(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 114786614 A
(43)申请公布日 2022.07.22

(21)申请号 202080085515.X
(22)申请日 2020.12.08
(30)优先权数据
1918006.6 2019.12.09 GB
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2022.06.09
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/GB2020/053143 2020.12.08
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2021/116672 EN 2021.06.17
(71)申请人 米梅特里克解决方案有限公司
地址 英国利兹
(72)发明人 大卫·约翰·伍德
塞西莉·安妮丝·奥斯内斯
安德鲁·詹姆斯·基林
(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262
专利代理师 张瑞 杨明钊
(51)Int.Cl.
A61C 7/00(2006.01)
G06T 7/33(2006.01)
G06T 7/73(2006.01)
G06T 19/20(2006.01)

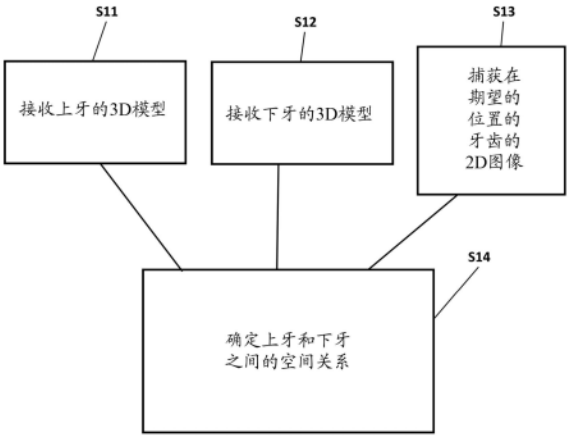
权利要求书2页 说明书9页 附图13页

(54)发明名称

确定上牙和下牙之间的空间关系

(57)摘要

一种计算机实现的方法包括接收患者(P)的上牙(U1)的3D模型和患者(P1)的下牙(L1)的3D模型以及接收多个2D图像,每个图像表示患者(P)的上牙(U1)和下牙(L1)的至少一部分。该方法还包括基于2D图像确定患者(P)的上牙(U1)和下牙(L1)之间的空间关系。



CN 114786614 A

1.一种计算机实现的方法,包括:

接收患者的上牙的3D模型和患者的下牙的3D模型;

接收多个2D图像,每个图像表示患者的上牙和下牙的至少一部分;以及

基于所述2D图像确定患者的上牙和下牙之间的空间关系。

2.根据权利要求1所述的方法,其中,基于所述2D图像确定患者的上牙和下牙之间的空间关系包括:

确定所述2D图像与所述上牙的3D模型和所述下牙的3D模型中的一个的最佳对齐,以及

确定所述上牙的3D模型和所述下牙的3D模型中的一个与患者的所述上牙的3D模型和所述下牙的3D模型中的另一个之间的最佳对齐。

3.根据权利要求2所述的方法,其中,对于所述2D图像中的每一个,确定所述最佳对齐包括:

基于在捕获所述2D图像时的相机姿态的当前估计以及患者的所述上牙的3D模型和所述下牙的3D模型之间的空间关系来渲染3D场景;

基于所述相机姿态的当前估计从渲染的3D场景中提取2D渲染;以及

将所述2D渲染与所述2D图像进行比较,以确定指示所述2D渲染与所述2D图像之间的差异水平的成本得分。

4.根据权利要求3所述的方法,包括使用非线性优化器来迭代地获得在所有的所述2D图像上的最佳对齐。

5.根据权利要求3或4所述的方法,其中,所述成本得分包括在所述渲染和所述2D图像之间计算的互信息得分。

6.根据权利要求3至5中任一项所述的方法,其中,所述成本得分包括从所述渲染和所述2D图像中提取的对应的图像特征的相似性得分。

7.根据权利要求6所述的方法,其中,所述图像特征是拐角特征、边缘特征或图像梯度特征。

8.根据权利要求6或7所述的方法,其中,所述相似性得分是欧几里得距离、随机采样或一对一性中的一种。

9.根据权利要求3至8中任一项所述的方法,其中,所述成本得分包括2d-3d-2d-2d成本,所述2d-3d-2d-2d成本通过以下步骤计算:

从所述渲染的3D场景中提取2D图像特征;

将提取的特征重新投影到所述渲染的3D场景上;

从所述2D图像中提取图像特征;

将从所述2D图像中提取的特征重新投影到所述渲染的3D场景上,以及

计算指示3D空间中的重新投影的特征之间的差异的相似性度量。

10.根据权利要求3至9中任一项所述的方法,其中,所述成本得分包括通过跟踪所述多个2D图像中的连续图像之间的像素而计算的光流成本。

11.根据权利要求3至10中任一项所述的方法,包括基于不同的提取特征和/或相似性度量来确定多个不同的成本得分。

12.根据权利要求3至11中任一项当从属于权利要求4时所述的方法,其中,所述优化器在每次迭代中使用的成本得分不同。

13.根据任一前述权利要求所述的方法,其中,所述多个2D图像各自示出在基本上相同的静态对齐下的所述上牙和所述下牙。

14.根据任一前述权利要求所述的方法,其中,所述多个2D图像各自包括患者的上牙和下牙的至少一部分。

15.根据权利要求1至13中任一项所述的方法,其中,所述多个2D图像各自包括在咬合状态下的患者的上牙的牙科模型和患者的下牙的牙科模型的至少一部分。

16.根据权利要求15所述的方法,包括基于放置在对应的牙科模型上的标记物,确定所述2D图像与所述上牙的3D模型和所述下牙的3D模型中的一个的最佳对齐。

17.根据任一前述权利要求所述的方法,包括:

确定处于第一位置的患者的上牙和下牙之间的第一空间关系;

确定处于第二位置的患者的上牙和下牙之间的第二空间关系;

确定所述第一空间关系和所述第二关系之间的空间变换。

18.根据权利要求16所述的方法,其中,确定所述空间变换包括确定横向铰链轴。

19.根据权利要求1至13中任一项所述的方法,其中:

所述多个2D图像包括多个2D图像集合,每个2D图像集合包括从不同视点同时捕获的患者的面部的图像,以及

所述方法包括基于每个2D图像集合确定所述空间关系。

20.根据权利要求19所述的方法,包括在每个2D图像集合中确定所述上牙的3D模型中与所述下牙的3D模型接触的区域,以及在所述上牙3D模型或所述下牙的3D模型上显示所述区域。

21.一种包括处理器和存储器的系统,所述存储器存储计算机可读指令,所述指令在由所述处理器执行时使所述系统执行根据任一前述权利要求所述的方法。

22.一种有形的非瞬态计算机可读存储介质,其上记录有指令,所述指令在由计算机设备实现时使所述计算机设备执行根据权利要求1-20所述的方法。

确定上牙和下牙之间的空间关系

[0001] 领域

[0002] 本发明涉及一种确定上牙和下牙之间的空间关系的计算机实现的方法,以及一种用于确定上牙和下牙之间的空间关系的系统。

[0003] 背景

[0004] 记录上牙和下牙之间的关系在牙科中常常是很重要的。这可能是静态关系,例如最大牙尖交错位(maximum inter-cuspal position)或其他牙合面间位置(inter-occlusal position)。记录牙齿在运动中(例如在典型的咀嚼运动或其他颌骨移动期间)如何起作用也很重要。例如,关于上牙和下牙之间的关系以及它们的相对移动的知识有助于牙科义体(诸如牙冠和牙桥)的制造,允许牙科实验室技术员能够确保义体在口中感觉自然,而不会受到不当的压力。

[0005] 用于确定这些关系的传统方法可能容易出错,而且昂贵。例如,确定上牙和下牙之间的静态关系可以通过将分别根据上牙和下牙的印模铸造的两个浇注的石模夹在一起来实现。然而,这依赖于牙科技师适当地定位模型,并且夹紧过程可能会引入开牙合(open bite)或其他对齐误差。当使用牙科咬合架时,可能会出现类似的问题。

[0006] 现代数字方法可能需要昂贵的3D扫描设备,并且相比传统方法可能不会提供在准确性上的任何改进。这部分是因为记录动态移动的方法需要将装置放在患者的口中,这会扰乱本体感觉反馈,导致不自然的颌骨移动。

[0007] 本公开的目的是克服上述困难,以及对于本文的描述的本领域技术读者来说可能显而易见的任何其他困难。本公开的进一步目的是提供一种确定上牙和下牙之间的静态或动态关系的节约成本且准确的方法。

[0008] 概述

[0009] 根据本发明,提供了如在所附权利要求中阐述的装置和方法。根据从属权利要求和下面的描述,本发明的其他特征将是明显的。

[0010] 根据本公开的第一方面,提供了一种计算机实现的方法,包括:

[0011] 接收患者的上牙的3D模型和患者的下牙的3D模型;

[0012] 接收多个2D图像,每个图像表示患者的上牙和下牙的至少一部分;以及

[0013] 基于2D图像确定患者的上牙和下牙之间的空间关系。

[0014] 基于2D图像确定患者的上牙和下牙之间的空间关系可以包括:确定2D图像与上牙的3D模型和下牙的3D模型中的一个的最佳对齐,以及确定上牙的3D模型和下牙的3D模型中的一个与患者的上牙的3D模型和下牙的3D模型中的另一个之间的最佳对齐。

[0015] 对于每个2D图像,确定最佳对齐可包括:基于在捕获2D图像时的相机姿态的当前估计以及患者上牙的3D模型和下牙的3D模型之间的空间关系,渲染3D场景;基于相机姿态的当前估计从渲染的3D场景中提取2D渲染;将2D渲染与2D图像进行比较,以确定指示2D渲染与2D图像之间的差异水平的成本得分。确定最佳对齐可以包括使用优化器,优选地使用非线性优化器,来迭代地获得在所有2D图像上的最佳对齐。

[0016] 成本得分可以包括在2D渲染和2D图像之间计算的互信息得分。成本得分可以包括

从2D渲染和2D图像中提取的对应的图像特征的相似性得分。图像特征可以是拐角(corner)特征。图像特征可以是边缘。图像特征可以是图像梯度特征。相似性得分可以是欧几里得距离、随机采样或一对一性(one-to-oneness)中的一种。在计算互信息得分之前，可以对渲染和2D图像进行预处理。可以将卷积或滤波器应用于渲染和2D图像。

