

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61C 13/00 (2006.01)

A61C 9/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780049557.2

[43] 公开日 2009年11月11日

[11] 公开号 CN 101578076A

[22] 申请日 2007.1.17

[21] 申请号 200780049557.2

[30] 优先权

[32] 2007.1.10 [33] SE [31] 0700043-3

[86] 国际申请 PCT/EP2007/050426 2007.1.17

[87] 国际公布 WO2008/083857 英 2008.7.17

[85] 进入国家阶段日期 2009.7.9

[71] 申请人 诺贝尔生物服务公司

地址 瑞士苏黎世

[72] 发明人 安德烈亚斯·彼得松

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 吴小明

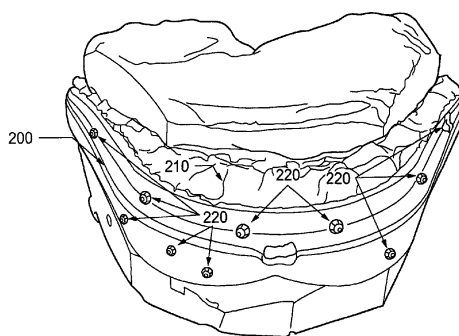
权利要求书 3 页 说明书 23 页 附图 12 页

[54] 发明名称

用于牙设计和制备的方法和系统

[57] 摘要

本发明公开了一种用于设计患者的牙修复程序并且用于制备至少一种要用于所述牙修复程序的牙修复体或与其相关的产品的方法和系统。来自不同来源的输入数据，例如来自具有牙印模托盘的患者的 CT 扫描的 3D 数据，与来自同一牙印模的高分辨率 3D 扫描的数据匹配，所述牙印模托盘包括在患者口中预先制备的患者的牙印模。得到的数据例如借助于布置在牙印模托盘的基准标记匹配。由此借助于同一匹配数据组实现可靠的设计和制备。与之前的方法相比，以此方式可以减少患者暴露的剂量。



1. 一种用于设计患者的牙修复程序和用于制备牙修复体和与所述牙修复程序相关的产品中的至少一种的方法，所述方法包括：

将来自第一数据输入源的所述患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的所述患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中将所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，而将所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一数据具有足以实现所述设计的第一分辨率，并且其中所述第二数据具有足以实现所述制备的第二分辨率。

3. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述第一分辨率低于所述第二分辨率。

4. 根据权利要求 3 所述的方法，其中所述第一分辨率相当大地低于所述第二分辨率。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，所述方法包括从 CT 扫描仪得到所述第一数据。

6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的方法，所述方法包括从 X-射线成像装置得到所述第一数据。

7. 根据权利要求 6 所述的方法，其中所述 X-射线成像装置是口内 X-射线成像装置。

8. 根据权利要求 1-4 所述的方法，所述方法包括从颌骨局部解剖结构测量得到所述第一数据，所述颌骨局部解剖结构测量源自所述患者的口内解剖学测量和使用探针的软组织测量。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中所述第一数据与在用于所述牙修复程序的部位处的颌骨组织相关。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，所述方法包括从 3D 扫描仪得到所述第二数据。

11. 根据权利要求 10 所述的方法，其中基于从所述 3D 扫描仪得到的

数据产生所述第二数据，所述 3D 扫描仪扫描从所述患者的口内解剖学获取的牙印模。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的方法，所述方法包括从锥形束 CT 扫描仪得到所述第一数据并且从所述 3D 扫描仪得到所述第二数据。

13. 根据权利要求 11 或 12 中的任一项所述的方法，其中所述匹配是基于用于取得所述患者的口内解剖学的印模的牙印模托盘的基准标记。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其中在获得所述第一数据期间，将具有所述印模的所述牙印模托盘插入到所述患者的口腔中。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，其中在获取所述第一数据之前，为了得到所述第二数据，将所述牙印模 3D 扫描。

16. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中所述第二数据与至少在用于所述牙修复程序的部位处的所述口内解剖学相关。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中所述设计包括所述牙修复程序的手术前设计。

18. 根据权利要求 17 所述的方法，其中所述设计包括基于所述第一数据的牙植入物的虚拟定位。

19. 根据权利要求 18 所述的方法，其中所述制备包括基于所述第二数据制备外科模板，用于在所述牙修复程序过程中安装所述牙植入物。

20. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中所述制备包括控制用于所述牙修复程序的外科模板的制备。

21. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中所述制备包括制备至少一种牙植入物、桥基、顶盖、桥、嵌体、高嵌体、解剖式桥基、解剖式冠或冠。

22. 一种用于设计患者的牙修复程序和用于制备牙修复体和与所述牙修复程序相关的产品中的至少一种的系统(1900)，所述系统包括：

匹配单元，所述匹配单元用于将来自第一数据输入源的所述患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的所述患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中

将所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，

而将所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

23. 一种用于设计患者的牙修复程序和用于制备牙修复体和与所述牙修复程序相关的产品中的至少一种的用于计算机处理的计算机程序(1940)，所述计算机程序包括：

代码段，所述代码段用于将来自第一数据输入源的所述患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的所述患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中

将所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，而将所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

24. 权利要求 23 的计算机程序，其使得能够进行根据权利要求 1 的方法。

25. 一种计算机可读介质(1930)，所述计算机可读介质(1930)上包含权利要求 23 或 24 所述的计算机程序。

26. 一种医疗工作站(1910)，所述医疗工作站(1910)用于通过运行权利要求 23 所述的计算机程序(1940)进行权利要求 1 所述的方法。

用于牙设计和制备的方法和系统

发明领域

本发明总体上属于牙科学领域。更具体地，本发明涉及一种用于设计牙修复程序并且用于制备牙修复体和/或涉及所述牙修复程序的产品的方法和系统。

发明背景

在牙修复应用中，通常地，经常提供患者牙列的石膏形式的加工牙模型，其借助于从患者取得印模并且用石膏填充而制成。然后将所述加工牙模型借助于获取的咬合定位板(bite index)安装在咬合架中，从而保证牙模型的正确定位和配准。然后在得到的加工牙模型上制备牙修复体。通过咬合架检查准确度。

然而，这种类型的制备包括必须进行的大量耗时的手工加工操作。一种合理化的步骤是用三维(3-D)扫描仪如 Procera Forte®扫描加工模型。随后，例如借助于 Procera® CAD 系统电子设计牙修复体。从得到的 CAD 数据制造牙修复体例如桥。最后进行镶面，并且将牙修复体通过磨削抛光并且借助于咬合架检查。最终，将牙修复体安装在患者中。仍然，石膏是必需的，并且需要与之相关的手工加工操作，例如，石膏模型的磨削、石膏模型中的孔的钻制、石膏模型的销连接、支持基板的铸造、基板的磨削、石膏模型的剖截(sectionizing)等。

本申请的同一申请人的用于设计外科手术的国际申请 WO02/053056 和 WO2005/055856 中，已经提出了改进的系统。在这些出版物中，公开了一种双重扫描技术，所述双重扫描技术包括患者的颌区域的第一 CT 扫描和单独射线照相导向而没有射线照相定位板的第二 CT 扫描，所述第一 CT 扫描具有射线照相导向器以及可能的插入到其口中的射线照相定位板。

基于计算机的双重扫描技术提供了可靠并安全的外科模板的设计和制

备。然而，CT 涉及的问题在于，CT 扫描有时不能准确表示口腔解剖学。例如，患者中现有的基于金属的牙修复体在 CT 扫描期间可能引起严重的散射。此外，由于整个头颅在第一 CT 扫描期间暴露于来自 CT 扫描仪的辐射，因此在患者的随后检查期间经常重复的 CT 扫描造成了相当大的辐射负荷。因此，另一个问题在于，应当将患者在为了设计牙修复程序并且制备牙修复体和相关产品而准备数据的过程中所暴露的辐射的量最小化。

而且，单独的射线照相导向器的第二 CT 扫描有时不提供充分准确的数据，使得在 CAD 系统中通过此第二 CT 扫描得到的 CT 扫描数据而设计的外科模板可能在一些情形下引起变坏的患者配合。对于此的一个原因是，对于从 CT 扫描数据制备牙修复体如顶盖、桥基、桥、冠、解剖式桥基、解剖式冠、嵌体、高嵌体等，CT 扫描数据不具有充分的数据准确度。

此外，仍存在着的一个需求是用于设计牙修复程序和制备牙修复体以及相关产品的步骤的数量最少化。

因此，改进的用于设计牙修复程序和制备牙修复体以及相关产品的系统将是有益的。

发明概述

因此，本发明通过提供一种方法、系统、计算机程序和医疗工作站而优选寻求缓解、减轻或消除现有技术中的一个或多个不足、缺点或问题，所述方法、系统、计算机程序和医疗工作站用于设计患者的牙修复程序并且用于制备至少一种牙修复体和/或与所述牙修复程序相关的产品。

在后附独立专利权利要求中叙述了本发明的不同方面。

根据一个方面，提供一种用于设计患者的牙修复程序并且用于制备要用于所述牙修复程序的牙修复体和与牙修复程序相关的产品中的至少一种的方法。所述方法包括：将来自第一数据输入源的患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，而所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

根据另一个方面，提供一种用于设计患者的牙修复程序并且用于制备要用于所述牙修复程序的牙修复体和与牙修复程序相关的产品中的至少一种的系统。所述系统包括匹配单元，所述匹配单元用于将来自第一数据输入源的患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，而所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

根据本发明的又一个方面，提供一种用于设计患者的牙修复程序并且用于制备要用于所述牙修复程序的牙修复体和与牙修复程序相关的产品中的至少一种的用于计算机处理的计算机程序。所述计算机程序包括代码段，所述代码段用于将来自第一数据输入源的患者的颅面区域的第一数据与来自第二数据输入源的患者的口内解剖学的第二数据匹配成用于所述设计和制备的匹配数据，所述第二数据输入源与所述第一数据输入源不同，其中所述匹配数据中的所述第一数据的至少一部分提供用于所述设计，而所述匹配数据中的所述第二数据的至少一部分提供用于所述制备。

根据本发明的再一个方面，提供一种医疗工作站，所述医疗工作站通过运行本发明的上述另一方面的计算机程序以实现本发明的上述方面的方法。

本发明的其它实施方案在从属权利要求中有规定。

本发明的一些实施方案允许了减少的患者剂量。

一些实施方案允许了在不需要制备加工模型的情况下，手术前设计牙修复程序以及制备牙修复体和/或与所述牙修复程序相关的产品。

一些实施方案消除了对 CT 扫描的需要，所述 CT 扫描用于提供设计牙修复程序或提供与其相关的产品的数据。

应当强调，当术语“包含(括)(comprises)/包含(括)(comprising)”在本说明书中使用时，其用于规定所述的特征、整数、步骤或部件，而非用于排除一种或多种其它的特征、整数、步骤、部件或它们的组的存在或添加。

附图简述

从对本发明的实施方案的下列描述、对附图的参考，本发明的实施方案的这些和其它的方面、特征和益处将能够变得显然并且被阐明，在所述附图中：

图 1 是示例牙修复程序的设计、牙修复体及相关产品的制备以及为此的数据准备的流程图；

图 2 是显示印模提取期间的牙印模托盘的示意图，所述牙印模托盘在适当位置具有在处于咬合状态的上颌和下颌之间的印模以及基准标记(fiducial marker)如碳化硅(SiC)球或氧化铝(AlO)球；

