



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107529968 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680020959.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.02.01

A61B 1/04(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 1/06(2006.01)

1550817 2015.02.03 FR

A61B 1/24(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2017.10.09

A61B 6/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 6/14(2006.01)

PCT/FR2016/050206 2016.02.01

A61B 8/12(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 34/20(2016.01)

W02016/124847 FR 2016.08.11

A61B 90/00(2016.01)

(71)申请人 弗朗索瓦·迪雷

A61C 1/08(2006.01)

地址 法国弗勒里

A61C 19/00(2006.01)

(72)发明人 弗朗索瓦·迪雷

G02B 27/01(2006.01)

(74)专利代理机构 北京博雅睿泉专利代理事务

G06F 3/01(2006.01)

所(特殊普通合伙) 11442

G06F 3/16(2006.01)

代理人 杨国权 马佑平

G06T 7/32(2017.01)

G06T 19/00(2011.01)

G10L 15/22(2006.01)

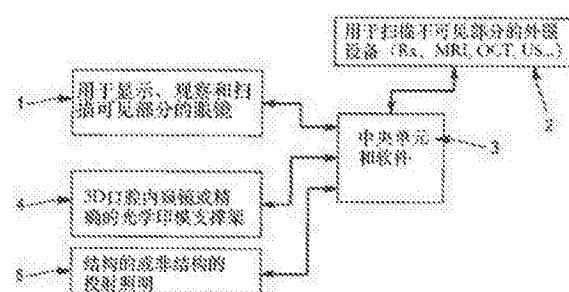
H04N 5/225(2006.01)

(54)发明名称

用于观察口腔内部的装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于观察患者(13)口腔内部的装置。该观察装置包括穿透射线发射器(2)，它能观察位于设置在口腔中的部件的外表面下面的内部部分(14、22、23、27、28、31、32、33、34、35、36、37、50、51、62、63)。根据本发明，该装置包括一副增强现实眼镜(1)，所述眼镜具有光学透镜和观察相机，所述一副眼镜(1)的用户(6)可以通过该光学透镜看到口腔的内部，该观察相机能够拍摄用户(6)通过光学透镜所看到的图像。中央单元适于将与观察相机拍摄的图像对应的第一图像和与穿透射线发射器(2)拍摄的图像对应的第二图像相关联。



1. 一种用于观察患者(13)口腔内部的观察装置,所述观察装置包括穿透射线发射器(2),所述发射器适于拍摄位于设置在所述口腔中的器官的外表面下面的内部部分(14,22,23,27,28,31,32,33,34,35,36,37,50,51,62,63)的图像,其特征在于,它包括一副增强现实眼镜(1),一方面,所述眼镜具有光学玻璃,所述眼镜(1)的用户(6)可以通过该光学玻璃观察口腔的内部,另一方面,所述眼镜具有观察相机(9),所述观察相机适于拍摄用户(6)通过光学玻璃看到的图像,所述眼镜还具有中央单元(3),所述中央单元适于将与观察相机(9)拍摄的图像对应的第一图像与穿透射线发射器(2)拍摄的图像对应的第二图像相关联。

2. 根据权利要求1所述的观察装置,其中所述中央单元(3)适于根据所述对增强现实眼镜(1)的取向来定向所述第二图像。

3. 根据权利要求1或2所述的观察装置,其中所述中央单元(3)适于将所述第一图像与所述第二图像的关联投射到所述光学玻璃。

4. 根据权利要求3所述的观察装置,其中所述中央单元(3)适于根据用户(6)的要求将选择的由所述穿透射线发射器所拍摄的器官的解剖组成部分的图像投射到所述光学玻璃上。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的观察装置,其中所述观察装置包括光学印模拍摄相机(4),所述相机适于拍摄设置在所述口腔中的器官的外表面的光学印模,所述中央单元(3)适于将第三图像与所述第一图像相关联,所述第四图像与所述光学印模拍摄相机所拍摄的图像对应。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的观察设备,其中由所述中央单元(3)执行的所述图像的相关是所述光学玻璃上的图像的叠加和/或替代。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的观察设备,其中所述中央单元(3)适于根据用户(6)的要求改变其处理的所述图像的对比度和透明度。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的观察装置,其中所述穿透射线发射器(2)适于将其拍摄的所述图像数字地传送至所述中央单元(3)。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的观察装置,其中所述观察装置包括扫描装置,所述扫描装置适于扫描由穿透射线发射器(2)发射的非数字图像,并将所扫描的图像发射到所述中央单元(3)。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的观察装置,其中所述中央单元(3)适于将与所述患者(13)有关的附加信息投射到所述光学玻璃上。

11. 根据权利要求10所述的观察装置,其中与所述患者(13)有关的所述附加信息包括待用于制造牙科假体的数据。

12. 根据权利要求10或11所述的观察装置,其中所述观察装置包括至少一个外围器械,所述外围器械连接到所述中央单元(3),并适于获取与所述患者(13)相关的附加信息。

13. 根据权利要求12所述的观察装置,其中所述外围器械中的一个允许获取静态咬合和颌的运动,或获取牙齿的颜色,或获取面部的形状,或者获取患者(13)的生理数据。

14. 根据权利要求1至13中任一项所述的观察装置,其中所述观察装置包括麦克风(11),所述麦克风适于获取来自用户(6)的控制命令,并将其发送到所述中央单元(3)。

15. 根据权利要求1至14中任一项所述的观察装置,其中所述增强现实眼镜(1)包括空间标记器械。

16. 根据权利要求1至15中任一项所述的观察装置,其中所述观察装置包括照明系统(5),所述照明系统适于照亮设置在所述口腔中的所述器官。

17. 根据权利要求16所述的观察装置,其中所述照明系统(5)包括发光二极管,所述发光二极管的波长适于允许识别疾病。

18. 根据权利要求1至17中任一项所述的观察装置,其中所述中央单元(3)适于将与设置在所述口腔中的所述器官有关的图像投射到远程屏幕(7)上。

19. 一种医疗追随组件,其特征在于,它包括根据权利要求1-18中任一项所述的观察装置以及医疗器械(46,47,48,49,54,58,59),所述医疗器械一方面包括工具(46,49,58,59),所述工具适于处理与之接触的器官的解剖组成部分,所述医疗器械另一方面包括参考标记(47),所述标记适于在所述解剖组成部分的处理期间在空间中被识别,并且其中所述中央单元(3)适于了解工具(46,49,58,59)的尺寸以及将所述工具(46,49,58,59)与所述参考标记(47)分开的距离,并且适于确定在治疗期间在所述器官中的所述工具(46,49,58,59)的位置。

20. 根据权利要求19所述的医疗追随组件,其特征在于,所述中央单元(3)适于拍摄表示用于所述治疗的所述工具(46,49,58,59)的第四图像,使其与所述第二图像相关联,并且投射相关性,以允许观察在正经受治疗的器官中的工具(46,49,58,59)。

21. 根据权利要求19或20所述的医疗追随组件,其特征在于,由于所述工具(46,49,58,59)的位移长度等于所述参考标记(47)的位移长度,所以中心单元(3)适于确定所述工具(46,49,58,59)相对于与之接触的所述解剖组成部分的方向和移动方向,当所述工具(46,49,58,59)相对于这些解剖组成部分不可变形时,所述工具(46,49,58,59)的移动方向等于所述参考标记(47)的移动方向,或者当所述工具(46,49,58,59)相对于这些解剖组成部分可变形时通过解除这些解剖组成部分而确定所述工具(46,49,58,59)的移动方向。

22. 根据权利要求19或20所述的医疗追随组件,其特征在于,所述中央单元(3)适于确定用于执行治疗的所述工具(46,49,58,59)的理想移动(55)。

23. 根据权利要求22所述的医疗追随组件,其特征在于,所述中央单元(3)适于引导所述用户(6),使得正在使用的所述工具(46,49,58,59)遵循所述理想移动。

24. 根据权利要求23所述的医疗追随组件,其特征在于,通过在与所述第二图像相关的所述光学玻璃上显示所述理想运动(55)来执行对用户(6)的引导。

25. 根据权利要求23或24所述的医疗追随组件,其特征在于,通过根据正在使用的工具(46,49,58,59)的位置发出声音信号来执行对用户(6)的引导。

26. 根据权利要求19至25中任一项所述的医疗追随组件,其特征在于,所述中央单元适于接收对于能被使用的每个工具(46,49,58,59)特定的标识符并确定所使用的工具(46,49,58,59)。

27. 根据权利要求26所述的医疗追随组件,其特征在于,所述中央单元(3)包括库,所述库将能被使用的每个工具(46,49,58,59)与特定标识符相耦合。

28. 一种假体制造组件,包括:根据权利要求1至18中任一项所述的观察装置和由控制单元(3)所控制的数字控制机器(12),所述数字控制机器用于制造与设置在所述口腔中的所述器官有关的假体。

用于观察口腔内部的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于观察口腔内部的装置,即允许观察位于设置在口腔中的器官的外表面下面的内部部分的装置。

背景技术

[0002] 旨在在牙科治疗领域中观察不可见的龈下部分、冠状动脉部分、根尖部分或骨骼部位的已知装置包括以下装置:

[0003] -穿透射线发射器,例如在2D(常规放射摄影或放射直视影像)中和在2D 1/2或3D(扫描仪、锥形束、全景扫描仪或正射影像仪)中进行手术的X射线装置或MRI装置、超声装置、使用太赫兹辐射进行手术的装置或使用从全息干涉测量(OCT)衍生的技术进行手术的装置;

[0004] -最终是用于由光学设备(从深蓝光到X射线,甚至超声波的辐射)是否使用结构投射光来拍摄印模的口腔内窥镜;和

[0005] -远程显示屏幕,一方面其允许看到来自发射穿透射线的装置的建模视图,另一方面,其允许看到在临床医生实施光学印模后所显示的作为使用口腔内窥镜而执行的扫描的结果而获得的建模。

[0006] 在牙科治疗中使用的放射装置可分为两大类:靠近牙科单元定位的放射装置和远离牙科单元定位的放射装置。

[0007] 在第一类别中,我们发现使用基于银、基于磷光体或数字支撑件(放射成像系统或RVG)的装置。

[0008] 虽然基于银的装置越来越少地被使用,但是对于另外两种装置来说,情况并非如此,因为它们允许间接地(基于磷光体的支撑件)或直接地(RVG)扫描从通过对X射线是透明的骨组织而获得的像素化放射图像。在这两种情况下,所获得的图像以灰度被扫描并在医生附近的屏幕上以黑白或重建的虚拟颜色二维显示。该图像使他可知道骨骼组织的龈下状况,也可知道牙齿的牙冠和牙根的龈下状况。

[0009] 临床医生携带并直观地将在2D屏幕上所看到的观察形状与其患者的口腔中可见的部位相匹配。这使他能够大致了解根的形状和长度、大致了解是否存在病理图片、以及大致想象神经和大血管的位置。

[0010] 如果他还想随时监测他的治疗是否有效,他将不得不连续拍照。

[0011] 随着更多牙科需求的出现,特别是在牙周病学和种植学的治疗的解决中,已经使用了代表第二类的更复杂的装置。这些装置很少出现在牙科诊所,但是如果牙科医生使用磁共振(MRI),则它们允许他以2D、2D 1/2、甚至3D对整个口腔进行整体观察。

[0012] 在这个类别中,在过去三十年来,我们发现了:口扫描仪(缩放仪,全景扫描仪)在一张照片中提供了整个齿弓的2D图像;CT扫描仪提供2D 1/2图像,由于不同的体素平面,所述2D 1/2图像允许重建伪3D图像(扫描仪);以及最近的结合传统扫描仪和CT扫描仪的优点的锥形束,所述锥形束提供了骨组织的非常快速和更精确的2D 1/2图像。

[0013] 后者的图像被广泛地用于种植体,其中在准备接收其未来种植体的部位时,医生应该准确地知道下面的器官(例如鼻窦和各种骨骼结构)的位置。

[0014] 在所有情况下,这些空间2D 1/2(或伪3D)的图像显示在远程2D屏幕上,所述屏幕允许在空间中的三个平面中移动它们,并且知道感兴趣区域或风险区域位于何处。

[0015] 最后,一些医生在MRI中使用真3D图像,但这仍然很少的且非常昂贵的。也在这种情况下,显示将发生在远程监视器上。

[0016] 最近,鉴于放射图像的不精确性,一些临床医生已经决定将不准确的X射线图像(100微米至200微米)与使用用于光学印模的口腔内窥镜获得的外部部分的更精确的图像(10微米至30微米)相关联。通过混合第一图像和第二图像,他们在远程2D屏幕上获得组织和下面的器官的组合视图以及牙齿和牙龈的光学印模。

[0017] 不幸的是,虽然对于下面的器官的附近的了解在大约一百微米内是可以接受的,但对于必须在约10微米内已知的植入物的冠部或圆柱体的精度来说,这是不正确的。

[0018] 如果他们使用上述用于龈下观察的系统,则还需要光学印模相机,以便具有足够精确的外观。

[0019] 现在,作为发明人的工作的直接结果,在牙科实践中存在不同种类的拍摄口腔内光学印模的方法,其可以被组合在放射图像中。我们发现:

[0020] -它们将可以是点、线或完整网格的结构光投射到牙齿上。它们几十年来已经广为人知,并在G.Hausler和Co1的《大深度、高分辨率高的光切法》(在Appl. Opt. 27 (1988) 的《light sectioning with large depth and high resolution》)的文章中得到很好的描述。他们例如可以使用具有可变间距的网格的投射(“数字立体相机”SPIE Vol 283 3-D, 1981),即轮廓测定相的原理(Duret US 5,092,022和US 4,952,149),其中最著名的是CEREC(Sirona GmbH),其将Hint-Els公司(美国)的边缘的投射和相位变化或例如Cadent(美国)的Itero(US.0109559)的并行共焦原理结合在一起。

[0021] -那些不是使用主动光或结构光的投射,而是使用立体干涉测量。这是来自3M的Lava AWS相机(Rohaly and Co.,美国专利7,372,642)或来自Duret和V&O Querbes的Condor相机(美国专利8,520,925)的情况。

