



(11) **EP 3 701 908 A1**

(12) **ЕВРОПЕЙСКАЯ ПАТЕНТНАЯ ЗАЯВКА**

(43) Дата публикации:

**02.09.2020 Бюллетень  
2020/36**

(51) Int Cl.:

**A61C 9/00 (2006.01)**

(21) Номер заявки: **19160023.8**

(22) Дата подачи заявки: **28.02.2019**

(84) Назначенные Договаривающиеся государства:

**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB  
GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL  
NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR**

Назначенные государства расширения:

**BA ME**

Назначенные состояния проверки:

**KN MA MD TN**

(72) Изобретатели:

- **Ким, Хонг-Кеун  
60323 Франкфурт  
(DE)**
- **Попилка, Бьёрн  
69502 Хемсбах (DE)**
- **Бобах, Том  
64625 Бенсхайм (DE)**
- **Вехофф, Стефан  
64625 Бенсхайм (DE)**

(71) Соискатели:

- **Sirona Dental Systems GmbH  
64625 Bensheim (DE)**
- **DENTSPLY SIRONA Inc.  
Йорк, штат  
Пенсильвания, 17401  
(США)**

(74) Представитель: **Соммер, Питер**

**Джонс Дэй  
Nextower Thurn-und-Taxis-Platz 6  
60313 Frankfurt am Main (DE)**

(54) **3D ИНТРАОРАЛЬНЫЙ СКАНЕР**

(57) Изобретение относится к трехмерному интраоральному сканеру, который с помощью одного датчика (10) или нескольких датчиков, жестко соединенных друг с другом, и системы отражения (20), в частности в виде зеркальной системы или системы призм, одновременно регистрирует разнесенные друг от друга частичные

измерительных объемов (MV1, MV2) в качестве измерительных данных, и выполняет коррекцию по данным измерений ранее откалиброванного общего измерительного объема (MV), состоящего из указанных отдельных частичных измерительных объемов (MV1, MV2).

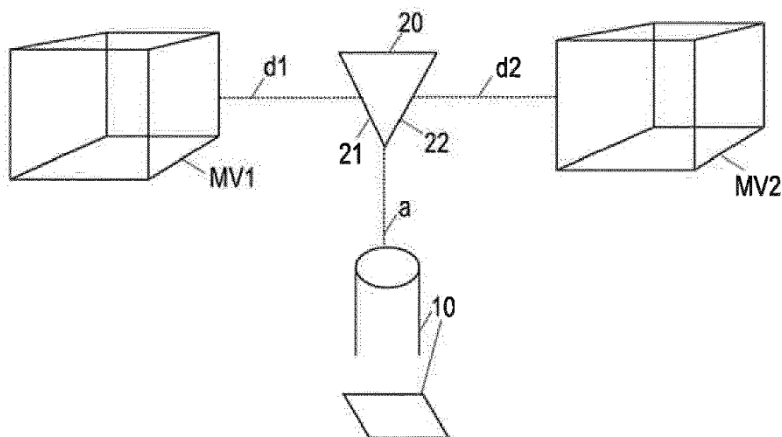


Fig. 2



## Описание

**[0001]** Изобретение относится к 3D интраоральному сканеру и, в частности, к 3D интраоральному сканеру, с помощью которого возможна точная калибровка. 5

**[0002]** При некоторых стоматологических показаниях необходимо получить высокоточный внутриротовой цифровой оттиск зубов в челюсти. В качестве примера можно привести ортодонтическое лечение, например, шинирование, более обширное лечение имплантатами, например, процедуру All-on-4, и наблюдение за общим состоянием зубов пациента в течение длительного периода времени. 10

**[0003]** Обычно для снятия оттиска используется слепочный лоток, слепочный состав и затем оцифровывается, например, путем заполнения оттисковой ванночки с гипсом и сканирование его лабораторным сканером. 15

**[0004]** Имеющиеся в настоящее время интраоральные сканеры позволяют получать цифровые оттиски всей челюсти, точность и воспроизводимость которых, однако, можно значительно повысить. 20

Интраоральные сканеры имеют изображение поле, которое меньше целой челюсти, что приводит к необходимости объединения (регистрации) нескольких сканов. Это приводит к ошибкам регистрации, которые, однако, накапливаются при совмещении нескольких отдельных сканов. Кроме того,

из-за недетерминированности компьютерных вычислений, существует экс- 25

является неточностью воспроизводимости.

**[0005]** В DE102014205784A1 описана относительно большая интраоральная камера, которая имеет размер всей челюсти и, в одном из вариантов, оснащена 3D-датчиками по всей поверхности. Эта камера предназначена для оцифровки 30

одновременно большое количество отдельных участков всей челюсти и объединение их в одно общее изображение. Недостатком этого способа является, в частности, стоимость большого количества датчиков.

Кроме того, одновременность записи отдельных изображений может быть затруднена. 35

затруднено. В целом система очень сложна, а ее размеры

корпуса должны регулироваться в соответствии с размерами губок. Из-за фиксированного расположения датчиков система не обладает достаточной гибкостью для сканирования труднодоступных мест.

**[0006]** Далее в DE102014205784A1 также описывается 40

относительно большая интраоральная камера, имеющая размер всей челюсти, в которой подвижная зеркальная система может определенным образом перемещаться по всей поверхности. Эта камера предназначена для оцифровки большого количества отдельных сек- последовательно все челюсти и объединить их в 45 одно общее изображение. К недостаткам можно отнести сложность реализации и уязвимость системы точного позиционирования траверсы, необходимость фиксации

относительного положения камеры относительно челюсти, сложность всей системы, размеры корпуса

регулируемые по размеру зажимные губки; и, из-за фиксированного расположения датчика, недостаточная гибкость при сканировании труднодоступных участков.

