(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118369036 A
(43)申请公布日 2024.07.19

(21)申请号 202280081233.1
(22)申请日 2022.12.07
(30)优先权数据
21212940.7 2021.12.07 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.06.06
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/084873 2022.12.07
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/104929 EN 2023.06.15
(71)申请人 索普罗股份有限公司
地址 法国拉西约塔
(72)发明人 C·贾尼 G·皮纳雷洛
A·巴林伊 F·内森
A·切萨拉托
(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314
专利代理师 程伟 何晓同
(51)Int.Cl.
A61B 1/06(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 1/24(2006.01)
A61C 9/00(2006.01)

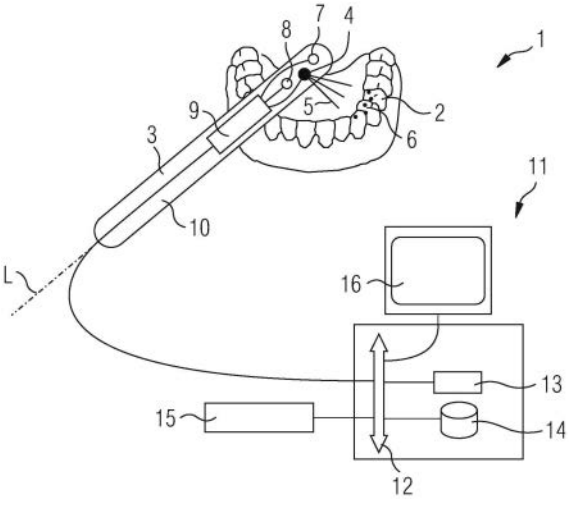
权利要求书2页 说明书9页 附图13页

(54)发明名称

口内扫描仪、口内扫描系统、用于执行口内扫描的方法和计算机程序产品

(57)摘要

提出了一种用于口内立体视觉的口内扫描仪(3)。口内扫描仪(3)包括投影器(4)以及至少两个摄像机(7,8),所述投影器(4)用于将点图案(6)投影到待成像的物体上,所述投影器(4)具有辐射源和用于根据辐射源发射的辐射生成点图案(6)的光学器件,所述至少两个摄像机(7,8)用于对投影在物体(2)上的图案(6)进行成像,摄像机(7,8)布置为在物体上具有重叠的视场。点图案(6)是由以非周期性方式布置在基板上的微透镜的二维阵列生成的非周期性点图案,并且微透镜的阵列是沿辐射的方向在物体之前的最后一个光束整形光学元件。口内扫描仪(3)可以用于口内扫描系统以及用于基于口内扫描生成牙列(2)的三维模型的方法中。



CN 118369036 A

1.一种口内扫描仪,其包括:

-投影器(4),其用于将结构化图案投影到待成像的物体(24)上,所述投影器(4)具有发射光束(25)的辐射源(17)和用于根据辐射源(17)发射的辐射生成结构化图案的光学器件,和

-至少两个摄像机(7,8,207,208,209),其用于对投影在物体(24)上的图案进行成像,摄像机(7,8,207,208,209)布置为在物体(24)上具有重叠的视场(26),

其特征在于:

-图案是由微透镜(32)的二维阵列(19)生成的非周期性点图案(6),微透镜(32)的二维阵列(19)以非周期性方式布置在基板(33)上,并且

-微透镜(32)的阵列是沿辐射(5)的方向在物体(24)之前的最后一个光束整形光学元件。

2.根据权利要求1所述的口内扫描仪,

其中,到达微透镜(32)的光束(25)的光线不是准直的。

3.根据权利要求1或2所述的口内扫描仪,

其中,光束(35)包括由微透镜(32)形成的子光束(31),并且其中,所述子光束(31)在微透镜(32)的阵列(19)的物体侧会聚。

4.根据权利要求1至3中任一项所述的口内扫描仪,

其中,点(36)的尺寸为最小值的工作距离(WD)大于微透镜(32)的焦距,工作距离(WD)和焦距分别是沿辐射方向从基板(33)的表面上的微透镜(32)的基部测量的。

5.根据权利要求1至4中任一项所述的口内扫描仪,

其中,子光束(32)通过沿辐射(5)的方向定位在微透镜(19)的阵列(19)前方和/或后方的至少一个反射镜(18,218)来沿横向方向偏转。

6.根据权利要求5所述的口内扫描仪,

其中,反射镜(218)使入射光朝向摄像机偏转。

7.根据权利要求1至6中任一项所述的口内扫描仪,

其中,微透镜(32)布置在蜂窝结构(39)中,每个微透镜(32)的中心以随机选择的距离和方向从相应的蜂窝单元(41)的中心偏移离开中心。

8.根据权利要求1至7中任一项所述的口内扫描仪,

其中,辐射源是激光二极管(17),并且其中,从激光二极管(17)发出的光束的发散通过位于激光二极管(17)和微透镜(32)的阵列(18)之间的光学元件(22)进行均匀化。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的口内扫描仪,

其中,摄像机(7,8)沿同一方向定向。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的口内扫描仪,

其中,微透镜(32)的阵列(19)的中心位于距离摄像机(7,8)之间的基线(48)一定距离处。

11.根据权利要求1至10中任一项所述的口内扫描仪,

其中,微透镜(32)的阵列(19)朝向与光束(25)的光束轴线(29)成直角的轴线倾斜角度α。

12.根据权利要求11所述的口内扫描仪,

其中,如果沿着基板(33)的前侧(34)观察,角度α通常大于光束轴线(29)与摄像机(7,8)的视场(44,45)的轴线之间的角度β的一半。

13.一种口内扫描系统,其基于主动立体视觉生成牙列的三维模型,其包括:

-根据前述权利要求中任一项所述的口内扫描仪(3),其中,每个摄像机(7,8)生成一系列投影到牙列(2)上的图案的图像,和

-数据处理单元(11),其连接至口内扫描仪(3),所述数据处理单元(11)基于每个摄像机(7,8,207,208,209)生成的一系列同步图像形成的视差图来生成牙列(2)的三维模型。

14.根据权利要求13所述的口内扫描系统,

其中,数据处理单元(11)布置为用于执行以下步骤:

-通过至少两个摄像机(7,8,207,208,209)拍摄(50)一系列同步图像;

-基于成对的同步图像生成视差图,其中,每个图像由不同的摄像机(7,8,207,208,209)拍摄;

-基于视差图生成(72)景深图;

-景深图的配准(73);

-形成(74)限定成像的牙列(2)的表面的点的网格。

15.一种基于主动立体视觉生成牙列(2)的三维模型的方法,

其特征在于:

所述方法包括:

-从根据权利要求1至12中任一项所述的口内扫描仪(3)获得牙列(2)的一系列图像,

-使用连接至口内扫描仪(3)的数据处理单元(11),所述数据处理单元基于每个摄像机(7,8,207,208,209)生成的一系列图像形成的视差图来生成牙列(2)的三维模型。

16.一种计算机程序产品,

其特征在于:

所述计算机程序产品包含用于实现根据权利要求15所述的方法的程序代码。

口内扫描仪、口内扫描系统、用于执行口内扫描的方法和计算机程序产品

技术领域

[0001] 本发明涉及口内扫描仪,其包括:

[0002] -投影器,其用于将结构化图案投影到待成像的物体上,所述投影器具有辐射源和用于根据辐射源发射的辐射生成结构化图案的光学器件,和

[0003] -至少两个摄像机,其用于对投影在物体上的图案进行成像,摄像机布置为在物体上具有重叠的视场。

[0004] 本发明进一步涉及口内扫描系统、用于执行口内扫描的方法和计算机程序产品。

背景技术

[0005] WO2019/236934A1公开了一种口内扫描仪,其使用微透镜的阵列来生成图案,所述图案通过一些进一步的光学器件成像在牙列上。口内扫描系统布置为通过三角测量来生成牙列的三维模型。

[0006] 已知的口内扫描仪的缺点是其复杂性,因此为了制造口内扫描仪必须组装许多组件。

发明内容

[0007] 从该相关技术出发,本发明致力于提供一种复杂性降低的口内扫描仪和相关的口内扫描系统,其能够至少与常规的口内扫描仪一样精确地生成牙列的三维模型。本发明进一步致力于提供一种相应的方法和计算机程序产品。

[0008] 该目的通过具有独立权利要求的特征的口内扫描仪、口内扫描系统、方法和计算机程序产品来实现。有利的实施方案和改进的实施方案在从属权利要求中说明。

[0009] 在口内扫描仪中,图案是由以非周期性方式布置在基板上的微透镜的二维阵列生成的非周期性点图案,并且该微透镜的阵列是沿辐射的方向在物体之前的最后一个光束整形光学元件。由于辐射源发射的辐射完全用于生成点图案,这种不规则的微透镜的阵列对于确定口腔中的组织的表面特别有用。因此,图案的点在摄像机拍摄的图像中是高度可见的。由于微透镜的高密度,点图案也可以非常密集,从而可以高精度地分辨牙列的结构。由于微透镜的较小横向延伸,微透镜阵列还提供了高景深锐度。因此,在微透镜阵列和物体之间不需要进一步的光束整形光学器件,从而与常规的口内扫描仪相比,口内扫描仪的复杂性显著降低。

[0010] 应当注意,在本申请的语境中,反射镜或平面窗口不应被视为光束整形光学元件。

[0011] 到达微透镜的光束的光线通常不是准直的,因此不需要准直光学器件。

[0012] 微透镜与光束内的子光束相关,使得子光束在微透镜的阵列的物体侧会聚。

[0013] 由于到达微透镜的光束的光线通常不是准直的,因此点的尺寸为最小值的工作距离大于微透镜的焦距,工作距离和焦距分别是沿辐射方向从基板的表面上的微透镜的基部测量的。

[0014] 根据对物体上的点图案的尺寸的要求,子光束可以通过沿辐射的方向定位在微透镜的阵列前方和/或后方的至少一个反射镜来沿横向方向偏转。如果反射镜定位在微透镜的阵列后方,则点图案可能大于如果反射镜位于微透镜的阵列前方而获得的点图案,但是在后一种情况下,口内扫描仪更紧凑。

[0015] 反射镜还可以使入射光朝向摄像机偏转,使得视场相应于点图案的扩大尺寸而扩大。

[0016] 在一个实施方案中,微透镜布置在蜂窝结构中,每个微透镜的中心以随机选择的距离和方向从相应的蜂窝单元的中心偏移离开中心。这可以使边界几乎为圆形的微透镜的密度最大化。