[0017] 成本得分可以包括2D渲染和2D图像之间的最接近匹配得分。最接近匹配得分可以基于来自2D渲染的2D特征和来自2D图像的2D特征的比较。

[0018] 成本得分可以包括2d-3d-2d-2d成本，该成本通过以下步骤计算：从所渲染的3D场景中提取2D图像特征；将所提取的特征重新投影到所渲染的3D场景上；从2D图像中提取图像特征；将从2D图像中提取的特征重新投影到所渲染的3D场景上，以及计算指示3D空间中的重新投影的特征之间的差异的相似性度量。

[0019] 成本得分可以包括通过跟踪多个2D图像中的连续图像之间的像素而计算的光流成本。光流成本可以基于稠密光流。所跟踪的像素可以排除被确定为被遮挡的像素。

[0020] 确定成本得分可以包括基于不同的提取特征和/或相似性度量确定多个不同的成本得分。优化器在每次迭代中使用的成本得分可以不同。成本得分可以在成本得分的第一选择和成本得分的第二选择之间交替，其中第一选择和第二选择中的一个包括2d-3d-2d-2d成本，而另一个不包括2d-3d-2d-2d成本。

[0021] 多个2D图像可以各自示出在基本上相同的静态对齐下的上牙和下牙。

[0022] 多个2D图像可以各自包括患者的上牙和下牙的至少一部分。可以在围绕患者的头部移动相机的同时捕获多个2D图像。

[0023] 多个2D图像可以各自包括在咬合状态下的患者的上牙的牙科模型和患者的下牙的牙科模型的至少一部分。可以在围绕保持在咬合状态下的患者的上牙的模型和患者的下牙的模型移动相机的同时捕获多个2D图像。上牙的模型可以包括标记物。下牙的模型可以包括标记物。确定2D图像与上牙的3D模型和下牙的3D模型中的一个的最佳对齐可以基于放置在牙科模型上的标记物。

[0024] 该方法可以包括：确定处于第一位置的患者的上牙和下牙之间的第一空间关系；确定处于第二位置的患者的上牙和下牙之间的第二空间关系；确定第一空间关系和第二关系之间的空间变换。确定空间变换可以包括确定横向铰链轴。第一位置可以是闭合位置。第二位置可以是打开位置。

[0025] 多个2D图像可以包括多个2D图像集合，每个2D图像集合包括从不同视点同时捕获的患者的面部的图像。多个2D图像可以包括从不同视点同时捕获的运动中的上牙和下牙的视频。该方法可以包括基于每个2D图像集合确定空间关系。该方法可以包括在每个2D图像集合中确定上牙的3D模型中与下牙的3D模型接触的区域，以及在上牙的3D模型或下牙的3D模型上显示该区域。

[0026] 根据本公开的第二方面，提供了一种包括处理器和存储器的系统。存储器存储指令，该指令在由处理器执行时使系统执行本文所述的任何方法。

[0027] 根据本发明的另一方面，提供了一种有形的非瞬态计算机可读存储介质，其上记录有指令，该指令在由计算机设备实现时，使计算机设备如本文所述地被布置和/或使计算机设备执行本文所述的任何方法。

[0028] 根据本发明的另一方面，提供了一种包括指令的计算机程序产品，当程序由计算

机执行时,该指令使计算机执行本文所述的任何方法。

[0029] 附图简述

[0030] 为了更好地理解本发明,并且为了展示本发明的示例可以如何实施,现在将仅通过示例的方式参考随附的示意图,其中:

[0031] 图1是确定患者的上牙和下牙之间的空间关系的第一示例方法的示意性流程图;

[0032] 图2是示出捕获包括患者的上牙和下牙的至少一部分的2D图像的示例方法的示意性透视图;

[0033] 图3是更详细地示出图1和图2的示例方法的示意性流程图;

[0034] 图4是更详细地示出图1-图3的示例方法的示意性流程图;

[0035] 图5是更详细地示出图1-图4的示例方法的示意图;

[0036] 图6是示出捕获包括患者的上牙和下牙的至少一部分的2D图像的示例方法的示意性透视图;

[0037] 图7是计算横向水平轴的示例方法的示意性流程图;

[0038] 图8A和图8B是示出患者的横向水平轴的示意图;

[0039] 图9是示出捕获包括患者的上牙和下牙的至少一部分的2D图像的方法的示意图;

[0040] 图10是确定患者的上牙和下牙之间的空间关系的第二示例方法的示意性流程图;

[0041] 图11A和图11B是示出患者的上牙和下牙之间的接触的示例GUI;以及

[0042] 图12是用于确定患者的上牙和下牙之间的空间关系的示例系统的示意性框图。

[0043] 在附图中,对应的附图标记表示对应的部件。本领域技术人员将理解,图中的元件是为了简单和清楚而示出的,并且不一定按比例绘制。例如,图中的一些元件的尺寸可能相对于其他元件被夸大以帮助改善对各种示例实例的理解。此外,在商业上可行的示例中有用或必要的常见但易于理解的元件通常不会被描绘,以便利对这些各种示例实例的不太受遮挡的观看。

[0044] 实施例的描述

[0045] 总的来说,本公开的示例提供了一种基于多个2D图像确定上牙和下牙之间的空间关系的方法,每个图像包括上牙和下牙的至少一部分。多个2D图像可以被用于将上牙的3D模型与下牙的3D模型对齐。在一些示例中,多个2D图像包括由围绕患者的面部移动的相机捕获的视频,或者保持在咬合状态下的上牙和下牙的铸造的石模。在其他示例中,多个2D图像包括患者的面部的多个同时捕获的视频,这些同时捕获的视频中的每一个是从不同的视点捕获的。

[0046] 图1示出了确定上牙和下牙之间的空间关系的示例方法。在图1的示例中,空间关系是静态的空间关系,诸如最大牙尖交错位。

[0047] 在块S11中,接收患者的上牙的3D模型。在块S12中,接收患者的下牙的3D模型。

[0048] 可以使用合适的3D牙科扫描仪来获得上牙和下牙的3D模型。例如,可以使用在申请人的待决英国专利申请GB1913469.1中描述的牙科扫描仪。牙科扫描仪可以被用于扫描取自上牙和下牙的印模、根据印模铸造的石模或印模和石模的组合。

[0049] 在另外的示例中,3D模型可以通过其他在市场上可买到的扫描仪来获得,这些扫描仪可以扫描石模或采用适合放置在患者口中的口腔内(intra-oral)扫描仪的形式。

[0050] 3D模型可以各自采用STL或PLY格式的数据文件的形式,或者采用适合于存储3D模

型的任何其他数据格式的数据文件的形式。

[0051] 在块S13中，捕获多个2D图像。每个2D图像包括保持在期望的静态空间关系中的至少一部分上牙和一部分下牙。

[0052] 图2示出了捕获2D图像的示例方法。如图2所示，2D图像可以由单个相机101捕获，相机101可以是例如智能手机100的相机。可以将相机101置于视频捕获模式中，使得它以预定帧速率捕获图像。然后，相机101沿弧A1围绕患者P的面部移动，患者P将其上牙U1和下牙L1保持在期望的静态空间关系中。因为患者P保持分开他们的嘴唇或者嘴唇通过其他标准的牙科手段而缩回，所以牙齿U1和牙齿L1对相机至少部分可见。因此，捕获多个2D图像，每个2D图像包括患者的上牙和下牙的至少一部分。

[0053] 在一个示例中，在捕获2D图像之前校准相机101。特别地，相机101可以经历校准过程，以便确定或估计相机101的透镜和图像传感器的参数，使得这些参数可以用于校正诸如透镜畸变和桶形畸变(也称为径向畸变)的现象，从而允许准确的3D场景重建。校准过程还可以确定相机101的焦距和光学中心。校准过程可以涉及捕获具有已知尺寸和几何形状的对象的图像，并基于该图像估计透镜和图像传感器的参数。校准相机的示例方法可以如Hartley,R.和Zisserman,A.于2003年在剑桥大学出版社出版的Multiple view geometry in computer vision中所述，该文献的内容通过引用并入本文。

[0054] 回到图1，在块S14中，确定上牙和下牙的空间对齐。2D图像被用于对齐上牙和下牙的3D模型，从而模型的这样的空间对齐对应于如捕获的图像中所示的模型的相对对齐。下面将参考图3-图5详细讨论使用2D图像对齐上牙和下牙的方法。

[0055] 图3更详细地示出了图1的块S14的过程。该过程估计由相机101捕获的每个2D图像中的上牙和下牙的姿态以及相机姿态(即，相机101的位置)。

[0056] 在第一步骤S31中，将捕获的图像与上牙对齐，以便确定相对于上牙的相机姿态。在一个示例中，接收针对由相机101捕获的图像中的第一捕获的图像的相机姿态的初始猜测。这可以经由用户输入来执行——例如，通过用户拖动模型以便经由用户界面将其与第一捕获的图像对齐。在另一示例中，可以使用标准化的摄像协议。例如，可以指示捕获图像的用户利用指向患者P的面部的特定部分的相机101来开始拍摄视频，以便知道第一图像的近似姿态。

[0057] 在第二步骤S32中，在所有捕获的2D图像上同时优化使下牙L1与上牙U1对齐的变换T_{lower}。因此，下牙L1和上牙U1的对齐的确定被确定。在一些示例中，然后同时迭代地优化相机姿态和变换T_{lower}。

[0058] 现在将参考图4和图5来描述将3D模型与2D图像对齐的方法。

[0059] 在块S41中，基于相机姿态C和模型U1姿态的当前估计来执行场景S的3D渲染。如从相机位置C的估计来观看的，这会产生场景的当前估计的2D渲染的图像R。

[0060] 在块S42中，将渲染的图像R与2D捕获的图像I进行比较，以便对模型姿态和相机姿态的当前估计进行评分。捕获的图像和渲染的图像I之间的相似性程度越高，估计正确的可能性就越大。

[0061] 为了评估渲染的图像R和捕获的图像I的相似性，可以计算相似性度量。该度量可以输出成本得分，其中较高的成本得分指示渲染的图像R和捕获的图像I之间的较大程度的差异。

[0062] 在一个示例中，计算渲染的图像R和捕获的图像I之间的互信息(MI)得分。MI可以直接基于渲染的图像R和捕获的图像I来计算。然而，在进一步的示例中，可以在计算MI之前以不同的方式处理渲染的图像R和捕获的图像I，以增强MI得分的有效性。例如，诸如Sobel梯度处理的滤波器或另一种图像卷积，无论是经机器学习的还是被设计的，均可应用于渲染的图像R和捕获的图像I。

