

1. 一种光学形状感测系统,包括:

附接机构(130),其被配置为将光学形状感测光纤固定到器械,所述光学形状感测光纤被连接到所述器械并且被配置为识别所述器械的位置和取向;

光学形状感测模块(115),其被配置为接收来自所述光学形状感测光纤的反馈并且相对于操作环境来配准所述器械的所述位置;以及

位置响应模块(144),其被配置为基于所述器械的位置或取向为操作者提供反馈以引导对所述器械的使用。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述附接机构(130)包括被配置为与所述器械的部分连接的能拆卸设备(134)。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述能拆卸设备(134)包括能配对部分(140)以连接所述器械连接以及从所述器械断开连接。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述能拆卸设备(134)能够能互换地安装在多个器械上。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述操作环境包括用于医学流程的操作室,并且所述器械的位置相对于解剖图(137)被跟踪。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述位置响应模块(144)被配置为基于所述器械相对于所述操作环境中的识别的区域或位置的位置来控制器械功能。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述位置响应模块(144)被配置为当所述器械以特定取向被定位时向操作者提供反馈。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,当所述器械的位置改变时,所述位置响应模块(144)开始或停止对所述器械的使用。

9. 一种光学形状感测系统,包括:

光学形状感测模块(115),其被配置为接收来自一条或多条光学形状感测光纤的反馈;

一个或多个器械(128),其具有被连接到其的至少一条光学形状感测光纤,所述光学形状感测光纤被用于在位置上跟踪操作环境中的所述器械;

位置响应模块(144),其被配置为基于所述器械的位置或取向为操作者提供反馈以基于外科手术计划来引导对所述器械的使用;以及

解剖图(137),其被包括在所述操作环境的区域中,其中,所述一个或多个器械的位置相对于所述解剖图被跟踪。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述至少一条光学形状感测光纤(102)被能拆卸地安装到所述一个或多个器械,所述一个或多个器械包括能配对部分(140)以连接器械以及从器械断开连接。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述能配对部分(140)包括被能够能互换地安装在多个器械上。

12. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述位置响应模块(144)被配置为基于所述器械相对于所述操作环境中的识别的区域或位置的位置来控制器械功能。

13. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述位置响应模块(144)被配置为当所述器械以特定取向被定位时向操作者提供反馈。

14. 根据权利要求9所述的系统,其中,当所述器械的位置改变时,所述位置响应模块

(144) 开始或停止对所述器械的使用。

15. 一种用于使用光学形状感测来跟踪器械的方法, 包括:

将光学形状感测光纤固定 (502) 到器械, 所述光学形状感测光纤被连接到所述器械并且被配置为识别所述器械的位置;

相对于存储的操作环境的图像来配准 (504) 所述器械的位置;

接收 (506) 来自所述光学形状感测光纤的反馈以确定当前位置; 并且

基于所述器械的所述位置和取向来引导 (508) 对所述器械的使用。

16. 根据权利要求15所述的方法, 还包括将所述光学形状感测光纤能互换地安装 (502) 在多个器械上。

17. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 所述操作环境包括用于医学流程的操作室, 并且所述器械的位置相对于解剖图被跟踪。

18. 根据权利要求15所述的方法, 还包括基于所述器械相对于所述操作环境中的识别的区域或位置的位置来控制 (510) 器械功能。

19. 根据权利要求15所述的方法, 还包括当所述器械以特定取向被定位时向操作者提供 (512) 反馈。

20. 根据权利要求15所述的方法, 还包括当所述器械的位置改变时开始或停止 (510) 对所述器械的使用。

用于矫形术中的器械跟踪的光学形状感测

技术领域

[0001] 本公开涉及医学器械,并且更具体涉及在医学应用中用于在计算机辅助流程中跟踪医学器械的形状感测光纤。

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。在此背景下,术前规划指代对外科手术步骤(诸如切割、切开、对准等)的任意计算机辅助确定。规划能够在流程之前或期间发生。术前规划常常使用利用任意医学成像模态(计算机断层扫描影(CT)、磁共振成像(MRI)、超声、X射线、内窥镜等)获得的患者的2D或3D图像或解剖学模型(例如,膝盖模型)。在CAS的背景下,外科手术导航指代对器械和患者解剖结构的实况跟踪,使得外科医生能够精确地执行术前计划。使用跟踪技术来实施外科手术导航。

[0003] 跟踪技术的范例是视线光学跟踪。视线光学跟踪技术使用在可见或红外线范围内操作的光学相机。相机被配置为检测其视场中的标记,并且基于其相对位置来推测标记的布置的位置和取向。通常,以已知构造布置的两个或更多个相机被用于实现立体视觉和深度感知。这种跟踪技术要求(一个或多个)相机与标记之间的不中断的视线。

[0004] 全膝盖置换要求股骨和胫骨的部分被移除,并且利用能植入的人造部件来置换。CAS被用在全膝盖置换中以使用术前规划模块来规划适当的切割平面,并且通过在流程期间跟踪骨骼和器械来实现计划的执行。骨骼常常利用引导切割平面的切割块来切除,使得它们被正确地定位并且成角度以接受并对齐要被植入的人造部件。CAS旨在改善切割块和随后的植入物的位置和取向两者,以将关节返回到其最佳生物力学。

[0005] 用于全膝盖置换的视线光学跟踪的CAS系统涉及被附接到患者以提供解剖学跟踪的一组视线光学跟踪附件。视线光学跟踪附件通过一个或多个螺钉被刚性地附接到骨骼,并且远离骨骼延伸一距离。在全膝盖置换中,这些跟踪器被附接到股骨和胫骨两者,以提供实况解剖学跟踪。

[0006] 现有的光学CAS系统遭受许多缺点。视线光学CAS系统要求检测相机与跟踪附件之间的不受阻碍的路径。不为相机所见的任何跟踪附件都不能提供有效的测量。在流程的所有部分期间,尤其是当例如骨骼被操纵以测试动态生物力学时,会难以维持不受阻碍的路径。这些CAS系统不仅要求视线,而且仅在定义的体积内是准确的。该体积是相对于相机位置的,并且贯穿该流程会难以维持,尤其是在对关节的操纵期间。为了实现所要求的准确度,视线CAS系统通常使用被布置到能够具有高达20cm的最大尺寸的长度的光学跟踪附件中的反射球。这样的大的附件限制了对临床医生可用的物理工作空间,并且在术中有碰撞的风险。由于光学跟踪附件的尺寸和重量,需要大的螺钉销以刚性地且准确地附接到骨骼。在一些情况下,需要两个螺钉销以用于单个跟踪附件。这些螺钉销能够导致有害效果,诸如应力性骨折(尤其在紧密在一起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的不准确度)等。

