дисплейный блок, выполненный с возможностью представления по меньшей мере одной цели, закрывающий блок, выполненный с возможностью выборочного закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента, камерный блок, содержащий по меньшей мере один отображающий элемент, выполненный с возможностью выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, и обрабатывающий блок,

соединенный с закрывающим блоком, дисплейным блоком и камерным блоком и выполненный с возможностью выполнения следующих этапов:

- (a) отображение по меньшей мере одной цели по меньшей мере для одного глаза;
- (b) прием данных об изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, от камерного блока;
- (c) управление закрывающим блоком с обеспечением закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента;
- (d) обнаружение изменения состояния по меньшей мере одного глаза;
- (e) смещение цели по меньшей мере для одного глаза и повторение этапов (a)-(e) до тех пор, пока не будет зарегистрировано отсутствие изменения состояния глаза, что обеспечивает определение по меньшей мере одного параметра движений глазного яблока.

Следует понимать, что технология согласно настоящему изобретению определяет параметр движений глазного яблока за счет регистрации изменения состояния глаза, при наличии такового, а не параметров его абсолютного местоположения. Эта новая технология устраняет необходимость в калибровке, которую обычно следует выполнять в имеющихся на рынке устройствах для осуществления измерений параметров движений глазного яблока, поскольку камерный блок не выдает точные информационные данные, касающиеся местоположения глаза. Информация, необходимая для новой процедуры, касается возникновения движения/отсутствия движения глаза. Точное местоположение каждого глаза не является обязательным при идентификации каких-либо различий между направлениями взгляда глаз.

Технология согласно настоящему изобретению имеет меньшую сложность по сравнению с существующими процедурами, а также снижает потребность в получении субъективной оценки специалиста, является почти автоматической, относительно быстрой, а также снижает потребность во взаимодействии с пациентом, что вызывает затруднения, в особенности с маленькими детьми. Настоящее изобретение выполнено с возможностью измерения нескольких типов дисфункций движений глазного яблока, таких как косоглазие, движение глаз, гетерофория, паралич черепно-мозгового нерва, циклотропия, циклофо-

рия, нистагм, фузионные резервы и т.п. В связи с этим следует отметить, что при некоторых видах косоглазия не имеется ни одного отклоняющегося глаза, а направление взгляда пациента может быть задано поочередно обоими глазами. Способность системы выдавать отдельные изображения для отдельных глаз вместе со смещением целей обеспечивает возможность определения различных параметров движений глазного яблока.

Следует понимать, что при отсутствии косоглазия неприкрытый глаз не будет совершать движение. При наличии косоглазия прикрытие неотклоняющегося глаза приводит к изменению положения отклоняющегося неприкрытого глаза по мере его движения для сосредоточения на цели. Прикрытие отклоняющегося глаза с косоглазием приведет к отсутствию движения другого, неотклоняющегося, глаза, поскольку взгляд этого глаза направлен на цель.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок выполнен с возможностью выборочного закрытия/открытия поля зрения по меньшей мере одного глаза.

В некоторых вариантах реализации камерный блок выполнен с возможностью последовательной выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза. Сравнение осуществляют путем сравнения двух изображений, полученных в разные моменты времени.

В некоторых вариантах реализации состояния глаза содержат по меньшей мере одно из следующих: горизонтальное направление взгляда, вертикальное направление взгляда и ось вращения. Состояния глаза также могут содержать по меньшей мере один параметр траектории по меньшей мере одного глаза в ходе этапов (b)-(e). По меньшей мере один параметр траектории может содержать по меньшей мере одно из следующих: горизонтальное направление взгляда, вертикальное направление взгляда и кручение, скорость (также называется скоростью сдвига взгляда) и ускорение. Следует отметить, что для измерения эзотропии, экзотропии, верхнего или нижнего косоглазия измеряют направление взгляда, а для косоглазия с крутильным движением (циклотропия) измеряют ось вращения.

Параметры траектории описывают физическое движение глаза в пространстве, а также предоставляют опцию по определению состояния пациента, например пораженные мышцы или нервы, если такое поражение имеется.

Система может быть использована при монокулярном, и/или бинокулярном, и/или дихоптическом зрении. Когда система является монокулярной, одну из целей представляют для одного из глаз. Когда система является бинокулярной, одну из целей представляют для обоих глаз. Когда система является дихоптической, представляют две различные цели со схожей (или даже идентичной) или различной формой, расположенные на расстоянии друг от друга или в одном и том же месте.

Таким образом, обрабатывающий блок может быть выполнен с возможностью осуществления следующего начального этапа, представляющего две цели, по одной для каждого глаза, в одном и том же месте.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок может содержать по меньшей мере одно из следующих приспособлений: очки, экран и проектор. Закрывающий блок может быть приведен в действие активным или пассивным образом. Если закрывающий блок приводится в действие активным образом, то закрывающий блок может содержать попеременно действующую шторку, выполненную, например, с возможностью прикрытия изображения для каждого глаза по очереди. Если закрывающий блок приводится в действие пассивным образом, то он может содержать, например, пассивные поляризованные фильтры или пассивные анаглифные фильтры.

В некоторых вариантах реализации дисплейный блок приводят в действие активным или пассивным образом. Дисплейный блок может содержать дисплей для отображения видеоданных. Дисплейный блок может быть выполнен с возможностью представления по меньшей мере двух изображений одной и той же цели или двух изображений двух различных целей.

В некоторых вариантах реализации дисплейный блок содержит дисплейный блок для трехмерного представления данных, например экран, выполненный с возможностью выдачи по меньшей мере двух отдельных изображений, по одному для каждого глаза.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок соединен с дисплейным блоком.

В некоторых вариантах реализации обрабатывающий блок обеспечивает смещение цели по меньшей мере одним из следующих способов: по горизонтали, по вертикали и вращением. Смещение цели может быть осуществлено в соответствии с заданной траекторией или для глаза по отношению к цели второго глаза. Цели могут быть размещены в непосредственной близости друг от друга или могут быть перемещены с удалением друг от друга.

В некоторых вариантах реализации система содержит отслеживающее устройство для отслеживания головы, выполненное с возможностью обнаружения по меньшей мере одного из следующих параметров: положение головы, направление головы и перемещение головы с обеспечением, таким образом, возможности определения параметров движений глазного яблока для различных направлений взгляда. Система также может содержать множество дисплеев. Таким образом, настоящая технология обеспечивает возможность измерения параметров движений глазного яблока при различных положениях головы и различных направлениях взгляда, а также обеспечивает быстрое проведение по меньшей мере одной из

следующих проверок: проверка вертикального отклонения, проверка горизонтального отклонения и проверка отклонения при крутильном движении по меньшей мере одного глаза.

В некоторых вариантах реализации система содержит оптические корректирующие линзы.

В некоторых вариантах реализации камерный блок содержит видеокамеру.

В некоторых вариантах реализации камерный блок содержит отслеживающее устройство для отслеживания движений глаза.

Согласно еще одному общему аспекту настоящего изобретения, предложен способ измерения движений глазного яблока пациента, включающий следующие этапы:

- (a) отображение по меньшей мере одной цели для первого глаза и второго глаза;
- (b) сбора данных по меньшей мере об одном изображении, характеризующих состояние по меньшей мере первого глаза;
- (c) определения первого состояния первого глаза;
- (d) закрытие цели в поле зрения второго глаза;
- (e) сбора данных по меньшей мере об одном изображении, характеризующих второе состояние первого глаза;
- (f) определения второго состояния первого глаза;
- (g) идентификации движения глаза и определение того, изменилось ли указанное состояние;
- (h) если определено наличие изменения, открытия поля зрения второго глаза, смещения цели для первого глаза и открытия поля зрения второго глаза и
- (i) повторения этапов (b)-(h) до тех пор, пока не будет зарегистрировано отсутствие изменения состояния по меньшей мере первого глаза.

Следует отметить, что данная процедура может быть применена к конкретному глазу пациента, если была принята информация о предварительной проверке конкретного глаза с недостатками. В противном случае эту процедуру применяют произвольным образом к каждому глазу, при этом если определяют отсутствие изменения на этапе (i) для первого глаза, то этапы (b)-(j) повторяют для второго глаза.

В некоторых вариантах реализации способ включает осуществление сравнения между данными изображений, характеризующими состояние второго глаза и первого глаза с обеспечением, таким образом, возможности определения изменения состояния глаза.

В некоторых вариантах реализации способ включает измерение расстояния между двумя целями двух глаз на дисплее и/или расстояния от глаза до дисплея с обеспечением определения по меньшей мере одного параметра двигательной активности первого глаза.

Следует отметить, что поскольку способ согласно настоящему изобретению может использовать результат измерения расстояния между двумя целями, представленными на дисплейном блоке, для оценки нарушения выравнивания отклоняющегося глаза, изображение неотклоняющегося глаза может быть сдвинуто или смещено к взгляду глаза (в случае пациента, который изменил свой взгляд). Таким образом, в местоположение цели отклоняющегося глаза может быть внесена поправка на сдвиг неотклоняющегося глаза в том же самом направлении. В качестве альтернативы система может поддерживать или даже исключать эту процедуру в случае, в котором пациент не смотрит на цель или закрывает глаза.

Согласно еще одному общему аспекту настоящего изобретения, предложен способ измерения параметров движений глазного яблока путем представления по меньшей мере двух целей, что обеспечивает создание виртуальной цели на необходимом расстоянии от пациента. Таким образом, система согласно настоящему изобретению выполнена с возможностью ее адаптации к любому расстоянию, в результате чего она выполнена с возможностью осуществления измерения для дальнего поля, а также для ближнего поля без изменения расстояния между пациентом и дисплеем. Может быть изменена конкретная фокальная точка с обеспечением, таким образом, возможности сохранения фиксированного расстояния между дисплейным блоком и пациентом при изменении расстояния до виртуальной цели. Расстояние между виртуальной целью и глазом пациента может быть изменено путем смещения целей по отношению друг к другу (ближе или дальше) вдоль дисплейного блока.