[0063] 在一个示例中，对渲染的图像R和捕获的图像I中的每一个执行特征提取，以便从中提取显著特征(例如，区域或图像块(patch))。例如，应用边缘提取方法以从渲染的图像R和捕获的图像I中的每一个中提取边缘点或区域。在另一示例中，应用拐角提取方法以从渲染的图像R和捕获的图像I中的每一个中提取拐角点或区域。在进一步的示例中，可以提取其他特征。例如，可以提取图像梯度特征或例如用卷积神经网络学习的其他机器学习的显著特征。

[0064] 然后，将分别从渲染的图像R和捕获的图像I中提取的对应的显著特征进行匹配，以确定它们之间的相似性。例如，匹配可以采用相似性度量，诸如提取的点之间的欧几里得距离、对提取的点的随机采样(如在Fischler,M.A.和Bolles,R.C.,1981年,Random sample consensus:a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography,Communications of the ACM,第24卷第6期,第381-395页中所讨论的)或诸如一对一性的度量。

[0065] 在进一步的示例中，如下计算本文中被称为2d-3d-2d-2d成本的成本。

[0066] 首先，从当前3D渲染猜测的2D图像R中提取2D特征(边缘/拐角/经机器学习或人为设计的卷积)，产生点集合A2。接下来，这些2D特征被重新投影回到3D渲染上，以给出3D点的集合(点集合A3)。

[0067] 在2D相机图像I中，提取对应的2D特征(点集合B2)。接下来，在B2和A2之间分配对应性，通常使用最近点搜索(closest point search)来分配，但这也可以用最接近的相似性(closest similarity)因子进行增强。随后，计算等效的3D对应性(A3)，产生2D-3D对应性B2-A3的集合。现在，任务是最小化点A3的2D重新投影(称为A2')误差，通过优化相机姿态或模型姿态，使得B2-A2'最小化。

[0068] 概念上，该得分涉及在3D模型上标记边缘点(或其他显著点)，在2D相机图像上寻找最接近的边缘点，然后移动模型，使得那些3D边缘点的重新投影与2D图像点重合。

[0069] 然后迭代地重复整个过程，因为在每次迭代中，在3D模型上标记的边缘点和其对应的相机图像的2D点越来越有可能是真正的对应。

[0070] 另外的成本是要从渲染的图像R(其同样可以例如使用轮廓渲染(silhouette render)来被预处理)中提取2D特征和从相机图像中提取2D特征。两个图像之间最接近的匹配被找出，然后该匹配被用作当前成本得分，该成本得分直接被反馈给优化器，然后优化器可以稍微调整模型(或相机)姿态并重新计算渲染。这种方法与2d-3d-2d-2d成本的不同之处在于，每次迭代都会更新对应性，其中对应性距离被用作得分以指导优化器，而2d-3d-2d-2d成本是通过以下步骤来计算的：迭代以最小化当前的对应性集合(即内循环)，然后重新计算渲染，然后获得新的对应性并再次迭代循环(外循环)。

[0071] 可以使用光流计算另一个成本得分。光流技术跟踪序列中连续帧之间的像素。由于帧是被连续记录的，如果渲染的图像R中的像素的被跟踪位置显著不同于捕获的图像I中

的该像素的被跟踪位置,则指示对模型和相机姿态的估计是不准确的。

[0072] 在一个示例中,光流预测是向前执行的,即基于所捕获的视频的前面的帧。在一个示例中,光流预测是向后执行的,因为视频的帧的顺序被反转使得可以计算基于随后的帧的光流预测。

[0073] 在一个示例中,采用稠密光流技术。可以针对图像中的像素的子集计算稠密光流。例如,像素可以被限制为基于其位置而假定在与从相机的光学中心延伸的向量基本上正交的平面中的像素。在一个示例中,像素可以基于拟合到面部的面部模型被确定为被患者P的面部(例如,被鼻子)遮挡。然后,这样的像素可以不再被光流跟踪。

[0074] 在一个示例中,应用多种上述方法,以便基于不同的提取特征和/或相似性度量来确定多个不同的成本得分。

[0075] 针对多个捕获的图像执行块S41和S42的过程。例如,可以针对所有捕获的图像执行该过程。然而,在其他示例中,可以选择捕获的图像的子集。例如,可以选择捕获的图像的子样本。子样本可以是规则的子样本,诸如每隔一个的捕获的图像、每隔两个的捕获的图像或每隔九个的捕获的图像。

[0076] 因此,基于模型的估计位置和相机的估计位置,推导出反映每个捕获的图像与其对应的渲染的图像之间的相似性的多个成本得分。

[0077] 在一个示例中,可以计算连续帧之间的估计的相机姿态的差异作为附加成本得分。换句话说,可以计算当前图像的估计的相机姿态与先前捕获的帧的估计的相机姿态之间的距离,和/或可以计算当前图像的估计的相机姿态与随后捕获的帧的估计的相机姿态之间的距离。由于图像是被连续捕获的,因此在连续帧之间的相机姿态的大的差异指示不正确的估计。

[0078] 在块S43中,每个图像的成本得分被馈送到非线性优化器,其迭代块S41和S42的过程,在每次迭代时调整相机姿态和模型姿态。在每个捕获的图像上同时优化的解决方案被达成。当达到了收敛阈值时,迭代停止。在一个示例中,采用的非线性优化器是莱文伯格-马夸尔特(Levenberg-Marquardt)算法。在其他示例中,可以采用来自软件库(诸如Eigen(http://eigen.tuxfamily.org/)、Ceres(http://ceres-solver.org/)或nlopt(https://nlopt.readthedocs.io))的其他算法。

[0079] 在进一步的示例中,在每次迭代中使用的成本得分可能不同。换句话说,在每次迭代中计算对上述得分的选择,其中该选择可以因迭代而不同。例如,方法可以在上述得分的第一选择和上述得分的第二选择之间交替。在一个示例中,第一选择和第二选择中的一个包括2d-3d-2d-2d成本,而另一个不包括2d-3d-2d-2d成本。通过以上述方式使用各种成本度量,可以找到更稳健的解决方案。

[0080] 图6示出了确定上牙和下牙之间的空间关系的方法的另一示例。图6基本上对应于上面参照图1-图5描述的方法。然而,不是使相机101围绕着患者P的面部移动,而是使相机101围绕上牙U2的模型和下牙L2的模型移动。模型U2、L2是根据取自患者P的上牙U1、下牙L1的牙科印模铸造而成的。此外,模型U2、L2被牙科技师的手H保持在咬合状态。该方法利用了这样的事实,即经验丰富的从业者对牙尖交错位的手咬合是相对准确的(Walls A.W.G.、Wassell R.W.和Steele J.G.,1991年,A comparison of two methods for locating the intercuspal position(ICP)whilst mounting casts on an articulator,口腔修复重建

杂志(Journal of oral rehabilitation),第18卷第1期,第43页-第48页)。此外,模型U2、L2的牙齿不会被嘴唇遮挡,这可能有助于准确的对齐。

[0081] 在一个示例中,牙科模型U2、L2中的一个或两个可以用标记物标记。例如,标记物可以采用QR码或彩色标记的形式。标记物不需要形成扫描的3D模型的一部分,因此可以在牙科模型U2、L2被扫描之后将标记物施加到牙科模型U2、L2。然后,利用标准的运动恢复结构(structure-from-motion)技术,使用标记物来确定相对于模型的相机姿态。例如,该技术可以是Ullman S.于1976年在麻省理工学院剑桥人工智能实验室(MASSACHUSETTS INST OF TECH CAMBRIDGE ARTIFICIAL INTELLIGENCE LAB)上发表的The Interpretation of Structure from Motion(编号AI-M-476)中阐述的技术。因此,该技术可以代替上述步骤S31。

[0082] 图7示出了确定患者的横向水平轴(THA)的示例方法。这在图8A和图8B中被示出,图8A和图8B分别示出了患者的颅骨10,其中颌骨12处于闭合和打开位置。THA 11是铰链轴,在口的纯旋转的打开和闭合期间,下颌骨可以在该铰链轴上旋转。在图8B中,在牙齿U1、牙齿L1之间插入设备13,以便以静态的方式将它们保持分开。设备13可以是前夹具(anterior jig)或去势器(deprogrammer)。

[0083] 在图7的块S71中,在颌骨12如图8A所示处于几乎闭合的位置的情况下,确定上牙U1和下牙L1的空间关系。在块S72中,在颌骨12处于例如如图8B所示的打开位置(达到20mm的开口)的情况下,确定上牙U1和下牙L1的空间关系。在每一种情况下,下颌骨都可能处于中心位置。

[0084] 在块S73中,基于在两种空间对齐中下牙L1相对于上牙U1的不同位置来确定THA。

[0085] 在一个示例中,通过将上牙U1的两个扫描中的多个点(例如3个点)对齐来确定轴,从而创建公共坐标系。然后,计算表示下牙L1的扫描中的多个点从闭合位置到打开位置的移动的3×4变换矩阵。然后,该变换矩阵的左上3×3子矩阵可以被用于计算旋转轴的取向和围绕轴旋转的度数。

[0086] 该轴有无限多个空间位置,每个空间位置在旋转后被应用不同的平移向量。为了找到THA的位置,从起始位置跟踪一个点到结束位置。寻找将平移向量约束在与计算的轴一致的方向上的解决方案。可以使用封闭形式的数学运算(例如,奇异值分解)或经由其他开放形式的优化方法(诸如梯度下降)来找到这种解决方案。这提供了与轴上的点等效的向量,以及平移向量沿轴的大小。后一个向量在理论上应该为零。

[0087] 在另外的示例中,可以针对多个位置确定上牙和下牙的空间对齐,例如通过使用各种厚度的夹具或去势器,以便将颌骨保持在不同的打开程度。然后,这可以允许使用多个空间对齐来计算铰链轴。

[0088] 在另一示例中,以突出的或横向的静态配准确定上牙U1和下牙L1的空间关系。根据这样的配准,可以估计前向引导或横向引导。因此,基于确定在各种静态姿态下的牙齿的空间对齐,可以做出动态颌骨运动的估计。