[0007] 电磁(EM)导航系统也遭受许多缺点。类似于视线跟踪,其会难以在维持最佳的临

床工作流的同时还满足EM系统的要求。EM系统仅在相对于场生成器的位置的定义体积内提供准确的测量。此外,EM场中的金属能够生成干扰并且使测量的准确度劣化。

发明内容

[0008] 根据本原理,一种光学形状感测系统,包括:附接机构,其被配置为将光学形状感测光纤固定到器械,所述光学形状感测光纤被连接到所述器械并且被配置为识别所述器械的位置和取向。光学形状感测模块被配置为接收来自所述光学形状感测光纤的反馈,并且相对于操作环境配准所述器械的位置。位置响应模块被配置为基于所述器械的位置或取向为操作者提供反馈以引导对所述器械的使用。

[0009] 另一种光学形状感测系统,包括光学形状感测模块,其被配置为接收来自一条或多条光学形状感测光纤的反馈。一个或多个器械具有被连接到其上的至少一条光学形状感测光纤,所述光学形状感测光纤被用来在位置上跟踪操作环境中的器械。位置响应模块被配置为基于所述器械的位置或取向为操作者提供反馈以基于外科手术计划来引导对所述器械的使用。解剖图包括操作环境中的区域,其中,所述一个或多个器械的位置相对于所述解剖图被跟踪。

[0010] 一种用于使用光学形状感测来跟踪器械的方法,包括:将光学形状感测光纤固定到器械,所述光学形状感测光纤被连接到所述器械并且被配置为识别所述器械的位置;相对于存储的操作环境的图像来配准所述器械的位置;接收来自所述光学形状感测光纤的反馈以确定当前位置;并且基于所述器械的位置和取向来引导对所述器械的使用。

[0011] 根据要与附图结合阅读的本公开的例示性实施例的以下详细描述,本公开的这些和其他目的、特征以及优点将变得明显。

附图说明

[0012] 本公开将参照附图详细地呈现优选实施例的以下描述,在附图中:

[0013] 图1是示出了根据一个实施例的用于跟踪操作环境中的器械的形状感测系统的方框/流程图;

[0014] 图2A是示出了根据一个实施例的具有s-形光纤路径的纽扣固定机构的示意图;

[0015] 图2B是示出了根据一个实施例的具有环形光纤路径的纽扣固定机构的示意图;

[0016] 图2C是示出了根据一个实施例的具有嵌入在材料中的笔直光纤路径的纽扣固定机构的示意图;

[0017] 图3是示出了根据一个实施例的被用作附接设备的分半式纽扣固定机构的示意图;

[0018] 图4是示出了根据有用的实施例的器械之间的光纤传感器的能互换性的示意图;

[0019] 图5是示出了根据一个实施例的器械、光学感测光纤与骨骼坐标系之间的配准的示意图;

[0020] 图6是示出了根据一个实施例的配准工作流的示意图;以及

[0021] 图7是示出了根据例示性实施例的用于器械的形状感测跟踪的方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 根据本原理,提供了用于能够在外科手术流程期间用于显示器械、夹具、机械部件等在解剖图或其他图像上的相对位置的形状感测的系统和方法。在一个实施例中,形状感测光纤能够被附接或被安装在工具、器械、夹具等之中或其上。形状感测测量结果能够被配准到解剖图。形状感测标记相对于解剖图的位置能够被显示给用户。形状感测光纤可以被附接到矫形术或其他器械(诸如钻和切割台)以跟踪其位置。另外,形状感测可以在矫形术流程中被用来跟踪软组织和/或骨骼。形状感测系统可以被附接到骨骼、韧带、皮肤、插入物等、或者其组合。

[0023] 根据本原理,形状感测被用于在矫形术或其他流程中跟踪器械。(一条或多条)形状感测光纤可以被永久地嵌入在器械内,或者被临时地附接到器械。还描述了具有(一条或多条)形状感测光纤(OSS传感器)的器械与患者坐标系之间的配准方法。还描述了对形状感测使能的工具的使用,聚焦于能够告知操作者它们何时在正确位置中或者为安全或其他目的提供限制的智能工具。

[0024] 形状感测(OSS)使用沿着多芯光纤的光来重建沿着该光纤的形状。所涉及的原理利用使用特有的瑞利背散射或受控的光栅样式的光纤中的分布的应变测量。沿着光纤的形状在沿着传感器的被称为启动或 $z=0$ 的特定点处开始,并且随后的形状位置和取向是相对于该点的。所述光纤例如可以在直径上例如为200微米,并且能够多达数米长,同时维持毫米级的准确度。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到动脉的导航,其中,形状感测测量结果被叠加在术前图像上。

[0025] 根据本原理,采用具有极小占用空间和轻质性质以提供跟踪并集成形状感测器械能力的OSS光纤传感器。术中跟踪器械提供了改善植入物放置的准确度和最终临床结果的机会。另外,安全性能够通过在操纵期间确保器械(并且特别地切割器械)相对于患者的解剖结构的位置意识来改善。

[0026] 应当理解,将从医学器械方面来描述本发明;然而,本发明的教导宽泛得多,并且可应用于任何光纤器械。在一些实施例中,本原理被用来跟踪或分析复杂的生物学系统或机械系统。具体地,本原理可应用于生物学系统的内部跟踪流程,诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区域中的流程。附图中所描绘的元件可以以硬件与软件的各种组合来实施,并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0027] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与适当的软件相关联的软件的硬件来提供附图所示出的各元件的功能。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器或者由多个个体处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外,对术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应当被解释为专指能够运行软件的硬件,并且能够隐含地包括但不限于: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”)、非易失性存储器等。

[0028] 此外,在本文中记载本发明的原理、各方面和实施例以及其特定范例的所有陈述,旨在涵盖其结构和功能上的等价物两者。另外,其意图是,这样的等价物包括当前已知的等价物以及未来发展的等价物(即,执行相同功能的所开发的任何元件,而无论其结构如何)两者。因此,例如,本领域技术人员应当理解,在本文中所提出的方框图表示实施本发明的原理的例示性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,应当理解,任何流程图表、流程图等

表示基本上可以被体现在计算机可读存储介质中并且因此可以由计算机或处理器来运行的各种过程,无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0029] 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能从计算机可用存储介质或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用存储介质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使用的程序代码。出于本说明书的目的,计算机可用存储介质或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或输送用于由指令运行系统、装置或设备使用或与指令运行系统、装置或设备结合使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统(或装置或设备)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、可移动计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬磁盘以及光盘。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。

[0030] 现在参照其中相同数字表示相同或类似元件的附图并且初始参照图1,例示性地示出了根据一个实施例的使用形状感测使能的设备的用于矫形术和其他应用中的光学形状感测引导的系统100。系统100可以包括工作站或操控台112,从工作站或操控台112监督和/或管理流程。工作站112优选包括一个或多个处理器114和用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储被配置为解读来自形状感测设备或系统104的光学反馈信号的光学感测模块115。光学感测和解读模块115被配置为使用光学信号反馈(和任何其他反馈,例如,电磁(EM)跟踪)来重建与骨骼或关节位置、或其他解剖学特征(包括皮肤、韧带、肌腱和其他物质或组织)的位置相关联的变形、偏转和其他改变。

