(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104321036 B
(45)授权公告日 2017.07.18

(21)申请号 201280070098.7
(22)申请日 2012.12.19
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104321036 A
(43)申请公布日 2015.01.28
(30)优先权数据
13/330259 2011.12.19 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.08.19
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/070607 2012.12.19
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/096440 EN 2013.06.27

(73)专利权人 德普伊爱尔兰无限公司
地址 爱尔兰科克郡
(72)发明人 R.D.科米斯泰克
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 李强 何逵游

(51)Int.Cl.
A61F 2/32(2006.01)
审查员 严小波

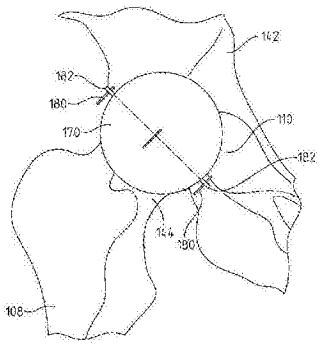
权利要求书1页 说明书18页 附图25页

(54)发明名称

解剖同心球全髋关节成形术

(57)摘要

本发明公开用于在修正或关节置换手术期间识别并保持股骨和髋臼的同心球面中心以使得在手术之后保持所述解剖球面中心的装置和方法。本发明还公开用于将图像投射到解剖特征结构(诸如暴露的骨)上以虚拟地配合试用假体部件、建立骨切割标记并建立关节的解剖球面中心的新颖技术和装置。



CN 104321036 B

1.一种用于全髋关节成形术的试用件，所述试用件包括：

第一球形插入件，所述第一球形插入件具有从其近侧半球形部分的外部径向地向外延伸的多个突舌，所述多个突舌中的每一个至少部分地限定孔口，其中所述第一球形插入件的尺寸被设定成适配在未扩孔的髋臼内，所述第一球形插入件的尺寸被进一步设定成在所述第一球形插入件定位在所述未扩孔的髋臼内时接触所述髋臼和经切除的股骨颈，其中所述多个突舌中的每一个的孔口的尺寸被设定成接收销。

2.根据权利要求1所述的试用件，其中所述第一球形插入件包括彼此接合并脱离的第一半球形半部和第二半球形半部。

3.根据权利要求2所述的试用件，其中所述第一半球形半部沿着所述第一球形插入件的赤道接合所述第二半球形半部。

4.根据权利要求3所述的试用件，其中所述多个突舌在所述赤道附近从所述第一半球形半部向外延伸。

5.一种用于髋关节成形术中的外科器械，所述外科器械包括：

主体，所述主体包括可移除地联接到第二零件上的第一零件，所述第一零件和所述第二零件中的每一个具有凸形弯曲外表面，以及

多个突舌，所述多个突舌从所述主体的近侧半球形部分的外部径向地向外延伸，每一个突舌具有限定在其中的孔口，所述孔口的尺寸被设定成接收销，其中所述主体的尺寸被设定成适配在未扩孔的髋臼内，所述主体的尺寸被进一步设定成在所述主体定位在所述未扩孔的髋臼内时接触所述髋臼和经切除的股骨颈，

其中所述第一零件和所述第二零件的凸形弯曲外表面在所述第一零件联接到所述第二零件上时限定球体。

6.根据权利要求5所述的外科器械，其中所述多个突舌中的每一个突舌从所述球形外表面的第一区段向外延伸，并且所述第二零件没有所述多个突舌中的任一个。

7.一种用于髋关节成形术中的外科器械，所述外科器械包括：

主体，所述主体具有限定球体的外表面，以及

多个突舌，所述多个突舌从所述主体的近侧半球形部分的外表面沿径向向外延伸，每一个突舌具有限定在其中的孔口，所述孔口的尺寸被设定成接收销，其中所述主体的外表面的尺寸被设定成适配在未扩孔的髋臼内，并且所述主体的外表面的尺寸被进一步设定成在所述主体定位在所述未扩孔的髋臼内时接触所述髋臼和经切除的股骨颈。

8.根据权利要求7所述的外科器械，其中所述主体包括可移除地联接到第二零件上的第一零件，所述第一零件和所述第二零件中的每一个具有凸形弯曲外表面。

9.根据权利要求8所述的外科器械，其中所述多个突舌在所述第一零件的圆形边缘处从所述第一零件沿径向向外延伸。

解剖同心球全髋关节成形术

[0001] 相关专利申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2011年12月19日提交的美国非临时专利申请序列号13/330259的权益，所述专利申请中的每一个的公开内容据此以引用方式并入。

[0003] 相关领域

技术领域

[0004] 本发明整体涉及髋置换和修正手术以及用于执行上述手术的相关结构与方法。

背景技术

[0005] 全髋关节成形术(THA)是一种由置换髋臼及股骨头两者所组成的外科手术。相比之下，半髋关节置换术通常仅置换股骨头。在THA期间，外科医生制作切口以直接进入患者的髋关节。接着，外科医生使髋关节脱臼，以使股骨(包括股骨头)的近端与髋臼分离。在除了经验之外无任何参考点的情况下，外科医生对股骨进行切割以移除股骨(包括股骨头和颈)的近端并暴露股骨的髓腔，所述髓腔将被扩孔或进行其它外科准备以接收假体股骨部件的末端。同样，在除了患者的自然髋臼杯的位置以外无任何参考点的情况下，外科医生扩孔髋臼以使髋臼准备接收假体杯。