[0089] 现在转向图9,示出了本公开的另一示例。在该示例中,采用了两个相机200A、200B。与上述示例相反,相机200A、200B设置在固定的位置。也就是说,相机200A、200B相对于彼此固定,并且在图像捕获期间不移动。例如,相机200A、200B可以借助于适当的支架、夹具或其他支撑机构(未示出)而被支撑在固定的位置。

[0090] 相机200A、200B被定位成使得每个相机具有不同的视点，并因此捕获口的不同部位的图像。每个相机200的视线由虚线201A和201B表示。例如，在图9中，相机200A被定位成捕获患者P的面部的右侧的图像，并且相机200B被定位成捕获患者P的面部的左侧的图像。

[0091] 相机200A、200B被配置成同步操作。换句话说，相机200A、相机200B可以在特定时间索引处同时捕获图像。因此，相机200A、相机200B提供患者P的口的两个同时捕获的视点。

[0092] 图10示出了例如使用相机200A、相机200B来确定上牙U1和下牙L1之间的空间关系的方法。

[0093] 在块S1001中，相机200A、相机200B捕获同步图像。在块S1002中，针对时间索引，基于在该时间索引处捕获的图像来计算上牙U1和下牙L1的空间对齐。

[0094] 如上面所讨论的，在图1-图6的方法中，假设在由相机101捕获的所有图像中，上牙U1和下牙L1保持在相同的空间对齐中，并且因此基于相机101在围绕患者的面部或保持在咬合状态下的模型移动时捕获的多个图像，找到最佳对齐解决方案。

[0095] 相比之下，在图9-图10的方法中，借助于同时捕获，由相机200A、200B同步捕获的每一对图像必然示出在相同的空间对齐下的上牙U1和下牙L2。因此，上面关于图1-图6概述的方法可以应用于每一对同步捕获的图像，使得在每个时间索引处确定对齐。

[0096] 这允许动态地确定上牙U1和下牙L2的空间对齐。通过获得并组合每帧成本的2个(或更多个)集合，可以改进优化的鲁棒性和收敛性。因此，牙齿的(即，来自2个或更多个同时的图像的)仅一个快照可以鲁棒地对齐3D扫描。因此，通过捕获运动中(例如在咀嚼时)的上牙U1和下牙L2的视频，可以导出上牙U1和下牙L2之间的相互作用的记录。然后，牙科技师可以使用这一点来确保义体(诸如牙冠)的设计与患者的咀嚼运动相协调。

[0097] 在一个示例中，上牙U1和下牙L2在每个时间索引处的接触可以经由GUI显示给用户。例如，图11A示出了GUI 300，其显示下牙L1的3D模型301。突出显示了在特定时间索引T1处与上牙U1接触的下牙L1的区域302。例如，可以在GUI 300上以不同的颜色显示区域302。图11B示出了在不同的时间索引T2处的相同的模型301，在该时间点处，下牙L1和上牙U1之间有更多的接触。GUI 300可以顺序地显示在每个时间索引处牙齿U1/牙齿L1之间的接触，以便显示遍及所捕获的图像的指示牙齿U1/牙齿L1之间的接触的动画视频。因此，牙科技师可以容易地理解在例如咀嚼运动期间牙齿U1/牙齿L1之间的接触，从而帮助用户设计适当的义体。此外，数据可以被导入到牙科CAD软件包中，以允许诊断和义体设计与患者的颌骨移动相协调。

[0098] 虽然上面的示例涉及两个相机200A、200B，但在其他示例中，更多个相机可以被定位在患者P的口周围，并被配置成同步捕获图像。在这样的示例中，上面关于图1-图6概述的方法可以应用于由多个相机在特定时间索引处捕获的所有图像。

[0099] 图12示出了用于确定上牙和下牙之间的空间关系的示例系统400。系统400包括控制器410。控制器可以包括处理器或诸如现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)等的其他计算元件。在一些示例中，控制器410包括多个计算元件。系统还包括存储器420。存储器420可以包括用于暂时或永久地存储系统400的操作所需的任何信息的任何合适的存储装置。存储器420可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存存储装置、磁盘驱动器和任何其他类型的合适的存储介质。存储器420存储指令，该指令在由控制器410执行时使系统400执行本文所述的任何方法。在进一步的示例中，系统400包括用户接口430，

其可以包括显示和输入装置，诸如鼠标和键盘或触摸屏。用户接口430可以被配置成显示GUI 300。在进一步的示例中，系统400可以包括多个计算设备，每个计算设备包括控制器和存储器，并且经由网络进行连接。

[0100] 在本发明的范围内，可以对本文讨论的示例进行各种修改。例如，应当理解，可以改变接收3D模型和2D图像的顺序。例如，可以在扫描3D模型之前捕获2D图像。虽然上面的示例讨论了确定上牙相对于相机的位置以及然后将下牙与上牙对齐，但应当理解，替代地，可以在将上牙与下牙对齐之前相对于相机确定下牙的位置。

[0101] 虽然本文参考了智能手机100的相机101，但应当理解，可以采用任何合适的便携式相机。

[0102] 有利地，上述系统和方法提供了确定上牙和下牙的对齐的方法，其利用了经由3D扫描获得的牙齿形状的先验知识。这允许基于相机(诸如智能手机中存在的那些相机)捕获的视频来确定空间关系。因此，除了普通牙科从业者可以获得的设备之外，不需要昂贵的专业设备。此外，上述方法和系统有利地不需要将设备放置在口腔内，从而允许患者自然地移动他们的颌骨。

[0103] 本文中描述的至少一些示例可以部分或全部使用专用的特定目的硬件来构建。本文中使用的诸如“部件”、“模块”或“单元”的术语可以包括但不限于执行某些任务或提供相关联的功能的硬件设备，诸如分立或集成部件形式的电路、现场可编程门阵列(FPGA)或专用集成电路(ASIC)。在一些示例中，所描述的元件可以被配置为驻留在有形的、永久的、可寻址的存储介质上并且可以被配置为在一个或更多个处理器上执行。在一些示例中，这些功能元件可以包括——以示例的方式——部件(诸如软件部件、面向对象的软件部件、类部件和任务部件)、过程、函数、属性、进程、子例程、程序代码段、驱动器、固件、微码、电路、数据、数据库、数据结构、表格、数组和变量。尽管已经参考本文讨论的部件、模块和单元描述了示例实例，但是这些功能元件可以被组合成更少的元件或被分离成额外的元件。本文已经描述了可选特征的各种组合，并且将会理解，所描述的特征可以以任何合适的组合进行组合。特别地，任何一个示例的特征可以在适当情况下与任何其他示例的特征组合，除非这样的组合是相互排斥的。在整个说明书中，术语“包括(comprising)”或“包括(comprises)”是指包含指定的(一个或更多个)部件，但不排除其他部件的存在。

[0104] 请注意与本申请有关的、和本说明书同时提交或先于本说明书提交的并且和本说明书一起对公众开放查阅的全部论文和文件，所有这类论文和文件的内容通过引用并入本文。

[0105] 本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征和/或如此公开的任何方法或过程的所有步骤，除了这样的特征和/或步骤中的至少一些相互排斥的组合以外，可以以任何组合进行组合。

[0106] 除非另有明确说明，否则本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由服务于相同、等同或类似目的的替代特征代替。因此，除非另有明确说明，所公开的每个特征仅仅是一般系列的等同或类似特征的一个示例。

[0107] 本发明不限于前述实施例的细节。本发明延伸到本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中公开的特征中的任何新颖的一个或任何新颖的组合，或者延伸到如此公开的任何方法或过程的步骤中的任何新颖的一个或任何新颖的组合。