[0031] 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包括以一个或多个设定样式被配置的光纤126。光纤126通过启动安装件125和线缆127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。线缆127与光学询问单元108进行接口,光学询问单元108可以包括一个或多个光源106或者与一个或多个光源106一起工作。询问单元108发送光学信号并且接收来自形状感测系统104的光学信号。手术室轨道124可以包括启动安装件125,启动安装件125包括针对一个或多个光学传感器102的参考点或启动点($z=0$)。

[0032] 具有光纤的形状感测系统104可以基于光纤布拉格光栅传感器。光纤布拉格光栅(FBG)是反射特定波长的光并透射所有其他波长的光的短节段光纤。这通过在纤芯中添加折射率的周期性变化来实现,这生成波长特异性介质镜。光纤布拉格光栅因此能够被用作直列式光纤滤波器以阻止某些波长、或者被用作波长特异性反射器。

[0033] 常规光纤中的固有背散射能够用于光学形状感测(OSS)。一种这样的方案使用在标准单模式通信光纤中的瑞利散射(或其他散射)。瑞利散射由于纤芯中的折射率的随机波动而发生。这些随机波动能够被建模为具有沿着光栅长度的幅度和相位的随机变化的布拉格光栅。通过多芯光纤的单个长度内行进的三个或更多个芯中使用这种效果,能够跟随感兴趣表面的3D形状和动态。

[0034] 光纤布拉格光栅(FBG)也可以被用于OSS,其使用在折射率改变的每个界面处的菲涅尔反射。对于一些波长,各种周期的反射光同相位,使得对于反射来说存在结构性干涉,并且因此,对于透射来说存在相消干涉。布拉格波长对应应变以及温度敏感。这意味着,布拉

格光栅能够被用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中的,被测变量(例如,应变)引起布拉格波长的移位。

[0035] OSS的一个优点在于各种传感器元件能够分布在光纤的长度上。沿着被嵌入在结构中的光纤的长度并入三个或更多个芯以及各种传感器(计量器)允许以高准确度精确地确定这样的结构的三维形式。沿着光纤的长度,多个FBG传感器能够被定位在各种位置处。根据对每个FBG的应变测量,能够推测在该位置处的结构的曲率。根据多个测量的位置,确定总的三维形式。

[0036] 在一个实施例中,一个或多个光学传感器102被连接到一个或多个器械128。器械128可以包括若干不同种类的设备、工具、夹具、附件等。例如,许多不同的器械128可以在矫形外科手术期间被采用。这些器械128能够被大体上分成两种,例如,由外科医生或操作者手持的那些器械以及被物理地附接到患者或对象160的那些器械。为了例示性目的,可以被附接到患者的这样的器械128的范例可以包括切割块、夹具、螺钉、销、试验性植入物等,并且可以由外科医生或操作者手持的这样的器械128的范例可以包括配准指向器、骨骼钻、骨骼锯、骨骼凿(类似于凿子)、外科手术刀、手术钳、呼吸设备等。在一些实施例中,器械128可以包括探头、内窥镜、机器人、电极、钻、切割台或其他医学部件等。

[0037] 在特别有用的实施例中,OSS光纤传感器102可以以若干种方式被附接到(一个或多个)器械128。例如,光纤传感器102的附接可以是永久的。对于诸如骨骼钻或骨骼锯的器械,可能期望具有被永久地附接到器械128或嵌入在器械128内的专用OSS光纤传感器102。例如,光纤传感器102可以通过电缆(在可用的情况下)或其他配件进入器械128。光纤传感器102可以在器械128的手柄内或者在器械工具顶端内被终止。备选地,光纤传感器102的附接可以是临时的。例如,对于诸如凿子或切割块的器械,使光纤传感器102永久附接到器械128可能不是期望或具有成本效益的。永久附接的备选是器械128上的OSS光纤传感器102可以被临时地附加到那里的(一个或多个)特征。这样的实施例将具有附接机构130,附接机构130具有两个或更多个匹配附接点134、136——一个在OSS系带的远端上,而另一个在器械自身上。

[0038] 在器械侧上,附接点136可以是器械设计的一体部分,或者可以被改装并且利用螺钉、夹子、粘接剂或类似的机构来固定。诸如磁铁、钩子、卡接配合等的临时固定方法可以用来允许光纤传感器102上的附接点134以附接到器械128上的附接点134以及从器械128上的附接点134拆卸。附接机构130优选包括在附接点134与136之间的界面,从而仅以特定的方式(即,仅一种方式)进行附接,以确保器械128的正确取向是已知的。

[0039] 工作站112包括图像生成模块148,图像生成模块148被配置为接收来自形状感测系统104的反馈并将位置(和取向)数据记录为一个或多个光学传感器102已经在体积131内的哪里。在空间或体积131内的一个或多个光学传感器102的图像135或光纤被附接到的器械128的虚拟表示能够被显示在显示设备118上。工作站112包括用于查看对象(患者)或体积131的内部图像的显示器118,并且可以包括作为由成像设备110收集的图像上的感测设备104的叠加或其他绘制的图像135。成像设备110可以包括任何成像系统(例如,计算机断层扫描摄影(CT)、超声、荧光透视、磁共振成像(MRI)等)。显示器118还可以允许用户与工作站112及其部件和功能、或系统100内的任何其他元件进行交互。这通过界面120来进一步促进,所述界面120可以包括键盘、鼠标、控制杆、触觉设备、或者允许用户从工作站112反馈并

与工作站112进行交互的任何其他外围设备或控制装置。

[0040] 系统100基于光学形状感测,并且能够用于显示在外科手术流程期间或者以其他方式被叠加在解剖图137(例如,体积131的解剖学图像)上的器械128的位置。系统100包括光学形状感测光纤102到器械128内的集成,其可以与患者160的解剖位置(例如,皮肤、肌肉、韧带、骨骼等)进行比较。通过将光学形状感测传感器102配准到解剖图137以显示光学形状感测传感器102并且因此被连接到其上的器械128的(一个或多个)位置,限制和警告可以被提供给用户以警报在计划或其他准则中阐述的在预期边界之外的潜在损伤或操作。

[0041] 光学传感器102可以使其坐标系被配准到一个或多个参考位置、全局坐标系或任何其他坐标系。光学形状感测光纤102能够使用多种技术(包括形状到形状配准、启动位置的机械配准、基于点的配准等)被配准到彼此。为了使形状感测测量结果对临床医生有用,所述测量结果能够在解剖图137的背景下被提供。解剖图能够是术前图像(诸如,CT、MRI、荧光透视或超声图像)或术中图像(例如,实况)。在一些情况下,解剖学模型被变形以在配准步骤期间匹配特征测量结果。在本文中,术前采集的或者来自任何源的3D表面或体积将被称为模型。