[0017] 辐射源通常是激光二极管,并且从激光二极管发出的光束的发散通过位于激光二极管和微透镜的阵列之间的光学元件进行均匀化。

[0018] 由于可以容易地将摄像机并排安装在同一电路板上,摄像机通常沿同一方向定向。如果摄像机沿同一方向定向,则景深分辨率也会最大化。

[0019] 为了使摄像机的视场之间的充分重叠,摄像机彼此相邻布置,并且微透镜的阵列的中心位于距离摄像机之间的基线一定距离处,通常位于摄像机下方。

[0020] 为了使微透镜与物体的表面之间的距离均等,微透镜的阵列可以朝向与光束的光束轴线成直角的轴线倾斜角度α。

[0021] 如果沿着形成微透镜基部的基板的前侧观察,角度α通常大于光束轴线与摄像机的视场的轴线之间的角度β的一半。

[0022] 一种使用主动立体视觉生成牙列的三维模型的口内扫描系统,其包括如上所述的口内扫描仪,其中每个摄像机生成一系列投影到牙列上的图案的图像。口内扫描系统进一步包括连接至口内扫描仪的数据处理单元,其基于每个摄像机生成的一系列同步图像形成的视差图来生成牙列的三维模型。

[0023] 口内扫描系统的数据处理单元特别布置为用于执行以下步骤:

[0024] -通过至少两个摄像机拍摄一系列同步图像;

[0025] -基于成对的同步图像生成视差图,其中,每个图像由不同的摄像机拍摄;

[0026] -基于视差图生成景深图;

[0027] -景深图的配准;

[0028] -形成限定成像的牙列的表面的点的网格。

[0029] 一种基于主动立体视觉生成牙列的三维模型的相应方法,

[0030] 可以包括以下步骤:

[0031] -从上述口内扫描仪获得牙列的一系列图像,

[0032] -使用连接至口内扫描仪的数据处理单元,所述数据处理单元基于口内扫描仪的每个摄像机生成的一系列图像形成的视差图来生成牙列的三维模型。

[0033] 计算机程序产品包含当在数据处理单元上运行时用于实现所述方法的程序代码。

附图说明

[0034] 以下描述公开了本发明的其他优点和特性,其中,基于附图对本发明的示例性实施方案进行详细说明:

[0035] 图1是口内扫描系统;

[0036] 图2是图1中的口内扫描仪的一些内部组件的立体图;

[0037] 图3是口内扫描仪的投影器和摄像机的立体正视图;

[0038] 图4是投影器的激光二极管发射的辐射光束的光束路径的立体图;

[0039] 图5示出了照射在光束整形微透镜阵列上的光线的光束路径,其中示出在激光二极管的辐射发射区域的平面中的光束路径;

[0040] 图6示出了照射在光束整形微透镜阵列上的光线的光束路径,其中示出在与激光二极管的辐射发射区域的平面成直角的平面中的光束路径;

[0041] 图7示出了光束整形微透镜的轮廓和空间布置;

[0042] 图8是口内扫描仪的摄像机系统的俯视图;

[0043] 图9是口内扫描仪的投影器和摄像机系统的侧视图;

[0044] 图10示出了立体视觉的基本原理;

[0045] 图11示出了在工作距离为8mm处的立体视觉;

[0046] 图12示出了在工作距离为10mm处的立体视觉;

[0047] 图13示出了在工作距离为12mm处的立体视觉;

[0048] 图14示出了在工作距离为14mm处的立体视觉;

[0049] 图15示出了在工作距离为16mm处的立体视觉;

[0050] 图16示出了在工作距离为18mm处的立体视觉;

[0051] 图17示出了由口内扫描仪的数据处理单元执行的数据处理的流程图;

[0052] 图18示出了预处理的细节;

[0053] 图19示出了核心数据处理的细节;

[0054] 图20描绘了在数据处理过程中执行模型生成的细节;

[0055] 图21显示了由口内扫描仪获得的表面分辨率;

[0056] 图22是改进的实施方案的尖端区域的立体图;以及

[0057] 图23是进一步改进的实施方案的尖端区域的立体图。

具体实施方式

[0058] 图1示出了可以用于生成牙列2的三维模型的口内扫描系统1。口内扫描系统1包括沿着纵向轴线L延伸的口内扫描仪3。位于扫描仪3内的投影器4发射辐射5并将点图案6投影到牙列2上。第一摄像机7和第二摄像机8以同步方式对点图案6进行成像。投影器4、第一摄像机7和第二摄像机8的操作可以由控制单元9控制,所述控制单元9可以位于扫描仪3的手柄10内。由第一摄像机7和第二摄像机8生成的数字图像被传送到数据处理单元11。数据处理单元11包括数据总线12、处理器13和存储装置14,所述存储装置14用于存储诸如数字图像的数据和计算机程序(所述计算机程序可以用于处理如本文所描述的数字图像)。数据处理单元11还可以设置有诸如键盘或鼠标的常用输入装置15以及诸如显示器的常用输出装置16。

[0059] 图2是口内扫描仪3的一些内部组件的立体图。投影器4布置在口内扫描仪3的远端。投影器4设置有由激光二极管17形成的辐射源,激光二极管17沿纵向方向朝向口内扫描仪3的远端发射辐射5。辐射5通过反射镜18偏转到横向方向。偏转的辐射照射到微透镜阵列

19上,所述微透镜阵列19也可以形成窗口,用于点图案6的辐射5通过所述窗口离开口内扫描仪3。

[0060] 激光二极管17通常在20至100mW的功率范围内工作,并且可以发射波长范围在400nm至500nm之间的辐射。已经发现,波长越短空间精度越好。激光二极管17可以发射波长在450nm+/-5nm范围内或405nm+/-5nm范围内的辐射5,或者优选地发射波长大约为450nm或405nm的辐射5。考虑到摄像机7和8的灵敏度,使用450nm+/-5nm(特别是450nm)的波长可能是有利的,因为摄像机7和8倾向于在这些波长下更灵敏,因此在该波长下每空间精度的信噪比最大化。

[0061] 投影器4可以进一步设置有用附加辐射照射牙列2的辅助辐射源。图1和图2中未示出该辅助辐射源。辅助辐射源可以用于拍摄牙列2的彩色照片或用于检测蛀牙,特别是用于检测如US2006/0227216A1所述的龋齿,其中疝气灯可以由发射紫外光至近可见光的辐射的LED替代。

[0062] 口内扫描仪3进一步包括底板20,第一摄像机7和第二摄像机8安装在底板20上。底板也可以承载控制单元9。底板20带有用于将口内扫描仪3连接至数据处理单元11的连接器21。

[0063] 图3是投影器4以及两个摄像机7和8的立体正视图。投影器4包括激光二极管17。投影器4进一步设置有棒状透镜22,所述棒状透镜22用作光束整形光学器件,如将在下文说明的。反射镜18和最终微透镜阵列19沿着辐射5的路径跟随棒状透镜22。

[0064] 图4示出了辐射5从激光二极管17到物体24的表面23的路径,点图案6将被投影到所述表面23上。辐射5作为具有椭圆形截面的辐射光束25从激光二极管17发出。棒状透镜22在一个方向上加宽辐射光束25的光束发散,使得光束发散在所有方向上变得更加均匀。由棒状透镜22变换的辐射光束25照射到反射镜18上,所述反射镜18使辐射光束25沿横向方向朝向微透镜阵列19偏转。

[0065] 微透镜阵列19平行于口内扫描仪3的纵向轴线L定向。从而,点图案6被投影在相对于扫描仪3的纵向轴线L的横向方向上,使得点图案6位于扫描区域26内,所述扫描区域26由第一摄像机7的视场27和第二摄像机8的视场的重叠区域限定,视场27和28也沿横向方向定向,使得扫描26覆盖点图案6的至少一部分。

[0066] 在图4中,辐射光束25示出为跟随光束轴线29。图5是在激光二极管17的辐射发射区域30的平面中沿着光束轴线29穿过辐射光束25的截面。该发光区域30可以是激光二极管17的平面pn结。

[0067] 为了简洁,图5中省略了反射镜18。

[0068] 从图5可以看出,辐射光束25包括由微透镜阵列19的微透镜32形成的多个子光束31。微透镜32布置基板33上,所述基板33对于激光二极管17发射的辐射5是透明的。微透镜32形成在基板33的前侧34,其中前侧34是面向物体24的一侧。微透镜阵列19的微透镜32是半凸透镜,其平坦基部布置在基板33的前侧34,并且其弯曲侧面向物体24。曲率半径通常在2mm至3mm的范围内,这对应于4mm至6mm的焦距。曲率半径例如可以是2.5mm,这对应于5mm的焦距。微透镜阵列19可以在20mm^{2}至70mm^{2}的总面积上延伸。微透镜32的密度可以在1200至6000/cm^{2}的范围内。

[0069] 微透镜32可以由聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)或聚碳酸酯(PC)制成,因为两者都显示

出合适的可塑性。曲率半径取决于所需的焦距和用于形成微透镜32的材料的类型。2mm至3mm范围内的曲率半径也适用于所述材料。

[0070] 每个微透镜32将激光二极管17的出瞳成像到物体24的表面23上的各个区域,从而在物体24的表面23上生成点图案6。点图案6的投影聚焦在投影面35上,所述投影面35由每个子光束31会聚到点36的位置限定,这意味着各子光束31的截面的横向延伸最小。如果所有微透镜32具有相同的焦距,则投影面35通常是平面。

[0071] 投影面35上的点图案6的每个点36是激光二极管17的出瞳的图像。由于每个子光束31中照射到微透镜32上的光线不是准直的而是发散的,因此微透镜32的焦距小于物体距离D,其中物体距离D是沿着光束轴线29从基板33的前侧34到投影面37的距离。

[0072] 除了微透镜32之外,唯一的光束整形光学元件是布置在微透镜阵列19和激光二极管17之间的棒状透镜22。在辐射发射区域30的平面中,棒状透镜22使子光束31保持不变。因此,在辐射发射区域30的平面中,棒状透镜22仅具有平面窗口的效果。

[0073] 应当注意,在本申请的语境中,反射镜或平面窗口不应被视为光束整形光学元件。因此,在改进的实施方案中,微透镜阵列19可以被位于微透镜阵列19和物体24之间的出射窗口保护。在进一步改进的实施方案中,辐射光束25可以通过沿辐射5的方向布置在微透镜阵列19后方的反射镜偏转到横向方向。该反射镜可以是除反射镜18之外的附加反射镜,或者可以替代反射镜18。

[0074] 由于微透镜32的较小横向延伸,在微透镜阵列19的物体侧限定子光束31的边缘光线37的定向以较小的角度会聚。从而,子光束31的截面沿着光束轴线29缓慢地变化。考虑到口内扫描仪3并不总是保持在距离牙列2限定的距离处,使得投影面35通常不能与物体24的表面23重合,因此点图案6包括较大的景深锐度是有利的。另外,物体24的表面23通常不形成平面。