图 3 是显示印模被提取的牙印模托盘的以透视图形式的示意图，其中具有基准标记如碳化硅(SiC)球的印模处于适当位置匹配；

图 4 是从具有图 3 的提取印模的牙印模托盘的上方获得的平面图，其显示上颌的印模；

图 5 是从具有图 3 的提取印模的牙印模托盘的下方获得的平面图，其显示与图 4 中所示的上颌印模相对的下颌印模；

图 6 是显示 3D 模型的再现(rendered)计算机可视化图(visualization)的以透视图形式的示意图，所述 3D 模型得自图 3 的牙印模托盘中的上颌和下颌的印模的光学扫描，其被数字化成具有高精度度如 30 微米的分辨率的 CAD 软件；

图 7 是显示图 3 的牙印模托盘和印模的计算机化 3D 模型的绘制计算机可视化图的以主视图形式的示意图，所述计算机化 3D 模型来自对患者和插入到患者口中的牙印模托盘和印模的 CT 扫描，在所述 CT 扫描中，患者在适当的位置咬合印模，然后进行 CT 扫描；

图 8 是 CT 扫描的患者上颌的绘制计算机可视化图的以主视图形式的示意图，并且所述 CT 扫描的患者上颌与光学扫描的印模的 3D 数据匹配；

图 9 是从前下方显示的 CT 扫描的患者的上颌的绘制计算机可视化图的以透视图形式的示意图，并且所述 CT 扫描的患者上颌与光学扫描的印模的 3D 数据匹配；

图 10 是从前方获取的透视图形式的示意图，其显示与从光学扫描上颌印模和下颌印模接收的 3D 数据匹配的患者颌面 CT 扫描的绘制计算机可视化图；

图 11 是从前下方以透视图形式的示意图,其显示在基于计算机软件如 Procera®中外科设计的情况下匹配的光学扫描和 CT 扫描的数据;

图 12 和 13 是显示两个不同的绘制计算机可视化图的示意图,所述两个不同的绘制计算机可视化图源自例如匹配的从低剂量锥形束 CT 扫描仪的有限区域的 CT 数据以及源自扫描整个齿弓的牙印模的由高精度 3D 扫描仪提供的数据;

图 14 至 18 示例了口内图像与高精度 3D 扫描数据的匹配,其中

图 14 示例了通过咬合部(occlusion)的线;

图 15 示例了与来自 3D 扫描的牙印模匹配的口内图像;

图 16 显示了口内图像;

图 17 是使用口内图像的手术前设计牙植入物的示意图;

图 18 是通过匹配的口内图像和扫描的牙印模的植入物布置设计的示意图;

图 19 是根据包含用于执行计算机程序的医疗工作站的实施方案的系统的示意图;和

图 20A-C 是将 2D X-射线数据与来自扫描的牙印模的 3D 数据匹配的实施例的示意图。

具体实施方式

现在将参考附图描述本发明的实施方案。然而,本发明可以以许多不同的形式体现并且不应当被解释为限于本文中所阐述的实施方案;更确切的是,这些实施方案的提供使得本发明将彻底和完全,并且将充分地将本发明的范围传达给本领域的技术人员。在附图中所示例的实施方案的详细描述中使用的术语不意在限制本发明。在所述图中,相似的数字是指相似的元件。

如上所述,在本申请的同一申请人的国际申请 WO02/053056 和 WO2005/055856 中已经提出了一种系统,该系统公开了双重扫描。更具体地,上述射线照相导向器可以用于在第一 CT 扫描期间模拟牙、软组织表面和缺牙间隙。射线照相导向器由丙烯酸非不透射线的材料制成,并且在实验室中从上颌印模、下颌印模以及取自患者的咬合记录定位板制造。不

透射线的杜仲胶标志物被插入到射线照相导向器中，从而提供参考点。

此双重扫描技术的原因在于，非不透射线的射线照相导向器产生的豪恩斯菲尔德单位(Hounsfield Unit)与软组织的豪恩斯菲尔德单位非常紧密地类似。在第一 CT 扫描中，对患者和插入到患者口腔中的射线照相导向器进行 CT 扫描。因此，从由第一 CT 扫描提供的数据难以将非不透射线的射线照相导向器从患者的软组织分开。然而，可以从不透射线的杜仲胶标志物确定第一 CT 扫描中的射线照相导向器的空间位置。在第二 CT 扫描中，单独地将射线照相导向器进行 CT 扫描，并且提供了射线照相导向器和杜仲胶标志物的位置的 CT 数据。射线照相导向器上的杜仲胶标志物被用作进行第一 CT 扫描和第二 CT 扫描的匹配的参考点。来自第一和第二 CT 扫描的数据被匹配并用于基于计算机的后来的外科设计，包括制备外科模板。外科模板可以用于产生适当的孔，所述孔用于安装一个或几个牙植入物，将牙修复体固定于所述牙植入物。

在图 1 中，为了示例设计牙修复程序和制备牙修复体和/或与牙修复程序相关的产品、以及准备用于其的数据的改进方法的实施方案，提供了流程图。该方法可以包括：

- 100: 取得牙印模；
- 110: 将牙印模 3D 扫描；
- 120: 在将牙印模插入到患者口腔中的情况下，对患者 CT 扫描；
- 125: 将来自 3D 扫描的数据和来自 CT 扫描的数据匹配；
- 130: 基于所述匹配的数据进行包括手术前设计和制备数据准备的 CAD 设计；
- 135: 制备外科模板；
- 140: 制造牙修复体；
- 150: 任选地，将牙修复体镶面 - 最终的牙修复体可以被完全 CAD 设计或任选地进行手工修整；
- 160: 在患者中安装牙修复体。

以下参考图 2 至 18，将更详细地阐明本方法的实施方案。

在牙修复应用中，经常将印模用于产生例如颌的牙和邻近部分如牙体 (tooth formations)、牙龈的轮廓等的印记或负的相似物。而且，对于缺齿患

者，仅牙龈的印模可以被取得。该印模被预先制成缺失牙结构的牙修复体(repair)或修复体(restoration)。

印模典型地通过下列方法制成：将软的、半流体材料放入到弓形盘的开口的沟槽或通道的界线内，然后将所述弓形盘安置在患者的口内，从而使所述材料凝结或固化。为了提供最准确的咬合，印模模型应当表示整个齿弓。为此目的，将第一托盘用于取得上颌(上颌(maxillary))的印模，将第二托盘用于取得下颌(下颌(mandibular))的印模，并且借助于第三托盘取得咬合定位板。从牙和周围结构的负或阴模型产生用于制造牙修复体的正复制品或阳石膏模型，例如嵌体、高嵌体、冠、桥、修复体等。

步骤 100 中的患者的牙印模的获得包括将适当量的牙印模材料 210 填充到牙印模托盘的接收腔中。将牙托盘安置在患者口内的理想位置，并且在患者向下咬印模盘中的印模材料以后，在牙印模材料 210 中形成印模。图 2 是显示具有处于咬合状态的上颌和下颌之间的印模材料的印模提取期间的牙印模托盘 200 的示意图。在患者向下咬合印模材料以后，使牙印模材料在托盘中硬化适当的时期。然后，将牙印模托盘 200 从患者的口移去。牙印模可以使用可用于或将用于记录患者的口内解剖学的任何印模材料。

图 2 中所示的牙印模托盘 200 是三托盘类型，从而允许在一个步骤中得到下颌和上颌印模，以及两个印模之间的空间关系，即咬合记录定位板。然而，根据其它的实施方案，可以使用单个托盘、或多个单个托盘和咬合定位板。而且，根据一些实施方案，取决于要设计并制备的牙修复体的属性，可以使用仅部分覆盖齿弓的牙印模托盘。

牙印模托盘 200 在牙印模托盘上的适当的位置具有例如以球的形式基准标记。这些基准标记用于限定牙印模托盘 200 在空间中的精确位置并且因而还有由牙印模托盘固定的牙印模的精确位置。

适当的牙印模托盘描述于由本申请的同一申请人提交的瑞典专利申请 SE0602272-7 中，所述瑞典专利申请通过引用而整个结合在此。

牙印模托盘 200 可以例如通过注塑从适当的材料如包括聚氯乙烯、尼龙和高密度聚乙烯的塑料制成。

前柄可以保证便利的操作以及牙印模托盘 200 的正确的上颌和下颌的定向。

牙印模托盘 200 包括多个基准标记 220，其中所述基准标记 220 相对于牙印模托盘 200 的至少一个外表面以规定的关系布置，使得可以将牙印模托盘 200 体内插入到患者的口中用于印模提取。

基准标记还可以被布置在牙印模托盘内。在此情况下，关于牙印模托盘的表面的基准标记的固定位置可以被存储在牙印模托盘的 CAD 模型中。更精确地，可以由牙印模托盘的 CAD 数据精确地提供在托盘内的基准标记的位置。对例如具有牙印模的托盘的 3D 扫描于是提供托盘的外表面的数据。借助于 CAD 数据可确定牙印模托盘内的基准标记的准确位置。当借助于 CT 扫描、X-射线等将牙托盘成像时，由于适当的托盘材料的非不透射线性(non-radioopacity)，因此也提供不透射线的基准标记的位置，尽管它们被布置在托盘材料内。CAD 托盘数据与例如 CT 扫描数据的匹配实现了基准标记的精确位置的重建。牙印模托盘的表面上的界标可有助于匹配。借助于 CAD 模型可以得知界标与基准标记的空间关系。为了进一步增加测定效率，每一个基准标记可以具有与其相关联的特定界标。

而且，在 CT 扫描过程中，例如由于由患者的牙中存在的金属填料所致的人工制品而引起的一个或多个基准标记丢失的情况下，仍可以重建这些基准标记的位置。在 CT 扫描数据中丢失的一个或多个基准标记的位置的重建可以基于上述界标的位置。

为了提供对托盘 200 的空间定向的精确识别，牙印模托盘 200 可以包含至少 3 个跨越托盘 200 分布的基准标记。

基准标记 220 可以部分地延伸出托盘 200 的至少一个外表面，使得通过所述外表面的 3D 扫描可识别所述基准标记。基准标记可以通过它们的物理形状识别。例如，基准标记是具有特定形状的三维物体，如球形珠。为了识别基准标记，在数据组中搜索基准标记的特定形状。基准标记可以由不透射线的材料如碳化硅(SiC)、氧化铝(AlO)或氮化硅(Si₃N₅)制成，其使得射线照相图像中的基准标记的位置清楚。备选地，与 CAD 数据识别结合的涉及基准标记的界标可以用于识别基准标记。

牙印模托盘 200 可以允许上颌、下颌以及咬合记录定位板的同时印模提取。

一旦印模材料凝结，就将牙印模托盘 200 从口移去，并且可以获得印

模，所述印模保留在托盘中，以用于进一步的操作。在印模材料凝结以后，可以借助于高分辨率 3D 扫描仪，例如光学扫描仪如激光扫描仪、机械高精度扫描探针扫描仪或全息照相扫描仪，在步骤 110 中将印模直接 3D 扫描。高分辨率 3D 扫描仪的可商购实例包括 OptiMet 的基于锥光镜全息照相技术的 3D 非接触式扫描仪或 3Shape's 牙齿 3D 扫描仪。3Shape's 牙齿 3D 扫描仪使用其中将激光平面投射到要扫描的物体上的光学扫描系统。高分辨率数字照相机需要在物体上产生的线的图像。将该图像处理并且可以得到精确的和全表面的 3D 模型。其它的 3D 扫描仪可获自 Renishaw。Renishaw 扫描仪是基于接触式探针的数字化系统。