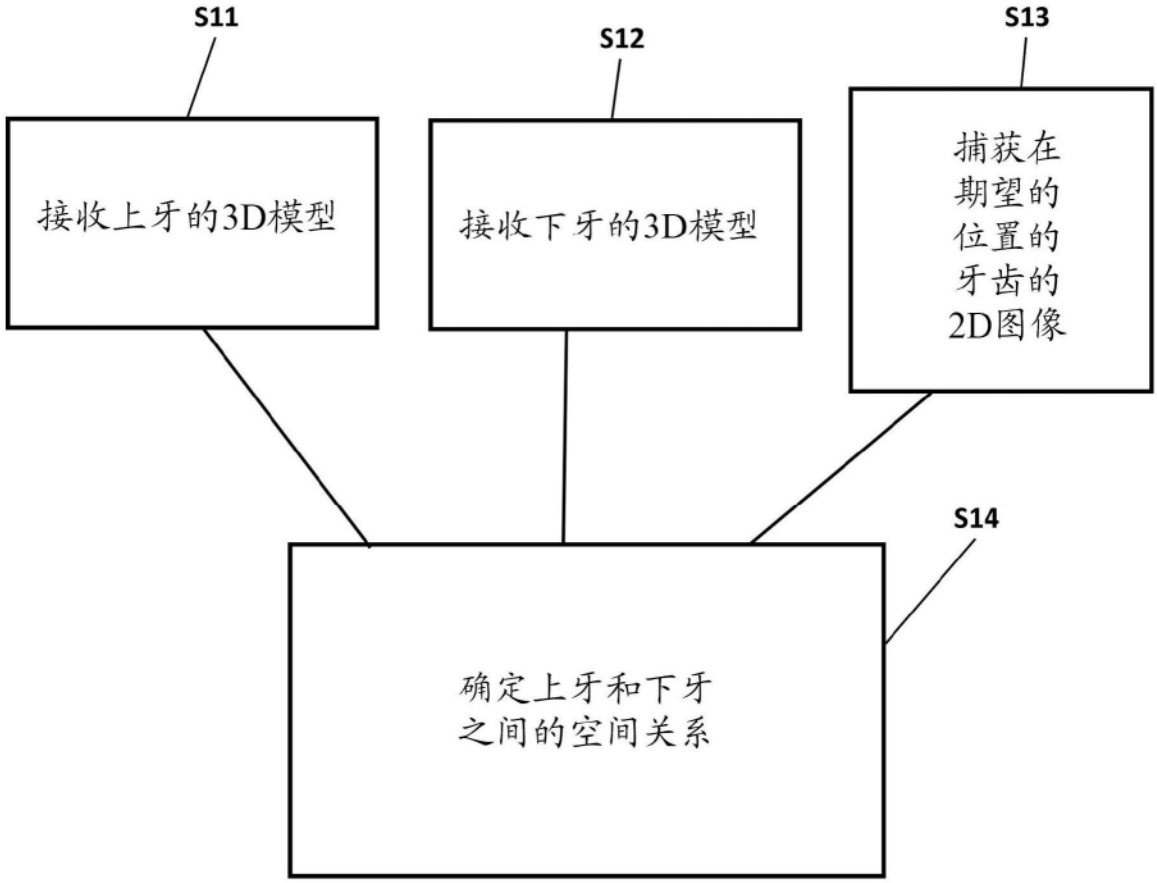

S11
S12
S13
接收上牙的3D模型
接收下牙的3D模型
捕获在期望的位置的牙齿的2D图像
S14
确定上牙和下牙之间的空间关系

图1

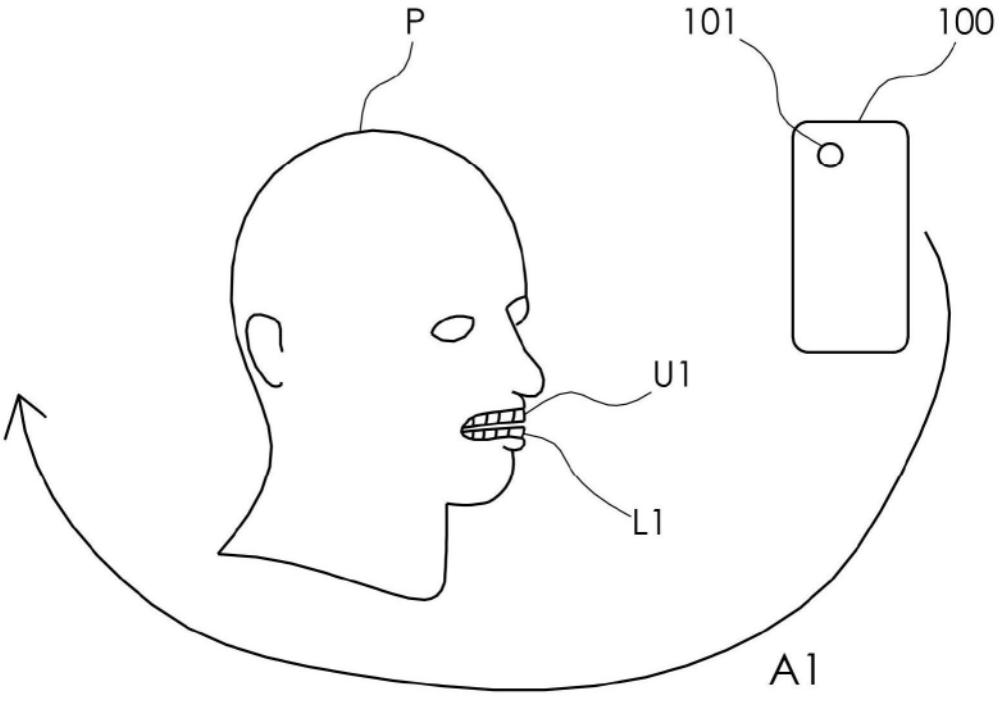

P
101
100
U1
L1
A1

图2

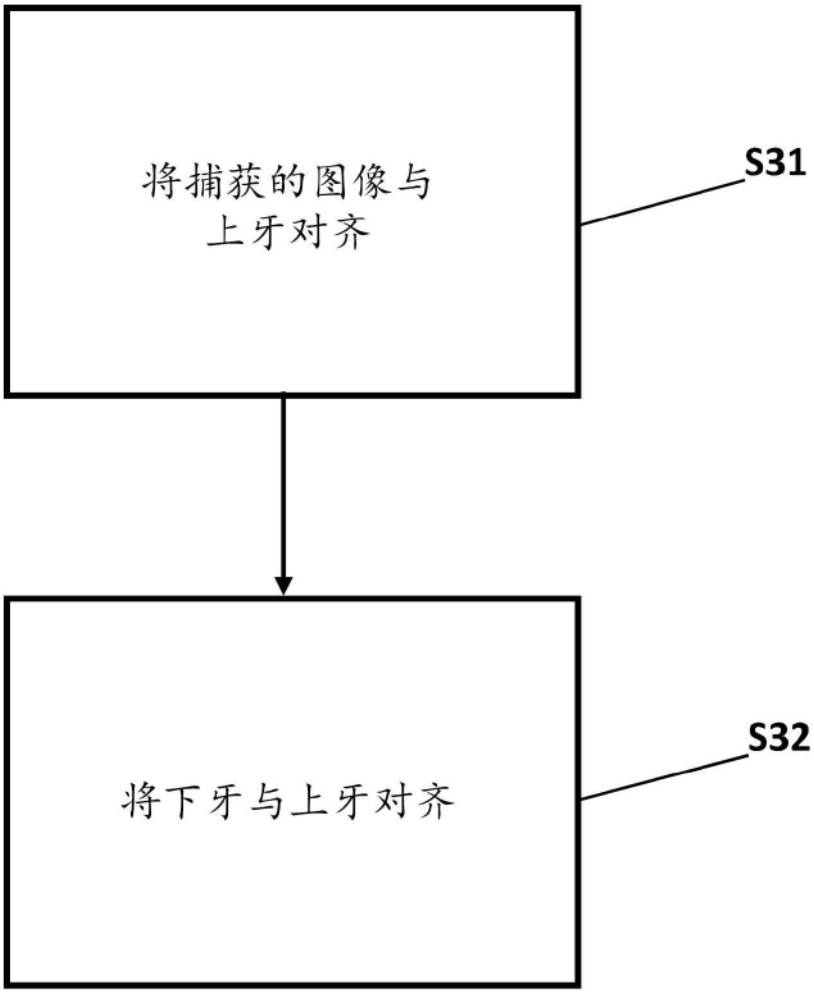


