(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210727927 U
(45)授权公告日 2020.06.12

(21)申请号 201920887011.4

(22)申请日 2017.07.27

(30)优先权数据
62/367,607 2016.07.27 US
62/477,387 2017.03.27 US
62/517,467 2017.06.09 US

(62)分案原申请数据
201720922787.6 2017.07.27

(73)专利权人 阿莱恩技术有限公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 吉拉德·艾尔贝兹
埃雷兹·兰伯特 优素福·阿缇亚
阿维·科佩尔曼 奥弗·萨菲尔
玛雅·摩西 沙伊·阿亚尔

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262
代理人 张瑞 杨明钊

(51)Int.Cl.
A61C 19/04(2006.01)

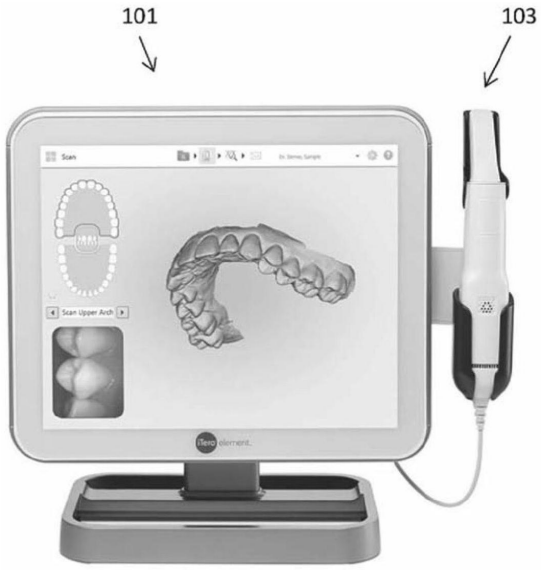
权利要求书2页 说明书47页 附图44页

(54)实用新型名称

口内扫描系统

(57)摘要

本公开涉及口内扫描系统和口内扫描装置。本文描述了用于生成受试者的牙齿的模型的方法和装置。本文描述了用于生成包括表面特征和内部特征的受试者的口内区域(如牙齿)的三维模型的口内扫描方法和装置。这些方法和装置可以用于识别和评估牙齿的病变、龋齿和裂纹。这些方法和装置中的任一个可以使用最小化散射系数和/或分割来形成牙齿的体积模型。



CN 210727927 U

1.一种口内扫描系统,包括:

手持式棒,所述手持式棒被配置为利用一个或更多个传感器进行操作,以检测红外光和可见光;以及

一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的,所述一个或更多个处理器被配置为:

从所述一个或更多个传感器接收可见光信息和红外信息;

根据所述可见光信息实时地确定表面信息并使用所述表面信息来生成受试者的牙齿的三维表面模型;以及

根据所述红外信息实时地确定深入所述受试者的牙齿内的投射,并且根据所述投射生成深入所述受试者的牙齿内的一个或更多个图像。

2.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为当所述手持式棒被移动时实时地在显示屏上显示所述三维表面模型。

3.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为当所述手持式棒被移动时实时地在显示屏上显示深入所述受试者的牙齿内的一个或更多个图像。

4.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

5.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为接收作为近红外光信息的红外信息。

6.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为同时显示所述三维表面模型和深入所述受试者的牙齿内的所述一个或更多个图像。

7.根据权利要求1所述的口内扫描系统,还包括被配置为放置在所述手持式棒的远端上的套筒,其中所述套筒包括在透明窗口的两侧上延伸的一对翼,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

8.根据权利要求1所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为与所述一个或更多个处理器进行无线通信。

9.一种口内扫描系统,包括:

手持式棒,所述手持式棒被配置为利用一个或更多个传感器进行操作,以检测红外光和可见光;以及

一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的,所述一个或更多个处理器被配置为:

从所述一个或更多个传感器接收可见光信息和红外信息;

根据所述可见光信息实时地确定表面信息并使用所述表面信息来生成受试者的牙齿的三维表面模型;

当所述手持式棒被移动时实时地在显示屏上显示所述三维表面模型;

根据所述红外信息实时地确定深入所述受试者的牙齿内的投射,并且根据所述投射生成深入所述受试者的牙齿内的一个或更多个图像;以及

当所述手持式棒被移动时实时地在所述显示屏上显示深入所述受试者的牙齿内的一个或更多个图像。

10.根据权利要求9所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

11.根据权利要求9所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为接收作为近红外光信息的红外信息。

12.根据权利要求9所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为同时显示所述三维表面模型和深入所述受试者的牙齿内的所述一个或更多个图像。

13.根据权利要求9所述的口内扫描系统,还包括被配置为放置在所述手持式棒的远端上的套筒,其中所述套筒包括在透明窗口的两侧上延伸的一对翼,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

14.根据权利要求9所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为与所述一个或更多个处理器进行无线通信。

15.一种口内扫描系统,包括:

手持式棒,所述手持式棒被配置为在多个成像模式下操作,所述多个成像模式包括近IR成像模式和可见光成像模式;以及

一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的,所述一个或更多个处理器被配置为:

在可见光成像模式期间接收可见光信息和在近IR成像模式期间接收近IR光信息;

根据所述可见光信息实时地确定表面信息并使用所述表面信息来生成受试者的牙齿的三维表面模型;

当所述手持式棒被移动时实时地在显示屏上显示所述三维表面模型;

根据所述近IR光信息实时地捕获深入所述受试者的牙齿内的图像;以及

在所述显示屏上显示深入所述受试者的牙齿内的所述图像。

16.根据权利要求15所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

17.根据权利要求15所述的口内扫描系统,其中所述一个或更多个处理器被配置为同时显示所述三维表面模型和深入所述受试者的牙齿内的所述图像。

18.根据权利要求15所述的口内扫描系统,还包括被配置为放置在所述手持式棒的远端上的套筒,其中所述套筒包括在透明窗口的两侧上延伸的一对翼,其中所述手持式棒被配置为接收穿过所述受试者的牙齿而透照的近IR光。

19.根据权利要求15所述的口内扫描系统,其中所述手持式棒被配置为与所述一个或更多个处理器进行无线通信。

口内扫描系统

[0001] 本申请是申请日为2017年7月27日,申请号为201720922787.6,实用新型名称为“具有牙科诊断能力的口内扫描仪(变更后的名称为“口内扫描系统和口内扫描装置”)”的申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本专利申请要求以下各项的优先权:2016年7月27日提交的且标题为“INTRAORAL SCANNER WITH DENTAL DIAGNOSTICS CAPABILITIES”的美国临时专利申请第62/367,607号;2017年3月27日提交的且标题为“INTRAORAL SCANNER WITH DENTAL DIAGNOSTICS CAPABILITIES”的美国临时专利申请第62/477,387号;和2017年6月9日提交的且标题为“MINIMAL VALUE LIFTING TO FORM A VOLUMETRIC MODEL OF AN OBJECT”的美国临时专利申请第62/517,467号。这些专利申请中的每一个通过引用以其整体并入本文。

[0004] 通过引用并入

[0005] 本说明书中提及的所有公开和专利申请均通过引用以其整体并入本文,其程度如同每个单独的公开或专利申请被明确地和单独地指出以通过引用并入。

技术领域

[0006] 本文描述的方法和装置可以涉及光学扫描仪,且特别是用于生成对象的三维表示。特别地,本文描述了可用于包括3D扫描的扫描和对口腔分析以用于诊断、治疗、纵向跟踪、牙齿测量以及龋齿和裂纹的检测的方法和装置。这些方法和装置可生成体积模型,和/或可包括彩色扫描。

背景技术

[0007] 许多牙科和正畸手术可以得益于对患者齿状和口腔的精确三维(3D)描述。特别地,提供包括牙釉质和牙本质及龋齿的牙齿的表面和内部结构的三维描述以及牙齿体积的一般内部组成将是有帮助的。虽然牙齿3D表面的纯表面表示已被证明在牙科假体(例如,牙冠或牙桥)的设计和制造以及治疗计划中非常有用,但是对内部结构(包括牙釉质和下面牙本质中的龋齿和裂纹的生长)进行成像的能力将非常有用,特别是与表面形貌绘图相结合。

[0008] 历史上,已经使用电离辐射(例如,X射线)来对牙齿成像。例如,X射线咬翼片照相通常用于向牙齿提供非定量图像。然而,除了电离辐射的风险之外,这样的图像通常在其显示特征的能力方面受到限制并且可能涉及漫长且昂贵的程序。诸如锥束计算断层摄影术的其他技术可提供层析图像,但仍需要电离辐射。

[0009] 因此,提供可以用于对受试者的牙齿或多个牙齿建模并且包括外部(表面)和内部(在牙釉质和牙本质内)结构和组成的、包括诸如口内扫描系统的设备和系统的方法和装置将是有益的。特别地,提供可以使用单个装置来提供该能力的方法和装置将是有帮助的。存在对于改进的方法和系统来用于扫描患者口腔和/或用于使牙龋齿(dental carries)的识别和分析自动化的需要。

实用新型内容

[0010] 通常，本文描述了用于扫描牙齿的外部和/或内部结构的方法和装置(例如，设备和系统)。这些方法和装置可以生成包括表面形貌和内部特征(例如，牙本质、牙填充体、裂纹和/或龋齿)的受试者牙齿的模型。这些装置中的任何一个可以包括用于扫描受试者的口腔中或周围的口内扫描仪，并且其配备有可以在以下两个或更多个光谱范围中照射的一个光源或多个光源：表面特征照射光谱范围(例如，可见光)和穿透光谱范围(例如，IR范围且特别是“近IR”，包括但不限于850nm)。扫描装置还可以包括用于检测发射光的一个或更多个传感器和一个或更多个处理器，该一个或更多个处理器用于控制扫描操作并且用于分析来自第一光谱范围和第二光谱范围的接收光，以生成包括牙齿表面和牙齿内(包括在牙釉质和牙本质内)的特征的受试者的牙齿的模型。

[0011] 本文描述的方法通常包括用于生成受试者牙齿的模型的方法，其通常生成包括表面和内部特征的牙齿的三维模型或渲染。可以使用成像和/或检测内部结构的非电离方法，诸如使用穿透波长拍摄图像以通过使用一个或更多个穿透光谱范围(波长)来照射它们而观察牙齿内的结构，包括使用透照法(trans-illumination)(例如，从一侧照射和在穿过对象之后从相对侧捕获光)、和/或小角度穿透成像(例如，反射成像，当以穿透波长照射时捕获从内部结构反射/散射的光)。特别地，可以从相同的相对位置拍摄多个穿透图像。尽管可以使用传统的穿透成像技术(例如，透照法)，其中光发射器照射方向和检测器(例如，相机)视角之间的角度为90度或180度，但是本文还描述了其中角度小得多(例如，0度与25度之间、0度与20度之间、0度至15度之间、0度至10度之间等等)的方法和装置。较小的角度(例如，0-15°)可能是特别有利的，因为照射(光源)和感测(检测器(detector(s))，例如相机(camera(s))等)可以彼此更靠近，并且可以提供可以更容易地在受试者的牙齿周围定位和移动的用于口内扫描仪的扫描棒。这些小角度穿透图像和成像技术在本文中也可以称为反射照射和/或成像，或者为反射/散射成像。一般来说，穿透成像可以指任何适当类型的穿透成像，除非另有说明，包括透照法、小角度穿透成像等。

[0012] 本文描述的方法和装置特别有效地将一个牙齿或多个牙齿的3D表面模型与诸如损伤(龋齿，裂纹等)的成像的内部特征组合，该内部特征可以通过对由使用口内扫描仪来进行穿透成像的使用来检测，该口内扫描仪适用于表面和内部特征的分开但同时(或几乎同时)的检测。将表面扫描和穿透成像组合可以通过以允许对两者使用相同坐标系的方式在这些不同模态之间交替或切换来执行。可选地，表面和穿透扫描二者可以例如通过选择性地对成像的波长滤波以分离IR(近IR)光与可见光而同时进行观看。因此，3D表面数据可提供关于内部结构的重要参考和角度信息，并且可以允许对原本可能难以解释或不可解释的透照图像进行解释和分析。

[0013] 例如，本文描述了用于生成受试者牙齿的模型的方法，包括以下步骤：使用口内扫描仪捕获受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型数据；利用口内扫描仪使用穿透波长对牙齿拍摄多个图像；以及使用3D表面模型数据和多个图像来形成包括内部结构的牙齿的3D模型。

[0014] 用于生成受试者的牙齿的模型的方法可以包括：用在第一成像模态下操作的口内扫描仪捕获受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型数据，其中3D表面模型数据具有第一坐标系；使用穿透波长以第二成像模态操作的口内扫描仪对牙齿拍摄多个图像，其

中所述多个图像参考第一坐标系;以及使用3D表面模型数据和所述多个图像来形成包括内部结构的牙齿的3D模型。

[0015] 通常,捕获3D表面模型数据可以包括使用任何适当的方法来确定3D表面拓扑。例如,确定3D表面拓扑可以包括使用共焦聚焦。捕获3D表面模型数据可以包括使用以下中的一种或更多种:共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量。

[0016] 本文描述的方法和装置中的任一个可以用于对单个牙齿或牙齿的区域、多个牙齿、牙齿和牙龈或其它口内结构(特别是在受试者的口部内)进行建模、成像和/或渲染3D图像。

[0017] 通常,本文所述的方法及用于执行它们的装置包括3D彩色口内扫描/扫描仪。例如,该方法可以包括捕获彩色口内3D数据。

[0018] 如将在下面更详细地描述的,该方法和装置可以控制在收集表面数据和收集穿透成像(穿透)数据之间的切换。例如,这些方法中任意一个方法可包括例如通过在第一成像模态和第二(穿透)成像模式之间切换来在3D表面模型数据被捕获时使用穿透波长拍摄图像。

[0019] 可以使用相同的传感器或不同的传感器来收集表面和内部特征数据。例如,拍摄多个图像可以包括在口内扫描器上使用相同的传感器来捕获3D表面模型数据和使用穿透波长捕获多个图像。可选地,可以使用单独的传感器或多个传感器。例如,拍摄多个图像可以包括在口内扫描器上使用不同的传感器来捕获3D表面模型数据和使用穿透波长捕获多个图像。

[0020] 如上所述,使用穿透波长(或穿透光谱范围)拍摄牙齿的图像可以包括以照射源和传感器(例如,检测器或相机)之间的任何角度拍摄穿透图像。特别地,可以使用小角度配置对内部特征(例如,反射成像)数据进行成像,其中以相对于牙齿/多颗牙齿的不同取向拍摄一个或优选地更多个穿透图像。例如,拍摄多个图像可以包括相对于接收来自牙齿的照射的传感器(例如,检测器、相机等)以0°和15°之间的角度照射牙齿,反射牙齿/多颗牙齿的内部组成。拍摄多个图像(例如,穿透图像,诸如这些小角度穿透图像)通常包括在口内扫描仪相对于牙齿的不同角度处在牙齿的相同区域处拍摄一个或更多个(例如,多个,包括两个或更多个,三个或更多个等)穿透图像。这样,牙齿的相同的内部区域将出现在来自不同角度的多个不同扫描中。

[0021] 通常,任意数量的传感器可被包括在口内扫描仪上,例如在口内扫描器的棒上。可以使用用于检测和记录(例如,光的)适当的光谱范围的任何适当的传感器。传感器可以涉及并且可以包括检测器、相机等。例如,拍摄多个图像可以包括在口内扫描器上使用多个传感器以使用穿透波长捕获多个图像。

[0022] 用于拍摄穿透图像的照射通常是穿透的,使得其可以至少部分地穿透并穿过牙齿的牙釉质和牙本质。光的穿透波长通常可以包括红外(且特别是近红外)光。例如,可以使用在700至1090nm范围内(例如,850nm)的光。可以使用其它波长和波长范围,包括比可见光谱短的波长。因此,拍摄多个图像可以包括用红外光照射牙齿。拍摄多个图像(例如,穿透图像)可以包括用白光(包括但不限于白光透照)、UV/蓝荧光和红光荧光中的一种或更多种来照射牙齿。

[0023] 通常,可以使用任何适当的技术来形成包括来自穿透成像的(组合的)表面和内部

结构的牙齿的3D模型。这些3D模型可以被称为组合的3D表面/体积模型、3D体积表面模型或简单地称为“3D模型”等。如上所述，表面数据和穿透成像数据通常可以在相同的坐标系中。两者可以通过使用公共坐标系进行组合。在一些变型中，表面数据可以表示为表面模型和添加到该模型中的内部特征。在一些变型中，数据可以(在加在一起之后)同时重建成三维模型。一个或两个数据集可以被单独修改(例如，滤波、减法等)。例如，形成包括内部结构的牙齿的3D模型可以包括将3D表面模型数据与内部结构数据(包括体积数据)组合。形成包括内部结构的牙齿的3D模型可以包括组合多个穿透图像，其中可以使用口内扫描仪从多个角度拍摄多个穿透图像。

[0024] 在本文所述的任何方法中及在被配置为执行这些方法的装置中，数据可以由系统自动或手动地进行分析。特别地，本文描述的方法和装置可以包括检查内部特征和/或识别感兴趣的特征，包括裂纹和龋齿。可以基于特征识别标准(例如，穿透图像中的暗区域或亮区域)、模式识别、机器学习等来识别特征。特征可以被标记，包括着色、标签等。特征可以被直接标记在3D模型中、在穿透图像上、或者在参考在由本文描述的方法和装置形成的牙齿的3D模型(例如，与其共享坐标系)的数据结构中。

[0025] 本文还描述了被配置为执行所描述的任何方法的装置。例如，本文描述了用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统，其包括：具有至少一个传感器和多个光源的手持式棒，其中光源被配置为以第一光谱范围和第二光谱范围发射光，其中第二光谱范围是穿透的；以及可操作地连接到手持式棒的一个或更多个处理器，该一个或更多个处理器被配置为：使用来自第一光谱范围的光生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型；并且基于3D表面模型以及基于以显示内部结构的第二光谱范围拍摄的多个图像生成包括内部结构的受试者的牙齿的3D模型。

[0026] 用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统可以包括：具有至少一个传感器和多个光源的手持式棒，其中光源被配置为以第一光谱范围和第二光谱发射光，而且其中第二光谱范围是穿透的；以及可操作地连接到手持式棒的一个或更多个处理器，该一个或更多个处理器被配置为：使用第一坐标系，通过使用由手持式棒感测到的第一光谱范围中的光来确定表面信息；使用表面信息来生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型；在第二光谱范围中拍摄多个图像，其中图像参考第一坐标系；并且基于3D表面模型和多个图像生成包括内部结构的受试者的牙齿的3D模型。

[0027] 本文还描述了生成受试者的牙齿的模型的方法，该受试者的牙齿的模型包括表面和内部结构，其中相同的口内扫描仪在不同模态之间循环，诸如在表面扫描和穿透之间循环；也可以可选地包括附加模态(例如，激光荧光等)。通常，虽然本文描述的示例关注于表面和穿透的组合上，但是替代本文描述的内部特征成像或除此之外，可以使用其它内部扫描技术(例如，激光荧光)。

[0028] 例如，本文描述了生成包括表面和内部结构的受试者的牙齿的模型的方法，包括以下步骤：使用手持式口内扫描仪，使用第一模态来扫描受试者的牙齿的一部分以捕获牙齿的三维(3D)表面模型数据；使用手持式口内扫描仪，使用第二模态来扫描受试者的牙齿的该部分，以使用穿透波长对牙齿成像来捕获牙齿的内部数据；在第一模态和第二模态之间循环，其中循环在第一模态和第二模态之间快速切换，使得使用穿透波长的图像与在第一模态中捕获的3D表面模型数据共享坐标系。

[0029] 本文描述的任何方法可以包括自动调整在第一模态中进行扫描花费的持续时间、在第二模态中花费的持续时间、或者在第一模态和第二模态之间循环时花费在第一模态和第二模态中的持续时间。例如，这些方法中的任何一种可以包括自动调整在第一模态中进行扫描花费的持续时间、在第二模态中花费的持续时间、或基于所捕获的3D表面模型数据、内部数据或3D表面模型数据和内部数据两者在第一模态和第二模态之间循环时花费在第一模态和第二模态中的持续时间。因此，生成受试者的牙齿的模型的方法可以包括：使用手持式口内扫描仪，使用第一模态扫描受试者的牙齿的一部分以捕获牙齿的三维(3D)表面模型数据；使用手持式口内扫描仪，使用第二模态来扫描受试者的牙齿的该部分，以使用穿透波长对牙齿成像，以捕获牙齿的内部数据；使用扫描方案在第一模态和第二模态之间循环，其中循环在第一模态和第二模态之间快速切换，使得内部数据使用与在第一模态中捕获的3D表面模型数据相同的坐标系；并且基于所捕获的3D表面模型数据、内部数据或3D表面模型数据和内部数据二者来调整扫描方案。

[0030] 扫描方案调整可以包括基于对所捕获的3D表面模型数据的质量的确定进行调整。调整扫描方案可以包括自动调整扫描方案、和/或调整第一模态中扫描的持续时间和/或调整第二模态中扫描的持续时间。

[0031] 这些方法中的任一个可以包括组合3D表面模型数据和牙齿的内部数据以形成牙齿的3D模型。

[0032] 如上所述，捕获3D表面模型数据可以包括使用共焦聚焦/共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量来确定3D表面拓扑。

[0033] 通常，循环可以包括在第一模态、第二模态和第三模态之间的循环，其中循环在第一模态、第二模态和第三模态之间快速切换，使得使用穿透波长的图像与在第一模式中捕获的3D表面模型共享坐标系。第三模态可能是另一种穿透模态或非穿透模态(例如，受试者的牙齿的颜色、视觉图像等)。

[0034] 使用手持式口内扫描仪来使用第二模态扫描受试者的牙齿的部分可以包括相对于接收照射的传感器的观看方向以0°和15°之间的角度(例如，小角度照射)照射牙齿。使用手持式口内扫描仪来使用第二模态扫描受试者的牙齿的该部分的步骤可以包括以在照射源和传感器之间的多个不同的角度和/或以相对于牙齿的多个不同的位置或角度拍摄多个穿透图像，使得牙齿的相同内部区域从相对于牙齿的不同角度成像。

[0035] 如上所述，可以使用任何适当的穿透波长，包括红外线(例如，近红外线)。例如，使用手持式口内扫描仪来使用第二模态扫描受试者的牙齿的部分可以包括用以下中的一种或更多种进行照射：白光透照、UV/蓝荧光和红光荧光。

[0036] 本文还描述了用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统，其被配置为在扫描模式之间循环。例如，本文描述了口内扫描系统，包括：手持式口内棒，其具有至少一个传感器和多个光源，其中该光源被配置为以第一光谱范围和第二光谱范围发射光，而且其中该第二光谱范围是穿透的；以及一个或更多个处理器，其可操作地连接到手持式口内棒，该一个或更多个处理器被配置为使棒在第一模式和第二模式之间循环，其中在第一模式中，棒在第一持续时间内以第一光谱范围发射光并且一个或更多个处理器接收三维(3D)表面数据作为响应，并且其中在第二模式中，棒在第二持续时间内以第二光谱范围发射光并且一个或更多个处理器接收图像数据作为响应。

[0037] 用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统可以包括:具有至少一个传感器和多个光源的手持式口内棒,其中光源被配置为以第一光谱范围和第二光谱范围发射光,而且其中第二光谱范围是穿透的;以及可操作地连接到棒的一个或更多个处理器,该一个或更多个处理器被配置为使棒在第一模式和第二模式之间循环,其中在第一模式中,棒在第一持续时间内以第一光谱范围发射光并且一个或更多个处理器接收三维(3D)表面数据作为响应,并且其中在第二模式中,棒在第二持续时间内以第二光谱范围发射光并且一个或更多个处理器接收图像数据作为响应;其中一个或更多个处理器被配置为基于所接收的3D表面数据、所接收的图像数据或者3D表面数据和图像数据二者来调整第一持续时间和第二持续时间。在本文描述的装置中的任一个中,一种模式可以是表面扫描(3D表面),其可以例如在680nm处。另一种模式可以是使用例如近IR光(例如,850nm)的穿透扫描。另一种模式可以是使用白光(例如,大约400到600nm)的彩色成像。

[0038] 还描述了用于使用手持式口内扫描仪来观察内部结构的穿透成像方法。因此,本文描述的一般方法和装置中的任一个可以被特别配置用于使用对一个牙齿或多个牙齿建模的穿透成像数据以检测诸如裂纹和龋齿的内部特征。例如,通过牙齿成像以检测裂纹和龋齿的方法可以包括:使用在第一位置中的手持式口内扫描仪以不同的取向拍摄通过牙齿的多个穿透图像,其中口内扫描仪以穿透波长发射光;使用口内扫描仪在第一位置处确定表面位置信息;以及使用多个穿透图像和表面位置信息来生成牙齿的三维(3D)模型。

[0039] 生成牙齿的3D模型可以包括针对多个不同位置重复拍摄多个穿透图像并生成3D模型的步骤。

[0040] 以不同的取向拍摄通过牙齿的多个穿透图像可以包括拍摄穿透图像,其中每个穿透图像使用以下中任一种或两种来进行拍摄:在口内扫描仪上发射穿透波长的不同照射源或照射源组合或在口内扫描仪上拍摄图像的不同图像传感器。

[0041] 在一些变型中,拍摄多个穿透图像可以包括拍摄三个或更多个穿透图像。

[0042] 以不同的取向拍摄通过牙齿表面的多个穿透图像可以包括使用小角度照射/观看拍摄穿透图像,例如,其中,对于每个穿透图像,发射光与图像传感器接收的光之间的角度在0和15度之间。例如,通过牙齿成像以检测裂纹和龋齿的方法可以包括:从多个位置扫描牙齿,其中扫描包括对于每个位置重复:使用口内扫描仪以不同取向拍摄通过牙齿的多个穿透图像,其中口内扫描仪以穿透波长发射光,并且其中对于每个穿透图像,发射光与由图像传感器接收的光之间的角度介于0和15度之间,以及使用口内扫描仪确定表面位置信息;以及使用穿透图像和表面位置信息生成牙齿的三维(3D)模型。

[0043] 如上所述,除了扫描、建模和操作扫描和/或建模装置的装置(例如,扫描装置、牙齿建模装置等)和方法之外,本文还描述了使用由一个或更多个穿透波长生成的图像来重建体积结构的方法。

[0044] 例如,本文描述了包括对辐射波长范围的半透明强散射区域(例如,牙齿)的对象重建体积结构的方法。该方法可以包括用发射(例如,专门或主要地辐射)穿透波长的光源照射对象,利用对穿透波长敏感的相机拍摄对象的多个图像(例如,在辐射波长范围内记录),对于多个图像中的每个图像接收表示相机相对于对象的位置的位置数据,针对体积中的每一个点根据多个图像和位置数据生成关于散射系数的上限,以及根据对于每个点的散射系数的上限生成对象的图像。施加到对象的光的穿透波长可以从与相机基本相同的方向

发射。生成的一个或更多个图像可以示出在对象体积内的特征，并且图像还可以包括(或被修改以包括)对象的外边界以及内部结构。

[0045] 重建包括对于辐射波长范围的半透明强散射区域的对象的体积结构的方法可以包括：在辐射波长范围内用相机拍摄对象的多个图像，其中对多个图像的光照基本上从相机的方向投射，对于多个图像中的每个图像接收表示相机相对于对象的位置的位置数据，对于体积中的每一个点从多个图像和位置数据生成关于散射系数的上限，以及根据关于每一个点的散射系数的上限生成对象的图像。

[0046] 辐射波长的范围可以是红外或近红外波长。

[0047] 这些方法中的任何一种也可以包括接收表示对象的外表面的表面数据，其中针对对象的外表面内的体积中的每一个点执行生成步骤。

[0048] 该对象可以包括具有外部牙釉质表面和内部牙本质表面的牙齿。牙齿只是一种类型的包括半透明强散射区域的对象；其他示例可以包括其他两个组织(包括软组织和/或硬组织)，例如骨骼等。这些包括半透明强散射区域的对象可以包括通常是半透明的并且对于穿透波长(例如，红外或近红外波长)是强散射的区域，如本文所述。

[0049] 位置数据通常可以包括捕获多个图像中的每个图像时相机的位置和取向数据。例如，位置数据可以包括三维空间中的三个数值坐标以及相机的俯仰、偏航和滚动。

[0050] 针对体积中的每个点生成关于散射系数的上限可以包括使用第一校准将与对象的体积相对应的点的3D网格的每个点投射到多个图像中的每一个图像上，产生对于每个投射点的强度值列表，根据体积响应将强度值列表上的每个强度值转换为散射系数，以及对于每个网格点存储来自散射系数值列表的最小散射系数值。

[0051] 例如，第一校准可以包括用于校准传感器问题和相机的图像重影的固定模式噪声校准。第一校准可以包括相机校准，其确定对于将空间中的已知点投射到图像上的点的相机的变换。

[0052] 本文还描述了重建在辐射波长范围内半透明的牙齿的体积结构的方法，该方法包括在处理器中接收牙齿的表面在第一坐标系中的表示；在处理器中接收在辐射波长的范围内的多个图像，该多个图像采用基本上从相机的方向投射的光照进行拍摄；在该处理器中接收关于多个图像中的每个图像的表示相机的位置的位置数据；使用第一校准将与牙齿表面内的体积相对应的点的网格中的每个点投射到多个图像中的每一个图像上；产生对于每个投射点的强度值列表；将强度值列表上的每个强度值根据体积响应转换成散射系数；以及将对于每个点的最小散射系数存储到最小散射系数列表中。

[0053] 这些方法中的任何一个还可以包括从最小散射系数列表中产生图像。

[0054] 位置数据可以包括在捕获多个图像中的每一个图像时相机(或多个相机)的位置和取向数据。

[0055] 第一校准可以包括固定模式噪声校准，以校准传感器问题和相机的图像重影。在一些实施例中，第一校准可以包括相机校准，其确定对于将空间中的已知点投射到图像上的点的相机的变换。

[0056] 方法还可以包括接收表示对象的外表面的表面数据，其中投影步骤针对对象的外表面内的体积内部的每个点执行。

[0057] 点的网格可以包括立方网格。

[0058] 本文描述的方法中的任一个可以被体现为软件、固件和/或硬件。例如，这些方法中的任何一个方法可以被配置为具有存储在其上的用于执行该方法的指令的非暂时性计算设备可读介质。

[0059] 例如，描述了一种具有存储在其上的指令的非暂时性计算设备可读介质，该指令用于在辐射波长范围内重建半透明的牙齿的体积结构。指令可以是由处理器可执行的以使计算设备接收牙齿的表面在第一坐标系中的表示，在辐射波长的范围内接收牙齿的多个图像，该多个图像用基本上从相机的方向投射的光照来拍摄，接收表示对于多个图像中的每个图像的相机的位置的位置数据，使用第一校准将与牙齿的体积相对应的点的网格中的每一个点投射到多个图像中的每一个图像上，产生对于每个投射点的强度值列表，根据体积响应将强度值列表上的每个强度值转换为散射系数，并将对于每一个点的最小散射系数存储到最小散射系数列表中，以及从最小散射系数列表中产生图像。

[0060] 位置数据可以包括在捕获多个近红外图像中的每一个近红外图像时相机的位置和取向数据。位置数据可以包括三维空间中的三个数值坐标以及相机的俯仰、偏航和滚动。

[0061] 第一校准可以包括固定模式噪声校准，以校准传感器问题和相机的图像重影。第一校准可以包括相机校准，其确定对于将空间中的已知点投射到图像上的点的相机的变换。

[0062] 点的网格可以在牙齿内；如上所述，点的网格可以包括立方网格。

[0063] 对于使用散射系数的替代或除此之外，使用穿透波长图像形成患者牙齿的内部结构的任何适当的方法。例如，本文描述的装置(例如，系统、设备、软件等)和方法中的任一个可以使用二维穿透图像以及关于扫描仪相对于被成像对象(例如，牙齿)的位置和/或取向信息，以分割2D穿透图像来形成包括牙齿内部的内部结构的牙齿的三维模型。如上所述，穿透图像可以指利用穿透对象的近IR和/或IR波长拍摄的图像。扫描仪的位置和/或取向可以是在扫描仪上(例如，在手持式棒上)上拍摄图像的摄像机的位置和/或取向的代表。

[0064] 例如，本文描述了对受试者的牙齿进行建模的方法，包括：用口内扫描仪捕获受试者的牙齿的内部的多个图像以及口内扫描仪的特定于多个图像中的每个图像的位置和取向；分割多个图像以形成对应于受试者牙齿内的结构的内部结构；使用多个图像的位置和取向将内部结构投射到受试者的牙齿的三维模型上；以及显示包括内部结构的受试者的牙齿的三维模型。

[0065] 在这些方法和装置中的任一个中，可以在捕获穿透图像的同时使用非穿透波长(例如，表面扫描)同时捕获3D表面模型。例如，捕获可以包括捕获受试者的牙齿的表面图像同时捕获受试者的牙齿的内部的多个图像。方法还可以包括从所捕获的表面图像形成受试者的牙齿的三维模型。例如，形成受试者的牙齿的三维模型可以包括使用共焦聚焦来确定三维表面拓扑。捕获受试者的牙齿的表面图像可以包括使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量。

[0066] 通常，相同的设备(例如，扫描仪)可以建模和/或显示包括内部结构的牙齿的3D表示，或者可选地或附加地可以使用单独的处理器(例如，远离扫描仪)。这些方法中的任一种方法还可以包括在捕获多个二维图像的同时存储和/或传输多个穿透图像和口内扫描仪的位置和取向，包括向远程处理器传输以执行分割和后续步骤。

[0067] 在本文描述的方法和装置的任一个中，可以在扫描仪操作的同时显示包括内部结

构的3D模型。这可以有利地允许用户实时或接近实时地查看受试者的牙齿中的内部结构。因此,这些方法中的任一种方法可以包括在捕获图像时显示三维模型。

[0068] 分割多个图像可以包括对多个图像应用边缘检测以识别多个图像内的封闭边界。分割多个图像可以包括从多个图像形成体积密度图以识别内部结构。分割体积密度图可以包括通过识别体积密度图内的一个或更多个等值面来分割,以识别内部特征。这些方法中的任何一种方法可以包括分割体积密度图以识别内部特征(例如,裂纹、龋齿、牙填充体、牙本质等)。

[0069] 如上所述,捕获多个图像可以包括使用穿透波长和口内扫描仪。捕获多个图像可以包括捕获红外图像和/或近红外图像。

[0070] 例如,配置成生成受试者的牙齿的模型的口内扫描装置可以包括:口内扫描仪,其具有多个光源以及位置和取向传感器,其中光源被配置为以第一光谱范围和第二光谱范围发射光,而且其中第二光谱范围是穿透的;以及可操作地连接到口内扫描仪的处理器,处理器被配置为当口内扫描仪以第二光谱范围发射光时,使扫描仪捕获多个图像以及与多个图像中的每一个图像相对应的口内扫描仪的位置和取向;其中处理器还被配置为分割多个图像以形成对应于受试者的牙齿内的结构的内部结构,并且显示或传输包括内部结构的受试者的牙齿的三维模型。

[0071] 处理器可以被配置为通过对多个图像应用边缘检测以识别多个图像内的封闭边界来分割多个图像。处理器可以被配置为通过从多个图像形成像素密度图来分割多个图像以识别内部结构。处理器可以被配置为识别像素密度图内的封闭段以识别内部结构。

[0072] 本文还描述了具有存储在其上的指令的非暂时性计算设备可读介质,所述指令可由处理器执行以使口内扫描装置能够:使用光的穿透波长捕获多个图像和口内扫描仪的特定于多个图像中的每个图像的位置和取向;分割多个图像以形成对应于受试者的牙齿内的结构的内部结构;使用特定于每个图像的口内扫描仪的位置和取向将内部结构投射到受试者的牙齿的三维模型上;并显示受试者的牙齿的包括内部结构的三维模型。