[0006] 由THA引起的重大问题是假体球与杯的分离，而股骨头与髋臼杯之间的最大接触区域不能被保持。大多数医生和工程师将此问题称为下列两个临床关注的问题之一：(1)股骨头分离；以及(2)球弹出杯承窝而导致脱臼。当发生股骨头分离时，股骨头大多沿上外侧方向滑出杯外，并且股骨头的内侧不再接触髋臼杯。此种滑动现象会造成在手术之前在自然髋关节中所不存在的剪切力和力矩。当球弹入及弹出杯承窝时，会在部件之间引入剪切力和钝态冲击力，这些剪切力和钝态冲击力是不期望的并且因此在当前的假体设计中不被考虑在内。在理想情况下，杯与承窝将始终接触，从而在贯穿患者髋关节的整个运动范围内在彼此之间保持最大接触区域，从而显著减小剪切力并一同抑制钝态冲击力。

[0007] 如在本发明者的先前作品中所讨论，理论上，大多数假体球与杯的分离归因于假体部件未能复制患者的自然生物力学，最明显的是球体的同心性。这可能是归因于假体部件本身的设计，或者也可能归因于假体部件的不适当地植入。更具体地，本发明者已推理出：患者的自然髋关节在整个运动期间表现为同心球体。这些同心球体是通过挑选能最佳复制患者的近侧股骨头的形状的第一球体并挑选能最佳复制患者的髋臼杯的形状的第二球体而得到的球体。在患者的自然髋关节中，这些球体在整个运动中具有相同的中心。并且患者的软组织提供必要的主动力和约束力以在THA后保持此中心，而骨的几何形状与软组织一起一致地工作。但是，如果假体THA部件被不正确地植入或者如果植入物的设计未考虑到同心，便无法发生这种情况。这也无法通过利用当前的夹具、引导件及切割器械来实现。当前的外科医生通常切割股骨头并对髋臼进行扩孔而不保持彼此之间的解剖关系。当前的植入物也不允许针对物体的特异性来进行解剖取向。

发明内容

[0008] 本发明涉及髋置换和修正手术以及用于执行上述手术的相关结构和方法。

[0009] 本发明的第一方面提供一种与全髋关节成形术一起使用的试用件，所述试用件包括第一球形插入件，所述第一球形插入件具有安装至其的多个突舌，所述突舌中每一个至少部分地限定孔口。

[0010] 在第一方面的更详细的实施例中，所述第一球形插入件包括彼此接合并脱离的第一半球形半部和第二半球形半部。在另一更详细的实施例中，所述第一球形插入件的尺寸被设定成适配在未扩孔的髋臼内。

[0011] 本发明的第二方面提供一种与全髋关节成形术一起使用的切割引导件，所述切割引导件包括用于联接到近侧股骨的半球形切割引导件，所述切割引导件包括对髋关节的自然股骨球的弧度进行模仿的凹入部分，所述切割引导件包括保持器以将所述切割引导件紧固到所述近侧股骨。

[0012] 在第二方面的更详细的实施例中，所述保持器包括适于与所述近侧股骨的外部相邻的板，所述板包括至少一个通孔口以接收紧固件。在另一更详细的实施例中，所述紧固件包括销、螺钉、榫钉和钉子中的至少一者。在另一详细的实施例中，所述保持器包括至少两块板，所述板适于与所述近侧股骨的外部相邻，所述板中的至少一块包括至少一个通孔口以接收紧固件。

[0013] 本发明的第三方面提供一种用于建立股骨球的球面中心的引导件，所述引导件包括多块板，所述板可相对于彼此重新定位成过度地且共同地逼近远侧股骨头的圆周曲率，其中所述多块板能够操作以在从所述远侧股骨头卸下之后保持圆周曲率的逼近程度。

[0014] 在第三方面的更详细的实施例中，所述多块板中的至少一块是可变形的。在另一更详细的实施例中，所述多块板使用延伸穿过所述多块板的孔口的至少一条线彼此互连。在另一详细的实施例中，所述多块板包括成扇形散开以包围所述远侧股骨头的重叠螺旋片。

[0015] 本发明的第四方面提供一种用于全髋关节成形术手术的引导件组，所述引导件组包括适于介入人的髋臼和人的近侧股骨的多个引导件，所述引导件中的每一个包括被安装到部分股骨部件的髋臼杯，所述部分股骨部件包括终板，所述终板适于接触以下中的至少一者：所述人的近侧股骨的外部以及在骨切割之前未暴露的所述人的近侧股骨的一部分。

[0016] 在第四方面的更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均允许所述部分股骨部件相对于安装至其的髋臼杯重新定位。在另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均不允许所述部分股骨部件相对于安装至其的髋臼杯重新定位。在另一详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括终板，所述终板具有从内侧到外侧的不均匀厚度。在另一详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括终板，所述终板具有从前侧到后侧的不均匀厚度。在更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括髋臼部件，所述髋臼部件具有至少部分地限定孔口的多个突舌。在更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括终板，所述终板至少部分地限定多个孔口。在另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括作为所述部分股骨部件的一部分的股骨球，每个股骨球被安装到相应的终板，并且每块相应的终板被成形为逼近所述人的近侧

股骨的所述外部。在另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括作为所述部分股骨部件的一部分的股骨球，每个股骨球被安装到相应的终板，并且每块相应的终板沿四个方向自由旋转。在另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括作为所述部分股骨部件的一部分的股骨球，每个股骨球被安装到相应的终板，并且每块相应的终板沿少于四个方向自由旋转。