**[0007]** В US9453722B2 описана запись всей челюсти с помощью большого количества трехмерных отдельных 55

изображений с помощью первого датчика (интраоральной камеры) с последующей регистрацией в одно общее изображение. Неправильная регистрация первоначально записанных отдельных изображений

корректируется с помощью дополнительных записей двух сенсоров, имеющих фиксированную ориентацию относительно друг друга. Для достижения высокой точности необходима высокая степень одновременности дополнительных записей. При этом два датчика должны быть синхронизированы по времени, либо аппарат должен быть жестко соединен с челюстью для дополнительной записи. Недостатком является высокая стоимость двух дополнительных датчиков и оптических систем. Кроме того, расположение дополнительных датчиков, например, на дистальных молярах, является негибким и, возможно, слишком большим для полости рта.

**[0008]** В соответствии с WO201684065A1 различные виды объекта измеряются одновременно с помощью системы зеркал. Это не является достаточным увеличением измерительного объема, позволяющим одновременно измерять удаленные друг от друга подобласти.

**[0009]** На примере датчика, предназначенного для измерения слухового прохода, в US20120092461A1 описана зеркальная система, поверхности которой расположены под углом примерно 90° для одновременного измерения противоположных поверхностей с целью повышения точности, а также для более быстрого измерения при повороте сканера на 180°.

**[0010]** В US5424836A описана система для одновременной записи верхней и нижней челюстей с помощью неподвижной рамки. Данная система имеет существенные недостатки, которые не позволяют проводить высокоточную перезапись всей челюсти. Из-за линейного перемещения системы можно измерять только прямые участки, которых нет в нижнечелюстной дуге. Для обеспечения точности метода измерения система должна быть либо прочно соединена с челюстью, либо положение прибора относительно измеряемого объекта должно быть постоянно доступно, что нереально для необходимого уровня точности и неудобно. Высокоточные изображения всей челюсти с помощью прибора получить невозможно. Что касается оптического элемента, то на рис. 7 показана конструкция, в которой для одновременной регистрации верхней и нижней челюсти объем измерения увеличен вдвое. Плоские зеркала 12, 13, 12" и 13" расположены зеркально-симметрично относительно центральной поверхности, проходящей через держатель

4. Одновременное измерение переднего зуба и моляра либо невозможно, либо неприятно для пациента, поскольку направление движения прибора может проходить через щеку. Вся система ограничена двумя измеряемыми областями.

**[0011]** В соответствии с US20030072011A1 с помощью системы зеркал одновременно измеряются различные виды объекта. Это не удвоение, т.е. расширение диапазона измерений, позволяющее одновременно измерять разнесенные друг от друга субрегионы. **[0012]** В US4611288A показана запись различных видов зуба, в US5976076A - устройство для создания стереоскопического оптического изображения, а в WO2015188286A1 - трехмерное измерение полости рта с помощью подвижно в-

взаимосвязанных измерительных органов.

**[0013]** Таким образом, на сегодняшний день существуют публикации, посвященные (предпочтительно) одновременному измерению различных субрегионов труднодоступной полости. в теле человека (интраорально, в ухе) с помощью 5 Множество датчиков, оптических систем или зеркальных систем, но не относятся однозначно к повышению точности (достоверности) и воспроизводимости (прецизионности) внутриротовых цифровых слепков для всей нижнечелюстной дуги и, следовательно не соответствуют требованиям, необходимым для выполнения па- 10

раметры, о которых говорилось вначале.

**[0014]** Исходя из уровня техники согласно DE102014205784A1, основной задачей изобретения является создание трехмерного интраорального сканера, с помощью которого можно провести точную калибровку и тем самым улучшить 15 возможно получение цифрового слепка всей нижнечелюстной дуги.

**[0015]** Эта задача решается с помощью трехмерного интраорального сканера и способа, как указано в п. 1 и п.

10. Преимущественные дальнейшие разработки изобретения 20 указаны в зависимых пунктах формулы изобретения.

**[0016]** Согласно изобретению, обеспечивается трехмерный внутриротовой сканер, который с помощью одного датчика или нескольких датчиков, жестко соединенных друг с другом и отклоняющаяся система, в частности, в виде зеркальной системы или системы 25

Призменная система, одновременно регистрирует разнесенные друг от друга частичные объемы измерений в качестве данных измерений и выполняет коррекцию по данным измерений ранее откалиброванного общего объема измерений кон-. состоящий из отдельных частичных измерительных объемов. 30

**[0017]** Степень одновременности в данном контексте определяется изменением относительной ориентации между интраоральным сканером и измеряемым объектом (например, челюстью) во время записи двух частичных изображений. объемы измерений. Как было сказано выше, при использовании 35

современных интраоральных сканеров сшивается большое количество отдельных сканов, что приводит к так называемым ошибкам регистрации, которые распространяются и увеличиваются в течение длительного времени.

расстояния (множество отдельных сканов). В соответствии с Настоящее изобретение позволяет корректировать относительные положения 40 положения и ориентации 3D-данных, полученных в результате отдельных сканирований, что означает, что две отдельные и разнесенные друг от друга области сканирования могут быть приведены в истинное соотношение относительно их относительного

положения и ориентации друг относительно друга.

Расчет трехмерных данных всей челюсти в качестве опорных точек или граничного условия для минимизации распространения ошибки при регистрации.

**[0018]** Такая коррекция может быть преимущественно авто- 50 выполняются различными способами. Согласно изобретению, в частности, области измеряемого объекта, например, зубы челюсти, одновременно измеряются трехмерным интраоральным сканером, при этом общий объем измерений...

объем которых пространственно калиброван. В соответствии с ин-

В этом случае общий объем измерений делится на два сегмента.

