(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 107124867 A
(43)申请公布日 2017.09.01

(21)申请号 201580048328.3

(22)申请日 2015.08.31

(30)优先权数据
62/047,338 2014.09.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.03.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/056595 2015.08.31

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/038499 EN 2016.03.17

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 贺星驰 A·波波维奇
M·L·弗莱克斯曼
P·蒂安帕拉帕 D·P·努南
R·克龙 A·L·赖因施泰因

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 34/20(2016.01)

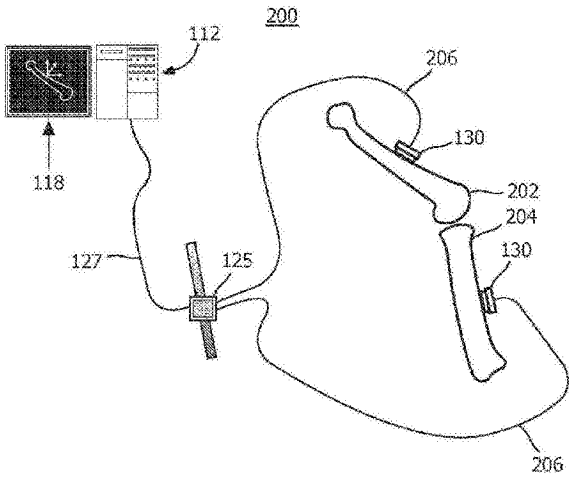
权利要求书3页 说明书14页 附图13页

(54)发明名称

用于骨科导航的形状感测

(57)摘要

一种光学形状感测系统，包括附接设备(130)，所述附接设备被耦合在相对于骨的解剖位置处。光学形状感测光纤(102)被耦合到附接设备，并且被配置为识别附接设备的位置和取向。光学形状感测模块(115)被配置为接收来自光学形状感测光纤的反馈，并且相对于解剖图配准附接设备的位置和取向。



CN 107124867 A

1.一种光学形状感测系统,包括:

形状感测模块(115),其被配置为接收来自光学形状感测光纤(102)的反馈,并且相对于一幅或多幅解剖图(136)中的至少一个或者相对于一个或多个附接设备中的另一个来配准所述一个或多个附接设备中的至少一个的位置和取向;

一个或多个附接设备(130)中的所述至少一个,其被耦合在相对于骨的解剖位置处;以及

所述形状感测光纤(102),其被耦合到一个或多个附接设备中的所述至少一个,并且被配置为识别一个或多个附接设备中的所述至少一个的位置和取向。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,一个或多个附接设备(130)中的所述至少一个包括用于接收所述光学形状感测光纤的部分的按钮部分,所述按钮部分被配置为接收所述光学形状感测光纤并且基于所述光学形状感测光纤的形状或姿态来识别所述位置和取向。

3.根据权利要求1所述的系统,其中,一个或多个附接设备(130)中的所述至少一个包括用于接合所述解剖位置的部分,所述部分包括以下中的至少一个:螺钉轴、销、粘合剂、骨水泥、夹钳或桥。

4.根据权利要求1所述的系统,还包括指示器设备(103),其具有指示器设备光学形状感测光纤,所述指示器设备光学形状感测光纤被配置为跟踪关于所述指示器设备的位置和取向。

5.根据权利要求4所述的系统,其中,所述指示器设备(103)包括具有所述指示器设备光学形状感测光纤的柔性部分(614)或可变形部分(616),所述柔性或可变形部分被配置为符合感兴趣区域。

6.根据权利要求4所述的系统,其中,所述指示器设备(103)在耦合到所述一个或多个附接设备中的所述至少一个的所述形状感测光纤(102)的远端处。

7.根据权利要求1所述的系统,其中,由所述骨的数字化版本来表示一个或多个附接设备中的所述至少一个的所述位置,一个或多个附接设备中的所述至少一个的所述位置和所述数字化版本被用于基于一个或多个附接设备中的所述至少一个的跟踪位置来更新所述解剖图。

8.根据权利要求1所述的系统,其中,一个或多个附接设备(130)中的所述至少一个包括具有用于接合所述解剖位置的锚定部分的第一部分(430),以及用于接收所述光学形状感测光纤的第二部分(432),其中,所述第一部分和所述第二部分是能分离的和能配合的。

9.根据权利要求1所述的系统,其中,一个或多个附接设备中的所述至少一个充当针对所述一个或多个附接设备中的所述另一个的参考位置。

10.根据权利要求1所述的系统,其中,所述解剖图(136)包括实况图像,并且一个或多个附接设备中的所述至少一个或所述一个或多个附接设备中的另一个被配准到实况图像。

11.根据权利要求1所述的系统,其中,使用形状感测使能指示器设备(103)来配准所述解剖图与所述光学形状感测光纤。

12.根据权利要求1所述的系统,其中,使用快速配准设备来配准所述解剖图与所述光学形状感测光纤。

13.根据权利要求12所述的系统,其中,所述快速配准设备是形状记忆管(1408)或超弹性片块(1409)。

14.根据权利要求12所述的系统，其中，所述快速配准设备包括可佩戴配准设备。

15.根据权利要求14所述的系统，其中，所述可佩戴配准设备包括环(1212、1213、1214、1215)或手套(1211)。

16.一种光学形状感测系统，包括：

形状感测模块(115)，其被配置为接收来自一个或多个光学形状感测光纤的反馈；

一个或多个附接设备(130)，其被连接在相对于一个或多个骨的解剖位置处，每个附接设备被连接到光学形状感测光纤(102)，所述光学形状感测光纤被用于位置地和取向地跟踪在模型坐标系中的所述解剖位置；以及

解剖图像(136)，其被包括在所述模型坐标系中，其中，来自所述光学形状感测光纤的被跟踪的改变被用于更新在显示器上被查看的所述解剖图像。

17.根据权利要求16所述的系统，其中，所述一个或多个附接设备(130)包括用于接收所述光学形状感测光纤的部分的按钮部分，所述按钮部分被配置为接收所述光学形状感测光纤并且基于所述光学形状感测光纤的形状来识别所述按钮部分的位置和取向。

18.根据权利要求16所述的系统，其中，每个附接设备(130)包括用于接合所述解剖位置的部分，所述部分包括以下中的至少一个：螺钉轴、销、粘合剂、骨水泥、夹钳或桥。

19.根据权利要求16所述的系统，还包括指示器设备(103)，其具有指示器设备光学形状感测光纤，所述指示器设备光学形状感测光纤被配置为跟踪在其上的局部位置。

20.根据权利要求19所述的系统，其中，所述指示器设备(103)包括具有所述指示器设备光学形状感测光纤的柔性或可变形部分，所述柔性或可变形部分被配置为符合感兴趣区域。

21.根据权利要求16所述的系统，其中，由骨的数字化版本来表示所述一个或多个附接设备(130)的位置，所述(一个或多个)附接设备的所述位置和所述数字化版本被用于更新所述解剖图。

22.根据权利要求16所述的系统，其中，所述一个或多个附接设备(130)包括具有用于接合所述解剖位置的锚定部分的第一部分(430)，以及用于接收所述光学形状感测光纤的第二部分(432)，其中，所述第一部分和所述第二部分是能分离的和能配合的。

23.根据权利要求16所述的系统，其中，所述一个或多个附接设备(130)中的一个充当针对所述一个或多个附接设备中的另一个的参考位置。

24.根据权利要求16所述的系统，还包括快速配准设备。

25.根据权利要求16所述的系统，其中，使用形状感测使能指示器设备来配准所述解剖图(136)与所述光学形状感测光纤(102)。

26.一种用于使用光学形状感测系统跟踪骨的方法，包括：

将附接设备连接(702)到相对于骨的定位；

使用被连接到所述附接设备的光学形状感测光纤来识别(706)所述附接设备的位置和取向；

使用来自所述光学形状感测光纤的反馈来相对于解剖图配准(708)所述附接设备的所述位置；并且

利用所述解剖图来显示(714)所述骨的位置和取向改变。

27.根据权利要求26所述的方法，其中，所述附接设备(130)包括具有用于接合相对于

所述骨的所述定位的锚定部分的第一部分(430),以及用于接收所述光学形状感测光纤的第二部分(432),其中,所述第一部分和所述第二部分是能分离的和能配合的。

28.根据权利要求26所述的方法,还包括使用具有光学形状感测光纤的指示器设备(103)来将所述骨数字化(710),所述光学形状感测光纤被配置为跟踪在所述指示器设备上的位置。

29.根据权利要求28所述的方法,其中,所述指示器设备(103)包括具有指示器设备光学形状感测光纤的柔性或可变形部分,所述指示器设备光学形状感测光纤被配置为符合感兴趣区域。

30.根据权利要求26所述的方法,还包括将所述骨表示(710)为数字化版本,所述数字化版本被用于基于所述附接设备的跟踪位置来更新所述解剖图。

31.根据权利要求26所述的方法,其中,所述附接设备(130)充当针对另一附接设备的参考位置,其使用被连接到所述另一附接设备的所述光学形状感测光纤或另一光学形状感测光纤。

32.根据权利要求26所述的方法,还包括使用形状感测使能指示器设备将所述解剖图配准(710)到光学形状感测光纤。

33.一种配准工具,包括端部、细长体以及光学形状感测光纤,所述光学形状感测光纤在所述端部处并且沿着所述细长体,所述端部在至少一个自由度上是能控制的,所述设备还包括用于在六个自由度中测量所述光纤上的点处的取向的单元。

用于骨科导航的形状感测

技术领域

[0001] 本公开涉及用于计算机辅助外科手术中的系统和方法，并且更具体地，涉及用于在骨科流程期间跟踪解剖位置和外科手术工具的形状感测的使用。

背景技术

[0002] 计算机辅助外科手术(CAS)系统被用于术前规划和术中外科手术导航。在该背景下，术前规划涉及外科手术步骤的任何计算机辅助确定，诸如切割、切口、确定目标等。规划能够发生在流程之前或期间。术前规划常常使用利用任何医学成像模态(计算机断层摄影(CT)、磁共振成像(MRI)、超声、X射线、内窥镜检查等)或解剖模型(例如，膝盖模型)的患者的2D或3D图像。在CAS的背景下，外科手术导航涉及仪器和患者解剖结构的实况跟踪以使外科医师能够精确地执行术前规划。使用跟踪技术实施外科手术导航。

[0003] 跟踪技术的范例是瞄准线光学跟踪。瞄准线光学跟踪技术使用在可见或红外范围中操作的光学相机。相机被配置为检测在其视场中的标记并且基于它们的相对位置推断标记的布置的位置和取向。通常，被布置在已知配置中的两个或更多相机被用于实现立体视觉和深度知觉。该跟踪技术需要在(一个或多个)相机和标记之间的不间断瞄准线。全膝置换术需要股骨和胫骨的部分被移除并且用可植入人造部件来代替。CAS被用在全膝关节置换中以使用术前规划模块来规划适当的切割面，并且通过在流程期间跟踪骨和仪器来实现计划的执行。骨常常以鳌锉砧(cutting block)的使用切除，所述鳌锉砧引导切割面，使得它们被正确地定位和调整角度以接受并且对准要植入的人造部件。CAS旨在改进鳌锉砧以及随后植入的位置和取向两者以将关节回复到其最优生物力学。

[0004] 针对全膝置换术的瞄准线光学跟踪CAS系统涉及被附接到患者以提供解剖跟踪的瞄准线光学跟踪附接的集合。瞄准线光学跟踪附接通过一个或多个螺钉被刚性地附接到骨并且远离骨延伸一距离。在全膝置换术中，这些跟踪器被附接到股骨和胫骨两者以提供实况解剖跟踪。