[0042] 一旦光学形状感测光纤102被放置并且被配准到解剖图或其他参考(例如,骨骼138),光纤位置就能够被显示给操作者(例如,在显示器118上)。OSS数据在解剖图上的显示可以采取许多种形式并且提供多项功能。

[0043] 系统100允许对器械128(例如,切割和钻孔引导件以及创建所需要的切口和孔的器械)的更准确的放置。然而,器械128的位置和取向的了解还允许添加额外的‘智能’功能。在一个范例中,对切割表面的自动控制通过位置响应模块144来提供。当使用形状感测切割器械(诸如骨骼钻或骨骼锯)时,能够基于切割表面相对于患者解剖结构的已知位置来主动停止钻头或锯片。器械的速度或其他功能可以根据其位置来进行改变。在一个实施例中,外科医生可以指出虚拟的‘安全区域’,在所述虚拟的‘安全区域’内切割器械将自动关闭或器械的操作被改变。

[0044] 位置响应模块144被配置为基于器械的位置或取向为操作者提供反馈以引导对器械128的使用。位置响应模块144可以被配置为:基于器械相对于操作环境中的识别的区域的位置来控制器械功能;当器械被定位有特定的取向或位置时为操作者提供反馈;当器械的位置改变时停止对器械的使用或者当器械的位置改变时开始器械的功能。被提供给用户的反馈可以包括例如通过可以位于器械128上的操控台112上的输出设备150提供或者通过其他方法(例如,通过界面120、显示器118等)提供的声音、视觉、触觉等。

[0045] 在另一范例中,当器械被定位有正确的取向时,操作者反馈(例如,声音、视觉、触觉等)能够通过模块144(通过器械128)来提供。为了确保正确的植入物放置或为了其他任务,正确地定位并取向器械128是重要的参数。出于此原因,通常采用切割和钻孔引导件。作为对外科医生的额外输入,当手持器械128的位置和取向位于期望位置的阈值内时,系统可以利用听觉、视觉、触觉或感知反馈(例如,通过界面120或器械128)向操作者发出警报。在又一范例中,器械与骨骼的接触可以使用控制模块144来感测。对于其中OSS光纤传感器102被永久地嵌入在器械128内的实施例,集成可以被设计为使得与骨骼的器械接触被检测到。这样的实施例将特别适合于用作基于初始点的配准的部分的配准器械(即,配准指向器)。这样的实施例还可以被用于器械与骨骼之间的接触力的力感测。

[0046] 在又一范例中,对切割或钻孔引导件的自动定位可以使用控制模块144来执行。可以采用被配准到患者并且能够基于术前计划自动地设定最佳切割平面的机电(例如,机械和电动)致动的切割引导件(128)。这将切割和钻孔引导件的纯手动调节替换到其所需要的位置。这些常规手动调节步骤在切割引导件最初被附接到骨骼之后发生,并且运动的范围是非常有限的。

[0047] 本原理应用于针对外科手术引导和导航的光学形状感测光纤的任何使用。在特别有用的实施例中,本原理可以在膝盖置换外科手术、前十字韧带(ACL)修复、髋关节置换、脑外科手术、肘关节外科手术和其他这样的应用中被采用。另外,OSS可以采用任何类型的反射或散射现象,诸如,例如瑞利散射(增强的且规则的)以及形状感测光纤的光纤布拉格实施方式。本原理可以与手动和机器人导航系统一起采用。

[0048] 参照图2A-2C,例示性地示出了用于将用于光学形状感测的光纤附接到附接机构130(例如,由点134和136形成)的范例构造。光学形状感测光纤126能够以多种方式被附接到附接机构130。光纤126到附接机构130内的机械夹持(光纤涂层未受损伤或受损伤)可以包括光纤如图2A和2B中描绘的那样驻留于其中的凹槽或路径。所述路径可以包括预定的形状,诸如s形210(图2A)或环212(图2B)。在图2C的范例中,光纤的笔直部分214被嵌入在附接机构130的材料216中,而弯曲部分可在空间中在附接机构130周围自由变形。也能够采用嵌入的光纤的其他形状(例如,除了环212或s形210之外)。

[0049] 光纤126可以使用光纤126上的粘合剂或夹子被连接到附接机构130中(光纤涂层未受损伤或受损伤)。备选地,自由浮置的光纤126可以穿过能够被光学地跟踪(形状感测)的已知形状。也设想到了这些和/或其他附接模式的组合。

[0050] 在一个实施例中,光纤126被永久地附接到附接机构130。在另一实施例中,附接机构130能够分离开,使得附接机构130的一半被永久地附接到固定部分而另一半被附接到OSS系带(光纤126)。

[0051] 参照图3,分半式附接机构130能够分离开以根据需要允许要由临床医生连接和断开的配对附接点134、136。临床医生然后能够在流程期间的适当时刻将两个半部分134、136附接或接合在一起。配对附接点134、136将优选使用配对机械零件140仅在一个特定取向上接合在一起(例如,它们将被键合)。连接配对附接点134、136可以利用紧固件(未示出)(例如,夹子、钩子、螺钉、磁铁等)来实现。这种分半式纽扣构造允许一条OSS系带(光纤126)在流程期间以多种方式被使用,例如,通过将其附接到器械128上的不同的配对附接点134。

[0052] 参照图4,根据本原理,光纤传感器102可以被配置为能拆卸的并且能够被连接到多个不同的器械128。每个器械128以被配置为接收光纤传感器102的配对部分213的附接点202为特征。图4例示性地示出了在矫形外科手术流程中被采用的骨骼钻204和切割块206。光纤传感器102以在其远侧顶端处的配对部分213为特征。光纤传感器102能够在器械(204、206)之间被手动地转移。

[0053] 这样的临时附接方案的一个优点包括:单个光纤传感器102可以在流程的过程中在多个不同器械之间进行切换,由此使所需的OSS操作台的数量最小化。在额外的实施例中,也可以采用沿着其长度具有多个附接点202的单个光纤传感器102。在这样的实施方式中,可以利用一个光纤传感器102同时地跟踪若干器械。

[0054] 参照图5,例示性地描绘了可以被配准在一起的四个坐标系,并且示出了能够发生

以在骨骼坐标系内跟踪器械128的三个配准。所述三个配准包括配准310:从器械坐标系306到器械OSS传感器坐标系302;配准312:器械OSS传感器坐标系302到骨骼OSS传感器坐标系304;以及配准314:骨骼OSS传感器坐标系304到骨骼坐标系308。

[0055] 器械坐标系306被配准到跟踪器械的OSS传感器302。这可以被演绎地完成,并且使用例如查找表来发现。跟踪器械和骨骼的OSS传感器能够以许多方式(例如,形状到形状的配准、基于点的配准,或者在最简单的情况下,其原点之间的已知机械转换)被配准。骨骼坐标系308被配准到使用例如膝盖的身体界标跟踪骨骼的OSS传感器302。一旦三个配准310、312、314发生,所述器械就被配准到骨骼。