**[0019]** 3D интраоральный сканер, в частности, включает в себя

45 дру

55

источник света для излучения светового пучка на отклоняющую систему, которая отстоит от источника света на первое расстояние. Система отклонения направляет пучок света, полученный от источника света, в общий измерительный объем, который отделен от системы отклонения вторым расстоянием. В частности, в состав 3D-сканера входит датчик, который принимает отраженный от общего измерительного объема и вновь перенаправленный отклоняющей системой световой пучок в качестве данных измерений. Система отклонения включает поверхности, которые для зеркальной системы, сконфигурированной как система отклонения, представляют собой зеркальные поверхности, расположенные и ориентированные таким образом, что световой пучок направляется от источника света соответствующей поверхностью системы отклонения в соответствующий частичный объем измерения, отстоящий от соответствующей поверхности на второе расстояние.

**[0020]** Согласно настоящему изобретению, данные 3D-измерений в частичных измерительных объемах могут быть одновременно отклонены на сенсор 3D-интраорального сканера с помощью отклоняющей системы, например, зеркальной или призмной. Для того чтобы частичные измерительные объемы отвечали требованиям поставленной измерительной задачи, необходимо правильно выбрать как ориентацию поверхностей или зеркальных поверхностей, так и их положение, т.е. соответствующие расстояния. **[0021]** Согласно изобретению, отклоняющая система, в частности, состоит из двух поверхностей, расположенных под углом, в частности под прямым углом. Преимущественно отклоняющая система представляет собой призмное зеркало, например, с двумя зеркальными поверхностями, расположенными под прямым углом.

**[0022]** В соответствии с изобретением объемы измерений пространственно калибруются друг относительно друга. В данном контексте пространственная калибровка описывает процесс определения 6-мерного преобразования координат между частичными измерительными объемами, состоящего из трех трансляций и трех вращений (преобразование жесткого тела, пространственное преобразование).

**[0023]** Если преобразование координат между частичными измерительными объемами известно, то с помощью такого преобразования координат можно одновременно и достоверно измерять удаленные друг от друга области жесткой конструкции. Разница во времени, обусловленная разным расстоянием измеряемых областей до интраорального сканера, незначительна.

**[0024]** Калибровка осуществляется путем одновременного измерения эталонного тела с известной геометрией через оба частичных измерительных объема настоящего изобретения. На основе известной геометрии эталонного тела определяется преобразование жесткого тела или преобразование координат между двумя частичными измерительными объемами. Для повышения надежности определяемого преобразования координат может быть использовано усредненное преобразование ряда калибровочных измерений. Если допуски на изготовление отклоняющей системы, т.е. поверхности, ориентации, взаимного расположения с системой датчиков и расстояний, составляют

Достаточно жесткое преобразование координат двух частичных измерительных объемов также может быть определено с помощью оптических расчетов и моделирования. Такая калибровка может быть использована в качестве опорных точек или граничного условия для расчета трехмерных данных всей челюсти. 5

**[0025]** В соответствии с изобретением частичные измерительные объемы направлены на участки челюсти, в частности на моляры. С помощью известных преобразований координат, например, с помощью пространственной калибровки, оптических расчетов или моделирования, истинные трехмерные точки измеренные участки челюстей создаются в частичных объемах измерений. Эти 3D-данные, например, моляров, могут быть использованы в качестве опорных точек для коррекции регрессии ранее или впоследствии записанных множественных ных сканов всей нижнечелюстной дуги. 10 15

**[0026]** Согласно изобретению, данные 3D-измерений, полученные от объектов в частичных измерительных объемах, служат для коррекции регистрации уже имеющихся отдельных записей изображений всей челюсти 20 челюсти. Таким образом, точность (правдивость) и воспроизводимость (точность) интраоральных цифровых оттисков может быть улучшена для всей нижнечелюстной дуги. **[0027]**

Согласно изобретению, частичные измерительные объемы направляются на участки челюсти и, в частности, на сканирующие тела. 25 в частности, на тела сканирования, которые используются для идентификации положение имплантата и его ориентацию. Истинное положение измеряемых тел сканирования, а значит и имплантатов, можно определить с помощью известного преобразования координат. 30

**[0028]** Согласно изобретению, система отклонения выполнена таким образом, что весь пучок световых лучей объектов, подлежащих измерению в частичных измерительных объемах, генерирует данные. Точная калибровка и кон- последовательное получение качественных данных трехмерных измерений 35

Таким образом, может быть достигнута эффективность. Ниже описывается один из многих возможных вариантов расположения одной зеркальной поверхности зеркальной системы, выполненной в виде отклоняющей системы, на основе траектории светового пучка.

**[0029]** Согласно изобретению, световой пучок от источник света проходит через точку А на источнике света, датчике или другом оптическом компоненте (например, линзе или зеркале), точку В на зеркальной поверхности и точку С на измеряемом объекте, при этом точки ABC образуют треугольник и соответствующую плоскость E\_ABC, а соответствующая зеркальная поверхность приблизительно ортогональна плоскости E\_ABC. 40 45 при этом плоскость E\_ABC и соответствующая зеркальная поверхность приблизительно ортогональны плоскости E\_ABC, а

две ноги АВ и ВС треугольника ABC составляют одинаковый угол с зеркальной поверхностью.

**[0030]** Таким образом, в простом виде этот путь 50

Луч света выгодно определяет расстояния и расположение источника света, объекта, зеркальных поверхностей и датчика или соответствующей оптики относительно друг друга. Таким образом, два зеркала могут имеют различное положение и ориентацию в пределах скана- 55

пег, при условии, что на датчик проецируются различные разнесенные участки нижнечелюстной дуги соответствующими зеркальными поверхностями.

