(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110167445 A
(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201780064319.2

(22)申请日 2017.08.21

(30)优先权数据
62/377,084 2016.08.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.04.18

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/047805 2017.08.21

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2018/035524 EN 2018.02.22

(71)申请人 卫理公会医院体系公司
地址 美国得克萨斯

(72)发明人 J·J·夏 J·盖特诺 袁鹏

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 周阳君

(51)Int.Cl.
A61B 6/03(2006.01)
A61B 6/14(2006.01)
A61C 7/00(2006.01)
A61C 8/00(2006.01)
A61C 9/00(2006.01)
A61C 11/00(2006.01)
A61C 13/00(2006.01)

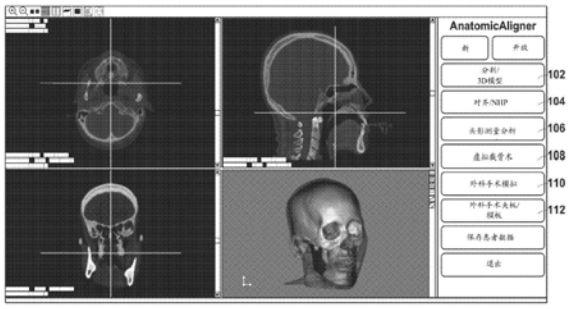
权利要求书4页 说明书26页 附图21页

(54)发明名称

用于计算机辅助的正颌外科手术规划的系统和方法

(57)摘要

本文描述用于正颌外科手术规划的系统和方法。一种示例性计算机实现的方法可包括:生成受试者颅骨的复合三维(3D)模型;限定所述复合3D模型的全局参考系;在所述复合3D模型上执行头影测量分析,以量化所述受试者颅骨的至少一个几何性质;执行虚拟截骨术以将所述复合3D模型分离成多个段;使用所述截骨段执行外科手术模拟;以及为受试者设计外科手术夹板或模板。



CN 110167445 A

1.一种用于正颌外科手术规划的计算机实现的方法,其包括:

生成受试者颅骨的复合三维(3D)模型,其中所述复合3D模型包括所述受试者颅骨的骨骼、牙和软组织特征的再现;

限定所述复合3D模型的原初参考系;

在所述复合3D模型上执行头影测量分析,以量化所述受试者颅骨的至少一个几何性质;

执行虚拟截骨术以将所述复合3D模型分离成多个段;使用所述截骨段执行外科手术模拟;以及

为受试者设计外科手术夹板或模板。

2.如权利要求1所述的计算机实现的方法,其中所述复合3D模型包括多个3D模型,其中所述多个3D模型包括中面模型、下颌骨模型、软组织模型、牙科模型或基准标记模型中的两者或更多者。

3.如权利要求2所述的计算机实现的方法,其中生成所述复合3D模型包括:将所述牙科模型与所述中面模型和所述下颌骨模型合并。

4.如权利要求2或3所述的计算机实现的方法,其还包括:对齐形成所述复合3D模型的所述多个3D模型。

5.如权利要求1-4中任一项所述的计算机实现的方法,其中限定所述原初参考系包括:将所述复合3D模型重新取向到所述受试者的标准解剖学姿势。

6.如权利要求1-5中任一项所述的计算机实现的方法,其中限定所述原初参考系包括:计算所述复合3D模型的一个或多个对称平面。

7.如权利要求6所述的计算机实现的方法,其中所述一个或多个对称平面包括正中矢状平面、轴向平面或冠状平面。

8.如权利要求1-7中任一项所述的计算机实现的方法,其中执行所述头影测量分析包括:量化所述受试者颅骨的对象对称性。

9.如权利要求8所述的计算机实现的方法,其中执行所述头影测量分析包括:使用加权普氏分析来量化所述受试者颅骨的对象对称性。

10.如权利要求1-9中任一项所述的计算机实现的方法,其中执行所述头影测量分析包括:量化所述受试者颅骨的特征与所述原初参考系之间的对称对准。

11.如权利要求10所述的计算机实现的方法,其中量化所述受试者颅骨的所述特征与所述原初参考系之间的对称对准还包括:确定所述受试者颅骨的所述特征的对象参考系。

12.如权利要求11所述的计算机实现的方法,其中所述受试者颅骨的所述特征是牙弓。

13.如权利要求12所述的计算机实现的方法,其中确定所述对象参考系还包括:使用基于主成分分析(PCA)的自适应最小欧氏距离。

14.如权利要求1-13中任一项所述的计算机实现的方法,其还包括:生成头影测量分析报告,所述头影测量分析报告包括在所述外科手术模拟之前和之后的所述受试者颅骨的所述至少一个几何性质。

15.如权利要求1-14中任一项所述的计算机实现的方法,其中所述至少一个几何性质包括对称性、形状、大小、位置和/或取向。

16.如权利要求1-15中任一项所述的计算机实现的方法,其中所述虚拟截骨术还包括:

邻近所述虚拟截骨术的位置限定一群组多连接六面体，以及将所述复合3D模型分离成所述多个段。

17.如权利要求16所述的计算机实现的方法，其中所述多个段包括中面段、勒福I型段和上齿、远侧段和下齿、颏段、和/或左侧和右侧近侧段。

18.如权利要求1-17中任一项所述的计算机实现的方法，其中所述外科手术模拟包括上颌骨外科手术、下颌骨外科手术或下颌骨颏外科手术。

19.如权利要求1-18中任一项所述的计算机实现的方法，其中执行所述外科手术模拟包括：

限定所述截骨段的分级结构；

建立最终牙齿咬合；以及

将所述截骨段重新定位到所期望上下颌骨组合中。

20.如权利要求19所述的计算机实现的方法，其中所述最终牙齿咬合实现所述受试者的上齿与下齿之间的最大牙尖吻合。

21.如权利要求19或20中任一项所述的计算机实现的方法，其中重新定位所述截骨段还包括：在六个自由度上平移和/或旋转所述上下颌骨组合。

22.如权利要求1-21中任一项所述的计算机实现的方法，其中所述外科手术模拟包括：通过平移和/或旋转所述截骨段中的一个或多个来执行过度矫正。

23.如权利要求1-22中任一项所述的计算机实现的方法，其中所述外科手术夹板或模板是中间夹板，所述中间夹板用于上颌骨外科手术、使所述受试者的上齿处于所期望位置，或者用于下颌骨外科手术、使所述受试者的下齿处于所期望位置。

24.如权利要求1-22中任一项所述的计算机实现的方法，其中所述外科手术夹板或模板是最终夹板，所述最终夹板使所述受试者的上齿和下齿处于所期望位置。

25.如权利要求1-24中任一项所述的计算机实现的方法，其中设计所述外科手术夹板或模板还包括：

生成所述外科手术夹板或模板的3D模型；以及

使用3D打印机打印所述外科手术夹板或模板。

26.如权利要求1-25中任一项所述的计算机实现的方法，其还包括：在显示装置上显示所述复合3D模型。

27.如权利要求1-26中任一项所述的计算机实现的方法，其还包括：向多个3D对象中的每一个指配相应的唯一标识符。

28.一种用于正颌外科手术规划的系统，其包括：

处理单元；

存储器，所述存储器与所述处理单元通信；

三维(3D)模型模块，所述三维(3D)模型模块存储在所述存储器中并被配置来生成受试者颅骨的复合3D模型，其中所述复合3D模型包括所述受试者颅骨的骨骼、牙和软组织特征的再现；

参考系模块，所述参考系模块存储在所述存储器中并被配置来限定所述复合3D模型的原初参考系；

3D头影测量分析模块，所述3D头影测量分析模块存储在所述存储器中并被配置来量化

所述受试者颅骨的至少一个几何性质；

虚拟截骨模块，所述虚拟截骨模块存储在所述存储器中并被配置来将所述复合3D模型分离成多个段；

模拟模块，所述模拟模块存储在所述存储器中并被配置来使用所述截骨段执行外科手术模拟；以及

外科手术夹板模块，所述外科手术夹板模块存储在所述存储器中并被配置来为受试者设计外科手术夹板或模板。

29.一种用于执行三维(3D)模型的对称分析的计算机实现的方法，其包括：

在所述3D模型上标识多个解剖参照点，其中所述解剖参照点限定点云；

创建所述点云的镜像副本；

迭代地平移和/或旋转所述镜像副本、直到使其与所述点云拟合为止；

叠加所述镜像副本和所述点云以创建单个点群组；以及

基于所述单个点群组量化所述3D模型的对象对称性。

30.如权利要求29所述的计算机实现的方法，其中所述3D模型是受试者颅骨的复合3D模型。

31.如权利要求30所述的计算机实现的方法，其中所述解剖参照点是所述受试者颅骨的特征。

32.如权利要求29-31中任一项所述的计算机实现的方法，其中迭代地平移和/或旋转所述镜像副本、直到使其与所述点云拟合为止包括：计算所述镜像副本与所述点云之间的加权普氏距离。

33.一种用于确定受试者牙弓的对象参考系的计算机实现的方法，其包括：

在受试者牙弓的复合三维(3D)模型上数字化多个牙齿解剖参照点，其中所述复合3D模型包括所述受试者牙弓的骨骼、牙和软组织特征的再现；

使用所述牙解剖参照点创建相应的右侧和左侧曲线；

沿着所述相应的右侧和左侧曲线重新采样以获得多个采样点；

通过将主成分分析(PCA)应用到所述采样点来计算初始笛卡尔坐标系；

将所述初始笛卡尔坐标系平移到新原点，并且指配所述受试者牙弓的所述对象参考系的第一轴线；

迭代地计算所述受试者牙弓的所述对象参考系的第二轴线，其中所述迭代计算使欧氏距离最小化；以及

计算所述受试者牙弓的所述对象参考系的第三轴线。

34.如权利要求33所述的计算机实现的方法，其还包括：确定所述受试者牙弓的矢状平面、轴向平面和冠状平面。

35.如权利要求33或34中任一项所述的计算机实现的方法，其中所述相应的右侧和左侧曲线包括相应的右侧和左侧采样点阵列，并且其中所述迭代计算使所述相应的右侧和左侧采样点阵列中的一者与所述相应的右侧和左侧采样点阵列中的另一者的镜像副本之间的欧氏距离最小化。

36.如权利要求33-35中任一项所述的计算机实现的方法，其中采样点的数量大于牙解剖参照点的数量。

37.一种用于限定三维(3D)模型的原初参考系的计算机实现的方法,其包括:

在所述3D模型上标识多个解剖参照点,其中所述解剖参照点限定点云;

创建所述点云的镜像副本;

迭代地平移和/或旋转所述镜像副本、直到使其与所述点云拟合为止;

叠加所述镜像副本和所述点云以创建单个点群组;以及

计算划分所述单个点群组的对称平面,其中迭代地平移和/或旋转所述镜像副本、直到使其与所述点云拟合为止包括:计算所述镜像副本与所述点云之间的加权普氏距离。

38.如权利要求37所述的计算机实现的方法,其中所述3D模型是受试者颅骨的复合3D模型。

39.如权利要求38所述的计算机实现的方法,其中所述解剖参照点是所述受试者颅骨的特征。

40.如权利要求38或39中任一项所述的计算机实现的方法,其中所述对称平面包括正中矢状平面、轴向平面或冠状平面。

用于计算机辅助的正颌外科手术规划的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年8月19日提交的标题为“CEPHALOMETRY MODELING SYSTEM FOR SURGICAL PLANNING”的美国临时专利申请号62/377,084的权益,所述申请的公开内容全文以引用方式明确并入本文。

[0003] 关于联邦资助研究的声明

[0004] 本发明是在由美国国立卫生研究院/国立口腔和颅面研究所授予的批准号RO1 DE022676和RO1 DE021863下在政府支持下进行的。政府对本发明享有某些权利。

背景技术

[0005] 正颌外科手术是矫正牙颌面或颚畸形的外科规程。每年有数千名患者选择接受各种正颌外科规程。然而,由于牙颌面解剖结构的复杂性,正颌外科手术通常需要充分的术前规划。尽管外科手段在过去50年中有了迅速的改进,例如刚性固定、吸收性材料和牵引成骨术,但是可用的正颌外科手术规划工具自20世纪60年代以来从未改变过,例如二维(2D)头影测量、预测追踪和石膏牙科模型外科[1-3]。存在许多与这些传统技术相关联的已记载的问题,这些问题通常导致不够理想的外科手术结果[3]。

[0006] 为了解决与如上所述的传统规划方法相关联的问题,已经开发出使用计算机辅助的外科手术模拟(CASS)方法来规划正颌外科手术的临床方案[3,4]。此CASS方案已经被证明对于制定更准确且有效的治疗计划至关重要[5,6]。它现在是一种新的治疗标准。但是,CASS方案要求用户具有使用计算机制图和虚拟模拟的丰富经验。这些模拟必须外包给昂贵的商业服务,或者个体医生必须接受广泛的培训才能使用现用的计算机制图软件。此外,尚无已知的规划系统能够执行用于实施CASS方案所需的每项任务,例如正中头部姿势(NHP)对齐、三维(3D)头影测量分析、自动化外科手术模拟以及针对3D打印机设计夹板/模板。

发明内容

[0007] 本文描述一种用于正颌外科手术规划的示例性计算机实现的方法。所述计算机实现的方法可包括:生成受试者颅骨的复合三维(3D)模型;限定所述复合3D模型的原初参考系;在所述复合3D模型上执行头影测量分析,以量化所述受试者颅骨的至少一个几何性质;执行虚拟截骨术以将所述复合3D模型分离成多个段;使用所述截骨段执行外科手术模拟;以及为受试者设计外科手术夹板或模板。所述复合3D模型可包括所述受试者颅骨的骨骼、牙和软组织特征的再现。

[0008] 可替代地或另外地,所述复合3D模型可包括多个3D模型。另外,所述多个3D模型可包括中面模型、下颌骨模型、软组织模型、牙科模型或基准标记模型中的两者或更多者。在一些实现方式中,生成所述复合3D模型的步骤可包括:将所述牙科模型与所述中面模型和所述下颌骨模型合并。在一些实现方式中,所述计算机实现的方法还可包括:对齐形成所述复合3D模型的所述多个3D模型。

[0009] 可替代地或另外地,限定所述原初参考系的步骤可包括:将所述复合3D模型重新

取向到所述受试者的标准解剖学姿势。

[0010] 可替代地或另外地，限定所述原初参考系的步骤可包括：计算所述复合3D模型的一个或多个对称平面。所述一个或多个对称平面可以是正中矢状平面、轴向平面或冠状平面。

[0011] 可替代地或另外地，执行所述头影测量分析的步骤可包括：量化所述受试者颅骨的对象对称性。所述头影测量分析是在所述复合3D模型上执行的，即，执行了3D头影测量分析。例如，可使用加权普氏分析来量化所述受试者颅骨的对象对称性。

[0012] 可替代地或另外地，执行所述头影测量分析的步骤可包括：量化所述受试者颅骨的特征与所述原初参考系之间的对称对准。在一些实现方式中，量化所述受试者颅骨的所述特征与所述原初参考系之间的对称对准的步骤还可包括：确定所述受试者颅骨的所述特征的对象参考系。任选地，所述受试者颅骨的所述特征是牙弓。在一些实现方式中，确定所述对象参考系的步骤还可包括：使用基于主成分分析(PCA)的自适应最小欧氏距离。

[0013] 可替代地或另外地，所述计算机实现的方法还可包括：生成头影测量分析报告，所述头影测量分析报告包括在所述手术模拟之前和之后的所述受试者颅骨的所述至少一个几何性质。

[0014] 可替代地或另外地，所述至少一个几何性质可包括对称性、形状、大小、位置和/或取向。

[0015] 可替代地或另外地，所述虚拟截骨术还可包括：邻近所述虚拟截骨术的位置限定一群组多连接六面体，以及将所述复合3D模型分离成所述多个段。所述多个节段可包括中面段、勒福I型段和上齿、远侧段和下齿、颏段和/或左侧和右侧近侧段。

[0016] 可替代地或另外地，所述外科手术模拟包括上颌骨外科手术、下颌骨外科手术或下颌骨颏外科手术。

[0017] 可替代地或另外地，执行所述外科手术模拟的步骤还可包括：限定所述截骨段的分级结构；建立最终牙齿咬合；以及将所述截骨段重新定位到所期望上下颌骨组合中。所述最终牙齿咬合可实现所述受试者的上齿与下齿之间的最大牙尖吻合。在一些实现方式中，重新定位所述截骨段的步骤还可包括：在六个自由度上平移和/或旋转所述上下颌骨组合。

[0018] 可替代地或另外地，所述外科手术夹板或模板可以是中间夹板，所述中间夹板用于上颌骨外科手术、使所述受试者的上齿处于所期望位置，或者用于下颌骨外科手术、使所述受试者的下齿处于所期望位置。可替代地或另外地，所述外科手术夹板或模板可以是最终夹板，所述最终夹板使所述受试者的上齿和下齿处于所期望位置。

[0019] 可替代地或另外地，设计所述外科手术夹板或模板的步骤还可包括：生成所述外科手术夹板或模板的3D模型；以及使用3D打印机打印所述外科手术夹板或模板。

[0020] 可替代地或另外地，所述计算机实现的方法还可包括：在显示装置上显示所述复合3D模型。

[0021] 可替代地或另外地，所述外科手术模拟还可包括：通过平移和/或旋转所述截骨段中的一个或多个来执行过度矫正。

[0022] 可替代地或另外地，所述计算机实现的方法还可包括：向多个3D对象中的每一个指配相应的唯一标识符。例如，可将唯一标识符指配给多个3D模型中的每一个。可替代地或另外地，可将唯一标识符指配给多个截骨段中的每一个。通过将唯一标识符指配给3D对象，

可创建有助于外科手术模拟的分级结构。

[0023] 本文描述了一种用于执行三维(3D)模型的对称分析的示例性计算机实现的方法。所述计算机实现的方法可包括:在所述3D模型上标识多个解剖参照点(landmark),其中所述解剖参照点限定点云。所述计算机实现的方法还可包括:创建所述点云的镜像副本;迭代地平移和/或旋转所述镜像副本、直到使其与所述点云拟合为止;叠加所述镜像副本和所述点云以创建单个点群组;以及基于所述单个点群组量化所述3D模型的对象对称性。

[0024] 本文还描述了一种用于确定受试者牙弓的对象参考系的示例性计算机实现的方法。所述计算机实现的方法可包括:在受试者牙弓的复合三维(3D)模型上数字化多个牙齿解剖参照点;使用所述牙解剖参照点创建相应的右侧和左侧曲线;沿着所述相应的右侧和左侧曲线重新采样以获得多个采样点;通过将主成分分析(PCA)应用到所述采样点来计算初始笛卡尔坐标系;将所述初始笛卡尔坐标系平移到新原点,并且指配所述受试者牙弓的所述对象参考系的第一轴线(z轴);迭代地计算所述受试者牙弓的所述对象参考系的第二轴线(y轴);以及计算所述受试者牙弓的所述对象参考系的第三轴线(x轴)。所述迭代计算可使欧氏距离最小化。另外,所述复合3D模型可包括所述受试者牙弓的骨骼、牙和软组织特征的再现。

[0025] 可替代地或另外地,所述计算机实现的方法还可包括:确定所述受试者牙弓的矢状平面、轴向平面和冠状平面。

[0026] 可替代地或另外地,所述相应的右侧和左侧曲线包括相应的右侧和左侧采样点阵列,并且所述迭代计算可使所述相应的右侧和左侧采样点阵列中的一者与所述相应的右侧和左侧采样点阵列中的另一者的镜像副本之间的欧氏距离最小化。

[0027] 可替代地或另外地,采样点的数量可大于牙齿解剖参照点的数量。

[0028] 应当理解,上述主题还可实现为计算机控制的设备、计算机程序、计算系统、或制品(诸如计算机可读存储介质)。

[0029] 本领域技术人员在查阅以下附图和具体实施方式时将明白或更加明白其他系统、方法、特征和/或优点。所有此类另外的系统、方法、特征和/或优点意图包括在本说明书内,并且受所附权利要求保护。