[0056] 参照图6以及继续参照图5,示出了用于器械128与光纤传感器102之间的配准的例示性工作流。所述工作流可以被分成例如演绎402和手术室412的操作体制。在方框404中,测试光纤传感器可以被附接到所述器械。在方框406中,器械与所附接的传感器被放置到配准夹具内。配准夹具可以包括测试或初始化器械与传感器的配准的已知位置。在方框408中,配准被验证,并且可以提供器械坐标系(306)与传感器坐标系(302)之间的变换。这提供了配准310。在方框410中,经验证的配准转变被保存到例如查找表426。能够根据器械或附接设备的类型来生成初始变换。查找表426将器械标识(器械ID)数据索引到要被采用的对应变换,如将进行描述的。查找表426或类似的存储器结构能够被用于保持器械(128)与传感器(102)之间的配准。每个器械相对于光纤附接点的准确变换将被单独地生成,并且能在OSS用户界面内访问。还可能的是,配准夹具可以被现场地放置在手术室412中以用于传感器(102)与器械(128)之间的实况配准。

[0057] 器械坐标系(306)到器械OSS传感器坐标系(302)的配准310可以包括传感器(102)到器械(128)内的永久附接/集成。在这种情况下,在集成或附接到器械的时候,传感器需要被配准到该器械。这能够通过将器械(128)与传感器(102)放置到配准夹具内来完成。该夹具例如能够是器械的模具,或者能够是以已知(诸如枢转夹具)的方式移动器械由此给出适当变换的适当夹具。在另一实施例中,能重新附接的传感器(102)被放置到器械(128)上。在这种情况下,光纤附接件相对于器械采取已知的机械位置和取向(例如,器械的特征上的夹子)。在实验室环境中,代表性传感器、器械和附接件能够被用于生成所述变换。这还可以通过附接件的设计来机械地获知。在任何情况下,变换被确定并且被存储。

[0058] 在手术室412中,在方框414中选择用于跟踪的器械(128)。当给定器械被激活或者被选择时,手术室职员的人员可以从实验室选择适当的器械。备选地,对正确器械的自动选择可以使用射频识别(RFID)或类似的设备识别方法来实施。在方框416中,光纤传感器(102)被附接到器械(128)。在方框418中,以软件选择器械类型(器械ID)。在方框420中,软件从查找表426中查找对应的变换。使用该信息,可以执行配准312和配准314。

[0059] 如果到骨骼的配准是优选的,则可以进行器械OSS传感器坐标系302到骨骼OSS传感器坐标系304的配准312。OSS跟踪的器械将可能与骨骼自身的OSS跟踪结合采用,并且所有元件将被配准到一个坐标系。这能够通过确保跟踪骨骼的(一条或多条)光纤和跟踪器械的(一条或多条)光纤的启动夹具以已知的几何关系被固定而容易地实现。如果它们未处于已知的几何关系,形状坐标系之间的配准能够利用基于点的或形状到形状的配准来实现。在单个传感器方案的情况下,器械和骨骼自动地处在相同的坐标系内。骨骼OSS传感器坐标系304到骨骼坐标系308的配准314能够通过骨质界标的基于点的配准来执行。也可以采用

其他配准技术。在方框422中,可以执行可选的验证步骤。这可以包括将器械顶端保持到已知的位置并且对结果进行比较。

[0060] 应当理解,在本文中所描述的实施例例示性地采用膝盖关节。然而,任何关节或其他解剖学特征、假体或模型都可以采用本原理。另外,在本文中所描述的实施例可以被组合以进一步增加本原理的优点。例如,缝合的OSS光纤实施例可以与皮肤附接的OSS光纤和/或具有集成的OSS光纤的套筒进行组合。

[0061] 参照图7,例示性地示出了使用光学形状感测跟踪器械的方法。在方框502中,光学形状感测光纤被固定到器械。所述光学形状感测光纤被连接到器械,并且被配置为识别器械的位置。光学形状感测光纤可以被能够互换地安装到多个器械。

[0062] 在方框504中,器械的位置被相对于存储的操作环境的图像配准。所述操作环境可以包括用于医学流程的手术室,并且可以相对于解剖图来跟踪器械的位置。在方框506中,从光学形状感测光纤接收反馈以确定器械的位置(和取向)。该位置信息被用来向用户提供信息反馈。该信息可以采取许多种形式。例如,用户可以接收正被跟踪的器械被正确地定位的信号。用户可以接收所述器械已经移动超出范围或者已经超过安全区域的反馈。用户可以接收器械是否被允许放置在具体区域中的反馈。

[0063] 在方框508中,器械功能可以基于器械的位置或被施加于器械的力/应变在其使用或功能方面进行引导。引导的使用在这里意味着提供延伸或改善器械的使用或者使器械使用起来更安全的信息。例如,在方框510中,器械基于器械相对于操作环境中所识别的区域的位置来进行控制。这可以包括如果离开所识别的区域(例如,安全区域)则关闭器械。在一个范例中,当到达恰当的深度时,钻被关闭或者警报被显示或发出声音。在另一实施例中,器械可以被插入直至表面被检测到,例如,器械与骨骼相接触。当器械的位置改变时或者当测量的力或应变结果超过阈值时,器械的使用可以开始或者被停止。可以使器械的功能与位置改变或测量的力或应变成比例。

[0064] 在方框512中,当器械以特定取向被定位时,位置反馈(例如,物理反馈)可以被提供给操作者。例如,当器械被恰当地对齐时,指示符可以被提供,例如,光、声音、振动、消息等。这还包括通过允许对引导件沿着在给定坐标系中提供的轴线和/或根据计划的自动定位来调节切割引导件等。

[0065] 在解释权利要求时,应当理解:

[0066] a) “包括”一词不排除存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;

[0067] b) 元件前的“一”或“一个”一词不排除存在多个这样的元件;

[0068] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0069] d) 若干“器件”可以由相同的项目或硬件或实施结构或功能的软件来表示;以及

[0070] e) 并不要求动作的具体顺序,除非具体指示。

[0071] 已经描述了用于矫形术中的器械跟踪的光学形状感测的优选实施例(其旨在例示而非限制),应当注意,按照以上教导,本领域技术人员能够做出修改和变型。因此,应当理解,在本公开的具体实施例中可以做出改变,公开的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。因此,已经描述了由专利法要求的详情和特征,在权利要求书中阐述了由专利证书权利要求和期望保护的内容。