图3

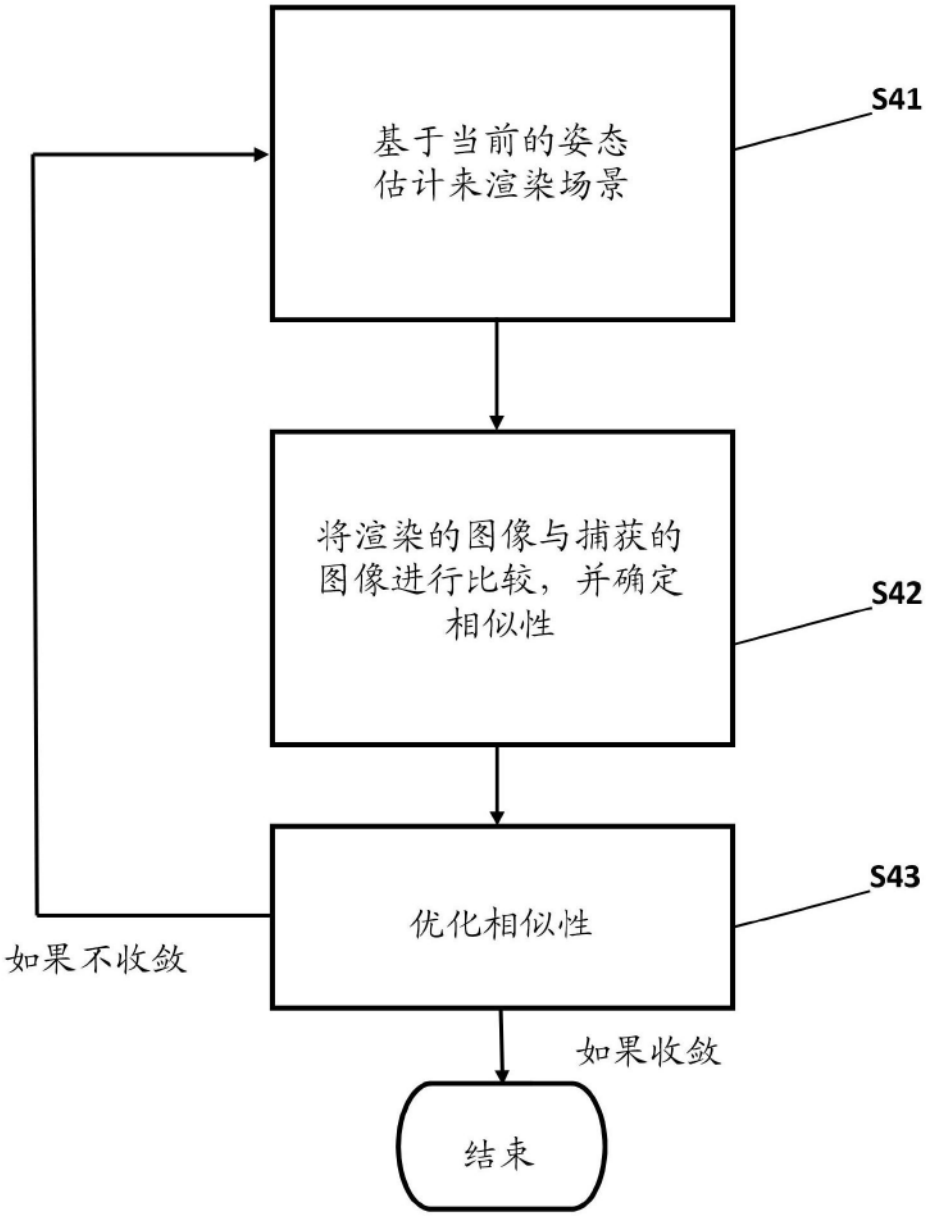

基于当前的姿态估计来渲染场景
S41
将渲染的图像与捕获的图像进行比较，并确定相似性
S42
优化相似性
S43
如果不收敛
如果收敛
结束

图4

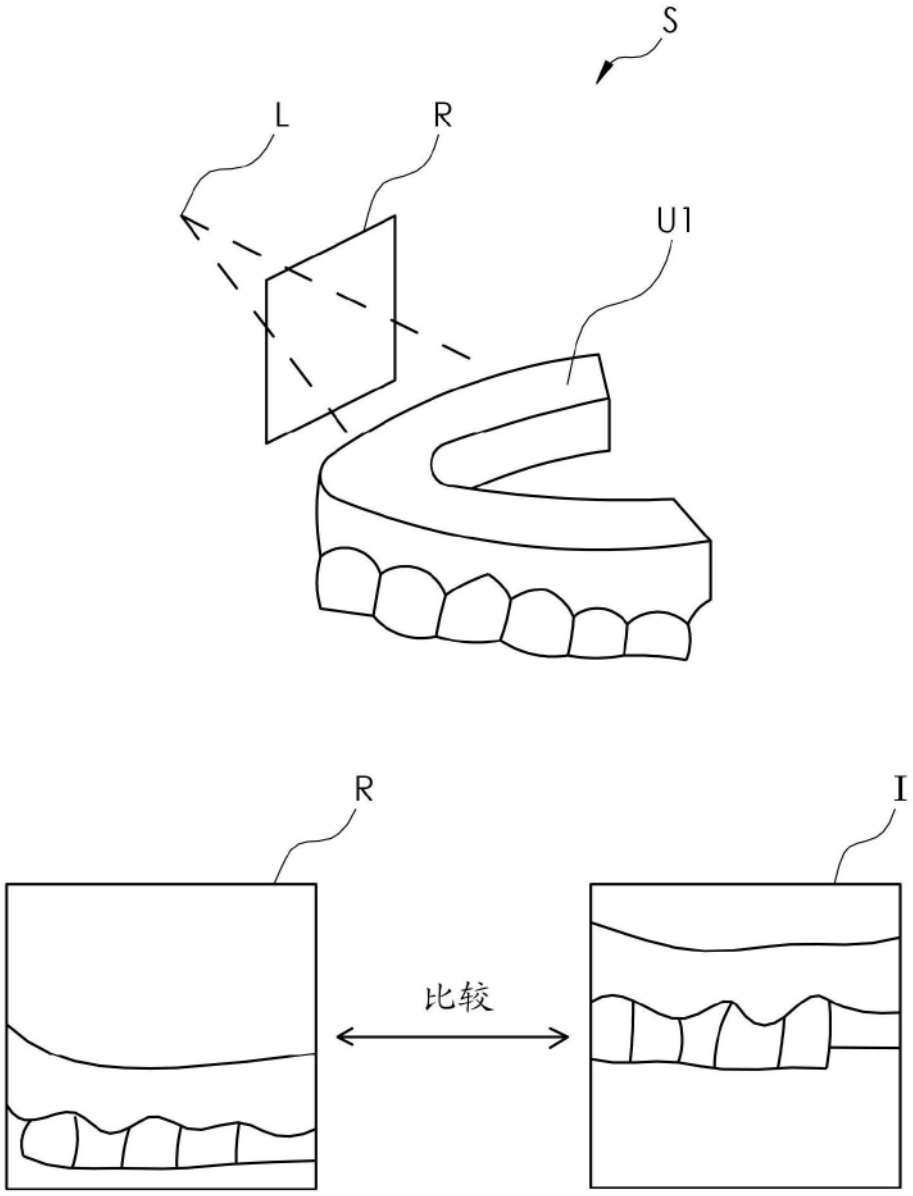


图5

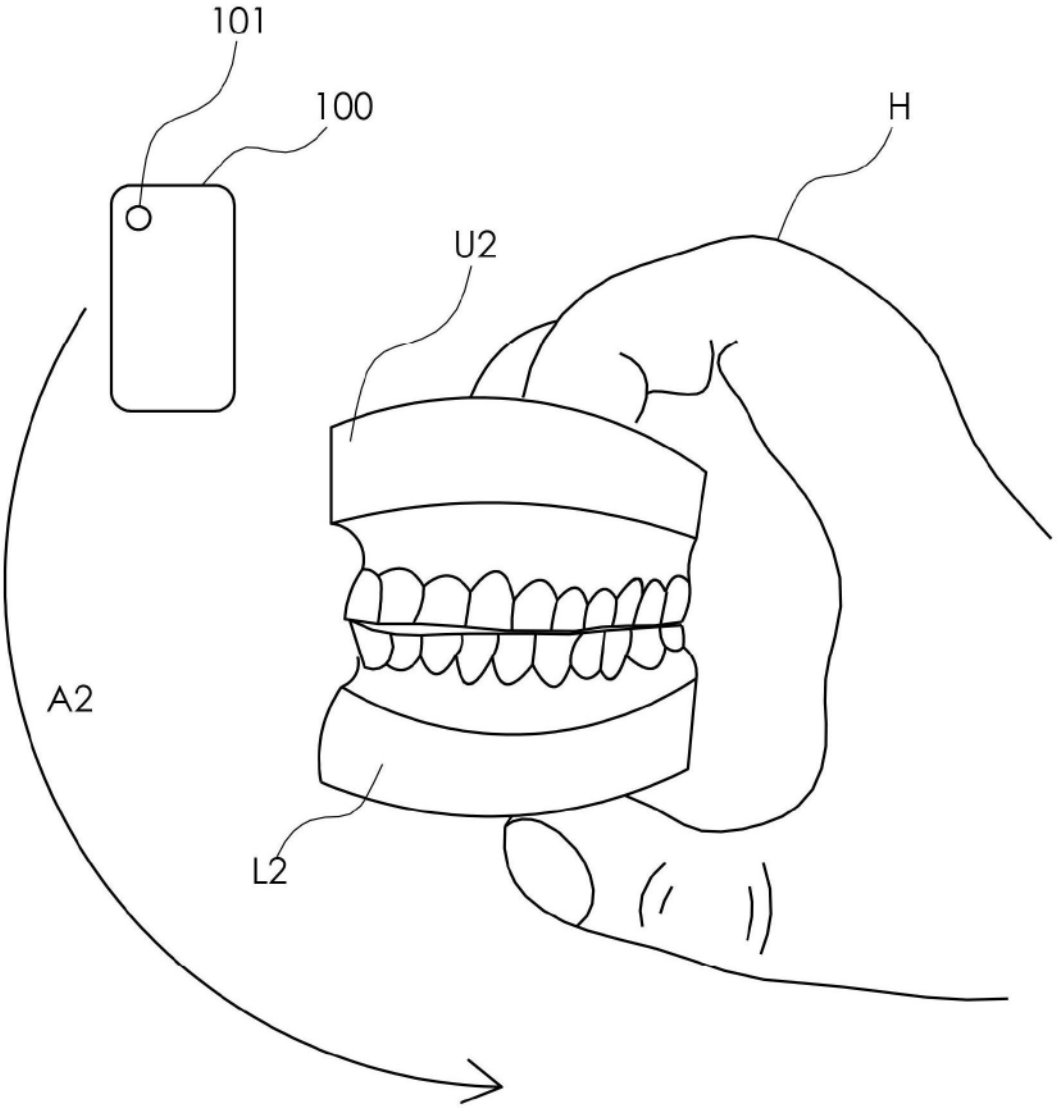


图6