附图说明

[0030] 附图中的部件不一定相对于彼此按比例绘制。贯穿若干视图,相同附图标记指示对应部分。

[0031] 图1示出根据本文所述的实现方式的AnatomicAligner系统的示例性主用户界面。

[0032] 图2示出用于在受试者颅骨的示例性复合3D模型上生成用户限定的切割平面的数字化解剖参照点。最右边的圆点是最后一个数字化点。

[0033] 图3示出根据本文所述的实现方式的在虚拟截骨术期间在两个相邻的数字化解剖参照点之间形成的示例性六面体。

[0034] 图4示出根据本文所述的实现方式的虚拟截骨术期间的铰链轴结合部,所述铰链轴结合部组合六面体的顶面,同时底面自适应地进行调整。

[0035] 图5示出根据本文所述的实现方式的在虚拟截骨术期间的不同的三角形与六面体之间的关系。

[0036] 图6示出根据本文所述的实现方式的在虚拟截骨术期间根据仍然在平面外部的顶点的数量来固定打破的三角形的方式。

[0037] 图7A和图7B示出虚拟模拟的示例性正颌外科手术之前和之后的视图:勒福I型截骨术、双侧矢状夹板截骨术和颏成形术。图7A(之前的视图)示出使用分级结构来组织骨段并确保所有相关的段一起移动/旋转的方式。图7B(之后的视图)示出3D头影测量窗口,其中测量结果在外科手术模拟期间实时更新。

[0038] 图8A和图8B示出根据本文所述的实现方式的外科手术夹板设计。图8A示出描绘到平面上的示例性外科手术夹板的顶面的轮廓。图8B示出使用顶部和底部轮廓并且在必要时使用延伸部来通过AnatomicAligner生成外科手术夹板。

[0039] 图9A示出示例性计算机化中间模型与重建骨模型。第一截骨颚移动到其期望最终位置,而另一颚保持不变。图9B示出可使用3D打印机来打印计算机化夹板的方式。图9C示出外科手术夹板在外科手术时将数字外科手术规划转移到患者的用途。

[0040] 图10示出在分割和3D模型重建之后AnatomicAligner与MATERIALISE MIMICS系统模型之间的平均表面偏差。

[0041] 图11是示例性计算装置的框图。

[0042] 图12示出根据本文所述的实现方式的用于在示例性复合3D模块上执行虚拟截骨术的过程。

[0043] 图13是示出根据本文所述的实现方式的用于限定原初参考系的示例性操作的流程图。

[0044] 图14是示出根据本文所述的实现方式的用于计算固有对称性的示例性操作的流程图。

[0045] 图15是示出根据本文所述的实现方式的用于设计外科手术夹板的示例性操作的流程图。

[0046] 图16是示出根据本文所述的实现方式的用于执行过度矫正的示例性操作的流程图。

[0047] 图17是示出用于使用基于主成分分析的自适应最小欧氏距离(PAMED)算法来建立牙弓的对象参考系的示例性操作的流程图。

[0048] 图18A至图18H示出PAMED方法。

具体实施方式

[0049] 除非另外限定,否则本文所用的所有技术性和科学性术语具有与本领域普通技术人员通常所理解相同的含义。与本文所述的那些类似或同等的方法和材料可用于实践或测试本公开。如本说明书中和所附权利要求中所使用,单数形式“一(个/种)”、“所述”包括复数指示物,除非上下文另外清楚地指出。如本文所用的术语“包括”(“comprising”)及其变体与术语“包括”(“including”)及其变体同义地使用,并且是开放性的、非限制性术语。本文所用的术语“任选的”或“任选地”意指随后描述的特征、事件或情形可能发生也可能不发生,并且所述描述包括所述特征、事件或情形发生的情况和不发生的情况。范围可在本文中表达为从“约”一个具体值和/或至“约”另一个具体值。当表示这种范围时,一方面包括从一个具体值和/或至另一个具体值。类似地,当值表达为近似值时,通过使用先行词“约”,应当

理解所述具体值形成另一方面。应当进一步理解，范围中的每一个的端点相对于另一个端点以及独立于另一个端点都是有意义的。虽然将针对正颌外科手术规划描述实现方式，但是对于本领域技术人员将变得显而易见的是，所述实现方式不限于此。

[0050] 如上所述，存在与用于正颌外科手术的传统外科手术规划方法相关联的许多问题。为了解决这些问题，已经开发出计算机辅助的外科手术模拟(CASS)系统以根据流水型临床方案来规划正颌外科手术。示例性正颌外科手术规划系统可包括多个模块：(1)三维(3D)模型模块、(2)参考系模块、(3)3D头影测量分析模块、(4)虚拟截骨术模块、(5)外科手术模拟模块和(6)外科手术夹板模块。本公开设想到可使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来实现示例性正颌外科手术规划系统。

[0051] 3D模型模块可被配置来生成受试者颅骨的复合3D模型，其中复合3D模型包括受试者颅骨的骨骼、牙和软组织特征的再现。任选地，可在显示装置(例如，如图11所示的输出装置1112)上显示复合3D模块。本公开设想到可在外科手术规划的一个或多个方面期间(例如，在3D头影测量分析、虚拟截骨术、外科手术模拟和/或夹板设计期间)显示复合3D模块。如下所述，3D模型模块可被配置用于图像(例如，计算机断层摄影(CT)或其他医学图像)分割和3D模型重建。本公开设想到使用本领域已知的图像分割和3D模型重建算法。如下所述，参考系模块可被配置来通过例如模型到标准解剖学姿势(诸如正中头部姿势(NHP))的对齐和重新取向来生成复合3D模型的原初参考系。可替代地或另外地，如下所述，原初参考系模块可被配置来计算复合3D模型的一个或多个对称平面(例如，正中矢状平面、轴向平面和/或冠状平面)。

[0052] 3D头影测量分析模块可被配置来量化受试者颅骨的至少一个几何性质。这些分析可在复合3D模块上执行。几何性质可包括但不限于受试者颅骨的对称性、形状、大小、位置和/或取向。这包括对象对称性和对称对准测量，如下面的实现方式所述。任选地，可将头影测量分析的结果提供给用户(例如，外科医生)和/或显示在显示装置(例如，如图11所示的输出装置1112)上。虚拟截骨术模块可被配置来将复合3D模型分离成多个段。所述段可包括但不限于中面段、勒福I型段和上齿、远侧段和下齿、颏段和/或左侧和右侧近侧段。如下所述，可通过邻近虚拟截骨术的位置限定一群组多连接六面体来在复合3D模型上执行虚拟截骨术。如下所述，外科手术模拟模块可被配置来在截骨段上执行外科手术，通过例如对截骨段进行重新定位、平移和/或旋转以实现期望的上下颌骨组合。外科手术模拟可以是任何正颌外科手术，例如像上颌骨外科手术、下颌骨外科手术或下颌骨颏外科手术。外科手术夹板模块可被配置来针对受试者设计外科手术夹板或模板。外科手术夹板或模板用于在实际外科手术时将计算机化的外科手术规划转移到受试者。外科手术夹板是放置在受试者的上齿与下齿之间的马蹄形的锚定牙齿的薄片。任选地，外科手术夹板模块可生成外科手术夹板或模板的3D模型，然后所述模型可使用3D打印机来打印，如下所述。本公开设想到使用本领域已知的任何3D打印机，包括但不限于来自明尼苏达州Eden Prairie的Stratasys股份有限公司的OBJECT30ORTHODESK。此外，夹板或模板可使用FDA批准的生物相容性材料(诸如MED610材料)来打印。应当理解，示例性3D打印机和/或生物相容性材料仅作为实例提供，并且其他打印机和/或生物相容性材料可与本文所述的示例性正颌外科手术规划系统一起使用。

[0053] 本文所述的示例性正颌外科手术规划系统称为AnatomicAligner。

AnatomicAligner是多重处理的基于计算的系统。AnatomicAligner软件使用面向对象的程序设计(OOP)(利用MICROSOFT VISUAL C++,来自华盛顿州Redmond的微软公司))、可视化工具包(VTK)(由纽约Clifton Park的Kitware有限公司创建的开源3D计算机制图软件)、以及Insight分割和对齐工具包(ITK)(由Insight Software Consortium(ISC)创建的开源医学图像分析软件)来编程。用于AnatomicAligner的用户界面是向导驱动的。应当理解,正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner可使用以下实例中所述的那些之外的硬件和/或软件来实现。

[0054] 本文所述的AnatomicAligner包括六个模块:图像分割和三维(3D)重建、模型到正中头部姿势(NHP)的对齐和重新取向、3D头影测量分析、虚拟截骨术、外科手术模拟和外科手术夹板生成。AnatomicAligner的准确度以逐步方式验证:首先使用30组患者数据评估AnatomicAligner的准确度,然后使用10组患者数据评估由AnatomicAligner生成的夹板的拟合。使用行业黄金标准系统、即来自比利时Leuven的Materialise NV的的MATERIALISE MIMICS作为参考。

[0055] 当将使用AnatomicAligner获得的分割、虚拟截骨术和变换的结果与使用MATERIALIZE MIMICS系统获得的结果进行比较时,两个系统之间的绝对偏差在临床上是不显著的。在AnatomicAligner和MATERIALIZE MIMICS系统中进行3D模型重建后,两个模型之间的平均表面偏差为0.3mm,且标准偏差(SD)为0.03mm。在虚拟截骨术和变换后,两个模型之间的所有平均表面偏差都小于0.01mm,且SD为0.01mm。此外,由AnatomicAligner生成的夹板的拟合至少与由MATERIALIZE MIMICS系统生成的夹板的拟合一样好。

[0056] 现在参考图1,AnatomicAligner包括以下模块。在分割/3D模型模块102中,导入CT数据集以用于分割和3D模型重建。在对齐/NHP模块104中,构建复合颅骨模型以准确地呈现骨骼、牙列和面部软组织[8]。此外,建立用于外科手术规划的原初参考系,即将所有模型放置在唯一的3D坐标系中[9-13]。在3D头影测量分析模块106中,执行3D头影测量[9,14],所述3D头影测量解决了与当前的2D和声称的3D头影测量相关联的许多问题。在虚拟截骨术模块108中,对3D骨执行各种截骨术(切割)以模拟正颌外科手术[3,4,15-18]。在外科手术模拟模块110中,制定外科手术规划。基于视觉结果和数学计算两者选择最佳外科手术。最后,在外科手术夹板/模板模块112中,设计外科手术引导件(包括夹板和模板)以在外科手术期间引导外科医生[19,20]。在外科手术过程中,通过3D打印的外科手术引导件、夹板和模板将计算机化的外科手术规划转移到患者。下面详细描述每个模块的细节。

[0057] 模块1:2D分割和3D模型重建

[0058] 分割/3D模型模块102的目的是生成一群组3D模型,所述3D模型能够显示骨骼和面部软组织的准确呈现以用于外科手术规划。首先,将遵循医学数字成像和通信(DICOM)标准的CT扫描导入所述系统中。应当理解,CT图像作为实例提供。本公开设想到将其他医学图像与AnatomicAligner一起使用。然后,使用分割工具(包括阈值化、区域阈值化、手动编辑、区域生长和布尔运算)来针对单独模型(例如上颌骨、下颌骨)创建掩模。最后,使用所得的掩模来使用移动立方体算法生成3D表面模型[21]。应当理解,使用3D表面模型而不是体积呈现。3D表面模型用于3D打印过程。打印的外科手术引导件(例如,夹板或模板)在外科手术时在将外科手术规划转移到患者中起重要作用(参见模块6)。

[0059] 为了规划正颌外科手术,要生成至少四个CT模型:中面、下颌骨、软组织和基准标

记[4]。此外，还导入高分辨率的上和下数字牙科模型及其基准标记。AnatomicAligner还包括并入每个3D模型的预限定分级结构。一旦给3D对象指配了唯一名称，它就被自动放置在分级结构中。此系统限定的分级结构确保了在外科手术模拟期间的易用性(参见模块5)。

[0060] 模块2:模型到NHP的对齐和重新取向

[0061] 对齐/NHP模块104中有两个主要功能。首先是构建复合颅骨模型，所述模型准确地呈现骨、软组织和牙齿以用于外科手术规划。针对复合颅骨使用高分辨率数字牙科模型，因为3D CT模型不能产生高度准确的牙齿虚拟复制品[3,4,8]。在CT扫描中，牙齿通常受到来自正畸箍、金属丝和带以及牙科修复材料(例如，汞合金)的伪影的影响。因此，可用高度准确的数字牙科模型替换不准确的CT牙齿。这些模型使用高分辨率激光扫描或锥形束CT扫描生成[4]。正确组装数字牙科模型和CT模型是通过将牙科模型的基准标记与对应CT骨模型的基准标记对齐来进行。为了对齐3D模型，实现自动(迭代最近点)、半自动(成对解剖参照点)和手动对齐工具。此外，对齐过程使用分级结构来确保关联的模型共同地被选择、然后一起被移动和旋转[16,22]。

[0062] 第二个功能是限定头部的全局参考系(全局笛卡尔坐标系)[9,10,14]。全局参考系在本文中有时称为“原初参考系”。全局参考系使用以下步骤来限定:1)建立正确的头部取向，例如标准解剖学姿势，以及2)限定参考系的正中矢状、冠状和轴向平面的正确位置。示例性标准解剖学姿势是正中头部姿势(NHP)。NHP指的是患者头部放松并且视轴平行于地面的头部取向。通过建立NHP，数字环境直接反映临床环境，就像外科医生事实上正在检查患者一样。在患者的临床检查期间，可使用数字取向传感器[12,13]、自调平激光器[5,23]或标准化摄影方法[3]来记录NHP。然后将临床记录的NHP(俯仰、横摇、平摇)应用于原始数据空间，从而将整个原始2D和3D数据集映射到患者的NHP中。由于所述系统中保存了变换矩阵，因此可在外科手术模拟之前的任何时间在必要时调整或重置NHP的映射。在建立NHP之后，建立全局参考系中的下一步是限定正中矢状平面。这是一个重要的临床步骤。理想的是，正中矢状平面应当将头部均匀地分成右半部和左半部，充当它们之间的对称平面。正中矢状平面是基于临床测量结果和医生判断的混合[3,4,9,14]或数学算法[10]来确定的。随后，分别通过轴向和冠状平面将头部进一步分为上半部和下半部以及前半部和后半部。这两个平面垂直于正中矢状平面，并且穿过右部分和左部分的中点，即左右外耳道的最佳解剖学解剖参照点。在以下步骤中，除非另有说明，否则所有计算均在全局参考系中进行。

[0063] 模块3:3D头影测量

[0064] 在3D头影测量分析模块106中，将3D头影测量分析[9,24]并入AnatomicAligner中。头影测量或头影测量分析是用于量化头部和面部单元(例如，中面、上颌骨或下颌骨)的畸形的一群组基于解剖学解剖参照点的测量。传统上，头影测量分析是在头影测量照片(在校准条件下采集的2D射线平片)上以二维方式进行的，其中所有3D解剖结构都被投射到(矢状的或冠状的)2D平面上[25]。存在许多与2D头影测量相关联的已记载的问题[3,9,26-28]。

[0065] 最近引入的低辐射低成本锥形束计算机断层摄影(CBCT)扫描器已经推进了3D图像在办公室环境中的使用。基于CBCT或CT扫描的3D头影测量可矫正与其2D对应物相关联的问题。然而，3D头影测量比仅仅给予2D分析“第三”维度更复杂[29]。除了头部的全局参考系之外，还需要建设每个单独的面部单元和骨模型的局部参考系，如下所解释。最佳3D头影测

量可包括所有五个几何性质:对称性、形状、大小、位置和取向。在AnatomicAligner中实现的3D头影测量通过以下步骤获得。

[0066] 限定头影测量分析方案

[0067] 3D头影测量分析是模块化系统。下面的表1中示出示例性3D头影测量分析。所有测量结果都在网格中显示出来,在网格中它们按几何性质(例如,对象对称性、形状、大小、位置和取向)以及解剖学位置(例如下颌骨、上颌骨等)进行分组[9,16]。头影测量分析的其他描述信息(例如名称、描述、面部单元类别、使用的测量结果/解剖参照点)存储在数据库文件中。

[0068] 表1

[0069] 3D头影测量分析

[0070]

参数			上颌骨	下颌骨	
				整体	颏
对象对称性					
形状					
大小	长度				
	宽度				
	高度				
位置	前后				
	竖直				
	横向	对称对准			
取向	平摇				
	横摇				
	俯仰				

[0071] 对称性分析涵盖对对象对称性和对称对准两者的测量[9,14]。在人体解剖结构中,对象对称性是指每个面部单元的固有局部镜像对称性。面部单元的对象对称性通过三角形技术和标准或加权普氏分析来分析。对称对准是指在全局参考系中每个面部单元相对于头部的正中矢状平面的对准。此测量需要待测量的面部单元的对象参考系。对象参考系使用三角形技术、基于主成分分析的自适应最小欧氏距离(PAMED)或标准主成分分析(PCA)来建立[9,10,29]。通过将对象参考系与全局参考系进行比较来量化面部单元的对称对准度[9]。首先,测量与正中矢状平面的横向(右-左)偏差,然后使用如下所述的3D取向测量来测量面部单元的平摇和横摇。

[0072] 形状是不受大小、位置和取向变化影响的几何性质。形状使用普氏或加权普氏分析来分析[9]。因为两个对象被缩放到相同的大小、放置在相同的位置中、并旋转到对准,这是最清楚地显示形状畸变的方法。例如,将患者的下颌骨与相同种族、性别和年龄的人群的一般化下颌骨进行比较。

[0073] 3D头影测量中的大小测量结果使用线性测量结果(长度、宽度和高度)来确定。它是对象的与对象所占据的空间无关的固有性质。它只是两个解剖参照点之间的距离。

[0074] 位置是对象在空间中所占据的位置。它是对象-全局或对象-对象参考系之间的相对测量结果。它使用笛卡尔坐标系(x,y,z)或柱坐标系(半径,θ,横向距离)来测量[9,14]。

[0075] 最后,取向也是对象-全局或对象-对象坐标系中的相对测量结果。测量结果是随着从参考位置(全局或对象)旋转到当前位置(对象)而测量的。然而,3D复合角度在临床上毫无意义[3]。因此,AnatomicAligner使用遵循特定顺序(首先是平摇,然后是横摇,并且最后是俯仰)的Tait-Bryan角度来测量取向,因为这些旋转不是可交换的。此方法使在俯仰测量期间来自平摇和横摇的影响最小化。这是因为只有俯仰值具有临床意义,而平摇和横摇两者的临床理想值应当为零。

[0076] 将解剖参照点数字化并记录其初始坐标

[0077] 所有头影测量的测量结果都基于手动数字化(放置)的解剖学解剖参照点。所述系统包括具有最频繁使用的头影测量解剖参照点中的178个的库。解剖参照点库可任选地根据需要通过添加另外的解剖参照点来定制。在AnatomicAligner中,仅需要将所期望测量所使用的解剖参照点数字化。在解剖参照点数字化期间,出现模板窗口,所述模板窗口显示通用3D模型上的解剖学位置,以帮助用户标识数字化解剖参照点的正确位置。

[0078] 还将数字化解剖参照点链接到对应3D模型。当将3D模型截骨(切割)成单独的块(参考模块4)时,新模型自动继承链接的解剖参照点。此特征实现外科手术模拟。头影测量的测量结果被实时自动更新,同时骨段被移动并旋转到所期望位置。

[0079] 报告计算结果

[0080] 所期望测量的结果显示在浮动窗口中,并且当骨段及其链接的解剖参照点被移动和/或旋转到新位置时被实时自动更新。可生成包括测量结果以及外科手术模拟之前和之后的每个解剖参照点的变换矩阵的头影测量分析报告。本公开设想到可将头影测量分析报告提供给用户,例如,打印和/或在显示装置(例如,如图11所示的输出装置1112)上显示。

[0081] 模块4:虚拟截骨术

[0082] 由虚拟截骨术模块108执行的虚拟截骨术是AnatomicAligner系统的基本功能。它的工作是将3D骨模型切割成两个骨模型(医学上称为“段”)。在截骨术期间,用户限定指示应当在哪里进行截骨术的解剖参照点线。这些解剖参照点用于创建多连接的六面体切割平面,即虚拟“刀”。然后通过对与多连接六面体相交的三角形进行分类、创建新的三角形以替换“打破的”三角形、以及将截骨模型分离成两个新的骨段来完成虚拟截骨术。最后,将两个新的3D骨段嵌套在其亲代模型下的分级结构中。在截骨术结束时,用户具有至少以下骨段以用于典型的正颌外科手术模拟:中面段、具有上齿的上颌骨勒福I型段、具有下齿的下颌骨远侧段以及左侧和右侧近侧段。下面详细描述实现虚拟截骨术的步骤。