Между целями может быть выбрано такое расстояние, что оно соответствует расстоянию между зрачками пациента. Между дисплейным блоком (выполненным с возможностью отображения целей) и пациентом может быть выбрано такое расстояние, что оно находится в заданном диапазоне, составляющем, например, от приблизительно 30 до 700 см.

В некоторых вариантах реализации способ включает управление состоянием аккомодации глаз путем обеспечения наличия фокусирующих оптических средств.

В некоторых вариантах реализации способ включает смещение относительных местоположений двух целей, что приводит к схождению глаз для представления виртуальной цели на выбранном расстоянии. Согласно еще одному общему аспекту настоящего изобретения, предложена система для измерения движений глазного яблока пациента, содержащая дисплейный блок, выполненный с возможностью представления по меньшей мере двух целей независимо для каждого глаза, закрывающий блок, выполненный с возможностью выборочного закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента, камерный блок, содержащий по меньшей мере один отображающий элемент, выполненный с возможностью выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, ха-

рактизирующих состояние по меньшей мере одного глаза, обрабатывающий блок, управляющий закрывающим блоком, дисплейным блоком и камерным блоком, и фокусирующие оптические средства, размещенные перед глазами, соединенные с дисплейным блоком и выполненные с возможностью приема изображения от дисплейного блока и возможностью проецирования изображения в каждый глаз таким образом, что глаз видит цель на необходимом расстоянии. Фокусирующие оптические средства выполнены с возможностью создания виртуальной цели, расположенной на любом необходимом расстоянии. Таким образом, фокусирующие оптические средства выполнены и работают с возможностью изменения виртуального расстояния между целью и пациентом.

В некоторых вариантах реализации фокусирующие оптические средства содержат по меньшей мере две оптические линзы, имеющие конкретную фокальную точку. Линзы могут представлять собой выпуклые или вогнутые линзы.

#### **Краткое описание чертежей**

Для лучшего понимания настоящего изобретения, описанного в данном документе, а также для приведения примера практической реализации настоящего изобретения в качестве неограничивающего примера со ссылкой на прилагаемые чертежи будут описаны варианты реализации.

На фиг. 1 схематически показан пример возможной конфигурации системы согласно настоящему изобретению.

На фиг. 2a показана структурная схема возможной конфигурации системы согласно настоящему изобретению.

На фиг. 2b схематически показан пример закрывающего блока согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения.

На фиг. 3a-3e показаны различные этапы способа измерения параметров движений глазного яблока с использованием конкретной конфигурации системы согласно настоящему изобретению.

На фиг. 4a-4b показаны блок-схемы, иллюстрирующие различные примеры способа согласно настоящему изобретению.

На фиг. 5a-5b показан пример системы согласно настоящему изобретению вместе с изображениями, воспринимаемыми на сетчатке пациента с косоглазием соответственно до завершения процедуры и после завершения этой процедуры.

На фиг. 6 показан пример системы согласно настоящему изобретению с конфигурацией для дальнего поля.

На фиг. 7 показан пример системы настоящего изобретения с конфигурацией для ближнего поля.

На фиг. 8 показан еще один пример системы согласно настоящему изобретению.

#### **Осуществление изобретения**

На фиг. 1 схематически показана система 100 согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения. На чертеже система 100 содержит дисплейный блок 16, представляющий две цели, закрывающий блок 10, выполненный с возможностью выборочного закрытия/открытия поля зрения по меньшей мере одного глаза пациента, камерный блок 14, выполненный с возможностью выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, и обрабатывающий блок 12, соединенный с закрывающим блоком 10, дисплейным блоком 16 и камерным блоком 14. Обрабатывающий блок выполнен с возможностью управления закрывающим блоком 10 с обеспечением закрытия/открытия поля зрения по меньшей мере одного глаза пациента, возможностью приема данных об изображениях, характеризующих состояние по меньшей мере одного глаза, от камерного блока, возможностью регистрации изменения состояния глаза, возможностью визуального смещения цели на дисплейном блоке и возможностью определения по меньшей мере одного параметра движений глазного яблока. Таким образом, дисплейный блок 16 выполнен с возможностью представления по меньшей мере двух целей. Дисплейный блок 16 может быть выполнен и может работать с возможностью представления отдельных целей для каждого из глаз. Две отдельные цели могут быть отображены последовательно или одновременно. Дисплейный блок 16 может иметь активный или пассивный трехмерный тип. В активном трехмерном дисплее две цели представляют последовательно. В пассивном трехмерном дисплее две цели представляют не последовательно, а одновременно. Следует отметить, что хотя на чертеже цель представлена в виде перекрестия, эта цель может иметь любую постоянную или динамическую геометрическую форму, нацеленную на определение параметров движений глазного яблока пациента. Интересуемая цель может представлять собой геометрическую фигуру или текст, способный совершать перемещение по дисплейному блоку 16 (например монитору персонального компьютера). Геометрическую форму цели выбирают в соответствии с параметрами движений глазного яблока, исследуемых системой. Например, цель может иметь буквенное или графическое изображение согласно таблице Снеллена или таблице типа "ETDRS", при этом эти таблицы выполнены с возможностью их калибровки в соответствии с расстоянием между дисплеем и пациентом.

В данном конкретном неограничивающем примере закрывающий блок 10 выполнен с возможностью ношения пациентом и имеет форму очков с попеременно действующей шторкой.

Кроме того, несмотря на то что в целях упрощения дисплейный блок 16 и закрывающий блок 10 представлены в виде двух отдельных элементов, они могут быть встроены в один и тот же корпус. В та-

ком случае двое независимых типов принимают посредством интегрального блока. Таким образом, дисплейный блок 16 может иметь автостереоскопический тип (трехмерный тип без очков) или может представлять собой экран, совместимый с трехмерными очками. Дисплейный блок 16 также может представлять собой стереографический дисплей с широким полем зрения или нетереографический дисплей, такой как видеопроектор. Если дисплейный блок 16 представляет собой проецирующее устройство, графическая информация может быть спроецирована посредством подходящих устройств для создания изображения и проецирующими устройствами на экранах, размещенных перед глазами человека, использующего устройство. Дисплейный блок 16 выполнен с возможностью обеспечения необходимых изображений для каждого глаза пациента. Каждый глаз видит только те изображения, которые предполагалось увидеть указанным конкретным глазом. Например, если используют поляризованные очки, следует также использовать подходящий поляризованный трехмерный дисплей. Эти системы доступны на рынке. Очки "Dimenco BV" и очки "Dimenco HR3D" от компании "MIT's Media Lab" являются примерами имеющихся на рынке трехмерных очков. Жидкокристаллический монитор "ASUS VG236H" и жидкокристаллический монитор "BenQ XL2410T" являются примерами мониторов, совместимых с активными трехмерными очками.

Данный вариант реализации содержит любые из многочисленных подходов по обеспечению отдельных изображений для отдельных глаз. Этот вариант реализации содержит, но не ограничен, разделенные по цвету очки (например, старые красные и зеленые/голубые трехмерные очки), разделенные по поляризации очки, очки со шторками, индивидуализированные для глаза окологлазные дисплеи и прямое проецирование на дисплей для отдельного глаза. Таким образом, в некоторых вариантах реализации закрывающий блок 10 содержит попеременно действующие поляризованные линзы, красные и/или зеленые линзы, которые могут быть вделаны в очки (например тестовые защитные очки), которые могут иметь доступный на рынке тип и могут быть использованы для трехмерных видеоданных. Трехмерные очки "Nvidia" являются примером имеющейся на рынке активной шторки, а очки "RealD XLS" от компании "Sony" являются примером имеющейся на рынке поляризованной системы. Закрывающий блок 10 также может иметь тип с одиночной поляризацией, закрывающий только поляризованные изображения, так что только поляризованные изображения от дисплейного блока закрывают от попадания в глаз, однако обеспечена возможность попадания в глаз неполяризованного света.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок 10 выполнен с возможностью посадки на лицо пациента с плотным прилеганием к нему для исключения внешнего света с обеспечением, таким образом, возможности осуществления тестирования при обычных комнатных условиях. Закрывающий блок 10 выполнен с возможностью функционирования в качестве электронной шторки путем блокировки взгляда одного глаза или другого глаза во время исследования. Например, закрывающий блок 10 может содержать две расположенные на расстоянии друг от друга жидкокристаллические панели, проходящие через зрительную ось каждого глаза и приводимые в действие электрическим сигналом от обрабатывающего блока 12. В конкретном неограничивающем примере шторная панель имеет круглую форму и установлена в закрывающем блоке 10 на уровне глаз. Эта панель разделена на правую и левую половины, которые могут быть выполнены прозрачными или непрозрачными по отдельности для каждого глаза под управлением обрабатывающего блока.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок 10 в качестве альтернативы закрывает глаз пациента или цели одного из глаз. Изображения могут быть сделаны тусклыми или могут быть затемнены на конкретные периоды передачи и периоды закрытия, определенные обрабатывающим блоком 12. С этой целью закрывающий блок 10 может содержать управляемые компьютером шторные панели, которые преграждают зрение пациента в любом глазу во время последовательности тестов. Таким образом, закрывающий блок 10 может содержать жидкокристаллический дисплей и может работать следующим образом: поляризованное изображение, выходящее из жидкокристаллического дисплея, может быть перекрыто. В качестве альтернативы всё поле зрения может быть перекрыто посредством защитных очков.