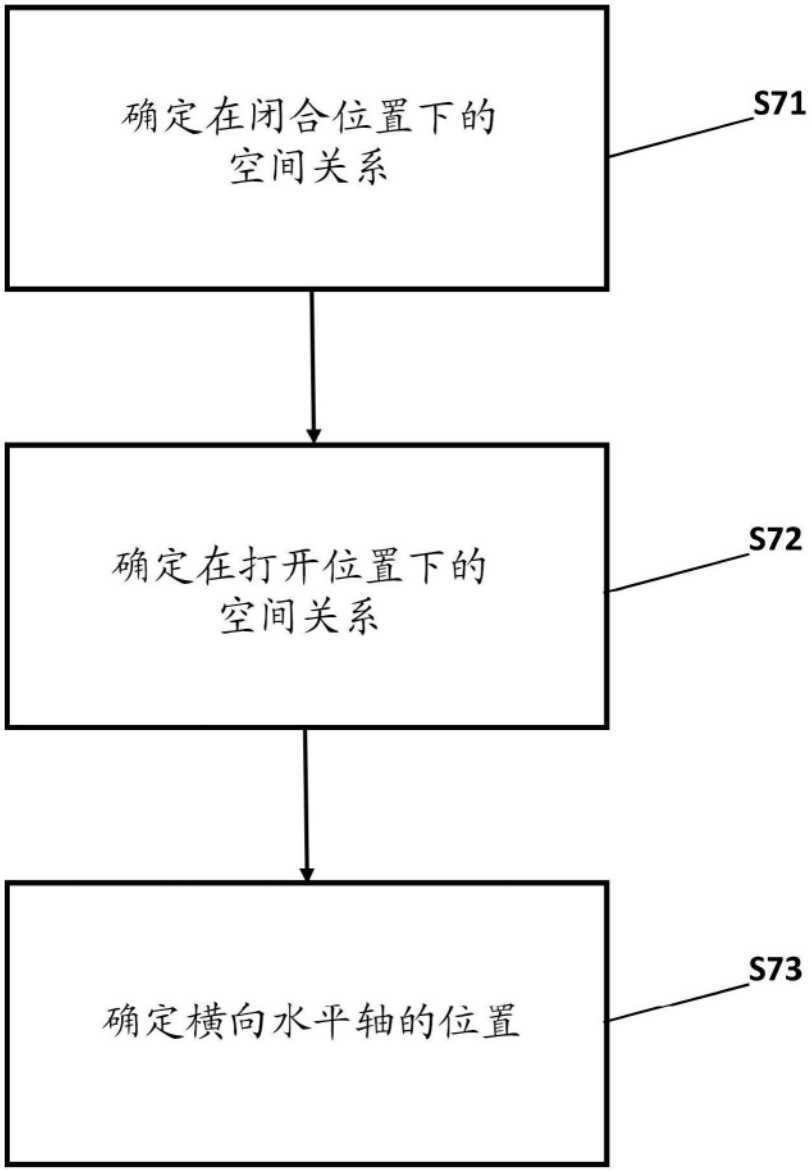


图7

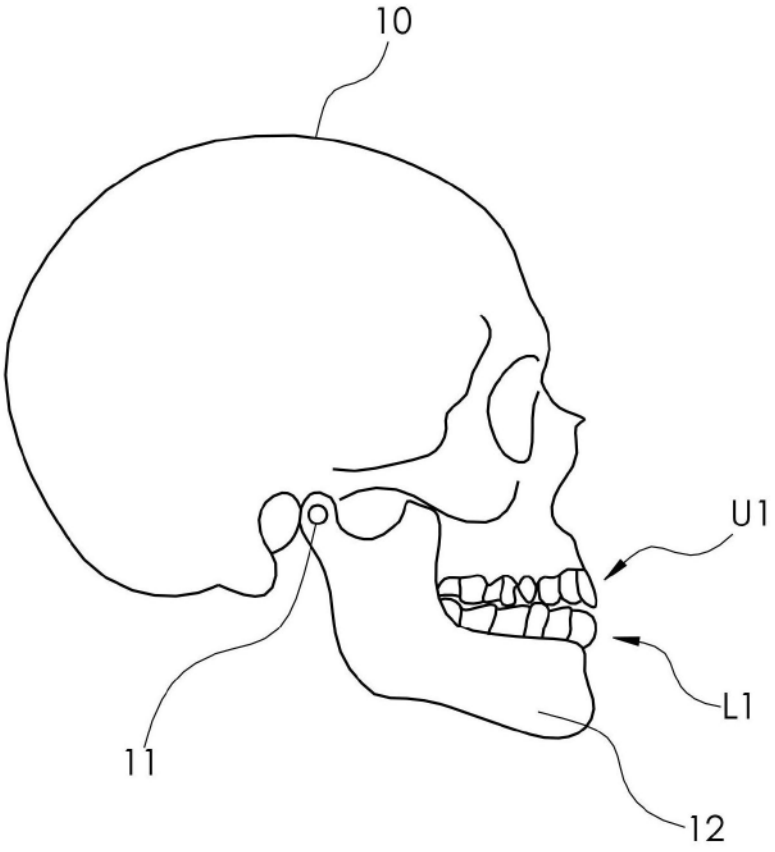


图8A

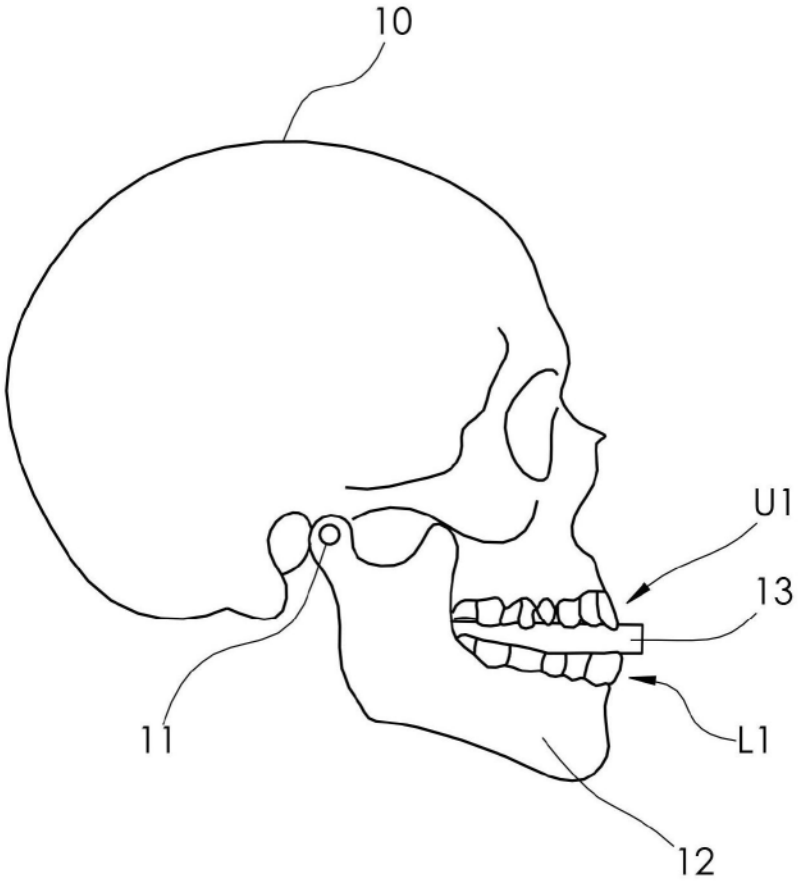


图8B

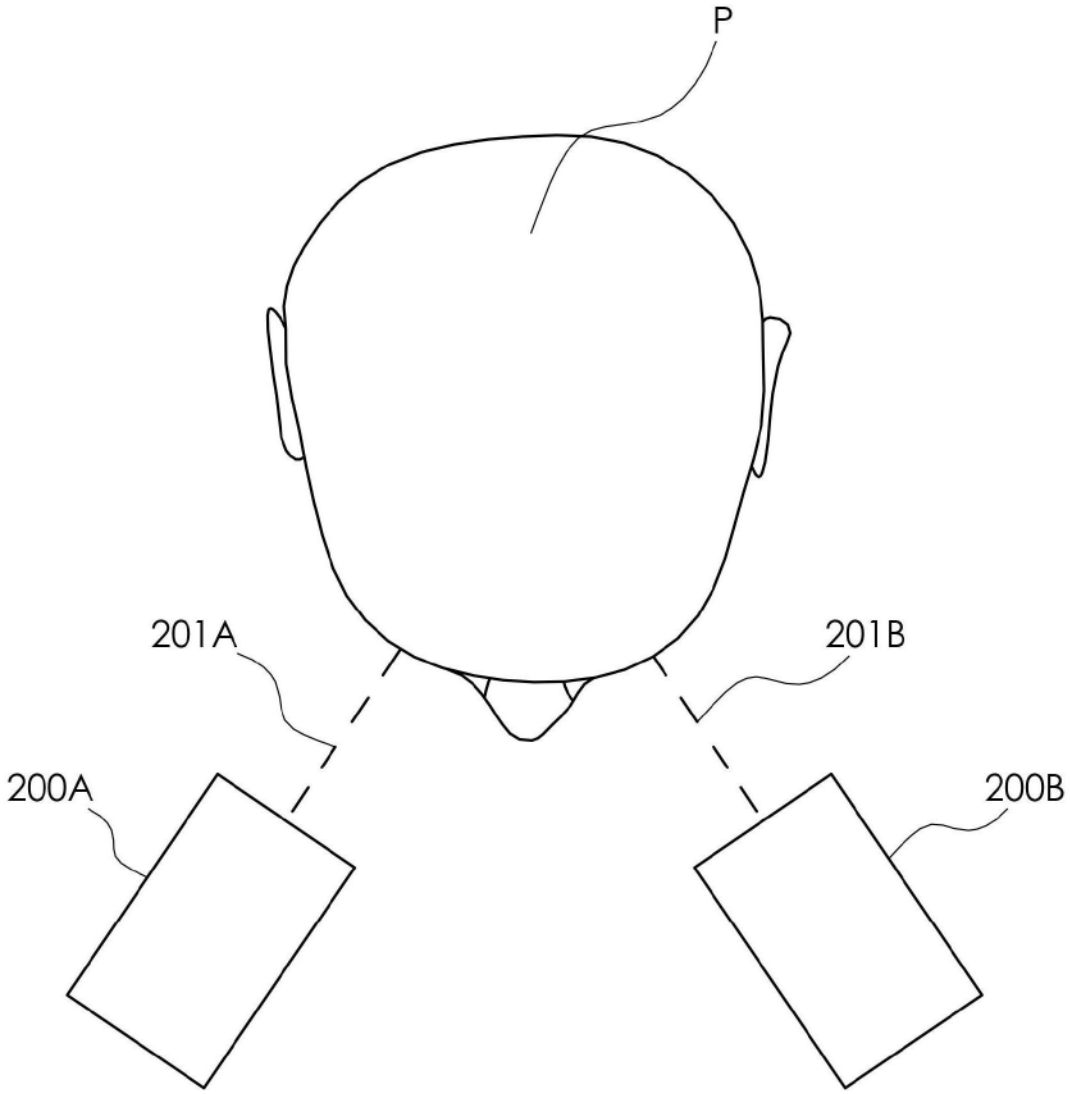


图9

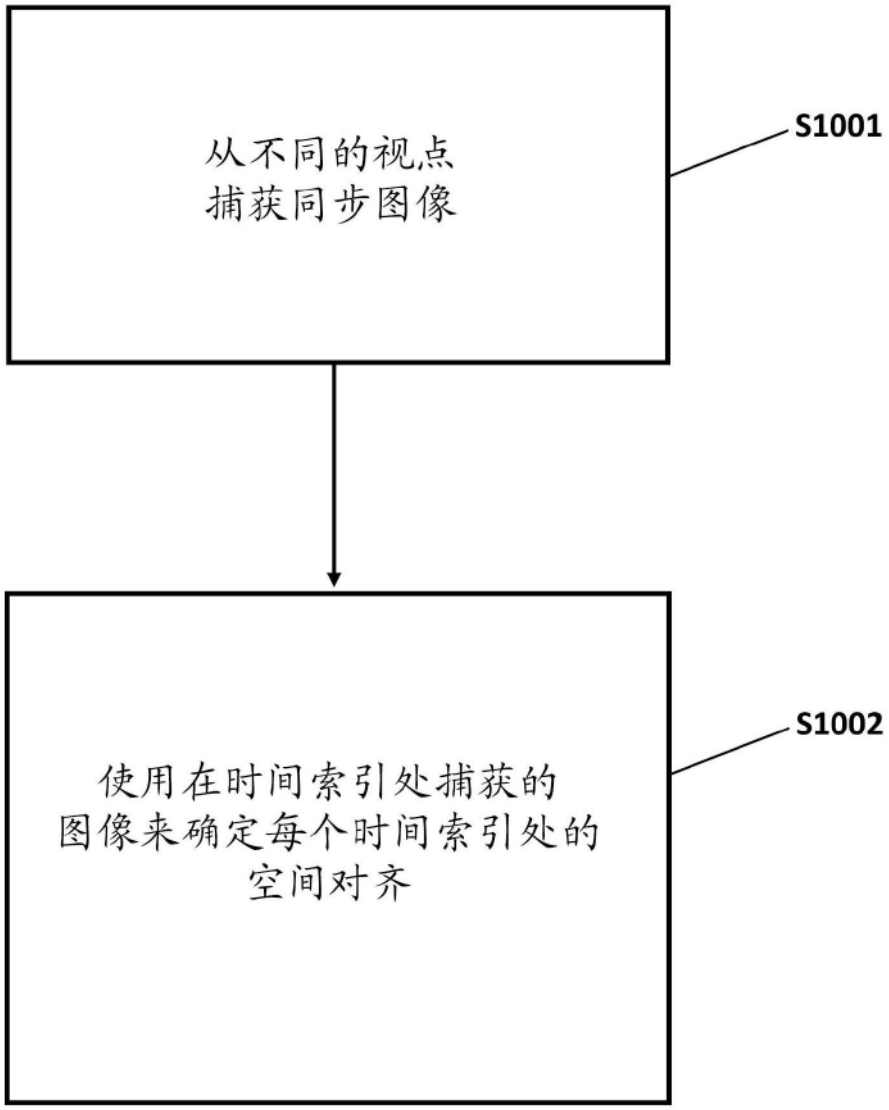