[0022] 虽然我们可以说所有这些作品和发明已经获得了许多实施方案和二十多种商业可用的系统(Dental Floss No.63,2011年5月,《在科隆IDS的CAD/CAM的大胆尝试》(《the great adventure of the CAD/CAM at the IDS in Cologne》),14-26),但是其没有提供原始的解决方案,允许在拍摄期间和之后直接在口腔中显示可见和不可见部分的印模。

[0023] 所有这些描述的方法使用相同的显示系统,在牙科诊所或在另一个用于大型放射装置的房间中实施;靠近或远离执刀医生的远程屏幕。无论这些设备的复杂性如何,我们上面描述的所有相机或放射设备均与屏幕相关联。其可以放在卡车上,连接到计算机或(一体地)依靠在计算机上,或者是笔记本电脑或平板电脑的一部分或全部。

[0024] 在数据处理监视器(视频,等离子,LCD或LED)的情况下。屏幕特定于所拍摄的光学印模的应用、放射性或显示。有时,它通过在两个不同的窗口中显示来自相机视图的视频图像和显示由放射和/或口腔内数字处理产生的建模图像来组合该两种方法(Planmeca,Carestream)。

[0025] 在该同一个屏幕上,可以显示的是医生的互动视图,该视图允许他完成与患者有

关的信息：医疗特征以及要带来或已带来的护理。这被称为患者卡。在这种情况下，在远程屏幕上显示此信息是没有问题的，因为包含在该卡中的元素很少在动作期间完成，或者在同一时间内不需要被显示。虽然这已经导致了增强现实的应用，但对我们来说，其对患者的健康没有什么作用。关于在干预期间显示其生理数据的情况并不是如我们在本发明的附件应用中所看到的那样。

[0026] 数字中央处理单元 (CPU) 收集并处理从口腔内窥镜和放射装置进行的信息，然后将其显示在显示屏上。

[0027] 我们马上明白，执刀医生面临的第一个问题是必须观察在放射视图和从他的口腔内窥镜行进的视图处的一个或多个远程屏幕。如果他使用基于银的支撑件，他毫无选择但只能使用灯箱。这要求他移开视线，并在他的临床空间（这是他在患者口腔中看到的）与放射学上已知并在监视器上显示的龈下区域之间不具有准确的匹配。

[0028] 我们明白为什么临床医生必须不断地将眼睛从他的手术区域移开到远程图像。

[0029] 另外，虽然他在远程屏幕上提供了增强现实的指示，但他不仅要努力把他的眼睛从他的手术区域移动到监视器，而且还要移调他的大脑并将在远程2D屏幕上显示的这些指示和信息虚拟地移调到手术区域，有不准确或错误的风险。

[0030] 这是非常不确定的，特别是因为允许心理相关的对应于在可见部分与龈下部分之间的共同体积的唯一区域是在屏幕上以2D显示的放射视图，而在口腔中他的视力是三维的。临床医生必须使用固定在牙齿上的导向器，使其钻头不会损伤下面的组织，这种手术在植入术中是不正确的。

[0031] 我们很容易理解，间接看到他的工作的过程和结果对于患者来说是危险的、不正确的、不完整的并且在日常实践中是非常有害的。我们可以总结出在远程屏幕上进行显示的该方式的问题，如下所示：

[0032] -这就要求后者将眼睛在他正在工作的身体部位与远程屏幕之间经常移动。事实上，如果医生希望跟随他的牙髓或手术工作的进展，他必须将他的眼睛从他正在工作的身体区域移开，并观察他的视频或数字屏幕（监视器），以便猜测他的工作位置，

[0033] -这种运动可能导致他的手在他的工作中的不利的、不准确的和不受控制的运动，这个问题在长时间（疲劳）工作时尤为重要，

[0034] -这种运动是危险的，因为他的眼睛经常离开手术区域，有导致在患者的嘴里或身体上造成伤害或破坏他的器械的风险。

[0035] 这也是非常劳累的，因为远程显示器的存在需要眼睛以非常高的速度运动。因此，每分钟他的眼睛可能具有超过20次的往返运动。

[0036] 这不包括现在可以用增强现实来实现的任何关于所观察领域的另外的直接相关的信息。在实际视图与例如来自远程屏幕上的增强现实所进行的信息之间没有相关性，排除了手术区域中的任何实时和任何准确的信息。即使这些信息出现在远程屏幕上，也将永远不会实时显示，临床医生的手势也将不会在工作区域中准确定位。

[0037] 这种行为是不准确的：我们看到虽然可以在远程屏幕上看到下面的组织，但直接观察他的工作是永远不会安全的，因为在他的工作中移动他的眼睛和改变临床行动区域将使两种观察之间的相关变得困难。由于使用远程屏幕，因此RX表示和工作区域之间不存在真正的相关性。这也适用于来自传输到远程屏幕上的增强现实软件的任何信息。

[0038] 这种手术是不足够的:RX辐射产生传输到2D屏幕上的2D或2D 1/2显示,这使得特别难以甚至不可能估计出相对于在执刀医生之前在3D眼睛视觉中实际存在的器官而被X射线照射的器官。

[0039] 这种医疗程序是不安全的:我们可以说,没有发现简单而特别安全的方案来满足临床医生的需求。为了使他的动作安全,他必须看到在同一个存储库中实时组合的已经被X射线照射的区域和他正在工作的区域。这是能够安全、快速、全面舒适地工作并且具有这种干预所需准确度的基本条件。

发明内容

[0040] 本发明目的在于通过提供一种新型的观察装置来应对这些上述缺陷。

[0041] 根据第一方面,本发明涉及一种用于观察患者口腔内部的装置,所述观察装置包括穿透射线发射器,所述发射器适于拍摄位于设置在口腔中的器官的外表面下面的内部部分的图像,其中其包括一副增强现实眼镜,一方面,所述眼镜具有光学玻璃,所述眼镜的用户可以通过该光学玻璃观察口腔的内部,另一方面,所述眼镜具有观察相机,该观察相机适于拍摄用户通过光学玻璃看到的图像,所述眼镜还具有中央单元,所述中央单元适于将与观察相机拍摄的图像对应的第一图像与穿透射线发射器拍摄的图像对应的第二图像相关联。

[0042] 根据本发明第一方面的第一实施例,中央单元适于根据一副增强现实眼镜的取向来定向第二图像。

[0043] 根据本发明第一方面的第二实施例,中央单元适于将第一图像与第二图像的相关性投射到光学玻璃上。

[0044] 根据本发明第一方面的第二实施例的一个特征,中央单元适于根据用户的要求将选择的所述穿透射线发射器所捕获的器官的解剖组成部分的图像投射到所述光学玻璃上。

[0045] 根据本发明第一方面的第三实施例,所述观察装置包括光学印模拍摄相机,所述相机适于拍摄设置在口腔中的器官的外表面的光学印模,所述中央单元适于使由光学印模拍摄相机所拍摄的那些图像对应的第四图像与第一图像相关联。

[0046] 根据本发明第一方面的第四实施例,由中央单元执行的图像的相关是光学玻璃上的图像的叠加和/或替换。

[0047] 根据本发明第一方面的第五实施例,中央单元根据用户的请求适应于改变其处理的图像的对比度和透明度。

[0048] 根据本发明第一方面的第六实施例,穿透射线发射器适于将其拍摄的图像数字地传送到中央单元。

[0049] 根据本发明第一方面的第七实施例,观察装置包括扫描装置,所述扫描装置适于扫描由穿透射线发射器发射的非数字图像并将扫描图像发送到中央单元。

[0050] 根据本发明第一方面的第八实施例,中央单元适于将与患者有关的附加信息投射到光学玻璃上。

[0051] 根据本发明第一方面的第八实施例的第一特征,与患者相关的附加信息包括要用于制造牙科假体的数据。

[0052] 根据本发明第一方面的第八实施例的第二特征,观察装置包括至少一个外围器

械,所述外围器械连接到中央单元并适于获取与患者相关的附加信息。

[0053] 根据本发明第一方面的第八实施例的第二特征的有利实施例,外围器械中的一个允许获取静态咬合和颌移动,或获取牙齿的颜色,或获取面部的形状,或者获取患者的生理数据。

[0054] 根据本发明第一方面的第九实施例,观察设备包括麦克风,所述麦克风适于获取由用户进行的控制命令并将其发送到中央单元。

[0055] 根据本发明第一方面的第十实施例,所述一副增强现实眼镜包括空间标记器械。

[0056] 根据本发明第一方面的第十一实施例,观察装置包括照明系统,所述照明系统适于照亮设置在口腔中的器官。

[0057] 根据本发明第一方面的第十一实施例的一个特征,照明系统包括发光二极管,所述发光二极管的波长适于允许识别疾病。

[0058] 根据本发明第一方面的第十二实施例,中央单元适于将与布置在口腔中的器官有关的图像投射在远程屏幕上。

[0059] 根据第二方面,本发明涉及一种医疗追随组件,其特征在于,它包括根据本发明第一方面的观察装置以及医疗器械,所述医疗器械一方面包括工具,所述工具适于处理与之接触的器官的解剖组成部分,所述医疗器械另一方面包括参考标记,所述标记适于在所述解剖组成部分的处理期间在空间中被识别,并且其中所述中央单元适于了解工具的尺寸以及将所述工具与所述参考标记分开的距离,并且适于确定在治疗期间在所述器官中的所述工具的位置。

[0060] 根据本发明第二方面的第一实施例,所述中央单元适于拍摄表示用于所述治疗的所述工具的第四图像,使其与所述第二图像相关联,并且投射相关性,以允许观察在正经受治疗的器官中的工具。

[0061] 根据本发明第二方面的第二实施例,由于所述工具的位移长度等于所述参考标记的位移长度,所以中心单元适于确定所述工具相对于与之接触的所述解剖组成部分的方向和移动方向,当所述工具相对于这些解剖组成部分不可变形时,所述工具的方向和移动方向等于所述参考标记的方向和移动方向,或者当所述工具相对于这些解剖组成部分可变形时通过解除这些解剖组成部分而确定所述工具的方向和移动方向。

[0062] 根据本发明第二方面的第三实施例,所述中央单元适于确定用于执行治疗的所述工具的理想移动。

[0063] 根据本发明第二方面的第三实施例的一个特征,所述中央单元适于引导所述用户,使得正在使用的所述工具遵循所述理想移动。

[0064] 根据本发明第二方面的第三实施例的一个特征的第一有利实施例,通过在与所述第二图像相关的所述光学玻璃上显示所述理想运动来执行对用户的引导。

[0065] 根据本发明第二方面的第三实施例的一个特征的第二有利实施例,通过根据正在使用的工具的位置发出声音信号来执行对用户的引导。

[0066] 根据本发明第二方面的第四实施例,所述中央单元适于接收对于能被使用的每个工具特定的标识符并确定所使用的工具。

[0067] 根据本发明第二方面的第四实施例的一个特征,所述中央单元包括标识符的库,每个标识符对应于作为所述观察装置的一部分的一个工具。

[0068] 根据第二方面,本发明涉及一种假体制造组件,包括:根据本发明第一方面的观察装置和由控制单元所控制的数字控制机器,所述数字控制机器用于制造与设置在所述口腔中的所述器官有关的假体。

[0069] 因此,根据本发明的装置,通过医生通过他的眼镜在患者的口腔中或脸上看到的手术区域的增强现实眼镜的直接观察,完全相关或非常接近地组合在一个相同的区域中、通过放射(RX,超声,MRI或全息干涉测量-OCT)获得的建模,最终使用从阅读非常精确的口腔内窥镜的光学印模以及可能有助于手术过程的所有附加信息所产生的处理的建模过程进行补充,所述附加信息接着在相同的储存库中相关联。

[0070] 通过附加信息,我们了解在管道治疗、手术治疗器械或当我们不使用X射线时通常在植入术中看不见的钻头所经过的路径,这仅仅是一个示例。这一点是非常重要的,因为它应该允许在不增加对RX的曝光下遵循在口腔中的实时过程,而不会通过普通眼镜看到这些。

[0071] 因此,本发明完全解决了通过以简化和患者友好的形式提供可用于所有牙科实践中的可适用的廉价的方案所提出的问题。

[0072] 特别地,其解决了上述许多问题:

[0073] -由于这个新的且原始的组织,因此医生可以通过他的增强现实眼镜在同一个区域内,即他的患者的口腔中,看到(a)他正在分析和正在工作的身体部位,(b)由放射、超声、MRI或全息干涉测量(OCT...)装置所获得的龈下视图和骨骼视图,(c)最终,如果他想要准确性,他通过光学印模使用他的三维阅读口腔内窥镜所获得的建模,三个视图完全组合而不使用远程屏幕。事实上,如果医生想要监测他的手术(植入物,提取物...)或牙髓修复工作的进展,他将识别作为强度、颜色或对比度的变化的可看到的叠加或任何其他形式(这仅仅作为一个示例给出)、龈上表面(牙齿和牙龈...)和龈下部分(骨骼,神经,血管,窦道...),而不需要将他的眼睛移开他正在工作和正在做诊断的身体区域。因此,他可以实时或延迟地监测他的龈上动作和龈下动作的环境和结果,而不用把眼睛从他的操作区域中移开。

[0074] -由于这些信息的匹配,因此他的手不再可能在他的工作中造成有害和不受控制的动作,如果他想永久监控在眼睛无法接近的区域中的行为,而不使用渗透辐射(RX...),那么这个优势尤为重要。

[0075] -由于无需将他的眼睛从他的手术区域移开,因此他将不再有在他的患者的口腔中或身体上造成伤害的风险,因为他的动作和由于他的动作所造成的或有助于他获取该动作的所附加的信息在他的工作区域中将永久地是可见的。

[0076] -通过在处理信息后选择产生实际视图以及龈下的和骨骼的不可见视图之间的相关性,可以使用任何种类的方法来获取准确的光学印模,而不管其是否是由使用结构化主动光的方法所产生的印模。也可以使用X射线、超声、MRI或全息干涉测量(OCT...)等任何一种穿透辐射。这种叠加和/或增强现实替代的方法完全独立于所采用的阅读类型,来自增强现实的附加信息也是这样。