[0075] 微透镜阵列19进一步具有的优点是激光二极管17发射的辐射5完全用于生成点图案6,因为生成点图案6不需要辐射吸收停止掩模(radiation absorbing stop mask)。

[0076] 图6示出了在与辐射发射区域的平面成直角的平面中与单个微透镜32相关的子光束31的光束路径。如图5所示,为了简洁,省略了反射镜18。

[0077] 从图6可以看出,棒状透镜30增加了激光二极管17发射的辐射光束25的发散,使得光束25完全地照射微透镜阵列19。

[0078] 如上所述,激光二极管17的光束25具有椭圆形截面,因为激光二极管17的辐射发射区域30的平面中的光束发散大于与辐射发射区域30的平面成直角的方向上的光束发散。棒状透镜22使光束25的发散均匀化,因为棒状透镜22在与辐射发射区域30的平面成直角的方向上增加光束发散。因此,棒状透镜22的纵向轴线位于激光二极管的辐射发射区域30的平面内。

[0079] 应当注意,微透镜32不是必须位于基板33的前侧34。相反,微透镜32也可以布置在基板33的面向激光二极管17的相对后侧38。在这种情况下,微透镜32的焦距应该小于基板33的表面和成像到投影面35的激光二极管17的出瞳之间的距离。

[0080] 图7是微透镜阵列19的俯视图。微透镜32布置在形成蜂窝结构39的六边形网格上,其中六边形蜂窝边界40限定蜂窝单元41。

[0081] 为了可以在点图案6内识别投影图案的子图案,微透镜32以非周期性方式布置。每

个微透镜32的中心沿随机选择的方向线性偏移随机选择的量,其中偏移量小于在选择的方向上从蜂窝边界40到蜂窝中心42的距离。偏移量通常在从蜂窝中心42到蜂窝边界40的距离的10％至20％的范围内。偏移方向和偏移量以示例性的方式由位移箭头43示出。因此,通过计算数字图像数据与搜索到的点图案6的子图案的相关函数,可以在数字图像中识别出点图案6的子图案的位置。在识别出搜索到的子图案的位置之后,甚至可以确定各个点36的位置。

[0082] 微透镜32的尺寸,特别是它们的厚度和它们的曲率半径选择为使得微透镜32彼此邻接,在微透镜32之间没有间隙。从而,在蜂窝结构39内,微透镜阵列19的外表面处的微透镜32的轮廓通常与基板33的前侧34相距一定距离。

[0083] 将微透镜32布置在蜂窝结构39中的优点是微透镜32的蜂窝边界40接近圆形。与具有布置在矩形网格上的微透镜的微透镜阵列相比,在距离微透镜中心较大距离处,尤其是在轮廓的拐角附近最有效地减小透镜误差。蜂窝结构39进一步使点图案6中的点36的密度最大化。

[0084] 图8是摄像机7和8以及它们各自的视场27和28的俯视图。摄像机7和8都可以安装在底板20上,使得视场27和28的各自的轴线44和45沿同一方向定向。两个摄像机7和8都设置有摄像机光学器件46,所述摄像机光学器件46将包括点图案6的物体24成像在传感器47上,所述传感器47通常是生成物体24和点图案6的数字图像的传感器芯片。

[0085] 两个摄像机7和8的视场27和28都具有矩形形状,其中两个视场27和28的较长的边沿着长度为b的基线48延伸,所述基线48在两个摄像机7和8中的传感器47的中心之间延伸。基线48的长度b选择为使得两个摄像机7和8的视场27和28重叠。两个视场2和42的重叠区域是扫描区域26,扫描区域26通常示出为宽度在9㎜至20㎜之间,高度在7.5㎜至16㎜之间。

[0086] 摄像机7和8可以进一步设置有波长过滤器49,所述波长过滤器49布置在来自物体24并照射到传感器47上的辐射的光路中。波长过滤器49例如可以布置在摄像机光学器件46的前方。如US2006/0227216A1中详细描述的,这种波长过滤器可以用于检测蛀牙或龋齿。

[0087] 应当注意,口内扫描仪3可以在两种独立的工作模式下工作。在第一工作模式中,打开上述辅助辐射源并且关闭激光二极管17,可以拍摄牙列2的彩色图像。该工作模式也可以用于检测牙列2中的蛀牙或龋齿。在第二工作模式中,激光二极管17用于生成牙列2的三维模型。

[0088] 以下说明涉及用于生成三维模型的第二工作模式。

[0089] 微透镜阵列19在两个摄像机7和8下方,位于两个摄像机7和8之间,如图9所示,图9示出了摄像机7和8以及投影器4的微透镜阵列19的侧视图。微透镜阵列19布置为使得对于较大范围的工作距离WD,投影的点图案6至少部分地落在摄像机7和8的扫描区域26内。工作距离WD是摄像机7和8的一者的入瞳与沿着摄像机7或8的视场27或28的轴线44或45测量的扫描区域26之间的距离。微透镜阵列19朝向与光束25的光束轴线29成直角的轴线倾斜20°至30°范围内的角度α,以使微透镜32与物体24的表面23之间的距离均等。如果沿着形成微透镜32的基部的基板33的前侧34观察,角度α通常大于光束轴线29与视场44和45的轴线的一者之间的角度β的一半。

[0090] 图10示出了计算机立体视觉的基本原理。物体24的表面23上的点成像在位置x_1处的第一摄像机7的传感器47上,并且成像在位置x_2处的第二摄像机8的传感器47上。这些图

像点有时被称为两个数字图像中的同源点。两个传感器47的中心分开基线b。由摄像机光学器件46形成的入瞳的中心也分开长度为b的距离。如果入瞳和传感器表面之间的距离等于f,则点36的位置和入瞳之间的距离d可以基于中心投影原理计算如下:

[0091] $$d = \frac{b \cdot f}{x_1 + x_2}$$

[0092] 总和x_1+x_2就是所谓的视差。因此,视差与点36的距离d成反比。在扫描区域26内可以生成所谓的视差图,所述视差图示出扫描区域26内的每个图像点的视差。视差图的图形表示通常以灰度编码,其中灰阶与视差成反比。这意味着在较小工作距离WD处的物体24的表面23上的点看起来比在较大工作距离WD处的物体24的表面23上的点更亮。

[0093] 图11示出了投影器4与摄像机7和8在工作距离为8mm时的空间关系。上面的图包含由第一摄像机7拍摄的点图案6的左数字图像和由第二摄像机8拍摄的右数字图像。

[0094] 下面的图示出了基于左数字图像和右数字图像重叠的扫描区域26计算得到的视差图。

[0095] 随后的图12至图16对应于图11,但是工作距离分别为10mm、12mm、14mm、16mm和18mm。在视差图中,视差变得越来越暗,表示随着工作距离的增加,视差值越来越小。更大的工作距离,视差减小,但仍然足够精度地确定距离。

[0096] 根据主动立体视觉(active stereo vision,ASV)的原理对两个摄像机7和8拍摄的数字图像进行处理,这是本领域公知的方法。在该方法中,结构光被投影到物体24上,并且基于至少一对位于不同位置的摄像机拍摄的成对数字图像确定重叠扫描区域26中的视差来重建三维物体24。

[0097] 图17示出了基于第一摄像机7和第二摄像机8拍摄的数字图像来重建三维图像的方法的主要步骤。所述方法可以由数据处理单元11的处理器13基于摄像机7和8记录的数字图像来执行。在下文中,这些数字图像也被称为帧。

[0098] 所述方法从图像拍摄50开始,在该方法步骤中,摄像机7和8生成一系列具有高密度图像质量的真彩色数字图像。数字图像或帧由第一摄像机7和第二摄像机以同步方式拍摄。帧率通常在50至80帧/秒的范围内。

[0099] 在随后的预处理步骤60中,对帧进行预处理。例如,成像的组织可以被自动分类。将与软组织相关的图像区域从帧中去除,并且自动检测各种物体之间的边缘。这些任务可以由神经网络或其他形式的人工智能来执行。

[0100] 在方法核心70中,从图像中提取关于扫描的牙列2的三维结构的信息。例如,基于视差图生成景深图,组合与口内扫描仪3的不同位置相关的各个景深图,并形成限定牙列2的表面的网格。

[0101] 在进一步的模型生成步骤80中,形成牙列2的三维模型。

[0102] 在可视化步骤90中,最终可以将所构建的三维模型在数据处理单元11的显示器16上可视化。

[0103] 在可选的后处理步骤100中,三维模型可以由操作者编辑并最终确定。

[0104] 图18示出了预处理60的进一步细节。

[0105] 预处理从帧验证61开始。在该步骤中,对帧进行分析以验证它们是否具有预期的信息内容,从而确保帧显示口腔。

[0106] 帧验证61之后是帧调节62。在该步骤中,对帧进行准备以用于下一个处理步骤。帧被重新缩放、裁剪、翻转和纠偏或均等。

[0107] 在帧调节62之后,在分割步骤63中对在帧中成像的组织的类型进行分割。

[0108] 图19进一步说明了所述方法的核心。

[0109] 第一步是执行校正71。校正71应用于第一摄像机7和第二摄像机8在同一时间点生成的相应帧。对两个帧进行重映射以使两个帧中的同源点位于水平线上。在随后的景深图生成72中,对两个帧中的同源点进行匹配,并将它们之间的视差存储在视差图中。根据上述结合图10阐述的立体视觉的原理,从视差图获得场景的景深图。

[0110] 对于每一对新的帧,基于景深图的同源三维点的匹配,通过使用配准算法的配准73将新生成的景深图添加到先前的景深图中,以形成全局点云。

[0111] 对得到的点云执行渐进网格划分74。渐进网格划分74能够在显示器16上实时可视化逐渐增大的三维场景。

[0112] 图20示出了后续的模型生成80的进一步细节。

[0113] 在异常点的去除81中,从点云中去除不属于场景表面的孤立的和不相关的点,以减少最终网格上的噪声。

[0114] 通过分割和集群去除82,识别出表示不属于表面32的集群的点组并将其从点云中去除,以避免最终网格的突出。

[0115] 随后点云中的点数减少。在重复点的去除82中,点云中欧式距离(Euclidean distance)为零的顶点被合并。

[0116] 根据需要,应用进一步的过滤器。可以应用空间过滤器84,所述空间过滤器84保持与原始点云相同的拓扑结构,但仅包括原始点的一小部分。

[0117] 然后,经过滤和抽取的点云用于3D网格重建85,以基于点位置和表面法线获得所谓的封闭的网格(watertight mesh)表面。

[0118] 然后,在封闭的网格表面上执行网格裁剪86以限制其原始点云的延伸以及去除最终孤立的多边形。

[0119] 通过颜色映射87,包含在场景的彩色图像中的颜色信息可以被重新分配到整个网格上的网格表面。

[0120] 网格平滑88可以最终用于规整表面并减少多边形噪声。

[0121] 图21示出了用本文所述的口内扫描系统执行的测试的结果。通过使用具有总共1800个微透镜32的微透镜阵列19,在工作距离为10mm处扫描牙齿表面来对口内扫描系统进行测试。