[0017] 在第四方面的另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括作为所述部分股骨部件的一部分的股骨球，并且每个股骨球永久性地联接到其相应的髋臼杯。在另一更详细的实施例中，所述多个引导件中的至少两个均包括作为所述部分股骨部件的一部分的股骨球，并且每个股骨球临时性地联接到其相应的髋臼杯。在另一详细的实施例中，所述终板模仿所述人的近侧股骨的解剖颈的角度。在另一详细的实施例中，所述终板包括不同的锥度以确定所述股骨部件的优选形状。

[0018] 本发明的第五方面提供一种光束器械，所述光束器械包括：(a)光源，所述光源能够操作以产生光；(b)透镜和掩模中的至少一者，所述透镜和掩模利用来自所述光源的光来创建光图像；(c)位置控制器，所述位置控制器能够操作以记录所述光束器械和所述光线中的至少一者的三维位置；和，(d)位置组件，所述位置组件用于重新定位所述光束器械和所述光线中的至少一者。

[0019] 在第五方面的更详细的实施例中，由所述光源产生的光为激光。在另一更详细的实施例中，由所述光源产生的光为红外光。在另一详细的实施例中，所述光图像包括假体试用件的轮廓。在另一详细的实施例中，由所述光源产生的光为灯丝光。在更详细的实施例中，由所述光源产生的光为发光二极管光。

[0020] 本发明的第六方面提供一种光束器械，所述光束器械包括：(a)光源，所述光源能够操作以产生光；(b)透镜和掩模中的至少一者，所述透镜和掩模利用来自所述光源的光来创建光图像；(c)图像控制器；和，(d)图像库，所述图像库可通信地联接到所述图像控制器。

[0021] 在第六方面的更详细的实施例中，由所述光源产生的光为激光。在另一更详细的实施例中，所述光图像包括二维图像。在另一详细的实施例中，所述二维图像包括全息图。在另一详细的实施例中，所述光图像包括三维图像。在更详细的实施例中，所述三维图像包括全息图。在更详细的实施例中，由所述光源产生的光为红外光。在另一更详细的实施例中，所述光图像包括假体试用件的轮廓。在另一更详细的实施例中，所述光图像包括骨切割夹具。

[0022] 本发明的第七方面提供一种用于假体插入件的套管，所述套管包括适于被固定在骨的髓腔内的支撑结构，所述支撑结构包括限定适于接收假体植入物的内部通道的内表面，所述内表面具有两个突出部和两个沟槽中的至少一者，所述突出部和沟槽适于与所述假体植入物的对应结构对齐以保证在轴向插入时所述支撑结构与假体植入物之间的正确取向。

[0023] 在第七方面的更详细的实施例中，所述内表面包括两个突出部。在另一更详细的实施例中，所述两个突出部为线状和螺旋状中的至少一者。在另一详细的实施例中，所述内表面包括两个沟槽。在另一详细的实施例中，所述两个沟槽为线状和螺旋状中的至少一者。在更详细的实施例中所述支撑结构包括圆形外表面，所述支撑结构由适于接触限定所述髓腔的所述骨的壁的辅助支撑结构包围，并且所述支撑结构可在所述辅助支撑结构内以旋转

方式重新定位。

[0024] 本发明的第八方面提供一种近侧股骨假体装置，所述装置包括：(a)股骨柄，所述股骨柄适于被安置在股骨的髓腔内，及(b)终板，所述终板被安装到所述股骨柄，所述终板包括多个切口，所述切口至少部分地适应紧固件的通过。

[0025] 在第八方面的更详细的实施例中，所述紧固件包括销、杆、钉子和螺钉中的至少一者。

[0026] 本发明的第九方面提供一种投射图像的方法，所述方法包括将图像投射到人的解剖特征结构上，所述图像包括二维图像和三维图像中的至少一者，其中所述解剖特征结构包括骨。

[0027] 在第九方面的更详细的实施例中，所述图像包括假体部件的二维图像和三维图像中的至少一者。在另一更详细的实施例中，所述图像包括全息图。在另一更详细的实施例中，所述图像包括切割夹具的二维图像和三维图像中的至少一者。在另一详细的实施例中，所述图像使用可见光源来投射。在更详细的实施例中，所述可见光源投射激光。在更详细的实施例中，所述图像使用红外光源来投射。在另一更详细的实施例中，所述红外光源投射激光。

[0028] 本发明的第十方面提供一种使人的骨对齐的方法，所述方法包括：(a)在第一骨上安装第一标记，并在第二骨上安装第二标记，同时使所述第一骨与所述第二骨对齐；(b)相对于所述第二骨重新定位所述第一骨，其中所述重新定位不再使得所述第一骨与所述第二骨对齐；(c)在所述第一骨和所述第二骨中的至少一者上显示图像；(d)使用所述图像和所述标记相对于所述第二骨重新定位所述第一骨以相对于所述第二骨对齐所述第一骨；以及，(e)在显示所述图像之后对所述第一骨和所述第二骨中的至少一者进行切割。

[0029] 本发明的第十一方面提供一种采集关于人骨的数据的方法，所述方法包括：(a)对人骨的暴露部分拍摄多张数字照片；(b)将第一算法应用于所述多张数字照片中的至少一张以构建所述暴露部分的虚拟轮廓；以及，(c)使用所述虚拟轮廓以通过使用光束器械来将照亮的轮廓显示到所述人骨的所述部分上。

[0030] 在第十一方面的更详细的实施例中，所述方法还包括修改所述照亮的轮廓以创建更逼近所述人骨的解剖轮廓的经修改的照亮的轮廓；记录所述经修改的照亮的轮廓的尺寸；将第二算法应用于所记录的尺寸以构建试用假体和骨切割夹具中的至少一者的虚像；以及使用所述虚像以通过使用所述光束器械来将照亮的图像显示到所述人骨的所述部分上。