В некоторых вариантах реализации закрывающий блок 10 содержит корректирующие линзы. Если пациент имеет остроту зрения, которую необходимо исправить, то такая поправка может быть добавлена к системе в качестве отдельного элемента (установлен на некоторых очках или размещен перед пациентом) или к окологлазному закрывающему блоку.

Закрывающий блок 10 и дисплейный блок соединены посредством проводной или беспроводной линии связи, а также могут быть синхронизированы. Хотя это и не показано подробно, но следует учитывать, что обмен сигналами и связь обеспечены между блоками системы посредством проводной или беспроводной линии связи. Например, закрывающий блок 10 и дисплейный блок 16 могут быть соединены посредством инфракрасных средств управления, радиочастотных средств управления, в том числе на основе технологии "Bluetooth", или кабельных средств управления. Камерный блок 14 соединен с обрабатывающим блоком 12 посредством проводной или беспроводной линии связи и выполнен с возможностью записи состояний глаза и возможностью выдачи данных изображения на обрабатывающий блок 12. Обрабатывающий блок 12 регистрирует изменения изображений, принятых от камерного блока 14 от этапа к этапу, пока глаза поочередно закрывают или при закрытии и раскрытии одного из глаз и смещении цели. Обрабатывающий блок 12 может определить направления движений глаза и может опреде-

литель изменение направления движений глаза путем сравнения последовательно полученных данных об изображениях.

Следует отметить, что все необходимые операции по обработке (такие как прием данных об изображениях, определение направления взгляда, выборочное закрытие глаза, сравнение между направлениями взгляда, определение изменения направления взгляда, смещение цели, измерение смещения цели, повторение различных этапов и определение по меньшей мере одного параметра движений глазного яблока) могут быть осуществлены посредством обрабатывающего блока 12, такого как процессор для цифровой обработки сигналов (DSP), микроконтроллер, логическая матрица с эксплуатационным программированием (FPGA), специальная интегральная схема (ASIC) и т.д., или любого другого обычного и/или специального вычислительного блока или специальной вычислительной системы. Термин "обрабатывающий блок" следует расширенно толковать для охвата электронного устройства любого типа, имеющего способность обрабатывать данные, в том числе, в качестве неограничивающего примера, персональные компьютеры, серверы, вычислительные системы, процессоры (например, процессор для цифровой обработки сигналов (DSP), микроконтроллеры, логическая матрица с эксплуатационным программированием (FPGA), специальная интегральная схема (ASIC) и т.д.), смартфон, планшет и другие электронные вычислительные устройства. Процессорный блок 12 может содержать процессор компьютера общего назначения, который запрограммирован в части программного обеспечения осуществлять функции, описанные ниже в данном документе. Несмотря на то, что обрабатывающий блок 12 показан на фиг. 1 в качестве примера как блок, отделенный от камерного блока 14, дисплейного блока 16 и закрывающего блока 10, некоторые из обрабатывающих функций обрабатывающего блока 12 или они все могут быть выполнены посредством подходящей специальной схемы в корпусе камерного блока 14 и/или корпусе дисплейного блока 16, и/или корпусе закрывающего блока 10 или могут быть иным образом связаны с камерным блоком 14 и/или дисплейным блоком 16, и/или закрывающим блоком 10. Если только специально не указано иное, как очевидно из приведенного далее описания, следует учитывать, что во всем описании фразы, использующие такие термины как "обработка", "вычисление", "расчет", "определение", "сравнение" или т.п. относятся к действию и/или процессам компьютера, которые обрабатывают и/или преобразуют одни данные в другие данные, при этом данные представляют в виде физических величин, например в электронном виде. Кроме того, операции в соответствии с принципами, описанными в данном документе, могут быть осуществлены компьютером, специально разработанным для решения необходимых задач, или компьютером общего назначения, специально выполненным с возможностью решения необходимой задачи с помощью компьютерной программы, хранящейся на компьютерочитаемом носителе. Среди прочего процессорный блок 12 содержит по меньшей мере одну вспомогательную часть (подходящее программное обеспечение и/или аппаратные средства) для обработки данных изображения и управления закрывающим блоком и дисплейным блоком. Вспомогательная часть может быть предварительно запрограммирована определять направление взгляда для сравнения между различными данными об изображениях с обеспечением, таким образом, возможности определения того, изменилось ли направление взгляда, а также управлять закрывающим блоком для выборочного преграждения разных глаз, пока не будет определено изменение направления взгляда, измерять смещение цели и определять по меньшей мере один параметр движений глазного яблока. Программное обеспечение может быть загружено в обрабатывающий блок 12 в электронной форме по сети, например или в качестве альтернативы может быть обеспечено на материальном носителе, таком как оптическое, магнитное или электронное запоминающее устройство. В качестве альтернативы или дополнения некоторые из функций обрабатывающего блока 12 или они все могут быть реализованы в специализированных аппаратных средствах, таких как заказная или полужаказная интегральная схема или программируемый процессор для цифровой обработки сигналов (DSP).

На фиг. 2а показана структурная схема системы 100, описанной выше со ссылкой на фиг. 1, согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения.

В конкретном неограничивающем примере движения глаз каждого пациента были записаны с помощью камерного блока 14 отслеживающего устройства для отслеживания движений глаза, имеющего тип "Eyelink 1000". Пациент сидит на стуле с регулируемой высотой. В качестве альтернативы пациент может сидеть на стуле с регулируемой высотой или фиксированной высотой, при этом высота камерного блока может быть отрегулирована под пациента. На первой стадии видеоданные о цели отображают непрерывно, что обеспечивает представление двух целей одновременно, по одной для каждого глаза, в одном и том же местоположении на экране (что обеспечивает бинокулярное зрение). Представлена круглая цель, занимающая область, составляющую, например, приблизительно 1 градус (диаметр в 1,7 см на расстоянии в 100 см). Камерный блок 14 может содержать по меньшей мере одно отображающее устройство, которое вырабатывает данные об изображениях, характеризующие состояние глаза (например направление взгляда), или может содержать имеющееся на рынке отслеживающее устройство для отслеживания движений глаза. Следует отметить, что в настоящей заявке термин "камера" относится к любому отображающему устройству, выполненному с возможностью создания цифрового изображения или видеоданных. Камерный блок 14 вырабатывает данные об изображениях, характеризующие состояние гла-

за, содержащее по меньшей мере один из следующих параметров: горизонтальные направления взгляда, вертикальные направления взгляда и кручения глаз. Кручения могут быть зарегистрированы посредством имеющегося на рынке отслеживающего устройства для отслеживания движений глаза, имеющего тип, разработанный компанией "Arrington Research, Inc.", 27237 улица "№. 71 Place", г. Скотсдейл, штат Аризона, 85266, США. В связи с этим следует отметить, что отслеживающие устройства для отслеживания движений глаза, имеющего тип "Eyelink 1000", редко используют в связи со сложностью их программного обеспечения и сложностью процедур, необходимых для калибровки, отслеживания и анализа данных о глазах. Однако для определения параметров движений глазного яблока, технология согласно настоящему изобретению не требует точной калибровки, поскольку она не основана на точном местоположении глаз в пространстве, однако в настоящей технологии измеряют различие между двумя последовательными взглядами путем отслеживания изменения местоположений глаз. Таким образом, вместо отслеживающего устройства для отслеживания движений глаза может быть использована простая камера или видеокамера, соединенная с предварительно запрограммированным обрабатывающим блоком. Таким образом, камерный блок 14 может представлять собой камеру коммерческого назначения для высокоскоростной съемки, содержащую, при необходимости, встроенный обрабатывающий блок (подходящее программное обеспечение). Обрабатывающий блок определяет направление зрачка путем измерения относительно местоположения этого зрачка по отношению к местоположению глаза при высокой частоте смены кадров, например основанный на видеоданных отражательный блок для роговицы, предлагаемый компанией "ISCAN". Таким образом, обрабатывающий блок анализирует направление взгляда и другие данные о глазах. Эта часть обрабатывающего блока может представлять собой часть процессора, расположенного в корпусе камеры (например отслеживающего устройства для отслеживания движений глаза), или эта часть может представлять собой часть основного процессора.

В некоторых вариантах реализации камерный блок 14 является бинокулярным, причем каждое из отслеживающих устройств для отслеживания движений глаза по бинокулярному видеоизображению состоит из миниатюрной камеры и источников инфракрасного света, при этом сдвоенные блоки оптических средств соединены с обрабатывающим блоком. Камера захватывает изображения глаз, отраженные дихроичным зеркалом, расположенным позади устанавливаемого на голове отображающего набора линз. В некоторых вариантах реализации системы инфракрасный источник используют для освещения глаза пользователя инфракрасным светом и отображения глаза пользователя в инфракрасном диапазоне. В некоторых вариантах реализации система также содержит отслеживающее устройство для отслеживания головы. Камерный блок 14 может быть расположен рядом с дисплейным блоком 16 (например удаленные отслеживающие устройства для отслеживания движений глаза) или может быть посажен на закрывающий блок 10 (например окологлазные отслеживающие устройства для отслеживания движений глаза). На фиг. 2b показан пример, в котором камерный блок 14 расположен в самих очках закрывающего блока 10. Например, когда закрывающий блок 10 содержит поляризационные очки или очки со шторками, для каждого глаза в оправе очков может быть размещена очень маленькая камера, которая выполняет функцию камеры отслеживающего устройства для отслеживания движений глаза. Таким образом, за раз пациент видит выборочные изображения для каждого глаза, а обрабатывающий блок (не показан), который обычно управляет дисплейным блоком, также одновременно принимает данные, характеризующие направление взгляда, в котором каждый глаз смотрит в ответ на отдельные изображения.