[0083] 形成虚拟刀

[0084] 虚拟刀是由一群组手动数字化解剖参照点形成的一组多连接六面体。例如,如图2所示,数字化圆点202在复合3D模型200上生成用户限定的切割平面。这些数字化解剖参照点确定每个六面体的初始取向和长度。图3中示出相邻数字化圆点之间的示例性六面体。为了形成六面体的顶面,拷贝一对相邻的数字化解剖参照点302并将其垂直延伸“进入”屏幕70mm(即,图3中的深度矢量)。数字化解剖参照点302之间的距离是图3中的长度矢量。数字化解剖参照点302之间的长度矢量由用户限定。为了形成六面体的底面,拷贝顶面的四个解剖参照点并将其竖直延伸0.5mm(即图3中的厚度矢量)。使用这些默认尺寸,在每一对相邻解剖参照点之间形成六面体。因此,除了在开始和结尾处,针对相邻的六面体,每个解剖参照点被使用两次。

[0085] 下一步是将所有六面体链接在一起以形成基于数字化解剖参照点的“弯曲”虚拟刀。如果六面体的相邻竖直面是平行的(阈值:$<1.0e^{-9}$),则将两个相邻的六面体组合成单个六面体。否则,通过铰链轴将六面体的两个顶面结合在一起,并且根据角度的方向可自适应地将两个底面调整到更长或更短。图4中示出示例性铰链轴结合部。最后,将六个控制球体添加到每个六面体,从而允许手动调整长度和取向。六面体的每一端处的球体402控制六面体的长度。六面体的每一侧上的球体404控制刀的宽度。球体406调整相邻六面体之间的角度。控制面板也可用于对整个虚拟刀进行平移、旋转、或调整其厚度。

[0086] 将3D骨模型切割成两个骨段

[0087] 通过三角形分类、“打破的”三角形重建和封盖切割表面来完成将3D骨模型切割并分离成两个骨段。下面将详细描述此过程。

[0088] 对与多连接六面体相交的三角形进行分类

[0089] 3D表面模型中的三角形的数量通常是过量的(例如,300万个)。对于根据CBCT扫描生成的模型尤其如此。因此,开发出两步的由粗到精算法,以基于三角形与六面体刀的关系来有效地将所有三角形分类到四组中。它们是:外部组(不相交)502、上部相交组(与顶面相交)504、下部相交组(与底面相交)506和内部组(完全在六面体内部)508,如图5所示。

[0090] 第一步是使用细分分类算法在三角形水平将三角形粗略地分类到外部组中。首先将选定骨模型的边界框分为64个均匀间隔的元件,所述元件用作基本单元。然后使用网格碰撞检测算法[30]来标识和标记在虚拟六面体刀外部的所有元件。之后,将骨模型中每个三角形的边界框映射到其对应元件。如果由三角形边界框映射的所有元件都在“外部”,则此三角形也被分类为“外部”。将不再对此三角形执行进一步的计算。

[0091] 在通过粗分类标识出大多数“外部”三角形之后,下一步是在顶点水平对其余三角形进行精细分类。每个三角形有三个顶点(v_1、v_2和v_3),并且每个顶点与六面体刀的关系使用下面的方程(1)来限定。

[0092] $$I(v,f_j)=\begin{cases}+1 & \text{在平面上方}\\ 0 & \text{在平面上}\\ -1 & \text{在平面下方}\end{cases}\quad,\text{对于}j=1,2,3,\ldots,6 \tag{1}$$

[0093] 其中$I(v,f_j)=Sign(a_jx+b_jy+c_jz+d_j)$指示v与$f_j$之间的关系;并且$v=(x,y,z)$表示给定三角形的顶点;$f_j=a_jx+b_jy+c_jz+d_j$表示六面体的六个平面函数之一;a、b、c是平面j的指向六面体“外面”的法向矢量的三个分量;并且d是平面与全局参考系的原点的偏移量。如果$I(v,f_j)$的解为“-1”,则顶点被分类为在六面体“内部”。如果解为“0”,则顶点被分类为在六面体“上”。否则,顶点被分类为在六面体“外部”。如果三角形具有与多个六面体相关的顶点,则将三角形及其三个相邻邻居进一步分为更小的三角形。此计算迭代直到每个三角形与仅一个六面体相关为止。基于这些规则,现在可在顶点水平将每个三角形分类为“外部”、“上部相交”、“下部相交”或“内部”。此时,废弃(删除)所有内部三角形,因为它们位于六面体刀内部。在下一步中仅进一步处理上部和下部相交三角形。

[0094] 创建新的三角形以替换“打破的”三角形

[0095] 虚拟刀将切穿所有上部和下部相交三角形,从而产生“打破的”三角形,在所述三角形的每一侧上有两个交点。“打破的”三角形基于保留在六面体“外部”的顶点的数量来固定。如图6所示,如果只有一个顶点在六面体外部(图6的左侧),则使用顶点和两个交点构建

新的三角形602。如果三角形的两个顶点在六面体外部(图6的右侧),则构建两个新的三角形604。使用此算法,用新的“完整”三角形替换原始的“打破的”三角形。

[0096] 将截骨模型分离成两个新的骨段

[0097] 由于3D模型是通过表面重建创建的,所以截骨段的切割表面是开放的。因此,创建三角化多边形表面以“封盖”它们的对应段,如图6所示。为了生成盖,勾勒骨模型与六面体表面之间的所有相交边缘的轮廓。接下来,通过对每个轮廓进行重新组织、简化和三角化来重建新表面。之后,将所有外部、上部相交、下部相交三角形以及每个段的盖组合起来以形成临时骨模型。最后,使用3D区域生长方法将临时骨模型分离成两个截骨骨段。图12示出用于在复合3D模型上执行从生成“虚拟刀”到分离截骨骨段的虚拟截骨术的过程。

[0098] 模块5:外科手术模拟

[0099] 一旦执行截骨术,用户(例如,医生或外科医生)就可在外科手术模拟模块110中模拟期望正颌外科规程。外科手术模拟中有三个主要步骤:(1)建立上齿与下齿之间的最终牙齿咬合;(2)通过将相关的骨段移动到所期望位置来模拟上颌骨和下颌骨外科手术;以及(3)在必要时模拟颏成形术[4]。在外科手术模拟期间,所有3D头影测量的测量结果都随着骨段的移动而实时更新。3D头影测量的测量结果显示在显示装置上,如图7B所示。任何外科手术模拟的先决条件是必须存在外科手术所需的所有骨段,并且其相关联的解剖学解剖参照点必须被数字化。如上所述,在外科手术模拟开始之前,AnatomicAligner自动地针对这些骨段建立可定制的分级结构,如图7A所示。

[0100] 外科手术模拟的第一步是建立最终牙齿咬合。这是为了将患者的咬合不正恢复到正常咬合。在外科手术模拟之前,外科医生要在一组石膏牙科模型上确定最大牙尖吻合(MI)处的最终咬合[1,2,31,32]。然后使用高分辨率激光器或CBCT扫描器将MI处的关节连接的石膏牙科模型扫描到计算机中,从而创建最终咬合模板[4]。使用此模板,将下齿及其“子代”(下颌骨远侧段)与对应上颌骨勒福I型段的上齿放置到MI。这是上颌骨与下颌骨之间的理想关系。然而,这仅仅是临时位置,其中仅建立了下颌骨远侧段与上颌骨勒福I型段之间的所期望关系。在以下外科手术模拟步骤中,通过将上颌骨勒福I型段与下颌骨远侧段分组到上下颌骨组合中来维持这种关系。

[0101] 第二步是将包括上下颌骨组合在内的所有骨段移动到它们的最终所期望位置。每个段可在六个自由度上移动和旋转。对上下颌骨组合、通常围绕上颌骨牙中线点进行第一外科手术矫正(平移和旋转)。根据临床方案,然后按特定顺序执行外科手术矫正:中线矫正(中侧矫正)、平摇矫正、横摇矫正、竖直位置调整、俯仰调整以及最终前后位置调整[4]。之后,通过使右侧和左侧近侧段围绕其旋转中心旋转来使其与下颌骨远侧段对准,所述旋转中心位于右侧和左侧近侧段的对应下颌髁突的中心中。

[0102] 外科手术规划中的最后一步是模拟颏成形术。此步骤是任选的。它的必要性是基于医生的临床判断。可在将上下颌骨组合移动到所期望位置中之前或之后对颏段进行截骨。围绕位于颏点处的解剖学解剖参照点(即颏前点)在六个自由度上移动和旋转颏段。

[0103] 最后,可使用“位置审查”功能使每个骨段的初始和最终位置可视化并进行比较。可分别在图7A和7B中看到患者外科手术模拟之前和之后的视图。

[0104] 模块6:外科手术夹板/模板

[0105] 外科手术夹板/模板模块112用于设计外科手术夹板或模板,所述外科手术夹板或

模板用于在外科手术时将计算机化外科手术规划转移到患者。外科手术夹板是放置在上齿与下齿之间的马蹄形的锚定牙齿的薄片。在双颚外科规程中，与在外科手术模拟中所见的规程不同，总体分开地对上颌骨和下颌骨进行截骨。总是首先对一个颚进行截骨并将其移动到所期望位置，而另一个颚保持不变。一旦第一颚处于适当位置，然后就对另一个颚进行截骨并将其移动到所期望位置。因此，双颚外科手术需要两个夹板：中间夹板和最终夹板。中间夹板用于将第一截骨颚相对于不变的相对的颚移动到所期望位置。最终夹板用于相对于第一颚对第二截骨颚进行定位。由于不同的临床指标首先指示上颌骨或下颌骨外科手术，因此外科医生基于临床评估来决定首先对哪个颚进行手术。然而，在单颚外科手术中，仅对一个颚进行截骨并将其相对于不变的颚移动到最终所期望位置。因此，仅需要最终夹板。下面详细描述设计外科手术夹板的规程。

[0106] 选择要设计的夹板的类型

[0107] 有三种可能类型的外科手术模板：用于先上颌骨外科手术的中间夹板、用于先下颌骨外科手术的中间夹板、以及最终夹板。一旦选择了夹板类型，就自动地将上牙弓和下牙弓移动到预期类型的外科手术的正确位置。对于先上颌骨外科手术，上牙弓被显示为处于其最终位置，而下牙弓处于其原始位置。对于先下颌骨外科手术，情况恰恰相反。对于最终夹板，两个牙弓都被显示为处于它们的最终位置。

[0108] 使下牙弓自转(任选)

[0109] 当使用中间夹板时，仅将一个颚移动到其最终位置，而另一个不变的颚则保持处于其原始位置。这可能导致上齿与下齿之间的碰撞。为了避免这个问题，需要使下齿围绕右髁突和左髁突的旋转中心进行自转。在外科手术时在临床上也执行相同的旋转。然而，对于最终夹板，通常不需要自转。

[0110] 设计夹板的马蹄形原始模型

[0111] 第一步是在上牙弓的咬合平面上数字化三个解剖参照点以形成夹板的顶部平面。此平面自动偏离咬合平面2mm，以为夹板创造足够的锚基(厚度)。下一步是通过使用基数样条手动地将上牙弓描绘到顶部平面上来创建夹板的顶面的顶部轮廓802，如图8A所示。

[0112] 使用与顶部平面相同的步骤创建夹板的对应于下牙弓的底部平面。然后将顶部轮廓802拷贝到底部平面，从而形成夹板的底面的底部轮廓804。然后可手动地对其进行编辑以使其拟合下牙弓。这是为了确保顶部和底部轮廓两者具有相同的点数。

[0113] 如果需要，还可通过拷贝对应轮廓并将它们朝向咬合平面移动0.5mm来创建顶部轮廓延伸部802a和底部轮廓延伸部804a。轮廓延伸部802a、804a用作顶面与底面之间的过渡层，以防上齿与下齿之间存在大的位置差异。这在设计中间夹板时很常见。

[0114] 自动检测轮廓之间的碰撞以确保原始夹板模型的质量。可单独地调整每个轮廓及其延伸部以避免碰撞。最后，自动地对每个轮廓的对应点进行连接和三角化，从而形成原始夹板的表面模型，如图8B所示。

[0115] 创建夹板的最终模型

[0116] 通过布尔运算生成夹板的最终模型。它将上齿和下齿从原始夹板模型中减去。将夹板的最终模型作为计算机辅助设计(CAD)文件(例如像.stl文件)导出，并且使用任何使用美国食品药品监督管理局(FDA)批准的生物相容性材料的3D打印机进行打印。图9B中示出由生物相容性材料制成的示例性夹板。现在，3D打印夹板902已经准备好在正颌规程期间

在手术室中使用,如图9C所示。

[0117] 已经完成了两次评估以检查上述AnatomicAligner系统的准确度。在第一项回顾性研究中,评估了使用AnatomicAligner系统生成的3D模型的准确度。在第二项前瞻性研究中,评估了通过AnatomicAligner系统设计的夹板。

[0118] 验证#1

[0119] 患者与方法

[0120] 对于第一项验证,使用随机数表从我们的数字患者档案中随机选择30名历史患者的CT数据集。这些患者被诊断出患有牙颌面畸形并且接受了双颚正颌外科手术。评估AnatomicAligner系统的准确度,并在以下区域中将其与行业黄金标准MATERIALIZE MIMICS 17.0(比利时Leuven的Materialise NV)进行比较:1)CT模型重建,2)虚拟截骨术,以及3)平移和旋转移动。应当理解,目前可用的商业软件(诸如MATERIALIZE MIMICS系统)不能将记录的NHP转移到3D模型和/或执行如上所述的真正的3D头影测量分析。因此,无法对照MATERIALIZE MIMICS系统评估AnatomicAligner中的一些功能(例如NHP和3D头影测量)。

[0121] 为了评估CT模型重建的准确度,将同一患者的DICOM数据集导入到两个系统中。初始地,使用预定阈值创建头部骨架结构的掩模(灰度:1250)。然后,通过移除相同的顺序轴向切片上的脊掩模,手动地编辑两个掩模以移除脊。最后,使用在每个系统中生长的区域创建颅骨的掩模。使用AnatomicAligner中的移动立方体算法和MATERIALIZE MI MICS系统中的专有性算法以高分辨率(在x、y、z中按2:2:1进行采样)重建3D颅骨模型。为了比较这两个模型,使用RapidForm软件(韩国的INUS技术公司)计算这两个模型之间的表面偏差。这两个模型之间的表面偏差被计算为绝对平均欧氏距离。记录平均值和标准偏差(SD)两者。由于坐标系的原点在两个系统之间是不同的,因此在RapidForm中将MATERIALIZE MIMICS系统模型对齐(仅平移)到AnatomicAligner模型。

[0122] 为了评估虚拟截骨术的准确度,将由两种系统生成的截骨段进行比较。为了避免可能由分割和3D重建导致的混淆错误,将在AnatomicAligner中生成的单个中面模型导入到两个系统中。然后,根据临床标准在两个系统中执行勒福I型截骨术。在AnatomicAligner中,使用“虚拟截骨术”功能进行切割,而在MATERIALIZE MIMICS系统中,则使用“PolyPlane”功能进行切割。在每个系统中生成两个骨段:勒福I型段和中面段的其余部分。在RapidForm中计算由两个系统生成的勒福I型和其余的中面段的表面偏差。

[0123] 最后,为了评估平移和旋转移动的准确度,在应用特定变换矩阵之后,计算两个系统的3D模型之间的表面偏差。在两个系统中均使用由AnatomicAligner生成的用于比较虚拟截骨术的勒福I型段。这样做是为了避免来自3D重建和/或虚拟截骨术的混淆错误。一旦已经将勒福I型段导入到两个系统中,它就会被复制。将第一勒福I型段沿x轴平移4mm、沿y轴平移6mm、并且沿z轴平移8mm。将第二勒福I型段围绕x轴旋转6°、围绕y轴旋转8°、并且围绕z轴旋转10°。再次将两个勒福I型段导入到RapidForm中并计算对应模型之间的表面偏差。

[0124] 验证结果

[0125] 在MATERIALIZE MIMICS系统和AnatomicAligner中进行3D模型重建之后两个模型之间的平均表面偏差为0.3mm,且SD为0.03mm。这些误差主要归因于在于CT采集期间在图像

超出视野的情况下图像在边缘处的散射、鼻腔和眼眶框架中的细骨、以及由汞合金和正畸带造成的伪影，如图10所示。一旦消除了这些误差，平均表面偏差就会减小到小于0.2mm。这些误差范围在临床上是不显著的。

[0126] 此外，虚拟截骨术比较的结果显示两个勒福I型段之间的平均表面偏差为0.001mm，且SD为0.001mm。平移比较的结果显示两个勒福I型段之间的平均表面偏差为0.001mm，且SD为0.001mm。并且最后，旋转比较的结果显示平均表面偏差为0.01mm，且SD为0.01mm。

[0127] 验证#2

[0128] 患者与方法

[0129] 此前瞻性验证的目的是确定使用AnatomicAligner系统规划的结果是否至少与(由商业服务设计并打印的)当前黄金标准一样好。基于以下标准包括10名连续患者：1)被诊断患有牙颌面畸形的患者；2)被安排进行双颚外科手术的患者；以及3)使CT扫描作为其诊断和治疗的一部分的患者。针对每位患者，由单个外科医生(J.G.)结合商业服务提供方(科罗拉多州Golden的3D Systems-Medical Modeling)根据CASS方案规划正颌外科手术[3,4]。由商业服务提供方设计并打印外科手术夹板(在本研究中称为商业夹板)，并且在外科手术时使用这些夹板。然后，同一位外科医生使用AnatomicAligner系统重复从导入DICOM图像到设计外科手术夹板的相同的外科手术规划。然后，在AnatomicAligner系统中复制服务提供方使用的变换矩阵并将其应用于每个骨段。最后，由3D打印机(明尼苏达州Eden Prairie的Stratasys股份有限公司的Object30Orthodesk)使用FDA批准的MED610材料打印称为AnatomicAligner夹板的在AnatomicAligner中设计的中间夹板。仅评估中间夹板。这是因为与最终夹板不同，中间夹板的位置由系统直接确定。因此，中间夹板的准确度是用于测量系统准确度的最直接基准。

[0130] 由在正颌外科手术方面经验丰富的两位口腔外科医生(H.M.和D.H.)评估打印的商业与AnatomicAligner夹板的拟合。两人都没有参与外科手术规划或夹板打印过程。评估者对彼此的评估结果也不知情。然而，由于实验室用于打印夹板(即，AnatomicAligner夹板)和商业服务用于打印夹板的材料是不同的，因此不可能使评估者对用于设计夹板的系统不知情。因此，使用以下策略来防止确认偏差。针对每个患者，使用商业夹板将上和下石膏牙科模型安装到Galetti牙科咬合架上。之后，移除商业夹板并插入AnatomicAligner夹板以便进行评估。然后，要求评估者基于临床标准评估夹板的拟合。最重要的方面是确定AnatomicAligner夹板是否能够正确地建立上齿与下齿之间的所期望中间咬合。为此，在上和下石膏模型都安装在Galetti牙科咬合架上(即，由商业夹板预先确定的关系)时评估AnatomicAligner夹板的拟合。然后，单独地评估单独的上和下牙科模型上的摇摆和移位。在每个方面中针对每个夹板给出三个等级：等级#1表示完美拟合，等级#2表示部分拟合(轻微移位或摇摆)，并且等级#3表示完全不拟合。最后，对由两位评估者确定的等级分数进行配对并进行描述性总结。

[0131] 验证结果

[0132] 评估结果显示：在模型在Galetti牙科咬合架上安装在中间咬合位时，所有AnatomicAligner夹板都完美拟合(等级#1)。此外，在AnatomicAligner夹板在上和下模型上单独地进行评估时，所有AnatomicAligner夹板完美地安装在石膏模型上，而没有任何摇

摆(等级#1)或移位(等级#1)。

[0133] 开发出如上所述的用于规划正颌外科手术的CASS系统,即AnatomicAligner。AnatomicAligner系统允许医生根据流水型临床方案准确地规划正颌外科手术[4]。此外,首次在外科手术规划系统中实施真正的3D头影测量分析[16],包括取向、对称性、位置、大小和形状这五个几何性质。这对于正确地量化畸形和规划治疗尤其重要。最后,可在系统中有效地设计外科手术夹板,并且通过使用FDA批准的生物相容材料的任何内部3D打印机进行打印。在外科手术时使用这些夹板以将计算机化的外科手术规划准确地转移到患者。