**[0031]** Следующее подробное<sup>5</sup> описание и прилагаемые чертежи, иллюстрирующие признаки настоящего изобретения на примере, пояснят специалисту в данной области изложенные и дополнительные признаки и детали изобретения, где

На рис. 1 показан принцип работы оптического метода измерения с использованием обычного интраорального сканера,

На рис. 2 показан принцип работы оптического метода измерения с использованием трехмерного интраорального сканера в соответствии с настоящим изобретением,

На рис. 3 показан известный трехмерный интраоральный сканер с расширенным измерительным объемом,

На рис. 4 показана иллюстрация челюсти с соответствующими индивидуальными сканерами,

На рис. 5 показана иллюстрация отклоняющей системы в виде зеркального устройства в соответствии с настоящим изобретением, и

На рис. 6 показан еще один вариант отклоняющей системы в виде зеркального устройства в соответствии с настоящим изобретением, где можно видеть отклоняющее зеркало, состоящее из зеркальной втулки и зеркала с углом 90 градусов.

**[0032]** Далее настоящее изобретение подробно описывается с использованием предпочтительных вариантов осуществления и со ссылкой на рисунки.

**[0033]** На рис. 1 показан принцип оптического метода измерения с использованием обычного интраорального сканера, имеющего датчик 10 и зеркальную систему, сконфигурированную как отклоняющая система 20 с зеркальной поверхностью 25. Показаны первое расстояние  $a$  от датчика 10 до зеркальной поверхности 25 и второе расстояние  $d$  от зеркальной поверхности 25 зеркальной системы 20 до общего объема измерения  $MV$ . В качестве измеряемого объекта в общем объеме  $MV$  показан зуб. Для обычного интраорального сканера общий объем измерения  $MV$  ограничен ( $MV_{normal} = 15 \times 15 \times 15 \text{ мм}^3$ ), а расстояние между отклоняющей зеркальной поверхностью 25 и измеряемым зубом также должно оставаться небольшим ( $d_{normal} = 0-10 \text{ мм}$ ).

**[0034]** На рис. 2 показана иллюстрация принципа работы интраорального сканера в соответствии с настоящим изобретением. По сравнению с рис. 1 показаны датчик 10 и зеркальная система, сконфигурированная как отклоняющая система 20 с двумя зеркальными поверхностями 21 и 22. Показаны первое расстояние  $a$  от датчика 10 до зеркальных поверхностей 21, 22 и вторые расстояния  $d_1$  и  $d_2$  от зеркальных поверхностей 21 и 22 зеркальной системы 20 до двух частичных измерительных объемов  $MV_1$  и  $MV_2$  соответственно. В частичных измерительных объемах соответственно предусмотрены моляры.



В качестве измеряемых объектов выступают ментальные объемы MV1 и MV2, что в явном виде не показано. В соответствии с техническими условиями, приведенными для принципа, показанного на рис. 1, здесь необходимо, чтобы расстояние  $a$  между зеркалами системы 20 от датчика 10 имеет такие размеры, что фокальные 5 плоскости частичных измерительных объемов MV1 и MV2 расположены на расстоянии отдельных объектов для измерения (два крайних коренных зуба, а именно примерно 4-5 см). Поэтому расстояние между частичными измерительными объемами MV1 и MV2 должно быть 10  
быть не менее чем в 2,5 раза больше расширения измерительного объема примерно 15 мм. Точные значения зависят от технологии сканера, а также от геометрии челюсти.

**[0035]** На рис. 2 видно, что одновременное измерение 15 происходит одновременное измерение объектов в частичных измерительных объемах MV1 и MV2, так что

что весь общий объем измерения MV состоит из частичных объемов измерения MV1 и MV2 калибруется пространственно, что соответствует калибровке объема измерений. 20  
калибровке объема измерений. Этот общий измерительный о б ъ е м MV, как правило, может быть непрерывным или подразделяться на любое количество сегментов. В примере на рис. 2 общий объем измерения MV разделен на два сегмента MV1 и MV2. Частичные измерительные объемы 25  
объемы MV1 и MV2 могут быть охвачены разными или, что более предпочтительно, одними и теми же измерительными технологиями. В частности 1a наличие двух зеркальных поверхностей 21 и 22 делает возможным использование одной и той же технологии измерения, при которой измерение также происходит си 30  
многократно.

**[0036]** Что касается измерительных технологий, то можно, например, добиться такого же типа "пространственной калибровки" не с помощью сен- и зеркалом 90°, а, например, путем установки головки Omni- 35  
кулачковой (OC) головки с одной стороны (триангуляция по полосам), а с обратной стороны зеркального рукава 2 - миниатюрных камер в виде стереосистемы.

**[0037]** На рисунке 3 показан примерный вариант реализации 3D интраоральный сканер, использующий конструкцию 40  
обычного интраоральный сканер, например, сканер CEREC OMNI- CAM (OC) фирмы Sirona. Хорошо видно, что отклоняющая система 20 выполнена в виде призматического зеркала с двумя зеркальными поверхностями 21 и 22, которые ар- 45  
расположены перпендикулярно друг другу.

**[0038]** На рис. 4 показана иллюстрация челюсти с повторными индивидуальными сканами. Отдельные сканы всех объектов (зубов) челюсти показаны с помощью нарисованных квадратов. Два отдельных скана выделены отдельными сканами на молярах челюсти, которые соединены с одной 50

другой - линией. Эти два отдельных скана показывают объекты, одновременно измеренные 3D интраоральным сканером в соответствии с изобретением, в качестве калибровочных или опорных точек для остальных отдельных сканов.