В некоторых вариантах реализации состояния глаза содержат скорость по меньшей мере одного глаза. Это может быть достигнуто, например, путем получения изображения в условии закрытого или незакрытого глаза. Скорость сдвига взгляда может быть измерена, например, путем удара о цель и путем измерения времени, которое понадобится глазу, чтобы достигнуть нового местоположения цели, или времени, которое понадобится глазу с косоглазием на то, чтобы вернуться в свое первоначальное местоположение после раскрытия глаза с отсутствием косоглазия. Кроме того, обрабатывающий блок (не показан) может измерять траекторию глаза между этими двумя положениями вне зависимости от того, является ли эта траектория прямой линией или кривой. Таким образом, технология согласно настоящему изобретению измеряет двигательную активность глаз пациента и позволяет определять поврежденную мышцу или поврежденный нерв, при наличии такого повреждения. Двигательная активность глаз пациента также может предоставить практикующему врачу объективную и точную информацию до какого-либо хирургического вмешательства.

В некоторых вариантах реализации камерный блок 14 вырабатывает данные о гетерофории путем сбора данных об изображении глаза во время закрытого и незакрытого состояний с одновременным попеременным прикрытием обоих глаз. В случае полного преграждения поля зрения, камерный блок 14 может быть размещен рядом с глазом позади закрывающего блока 10. В итоге, обрабатывающий блок одновременно обнаруживает изменение в направлении взгляда закрытого и незакрытого глаз. Следует отметить, что пока закрывающий блок устраняет представление поляризованного изображения на дисплейном блоке, камерный блок отслеживает глаза, даже если закрывающий блок преграждает поле зрения глаза, поскольку камерный блок принимает отражения от глаз, которые не являются поляризованными. Когда камерный блок 14 расположен рядом с дисплейным блоком, а закрывающий блок выполнен с возможностью одиночной поляризации, неполяризованный инфракрасный свет, попадающий в глаз,

отражается от этого глаза и собирается камерным блоком 14.

В некоторых вариантах реализации камерный блок 14 содержит две камеры, обеспечивающие два цифровых изображения.

На фиг. 3а-3е показаны различные этапы способа измерения параметров движений глазного яблока путем использования конкретной конфигурации, показанной на фиг. 1 и 2, системы согласно настоящему изобретению для пациентов, имеющих экзотропию, также называемую расходящимся косоглазием, которое является формой косоглазия, при котором глаз отклонен по направлению наружу. В таких случаях можно полагать, что правый глаз не имеет косоглазия, при этом этот глаз обычно сосредотачивается на изображении.

На этапе 1, показанном на фиг. 3а, две цели для проведения испытания, по одной для каждого глаза, совпадают в центре дисплейного блока, а обе шторки закрывающего блока 10 являются прозрачными. Из-за экзотропии (левый глаз направлен наружу) изображение, воспринимаемое левым глазом, не центрировано на фовеа, а скорее центрировано внутрь на нос, как показано на чертеже. Изображение, воспринимаемое правым глазом, центрировано на фовеа, как показано на чертеже. Восприятие пациента может в результате привести к одному из следующих сценариев: мозг игнорирует изображение в левом глазе, а пациент видит только одно монокулярное изображение, или пациент страдает от диплопии (то есть двойного зрения). Камерный блок 14 вырабатывает по меньшей мере одно изображение, характеризующее местоположение тестируемого глаза (правого глаза). Обработывающим блоком (не показан) не обнаружены какие-либо движения глаза.

На этапе 2, показанном на фиг. 3б, продолжают отображать две отдельные цели для проведения испытания, которые совпадают на дисплейном блоке 16. Закрывающий блок 10 становится непрозрачным для левого глаза и предотвращает возможность видеть цель левым глазом. Из-за экзотропии левый закрытый глаз продолжает направляться наружу, а правый глаз продолжает сосредотачиваться на правой цели и создает воспринимаемую цель, показанную на чертеже. Камерный блок 14 вырабатывает данные изображения для правого глаза, а обрабатывающий блок (не показан) сравнивает эти данные изображения с предыдущими данными изображения, полученными на этапе 1. При отсутствии изменения в указанных данных для правого глаза обрабатывающий блок определяет, что правый глаз представляет собой глаз с отсутствием косоглазия. Если имеется изменение указанных данных для правого глаза, обрабатывающий блок определяет, что правый глаз вероятно представляет собой отклоненный глаз. В последующих этапах можно полагать, что правый глаз представляет собой глаз с отсутствием косоглазия. Следует отметить, что вышеописанные этапы 1 и 2 выполняют исключительно для определения глаза с отсутствием косоглазия. Эти этапы являются необязательными и могут быть исключены, если заранее принята информация, касающаяся ведущего глаза без косоглазия. Для обнаружения попеременного косоглазия необходимо отслеживать глаз, который совершил перемещение после закрытия другого глаза. Если местоположение взгляда этого глаза не изменяется после удаления преграды, то это означает, что косоглазие является попеременным. Результаты должны быть такими же, при этом повторяют тест для другого глаза. Этапы 3 и 4, показанные на фиг. 3с и фиг. 3д, представляют собой фактические результаты изменения отклонения при косоглазии.

На этапе 3, показанном на фиг. 3с, вследствие бинокулярного зрения (обе шторки являются открытыми) продолжают отображать две отдельные тестовые цели, которые совпадают на дисплейном блоке 16. Закрывающий блок 10 становится непрозрачным для правого глаза и предотвращает возможность просмотра изображения правым глазом. Пока закрытый правый глаз ничего не видит, левый глаз пациента инстинктивно совершает возвратное движение внутрь (вправо), ориентирует свое направление взгляда на изображение, сосредотачивается на определенном месте и создает воспринимаемое положение, показанное на чертеже. Данные камерного блока для левого глаза отправляют на обрабатывающий блок (не показан), который идентифицирует наличие движения глаза и определяет, изменилось ли (переместилось ли) местоположение левого глаза. Если местоположение изменилось, то процесс продолжает так, как это описано ниже.

На этапе 4, показанном на фиг. 3д, цель для левого глаза перемещают на  $\Delta X$  (по отношению к предыдущему местоположению цели) в левую сторону дисплейного блока 16, в то время как цель для правого глаза остается в том же самом положении. Вследствие бинокулярного зрения (обе шторки являются открытыми) правый глаз пациента инстинктивно совершает возвратное движение внутрь (влево), а также ориентирует свое направление взгляда на изображение. На чертеже показаны изображения, воспринимаемые правым глазом и левым глазом. Следует отметить, что по причине нового месторасположения цели для левого глаза изображение, воспринимаемое левым глазом, будет находиться ближе к фовеа, чем указанное воспринимаемое изображение, в сравнении с расстоянием до фовеа, показанной на фиг. 3а.

В дальнейшем этапы 3 и 4 непрерывно повторяют (с одновременным перемещением цели для левого глаза все больше и больше к левой стороне дисплея с приращениями  $\Delta X$ ), а разницы между двумя последовательными данными о положении становятся меньше до тех пор, пока не будет обнаружено отсутствие изменения в местоположении левого глаза. На этой стадии, как показано на фиг. 3е, левая цель на дисплейном блоке 16 совпадает с отклоненным направлением взгляда левого глаза. Оба глаза сосредото-

ченны на своих соответствующих целях, при этом обе цели попадают на центры фовеа, что видно на чертеже. В дальнейшем рассчитывают отклонение при косоглазии. В связи с этим следует отметить, что, несмотря на то, что в данном конкретном неограничивающем примере цель смещают по горизонтали для определения отклонения при косоглазии пациента, имеющего экзотропию, в качестве дополнения или альтернативы цель может быть смещена по вертикали и/или вращением. Это обеспечивает возможность определения других параметров движений глазного яблока, таких как эзотропия, гипертропия или гипотропия.

На фиг. 4a-4b показаны примеры блок-схем способа согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения. На чертежах показаны следующие аббревиатуры: TL для цели левого глаза, TLL для местоположения левой цели на дисплее, TR для цели правого глаза, ET для отслеживающих устройств для отслеживания движений глаза, LGZ для направления взгляда левого глаза, RGZ для направления взгляда правого глаза, SPD для отклонения при косоглазии в призматических диоптриях, TD для окончательного расстояния на дисплее между TL и TR в сантиметрах и L для расстояния между пациентом и дисплеем в сантиметрах.

На фиг. 4a показан пример блок-схемы способа тестирования с прикрытием/открытием глаза (например, для измерений при гетеротропии) согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения. В целом тест с прикрытием/открытием глаза осуществляют путем прикрытия одного из глаз и отслеживания перемещения другого глаза. Полагают, что правый глаз представляет собой глаз с отсутствием косоглазия. Этап 1 начинается с обоих непокрытых глаз. Две цели для проведения испытания, по одной для каждого глаза, совпадают на дисплейном блоке, а попеременно действующие шторки являются прозрачными. В дальнейшем первоначальные данные получают от камерного блока. В частности, камерный блок (отслеживающее устройство для отслеживания движений глаза) собирает данные о состоянии каждого глаза, например направление взгляда. На этапе 2 левый глаз является прикрытым, при этом отслеживают движение правого глаза. Если движения не обнаружено, то в дальнейшем правый глаз представляет собой глаз с отсутствием косоглазия (согласно приведенному выше предположению). На этапе 3 после представления целей, которые совпадают в первоначальной фазе этого этапа, закрывающий блок становится прозрачным для обоих глаз, а в дальнейшем становится непрозрачным для правого глаза. Камерный блок обеспечивает данные изображения, характеризующие состояние глаза, например направление взгляда левого глаза, а обрабатывающий блок определяет, имеется ли изменение состояния глаза, например направления взгляда левого глаза, путем сравнения ранее полученных данных об изображении. Если направление взгляда было изменено, то в дальнейшем процесс продолжается с этапа 4. Цель для левого глаза немного перемещают (например на  $\Delta X$  к левой стороне дисплейного блока по сравнению с предыдущим местоположением цели), в то время как цель для правого глаза остается в том же самом местоположении. Камерный блок выдает данные об изображении, характеризующие состояние глаза, например направление взгляда левого глаза, а обрабатывающий блок определяет изменение местоположения левого глаза. Этапы 3 и 4 повторяются до тех пор, пока не будет обнаружено отсутствие движения левого глаза. На этой стадии цель на дисплейном блоке совпадает с точным отклоненным направлением взгляда левого глаза. Оба глаза сосредоточены на целях, при этом обе цели попадают на центры фовеа, видимые на вышеописанной фиг. 3d.