[0005] 现有的光学CAS系统受许多缺点影响。瞄准线光学CAS系统需要在检测相机和跟踪附接之间的通畅路径。通过相机不可见的任何跟踪附接不能够提供有效测量结果。能够很难在流程的所有部分期间维持通畅路径，尤其当例如骨被操纵以测试动态生物力学时。这些CAS系统不仅需要瞄准线，而且仅在定义体积内是准确的。该体积是关于相机位置的，并且能够很难贯穿手术过程维持，尤其是在关节的操纵期间。为了实现需要的准确度，瞄准线CAS系统通常使用被布置到光学跟踪附接中的反射球，所述光学跟踪附接能够具有在最大维度中的多达20cm的长度。这样大的附接限制了对临床医师而言可用的物理工作空间并且有术中碰撞的风险。由于光学跟踪附接的尺寸和重量，大的螺钉销需要刚性地并准确地附接到骨。在一些情况下，对于单个跟踪附接需要两个螺钉销。这些螺钉销能够导致不利反应，诸如应力性骨折(尤其是在一起紧密使用的两个销的情况下)、感染、神经损伤、销松动(导致额外的销或测量不准确)等。

[0006] 电磁(EM)导航系统也遭受许多缺点影响。类似于瞄准线跟踪，其能够很难维持最

优临床工作流程，同时还满足EM系统的要求。EM系统仅仅提供在关于场生成器的位置的定义体积内的准确测量结果。此外，在EM场中的金属能够生成干扰并且降低测量的准确度。

发明内容

[0007] 根据本原理，一种光学形状感测系统(OSS)包括耦合在相对于骨的解剖位置处的附接设备。光学形状感测光纤被耦合到附接设备，并且被配置为识别附接设备的位置和取向。光学形状感测模块被配置为接收来自光学形状感测光纤的反馈，并且相对于解剖图配准附接设备的位置和取向。

[0008] 一种形状感测系统，包括：光学形状感测模块，其被配置为接收来自一个或多个光学形状感测光纤的反馈。一个或多个附接设备被连接在相对于一个或多个骨的解剖位置处，每个附接设备被连接到光学形状感测光纤，所述光学形状感测光纤被用于位置地和取向地跟踪在模型坐标系中的解剖位置。解剖图像被包括在模型坐标系中，其中，来自光学形状感测光纤的被跟踪的改变被用于更新在显示器上查看的解剖图像。

[0009] 根据本发明的形状感测系统还可以包括光学形状感测光纤，其能够被用于在骨科中和总体地加速配准。光学形状感测光纤能够被集成在配准设备中以提供在骨或另一对象上的采样点或形状的常规方式，并且避免配准界标的逐点采集。能够使用(1)在骨或其他对象上的离散界标或(2)到骨或其他对象的部分(或所有)的实际形状的精确形状匹配来实施快速配准，如通过光学形状感测光纤测量的。对于每个快速配准方法，本文描述了配准设备的示范性对应硬件部件。具体地，可佩戴形状感测设备，诸如配准手套和环，能够被用于离散界标的快速采集。包括超弹性片块或形状记忆管的设备也可以被有利地用于捕获(部分)骨或其他对象的形状。

[0010] 根据本发明的形状感测系统也可以包括医学设备，诸如配准工具、快速配准设备或类似医学仪器，和这样的设备的使用的方法，所述设备具有能够穿过微创切口以到达不在从切口的直接瞄准线中的区域的指示器端部。可用在设备的手柄或其他固定装置处的具有‘手动’六DoF指向的一自由度(DoF)可操纵端部提供许多不同可能的端部位置和取向。配准点能够在设备的端部或尖端处以一个DoF灵活地采集，所述设备也具有沿着设备的长度部署或嵌入的光学形状感测，使得已知沿着光纤的设备形状、位置和取向，并且患者解剖结构能够被配准到术前计划。因此，光学形状感测光纤能够被用于实现沿着在身体内部的弯曲路径和在设备的端部处灵活变化的点的配准。

[0011] 一种用于使用光学形状感测系统跟踪骨的方法，包括：将附接设备连接到相对于骨的定位；使用被连接到附接设备的光学形状感测光纤识别附接设备的位置和取向；使用来自光学形状感测光纤的反馈来相对于解剖图配准附接设备的位置；并且利用解剖图显示骨的位置和取向改变。

[0012] 通过结合附图阅读本公开的说明性实施例的以下详细描述，本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0013] 参考以下附图，本公开将详细呈现优选实施例的以下描述，其中：

[0014] 图1是示出根据一个实施例的用于跟踪骨移动的形状感测系统的方框/流程图；

[0015] 图2是示出根据另一实施例的用于跟踪骨移动的多传感器形状感测系统的方框/流程图；

[0016] 图3是示出根据另一实施例的用于跟踪骨移动的单传感器形状感测系统的方框/流程图；

[0017] 图4A是示出根据一个实施例的具有螺钉轴的按钮固定机构的图形；

[0018] 图4B是示出根据一个实施例的具有销的按钮固定机构的图形；

[0019] 图4C是示出根据一个实施例的使用骨水泥的按钮固定机构的图形；

[0020] 图4D是示出根据一个实施例的具有骨夹的按钮固定机构的图形；

[0021] 图4E是示出根据一个实施例的被应用到皮肤的按钮固定机构的图形；

[0022] 图4F是示出根据一个实施例的具有骨夹的桥附接设备的图形；

[0023] 图5A是示出根据一个实施例额具有s-形光纤路径的按钮固定机构的图形；

[0024] 图5B是示出根据一个实施例的具有环形光纤路径的按钮固定机构的图形；

[0025] 图5C是示出根据一个实施例的具有被嵌入在材料中的直线光纤路径的按钮固定机构的图形；

[0026] 图6是示出根据一个实施例的被用作附接设备的分半按钮固定机构的图形；

[0027] 图7是示出根据一个实施例的用于跟踪骨移动的形状感测系统的不同部件的坐标系和配准的方框/流程图；

[0028] 图8A是示出根据说明性实施例的用于数字化骨的其中具有形状感测光纤的刚性指示器的图形；

[0029] 图8B是示出根据说明性实施例的具有用于数字化骨的其中具有形状感测光纤的可变形指示器的图形；

[0030] 图8C是示出根据说明性实施例的具有用于数字化骨的其中具有形状感测光纤的可变形附接的图形；

[0031] 图9是示出根据说明性实施例的用于骨移动的形状感测跟踪的方法的方框/流程图；

[0032] 图10是示出用于在骨科流程中采用本原理的说明性工作流程的方框/流程图；

[0033] 图11A是示出根据说明性实施例的利用光学形状感测光纤形式的快速配准设备上的配准点的快速配准的图形；

[0034] 图11B是示出作为根据说明性实施例的快速配准的部分的骨形状的测量的图形；

[0035] 图12A是示出根据一个实施例的形状感测手套形式的可佩戴快速配准设备的图形；

[0036] 图12B是示出根据一个实施例的形状感测环形式的可佩戴快速配准设备的图形；

[0037] 图13A是示出根据一个实施例的使用形状感测环采集的界标的配准结果的图形；

[0038] 图13B是示出预定义骨性界标、从形状感测环采集的点和根据一个实施例OSS光纤的测量的形状的图形；

[0039] 图14A是示出根据一个实施例的包括具有嵌入的形状感测光纤的薄、超弹性片块的快速配准设备的图形；

[0040] 图14B是示出根据一个实施例的与骨表面接触的快速配准设备的配准形状的图形；

[0041] 图15A是示出根据说明性实施例的初始界标配准之后的骨和OSS光纤的图形；并且

[0042] 图15B是示出根据说明性实施例的改进的配准之后的骨和OSS光纤的图形。

具体实施方式

[0043] 根据本原理，提供了用于形状感测的系统和方法，其能够被用于显示在外科手术流程期间在解剖图上交叠的仪器和植入物的相对位置。在一个实施例中，形状感测采用被附接到患者的形状感测光纤，并且形状感测测量结果能够被配准到解剖图。能够向用户显示关于解剖图的形状感测标记的位置。此外，形状感测光纤可以被附接到骨科或其他仪器，诸如钻头和切割平台，以跟踪它们的位置。光学形状感测使用沿着多芯光纤的光以重建沿着该光纤的形状。所涉及的原理利用使用特征瑞利反向散射或控制的光栅图样的光纤中的分布式应力测量。沿着光纤的形状开始于沿着传感器的具体点，被称为起始(launch)或z＝0，并且后续形状位置和取向相对于该点。光纤可以是，例如直径200微米，并且能够直到几米长，同时维持毫米水平准确度。光学形状感测光纤能够被集成到宽范围的医学设备中以提供实况引导医学流程。作为范例，导丝或导管可以被用于导航到动脉，光学形状感测测量结果被交叠在术前或术中图像上。通过形状感测测量的位置/取向被用于更新在显示器上的解剖可视化。

[0044] 光学形状感测计算机辅助外科手术(CAS)系统的范例利用例如股骨和胫骨的相对位置，其均利用被附接到骨的光学形状感测光纤来感测。光学形状感测光纤例如在起始位置处共配准到彼此。光学反射或散射返回到输出每个骨的位置的控制台，所述位置能够被显示给操作者。

[0045] 应当理解，将依据医学仪器来描述本发明；然而，本发明的教导要更广泛得多，并且，可应用于任何光纤仪器。在一些实施例中，本发明原理被采用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中。具体而言，本发明原理可应用于生物系统的内部追踪流程，在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区中的流程。附图中描绘的元件能够被实施在硬件与软件的各种组合中，并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0046] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时，所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个个体处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外，术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件，并且能够暗含地包括而不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储设备等。

[0047] 此外，在本文中的记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述，以及其具体范例，旨在涵盖其结构和功能等价物。此外，这样的等价物旨在包括当前已知的等价物和未来发展的等价物(即，无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件)。因此，例如，本领域技术人员将认识到，本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地，将认识到，任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此由计算机或处理器来运行的各种过程，而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0048] 此外，本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式，所述计算机程序产品可

从计算机可用或计算机可读存储介质存取，所述计算机可用或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合来使用的程序代码。出于该描述目的，计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或者装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0049] 现在参考附图，其中，相似的附图标记表示相同或相似的元件，并且首先参考图1，根据一个实施例说明性地示出了用于使用形状感测使能设备在骨科或其他应用中进行光学形状感测引导的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112，从工作站或控制台112监督和/或管理流程。工作站112优选地包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储形状感测和解释模块115，所述形状感测和解释模块被配置用于解释来自形状感测设备或系统104的光学反馈信号。形状感测模块115被配置为使用光纤信号反馈来重建变形、偏移和与骨或关节位置或其他解剖特征或外科手术仪器的位置相关联的其他改变。模块115被配置为提供用于光纤传感器(或当被附接到其时骨)的位置和取向的实时可视化的信息。

[0050] 形状感测系统104包括一个或多个光纤传感器102。每个传感器102包括光纤126，其被配置在一个或多个设置模式中。光纤126通过起始架125和缆线127(包括通信光纤)连接到工作站112。根据需要，线缆127可以包括光纤、电连接件、其他仪器等。缆线127与光学讯问单元108交互，所述光学讯问单元108可以包括一个光源或多个光源106或与一个光源或多个光源106一起工作。讯问单元108发送和接收来自形状感测系统104的光学信号。操作室围栏124或其他参考位置可以包括起始架125，其包括针对一个或多个光纤传感器102的参考点或起始点(z＝0)。

[0051] 具有光纤的形状感测系统104可以是基于光纤布拉格光栅传感器的。光纤布拉格光栅(FBG)是反射特定波长的光并透射所有其他光的短片段光纤。这是通过在纤芯中增加折射率的周期变化来实现的，折射率的周期变化生成波长特异的电介质镜。因此光纤布拉格光栅能够用作阻碍某些波长的内联滤光器，或用作波长特异的反射器。