[0134] AnatomicAligner系统还允许以下事项:1)在洞察到最终用户是对计算机制图知之甚少的医师的情况下设计系统的用户界面。还实现必要的提示和错误检查以指导和警告用户。2)实施通用且有效的虚拟截骨术,因此医生可自由地设计和修改任何类型的截骨术。开发出一种两步的由粗到精三角形分类算法以显著提高虚拟截骨术的效率。3)在对齐和外科手术模拟期间,在自动生成的分级结构下移动和旋转所有所涉及的骨段。4)外科手术夹板的设计是导向半自动规程。

[0135] 应当了解,本文相对于各附图描述的逻辑运算可被实现为:(1)一系列计算机实现的动作或在计算装置(例如,图11所述的计算装置)上运行的程序模块(即,软件);(2)计算装置内的互连机器逻辑电路或电路模块(即,硬件);和/或(3)计算装置的软件和硬件的组合。因此,本文所论述的逻辑运算并不限于硬件和软件的任何特定组合。实现方式是取决于计算装置的性能和其他要求的选择问题。因此,本文所述的逻辑运算被不同地称为操作、结构装置、动作或模块。这些操作、结构装置、动作和模块可在软件、固件、专用数字逻辑以及其任何组合中实现。还应了解,可执行比附图中示出且本文所述更多或更少的操作。这些操作也可按与本文所述那些不同的次序来执行。

[0136] 参考图11,示出了上面可实现本发明的实施方案的示例性计算装置1100。应当理解,示例性计算装置1100仅是上面可实现本发明的实施方案的合适的计算环境的一个实例。任选地,计算装置1100可以是众所周知的计算系统,包括但不限于个人计算机、服务器、手持式或膝上型装置、多处理器系统、基于微处理器的系统、网络个人计算机(PC)、微型计算机、大型计算机、嵌入式系统、和/或包括多个上述系统或设备中的任一个的分布式计算环境。分布式计算环境使得连接到通信网络或其他数据传输介质的远程计算装置能够执行各种任务。在分布式计算环境中,程序模块、应用程序和其他数据可存储在本地和/或远程计算机存储介质上。

[0137] 在计算装置1100的最基本配置中,计算装置1100通常包括至少一个处理单元1106和系统存储器1104。根据计算装置的确切配置和类型,系统存储器1104可以是易失性的(诸如随机存取存储器(RAM))、非易失性的(诸如只读存储器(ROM)、快闪存储器等)、或这两者的某种组合。这种最基本的配置在图11中以虚线1102示出。处理单元1106可以是执行计算装置1100的操作所必需的算术和逻辑运算的标准可编程处理器。计算装置1100还可包括用于在计算装置1100的各种部件之间传达信息的总线或其他通信机构。

[0138] 计算装置1100可具有另外的特征/功能性。例如,计算装置1100可包括另外的存储装置,诸如可移动存储装置1108和不可移动存储装置1110,包括但不限于磁性或光学盘或带。计算装置1100还可包含允许装置与其他装置通信的一个或多个网络连接1116。计算装置1100还可具有一个或多个输入装置1114,诸如键盘、鼠标、触摸屏等。还可包括一个或多

个输出装置1112，诸如显示器、扬声器、打印机等。另外的装置可连接到总线，以便有助于计算装置1100的部件之间的数据通信。所有这些装置都是本领域中众所周知的，并且无需在这里进行详细论述。

[0139] 处理单元1106可被配置来执行编码在有形计算机可读介质中的程序代码。有形计算机可读介质是指能够提供致使计算装置1100(即，机器)以特定方式操作的数据的任何介质。可利用各种计算机可读介质来向处理单元1106提供指令以供执行。示例性有形计算机可读介质包括但不限于以任何方法或技术实现的用于存储诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据的信息的易失性介质、非易失性介质、可移动介质和不可移动介质。系统存储器1104、可移动存储装置1108和不可移动存储装置1110都是有形计算机存储介质的实例。示例性有形计算机可读记录介质包括但不限于集成电路(例如，现场可编程门阵列或专用IC)、硬盘、光盘、磁光盘、软盘、磁带、全息存储介质、固态装置、RAM、ROM、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、快闪存储器或其他存储器技术、CD-ROM、数字多功能盘(DVD)或其他光学存储装置、磁盒、磁带、磁盘存储装置或其他磁性存储装置。

[0140] 在示例性实现方式中，处理单元1106可执行存储在系统存储器1104中的程序代码。例如，总线可将数据传送到系统存储器1104，处理单元1106从系统存储器1104接收并执行指令。系统存储器1104所接收的数据可在由处理单元1106执行之前或之后任选地存储在可移动存储装置1108或不可移动存储装置1110上。

[0141] 应当理解，本文所述的各种技术可结合硬件或软件、或在适当的情况下结合其组合来实现。因此，目前所公开的主题的方法和设备、或其某些方面或部分可采取体现在有形介质中的程序代码(即，指令)的形式，所述有形介质诸如软盘、CD-ROM、硬盘驱动器或任何其他机器可读存储介质，其中当程序代码被加载到机器(诸如计算装置)中并由所述机器执行时，所述机器变为用于实践目前所公开的主题的设备。在程序代码在可编程计算机上执行的情况下，计算装置通常包括处理器、可由处理器读取的存储介质(包括易失性和非易失性存储器和/或存储元件)、至少一个输入装置以及至少一个输出装置。一个或多个程序可实现或利用结合目前所公开的主题而描述的过程，例如，通过使用应用编程接口(API)、可再用控件等。此类程序可以高级程序或面向对象的编程语言来实现以与计算机系统通信。然而，如果期望的话，一个或多个程序可以汇编或机器语言来实现。在任何情况下，语言可以是编译或解释语言，并且它可与硬件实现方式组合。

[0142] 限定原初参考系

[0143] 下面描述用于限定原初参考系的技术。如上所述，正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner(作为模块2的一部分)可限定原初参考系，这在执行3D头影测量分析之前发生。换句话说，需要参考系来量化复合3D模型的几何性质。例如，像建设器使用字符串和级别来设置构建线一样，外科医生需要参考平面来重建面部。面部，作为3D结构，需要三个参考平面：竖直(矢状)、水平(轴向)和横向(冠状)。竖直平面将面部分成右半部和左半部，并且与横向平面一起帮助限定对称性。水平平面确定面部的向前或向后倾斜并引导外科医生矫正任何面部特征的向前放置。正确地建立解剖学参考系很重要。当面部对称时，建立参考系可以是容易的，但是当面部歪斜时，建立参考系要困难得多。

[0144] 为了建立参考系，可使用自动计算任何面部(或其复合3D模型)的对称平面的算法，即使面部是歪斜的。所述算法使用面部解剖参照点，包括但不限于眼角、鼻尖、颏中部和

耳道。本公开设想到可使用除作为实例提供的那些之外的解剖参照点。在第一步中，算法收集面部解剖参照点(例如，大约50个解剖参照点)并创建点云。接下来，拷贝并翻转点云，从而制成镜像。然后，使用多次迭代，算法平移并旋转镜像，直到它拟合到原始点云为止。在每次迭代时，算法都知道忽略面部(或其复合3D模型)的最歪斜部分，从而使最对称的解剖结构更有价值。最后，在拟合完成之后，算法将原始和翻转的解剖参照点结合到单个群组中并计算最佳地划分右侧和左侧解剖参照点的平面(例如，矢状、轴向或冠状)。结果是最佳可能的对称平面。

[0145] 用于建立原初参考系的示例性方法在Gateno,J.等,The primal sagittal plane of the head:a new concept,Int J Oral Maxillofac Surg,45(3):399-405(2016)中提供，其公开内容全文以引用方式并入。可替代地或另外地，可使用如下关于附图13所述的技术来建立原初参考系，所述技术包括计算加权普氏距离。本公开设想到可例如使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来确定3D模型的原初参考系。示例性方法可包括以下步骤：(1)在3D模型上标识多个解剖参照点，其中解剖参照点限定点云；(2)创建点云的镜像副本；(3)迭代平移和/或旋转镜像副本，直到与点云拟合为止；(4)叠加镜像副本和点云以创建单个点群组；以及(5)计算划分单个点群组的对称平面。应当理解，对称平面可以是3D模型的正中矢状平面、轴向平面或冠状平面。

[0146] 参考图13，示出了用于确定三维(3D)模型(例如，上述复合3D模型)的原初参考系的示例性操作。图13特定于确定本文所述的复合3D模型的正中矢状平面。应当理解，示例性操作可用于确定本文所述的复合3D模型的正中矢状平面、轴向平面或冠状平面。本公开设想到可例如使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来执行图13所示的示例性操作。

[0147] 在1302处，将多个解剖参照点分类到三个群组中：右侧、中线和左侧。在1304处，将三个群组的解剖参照点重新分组成两个群组：右侧-中线-左侧和左侧-中线-右侧。在1306处，将右侧-中线-左侧群组指配为“FIX”，并且将左侧-中线-右侧群组指配为“FIT”。在1308处，计算受试者(即，患者特定)的自适应阈值(β)。在1310处，将FIT与FIX的质心对准到原点(0,0,0)，并且将FIT坐标存储为“FIT0”(例如，在存储器中)。在1312处，计算FIT的旋转(R)和平移(T)。在1314处，计算对称平面(例如，正中矢状平面)，并且操作前进至结束(即，步骤1314完成)。

[0148] 下面提供步骤1312的子操作。在1320处，针对第一次迭代，操作前进至步骤1322。这些操作找到在固定旋转中心处的最佳旋转(R)。针对后续迭代，操作改为前进至步骤1342。这些操作基于先前确定的旋转(R)找到最佳旋转中心。针对第一次迭代，在1322处，创建FIT的镜像副本。在图13所示的实例中，左侧-中线-右侧群组(即，FIT)是镜像的。本公开设想到在其他实现方式中，右侧-中线-左侧群组(即，FIX)可任选地是镜像的，并且操作要相应地进行调整。在1324处，将旋转(R)的初始权重(W)指配为“1”。在1326处，使用FIT与FIX之间的加权普氏距离来计算FIT的旋转(R)。在1328处，将旋转(R)应用到FIT以获得FIT’(即，FIT’＝R*FIT)。在1330处，计算FIT’与FIT之间的距离(D’)。在1332处，如果D’大于阈值(ε)，则操作前进至步骤1334。否则，操作返回至步骤1320。ε的默认值为0.01。应当理解，ε可大于或小于0.01。在1334处，如果迭代少于最大迭代次数，则操作前进至步骤1336。否则，操作返回至步骤1320。在1336处，将FIT’指配给FIT(即，FIT＝FIT’)。在1338处，计算旋转的权重(W)，并且操作返回至步骤1326。在1342处，用值0对平移(T)进行初始化，并且计算FIT与

FIX之间的距离(D)。在1344处,如果D大于自适应阈值(β),则操作前进至步骤1346。否则,操作前进至结束(即,步骤1312完成)。在1346处,计算平移的权重(α)。在1348处,计算平移(T)并将其应用到FIT(即,FIT'=T+FIT)。在1350处,计算FIT'与FIT之间的距离(D')。在1352处,如果D'大于阈值(ε),则操作前进至步骤1354。否则,操作前进至结束(即,步骤1312完成)。在1354处,如果迭代少于最大迭代次数,则操作前进至步骤1356。否则,操作前进至结束(即,步骤1312完成)。在1356处,将FIT'指配给FIT(即,FIT=FIT')。在1358处,计算旋转的权重(W),并且操作前进至结束(即,步骤1312完成)。

[0149] 下面提供步骤1314的子操作。在1362处,对FIT和FIT0求平均并存储(例如,在存储器中)为MID。在1364处,执行MID的主成分分解。在1366处,将与最后一个成分相关联的矢量(v)存储为对称平面(例如,正中矢状平面)法线。在1368处,将对称平面法线平移以穿过MID的中心,并且操作前进至结束(即,步骤1314完成)。

[0150] 对称分析

[0151] 下面描述用于执行对称分析的技术。如上所述,作为3D头影测量分析的一部分,正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner(作为模块3的一部分)可执行对称分析。与对称性相关的两个元素是:对象对称性和对称对准。对象对称性是指每个面部单元应当具有的固有镜像对称性。对称对准是指每个面部单元与面部(或其复合3D模型)的正中矢状平面的对准。下面参考图14描述用于计算固有对称性的半形迭代加权普氏叠加算法。参考图14,示出了用于计算三维(3D)模型(例如,上述复合3D模型)的固有对称性的示例性操作。本公开设想到可例如使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来执行图14所示的示例性操作。在1402处,将多个解剖参照点分类到三个群组中:右侧、中线和左侧。在1404处,将三个群组的解剖参照点重新分组成两个群组:右侧-中线和中线-左侧。在1406处,将中线-左侧群组指配为"FIX",并且将右侧-中线群组指配为"FIT"。在1408处,计算受试者(即,患者特定)的自适应阈值(β)。计算自适应阈值(β)。在1410处,将FIT和FIX的质心对准到原点(0,0,0)。在1412处,计算FIT的旋转(R)和平移(T)。在1414处,计算两个群组(即,FIT与FIX)之间的对称性,并且操作前进至结束(即,步骤1414完成)。任选地,如上所述,此对称性量度可作为3D头影测量报告的一部分提供。

[0152] 下面提供步骤1412的子操作。在1420处,针对第一次迭代,操作前进至步骤1422。这些操作找到在固定旋转中心处的最佳旋转(R)。针对后续迭代,操作改为前进至步骤1442。这些操作基于先前确定的旋转(R)找到最佳旋转中心。针对第一次迭代,在1422处,创建FIT的镜像副本。在图14所示的实例中,中线-左侧群组(即FIT)被镜像到左侧。本公开设想到在其他实现方式中,中线-左侧群组(即,FIX)可任选地被镜像到右侧,并且操作要相应地进行调整。在1424处,将旋转(R)的初始权重(W)指配为"1"。在1426处,使用FIT与FIX之间的加权普氏距离来计算FIT的旋转(R)。在1428处,将旋转(R)应用到FIT以获得FIT'(即,FIT'=R*FIT)。在1430处,计算FIT'与FIT之间的距离(D')。在1432处,如果D'大于阈值(ε),则操作前进至步骤1434。否则,操作返回至步骤1420。在1434处,如果迭代少于最大迭代次数,则操作前进至步骤1436。否则,操作返回至步骤1420。在1436处,将FIT'指配给FIT(即,FIT=FIT')。在1438处,计算旋转的权重(W),并且操作返回至步骤1426。在1442处,用值0对平移(T)进行初始化,并且计算FIT与FIX之间的距离(D)。在1444处,如果D大于自适应阈值(β),则操作前进至步骤1446。否则,操作前进至结束(即,步骤1412完成)。在1446处,计算平

移的权重(α)。在1448处,计算平移(T)并将其应用到FIT(即,FIT'＝T+FIT)。在1450处,计算FIT'与FIT之间的距离(D')。在1452处,如果D'大于阈值(ε),则操作前进至步骤1454。否则,操作前进至结束(即,步骤1412完成)。在1454处,如果迭代少于最大迭代次数,则操作前进至步骤1456。否则,操作前进至结束(即,步骤1412完成)。在1456处,将FIT'指配给FIT(即,FIT＝FIT')。在1458处,计算旋转的权重(W),并且操作前进至结束(即,步骤1412完成)。

[0153] 夹板设计

[0154] 下面描述用于设计外科手术夹板或模板的技术。如上所述,正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner(作为模块6的一部分)可用于设计外科手术夹板,所述外科手术夹板是在外科手术期间放置在受试者的上齿与下齿之间的马蹄形的锚定牙齿的薄片。

[0155] 参考图15,示出了用于设计外科手术夹板的示例性操作。本公开设想到可例如使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来执行图15所示的示例性操作。在1502处,如果要自动选择上和下牙科模型(例如,如本文所述的高分辨率上和下数字牙科模型),则操作前进至步骤1504。在1504处,由系统自动标识上和下牙科模型。在1506处,限定外科手术夹板的类型,例如,用于先上颌骨外科手术的中间夹板、用于先下颌骨外科手术的中间夹板、或最终夹板。否则,操作前进至操作1508,在操作1508处,用户手动选择上和下牙弓。任选地,针对中间夹板,在1510处,使下牙科模型围绕右下颌骨髁的旋转中心(COR-R)以及围绕左下颌骨髁的旋转中心(COR-L)自转。在1512处,限定夹板的顶部平面。这可通过在上牙弓的咬合平面上数字化多个解剖参照点以形成夹板的顶部平面来执行。在1514处,限定夹板的顶部平面的顶部轮廓。这可通过将上牙弓描绘到顶部平面上来执行。图8A至图8B中示出示例性顶部轮廓802。在1516处,限定夹板的底部平面。这可通过在下牙弓的咬合平面上数字化多个解剖参照点以形成夹板的底部平面来执行。在1518处,限定夹板的底部平面的底部轮廓。这可通过将顶部轮廓拷贝到底部平面、从而形成夹板的底面的底部轮廓来执行。图8B中示出示例性底部轮廓804。在1520处,组装原始夹板模型。图8B中示出原始夹板的示例性表面模型。在1522处,通过布尔运算、例如通过将上齿和下齿从夹板模型减去来生成夹板模型。然后,可例如使用3D打印机来打印外科手术夹板。

[0156] 下面描述步骤1518的子操作。在1532处,可修改夹板的顶部平面和顶部轮廓。任选地,在1534处,可添加、修改或移除顶部轮廓延伸部(例如,图8B中所示的轮廓延伸部802a)。在1536处,可修改夹板的底部平面和底部轮廓。任选地,在1538处,可添加、修改或移除底部轮廓延伸部(例如,图8B中所示的轮廓延伸部804a)。任选地,在1540处,如果需要的话,使夹板的下牙科模型和底部轮廓围绕右下颌骨髁的旋转中心(COR-R)以及围绕左下颌骨髁的旋转中心(COR-L)自转。

[0157] 过度矫正

[0158] 下面描述用于过度矫正的技术。正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner可用于对受试者下颌骨的3D模型的远侧段和/或近侧段执行过度矫正。

[0159] 参考图16,示出了用于过度矫正的示例性操作。本公开设想到可例如使用计算装置(诸如图11所示的计算装置1100)来执行图16所示的示例性操作。在1602处,限定下颌骨过度矫正的类型。在1604处,使下颌骨(例如,受试者下颌骨的3D模型)围绕右下颌骨髁的旋转中心(COR-R)以及围绕左下颌骨髁的旋转中心(COR-L)自转。在1606处,如果要对远侧段和近侧段两者进行过度矫正,则操作前进至步骤1608。否则,操作前进到步骤1614,在1614

处,围绕枢转点对远侧段进行过度矫正。在步骤1608处,如果要对远侧段和右侧近侧段进行过度矫正,则操作前进到步骤1610,在1610处,围绕枢转点(例如,COR-R)对远侧段和右侧近侧段进行过度矫正。在步骤1608处,如果要对远侧段和左侧近侧段进行过度矫正,则操作前进到步骤1612,在1612处,围绕枢转点(例如,COR-L)对远侧段和左侧近侧段进行过度矫正。在1614处,围绕枢转点对远侧段进行过度矫正。

[0160] 牙弓的对象参考系

[0161] 下面描述用于建立牙弓的对象参考系的技术。正颌外科手术规划系统和/或AnatomicAligner(例如,作为模块3的一部分)可用于建立牙弓的对象参考系。

[0162] 例如,已经开发出用于在计算机辅助的外科手术模拟(CASS)期间建立牙弓对称对准的最佳对象参考系的基于主成分分析的自适应最小欧氏距离(PAMED)途径。如上所述,在头影测量分析期间,可使用PAMED算法建立对象参考系。与三角形和标准PCA方法相比,PAMED途径是用于在正颌外科手术规划中建立牙弓的对象参考系的最可靠且一致的途径。例如,当存在由任何致病源(例如,单侧缺齿或单个齿未对准)造成的牙弓不对称时,三角形方法是不可靠的。任何上述条件都可能使三角形方法有偏差,并且在限定对象参考系时造成误差。