Например, отклонение при косоглазии в дальнейшем рассчитывают по следующей формуле:

$$SPD = \frac{TD \times 100}{L},$$

где SPD представляет собой отклонение при косоглазии в призматических диоптриях, TD представляет собой окончательное расстояние на дисплейном блоке между отдельными целями для отдельных глаз, а L представляет собой расстояние между пациентом и дисплейным блоком. Таким образом, расстояние между двумя целями для проведения испытания определяет косоглазие. В этой формуле единицами измерения TD, L и SPD является сантиметр. В данном варианте реализации система согласно настоящему изобретению обеспечивает разницу между направлениями взгляда глаз, что обеспечивает определение момента нулевой разницы. В этот момент угол отклонения взгляда глаза с косоглазием определяют посредством расстояния между целями на дисплее.

В данном варианте реализации система согласно настоящему изобретению обеспечивает разницу между направлениями взгляда глаз, что обеспечивает определение момента нулевой разницы. В этот момент угол отклонения взгляда глаза с косоглазием определяют посредством расстояния между целями на дисплее.

Следует понимать, что в технологии согласно настоящему изобретению определение состояния каждого глаза осуществляют одновременно с отображением стимулирующего воздействия. Кроме того, система основана на сравнении разностей данных о взгляде и неабсолютных данных о взгляде, при этом вычисления осуществляют только после обнаружения отсутствия изменения направления взгляда, так что это вообще не зависит от калибровки. Кроме того, поскольку отклонение при косоглазии основано исключительно на простых измерениях расстояний, результаты являются чрезвычайно точными по сравнению с существующими методами. Это устраняет необходимость калибровки системы перед применением стимулирования, что осуществляют в обычных системах с использованием имеющихся на рынке

отслеживающих устройств для отслеживания движений глаза. Калибровка системы для каждого пациента и для местоположения головы каждого пациента отнимает много времени и может обеспечить неточные результаты, поскольку калибровку следует проводить заново, если пациент переместил свою голову. Такую калибровку практически невозможно провести с маленькими детьми. Кроме того, технология согласно настоящему изобретению предотвращает необходимость использовать призматические линзы, поскольку отклонение взгляда осуществляют с использованием различных изображений для каждого глаза на экране.

Следует также понимать, что технология согласно настоящему изобретению не требует взаимодействия с пациентом, что является важным моментом в отношении младенцев или даже детей. Это требует только внимания пациента, которое может быть получено путем использования подходящих и интересных целей на дисплее.

Похожий тест применяют для правого глаза, если левый глаз представляет собой глаз с отсутствием косоглазия.

Следует отметить, что тест, описанный выше согласно фиг. 4а, обычно осуществляют первым. Если косоглазия не обнаружено, то может быть выполнен тест, описанный ниже согласно фиг. 4b.

На фиг. 4b показан пример блок-схемы способа тестирования попеременного прикрытия (например для определения гетерофории и получения результатов измерения) согласно некоторым вариантам реализации настоящего изобретения. На этапе 1 две цели для проведения испытания, по одной для каждого глаза, совпадают на дисплейном блоке, пока оба глаза являются незакрытыми. Теперь закрывающий блок становится непрозрачным для первого глаза, затем закрывающий блок становится прозрачным для первого глаза и непрозрачным для второго глаза без обеспечения возможности бинокулярного зрения между ними. Этап 1 повторяют, например, 5-10 раз в течение 10-20 с для обеспечения визуализирующей системе возможности разъединять два глаза. На этапе 2 камерный блок вырабатывает данные изображения первого глаза сразу после раскрытия первого глаза. В данном конкретном неограничивающем примере обрабатывающий блок определяет, изменилось ли состояние первого глаза (например направление взгляда), путем сравнения данных об изображении, полученных на этапе 2 и на этапе 1. Если изменение не обнаружено, камерный блок вырабатывает данные об изображении для второго глаза сразу после раскрытия этого второго глаза. Обрабатывающий блок определяет, изменилось ли состояние второго глаза, например направление взгляда. Если состояние второго глаза также не изменилось, то фория считается необнаруженной. Если было обнаружено изменение состояния в первом глазе, то фория считается обнаруженной, а процесс продолжается с этапа 3. На этапе 3 при обнаружении движения в первом глазе, то цель для первого глаза немного перемещают (например на  $\Delta X$  по направлению к местоположению первого глаза сразу после его раскрытия), в то время как цель второго глаза остается в том же самом месте. Если движение было обнаружено для второго глаза, цель второго глаза будет перемещена по направлению к местоположению второго глаза, в то время как цель первого глаза будет оставаться в том же самом месте. В дальнейшем повторяют этап 3. Камерный блок вырабатывает данные изображения сразу после раскрытия первого глаза. Обрабатывающий блок определяет, изменилось ли состояние первого глаза, например направление взгляда. Эти этапы повторяют последовательно путем приращения местоположения цели на дисплее на  $\Delta X$ . Этот процесс продолжается до тех пор, пока цель на дисплейном блоке не будет совпадать с точным отклоненным направлением взгляда первого глаза (этап 4). Оба глаза сосредотачиваются на цели, при этом обе цели попадают на центры фовеа, которые видны на вышеописанной фиг. 3e. В дальнейшем с помощью обрабатывающего блока измеряют отсутствие изменения для первого глаза и второго глаза, а параметры движений глазного яблока в дальнейшем рассчитывают так, как это описано выше. Таким образом, имеется динамическое влияние на местоположение глаза, когда цель смещают до тех пор, пока не будет обнаружено отсутствие изменения состояния глаза или минимальное изменение состояния глаза.

На фиг. 5a-5b показан еще один вариант реализации настоящего изобретения, в котором настоящую технологию используют для пациентов, страдающих от циклотропии, то есть косоглазия, при котором, по сравнению с правильным местоположением глаз, имеется крутильное движение одного из глаз (или обоих глаз) вокруг визуальной оси глаза. Следовательно, поля зрения обоих глаз кажутся наклоненными по отношению друг к другу, что предотвращает объединение мозгом этих двух изображений в одиночное стереоскопическое изображение. Как указано выше, камерный блок 14 вырабатывает данные об изображениях, характеризующие состояние глаза, содержащее по меньшей мере один из следующих параметров: горизонтальные направления взгляда, вертикальные направления взгляда и кручение глаз. Обрабатывающий блок (не показан) определяет наклон при крутильном движении глаза. Как показано на чертеже, две цели отображают на дисплейном блоке в одном и том же месте и с тем же самым наклоном. В таком случае, цель представляет собой горизонтальную линию. Цель для глаза с наклоном в дальнейшем поворачивают в осевом направлении до тех пор, пока камерным блоком 14 не будет обнаружено отсутствие вращения глаза на схожих этапах и схожим образом, как описано выше, однако вместо перемещения цели на  $\Delta X$ , цель поворачивают на  $\Delta \rho$ . Угол  $\rho$  поворота, показанный на фиг. 5b, характеризует поворот при косоглазии на несколько градусов.

Согласно еще одному общему аспекту настоящего изобретения, предложена система для осуществления тестов для дальнего поля и ближнего поля без изменения расстояния между дисплейным блоком и пациентом. Обычно тесты для ближнего поля выполняют при расстоянии между целью и пациентом, составляющем от 33 до 40 см, а тесты для дальнего поля выполняют при расстоянии между целью и пациентом, составляющем по меньшей мере 300 см.

На фиг. 6 и фиг. 7 схематически показана способность системы согласно настоящему изобретению осуществлять оба теста для дальнего и ближнего полей, показанных соответственно на фиг. 6 и фиг. 7 на одиночном экране в фиксированном местоположении. Ради сравнения можно полагать, что пациент имеет нормальное зрение в плане дальней и ближней остроты зрения и имеет вергентную способность в дальнем и ближнем полях. Неограничивающий пример, показанный на фиг. 6, иллюстрирует первоначальную конфигурацию 600, нацеленную на измерение отклонения при косоглазии у дальноруккого пациента. Дисплейный блок 16 расположен на расстоянии D2, составляющем, например, 100 см от пациента. Цели для каждого соответствующего глаза отображают на дисплейном блоке на приблизительно межзрачковом расстоянии (IPD) для сохранения параллельными направлений взгляда двух глаз, что требуется для дальноруккости. Цели отображают на дисплейном блоке 16 на расстоянии в 6 см (как и в случае данного примера обычное межзрачковое расстояние IPD), как показано на чертеже. Это обеспечивает то, что оба глаза имеют параллельные направления взгляда, что требуется при дальноруккости. Для представления нормальных целей в дальнем поле не требуется приспособляемость, то есть глаза следует сфокусировать на бесконечность. В таком случае оба глаза фокусируются на удаленных целях, а оба направления взгляда являются параллельными. Система 600 также содержит фокусирующие оптические средства, содержащие по меньшей мере две оптические линзы 601 и 602, каждая из которых имеет конкретную фокальную точку, расположенную перед каждым глазом. Линзы 601 и 602 могут представлять собой выпуклые линзы. Фокусирующие оптические средства выполнены и работают с возможностью приема изображения от дисплейного блока и возможностью проецирования изображения в каждый глаз таким образом, что глаз видит цель в бесконечности. Таким образом, линза создает виртуальную цель, расположенную в бесконечности. Это обеспечивает расположение двух глаз в дальней области, что требуется для дальноруккости.