[0031] 本发明的第十二方面提供一种与全髋关节成形术一起使用的切割引导件，所述切割引导件包括用于联接到近侧股骨的弓形引导件，所述切割引导件包括模仿对髋关节的自然股骨球的弧度进行模仿的凹入部分，所述切割引导件包括保持器以将所述切割引导件紧固到所述近侧股骨。

[0032] 在第十二方面的更详细的实施例中，所述保持器包括适于与所述近侧股骨的外部相邻的板，所述板包括至少一个通孔口以接收紧固件。在另一更详细的实施例中，所述紧固件包括销、螺钉、榫钉和钉子中的至少一者。在另一详细的实施例中，所述保持器包括至少两块板，所述板适于与所述近侧股骨的外部相邻，所述板中的至少一块包括至少一个通孔口以接收紧固件。

[0033] 本发明的第十三方面提供一种测量器械，所述测量器械测量经移除的股骨头的直径和周长中的至少一者。

[0034] 本发明的第十四方面提供一种牵引测量装置，所述牵引测量装置在对髋臼杯、髋臼插入件和股骨头中的至少一者进行的腿部操纵期间确定牵引力。

附图说明

[0035] 图1是一对X射线图像，其除了显示自然髋关节的中心与假体关节的中心偏置以外还显示在人髋关节内植入股骨与髋臼部件；

[0036] 图2是一对髋臼杯插入件的立面透视图，其显示沿上外侧的磨损；

[0037] 图3是协作以形成髋关节的人骨盆和右股骨的前视图；

[0038] 图4是协作以形成髋关节的人骨盆和右股骨从正面看的放大图，其被标记以显示测量和插入销来确证骨盆与股骨之间的蜂蜜(honey)标志以及股骨颈相对于骨盆的对齐；

[0039] 图5是协作以形成髋关节的人骨盆和右股骨从正面看的放大图，在股骨上和骨盆上具有多个可用于限定这些销之间的特定线和距离的插入销；

[0040] 图6是人骨盆和右股骨从正面看的放大图，其中股骨头由可具有球面曲率的多块可变形的板覆盖；

[0041] 图7是人骨盆和右股骨从正面看的放大图，其中股骨切割引导件被安装到股骨上，从而产生穿过股骨颈的切割，所述切割可为直的、球形的或圆形的以代表股骨头球体的圆周；

[0042] 图8是在对图7所示股骨进行切割以移除股骨头之后人骨盆和右股骨从正面看的放大图；

[0043] 图9是在位置引导件被定位在股骨与骨盆之间后图8所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0044] 图10是在已移除位置引导件的一半之后图9所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0045] 图11是在已移除位置引导件之后图10所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0046] 图12包括示例性髋关节试用件的一系列立面透视图；

[0047] 图13是在安装髋关节试用件之后图11所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0048] 图14是在安装髋关节试用件之后和在骨盆中安装多个导销之后图11所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0049] 图15是在移除髋关节试用件并将多个导销保持在骨盆中之后图14所示的人髋关节区域从正面看的放大图；

[0050] 图16是人髋关节区域从正面看的放大图，其显示叠加到近侧股骨上的光图像；

[0051] 图17是人髋关节区域从正面看的放大图，其显示叠加到近侧股骨上的光图像；

[0052] 图18是示例性手术室的立面透视图，其显示手术台的位置、仰卧定位的患者和定位在手术台上方的光束器械；

[0053] 图19是在髋臼扩孔、近侧股骨移除和股骨柄插入之后人髋关节区域从正面看的放大图；

[0054] 图20是在附接髋臼部件、股骨颈和股骨球之后图18所示的人髋关节区域从正面看

的放大图；

[0055] 图21包括近侧股骨的剖面图和俯视图，其显示示例性股骨套管的插入；

[0056] 图22包括当元件基于螺钉的位置展开或折回时根据本发明的示例性股骨柄的剖面图；

[0057] 图23包括当元件基于螺钉的位置展开或折回时根据本发明的示例性股骨柄的剖面图；

[0058] 图24包括用于确定股骨切割的正确尺寸和位置的根据本发明的示例性股骨试用件的侧面图；

[0059] 图25是示出相对于三维图像的三个点的牛顿参考系中的固定点的图示；以及

[0060] 图26是一系列显示各种向量如何提供三维图像相对于光束器械的相对旋转的图示。

具体实施方式

[0061] 下面描述并例示本公开的示例性实施例以涵盖在髋置换或修正手术期间正确地植入假体部件的装置和方法。当然，对本领域的普通技术人员将显而易见的是，下述实施例在本质上为示例性的且可在不脱离本公开的范围和实质的条件下重新配置。然而，为清晰和精确起见，下述示例性实施例可包括普通技术人员不应将其看作落入本发明范围内的必需品的可选步骤、方法和结构。

[0062] 参见图1和图2，患者的髋关节102的解剖中心100位于植入的球面中心104的上外侧。在此描述中，人类患者已执行全髋关节成形术(THA)手术以置换患者的髋关节102的支撑表面。为了置换这些支承表面，THA涉及到对患者的股骨108的一部分(包括股骨球和股骨颈的一部分)的移除以及对髋臼110的修正。将股骨移除并将髋臼扩孔来容纳股骨植入物112和髋臼植入物114。最常见的是，股骨植入物112将包括被接收在患者的股骨的髓腔内的股骨柄116以及介入股骨球120的股骨颈118。股骨球120被接收在髋臼杯插入件124内，所述髋臼杯插入件被接收在髋臼杯126内，所述髋臼杯被安装到患者的髋臼110。