[0077] -通过使用中央单元,他将能够存储所有这些动作的后续行为,这在检查(种植症状、颞下症状或术后症状...)中是非常重要的。

[0078] -由于不涉及任何高速度、高强度的眼睛运动,所以临床医生的手术将变得非常轻松。

[0079] -由于使用具有显示增强现实的可能性的眼镜,因此可以在手术区域中由临床医生酌情实时地或延迟地提供信息。这包括所观察区域的任何直接相关的附加信息,如现在的增强现实所允许的,还包括来自远程医疗等附加信息来源的信息。

[0080] -由于来自增强现实中选择的附加信息,它也允许:

[0081] -通过远程医疗,也可以在重要区域治疗不当时通过个性化专家或学习系统,指导在现场的执刀医生。

[0082] -从脆弱或重要的环境中显示特定的和现场的跟下信息。

[0083] -在外科手术中当不能完美地进行时警告临床医生。例如,可以指示不完全根管治疗、不充分或定位不正确的植入物圆柱体的钻孔、不完全提取或刮除术。

[0084] -显示并允许现场观察正在使用的器械的动态运动或在执行困难的提取、植入物的安装或根管的钻孔过程中正被治疗的身体的部分。

[0085] -在用于接纳填充物和牙冠的空腔的准备期间,在口腔中突出显示牙组织的分布,例如牙髓的接近度。

[0086] -在口腔中实时地跟踪临床医生所使用的任何器械所经过的路径,以提高其效率,避免与环境有关的事故(静脉,神经...)。

[0087] -由于正在实施的手段,因此该装置易于制造,这使其特别强健。其还允许:

[0088] -显著降低制造成本,因此降低自从使用的电子元件的大众化以来的销售价格,例如新一代Condor相机、虚拟现实眼镜或LED。

[0089] -选择有线或无线连接,包括在相机级别,其允许临床医生完全自由移动。

[0090] -具有立体自然的3D恢复,而不必使用3D屏幕,所述屏幕总是昂贵且通常效率低下。

[0091] 从与通过指示性和非限制性示例给出的实施例有关的以下描述中,本发明的其它目的和优点将变得清楚。当参考附图时,将有助于理解本说明书。

附图说明

[0092] 在附图中:

[0093] -图1是整个装置的示意图,所述装置包括其正确操作所需的所有主要元件,以及附加的外围元件,但不是强制元件;

[0094] -图2是部分制作的原型的整体示意图,所述原型包括相机、连接器、计算机(这里是笔记本电脑)、最后是包含处理卡的盒子;

[0095] -图3表示用于本发明的特定装置的基本元件的完整视图;

[0096] -图4示出了可见与不可见部分之间的相关性的各个步骤,其允许基于它们的共同区域创建补充对象,这里指牙冠;

[0097] -图5表示临床医生在眼睛移动时通过增强现实眼镜观察到的患者口腔中的补充对象的各种视图;

[0098] -图6表示当使用本发明的透明功能时,临床医生在口腔中可以观察到的补充物的各种平面;

[0099] -图7表示在制造假体制剂期间在本发明的应用中补充对象的视图;

[0100] -图8表示当使用针对根管治疗是可变形的或针对钻取植入物或手术操作是不可

变形的存储或可识别的器械时,医生在口腔中观察到的补充对象的视图;以及
[0101] -图9是表示允许实施本发明的临床操作的各个步骤的图。

具体实施方式

[0102] 本发明涉及一种在牙科领域中用于在工作现场(即在患者口腔中)直接地进行口腔内观察和/或测量的新型装置,所述装置将以下一起置于同一立体的或稍微移位的贮存库中:(a)通过增强现实眼镜进行的在患者口腔中的牙齿和牙龈的直接视图,(b)通过拍摄放射印模-OCT和/或MRI-的一个或多个建模,(c)在增强现实眼镜上出现的由相机进行的一个或多个参考或建模,医生通过该增强现实眼镜观察患者的口腔,(d)最终,使用结构光或不使用口腔内窥镜来进行的来自光学印模的一个或多个参考或建模,使得它们相互互补和/或替代,以便使用增强现实的原理来丰富它们本身,以及(e)最终,与其相关联并由其他外围设备提供的附加信息,以便允许临床医生即在牙龈、冠状动脉、根管、手术或骨治疗期间,不要将他的眼睛从他的口腔内工作现场移开,以确保、促进和优化他的临床行为,但是该应用是非限制性的,因为该装置也适用于牙科诊所的所有临床活动的后续行为。

[0103] 为此,根据本发明的该装置允许通过增强现实眼镜在患者的口腔中直接进行观察,并且以完全相关的方式直接观察以一个单一对象的形式的口腔的可见和不可见部分,所述部分在这里被称为补充对象。

[0104] 可见部分是牙齿的表面、牙龈、舌头和脸颊的内侧。它可以直接通过眼镜看到,但也可以通过阅读立体动态相机或位于眼镜上的几台相机所产生的扫描视图的形式,或者更确切地说,由于通过使用口腔内窥镜进行的扫描获得的数字化图像而看到。该扫描可以通过扫描部分的直接视觉从不太准确到更精确的扫描,即以最准确的支配(口腔内窥镜)取代较不准确的(眼镜的相机)的顺序被替代,而这不是强制性的,所述直接视觉反过来可以由非数字化的直接视图代替。

[0105] 不可见部分起因于在治疗作用之前通过外部装置单独进行的阅读,所述外围装置能够提供位于牙齿下方、牙龈下方或皮肤下面的不可见部分的RX、MRI、太赫兹或超声波图像,所述不可见部分正如骨骼、上皮和结膜组织、血管和神经一样。这些装置允许静态或动态地知道、存储和扫描不可见的下面的解剖体。

[0106] 对于这两体积单位,可见和不可见部分就形成一个单一的单元,中央单元寻找公共部分,并且基于这些公共部分组合两个对象。这些公共部分可以是解剖学对象,例如牙齿的冠部或被施加的对象,所述对象例如固定在口腔中的例如在牙齿上的定位楔,如果希望避免任何异常移动。这些楔形物或这些解剖参考标记也用作跟踪为此目的而制备的器械的运动的识别。

[0107] 优选地,在一些情况下,可以同时扫描不可见部分和可见部分。这是如果我们使用超声波装置或太赫兹装置的情况。

[0108] 为此,本发明包括使用增强现实眼镜实时或延迟地操作的观察装置1),三维空间定位系统(至少加速度计/陀螺仪和相机)可以与所述观察装置相关联,所述观察装置的功能是允许医生不仅可以直观地看到自己的操作区域,还要具有准时的指示或外部视图,因为所有这些眼镜都可以协助手术,这允许他正常地遵循他的工作(例如根管治疗或外科手术)的正常可见的进展,所述工作即牙齿和牙龈的外部部分。它还允许他另外地添加相关图

像,这是本发明的基本特征,起因于第二外围设备2)。该第二外围设备能够提供位于牙齿下方和牙龈下面的不可见部分(例如骨骼、上皮组织和结合组织、血管和神经)的RX、MRI或太赫兹超声波图像,以及允许知道、存储和扫描不可见的下面的解剖体。两个设备1)和2)依赖于中央单元3),所述中央单元的功能是扫描来自位于眼镜和外围设备上的相机的视图,以便将它们相关联,从而将它们组合在同一个存储库中,使得临床医生通过他的增强现实眼镜在他的患者的口腔中看到一个单一的对象,所述对象来自他自然通过他的增强现实眼镜获得的视图的组合,通过该眼镜,永久地、动态地和真实地或几乎是实时地组合各种信息,所述信息来自外部元素、牙齿和牙龈,也是不可见元素的信息,所述信息允许后者在他的视野在他的患者的口腔里看到可见部分,以及位于牙龈下方和牙齿下面的不可见部分。

[0109] 这因此允许用户在不移开眼睛下跟随他的行动,并在口腔中他的眼睛通常无法进入的部位中了解他的动作的后果。应当注意,为了避免对患者的永久照射,本装置仅需要至少初始的3D图像,并且他将根据视场实时或几乎实时地将其相关,这取决于医生的眼睛的方向而变化,增强现实眼镜上的相机正在拍摄。

[0110] 对于该装置,优选地将添加口腔内窥镜4),所述口腔内窥镜用于在有或没有主动光/或结构光的投射下使用相干辐射获取准确的光学印模,所述口腔内窥镜的功能是执行存在于患者口腔的可见部分(例如他的牙齿和/或牙龈)中的解剖体的形状和颜色的非常准确的记录,这种印模的拍摄被中央单元3)相关联,并通过中央单元3)与以前的视图组合,并且更特别地与来自增强现实眼镜1)携带的相机的不太准确的视图组合,并且因此与来自外部外围装置2)的子上皮图像组合。这允许临床医生在他的工作区域内对增强现实治疗产生的部分具有非常准确的观察。

[0111] 最后地且优选地,还将在口腔内窥镜或眼镜上添加照明系统5),所述照明系统的功能是优化诊断分析,例如通过硬组织上的龋齿或软组织上的肿瘤的特殊辐射突出显示。

[0112] 为了遵循牙髓修复术或手术中的运动,其足够将双视图-可见的和不可见的-中已知或校准的显示器械相关联。

[0113] 该过程允许通过显著增加他的行动所需的安全性,同时确保人体的结构完整性并提供一微米的精度来优化临床医生的治疗作用。它特别允许将医生从确定的限制中彻底地释放出来,所述限制要求他观察远程屏幕,将可见和不可见区域的不同图像相关联,并保持靠近他的工作单元。

[0114] 本发明包括硬件装置和软件系统。

[0115] 该硬件装置关联1)用于与特定和小型化增强现实相关联的可见组织的系统的直接牙科观察的系统,2)用于扫描肉眼看不见的下方组织的系统,3)用于数据的模拟/数字转换、管理和相关性的中央单元,4)最终,具有或不具有结构光的准确的口腔内三维阅读相机,5)最终,特定用于诊断的口腔内照明件,以及6)在可见和不可见区域中使用的校准的和已知的器械。

[0116] 为此,本发明的目的是这样的装置,所述装置特别包括具有增强现实眼镜的观察/获取系统、允许扫描肉眼不可见部分的装置、中央单元、口腔内精确扫描相机、照明系统和辅助装置。

[0117] 具有增强现实眼镜1)的显示/捕获系统允许在直接观察时看到治疗作用的区域,同时,当它们具有共同的连接区域时,可以将眼睛不可见的直接来自独立的外围设备的附加

信息(例如来自RX、MRI、太赫兹或超声波的读取系统的图像)与其相关联,并然后将该附加信息添加到其中。

[0118] 这种观察、显示和获取系统可以由例如“谷歌眼镜(Google Glass)”、“Vuzix智能眼镜(Vuzix Smart Glass)”、“Sony”、“K-Glass”或“HoloLens”的眼镜组成(这仅仅是本发明的非限制性示例)。

[0119] 对这些眼镜添加一个或多个相机,所述相机允许通过使用共同标记物连续跟踪从龈下的外围设备读取产生的建模来永久地且实时地重新调整,所述共同标记物例如是牙冠或自愿放置在其表面上或牙龈上的标记物(这仅仅是个示例),临床医生在患者的口腔中看到该标记物。

[0120] 最终有利的是,根据本发明的设备的附加特征,出于财政原因,该设备可以基于2D观察,眼镜的基本功能是在减轻的工作区域上显示不准确调整的附加信息。中央单元现在能够将3D图案上的2D视图相关联。

[0121] 其还可以通过应用现在众所周知的方程式,使用两个或更多个2D放射图像来创建3D图像。

[0122] 在2D 1/2或3D观察的情况下,即由于这些眼镜具有立体视觉,通常使用立体镜,而不是系统性的,因此相关性是非常准确的,并且指示发生在以三维读取的身体部分上。这可以通过存在于这种眼镜上的专用特定屏幕来实现。

[0123] 有利地并且根据本发明的装置的附加特征,在臂上(在谷歌玻璃的情况下,右臂)存在的迷你USB迷你微型允许针对观察并显示增强现实信息来进行订购,而执刀医生不需要不得不将他的眼睛从他的工作区域移开。

[0124] 允许对眼睛2不可见的部分进行扫描的装置可以是例如模拟(然后穿过扫描图形输入板)或2D或2D 1/2数字放射系统,例如RVG扫描仪或断层摄影术(这不是本发明的限制)。它也可以使用穿透相干光学系统,例如OCT。它还可以使用MRI或β相机的3D成像原理。最近出现了太赫兹成像。这具有仍然不准确的缺点,但是使用非电离矢量具有很大的优点。它可以用作本发明的一部分的外围设备。这也适用于所有超声波系统,不论其类型如何。

[0125] 本发明的第二具体部件的目的是收集眼睛不可见的信息,以便创建允许补充在可见部分的观察期间所创建的对象的第二对象。

[0126] 中央单元3允许模拟/数字数据的转换和这些数据的管理。该系统的优点是扫描从位于眼镜上的相机进行的数据,扫描和/或收集从外围设备(RX,MRI,OCT,超声波设备...)进行的图像,然后组合他们,以便获得一个单一的点云,从而形成一个单一的对象。

[0127] 除了这种组合之外,有利地根据本发明的装置的附加特征,中央单元根据临床医生眼睛的方向引导不可见部分,该指示由相机经由参考标记和/或诸如陀螺仪或允许在空间中知道对象的定位的其他装置的附加系统提供,附加系统这里是增强现实眼镜。

[0128] 由于本发明的这种应用,中央单元可以跟随眼睛的空间位置的变化,该眼睛将不仅允许看到不可见的部分,而且可以根据不同的视角直接在患者的口腔中看到。这个特征很重要,因为临床确定的解剖结构可以掩盖重要的区域。医生通过转移眼睛,将可以看到在以前的视角中隐藏的东西。

[0129] 有利地并且根据本发明的装置的附加特征,中央单元可以优选地显示血管、神经、骨骼和根部,因为当前软件能够自动检测这些解剖结构并以不同颜色显示它们。

[0130] 这种区分使得医生能够了解他的工作区域、选择它而且还适应于特定于正在被治疗的患者的解剖体。本发明允许从标准解剖体切换到定制的解剖体，所述定制的解剖体在植入或牙科手术中尤其重要。