Термин "виртуальная", использованный в настоящей заявке, относится к цели, расположенной в фокальной плоскости, отличной от дисплейного блока. Несмотря на то, что в целях упрощения фокусирующие оптические средства представлены в качестве физического элемента, отдельного от закрывающего блока 10, фокусирующие оптические средства могут быть встроены в закрывающий блок 10 с образованием единого физического элемента.

Аналогичная система может быть использована для различных расстояний от дисплейного блока до пациента. В конкретном неограничивающем примере для расстояния от глаз до дисплейного блока, составляющего приблизительно 100 см, и IPD, составляющего приблизительно 6 см, следует использовать линзы с преломляющей силой в +1,00 диоптрии, для расстояния, составляющего приблизительно 50 см, следует использовать линзы с преломляющей силой в +2,00 диоптрии, а для расстояния, составляющего приблизительно 33 см, следует использовать линзы с преломляющей силой в +3,00 диоптрии, при этом виртуальная цель может быть спроецирована соответственно в бесконечность. Во всех этих случаях расположенные на расстоянии друг от друга цели отображают на дисплейном блоке на расстоянии, составляющем приблизительно 6 см.

На фиг. 7 показана возможная конфигурация системы согласно настоящему изобретению для исследования ближнего поля. Неограничивающий пример, показанный на фиг. 7, иллюстрирует первоначальную конфигурацию 700, нацеленную на измерение отклонения при косоглазии у близоруккого пациента. Дисплейный блок 16 расположен на расстоянии D2 от пациента, составляющем, например, 100 см. Цели для каждого соответствующего глаза отображают на дисплейном блоке следующим образом: цель для левого глаза расположена на правой стороне дисплейного блока и наоборот. Расположенные на расстоянии друг от друга цели отображают на дисплее на конкретном расстоянии, но в противоположном направлении, как и в предыдущей конфигурации, показанной, например, на фиг. 6. Это обеспечивает то, что направления взгляда двух глаз сходятся в одной точке, что требуется для близоруккости при подходящем расстоянии.

Для представления нормальных целей в ближнем поле, глазам следует приспособляться, то есть глазам следует фокусироваться на ближнем поле. В таком случае оба глаза фокусируются на ближние цели, а оба направления взгляда сходятся на необходимом ближнем расстоянии, составляющем, например 30 сантиметров. Система 700 также содержит фокусирующие оптические средства, содержащие по меньшей мере две оптические линзы 701 и 702, каждая из которых имеет конкретную фокальную точку, расположенную перед каждым глазом. Линзы 701 и 702 могут представлять собой вогнутые линзы. Фокусирующие оптические средства выполнены и работают с возможностью приема изображения от дисплейного блока и возможностью проецирования изображения в каждый глаз таким образом, что глаз видит цель в ближнем поле. Таким образом, линза создает виртуальную цель, расположенную в ближнем поле. Это обеспечивает то, что приспособляемость двух глаз находится в ближнем поле, что требуется для близоруккости.

Как описано выше согласно фиг. 6, расстояние между глазами пациента и дисплеем может быть изменено, а фокальная точка фокусирующих оптических средств, а также расстояние между целями, следует выбирать соответствующим образом. Например, для расстояния между дисплеем и пациентом, составляющего приблизительно 100 см, фокусирующие оптические средства должны иметь -2,00 диоптрии (вогнутые линзы). Следует понимать, что глазу чтобы видеть цель на расстоянии 33 см, следует использовать линзу с преломляющей силой в -3,00 диоптрии (для обеспечения +3,00 диоптрии приспособления) и следует использовать линзу с преломляющей силой в +1,00 диоптрии (для компенсации аккомодации, необходимой для расстояния в 1 метр от экрана), которая суммируется вместе с линзой с преломляющей силой в -2,00 диоптрии. Расстояние между целями должно составлять приблизительно 12 см для обеспечения сходимости глаз на приблизительно 33 см. Для расстояния от глаза до дисплея в 50 см следует использовать линзу с преломляющей силой в -1,00 диоптрии (-3,00 диоптрии и +2,00 диоптрии), а цели должны быть отделены друг от друга на приблизительно 9 см. В связи с этим следует отметить, что увеличение относительного расстояния между целями на дисплее уменьшает расстояние между виртуальной целью и пациентом и наоборот.

Также следует отметить, что для обеспечения простого расчета для ближнего поля в расчет было взято прямое расстояние между глазом и дисплеем, составляющее 100 см. Однако более точные расчеты могут быть осуществлены и когда расстояние между глазами пациента и отображенной целью не составляет точно 100 см, как в данном примере. Такие расчеты могут быть осуществлены путем использования простых тригонометрических соотношений, в результате чего более точное значение расстояния рассчитывают следующим образом:

$$D = 3 + (100^2 + 6^2)^{0,5} = \sim 103,2.$$

В некоторых вариантах реализации реальная цель сможет быть введена на подходящем расстоянии при близорукости, если пациенту сложно свести свои глаза на несколько градусов вправо. Как показано на фиг. 7, эта цель может представлять собой палец, введенный в его линию зрения.

Как описано выше, в некоторых вариантах реализации система может содержать персональные корректирующие оптические средства. Корректирующие линзы могут быть объединены с фокусирующими оптическими средствами, описанными на фиг. 6 и 7. Например, если у человека имеется линза с преломляющей силой в +2,50 диоптрии для исправления дальнозоркости, а также в дополнение к ней имеется линза с преломляющей силой в +2,00 диоптрии для исправления близорукости, то результирующая линза может выглядеть следующим образом:

В качестве примера для дальнего поля:  $+1,00 + 2,50 = +3,50$  диоптрий.

В качестве примера для ближнего поля:  $+1,00 - 3,00 + 2,00 + 2,50 = +2,50$  диоптрий.

На фиг. 8 показана еще одна конфигурация системы согласно настоящему изобретению. Обычно проверки на косоглазие следует выполнять в различных основных направлениях взгляда (местоположения головы). В вышеописанных примерах допустили, что пациент смотрит прямо. Этот угол основного направления взгляда может быть задан как 0 градусов. Как показано на чертеже, если пациент поворачивает свою голову под конкретным углом  $\alpha$  в правую сторону, его основное направление взгляда будет составлять  $\alpha$  к левой стороне. Система 800 содержит устройство 810 для обнаружения положения головы, выполненное с возможностью определения направления головы. Устройство 810 для обнаружения положения головы может представлять собой отдельный элемент (имеющийся на рынке) и может быть выполнен за одно целое с камерой или обрабатывающим блоком. Данные о местоположении головы могут быть введены в систему вручную. Обрабатывающий блок (не показан) может быть соединен посредством проводной или беспроводной линии связи с устройством 810 для обнаружения положения головы и может регистрировать соответственно параметры движений глазного яблока. Это обеспечивает возможность определения параметров движений глазного яблока для различных основных направлений взгляда.

Следует отметить, что если виртуальные цели, как описано выше, используют для проверок отклонений при косоглазии, при этом первоначальные местоположения виртуальных целей на дисплее, вместо совмещения на середине дисплея, будут расположены на конкретном расстоянии друг от друга, как показано на фиг. 6 и 7. Восприятие пациентом первоначальных местоположений будет приходить по мере совпадения целей. Оттуда цели будут совершать перемещение в соответствии с одной и той же обработкой, при этом эти местоположения надлежащим образом используют в расчетах при косоглазии.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Система для измерения движений глазного яблока пациента и определения нарушений в его движении, содержащая

дисплейный блок, выполненный с возможностью представления по меньшей мере одной цели;

закрывающий блок, выполненный с возможностью выборочного закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения по меньшей мере одного глаза пациента;

камерный блок, содержащий по меньшей мере один отображающий элемент, выполненный с возможностью выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих направленность по меньшей мере одного глаза; и

обрабатывающий блок, соединенный с закрывающим блоком, дисплейным блоком и камерным блоком и выполненный с возможностью осуществления следующих этапов:

- (a) отображение цели по меньшей мере для одного глаза;
- (b) прием данных об изображениях, характеризующих направленность по меньшей мере одного глаза, от камерного блока;
- (c) управление закрывающим блоком с обеспечением закрытия/открытия по меньшей мере одной цели в поле зрения одного из глаз пациента;
- (d) обнаружение изменения направленности по меньшей мере одного глаза;
- (e) смещение цели по меньшей мере для одного глаза и повторение этапов (a)-(e) до тех пор, пока не будет зарегистрировано отсутствие изменения направленности глаза с определением, таким образом, по меньшей мере одного дефекта движения глазного яблока.

2. Система по п.1, в которой закрывающий блок выполнен с возможностью выборочного закрытия/открытия поля зрения по меньшей мере одного глаза.

3. Система по п.1 или 2, в которой камерный блок выполнен с возможностью последовательной выработки данных по меньшей мере о двух изображениях, характеризующих направленность по меньшей мере одного глаза.

4. Система по любому из пп.1-3, в которой обрабатывающий блок выполнен с возможностью осуществления следующего этапа инициализации: представление двух целей, по одной для каждого глаза, в одном и том же местоположении.

5. Система по любому из пп.1-4, в которой закрывающий блок содержит по меньшей мере одно из следующих приспособлений: очки, экран и проектор.