[0163] 正颌外科手术规划中的一个重要步骤是相对于整个面部恢复牙弓的对称对准[33-36]。分析牙弓对称对准需要对象参考系,先前称之为局部坐标系或局部参考系。与整个面部的全局参考系一样,牙弓的对象参考系由三个正交平面组成。轴向平面将牙弓分成上半部和下半部;冠状平面将牙弓分成前半部和后半部;并且正中矢状平面均匀地将牙弓均匀地分成右半部和左半部。通过将牙弓的对象参考系与整个面部的全局参考系进行比较,可将牙弓的对称对准计算为中央门牙中点(牙中线)的横向差以及平摇和横摇(翻转)的取向差。

[0164] 本文所述的PAMED途径是使用来自马萨诸塞州Natick的The MathWorks有限公司的MATLAB 2014a编程的,并且计算是实时完成的。应当理解,PAMED算法可使用除以下实例中所述的那些之外的硬件和/或软件来实现。此外,PAMED算法使用下表2中提供的解剖参照点。与三角形方法相比,PAMED算法使用更多的牙科解剖参照点,这提高了建立牙弓的对象参考系的准确度。

[0165]

表2 计算中使用的解剖参照点的定义。

解剖参照点	定义
U0	两个中央门牙边缘之间的中点
U2	侧边门牙边缘上的中点
U3	犬牙尖端
U4	第一磨牙颊尖
U5	第二磨牙颊尖

[0166]

U6	第一磨牙近中颊尖
U7	第二磨牙近中颊尖

[0167] 正颌外科手术规划中的一个重要步骤是在对称对准期间建立牙弓的正确对象参考系。由于牙弓的性质,通常将咬合平面用作轴向平面。一旦正确限定了正中矢状面,就不

难限定冠状平面。它始终与轴向和正中矢状平面互相垂直并穿过U0。

[0168] 限定正中矢状平面是建立牙弓的对象参考系的关键。本文所述的PAMED途径是创建牙弓的正中矢状平面的最一致的方法，即使在存在单侧缺失牙齿或单齿未对准的情况下也是如此。三角形方法在生成正中矢状平面方面表现相当好，因为两个后牙解剖参照点是“动态地”数字化的。替代静态地使用第一磨牙的两个近中颊尖，评估者可能必须改变解剖参照点以便例如使用第二磨牙或第二前磨牙的近中颊尖来形成表示牙弓的假想等腰三角形[34]。正如预期的那样，当使用三角形方法时，正中矢状平面受单侧缺失牙齿(1/30)或单齿未对准(1/30)的存在的影响。最后，标准PCA方法是最不可靠的方法。

[0169] 标准PCA方法还不如三角形方法可靠。这是因为PCA是统计规程，它使用正交变换来将可能相关的变量的一组观察结果转换呈线性不相关的变量、即主成分(矢量)的一组值。因此，三个正交主成分的原点位于牙弓的中间。尽管两个主成分(Y轴和Z轴)被指配为正中矢状平面，但它可不必穿过U0。当在CASS外科手术规划中使用时，必须将原点平移到U0，从而致使正中矢状平面朝向一侧移位。此外，标准PCA方法对用于计算的解剖参照点敏感，因为它仅使用至多13个牙科解剖参照点。任何异常值都可能使结果有严重偏差。虽然PAMED途径也是基于PCA方法来确定咬合平面，但是正中矢状面的Y轴是通过使右侧与左侧牙列曲线之间的欧氏距离最小化来迭代地重新计算的。PAMED方法还通过将13个牙科解剖参照点重新采样至1,399个点而解决了异常值问题。

[0170] 存在两种限定咬合平面的定义。传统上，咬合平面穿过中央门牙边缘以及第一磨牙的近中颊尖。这符合三角形方法的定义。但是，它对用于构建三角形的解剖参照点敏感。在三角形方法中，如果使用了过度萌生或阻生齿，那么对象参考系会受到异常值的影响。当咬合平面均匀地穿过所有前缘和尖时，咬合平面得到更好的限定。这符合PAMED和标准PCA方法的定义：由第一主成分和第二主成分构建X’O’Y’平面。

[0171] 参考图17，示出了用于使用PAMED算法来建立牙弓的对象参考系的示例性操作。PAMED途径的关键是找到正中矢状平面的最佳最小值，所述正中矢状平面将牙弓均匀地分成右半部和左半部。

[0172] 在1702处，将多个解剖参照点数字化并形成右侧和左侧牙列曲线。在图17中，十三个牙科解剖参照点在上颌骨牙弓上被数字化，每侧上六个解剖参照点，一个在中间。解剖参照点在上面的表2中列出并且也在图18A中示出。中点U0表示中央牙中点。然后，将13个数字化牙解剖参照点连接起来以形成右侧和左侧牙列曲线，每侧上七个点(U0、U2-U7)。右侧和左侧曲线两者的第一个点都是U0。由于U0源于右侧和左侧中门齿(U1)，因此在计算中不使用右侧和左侧U1。在缺失牙齿的情况下，不对其解剖参照点进行数字化并且将两个相邻的解剖参照点直接连接起来，如图18B所示。

[0173] 在1704处，对数字化解剖参照点进行重新采样。分别计算右侧和左侧牙列曲线的欧氏距离。然后，修剪较长曲线的远侧(磨牙)端，使右侧和左侧曲线等距离，如图18A所示。然后，将右侧和左侧曲线均匀地重新采样至每侧上700个点，这产生近似0.1mm的重新采样分辨率。点阵列的每一侧上的第一点在U0处结合，从而产生整个牙弓的总共1,399个重新采样点。

[0174] 在1706处，应用PCA来计算初始笛卡尔坐标系。对1,399个重新采样点应用标准PCA，从而计算第一主成分、第二主成分和第三主成分。它们彼此互相垂直。如下确定初始笛

卡尔坐标系(X'-Y'-Z')。三个主成分的原点(其位于牙弓中间)是初始笛卡尔坐标系的原点O',如图18C所示。将第三主成分(即最小方差)限定为Z'轴。将第一主成分和第二主成分限定为X'轴和Y'轴。Y'轴是将1,399个点分成右侧群组和左侧群组的主成分,并且X'轴是最后一个主成分。最后,X'O'Y'平面表示均匀地穿过所有前缘和尖的咬合平面。

[0175] 在1708处,限定原点并计算对象参考系的Z轴。牙弓的对象参考系的原点O被限定在UO处。因此,将初始笛卡尔坐标系平移到UO处的新原点O。随后,X'轴、Y'轴和Z'轴变成X″轴、Y″轴和Z″轴,并且X'OY'平面变成X″OY″平面,如图18C所示。最后,将Z″轴指配为牙弓的对象参考系的Z轴。

[0176] 在1710处,迭代地计算对象参考系的Y轴。

[0177] 在1722(初始化)处,沿着Z轴将1399个重新采样点投影到X″OY″平面上。将在右侧和左侧投影点阵列的远侧端处的最后两个点连接起来以形成线A。点P是线A和Y″轴的交点,如图18D所示。然后,将原点O和点P连接起来以形成线$\vec{OP}$。它将是牙弓的对象参考系的Y轴。在第一次迭代期间,线$\vec{OP}$是Y″轴,如图18D所示。

[0178] 在1724(计算欧氏距离的和)处,在X″OY″平面上,投影点阵列的右侧围绕线$\vec{OP}$是左侧的镜像。计算对应点之间的欧氏距离的初始和,如图18D所示。

[0179] 在1726(初始化)处,沿着线A将点P向右和向左各移动0.1mm。通过重复步骤1724来计算两侧的欧氏距离的和。将它们与在步骤1724中计算出的欧氏距离的初始和进行比较。产生较小的欧氏距离的和的方向是步骤1726的“良好”方向,如图18E所示。如果在步骤1724中计算出的欧氏距离的初始和是三者中最小的,则线$\vec{OP}$变成Y轴并且迭代停止,并且操作前进至步骤1712。

[0180] 在1728(“粗略”迭代)处,以1.0mm步长将点P连续地朝向“良好”方向移动。重复步骤1724,直到欧氏距离的和变得更大为止,如图18F所示。

[0181] 在1730(“精细”迭代)处,与“良好”方向相反地以0.1mm步长连续地移动点P。重复步骤1724以便计算线$\vec{OP}$的最优解,直到欧氏距离的和变得更大为止。将产生最小距离的和(最优解)的线限定为对象参考系的Y轴,如图18G所示。

[0182] 在1712处,计算对象参考系的X轴以及XOY、YOZ和XOZ平面。参考系的X轴垂直于Y轴和Z轴两者,如图18H所示。最后,基于X轴、Y轴和Z轴计算XOY(轴向)、YOZ(正中矢状)和XOZ(冠状)平面。

[0183] 图18A示出了在牙科模型上数字化的十三个牙解剖参照点。它们形成在UO处结合的右侧和左侧曲线1802。针对每条曲线计算欧氏距离。如果右侧和左侧欧氏距离不相等,则修剪较长曲线的远侧(磨牙)端,从而使右侧和左侧曲线等距离。将整个牙列曲线均匀地重新采样至1,399个点(曲线上的黑点)。图18B示出了阻塞性睡眠呼吸暂停患者的牙弓中缺失两个第一前磨牙。缺失牙齿的解剖参照点没有被数字化,并且2个相邻的解剖参照点被直接连接。图18C示出了应用于初始笛卡尔坐标系(X'-Y'-Z')的标准PCA。原点O'位于牙弓的中间。X'O'Y'平面1804是咬合平面。然后,将初始笛卡尔坐标系平移到UO处的新原点O。随后,X'轴、Y'轴和Z'轴变成X″轴、Y″轴和Z″轴1808,并且X'O'Y'平面变成X″OY″平面1806。最后,

将Z″轴指配为牙弓的对象参考系的Z轴。图18D示出了迭代计算牙弓的参考系的Y轴。沿着Z轴将重新采样点投影到X″OY″平面上。右侧点阵列是1810，并且左侧点阵列是1812。线A连接在右侧和左侧投影点阵列的远侧端处的最后两个点。点P是线A和Y″轴的交点。将原点O和点P连接起来以形成线$\vec{OP}$，它是要确定的Y轴。在第一次迭代期间，线$\vec{OP}$是Y″轴。在X″OY″平面上围绕线$\vec{OP}$将点阵列的右侧镜像到另一侧，如1814所示。计算左侧点阵列1812与镜像的右侧点阵列1814的对应点之间的欧氏距离的和。图18E示出找到“良好”方向的方式。沿着线A将点P朝向右侧和左侧各移动0.1mm。如在图17的步骤1724中那样，计算欧氏距离的和。可产生较小的欧氏距离的和的方向是下一步的“良好”方向。在这个实例中，左侧是“良好”方向。图18F示出了“粗略”迭代：以1.0mm的步长点P朝向“良好”方向连续地移动。重复图17的步骤1724，直到欧氏距离的和变得更大为止。图18G示出了“精细”迭代：然后，与“良好”方向相反地以0.1mm步长连续地移动点P，以找到线$\vec{OP}$的最优解。重复图17的步骤1724，直到欧氏距离的和变得更大为止。将产生最小距离和的线$\vec{OP}$限定为牙弓的对象参考系的Y轴。图18H示出了使用PAMED方法建立的牙弓1816的对象参考系。轴1818指示在迭代计算之前的原始Y″轴。

[0184] 参考文献

[0185] 1.Bell WH(1980)Surgical correction of dentofacial deformities.WB Saunders,Philadelphia

[0186] 2.Bell WH(1992)Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery.WB Saunders,Philadelphia

[0187] 3.Xia JJ,Gateno J,Teichgraeber JF(2009)New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction.J Oral Maxillofac Surg 67(10):2093-2106

[0188] 4.Xia JJ,Gateno J,Teichgraeber JF,Yuan P,Chen KC,Li J,Zhang X,Tang Z,Alfi DM(2015)Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation(CASS)protocol.Part 1:planning sequence.Int J Oral Maxillofac Surg 44(12):1431-1440.doi:10.1016/j.ijom.2015.06.006

[0189] 5.Bobek S,Farrell B,Choi C,Farrell B,Weimer K,Tucker M(2015)Virtual surgical planning for orthognathic surgery using digital data transfer and an intraoral fiducial marker:the charlotte method.J Oral Maxillofac Surg 73(6):1143-1158.doi:10.1016/j.joms.2014.12.008

[0190] 6.Hsu SS,Gateno J,Bell RB,Hirsch DL,Markiewicz MR,Teichgraeber JF,Zhou X,Xia JJ(2013)Accuracy of a computer-aided surgical simulation protocol for orthognathic surgery:a prospective multicenter study.J Oral Maxillofac Surg 71(1):128-142.doi:10.1016/j.joms.2012.03.027

[0191] 7.Yuan P,Ho DC-Y,Chang C-M,Li J,Mai H,Kim D,Shen S,Zhang X,Zhou X,Xiong Z,Gateno J,Xia JJ(2016)A Novel Computer-Aided Surgical Simulation(CASS)System to Streamline Orthognathic Surgical Planning.In:Zheng G,Liao H,Jannin

P,Cattin P,Lee S-L(eds)Medical Imaging and Augmented Reality:7th International Conference,MIAR 2016,Bern,Switzerland,August 24-26,2016,Proceedings.Springer International Publishing,Cham,pp 3-14.doi:10.1007/978-3-319-43775-0_1

[0192] 8.Gateno J,Xia J,Teichgraeber JF,Rosen A(2003)A new technique for the creation of a computerized composite skull model.J Oral Maxillofac Surg 61(2):222-227

[0193] 9.Xia JJ,Gateno J,Teichgraeber JF,Yuan P,Li J,Chen KC,Jajoo A,Nicol M,Alfi DM(2015)Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation(CASS)protocol.Part 2:three-dimensional cephalometry.Int J Oral Maxillofac Surg 44(12):1441-1450.doi:10.1016/j.ijom.2015.06.007

[0194] 10.Gateno J,Jajoo A,Nicol M,Xia JJ(2016)The primal sagittal plane of the head:a new concept.Int J Oral Maxillofac Surg 45(3):399-405.doi:10.1016/j.ijom.2015.11.013

[0195] 11.Schatz EC(2006)A new technique for recording natural head position in three dimensions(MS thesis).The University of Texas Health Science Center at Houston,Houston(Advisors:Xia JJ,English JD,Garrett FA,et al)

[0196] 12.Schatz EC,Xia JJ,Gateno J,English JD,Teichgraeber JF,Garrett FA(2010)Development of a technique for recording and transferring natural head position in 3 dimensions.J Craniofac Surg 21(5):1452-1455.doi:10.1097/SCS.0b013e3181ebcd0a

[0197] 13.Xia JJ,McGrory JK,Gateno J,Teichgraeber JF,Dawson BC,Kennedy KA,Lasky RE,English JD,Kau CH,McGrory KR(2011)A new method to orient 3-dimensional computed tomography models to the natural head position:a clinical feasibility study.J Oral Maxillofac Surg 69(3):584-591.doi:10.1016/j.joms.2010.10.034

[0198] 14.Gateno J,Xia JJ,Teichgraeber JF(2011)New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery.J Oral Maxillofac Surg 69(3):606-622.doi:10.1016/j.joms.2010.09.010

[0199] 15.Gateno J,Xia JJ,Teichgraeber JF,Christensen AM,Lemoine JJ,Liebschner MA,Gliddon MJ,Briggs ME(2007)Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation(CASS)in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities.J Oral Maxillofac Surg 65(4):728-734

[0200] 16.Xia J,Ip HH,Samman N,Wang D,Kot CS,Yeung RW,Tideman H(2000)Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation:3D virtual osteotomy.Int J Oral Maxillofac Surg 29(1):11-17

[0201] 17.Xia J,Ip HH,Samman N,Wong HT,Gateno J,Wang D,Yeung RW,Kot CS,Tideman H(2001)Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-

tissue prediction for orthognathic surgery.IEEE Trans Inf Technol Biomed 5(2):97-107

[0202] 18.Xia JJ,Gateno J,Teichgraeber JF(2005)Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery.Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 13(1):25-39

[0203] 19.Gateno J,Xia J,Teichgraeber JF,Rosen A,Hultgren B,Vadnais T(2003)The precision of computer-generated surgical splints.J Oral Maxillofac Surg 61(7):814-817

[0204] 20.Swennen GR,Barth EL,Eulzer C,Schutyser F(2007)The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull.Int J Oral Maxillofac Surg 36(2):146-152

[0205] 21.Lorensen WE,Cline HE Marching cubes:A high resolution 3D surface construction algorithm.In:SIGGRAPH'87 Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques,New York,NY,1987.ACM SIGGRAPH Computer Graphics,

[0206] 22.Xia J,Samman N,Yeung RW,Shen SG,Wang D,Ip HH,Tideman H(2000)Three-dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for orthognathic surgery.Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 15(4):265-282

[0207] 23.Damstra J,Fourie Z,Ren Y(2010)Simple technique to achieve a natural position of the head for cone beam computed tomography.Br J Oral Maxillofac Surg 48(3):236-238.doi:10.1016/j.bjoms.2009.10.001

[0208] 24.Gateno J,Xia JJ,Teichgraeber JF(2011)New Methods to Evaluate Craniofacial Deformity and to Plan Surgical Correction.Semin Orthod 17(3):225-234.doi:10.1053/j.sodo.2011.02.006

[0209] 25.Athanasiou AE(1995)Orthodontic cephalometry.Mosby-Wolfe,St.Louis

[0210] 26.Gateno J,Xia JJ,Teichgraeber JF(2011)Effect of facial asymmetry on 2-dimensional and 3-dimensional cephalometric measurements.J Oral Maxillofac Surg 69(3):655-662.doi:10.1016/j.joms.2010.10.046

[0211] 27.Swennen GR,Schutyser F(2006)Three-dimensional cephalometry:spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography.Am J Orthod Dentofacial Orthop 130(3):410-416

[0212] 28.Swennen GR,Schutyser F,Barth EL,De Groeve P,De Mey A(2006)A new method of 3-D cephalometry Partl:the anatomic Cartesian 3-D reference system.J Craniofac Surg 17(2):314-325

[0213] 29.Zelditch ML,Swiderski DL,Sheets HD(2012)Geometric morphometrics for biologists:a primer.Elsevier,London,UK

[0214] 30.Gottschalk S,Lin MC,Manocha D(1996)OBBTree:a hierarchical structure for rapid interference detection.Paper presented at the Proc.of ACM Siggraph'96,

[0215] 31.Chang YB,Xia JJ,Gateno J,Xiong Z,Zhou X,Wong ST(2010)An automatic and robust algorithm of reestablishment of digital dental occlusion.IEEE Trans Med Imaging 29(9):1652-1663.doi:10.1109/TMI.2010.2049526

[0216] 32.Chang YB,Xia JJ,Gateno J,Xiong Z,Teichgraeber JF,Lasky RE,Zhou X(2012)In vitro evaluation of new approach to digital dental model articulation.J Oral Maxillofac Surg 70(4):952-962.doi:10.1016/j.joms.2011.02.109

[0217] 33.Gateno,J.,Xia,J.J.,and Teichgraeber,J.F.New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery.J Oral Maxillofac Surg.2011;69:606-622

[0218] 34.Xia,J.J.,Gateno,J.,Teichgraeber,J.F.,Yuan,P.,Chen,K.C.,Li,J.,Zhang,X.,Tang,Z.,and Alfi,D.M.Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation(CASS)protocol.Part 1:planning sequence.Int J Oral Maxillofac Surg.2015;44:1431-1440

[0219] 35.Xia,J.J.,Gateno,J.,and Teichgraeber,J.F.New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction.J Oral Maxillofac Surg.2009;67:2093-2106

[0220] 36.Xia,J.J.,Gateno,J.,Teichgraeber,J.F.,Yuan,P.,Li,J.,Chen,K.C.,Jajoo,A.,Nicol,M.,and Alfi,D.M.Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation(CASS)protocol.Part 2:three-dimensional cephalometry.Int J Oral Maxillofac Surg.2015;44:1441-1450

[0221] 虽然已经用特定于结构特征和/或方法动作的语言描述了主题,但是应当理解,在所附权利要求中限定的主题不必限于上文所述的特定特征或动作。相反,上文所述的特定特征和动作是作为实现所附权利要求的示例性形式而被公开。