[0131] 因此牙医在患者的口腔里看到牙齿、牙龈，并且根据所有的角度和选择性地、最终通过特定的颜色看到所有的下方结构，如牙齿根部、血管、神经等。

[0132] 口腔内准确扫描相机4允许使用光子辐射(无论是否一致)或超声波辐射通过光学印模扫描一个或多个牙齿。本发明可以使用在牙齿和医疗世界中使用的所有相机，这显示出本发明的开放性和普遍性。

[0133] 该相机可以使用结构化光投射来执行其度量记录。在这种情况下，相机具有两个或多于两个的组合的或分离的通道，一个用于投射，另一个用于拾取图像。LED、OLED、卤素、等离子体或激光结构光的系统以点、线或已知的和结构化的框架的形式将辐射投射到牙齿上。该结构的投射根据其所撞击的表面而变形，并且该变形通过图像拾取路径被传送到传感器。这允许相机通过比较经投射或存储的光和到达传感器的在空间中和/或随着时间变形的光的特征来了解正在分析的齿的形状和尺寸。存在满足这些特征的许多口腔内窥镜。

[0134] 有利的是，根据本发明的装置的附加特征，该相机可以使用任何用于测量和分析牙齿和/或牙龈的形状而不投射结构光的系统。为此，它可以使用单相或多相机的遥测方法或立体方法。该系统具有易于设计的优点，但需要开发更复杂的软件，例如为空间而开发的软件。我们发现一些口腔内窥镜，例如我们开发的是Condor相机(这仅仅是一个非限制性的示例)。

[0135] 有利地并且根据本发明的装置的附加特征，它还可以包括将两种技术或诸如OCT、超声或X射线之类的其它原理相关联的相机，因为它们提供关于该区域和正在检查的身体的度量信息。

[0136] 当然可以使用自然光，但是由于这种相机的功能是在黑暗中或者在难以到达的区域(例如，口腔)中操作，因此可以具有允许工作区域的良好尺寸的照明的照明系统5。

[0137] 有利地并且根据本发明的装置的附加特征，照明系统可以根据正在使用的照明的类型在增强现实中以3维来在正在被测量的对象上显示信息。实际上，根据所确定的波长的选择，有可能确定和/或找到眼睛看不见或几乎没有可见的口腔-面部球体的确定的解剖和病理学元素，并以增强现实信息的形式在操作区域中显示它们，其与远程视频屏幕上以2D的直接观察不同。这允许诊断，而且一些楔形元素允许在可见部分与下面部分的图像之间的相关性，以便构建补充对象。

[0138] 辅助外围设备可以是：

[0139] -信息源6，所述信息源6在准备期间直接从存储的功能或从内部或外部的软件(远程医疗)进行，所述软件提供允许协助拍摄印模的医疗程序的附加信息。

[0140] -一个或几个外围站7，其中信息是可见的，临床医生使用该信息工作，并且该信息可由他的助手看到，使得他们可以实时或延迟跟踪和丰富(辅助或教导…).这种治疗可能是视频和/或数字治疗。

[0141] -经校准的和与可见和不可见部分的图像相关联的口腔内器械允许遵循在不可见部分中的实时运动。

[0142] -具有数控机器8的机床，其可随时从获取的虚拟图像中获得真实的部分，使

得该设备在1970年由Francois Duret发明的牙科CFAO链中发现其全面应用,Francois Duret是本专利的共同发明人。

[0143] 有利地相关的且根据本发明的装置的附加特征,用于发送来自设备或其外围设备数据的是:

[0144] -传输所有数据的电缆、电话、蓝牙或WiFi。

[0145] -附加硬件系统,所述系统用于进行处理,用于与执刀医生、助理和/或中央单元的对话/观察,用于由显示系统的麦克风或另一形式的通讯所允许的信息、顺序和数据的传送和存储。

[0146] 根据该硬件安装,提供了一种软件方法,其满足牙科专家所需的速度和准确性的要求,并允许显著促进其外科手术。

[0147] 原始软件系统包括:

[0148] -实时3D重建方案,所述方案来自由增强现实观察系统的两个或更多个相机进行的2个2D图像的2个流;

[0149] -实时3D重建方案,所述方案来自从能够观察眼睛不可见的元素的一个单个Rx和其它外围设备进行的2D、2D 1/2或3D图像的流;

[0150] -算法,所述算法通过计算兴趣点和通过图像匹配来用于搜索三种算法有关的兴趣点,所述三种算法用于搜索光学轨迹(同一3D点的几个不同相机上的投射);

[0151] -算法,所述算法用于将图像流实时自动排序到允许跟踪临床医生眼睛运动的空间相干子序列中;

[0152] -算法,所述算法用于平行估计在空间中的相机的位置并且由于光学轨迹而具有的3D点的坐标;

[0153] -算法,所述算法用于点云3D插值;

[0154] -算法,所述算法用于3D点的云的多边形和纹理计算;

[0155] -算法,所述算法用于缩放3D重建;

[0156] -两种算法,所述算法用于提高空间精度;

[0157] -两种算法,所述算法用于选择解剖组成部分,其中考虑了对比度和密度的变化;

[0158] -算法,所述算法用于显示补充对象,所述补充对象使用补充对象中解剖组成部分的显示的选择来丰富;以及

[0159] -算法,所述算法用于医生已知和使用的器械的动态运动的相关。

[0160] 算法的整体组织如下:

[0161] 从相机进行的图像流被实时处理,以便当用户将眼睛围绕对象移动时,产生用户可以看到的第一3D重建。实时3D重建的整体方案和数据的组织根据增强现实系统1和外围装置2的两个(或多个)相机的可用性而不同,所述外围装置2延迟获取不可见信息。

[0162] 首先通过用于搜索光学轨迹的算法来处理每个新获取的图像。基于对应,排序算法随后更新视频流的排序以获得更好的时间性能。由于外围设备2(RX,超声波,MRI...)的光学轨迹1,平行估计算法然后允许:a)在获取时找到空间中的相机位置,以及b)产生3D点云,所述3D点云投射在眼镜和外围装置上的相机的光学轨迹上。

[0163] 然后对所产生的点的单个云进行插值(算法),以获得更密集的云,并计算隐式插值函数。由于该功能,获得要重建的表面(算法)的纹理多边形。在此步骤中,也可以计算最

终点云的质量指标。因此,确定的点(或确定的区域)可被标记为无效或特异性(骨骼,血管,骨骼,根...)。

[0164] 纹理表面最终显示在增强现实眼镜上的屏幕上,与直视相对应,最终具有用于指示临床医生先前选择的另外特定区域的适当注释。

[0165] 实时生成的表面是没有空间维度的表示,所述空间维度在比例因子内表示重建区域。该比例因子可以通过几乎实时或实时或者在采集完成时具有延迟的隐藏计算的算法来计算。

[0166] 最后,最终的3D模型可以通过算法提高其精度,从而可以具有最准确的重建。该算法重新计算3D点的云,同时考虑到正在获取的所有视图。然后通过算法对该云插值。最后,空间雕刻算法重建所显示的全局3D模型。

[0167] 我们还知道,放射图像通常将携带到基本单元上的3D点的云中的信息携带在体素上,体素可以直接与由口腔内窥镜准确观察水平处获得的点的云相关。另一方面,不可能直接将口腔中的放射视图与光学印模的视图相结合。执刀医生必须在远程屏幕上跟随他工作的皮下解剖环境,并在其操作区域的空间内理智地携带这一视图。这通常导致评估错误,特别是如果我们承认偏转现象,即在植入物或假体的插入轴上有某种程度的不准确,用于钻取牙科管道的锉刀或药物中的套管针将导致骨骼几毫米到一厘米的深度的错误。因此,对人体器官(例如神经,动脉和静脉)的损伤风险是重要的。

[0168] 有利地并且根据本发明的装置的附加特征,可以在中央单元3的水平处进行三重组合:使用口腔内窥镜4获得的精确光学印模的组合,在放射学分析2的水平上所获得的组合(无论是2D、2D 1/2还是3D),以及相机观察到的组合,其通过增强现实眼镜,尽管不太准确,但作为前两者的支撑。

[0169] 因此,根据本发明的装置允许临床医生看到(而不必移开他的眼睛)不仅仅像任何已知的用于拍摄光学印模的系统的精确的表面建模,而且还看到在他的操作区域内不可见部分的建模,所述操作区域即亚上皮部分和骨骼部分,其与外部部分组合。因此,他在前面有一个单一的操作区域,其中外部部分是可见的和内部部分通常是不见的。

[0170] 有利地且根据本发明,可以在牙根(牙髓修复)和骨骼(手术和植入术)中跟踪牙科手术器械的运动,确保动作控制到目前为止是实时不可能的。

[0171] 因此,可以通过跟随工作器械在不可见部分中的移动来执行牙根或骨骼的扫描和治疗,因为后者在摄取光学印模和/或放射印模的储存器中校准。医生通过他的增强现实眼镜看到了牙冠的外侧,所述牙冠被通过眼镜1与普通视图结合的可见的甚至准确的视图4携带,并从直接从外围RX、MRI或太赫兹相机装置2进行的牙根(长度和形状)的不可见视图中增加,而且这是根本的、有利的,并且根据本发明的装置的附加特征,医生还看见他的工作器械在该牙根或骨骼内的运动(在手术和植入术中)。

[0172] 附图示出了该装置的不同实施方式,其显示了在牙科医生的日常实践中提供的所有可能性:增强现实眼镜和不准确的观察相机1,观察不可见部分2的外围设备,扫描两个可视和不可见视图并将其相关联的中央单元3,用于可见视图4的非常精确的口腔内窥镜,以及特定照明5。

[0173] 图1是本发明的示意图,以教学图的形式,示出了可以在该富集观察装置中实现的基本和辅助元素,由于增强现实方法,其将可见和不可见部分结合成单个视图中;并且允许

执刀医生在执行他的测量和/或诊断和/或其临床行为时不要将眼睛从他的操作区域移开，该装置在牙科领域中得到特别的关注。

[0174] 该装置包括增强现实眼镜1，例如谷歌眼镜，但是这并不是限制性的，因为还有其他这种类型的眼镜，医生具有口腔的立体自然视觉，在屏幕7上可见，因此他具有所测量和检查的区域8的立体自然视觉。当执刀医生看这个工作区域时，作为眼镜的一部分的立体相机9观察相同的场景，并且能够执行对导致创建所谓的称为观察云点的信息的反馈。由于牙医的头部可以相对于观察区域移动，所以已经在眼睛附近添加了3D加速度计/陀螺仪/磁力计10，便于在临床医生的观察轴的空间中进行跟踪。这不是强制性的，因为软件可以使用连接区域，但是大大方便了中央单元的工作，当观察者必须移动眼睛到工作区域的外侧并转回到继续工作时，它可以执行可见和不可见部分的动态相关性（以下简称为补充部分）。

[0175] 这种动态相关性导致这样一个事实，即无论视角如何，临床医生根据不同的角度看到两个部分，当在不可见部分中时，这可以是根本的，例如牙根的解剖结构隐藏病理或待工作的区域。

[0176] 口腔的不可见的锉刀由外围成像系统2提供。这可以是扫描仪或断层摄影系统，其通过组装它们的片段提供优选地显示骨骼结构的1/2 2D视图。为了获得更完整的视图，添加了非常强大的软件，这样可以在几乎没有变形的情况下区分放射性图像中的软组织。这在植入术中是必要的，如果我们不想冒着损伤诸如神经或血管之类的解剖组成部分的风险，那么手术必须准确。锥形束属于这一类别，因为它提供了关于不可见的硬组织和软组织的足够的指示，而不会使在重建软件之后提供的2D 1/2视图过分变形，因此所以它越来越经常地被使用。通过使用更复杂和更昂贵的成像技术，例如MRI或β相机，可以在本发明的实现中以3D直接获得更准确的信息。最后，作为本发明的外围设备2，可以实现诸如OCT（相干断层摄影光学）或太赫兹成像的更新技术，其具有与MRI相同的电离不具有的优点。最后，存在超声成像，其可以实时观察下面的组织，如1983年5月4日的名称为“用于捕获人体器官或病理异常部位的形状的方法以及实施该方法的装置”(method for capturing the shape of human organs or pathological anomalies and device for its implementation)的专利FR83.07840所述。即使其不能被本发明排除在外，超声波的问题仍然是不准确的。

[0177] 在所有情况下，当前的外围设备2允许扫描口腔的不可见部分并分离不同的解剖组成部分以使其具体地出现或消失，因为这些技术现在可以区分静脉和动脉、神经与血管、牙根（非常密集）和骨骼以及根管道与牙根的其余部分。这对于本发明具体的临床操作将是非常重要的，我们稍后将对此进行描述。

[0178] 本装置的第三部分是中央单元3，负责管理来自增强现实眼镜的相机发射的可见部分以及实时（例如超声波）或延迟（例如锥形束）传输的那些不可见部分的表面的数字信息。特别地，它将必须找到允许将两个点云相关联的公共区域，从而导致构建一个单个补充对象（将可见和不可见部分组合成一个单个点云）。这是随时将不可见视图转移到临床医生依靠共同元件观察的可见视图上。也可以通过可调节的透明度指数使这个看不见的部分成为可见的部分。

[0179] 本发明附属地包括用于拍摄光学印模4的相机，允许牙医6或医生以高精度在患者的口腔中或皮肤上进行3D测量。由于该测量非常精确（在几微米内）并且非常接近牙齿，所以区域深度非常小，这就是为什么他必须通过连续的图像（一次拍摄印模）或通过3D拍摄

(全动作)继续扫描所有牙齿8。

[0180] 在这种情况下,两个测量值,一个通过口腔内窥镜4获得,一个通过具有增强现实1的眼镜的相机获得,提供对于相同区域但是具有不相同精度的两个文件。这些文件可以是简单的电光信息或更复杂的信息,例如以点云或甚至表面或体积建模的形式的数字表示。在所有情况下,这两个文件中存在常见值,这些文件也用于获取补充对象,例如位于易于识别的区域中的点,所述区域例如牙齿8的尖端的顶部或其凹槽的底部。这些公共参考值允许中央单元3将两个文件组合成一个文件,同时保留它们的特性。