[0073] 具有指令的非暂时性计算设备可读介质还可以被配置为使口内扫描装置通过对多个图像应用边缘检测以识别多个图像内的封闭边界来分割多个图像。具有指令的非暂时性计算设备可读介质还可以被配置成使口内扫描装置通过从多个图像形成像素密度图来分割多个图像以形成内部结构。具有指令的非暂时性计算设备可读介质还可以被配置为使口内扫描装置通过识别像素密度图内的封闭段来分割多个图像以形成内部结构。

[0074] 本文还描述了具有其上存储有指令的非暂时性计算设备可读介质,该指令可由处理器执行以使计算设备:从扫描仪接收受试者的牙齿的三维表面模型数据;从扫描仪接收受试者的牙齿的内部的多个图像以及口内扫描仪的特定于多个图像中的每个图像的位置和取向;分割多个图像以形成受试者的牙齿的内部结构;将受试者的牙齿的内部结构投射到三维表面模型上;并显示示出内部结构的三维表面模型。

[0075] 1.一种用于生成受试者的牙齿的模型的方法,所述方法包括:

[0076] 使用口内扫描仪捕获受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型数据;

[0077] 利用所述口内扫描仪使用穿透波长对所述牙齿拍摄多个图像;以及

[0078] 使用所述3D表面模型数据和所述多个图像来形成包括内部结构的所述牙齿的3D模型。

[0079] 2.一种用于生成受试者的牙齿的模型的方法,所述方法包括:

[0080] 利用在第一成像模态下操作的口内扫描仪捕获受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型数据,其中所述3D表面模型数据具有第一坐标系;

[0081] 使用穿透波长利用第二成像模态下操作的所述口内扫描仪对所述牙齿拍摄多个图像,其中所述多个图像参考所述第一坐标系;以及

[0082] 使用所述3D表面模型数据和所述多个图像来形成包括内部结构的所述牙齿的3D模型。

[0083] 3.根据1或2所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦聚焦来确定3D表面拓扑。

[0084] 4.根据1或2所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量。

[0085] 5.根据1或2所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括捕获所述牙齿和牙龈的模型。

[0086] 6.根据1或2所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括捕获彩色口内3D模型。

[0087] 7.根据2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括通过在所述第一成像模态和所述第二成像模态之间切换在所述3D表面模型数据被捕获时使用所述穿透波长拍摄图像。

[0088] 8.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括使用所述口内扫描仪上的相同的传感器来捕获3D表面模型数据和使用所述穿透波长的所述多个图像。

[0089] 9.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括相对于接收照射的传感器以0°和15°之间的角度照射所述牙齿。

[0090] 10.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括在所述口内扫描仪的相对于所述牙齿的每个位置处拍摄多个透照图像或小角度穿透图像。

[0091] 11.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括在所述口内扫描仪上使用不同的传感器来捕获3D表面模型数据和使用所述穿透波长的所述多个图像。

[0092] 12.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括在所述口内扫描仪上使用多个传感器以使用所述穿透波长来捕获所述多个图像。

[0093] 13.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括利用白光透照、UV/蓝荧光和红色光荧光中的一种或更多种来照射所述牙齿。

[0094] 14.根据1或2所述的方法,其中,拍摄所述多个图像包括利用红外光照射所述牙齿。

[0095] 15.根据1或2所述的方法,其中,形成包括内部结构的所述牙齿的3D模型包括将所述3D表面模型数据与所述内部结构的3D模型组合。

[0096] 16.根据1或2所述的方法,其中,形成包括内部结构的所述牙齿的3D模型包括组合所述多个图像,其中所述多个图像使用所述口内扫描仪从多个角度拍摄。

[0097] 17.根据1或2所述的方法,还包括标记内部结构。

[0098] 18.一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统,所述系统包括:

[0099] 手持式棒,所述手持式棒具有至少一个传感器和多个光源,其中所述光源被配置为发射第一光谱范围和第二光谱范围的光,其中所述第二光谱范围是穿透的;以及

[0100] 一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器可操作地连接到所述手持式棒,所述一个或更多个处理器被配置为:

[0101] 使用来自第一光谱范围的光生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型;和

[0102] 基于所述3D表面模型以及基于以显示内部结构的所述第二光谱范围拍摄的多个图像生成包括内部结构的所述受试者的牙齿的3D模型。

[0103] 19.一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描仪系统,所述系统包括:

[0104] 手持式棒,所述手持式棒具有至少一个传感器和多个光源,其中所述光源被配置为发射第一光谱范围和第二光谱范围的光,而且其中所述第二光谱范围是穿透的;以及

[0105] 一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器可操作地连接到所述手持式棒,所述一个或更多个处理器被配置为:

[0106] 使用第一坐标系,通过使用由所述手持式棒感测到的所述第一光谱范围内的光来确定表面信息;

[0107] 使用所述表面信息来生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型;

[0108] 在所述第二光谱范围内拍摄多个图像,其中所述图像参考所述第一坐标系;并且

[0109] 基于所述3D表面模型和所述多个图像生成包括内部结构的所述受试者的牙齿的3D模型。

[0110] 20.根据18或19所述的系统,其中,所述手持式棒包括多个传感器。

[0111] 21.根据18或19所述的系统,其中,所述一个或更多个处理器被配置为通过使用共焦聚焦来确定表面信息。

[0112] 22.根据18或19所述的系统,其中,所述一个或更多个处理器被配置为通过使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量来确定表面信息。

[0113] 23.根据18或19所述的系统,其中,所述手持式棒被配置为通过在所述第一光谱范围和所述第二光谱范围之间切换而在发射所述第一光谱范围的光以执行表面扫描和发射所述第二光谱范围的光以检测内部结构之间循环,使得利用所述第二光谱范围拍摄的图像与所述表面扫描共享坐标系。

[0114] 24.根据18或19所述的系统,其中,所述至少一个传感器被配置为捕获所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据二者。

[0115] 25.根据18或19所述的系统,其中,所述至少一个传感器包括第一传感器和第二传感器,所述第一传感器被配置为捕获来自所述第一光谱范围的光的所述3D表面模型数据,所述第二传感器被配置为捕获来自所述第二光谱范围的光的所述牙齿的所述内部数据。

[0116] 26.根据18或19所述的系统,还包括与所述多个光源相邻的多个传感器。

[0117] 27.根据18或19所述的系统,其中,被配置为发射所述第二光谱范围的光的所述光源被配置为发射以下中的一种或更多种:白光透照、UV/蓝荧光和红光荧光。

[0118] 28.根据18或19所述的系统,其中,被配置为发射所述第二光谱范围的光的所述光源被配置为发射红外光。

[0119] 29.根据18或19所述的系统,而且其中,所述多个光源和所述至少一个传感器布置在所述手持式棒上,使得在所述第二光谱范围内发射的光从牙齿反射并被所述一个或更多个传感器以0°和15°之间的角度接收。

[0120] 30.一种用于生成受试者的牙齿的模型的方法,所述方法包括:

[0121] 使用口内扫描仪以使用第一模态来扫描受试者的牙齿的一部分,以捕获所述牙齿的三维(3D)表面模型数据;

[0122] 使用所述口内扫描仪以使用第二模态来扫描所述受试者的牙齿的所述一部分,以使用穿透波长对所述牙齿成像来捕获所述牙齿的内部数据;

[0123] 在所述第一模态和所述第二模态之间循环,其中循环在所述第一模态和所述第二模态之间快速切换,使得使用所述穿透波长的图像与在所述第一模态中捕获的所述3D表面模型数据共享坐标系。

[0124] 31.一种用于生成受试者的牙齿的模型的方法,所述方法包括:

[0125] 使用手持式口内扫描仪以使用第一模态扫描受试者的牙齿的一部分,以捕获所述牙齿的三维(3D)表面模型数据;

[0126] 使用所述手持式口内扫描仪以使用第二模态扫描所述受试者的牙齿的所述一部分,以使用穿透波长对所述牙齿成像来捕获所述牙齿的内部数据;

[0127] 使用扫描方案在所述第一模态和所述第二模态之间循环,其中循环在所述第一模态和所述第二模态之间快速切换,使得所述内部数据使用与在所述第一模态中捕获的所述3D表面模型数据相同的坐标系;并且

[0128] 基于所捕获的3D表面模型数据、所述内部数据、或所述3D表面模型数据和所述内部数据两者来调整所述扫描方案。

[0129] 32.根据30或31所述的方法,还包括组合所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据以形成所述牙齿的3D模型。

[0130] 33.根据30或31所述的方法,还包括组合所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据以形成所述牙齿的3D模型以及标记内部结构。

[0131] 34.根据30或31所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦聚焦来确定3D表面拓扑。

[0132] 35.根据30或31所述的方法,其中,捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量。

[0133] 36.根据30或31所述的方法,还包括扫描所述受试者的牙齿和牙龈。

[0134] 37.根据30或31所述的方法,而且其中,循环包括在所述第一模态、所述第二模态和第三模态之间循环,其中循环在所述第一模态、所述第二模态和所述第三模态之间快速循环,使得使用所述穿透波长的图像与在所述第一模态中捕获的所述3D表面模型共享坐标系。

[0135] 38.根据30或31所述的方法,还包括使用所述口内扫描仪以使用第三模态扫描所述受试者的牙齿的所述一部分以捕获所述受试者的牙齿的可视图像。

[0136] 39.根据30或31所述的方法,还包括使用所述口内扫描仪上的传感器来捕获所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据二者。

[0137] 40.根据30或31所述的方法,其中,使用所述口内扫描仪以使用所述第二模态扫描所述受试者的牙齿的所述一部分包括相对于接收照射的传感器以0°和15°之间的角度照射所述牙齿。

[0138] 41.根据30或31所述的方法,其中,使用所述口内扫描仪以使用所述第二模态扫描

所述受试者的牙齿的所述一部分包括以照射源和传感器之间的多个不同的角度拍摄多个透照图像或小角度穿透图像。

[0139] 42.根据30或31所述的方法,还包括使用所述口内扫描仪上的不同的传感器来捕获所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据。

[0140] 43.根据30或31所述的方法,还包括使用所述口内扫描仪上的多个传感器来捕获所述牙齿的内部数据。

[0141] 44.根据30或31所述的方法,其中,使用所述口内扫描仪以使用所述第二模态扫描所述受试者的牙齿的所述一部分包括利用以下中的一种或更多种进行照射:白光透照、UV/蓝荧光和红光荧光。

[0142] 45.根据30或31所述的方法,其中,使用所述口内扫描仪以使用所述第二模态扫描所述受试者的牙齿的所述一部分包括利用红外光进行照射。

[0143] 46.根据30所述的方法,还包括自动调整以第一模态进行扫描所花费的持续时间、以所述第二模态进行扫描所花费的持续时间、或当在所述第一模态和所述第二模态之间循环时以所述第一模态和所述第二模态进行扫描所花费的持续时间。

[0144] 47.根据30所述的方法,还包括基于所捕获的3D表面模型数据、所述内部数据、或所述3D表面模型数据和所述内部数据两者来自动调整以第一模态进行扫描所花费的持续时间、以所述第二模态进行扫描所花费的持续时间、或当在所述第一模态和所述第二模态之间循环时以所述第一模态和所述第二模态所花费的持续时间。

[0145] 48.根据31所述的方法,其中,调整所述扫描方案包括基于关于对所捕获的3D表面模型数据的质量的确定的质量来进行调整。

[0146] 49.根据31所述的方法,其中,调整所述扫描方案包括自动调整所述扫描方案。

[0147] 50.根据31所述的方法,其中,调整所述扫描方案包括调整以所述第一模态进行扫描的持续时间。

[0148] 51.根据31所述的方法,其中,调整所述扫描方案包括调整以所述第二模态进行扫描的持续时间。

[0149] 52.一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统,所述系统包括:

[0150] 手持式口内棒,所述手持式口内棒具有至少一个传感器和多个光源,其中所述光源被配置为发射在第一光谱范围和在第二光谱范围的光,而且其中所述第二光谱范围是穿透的;以及

[0151] 一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器可操作地连接到所述手持式口内棒,所述一个或更多个处理器被配置为使所述棒在第一模式和第二模式之间循环,其中在所述第一模式中,所述棒在第一持续时间内发射所述第一光谱范围的光并且所述一个或更多个处理器接收三维(3D)表面数据作为响应,并且其中在所述第二模式中,所述棒在第二持续时间内发射在第二光谱范围内的光并且所述一个或更多个处理器接收图像数据作为响应。

[0152] 53.一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统,所述系统包括:

[0153] 手持式口内棒,所述手持式口内棒具有至少一个传感器和多个光源,其中所述光源被配置为发射在第一光谱范围和在第二光谱范围的光,而且其中所述第二光谱范围是穿透的;以及

[0154] 一个或更多个处理器，所述一个或更多个处理器可操作地连接到所述棒，所述一个或更多个处理器被配置为使所述棒在第一模式和第二模式之间循环，其中在所述第一模式中，所述棒在第一持续时间内发射在所述第一光谱范围的光并且所述一个或更多个处理器接收三维(3D)表面数据作为响应，并且其中在所述第二模式中，所述棒在第二持续时间内发射在所述第二光谱范围的光并且所述一个或更多个处理器接收图像数据作为响应；

[0155] 其中，所述一个或更多个处理器被配置为基于所接收的3D表面数据、所接收的图像数据、或者所述3D表面数据和所述图像数据二者来调整所述第一持续时间和所述第二持续时间。

[0156] 54.根据52或53所述的系统，其中，所述棒包括多个传感器。

[0157] 55.根据52或53所述的系统，其中，所述一个或更多个处理器被配置为使用共焦聚焦来确定来自所述三维(3D)表面数据的表面信息。

[0158] 56.根据52或53所述的系统，其中，所述一个或更多个处理器被配置为通过使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量来确定作为响应的来自所述三维(3D)表面数据的表面信息。

[0159] 57.根据52或53所述的系统，其中，所述第一持续时间和所述第二持续时间被设定成使得在所述第二光谱范围处拍摄的所述图像数据与在所述第一光谱范围处拍摄的所述3D表面数据共享坐标系。

[0160] 58.根据52或53所述的系统，其中，所述第一持续时间和所述第二持续时间小于100毫秒，使得在所述第二光谱范围处拍摄的所述图像数据与在所述第一光谱范围处拍摄的所述3D表面数据共享坐标系。

[0161] 59.根据52或53所述的系统，其中，所述至少一个传感器被配置成捕获所述3D表面模型数据和所述牙齿的所述内部数据二者。

[0162] 60.根据52或53所述的系统，其中，所述至少一个传感器包括被配置为捕获来自所述第一光谱范围的光的所述3D表面模型数据的第一传感器和被配置为捕获来自所述第二光谱范围的光的所述牙齿的所述内部数据的第二传感器。

[0163] 61.根据52或53所述的系统，还包括与所述多个光源相邻的多个传感器。

[0164] 62.根据52或53所述的系统，其中，被配置为发射所述第二光谱范围处的光的所述光源被配置为发射以下中的一种或更多种：白光透照、UV/蓝荧光和红光荧光。

[0165] 63.根据52或53所述的系统，其中，被配置为发射所述第二光谱范围处的光的所述光源被配置为发射红外光。

[0166] 64.根据52或53所述的系统，而且其中，所述多个光源和所述至少一个传感器布置在所述手持式棒上，使得在所述第二光谱范围处发射的光从牙齿被反射并被所述一个或更多个传感器以0°和15°之间的角度接收。

[0167] 65.根据52或53所述的系统，其中，所述处理器被配置成根据所述三维(3D)表面数据和所述图像数据形成牙齿的3D模型。

[0168] 66.根据52或53所述的系统，其中，所述一个或更多个处理器被配置为基于所接收的3D表面数据、所接收的图像数据、或者所述3D表面数据和所述图像数据二者来自动调整所述第一持续时间和所述第二持续时间。

[0169] 67.一种通过牙齿成像以检测裂纹和龋齿的方法，所述方法包括：

[0170] 使用在第一位置中的口内扫描仪以不同的取向拍摄所述牙齿的多个穿透图像，其中，所述口内扫描仪以穿透波长发射光；

[0171] 使用在所述第一位置处的所述口内扫描仪确定表面位置信息；以及

[0172] 使用所述多个穿透图像和所述表面位置信息来生成所述牙齿的三维(3D)模型。

[0173] 68.根据67所述的方法，其中，以不同的取向拍摄通过所述牙齿的所述多个穿透图像包括拍摄透照图像或小角度穿透图像，其中每个透照图像或小角度穿透图像使用以下中一种或两种来进行拍摄：在所述口内扫描仪上发射所述穿透波长的不同照射源或照射源组合或在所述口内扫描仪上的拍摄所述图像的不同图像传感器。

[0174] 69.根据67所述的方法，其中，以不同的取向拍摄通过所述牙齿的所述多个穿透图像包括拍摄小角度穿透图像，其中，对于每个小角度穿透图像，发射光与图像传感器接收的光之间的角度在0和15度之间。

[0175] 70.根据67所述的方法，其中，拍摄所述多个穿透图像包括拍摄三个或更多个穿透图像。

[0176] 71.根据67所述的方法，其中，所述口内扫描仪发射包括850nm的穿透波长的光。

[0177] 72.根据67所述的方法，其中，生成所述牙齿的3D模型包括对于多个不同位置重复拍摄所述多个穿透图像并生成所述3D模型的步骤。

[0178] 73.一种通过牙齿成像以检测裂纹和龋齿的方法，所述方法包括：

[0179] 从多个位置扫描牙齿，其中扫描包括对于每个位置重复：

[0180] 使用口内扫描仪以不同取向拍摄所述牙齿中的多个穿透图像，其中所述口内扫描仪在穿透波长处发射光，且其中对于每个穿透图像，发射光与由图像传感器接收的光之间的角度介于0和15度之间，以及

[0181] 使用所述口内扫描仪确定表面位置信息；以及

[0182] 使用所述穿透图像和所述表面位置信息来生成所述牙齿的三维(3D)模型。

[0183] 74.一种用于生成受试者的牙齿的模型的方法，所述模型显示内部结构，所述方法包括：

[0184] 使用口内扫描仪从所述牙齿的底部向所述牙齿的咬合表面扫描所述牙齿以进行所述牙齿的表面扫描和所述牙齿穿透波长扫描，使得所述表面扫描和所述穿透扫描共享坐标系；

[0185] 捕获来自所述表面扫描的所述牙齿的三维(3D)表面模型数据和在不同的深度处的所述牙齿的多个穿透波长扫描；以及

[0186] 使用所述3D表面模型数据和所述多个穿透波长扫描形成包括内部结构的所述牙齿的3D模型。

[0187] 75.根据74所述的方法，其中，捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦聚焦确定3D表面拓扑。

[0188] 76.根据74所述的方法，其中，捕获所述3D表面模型数据包括使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量。

[0189] 77.根据74所述的方法，其中，扫描包括通过在所述穿透波长扫描和所述表面扫描之间切换来使用所述穿透波长和所述3D表面模型数据拍摄所述多个图像。

[0190] 78.根据74所述的方法，其中，扫描包括使用所述口内扫描仪上的相同的传感器来

捕获所述3D表面模型数据和使用所述穿透波长的所述多个图像。

[0191] 79.根据74所述的方法,其中,扫描包括以相对于接收照射的所述传感器大约90度的角度利用所述穿透波长照射所述牙齿。

[0192] 80.根据74所述的方法,其中,扫描包括针对所述牙齿的所述表面扫描和所述穿透波长扫描使用在所述口内扫描仪上的不同的传感器来拍摄所述多个图像。

[0193] 81.根据74所述的方法,其中,扫描包括拍摄所述多个图像,包括使用在所述口内扫描仪上的多个传感器以使用所述穿透波长捕获所述多个图像。

[0194] 82.根据74所述的方法,其中,扫描包括利用白光透照、UV/蓝荧光和红光荧光中的一种或更多种来照射所述牙齿。

[0195] 83.根据74所述的方法,其中,扫描包括利用红外光照射所述牙齿。

[0196] 84.一种在辐射波长范围内重建半透明强散射对象的体积结构的方法,所述方法包括以下步骤:

[0197] 在所述辐射波长范围内用相机拍摄所述半透明强散射对象的多个图像,其中对所述多个图像的光照基本上从所述相机的方向投射;

[0198] 对于所述多个图像中的每个图像,接收表示所述相机相对于所述半透明强散射对象的位置的位置数据;

[0199] 对于体积中的每一个点,根据所述多个图像和所述位置数据生成关于散射系数的上限;以及

[0200] 根据关于每一个点的所述散射系数的上限生成所述半透明强散射对象的图像。

[0201] 85.根据84所述的方法,其中,所述辐射波长的范围是红外波长。

[0202] 86.根据84所述的方法,还包括接收表示所述半透明强散射对象的外表面的表面数据,其中生成步骤是针对所述半透明强散射对象的所述外表面内的所述体积中的每一个点执行的。

[0203] 87.根据84所述的方法,其中,所述半透明强散射对象包括牙齿。

[0204] 88.根据87所述的方法,其中,生成所述图像包括生成内部牙本质表面的图像。

[0205] 89.根据84所述的方法,其中,所述位置数据包括在捕获所述多个图像中的每个图像时所述相机的位置和取向数据。

[0206] 90.根据84所述的方法,其中,所述位置数据包括三维空间中的三个数值坐标以及所述相机的俯仰、偏航和滚动。

[0207] 91.根据84所述的方法,其中,针对所述体积中的每个点生成关于所述散射系数的上限包括:

[0208] 使用第一校准将与所述半透明强散射对象的体积相对应的点的3D网格中的每个点投射到所述多个图像中的每一个图像上;

[0209] 产生对于每个投射点的强度值列表;

[0210] 根据体积响应将所述强度值列表上的每个强度值转换为散射系数;以及

[0211] 对于每个网格点存储来自所述散射系数的最小散射系数值。

[0212] 92.根据91所述的方法,其中,所述第一校准包括固定模式噪声校准以校准传感器问题和所述相机的图像重影。

[0213] 93.根据91所述的方法,其中,所述第一校准包括相机校准,所述相机校准确定将

对于空间中的已知点投射到图像上的点的所述相机的变换。

[0214] 94.一种重建牙齿的体积结构的方法,其中所述牙齿在辐射波长范围内是半透明的,所述方法包括:

[0215] 在处理器中,接收第一坐标系中的所述牙齿的表面的表示;

[0216] 在所述处理器中,接收在所述辐射波长范围内的由相机拍摄的所述牙齿的多个图像,所述多个图像采用基本上从所述相机的方向投射的光照进行拍摄;

[0217] 在所述处理器中,接收关于所述多个图像中的每个图像的表示所述相机的位置的位置数据;

[0218] 使用第一校准将与所述牙齿的表面内的体积相对应的点的网格中的每个点投射到所述多个图像中的每一个图像上;

[0219] 产生对于每个投射点的强度值列表;

[0220] 根据体积响应将所述强度值列表上的每个强度值转换成散射系数;以及

[0221] 将对于每个点的最小散射系数存储到最小散射系数列表中。

[0222] 95.根据94所述的方法,还包括根据所述最小散射系数列表产生图像。

[0223] 96.根据94所述的方法,其中,所述位置数据包括在捕获所述多个图像中的每一个图像时所述相机的位置和取向数据。

[0224] 97.根据94所述的方法,其中,所述第一校准包括固定模式噪声校准,以校准传感器问题和所述相机的图像重影。

[0225] 98.根据94所述的方法,其中,所述第一校准包括相机校准,所述相机校准确定对于将空间中的已知点投射到图像上的点的所述相机的变换。

[0226] 99.根据94所述的方法,还包括接收表示所述对象的外表面的表面数据,其中投射步骤是针对所述对象的外表面内的体积中的每个点执行的。

[0227] 100.根据94所述的方法,其中,所述点的网格包括立方网格。

[0228] 101.一种具有存储在其上的指令的非暂时性计算设备可读介质,所述指令用于在辐射波长范围内重建半透明的牙齿的体积结构,其中所述指令是处理器可执行的以使计算设备:

[0229] 接收第一坐标系中的所述牙齿的表面的表示;

[0230] 接收在所述辐射波长的范围内由相机拍摄的所述牙齿的多个图像,所述多个图像用基本上从所述相机的方向投射的光照来拍摄;

[0231] 接收表示对于所述多个图像中的每个图像的所述相机的位置的位置数据;

[0232] 使用第一校准将与所述牙齿的体积相对应的点的网格中的每一个点投射到所述多个图像中的每一个图像上;

[0233] 产生对于每个投射点的强度值列表;

[0234] 根据体积响应将所述强度值列表上的每个强度值转换为散射系数;以及

[0235] 存储对于每一个点的来自所述散射系数中的最小散射系数;以及

[0236] 根据所述最小散射系数的列表产生图像。

[0237] 102.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质,其中,所述位置数据包括在捕获多个近红外图像中的每一个近红外图像时所述相机的位置和取向数据。

[0238] 103.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质,其中,所述位置数据包括三维空

间中的三个数值坐标以及所述相机的俯仰、偏航和滚动。

[0239] 104.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，所述第一校准包括固定模式噪声校准，以校准传感器问题和所述相机的图像重影。

[0240] 105.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，所述第一校准包括相机校准，所述相机校准确定对于将空间中的已知点投射到图像上的点的所述相机的变换。

[0241] 106.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，所述点的网格在所述牙齿内。

[0242] 107.根据101所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，所述点的网格包括立方网格。

[0243] 108.一种对受试者的牙齿进行建模的方法，包括：

[0244] 利用口内扫描仪捕获所述受试者的牙齿的内部的多个图像以及所述口内扫描仪特定于所述多个图像中的每个图像的位置和取向；

[0245] 分割所述多个图像以形成对应于在所述受试者的牙齿内的结构的内部结构；

[0246] 使用所述多个图像的所述位置和取向以将所述内部结构投射到所述受试者的牙齿的三维模型上；以及

[0247] 显示包括所述内部结构的、所述受试者的牙齿的所述三维模型。

[0248] 109.根据108所述的方法，其中，捕获包括捕获所述受试者的牙齿的表面图像同时捕获所述受试者的牙齿的内部的所述多个图像。

[0249] 110.根据109所述的方法，还包括从所捕获的表面图像形成所述受试者的牙齿的所述三维模型。

[0250] 111.根据108所述的方法，还包括在捕获所述多个二维图像的同时存储所述口内扫描仪的位置和取向。

[0251] 112.根据108所述的方法，其中，分割所述多个图像包括对所述多个图像应用边缘检测以识别所述多个图像内的封闭边界。

[0252] 113.根据108所述的方法，其中，分割所述多个图像包括从所述多个图像形成体积密度图，以识别所述内部结构。

[0253] 114.根据113所述的方法，还包括分割所述体积密度图以识别所述内部结构。

[0254] 115.根据114所述的方法，还包括通过识别所述体积密度图内的等值面来分割所述体积密度图，以识别所述内部结构。

[0255] 116.根据110所述的方法，其中，形成所述受试者的牙齿的所述三维模型包括使用共焦聚焦确定三维表面拓扑。

[0256] 117.根据109所述的方法，其中，捕获所述受试者的牙齿的表面图像包括使用共焦聚焦、立体视觉或结构光三角测量。

[0257] 118.根据108所述的方法，其中，捕获所述多个图像包括利用所述口内扫描仪使用穿透波长。

[0258] 119.根据108所述的方法，其中，捕获所述多个图像包括捕获红外图像。

[0259] 120.根据108所述的方法，还包括在所述图像被捕获时显示所述三维模型。

[0260] 121.一种被配置生成受试者的牙齿的模型的口内扫描装置，所述装置包括：

[0261] 口内扫描仪，所述口内扫描仪具有多个光源以及位置和取向传感器，其中所述光

源被配置为发射在第一光谱范围处和在第二光谱范围处的光，而且其中所述第二光谱范围是穿透的；以及

[0262] 处理器，所述处理器可操作地连接到所述口内扫描仪，所述一个或更多个处理器被配置为当所述口内扫描仪发射在所述第二光谱范围处的光时，使所述扫描仪捕获多个图像以及与所述多个图像中的每一个图像相对应的所述口内扫描仪的位置和取向；

[0263] 其中，所述处理器还被配置为分割所述多个图像以形成对应于所述受试者的牙齿内的结构的内部结构，并且显示或传输包括所述内部结构的、所述受试者的牙齿的三维模型。

[0264] 122.根据121所述的装置，其中，所述处理器被配置为通过对所述多个图像应用边缘检测以识别在所述多个图像内的封闭边界来分割所述多个图像。

[0265] 123.根据121所述的装置，其中，所述处理器被配置为通过从所述多个图像形成像素密度图来分割所述多个图像以识别所述内部结构。

[0266] 124.根据121所述的装置，其中，所述处理器被配置为识别在所述像素密度图内的封闭分割段以识别所述内部结构。

[0267] 125.一种具有存储在其上的指令的非暂时性计算设备可读介质，所述指令是可由处理器执行的以使口内扫描装置：

[0268] 使用穿透波长的光捕获多个图像和所述口内扫描仪特定于所述多个图像中的每个图像的位置和取向；

[0269] 分割所述多个图像以形成对应于受试者的牙齿内的结构的内部结构；

[0270] 使用所述口内扫描仪特定于每个图像的位置和取向以将所述内部结构投射到所述受试者的牙齿的三维模型上；以及

[0271] 显示包括所述内部结构的、所述受试者的牙齿的所述三维模型。

[0272] 126.根据125所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，具有指令的所述非暂时性计算设备可读介质还被配置为使所述口内扫描装置通过对所述多个图像应用边缘检测来识别在所述多个图像内的封闭边界从而分割所述多个图像。

[0273] 127.根据125所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，具有指令的所述非暂时性计算设备可读介质还被配置成使所述口内扫描装置通过从所述多个图像形成像素密度图来分割所述多个图像以形成所述内部结构。

[0274] 128.根据125所述的非暂时性计算设备可读介质，其中，具有指令的所述非暂时性计算设备可读介质还被配置为使所述口内扫描装置通过识别在所述像素密度图内的封闭分割段来分割所述多个图像以形成所述内部结构。

[0275] 129.一种具有存储在其上的指令的非暂时性计算设备可读介质，所述指令是可由处理器执行的以使计算设备：

[0276] 从扫描仪接收受试者的牙齿的三维表面模型数据；

[0277] 从所述扫描仪接收所述受试者的牙齿的内部的多个图像以及所述口内扫描仪特定于所述多个图像中的每个图像的位置和取向；

[0278] 分割所述多个图像以形成所述受试者的牙齿的内部结构；

[0279] 将所述受试者的牙齿的所述内部结构投射到所述三维表面模型上；以及

[0280] 显示示出所述内部结构的所述三维表面模型。

[0281] 130.一种制造患者的牙种植体的方法,所述方法包括:

[0282] 利用口内扫描仪扫描所述患者的牙齿以收集所述患者的牙齿的表面扫描和所述患者的牙齿的穿透扫描;

[0283] 利用所述口内扫描仪生成所述患者的牙齿的三维(3D)表面模型;

[0284] 利用所述口内扫描仪从所述穿透扫描生成所述患者的牙齿的透明度图;以及

[0285] 将所述患者的牙齿的所述3D表面模型和所述患者的牙齿的透明度图传输到牙种植体制造者。

[0286] 131.一种制造患者的牙种植体的方法,所述方法包括:

[0287] 利用口内扫描仪扫描所述患者的牙齿以收集所述患者的牙齿的表面扫描和所述患者的牙齿的穿透扫描,其中所述穿透扫描是近红外波长扫描;

[0288] 利用所述口内扫描仪生成所述患者的牙齿的三维(3D)表面模型;

[0289] 生成所述患者的牙齿的空间彩色图;

[0290] 利用所述口内扫描仪从所述穿透扫描生成所述患者的牙齿的透明度图;以及

[0291] 根据所述患者的牙齿的所述3D表面模型、所述患者的牙齿的所述空间彩色图和所述透明度图制造牙种植体。

[0292] 132.根据130所述的方法,还包括根据所述患者的牙齿的所述3D表面模型、所述患者的牙齿的所述空间彩色图和所述透明度图制造牙种植体。

[0293] 133.根据130所述的方法,还包括生成所述患者的牙齿的空间彩色图。

[0294] 134.根据130或131所述的方法,其中,生成所述3D表面模型包括生成包括表面结构和内部结构的、所述患者的牙齿的体积模型。

[0295] 135.根据130或131所述的方法,其中,扫描所述患者的牙齿包括在所述表面扫描和所述穿透扫描之间循环,其中循环每隔500ms或者更快地在所述表面扫描和所述穿透扫描之间切换。

[0296] 136.根据130或131所述的方法,其中,扫描所述患者的牙齿包括在所述表面扫描和所述穿透扫描之间循环,其中循环在所述表面扫描和所述穿透扫描之间切换使得所述表面扫描和所述穿透扫描共享坐标系。

[0297] 137.根据131或132所述的方法,其中,制造所述牙种植体包括通过3D打印来制造所述牙种植体。

[0298] 本申请还提供了以下内容:

[0299] 1)一种用于对受试者的牙齿成像的口内扫描系统,所述系统包括:

[0300] 手持式棒,所述手持式棒具有至少一个传感器和多个光源,其中所述光源被配置为发射用于对所述牙齿的表面成像的第一光谱范围和第二光谱范围的光,其中所述第二光谱范围是近红外的;以及

[0301] 一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的,所述一个或更多个处理器被配置为:

[0302] 使用来自第一光谱范围和所述第二光谱范围的光生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型,其中,所述3D模型包括所述牙齿的外表面和所述牙齿内的内部结构二者。

[0303] 2)一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统,所述系统包括:

[0304] 手持式棒，所述手持式棒具有至少一个传感器和多个光源，其中所述多个光源被配置为发射第一光谱范围和第二光谱范围的光，而且其中所述第二光谱范围是穿透的；以及

[0305] 一个或更多个处理器，所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的，所述一个或更多个处理器被配置为：

[0306] 使用第一坐标系，通过使用由所述手持式棒感测到的所述第一光谱范围内的光来确定表面信息；

[0307] 使用所述表面信息来生成受试者的牙齿的至少一部分的三维(3D)表面模型；

[0308] 在所述第二光谱范围内拍摄多个图像，其中所述多个图像参考所述第一坐标系；并且

[0309] 基于所述3D表面模型和所述多个图像生成包括内部结构的所述受试者的牙齿的3D模型。

[0310] 3)根据2)所述的系统，其中，所述一个或更多个处理器被配置为通过使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量来确定表面信息。

[0311] 4)根据2)所述的系统，其中，所述手持式棒被配置为通过在所述第一光谱范围和所述第二光谱范围之间切换而在发射所述第一光谱范围的光以执行表面扫描和发射所述第二光谱范围的光以检测内部结构之间循环，使得利用所述第二光谱范围拍摄的图像与所述表面扫描共享坐标系。

[0312] 5)根据2)所述的系统，其中，所述至少一个传感器被配置为捕获所述牙齿的3D表面模型数据和内部数据二者。

[0313] 6)根据2)所述的系统，其中，所述至少一个传感器包括第一传感器和第二传感器，所述第一传感器被配置为捕获来自所述第一光谱范围的光的3D表面模型数据，所述第二传感器被配置为捕获来自所述第二光谱范围的光的所述牙齿的内部数据。

[0314] 7)根据2)所述的系统，还包括被配置成发射用于彩色成像的白光的第三光源。

[0315] 8)根据2)所述的系统，而且其中，所述多个光源和所述至少一个传感器布置在所述手持式棒上，使得在所述第二光谱范围内发射的光从牙齿反射并被所述至少一个传感器以0°和15°之间的角度接收。