此外，可以备选地使用口内光学扫描仪，以提供患者口内解剖学的局部解剖学的至少一部分的高分辨率 3D 模型用输入数据。一种这样的扫描仪可从 CADENT 商购。在此情况下的匹配以不同的方式解决，参见以下，因为在口内扫描的过程中，口内扫描没有提供来自牙印模托盘上的基准标记的数据。匹配的一种方式例如为：将基准标记适当地附着到患者的口内解剖学中的解剖结构上，例如在患者的可能存在的牙上。通过发现这些基准标记的形状，对口内解剖学的口内 3D 扫描提供了用于识别得到的 3D 数据组中的牙上的基准标记的数据。因而，提供了可以与颅面数据匹配的基准标记的位置数据。颅面数据可以例如通过对牙上的基准标记的 CT 扫描获得。在 CT 数据组中识别不透射线的基准标记，从而提供它们的位置。3D 数据组与 CT 数据的匹配借助于基准标记的识别位置进行。

备选的方法是使用表面匹配。表面可以在 CT 数据和 3D 数据中识别。例如，可以通过适当的算法识别牙的许多表面。可以将 CT 数据转化成口内解剖学的表面模型。一颗牙或几颗牙以及它们的表面或咬合面可以在 CT 数据中识别。相应地，可以在 3D 数据中识别表面。然后通过使用在两个数据组中识别的表面将 CT 数据和 3D 数据匹配。

另一个备选方法是使用轮廓匹配。轮廓可以在 CT 数据和 3D 数据中识别。例如，可以通过适当的算法识别一颗或几颗牙的轮廓。然后通过使用两个数据组中的识别轮廓将 CT 数据和 3D 数据匹配。在一些实施方案中，可以将表面匹配和轮廓匹配方法组合使用。表面匹配和轮廓匹配方法可以备选地使用或与基准标记组合使用。

图 3 是显示提取两个颌的印模的牙印模托盘 200 的以透视图形式的示意图，其中具有基准标记的印模处于适当位置用于匹配。

图 4 是从具有图 3 的提取印模的牙印模托盘 200 的上方获得的平面图，其显示上颌的印模。

图 5 是从具有图 3 的提取印模的牙印模托盘 200 的下方获得的平面图，其显示与图 4 中所示的上颌印模相对的下颌印模。

当例如如上所述得到至少一个牙印模时，例如借助于非接触 3D 表面扫描仪将硬化的牙印模数字化。例如，使用上述类型的 3D 扫描仪如 3D 激光表面扫描仪扫描在具有基准标记 220 的托盘 200 中的上颌和下颌的上述牙印模。通过这种 3D 扫描仪的测量是非常精确的并且实际上消除了操作者误差，原因在于数据的获取是自动的。

3D 扫描仪的准确度在几十微米的范围内，例如 10 至 50 微米，即 0,01 至 0,05 mm，例如 20 或 30 微米。3D 扫描仪的分辨率比 CT 扫描仪的分辨率在量级上更精细。CT 扫描的准确度在 0,5 至 1 mm 的范围内。以下在表 1 中给出了关于 CT 扫描仪以及关于 3D 扫描仪的一些更详细的具体分辨率。因此，通过使用 3D 扫描仪，例如光学扫描仪如激光扫描仪，对基于计算机的牙修复程序的牙设计以及牙修复体和/或与牙修复体程序的设计有关的产品的制备，提供了可能包含患者的余下牙列的患者口内解剖学的局部解剖结构的高分辨率数据。

之前，此数据是从将上述石膏模型 3D 扫描获得的。

	CT(单层)	CT(多层)	锥形束
层厚度扫描	1 mm	0.7 mm	
层厚度重建	0.1-0.5 mm	0.1-0.5 mm	0.125-0.5 mm

扫描仪精确度	3Shape (光学)	Optimet (光学)	Renishaw (探针)
	20-30 微米	10-30 微米	3-20 微米

表 1: 不同 CT 扫描仪和 3D 扫描仪的精确度的比较

在另一个实施方案中，分别将印模的每一侧，即上颌印模和下颌印模

3D 扫描。在另一个实施方案中，将两个印模一起或同时 3D 扫描。

图 6 是显示 3D 模型印模数据的绘制计算机可视化图的以透视图形式的示意图，所述 3D 模型印模数据得自图 3 的牙印模托盘中的上颌和下颌的印模的光学扫描。借助于计算机程序，可以使一个或多个扫描的负的牙印模翻转，以生成牙列的一个或多个阳模型。这种方法可以产生 3D 数字牙模型。

在制备牙印模托盘中的牙印模以后，终止印模的 3D 扫描，在步骤 120 中将具有基准标记 220 的牙印模托盘 200 中的牙印模再次放置到患者的上颌和下颌中。然后将具有插入的牙印模托盘 200 的患者 CT 扫描。在进行 CT 扫描的过程中，患者在适当的位置咬合印模。因而提供了包含颌面数据和基准标记的数字 CT 数据。

该数字 CT 数据现在可用于进一步的加工。然后基于 CT 数据重建 3D 颌面模型。例如为了用于使用基准标记 220 的位置的匹配算法，获得并记录基准标记 220 的位置。

3D CT 牙列模型的分辨率在 0,5 至 1 mm 的范围内。通过该准确度，外科设计现在是可能的。根据一个实施方案，外科设计是牙植入物的布置。然而，不可能在理想的程度上精确地从 CT 数据制备牙修复体。例如，上颌牙和下颌牙之间的咬合需要进入到现有的牙列和/或牙植入物中的牙修复体的高程度精确度的装配；甚至小的错误也可能导致错位咬合。在表 2 中叙述了一些关于牙修复体的制备容差。关于制备容差的所述范围保证了长期可靠的牙修复体，从而保证患者感到满意。

	桥基	顶盖	桥(螺钉保持的)	桥(胶接的)
制备容差	5-100 微米	5-100 微米	5-100 微米	5-150 微米

表 2: 关于各种牙修复体的制备容差

在步骤 125 中，将来自 3D 扫描的数据与来自 CT 扫描的数据匹配。将高分辨率 3D 扫描数据与 CT 扫描数据成为匹配数据匹配，允许了从此单组的匹配数据进行外科设计以及牙修复体或与所述牙修复体相关的产品如外科模板的制备。这意味着，因此可以在相同场合的连续工作流中的单

个医疗工作站设计牙修复程序并且提供用于制备所使用的产品的数据。同时，所使用的产品的高的精确度和可靠性提供了牙修复程序的可靠并安全的结果。

医疗工作站 1910 包括通常的计算机部件如中央处理单元(CPU)1920、存储器 1930、界面 1940 等。而且，它配备有适当的软件，所述适当的软件用于处理从数据输入源接收的数据，例如从 CT 扫描或 3D 扫描得到的数据。该软件可以例如存储在可由医疗工作站 1910 访问的计算机可读介质 1930 上。计算机可读介质 1930 可以包含以计算机程序 1940 形式的软件，所述计算机程序 1940 包含用于设计患者的牙修复程序并且用于制备牙修复体和与牙修复程序相关的产品的至少一种的适当的代码段。医疗工作站 1910 还包括例如用于显示绘制的可视化图的监控器，以及适当的人界面装置如键盘、鼠标等。医疗工作站可以是用于设计患者的牙修复程序并且用于制备牙修复体和与牙修复程序相关的产品的至少一种的系统 1900 的一部分。

为了匹配，将 3D CT 牙列模型输入到例如在医疗工作站 1910 上运行的用于牙修复程序的手术前设计的软件中。在进行手术前设计时，可以进行牙修复体和/或与所述手术前设计相关的产品例如外科模板的制备。

更精确地，CT 数据组和 3D 扫描数据组的匹配可以如下进行。移去 3D CT 牙列模型的一部分，例如牙、软组织或牙龈。在 CT 数据组中的基准标记 220 的位置需要与在通过 3D 扫描得到的 3D 数字牙数据中的相同的基准标记 220 的位置匹配。通过在 CT 数据组中搜索不透射线的基准标记的特定形式，可以确定在 CT 数据组中的基准标记的位置。当在 CT 数据组中识别的基准标记时，因而它的位置可知。在基准标记仅部分地嵌入到牙印模托盘的表面中的情况下，通过在 3D 数据组中搜索基准标记的特定形式，可以确定在 3D 数据组中的基准标记的位置。在本文中，在 3D 数据组中搜索基准标记的形状，并且在发现时，就知道基准标记的位置。在一个或多个基准标记完全嵌入到牙印模托盘的材料中的情况下，可以将与牙印模托盘的 CAD 数据结合的界标用于确定基准标记的位置。在此情况下，在 3D 数据组中搜索界标的形状，并且在发现时，就知道它的位置。通过借助于 CAD 数据将界标的位置链接到基准标记的位置，也就知道在 3D 数

据组中的基准标记的位置。

3D数据和CT数据通过将牙印模托盘200的基准标记220对准而匹配。更精确地，将CT数据的基准标记220与相应的3D数据的相同的基准标记220匹配。例如从CT扫描数据，从牙印模托盘的CAD数据等，知道基准标记相对于牙印模托盘的余下结构的位置。从而，完成CT数据与3D扫描数据的匹配。

产生计算机化的复合牙模型，其中骨结构基于CT扫描，并且其中牙结构基于高分辨光学扫描。以此方式，对外科设计提供了基于3D CT数据的充分的精确度。对牙修复体和/或与外科设计相关的产品如外科模板的制备提供了基于高精度3D扫描数据的充分的精确度。这意味着，基于现在可以得到的匹配数据，从一个数据组即匹配数据组提供了设计和制备两者，而不需要任何的其它数据收集、石膏模型制备等。

图7是显示匹配数据的绘制计算机可视化图700的以主视图形式的示意图，所述匹配数据来自图6的插入到患者口中的牙印模托盘和印模。绘制计算机可视化图700显示了上颌710、下颌720和牙印模托盘600。

图8是显示来自图7即计算机化复合牙模型的绘制计算机可视化图800的细节的以主视图形式的示意图。CT扫描的患者的上颌710与3D扫描的印模的3D扫描数据匹配。

图9是从前下方显示的计算机化复合牙模型的绘制计算机可视化图900的以透视图形式的示意图。CT扫描的患者的上颌与光学扫描的印模的3D数据匹配。

图10是显示计算机化复合牙模型的绘制计算机可视化图1000的以从前方取得的透视图形式的示意图，其中将患者颅面CT扫描数据与从光学扫描上颌印模和下颌印模得到的3D数据匹配。

现在，在本方法的步骤120中，在用于基于计算机的牙修复程序的牙设计的程序中进行手术前设计。通过使用复合牙模型，石膏模型不再是必需的。此外，射线照相导向器的分开扫描不是必需的。由于具有基准标记的牙印模托盘，在步骤130中提供了基于计算机的牙修复程序的牙设计的容易的临床应用。复合牙模型可以用于基于计算机的随后外科的设计，包括在该方法的步骤135中的外科模板的制备。更详细地，以交互式方式基

于计算机进行手术前设计。在由用户输入操纵的交互式方式中，在工作站的显示器上可视地进行牙修复体的设计。例如，在基于 CT 数据而使其中要制成牙修复体的颌骨结构可视化的显示器上，虚拟地设计牙植入物在颌骨中的位置和方向。在设计过程中必须当心的是，不伤害神经或将牙植入物安置在尽可能致密的骨中，以保证牙植入物的成功外科安装。然后，可以虚拟地设计将被附着到所述植入物上的上部结构，基于 3D 扫描数据与已经设计的植入物匹配。因此，用户可以在安置之前产生与植入物设计结合的桥、顶盖等。

基于此手术前设计，可以在步骤 135 中使用快速原型制作技术制造外科模板。外科模板以基于 3D 扫描数据的高精确度制备。在已知的方法中，外科模板用于产生适当的孔，所述孔用于安装牙植入物，牙修复体以设计的位置和设计的定向固定于所述牙植入物。