[0181] 此外,使用特定光5可以有助于对具有非常镜面反射的牙齿进行3D读取。本发明与Duret 1970年发明的这种相机(DDS论文,第二循环,里昂-法国1973)完全兼容。因此,特定光可以是主动和结构化的投射,例如网格或其他图案的投射。也可以使用不使用结构光的相机,但是该相机基于被动立体视觉(AWS等)的原理,或者基于时间飞行或全息技术或其衍生物诸如OCT的技术。这种新装置是完全通用的,适用于任何形式的观察和/或口腔内局部测量。与通常用于搜索特定点的增强现实眼镜所使用的构造技术不同,它使用双重光学印模,一个从口腔内窥镜4进行,一个同时进行的或通过增强现实眼镜1延迟进行,以便丰富它们和/或根据其准确度来替换它们。

[0182] 类似地,可以导出数据以便他的助手在外围屏幕7上观察它们,他通过眼镜上的麦克风或独立的麦克风11与该助手进行通信,或者也可以使用它们在患者13的工作期间来执行植入物引导件或解剖部分的加工12,这允许他能够更好地了解他在口腔中工作时的直接环境。该加工可以通过减法(通过铣削进行常规加工)或加法(非常规加工例如激光熔化或立体光刻)来完成。

[0183] 图2以原型的形式示出了本发明,原型的一部分已经被制成。在被呈现的情况下,使用被动立体视觉的和具有用于测量口腔的可见部分(牙齿和牙龈)的特殊照明5的口腔内阅读相机4。中央单元3是功能强大且常规的,但是该软件是针对本发明的。所使用的眼镜是经典的谷歌眼镜1,加速度计和两个相机连接到该谷歌眼镜1。机床17是由发明人的实验室适用的除料机。

[0184] 图3是重要的,因为它是本发明的目的的装置的核心的图解表示。

[0185] 它显示增强现实观察眼镜1,该眼镜允许临床医生看到补充的对象,即,其具有直接视觉可见的操作区域,而且还看到具有形式为具有直接视觉的单个组合虚拟对象的完美相关和数字化的可见和不可见部分。能够发送关于口腔的不可见部分的信息的外围设备2被连接或不直接连接到中央单元,并使其获得先验信息(RX...)或实时信息(超声波...)。中央单元3与眼镜永久地通信,从而可以根据不同的角度来观看补充对象。为此,该软件是基于存储的不可见部分的视图的共同的3D点云和由临床医生通过增强现实眼镜携带的相机观察到的3D视图。

[0186] 因此,相对于增强现实眼镜的相机,互补对象必须被认为是正交参考标记中的稳定对象。该对象表示一个或多或少的三维体积,观察者围绕该体积实施转动。这些是通用参考或其他附加索引(索引楔形),其允许临床医生绕着虚拟补充对象转动,就像他用全息图所做的那样。

[0187] 为了使这两个点云的匹配可靠,与增强现实眼镜携带的5台相机的情况相比,可以更准确地记录可见表面,其显示是有用的。为此,添加了口腔内窥镜4,其允许可视表面的精

确扫描,使用或非结构化光的相机,不管是否特别照明,均允许口腔、牙齿和牙龈的最佳视图。

[0188] 此外,为了提供对本发明的诊断方面的重要补充,本发明的装置包括特定照明5,所述照明优化硬牙组织(白色和蓝色光)的读取,还允许突出硬组织或软组织的确定的疾病(荧光,磷光,IR辐射反应,混合IR/近紫外线...)。

[0189] 在进行这些临床动作期间,有利地和根据本发明的装置的附加特征,关于患者的生理状态的适应症3可出现在手术区域中。在特别创伤性手术期间知道心脏情况或其他一般信息确实很有用的。

[0190] 图4是构建补充的2-3D图像的步骤的图像的表示。在第一步中,由于外围设备2,临床医生采取2D、2D 1/2或3D视图(图4a)。2D视图(例如RVG)、2D 1/2视图(断层,锥形束,OCT,或扫描仪)或更好的3D视图(MRI,超声)允许具有关于不可见结构的信息。像牙齿的根部14或牙冠一样,该信息将被引导到放射学中的硬组织或MRI中的软组织25,锥体束是两者之间的一个很好的折中。临床医生看着口腔中他的操作区域。增强现实眼镜携带立体相机,可以3D观察口腔中的可见部分,即牙齿16的冠部和牙龈17的表面(图4b)。如果他希望高精度地阅读补充图像的可视部分,他还可以使用口腔内阅读相机/扫描仪4。图4b所示的图像就是这种情况。中央单元将搜索与不可见部分(这里放射性4a)的第一图像和可见部分(这里使用我们的Condor扫描仪4b)的第二图像共同的云18。它显示了共同点云(图4c)。这个云对应于牙冠19,因为它们不可变形并且存在于可见部分16和不可见部分15中。从这个常见的云点,中心单元中存在的软件将使两个结构结合在一起,并将它们组合在点云层面,以便形成单独的3D体积对象或补充对象20,所述对象将可见部分16和不可见部分组合。该对象(图4d)将显示在增强现实眼镜上。因此,牙医在患者口腔中看到可见部分和不可见部分,这允许他不仅治疗了牙冠,而且治疗了牙根和上颌骨的骨骼结构。

[0191] 然后仍然用于中央单元3的软件,以便跟随牙医的眼睛的运动,从而允许他绕过这个补充的对象。为此,位于眼镜上的相机将继续遵循不同取向,点云18相对于相机方向然后牙科医生的眼睛进行拍摄。这将导致永久重置在医生1的眼镜上显示的补充3D虚拟图像,作为他自己在他的临床现场观察到的附加信息。这种重置将永久地并且当他移动他的眼睛时发生。

[0192] 虽然以前视图是舌头视图,但是下一个视图(4e)是颊部视图。临床医生把眼睛移开,看到另一表面上的牙齿。在该视图下,颊部的根部很短21,因为它有更多相同的倾伏视图。由可见部分和不可见部分组成的补充对象20保持眼睛的移动,并允许发现3D图像的另一侧。这是特别有趣的,因为可以看到颈孔22的出现以及神经和血管23的出口。

[0193] 根据本发明的装置的附加特征,根据三重组合口腔内窥镜/RX/增强现实视图的相同原理,可以更准确地了解神经环境、静脉、动脉和解剖结构。

[0194] 牙医因此确切地知道他必须捏住,以便具有前方区域(切牙和犬齿)的完美麻醉。他也可以看到下颌骨24的骨骼边缘,对于植入术非常重要。

[0195] 显而易见的是,对于神经血管束没有透明效果,咬合视图相对于在不可见表面(4f)上占优势的可见表面。

[0196] 本发明允许在临床行为的现场直接在口腔中看到整个牙齿解剖体,而不必将眼睛移开或进行主观调节,以便知道这些解剖组成部分位于何处。该动作变得准确而安全。

[0197] 在图4g中,我们看到补充对象的视图,所述对象将可见部分和不可见部分组合成一组。

[0198] 图5示出了临床医生的眼睛(5a)在舌视图(5b)、咬合视图(5c)或颊视图(5d)上通过增强现实眼镜观察到的视图上的移位的效果。当他移动眼睛时,他可以在颊视图上、在舌头视图上或在咬合视图上看到通常是看不见的补充的对象内部,这允许他更好地了解重要的解剖组成部分的存在,例如在图5d中颞神经22的出现。

[0199] 图6说明了系数或透明度指数变化的效果(例如Photoshop绘图软件的用户已知)。

[0200] 在图6a中,牙龈在更靠近观察者的平面上被删除,但骨骼是可见的。可见的是牙齿16的冠部、根部25的开始、根部26的尾部和骨骼表面27。还可以看到对于麻醉来说如此重要的颞孔22和神经23的出现。

[0201] 在图6b中可见的是更深的平面,是冠部16、根部25的开始及其尾部26。此外,通过骨骼中的透明度,根部14和到达牙齿28的神经是可见的。如左侧的部分所示,皮质骨29已经被删除,以有利于髓质骨30,其也允许看到囊肿或肉芽肿31。

[0202] 在图6c中,髓质骨是透明的,临床医生在他的患者的口腔中、在每个牙冠16的延伸部分中,可以清楚地看到牙齿14的根部,以及牙齿外部和内部的神经28,以及将其包含在神经血管束中的根管道32。肉芽肿或囊肿31也更明显。

[0203] 最后,在本示例(非限制性的)中选择的最后一个平面中,清晰可见的是冠状动脉通道32,其在这里连接到牙齿28外部的神经和血管,而且还连接到多根齿33和单根齿34,35的冠状牙髓,其显然允许完全了解牙髓角36的位置。

[0204] 实际上,如果补充的3D对象是唯一的,它保留了可见部分和不可见部分的知识。因此,牙科医生将确切地知道他必须打开牙齿并穿透到根部36中以对牙齿具有最小的损坏而到达神经37的位置。如果临床医生想要达到肉芽肿31、囊肿或肿瘤,这也适用于骨骼结构。

[0205] 这些不同的平面可以用脚、键盘或路径自由选择。

[0206] 此外,更多的本地信息可能会发给他。这可能是(而且这是非限制性的)在完成工作期间或之后他的工作状况的指示。例如,图7中示出了在牙科假体的制备或植入物的安装期间的底切38,其指示什么动作和在什么水平上进行修正或修改工作,以确保适当的假体工作。该指示以要处理的区域的颜色或纹理叠印的形式出现。当完成的工作满足临床需要时,它就消失了。

[0207] 此外,该图中所示的是当其被牙龈覆盖时不可见的龈下制剂的形式。在口腔中直接可见的是龈上部分、通过直接方法难以利用的近牙龈部分(而在本发明中,其是清楚可见的38)以及龈下部分40。这允许临床医生完全地知道他是否必须进行矫正。当他准备镶嵌/镶嵌物41时,在他的准备工作中在增强现实中直接在口腔中给他指示,当准备工作正确进行时,这些指示消失。

[0208] 所述同样适用于牙桥的制造。当其设置有3D空间位置传感器45时,通过分析例如重心而产生的插入轴42的计算,将向他显示要保持待形成的角度43、待校正的角度44以及他的钻头应采用的角度46。

[0209] 如图8所示,当在进行牙根治疗的动作、外科手术例如牙齿的拔除或者植入物的安装时,本发明允许将辅助对象与牙科医生或外科医生使用的工具的动态监测相关联。

[0210] 可以直接在口腔里、实时地、在操作区域和补充对象的不可见部分中监视(而不必

移开眼睛)由于增强现实的眼镜而在一个相同的存储库中使用的操作程序和器械的动作。

[0211] 临床医生可以及时监测点云的位移或所存储建模的特征,这些建模对在他的口腔区域中的工作工具是先前知道的。

[0212] 因此,并且有利地并根据本发明的装置的附加特征,如图8a所示,这些器械作如下处理:

[0213] -第一步在于由于具体的参考文献47(例如,特定形状的器械的头部或使用条形码),在操作开始时使用位于增强现实眼镜1上的相机9将正在使用的器械定位在空间中。

[0214] -正在使用的器械在包含一组存储的器械形状的库中进行搜索。

[0215] 在这种情况下,器械是通过软件根据具有特定的识别使得它们可易于识别的其图像进行建模。这可以是连接到器械的手柄或WiFi或磁性消息的标记,而不是限制性的,本发明的原理是对临床医生正在使用的对象的识别。

[0216] -也可以识别和手动地指示其在屏幕上的位置。这具有促进图像处理工作的优点,但是要求医生在所附的屏幕上进行干预。

[0217] -第二步在于监测位于补充对象空间中的这种已知器械的运动。

[0218] 通过相机9可实时或几乎实时地进行该监视,所述相机跟踪由图像处理软件先前在空间中被识别的标记的点的移动。

[0219] -因此,通过监视正在使用的器械特征和补充对象的不可变形区域的特征的这些参考标记,这种监测是实时的或器械和补充对象的轻微延迟的动态匹配。

[0220] -如果存在到达敏感区域(静脉或神经...)的风险,可能会添加声音或视觉指示。

[0221] -还可以添加视觉或声音指示,使临床医生的手术准确并在正确方向上(受影响的牙齿或肉芽肿,甚至癌症),具有允许理想或甚至自动取向的信息或缩放的外观,以便如果存在风险则更好地观察。

[0222] 因此,医生认为这些器械在补充对象中的位移,就像他正在使用动态无线电一样。这是特别有趣的,因为他可以在没有任何电离辐射的情况下监测进度。

[0223] 如图8a所示,正在使用的器械例如包括但不限于两部分,即包含空间识别元件47且允许识别和监视其在空间中运动的对象的不可变形的一个部分48,另一部分对应于是临床有效的主动区域49。这些区域可以组合。

[0224] 因此并且有利地并且根据本发明的装置的附加特征,将存在两种可能性。

[0225] 器械是可变形的,例如用于牙根治疗的主轴48、探针或钻头。在这种情况下,器械与密度相关联,或者相反,与其中其被插入到补充对象中的区域相关联,这仅作为示例给出。该3D图像(进展区域)中相同光学质量的区域50可由执刀医生自动识别或指示。器械将变形,使得其跟随该密度或该对比度51。例如,可变形管道器械将被插入腔室50中,然后插入牙管道51,所述牙管道51具有密度,一种相对于根部的牙质14的非常特别的灰度。该软件已认可和建模的器械将变形,以遵循管道的特征密度或对比度。

[0226] 或者正在使用的器械是不可变形的,例如在图8b中是钻头59或针头58。它穿过补充对象,而不考虑表征不同解剖区域的密度或对比度。软件能够预测这种器具运动和它带来的危险的风险(击中神经或血管,甚至有在上颌中的上颌窦穿孔的风险)。

[0227] 因此有利地并且根据本发明的装置的附加特征,不可变形或可变形的器械被存储在特定的库中。这允许临床医生手动选择或启动自动搜索。器械的几何特征已经被存储,其

与包含补充对象的图像的集成是特别容易的。

[0228] 这种识别也可以通过读取各种形式的参考值(条形码...)自动进行。这种识别正在进行,这导致了对器械几何数据的自动认识,其更容易识别由观察眼镜的相机9观察的图像,并监视其在补充对象中的移动。