[0316] 9)一种用于生成受试者的牙齿的模型的口内扫描系统，所述系统包括：

[0317] 手持式口内棒，所述手持式口内棒具有至少一个传感器和多个光源，其中所述多个光源被配置为发射在第一光谱范围和在第二光谱范围的光，而且其中所述第二光谱范围是近红外的；以及

[0318] 一个或更多个处理器，所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式口内棒的，所述一个或更多个处理器被配置为使所述手持式口内棒在第一模式和第二模式之间循环，其中在所述第一模式中，所述手持式口内棒在第一持续时间内发射在所述第一光谱范围的光并且所述一个或更多个处理器接收三维(3D)表面数据作为响应，并且其中在所述第二模式中，所述手持式口内棒在第二持续时间内发射在所述第二光谱范围的光并且所述一个或更多个处理器接收图像数据作为响应；

[0319] 其中，所述一个或更多个处理器被配置为基于所接收的3D表面数据、所接收的图像数据或所接收的3D表面数据和所接收的图像数据二者来调整所述第一持续时间和所述

第二持续时间。

[0320] 10)根据9)所述的系统,其中,所述一个或更多个处理器被配置为通过使用共焦扫描、立体视觉或结构光三角测量来确定作为响应的来自所述三维(3D)表面数据的表面信息。

[0321] 11)根据9)所述的系统,其中,所述第一持续时间和所述第二持续时间被设定成使得在所述第二光谱范围处拍摄的所述图像数据与在所述第一光谱范围处拍摄的所述3D表面数据共享坐标系。

[0322] 12)根据9)所述的系统,其中,所述第一持续时间和所述第二持续时间小于100毫秒,使得在所述第二光谱范围处拍摄的所述图像数据与在所述第一光谱范围处拍摄的所述3D表面数据共享坐标系。

[0323] 13)根据9)所述的系统,其中,所述至少一个传感器被配置成捕获所述牙齿的3D表面数据和内部数据二者。

[0324] 14)根据9)所述的系统,其中,所述至少一个传感器包括被配置为捕获来自所述第一光谱范围的光的所述3D表面数据的第一传感器和被配置为捕获来自所述第二光谱范围的光的所述牙齿的内部数据的第二传感器。

[0325] 15)根据9)所述的系统,而且其中,所述多个光源和所述至少一个传感器布置在所述手持式口内棒上,使得在所述第二光谱范围处发射的光从牙齿被反射并被所述至少一个传感器以0°和15°之间的角度接收。

[0326] 16)根据9)所述的系统,其中,所述一个或更多个处理器被配置成根据所述三维(3D)表面数据和所述图像数据形成牙齿的3D模型。

[0327] 17)一种用于重建一个牙齿或多个牙齿的体积结构的口内扫描系统,所述系统包括:

[0328] 手持式棒,所述手持式棒具有带有视角的至少一个相机传感器和一个或更多个光源,其中所述一个或更多个光源被配置为发射在近红外范围内的光;以及

[0329] 一个或更多个处理器,所述一个或更多个处理器是可操作地连接到所述手持式棒的,所述一个或更多个处理器被配置为:

[0330] 利用所述相机传感器拍摄所述一个牙齿或多个牙齿的多个图像,其中所述一个或更多个光源基本上从所述相机传感器的所述视角的方向进行投射;

[0331] 接收表示对于所述多个图像中的每个图像所述相机传感器相对于所述一个牙齿或多个牙齿的位置的位置数据;

[0332] 对于体积中的每一个点,根据所述多个图像和所述位置数据生成关于散射系数的上限。

[0333] 18)根据17)所述的系统,还包括被配置为根据关于每一个点的散射系数的所述上限输出所述一个牙齿或多个牙齿的图像的显示器。

[0334] 19)根据17)所述的系统,其中,所述位置数据包括三维空间中的三个数值坐标以及所述相机传感器的俯仰、偏航和滚动。

[0335] 20)根据17)所述的系统,其中,所述一个或更多个处理器还被配置为针对所述体积中的每个点通过以下项生成关于所述散射系数的上限:

[0336] 使用第一校准将与所述一个牙齿或多个牙齿的体积相对应的点的3D网格中的每

个点投射到所述多个图像中的每一个图像上；

[0337] 产生对于每个投射点的强度值列表；

[0338] 根据体积响应将所述强度值列表上的每个强度值转换为散射系数；以及

[0339] 对于每个网格点存储来自所述散射系数的最小散射系数值。

[0340] 21)一种被配置为生成受试者的牙齿的模型的口内扫描装置，所述装置包括：

[0341] 口内扫描仪，所述口内扫描仪具有多个光源以及位置和取向传感器，其中所述多个光源被配置为发射在第一光谱范围处和在第二光谱范围处的光，而且其中所述第二光谱范围是穿透的；以及

[0342] 处理器，所述处理器是可操作地连接到所述口内扫描仪的，所述处理器被配置为当所述口内扫描仪发射在所述第二光谱范围处的光时，使所述口内扫描仪捕获多个图像以及与所述多个图像中的每一个图像相对应的所述口内扫描仪的位置和取向；

[0343] 其中，所述处理器还被配置为分割所述多个图像以形成对应于所述受试者的牙齿内的结构的内部结构，并且显示或传输包括所述内部结构的、所述受试者的牙齿的三维模型。

[0344] 22)根据21)所述的装置，其中，所述处理器被配置为通过对所述多个图像应用边缘检测以识别在所述多个图像内的封闭边界来分割所述多个图像。

[0345] 23)根据21)所述的装置，其中，所述处理器被配置为通过从所述多个图像形成像素密度图来分割所述多个图像以识别所述内部结构。

[0346] 24)根据23)所述的装置，其中，所述处理器被配置为识别在所述像素密度图内的封闭分割段以识别所述内部结构。

附图说明

[0347] 本实用新型的新特征专门在所附权利要求中陈述。通过参考以下详细描述将获得对本实用新型的特征和优点的更好理解，该详细描述阐述了利用本实用新型的原理的说明性实施例和附图，在附图中：

[0348] 图1A示出了可以适于如本文所述用来生成具有表面和内部特征的受试者的牙齿的模型的3D(彩色)口内扫描仪的一个示例。

[0349] 图1B示意性地示出了被配置为生成具有表面和内部特征的受试者的牙齿的模型的口内扫描仪的示例。

[0350] 图2A示出了以180°进行通过牙齿的透照成像。

[0351] 图2B示出了以90°进行通过牙齿的透照成像。

[0352] 图2C和图2D分别示出了被配置为提供以90°和180°进行通过牙齿的透照成像的口内扫描仪的棒的远端的示例的侧视图和顶部透视图。

[0353] 图2E显示了被配置为进行表面扫描(例如，可见光、非穿透)和使用近红外(IR)波长的穿透扫描的口内扫描仪的示意图。扫描仪包括偏振器和滤波器，以阻挡从牙齿表面反射的近IR光，同时仍收集从内部结构反射的近IR光。

[0354] 图3A、图3B和图3C示出了使用诸如图2C和图2D所示的情况的口内扫描仪棒的示例性穿透成像取向，其中图3A：右LED接通-左相机捕获；图3B：左LED接通-右相机捕获；以及图3C：两个LED接通-棒的传感器捕获。

[0355] 图4A示出了传感器和光(照射)源的穿透成像(例如,小角度穿透成像)配置的示例,其中传感器和光源之间的观看向量在牙齿周围的不同位置处、在0°和15°之间;这些不同位置代表例如通过围绕牙齿移动棒/扫描仪在不同时间处获取的不同位置,使得穿透图像可以在相对于牙齿以不同角度拍摄。

[0356] 图4B-4F示出了类似于图4A中所示的用于从牙齿成像的穿透成像的其它变型。

[0357] 图5A-5I示出了可以用作诸如图1A-1B所示的口内扫描仪的一部分的九种可选的穿透成像取向。在图5A-5C中,中央传感器是活动的,并且右(图5B)或左(图5A)或两者(图5C)光源都照射牙齿。类似地,在图5D-5E中,右传感器是活动的,而在图5G-5I中左传感器是活动的。

[0358] 图6是示意性地示出生成具有表面和内部特征的受试者的一个或多个牙齿的模型的一种方法的图示。

[0359] 图7是示出当通过在不同扫描模态之间循环(例如,表面扫描、穿透成像等)时生成具有表面和内部特征的、受试者的牙齿的模型的方法的一个变型的图示。

[0360] 图8是用于扫描样本(例如,牙齿)以生成具有在不同扫描模态(示出表面扫描、激光荧光、取景器和穿透成像模态)之间循环的表面和内部特征的模型的时序图的图示示例。在图8中,y轴指示3D共焦扫描仪的镜头位置(扫描幅度)。扫描中的每一个的持续时间(例如,对于每种模式的扫描时间)可以是固定的,其可以是可调整的。例如,穿透扫描的持续时间(d)可以基于所接收的图像的质量、内部结构的3D重建的完整度等在扫描期间被动态调整(例如,增加或减少)。类似地,表面扫描的持续时间可以基于被扫描的图像的质量(例如,先前图像和/或当前图像等)、用于被扫描的区域的3D表面模型的完整度等在扫描期间被动态调整。

[0361] 图9A示出了穿透图像覆盖在牙齿的3D表面模型上的一个示例,其示出了图像穿透全景(其中穿透图像被整合在一起以形成全景)。

[0362] 图9B示出了图9A的模型重建的部分,包括表面和内部特征。注意,在图9A和图9B中,显示内部结构的覆盖不是体积重建。

[0363] 图10A显示了口内扫描仪前端的一个示例的正视图的示例。

[0364] 图10B显示了口内扫描仪的底视图的示例,其显示了多个传感器和光源。

[0365] 图11A-11C显示了使用穿透波长(例如近IR)从牙齿顶部向下俯视的投射的图像。

[0366] 图11D-11F示出了使用穿透波长的光源相对于牙齿在z方向上的运动。

[0367] 图11G-11I显示了在z方向上扫描牙齿的扫描仪的位置,如以上所示。注意,图11A、图11D和图11G对应于第一深度位置,图11B、图11E和图11H对应于第二(较高的齿)深度位置,以及图11C、图11F和图11I对应于第三(甚至更高)的深度。

[0368] 图12示出了可以用作口内扫描仪棒的一部分的穿透光源(例如,穿透光谱范围光)和相机的配置的示例。

[0369] 图13显示了流程图,其描述了一种用于在辐射波长范围内重建包括半透明强散射对象区域的对象的体积结构的方法。

[0370] 图14示出了提供用于重建牙齿的体积结构的方法步骤的另一流程。

[0371] 图15A-15E显示了图像固定模式噪声校准的一个示例,其给出了对于均匀平面目标的恒定响应。

[0372] 图16是可用于执行本文描述的方法和技术的数据处理系统的简化框图。

[0373] 图17是使用穿透波长(例如,IR和/或近IR)来利用口内扫描仪扫描牙齿以识别内部结构的方法的示例。

[0374] 图18A-18C示出了近IR图像的自动分割的一种方法。图18A示出了来自在近IR波长(例如,850nm)中以口内扫描仪拍摄的通过牙齿的穿透扫描的边缘检测。图18B和图18C显示了基于图18A中绘制的穿透扫描上的边缘检测进行的分割。

[0375] 图19A-19C显示了图18A-18C的近IR图像的进一步分割。图19A显示了来自图19C所示的对受试者的牙齿拍摄的近IR图像的边缘检测。图19B显示了图19C的图像的分割,其中段(5段)被绘制在图19C所示的近IR图像上。

[0376] 图20A-20C示出了患者牙齿的近IR图像的分割。图20A是显示近IR图像的边缘检测的图。图20B示出近IR图像的分割,其显示18个(重叠)段。图20C示出了图20B所示的近IR图像的进一步分割。

[0377] 图21A-21C示出了患者牙齿的近IR图像的分割。图21A显示了图21C的近IR图像的边缘检测。图21B示出了图21C所示的近IR图像的边缘检测。

[0378] 图22A-22C示出了患者牙齿的近IR图像的分割。图22A是显示了近IR图像的边缘检测的图。图22B示出近IR图像的分割,其显示8个(重叠)段。图22C示出了图22B所示的近IR图像的进一步分割。

[0379] 图23A-23C示出了患者牙齿的近IR图像的分割。图23A显示了图23C的近IR图像的边缘检测。图23B示出了图23C所示的近IR图像的边缘检测。

[0380] 图24A是通过分割的图像(包括图18A-23C所示的那些)形成的患者牙齿的部分三维模型。

[0381] 图24B显示了通过图24A的3D模型的截面图,其显示了包括牙本质的内部结构。

[0382] 图25A是患者颌骨和牙齿的体积(或“体素”)模型的示例,包括内部结构。内部结构显示为3D表面模型内的密度图。图25B是图25A的体积模型的放大视图。

[0383] 图26A-26C示出了形成可用于生成患者的牙齿的体积模型(显示表面和内部结构)的3D表面的方法。

[0384] 图27A-27F示出了除了表面扫描之外使用近IR扫描生成患者的牙齿的体积模型的方法。

[0385] 图28A和图28B示出了使用口内扫描仪形成的患者的牙齿的体积模型,其显示了两个表面特征,例如牙釉质和内部(分段)特征,例如牙本质。

[0386] 图29A显示了被配置为具有电耦合的透照套筒的可移除/一次性罩的部分透明透视图。图29B是显示为实心的图29A的套筒的透视图。这个套筒被配置用于与口内扫描仪的棒部分一起使用;套筒被配置为使棒适于包括利用穿透(例如,接近IR)波长的透照。

[0387] 图30A-30C示出了具有电耦合的透照套筒的一个示例。图30A显示了套筒的支撑框架的示例;图30B示出了具有柔性电路的支撑框架和耦接到支撑框架的连接器。图30C显示了图30A-30B的完全组装的套筒。

[0388] 图31A显示了用作图29A-30B中所示的套筒的一部分的柔性电路和连接器的示例。图31B是图31A中所示的柔性电路的远端部的示例,包括LED外壳。图31C是套筒的连接器部分的示例。

[0389] 图32A和图32B示出了诸如图29A-30B中所示的那些的套筒的远端的LED定位器和光阻挡器部分的示例。

具体实施方式

[0390] 本文描述了用于生成受试者的口内区域(例如,一个或多个牙齿、牙龈、颌骨等)的三维(3D)模型(其可以包括牙齿的内部特征并且还可以包括表面的模型)的口内扫描仪以及使用该扫描仪的方法。例如,图1A示出了口内扫描仪101的一个示例,其可以如本文所述进行配置或调整,以生成具有表面和内部特征的3D模型。如图1B中示意性显示的,示例性口内扫描仪可以包括可以由操作者(例如,牙医、牙科保健师、技术人员等)手持的并且在受试者的牙齿上方移动来扫描表面和内部结构的棒103。棒可以包括一个或更多个传感器105(例如,诸如CMOS、CCD、检测器等的相机)和一个或更多个光源109、110、111。在图1B中,示出了三个光源:第一光源109,其被配置成在第一光谱范围内发射光以用于检测表面特征(例如,可见光、单色可见光等;这个光不必须是可见光);第二彩色光源(例如,在400-700nm之间的白光,例如,大约400-600nm);以及第三光源111,其被配置为在第二光谱范围内发射光以检测牙齿内的内部特征(例如,通过透照、小角度穿透成像、激光荧光等,其通常可被称为例如以近IR的穿透成像)。尽管在图1B中示出了单独的照明源,但是在一些变型中可以使用可选择的光源。光源可以是任何适当的光源,包括LED、光纤等。棒103可以包括一个或更多个控件(按钮、开关、拨盘、触摸屏等)以帮助进行控制(例如,将棒接通/关断等等);可选地或附加地,未示出的一个或更多个控件可以存在于口内扫描仪的其它部分上,诸如脚踏板(foot petal)、键盘、控制台、触摸屏等。

[0391] 通常,可以使用任何适当的光源,特别是与正被检测的模式相匹配的光源。例如,这些装置中的任何一个装置可以包括用于表面检测的可见光源或其他(包括非可见)光源(例如,在680nm或其他合适的波长处或周围)。还可以包括用于彩色成像的通常为可见光源(例如,“白光”光源)的彩色光源。另外,同样可以包括用于穿透成像的穿透光源(例如,红外,诸如特别是近红外光源)。

[0392] 口内扫描仪101还可以包括一个或更多个处理器,其包括链接的处理器或远程处理器,用于控制棒103的操作,包括协调扫描以及查看和处理包括表面和内部特征的3D模型的扫描和生成。如图1B所示,一个或更多个处理器113可以包括存储器115或可以与其耦合,以用于存储扫描数据(表面数据、内部特征数据等)。还可以包括包含无线或有线通信电路的通信电路117以用于与系统(包括棒)或外部组件(包括外部处理器)的组件进行通信。例如,系统可以配置为发送和接收扫描或3D模型。还可以包括一个或更多个附加输出端119以用于输出或呈现信息,包括显示屏幕、打印机等。如上所述,可以包括输入端121(按钮、触摸屏等),并且该装置可以允许或请求用于控制扫描和其他操作的用户输入。

[0393] 本文描述的装置和方法中的任一个可用于扫描和/或识别牙釉质和/或牙本质中的诸如裂纹、龋齿(蛀牙)和病变的内部结构。因此,本文描述的装置中的任一个可以被配置为执行可以用于使用穿透波长或穿透波长的光谱范围来检测内部结构的扫描。本文还描述了用于检测裂纹、龋齿和/或病变或诸如牙填充体的其他内部特征的方法。各种穿透扫描技术(穿透成像)可以被使用或结合到装置中,包括但不限于透照和小角度穿透成像,两者都检测光的穿透波长来自或穿过组织(例如,来自或通过一个或多个牙齿)的通过。

[0394] 透照是一种可用于观看牙齿的内部特征的技术。传统上，存在用于通过牙齿的透照的2种基本配置。图2A和图2B示出了这些：180°配置和90°配置。两种配置都可以用于牙齿内部的可视化，且主要通过牙釉质。如图2A中所示，在180°配置中，穿透波长(包括一个或更多个穿透波长的光谱范围)从光源203发射并从牙齿201的一侧传递，并且相对侧上的传感器205(例如，相机)检测已经穿过牙齿而未被散射或吸收的光。类似地，在图2B中，牙齿201由位于牙齿201的任一侧上的光源(203、203')的光照射，并且相对于两个光源定向为90°的相机205以与该光源成直角地检测光。通常，透照已经被限制为使用单一投射类型，以便进行在牙齿内部的图像捕获(类似于使用x射线)。本文描述了对于使用穿透波长(诸如在700至1300nm、700至1090nm之间等，例如850nm)使牙釉质-牙本质区域可视化并且从扫描仪的相对于一个或多个牙齿的单个位置和/或对于传感器相对于多颗牙齿的多个角度获取多个投射或取向的方法和装置；特别地，对于每个被成像的内部区域可以进行三个或更多个取向或投射。进行多个(例如，3个或更多个)投射可以提供更好的成像，因为它可以从棒相对于一个或多个牙齿的特定位置产生多个(例如，3个或更多个)通过牙齿的图像。使用一个或更多个180°投射可能是有用的，因为光行进更短的距离并且较少地被牙本质散射，然而，来自相同位置的多个不同的投射(取向)的组合(例如，在大致相同的扫描时间处，在彼此的几毫秒内)可以允许系统构建牙釉质-牙本质区域的体积模型。

[0395] 在使用90°和/或180°配置的投射的变型中，口内扫描仪可适于在该配置中提供透照成像。例如，图2C和图2D示出了适于收集90°和180°的透照图像的口内扫描仪的棒的远端的一个示例，其中棒213包括一对突出物或翼215，每个突出物或翼215容纳光源(LED)和相机的组合217。在图2C和图2D中，两个翼和棒的基部可以包括光源和传感器(相机)，使得可以从棒相对于牙齿的单个位置处拍摄至少三个透照图像，如图3A-3C中所示。在图3A中，示出了第一取向，其中右侧LED 303接通，通过牙齿进行照射，以用于通过左侧的相机305进行检测/捕获(180°)。在图3B中，左侧LED 303'接通，通过牙齿进行照射，以用于通过右侧的相机305'检测/捕获(180°)。在图3C中，两个LED 303、303'都被接通，从左右两侧照射，并且位于LED的轴90°的相机305"捕获透照图像。

[0396] 通常，如上所述的透照成像数据可以与牙齿的3D表面数据(例如，3D表面模型数据)组合并且与其一起被收集，允许关于内部结构(诸如龋齿和裂纹)的附加数据层。此外，使用如上所述的多个投射(从多个取向进行拍摄)可以实现牙釉质的体积模型内部结构的重建，示出了以其他方式将不可见的特征。

[0397] 虽然牙齿的透照的90°和180°配置可能是有用的，但是提供其中发射和接收的射线(向量)之间的角度要小得多，例如在0°和30°之间、在0°至25°之间、在0°至20°之间、在0°至15°之间、在0°至10°之间等的穿透成像配置可能是特别有利的。特别地，在0°至15°之间(或在>0°和15°之间)可能是有用的。

[0398] 在180°配置和90°配置中的透照可以由于它们的相机与光源的角度限制来限制口内扫描仪棒在牙齿周围的移动(如图2C和2D所示)。因此，本文还描述了使用包括在0°和15°之间的小角度的例如牙釉质-牙本质区域的穿透成像/可视化的方法和装置。在一个示例中，使用发射穿透光谱范围(例如，850nm)的光源(LED)，其具有相对于相机视角的0°-15°的小角度的观看向量。如上所述，这种穿透成像可以与牙齿的3D表面建模同步结合。光源和相机的相对位置通常是已知的，并且可以在棒的每个位置处拍摄一个或更多个穿透图像。由

于可能被棒使用的观看向量的小角度，因此口内扫描棒可以配置成仅有轻微的曲线，允许它适合并容易地在口腔周围操作，这不同于被配置为测量90°和180°透照的棒，其可以使用包括侧翼的设备几何形状来保持LED和传感器，使得棒可以环绕牙齿以用于成像(例如，参见图2C)。使用小角度反射成像可以实现在口部和舌部方向上的扫描，然而如本文所述的90度扫描(透照)可以被限于在咬合方向上扫描。

[0399] 使用小角度进行穿透成像可以以能够在牙齿周围进行非限制运动的方式使用棒对牙齿成像，并且可以实现在扫描3D(表面)模型数据的同时捕获内部结构数据，而不需要专门的结构和/或操作模式。然而，通过直接反射，在发射光和检测器之间使用小角度也可能是复杂的。例如，直接反射可能发生在牙齿表面上的区域中，其中照射角度和成像角度之间的角度近似相等(例如，在光锥和成像NA中)。这些直接反射在它们使传感器饱和或者它们显示表面信息但是掩盖了更深的结构信息的情况下可能是有问题的。为了克服这些问题，使用本文所述的那些的装置和方法可以捕获并使用从相同位置进行的多个照射取向。如本文所使用的，在手持棒的背景下，从相同位置拍摄多个图像可以实际上意味着在大约相同的时间摄取多个图像，使得没有发生明显的移动量。例如，图像可以彼此在几毫秒(小于500毫秒，小于400毫秒，小于300毫秒，小于200毫秒，小于100毫秒，小于50毫秒等)中拍摄，和/或校正小的移动。

[0400] 可选地或另外地，装置和/或方法可以通过仅使用非饱和像素来减少或消除由饱和与直接反射产生的问题。在一些变型中，作为过程的一部分，可以从穿透图像中减去表面信息。例如，可以使用可见光图像(“取景器图像(viewfinder images)”)或表面成像来去除直接表面反射。

[0401] 通常，即使在以不同的(甚至小角度)的角度拍摄图像的情况下，本文所述的装置(例如，系统)也可以基于表面扫描始终知道棒的位置。因此，当同时或几乎同时(例如，彼此相差600ms、500ms、400ms等)执行表面和穿透扫描时，包括将这些扫描与其他扫描类型交织在一起，棒的位置可以相对于被扫描的对象是已知的。基于该信息，装置可以估计多个图像或信号中的哪个部分是从表面到达的，以及什么是从更深的结构到达的。

[0402] 图4A示出了可以用作口内扫描仪棒的部分的穿透光源403、403’(例如，穿透光谱范围光源)和相机405的配置的示例，其在目标对象(牙齿401)周围的不同位置中显示。在图4A中，示出了三个相机位置，并且在每个位置中，相机的两侧是一对LED(例如，403和403’)，以用于发射在穿透光谱范围(穿透波长)中的光。可选地，可以使用单个光源(例如，LED)而不是一对光源。可以在相对于牙齿的不同棒位置处拍摄使用穿透模态的不同图像。可选地，棒可以被配置有多个成像传感器(相机)和多个光源，允许在大约相同的时间处例如通过当从一个或更多个LED取向(例如，图5G和图5E等)照射时打开多个传感器而可以拍摄多个穿透图像。在图5A-5I中，如所示可以拍摄至少九个不同取向的穿透图像。可选地或附加地，可以顺序地采取多个取向，包括在非常短的时间段内(例如，在<500ms、400ms、<300ms内等)。

[0403] 图4B-4F示出了用于与可用于对具有半透明强散射区域(例如，牙齿)的对象拍摄图像的任何穿透波长一起使用的其它发射器和检测器。这些图像通常收集反射模式，例如，在穿透波长处已经穿过牙齿并且从内部结构散射/反射的光，使得其可以被检测器收集。在图4B中，包括典型(例如90°、180°)透照和小角度照射角度的组合。在图4C-4F中，发射和收集的光射线的角度非常小(例如，大约0°)，并且可以通过将发射器403、403’和检测器405组

件(例如,CMOS、CCD等)放置为彼此相邻(如图4C所示)、彼此组合(如图4D所示)或者仅共享公共或近似公共的光束路径(如图4E和图4F所示)来进行收集,其可以使用反射或波导来引导发射和/或接收的光,包括使用分束器(二向色分束器)和/或滤波器。

[0404] 如上所述,可以使用任何适当的传感器,包括CMOS或CCD相机,或能够检测适当波长的任何其它传感器,诸如近IR波长检测器。

[0405] 虽然从附近的传感器(相机)施加穿透照射可能会导致最靠近相机的区域中最强的照射,且因此导致照射的分布不均匀,但令人惊讶的是相比于预期问题更少。在穿透成像条件下,生成捕获的图像的光已经行进通过对象,并且路径越长,将发生的散射越长,导致与直接照射相比更平滑的照射。在正面照射中,作为具有小角度照射的结果,最靠近照射器(例如LED)的区域中将存在最强的光量,这将会返回散射;这个附近的区域(例如,前1-2mm)是用于检测龋齿的重要区域。然而,如上所述,仍然可能需要补偿所得到的不均匀的照射轮廓分布。

[0406] 使用穿透成像且特别是小角度照射/成像(其也可以被描述为反射成像)可以提供关于以其他方式将无法得到的牙齿的内部区域(诸如裂纹、龋齿、病变等)的信息。内部特征(或内部区域)信息可以结合到3D模型中,当与表面信息(例如,3D表面模型或深度信息)组合时,3D模型可能特别强大。这可以允许用户在3D扫描过程期间无缝地捕获诊断数据,同时允许围绕牙齿的无限制的移动以从不同角度捕获数据,提供牙齿内部的3D模型。

[0407] 将表面数据与内部特征数据相结合

[0408] 如上所述,将3D表面数据与内部特征数据中的任一个(包括但不限于穿透成像数据)组合和/或协调可能是特别有益的。例如,诸如穿透成像数据的内部特征数据可以与从口内扫描仪的相同或大致相同的位置收集的表面数据(表面成像数据)组合,使得可以将相同的坐标系应用于两种类型的数据。

[0409] 如上所述,诸如如图1A中所示的情况的彩色3D口内扫描仪可以配备有以两个或更多个不同光谱范围发射光的照射设备以用于捕获各种表面和内部特征。收集的数据(例如,表面数据和内部特征数据)可以相关联并组合以形成包括关于病变、蛀牙和牙釉质受损(infractions)以及牙齿内部结构的信息的3D模型。内部特征数据可以通过任何适当的穿透成像技术来收集,包括上述的反射(例如,小角度)照射和成像以及透照成像技术或通过本领域已知的其它技术,包括但不限于UV/蓝色荧光和红光荧光。

[0410] 内部特征数据可以被收集(并且可以包括病变和内部牙齿结构图像),并与表面数据(包括用于牙齿的彩色3D表面模型数据)组合。表面和内部数据的组合可以表示为3D模型或3D渲染,其可以包括病变和牙齿内部结构以及牙齿的表面、牙龈和口内区域的任何其他扫描部分的全色3D数据(包括模型和渲染)。尽管在一些变型中,内部和表面数据可能是共同延伸的,但在某些变型中,表面数据可能比内部数据更广泛;例如,3D模型可以包括仅用于3D模型的一部分的内部数据,而其他区域可以不包括(或可以仅包括不完整的)内部特征。

[0411] 在使用中,可以自动或手动地分析包括表面和内部元素的一个或多个牙齿的3D模型,并且可以识别和/或标记内部特征。例如,病变、龋齿和/或裂纹可以被标注,包括颜色编码,例如,根据它们在可以提供的一个或更多个图像中表示的风险的类型和水平,和/或作为被生成以显示这些图像的数据文件的一部分。可选地或附加地,可以提供这些发现的书

面记录/描述。

[0412] 用于生成包括本文所述的表面和内部结构的3D模型的口内扫描仪可以包括一个或更多个图像传感器。例如,图像传感器可以被配置用于捕获彩色3D(表面)图像或数据,并且还可以捕获病变和牙齿内部结构图像。可选地或附加地,系统可以具有多个传感器。可以以任何适当的方式使用口内扫描仪获取表面数据。口内扫描仪通常被配置为在表面和内部成像模式中(包括同时)(经由棒)进行扫描。例如,表面数据可以通过共焦、立体视觉或结构光三角测量或能够进行口内扫描的任何其它3D表面扫描技术来使用彩色口内3D扫描仪进行捕获。

[0413] 如图10A和图10B所示,照射光源(包括用于第一模态(例如,表面扫描)、用于第二模态(例如,诸如穿透成像的穿透成像),和/或用于第三模态(例如,彩色扫描)的光源)可以位于口内扫描仪棒的前端处,例如,靠近被扫描对象或在扫描仪头部内。前端照射配置可以根据具有或不具有适用于所需的诊断特征的任何特定光源的应用需要来通过改变前端进行配置。光源和传感器(例如,相机)可以以任何适当的方式布置,包括如图10A-10B和图4A-4F所示。例如,光源和相机可以彼此相邻。在一些变型中,系统或方法使用例如以环绕方式位于前端的微型传感器1005、1007,以捕获立体3D内部特征数据(例如,图像)和/或用于促进以更有效的方式的穿透成像。

[0414] 如上所述,在一些变型中,病变/内部牙齿结构捕获方法可以是任何组合的通过牙齿成像,包括以下中的一种或更多种:透照、红光激光荧光和蓝/UV激光荧光等。通常,内部特征数据可以与包括表面数据的坐标系的表面数据组合使用,以重建牙齿结构的3D表示。例如,可以通过使用本文所述的任何内部特征成像技术(通常采用几个不同的角度或取向)组合若干(例如,多个)2D图像的算法来重建牙齿数据的3D重建。

[0415] 由口内扫描仪捕获的数据(特别是包括具有表面和内部特征的一个或多个牙齿的3D模型)可以由设备存储和/或传送到医师、医疗记录、牙医等。例如,可以在指定的患者数据库中保存由口内扫描仪捕获的任何数据(即,组合牙齿病变的形貌和内部牙齿结构的彩色3D模型),用于纵向监测和保持患者的口腔健康。数据可以被注释(包括对参考内部特征记录日期和/或标记)或不被注释。

[0416] 例如,可以使用本文描述的3D模型在一个或更多个层次上进行时间上的纵向比较,包括通过跨时间比较:表面变化、视觉颜色变化、内部/体积变化或这些的任何组合。例如,每个可以通过手动评估或自动削减和比较例如在前后进行显示。在一些实施例中,两个或更多个3D模型可以在显示器上彼此叠加以在3D模型之间突出差异。叠加的模型可以帮助突出例如在牙釉质厚度、牙本质体积、颜色、透明度和/或龋齿大小的增加/减少中的变化。可选地,来自更早日期的患者齿列的3D模型可以形变为较晚日期的患者齿列的3D模型,以帮助突出患者齿列随着时间的任何变化。在一些实施例中,3D模型的时间序列可以从一个到下一个逐步形变以提供患者齿列的变化的视频或动画。可以通过应用或转换到公共坐标系来进行自动比较,这可以特别地使用表面信息(例如,基于作为所生成的3D体积模型的一部分被包括的3D表面模型数据)来完成。通常,如上已经描述的,所有三种类型的数据(表面、彩色、体积等)通过相同的坐标系互连。通常,包括3D模型在内的本文描述的方法和装置可以用于预测患者未来的牙科或正畸条件,例如,如在US 2016/0135925中所描述的,其通过引用整体并入本文。

[0417] 如上所述，通常，捕获的数据可以被存储并保存在相同的坐标系中。因此，表面数据(包括3D表面模型数据)可以使用坐标系(例如，x，y，z；使得3D表面模型为S(x，y，z))，并且内部特征数据可以使用或参考相同的坐标系(例如，使得内部特征数据为I(x，y，z))。因此，公共特征或结构可以在两个数据集之间具有相同的地址(坐标)。

[0418] 图6是示出使用表面数据和内部特征数据来生成3D模型或渲染一个或更多个牙齿的方法的示例的图示。在该示例中，601，可以首先将手持口内扫描棒(扫描仪)定位成与目标口内区域相邻以进行扫描。一旦开始扫描，603，装置可在第一坐标系中收集包括深度信息的表面数据(例如，3D模型表面数据)。通常可以在使用第一照射光谱(诸如可见光(例如，单色或宽波段光))照射样品的同时收集表面数据。605，还可以收集内部特征数据，例如使用穿透到一个或多个牙齿中的第二照射光谱(其可以仅包括单个波长或小范围的波长)。该数据可以使用与表面数据相同的坐标系，其可以如下面更详细描述的那样来实现。一旦被收集，数据可以被分析和/或过滤(包括减法、平滑化等)，并被组合以使用表面数据和内部特征数据形成口腔内(例如，一个牙齿、多个牙齿、牙龈、颌骨等)的3D模型渲染，607。例如，当构建内部特征数据(其本质上通常是二维的)的3D几何结构时，算法可以使用对已知3D表面扫描的参考来提高内部特征数据的精度。

[0419] 通常，在本文所述的装置和方法中的任一个中，收集的内部特征数据605可用于重建包括内部特征的一个或多个牙齿的体积模型。特别地，可以使用层析成像重建(例如，可以区分光学相干断层摄影和考虑光的散射的光学层析成像)。可以使用完全体积建模。通常，根据材料性质和使用的光，每个穿透光射线可以被反射、散射或吸收。在一些变型中，方法和/或装置可以将牙齿的体积划分为小体素，并且对于每个体素，基于收集的成像数据，使用对应于表面数据的坐标系的坐标系来估计这三个参数(反射、散射、吸收)。也可以使用更复杂的模型(例如，基于非各向同性散射)。一旦估计了对于每个体素的一组参数，方法或装置可以比较捕获的图像在多大程度上适合该模型。因此，在一些变型中，装置和/或方法可以寻求最小化捕获的图像与建模的预测图像之间的差异。可以从3D表面捕获构建初始猜测，包括牙釉质参数和宽度的估计。

[0420] 可选地或附加地，可以使用多表面建模。多表面建模假设光学性质的一组材料(在某些情况下是均匀的)，诸如对于空气、牙本质和牙釉质的性质(但可能包括超过这三种的)。这种技术可能寻求找到材料之间的边界。有多种方法来实现这一点，包括使用类似于上面描述的对于完整体积建模的技术，但不使用体素表示。可选地或附加地，可以使用轮廓线方法，其中从3D表面捕获给出第一(例如，空气-牙釉质)边界，然后通过找到2D穿透图像中的区域的边缘，平滑的3D表面可能近似最适合这种轮廓。参见例如“3D Shape from Silhouette Points in Registered 2D Images Using Conjugate Gradient Method.Andrzej Szymczaka，William Hoffb and Mohamed Mahfouzc”，其全部内容通过引用并入本文。除了轮廓之外，可以使用如本领域已知的其它特征，如点\角。这些特征可以从不同的视点检测，并且通过三角测量在3D中定位，并且是边界的一部分。