用于通过立体平版印刷制备的产品如外科模板的数据可以以适当的格式如 STL 存储。STL(标准镶嵌语言)文件可以通过多种软件包输入和输出。STL 文件尤其适于快速原型制作。此格式将固体模型的表面近似成用于快速原型制作的三角形。快速原型制作从计算机辅助设计(CAD)取得虚拟设计，将它们转换成仍虚拟的横截面，然后相继地在物理空间中产生每一个横截面，直至完成模型。当由快速原型制作制备时，从具有相对低的分辨率的 CT 扫描生成的 STL 文件经常导致阶梯状(steped)模型。从高分辨率光学扫描生成的 STL 文件导致与原始物(original)基本上没有任何区别的模型。因此，提供的具有较高分辨率的外科模板，从而避免了来自快速原型制作的阶梯效应(stair effect)。当前用于快速原型制作的典型分辨率在 0.05-0.125mm 的范围内。未来的分辨率据预见在 0,005mm 的范围内。本系统和方法将满足快速原型制作的这种未来的较高分辨率。

其它的产品可以由其它的格式表示。例如，用于表示顶盖或桥的数据格式已知为缩写 TRM。

图 11 是从前下方显示在基于计算机的软件如 ProCera®中的匹配的光学扫描和 CT 扫描的数据以及外科设计模板 1100 的、以透视图形式的示意图。在图 11 中示意性地示例了固定销 1110 和用于钻孔导向的导向轴套 1120。

在本方法的步骤 130 中，可以制造物理患者模型。如果需要，可以从可得到的数据提供患者模型。患者模型可以例如在期望手工进行镶面的情况下用于镶面。患者模型和咬合架的制备描述于本申请的同一申请人提交的瑞典专利申请 SE 0602271-9 和 SE 0602273-5 中，所述专利申请通过引用而完整地结合在此。然而，此步骤可以省略，原因在于可获得的数据对手术前设计以及外科模板和牙修复体的制备提供了充分的精确度。

在本方法的步骤 140 中，基于可获得的高分辨率 3D 数据制造牙修复体。由于高分辨率数据可从牙印模的 3D 扫描得到，因此从考虑在手术前设计期间进行的输入的数据直接制备牙修复体。

在本方法的步骤 150 中，可以以常规方法进行牙修复体的镶面。为此目的，可以使用以上所述的物理患者模型。在另一个实施方案中，实际上基于高分辨率数据进行最终修复体的设计，从而手工镶面不再必要。

最后，在本方法的步骤 160 中，将牙修复体安装在患者中。更精确地，将如上所述制备的外科模板用于提供一个或多个各自接收牙植入物的孔。由于制备外科模板所凭借的高精确度，牙植入物被非常精确地装配到颌骨组织中。因而，对随后以已知的方式附着到牙植入物上的牙修复体提供了充分的基础。

通过使用以上所述的方法，就不需要石膏模型的模塑、剖截或销连接。这允许了在设计并进行牙修复程序时的较快周转时间。

因此，以非常经济和省时的方式提供了非常精确安置的牙修复体。

在一些处理中，甚至连外科模板也不再必需。例如，当制备例如用于冠或桥的要附着到牙预备体(dental preparation)上的顶盖时，可以从牙托盘 3D 扫描的高精确度输入数据直接制备顶盖。

而且，作为上述高分辨率扫描的结果，可以使用有限区域的 CT 扫描代替上述完全牙列的 CT 扫描，以进一步减小对患者的辐射负荷。该有限区域可以是要将牙植入物安装于其中的区域。这迄今为止是难以实现的，因为牙列的有限区域的 CT 扫描没有提供充分的用于制备适当的外科模板的数据。这另一方面是由 CT 数据的低分辨率引起的，所述低分辨率导致变坏的患者配合。另一方面，对于可靠的外科手术，基于有限区域的外科模板经常不是充分稳定的。例如，如由 Morita 制造的低剂量锥形束扫描仪

仅覆盖像 4 厘米一样小的面积,如果单独基于从这种 CT 扫描仪产生的 CT 数据,则这导致了不足以进行可靠的手术的外科模板。然而,来自该锥形束扫描的数据足以用于植入物的设计布置。

通过将牙印模的 3D 扫描仪的数据与例如低剂量 CT 扫描仪的有限区域的 CT 扫描组合使用,现在能够提供充分精确的外科模板以及稳定并且可靠传递的结果。如图 12 和 13 中所示例的,牙植入物的位置和定向的手术前设计可以基于来自有限区域的 CT 扫描的数据。源自 CT 扫描的第一数据提供了用于此目的的充分信息,例如颌骨位置和密度、要避免的神经通道的扩展等。此外,牙印模的高精确度扫描提供了用于制备外科模板的充分的第二数据,所述外科模板可以被附着到延伸出借助于 CT 扫描仪扫描的有限区域的覆盖范围的口内区域上。这在之前是不可能的。如上所述,将两个数据组彼此匹配。更精确地,图 12 是在前面显示牙印模 1220 的下颌 1210 的绘制计算机可视化图的示意图。下颌 1210 与牙印模 1220 的匹配数据之间的空隙具有本文中未示出的软组织。图 13 是在前面显示上颌 1310 和牙印模 1320 的绘制计算机可视化图的示意图。绘制的可视化图源自例如匹配的来自低剂量锥形束 CT 扫描仪的分别在 1210 或 1310 示例的有限颌区域的 CT 数据以及分别在 1220 或 1320 示例的、源自扫描整个齿弓的牙印模的由高精确度 3D 扫描仪提供的数据。

可以将各种 CT 扫描仪与用于扫描牙印模的 3D 扫描仪如光学 3D 扫描仪组合使用。一些可商购的 CT 扫描仪例如为: Planmeca Promax 3D、Newton 9000 和 3G、I-CAT、Accuitomo Morita。来自对整个齿弓的 3D 扫描的数据补偿了齿弓的不完全 CT 扫描。已经证明对于外科设计充分的是,对要将牙修复体安装于其中的区域附近的颌的骨结构进行 CT 扫描,只要可从牙印模的 3D 扫描得到能够可靠制备外科模板的充分数据即可。

此外,在一个实施方案中,可以将常规 2D 牙 X-射线与来自高分辨率印模扫描的数据匹配。例如,可以将显示患者牙列的节段的口内 X-射线图像与来自高分辨率印模扫描的数据匹配。来自两个数据源的匹配的输入数据足以用于各种牙修复体程序。通过使用通过咬合部(occlusion)的线,可以将来自高分辨率印模扫描的数据的精确位置与口内 X-射线图像充分地匹配。这被示例于图 14 至 18 中,所述图 14 至 18 示例了口内图像与

高精度度 3D 扫描数据的匹配。图 14 示例了通过源自 3D 扫描的可视化牙印模 1410 的咬合部的线 1420。例如遵循牙的轮廓，从 X-射线数据产生了 2 维(2D)轮廓。制成了来自牙印模的 3D 数据的 2D 截面。然后在印模数据的 2D 截面中搜索该 2D 轮廓。通过在 X-射线数据组以及 3D 数据组的截面中的 2D 轮廓而进行匹配。优选地，在沿齿弓的印模中心制成 2D 截面，因为经常沿牙的中心线扫描 2D X-射线。

图 15 以 3D 示例了匹配于来自 3D 扫描的可视化牙印模 1410 的口内图像 1510。图 16 以 2D 显示了口内图像。图 17 是使用口内图像 1510 手术前设计牙植入物 1710 的示意图。图 18 是通过匹配的口内图像 1510 和可视化扫描的牙印模 1410 的植入物布置设计以及设计的植入物 1710 的示意图。图 18 示例了要随后遵循的牙修复体程序的手术前设计。基于所述匹配，如上所述进行了植入物、外科模板等的制备。

在图 20 中提供了将 2D X-射线数据与来自扫描印模的 3D 数据匹配的另一个实施例，其进一步阐明了参考图 14 至 18 所示例的方法。希望将牙修复体安置在具有缺失牙的齿弓的牙间隙 2005。为此目的，产生 2D X-射线数据，产生牙印模的 3D 扫描数据，并且将该 2D 数据和 3D 数据匹配。该匹配数据可以用于设计牙修复程序，例如设计适当的植入物和牙修复体的位置，以及用于提供用于设计适当的牙修复体的制备的数据。更具体地，如图 20A 中所示，取得在牙间隙 2005 的齿弓 2000 的 X-射线图像 2030。X-射线感光膜板由参考标记 2020 示例。该膜板由载体 2010 支持，以便于插入到患者口中。备选地，可以将数字 X-射线接收器用于记录 X-射线图像。在下颌的齿弓的两个相邻牙之间的 X-射线图像 2030 中可清楚地识别间隙 2005。牙印模托盘 2040 用于取得齿弓 2000 的牙印模。通过对得到的牙印模的 3D 扫描得到齿弓 2000 的 3D 数据。在图 20B 中的右侧描绘了基于该 3D 数据的可视化图 2060。同样在本文中，可清楚地识别牙间隙 2005。还在图 20B 中示例了齿弓 2000 的中心线 2050。X-射线图像优选在垂直于这样的平面的方向上获得，所述平面平行于牙并且垂直于中心线 2050。现在将 2D x-射线数据与 3D 数据匹配，其示例于图 20C 中。例如，用过轮廓匹配将 2D X-射线数据与 3D 数据匹配。例如，通过 3D 数据齿弓的切割的轮廓提供了 2D 切面。2D X-射线图像可以在与此切面相同的平面中取

得。因而，可以将例如邻近牙间隙 2005 的两个牙的轮廓与切面中的 X-射线图像匹配。在图 20C 中可识别牙间隙 2005 和匹配的邻近牙，以及在牙间隙 2005 位置的下颌的颌骨组织。基于此匹配数据，可以如上所述进行设计。可能地，在需要时，为了有助于设计，可以在其它的 X-射线图像中显示比所示例的更多的颌骨。

通过匹配来自不同输入源如 CT 扫描、X-射线图像和高分辨率 3D 扫描仪的输入数据，允许的是，可以减少患者暴露的辐射剂量。例如，可以在较小辐射效果的情况下使用 CT 扫描式发送管，尽管 CT 扫描的分辨率降低并且 CT 扫描的信噪比增加。患者暴露的辐射剂量降低。只要通过 CT 扫描提供用于手术前设计的充分数据，就可以在减少对于可靠的设计和制备所需的患者剂量的情况下，从得到的 CT 数据或 X-射线数据实现可靠的手术前设计。例如，在 CT 数据中可充分识别颌结构以及最终余下的牙列以及基准标记的情况下，就可以提供可靠的治疗。基于 CT 数据或 X-射线数据，可以提供包括例如牙植入物的虚拟定位的手术前设计。从表现例如整个口内解剖学并且与有限区域的 CT 数据或 X-射线数据匹配的 3D 扫描数据可以制备外科模板。因而，根据虚拟设计，外科模板提供了牙植入物进入到患者中的可靠插入。

对于手术前设计，在布置植入物时，可以将 X-射线数据用于设计角度、深度等。可以将 3D 扫描数据用于相对于外科模板的植入物方向的 3 维设计。简言之，该数据足以制备精确度外科模板。

以此方式可获得有利的分辨率与患者剂量的比率。通过选择并使用关于颅面结构的第一输入数据源，所述第一输入数据源充分地提供了识别颅面结构的数据，用于实现牙修复体的手术前设计，显著地降低了患者剂量。如上所述，为了实现可靠的手术前设计，必须充分地提供不仅颌骨结构、神经通道的数据，还有其它相关的骨结构例如颧骨植入物的数据。然而，具有增加的剂量的分辨率 CT 扫描不再是必需的。某些实施方案甚至完全消除了对用于手术前设计和/或制备的 CT 数据的需要。例如，可以用口内 X-射线代替 CT 扫描，从而以显著较低的患者剂量提供了用于手术前设计的充分数据。