[0052] 在常规光纤中的固有后散射能够被用于OSS。一个这样的方法使用在标准单模式通信光纤中的瑞利散射(或其他散射)。瑞利散射作为纤芯中折射率的随机波动的结果而发生。这些随机波动能够被建模为沿光栅长度具有幅度和相位的随机变化的布拉格光栅。通过使用在单长度的多芯光纤内延伸的三个或更多芯中的该效应，能够跟随感兴趣的表面的3D形状和动态。

[0053] 光纤光栅(FBG)也可以被用于OSS，其使用在折射率正在改变处的界面中的每个处的菲涅尔反射。对于一些波长，各种周期的反射光同相，使得对于反射存在相长干涉，并且因此对于透射存在相消干涉。布拉格波长对于应变以及温度敏感。这意味着布拉格光栅能够用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中，被测量(例如，应变)引起布拉格波长的移位。

[0054] OSS的一个优点是能够在光纤的长度上分布多个传感器元件。并入具有沿嵌入在

结构中的光纤的长度的各种传感器(量规)的三个或更多芯允许精确地确定这种结构的三维形式,通常具有优于1mm的准确性。能够沿光纤的长度在各个位置定位多个FBG传感器。根据每个FBG的应变测量,能够推断该位置处的结构的曲率。根据该多个测量的位置,确定了整个三维形式。

[0055] 在一个实施例中,一个或多个光纤传感器102使用附接设备130被连接到骨或其他解剖特征128。附接设备130可以包括多个不同配置,包括骨螺钉、销、水泥、粘合剂、夹钳等。一个或多个光学传感器102也可以被连接到医学设备103,其可以包括指示器、导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、滤波设备、球囊设备、指示器、钻头、切割平台或其他医学部件等。

[0056] 工作站112包括图像生成模块148,所述图像生成模块被配置为接收来自形状感测系统104的反馈并且记录关于一个或多个光纤传感器102已经在体积131中的何处的位置数据。能够在显示设备118上显示在空间或体积131内的一个或多个光学传感器102的图像134。工作站112包括用于查看受检者(患者)或体积131的内部图像的显示器118,并且可以包括图像134作为通过成像设备110收集的图像上的感测设备104的交叠或其他绘制。成像设备110可以包括任何成像系统(例如,CT、超声、荧光透视,MRI等)。显示器118也可以允许用户与工作站112及其部件和功能,或是系统100内的任意其他元件交互。这通过接口120进一步促进,所述接口可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备,或者任意其他外周设备或控制,以允许来自工作站112的用户反馈和与工作站112的交互。

[0057] 系统100基于光纤形状感测并且能够被用于在外科手术流程期间显示利用解剖图136(例如,体积131的解剖图像或表示)可视化或在解剖图136上的骨128或其表示的相对位置和取向。系统100包括光学形状感测光纤到患者160(例如,皮肤、骨等)的附接、光纤传感器102到解剖图136的配准、关于解剖图136的光学形状感测标记或附接设备130的位置的显示、光学形状感测光纤126到骨科仪器103(诸如钻头、切割平台等)的附接。

[0058] 参考图2,根据一个实施例示出了多传感器光纤形状感测系统200的范例。系统200包括具有显示器118的控制台112。在该范例中,利用通过附接设备130附接到相应骨的光学形状感测光纤206(在图1中的102)感测股骨202和胫骨204中的每个。光学形状感测光纤206在起始位置125处(例如在操作室平台或床上)共配准到彼此。光纤127返回到控制台112,所述控制台输出每个骨的位置,所述位置能够在显示器118上显示给操作者。多传感器系统200包括针对胫骨204和股骨202的附接,在这种情况下,以提供形状感测导航引导;然而,可以完成针对任何骨组合、其他结构或其他特征的附接。这也可以包括要跟踪的其他仪器或设备。还可以提供用于将光学形状感测光纤附接到仪器或工具的附接点。

[0059] 参考图3,可以采用单传感器系统300,因为这样的布置通过令仅一个光学形状感测光纤306来进行询问而具有减少的复杂性和成本。在该系统300中,去往控制台的通信光纤/缆线127连接到在股骨202上的附接设备130,并且光学传感器306连接到缆线127。股骨202上的附接设备130也能够充当驻留在胫骨204上的测量的参考点(起始点)。光纤306的远端连接到在胫骨204上的附接设备130。光纤306可以具有用于连接到其他仪器或引导的附接部分312。单传感器系统300包括针对胫骨204和股骨202的附接,在这种情况下,以提供光学形状感测导航引导;然而,可以完成针对任何骨组合、其他结构或其他特征的附接。这还可以包括要跟踪的其他仪器或设备。也能够存在用于附接到仪器或工具的附接点或部分

312。在这种情况下，在股骨202上的附接设备130充当针对单光纤传感器306的起始点或参考。

[0060] 根据本原理的光纤形状感测优于瞄准线光学跟踪的一个优点是传感器206、306的低尺寸和重量。这意味着传感器206、306能够以更有利于患者的方式被附接到骨。减少螺孔的尺寸、深度和数量能够改进患者恢复，减少并发症(诸如骨折和感染)，并且可以改进在临床医师之中的采纳。具有能够将光纤传感器206、306附接到骨的多种方式。这些附接设备130通常权衡侵入性与跟踪的精度。例如，接骨螺钉是最为侵入性的方法，但是能够提供最刚性的固定，而皮肤粘合剂是最少侵入性的，但是提供骨位置的较不精确的跟踪。固定方法可以依赖于应用的准确度要求。

[0061] 参考图4A-4F，说明性地示出了用于光纤形状感测导航的附接设备130的范例。光学形状感测附接设备130包括点或按钮固定机构402，其被配置为被固定在患者上，并且提供其中配准框架被锚定到患者的方式。按钮固定机构或按钮402能够是圆形的或采取其他形状(诸如，例如，s-弯曲等)。来自传感器102的光学形状感测光纤126被连接或附接到附接设备130(到按钮固定机构)以提供配准框架。图4A-4F示出了具有在患者上的按钮固定机构或按钮402的若干说明性附接设备130。

[0062] 参考图4A，单个接骨螺钉附接设备130a包括被连接到接骨螺钉轴404的按钮机构或按钮402。在光纤形状感测的情况下，可以采用单个接骨螺钉，并且可以使用比在可以使用瞄准线光跟踪器的情况下正常地采用的更小的直径。另外，归因于其形式因子，光纤和附接设备130a较不可能干扰临床工作空间，并且在流程期间经受机械相互作用。附接设备130a提供对于CAS的现有工作流程的最小改变和骨与光纤之间的最强耦合。螺钉轴404可以通过皮肤420并且进入骨422中，或可以被直接应用到骨422。

[0063] 参考图4B，单皮质销附接设备130b利用光纤的性质，因为光纤是不需要被深固定到骨的非常轻的部件。通过避免骨的皮质部，显著减少了感染和骨折的风险。单皮质销轴406可以包括也能够加快在流程的开始处放置固定物所需的时间的微销方法。

[0064] 参考图4C，骨水泥按钮附接设备130c使用骨水泥410来将小按钮402附接到骨422。在流程期间按钮402将光纤固定就位。在流程之后，按钮402被移除，并且骨水泥或者保留就位，或者从骨中移除。在这种情况下没有到骨中插入或引起的对骨的损伤。

[0065] 参考图4D，骨夹附接设备130d能够夹到骨上，并且机械地夹钳到骨特征。可以基于术前成像(CT或MRI)针对患者特殊设计夹钳部分408。这将给夹钳部分408在具体骨特征上的更强控制。夹钳部分408也可以提供在皮肤上的夹钳，尽管这能够导致骨的较不准确的跟踪。

[0066] 参考图4E，皮肤粘合剂附接设备130e使用皮肤粘合剂412来在一个或多个点处将按钮402附接到皮肤。将被连接到按钮402的光纤的轻盈是使其能够以这种方式跟踪解剖结构的一个因子。

[0067] 参考图4F，桥附接设备130f使用附接413来在一个或多个点处将按钮402附接到“桥”424或其他部件。夹钳设备425能够将桥424夹到骨422上，并且机械地夹钳到骨特征，从而将桥保持就位并且关于骨422被取向。夹钳和桥布置能够有利地吸收或抑制骨422的扭转运动的效应。附接413可以是粘合剂、夹、销、螺钉、槽或用于使按钮402保持在桥424上的任何其他提供。

[0068] 参考图5A-5C，说明性地示出了用于将用于光学形状感测的光纤附接到按钮402的范例配置。光学形状感测光纤126能够以多种方式被附接到按钮402。将光纤126机械夹钳到按钮402上(具有或没有光纤涂层完整)可以包括光纤静置于其中的沟槽或路径，如在图5A和5B中描述的。路径可以包括预定形状，诸如s-形510(图5A)或环形512(图5B)。在图5C的范例中，光纤的直线部分514被嵌入按钮402的材料516中，而弯曲部分关于按钮402在空间中可自由变形。也能够采用嵌入的光纤的任何其他形状(例如，除了环形512或s-形510)。光学形状感测光纤126可以是固定的或可以可滑动地安装在沟槽或路径中。

[0069] 可以使用在光纤126上的粘合剂或夹钳将光纤126连接到按钮402上(具有或没有光纤涂层完整)。备选地，自由浮动光纤126可以经过能够被光学跟踪的(形状感测的)已知形状。也预期这些和/或其他附接模式的组合。

[0070] 在一个实施例中，光纤126被永久地附接到按钮402。在另一实施例中，按钮402能够分裂，使得按钮402的一半被永久地附接到固定部分(例如，螺钉、销等)，并且另一半被永久地附接到OSS系绳(传感器102)。

[0071] 参考图6，分半按钮402能够分裂以允许固定部分430由临床医师安装就位，而没有锚定部分432、OSS系绳(光纤126或传感器102)。然后临床医师能够在流程期间在适当的点处将两个半按钮430、432附接或联接在一起。半按钮430、432将使用配合机械部分426优选地仅在一个具体取向上联接在一起(例如，它们将被键住)。能够使用固件(未示出)(诸如，例如，夹子、扣子、螺钉、磁体等)实现连接半按钮430、432。该分裂半按钮配置允许具有部分432的一个OSS系绳(光纤126)在流程期间以多种方式被使用，例如，通过将其附接到不同半按钮430。

[0072] 参考图7，另一实施例示出了系统500，并且说明性地论证了在附接设备或点130之间的配准。在其中采用多个光纤传感器102的情况下，能够使用多种技术(包括形状到形状配准、起始位置的机械配准、基于点的配准等)，将它们配准到彼此。在被用于跟踪多个附接设备130的单个光学形状感测光纤的情况下，可以在相同的参考框架内自动地捕获附接设备130。

[0073] 为了使形状感测测量结果对临床医师有用，在解剖图的背景下提供测量结果。解剖图可以是患者的任何表示，但是优选地是图像或模型，并且可以包括术前图像(诸如，CT图像或MRI)、术中图像(包括实况图像)等。在一些情况下，解剖模型被演变为在配准步骤期间匹配特征测量结果。术中成像也能够提供解剖图。也能够通过来自使用跟踪指示器或可变形附接检测的点、线或形状的解剖结构的数字化来创建解剖图。跟踪指示器或可变形附接可以是解剖跟踪器的部分。解剖图也可以是从图像生成的分割或表面网格。此处，骨的3D表面或体积或从任何源采集的解剖结构的其他特征或表示将被认为是模型。