[0421] 实际上，通过在相同位置和/或时间处扫描表面和内部特征可以实现将表面数据和内部特征数据记录在同一坐标系中。如上所述，在手持用户控制的口内扫描设备(例如，棒)中，可能难以用不同的波长在不同时间扫描相同的区域。因此，本文所述的装置和方法的任一个可以以不同的模态或模式(例如，表面数据扫描和/或内部特征/穿透数据扫描)来

协调扫描。

[0422] 例如，图7示出了其中口内扫描仪在表面扫描和一个或更多个其它扫描模态(例如，内部特征扫描，诸如穿透成像扫描)之间交替的一种方法。在图7中，在将扫描仪邻近待建模的目标口内结构定位之后701，可以将棒移动到目标上，同时装置自动对目标扫描表面数据和内部数据二者703。作为该方法的一部分，系统可以在使用第一模态(例如，表面扫描，使用在适当波长范围内的波长发射光)扫描牙齿的一部分以收集诸如3D表面模型数据的表面数据705和用第二模态扫描(例如，穿透波长)707之间交替(切换)。在第一模态中的适当持续时间之后，方法和装置可以短暂切换到第二模态(例如，穿透波长或波长范围)，以与在表面模式下扫描的对象的大约相同的区域在短时间段(第二持续时间)内收集内部特征数据707。在切换时，两个模态之间的坐标系大致相同，并且棒处于大致相同的位置，只要第二持续时间适当地短(例如，小于500毫秒，小于400毫秒，小于300毫秒等，小于200毫秒，小于100毫秒，小于50毫秒等)。可选地或附加地，方法和装置可以基于紧接在收集内部数据之前和之后收集的表面数据信息来相对于表面外推棒的位置。因此，在包括如图7的步骤703所示的本文所描述的方法的任一个中，装置可以插入每个扫描(例如，诸如表面扫描的第一模态扫描、诸如例如近IR扫描或多个扫描的穿透的第二模态扫描和诸如彩色扫描的第三模态扫描等)之间的位置。这个插入可以校正在棒在扫描期间的小而可能重要的移动。特别地，当在表面和内部结构之间协调时，其中扫描被手动执行，插入(和/或外推)以近似对于每个扫描的图像的牙齿的(牙齿相对于扫描棒的)更精确的3D位置。因此，使用穿透波长扫描的牙齿的部分可以在穿透扫描完成之前或之后被成比例地插入在表面扫描之间。参见例如图8，如下所述，显示了在每种模式中扫描的示例性相对时序。可选地或额外地，在扫描期间牙齿和/或棒/扫描仪的位置可以基于扫描棒的移动速率(例如，如从在来自先前表面扫描上的变化率和/或棒中的运动传感器所估计的)从先前表面扫描位置中外推。以这种方式校正每个扫描的坐标系(例如，在x、y和z位置中)可以允许不同模态中的图像牢固地彼此对齐，而不管用户如何操纵扫描仪。在穿透扫描中，其中多个扫描可以从相同的相对位置进行并且用于重建内部特征，坐标系的精度可允许内部特征的更高分辨率的建模。

[0423] 通常，当收集穿透波长图像时，发射和接收的光可以具有不同的偏振。在反射光模式中，例如当使用小角度穿透成像时，能量中的一些是穿透的，但是一些也从表面反射。可以优选地阻止这种直接表面反射，其可以以任何适当的方式进行，包括使用极化。例如，为了阻止表面反射，可以以特定偏振的穿透波长照射样品(例如，牙齿)，并且该偏振可能在成像路径中被阻挡。这种偏振还可能有助于在透照中阻挡来自照射源的直射光(例如，存在如在180°透照中对照射器的直接视线的情况)。

[0424] 虽然本文描述的许多方法和装置包括在区分表面和内部结构的模式之间进行切换，但是在一些变型中，它们可以例如使用二向色分束器和/或滤波器被真正地同时检测。因此，通过分离穿透的波长和/或极化并且包括仅(或主要)包括表面特征的那些的内部反射和/或散射，可以与内部特征分开收集和处理表面数据，并且这两个数据集可以稍后重组；这种技术可以固有地使用相同的坐标系。

[0425] 例如，图2E示出了配置为使用近红外(IR)波长进行表面扫描(例如，可见光、非穿透)和穿透扫描的口内扫描仪的示意图。在图2E中，扫描仪包括偏振器(例如，线性偏振器281)和滤波器283，以阻挡从牙齿表面反射的近IR光，同时仍收集从内部结构反射的近IR

光。在该示例中，近IR光被施加有已知的偏振(P)(在该示例中为850nm照射+线性偏振器)；发射的光照射牙齿，并且从牙齿表面(例如，牙釉质)反射的镜面光以保持的镜面偏振状态反射。击中诸如牙本质的内部特征的光可反而是散射的(S)，这可能改变偏振状态。在口内扫描仪内，通过棒返回传感器(例如，CMOS检测器)的光首先通过滤波器(CMOS LP)滤波283，该滤波器将散射的(S)光从内部结构传输到检测器(传输S)，但不将具有原始极化(P)的镜面光传递到检测器(阻挡P)。具有或不具有如图2E所示的偏振滤波器的其它口内扫描仪配置可用作探头的一部分。

[0426] 如图7所示，可以手动或自动调整扫描方案，包括诸如确定内部特征数据的第二扫描模态的扫描模态的持续时间，709。例如，扫描过程(时间共享和顺序)可以根据情况而变化，并且系统可以自动优化扫描资源以获得高质量的扫描和/或更完整的重建。方法或装置可以确定扫描数据的质量709，诸如扫描的表面数据的质量，并且可以相应地调整扫描持续时间(例如，第二持续时间)。质量的估计可以自动进行，例如，基于模糊、过饱和或欠饱和等。例如，扫描方案的持续时间可以基于在该模态中的扫描的质量被动态地调整(例如，增加或减少)；如果在该模态中的先前x个扫描低于第一(例如，最小)质量阈值(定量以下中的一个或更多个：模糊、过饱和、欠饱和等)，则对于该模态的扫描持续时间d_i可增加。如果扫描的持续时间高于最小持续时间且质量高于第二质量阈值(其可以与第一质量阈值相同或者高于第一质量阈值)，则扫描时间可减少。减少扫描持续时间可允许其他扫描模态的持续时间增加和/或扫描模态之间的切换速率提高。可选地或另外地，对于模态的扫描持续时间可基于被重建的3D模型的完整度来调整。例如，当扫描具有更完整的表面模型的3D模型的区域(例如，表面模型已经在其中建立的区域)时，可以减少表面扫描的持续时间，并且可以增加穿透扫描(例如，使用近IR波长的反射扫描，或者使用近IR波长的透照扫描)的持续时间可增加以提高内部结构的分辨率和/或范围。类似地，可以通过装置动态调整每个模式中扫描的频率。

[0427] 如图7(例如，可选步骤708)和图8所示，可以使用多于两个的扫描模态。图8示出了操作口内扫描仪的示例性方法，使得其在不同扫描模态之间切换，包括表面扫描801、激光荧光803、彩色可见光扫描(取景器)805、穿透扫描(例如，发射或透照)807、UV扫描等。系统可以初始以默认扫描方案来在扫描模式之间切换；如上所述，系统可以然后(实时地)分析来自扫描模态中的每一个的数据，并且例如可以通过扩展它们被扫描的频率和/或持续时间(d)来优先化具有不太完整的数据的扫描模态。在一些实施例中，系统可以比较来自扫描模态中的一个或更多个的采集的数据与预先确定的数据解析度阈值，以便确定使哪些扫描模态优先化。例如，系统可以在确定了足够的表面数据已经利用表面成像模态采集以及内部特征数据解析度仍然不足之后增加表面穿透成像的频率或持续时间。可选地或附加地，在一些变型中，可以同时对不同模态进行扫描。一旦完成了足够的扫描区域，则可以使用扫描数据组装口内区域的组合的3D模型711；可选地，随着扫描的进行，3D模型可以被连续组装。扫描809的频率由图8中的扫描幅度的频率示出；随着共焦扫描的深度的增加和减少，表面扫描以扫描幅度的最大值执行，而穿透扫描以扫描幅度的最小值执行。深度扫描809的频率在扫描期间可以被动态增加或减少。例如，以允许更长扫描持续时间的扫描，或者以适应于用户更快移动棒和/或扫描仪。在一些变型中，棒可以包括运动传感器(例如，加速度计等)以检测移动速率，并且扫描速率和持续时间可以基于扫描仪的检测到的运动而被调整。

[0428] 如图6所示，所得的包括表面和内部结构的3D模型可以以各种方式用于使受试者(例如，患者)的医疗保健受益。例如，3D模型可用于识别(自动或手动)并分析牙齿中的病变、龋齿和/或裂纹。3D模型可以用于例如测量包括蛀牙在内的病变的尺寸形状和位置，以基于透明度、颜色、形状评估蛀牙的类型和/或基于表面照射来评估表面问题的类型，例如裂纹、蛀牙等609。

[0429] 对于特定患者，可以随时间监视该3D数据(或从其导出的数据)611。例如，可以视觉地或使用算法来检查3D数据的形状大小和类型随时间的变化。

[0430] 通常，可以注释3D数据。例如，在第一次扫描之后，临床医生可以标记可以在以后扫描中手动或自动评估的感兴趣区域。此外，3D数据可用于帮助治疗或提供治疗指导和监测613。例如，如果临床医生决定修复牙齿，则如本文所述生成的显示表面和内部区域的3D数据可用于为牙齿提供缩小指导以确保去除蛀牙的体积。在过程期间，附加(例如，中间)扫描可以进行以便为医生提供关于缩小的进一步方向和中间反馈。

[0431] 图9A和图9B示出了呈现包括图9B中放大区域中所示的表面(图9A的投影中示出的总表面)和内部结构的受试者的口内区域的3D模型900的一个示例。在图9B中，从使用与3D表面数据组合的850nm光的穿透成像明显的较暗区域903示出了感兴趣的区域。该感兴趣的区域可以是龋齿区域或牙本质填充体等。操纵这样的图像来旋转、缩放、分割和以其他方式查看3D模型或3D模型的区域的能力可以大大增强对受试者牙科需求的治疗和理解。

[0432] 深度扫描

[0433] 图11A-11I示出了使用诸如近IR透照(“TI”)的穿透波长的内部牙齿结构的体积建模的一个示例。在这个示例中，当光在病变之下(below lesion)或处于病变水平时，可以检测牙齿中的病变。当光在病变之下时，病变会吸收光线，因此病变在图像中会显示为黑斑。在图11D中，具有病变的牙齿利用在牙齿上方(位于牙齿的咬合表面上方)的扫描仪传感器1101示出。如箭头所示，扫描仪包括一个或(如图11D-11F所示)两个发射近IR光的光源(发射器)1105、1105’。光穿透牙齿，且传感器1101检测由于病变引起的光的遮挡，如图11A所示。

[0434] 将具有光源的扫描仪向上移动(即，沿着牙齿向更高处移动扫描仪的棒)会产生病变图像的变化，如图11B所示。光源相对于牙齿的相应位置如图11E示意性显示且在图11H的图示中显示。当扫描仪沿着牙齿进一步向上移动时，表示病变1113的暗点将开始收缩，直到完全消失，变成光饱和。最后，当光源1105、1105’在病变上方时，暗点不再存在(例如，图11C)，并且仅示出了中心遮挡区域(牙本质)。已经如上所述，牙齿和齿龈的外表面可以使用单独的光源同时扫描，提供牙齿的3D外表面，并且因此提供从牙齿到扫描仪的距离。如上所述，该信息可用于映射病变的深度和/或形状。

[0435] 这种深度扫描可以手动或自动执行，并且可用于提供一个/多个牙齿的体积建模(例如，0度体积建模)的备份和/或替代。实际上，牙齿的这种垂直扫描(其可以在任何方向执行，从牙齿的底部至顶部、从顶部至底部等)可以用作一种类型或子类型的体积扫描，其可以提供关于牙本质和/或病变的形状和位置的信息。

[0436] 例如，利用口内扫描仪(特别是具有穿透性(例如近IR)和表面扫描波长的口内扫描仪)对一个/多个牙齿的垂直(z轴)扫描的方法可提供另一种体积扫描方法。通常，可以通过向上或向下扫描(在z轴上)一个/多个牙齿来获得数据。

[0437] 如上所述，用于本文所述的扫描设备的一种配置可以使用例如透照(通过侧面)以在光源和照相机之间的角度(诸如90°角)来可选地成像一个/多个牙齿的内部区域。当牙齿中存在龋齿时，从上方(遮挡视图)以穿透波长(例如透照)观察牙齿可以将龋齿显示为遮挡区域。根据光源相对于龋齿的相对z(深度)位置，对应于龋齿的遮挡区域将存在于x，y图像中。因此，如上所述通过z轴(深度)扫描可以用于确定龋齿的z位置和形状之一或两者。在一些变型中，用于使用穿透波长(或穿透和表面扫描)进行扫描的方法可以从侧面照射开始，并从上方进行成像，以及将光尽可能靠近牙龈线。然后，该方法可以继续沿着牙齿的z轴向上移动，远离牙齿的咬合表面移动。这可能允许光从不同深度(在z轴中)击中病变。如图11A-11C所示，龋齿最初会出现，并且当扫描仪向上拉时可能会在成像平面(x，y)中收缩，直到不再阻挡光线。当扫描仪向上移动时，这些方法中的任何一种方法也可以计算或确定沿着牙齿的z位置，使得牙齿上的相对深度是已知的，且因而病变的深度来自牙釉质层。根据这些信息，还可以确定病变的尺寸(例如，沿着病变的z位置延伸有多远的估计)，以及宽度和延伸(例如，x，y中延伸多远)也可以被确定。与表面3D模型一起，显示牙齿的外形，该信息可用于提供牙齿和整体病变的模型。

[0438] 因此，使用穿透波长(例如，近IR)和非穿透(表面扫描)波长两者，可以确定牙齿的外部和内部结构的模型。沿着牙齿的z轴的深度扫描(甚至不连续的扫描)可能特别适用于确定在一个/多个牙齿内的内部结构的深度和/或尺寸。在本文描述的任何方法中，如上所述，可以与穿透(包括深度)扫描同时进行牙齿的3D扫描。

[0439] 因此，在本文所述的任何扫描牙齿的方法中，方法可以包括确定对于每次扫描的深度(z)尺寸，示出了光源(例如近IR光源)相对于牙齿的相对深度。该信息可以通过将3D表面扫描对应于穿透扫描/与穿透扫描相关联来提供。深度信息(例如，知道扫描仪在z轴上移动了多少)可以提供大量的体积信息。

[0440] 如上所述，本文所述的深度(z)扫描可以手动或自动执行。例如，这种扫描可以通过向上和沿着牙齿手动扫描棒来执行。在扫描期间，可以在扫描期间连续执行并行的3D表面建模和内部建模/成像。可以进行任何适当的扫描速率(例如每秒20次扫描)。因此，用户可以以合理的速度扫描，并且可以实时进行输出，包括显示病变，和/或在软件分析之后不久显示病变(和任何其他内部结构)。在一个示例中，可以执行并行扫描，使得表面扫描(使用激光器)可以进行大约35ms的周期，随后是用于其他类型的成像(包括彩色、近IR等)的15ms的窗口，并在扫描周期期间重复。在一些示例中，近IR扫描可以在15ms窗口内进行5ms。较短的采样可能是有益的(例如，短于20ms、短于15ms、短于12ms、短于10ms、短于7ms、短于5ms等)，因为它可能会减少图像的模糊。然而，较短的扫描时间可能需要更高的能量，例如，给穿透光源的更多的功率/电流。成像数据可能会自始至终被收集。可选地，扫描可以进行更长或更短的时间段(例如，表面扫描、近IR扫描、彩色扫描等)和/或同时进行(例如，使用不同的发射器/探测器同时进行激光表面扫描和近IR红外)。以这种方式，例如，表面和穿透扫描或任何其他不同类型的扫描的并行或快速交替(在200ms内、在150ms内、在100ms内、在50ms内，等)可以允许表面(例如，3D)建模和如上所述的内部结构之间的协调。

[0441] 使用散射系数成像内部结构

[0442] 本文还描述了基于通过对象的多个穿透图像(本文也称为“穿透图像”)来生成来自牙齿或其他半透明的、强散射对象内的内部结构的图像的方法和装置，其中提供相机(相

对于对象)的位置。因此,这些方法和装置可以在不需要外表面的模型的情况下生成内部结构的包括三维模型的图像。

[0443] 例如,本文描述了用于重建诸如牙齿的包括半透明强散射区域的对象的体积结构的方法和装置,包括计算设备可读介质。更具体地,这些装置(例如,系统)和方法可以提供用于重建对象的内部结构(诸如牙齿中的牙本质)的技术。

[0444] 通常,根据本文所述的方法(并且使用装置中的任一个),可以对对于特定波长来说是半透明并且强散射的对象成像。如果相机相对于对象的位置和取向是已知的,则可以以与要重建的体积和图像数量成比例的低计算复杂度来重建对象的内部结构。

[0445] 拍摄通过本文所述的受试者的口内区域(例如,一个或多个牙齿、牙龈、颌骨等)的图像且还提供关于扫描仪的相对位置的信息(例如,扫描仪的拍摄图像的相机)的口内扫描仪中的任一个可以被使用。例如,返回到图1A和图1B,图1A示出了口内扫描仪101的一个示例,其可以如本文所述进行配置或调整,以生成具有表面和内部特征的3D模型。如图1B中示意性所示,示例性口内扫描仪可以包括可以由操作者(例如,牙医、牙科保健师、技术人员等)手持的并且在受试者的牙齿上方移动以扫描表面和内部结构的棒103。棒可以包括一个或更多个传感器105(例如,诸如CMOS、CCD、检测器等的相机)和一个或更多个光源109、110、111。

[0446] 在图1B中,示出了两个单独的光源:被配置成在第一光谱范围内发射光以用于检测表面特征(例如,可见光、单色可见光等)的第一光源109和被配置为在第二光谱范围内发射光(例如,通过透照、小角度穿透成像、激光荧光等,其通常被称为穿透成像)以用于检测牙齿内的内部特征的第二光源111。尽管在图1B中示出了单独的照射源,但是在一些变型中可以使用可选择的光源。光源可以是任何适当的光源,包括LED、光纤等。棒103可以包括一个或更多个控件(按钮、开关、拨盘、触摸屏等)以帮助控制(例如,将棒接通/关断等等);可选地或附加地,未示出的一个或更多个控件可以存在于口内扫描仪的其它部分上,诸如脚踏板、键盘、控制台、触摸屏等。

[0447] 此外,棒103还可以包括一个或更多个位置和/或取向传感器123,诸如加速度计、磁场传感器、陀螺仪传感器、GPS等。可选地或附加地,棒可以包括光学传感器、磁性传感器或其他某些组合,用于检测棒且特别是相机相对于被成像的对象(例如,一个或多个牙齿)的相对位置。可选地或附加地,装置可以基于如上所述拍摄的表面图像(例如,表面扫描)和/或取景扫描来检测棒的相对位置。

[0448] 通常,可以使用任何适当的光源,特别是与正被检测的模式相匹配的光源。例如,这些装置中的任一个装置可以包括用于表面检测的可见光源或其他光源(例如,在680nm处或周围或其他合适的波长处)、用于传统成像(包括彩色成像)的可见光源(例如,白光光源),和/或用于穿透成像的穿透光源(例如,红外和/或近红外光源)。

[0449] 光源和相机的相对位置通常是已知的,并且可以在棒的每个位置处拍摄一个或更多个穿透图像。光源和相机的位置可以包括三维空间中的三个数值坐标(例如,x,y,z)以及相机的俯仰、偏航和滚动。

[0450] 口内扫描仪101还可以包括一个或更多个处理器,包括链接的处理器或远程处理器,用于控制棒103的操作(包括协调扫描以及查看)和处理包括表面和内部特征的3D模型的扫描和生成。如图1B所示,一个或更多个处理器113可以包括存储器115或可以与存储器

115耦合，以用于存储扫描数据(表面数据、内部特征数据等)。还可以包含包括无线或有线通信电路的通信电路117以用于与包括外部处理器的系统(包括棒)的组件或外部组件进行通信。例如，系统可以配置为发送和接收扫描或3D模型。还可以包括一个或更多个附加输出端119以用于输出或呈现信息，包括显示屏幕、打印机等。如上所述，可以包括输入端121(按钮、触摸屏等)，并且装置可以允许或请求用于控制扫描和其他操作的用户输入。

[0451] 本文所述的装置和方法中的任一个可用于扫描和识别内部结构，诸如牙釉质和/或牙本质中的裂纹、龋齿(蛀牙)和病变。因此，本文描述的装置中的任一个可以被配置为执行扫描以使用穿透波长或穿透波长的光谱范围来检测内部结构。虽然多种穿透扫描技术(穿透成像)可被使用或结合到装置中，但是透照和小角度穿透成像(这两者都检测光的穿透波长通过组织(例如，穿过一个或多个牙齿)的通过)可能是特别有趣的。

[0452] 对于使用本文所述的穿透波长(例如，诸如850nm)的牙釉质-牙本质区域的可视化的方法和装置可以从扫描仪相对于一个/多个牙齿的单个位置获取多个投射或取向；特别地，在每个位置可以进行三个或更多个取向或投射。进行多个(例如3个或更多个)投射可以提供更好的成像，因为它可以从棒相对于一个/多个牙齿的特定位置产生通过牙齿的多个(例如，3个或更多个)图像。

[0453] 图12示出了被配置为包括可以用作口内扫描仪棒的一部分的穿透光源1202、1202’(例如，穿透光谱范围光)和相机的扫描仪的一部分的示例。在图12中，示出了相机1200，其两侧是一对LED 1202、1202’，以用于以与相机朝向目标T(诸如，牙齿1201)基本相同的方向发射穿透光谱范围内的光。可以使用单个光源1202(例如，LED)而不是一对光源。通常根据本公开，棒的光源以与相机基本相同的方向投射，但是在一些实施例中，如上所述，光源可以相对于相机的方向变化+/-15度。

[0454] 图13示出了流程图1300，其描述了一种用于在辐射波长范围内从包括半透明强散射区域的对象重建体积结构的方法。具有半透明强散射区域的对象可以是例如包括外部牙釉质表面和内部牙本质表面的牙齿。

[0455] 在流程图1300的步骤302处，方法包括在辐射波长范围内用相机拍摄对象的多个图像，其中对于多个图像的光照基本上是从相机的方向进行投射的。在一些实施例中，辐射波长的范围是红外或近红外波长。例如，红外或近红外波长可以用于穿透半透明对象。在一个实施例中，对于多个图像的光照可以相对于相机的方向变化+/-15度。多个图像可以存储在耦合到相机的计算机存储器中。

[0456] 这些方法中的任一种还可以包括接收关于多个图像中的每一个图像的表示相机相对于对象的位置的位置数据。通常，位置数据包括相机相对于对象的位置和取向。该位置数据可以根据多个图像确定，或者可选地或附加地，位置和取向可以用棒上的传感器123(例如，陀螺仪传感器、加速度计、GPS等)来测量。在一些实施例中，位置数据包括三维空间中的三个数值坐标(例如，笛卡尔坐标系中的x，y和z)以及相机的俯仰、偏航和滚动。位置数据也可以被量化为向量度量(例如，旋转度量和向量位置)。

[0457] 在流程图1300的步骤306处，方法还包括针对体积中的每个点根据多个图像和位置数据生成散射系数的上限。多个图像中的每个图像可以是从现实世界(3D环境)到2D平面(图像)的投射，在该过程期间深度被丢失。对应于特定图像点的每个3D点可以被限制在相机的视线上。每个3D点的真实世界位置可以通过三角测量的过程被发现为两个或更多个投

射射线的交点。

[0458] 在步骤306处，关于表示被扫描对象的体积中的每个点确定散射系数的上限。使用来自相机的位置数据对每个点从多个图像中选择上限，以对每个点的位置进行三角测量。多个图像对于每个点产生作为由对象反射的光量的结果的强度。对于每个点的该强度用于生成对于每个点的散射系数。对于每个点的散射系数的上限可以存储在耦合到相机的存储器中。

[0459] 对于体积中的每个点生成散射系数的上限可以包括：使用第一校准将与对象的体积相对应的点的3D网格的每个点投射到多个图像中的每一个图像上，生成对于每个投射点的散射系数值的列表，根据体积响应来校正散射系数值的列表上的每个散射系数值，以及对于每个网格点存储来自散射系数值的列表中的最小散射系数值。

[0460] 可以执行多个校准以便于将点的3D网格中的每个点投射到多个图像中的每一个图像上。例如，在一个实施例中，第一校准可以包括用于校准传感器问题和相机的图像重影的固定模式噪声校准。在另一个实施例中，第一校准包括相机校准，其确定对于相机将空间中的已知点投射到图像上的点的变换。在一些实施例中，可以在将点投射到图像之前执行上述所有校准。

[0461] 当根据穿透图像和位置数据生成散射系数的上限时，散射系数的上限可以仅针对被成像对象的外表面内的点确定。例如，本文所述的方法还可以包括接收表示对象的外表面的表面数据(例如，表示牙齿的外表面或牙釉质表面的扫描数据)。使用外表面数据，只能使用该外表面内的点(例如内部点)来生成散射系数。这可以允许成像仅聚焦在例如牙齿的牙釉质表面内的牙本质表面。

[0462] 最后，这些方法中的任一个可以包括根据对于每个点的散射系数的上限生成对象的图像，308。生成这些图像的示例在本文中被提供，并且可以包括基于散射系数的阈值或基于散射系数的值来形成线和/或表面。

[0463] 图14是示出用于重建牙齿的体积结构的方法的流程图400。牙齿在辐射波长范围内可以是半透明的。在步骤402处，该方法包括在处理器中接收第一坐标系中牙齿表面的表示。牙齿的表面的表示可以是例如通过扫描牙齿或通过进行牙齿的建模来产生的牙齿的3D模型。

[0464] 该方法还可以包括在处理器中接收在辐射波长范围内的牙齿的多个图像，该多个图像利用基本上从相机的方向投射的光进行拍摄404。在一些实施例中，波长是红外或近红外区域的穿透波长或IR/近IR内的范围的穿透波长。例如，可以使用红外(IR)或近红外波长穿透牙齿。对于多个图像的光照可以相对于相机的方向变化+/-15度。多个图像可以存储在耦合到相机的计算机存储器中。

[0465] 在步骤406处，该方法还包括在处理器中接收表示对于多个图像中的每个图像的相机位置的位置数据。通常，位置数据包括相机相对于对象的位置和取向。可以根据多个图像确定该位置数据，或者可选地，可以使用相机上的传感器(例如，陀螺仪传感器、加速度计、GPS等)来测量位置和取向。在一些实施例中，位置数据包括三维空间中的三个数值坐标(例如，笛卡尔坐标系中的x，y和z)以及相机的俯仰、偏航和滚动。位置数据也可以被量化为向量度量(例如，旋转度量和向量位置)。

[0466] 该方法还可以包括使用第一校准将与牙齿表面内的体积相对应的点的网格中的

每个点投射到多个图像中的每一个图像上408。所产生的点的网格可以在牙齿的外表面内部。例如，网格可以位于立方网格上。可以使用校准将每个网格点投射到多个图像中的每一个图像上。可以执行多个校准以便于将网格中的每个点投射到多个图像中的每一个图像上。例如，校准可以包括用于校准传感器问题和相机的图像重影的固定模式噪声校准。在另一个实施例中，校准可以包括相机校准，其确定对于相机将空间中的已知点投射到图像上的点的变换。在一些实施例中，可以在将点投射到图像之前执行上述所有校准。

[0467] 该方法还可以包括产生对于每个投射点的强度值的列表410。多个图像对于每个点产生作为由对象反射的光量的结果的强度。可以存储对于每个点的该强度值。

[0468] 在步骤412处，该方法还可以包括根据体积响应将强度值列表上的每个强度值转换为散射系数。可以执行该步骤以校准对于每个像素的强度值。该过程计算出将相对于相机的位置为每个点产生这样的强度值的散射系数。输出是根据体积响应使强度归一化的散射系数。

[0469] 最后，在图14中，该方法还可以包括将对于每个点的最小散射系数存储到最小散射系数列表中414。该方法还可以包括从针对每个点的最小散射系数的列表中产生图像。

[0470] 如上所述，方法和技术可以包括多个校准，以将来自现实世界的点投射到多个图像中。一种这样的校准是图像固定模式噪声校准(PRNU)，其并不依赖于被扫描对象来解决传感器问题和系统重影。图15A-E显示了图像固定模式噪声校准的一个示例，其给出了对于均匀平面目标的恒定响应。图15A显示了平面均匀目标的原始图像，包括图像中间的两个粒子1501、1502。图15B显示了在平行于平面移动目标之后的中值图像。这会导致两个颗粒从图像中“消失”。图15C显示了在对每个像素应用偏置系数图之后的图像，这在图像中产生了强电子噪声。在图15D所示，已经对每个像素应用斜率，导致由光学器件给出的平滑模式。最后，图15E显示了在响应均衡后的最终图像。

[0471] 可以应用的另一种称为相机校准的校准，其允许将真实世界(3D)点投射到2D图像像素。相机校准确定将空间中的已知点投射到图像上的点的用于相机的变换。

[0472] 也可以应用体积响应校准，其考虑到在相机的视野内的图像中的强度对于世界内的所有点给定了散射系数。该校准在视野范围内的任何地方都将标准散射系数带给恒定响应。

[0473] 最后，可以应用对世界相机校准的扫描，其是从(对象的3D扫描的)扫描坐标系转换到(对象的2D图像的)相机校准坐标系的刚体变换。

[0474] 本文描述的方法中的任一个可以由包括数据处理系统(或子系统)的装置执行，该数据处理系统(或子系统)可以包括用于执行上述这些步骤中的许多步骤的硬件、软件和/或固件，包括作为口内扫描仪的处理器的部分(参见，例如图1B)。例如，图16是数据处理子系统500的简化框图。数据处理系统500通常包括至少一个处理器502，其通过总线子系统504与多个外围设备进行通信。这些外围设备通常包括存储子系统506(存储器子系统508和文件储存子系统514)、一组用户接口输入和输出设备518以及到包括公共交换电话网络的外部网络的接口516。该接口示意性地示出为“调制解调器和网络接口”块516，并且通过通信网络接口524耦合到其他数据处理系统中的相应接口设备。数据处理系统500可以包括终端或低端个人计算机或高端个人计算机、工作站或主机。

[0475] 用户接口输入设备可以包括键盘，并且还可以包括定点设备和扫描仪。定点设备

可以是诸如鼠标、轨迹球、触摸板或图形输入板之类的间接定点设备，或诸如结合到显示器中的触摸屏的直接指向设备。可以使用其他类型的用户接口输入设备，诸如语音识别系统。

[0476] 用户接口输出设备可以包括打印机和显示子系统，其包括耦合到控制器的显示控制器和显示设备。显示设备可以是阴极射线管(CRT)、诸如液晶显示器(LCD)的平板设备或投影设备。显示子系统还可以提供诸如音频输出的非视觉显示。

[0477] 储存子系统506可以维护提供本实用新型的功能的基本编程和数据结构。本文描述的方法可以被配置为软件、固件和/或硬件，并且(软件/固件)可以存储在储存子系统506中。储存子系统506通常包括存储器子系统508和文件储存子系统514。

[0478] 存储器子系统508通常包括多个存储器，包括用于在程序执行期间存储指令和数据的主随机存取存储器(RAM)510和存储固定指令的只读存储器(ROM)512。在Macintosh兼容的个人计算机的情况下，ROM将包括操作系统的部分；在IBM兼容的个人计算机的情况下，这将包括BIOS(基本输入/输出系统)。

[0479] 文件储存子系统514可以为程序和数据文件提供永久(非易失性)储存器，并且可以包括至少一个硬盘驱动器和至少一个软盘驱动器(具有相关联的可移动介质)。还可能有其他设备，如CD-ROM驱动器和光驱(全部带有相关联的可移动介质)。此外，该系统可以包括具有可移动介质盒的类型的驱动器。一个或更多个驱动器可以位于远程位置，诸如在局域网上的服务器中或者位于因特网的万维网上的站点处。

[0480] 在这种情况下，术语“总线子系统”可以一般地使用，以便包括用于使各种组件和子系统按预期彼此通信的任何机制。除了输入设备和显示器之外，其他组件不需要处于相同的物理位置处。因此，例如，文件储存系统的部分可以通过包括电话线在内的各种局域网或广域网介质连接。类似地，尽管预期本实用新型通常将在PCS和工作站的环境中实现，但是输入设备和显示器不需要处于与处理器相同的位置。

[0481] 总线子系统504被示意性地示出为单个总线，但是典型的系统具有多个总线，诸如本地总线和一个或更多个扩展总线(例如，ADB、SCSI、ISA、EISA、MCA、NuBus或PCI)以及串行端口和并行端口。网络连接通常通过诸如这些扩展总线之一上的网络适配器或串行端口上的调制解调器的设备建立。客户端计算机可以是桌面系统或便携式系统。

[0482] 扫描仪520可以对应于棒或其他组件，其用于从患者或从牙齿矫正医师获得的患者的牙齿的扫描模具并将扫描的数字数据集信息提供给数据处理系统500以用于进一步处理。在分布式环境中，扫描仪520可以位于远程位置处，并通过网络接口524将扫描的数字数据集信息传送到数据处理系统500。

[0483] 可以使用各种替代物、修改件和等同物来代替上述组件。此外，本文描述的技术可以以硬件或软件或两者的组合来实现。该技术可以在可编程计算机上执行的计算机程序中实现，每个可编程计算机包括处理器、由处理器可读的储存介质(包括易失性和非易失性存储器和/或储存元件)以及合适的输入和输出设备。程序代码适用于使用输入设备输入的数据，以执行所描述的功能并生成输出信息。输出信息被应用于一个或更多个输出设备。每个程序可以以高级程序或面向对象的编程语言来实现，以与计算机系统一起运行。但是，如果需要，程序可以以汇编或机器语言实现。在任何情况下，语言可以是编译或解译语言。每个这样的计算机程序可以存储在储存介质或设备(例如，CD-ROM、硬盘或磁盘)上，该储存介质或设备可由通用或专用可编程计算机读取，以用于在储存介质或设备由计算机读取以执行

所述的程序时配置和操作计算机。该系统还可以被实现为配置有计算机程序的计算机可读存储介质，其中如此配置的储存介质使计算机以特定和预定义的方式操作。

[0484] 图26A-27F示出了使用上述方法和装置中的一些的一个或更多个处理的示例性流程图。在这些方法中的任一种中，可以使用能够测量表面(包括一些变化的颜色，例如RGB颜色)和内部结构的口内扫描仪2801来扫描患者的牙齿(例如，拍摄包括牙齿的颌骨的图像和扫描)。该装置可以以不同的模态进行扫描，包括表面(非穿透性或基本不穿透，例如可见光、白光)和穿透性(例如，近IR/IR)波长。扫描通常包括从口腔周围的多个位置进行扫描，并将所得到的图像组合成牙齿的三维模型，例如通过求解扫描相对于颌骨的相对位置(图26C)。表面扫描可以用于构建颌骨/牙齿2803的外表面的模型(例如，3D数字模型和/或渲染)，如图26C所示。