从不同的视点
捕获同步图像
S1001
使用在时间索引处捕获的
图像来确定每个时间索引处的
空间对齐
S1002

图10

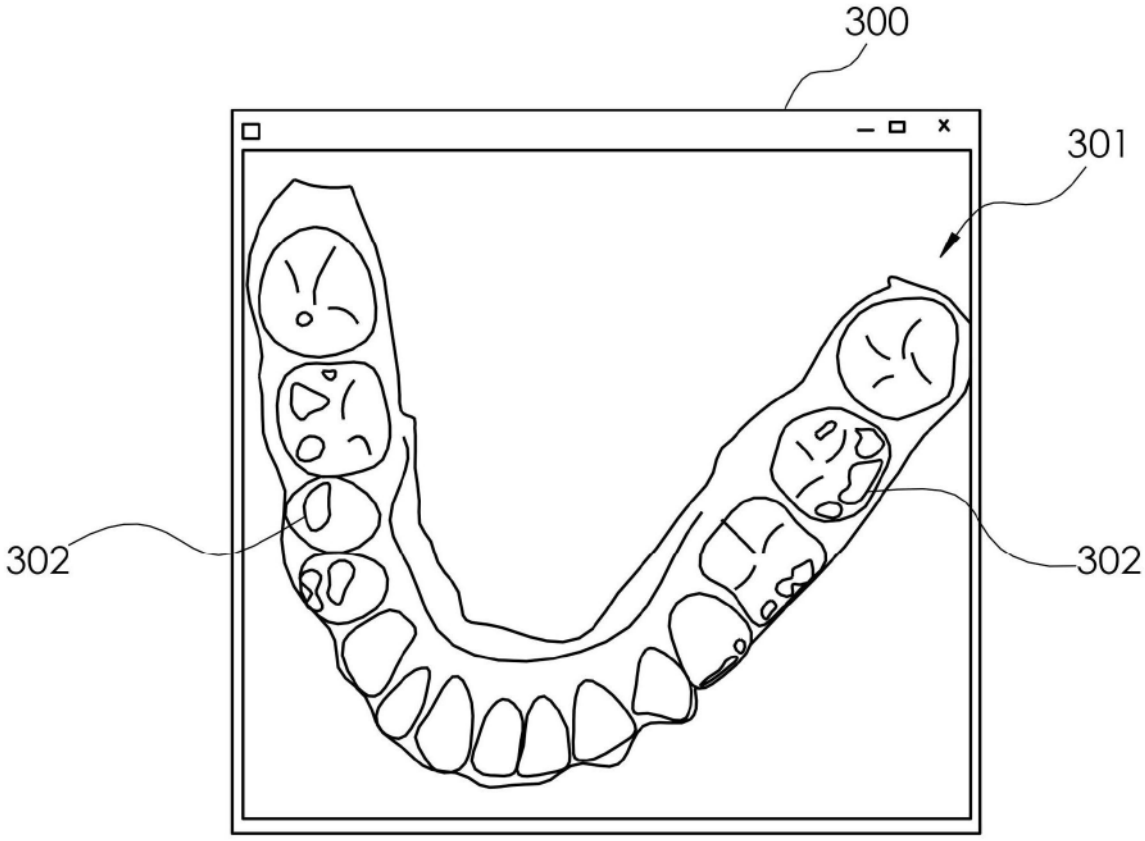


图11A

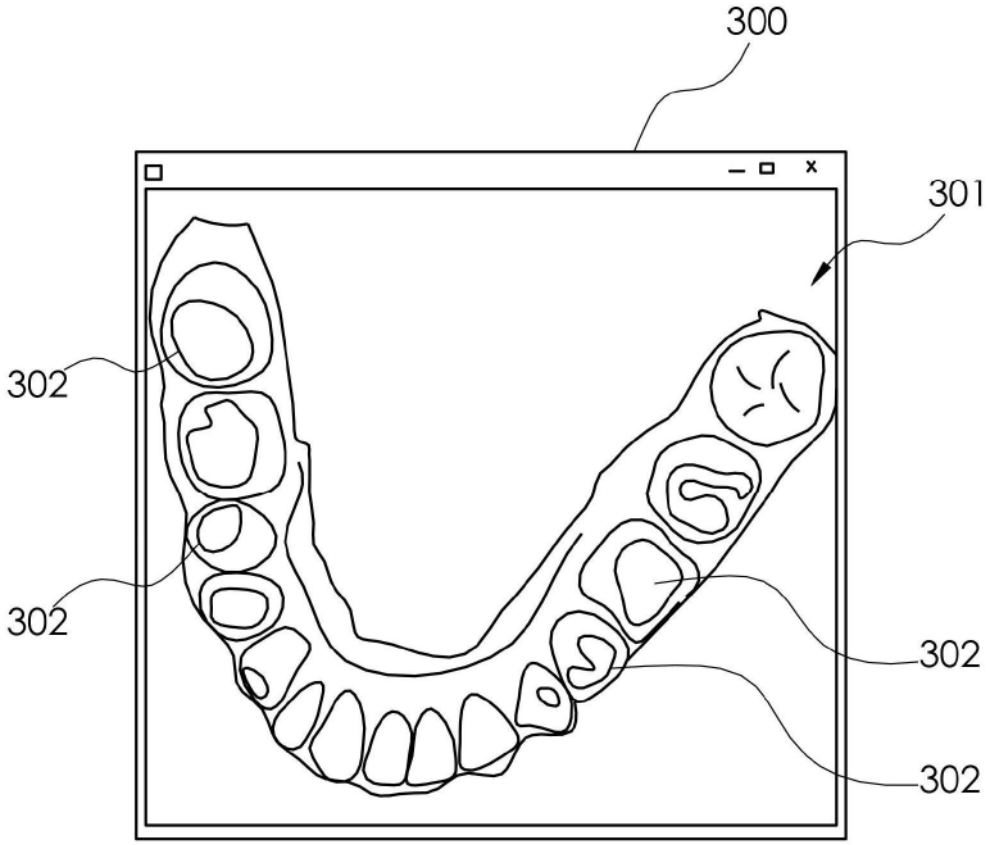


图11B

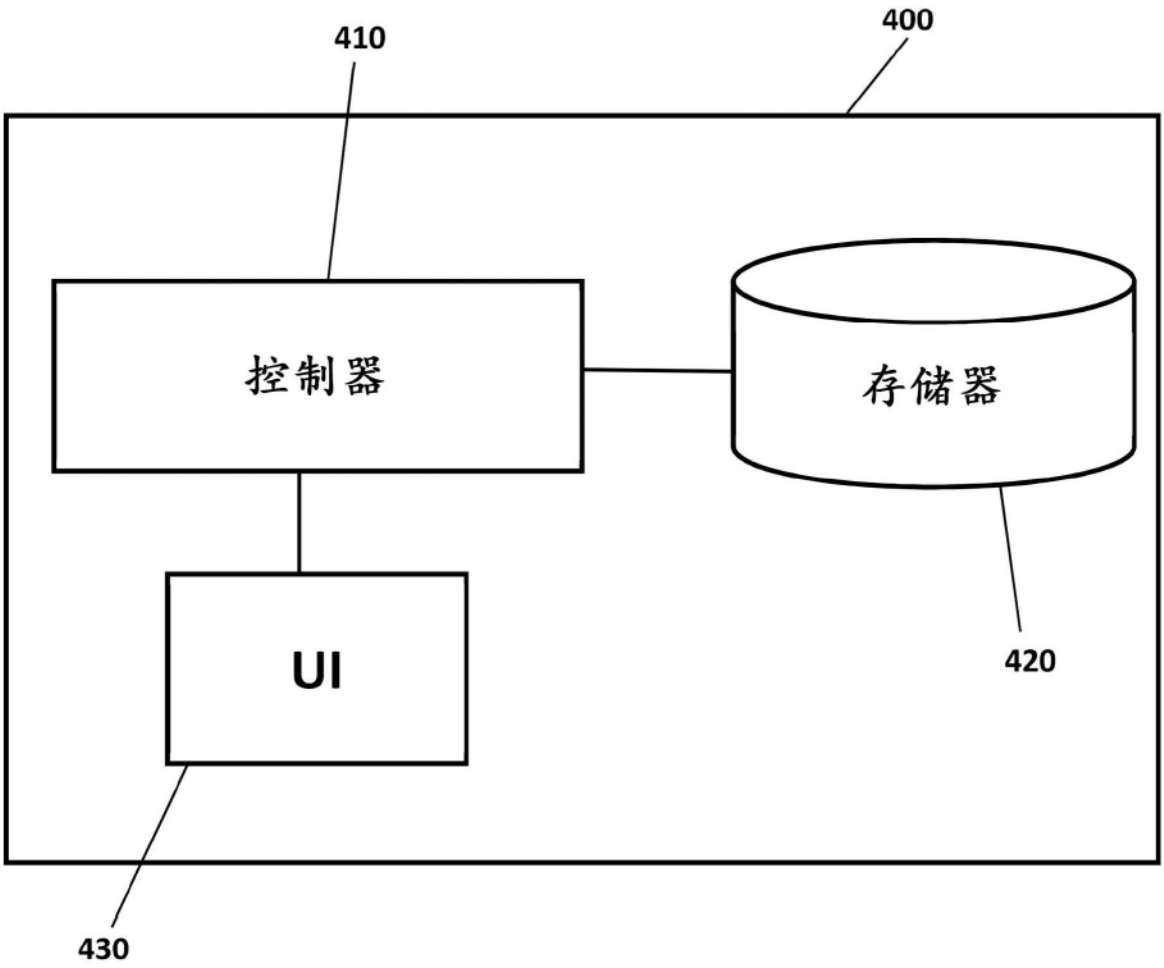


图12