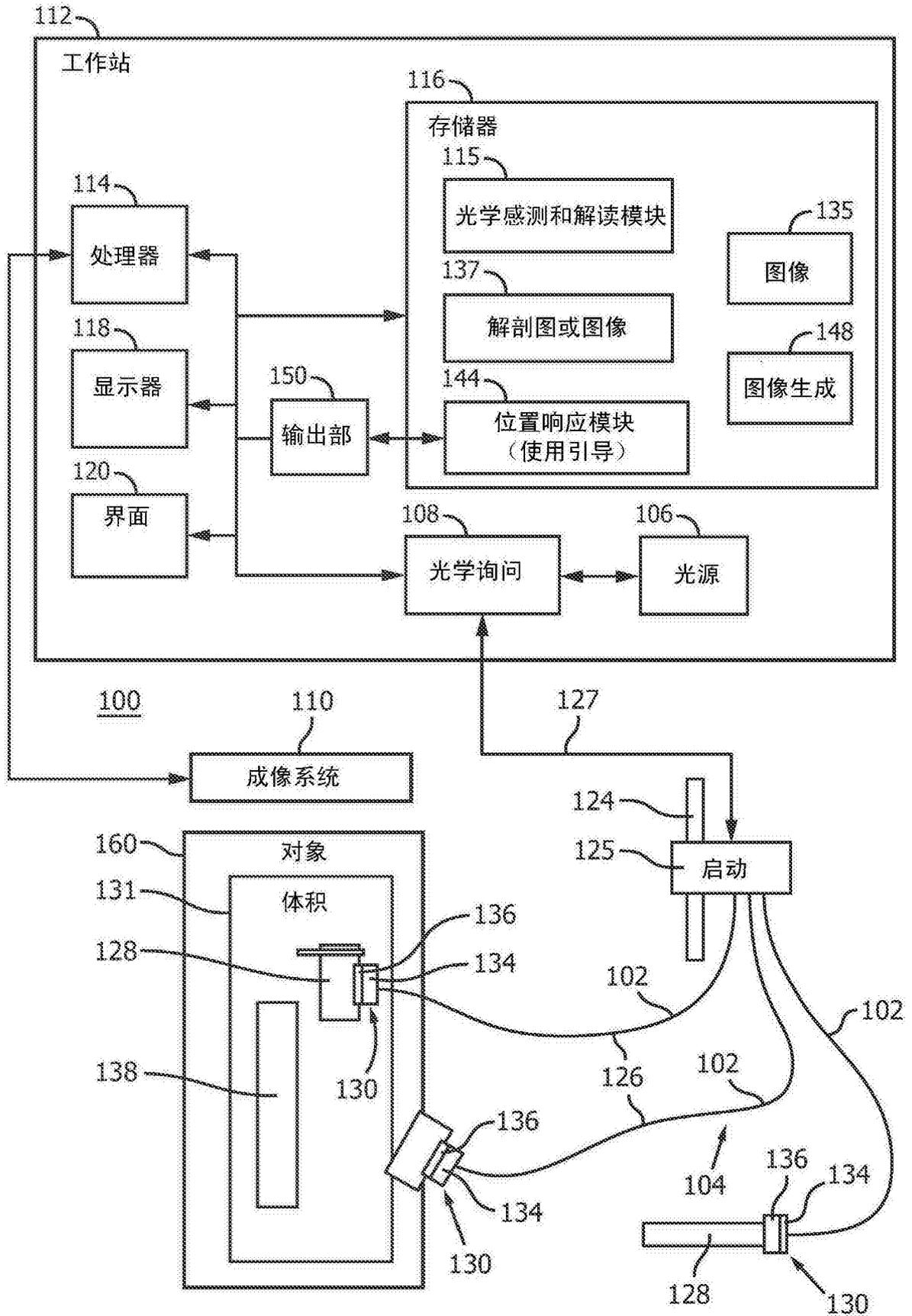


图1

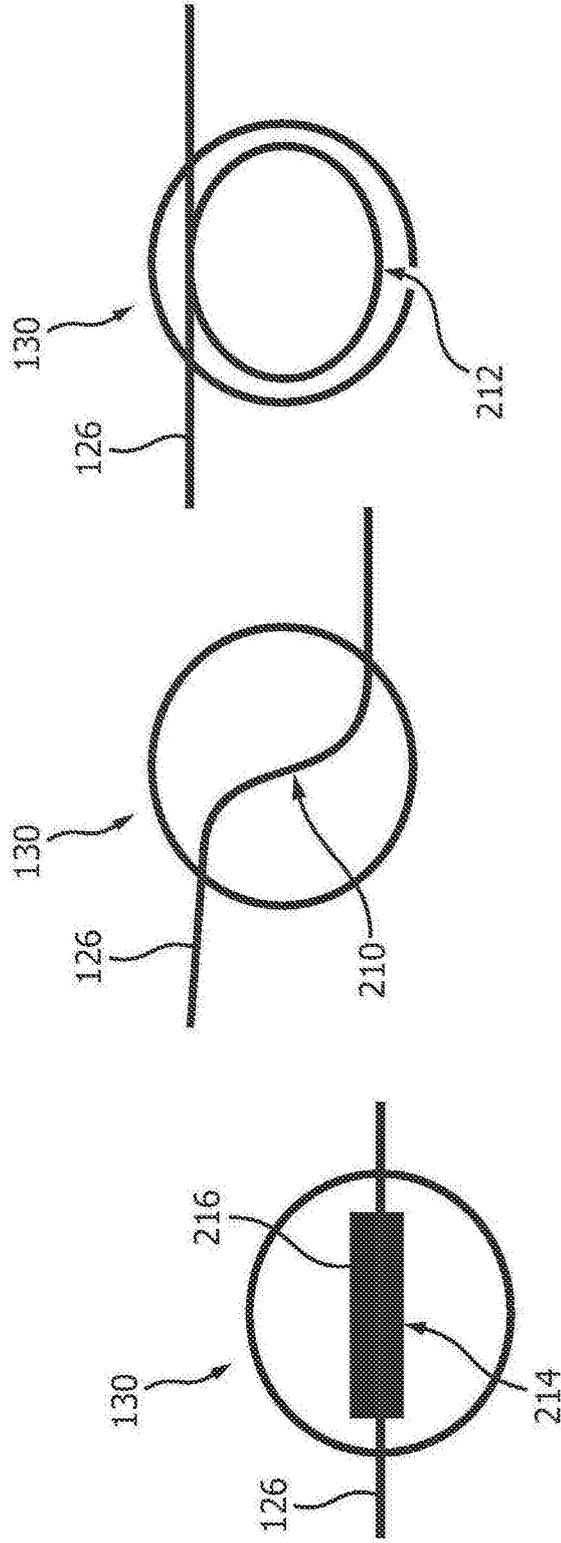


图2B

图2A

图2C