6. Система по любому из пп.1-5, в которой обеспечена возможность приведения в действие дисплейного блока активным или пассивным способом.

7. Система по любому из пп.1-6, в которой обеспечена возможность приведения в действие закрывающего блока активным или пассивным способом.

8. Система по любому из пп.1-7, в которой закрывающий блок соединен с дисплейным блоком.

9. Система по любому из пп.1-8, в которой обрабатывающий блок выполнен с возможностью смещения цели по меньшей мере одним из следующих способов: по горизонтали, по вертикали и с поворотом.

10. Система по любому из пп.1-9, в которой направленность глаза содержит по меньшей мере одно из следующих: горизонтальное направление взгляда, вертикальное направление взгляда и ось вращения.

11. Система по любому из пп.1-5, 10, в которой направленность глаза содержит по меньшей мере один параметр траектории по меньшей мере одного глаза в ходе этапов (a)-(e), при этом указанные параметры содержат по меньшей мере один из следующих параметров: двумерное перемещение глаза, путь перемещения, скорость и ускорение по меньшей мере одного глаза.

12. Система по любому из пп.1-11, в которой дисплейный блок содержит дисплейный блок для трехмерного представления данных.

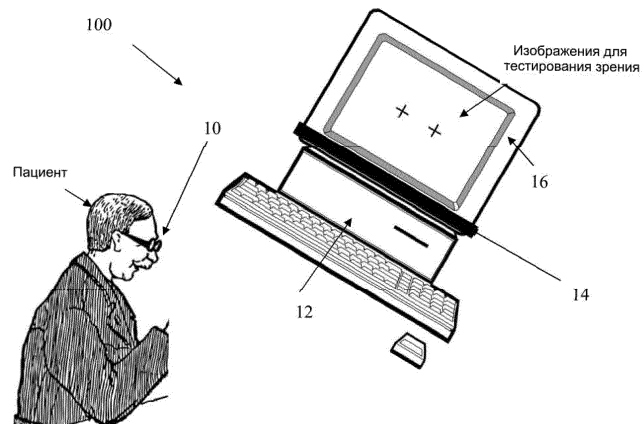
13. Система по любому из пп.1-12, в которой дисплейный блок выполнен с возможностью представления двух схожих целей или по меньшей мере двух различных целей независимо друг от друга для каждого глаза.

14. Система по любому из пп.1-13, содержащая отслеживающее устройство для отслеживания головы, выполненное с возможностью регистрации по меньшей мере одного из следующих параметров: положение головы, направление головы и перемещение головы с обеспечением, таким образом, возможности определения параметров движений глазного яблока для различных направлений взгляда.

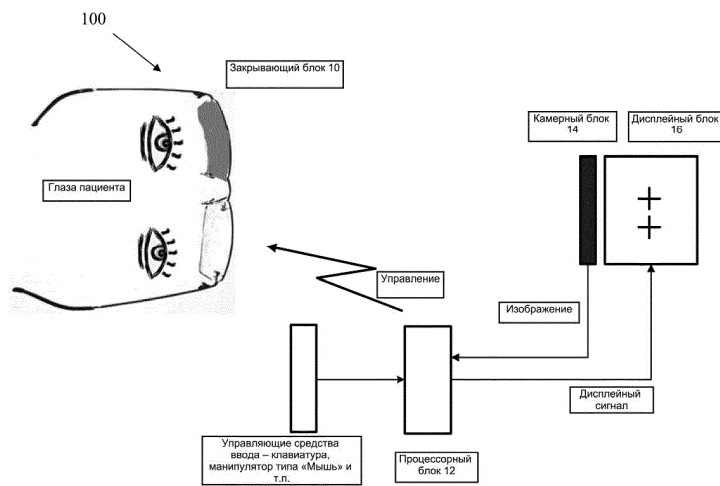
15. Система по любому из пп.1-14, содержащая фокусирующие оптические средства, выполненные с возможностью изменения воспринимаемого расстояния между виртуальной целью и пациентом.

16. Способ измерения движений глазного яблока пациента и определения нарушений в его движении, включающий:

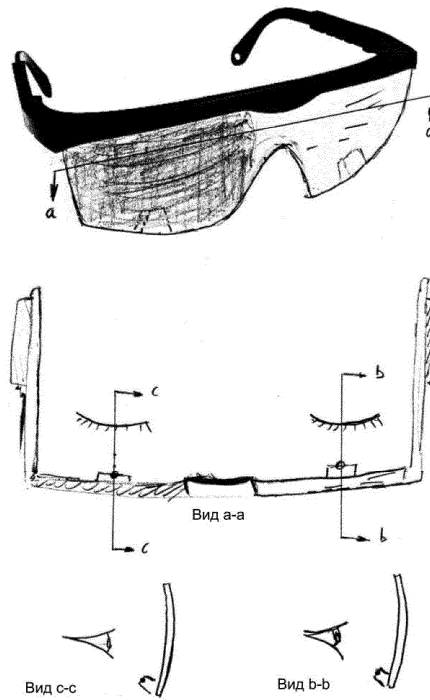
- (a) отображение по меньшей мере одной цели для первого глаза и второго глаза;
- (b) сбор данных по меньшей мере об одном изображении, характеризующих направленность по меньшей мере первого глаза;
- (c) определение первой направленности первого глаза;
- (d) закрытие цели в поле зрения второго глаза;
- (e) сбор данных по меньшей мере об одном изображении, характеризующих вторую направленность первого глаза;
- (f) определение второй направленности первого глаза;
- (g) идентификация движения глаза и определение того, изменилась ли указанная направленность;
- (h) если определено наличие изменения, открытие поля зрения второго глаза, смещение цели для первого глаза и открытие поля зрения второго глаза и
- (i) повторение этапов (b)-(h) до тех пор, пока не будет зарегистрировано отсутствие изменения указанной направленности по меньшей мере первого глаза.