**[0039]** Степень одновременности в данном контексте 55

определяется изменением относительной ориентации между интраоральным сканером и измеряемым объектом (например, челюстью) во время записи двух парциальных изображений

**[0040]** Как уже говорилось, при использовании современных интраоральных сканеров большое количество отдельных сканов сшивается вместе, что приводит к так называемым ошибкам регистрации, которые распространяются и увеличиваются на больших расстояниях. В соответствии с настоящим изобретением выполняется коррекция, которая заключается в том, что две отдельные и разнесенные друг от друга области, которые показаны как соединенные друг с другом, приводятся в истинное соотношение с точки зрения их относительного положения и ориентации относительно друг друга. Полученная таким образом информация может быть затем использована для расчета трехмерных данных всей челюсти в качестве опорных точек или граничного условия для минимизации распространения ошибки регистрации.

**[0041]** На рис. 5 показана иллюстрация примерной системы отклонения в виде зеркального устройства в соответствии с настоящим изобретением.

**[0042]** Для более удобного и комфортного использования системы, особенно в условиях нижней челюсти, зеркальные поверхности 21 и 22 могут быть ориентированы так, как это необходимо. Для случая, когда камера записывает изображения коренных зубов "сверху", расположение зеркальных поверхностей должно быть таким, как показано на рис. 5.

**[0043]** Концепция светового луча будет пояснена на примере. Луч света проходит через точки А, В и С (А - на сканере, В - точка отражения на зеркальной поверхности, С - измеряемая 3D-точка на зубе). Точки АВС определяют треугольник и сопряженную плоскость  $E_{ABC}$ . Соответствующая зеркальная поверхность  $E_{Mirror}$  должна быть приблизительно ортогональна плоскости  $E_{ABC}$ , а две ножки АВ и ВС треугольника АВС должны составлять одинаковый угол с зеркальной поверхностью ( $E_{Mirror}$ ). Ориентации, которые необходимо реализовать на практике, зависят от технологии сканера, объемов измерений и геометрии челюстей. Введенные в "Вид спереди" значения углов служат грубым ориентиром.

**[0044]** Расположение зеркал, в частности, должно быть выбрано таким образом, чтобы весь пучок световых лучей мог генерировать 3D-данные от двух объектов, подлежащих измерению в частичных измерительных объемах MV1 и MV2.

**[0045]** На рис. 6 показан еще один вариант иллюстрации примерной отклоняющей системы в виде зеркальной компоновки в соответствии с настоящим изобретением, где видно отклоняющее зеркало из зеркальной втулки и 90-градусного зеркала.

**[0046]** В соответствии с изобретением предлагается внутриротовой 3D-сканер, который одновременно регистрирует разнесенные друг от друга объемы измерений с помощью одного датчика и системы зеркал и выполняет пространственную калибровку объема измерений, состоящего из частичных объемов измерений. Таким образом, согласно изобретению, можно повысить точность (достоверность) и воспроизводимость (прецизионность) внутриротовых цифровых оттисков для всей нижнечелюстной дуги.

**[0047]** Применительно к одиночному датчику явное выделение измерительных объемов не требуется. AI-расположение выполняется в процессе регистрации по

программное обеспечение. Одна часть датчика получает данные первого частичного измерительного объема, а другая - второго частичного измерительного объема. Половина поверхности датчика предпочтительно имеет для каждого частичного объема измерения.

5

**[0048]** Настоящее изобретение, в частности, обладает следующими техническими преимуществами. 3D интраоральный сканер настоящего изобретения пригоден для использования внутри полости рта и обладает высочайшей точностью за счет достижения наивысшего де

степень одновременности, полученная с использованием времени прохождения <sup>10</sup> разности света и за счет использования зеркальной поверхности. При этом нет необходимости синхронизировать несколько датчиков, как в устройствах, известных из уровня техники.

Воспроизводимость отличная. Поскольку требуемая площадь небольшой, и его не нужно прикреплять к челюсти или

15 3D интраоральный сканер настоящего изобретения дополнительно обеспечивает определенный комфорт для пациента. Прямой контакт с челюстью пациента не требуется. Сканер можно использовать на коротких расстояниях

уведомление, чтобы не было длительного ожидания для пациентов. <sup>20</sup>

Благодаря отсутствию движущихся частей 3D-интраоральный сканер настоящего изобретения отличается исключительной надежностью. Поскольку он не зависит от стратегии сканирования и прост в обращении, его удобство использования многогранно. Он

Следует также подчеркнуть, что она экономически эффективна, поскольку <sup>25</sup>

требуется только один датчик. Наконец, он может быть сконфигурирован как доступный дополнительный аксессуар для устройств, уже представленных на рынке.

**[0049]** Новое расположение нескольких зеркальных поверхностей согласно изобретению включает в себя увеличение <sup>30</sup>

объема измерений обычного интраорального дентального сканера до увеличения по крайней мере в 2,5 раза. Для создания такого расширенного объема измерений обычными интраоральными дентальными сканерами необходимо использовать подходящую ориента-

тирование зеркальных поверхностей и соответствующее расположение <sup>35</sup> зеркальные поверхности имеют существенное значение.

**[0050]** Наибольшая степень одновременности (совпадения) трехмерных данных двух измерительных объемов достигается за счет комбинации зеркала и

использование одного 3D-датчика. Полученные 3D-данные могут быть использованы <sup>40</sup>

для коррекции уже имеющихся записей отдельных изображений всей челюсти.

**[0051]** Создание точных и надежных интраоральных снимков всей челюсти является

дискуссионной темой.

в профессиональных кругах. С помощью 3D интраорального сканера де

и простым способом. Данный сканер также может быть реализован в качестве дополнения к уже имеющимся системам на рынке.

45 опи

50

## Претензии

55

1. 3D интраоральный сканер, который с помощью одного датчика (10) или нескольких датчиков, жестко соединенных между собой, и отклоняющей системы (20), в частности...

Например, зеркальная система или система призм, имитационно записывает разнесенные друг от друга частичные измерительные объемы (MV1, MV2) в качестве данных измерений и выполняет коррекцию по данным измерений предварительно откалиброванного общего измерительного объема (MV), состоящего из указанных отдельных частичных измерительных объемов (MV1, MV2).