[0122] 灰色阴影表示重建的三维模型的精度。平均精度在14μm的范围内。整个三维模型的精度根据具有13μm的范围内的方差σ的分布而变化。

[0123] 本文所述的系统和方法基于主动立体视觉(ASV)的原理。然而,应当注意,也可以基于结构光立体(SLS)的原理来评估图像。在该方法中,如本文所述,根据主动立体视觉的原理评估成对图像中的差异。此外,评估每个摄像机的图像与参考距离处的参考图像的偏差。根据这些差异,可以计算出景深图。在本领域中,该附加评估也被称为三角测量。然而,三角测量的一个问题是参考图像的校准。因此,通过三角测量来获得额外的景深信息需要付出相当大的努力。

[0124] 图22示出了口内扫描仪3的改进的实施方案的一部分。图22特别示出了手柄10的远端部分203,其设置有改进的投影器204,除了省略了反射镜18,改进的投影器204包括与投影器4相同的组件。因此,投影器204沿着纵向轴线L投影点图案6。远端部分203进一步设置有第一摄像机207、第二摄像机208和第三摄像机209,它们围绕投影器204布置并且能够拍摄彩色和/或灰度图像。远端部分203可以进一步设置有用于(例如用UV光)照射牙列2的LED 210。投影器204、第一摄像机207、第二摄像机208和第三摄像机209可以用于如上所述的主动立体视觉,以及用于被动立体视觉或三角测量。远端部分203还可以包括中空尖端211。在尖端211的远端212处,设置有使光束25沿横向方向偏转的反射镜218。尖端211可以从手柄10拆卸。尖端进一步可以高压灭菌,并且可以设置有加热元件和/或用于抑制反射镜218起雾的合适涂层。

[0125] 由于与图1至图16的实施方案相比,光路更长并且与光束轴线29成直角的点图案6的横向扩展更大,尖端211可以扩大点图案6的尺寸。与图1至图16所示的实施方案相比,用于投影器204的微透镜32的焦距必须相应地更长,并且微透镜32的曲率半径必须更大。图22的实施方案能够使光路长度和工作距离WD达到50mm。

[0126] 图23示出了口内扫描仪3的进一步改进的实施方案。图23再次描绘了手柄10的远端部分203。远端部分203被套筒形尖端219覆盖,套筒形尖端219可以从手柄10的远端部分203移除。与图22所示的实施方案相比,图23的实施方案能够使光路更短并且能够使工作距离WD超过20mm。

[0127] 为了生成牙列2的彩色图像,可以交替地启用激光二极管17和辅助辐射源,并且可以由摄像机7和8拍摄相应的图像。然后,在辅助辐射源的照射下拍摄的图像可以用于颜色映射87,以生成具有牙列2的彩色表面的三维模型。

[0128] 数据处理单元11可以是具有至少一个物理或逻辑处理器13的计算机。数据处理单元11也可以在多个实体计算机上实现,或者可以是包括显示器16的集成设备。

[0129] 还应当注意,如果代码由数据处理单元11或某个其他实体中的处理器执行,则所述方法可以由包含用于实现本文所述方法的代码的计算机程序产品实现。在一些实施方案中,计算机程序产品可以是存储在计算机可读数据载体(例如光盘、压缩光盘或数字通用盘等)上的代码。在其他实施方案中,计算机程序产品也可以是存储在服务器或服务器阵列上的数据存储单元上的代码。这种数据存储单元可以是硬盘或硬盘阵列等。在进一步的实施方案中,数据载体也可以是电载波信号,所述电载波信号可以用于从服务器传送代码,所述服务器可以用于将程序代码下载到客户端。

[0130] 在本说明书的整个描述和权利要求中,除非上下文另有要求,否则单数包括复数。特别地,在使用不定冠词的情况下,除非上下文另有要求,否则说明书应被理解为考虑复数以及单数。