[0074] 在配准的背景下，五个坐标系被说明性地采用和描述。这些包括依赖于模型源的选择并且独立于外科手术场的模型坐标系(MCS)。光学形状感测坐标系(OSSCS)可以被附接到操作室(OR)围栏或固定在操作室中的其他地方。在该范例中，股骨坐标系(FCS)是股骨202的局部的，并且胫骨坐标系(TCS)是胫骨204的局部的。指示器(或任何其他仪器)坐标系(PCS)是仪器103的局部的。

[0075] 在流程期间前两个坐标系(MCS和OSSCS)相对于彼此被固定，并且用作配准和导航两者的参考坐标系。FCS、TCS和PCS相对于OSSCS移动。通过在起始点的在光纤之间的固定变

换和通过光纤的形状感测获得的在光纤端部和起始点之间的变化的变换已知在FCS、TCS、PCS和OSSCS之间的变换。变换术语:A_T_B是从坐标系B到坐标系A的变换。

[0076] 关于FCS的范例:

[0077] OSSCS_T_FCS=OSSCS_T_FF*FF_T_FCS,其中,OSSCS_T_FCS是在OSSCS和FCS坐标系之间的变换。FF_T_FCS是上在股骨坐标系(FCS)和起始点上的股骨光纤的固定部分(FF)之间的形状感测变换。OSSCS_T_FCS是在股骨光纤的固定部分和OSSCS之间的变换。通过股骨或胫骨空间中的点的数字化和将这些匹配到MCS中的点中来执行配准(使用已知的任何配准算法,例如,普鲁克、ICP(迭代最近点)等)。

[0078] 将说明性地描述针对刚性指示器(103)和股骨空间的坐标变换,但是能够被扩展到任何其他解剖结构或数字化方法。指示器103采集能够被变换到OSSCS的PCS中的解剖界标XA(XA_PCS)如下:

[0079] XA_OSSCS=OSSCS_T_PCS*XA_PCS

[0080] OSSCS_T_PCS=OSSCS_T_PF*FF_T_PCS

[0081] 这些变换的解剖界标XA被匹配到在模型坐标系(MCS)中的相同界标以获得在OSSCS和MCS之间的变换。与常规技术相比较该方法的一个优点是能够在流程期间重新定位FCS和TCS,并且配准将仍然是有效的,因为具有涉及到在室内的固定位置(例如,围栏(124))的全局坐标系。这是与FCS和TCS被用作对模型的配准的参考的常规情况相反的。在这样的常规情况下,没有全局坐标系。结果,跟踪器的重新定位使配准无效,并且需要另一配准流程。

[0082] 参考图8A-8C,根据本原理示出了光学形状感测导航的配准工具(例如,仪器103)的说明性范例。图8A示出了刚性指示器602;图8B示出了可变形指示器604;并且图8C示出了可变形附接606。

[0083] 配准工具(指示器103)能够被用于使用OSS的骨或特征点的数字化。在光学导航系统中,使用也使用形状感测跟踪的指示器103执行术中骨表面到模型骨表面的配准。基于点的跟踪限制了配准的机会。在基于形状感测的方法中,具有能够被用于配准的额外技术。例如,可以使用刚性或变形指示器执行在解剖可视化和光学形状感测光纤之间的配准。

[0084] 在图8A中,刚性指示器602可以被用于跟踪骨620的骨概况。能够利用在指示器602内部的形状感测光纤620实施该技术。这减轻了许多工作流程问题,从而允许操作者关于指示器602的运动的更多自由。当与骨620接触时,指示器602采集数据。通过令光学形状感测光纤610一直延伸到指示器的端部,能够基于利用光纤610的力测量结果(在OSS光纤610的中心芯内的压缩)自动检测与骨620的接触。

[0085] 在图8B中,可变形指示器604能够被用于绘制骨620的表面。可变形指示器604可以包括刷部分614(例如,多个光纤)或其他柔性设备以实现骨表面的绘制。该绘制过程能够与主成分分析(PCA)配准一起使用以改进利用刚性指示器(602)执行的基于点的配准。刚性指示器602能够具有可伸缩的套筒以允许其变为针对流程的该步骤的更变形‘画笔’类型的工具。指示器604提供了骨表面的更宽区域的数字化。

[0086] 在图8C中,可变形附接606的形式的配准设备可以包括具有嵌入光纤的可变形网格或管616,所述嵌入光纤能够围绕骨620卷绕,从而提供表面轮廓的测量。这能够实现与解剖图的基于形状或弯曲的配准(与仅基于点的配准相反)。

[0087] 可变形或柔性指示器(代替于或除了包括刷部分或可变形网格或管)可以包括被并入配准工具、快速配准设备或包括可变形或柔性指示器的其他医学仪器的光学形状感测光纤,使得仪器的远端能够跟随在身体内部的弯曲路径以促进其中直接瞄准线设备将出故障的配准。这样的仪器可以包括:

[0088] • 仪器体,诸如把手,其具有拴到OSS控制台的嵌入OSS光纤。

[0089] • 柔性设备仪器端部或可变形配准指示器,其具有被动或主动(例如,致动器控制的)柔性,从把手延伸并且还具有嵌入OSS光纤,使得已知端部或可变形配准指示器的位置和取向。

[0090] • 触发或其他检测和控制或用户输入机构,以向计算机传递以下:配准点(或一系列配准点)可以从OSS光纤收集。

[0091] 这样的设备还可以包括:

[0092] • 端部安装的接触传感器,以当端部与对象接触时警告操作者。

[0093] • 端部安装的成像系统(光纤束、CCD/CMOS芯片等)和光源,以向操作者提供视觉反馈。

[0094] 通过允许在两者接合时配准工具的柔性端部与表面一致,能够使用医疗仪器将软组织的表面配准到例如临床前图像或坐标系(诸如,MCS、OSSCS、FCS、TCS或PCS)。

[0095] 代替于单自由度可操纵端部,可以使用提供相同测量功能但是没有用户控制的弯曲的医学仪器的被动柔性端部。这样的被动端部能够是笔直的或表征弯曲以简化在患者解剖结构内部的导航。

[0096] 在另一实施例中,可操纵端部可以是可在多于单个自由度和/或多于同时连接的端部或可变形指示器的一个可操纵部分中移动。

[0097] 在另一实施例中,可操纵端部的远端部可以将接触传感器并入以向临床医师提供指示端部与目标解剖结构接触的反馈。这样的接触传感器可以是基于光纤的(例如,如分离光纤或在设备中OSS光纤的额外使用)或可以是现成的接触感测部件。

[0098] 在一些情形中,可能不能够利用关节镜可视化配准工具的端部。这样一来,在又一有利的实施例中,配准指示器具有光学成像能力,诸如光纤束或CMOS/CCD成像芯片,以及照射源。

[0099] 可以在手持式或机器人控制的配准工具中实施医学仪器、科变形指示器和端部的这些实施例中的每个。

[0100] 一旦光学形状感测光纤被附接到骨并且配准到解剖图,就能够向操作者显示两者(例如,在显示器118上)。能够向操作者示出在骨之间的位置和角度,并且能够确定对植入尺寸以及切割的位置和角度的建议。在解剖图上的OSS数据的显示可以采取许多形式,并且提供多个功能。

[0101] 本原理应用到针对手术引导和导航的光学形状感测光纤的任何使用。在尤其有用的实施例中,本原理可以被用于全膝关节或部分膝关节置换术、前交叉韧带(ACL)修复、髋关节置换、脑部手术、肘部手术和其他这样的应用中。另外,OSS可以利用任何类型的反射或散射现象,例如,瑞利散射(增强和常规的)以及形状感测光纤的光纤布拉格实施方式。可以与手动和机器人导航系统一起来采用本原理。

[0102] 根据本原理的光学形状感测跟踪能够被用于提供术前规划,包括植入尺寸等,以

理解关节的生物力学(包括收缩和伸曲的范围)并且识别在可以导致平衡组织,不稳定性等的骨之间的任何未对准。本原理的其他使用包括确定最优切割位置和平面。这通过各个位置中的OSS跟踪来完成,其中,虚拟地可视化和向操作者显示得到的生物力学和对准特征。还可以提供关节生物力学的术中规划和术后评估。

[0103] 参考图9,说明性地示出了用于使用光学形状感测系统跟踪骨的方法。应当理解,本原理可以被应用到在身体内部的骨、解剖模型或身体外部的骨、义肢、机械部件或链接等。在方框702中,一个或多个附接设备被连接到相对于骨的定位。这可以包括将附接设备连接到骨,在骨上或到在骨上的皮肤。在方框704中,附接设备可以包括分半设计,其中,第一部分具有用于接合相对于骨的定位的锚定部分,并且第二部分接收光学形状感测光纤。第一部分和第二部分是可分离的和可配合的。以这种方式,光纤部分能够之后在流程中与不同锚定部分附接或混合和匹配。

[0104] 在方框706中,使用被连接到附接设备的光学形状感测光纤识别附接设备的位置。在方框708中,使用来自所述光学形状感测光纤的反馈相对于解剖图配准所述附接设备的所述位置与骨。在方框710中,可以通过使用具有光学形状感测光纤的指示器设备(刚性、柔性、可变形等)将骨的数字模型或骨的形状建立到跟踪坐标系中,所述光学形状感测光纤被配置为跟踪在指示器设备上的位置。该光学形状感测光纤能够是专门用作指示器的额外的光纤。备选地,其能够是已经被用作解剖跟踪器的光纤的远端部分,或仅用于流程的该部分的夹式传感器。所述指示器设备可以包括具有额外光学形状感测光纤的柔性或可变形部分,其被配置为符合感兴趣的区域。

[0105] 这被用于使用形状感测使能指示器设备将所述解剖图配准到光学形状感测光纤。在其最简单的形式中,骨可以简单地由线或点来表示。骨可以被表示为能够被用于更新解剖图的数字版本。解剖图优选地包括基于附接设备的跟踪位置的骨。解剖图可以包括术前图像、术中图像(实况图像)、标准化解剖图、解剖模型或其他图或图像。

[0106] 在方框714中,与解剖图或其他图像一起或在解剖图或其他图像上显示骨的位置和取向变化。根据由(一个或多个)光纤传感器提供的变化更新解剖图。在其他实施例中,附接设备可以被用于用作针对另一光学形状感测光纤的参考位置(例如,单传感器实施例)。医学设备可以包括其自己的额外的光学形状感测光纤,所述额外的光学形状感测光纤被配置为跟踪在医学设备上的位置。

[0107] 参考图10,描绘了针对根据本原理的生物力学评价和关节跟踪的说明性工作流。在方框802中,附接设备被固定到解剖结构上。这可以包括准备步骤,诸如暴露骨、准备表面等。在方框804中,标记(附接设备)被配准到解剖图。解剖图可以包括术前图像、术中图像、标准化解剖图、解剖模型或其他图或图像。在方框806中,执行术中规划和植入尺寸确定。这包括关节的骨移动的评价以确定适当的切割和植入尺寸。在方框808中,标记(附接设备)可以被耦合到仪器。这可以包括锯、钻头、指示器等。

[0108] 在方框810中,根据术前计划显示、评价和修改跟踪仪器和解剖结构。跟踪基于根据本原理的形状感测光纤。在方框812中,使用试验和最终植入物两者来评价关节生物力学。评价包括根据本原理的形状感测光纤的使用。

[0109] 能够使用例如在骨或其他对象上的离散界标,或到骨/对象的实际形状的确切形状的配准来实施快速配准,如通过光学形状感测光纤测量的。下面描述关于对应硬件实施

方式的细节。

[0110] 图11A、B图示了在对象和对象的三维模型之间的快速配准，在这种情况下，股骨1105和股骨1105的图像中的形状之间的快速配准。离散界标点1101、1102、1103、1104能够被用于在图11A中的基于点的配准。利用OSS光纤来数字化界标的位置。能够利用用于快速配准的OSS光纤测量骨的(部分)形状，如在图11B中示出的。