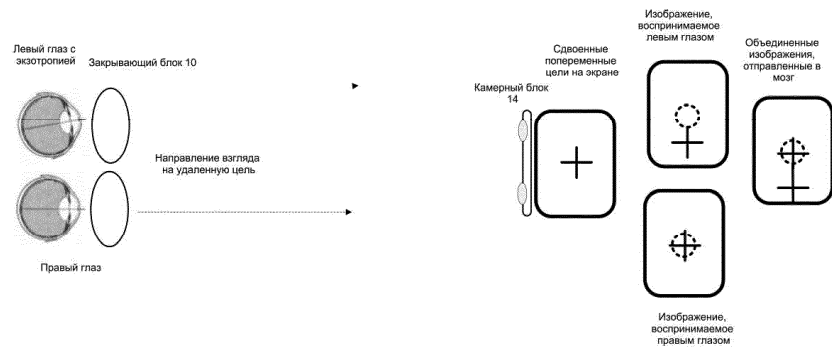
Фиг. 1



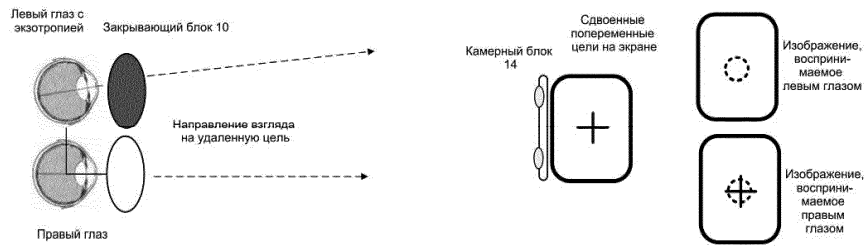
Фиг. 2a



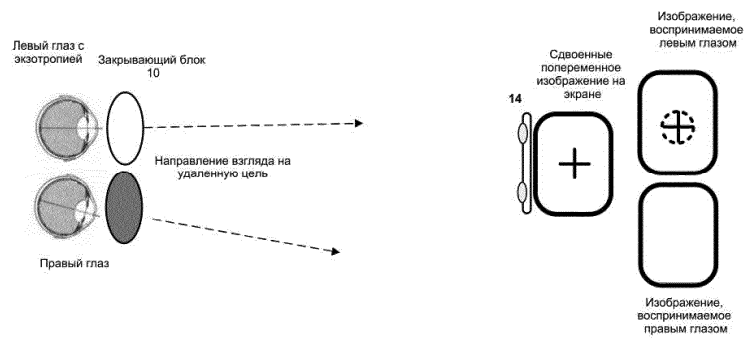
Фиг. 2b



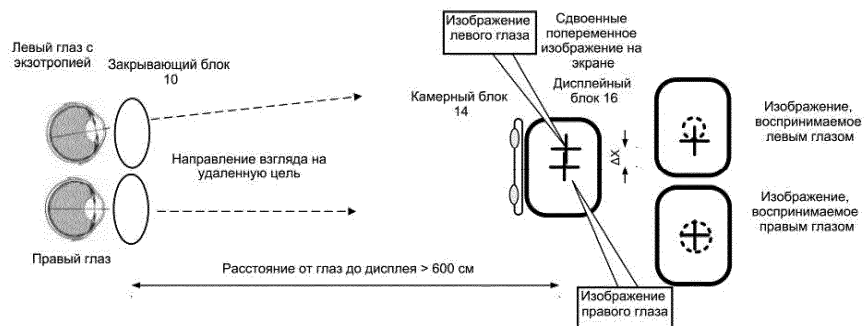
Фиг. 3а



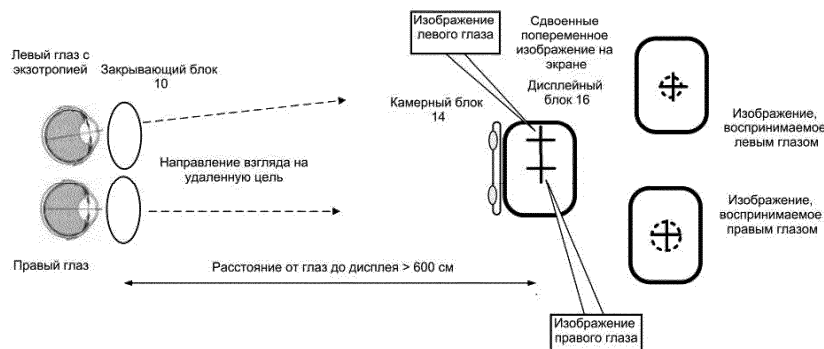
Фиг. 3б



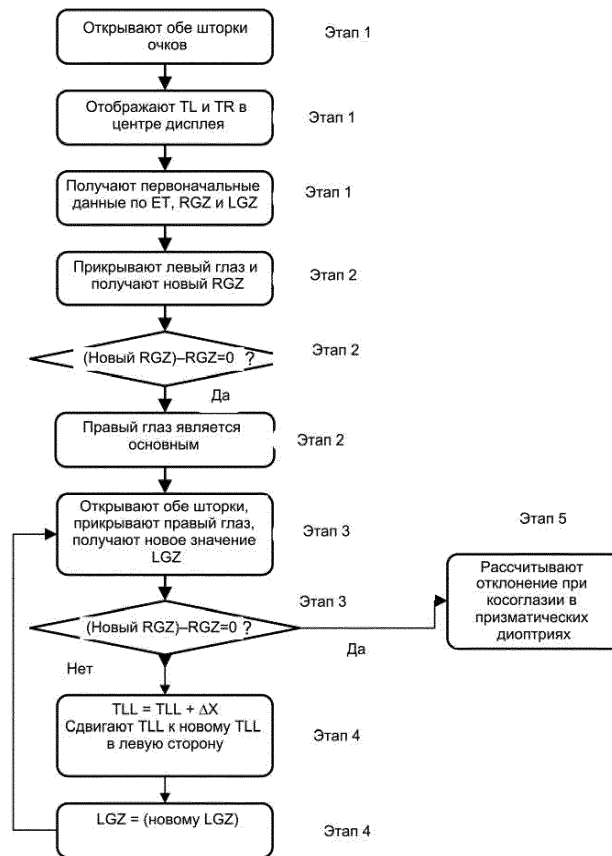
Фиг. 3с



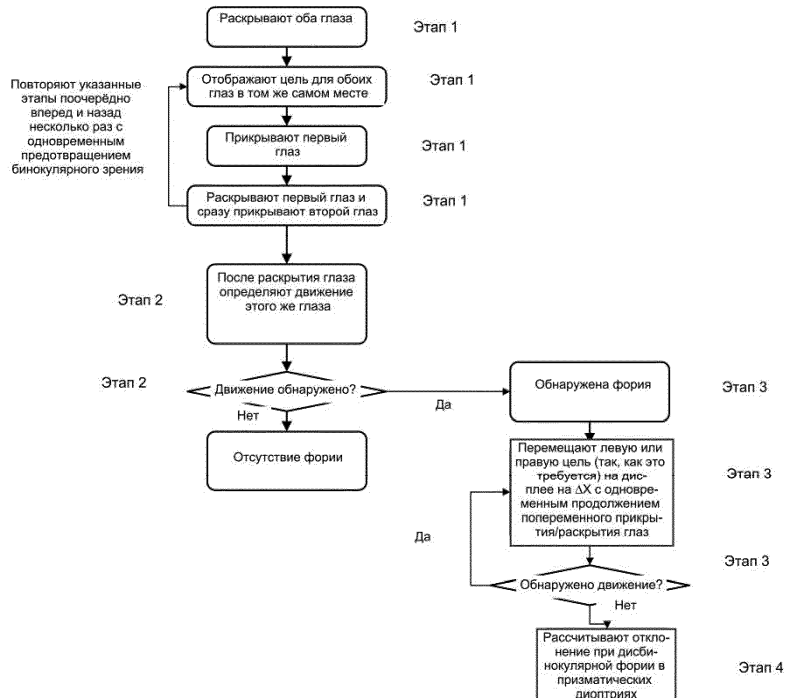
Фиг. 3д



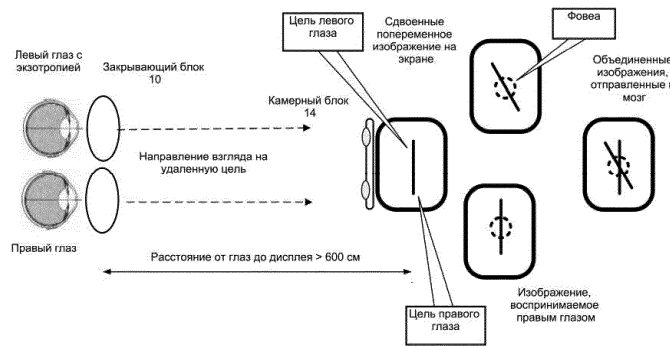
Фиг. 3е



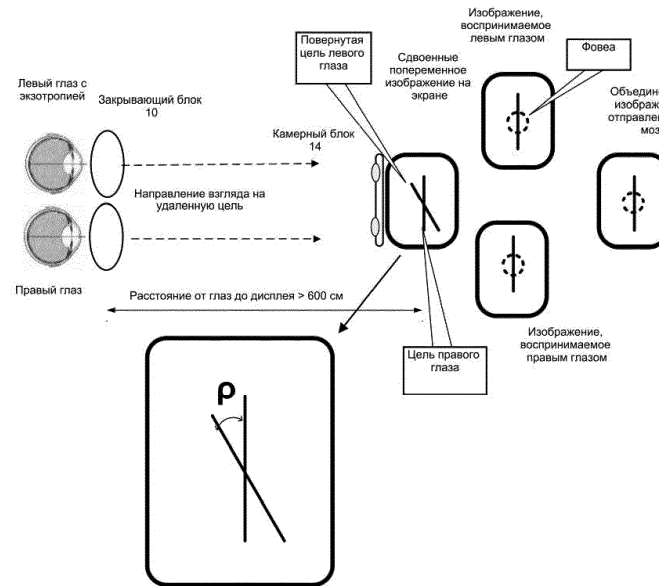
Фиг. 4a



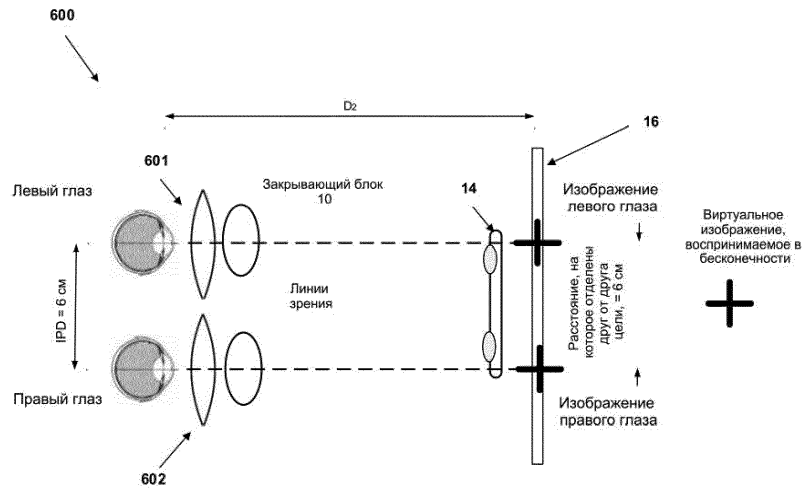
Фиг. 4b



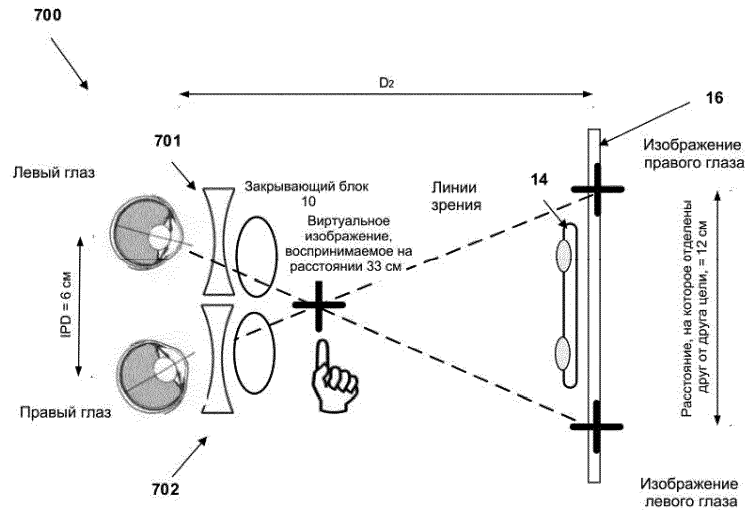
Фиг. 5a



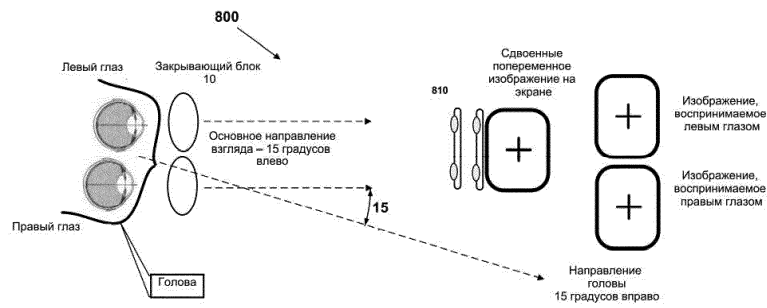
Фиг. 5b



Фиг. 6



Фиг. 7



Фиг. 8