[0131] 结合本发明的特定方面、实施方案或示例描述的特征、数值、特性、合成或组合应理解为适用于本文描述的任何其他方面、实施方案或示例,除非与其不兼容。

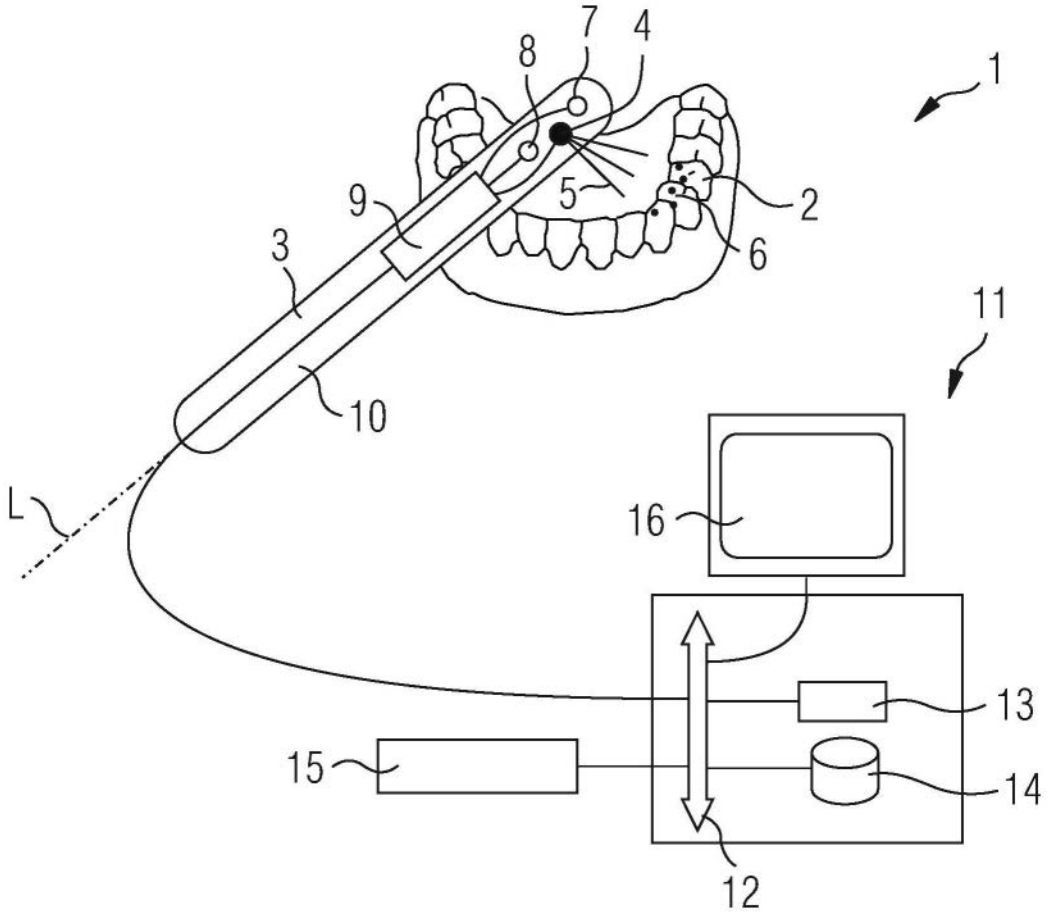


图1

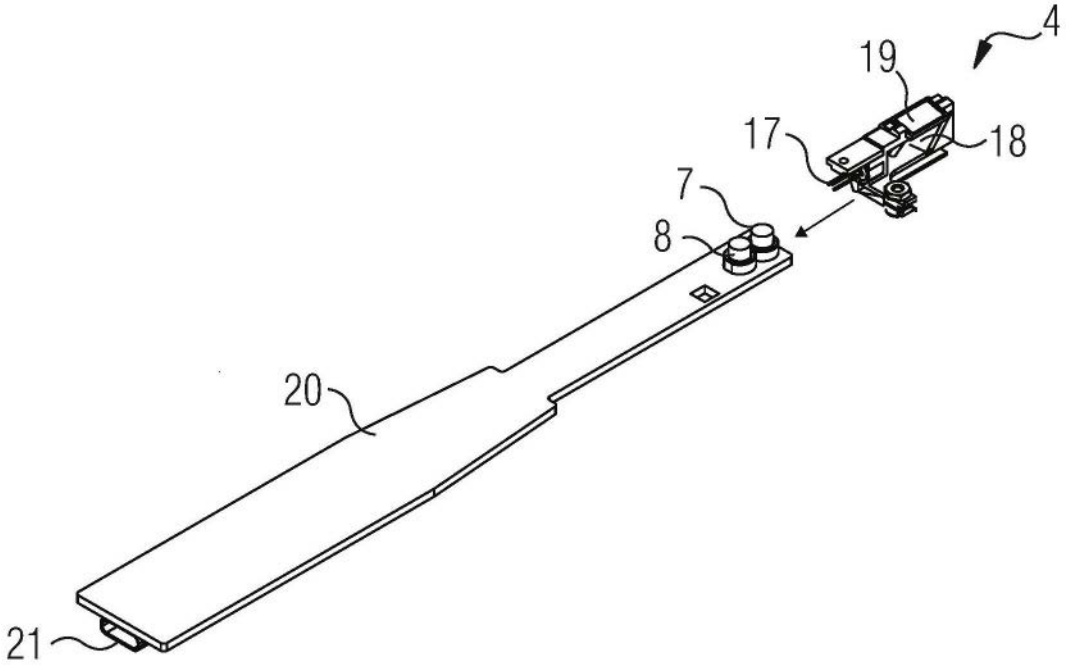


图2

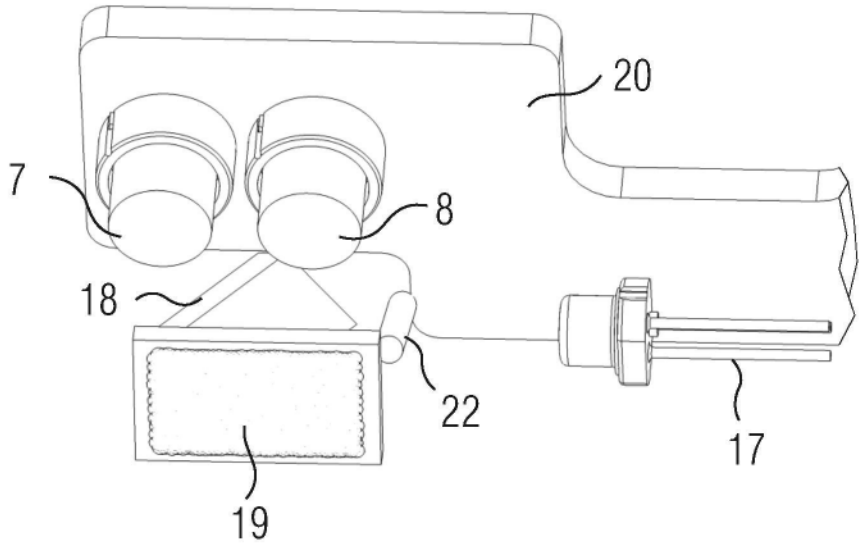


图3

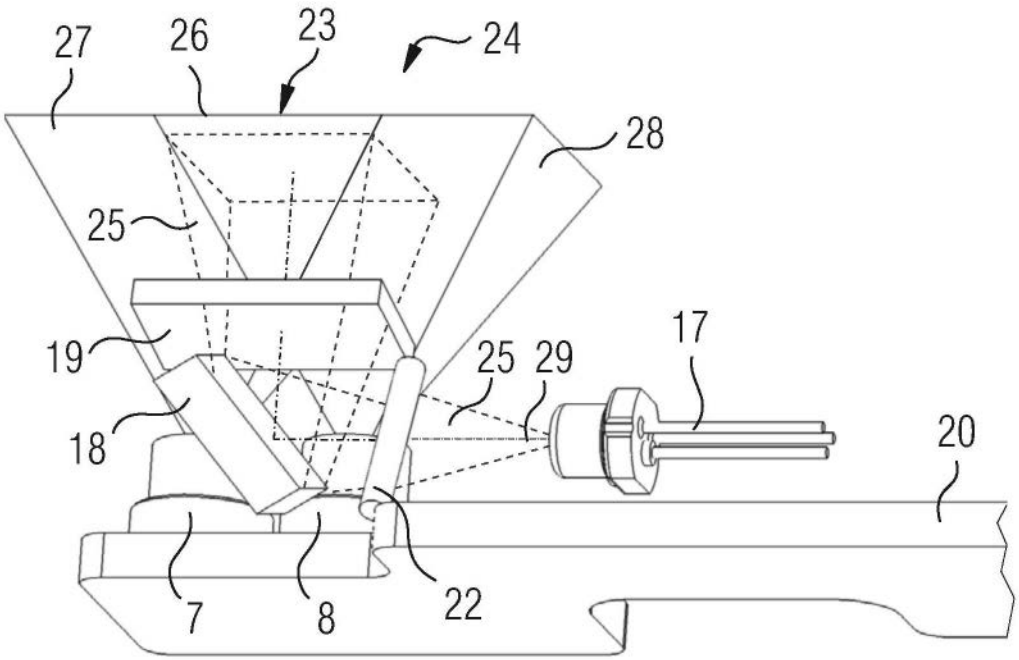


图4

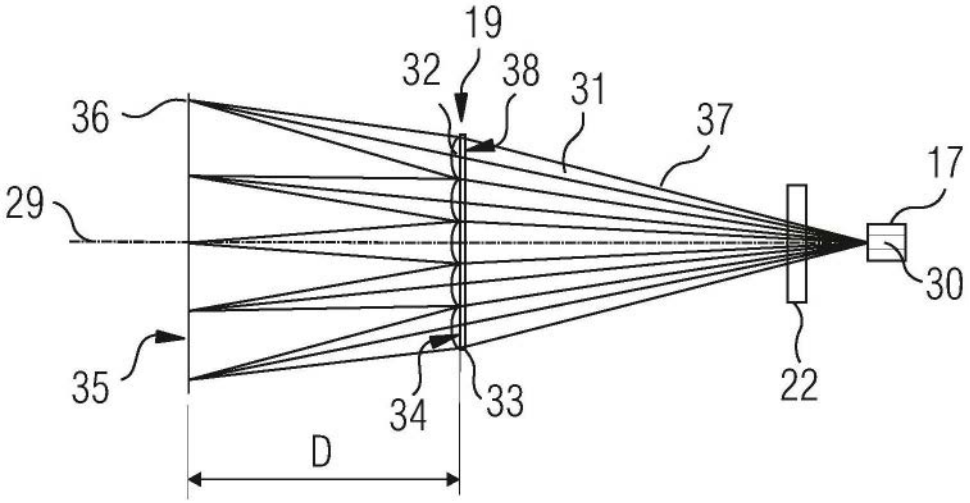

19
32
38
31
37
36
17
29
30
35
22
34
33
D

图5

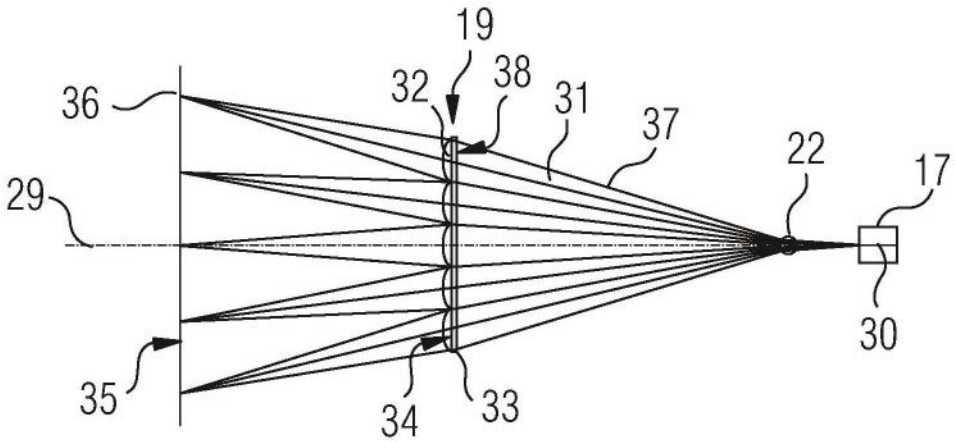

19
32
38
31
37
36
22
17
29
30
35
34
33

图6

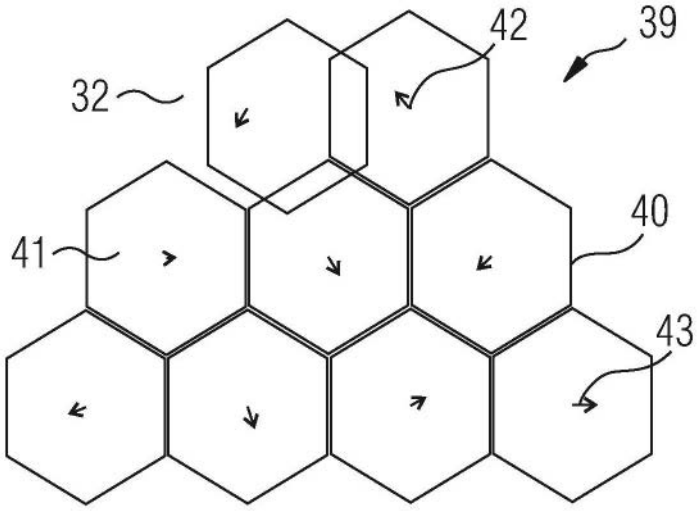

42