[0485] 在本文描述的这些方法和装置中的任何一种中，可以形成或建模牙齿内的内部结构以形成包括从穿透扫描(例如，近IR和/或IR扫描)中提取的内部结构的牙齿的体积模型，如图27A-27F中所示。图26A-27F描述了通过使用散射系数重建内部结构的一种方法(其他方法可以可选地或另外使用)。在图27A中，网格由表示颌骨/牙齿的内部体积的点构成。所有的网格点被投射到所拍摄的穿透(例如，近IR)图像上，并且可以为网格点中的每一个点保存所有像素位置，如图27B所示。对于每个像素位置和网格位置，装置可以计算将导致观察到的像素的灰度级的散射系数，如图27C中图形化所示。在附图(例如，图27C)中，眼睛可以代表传感器(例如，相机)的视角。对于每个网格点，装置可以获得计算出的最小散射系数(图27D)。具有对应的最小散射系数的点的网格然后可以提供体积2909，该体积可以基于最小散射值的阈值或相关性(例如，等值面)在网格点处被采样，如图27E所示。图27F显示了通过识别被采样的密度函数的恒定值而产生的等值面。

[0486] 在图27F所示的示例中，牙釉质转变2911的等值面在牙釉质2915下方可见。图27F中的示例也指示圆圈区域2913中所示的龋齿。在这个示例中，龋齿(类似于牙本质)表现为在牙釉质内的等值面或由其包围。可以区分龋齿，因为其从内部的牙本质区域延伸到牙齿的外表面。由于本文描述的方法和装置可以精确地重建外表面和内部结构，所以该特性构造(示出从外表面穿过IR/近IR透明牙釉质延伸的臂或延伸部分)可用于识别龋齿。在图27F所示，可能的龋齿区域被用圆圈出2913，示出了在其中表面扫描显示牙齿实际分离的区域中的两个牙齿之间的延伸部或牙桥。因此，将表面扫描与内部扫描(例如，从IR/近IR图像)组合可以允许针对由于视角等的限制而可能发生的误差来校正内部数据。本文描述的装置和方法中的任一个可以被配置为自动或半自动地识别对应于龋齿等的这些区域或不规则。它们可以在牙齿的模型、图像或表示中高亮，和/或标志、警报或其他通知连同推定的位置可以被呈现、传输和/或存储。可选地或另外地，用于确定等值面的阈值可以被选择以区分一个或更多个内部特征，诸如牙本质、龋齿、填充体、裂纹等。

[0487] 可选地或另外地，装置可以基于等值面的形状和/或其在牙齿内的相对位置自动地(或半自动地)确定和区分牙齿内的内部结构。如上所述，龋齿可以具有与牙本质相比类似的密度(例如，散射系数)。但是，龋齿的形态可以将它们与牙本质进行区分。装置可以检测材料的“臂”或附属器，该材料具有类似于牙本质的密度(例如，散射系数)但是从牙釉质的外表面延伸。由于牙齿的外表面可以除了内部结构以外被特征化，因此龋齿的延伸可以通过将对于从外表面向着更大的、限定的内部牙本质图案延伸的区域的等密度图的外表面

测定来确定。牙本质和龋齿的内部延伸之间的边界可以通过近似估计牙本质的连续表面(包括“突出”区域周围的区域)和/或考虑牙本质的表面的方向的改变率来确定。其他内部结构(诸如填充体、裂纹等)可以基于其散射系数值范围和/或基于其位置或形貌来区分。装置可以以不同的颜色、注释等来显示它们。

[0488] 因此,在这些方法和装置中的任何一种中,扫描仪可以看到牙釉质内部并重建边缘线。此外,穿过肉体使用附加波长(例如,绿光)或甚至不同的辐射模态(例如,超声)成像是可能的,允许构建边缘线甚至牙根,和/或帮助区分诸如龋齿的结构与牙本质或其他内部结构。

[0489] 所得到的牙齿的体积3D模型可用于基于组织学牙齿来重建牙齿。如所描述的,体积模型可用于生成具有更逼真的外观和/或更好的适配度的牙科假体(种植体等)。

[0490] 此外,本文描述的方法和装置可以允许用户(例如,牙医、医生、牙科技师等)随着时间的推移跟随牙齿,包括跟踪牙本质、龋齿等,以及通过随着时间推移对所采用的模型进行比较来跟踪一般的牙科健康。例如,可以构建延时视频(图像)。图28A显示了第一次进行的体积重建的示例,示出牙本质3001(实心)和牙釉质3003(制成稍微透明)。图28B显示了显示牙本质3001和牙釉质3003的牙齿的体积模型的另一示例。

[0491] 体积模型可以包括宽度信息,也可以提供随着时间的磨损的估计。例如,可以容易地跟踪牙釉质宽度随着时间和牙齿不同区域的变化。通过知道牙釉质宽度,我们可以估计牙齿磨损,并提供磨损严重程度的快照。

[0492] 分割

[0493] 可以使用用于从牙齿(或其他半透明、强散射对象)内生成内部结构的图像的任何适当的方法和/或装置(例如,系统、设备、软件等)。例如,可选地或者附加地使用如上所述的散射系数,本文描述的装置和方法中的任一个可以使用二维穿透图像连同关于与口内扫描仪相对于被成像的对象(例如,牙齿)的位置和/或取向信息以分割二维穿透图像并形成包括对象内的一个或更多个内部结构的牙齿的三维模型。穿透图像可以指用近IR和/或IR波长拍摄的图像,显露对象(例如,牙齿)内的内部结构。扫描仪的位置和/或取向可以是在扫描仪上(例如,在手持式棒上)的拍摄图像的相机的位置和/或取向的代理。

[0494] 本文描述的装置和方法可以从分割的二维(2D)图像构建牙齿的三维(3D)体积模型。这些方法和装置也可以分割牙齿的3D模型。

[0495] 通常,本文描述的方法和装置允许对穿透图像的直接分割。这可以允许识别牙齿内的牙本质,包括牙本质的位置和形貌,以及牙齿中包括牙本质中的裂纹、病变和/或龋齿的识别和定位。使用分割可以允许基于穿透图像和相应于穿透图像的相机位置的知识来重建体积模型。牙齿的体积模型可以被分割,并且这些分割段(涉及到牙齿的不同的内部结构)可以被投射回到图像和/或与牙齿的表面模型(例如,外齿表面)组合,从而允许投射到表面图像和更好地分割牙齿的内部结构。

[0496] 因此,利用穿透波长(例如,近IR和/或IR)拍摄通过牙齿的穿透图像可以包括内部牙齿结构和/或3D数据。可以使用本文所述的牙科扫描仪中的任一个拍摄这些图像,并且根据不透明度、颜色以及图像和3D数据的其它特性将牙齿体积分割成不同的区域。这些区域可以是例如:健康牙釉质、牙本质、病变、牙填充体等。可以在2D图像或体积模型上进行分割。分割可以用于根据不同分割段的存在对图像和/或3D模型进行分类。用户可以能够通过

手动或自动(或半自动)的分割来进行检测以将不同的内部结构分类为,诸如:龋齿、牙釉质侵蚀和其他牙科问题。此外,图像或模型可以用于测量牙齿或多个牙齿分割段的内部区域以用于更好的牙科治疗,包括矫正牙齿或其他治疗计划。例如,用户可能能够以精确的方式定位牙齿病变以用最少的牙釉质提取来计划精确的填充。因此,如本文所述的分割的使用可以允许在没有电离辐射的情况(如目前使用X射线的那样)下捕获内部牙齿结构。牙科问题可呈现在3D体积模型上。此外,如下面将要详细描述的,内部结构的分割和分类可以被自动化。最后,可以对内部结构进行精确测量以获得更好的治疗计划。

[0497] 图17示出用于利用口内扫描仪扫描牙齿以识别内部结构的数据流的示例。在图17中,所示方法包括三部分。首先,牙齿可以用配置成使用光学(例如,IR、近IR等)波长或波长范围向牙齿提供穿透扫描的口内扫描仪1701(或任何其他扫描仪)进行扫描。这些扫描仪中的任何一个扫描仪也可以同时扫描以确定如上所述的表面特征(例如,经由一个或更多个非穿透波长)、颜色等。在扫描期间,进行多个穿透扫描1703、1703',并且关于每个穿透图像的相机1705、1705'的位置(例如,x,y,z位置和/或俯仰、滚动、偏航角度)可以被确定和/或记录。在一些变型中,如上所述,牙齿的表面也可以并且同时被成像,并且确定牙齿1707的3D表面模型。在该示例中,患者的牙齿可以例如利用口内3D扫描仪1702进行扫描,其能够使用例如近红外成像来成像内部牙齿结构。相机的位置和取向可以部分地由3D扫描数据和/或3D牙齿表面模型1707确定。

[0498] 此后,穿透图像可以被分割1711。在该示例中,可以以两种方式之一进行分割。在内部牙齿结构图像上,可以使用轮廓查找(contour finding)1713、1731'来分割图像。可以应用机器学习方法来进一步使该过程自动化。可选地或附加地,接近图像(其中其相机位置靠近)可用于判定靠近(close)特征,并且还将特征从3D模型投射回到图像,以便正确地定位诸如牙釉质的分割段。该方法还可以包括从内部牙齿图像将像素投射回到牙齿上并计算内部牙齿反射系数的密度图。可以通过使用密度图的等值面或阈值和/或通过机器学习方法来找到或估计不同分割段的封闭表面。另外,分割图像并将分割段投射回到模型(诸如3D表面模型,例如,向后投射回到世界)可以用于通过分割投射和牙齿表面的相交来找到分割段。

[0499] 结果可能被显示1717、传输和/或存储。例如,在口内扫描程序期间,扫描系统可以显示结果。结果可以由具有关于不同分割段的封闭轮廓的图像、3D密度图等显示。图17示出的示例中,显示了表示外表面上的牙釉质下面的牙本质的密度图1715。该图像可以被颜色编码以显示不同的分割段。在此示例中,内部分割段(结构)显示在3D表面模型内(其显示为透明的);不是所有的牙齿都已经被穿透图像扫描,由此只显示了一些。可以提供替代视图、部分、切片、投影等。在图17中,示例图像包括存在于牙齿1716外部的伪影;这些可以基于表面模型1718去除或修剪。

[0500] 分割段可以在图像上标记每个像素。内部结构(诸如牙本质、牙釉质、裂纹、病变等)可以通过分割来自动确定,并且可以手动或自动地识别(例如,基于3D结构的机器学习等)。分割段在有或没有表面模型(例如,3D表面模型)的情况下都可以单独地显示或一起显示(例如,以不同的颜色、密度等)。

[0501] 因此,在图17中,患者最初用能够进行表面扫描和穿透扫描(例如,近IR成像)的3D扫描仪进行扫描,并且相机的取向和/或位置是已知的(基于棒的位置和/或取向和/或表面

扫描)。该位置和取向可以相对于牙齿表面。因此,该方法和装置可以具有相机位置(其被定位的位置,例如,相机的x,y,z位置及其旋转位置)的估计。

[0502] 通常,可以自动分割穿透图像(例如,近IR或IR图像)。图18A-18C示出了近IR图像的自动分割的第一示例。图18A显示了由例如边缘检测确定的牙齿的外表面的第一自动分割。在图18A中,显示了外周边的边缘1803。在该示例中,仅执行第一级边缘检测,寻找外围。在图18B和18C中,显示了连续边缘区域1805,其从边缘检测导出并被映射到近IR图像(原始图像)。图19A-19C显示了来自相同图像的其他边缘的识别和映射。图19A仅显示了使用阈值设定值从近IR图像(例如,图19C)检测到的边缘。在图19B中,通过形成连续线从检测到的边缘追踪五个(重叠1905)分割段0-4。不同的分割段显示为颜色编码,并且标识分割段的颜色键显示在右侧。根据近IR图像,装置可以自动分割图像。在图18A-18C和图19A-19C中,不同的分割段被标记并且可以对应于图像上的不同区域(或不同的内部结构)。当分析多个图像时,这些推定的分割段可以被重新投射回到3D模型和/或在图像中示出。图20A-20C和图21A-21C示出了来自图18A-19C中所示的同一患者的近IR图像的其它示例,示出了基于边缘检测的分割和从检测到的边缘识别假定的连续线区域。在图21A-21C中,示出了来自同一患者的牙齿的另一区域;在该图像中已经识别出八个分割段(0-7),如图21B所示。图21A显示了图21C中示出的原始图像的边缘检测。图22A-22C示出了患者的牙齿的另一区域的分割。图22A示出了来自原始近IR图像的检测到的边缘。图22B和图22C示出了在近IR图像上识别的八个分割段(0-7)。类似地,图23A-23C示出了患者的牙齿的另一区域的分割;图23A示出了边缘的检测,图23B示出从这些边缘识别的分割段,以及图23C示出原始的近IR图像。

[0503] 分割的图像(诸如图18A-23C所示的分割图像)可用于形成被扫描对象(例如,牙齿)的内部结构的模型。也可以使用表面3D模型。例如,图24A-24B示出了由分割图像(包括图18A-23C所示的分割图像)形成的患者的牙齿的区域的三维模型。在图24A中,3D重建包括牙齿的外表面(示出为部分透明的),并且不同的内部分割段可以以不同的颜色和/或透明度来显示。例如,在图24A中,在牙齿2405边界内示出了牙本质(牙齿的内部部分)2404。在图24A中,示出牙本质的分割段是表面(图24B中的体积),但是也可以示为密度图,以下如图25A和图25B中示出的。包括分割图像的所得的3D体积可以迭代地用于拍摄通过所得到的体积的图像,其可以是可以直接与原始近IR图像进行比较的“投影”,并且该比较可以用于修改模型。可以重复(迭代)该过程以改善模型,这可以提供更好的图像分割。

[0504] 如上所述,分割可以包括边缘检测。可以使用任何适当的边缘检测方法,包括机器学习。多个近IR图像的分割可以与相机的位置信息一起使用以重建体积。由于多个不同的部分(不同的锥面)已知并被分割,因此来自不同位置的锥面的所有投影内的得到的分割段是已知的,并且可以确定这些分割段的交点。通过使用可由表面成像和/或3D模型提供的牙齿的外表面边界,可以使该过程更容易。如上所述,该过程可以是迭代的;该方法可以使用3D数据来投射可以与原始图像进行比较的模拟穿透(例如,近IR)图像,以改善分割并导出内部结构的第二演化模型。类似地,可以去除牙齿表面2407之外的分割段或分割段区域。

[0505] 如上所述,牙齿的模型(包括内部结构)可以以各种方式显示。图24B示出了穿过牙齿的截面,示出了内部结构,包括牙本质2404和外表面2405与牙本质2404之间的牙釉质厚度。

[0506] 图25A和图25B示出了包括内部结构的牙齿的重建(也在上面的图17中示出)。在这

个示例中，通过密度图(例如，分割段)来显示内部结构。例如，牙本质2505在图25B中的表面模型2503的一部分内被更详细地示出。牙齿的外表面也可以被识别为分割段(如图25A和图25B所示)，并且在分割的外表面和如在该示例中从表面成像确定的外表面之间存在接近完美的一致性。

[0507] 用于具有透照的口内扫描仪的套筒

[0508] 本文所述的装置中的任一个还可以包括一个套筒或多个套筒，其被配置为保护口内扫描仪棒，但也可以被配置为扩展功能和/或使扫描仪适应于使用包括透照的穿透波长。图29A-31B中示出的套筒是可以用作屏障(例如，卫生屏障)的套筒的示例，以防止因扫描仪可以用于不同的患者而导致口内扫描仪的棒部分的污染，并且还可以作为适配器用于通过IR/近IR波长成像提供透照。这些图中的套筒被配置为具有电耦合的透照套筒。例如，本文所述的套筒可以包括穿透波长照射(例如，近IR和/或红外LED)和一个或更多个传感器(例如，CCD)，或者可以使用已经在棒上的相同的相机。

[0509] 在图29A中，口内扫描仪的棒示出为具有围绕棒3105的末端设置的套筒3101；套筒被显示为半透明的，使得内部结构(连接器)可见。图29B仅示出了显示为实心的口内扫描仪(棒)的套筒3105。通常，套筒3105滑过棒的端部，使得已经在棒上的光源和相机(传感器)能够通过套筒可视化，并且使得电触点3123(其可以提供控制、电力和/或数据传输到LED和/或传感器3125)集成在套筒中。套筒包括在相对侧上的一对翼区域3103，当套筒放置在棒上方时，它们彼此面对并且从棒的远端延伸。

[0510] 套筒3101可以通过摩擦或通过附件(未示出)保持在棒的端部上。因此，每当扫描仪用于不同的患者时，套筒可以容易地从棒中移出，并且可以将新的套筒放置在棒上。在该示例中，套筒可以被配置为传输IR(例如，近IR)，并且因此可以包括一个或更多个投射3103(例如，用于透照等)，如图29B所示。集成到套筒中的电触点和连接器可以使扫描仪适应IR/近IR透照。

[0511] 因此，套筒可以包括连接到LED照射(IR/近IR)源和/或一个或更多个传感器的电路(例如，柔性电路)，特别是用于透照。例如，图30A-30C。图30A示出了套筒的框架3201的示例，其可以是刚性的或半刚性的。框架可以支撑柔性电路3203(图30B所示)和/或连接器3205，并且还可以提供遮蔽件(例如阻挡光)。框架和电路可以由柔性外套筒3207覆盖，如图30C所示。

[0512] 套筒可以通过组件部件的注射模塑来装配，包括整个套筒、用于照射和图像捕获的窗口、用于电路的连接器和一个或更多个LED保持区域(例如，注射形成通过套筒的窗口的IR和可见光透明材料，然后注射刚性套筒材料)。然后可以定位柔性电路，并且可以使用模具定位器放置LED封装。然后可以注射柔性外套筒。

[0513] 图31A-31C示出了柔性电路3301、连接器3303和LED保持器/遮蔽件3305的更详细的视图。图32A-32B示出了套筒的远端的LED定位器和光阻挡器部分的示例。图32A中所示的示例包括支撑框架或臂3404，其向下延伸并且包括封装LED的一部分的光罩或阻挡器区域3406。示出了示例性尺寸。

[0514] 当特征或元素在本文中被称为在另一个特征或元素“上”时，其可以直接在另一个特征或元素上，或者也可以存在中间特征和/或元素。相反，当特征或元素被称为“直接在”另一个特征或元素上时，不存在中间特征或元素。还将理解，当特征或元素被称为“连接”、

“附接”或“耦合”到另一个特征或元素时，其可以直接连接、附接或耦合到另一个特征或元素或者可以存在中间特征或元素。相反，当特征或元素被称为“直接连接”、“直接附接”或“直接耦合”到另一个特征或元素时，不存在中间特征或元素。虽然相对于一个实施例进行了描述或示出，但是这样描述或示出的特征和元素可以应用于其他实施例。本领域的技术人员还将认识到，对布置为与另一个特征“相邻”的结构或特征的引用可以具有重叠或位于相邻特征下方的部分。

[0515] 本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的，并且不旨在限制本实用新型。例如，如本文所使用的，单数形式“一(a)”、“一(an)”和“该”也旨在包括复数形式，除非上下文另外清楚地说明。将进一步理解到，当在本说明书中使用时，术语“包括(comprises)”和/或“包括(comprising)”指定所述特征、步骤、操作、元素和/或组件的存在，但并不排除一个或更多个其他特征、步骤、操作、元素、组件和/或其组合的存在或添加。如本文所使用的，术语“和/或”包括关联的所列项目中的一个或更多个的任何和所有组合，并且可以缩写为“/”。

[0516] 在本文中可能使用了空间相对的术语，诸如“下方(under)”、“在...下面(below)”、“下部(lower)”、“上面(over)”、“上部(upper)”等来描述一个元素或特征与另一个元素或特征的关系，如附图所示。将理解的是，空间相对的术语旨在包括设备在使用和操作中除了附图中描绘的取向之外的不同取向。例如，如果附图中的设备被倒置，则被描述为在其他元素或特征“下方”或“之下”的元素将被取向为在其他元素或特征“上面”。因此，示例性术语“下方”可以包括上面和下方的取向。该设备可以以其他方式取向(旋转90度或在其他取向处)，并且本文使用的空间相对描述词被相应地解释。类似地，术语“向上地(upwardly)”、“向下地(downwardly)”、“垂直的(vertically)”、“水平的(horizontal)”等在本文中仅用于解释的目的，除非另有特别说明。

[0517] 虽然术语“第一”和“第二”在本文中可以用于描述各种特征/元素(包括步骤)，但是这些特征/元素不应该受这些术语的限制，除非上下文另有说明。这些术语可以用于将一个特征/元素与另一个特征/元素区分开。因此，在不脱离本实用新型的教导的情况下，下面讨论的第一特征/元素可以被称为第二特征/元素，并且类似地，下面讨论的第二特征/元素可以被称为第一特征/元素。

[0518] 在本说明书和接下来的所附权利要求书中，除非上下文另有要求，单词“包括”，并且诸如“包括”和“包括”的变型意味着可以在方法和物品中共同使用各种组件(例如，组合物以及包括设备和方法的装置)。例如，术语“包括”将被理解为暗示包含任何所述元素或步骤，但不排除任何其它元素或步骤。

[0519] 如本文在说明书和权利要求书中所使用的，包括在示例中使用的，除非另有明确说明，所有数字可以被读作貌似前面有“约(about)”或“大约(approximately)”的词语，即使该术语没有明确出现。当描述幅度和/或位置以指示所描述的值和/或位置在值和/或位置的合理预期范围内时，可以使用短语“约”或“大约”。例如，数值可以具有为设定值(或值的范围)的+/-0.1％、设定值(或值的范围)的+/-1％、设定值(或值的范围)的+/-2％、设定值(或值的范围)的+/-5％、设定值(或值的范围)的+/-10％的值等。本文给定的任何数值也应该被理解为包括该值的约数或近似值，除非上下文另有指示。例如，如果公开了值“10”，则还公开了“约10”。本文所引用的任何数值范围旨在包括包含在其中的所有子范围。还应当理解的是，如本领域技术人员所正确理解的那样，当公开了一个值时，“小于或等于”该

值、“大于或等于该值”和值之间的可能范围也被公开。例如，如果公开了值“X”，则也公开了“小于或等于X”以及“大于等于X”(例如，其中X是数值)。还应当理解，在整个应用中，以多种不同格式提供数据，并且该数据表示数据点的任何组合的端点和起点以及范围。例如，如果公开了特定数据点“10”和特定数据点“15”，则应当理解，大于、大于或等于、小于、小于或等于以及等于10和15被认为是公开的，以及在10到15之间也被公开。还应当理解，还公开了两个特定单元之间的每个单元。例如，如果公开了10和15，则还公开了11、12、13和14。

[0520] 虽然上面描述了各种说明性实施例，但是在不脱离如权利要求所描述的本公开的范围的情况下，可以对各种实施例进行若干改变中的任一个。例如，在可选实施例中，通常可以改变执行各种所描述的方法步骤的顺序，并且在其他可选实施例中，可以一起跳过一个或更多个方法步骤。各种设备和系统实施例的可选特征可以被包括在一些实施例中而不被包括在其他实施例中。因此，前面的描述主要被提供用于示例性目的，并且不应被解释为限制如在权利要求中阐述的本实用新型的范围。

[0521] 本文所包括的示例和说明通过说明而非限制的方式示出其中可以实践主题内容的具体实施例。如所提到的，可以利用和从其导出其他实施例，使得可以做出结构和逻辑替换和改变而不脱离本公开的范围。仅为了方便，本实用新型主题的这样的实施例在本文中可单独地或共同地由术语“实用新型”来提及，并且如果实际上多于一个被公开的话，不旨在将本申请的范围主动地限制为任何单个实用新型或实用新型概念。因此，虽然本文已经说明和描述了特定实施例，但是被计算为实现相同目的的任何布置可以替代所示的特定实施例。本公开旨在覆盖各种实施例的任何和所有修改或变型。在阅读以上描述后，本领域的技术人员将明白以上实施例的组合以及本文未具体描述的其他实施例。

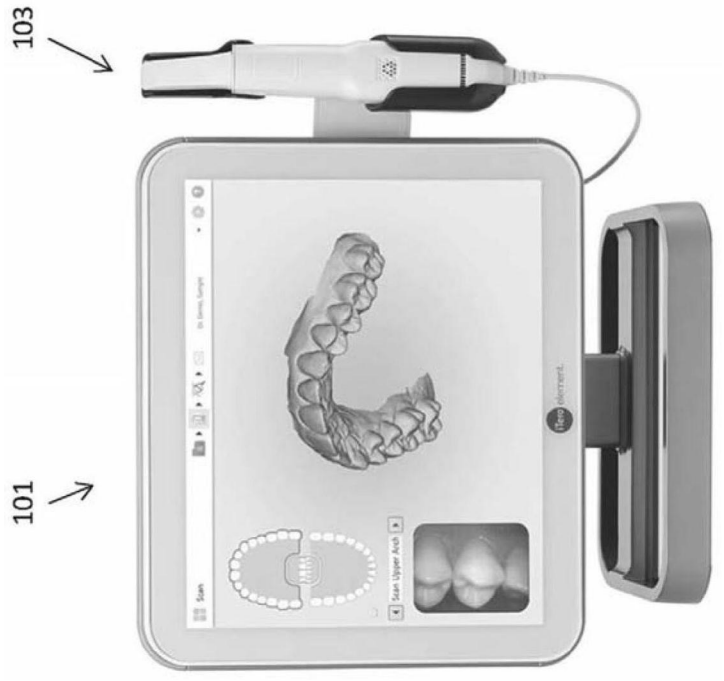

103
101

图1A

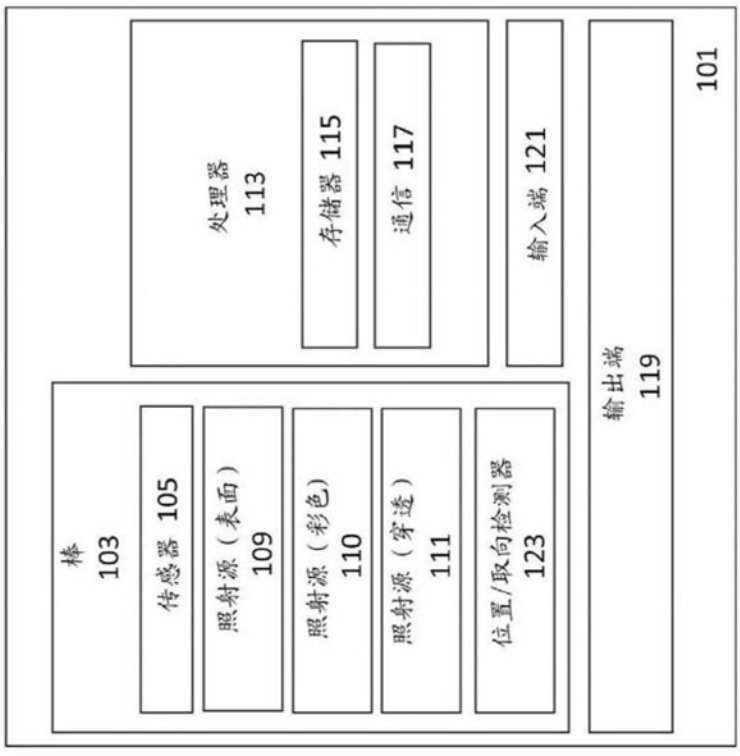

101
输出端
119
处理器
113
存储器 115
通信 117
输入端 121
棒
103
传感器 105
照射源（表面）
109
照射源（彩色）
110
照射源（穿透）
111
位置/取向检测器
123