[0063] 由于股骨植入物112的球面中心不与患者的髋关节102的解剖中心100重合，因而患者的围绕股骨球120的软组织将在贯穿股骨球的整个运动范围内尝试使股骨球围绕髋关节102的解剖球面中心100平移。并且由周围软组织诱发的股骨球120的该运动(其不与植入球面中心104重合)诱发在患者的自然髋关节中所不存在的剪切力。更具体地，这些剪切力将诱发尝试使股骨球120相对于髋臼杯插入件124枢转而不是使其在所述髋臼杯插入件内旋转的力矩，所述力矩将模仿股骨108相对于髋臼110的自然运动。

[0064] 在THA期间外科医生无能力对股骨球120和髋臼杯插入件124适当地定位以复制解剖球面中心是主要关注的问题。甚至小于1.0mm的细微偏置也可导致诱发股骨球120与髋臼杯插入件124之间的剪切力。每当患者迈出一步或进行任何运动时，植入髋尝试围绕解剖球面中心旋转，从而导致相对于解剖球面中心的经诱发的力矩，从而进一步诱发不期望的剪切力。实际上，在后续髋手术期间在从患者移除的聚乙烯髋臼杯插入件中从其上外侧观察到常见的磨损模式。本发明者已假定，围绕股骨插入件112的软组织影响股骨球120的运动，从而围绕自然髋关节的解剖中心旋转并且此种受到影响的运动使所有髋置换中超过95％会经历股骨球120与髋臼杯插入件124之间的分离。此外，股骨球120的此种受到影响的运动

可能会成为股骨球120与髋臼杯插入件124脱臼的主要原因。

[0065] 现在，外科医生首先切割股骨108的颈144并将股骨头138与髋臼110分开。然后，外科医生在没有引导件和/或不知道解剖髋臼球体的初始取向的情况下对髋臼110进行扩孔。然后，外科医生准备股骨以用于插入假体股骨柄116。遗憾的是，还没有技术用于在髋臼和股骨部件单独地插入到骨(股骨和骨盆)中并且然后股骨头与髋臼杯一起“弹”到位时保持解剖同心球体。如先前所述，这些技术会导致植入部件上的经诱发的剪切力、扭矩和应力，因为患者的肌肉骨骼结构保持对使股骨围绕髋关节的解剖中心而不是髋植入物的中心相对于骨盆旋转的记忆。换句话讲，髋植入物的中心与解剖中心之间不重合会诱发植入部件上的剪切力、扭矩和应力。

[0066] 参见图3和图4，许多方法可用于定位髋关节的解剖球面中心，所述技术可包括计算机辅助手术、例如MRI、CT、荧光镜透视检查、超声波、x射线等不同成像模式和对骨销标记或其他标记技术的利用，以及对手术中的夹具或引导件的利用。一些与这些技术中的某些技术相关联的关注的问题包括但不限于以下问题：(1)成像技术和计算机辅助手术为术前的且需要外科医生做术前计划；(2)所述技术使手术的时间和复杂性增加；(3)所述技术使手术增加大量费用；以及(4)所述技术具有将不允许外科医生精确地找到髋关节的解剖中心的固有误差。

[0067] 这将在下文中更详细地描述，用于找到并保持髋关节的解剖中心的新颖技术及相关器联的器械包括对允许外科医生更容易找到髋关节的解剖中心并对植入部件进行定位以模仿髋关节的解剖中心的新颖试用部件的利用。此示例性技术不会使THA手术增加大量额外的时间或金钱，不需要使用成像模式来做术前计划，并且不需要外科医生学会如何使用与计算机辅助外科技术相关联的软件包。

[0068] 首先，在外科医生进行任何骨切割之前，他将评定患者的自然股骨头138相对于骨盆142的取向和形状并找出髋关节的球面中心，如图3所示。如先前所述，可使用许多不同技术来定位髋关节的球面中心。但如本文中所述的定位髋关节的球面中心将优选地在不引入大量额外成本、过多时间和增加的手术复杂性的情况下完成。

[0069] 如图4所示，外科医生记录股骨108相对于骨盆142的相对取向和位置，此记录包括记录股骨颈144相对于限定在骨盆上的标志的角度并在由外科医生引入的各个点处(但不一定是特定的)记录股骨与骨盆之间的距离。在进行任何骨切割之前，外科医生在包括髋关节的两块骨上标记至少四个点148(股骨108上的两个和骨盆142上的两个)并记录对应点组之间的两个距离测量，在图4中被标识为距离A和距离B。然而，应理解，可使用多于四个点148来建立骨盆与股骨之间的多于两个的距离测量。点148可包括被插入到相应骨中或以其它方式安装到相应骨的物理或虚拟销或标记。除了距离测量以外，还可将一个或多个销或标记150安装到股骨108和/或骨盆142以记录解剖角度，诸如股骨球和股骨颈相对于髋臼的前倾。在进行距离测量和角度测量之后，可移除先前安装到股骨和骨盆的任何销或标记。但优选保存任何安装位置以供以后附接销或标记。

[0070] 利用销和相关套管也在本发明范围内，而套管被插入到骨中并且销随后被插入到套管中。在此类情况下，可移除每一个销，但其具有略大于或略小于销或标记的半径的相关套管将保持在相应的骨里。骨内的这个被保持下来的套管允许在任何时间置换每一个销。