[0229] 因此有利地并且根据本发明的装置的附加特征,可变形或不可变形的器械的运动的监测将通过光学设备进行,而且还通过用于在空间中定位的任何技术(加速度计,陀螺仪,磁力计,超声波,红外,GPS...)进行。

[0230] 如图8b所示,在植入术中,可以指示准备植入部位的钻头的最佳位置和最佳插入轴。当工具54设置有例如法国专利92.08128中的一个的三维标记时,但是这不是限制性的,软件在显示眼镜的增强现实中在钻头或手动部件(在选择中)的水平处直接指示待保持的轴线55,并且根据位置的移动68或解剖元件66的接近度发出具有变化的音调的声音信号。本地信息也可以显示为叠加在与中央单元4中存在的软件相关联的增强现实眼镜69上。它实时地显示所有信息69,并引导完美地对准钻孔65-68,并且当其足够深时将其停止。而且,仍然在种植术中,由于三重组合9精确图像/增强现实图像/RX图片,本发明指示最符合分析的三维环境的植入物的种类、形状或品牌。

[0231] 在一些情况下,没有植入物或没有假体对应于由执刀医生在增强现实中观察到的理想环境,并且需要制造植入物或假体以进行测量。有利地并且根据本发明的装置的附加特征,中央单元3连接到数控机床12,以便以一个或多个单元制造该特定植入物或假体。

[0232] 当种植体钻孔接近危险区域(这里是神经37)时,可以(自动或根据要求)具有风险区域57的放大视图。这样可以更好地控制钻头56相对于神经37的运动。

[0233] 最后,可以如图8c所示,可以监视补充对象中的手术动作。在所示的示例中,正在使用的不可变形对象60是提升管,允许准确地到达根部62,根部62通常在口腔中不可见。由于本发明,可以看到它,并且在补充对象中监视提升管的头部61的进展。同样适用于寻找位于骨骼和牙龈27下面的受影响的牙齿63。

[0234] 很明显,本发明的这种应用不限于牙科,而是可以应用于人体或兽医学上的任何外科手术。

[0235] 图9通过视图解释了操作的不同的临床步骤。

[0236] 第一步是在于从外围设备2恢复不可见部分的信息,即下面的组织65的2D 1/2或3D视图。该视图对应于的点云(体素),该点云表示牙齿(牙冠15、根部14和牙髓组织的导管)、髓质和皮质骨24、血管和神经23以及其不可见组分的解剖布局。包含以点云66的形式的这些体素的文件以作为支持件的具有STL,Ply...或Dat.com语言(这仅是示例,每种语言均具有特定的特征)的文件被发送到中央处理单元3。

[0237] 当中央单元接收到不可见部分67的文件时,医生可以戴上眼镜1并在其患者8的口腔中观察其工作区域,并且使用HMI打开增强现实眼镜。这允许他通过外部相机或/和光学印模69及其与中央单元3的连接件70的动作来恢复患者口腔中可见部分的第二个点云68。

[0238] 如果他想要的话,用户可以使用具有或不具有结构光71的光学印模相机来提高他的点云的精度。该动作允许将准确的点云发送到中央单元72,这将提高增强现实眼镜68上的相机的云73依赖于对补充对象及其可见部分68和不可见部分67的点云共同的区域的质量。

[0239] 使用口腔内窥镜的特定照明74,他可以主要在诊断区域76丰富中央单元所接收的信息75。

[0240] 在这个阶段,他将会有两个点67,68,它们用精确的信息73最后是诊断信息76加强。然后,组合发生在中心单元77的水平上,并产生补充对象。

[0241] 然后将该对象发送78到增强现实眼镜,使得补充对象显示在观察区域78中,并且医生可以在患者的口腔中看到他的操作区域79的可见和不可见的部分。

[0242] 所有这些命令都受到特定的手动或声音HMI 80的控制。

[0243] 与HMI和医生的手术过程的连接是更自由的,他的视觉是更直接的,因为这些不同单元之间的连接是由长电缆或无线(Wifi,蓝牙..)进行的。无线连接是优选的,但这并不限制本发明。如果通过电缆连接,则最好使用例如自供电的USB连接。

[0244] 如果连接是无线的,它可以是例如在WiFi模式中,但这并不限制本发明。在这种情况下,如果它最初不存在于外围设备中,则天线将被添加到相机4、增强现实眼镜1和其它外围设备2中。同样地,在计算机3上或最终在中间壳体上,天线被插入USB连接中,所述天线将通过位于计算机3或中间壳体3中的程序(如果没有这种传输功能)用于使用他的麦克风11发送和接收与牙医6给出的命令相对应的数据。这种构造将允许快速、友好和容易的沟通,不管牙科做法的配置如何。

[0245] 从图9的图可以看出,可以发送或接收其他重要信息。该信息可以允许临床医生舒适和准确地工作。这可以通过创建补充对象和通过增强现实眼镜1的观察而实现,而不需要将眼睛从操作区域8移开。

[0246] 因此并且有利地并且根据本发明的装置的附加特征,医生将不仅通过组合和创建补充对象20而接收静态信息,而且还将通过跟随干预这个补充的对象的装置的移动随时间而接收动态信息。任何时候,将会发生补充对象与位移或变化之间的复位,并且发生由临床医生6的动作所赋予的并且通过他的眼镜1在增强现实中观察的变化。

[0247] 所有这些安装都可以通过遵循准确的数学程序来实现。

[0248] 准确的数学程序可以是可用于组合可见和不可见部分以用于创建补充对象的软件元件的呈现。

[0249] 这只是通过跟踪感兴趣点的光学跟踪计算的一个示例。它允许解释如何构建补充对象,所述补充对象来自接收自外围设备2的图像和来自使用增强现实眼镜上的相机9而读取的2D图像和/或来自用于拍摄光学印模4的相机的图像。

[0250] 通过在所有获取的图像中搜索感兴趣点,然后通过搜索不同图像的兴趣点之间的匹配来进行对在对于可见和不可见云的共有的部分之间显著3D点的光学轨迹的搜索。

[0251] 有几种方案是可能的:

[0252] 第一种方案是角度的光学跟踪。一般想法是计算图像中的显著的点(角度),然后跟踪下一图像中的点,而不必重新检测它们。只要第一幅图像的显著点的确定百分比仍然可检测(通常为70%),跟踪阶段就会继续进行;低于该阈值,在下一张图片上执行显著点检测的新阶段。

[0253] 通过计算 2×2 矩阵 $C = \begin{bmatrix} \sum w \left(\frac{\partial I}{\partial x} \right)^2 & \sum w \left(\frac{\partial I}{\partial x} \right) \cdot \left(\frac{\partial I}{\partial y} \right) \\ \sum w \left(\frac{\partial I}{\partial x} \right) \cdot \left(\frac{\partial I}{\partial y} \right) & \sum w \left(\frac{\partial I}{\partial y} \right)^2 \end{bmatrix}$ 的任何像素 (x, y) 来进行角度的检测,其中 I 指的是图像的 (x, y) 处的强度, w 表示 (x, y) 的邻域。设 λ_1 和 λ_2 为该矩阵的2个特征值;如果这两个值高于确定的阈值(通常为0.15),则该点被认为是一个显著点。

[0254] 为了跟踪,在2个图像 i 和 $i+1$ 之间进行搜索,并且对于每个显著的点,最小化的 $\sum w (I_i(x, y) - I_{i+1}(x+d_x, y+d_y))^2$ 的位移 $d = (d_x, d_y)$ 。这个位移是用 $d = C^{-1} b$ 来计算的,其中, C 是前面提到的是 2×2 矩阵和 $b = \sum \begin{bmatrix} I_i(x, y) - I_{i+1}(x, y), I_i(x, y) \\ I_i(x, y) - I_{i+1}(x, y), I_{i+1}(x, y) \end{bmatrix}$ 。由于该光学跟踪技术对于小位移是可靠的,因此通过依次计算图像的金字塔上(图像的非常次采样版本直到原始分辨率)的位移 d 来确定最终的大位移。

[0255] 上述技术基于图像流一致的隐含假设,即2个连续图像之间的位移小,并且2个连续图像具有足够的质量以找到令人满意的匹配点数(至少30)。

[0256] 关于2个图像之间的位移,图像的获取以常规视频流频率发生。因此,其在2幅图像之间是非常小的位移。对于较大的位移,这将导致不可能找到与先前图像的匹配点,可以生成一个新的区域。

[0257] 关于图像的质量不足(例如,在图像模糊的情况下),匹配阶段用作滤波器,因为很明显,很少的匹配点将被找到。然后,图像将被存储而不被处理,并且将等待具有足够数量的匹配点的下一个图像。

[0258] 第二种方案涉及不变点和与最小二乘法的匹配。

[0259] 通过众所周知的技术在图片中寻找兴趣点,通过改变尺度和照明度,搜索点保持不变。这些技术具有能够计算每个兴趣点的形态描述符的优点。

[0260] 对于图像1的任何感兴趣点 x_{i1} ,通过进行搜索来执行给定的图像对的兴趣点之间的匹配,图像2中的兴趣点 x_{i2} 针对最小二乘法关于描述符最小化相对于 x_{i1} 的距离。为了避免虚假匹配或异常值,图像1和2(其通过关系 $x_{i1} \cdot F \cdot x_{i2}^t = 0$ 将关联的兴趣点对链接)之间的基本矩阵 F 将被预先计算。如果对于可能匹配最小二乘法的两个兴趣点 x_{i1} 和 x_{i2} ,乘积 $x_{i1} \cdot F \cdot x_{i2}^t$ 高于 10^{-5} ,那么该对被拒绝。

[0261] 然后在获取新图像期间通过转换发生光学迹线的搜索。当获取图像 I_j 时,假设已对所有先前图像 $I_1 \dots I_{j-1}$ 执行光学轨迹的计算。然后计算与图像 I_{j-1} 匹配的兴趣点 I_j 。然后通过过渡完成光学轨迹,同时注意到如果 x_{ij} 与 x_{ij-1} 匹配,如果 x_{ij-1} 匹配 x_{ij-2} ,则 x_{ij} 匹配 x_{ij-2} 。

[0262] 第三种方案涉及强梯度和通过相关性的匹配。

[0263] 图像的兴趣点被认为是强度变化重要的所有点。在实践中,对于所考虑的图像的每个点,计算在该点附近接近 20×20 像素的强度的标准偏差。如果标准偏差高于确定的阈值(通常为10级,对于8位编码的强度),则该点被认为是兴趣点。

[0264] 通过相关技术来搜索他们感兴趣的水平处的两个图像之间的匹配,例如,这不是限制性的,例如Medici(2005年3月29日提交的法国专利EP1756771(B0453)和EP0600128

(B0471))。

[0265] 实时3D重建算法允许动态地监视在补码对象中移动的器械的移动。

[0266] 3D建模遵循三个步骤。在第一步中,通过计算隐式插值函数f来加密通过处理光学轨迹而获得的点的3D云。通过这个隐含的函数,通过这种方法对内插点的3D表面进行多边形化,例如,这不是限制性的,例如Bloomenthal方法。最后,每个多边形都以非常简单的方式进行纹理化:通过将界定多变形的3D点投射到生成这些点的图像中,在这些图像中界定多边形区域。将这些多边形区域上的纹理平均化并分配给多边形。

[0267] 主要困难在于用于隐式函数的插值和计算的算法。该算法最适合我们的使用,因为它允许实时插值,与其他插值技术不同,它允许从非常稀疏的初始云中进行密集插值,这通常是当工作涉及具有少量纹理的对象(如牙齿)时的情况。我们在此解释基于该算法的通用插值,然后解释其在多尺度方案中在实践中的使用。

[0268] 通用插值:将Pi置为3D云点(在估计这些点处的正规 \vec{n} 后),我们将基于径向基函数(Radial Basis Functions)寻找隐含函数 $f: \mathbb{R}^3 \mapsto \mathbb{R}$,使得属于表面的点x为针对那些的 $f(x) = 0$ 。我们选择f,使得:

$$[0269] f(x) = \sum_{p_i \in P} [g_i(x) + \lambda_i] \cdot \Phi_\sigma(\|x - p_i\|), \text{ 其中}$$

$$[0270] \Phi_\sigma(x) = \Phi\left(\frac{x}{\sigma}\right), \phi(x) = (1 - r)^4 + (4r + 1)$$

[0271] 因此,为了解释f,待确定的未知值是 g_i 和 λ_i 。

[0272] g_i 的估计:我们考虑点 P_i 及其正常 t_{x1} ,选择系统 (u, v, w) ,使得u和v垂直于法线和在法线方向上的w点。令h成为具有形式 $h(u, v) = \Lambda u^2 + Buv + Cv^2$ 的函数,在 p_i 中搜索系数A,B和C,以便最小化以下数量 $\sum_{p_j \in P} \Phi_\sigma(\|P_j - P_i\|) \cdot (w_j - h(u_j, v_j))^2$ 。然后 $g_i(x)$ 由 $g_i(x) = w - h(u, v)$ 计算。

[0273] λ_i 的估计:知道 $f(P_i) = 0 \forall P_i$,我们可以通过简单的线性系统分辨率估计 λ_i 。

[0274] 多尺度插值:通用插值实际上是在点子集上进行的,以便大大提高插值精度。首先,集合 $\{P_0, \dots, P_k\}$ 被构造如下:集合 P_0 是包括所有点 P_i 的平行六面体。在2个连续级别 $k-1$ 和 k 之间进行将平行六面体细分为8个小平行六面体。

[0275] 函数f通过迭代过程计算。我们从 $f^0 = -1$ 开始,然后在更新f时迭代集合 P_k :

[0276]

$$f^k(x) = f^{k-1}(x) + o^k(x), o^k(x) = \sum_{p_i^k \in P_k} (g_i^k(x) + \lambda_i^k) \cdot \Phi_{\sigma^k}(\|x - p_i^k\|)$$

[0277] g_i^k 如上所述通过集合 P_k 确定,并且通过求解该系统 $f^{k-1}(P_i^k) + o^k(P_i^k) = 0$ 来计算 λ_i 。