39
32
40
41
43

图7

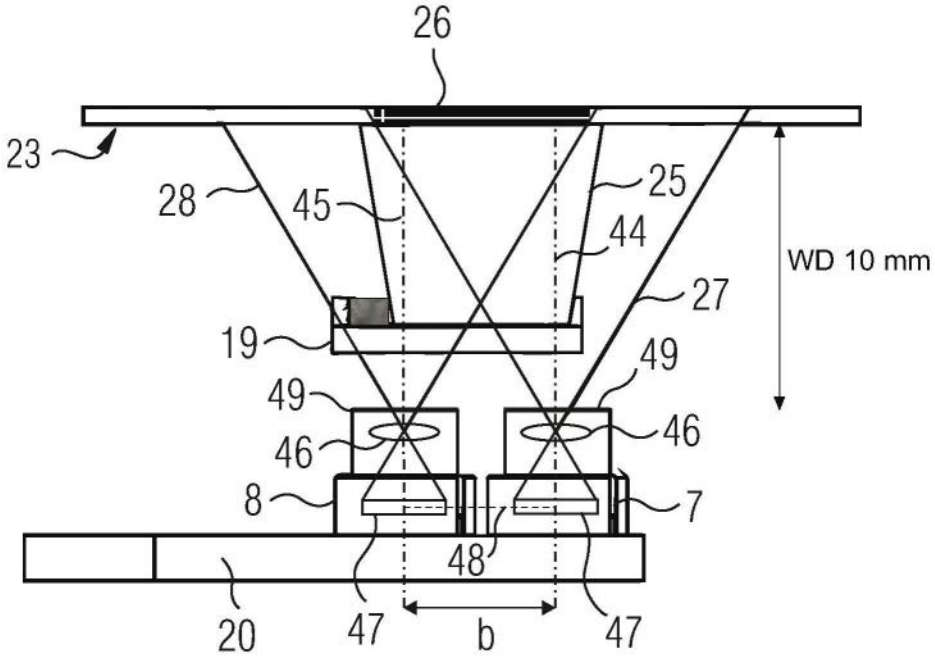

26
23
28
45
25
44
WD 10 mm
27
19
49
49
46
46
8
7
48
20
47
b
47

图8

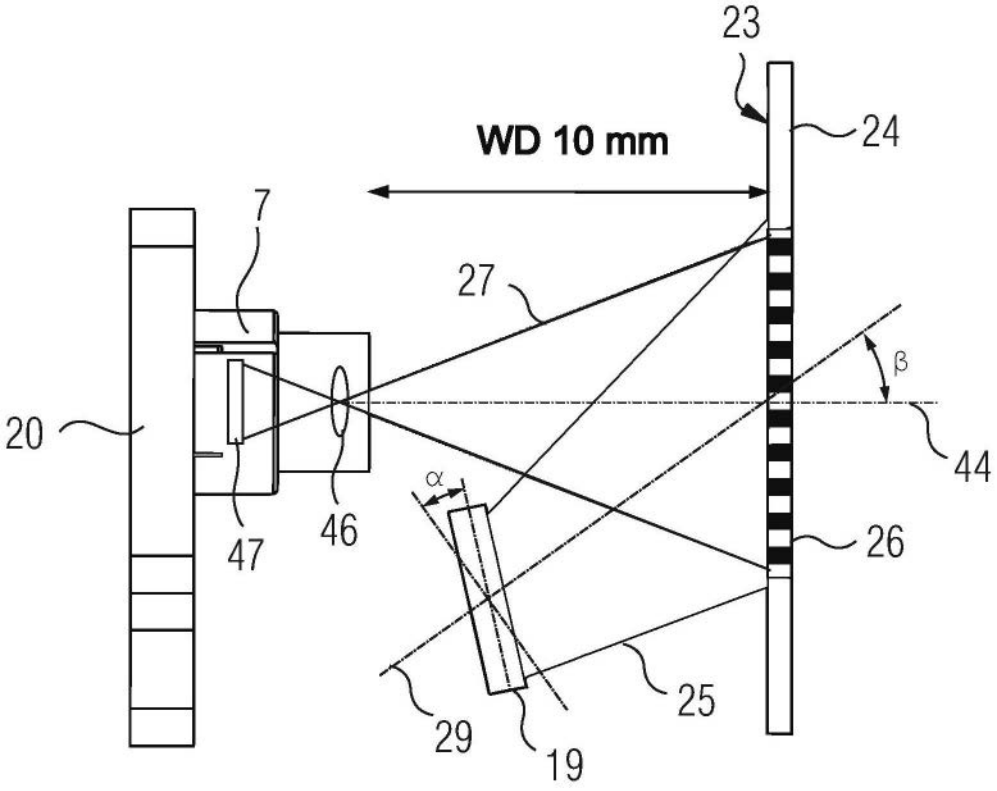


图9

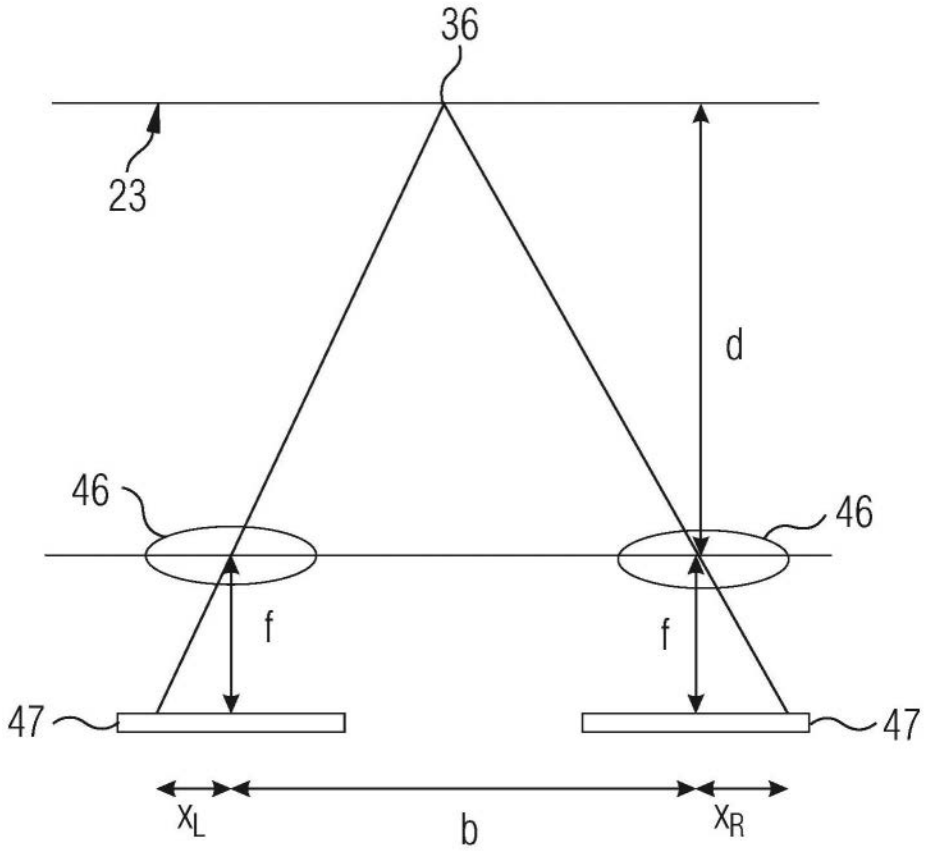


图10

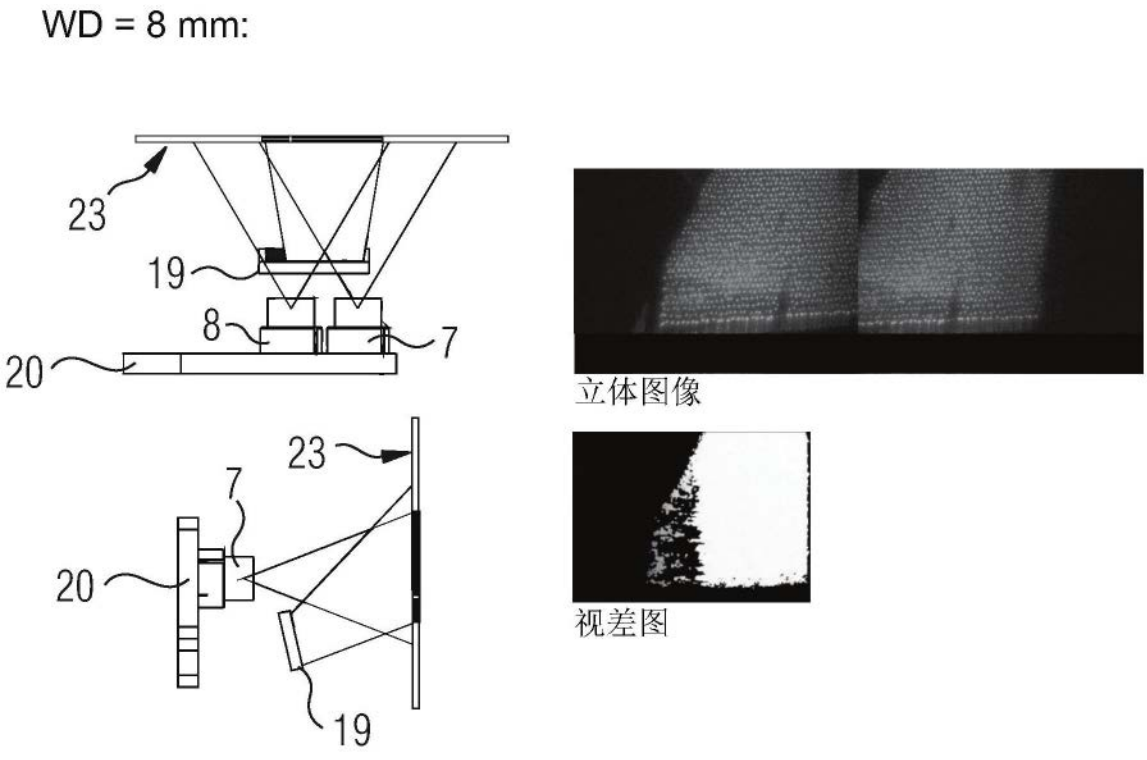
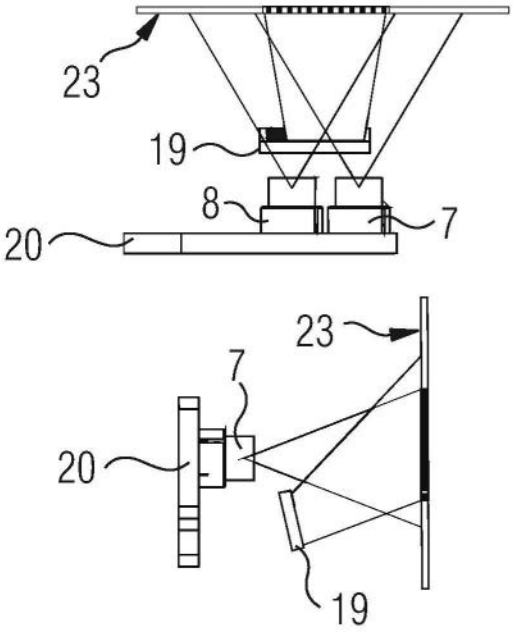
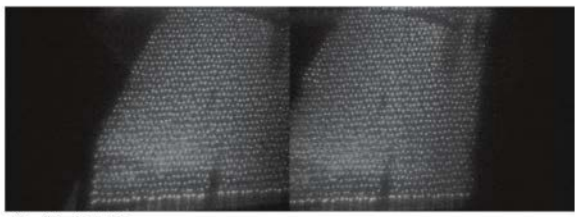


图11

WD = 10 mm:

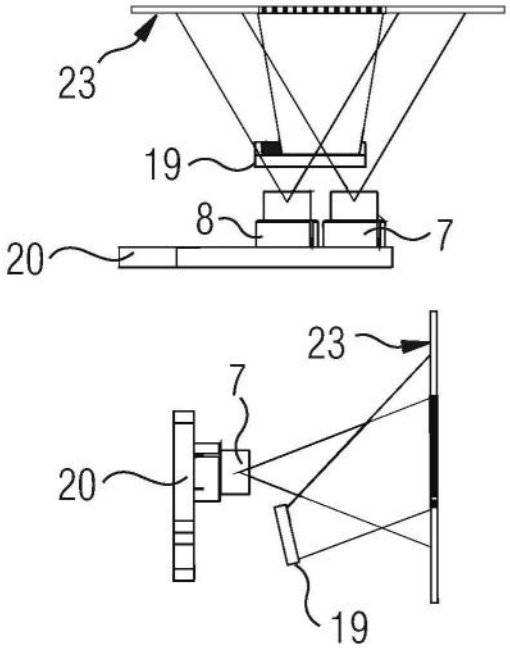


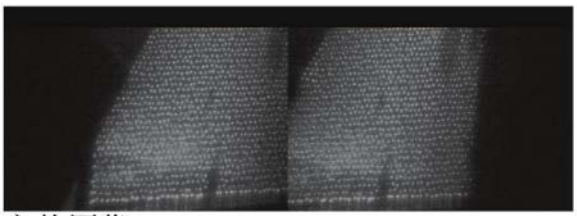

立体图像


视差图

图12

WD = 12 mm:




立体图像

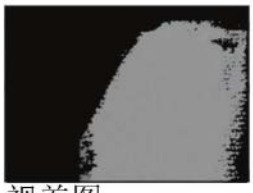

视差图

图13

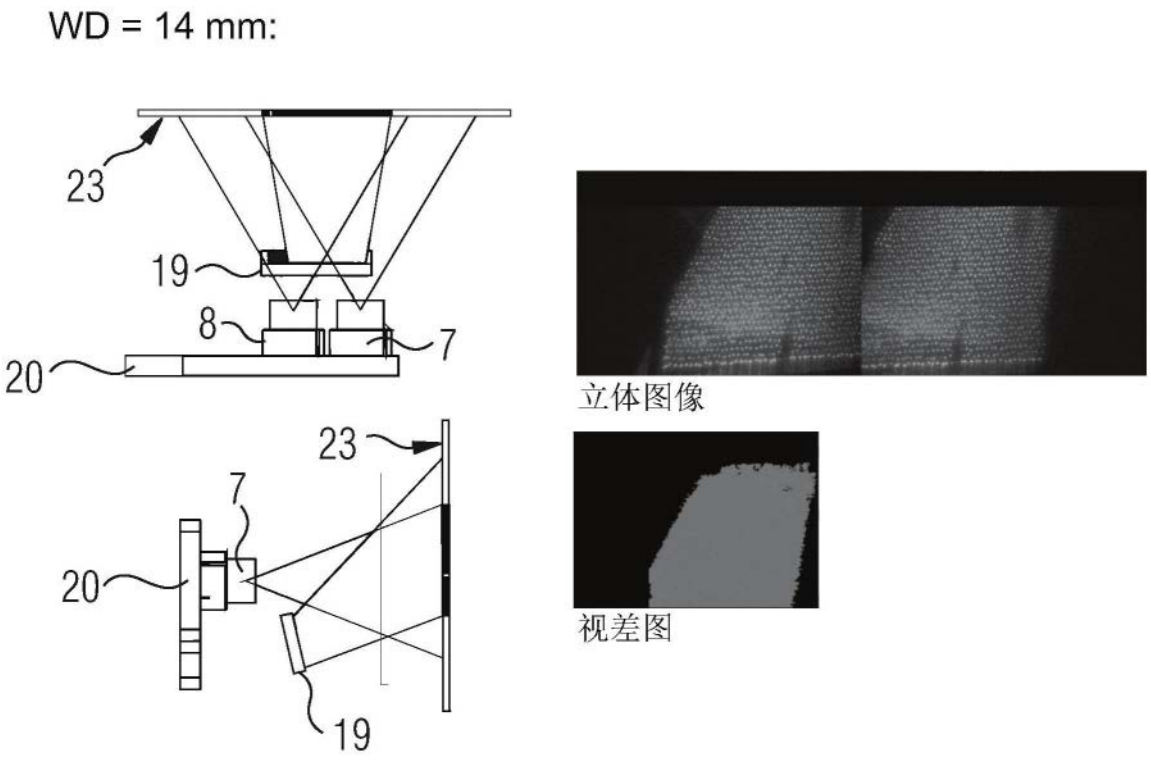

WD = 14 mm:
23
19
8
7
20
23
7
20
19
立体图像
视差图

图14

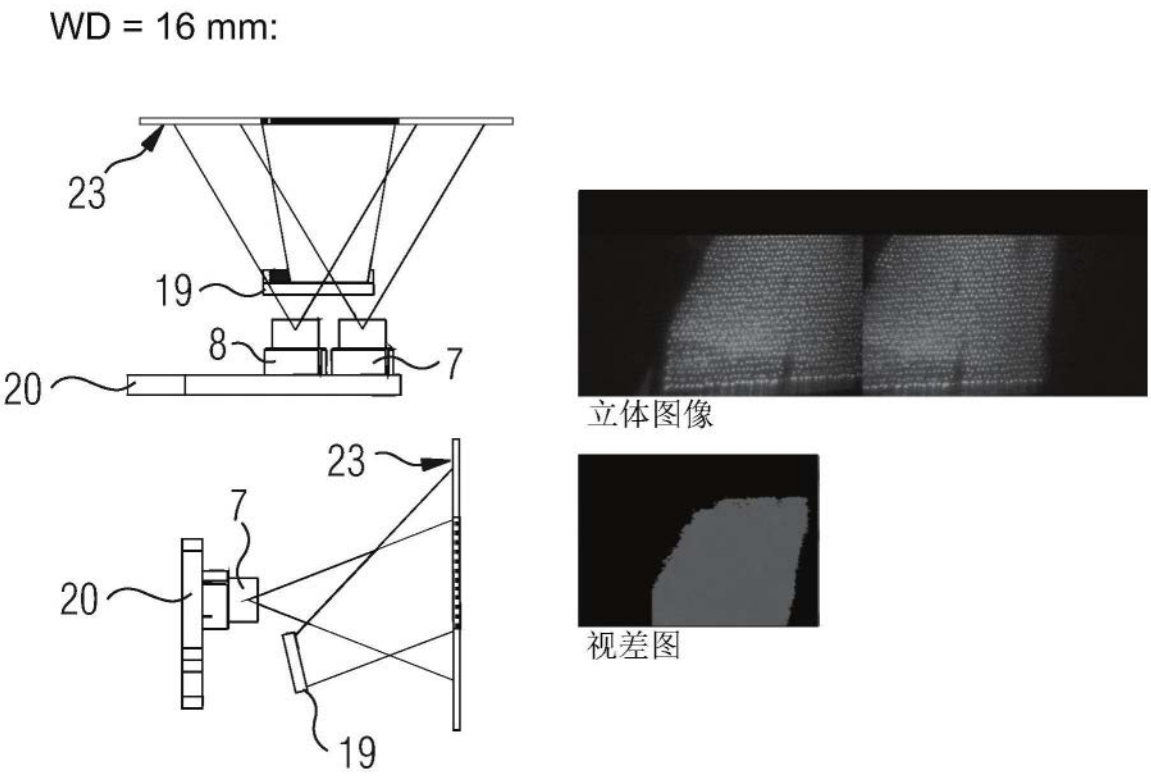

WD = 16 mm:
23
19
8
7
20
23
7
20
19
立体图像
视差图

图15

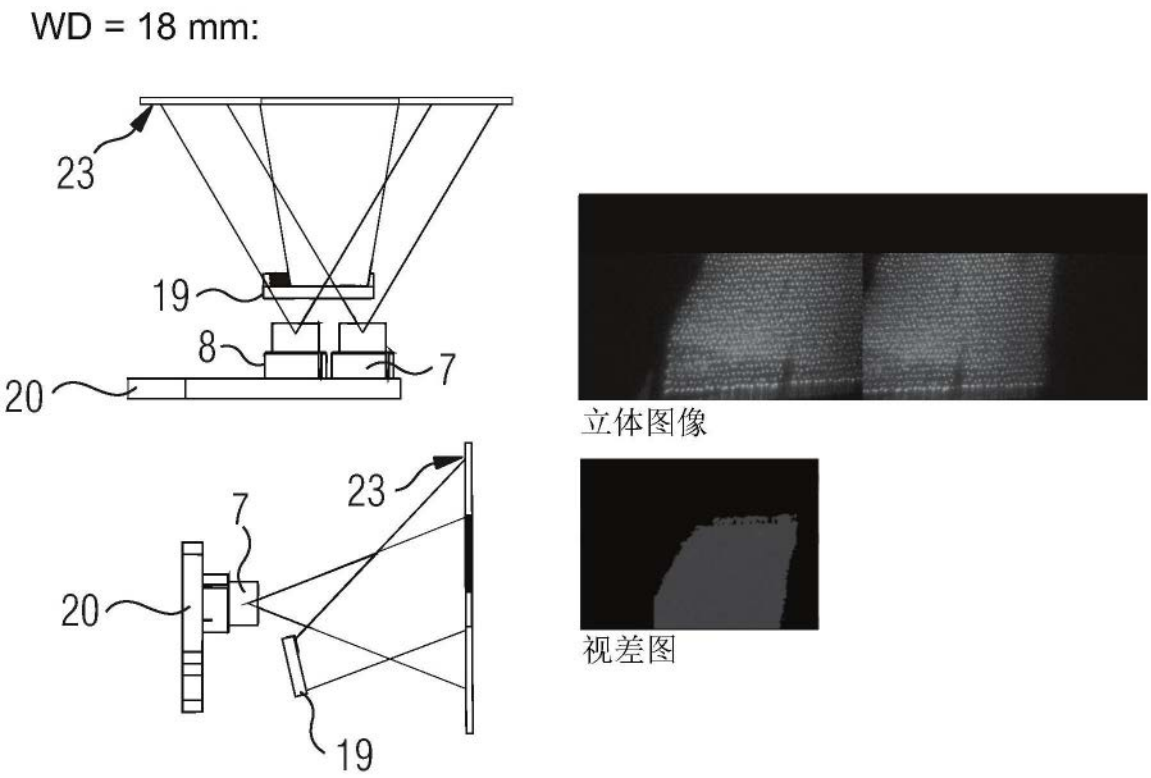

WD = 18 mm:
23
19
8
7
20
立体图像
视差图
23
7
20
19

图16

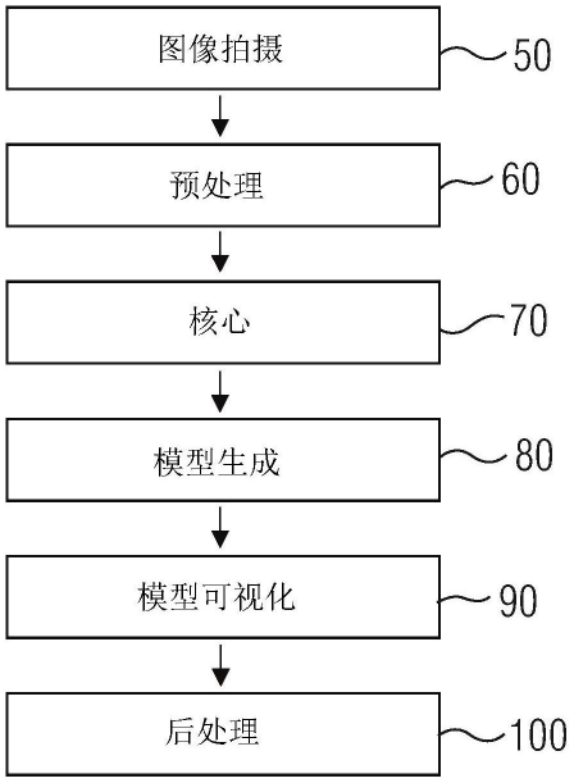

图像拍摄
50
预处理
60
核心
70
模型生成
80
模型可视化
90
后处理
100

图17

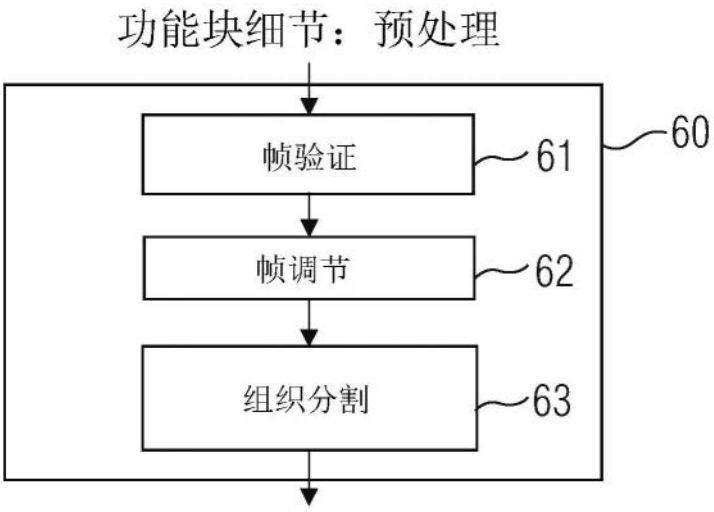