图1B

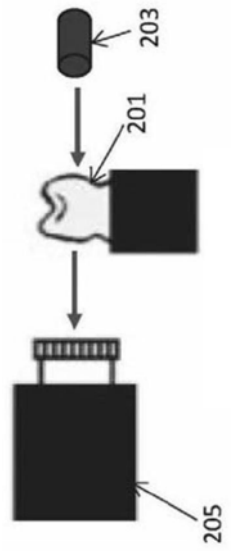


图2A

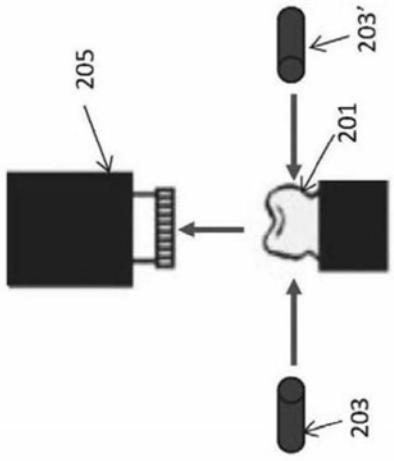


图2B

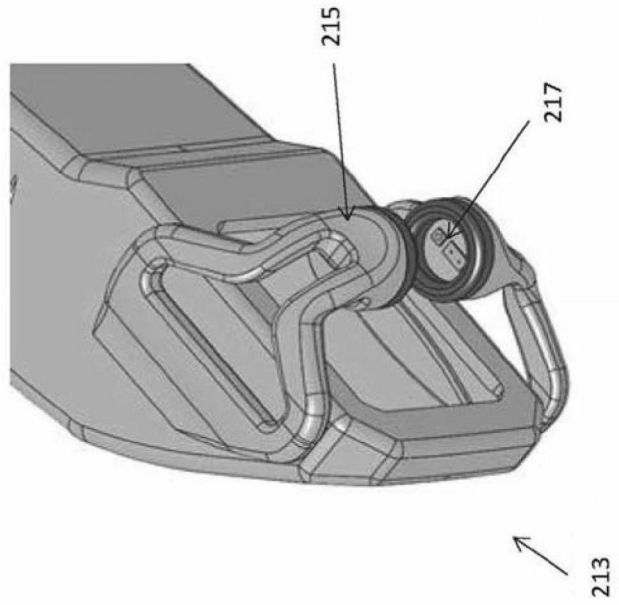


图2C

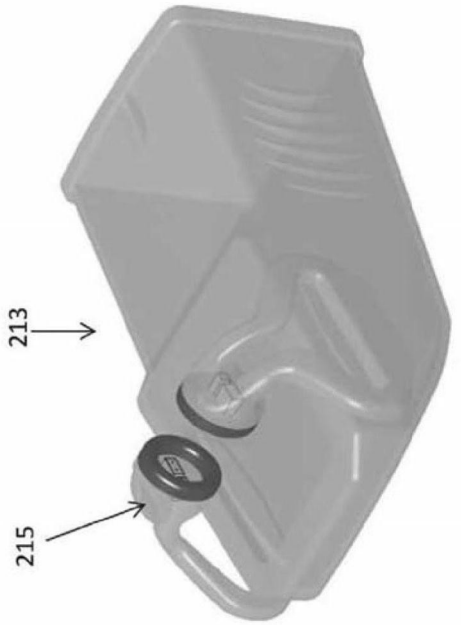


图2D

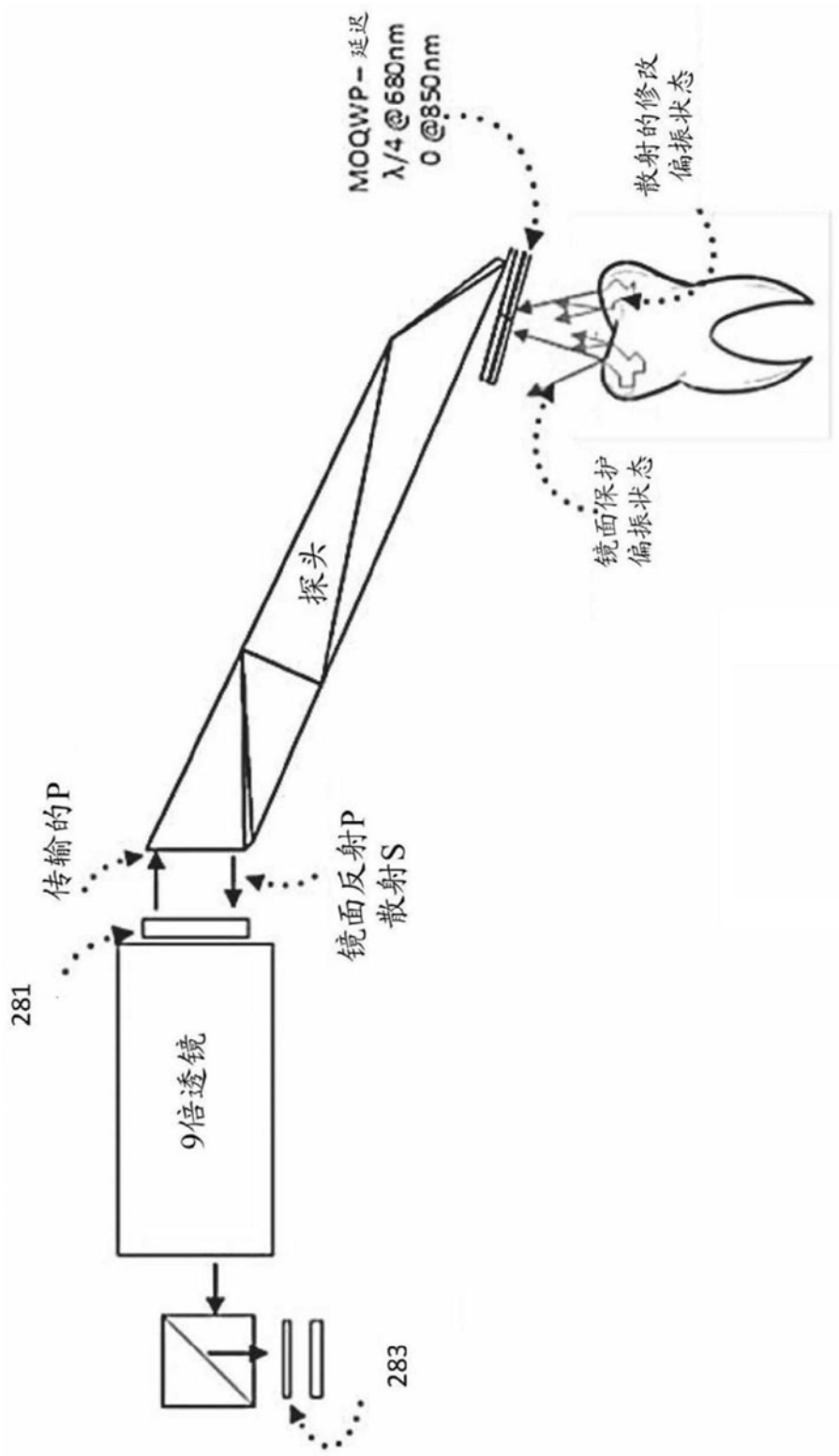

MOQWP-延迟
λ/4 @680nm
0 @850nm
散射的修改
偏振状态
镜面保护
偏振状态
探头
传输的P
镜面反射P
散射S
281
9倍透镜
283

图2E

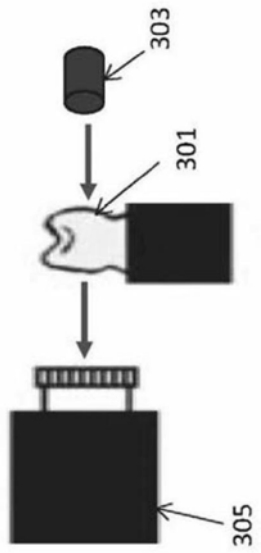


图3A

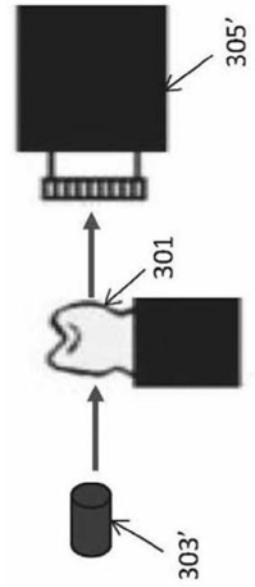


图3B

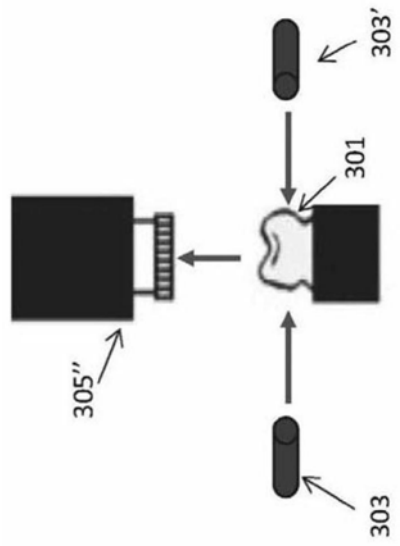


图3C

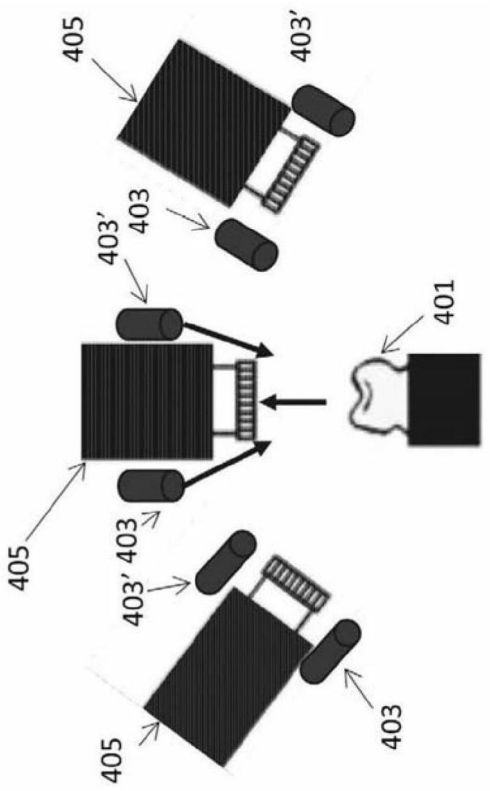


图4A

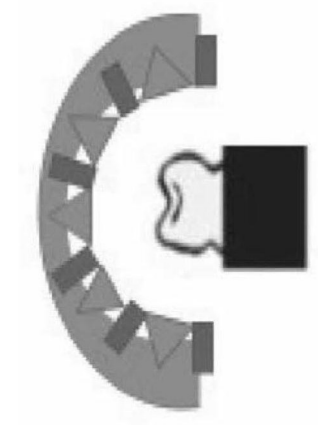


图4B

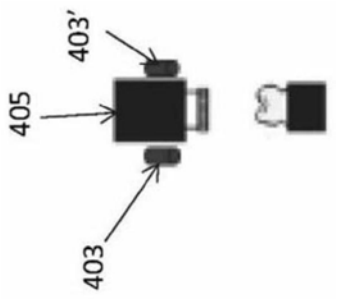


图4C

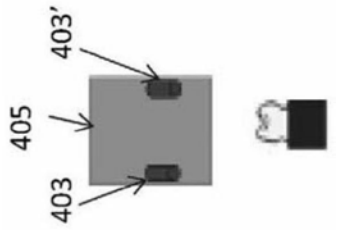


图4D

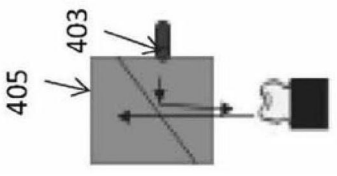


图4E

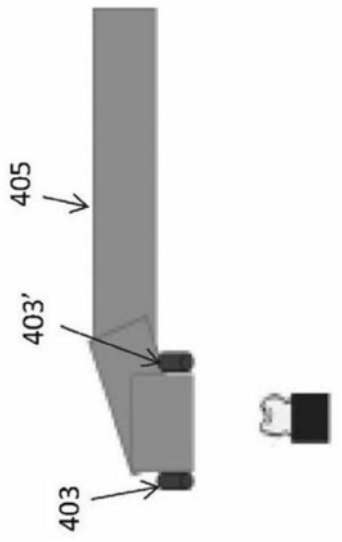


图4F

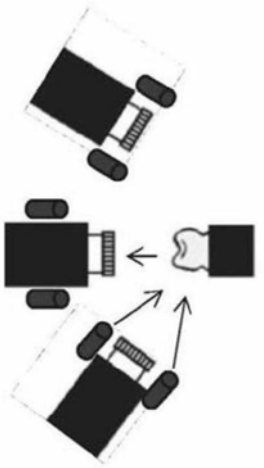


图5A

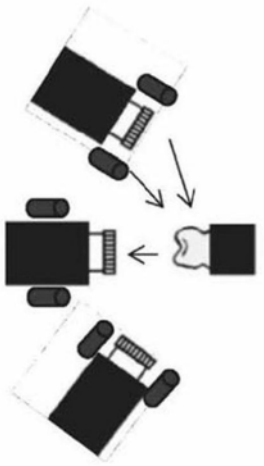


图5B

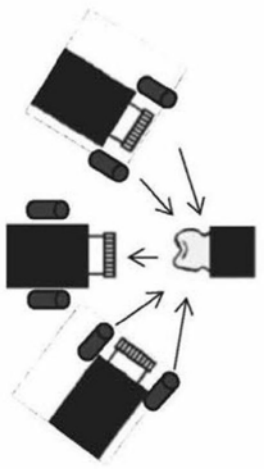


图5C

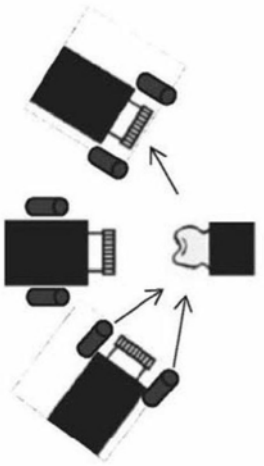


图5D

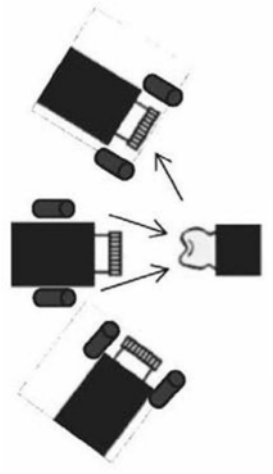


图5E

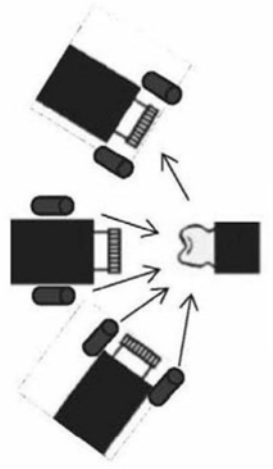


图5F

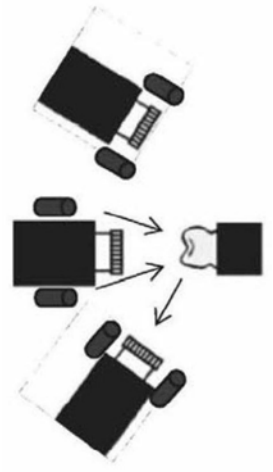


图5G

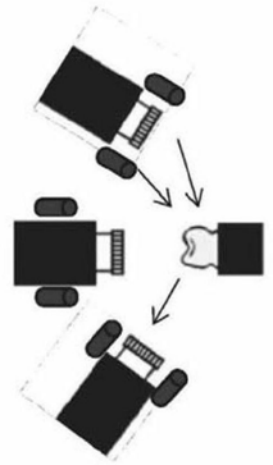


图5H

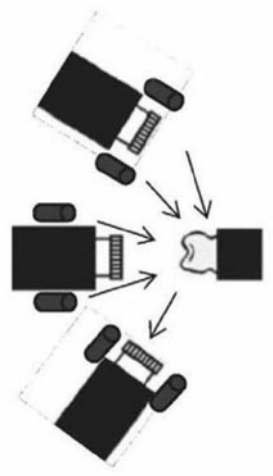


图5I

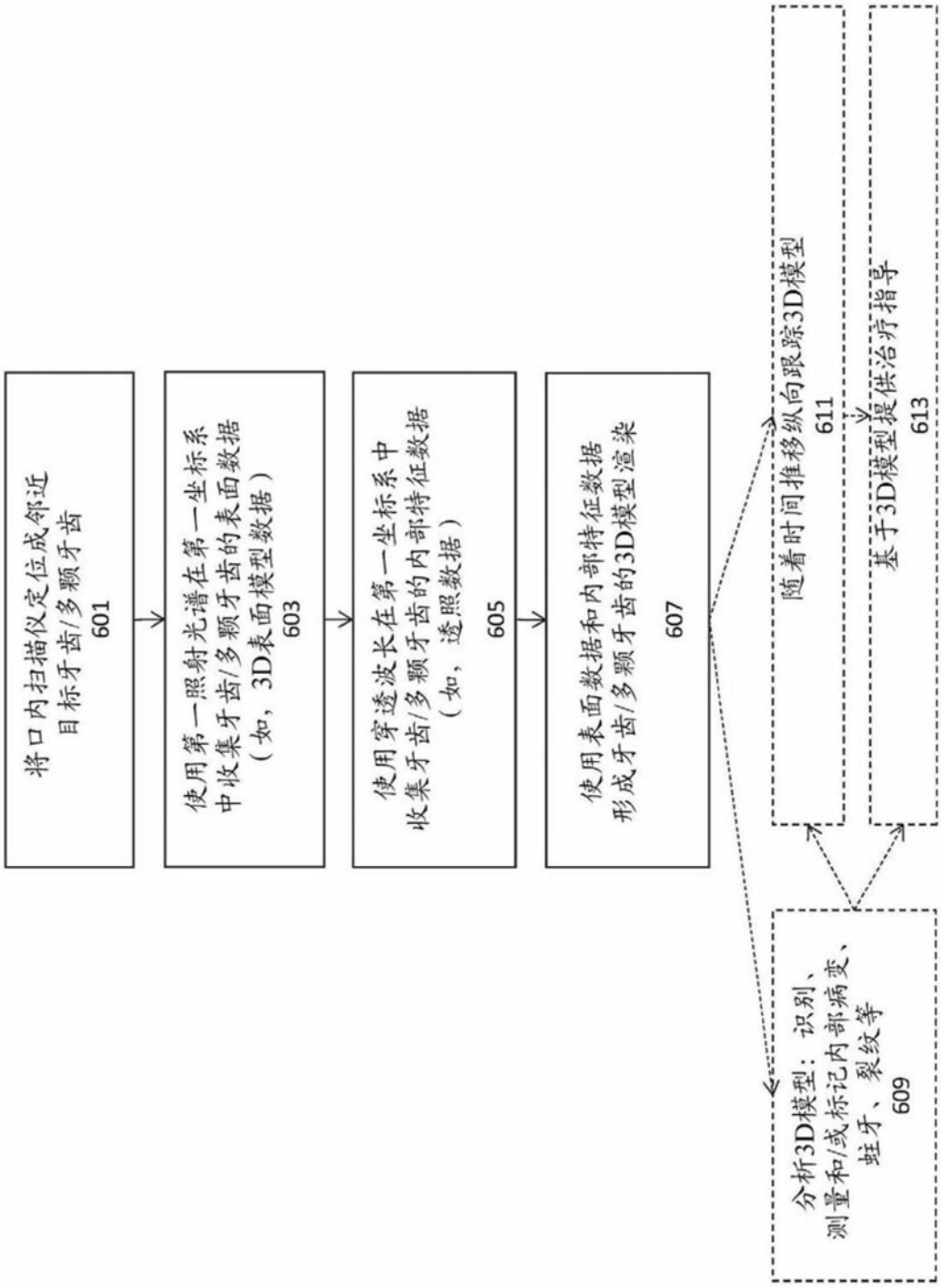

将口内扫描仪定位成邻近目标牙齿/多颗牙齿
601
使用第一照射光谱在第一坐标系中收集牙齿/多颗牙齿的表面数据（如，3D表面模型数据）
603
使用穿透波长在第一坐标系中收集牙齿/多颗牙齿的内部特征数据（如，透照数据）
605
使用表面数据和内部特征数据形成牙齿/多颗牙齿的3D模型渲染
607
随着时间推移纵向跟踪3D模型
611
基于3D模型提供治疗指导
613
分析3D模型：识别、测量和/或标记内部病变、蛀牙、裂纹等
609

图6

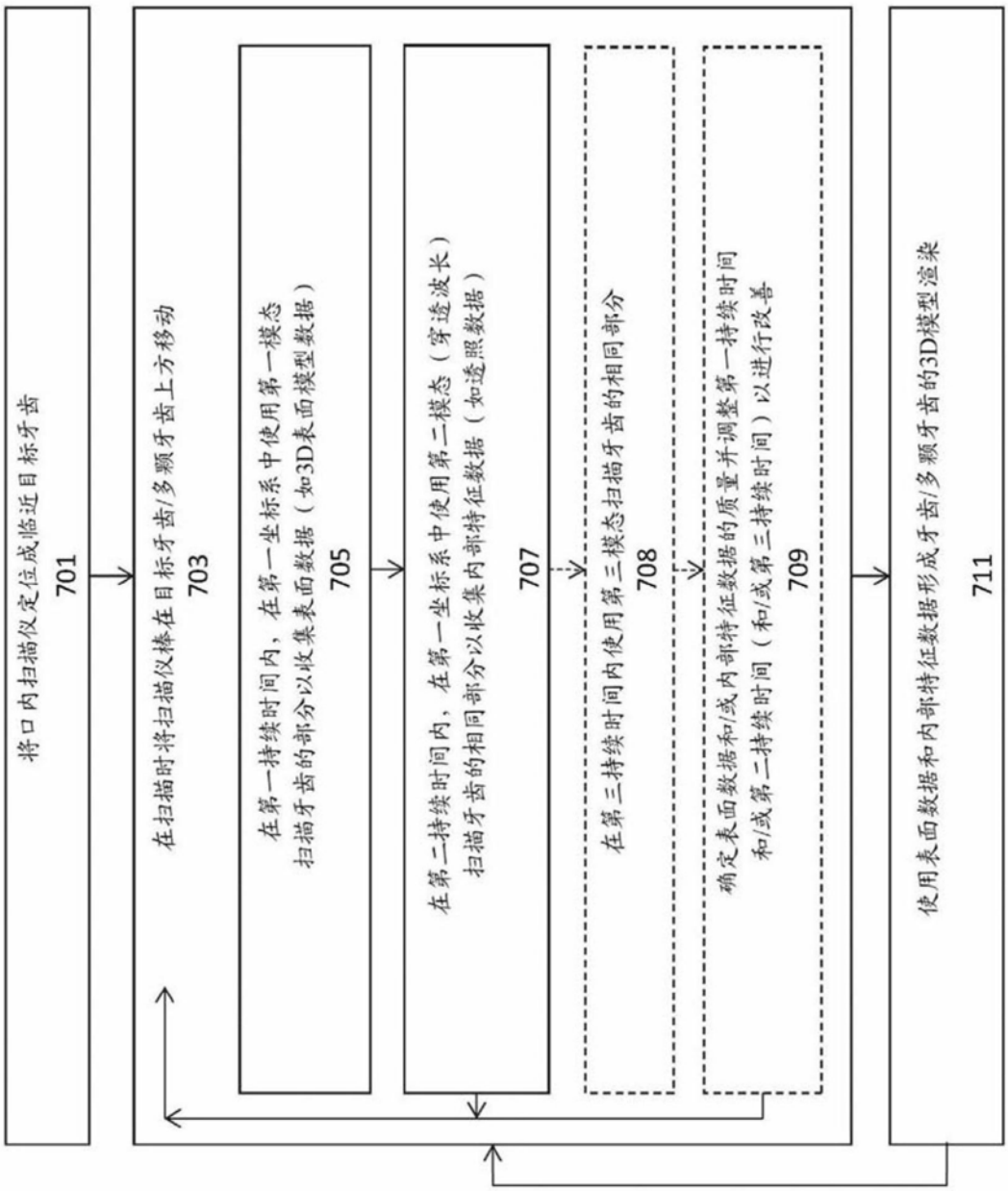

将口内扫描仪定位成临近目标牙齿
701
在扫描时将扫描仪棒在目标牙齿/多颗牙齿上方移动
703
在第一持续时间内，在第一坐标系中使用第一模态
扫描牙齿的部分以收集表面数据（如3D表面模型数据）
705
在第二持续时间内，在第一坐标系中使用第二模态（穿透波长）
扫描牙齿的相同部分以收集内部特征数据（如透照数据）
707
在第三持续时间内使用第三模态扫描牙齿的相同部分
708
确定表面数据和/或内部特征数据的质量并调整第一持续时间
和/或第二持续时间（和/或第三持续时间）以进行改善
709
使用表面数据和内部特征数据形成牙齿/多颗牙齿的3D模型渲染
711

图7

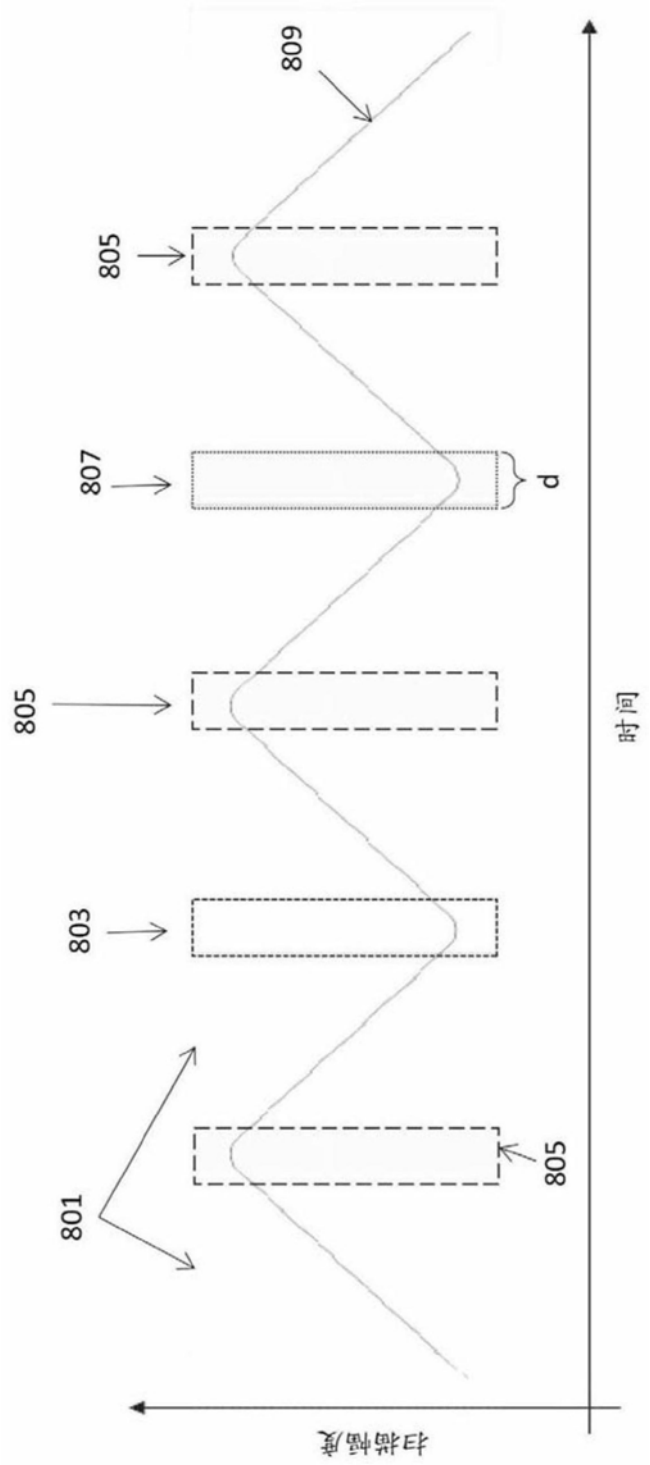


图8

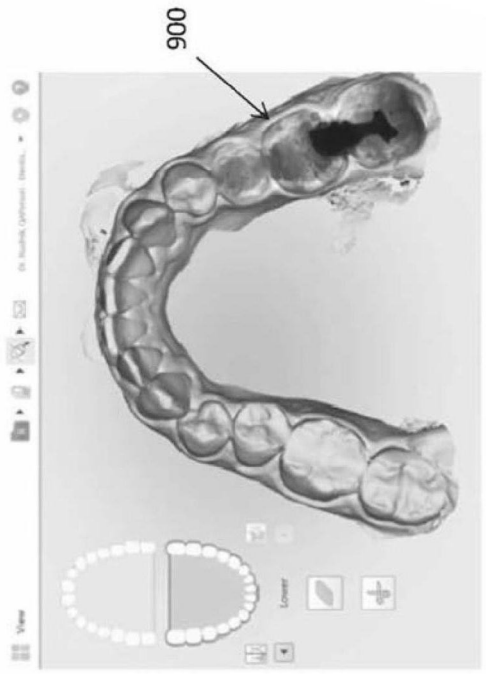


图9A

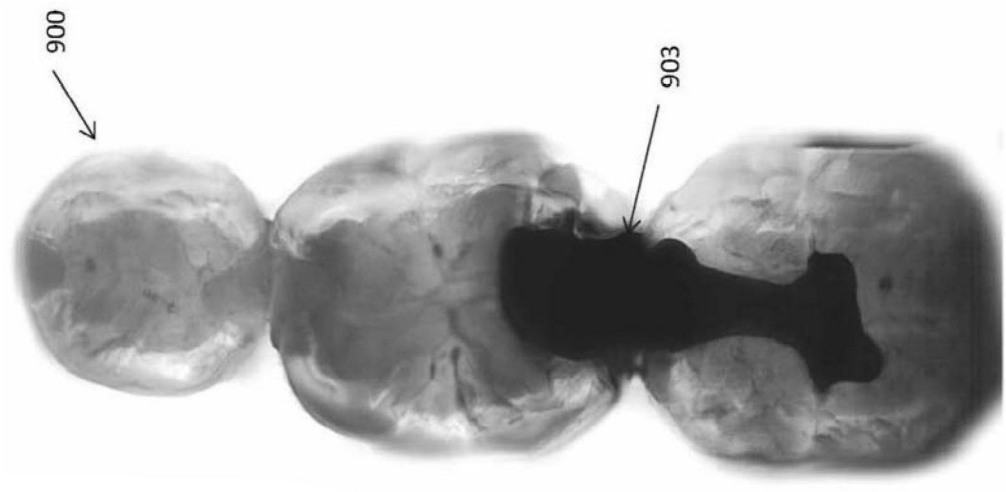


图9B

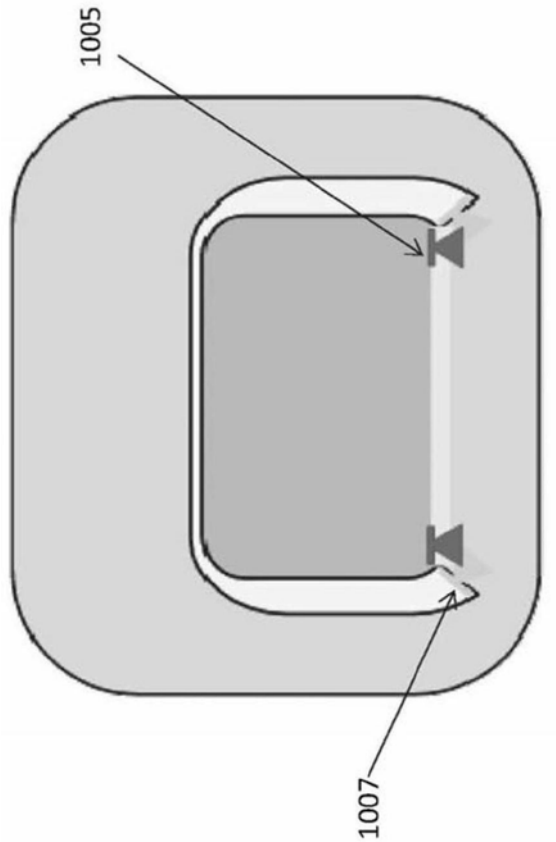


图10A

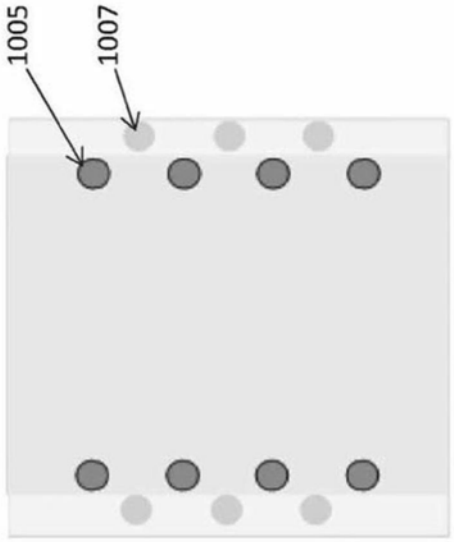


图10B

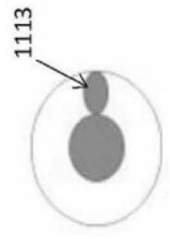


图11A

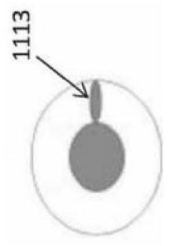


图11B

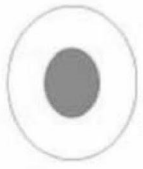


图11C

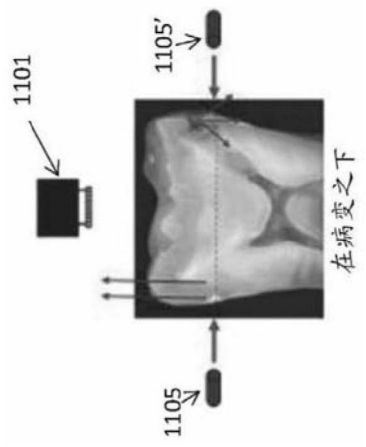


图11D

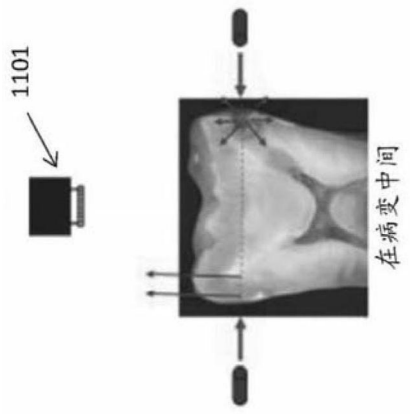


图11E

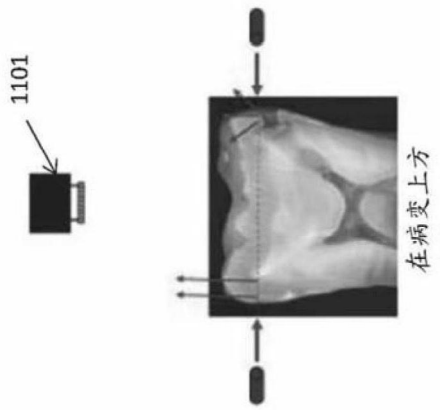


图11F

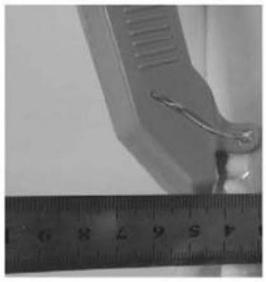


图11G

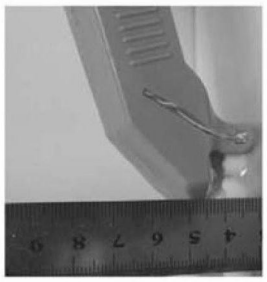


图11H

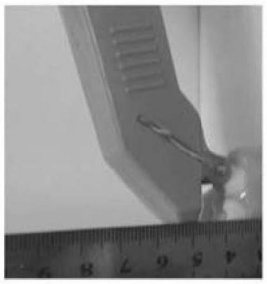


图11I

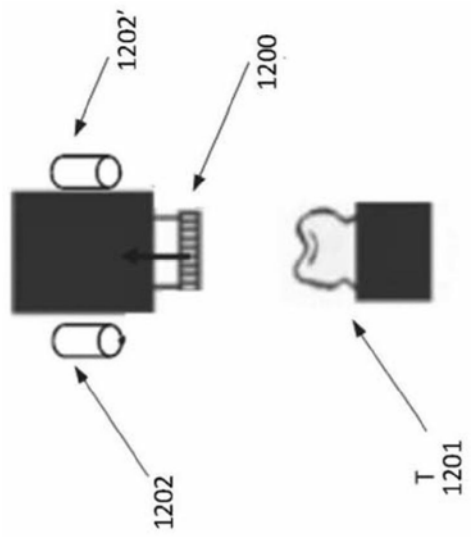


图12

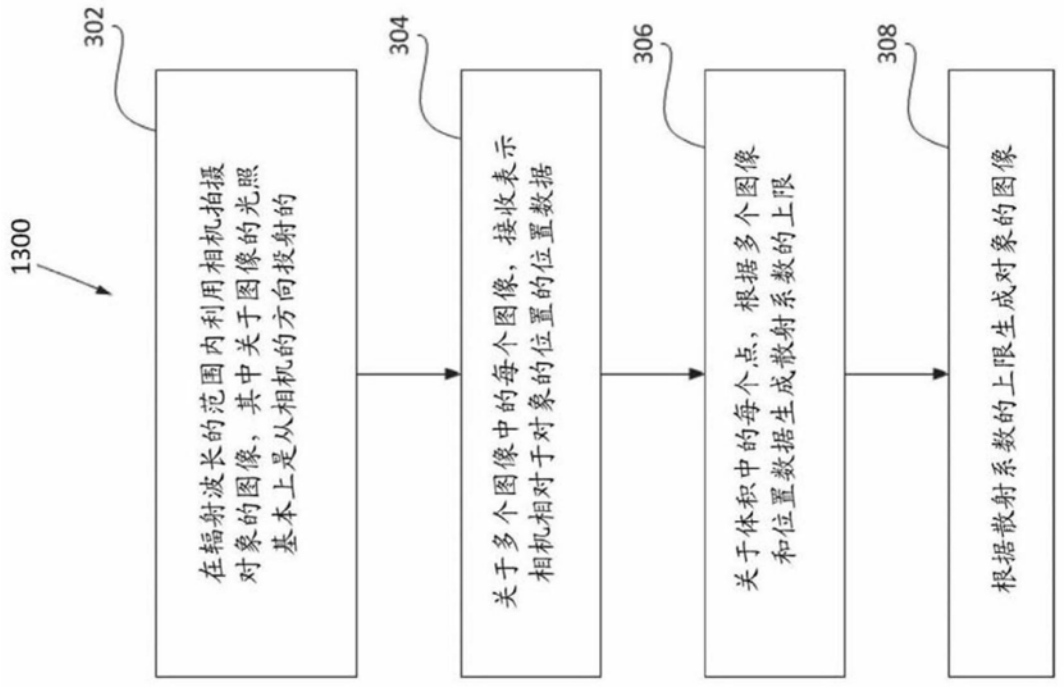

1300
302
在辐射波长的范围内利用相机拍摄对象的图像，其中关于图像的光照基本上是从相机的方向投射的
304
关于多个图像中的每个图像，接收表示相机相对于对象的位置的位置数据
306
关于体积中的每个点，根据多个图像和位置数据生成散射系数的上限
308
根据散射系数的上限生成对象的图像

图13

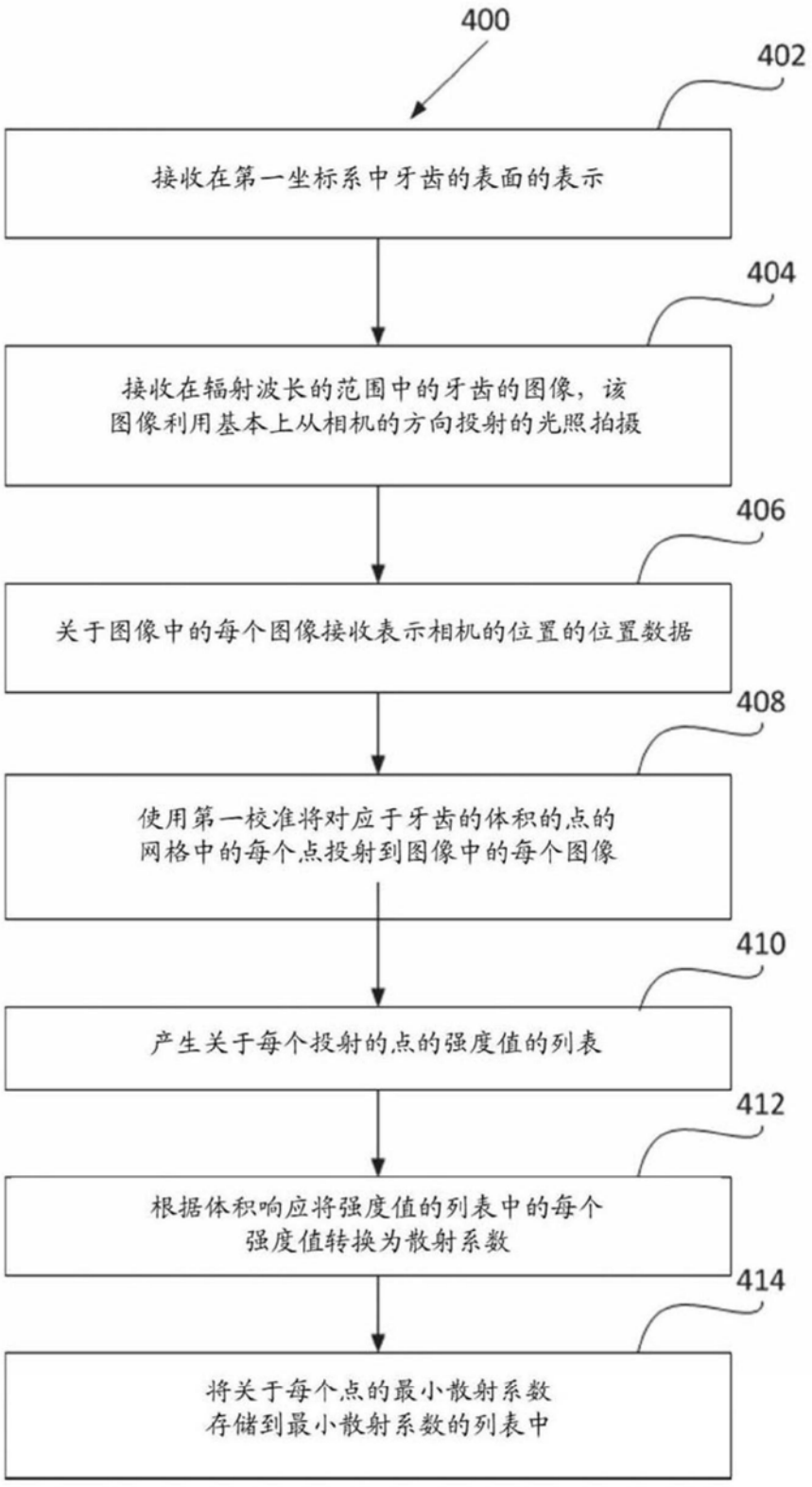

400
402
接收在第一坐标系中牙齿的表面的表示
404
接收在辐射波长的范围中的牙齿的图像，该图像利用基本上从相机的方向投射的光照拍摄
406
关于图像中的每个图像接收表示相机的位置的位置数据
408
使用第一校准将对应于牙齿的体积的点的网格中的每个点投射到图像中的每个图像
410
产生关于每个投射的点的强度值的列表
412
根据体积响应将强度值的列表中的每个强度值转换为散射系数
414
将关于每个点的最小散射系数存储到最小散射系数的列表中