[0071] 一种可用于对齐股骨颈角度的替代方法是通过使用激光和/或光束甚至三维全息

图像。实质上，外科医生在手术室工作台上方具有激光器或某一其他光束器械。使用光束提供对计算机辅助骨科手术的相对容易、比较便宜和不太复杂的替代形式。

[0072] 参见图5和图18，另一种替代方法利用位于手术台302上方的激光器或其他光束器械300来记录在关节分离之前和在进行任何骨切割之前股骨108和骨盆142(特别地，髋臼110)的取向和位置。尽管激光器目前在其他工业(如土地开发和木工)中使用甚至在你的家中被用来在墙上挂图画，但本发明者没有察觉到在外科手术期间所使用的激光器会有助于骨切割和假体部件的植入。用于其他工业的这些激光器可以购买现成的，但对于本专利中所论述的医学应用，公开了一种专用器械。

[0073] 实质上，激光器是一种基于光子的受激发射通过光学放大过程来发射光(电磁辐射)的装置。术语“激光器”起源于Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation(通过受激辐射来进行光放大)的首字母缩略词。所发射的激光因其使用其他技术无法实现的高度空间和时间相干性而引人注目。空间相干性通常通过作为衍射受限的窄光束(通常所谓的“笔形光束”)的输出来进行表达。激光束可被聚焦为非常小的光点，从而达实现非常高的辐照度。或者激光束可被发射成散度非常低的光束以使其功率聚集在大的距离处。时间(或纵向)相干性暗指处于其相位沿光束在相对大的距离(相干长度)上相关的单一频率下的偏振波。由热或其他非相干光源产生的光束具有相对于时间和位置随机改变的瞬时振幅和相位，并且因此具有非常短的相干长度。大部分所谓的“单一波长”激光器实际上在具有通常不处于单一偏振下的略微不同的频率(波长)的若干模式中产生辐射。并且尽管时间相干性暗指单色性，但甚至存在发射广谱光或同时发射不同波长的光的激光器。存在并非是单空间模式的某些激光并且因此这些光束发散超过衍射极限的要求。然而，所有此类装置均基于其产生光的方法而被归类为“激光器”：受激发射。

[0074] 对于一种或多种本医学应用，激光束或光源被聚焦为骨上的非常小的光点或代表解剖标志和/或骨或植入部件角度的非常细的线。尽管激光器目前被用于眼外科，但对本发明的应用有很大的不同。本发明不使用光来在组织中烧蚀或进行任何切割。相反，利用光来创建虚拟夹具或切割引导件。

[0075] 目前，外科医生难以针对THA正确地对齐切割引导件。使用激光器来创建虚拟夹具或切割引导件对于髋关节手术而言是革命性的，因为其允许外科医生在不使用物理引导件和/或夹具的情况下适当地放置器械并进行精确的切割。因此，虚拟夹具或切割引导件既不在物理上妨碍外科医生，也不需要在每次手术之前进行消毒。在本发明中，一个或多个激光器或光束源或生成器被容纳在位于手术室工作台302上方的投影装置300中(参见图18)。激光器在其他工业中的主要用途是投射激光“束”。出于本申请的目的，所投射的是激光“线”或激光“形状”。投影装置300还包括快门或可变开口，以使得可创建具有大约1.0mm到50cm的可变距离的光线，并将其投射到解剖特征结构或植入结构上。实际上，此线可用于限定解剖轴，诸如机械轴，此可能需要此被投射的激光线为2.0米长。示例性光线显示在图5中。这些光线的厚度和距离可使用快门或可变开口来加以修改。这样，外科医生能够使用可通信地联接到投影装置300的控制件来控制这些线的厚度。控制件并入声音识别模块以允许外科医生通过口头命令来改变线厚度、距离和/或取向也在本发明的范围内。此外，投影装置300不仅限于投射光线。相反，投影装置300还能够操作以投射包括(但不限于)复制物理夹具和切割引导件的图像的形状(2D和3D)。

[0076] 例如，外科医生使用光束器械300来将线（“光线”）中的光束取向成出现在股骨颈144上。光束器械300允许外科医生旋转并平移此光线直到所述线出现在例如股骨颈144中间或相对于所述股骨颈的模仿，所述股骨颈相对于骨盆142的正确旋转的其他位置中。在外科医生对光线的位置和取向感到满意之后，外科医生将两个销152（也被标记为“C”和“D”）安装到骨盆142和股骨108上，从而穿过光线，以允许在任何时间限定正确的颈角旋转。同样，外科医生可记录对应销之间的距离，但此在仅评定颈角的取向时没有必要。此外，外科医生可利用光束器械300来对附加销152（被标记为“A”、“B”、“E”、“F”）进行定位，如果外科医生需要的话。因此，在THA手术期间的任何时间，即使股骨108已相对于骨盆142进行多次取向，但是外科医生也能够使股骨108相对于骨盆142进行重新取向并且通过开启光束器械300并使销152相对于光线对齐来重新创建线（被标记为“L1”，“L2”，“L3”）中任一线。

[0077] 尽管本申请描述了光束器械对于全髋关节成形术手术的用途，但应注意，除了超出关节置换或修正的任何形式的手术以外，光束器械可直接用于外科关节置换或修正手术。