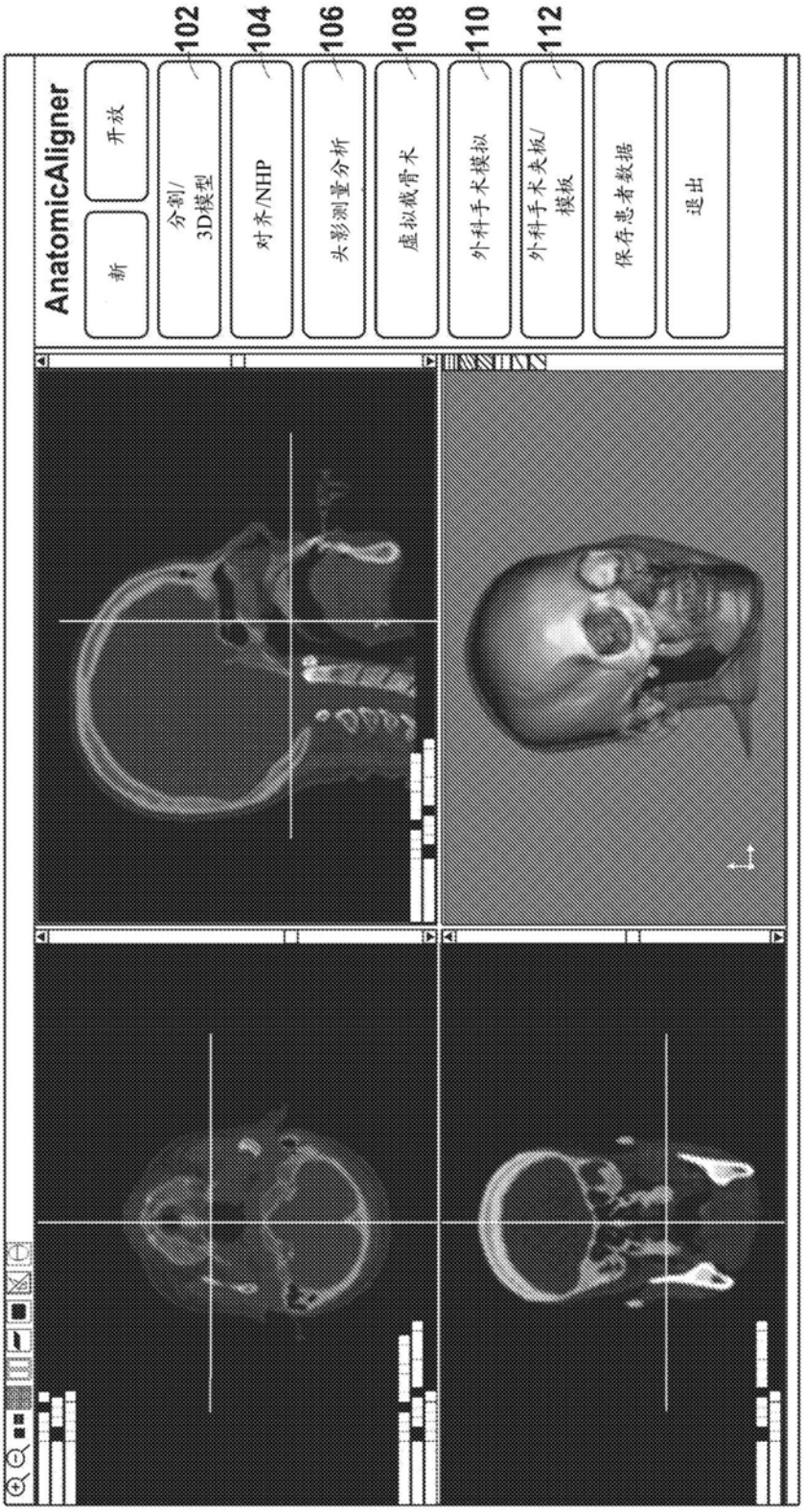

AnatomicAligner
新
开放
分割/
3D模型
对齐/NHP
头影测量分析
虚拟截骨术
外科手术模拟
外科手术夹板/
模板
保存患者数据
退出
102
104
106
108
110
112