在另一个实施方案中，基于患者口内解剖学的测量以及口内软组织的

测量获得关于颌骨结构的 3D 数据，使得从这些测量推断关于颌骨结构的 3D 数据。更精确地，从牙印模制成患者口内解剖学的石膏模型。在上颌或下颌的石膏模型上压制真空压制模板，以制备制图导板(mapping guide)。在制图导板中制成一系列孔，例如 3 个颊孔、3 个舌/腭孔以及在要设计牙修复体的一侧的冠的顶端的一个孔。然后将该制图导板放置在患者口中，并且将探针用于穿过制图导板中的孔对软组织打孔。之后将制图导板从患者的口移去。例如通过将具有刻度和牙髓盘(endodontic disc)的探针插入到软组织中的穿孔，测量软组织的厚度。此外，测量在现有牙之间的一个缺失牙或几个缺失牙的部位的距离，从而提供沿齿弓的纵向方向上的颌骨的测量。通过测量在这些点的位置的口内解剖学的总宽度，确定测量软组织的厚度的点的颌骨的宽度。这可以通过口内测量或测量在这些点的位置的制图导板的内部横截面来进行。通过从总的横截面测量减去软组织的厚度，确定在穿刺部位的颌骨的厚度。表示颌骨的局部解剖结构的 3D 数据由多个测量点确定。可以将 3D 数据输入到 CAD 系统中以提供颌骨的虚拟模型，其可以例如通过将制图导板中的孔的位置与 3D 数据中的相应位置匹配而与口内解剖学的 3D 数据匹配。可以另外提供这种类型的测量数据，以将 2D X-射线数据与 3D 数据匹配。由于可以将关于 3D 颌骨局部解剖结构的信息用于改进设计，因此有助于设计。

备选地，可以进行制图导板的 3D 表面扫描，以确定制图导板及其中的孔的局部解剖结构。从而，制图导板的 3D 数据可用于与来自牙印模的 3D 数据匹配。

在又一个实施方案中，基于扫描患者口内解剖学的石膏内的模型，获得口内解剖学的 3D 数据。该模型通过从患者取得印模，然后用石膏填充而制备。以此方式提供了口内解剖学的石膏阳模型。该石膏模型由 3-D 扫描仪如光学 3D 扫描仪或例如 Procera Forte®表面探针扫描仪扫描。石膏模型的 3D 扫描提供了患者口内解剖学的高分辨率 3D 数据。可以对来自每一个颌的模型分别进行 3D 扫描。由此提供的患者模型的 3D 数据可以例如用于制备具有高精确度的牙修复体。当与颅面解剖体如颌骨的局部解剖结构、其中的神经通道等的的数据匹配时，可以将 3D 数据在医疗工作站中使用，用于设计牙修复程序。

从 CT 扫描患者的颅面解剖体，可以得到颅面解剖体的至少一部分的数据。如上所述，以此方式得到 CT 数据。可以将该 CT 数据与从 3D 扫描石膏模型得到的 3D 数据匹配。

适当的匹配技术包括表面匹配或轮廓匹配。表面可以在 CT 数据和 3D 数据中识别。例如，在患者具有留下的牙并且不缺齿的情况下，通过适当的算法可以识别多个牙表面。可以将 CT 数据转化成口内解剖学的表面模型。可以在 3D 数据和用于所述数据组的匹配的 CT 数据中识别相应的表面。备选地或组合地，可以在 CT 数据和 3D 数据中识别轮廓。通过使用在两个数据组中识别的轮廓，然后将 CT 数据和 3D 数据匹配。

备选地，对于上述 CT 数据，可以从其它的 X-射线图像源如常规 2D X-射线提供数据。例如，与参考图 20 的上述实施方案相类似地进行口内 X-射线。可以借助于轮廓匹配进行 2D X-射线数据与从 3D 扫描石膏模型而得到的 3D 数据的匹配。例如，遵循例如牙的轮廓，从 X-射线数据产生 2 维(2D)轮廓。制成来自石膏模型的 3D 数据的 2D 截面。然后在石膏模型 3D 数据的 2D 截面中搜索 2D 轮廓。通过识别在 X-射线数据组和 3D 数据组的截面中的 2D 轮廓，进行匹配。

备选地，匹配可以基于基准标记。基准标记可以例如适当地附着到患者的口内解剖学中的解剖结构上。例如，比如使用适当的粘合剂物质，可以将基准标记附着到患者的可能存在的牙上。当取得口内解剖学的印模时，该基准标记还相应地使印模成形。当从印模制成模型以提供石膏模型时，基准标记的形状被转移到石膏模型。这样，石膏模型的 3D 扫描提供了用于识别患者的口内解剖学中的基准标记的数据。基准标记具有适当的用于识别的形状，例如半球形珠。通过发现这些基准标记的形状，得到基准标记在口内解剖学的 3D 数据组中的位置。基准标记还可以例如以附着到患者的牙上的支架或适当地附着到现有支架上的基准标记的形式提供。因而，提供了可以与颅面数据匹配的基准标记的位置数据。在基准标记处于取得牙印模的相同位置的情况下，颅面数据可以例如通过 CT 扫描得到。在 CT 数据组中识别不透射线的基准标记，从而提供它们的位置。借助于基准标记的识别位置，进行 3D 数据组与 CT 数据组的匹配。

在另一个实施方案中，可以将从石膏模型得到的口内解剖学 3D 数据

与颌骨结构的 3D 数据匹配, 所述 3D 数据是基于患者口内解剖学的测量以及口内软组织的测量获得的。在此情况下, 如以上更详细地解释的, 从这些测量推断颌骨结构的 3D 数据。患者的口内解剖学的石膏模型由牙印模制成。该石膏模型用于患者口内解剖学的 3D 扫描, 并且用于制备制图导板。在上颌或下颌的石膏模型上压制真空压制模板, 以制备制图导板。将该制图导板放置在患者口中, 并且将探针用于穿过制图导板中的孔对软组织打孔, 并且提供用于颌骨结构和软组织的 3D 数据的测量数据。然而, 来自借助于探针制图的 3D 数据不具有高的分辨率。因此, 可以以下列方式使用石膏模型。例如通过磨削, 将在牙修复体位置的相应于软组织的局部解剖结构至少部分地从石膏模型移去。以此方式暴露颌骨结构的石膏模型。然后将颌骨石膏结构 3D 扫描, 以提供颌骨结构的第一数据子集。此颌骨结构的第一数据子集可以提供用于与口内解剖学或颅面解剖体的其它数据子集匹配的基础。然后, 借助于龈复制材料在颌骨石膏模型上重建软组织的局部解剖结构。可以从借助于探针的制图得到用于制备软组织的局部解剖结构的数据。然后将具有重建的软组织的石膏模型 3D 扫描, 从而提供具有软组织的口内解剖学的第二数据子集。在与产生第一数据子集的石膏模型的相同位置进行 3D 扫描。可以将两个数据子集匹配, 从而提供关于 3D 口内解剖学和颌骨结构的组合的数据组。此外, 可以将牙修复体附着到石膏模型之上或其中, 所述石膏模型其上附着有复制龈。可以将具有颌骨结构、软组织和牙修复体的模型 3D 扫描, 以得到此构造的第三数据子集。在石膏模型的相同位置中在此进行 3D 扫描。因而, 可以将第一、第二和第三数据子集匹配到匹配的 3D 数据组中。该匹配的 3D 数据自可以独立地用于设计外科程序, 以及用于提供用于制备牙修复体和/或与外科程序相关的产品的数据。可以将匹配的 3D 数据组进一步与通过 CT 扫描、X-射线等得到的数据匹配, 以增加灵活性。

作为将牙修复体很好地安装在患者的现有口结构中的要求, 将具有高分辨率的第二数据输入源如高分辨率 3D 扫描装置用于提供用于现有口结构的输入数据。从 3D 扫描牙印模提供用于口结构的高分辨率 3D 数据。

通过将来自第一输入数据源和第二数据源的数据匹配, 在其中为了牙修复体或与手术前设计相关的产品的制备而需要高精确度的区域中, 即在

牙列的区域中，提供了高的分辨率。高精度度 3D 数据允许了外科模板、牙修复体以及与其相关的产品的精确和可靠的制备。而且，来自第一输入数据源的输入数据提供了允许可靠的外科设计的充分信息。

如本文中所使用的，除非另外清楚地陈述，单数形式“一个(a)”、“一个(an)”和“所述(the)”意欲还包括复数形式。另外将理解的是，术语“包括(includes)”、“包含(comprises)”、“包括(including)”和/或“包含(comprising)”当用于本说明书中时，规定了陈述的特征、整数、步骤、操作、元件和/或部件的存在，但是不排除一种或多种其它的其特征、整数、步骤、操作、元件和/或部件的存在或添加。将理解的是，当将元件称为“连接”或“耦合”至另一个元件时，可以将它直接连接或耦合至其它元件或可以存在居间元件。此外，如在本文中所使用的“连接”或“耦合”可以包括无线连接或耦合。如本文中所使用的，术语“和/或”包括相关联的罗列项目的一项或多项的任意和全部组合。

本领域中的技术人员将意识到，本发明可以具体表达为装置、系统、方法或计算机程序产品。因此，本发明可以采用完全硬件实施方案、软件实施方案或结合软件和硬件方面的实施方案的形式。

此外，本发明可以采用在计算机可用存储介质上的计算机程序产品的形式，所述计算机可用存储介质具有包含在该介质中的计算机可用程序编码。可以利用任何适当的计算机可读介质，包括硬盘、CD-ROM、光学存储装置、传送介质如支持因特网或内联网的那些，或磁性存储装置。

在本文中通过参考流程图和/或框图描述了本发明的实施方案。将理解的是，示例的区块(block)可以通过计算机程序指令实施。可以将这些计算机程序指令提供给通用计算机、专用计算机或用于产生机器的其它可编程的数据处理设备的处理器，使得借助于计算机或其它可编程的数据处理设备的处理器实施的所述指令产生用于执行在流程图和/或一个或多个框图区块中规定的功能/作用的手段。

还可以将这些计算机程序指令存储在计算机可读存储器中，所述计算机可读存储器可以指引计算机或其它可编程的数据处理设备以具体的方式起作用，使得存储在计算机可读存储器中的指令产生包括指令手段的制造物品，所述指令手段执行在流程图和/或一个或多个框图区块中规定的功

能/作用。还可以将计算机程序指令装入计算机或其它可编程的数据处理设备中，以促使在计算机或其它可编程的设备上进行一系列操作步骤，从而产生计算机执行程序，使得计算机或其它可编程的设备上实施的指令提供用于执行在流程图和/或一个或多个框图区块中规定的功能/作用的步骤。

应当理解，图中注释的功能/作用可以在操作说明中注释的顺序以外的情况下发生。例如，取决于涉及的功能性/作用，接连显示的两个区块实际上可以基本上同时实施，或所述区块有时可以以相反的顺序实施。尽管所述图的一些包括在通信途径上的箭头以显示通信的主要方向，但是应当理解，可以在与所绘箭头相反的方向上发生通信。

以上已经通过参考具体实施方案描述了本发明。然而，除以上描述以外的其它实施方案同等地可以在本发明的精神和范围之内。在本发明的精神和范围之内，可以提供与上述那些通过硬件或软件进行本方法的方法步骤不同的方法步骤。可以以与所述的那些不同的其它组合将本发明的不同特征和步骤组合。本发明的范围仅由后附专利权利要求书限制。