图14

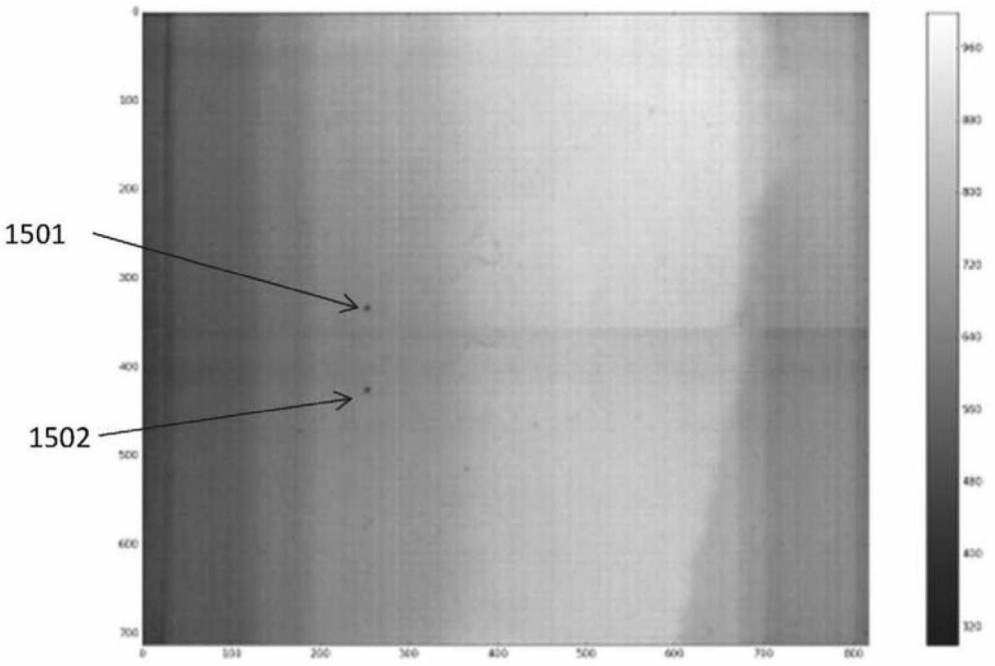


图15A

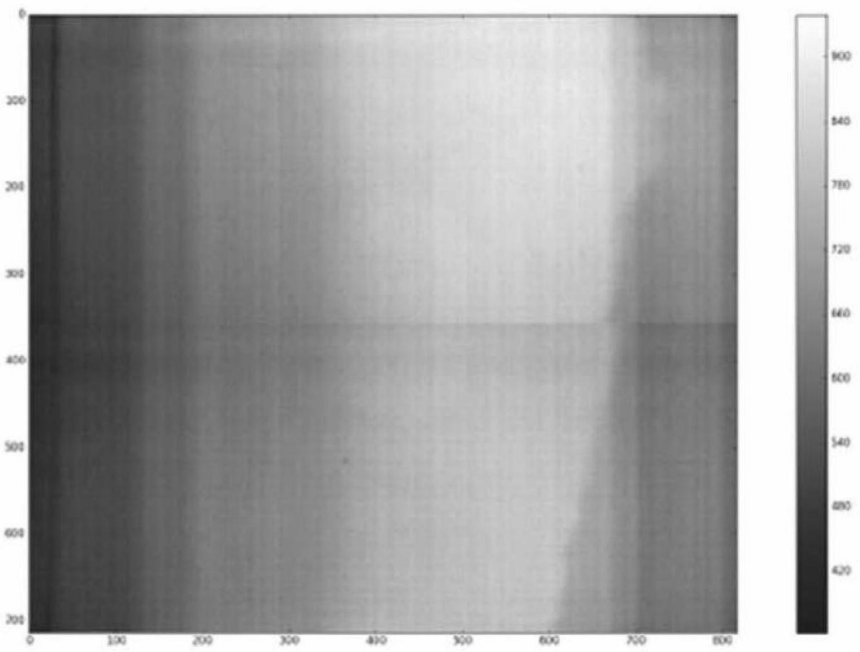


图15B

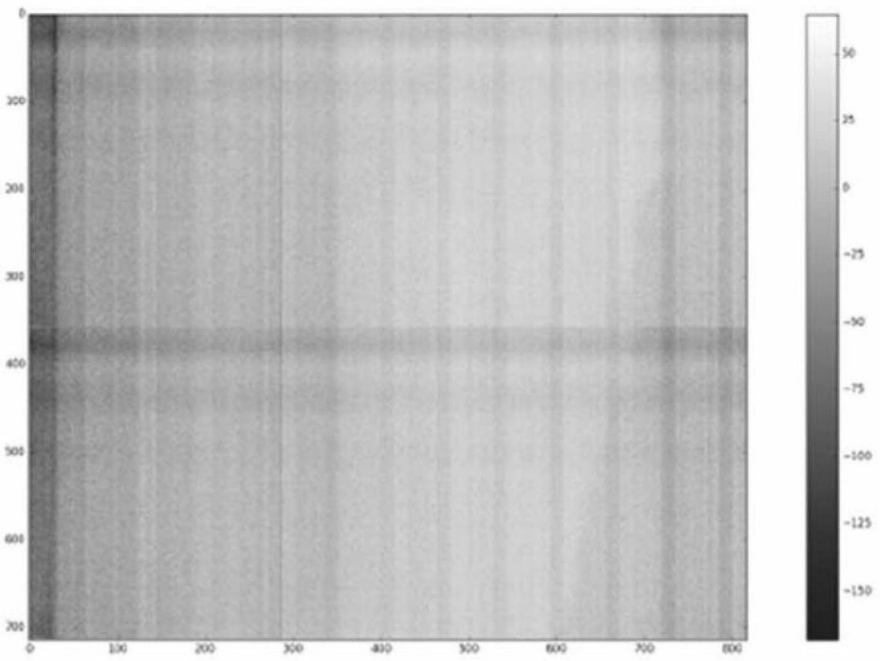

0
100
200
300
400
500
600
700
800
50
25
0
-25
-50
-75
-100
-125
-150

图15C

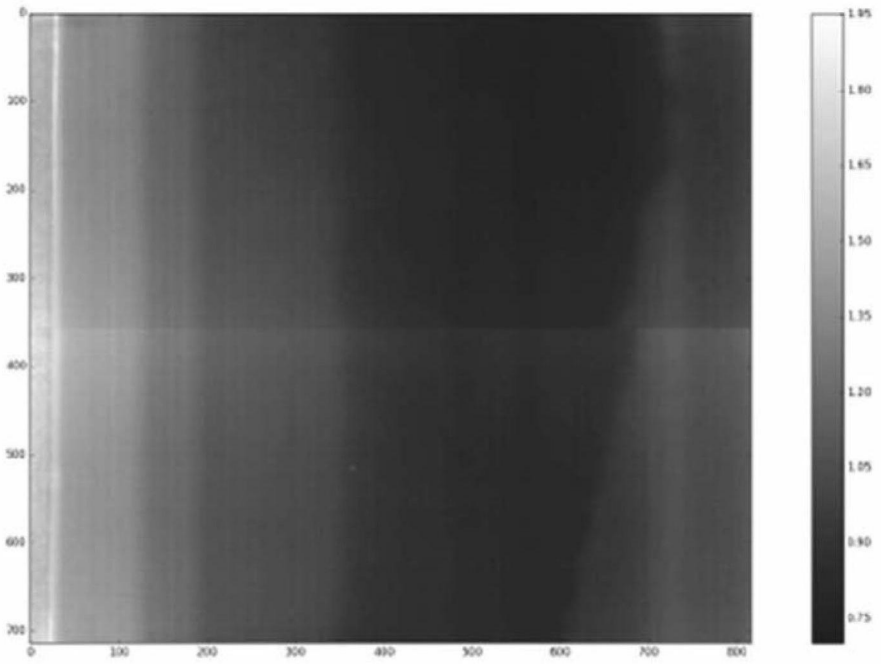

0
100
200
300
400
500
600
700
800
1.95
1.80
1.65
1.50
1.35
1.20
1.05
0.90
0.75

图15D

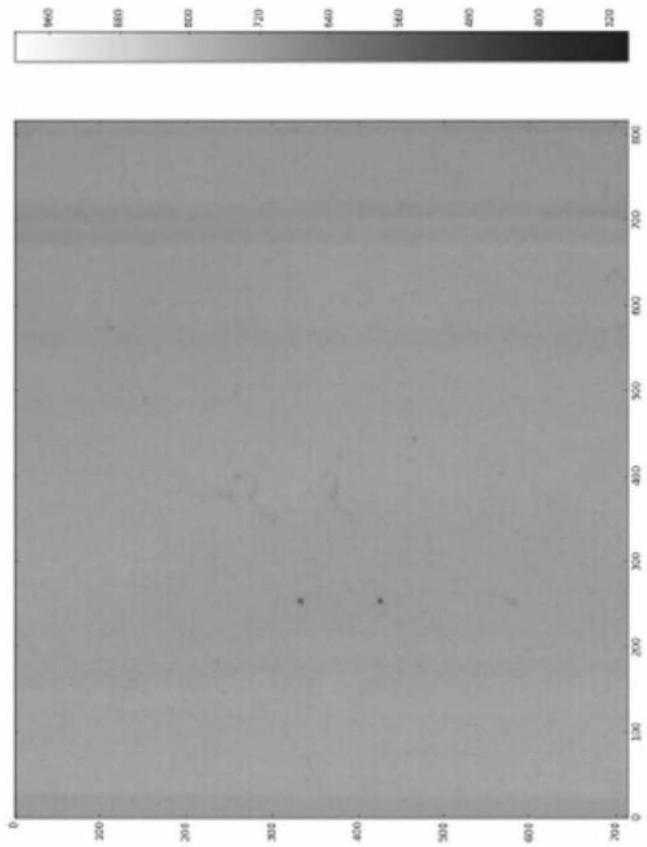


图15E

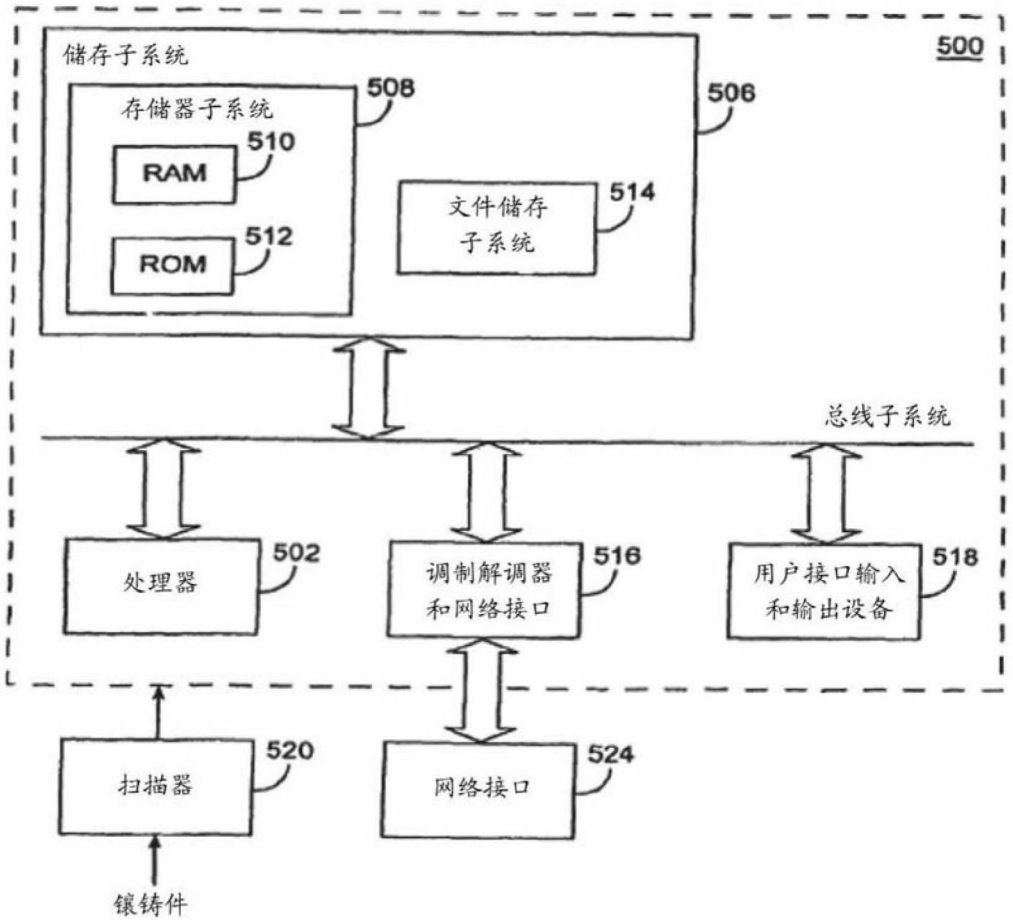

500
储存子系统
506
存储器子系统
508
RAM
510
ROM
512
文件储存
子系统
514
总线子系统
处理器
502
调制解调器
和网络接口
516
用户接口输入
和输出设备
518
扫描器
520
网络接口
524
镶铸件

图16

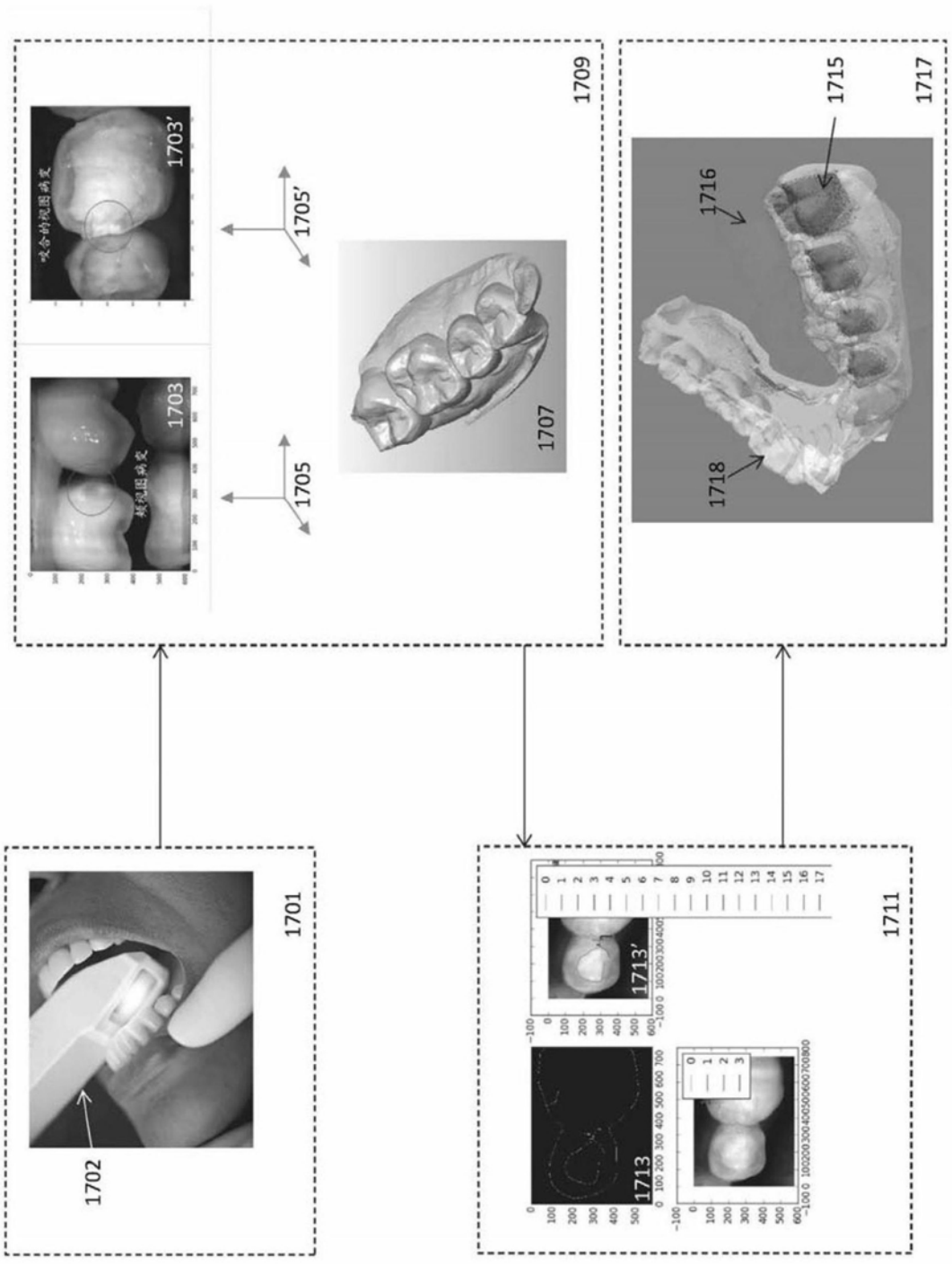

1709
1703'
1705'
1703
1705
1707
1715
1717
1716
1718
1701
1702
1711
1713'
1713

图17

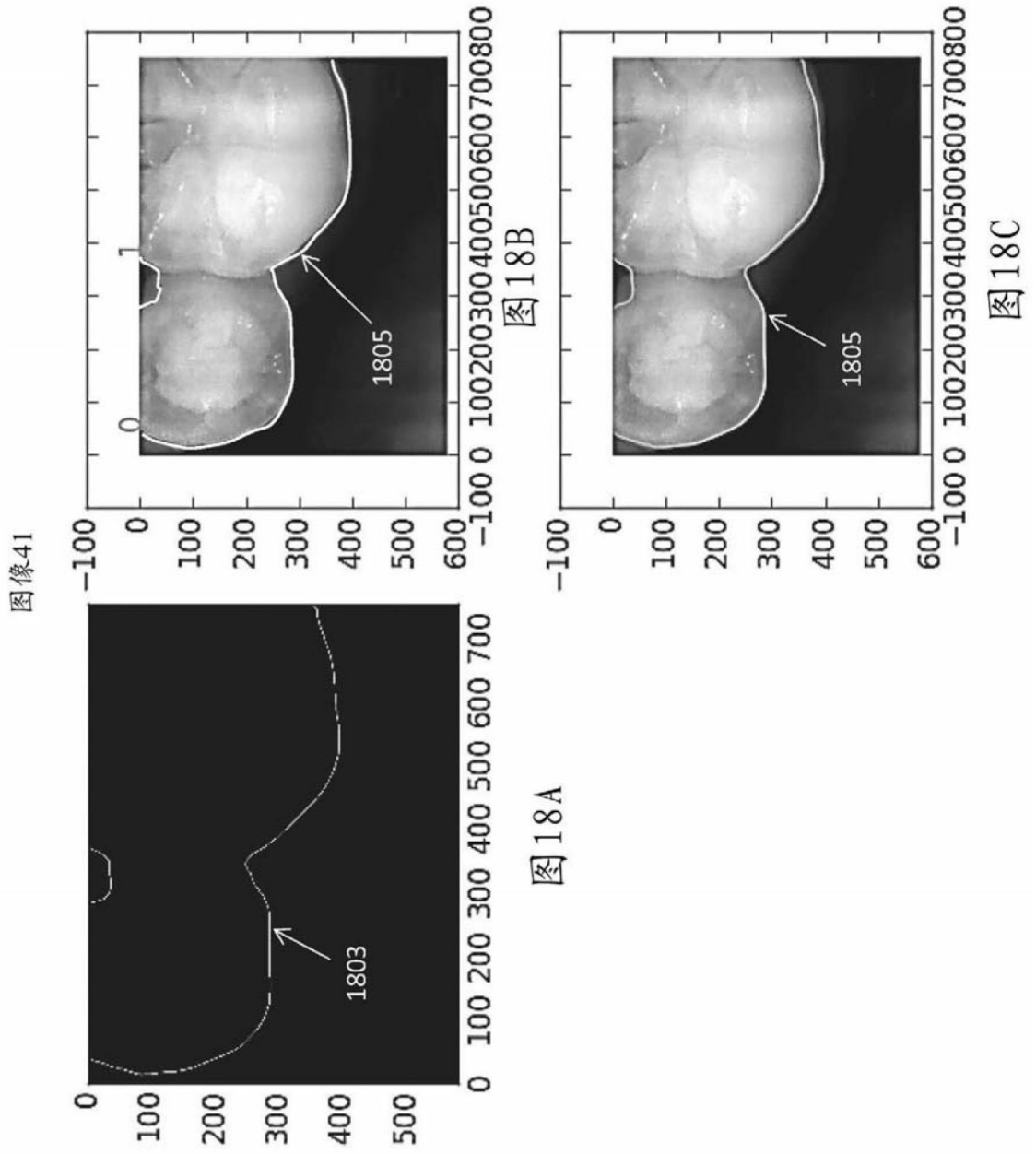
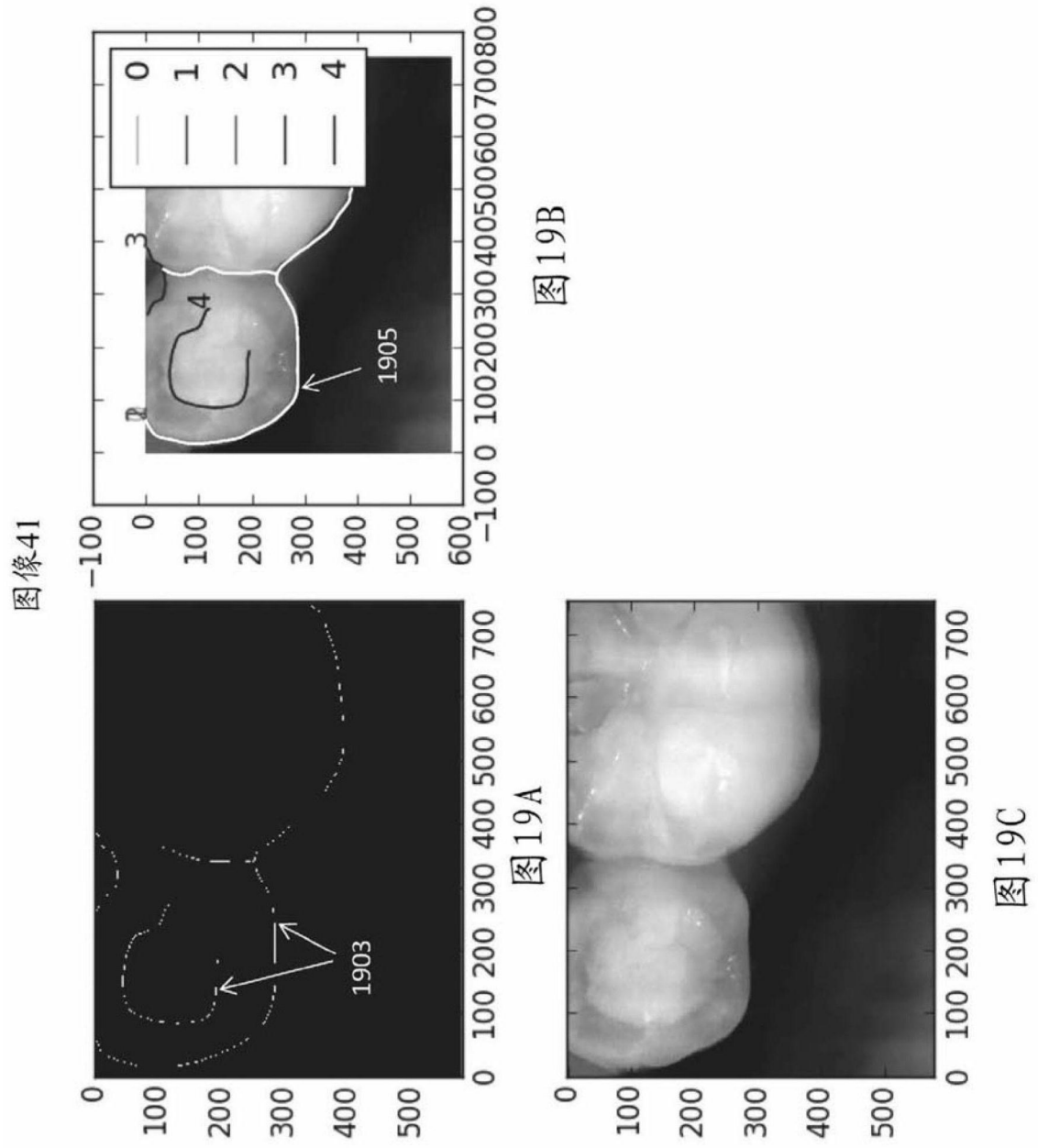
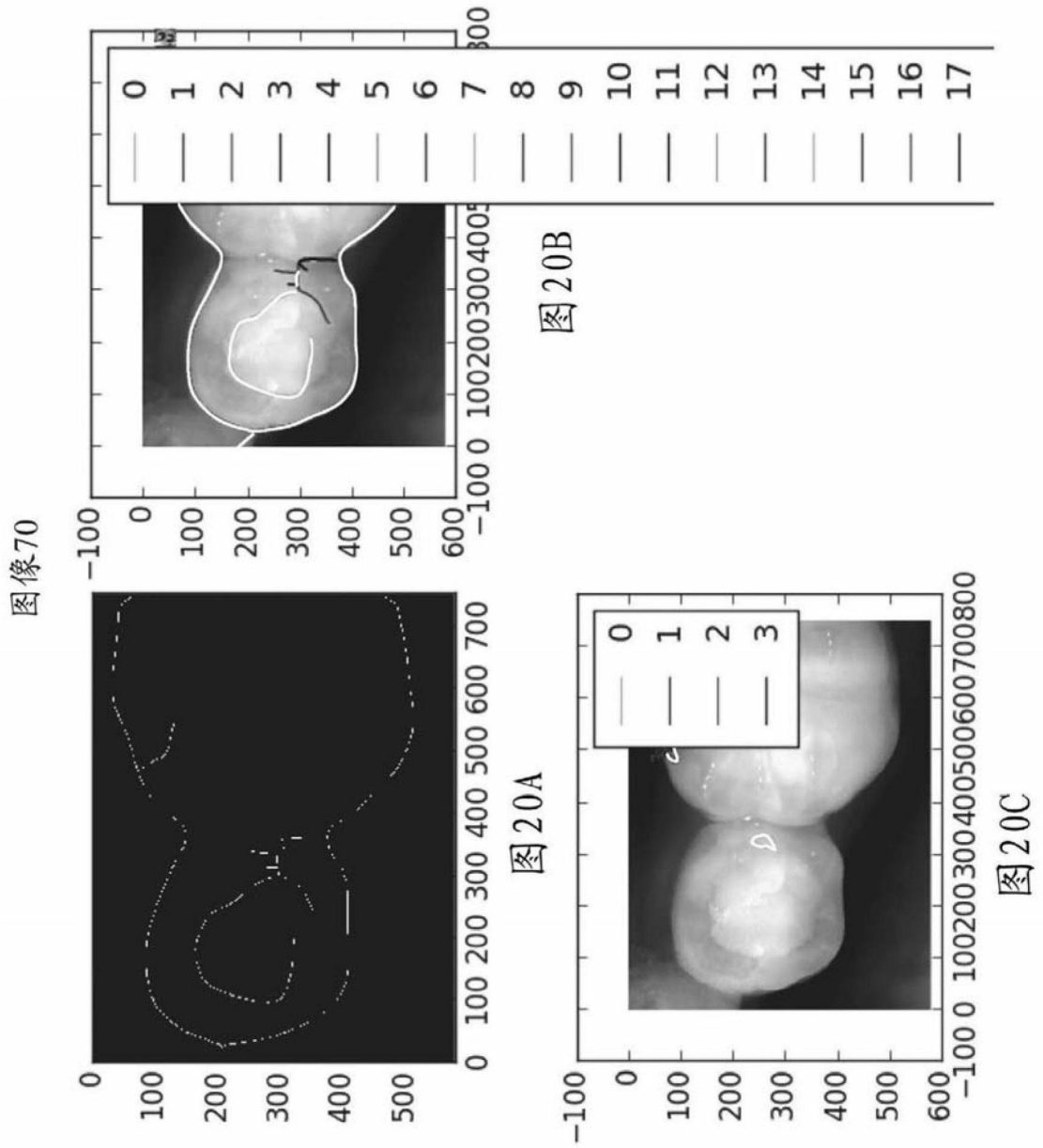
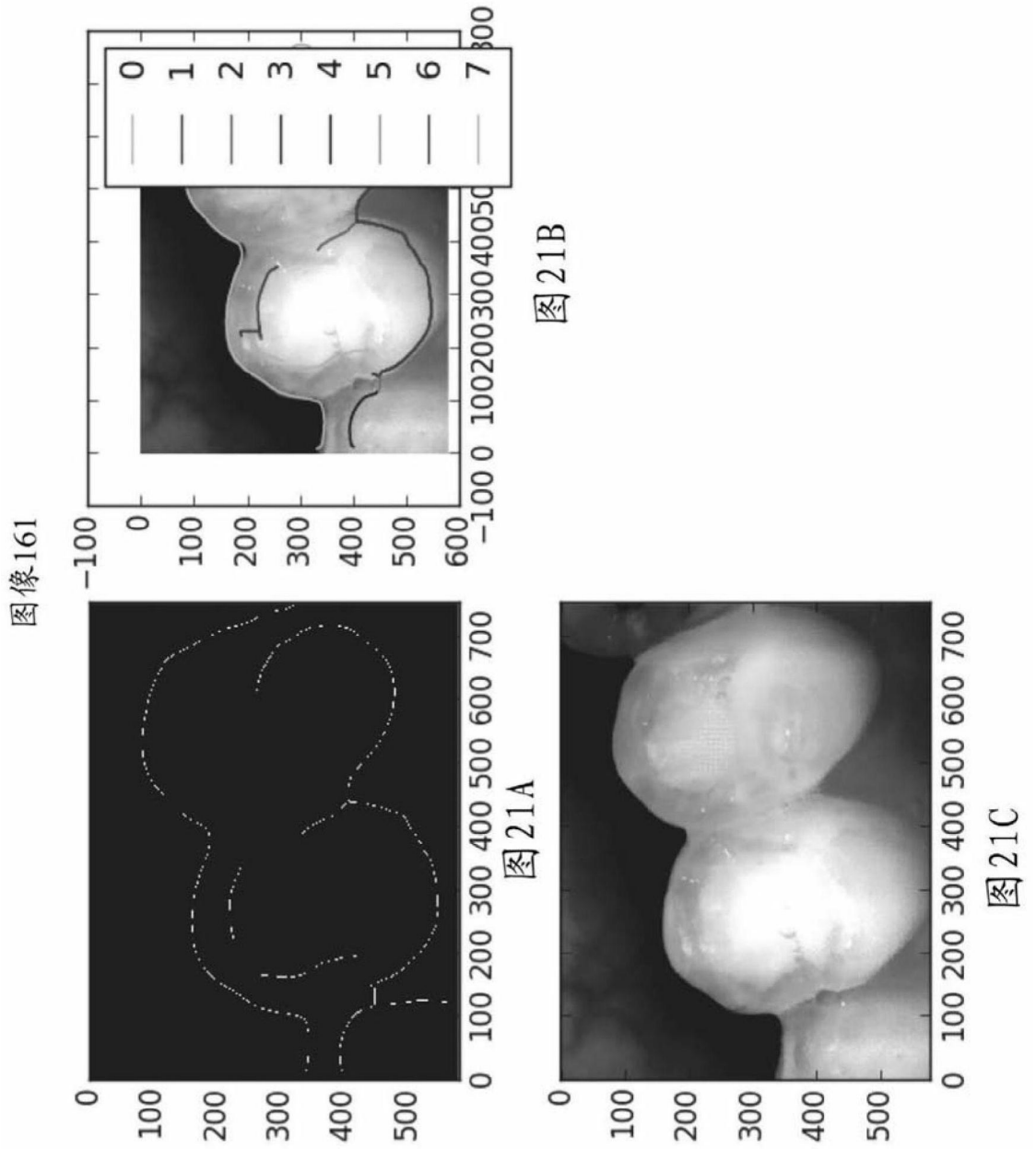
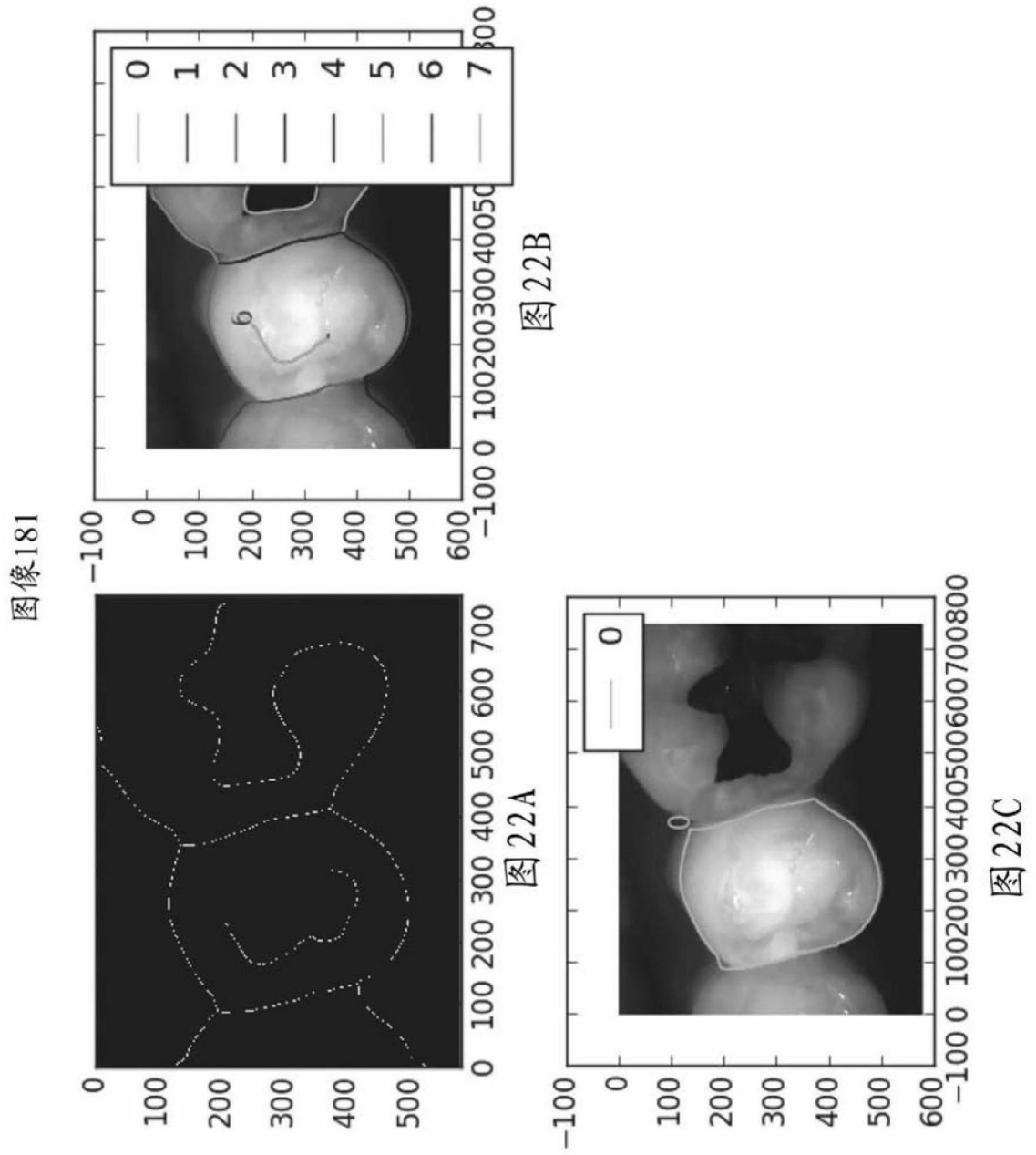