[0278] 更新 σ_k ,使得 $\sigma^{k+1} = \sigma^k / 2$,以及待构建的级别数由 $M = -\log_2(\sigma^0 / 2\sigma^1)$ 定义。

[0279] 这种系统的操作非常简单,因为除了在工作中要求精确的确定的预处理和其他(预设)选择之外,其参数化被认为是固定的并且不可由执刀医生改变。在第一个中,可以找

到例如患者的文件(临床文件),而在另一个中,可以找到他可以使用的器械(无论是否可变形)、观察类型的选择(例如有或没有骨骼)或所针对的诊断类型(例如不具有相同类型照明的龋齿或肿瘤)。

[0280] 该功能可以通过一系列导致所需诊断的自动动作进行控制。为此,执刀医生(牙科医生,牙科技师或医师)有一台计算机,其指示增强现实眼镜和/或相机(无论是否用口腔内扫描仪来准确阅读而增加)要求他作出一个功能与另一个功能之间的选择的操作。

[0281] 应该指出的是,临床行为比材料类型有优势。所以,我们在滚动菜单或者语音检测荧光灯上没有提到仅仅龋齿检测。

[0282] 所有或部分治疗可以在通用系统(标准笔记本电脑或台式机)中或特定系统中包含的地图的水平处执行,所述特定系统包括专门用于数据处理、传输和显示的应用的卡。该组可以集成到单元中或分离(例如,在卡丁车中)。

[0283] 第一步在于从外围设备2收集2D、2D 1/2或3D不可见的图像,并将其延迟(RX, IR, MRI...)或几乎实时(超声,OCT...)地进行存储。当医生观察到存储完成时,他准备启动补充的3D或伪3D对象的构造。

[0284] 第二步在于使用他的增强现实眼镜1,并通过相机9启动阅读。通过眼镜看到的实际图像是相继丰富的:

[0285] 首先,通过固定在眼镜1上的两个相机9构建的可见部分的3D建模。尽管这是可能的,但出于安全原因,永远不会消除直接视图以有利于现场的视图的建模表示,而是直接视图与由点云引起的建模之间的组合(参见Duret和Coll。专利BV 4)。

[0286] 然后,临床医生从所选择的外围设备2检索不可见部分的视图,其根据公共点将补充两个相机9的建模视图,以便创建包含可见部分和不可见部分的补充对象。

[0287] 如果临床医生想要通过可见视图的良好清晰度具有完美视图,则他可以使用口腔内光学读取相机4进行附加扫描。

[0288] 最终,为了方便两个点云的组合,该点为来自在不可见部分2上执行的阅读的那些和来自通过眼镜1和9以及口腔内扫描仪4的可见部分的阅读的那些,他可以使用特定的器械直接在现场或附近的屏幕上指示这两个文件的共同区域(例如牙齿的冠部)。

[0289] 由于多尺度插值软件,他还可以使用校准楔,其允许使两个视图的尺寸均匀化。实际上,在某些情况下,特别是当2D视图已经或必须在可见视图的3D点云上相关时,匹配更加困难。基于在不可见的2D视图中添加的存储库,这种楔形更容易允许此软件的工作。有利地,并且根据本发明,LED还可以在连续视图的相关性中起重要作用。事实上,我们知道有一些方法可以将视图的相关性基于标记上,所述标记放在正在被测环境中或者使用云本身中发现的相似性,甚至在视图的模糊边缘上进行工作。所有这些系统是复杂的,因为它们要求在该区域放置球形标记,其操作临幊上复杂,或者识别通常没有减缓或具有太平滑表面状况的区域。使用已知波长的LED进行3D彩色成像的扫描可以简化和自动化此过程。实际上,如果我们注意使用标记或标识,其中所述标记或标识使用加上或减去一个(或几个)扫描LED的波长的互补的相同颜色,则可以自动识别和显示标记的简单的彩色线或胶合。因此,通过简单地增加标记的颜色就进行识别,而不管其性质如何。始终处于对象上同一位置的识别,无论我们的光学印模的角度或变化如何,都将用作相关参考。

[0290] 补充对象的组合功能可以使用位于他的眼镜上或靠近他的就诊座位的按钮、通过

麦克风11的口头信息或与计算机通信的踏板来启动，并且当他判断这是正确的或者他完成了临床行动时，他可以停止上述操作。为此，他停止按压或第二次按下。

[0291] 眼镜上的相机将永久性地内插与可见文件有关的不可见文件，从而直接在口腔中实时或几乎实时地向临床医生的视野提供了龈上和龈下部分的完整视图。

[0292] 应当注意，这种可见/不可见的组合操作可以发生在实验室中的石膏模型上，由此技术人员可以具有增强现实的眼镜。当他必须准备龈下假体、需要知道牙龈组织和骨质疏松的厚度的活动矫正器、手术引导件和在植入术中通过观察而进行测量而制造的预制植入物或植入物，而不是石膏、下面器官(动脉、亚牙根整理线...)时，这允许技术人员获得有用的信息。没有本发明，手术是不可能的。

[0293] 软件处理允许几乎实时地计算在x、y和z中测量的每个点的3D坐标(x,y,z)和颜色。我们获得与不可见部分的信息相关联的颜色中的部分或全部齿弓的3D文件。

[0294] 使用位于眼镜1上的相机拍摄连续的图像，待观察的区域的真实胶片允许对全部或部分的要被看到的对象的数字处理所需的信息的完整记录，而且如果他想使用可以由创建点云的相机提供的立体测量功能，则可以在颊视图、舌视图和近视图中进行测量(参见Duret和Patent Coll.专利FR 14.54774)。这些区域基于相同的常用曲目(例如牙冠)由具有不准确的先前视图的软件自动组合。可以在建模曲线(Nurbs,径向基函数,小波...)的水平上执行公共区域的相同检测。

[0295] 如果医生决定使用诊断功能，他可以在计算机上或口头选择所需类型的诊断，例如黑色素瘤或龋齿检测，相机将启动对应于呈现在3D图像中的预选波长的兴趣区域的突出显示的波长的扫描。此外，通过对对象的3D分析，随着时间的推移，测量的重叠将允许更好地监测所述病理学的进展。专业人士确实认为，可疑图像的检查可能发生在2D中，但特别地，其体积和其颜色的演变用作随时间监测其危险性质的参考。具有指示数学中心(例如重心)的体积允许根据对象而不是观察者将图像叠加在中心上，以便客观地了解其体积的演变，在3D表单上进行颜色分析，其现在不是使用在2D表面上实现的方法或使用光或结构波(OCT, CT或MRI)的方法的情况。

[0296] 同样，通过选择存在于阅读窗口周围的LED发出的确定的波长，并且通过增加它们的频率和/或其强度，我们可以继续观察位于任何深度的确定的解剖体和病变的3D图像，除了由观察不可见部分的外围设备所观察的那些外。数量的知识为我们提供了这种病理极限的定位的指示，这允许我们预测和观察进展。这适用于确定的组织对蓝色或紫外线辐射的荧光反应。荧光不仅出现在表面上，还出现在病理学的深度中，这允许我们对待应用的治疗(病理组织的去除)提供帮助。知道特定辐射的穿透，我们可以认识到它相对于正被分析的3D实际表面的重要性和深度。

[0297] 从上面的描述清楚地看出，本发明完全解决了提出的问题，因为其提供了对可见和不可见区域的观察的真实答案，并且特别地它们组合成同一个存储库，允许直接在口腔中在临床现场观察补充对象。它允许立即解剖和病理分析牙龈和下面组织的疾病。从这一描述中也清楚地看出，它允许解决诸如临床行为的控制等基本问题，而且没有提供任何替代方法。很明显，本发明不限于该方法的唯一实现，也不限于上述作为示例给出用于实施该方法的装置的唯一形式。相反，它包含实施和执行的所有变型。

[0298] 因此，即可以测量口腔疾病，它们是否与硬组织和软组织相关。

[0299] 据了解,我们提供了一种通用设备,用于在其应用领域采取临床行动期间观察和测量可见和不可见部件,满足成本、易用性、辅助测量和牙科诊断成像方面的许多要求。

[0300] 该系统可以例如以渐进的形式应用于需要快速准确操作的任何3D采集,该操作要求执刀医生不要将他的眼睛从他的工作、分析和/或测量区域中移开。这是对于在人体所有部位进行的工作的情况,数据采集不需要受到患者的突然动作以及体育动作或工业生产程序等快速动作的干扰,特别是在恶劣的环境中。因此,可以实时或几乎实时地监视和通知执刀医生,同时允许他不要将他的眼睛移开现场,并显示附加信息。

[0301] 从上面的描述清楚地看出,本发明完全解决了提出的问题,因为其提供了对可见和不可见区域的观察的真实答案,并且特别地它们组合成同一个存储库,允许直接在口腔中在临床现场观察补充对象。它允许立即解剖和病理分析牙龈和下面组织的疾病。从这一描述中也清楚地看出,它允许解决诸如临床行为的控制等基本问题,而且没有提供任何替代方法。很明显,本发明不限于该方法的唯一实现,也不限于上述作为示例给出用于实施该方法的装置的唯一形式。相反,它包含实施和执行的所有变型。因此,即可以测量口腔疾病,它们是否与硬组织和软组织相关。

[0302] 本发明可以用于执行任何医疗或护理动作:观察装置可以帮助定位用于皮下注射、静脉注射或放置导管的解剖元素;同样可以帮助研究骨骼和皮肤表面或牙龈之间的皮肤和牙龈厚度。