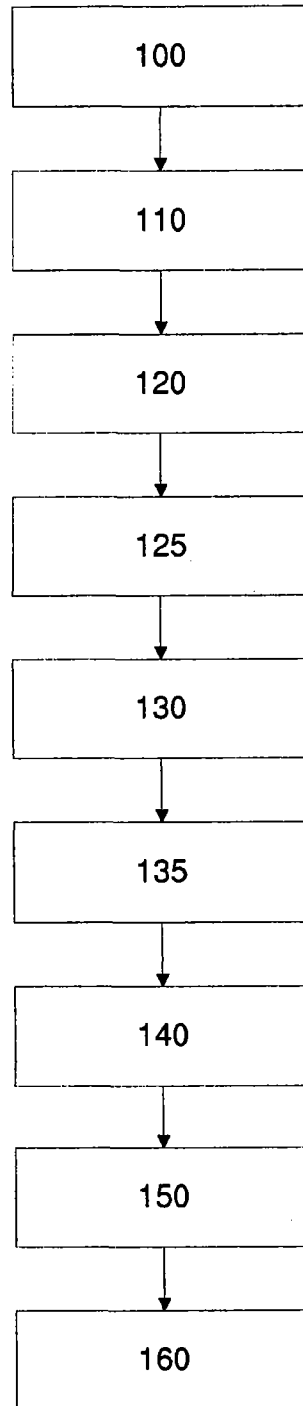


图 1

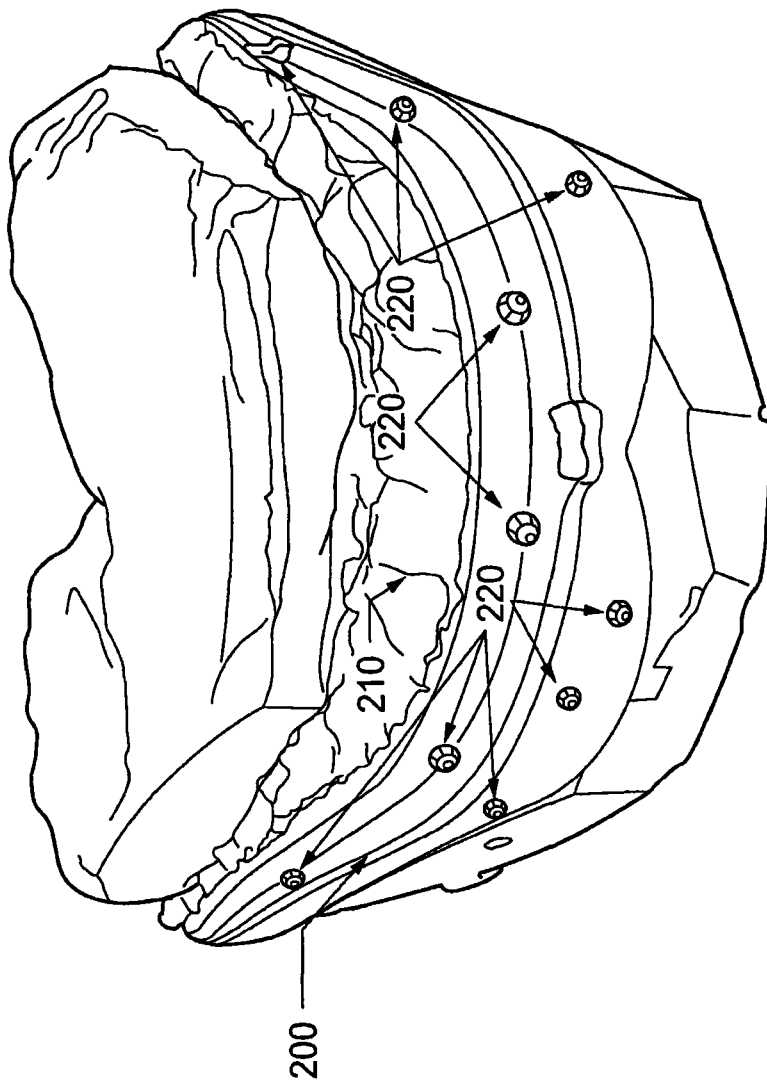


图 2

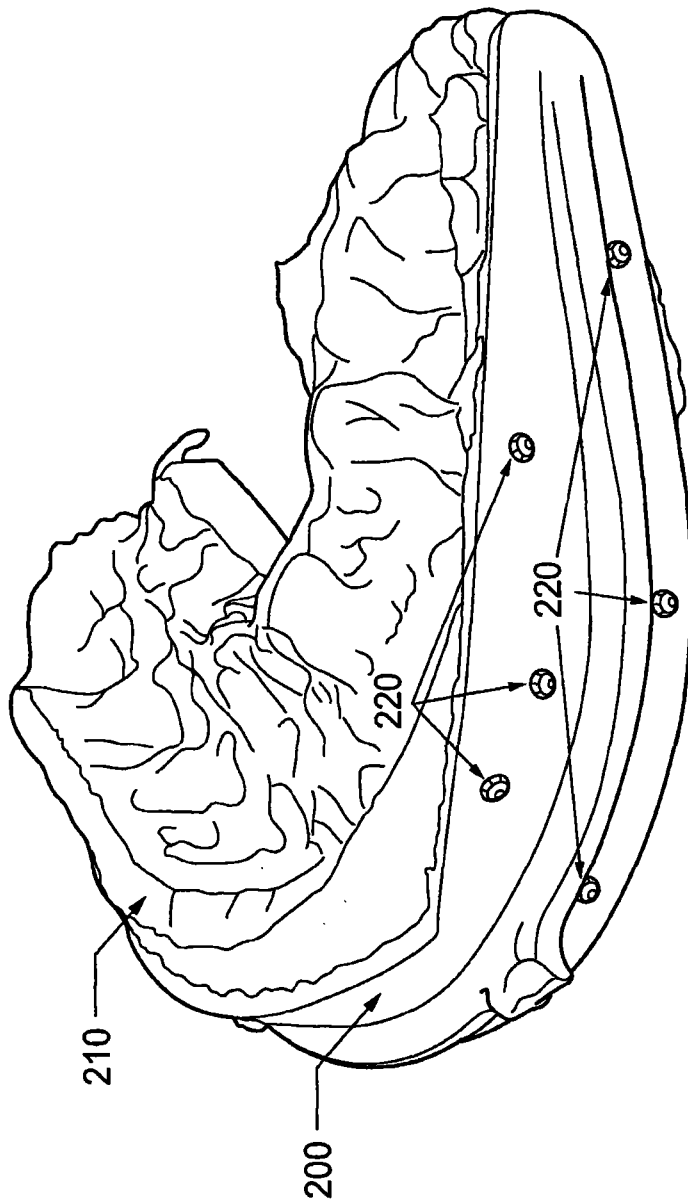


图 3

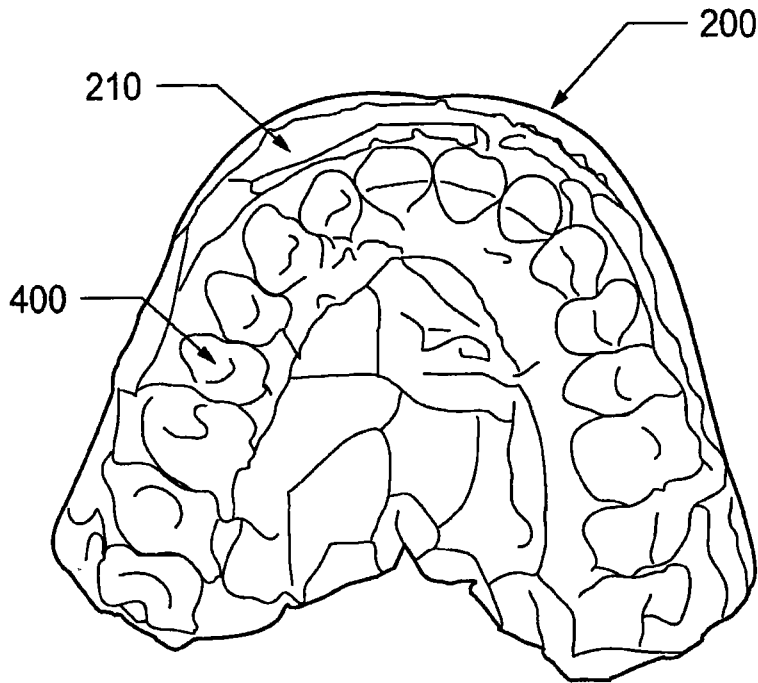


图 4

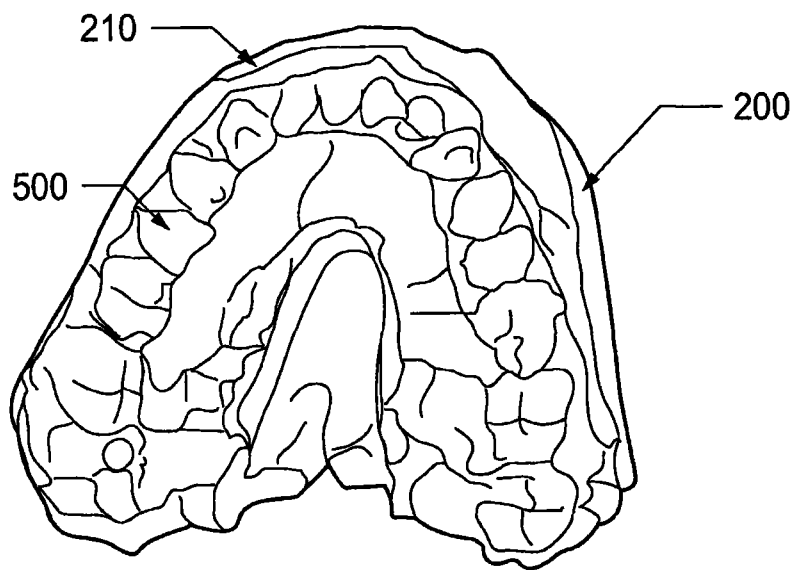


图 5

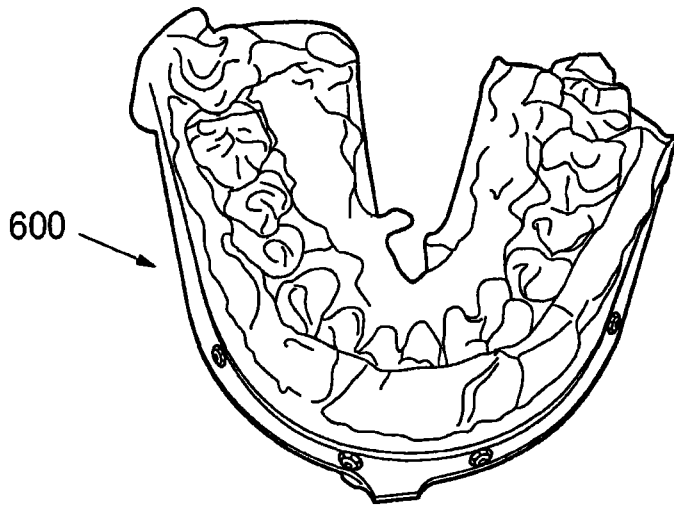


图 6

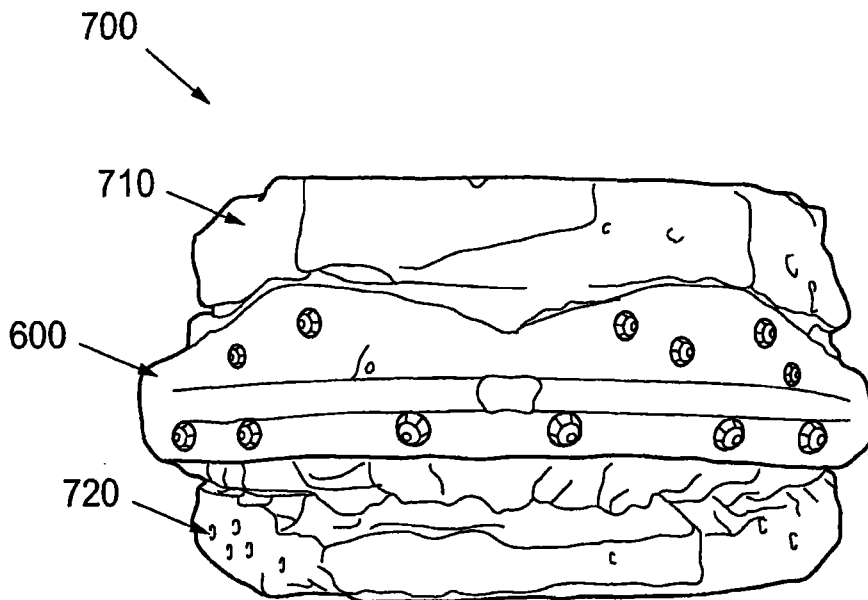