图1

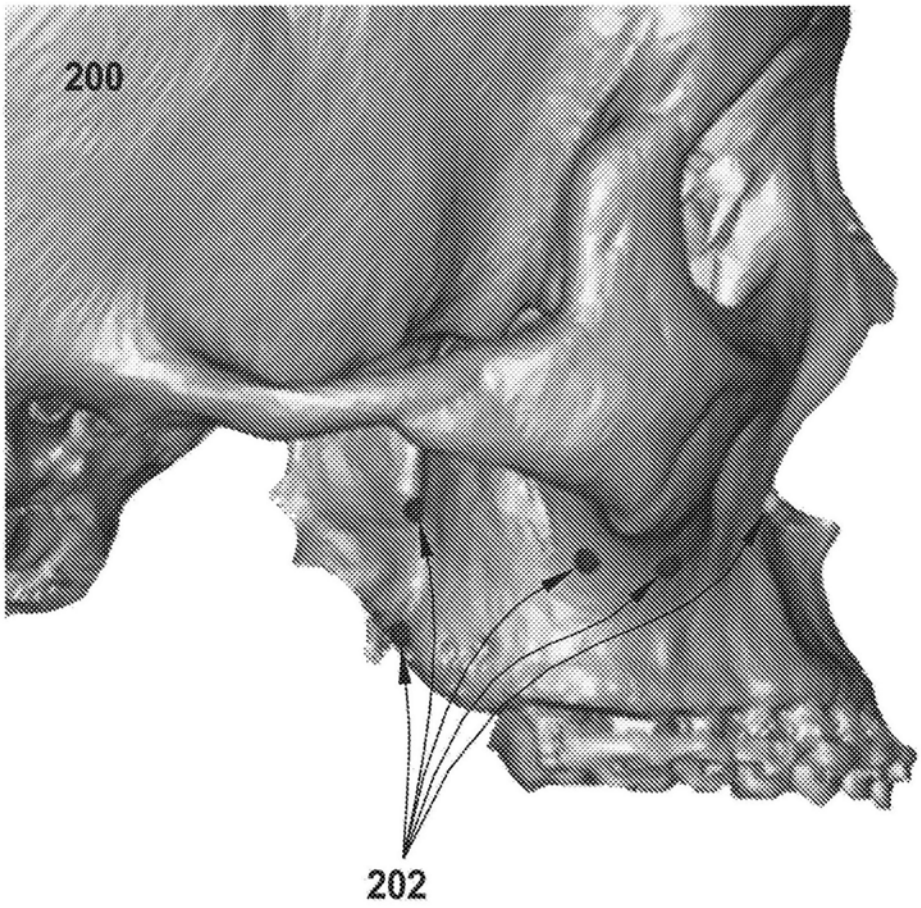


图2


302
长度失量
(初始：用户限定)
厚度失量
(初始：0.5 mm)
深度失量
(初始：70um)
302

图3

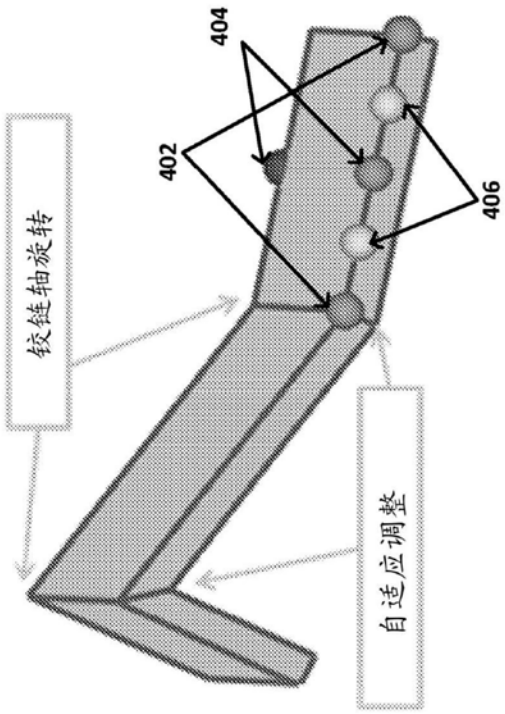

404
402
406
铰链轴旋转
自适应调整

图4

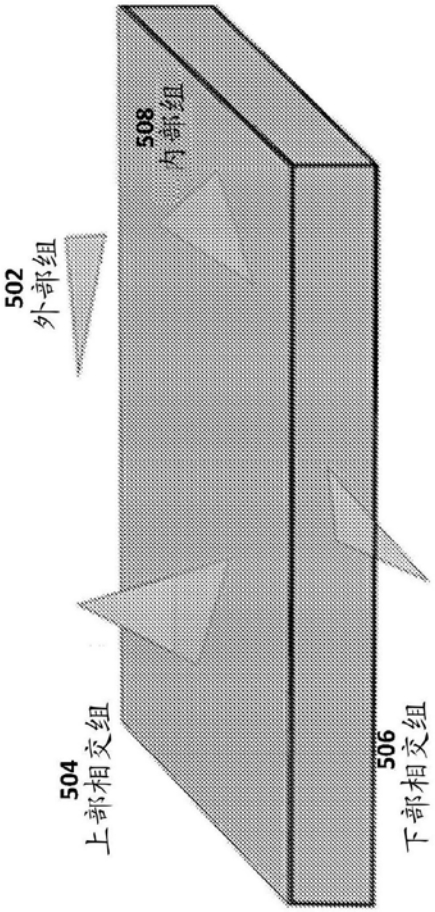


图5

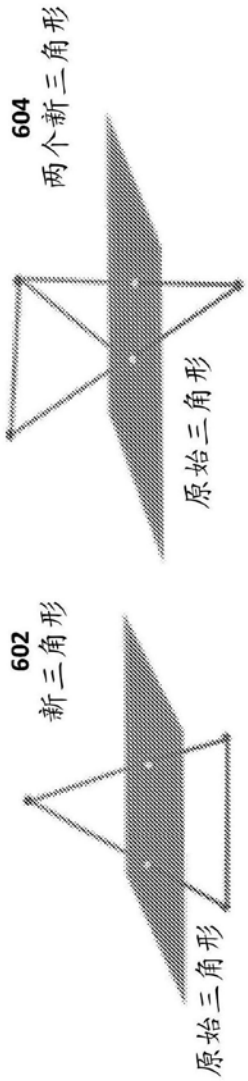


图6

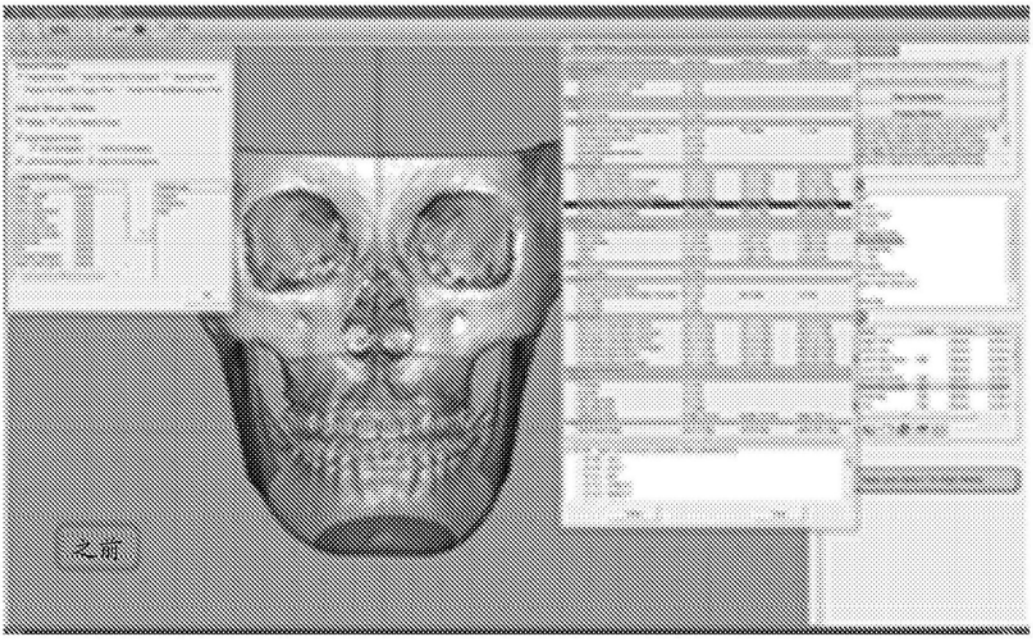


图7A

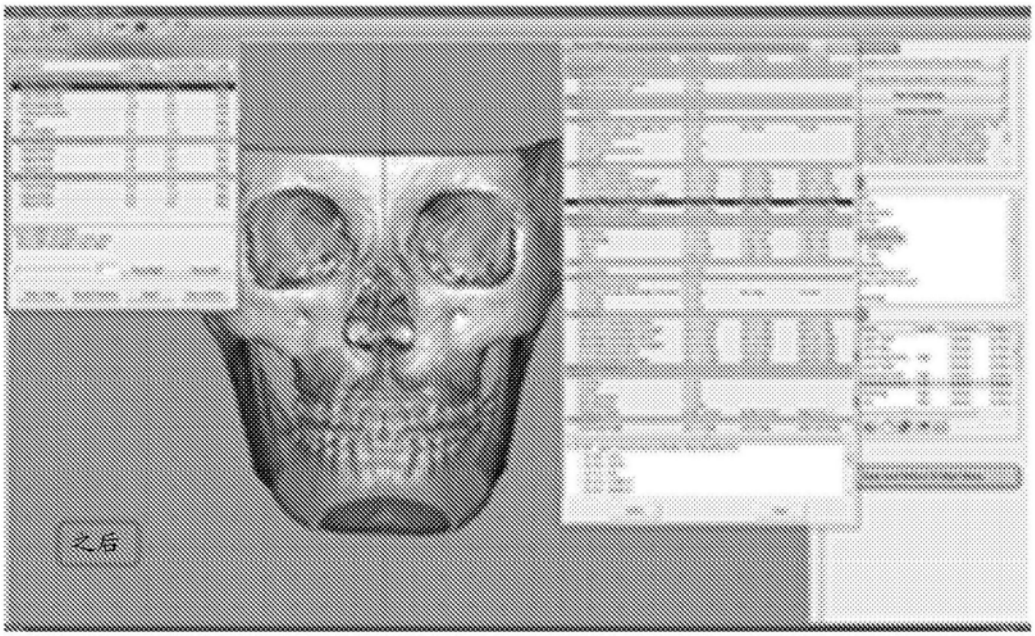


图7B

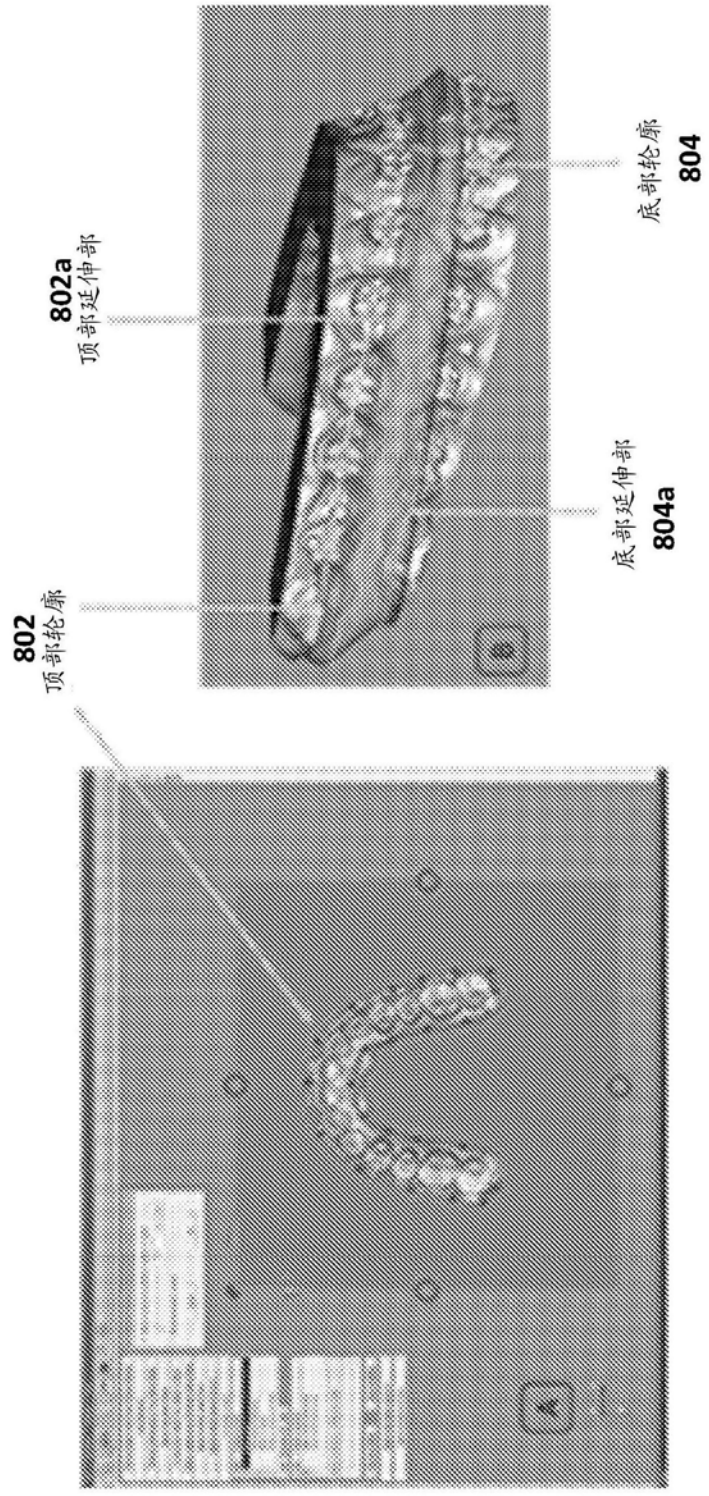


图 8A

图 8B

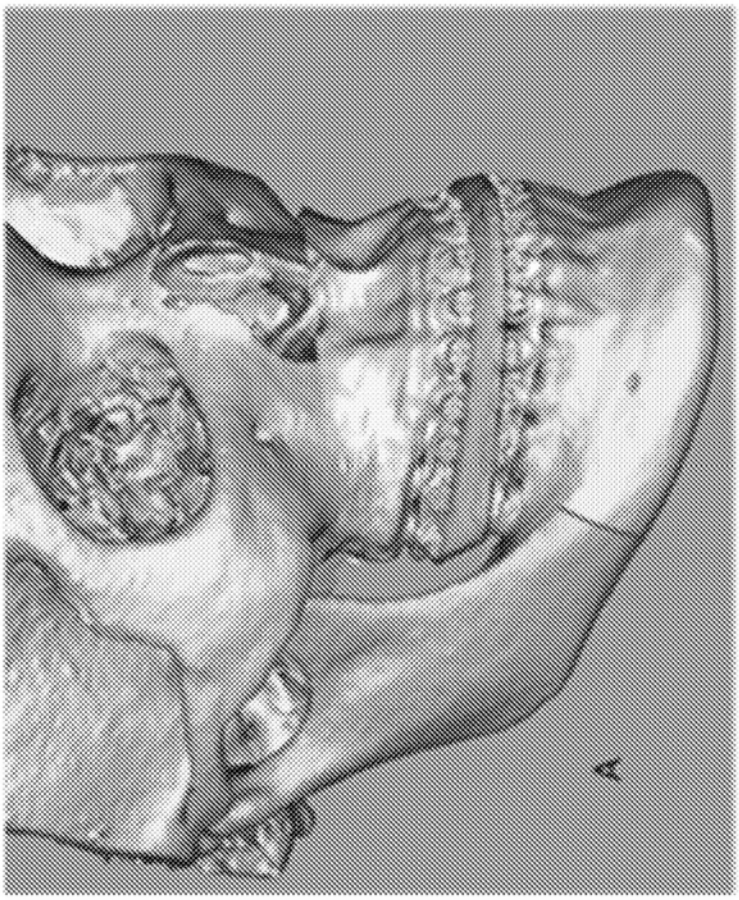


图9A

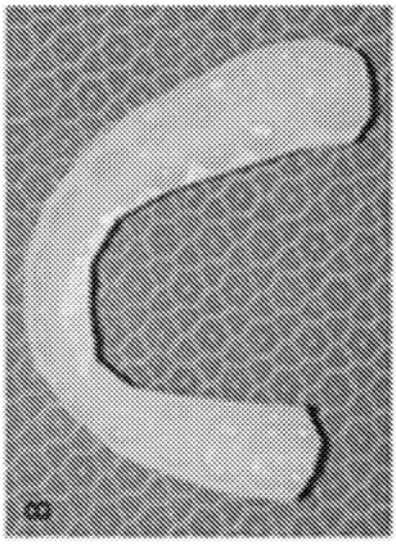


图9B

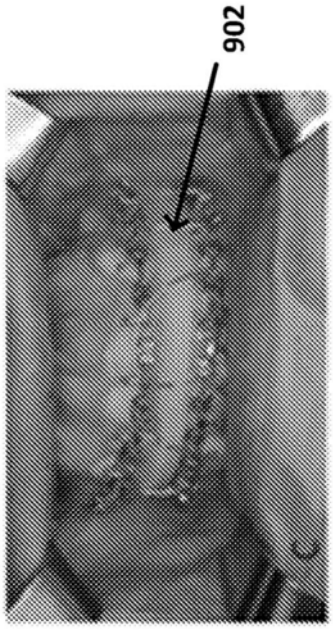


图9C

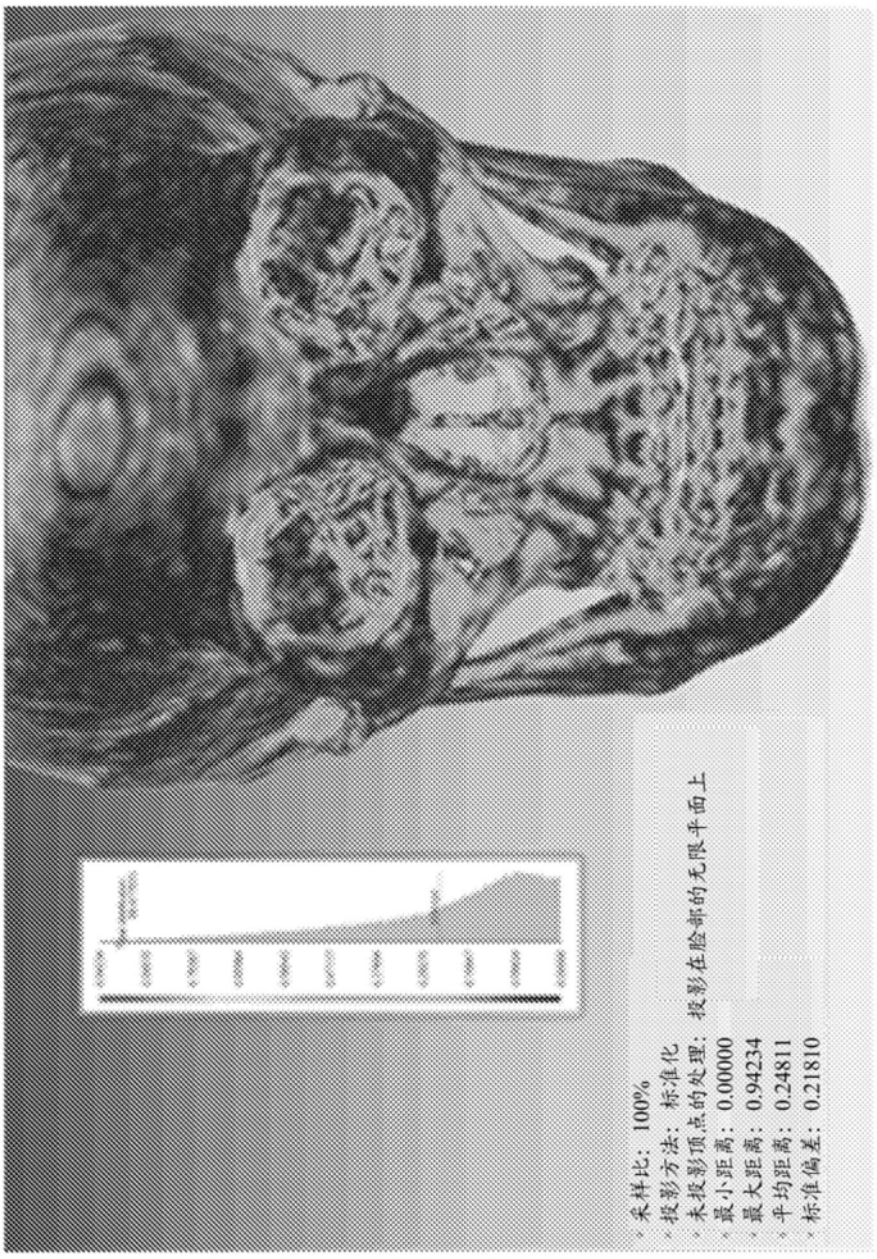

采样比: 100%
投影方法: 标准化
未投影顶点的处理: 投影在脸部的无限平面上
最小距离: 0.00000
最大距离: 0.94234
平均距离: 0.24811
标准偏差: 0.21810

图10

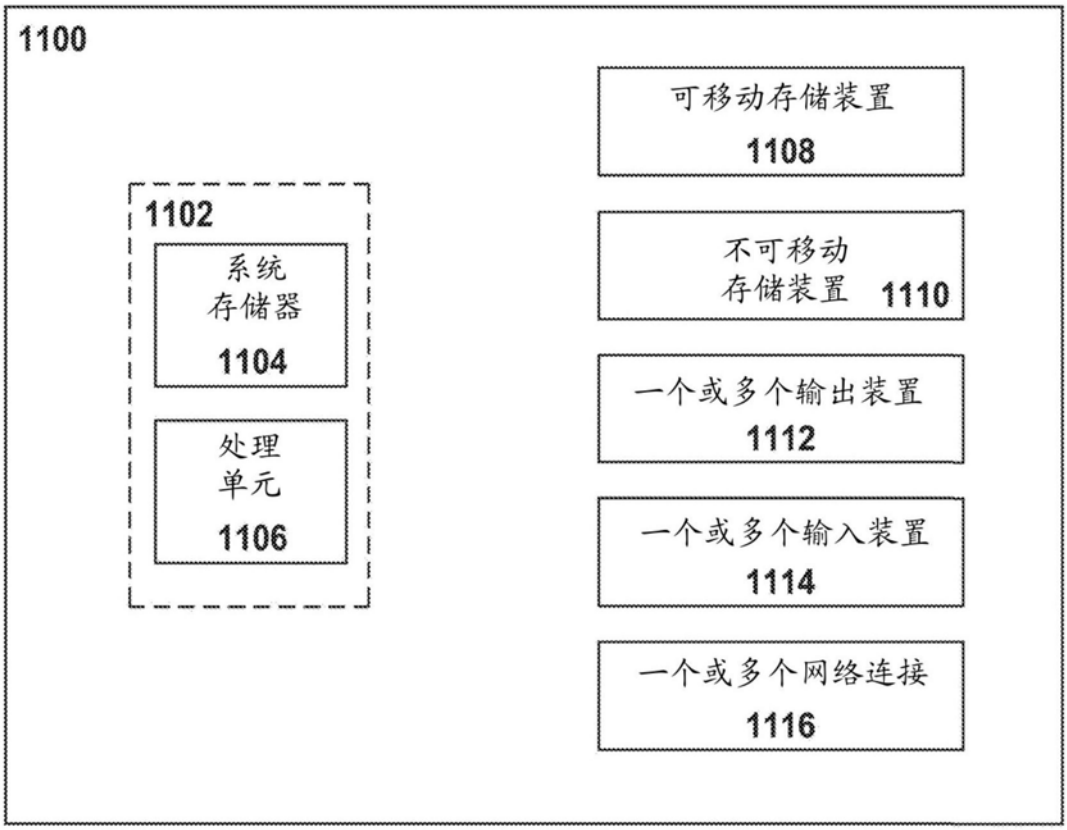

1100
可移动存储装置
1108
1102
系统
存储器
1104
不可移动
存储装置
1110
处理
单元
1106
一个或多个输出装置
1112
一个或多个输入装置
1114
一个或多个网络连接
1116

图11

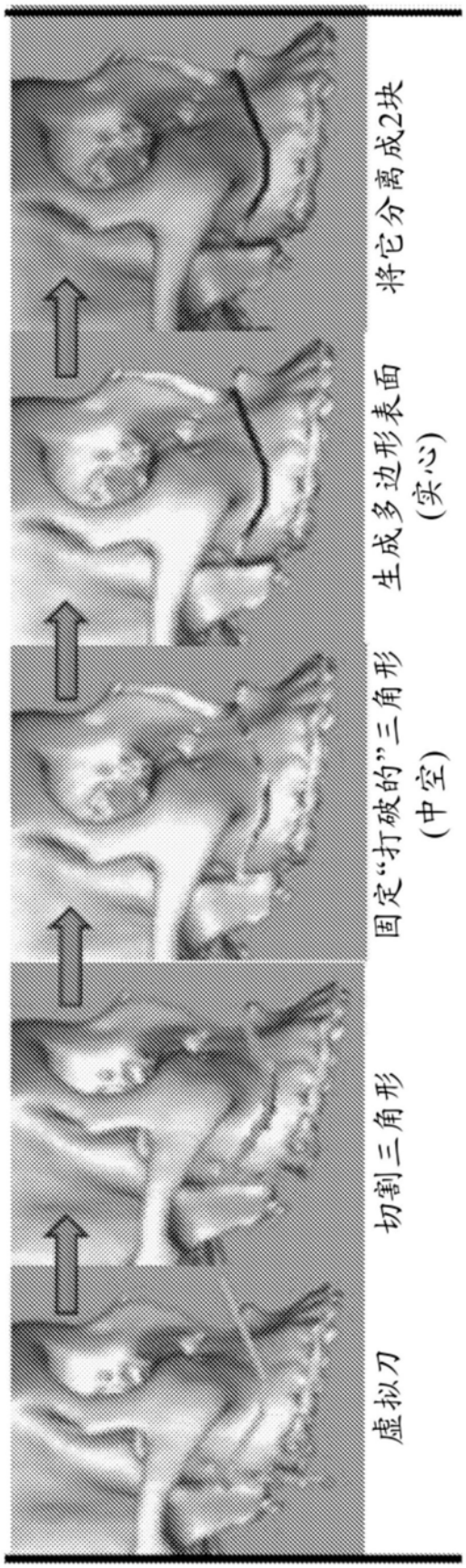


图12

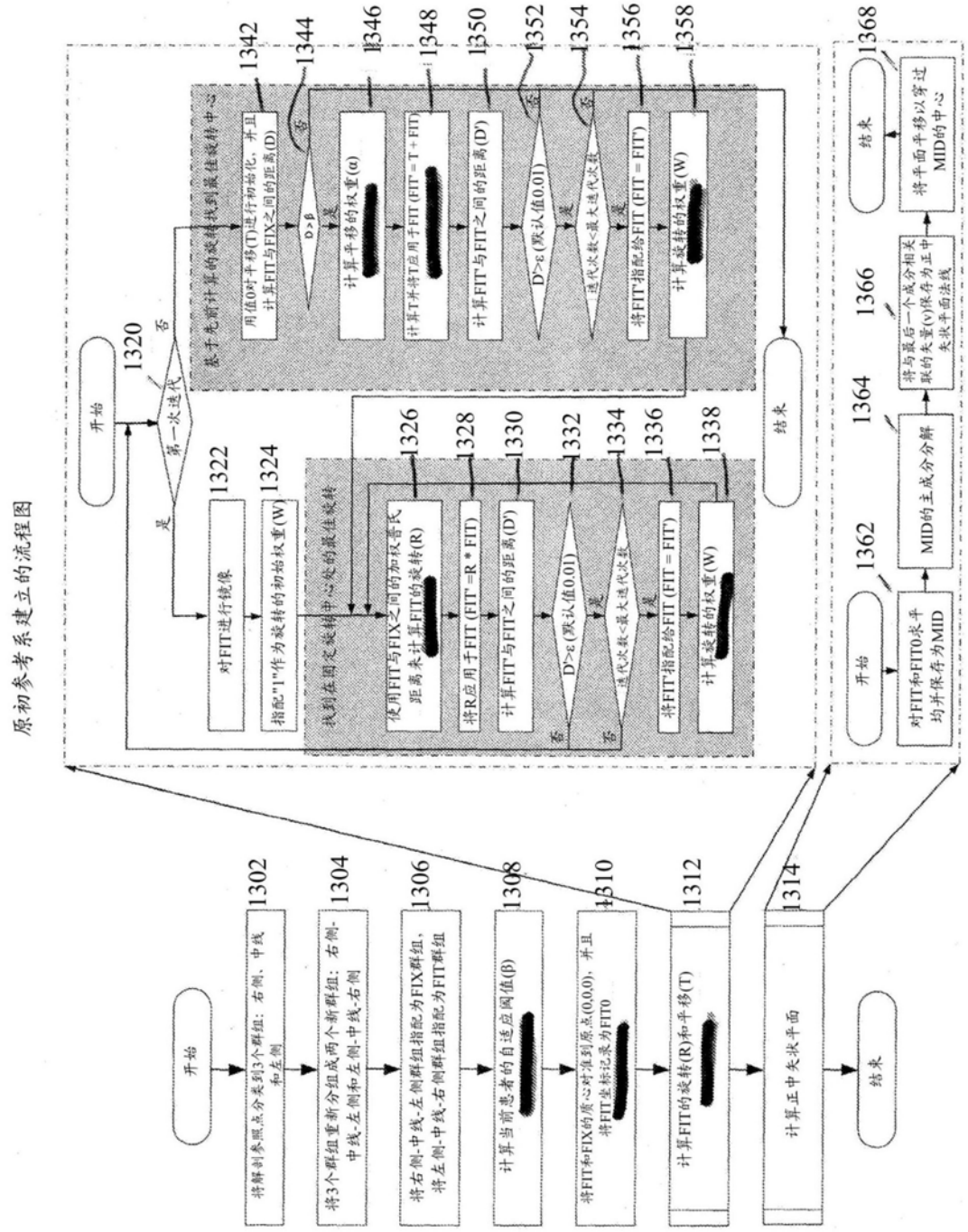

原初参考系建立的流程图
开始
将解剖参照点分类到3个群组：右侧、中线和左侧
1302
将3个群组重新分组成两个新群组：右侧-中线-左侧和左侧-中线-右侧
1304
将右侧-中线-左侧群组指配为FIX群组，将左侧-中线-右侧群组指配为FIT群组
1306
计算当前患者的自适应阈值(β)
1308
将FIT和FIX的质心对准到原点(0,0,0)，并且将FIT坐标记录为FIT0
1310
计算FIT的旋转(R)和平移(T)
1312
计算正中矢状平面
1314
结束
第一次迭代
1320
是
否
对FIT进行镜像
1322
指配"1"作为旋转的初始权重(W)
1324
找到准固定旋转中心处的最佳旋转
1326
使用FIT'与FIX之间的加权毒氏距离来计算FIT的旋转(R)
1328
将R应用于FIT (FIT' =R * FIT)
1330
计算FIT'与FIT之间的距离(D')
1332
D'>ε (预认值0.01)
1334
迭代次数<最大迭代次数
1336
将FIT'指配给FIT (FIT = FIT')
1338
计算旋转的权重(W)
基于先前计算的旋转找到最佳旋转中心
用值0对平移(T)进行初始化，并且计算FIT与FIX之间的距离(D)
1342
D>β
1344
计算平移的权重(α)
1346
计算T并将T应用于FIT (FIT' = T+FIT)
1348
计算FIT与FIT之间的距离(D')
1350
D'>ε (预认值0.01)
1352
迭代次数<最大迭代次数
1354
将FIT'指配给FIT (FIT = FIT')
1356
计算旋转的权重(W)
1358
结束
开始
对FIT和FIT0求平均并保存为MID
1362
MID的主成分分解
1364
将与最后一个成分相关联的矢量(v)保存为正中矢状平面法线
1366
将平面平移以穿过MID的中心
1368
结束

图13

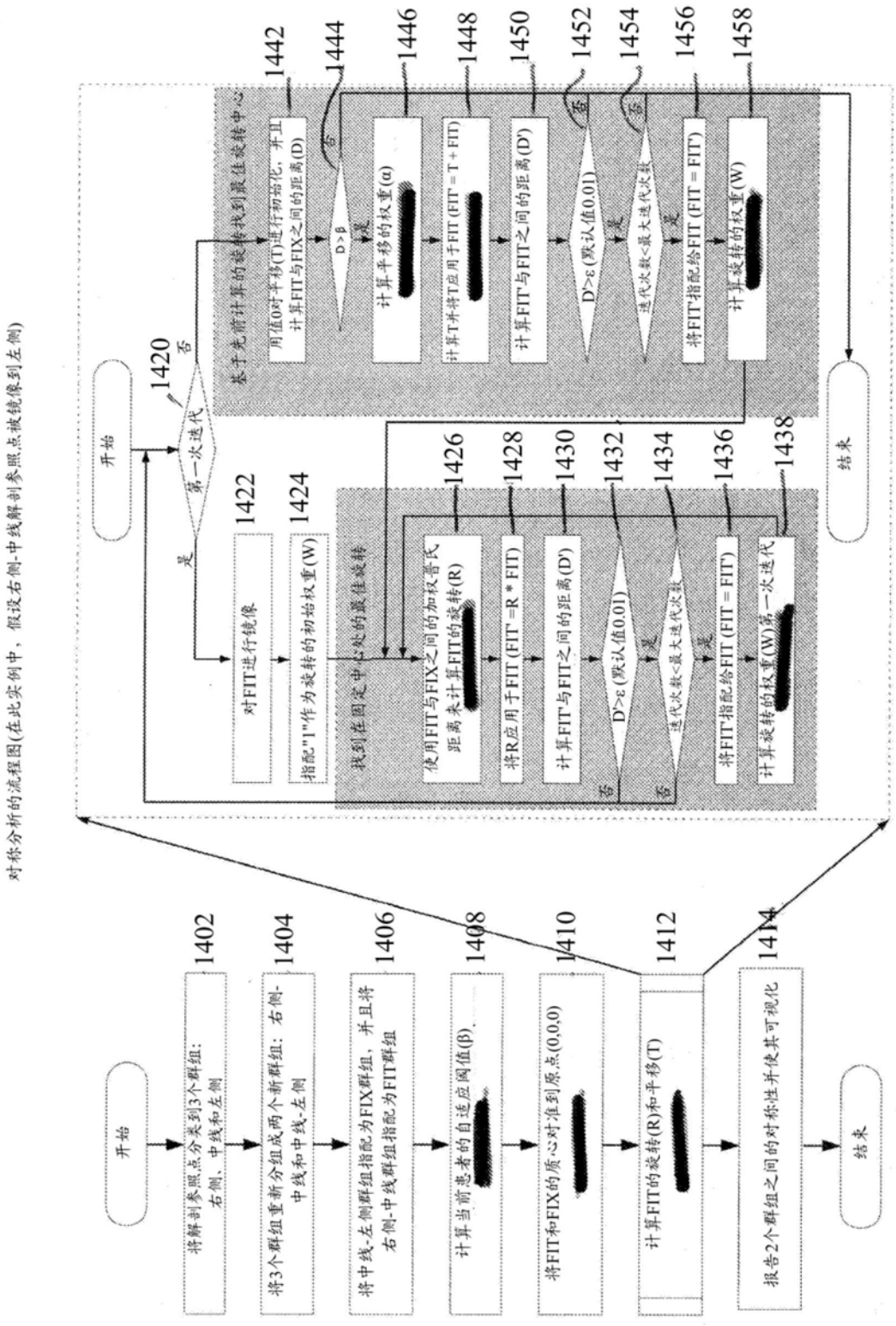

对称分析的流程图(在此实例中，假设右侧-中线解剖参照点被镜像到左侧)
开始
将解剖参照点分类到3个群组：右侧、中线和左侧
1402
将3个群组重新分组成两个新群组：右侧-中线和中线-左侧
1404
将中线-左侧群组指配为FIX群组，并且将右侧-中线群组指配为FIT群组
1406
计算当前患者的自适应阈值(β)
1408
将FIT和FIX的质心对准到原点(0,0,0)
1410
计算FIT的旋转(R)和平移(T)
1412
报告2个群组之间的对称性并使其可视化
1414
结束
1420
第一次迭代
是
否
对FIT进行镜像
1422
指配"1"作为旋转的初始权重(W)
1424
找到准固定中心处的最佳旋转
使用FIT'与FIX之间的加权毒氏距离来计算FIT的旋转(R)
1426
将R应用于FIT (FIT' = R * FIT)
1428
计算FIT'与FIT之间的距离(D')
1430
D'>ε (默认值0.01)
1432
迭代次数<最大迭代次数
1434
将FIT'指配给FIT (FIT = FIT')
1436
计算旋转的权重(W)第一次迭代
1438
基于先前计算的旋转找到最佳旋转中心
1442
用值0对平移(T)进行初始化，并且计算FIT与FIX之间的距离(D)
1444
D > β
计算平移的权重(α)
1446
计算T并将T应用于FIT (FIT' = T + FIT)
1448
计算FIT'与FIT之间的距离(D')
1450
D'>ε (默认值0.01)
1452
迭代次数<最大迭代次数
1454
将FIT'指配给FIT (FIT = FIT')
1456
计算旋转的权重(W)
1458
结束