图18A 图18B 图18C


图像41
1903
1905
0
1
2
3
4
图19A
图19B
图19C


图像70
图20A
图20B
图20C


图像161
0
100
200
300
400
500
0 100 200 300 400 500 600 700
图21A
−100
0
100
200
300
400
500
600
−100 0 100 200 300 400 500
0
1
2
3
4
5
6
7
图21B
0
100
200
300
400
500
0 100 200 300 400 500 600 700
图21C


图像181
0 1 2 3 4 5 6 7
6
0
图22A
图22B
图22C

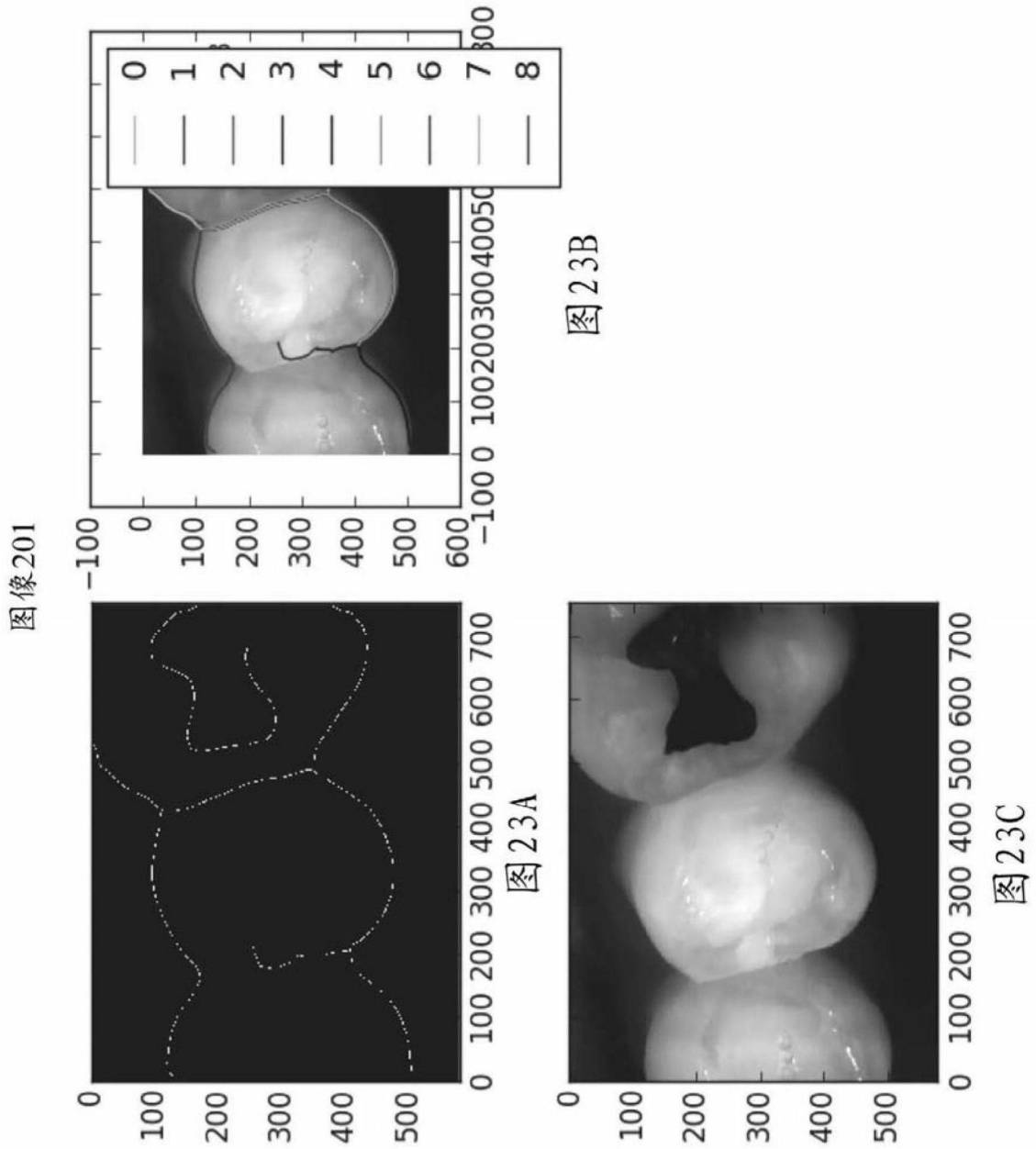


图23A 图23B 图23C

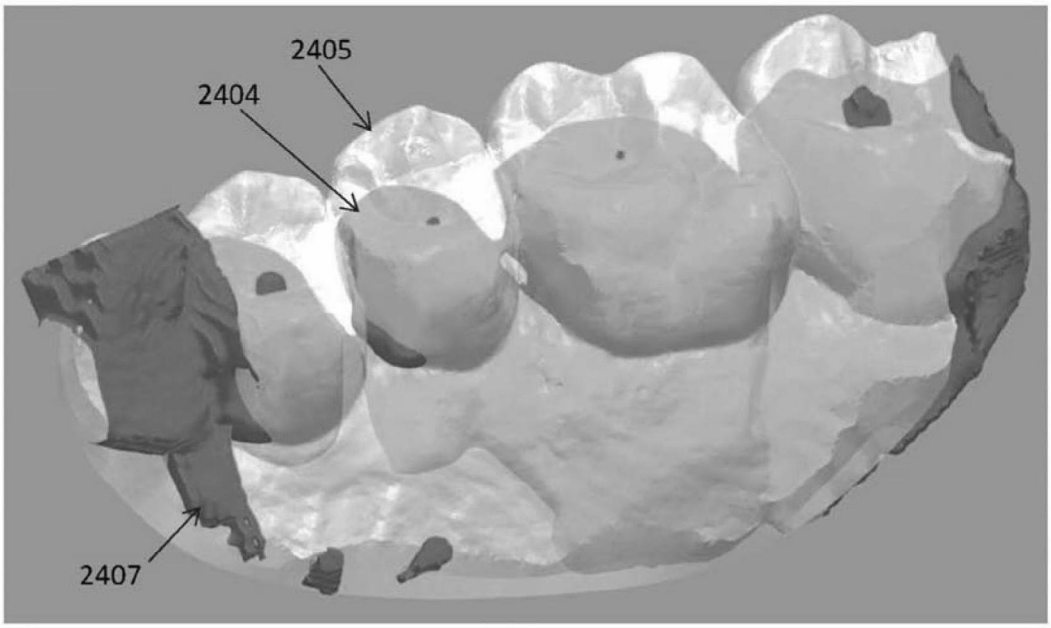

2405
2404
2407

图24A

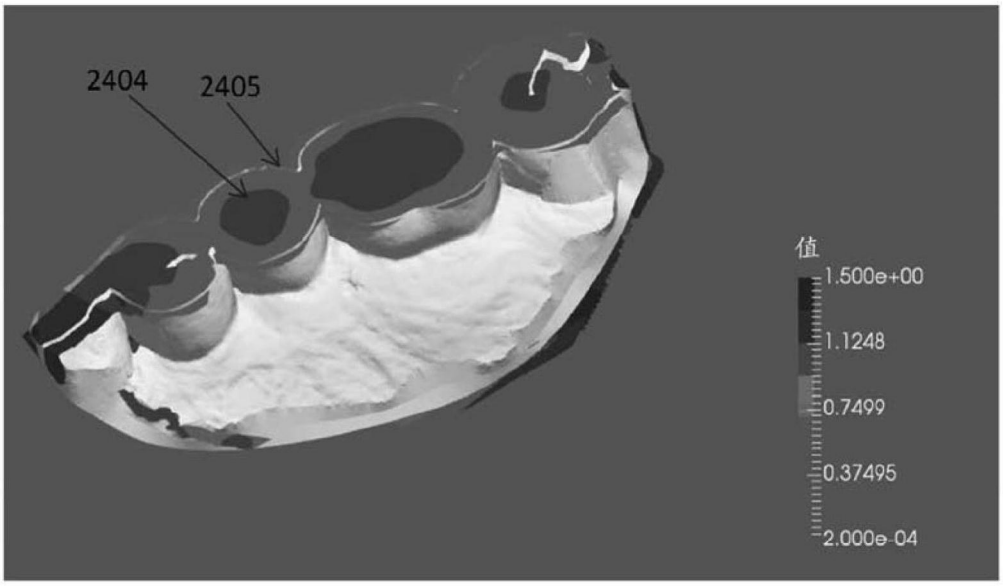

2404
2405
值
1.500e+00
1.1248
0.7499
0.37495
2.000e-04

图24B



图25A

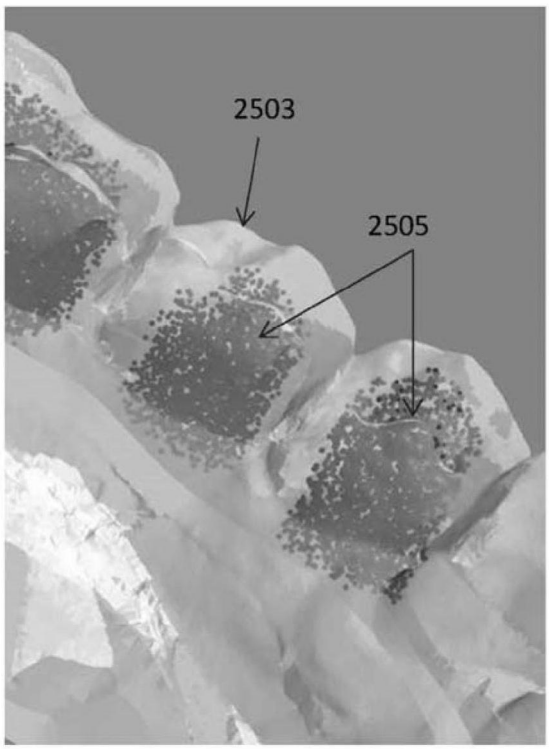


图25B

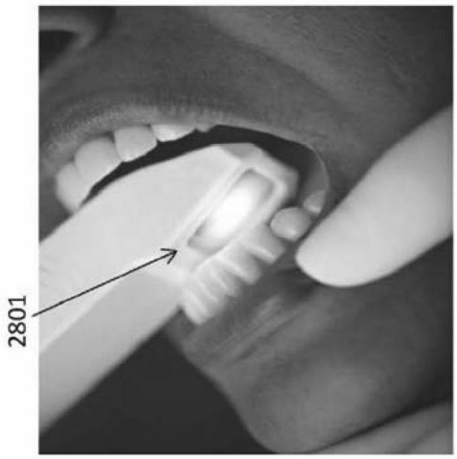


图26A

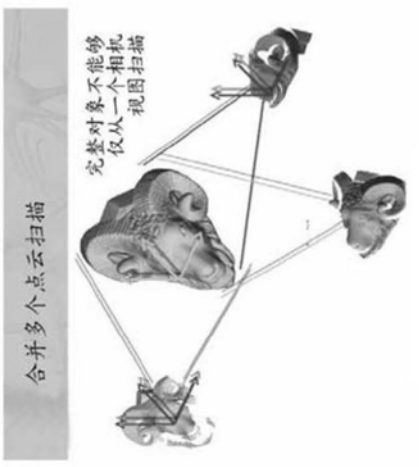


图26B

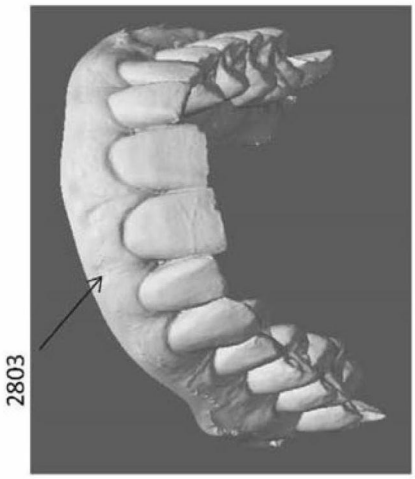


图26C



图27A

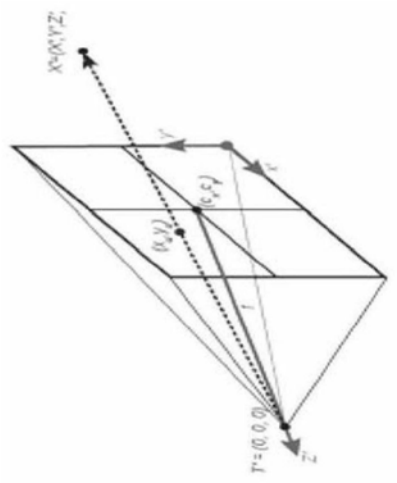


图27B

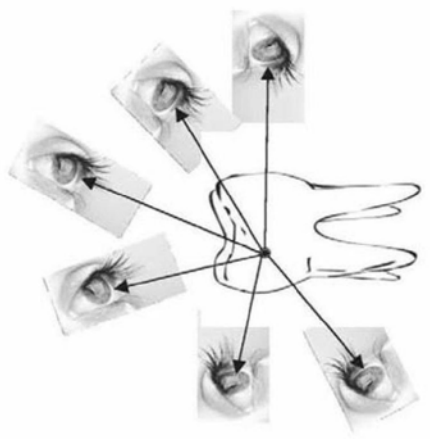


图27C



图27D

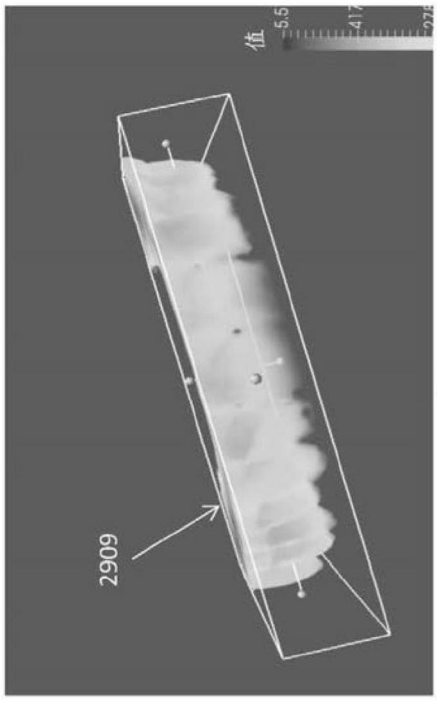


图27E

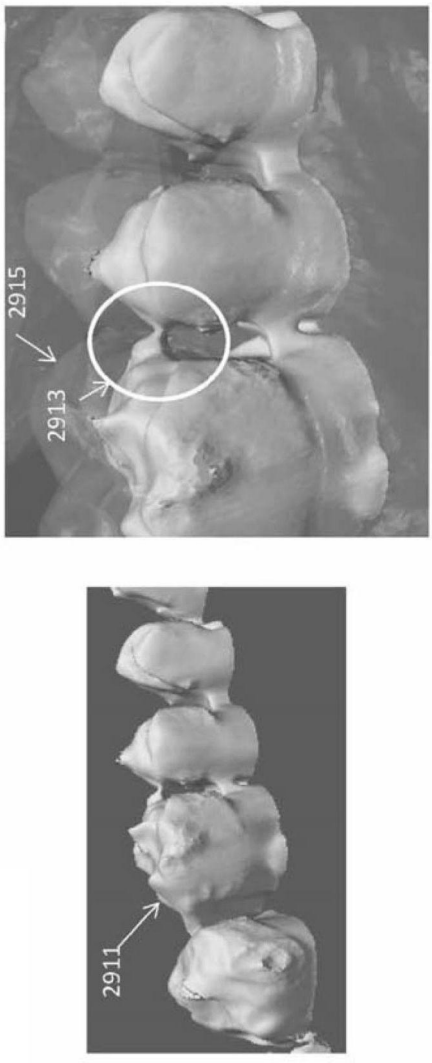


图27F

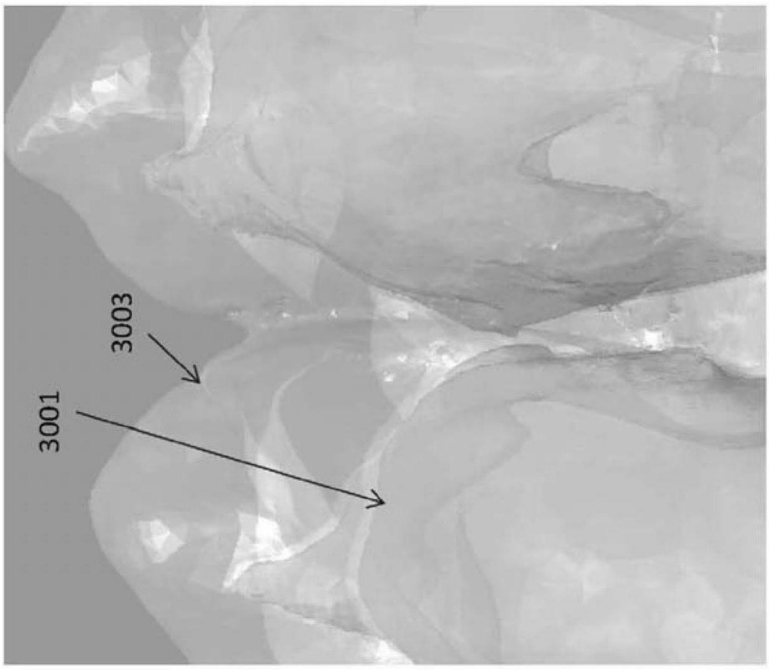


图28A

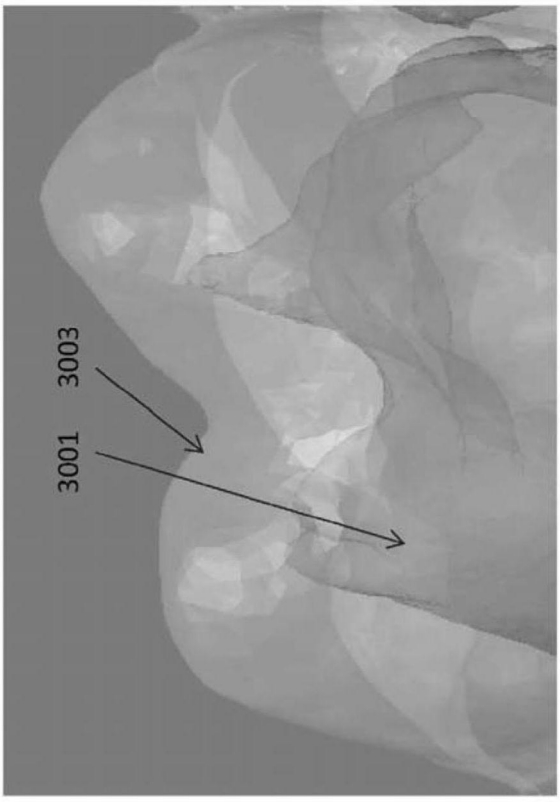


图28B

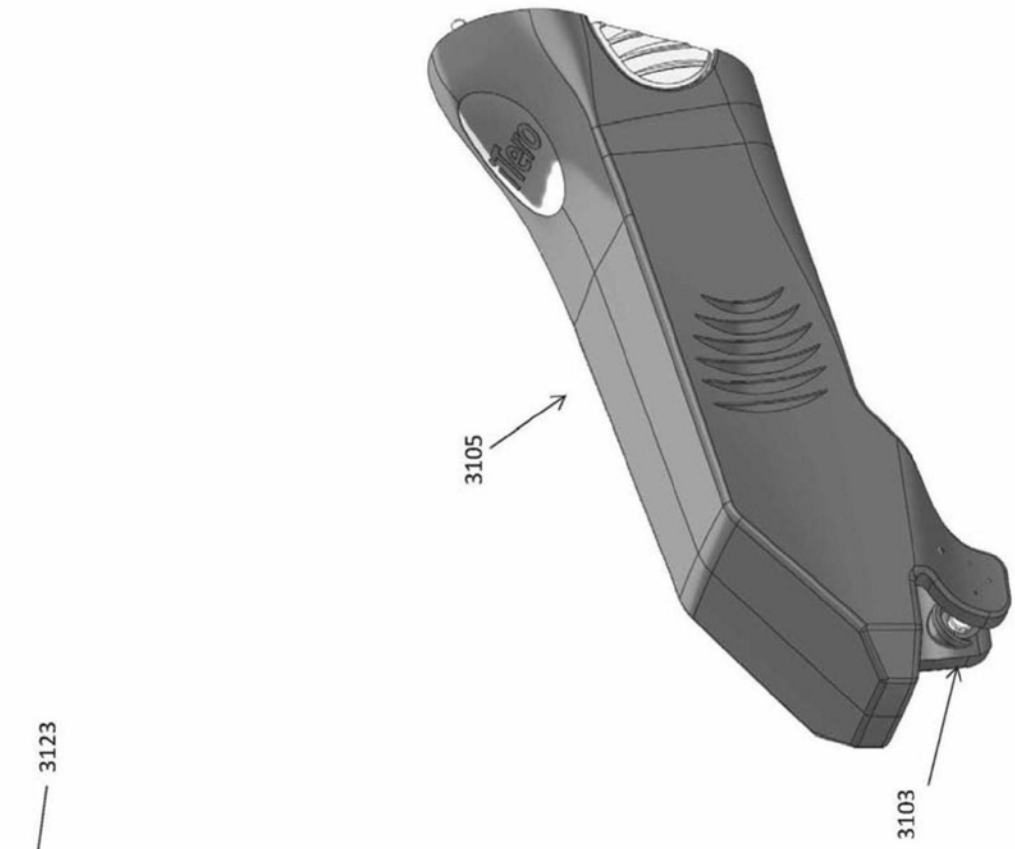


图29B

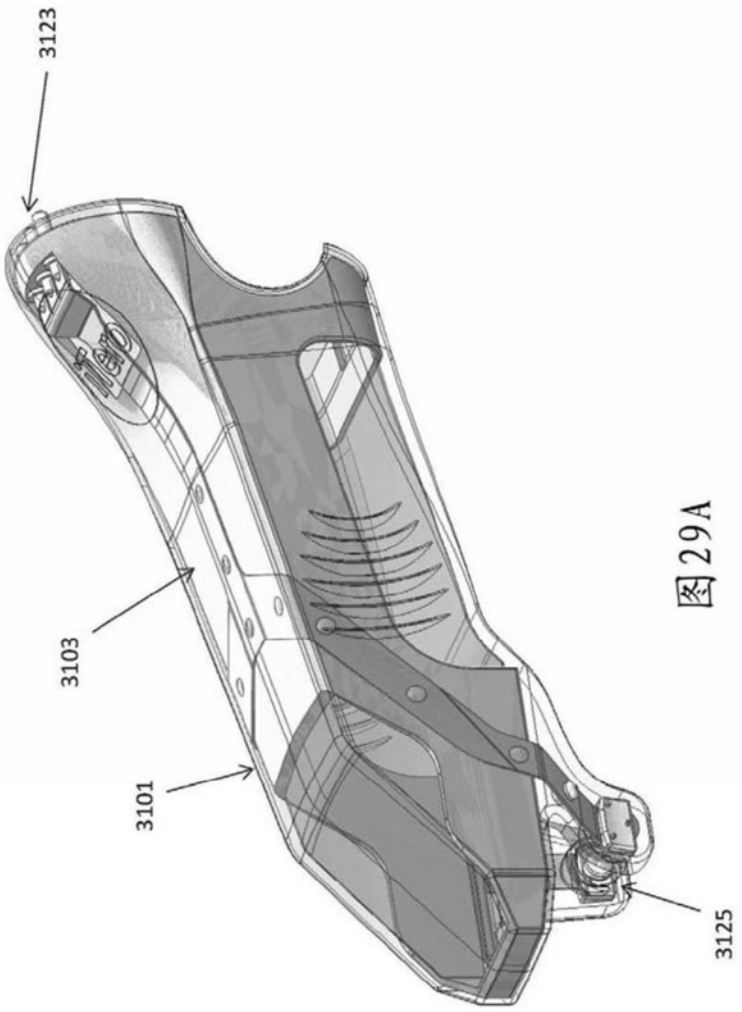


图29A

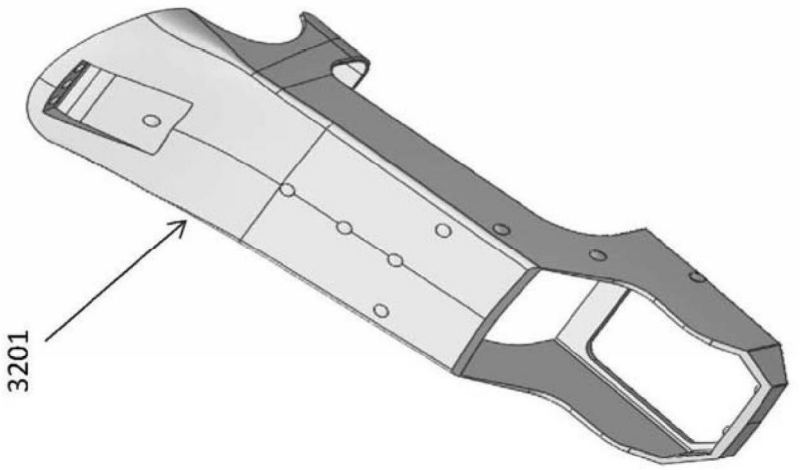


图30A

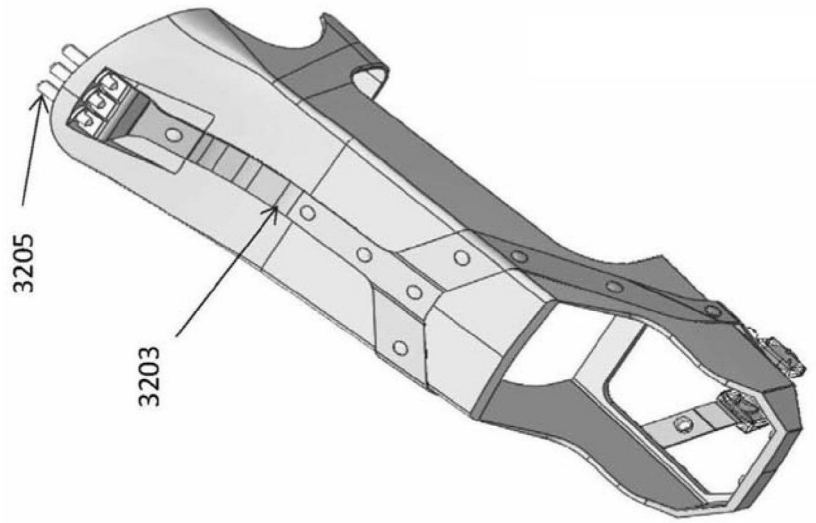


图30B

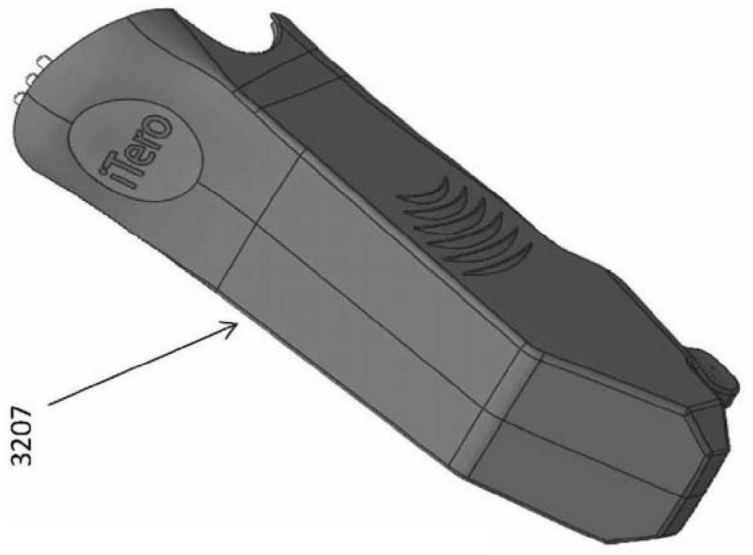


图30C

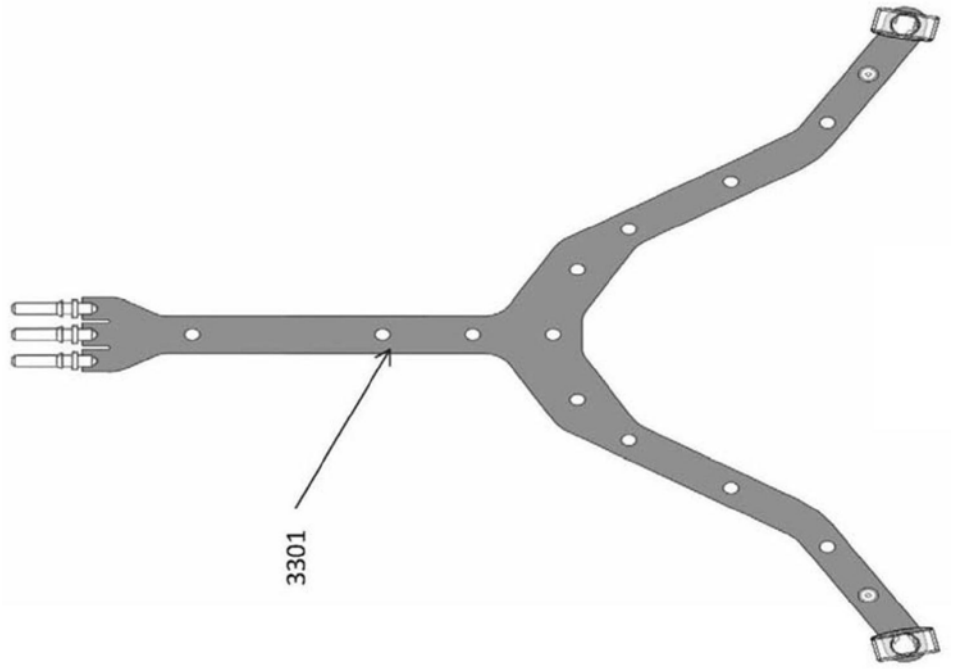


图31A

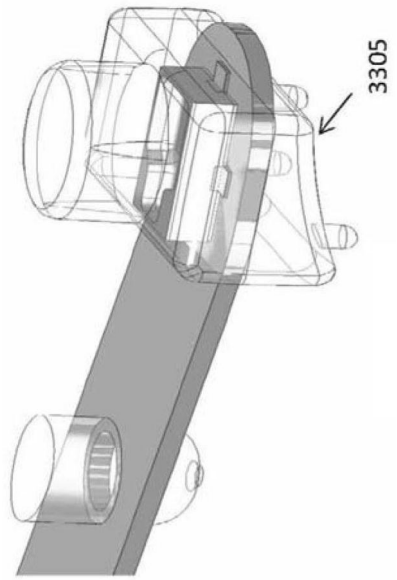


图31B

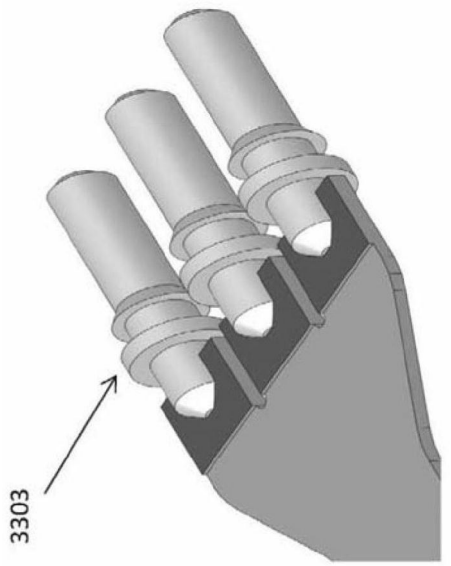


图31C

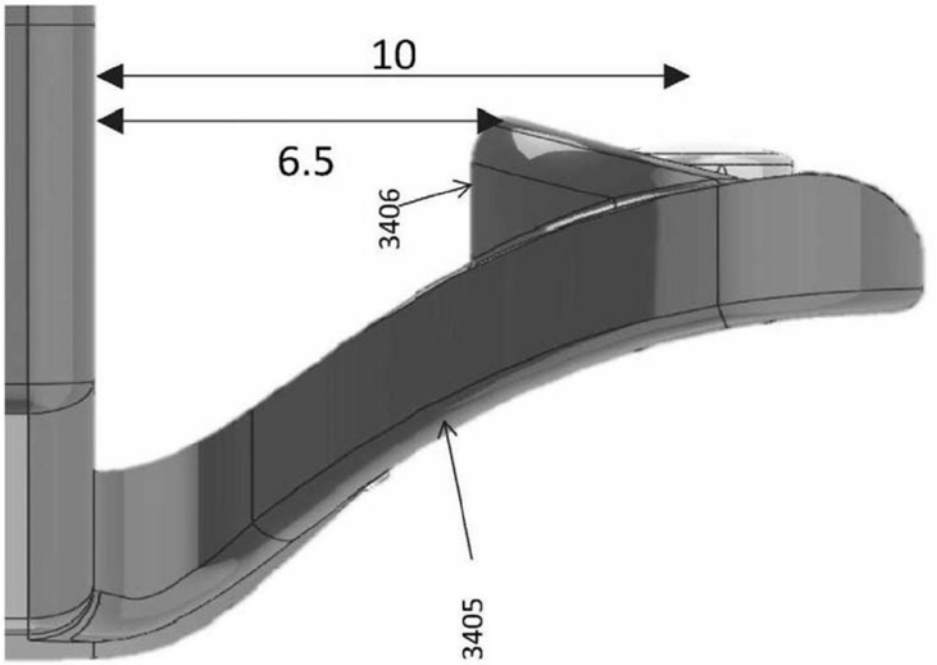


图32A

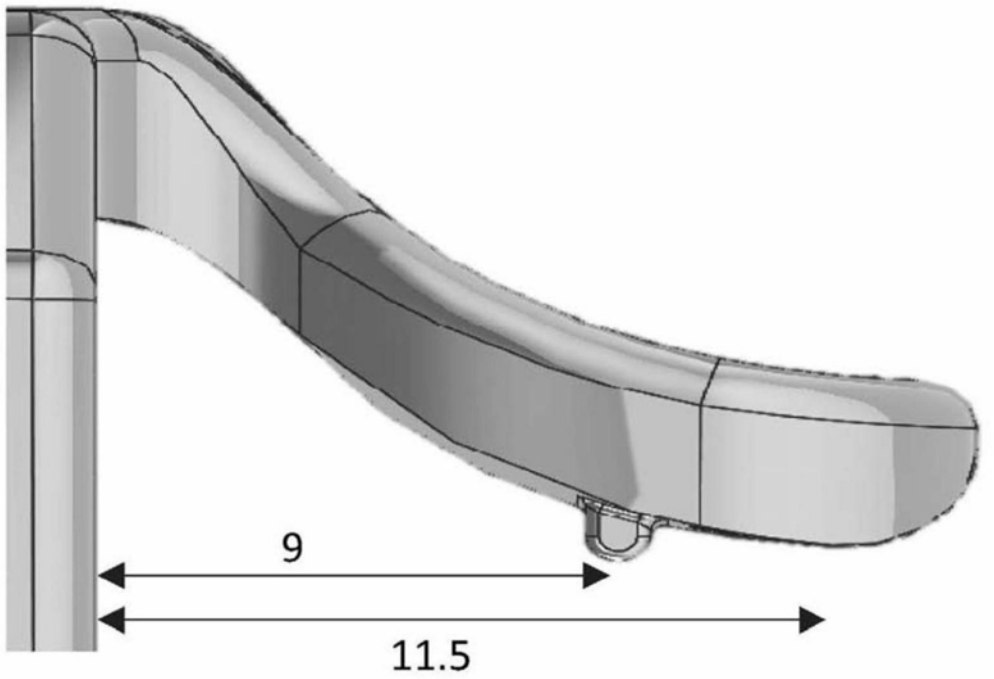


图32B