[0111] 离散界标

[0112] 标准的基于点的刚体配准能够与若干离散骨性界标一起使用。图11A图示了将形状感测光纤与股骨的轮廓对准，并且四个界标点1101、1102、1103、1104被用于配准。点的数量需要少于三个并且不形成直线。在骨的3D模型中预定义骨性界标。形状感测光纤能够提供这些界标位置的快速采集。

[0113] 图12A、B图示了光纤1206如何能够被集成到可佩戴配准设备中，例如图12A中的手套1211中，或图12B中的一组环1212、1213、1214、1215中。用户能够容易地将其手指保持在股骨1205或其他骨的骨性界标1201、1202、1203、1204上以同时对所有的界标位置进行采样。使用可佩戴配准设备能够利用人手的灵活性和柔性。缺点是这些配准设备能够同时采集有限数量的点(通常不多于五个)。

[0114] 配准设备也能够被实施具有多个接触点(例如，多于五个)，并且不需要为可佩戴设备，例如，具有若干指状探头的手持式形状感测配准设备。

[0115] 对于使用可能可佩戴配准设备(诸如手套)的离散界标点采样，能够使用标准的基于界标的配准算法。这样的算法的范例包括普鲁克分析和关于点对应的线性最小二乘优化。由此，与以具体顺序逐一采集每个点的标准方法相反，在单个步骤中的多个界标的快速采集是可能的。使用本文提出的配准设备，根据在形状感测光纤上的它们的相应位置自动已知点的顺序。

[0116] 图13A、B图示了使用形状感测环采集的三个离散界标的配准结果。图13A示出了预定义骨性界标。用户佩戴三个形状感测环(图12B)，以数字化界标。在图13A、B中，在配准软件中示出了用于基于点的配准的预定义骨性界标1302。在图13B中示出了使用利用形状感测环采集的三个配准点的基于点的配准的结果。球体1302示出了预定义界标。球体1303示出了在一个时间实例处使用形状感测环采集的点。曲线1306是当采取测量结果时OSS光纤的形状。

[0117] 确切的形状匹配骨/对象的实际形状。

[0118] 再次参考图11A、B，形状感测光纤1106能够被带入为与股骨1105或其他骨紧密接触，因此接触部分的光纤形状匹配合应的骨表面。该配准形状1107(在图11B中)能够被配准到骨模型，例如通过CT扫描术前采集的骨网格。一个可能的配准算法是ICP。图11B示出了与股骨1105的顶轮廓对准的形状感测光纤1106。沿着光纤的配准形状1107是与骨接触的。应当注意，图11B使用2D范例来图示配准原理。然而，3D配准形状对于好的配准结果是重要的。因为生成非唯一配准结果的可能性，不期望完全位于单个平面中的配准形状。

[0119] 图14A、B示出了配准设备的硬件实施方式。在图14A中，一个范例是具有嵌入的形状感测光纤的薄、超弹性片块。图14B所示的第二范例是具有集成的形状感测光纤的形状记忆管。曲线1401、1402、1403示出了来自与骨表面接触的光纤部分的配准形状。

[0120] 这两个说明性硬件实施例是将形状感测光纤1406集成到弹性配准设备中的典型

实施例，使得其能够变形并且符合骨表面。在图14A的范例中，超弹性片块1409具有嵌入的形状感测光纤。薄片块由硅橡胶制成，其是超弹性和可伸缩的。其能够容易地符合骨表面。图14B图示了具有形状记忆管1408的另一可能实施方式。形状记忆管1408是可变形的并在变形之后保持形状。能够通过对着骨表面推其来对其进行变形。在图14B中的曲线1403示出了与骨接触的光纤的部分。集成的形状感测光纤能够提供配准形状，示出为在图14B中的曲线1403。

[0121] 在图15A、B中，配准软件示出了在初始基于点的配准(图15A)之后的OSS光纤1506和股骨1505。球体1502示出了预定义界标。球体1503示出了在一个时间实例处使用形状感测环采集的点。在光纤上的部分1509(图15B)是利用超弹性片块1409采集的配准形状。配准软件示出了在ICP改善之后的OSS光纤1506和股骨(图15B)。利用超弹性片块1409(在图14A中)采集的配准形状被示为OSS光纤1506的部分1510。

[0122] 对于相当精确的形状匹配，ICP算法能够被用于确定骨和对象模型和测量的形状之间的变换，如以上讨论的。ICP通常被用于将点云匹配到表面或其他点云。然而，ICP是以种子变换开始并且连续改善变换以便匹配两个输入数据集的迭代方法。一旦连续的改善不产生改进的匹配，或如果达到了迭代限制，迭代停止。由此，如果种子转换太远离实际变换，则ICP易受产生错误解决方案的影响，因为通过其改善阶段，其可以遇到仅仅表现为算法足够好的解决方案。

[0123] 因此，ICP必须用合理的初始变换选种。获得合理的开始点的常见方法是通过界标配准的使用。现在能够使用在本申请中提出的离散界标设备，诸如手套或环或甚至使用在可变形设备上的特定点，来快速执行该步骤。此外，三个非共线界标的最小值仅需要由用户近似触摸。用户不需要以高准确度触摸界标，由此移除对于标记的需要，并且加速过程，尤其与方便描述的界标(例如，关于患者解剖结构的在股骨上的极左点或极右点)联合。

[0124] 可以经由要配准的对象的先验知识备选地获得合理的种子变换。例如，可以从骨科流程的部分获知哪些骨表面被暴露并且可用于配准，以及其相对于其他骨和解剖特征的取向。该信息能够被用于粗略推断配准设备的取向并且由此近似针对ICP的足够接近的种子变换。

[0125] 图15A、B图示了ICP算法如何能够使用利用超弹性片块采集的部分形状来改善配准。图15A示出了在初始界标配准之后的OSS光纤1506与股骨。初始配准结果不完美，因为OSS光纤1506不应当与股骨相交。在图15B中示出了ICP改善。示出为OSS光纤1506上的部分1510的配准形状被用作针对ICP的输入点云。如图15B所示，在ICP改善之后，改进了在OSS光纤1506和股骨1505之间的对准。

[0126] 以上描述的方法使用用于配准的对象的现有3D模型。然而，应用不限于具体对象的精确3D模型。其能够使用对象的统计图谱模型，并且基于使用光学形状感测采集的点/形状来调节模型的形状。

[0127] 关于FCS描述了配准，但是所述配准可以有利地用于关于TCS或其中存在表面界标的另一坐标系的配准。

[0128] 在解释所附权利要求中，应当理解：

[0129] a)“包括”一词不排除在给定权利要求中列出的元件或动作之外的其他元件或动作的存在；

[0130] b)元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件；

[0131] c)在权利要求中的任何附图标记不限制其范围；

[0132] d)若干“模块”可以由相同的项目或硬件或软件实施的结构或功能来表示；并且

[0133] e)不旨在对动作的具体顺序做出要求，除非特别指示。

[0134] 已经描述了用于骨科导航的形状感测的优选实施例(其旨在为说明性的并非限制性的)，应当注意，鉴于以上教导，本领域技术人员能够做出修改和变化。因此，应当理解，在被公开的本公开的具体实施例中可以做出改变，所述改变在如权利要求书概括的在本文中公开的实施例的范围之内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性，由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

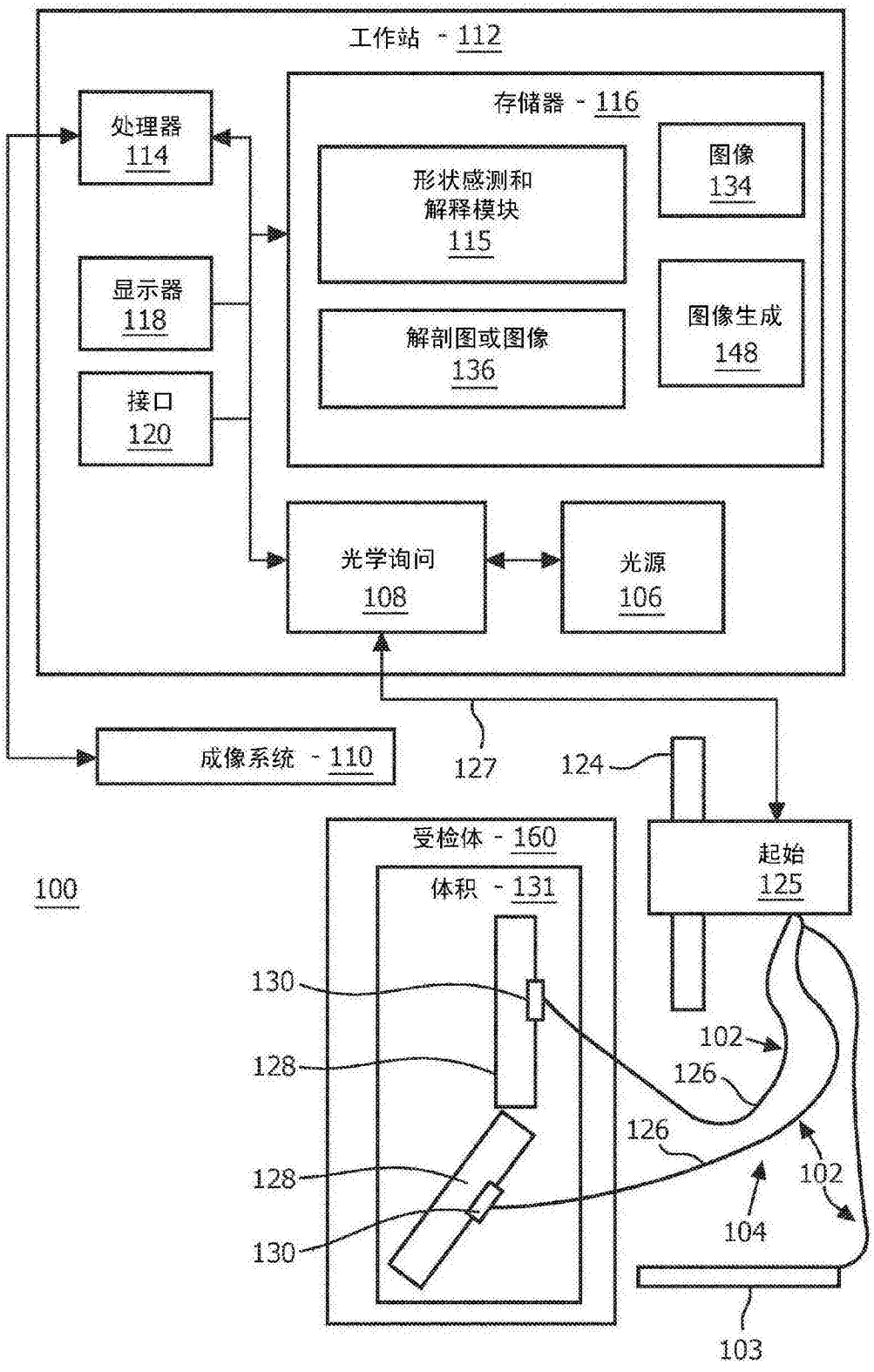

工作站 - 112
处理器
114
存储器 - 116
形状感测和
解释模块
115
图像
134
显示器
118
解剖图或图像
136
图像生成
148
接口
120
光学询问
108
光源
106
成像系统 - 110
127
124
受检体 - 160
体积 - 131
起始
125
100
130
128
128
130
102
126
126
102
104
103