2. 3D интраоральный сканер по п. 1, включающий источник света для излучения светового пучка на отклоняющую систему (20), которая отстоит от источника света на первое расстояние (a), при этом отклоняющая система (20) направляет световой пучок, полученный от источника света, в общий измерительный объем (ОИ), который отстоит от отклоняющей системы (20) на второе расстояние (d; d1, d2), и датчик (10), который принимает световой пучок, отраженный от общего измерительного объема (MV) и вновь перенаправленный отклоняющей системой (20), как данные измерений, при этом отклоняющая система (20) включает в себя поверхности (21, 22), которые расположены и ориентированы таким образом, что световой пучок направляется от источника света соответствующей поверхностью (21, 22) отклоняющей системы (20) в соответствующий частичный измерительный объем (MV1, MV2), который отстоит от соответствующей зеркальной поверхности (21, 22) на второе расстояние (d; d1, d2).
3. 3D интраоральный сканер по п. 2, **отличающийся тем**, что отклоняющая система (20) состоит из двух поверхностей (21, 22), расположенных под углом, в частности под прямым углом.
4. 3D интраоральный сканер по любому из пунктов формулы изобретения, **отличающийся тем**, что частичные измерительные объемы (MV1, MV2) пространственно калиброваны друг относительно друга.
5. 3D интраоральный сканер по любому из пунктов формулы изобретения, **отличающийся тем, что** 6-мерные преобразования координат между частичными измерительными объемами (MV1, MV2) определяются с помощью пространственной калибровки или известны из оптических расчетов или конструкторских чертежей.
6. 3D интраоральный сканер по любому из пунктов формулы изобретения, **отличающийся тем**, что частичные измерительные объемы (MV1, MV2) представляют собой участки челюсти, в частности моляры, и, в частности, содержат тела сканирования.
7. 3D интраоральный сканер по любому из пунктов формулы изобретения, **отличающийся тем, что** данные измерений, полученные от объектов в частичных измерительных объемах (MV1, MV2), используются для коррекции данных 3D измерений, рассчитанных по уже существующим или созданным впоследствии индивидуальным записям изображений всей челюсти.

8. 3D интраоральный сканер по любому из пп. 2-7, **отличающийся тем, что** отклоняющая система (20) построена таким образом, что весь пучок световых лучей измеряемых объектов в частичных измерительных объемах (MV1, MV2) формирует данные. 5

9. 3D интраоральный сканер по п. 8, отличающийся тем, **что** световой пучок от источника света проходит через точку А на источнике света, на датчике (10) или другом оптическом компоненте, например, линзе или зеркале, точку В на поверхности, например, линзе или зеркале. 10  
линзу или зеркало, точку В на поверхности, например  
зеркальная поверхность, например, и точка С на измеряемом объекте, при этом точки ABC определяют треугольник и связанную с ним плоскость E\_ABC  
и соответствующая, например зеркальная, поверхность - 15  
примерно ортогональна плоскости E\_ABC, а две ножки АВ и ВС треугольника ABC имеют одинаковый угол  $\kappa$ , например, зеркальной поверхности.

10. Метод записи внутриротовых челюстей с использованием 3D-ин 20  
трассовый сканер, включающий источник света, сенсор (10) и отклоняющей системы (20), в частности, в виде зеркальной или призмной системы, **отличающейся тем, что по** меньшей мере два расположенных друг от друга частичных измерительных объема (MV1, MV2) освещаются с помощью 25  
отклоняющей системы (20) и отражения светового пучка  
частичных измерительных объемов (MV1, MV2) направляется на датчик (10) отклоняющей системой (20) и одновременно регистрируется, и что а  
пространственная калибровка выполняется по общему 30  
измерительного объема (MV), состоящего из частичных измерительных объемов (MV1, MV2), и корректировка общего измерительного объема (MV) по полученным калибровочным данным. 35

11. Способ по п. 10, **характеризующийся тем, что** для калибровки определяют истинное преобразование между двумя частичными измерительными объемами (MV1, MV2), при этом указанное преобразование формирование формирует основу для коррекции. 40

12. Способ по п. 10, **характеризующийся тем, что** для коррекции две отдельные и разнесенные друг от друга области приводятся в истинное соотношение с точки зрения их относительного положения и ориентации по отношению к 45  
друг друга и сохраняются в виде данных измерений.

13. Способ по п. 12, **характеризующийся тем, что** данные измерений используются для корректировки

данных трехмерных измерений, рассчитанных по  
уже существующим 50  
или сгенерированные впоследствии отдельные  
записи изображений всей челюсти.

14. Способ по любому из пп. 11-13, **отличающийся**  
**тем, что** частичные измерительные объемы (MV1,  
MV2) включают два моляра. 55  
*объемы* (MV1, MV2) включают два моляра.