[0078] 如图6所示，在记录股骨相对于骨盆的取向之后，记录股骨头138的形状，以定位髋关节的解剖球面中心。记录股骨头138的形状可以许多方式来实现。应当理解，以下讨论只包括这些许多方式的子集并且因此本文所公开的本发明不限于仅这些方式。记录股骨头138的形状的第一示例性方法是使用一系列弯曲的和/或球形的并且可沿销/杆156重新定位的可变形板154（例如，四块板），以通过使用试用器械上的调谐盘将板压缩抵靠在股骨头上将可变形板包裹在股骨头周围，所述试用器械与所有板保持接触并且允许外科医生具体在股骨头的表面上平移板并对板进行取向。在此例子中，使用四块板，每块板代表股骨头的表面区域的的一个象限。这些板可为可一次性的或再利用的并且这些板中的一块或多块可牢固地紧固到引导器械（未示出）。此引导器械可具有调谐盘和杠杆，所述调谐盘和杠杆允许将每块板平移到骨表面/从骨表面平移每块板并在骨表面上对每块板进行重新取向。因此，外科医生可朝股骨头的端部和远离销/杆平移板和/或对板进行取向。一旦板154抵靠股骨头138被压缩，则可记录股骨头的取向、尺寸和成角度。根据外科医生选择的股骨植入球的尺寸，可将具有预定曲率的替代板154固定到销/杆156并单独地或同时调谐所述板，以记录股骨头的适当取向、尺寸和成角度。尽管板156中的每一块可为可单独重新定位的，但使板一致地重新定位或系统地重新定位直到板与股骨头138接触也在本发明范围内。通过限定股骨头138的外部几何形状，可在从股骨移除股骨头和股骨颈144之前定位髋关节的球面中心的精确位置。

[0079] 当前，THA中所使用的试用部件无法彼此对齐。相反，外科医生通常将髋臼部件和股骨部件放置到位而不将这些部件彼此对齐。相比之下，本发明可在手术期间利用一个或多个试用部件，所述一个或多个试用部件根据患者的被置换或被修正的自然髋关节的球面中心对齐。THA试用部件可为单片式的或多片式的并且允许将试用股骨头牢固地放置到髋臼试用部件中。试用股骨头与髋臼试用部件之间的此种交互作用允许股骨头自由旋转并且通过将股骨头插入到髋臼试用部件中而“弹”到位。此外，试用部件可为通用的，或者具有有限适用性（性别专用的或种族专用的），或者为患者专用的。此外，试用部件可为可重新使用的或者可为一次性的。

[0080] 与当前用于THA的技术和试用件相比，本发明可利用介入股骨颈和骨盆的解剖球

体，以复制患者的股骨头支承表面和髋臼杯支承表面中的至少一者的尺寸和球面曲率作为一种利用必然具有一个中心点的单个球体的手段。更具体地，正确的髋臼球体为其解剖股骨头球体表面在解剖髋臼球体的步态期间与承重部分保持接触的髋臼球体。参见图7，为了确定解剖球体的尺寸，外科医生使用切割引导件160来复制患者的自然股骨头138的球面形状。例如，在TKA中，通常使用引导件来进行骨切割。在THA中，通常不使用引导件。此切割引导件160被安装到股骨108上，并且对股骨提供球形或均匀弓形切割，这移除了自然股骨头138以及股骨颈144的任何潜在部分。引导件可使用夹钳、销、或用于将引导件固定到股骨的另一方法安装到股骨108上。外科医生可通过使用手柄上的调谐盘来改变切割引导件的圆周的尺寸和形状。一旦引导件的球面形状与股骨头的球面形状匹配时，则引导件被固定到股骨108。尽管建议此切割为球形的或圆形的，以代表股骨头圆周的形状，但此切割垂直于穿过股骨头的轴也可为直的，以穿过股骨颈的中心。此切割可为任一形状，但此切割沿其弧为球形是有利的。

[0081] 如图8所示，对近侧股骨108进行切割以移除股骨头138以及股骨颈144的一部分。此时，外科医生可目测检查股骨头并观察其曲率。使用测量器械来测量股骨头的周长和/或直径和/或形状，外科医生随后可选择正确的股骨头引导件。对股骨头的测量可使用测量装置、数字记录装置或被放置在股骨头上的仪表化夹具(可能以图7所示夹具的形状)来进行，而调谐盘可用来扩大和缩小弯曲的尖头直到一个或多个弯曲的尖头接触股骨头的表面区域。在切割之后，近侧股骨108包括尺寸被设定成接收球体的弓形凹陷部164。应当注意，向近侧股骨108中的切割可为球形的，或者切割可具有从前侧到后侧的恒定的弓形剖面。与球形切割不同，此恒定弓形剖面具有从前侧到后侧的均匀的横截面，但鉴于弓形切割与将用于在股骨中进行的球形切割具有相同的半径，其仍能够操作以接收假体试用球体。

[0082] 参见图9-图11，具有球面形状的位置引导件170被插入到髋臼110中，并且被定位成与股骨颈144接触。在此示例性实施例中，球面形状是由被安装到彼此且可从彼此移除的两个半球形部分构成。一旦通过将球形引导件的内部配合到髋臼并使其外部紧邻股骨颈来对引导件170适当地定位，则穿过一系列从近侧半球形部分的外部径向地向外延伸并进入髋臼110中的突舌182来钻一系列孔(使用突舌作为孔的轴向引导件)。外科医生可使引导件重新取向直到位置和取向与经移除的股骨头的位置和取向匹配为止。此引导件在形状上可为完美的球体，或者引导件的内部可为相对于髋臼为解剖形的形状或者球体的内部可仅为只将小部分插入到髋臼中的边缘。实际上，此球体的内部可呈现任何形状，只要其被插入到髋臼中即可，但此形状为球形的或解剖形的可能是有利的。尽管建议引导件的外部为球形的以与近侧股骨中的球形切割配合，但应理解，外部可为任何形状。例如，外部可具有其中外边缘可与股骨上的直线切割相接触的盒样形状。如果使用盒样形状，则对外科医生或另一个人而言沿三个主轴测量直径为更可取的，以确保盒被成形为模仿股骨头的周长和直径。在孔被钻进髋臼110中之后，将一系列销180(每一个孔一个销)插入穿过突舌182并插入到髋臼110中的孔中，从而相对于髋臼将引导件170锁定到位。在将销180插入穿过突舌182之后，移除引导件170并使用扩孔钻(未示出)以通过使用作为定位引导件的销180而对髋臼110进行扩孔。为使用扩孔钻，可使用更多刚性导销来引导扩孔钻，或者可使用导销来插入中心导销，从而允许扩孔钻沿髋臼球体的中心主轴对髋臼进行扩孔。理想地，股骨头引导件的内部为球形的或解剖形的，使得当移除外部时，内部使人想到髋臼杯，因而外科医生可目