图1

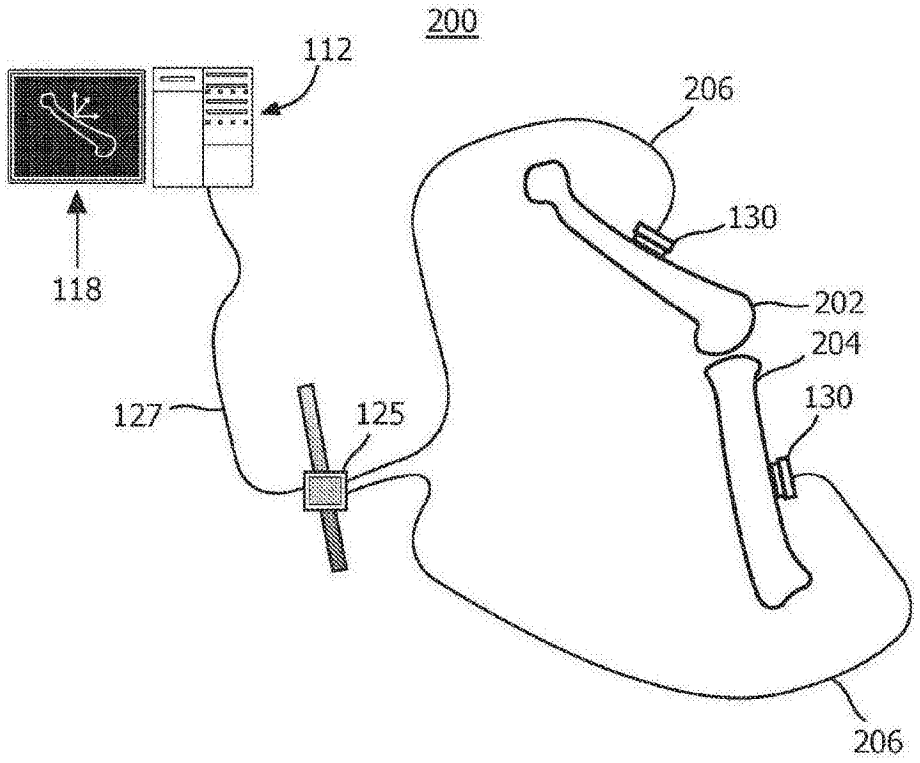

200
112
118
206
130
202
204
130
127
125
206

图2

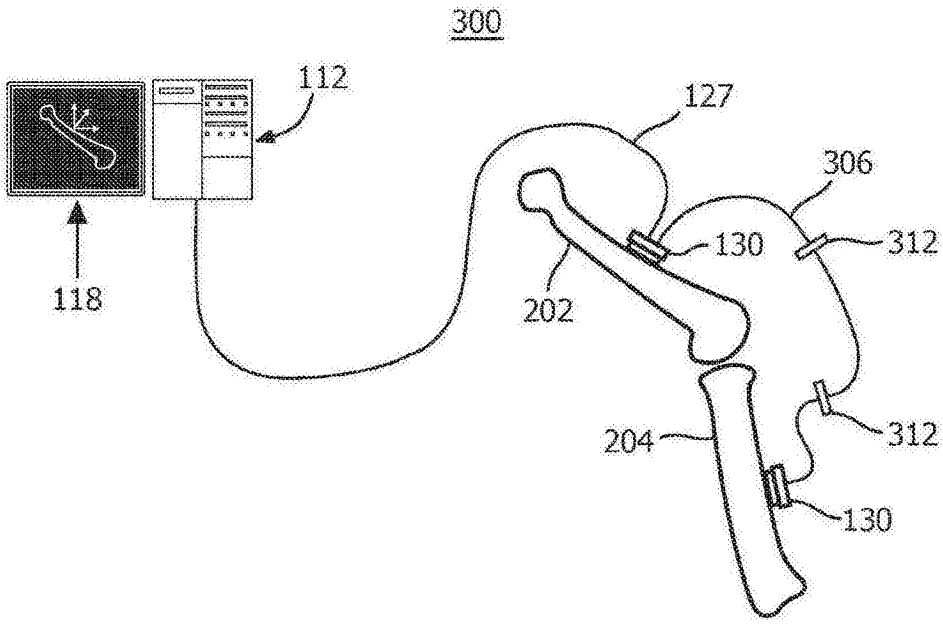

300
112
118
127
306
130
312
202
204
312
130

图3

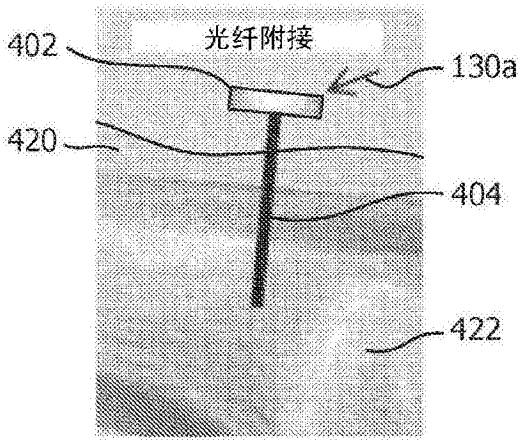

402
光纤附接
130a
420
404
422

图4A

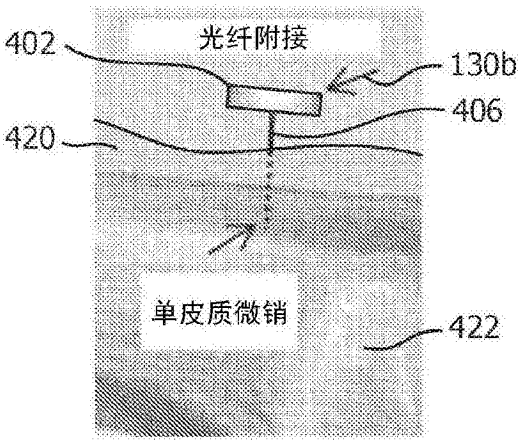

402
光纤附接
130b
406
420
单皮质微销
422

图4B

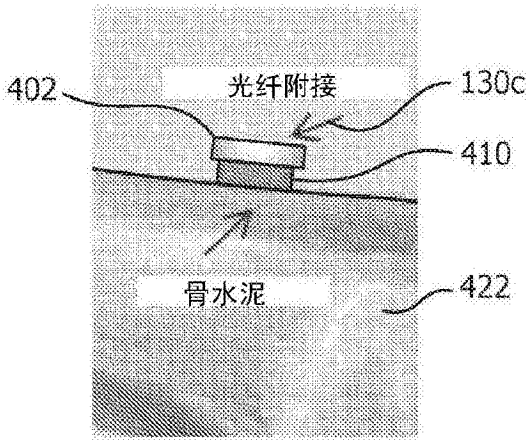

402
光纤附接
130c
410
骨水泥
422

图4C

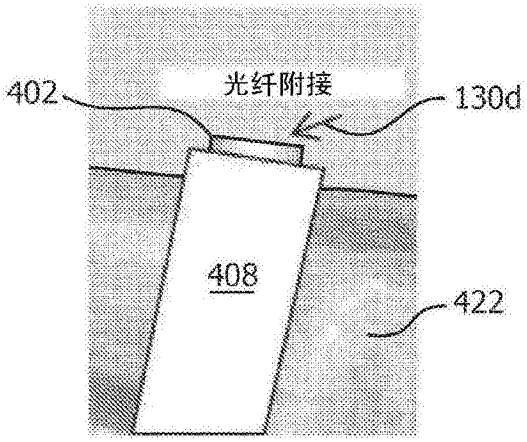


图4D

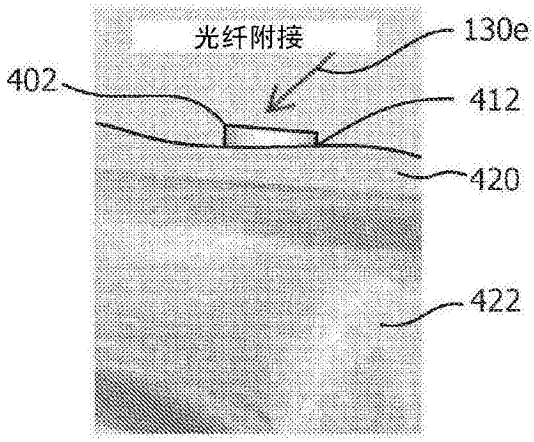


图4E

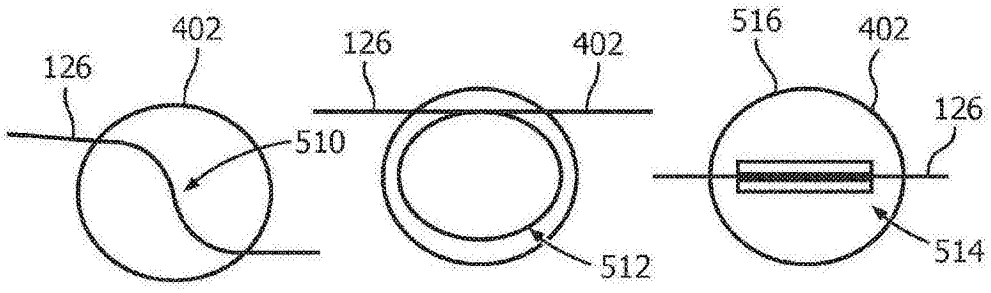


图5A 图5B 图5C

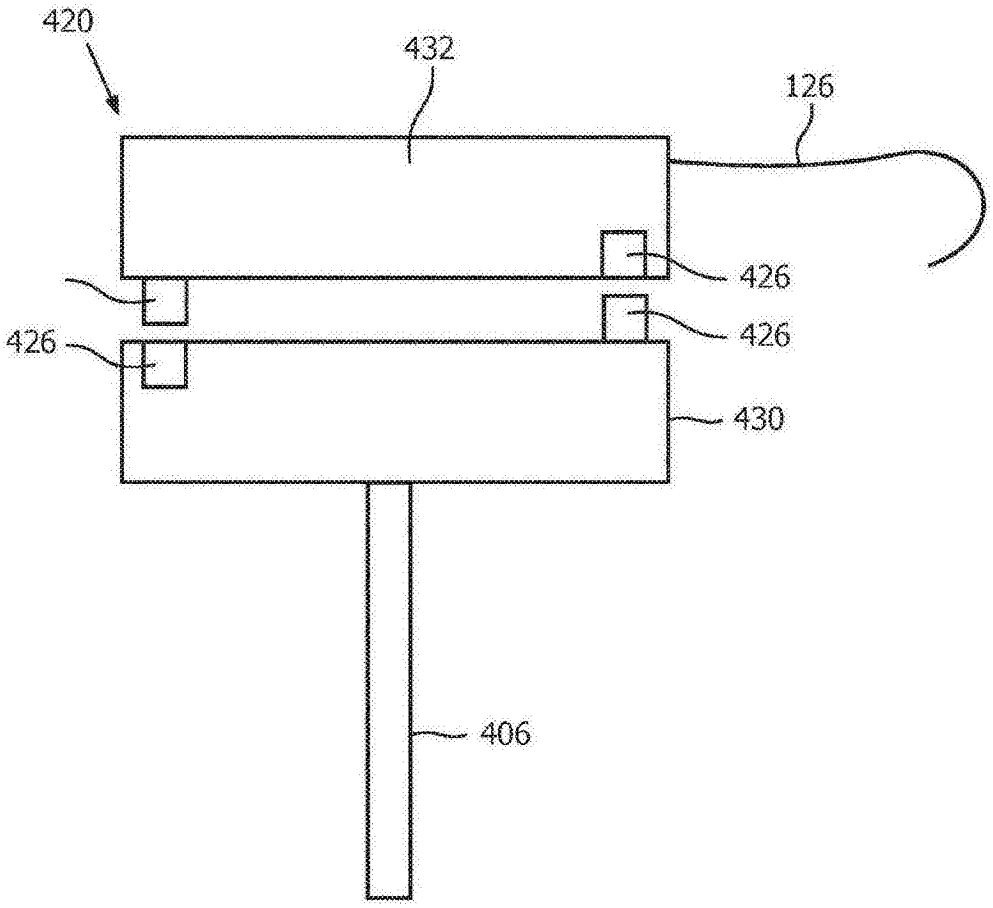

420
432