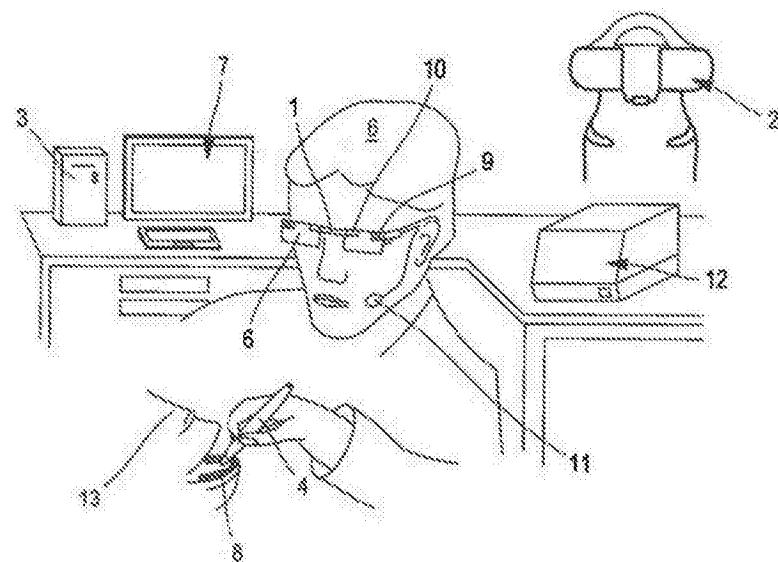


图1

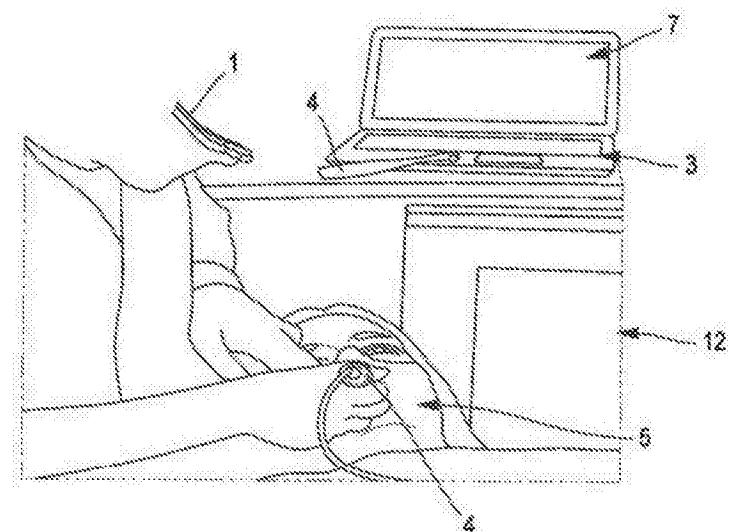


图2

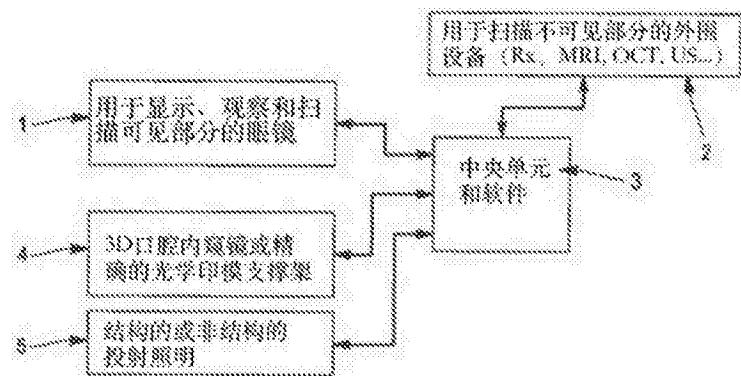


图3

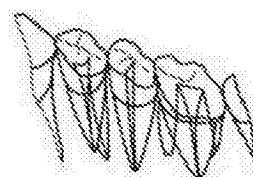


图4a

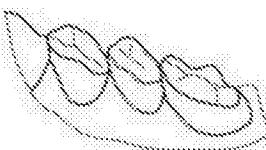


图4b

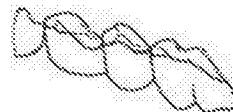


图4c

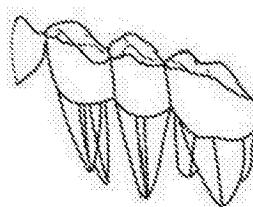


图4d

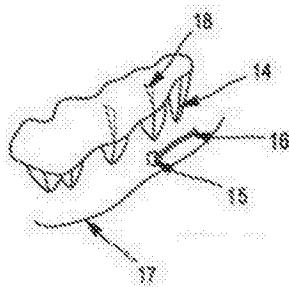


图4e

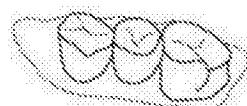


图4f

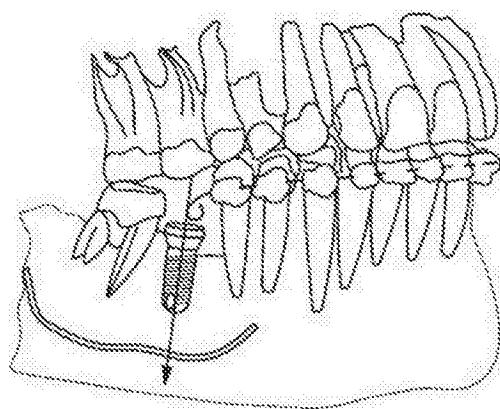


图4g

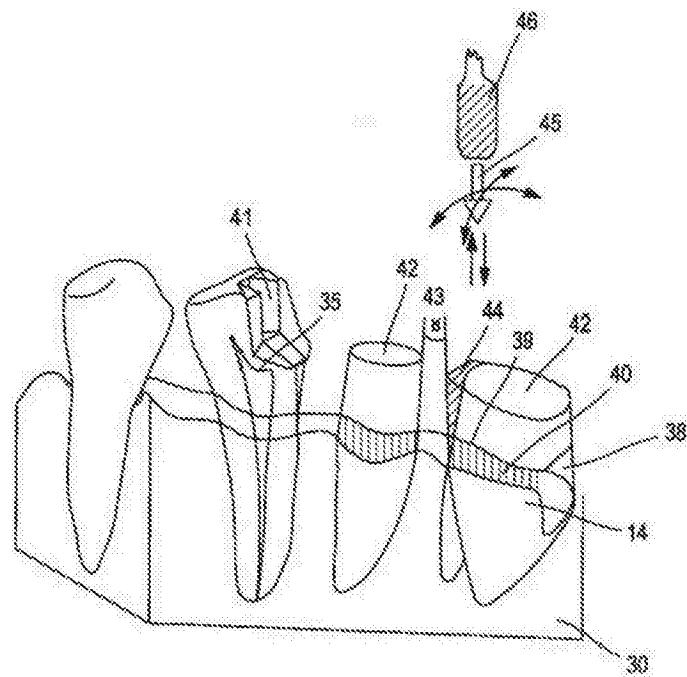


图7

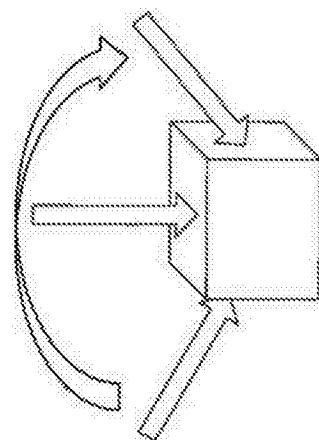


图5a

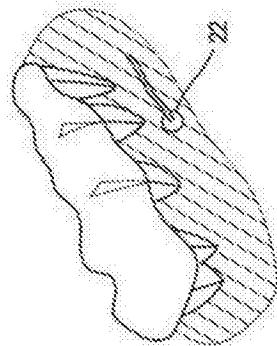


图5b

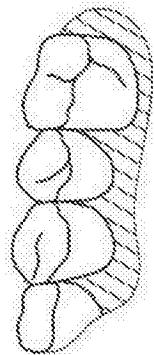


图5c

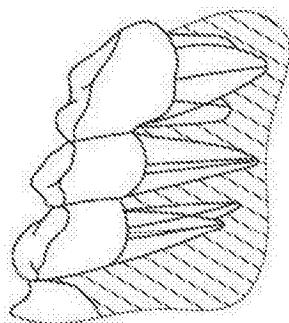


图5d

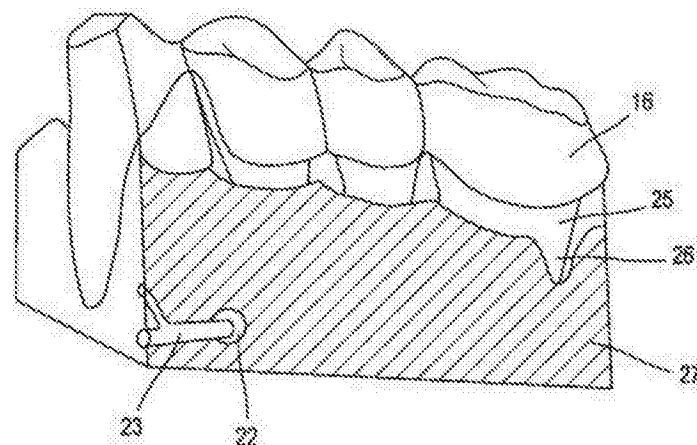


图6a

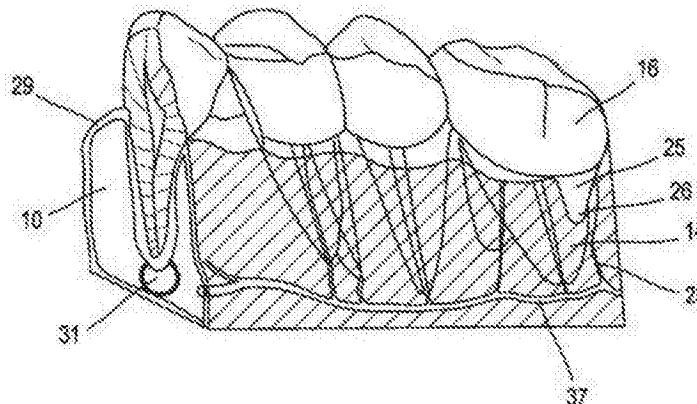


图6b

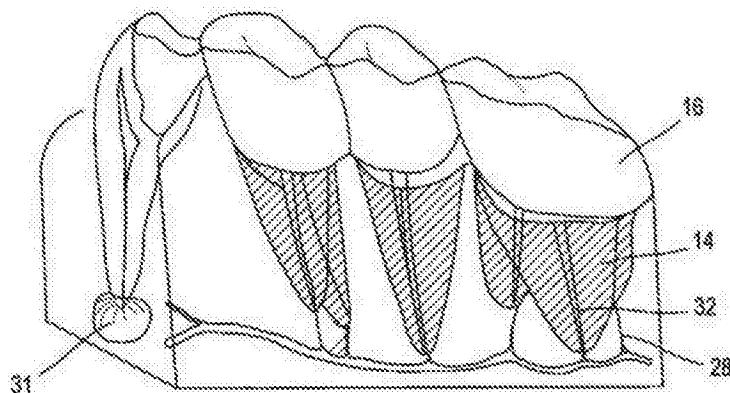


图6c

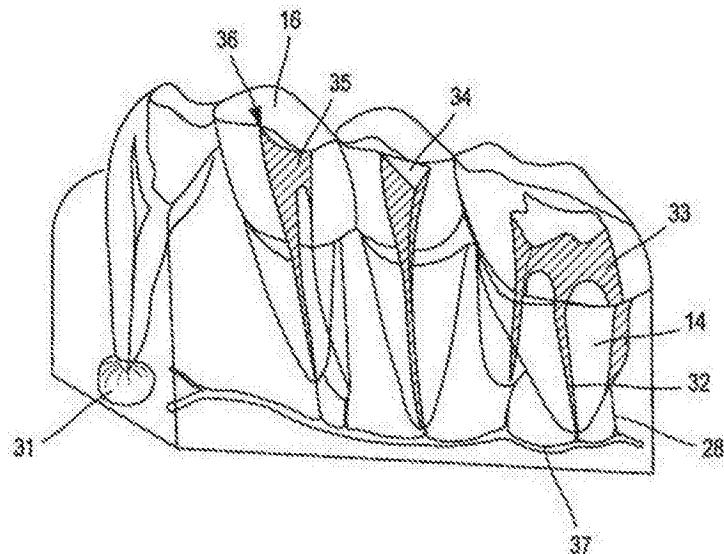


图6d

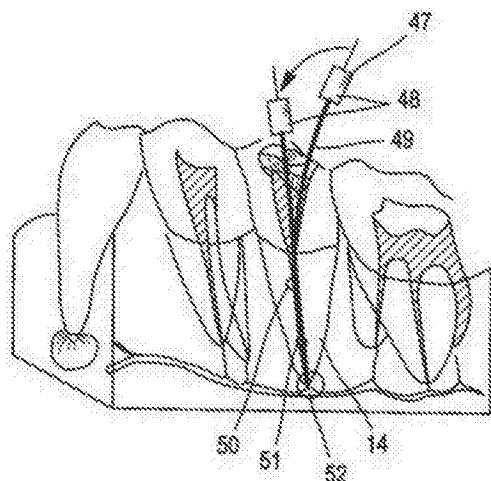


图8a

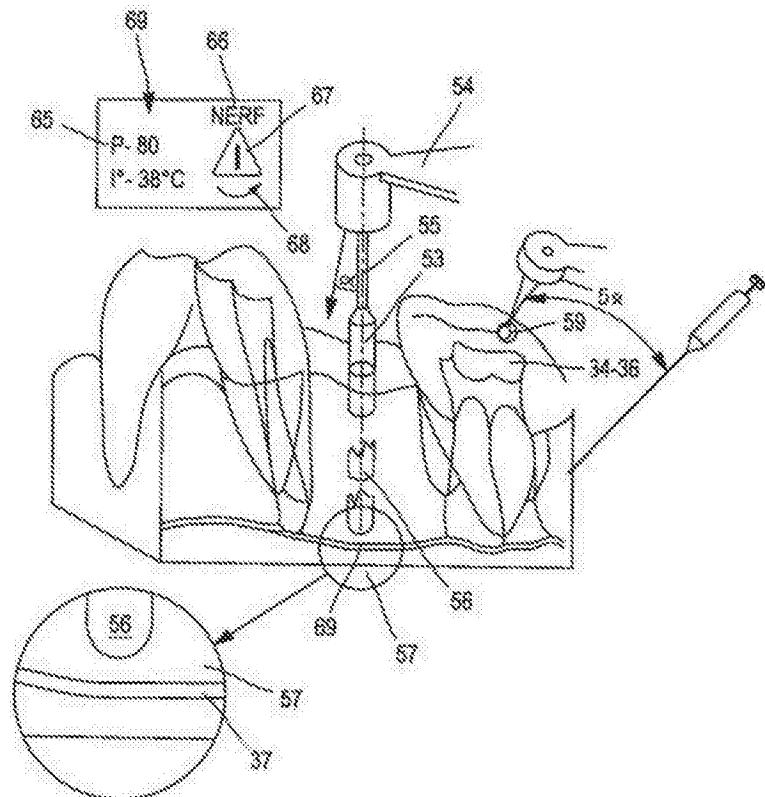


图8b

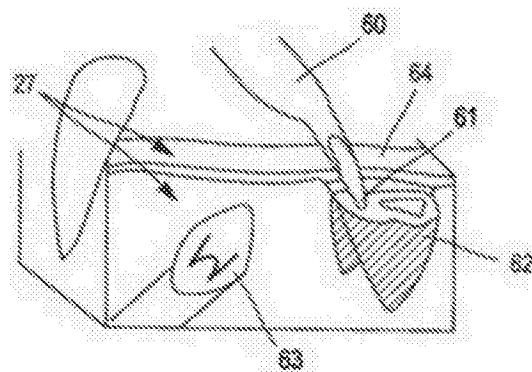


图8c

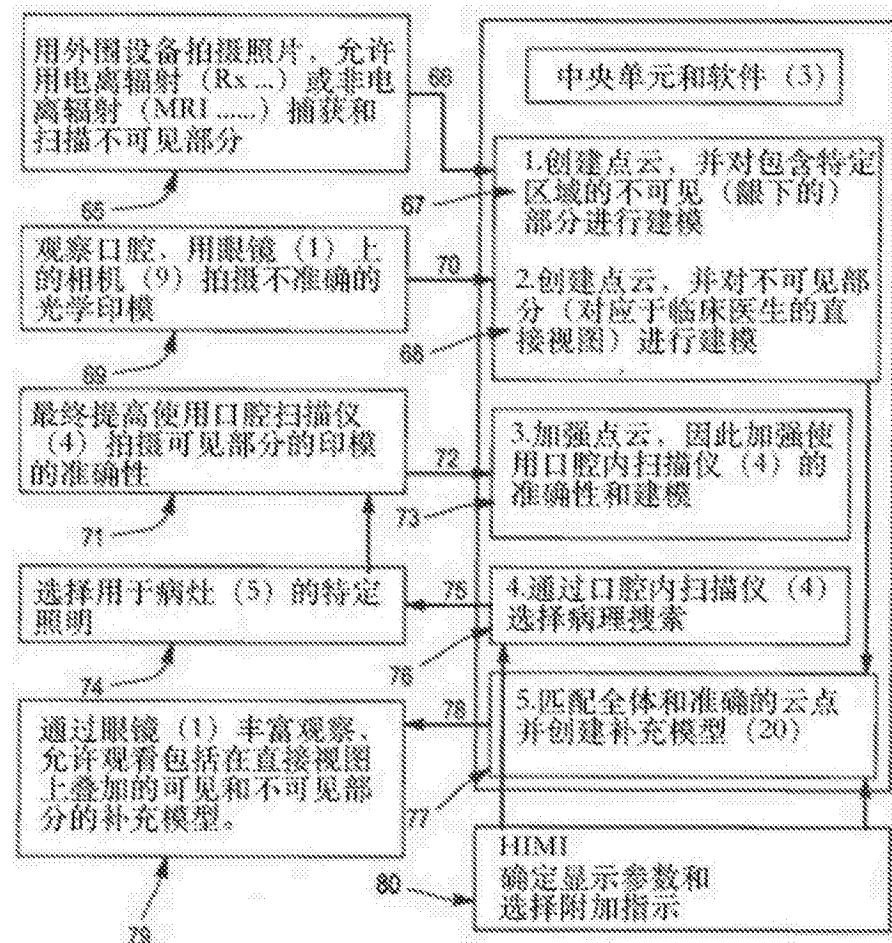


图9