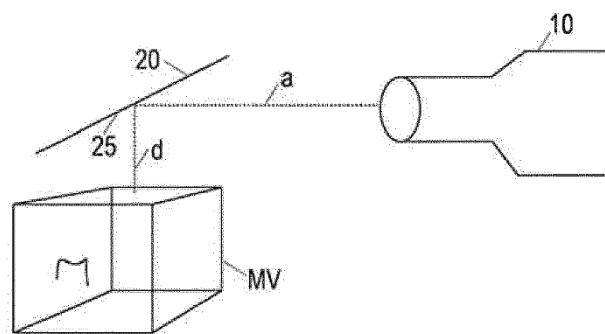


Fig. 1

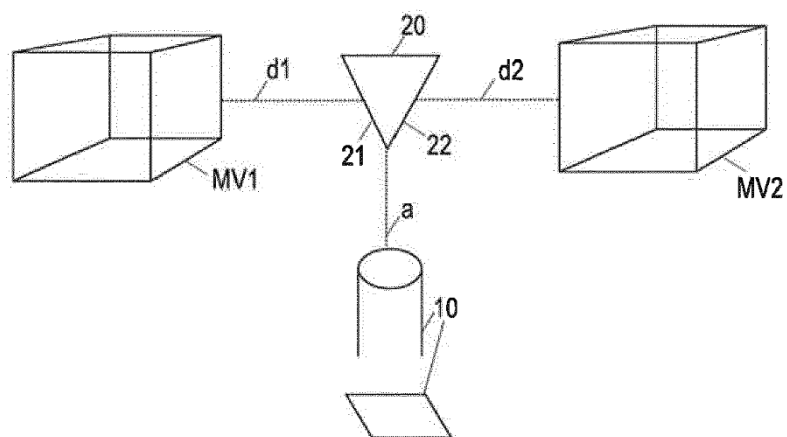


Fig. 2

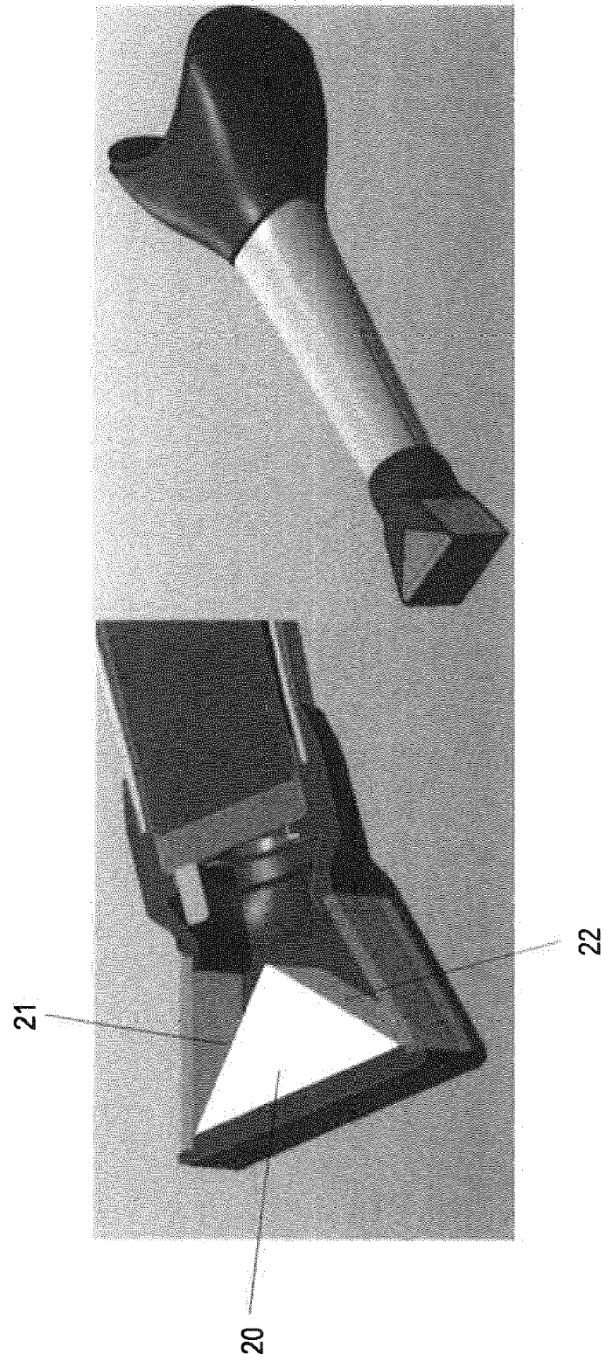


Fig. 3



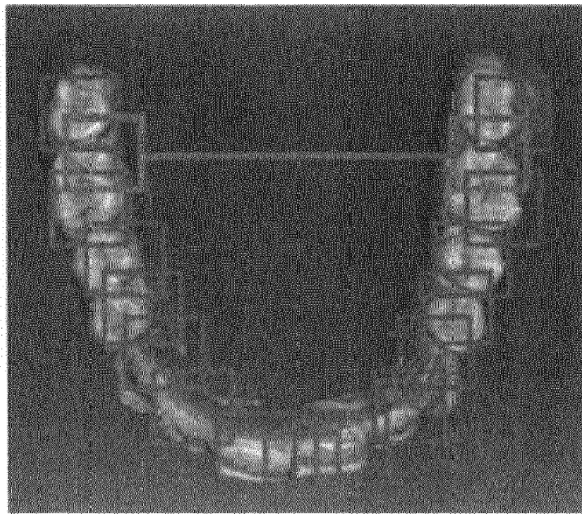


Fig. 4

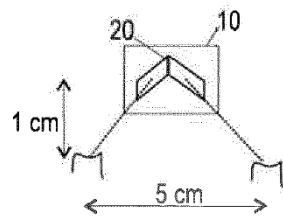
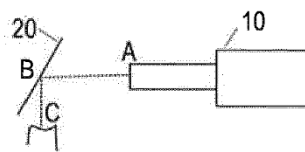
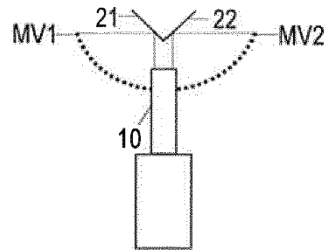