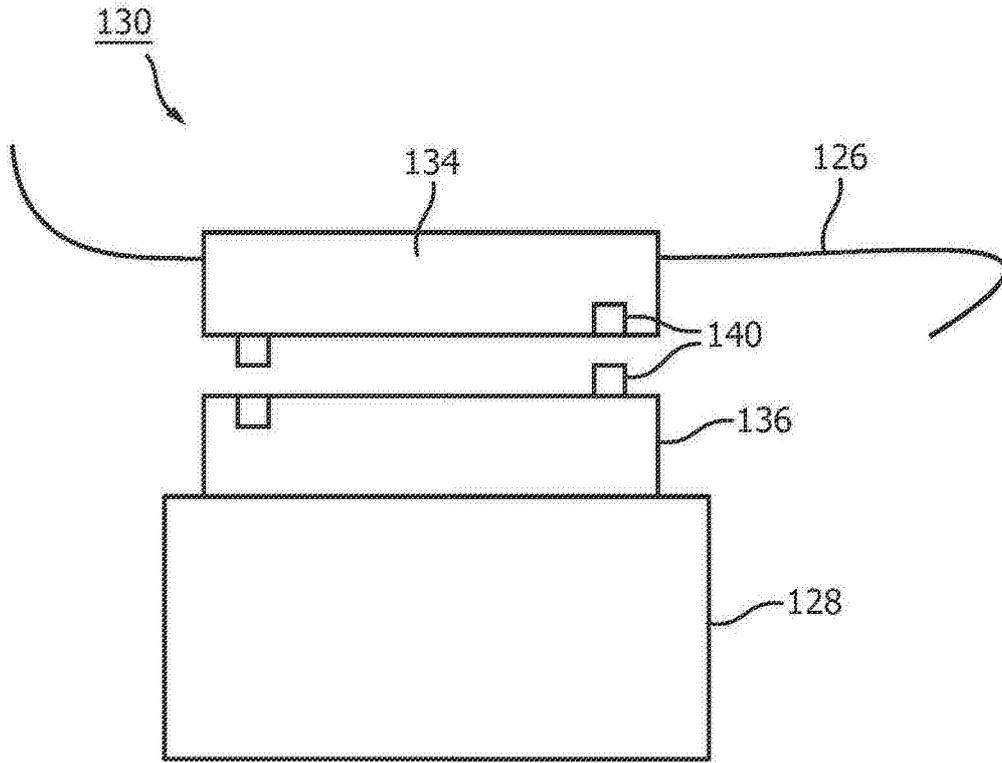


图3

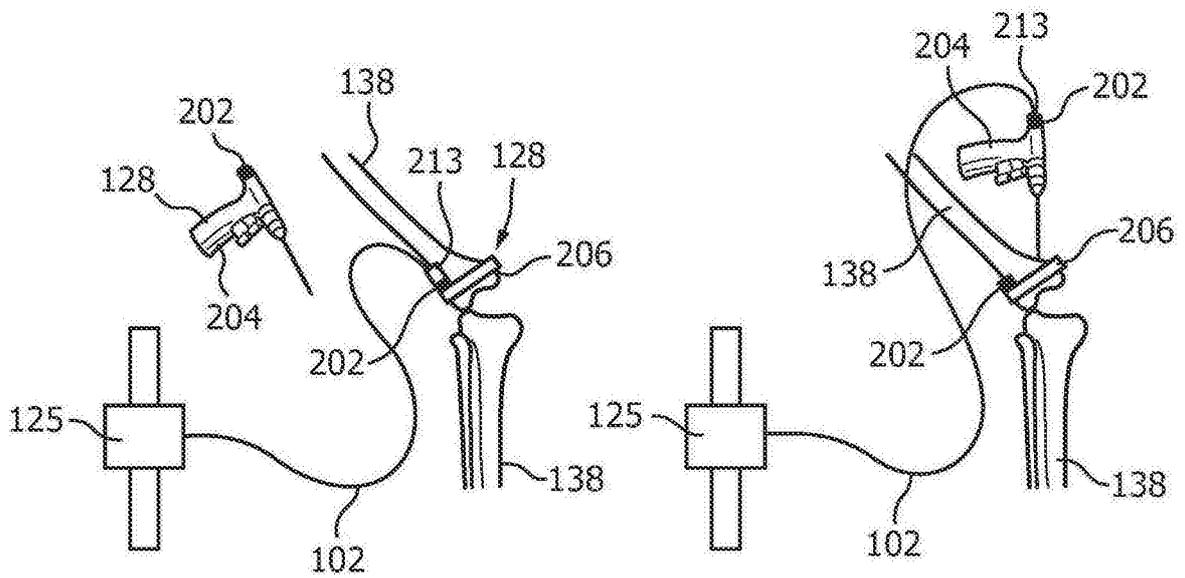


图4

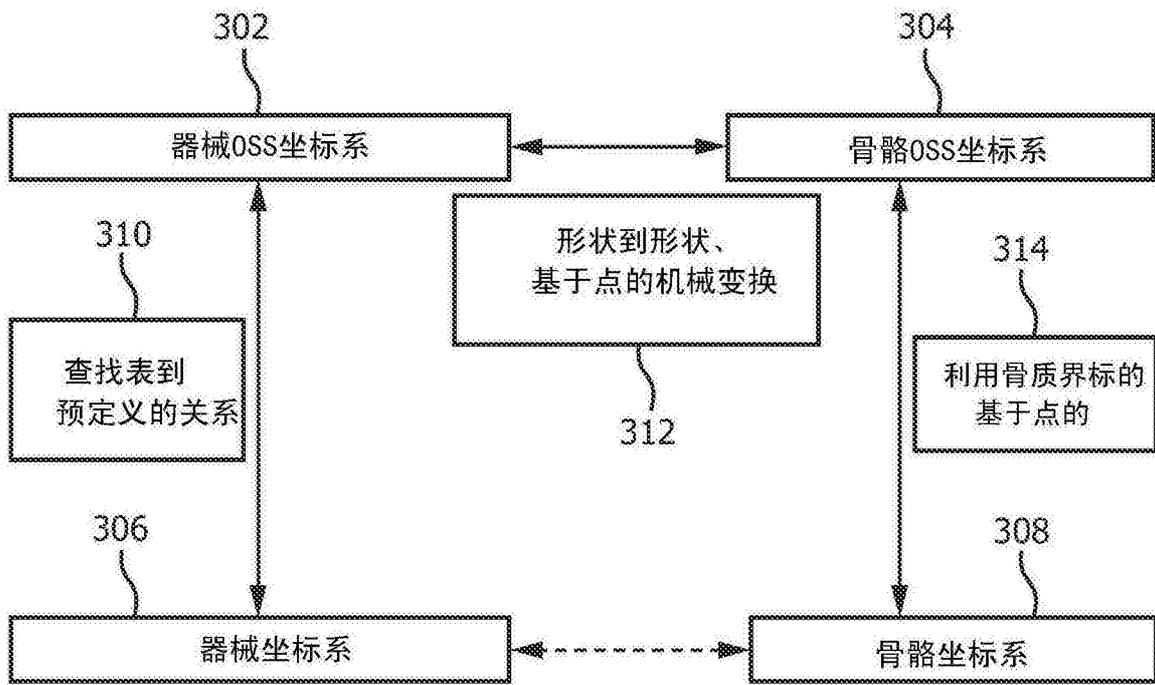