图 7

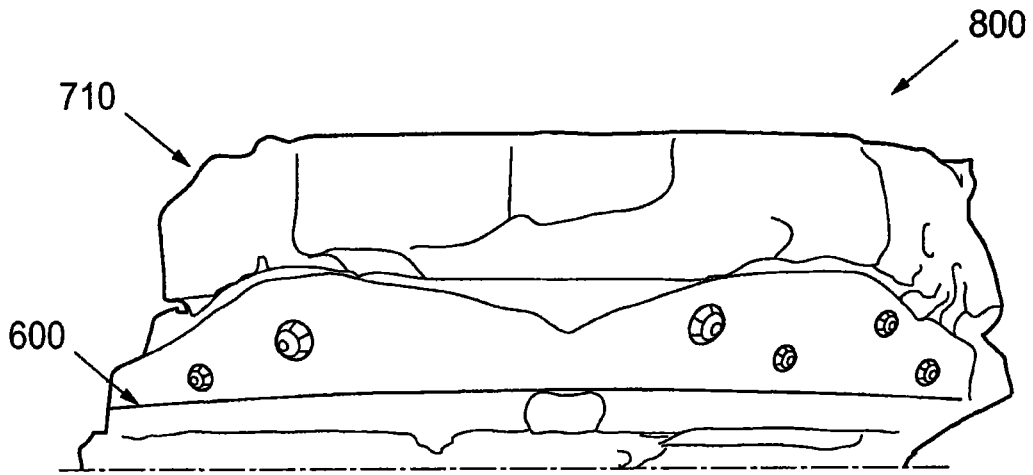


图 8

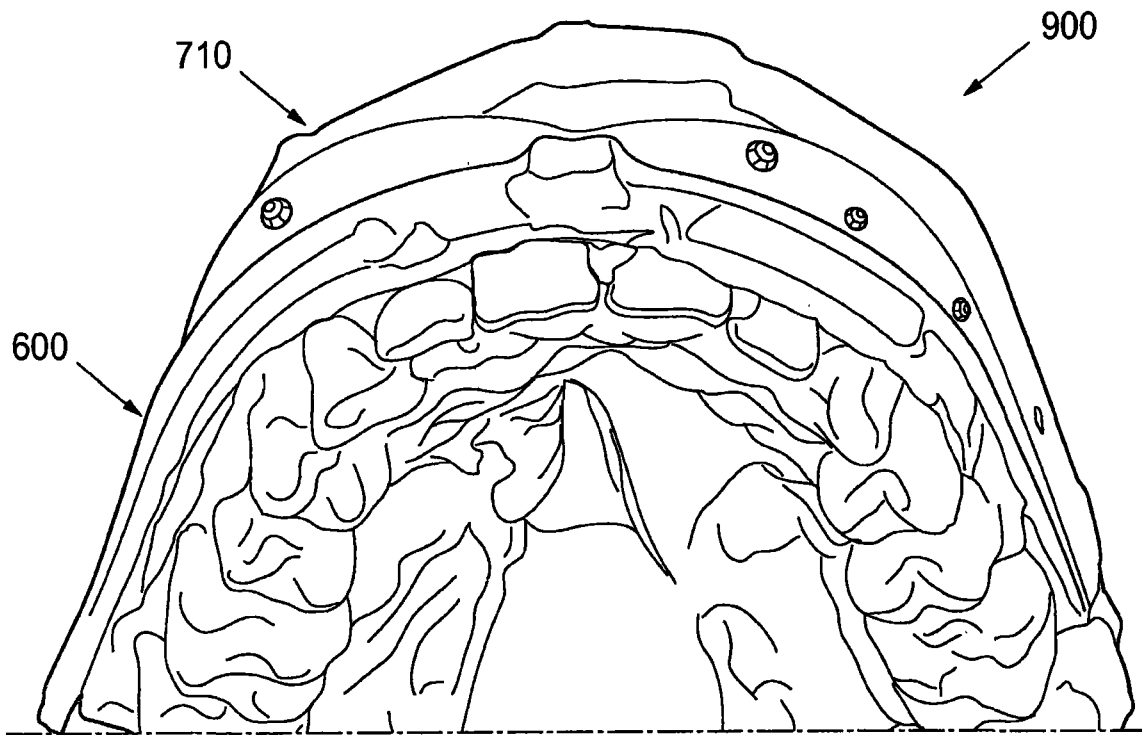


图 9

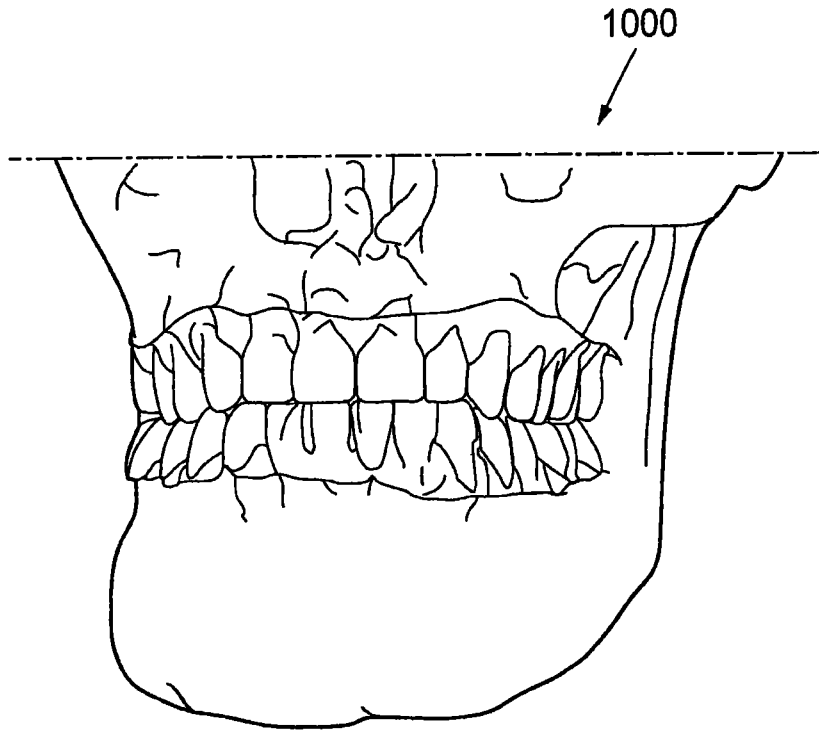


图 10

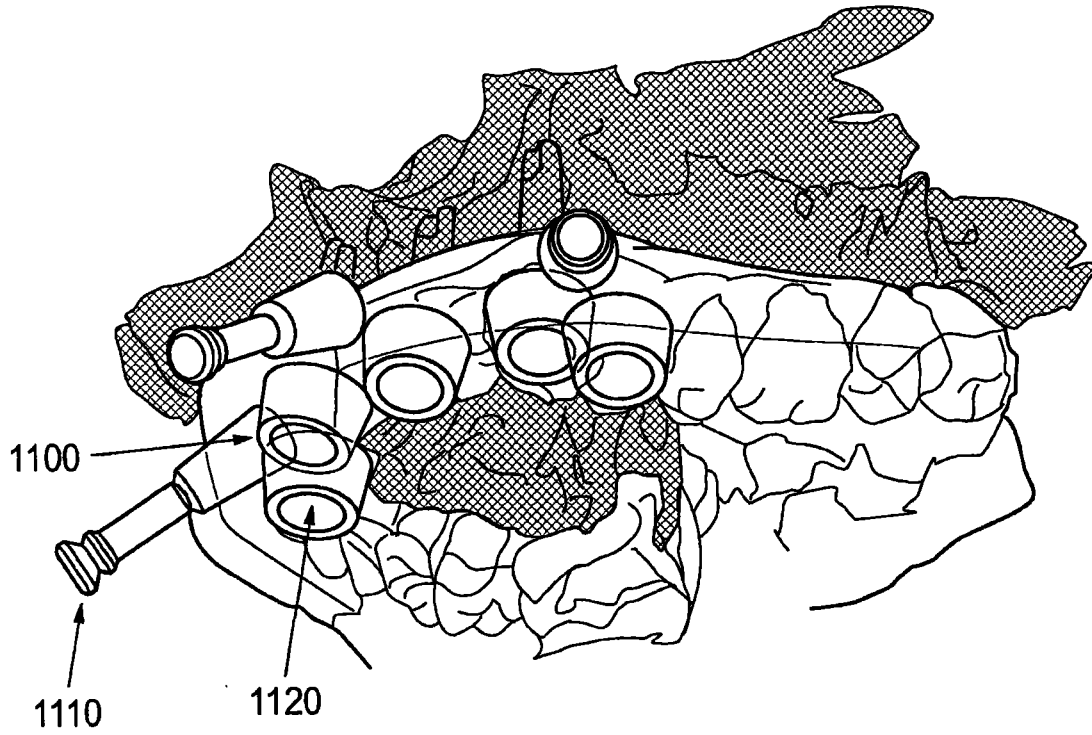


图 11

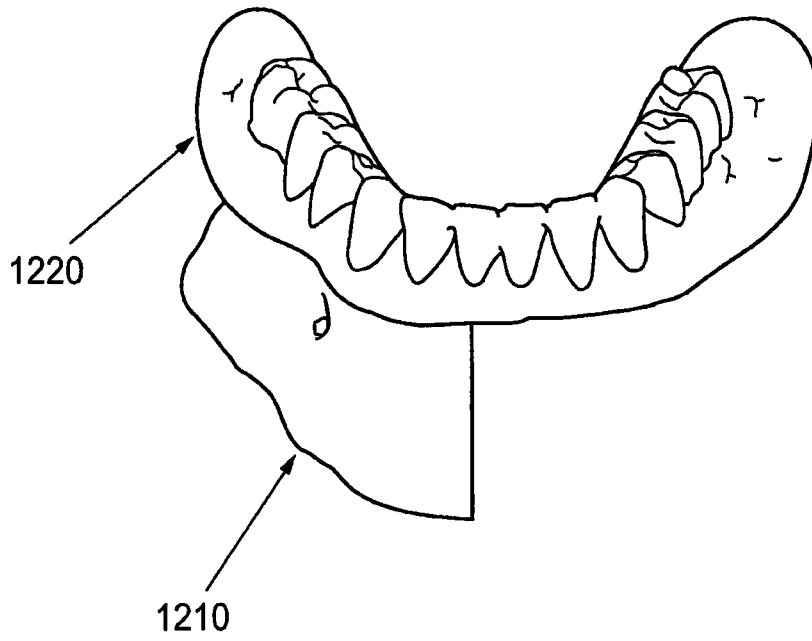


图 12

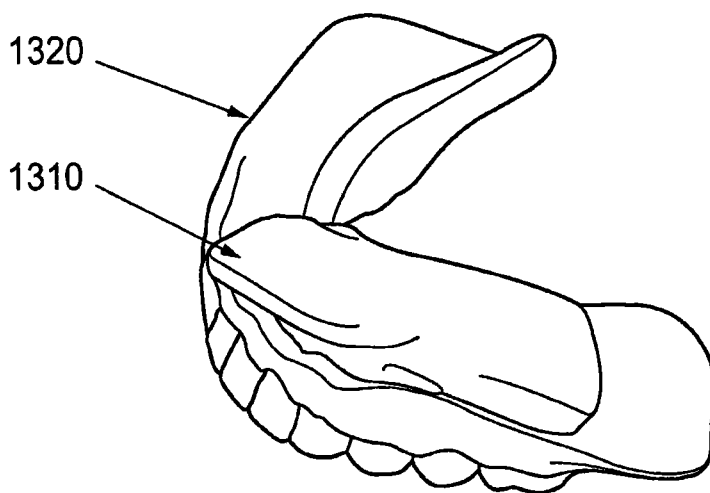


图 13