Fig. 5

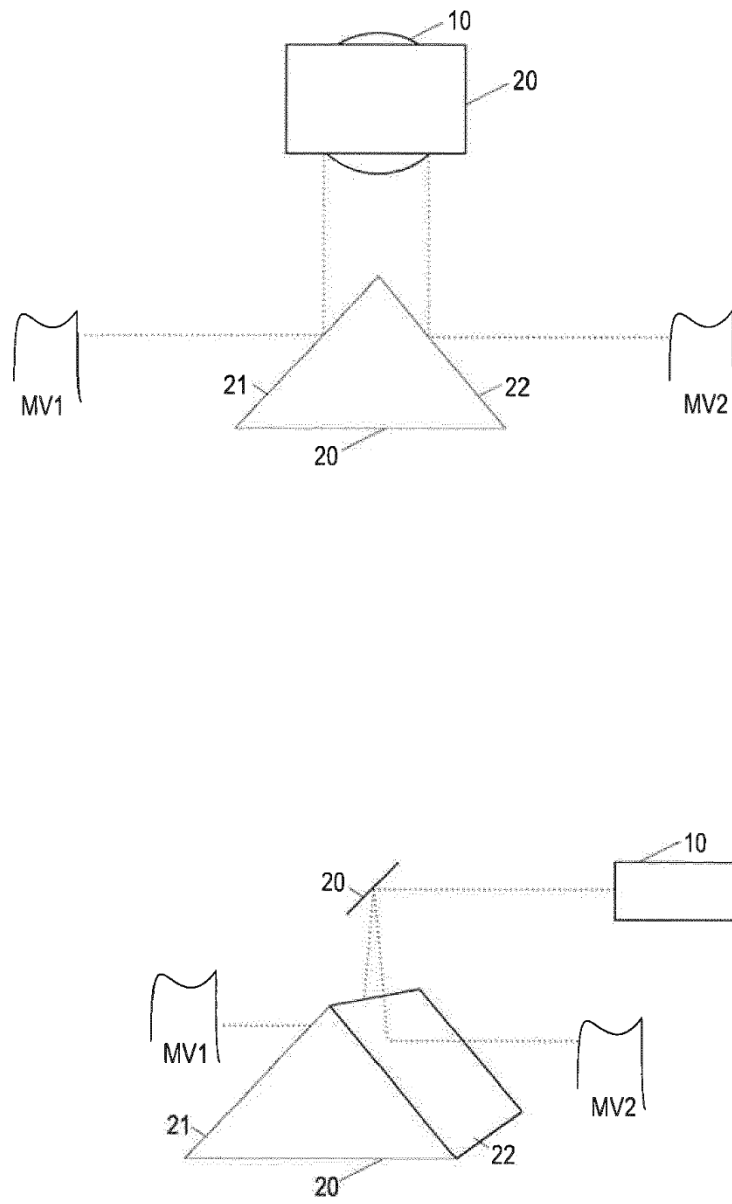


Fig. 6



## EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number  
EP 19 16 0023

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (IPC)
X	WO 2019/021285 A1 (DENTLYTEC G P L LTD [IL]) 31 January 2019 (2019-01-31) * page 4, lines 6-16 * * page 64, line 20 - page 65, line 4 * * page 67, line 24 - page 68, line 29 * * figures 23A-31 *	1-14	INV. A61C9/00
A	WO 2016/110855 A1 (DENTLYTEC G P L LTD [IL]) 14 July 2016 (2016-07-14) * page 2, line 31 - page 3, line 2 * * page 24, line 7 - page 25, line 6 * * figure 4a *	1-14	
A,D	US 2012/092461 A1 (FISKER RUNE [DK] ET AL) 19 April 2012 (2012-04-19) * paragraph [0291] *	1-14	
			TECHNICAL FIELDS SEARCHED (IPC)
			A61C
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search <b>Munich</b>		Date of completion of the search <b>21 August 2019</b>	Examiner <b>Kerner, Bodo</b>
<p>CATEGORY OF CITED DOCUMENTS</p> <p>X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document</p> <p>T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons &amp; : member of the same patent family, corresponding document</p>			

 1  
EPO FORM 1503 03 82 (P04C01)

**ANNEX TO THE EUROPEAN SEARCH REPORT  
ON EUROPEAN PATENT APPLICATION NO.**

EP 19 16 0023

5 This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned European search report.  
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on  
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

21-08-2019

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2019021285 A1	31-01-2019	NONE	
WO 2016110855 A1	14-07-2016	EP 3242627 A1 US 2018028292 A1 WO 2016110855 A1	15-11-2017 01-02-2018 14-07-2016
US 2012092461 A1	19-04-2012	AU 2010262191 A1 AU 2015205898 A1 BR 112012000189 A2 CA 2763826 A1 CN 102802520 A CN 104783757 A DK 2442720 T3 EP 2442720 A1 ES 2607052 T3 JP 5654583 B2 JP 2012530267 A JP 2015083978 A US 2012092461 A1 US 2015054922 A1 US 2018255293 A1 US 2019124323 A1 US 2019200006 A1 WO 2010145669 A1	08-12-2011 20-08-2015 06-02-2018 23-12-2010 28-11-2012 22-07-2015 19-12-2016 25-04-2012 29-03-2017 14-01-2015 29-11-2012 30-04-2015 19-04-2012 26-02-2015 06-09-2018 25-04-2019 27-06-2019 23-12-2010

**ССЫЛКИ, ПРИВЕДЕННЫЕ В ОПИСАНИИ**

*Данный список литературы, приводимый заявителем, предназначен только для удобства читателя. Он не является частью европейского патентного документа. Несмотря на то, что при составлении списка ссылок была проявлена большая тщательность, нельзя исключать ошибок или пропусков, и ЕПВ снимает с себя всякую ответственность в этом отношении.*

**Патентные документы, цитируемые в описании**

- DE 102014205784 A1 [0005] [0006] [0014]
- US 9453722 B2 [0007]
- WO 201684065 A1 [0008]
- US 20120092461 A1 [0009]
- US 5424836 A [0010]
- US 20030072011 A1 [0011]
- US 4611288 A [0012]
- US 5976076 A [0012]
- WO 2015188286 A1 [0012]