126
426
426
426
430
406

图6

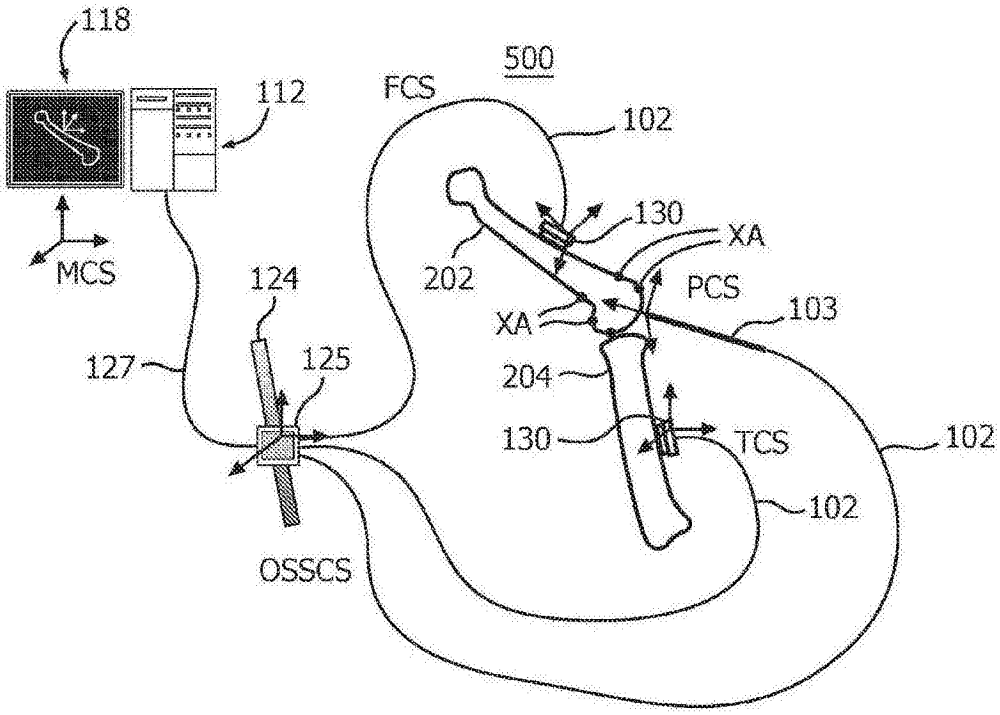

118
112
MCS
500
FCS
102
130
XA
202
PCS
103
XA
124
127
125
204
130
TCS
102
102
OSSCS

图7

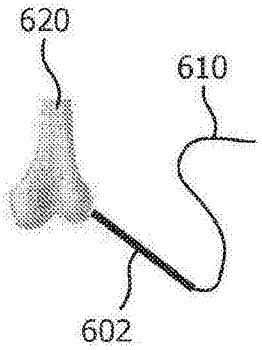


图8A

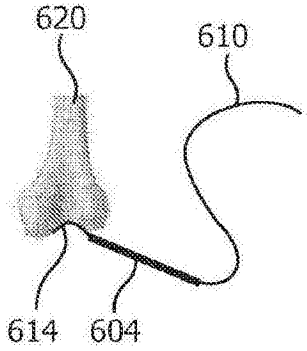


图8B

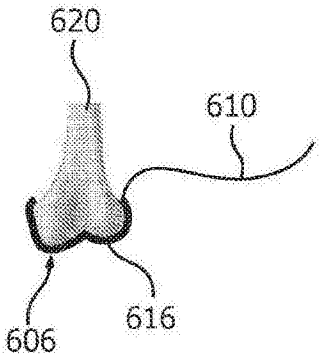


图8C

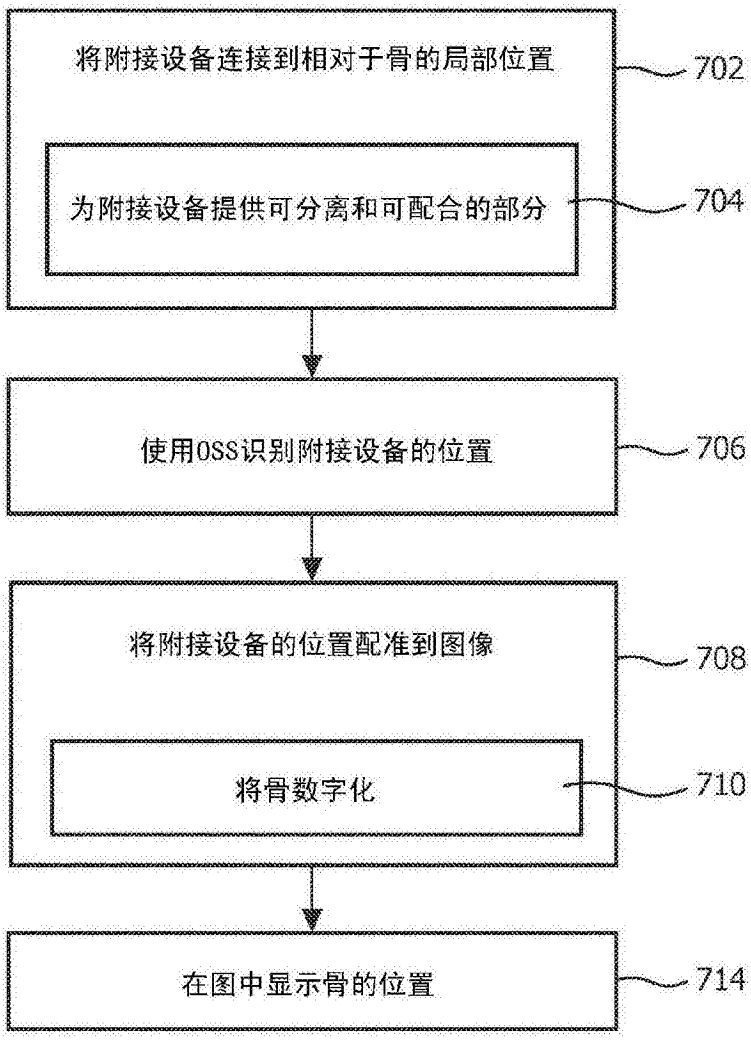

将附接设备连接到相对于骨的局部位置
702
为附接设备提供可分离和可配合的部分
704
使用OSS识别附接设备的位置
706
将附接设备的位置配准到图像
708
将骨数字化
710
在图中显示骨的位置
714

图9

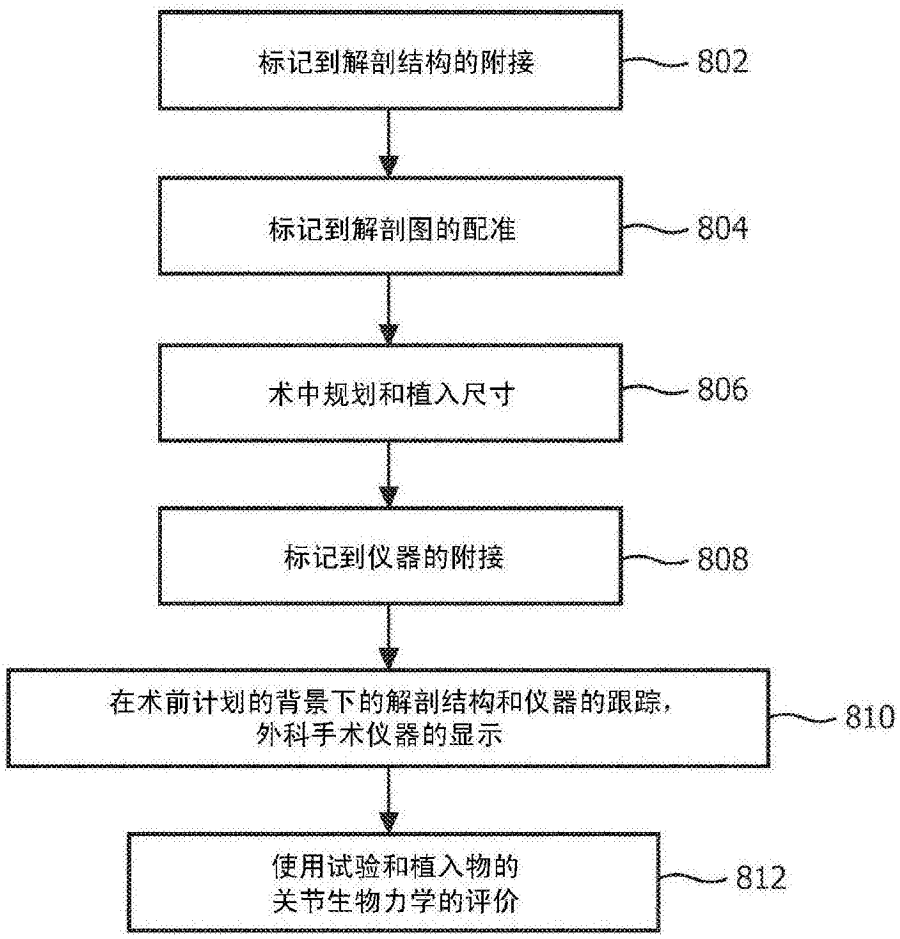

标记到解剖结构的附接
802
标记到解剖图的配准
804
术中规划和植入尺寸
806
标记到仪器的附接
808
在术前计划的背景下的解剖结构和仪器的跟踪，
外科手术仪器的显示
810
使用试验和植入物的
关节生物力学的评价
812