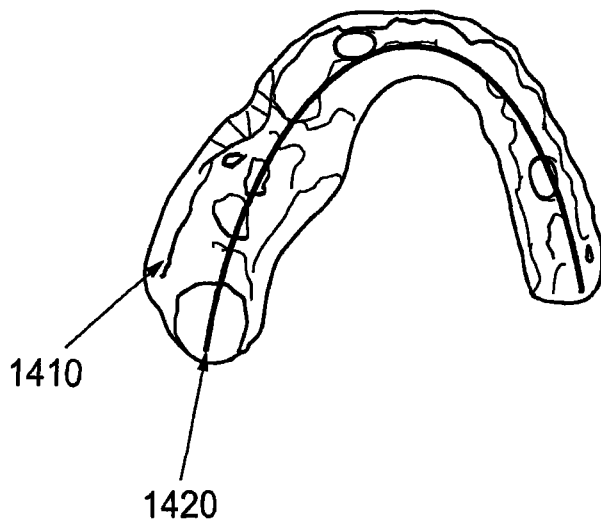


图 14

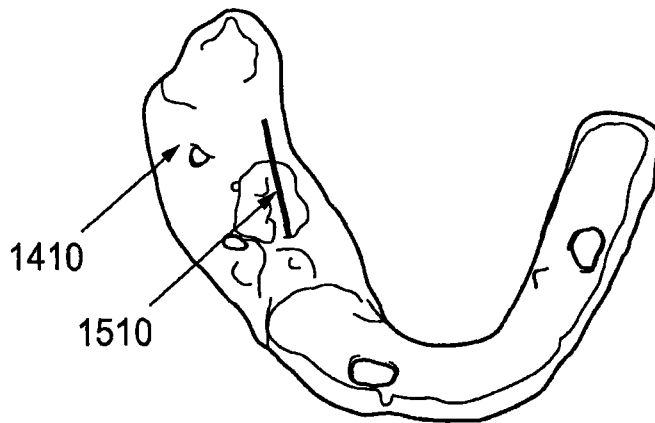


图 15

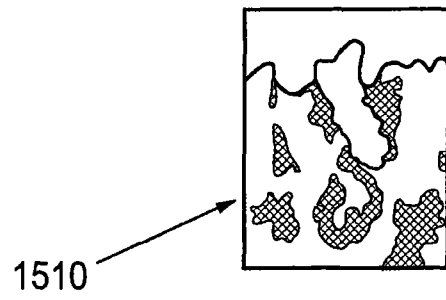


图 16

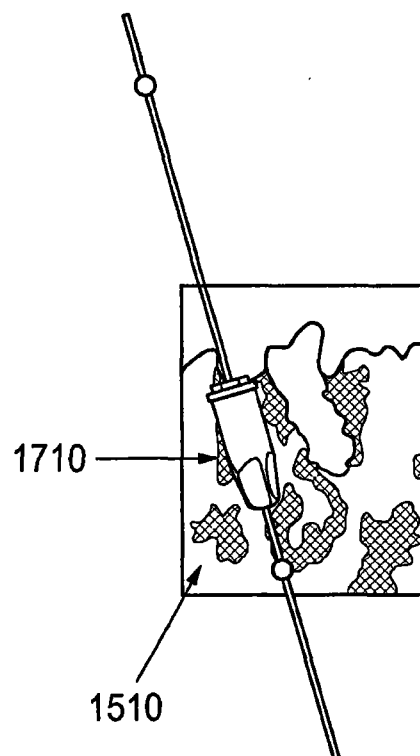


图 17

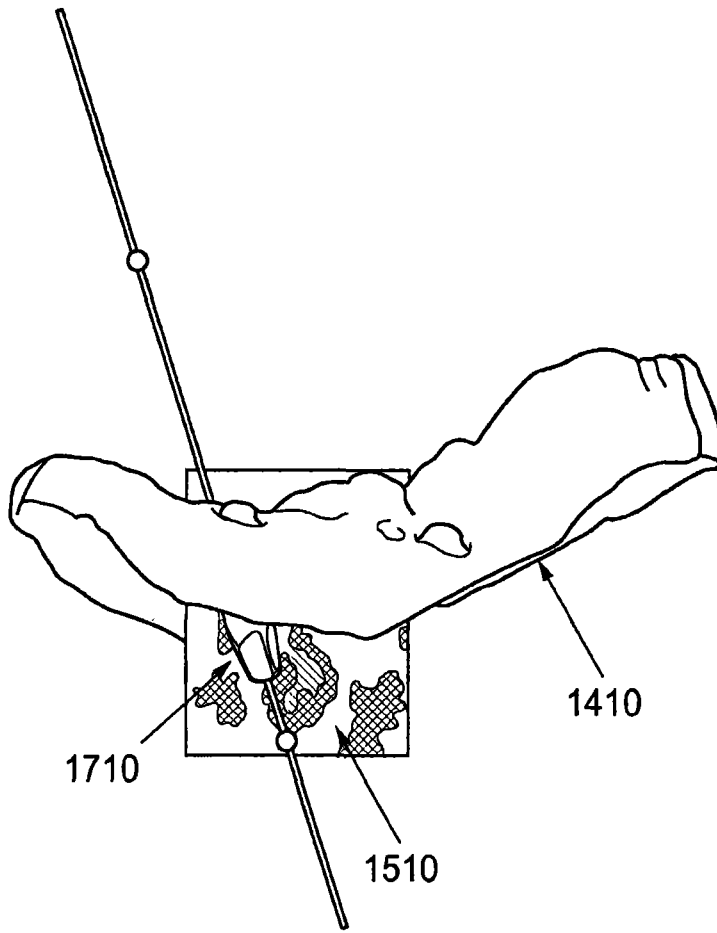


图 18

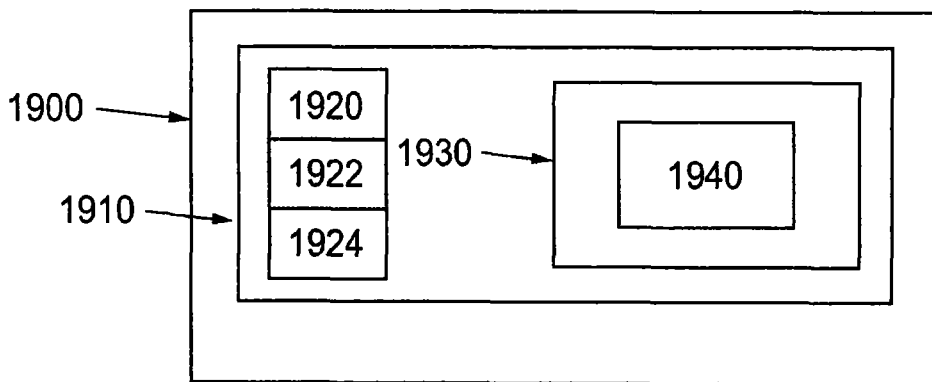


图 19

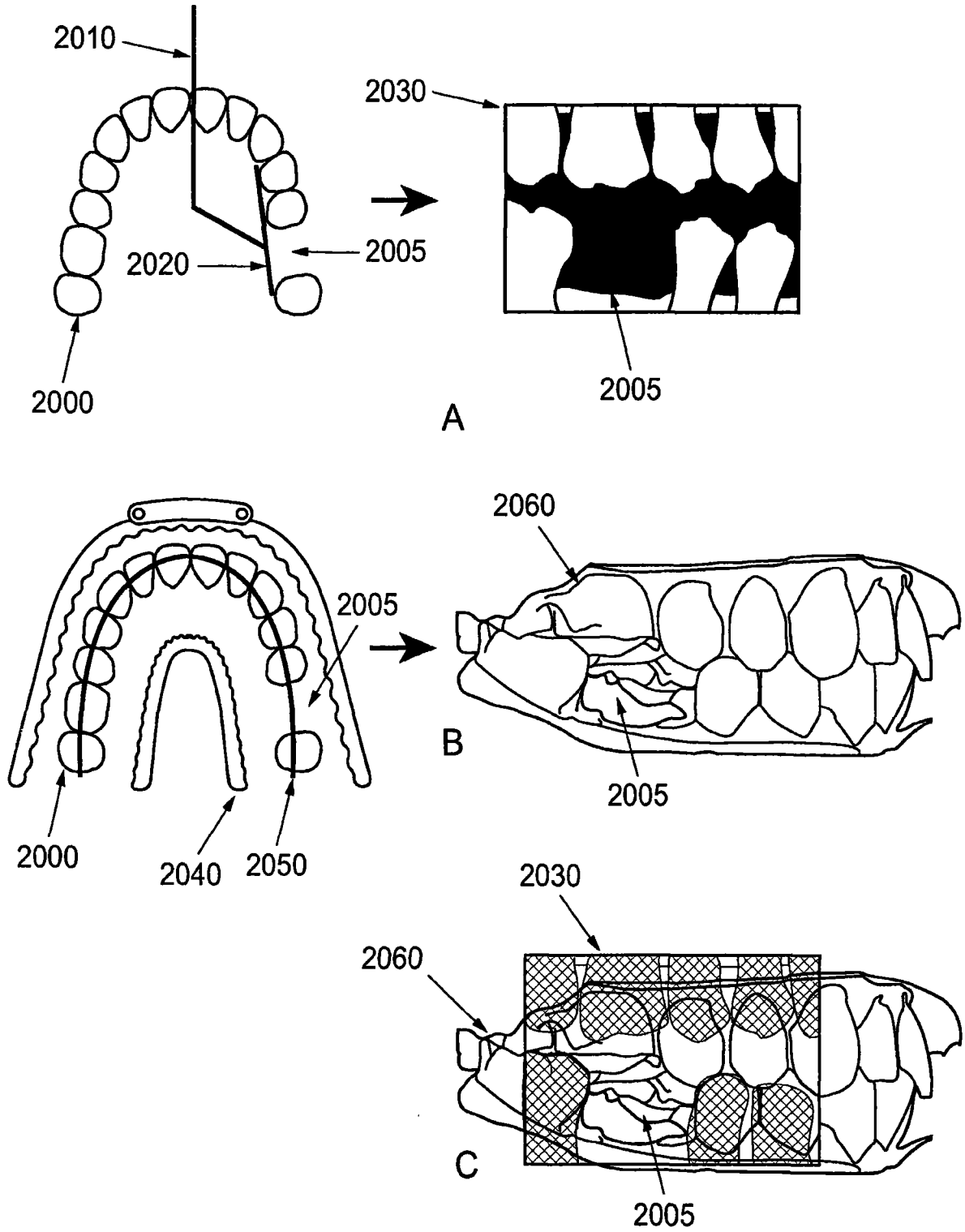


图 20