图14

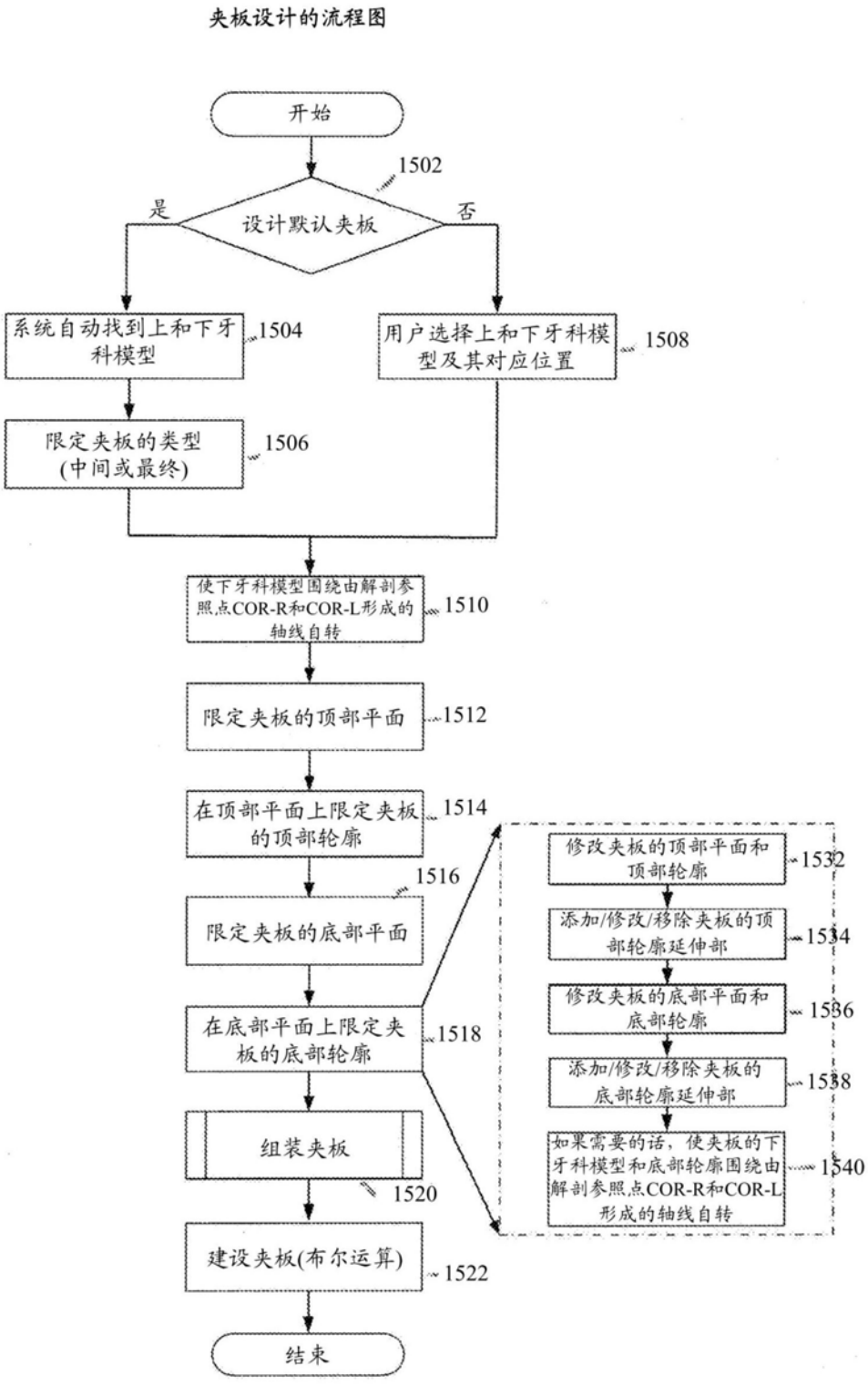

夹板设计的流程图
开始
1502
设计默认夹板
是
否
系统自动找到上和下牙科模型
1504
用户选择上和下牙科模型及其对应位置
1508
限定夹板的类型(中间或最终)
1506
使下牙科模型围绕由解剖参照点COR-R和COR-L形成的轴线自转
1510
限定夹板的顶部平面
1512
在顶部平面上限定夹板的顶部轮廓
1514
1516
限定夹板的底部平面
在底部平面上限定夹板的底部轮廓
1518
组装夹板
1520
建设夹板(布尔运算)
1522
结束
修改夹板的顶部平面和顶部轮廓
1532
添加/修改/移除夹板的顶部轮廓延伸部
1534
修改夹板的底部平面和底部轮廓
1536
添加/修改/移除夹板的底部轮廓延伸部
1538
如果需要的话，使夹板的下牙科模型和底部轮廓围绕由解剖参照点COR-R和COR-L形成的轴线自转
1540

图15

过度矫正的流程图

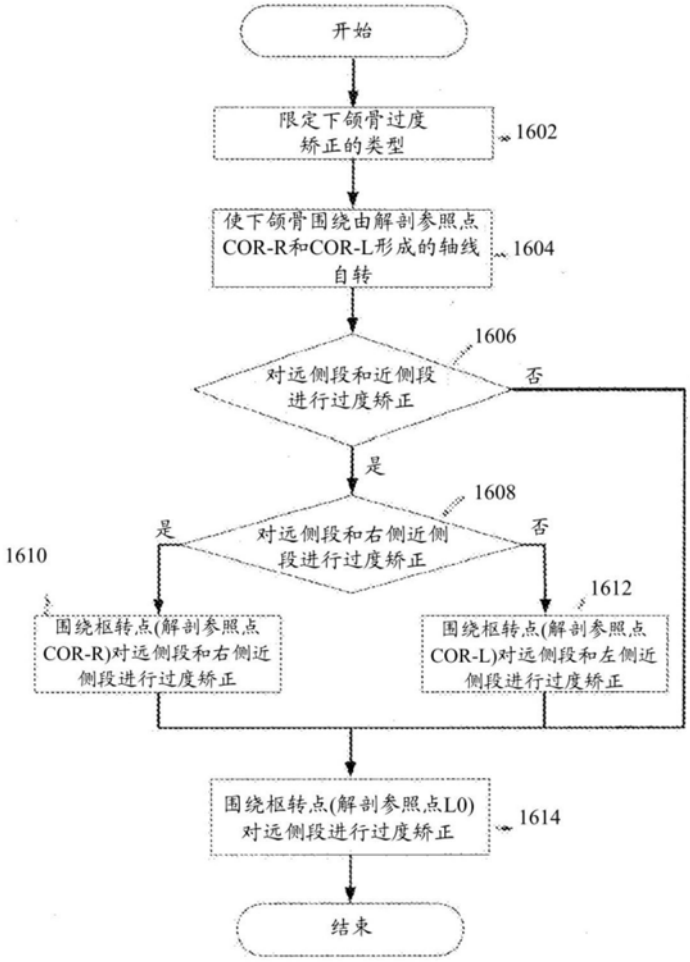


图16

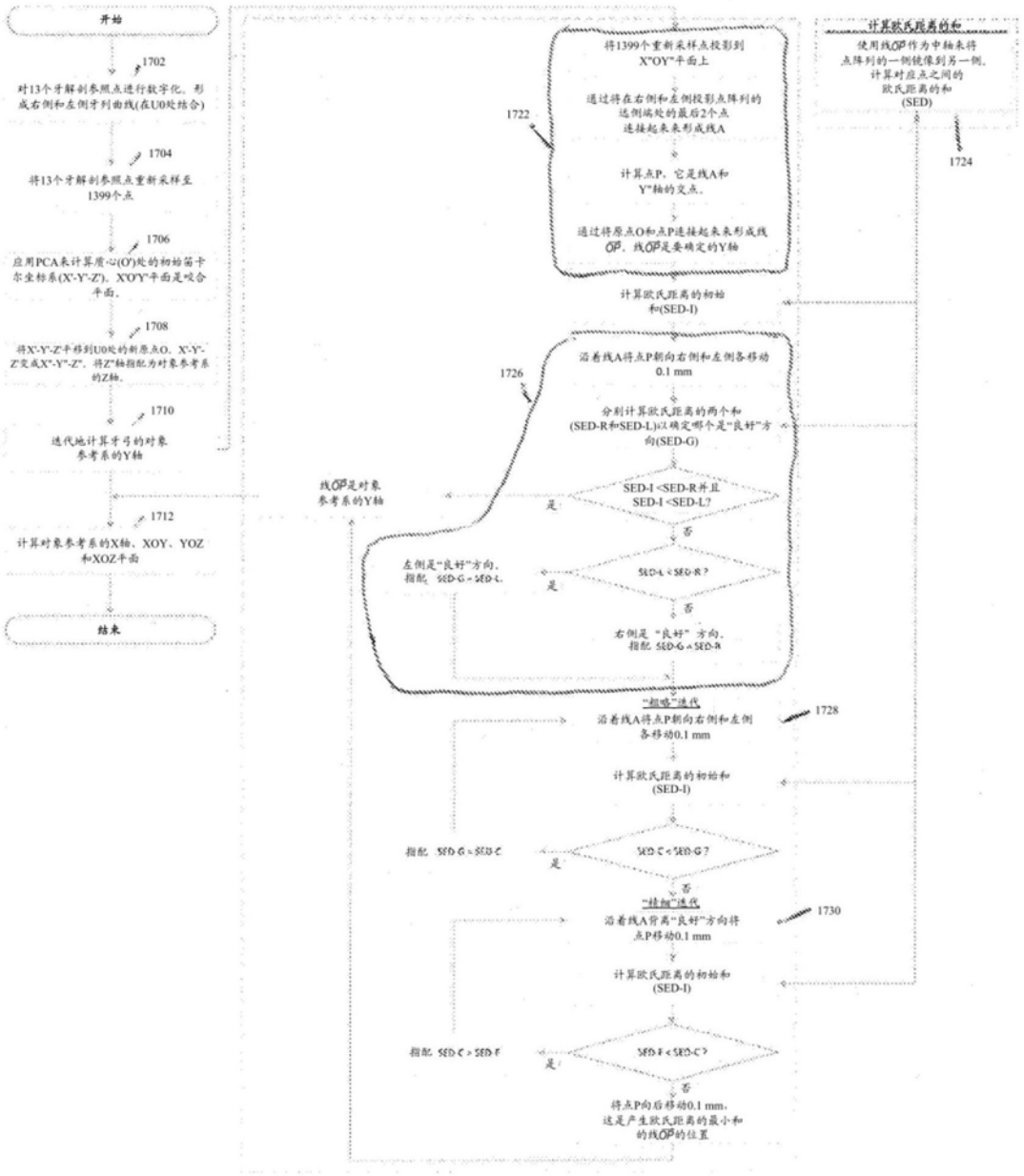

开始
1702
对13个牙解剖参照点进行数字化，形成右侧和左侧牙列曲线(在U0处结合)
1704
将13个牙解剖参照点重新采样至1399个点
1706
应用PCA来计算质心(O')处的初始笛卡尔坐标系(X'-Y'-Z')，X'O'Y'平面是咬合平面。
1708
将X'-Y'-Z'平移到U0处的新原点O，X'-Y'-Z'变成X"-Y"-Z"，将Z"轴指配为对象参考系的Z轴。
1710
迭代地计算牙弓的对象参考系的Y轴
1712
计算对象参考系的X轴、XOY、YOZ和XOZ平面
结束
将1399个重新采样点投影到X"OY"平面上
通过将在右侧和左侧投影点阵列的远侧端处的最后2个点连接起来来形成线A
1722
计算点P，它是线A和Y"轴的交点。
通过将原点O和点P连接起来来形成线OP，线OP是要确定的Y轴
计算欧氏距离的初始和(SED-I)
沿着线A将点P朝向右侧和左侧各移动0.1 mm
1726
分别计算欧氏距离的两个和(SED-R和SED-L)以确定哪个是"良好"方向(SED-G)
SED-I <SED-R并且SED-I <SED-L?
是
否
SED-L < SED-R ?
是
否
左侧是"良好"方向，指配 SED-G = SED-L
右侧是"良好"方向，指配 SED-G = SED-R
线OP是对象参考系的Y轴
"粗略"迭代
沿着线A将点P朝向右侧和左侧各移动0.1 mm
1728
计算欧氏距离的初始和(SED-I)
指配 SED-G = SED-C
SED-C < SED-G ?
是
否
"精细"迭代
沿着线A背离"良好"方向将点P移动0.1 mm
1730
计算欧氏距离的初始和(SED-I)
指配 SED-C = SED-F
SED-F < SED-C ?
是
否
将点P向后移动0.1 mm，这是产生欧氏距离的最小和的线OP的位置
计算欧氏距离的和
使用线OP作为中轴来将点阵列的一侧镜像到另一侧，计算对应点之间的欧氏距离的和(SED)
1724

图17

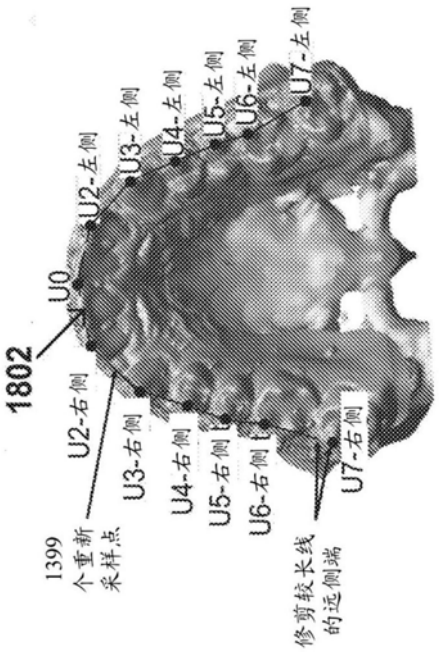

1802
U0
U2-左侧
U3-左侧
U4-左侧
U5-左侧
U6-左侧
U7-左侧
U2-右侧
U3-右侧
U4-右侧
U5-右侧
U6-右侧
U7-右侧
1399
个重新
采样点
修剪较长线
的远侧端

图18A

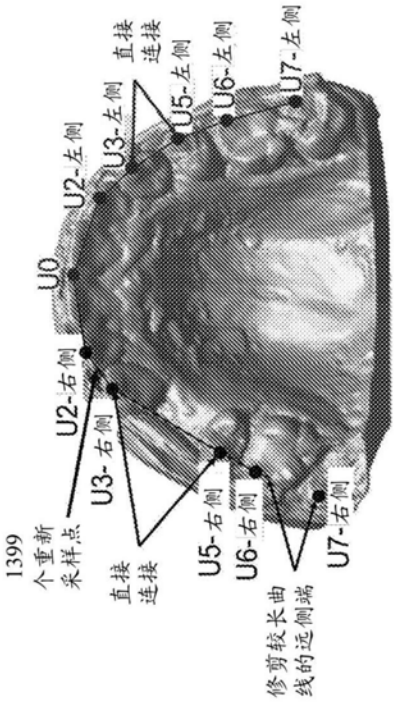

U0
U2-左侧
U3-左侧
直接
连接
U5-左侧
U6-左侧
U7-左侧
U2-右侧
U3-右侧
直接
连接
U5-右侧
U6-右侧
U7-右侧
1399
个重新
采样点
修剪较长曲
线的远侧端

图18B

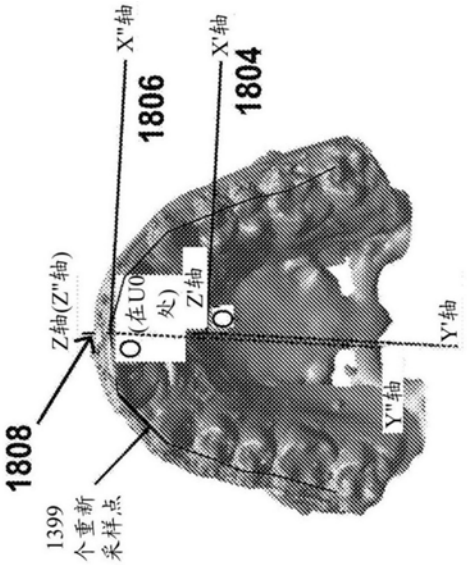

X"轴
1806
X'轴
1804
Z轴(Z"轴)
O
(在U0
处)
Z'轴
O
Y'轴
Y"轴
1808
1399
个重新
采样点

图18C

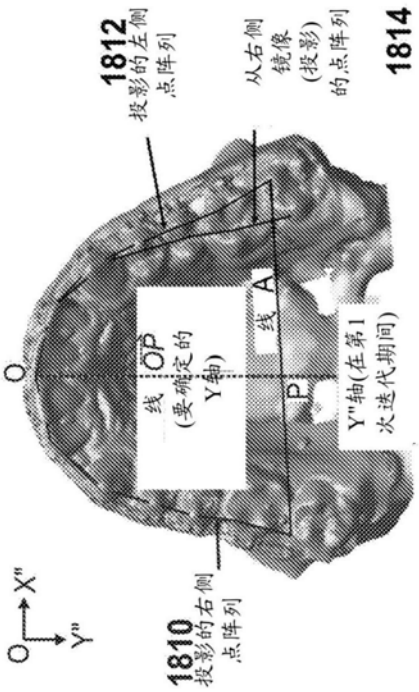

1812
投影的左侧
点阵列
从右侧
镜像
(投影)
的点阵列
1814
O
线 OP
(要确定的
Y轴)
线 A
P
Y"轴(在第1
次迭代期间)
O
X"
Y"
1810
投影的右侧
点阵列

图18D

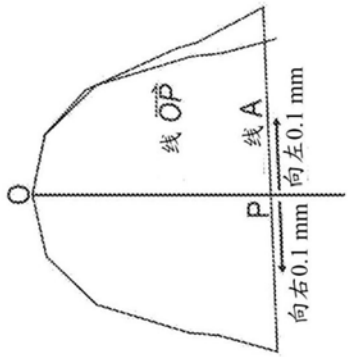


图18E

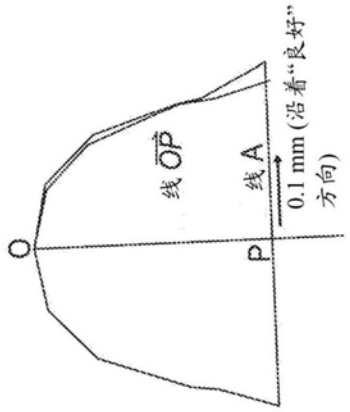


图18F

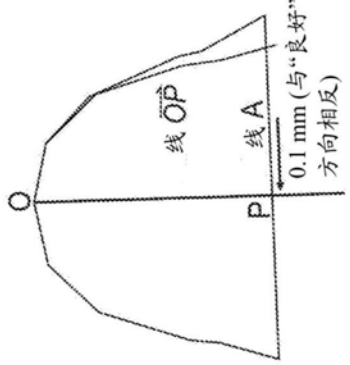


图18G

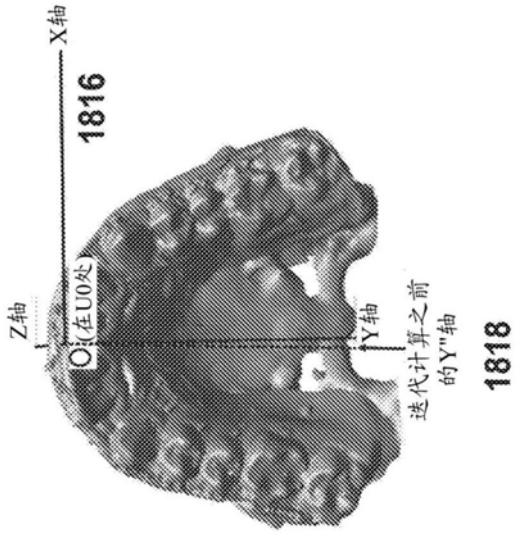


图18H