功能块细节：预处理
帧验证
61
60
帧调节
62
组织分割
63

图18

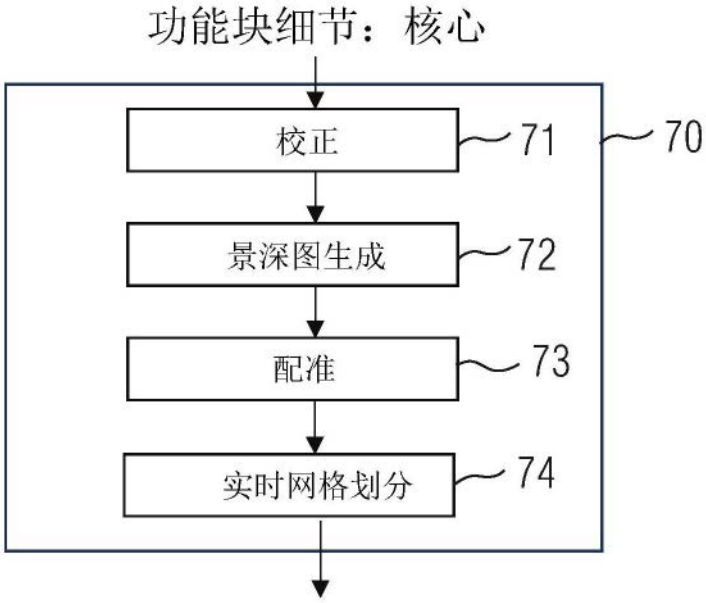

功能块细节：核心
校正
71
70
景深图生成
72
配准
73
实时网格划分
74

图19

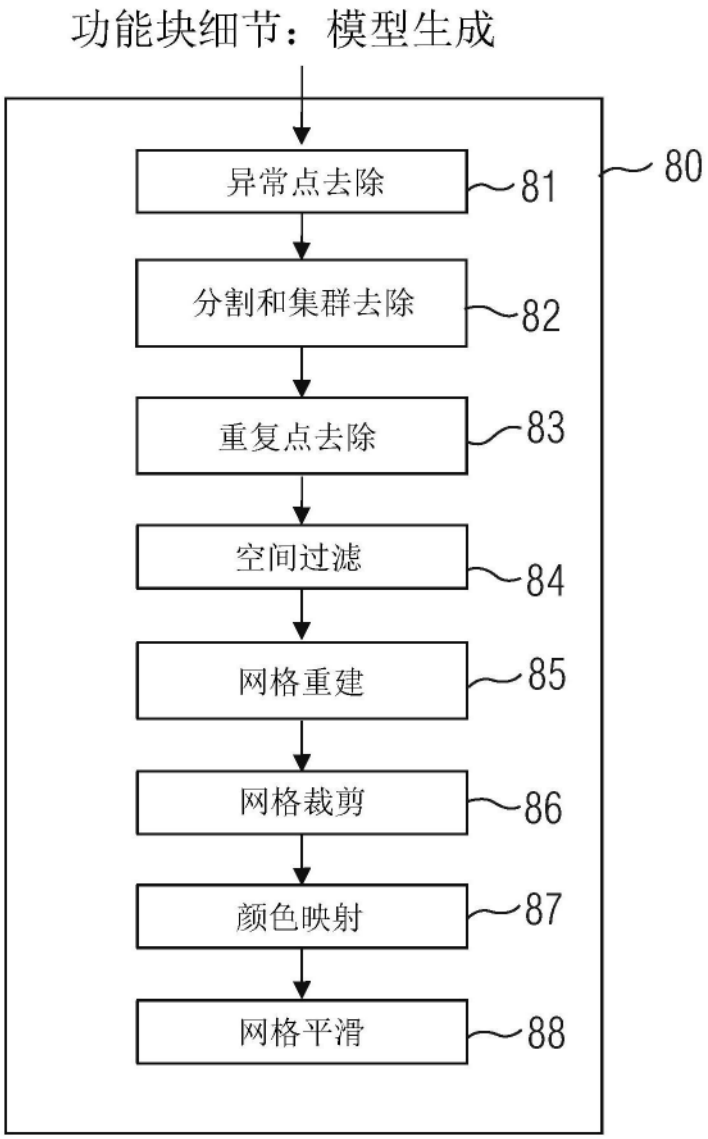
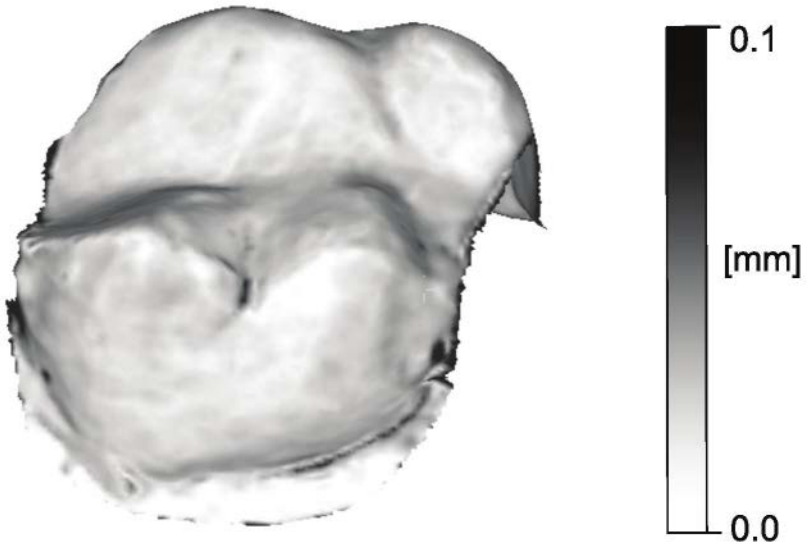

功能块细节：模型生成
异常点去除
81
80
分割和集群去除
82
重复点去除
83
空间过滤
84
网格重建
85
网格裁剪
86
颜色映射
87
网格平滑
88

图20

精度图



$\mu = 14.4 \pm 2.1\ \mu m$

$\sigma = 13.3 \pm 1.5\ \mu m$

图21

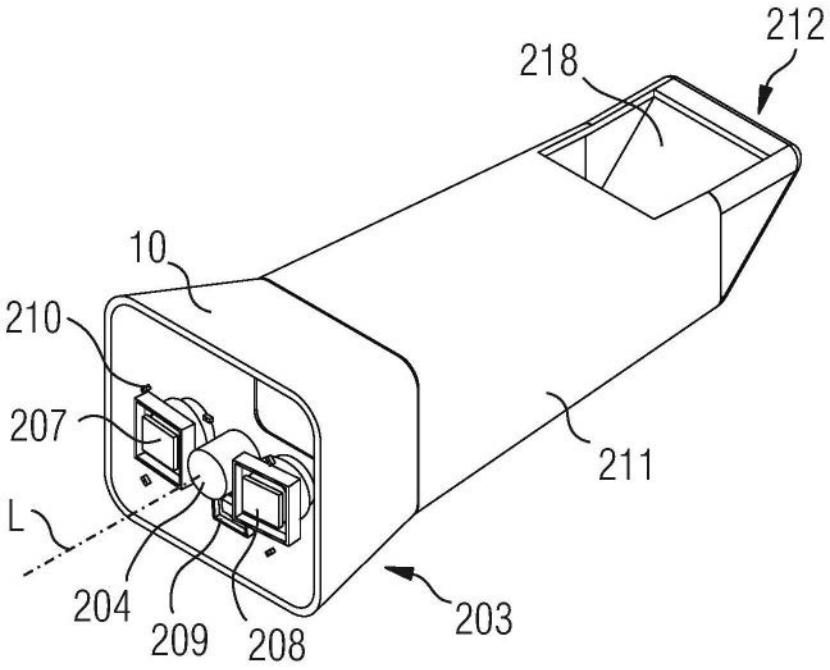


图22

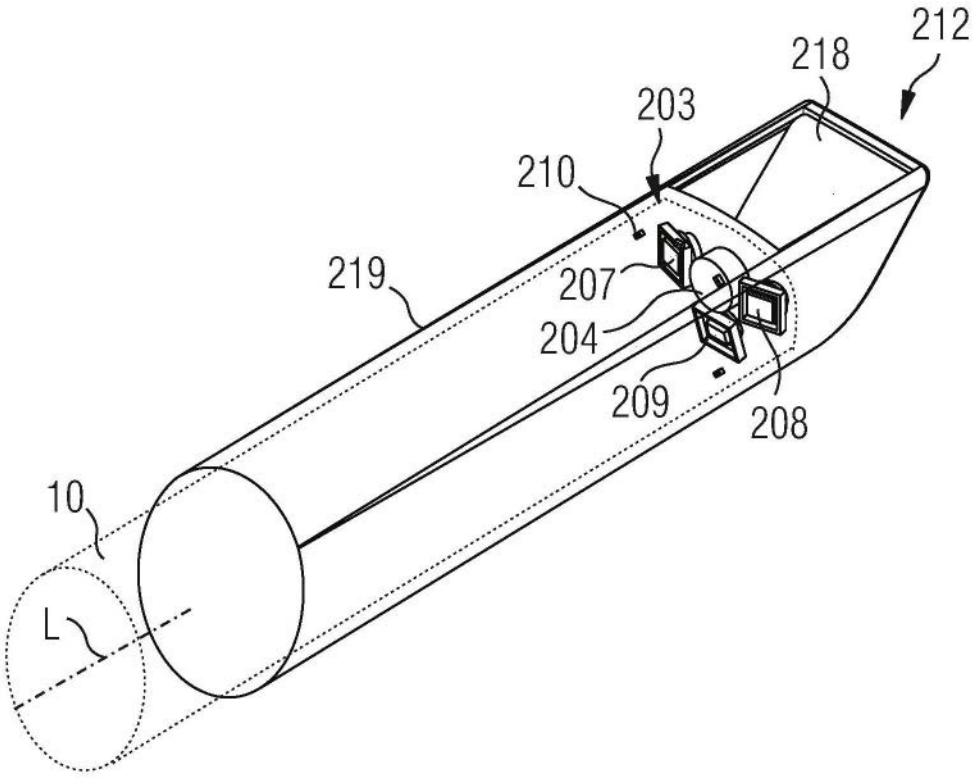


图23