图5

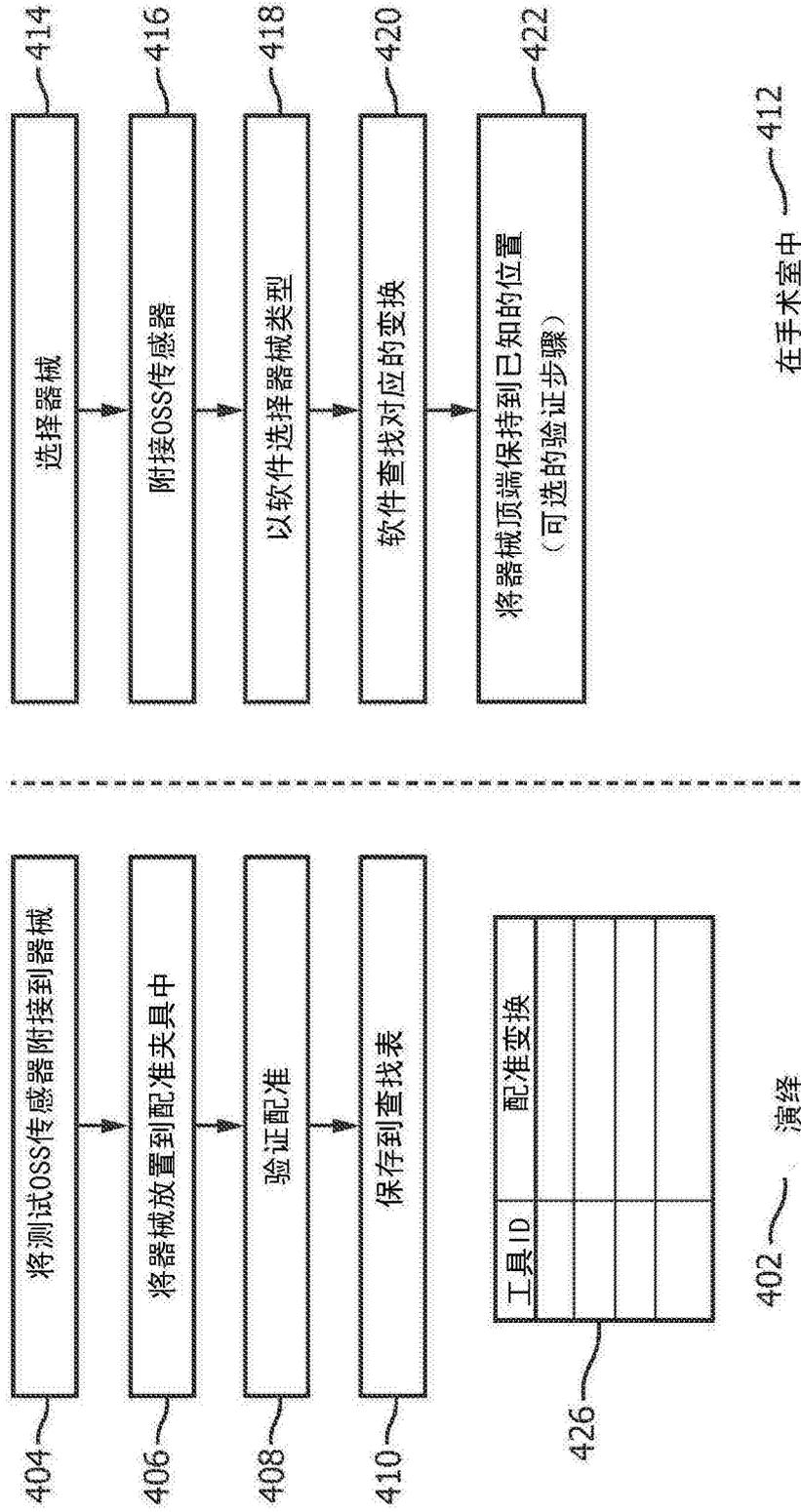


图6

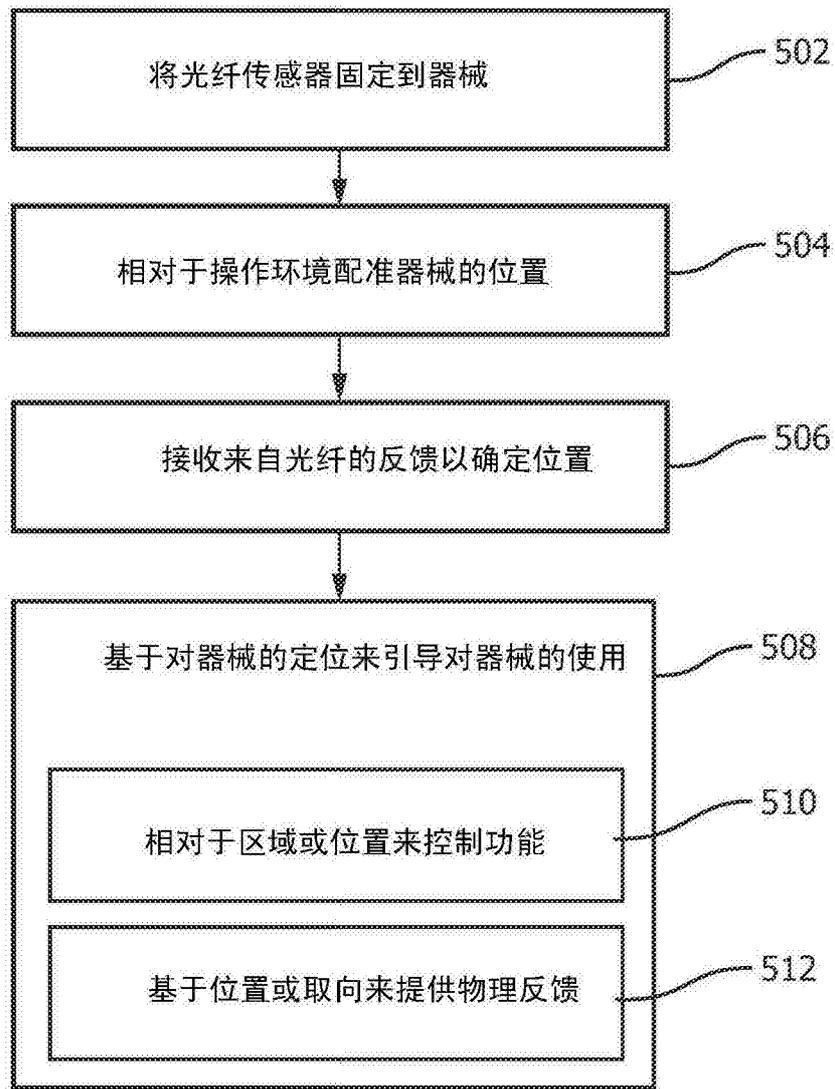


图7