图10

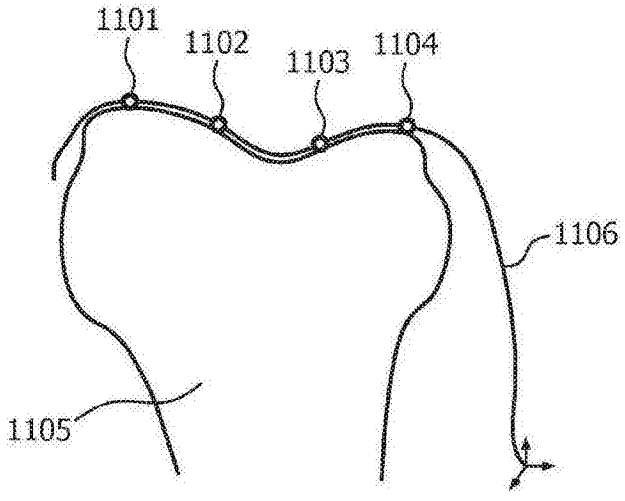

1101
1102
1103
1104
1106
1105

图11A

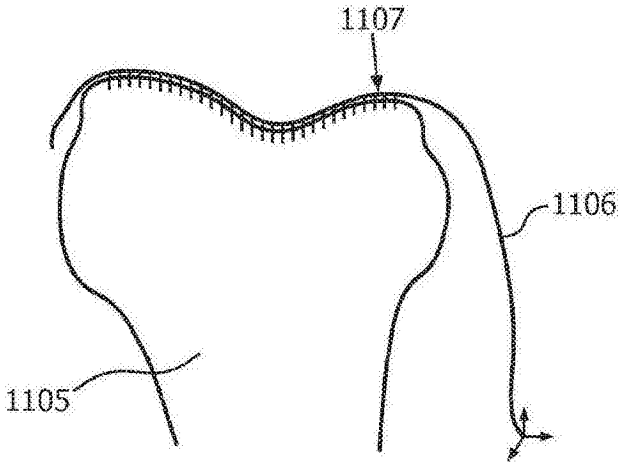


图11B

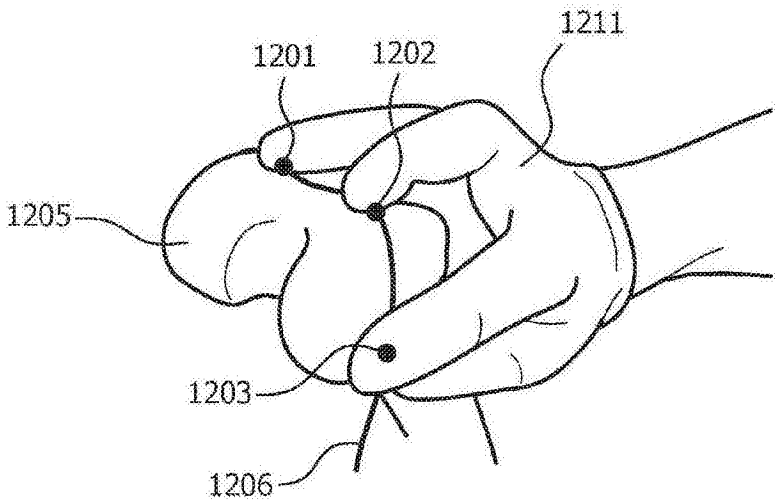


图12A

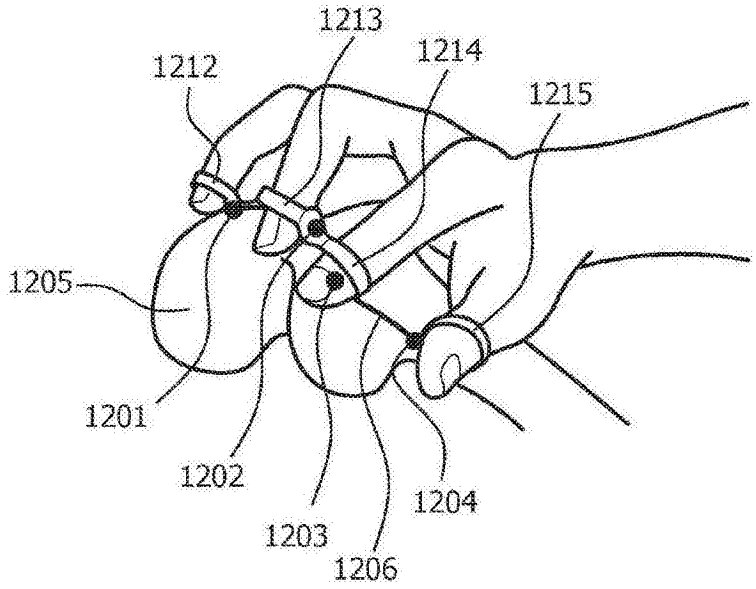


图12B

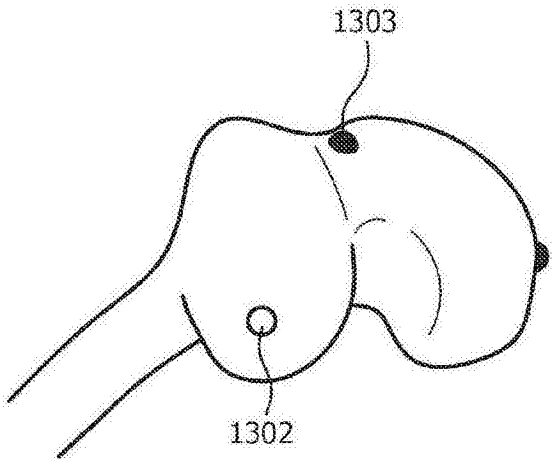


图13A

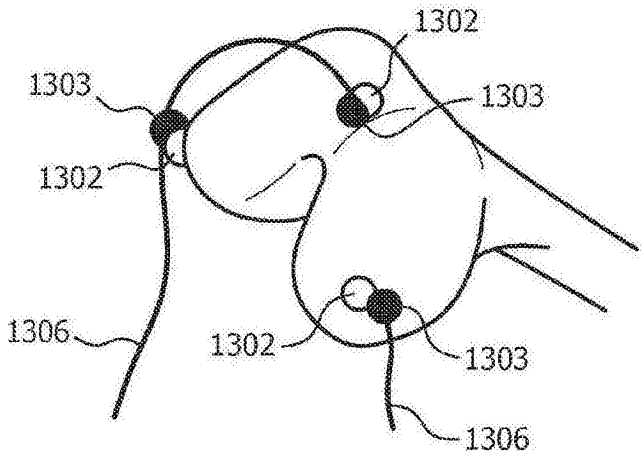


图13B

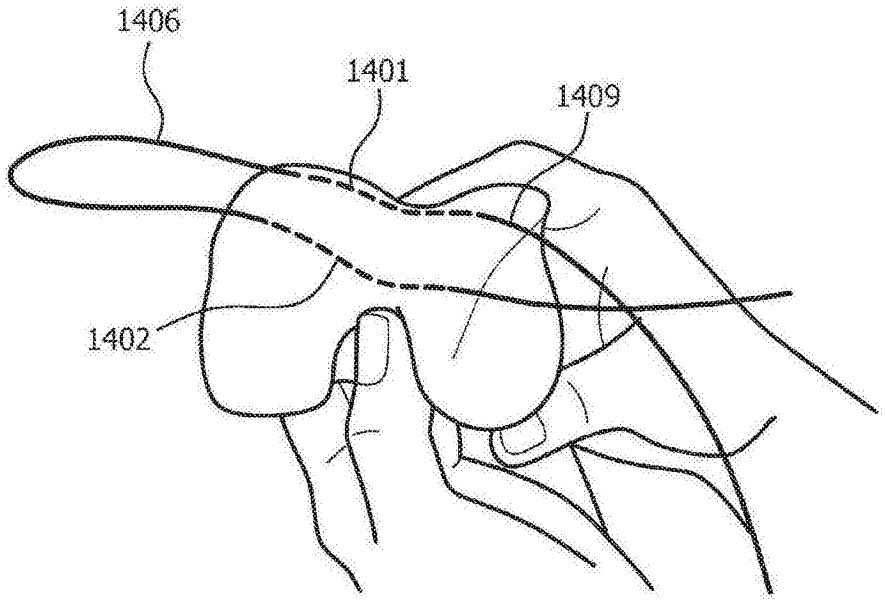


图14A

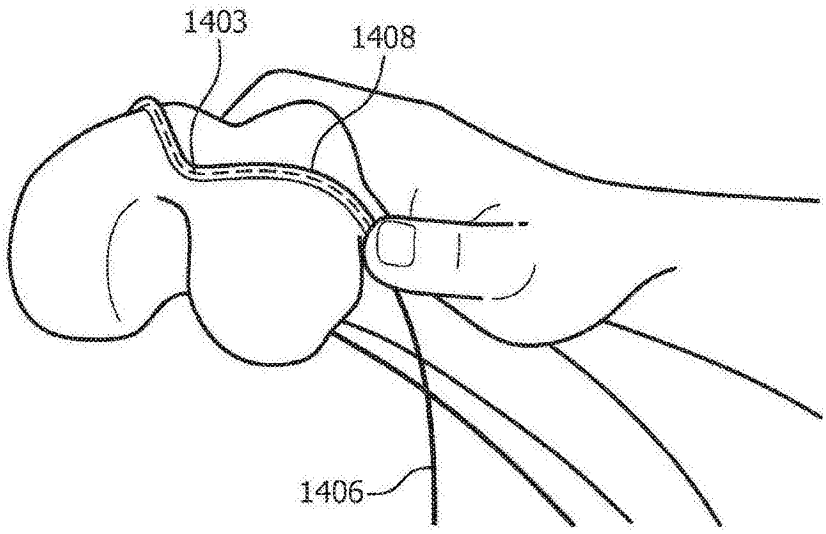


图14B

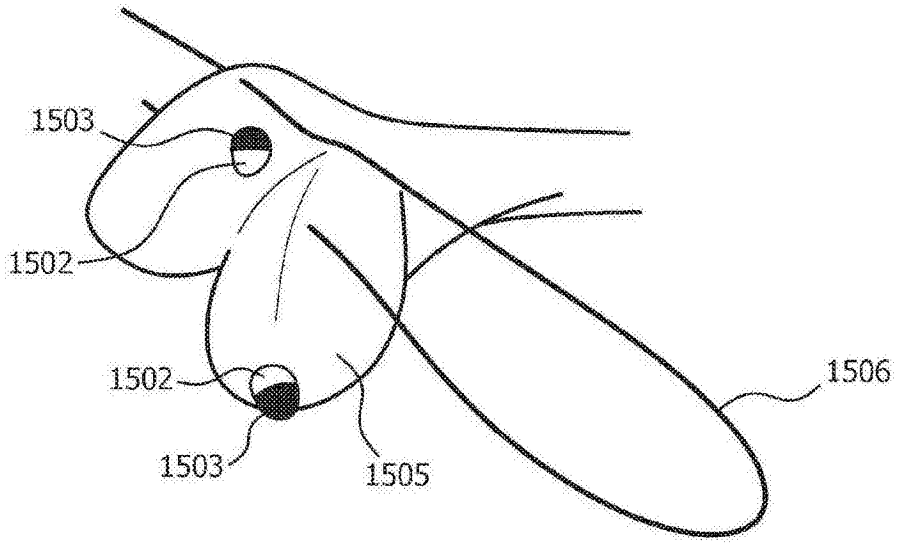


图15A

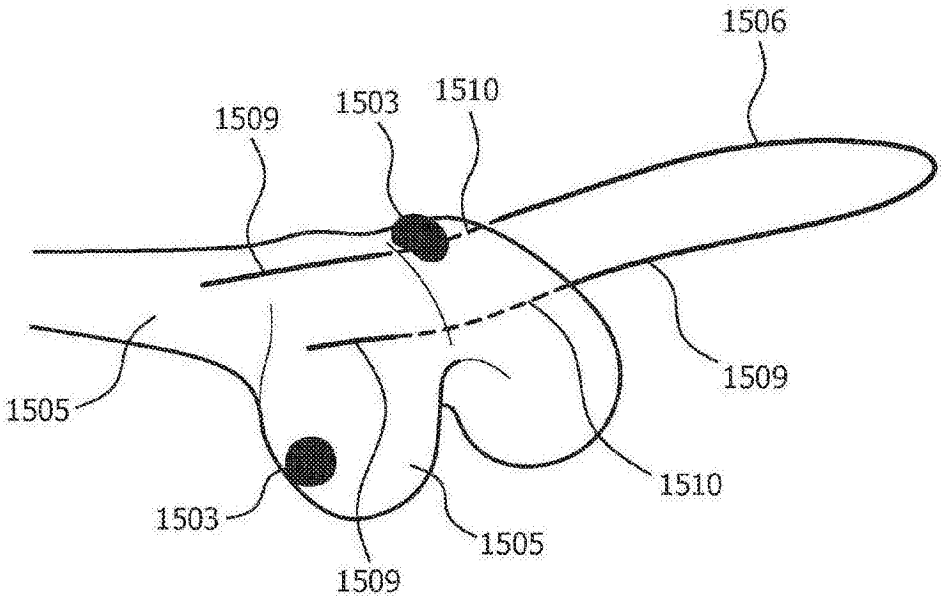


图15B