测检查股骨头引导杯的位置和取向，所述位置和取向将最终为在进行所有最终髋臼切割之后的植入杯的位置和取向。

[0083] 如果髋臼例如因关节炎而受损，则引导件170可主要由近侧股骨对齐并且被插入到髋臼中。同样，如果近侧股骨受损，则引导件170可尤其如此由髋臼对齐并且然后被插入紧邻近侧股骨。

[0084] 参见图12，在髋臼110已被扩孔之后，通过使用销180作为定位引导件将假体试用件190的一部分插入到髋臼110内。此试用件190中球形头部的尺寸可根据在扩孔过程期间经移除的骨和/软骨的多少而在大尺寸和形状上变化。具体地，此假体试用件190包括髋臼部件192和插入其中的股骨球194。髋臼部件192临时性地插入被扩孔的髋臼110中并安装到被扩孔的髋臼110。试用件190的股骨球194联接到具有终板198的股骨颈196。

[0085] 如图12所示，示例性试用件190可为模块化的，以使得股骨球194可相对于髋臼部件192重新定位和/或股骨颈196可相对于终板198重新定位。相比之下，示例性试用件190可为集成式的或单片式的以抑制相应部件之间的移动，以使得股骨球194相对于髋臼部件192的取向和位置被固定和/或股骨颈196相对于终板198的取向和位置被固定。此外，示例性试用件190可包含中性的形状位置(A)或具有更厚的基部(B)，或具有可变的颈长度(C)，或具有不规则的基部形状(D)，或具有顺时针旋转的基部形状(E)，或具有逆时针旋转的基部形状(F)。

[0086] 参见图12-图14，一次一个地，各个试用件190可临时性地安装到髋臼110并通过使用销180对齐以保持正确的髋臼杯取向。同时，试用件190的股骨侧由外科医生用来适当地保持股骨108的取向和位置。

[0087] 参见图13和图14，在股骨108的取向和位置通过使用试用件190相对于骨盆142被固定之后，导销200插入穿过股骨终板198，以允许进行正确的切割，从而保持同心解剖球体。此试用件190的股骨部分可围绕所有三个轴自由旋转，或者可使用锁定机构，以使得当股骨颈的正确取向与解剖股骨颈一致时，角度锁定到位。虽然髋臼部件192通过使用先前插入的导销180被插入在被扩孔的髋臼110内，但外科医生准备通过使用试用件190来对股骨颈144的最终切割进行标记。通过使用安装到骨盆142的试用件190，所得的对近侧股骨108的最终切割的标记说明试用件的取向和位置，并且允许保持同心球体(解剖髋臼球体和股骨球体)。尽管图13和图14中显示试用件190依靠在近侧股骨上，但所述试用件也可被插入到近侧股骨中和/或被引导于近侧股骨周围。参见图14和图15，在导销200被插入到股骨108中之后，试用件190从股骨108和骨盆142两者上移除。然后，切割引导件(未示出)通过使用销200作为引导件被安装到股骨108以确保最终股骨头切割的定位。

[0088] 各种锥度也可在图12所示的此试用件中实现。因此，当试用件的髋臼杯部分插入到髋臼中时，其可通过使用钉子或其他固定装置临时性地固定到位。然后，试用件的股骨部分可被固定到股骨的上侧。接下来，外科医生可将腿部操纵到多个位置中，从而目测检查并用仪器测量撞击、可能的转位和可能会被引起的任何其他关注的问题。外科医生然后可通过使用不同的锥度来置换试用件的股骨部分以再次检查并测量股骨部件如何相对于骨盆旋转。

[0089] 也可使用牵引装置来测量在操纵股骨期间从骨拉动髋臼杯的量。如果植入物具有同心球体，则牵引力和剪切力应非常低。如果在对股骨的这种操纵期间，髋臼杯在视觉上试

图脱离骨，或者如果一种或多种测量装置检测到牵引力或剪切力的不规则的量，则可使用不同的试用件。此牵引测量装置可为弹簧加载机构甚至测量装置以测量牵引距离，并基于通过使用牛顿运动方程导出术中力的人的髋关节的数学模型将此距离转化为力。人体的数学模型可作为逆模型导出以测量所述杯相对于骨和/或股骨头相对于杯的三个旋转和平移。然后，此运动被输入到数学模型中以确定沿三个方向的力和围绕三个方向的扭矩。

[0090] 如图24中所示，一种标记股骨108的替代方法包括使用被定位成使髋臼部分被安置在髋臼内和覆在股骨颈上面的股骨部分的定位/试用器械170。外科医生然后可重新定位器械300以与预期近侧股骨杯的正确取向对齐。定位/试用器械170可具有正常的植入物形状和厚度170A，或者可具有对于杯和股骨球的正确的形状和厚度，但对于股骨颈和近侧股骨部件170B，170C要薄得多。具体地，定位/试用器械170B，170C的股骨颈部分包括平板，所述平板被成形为逼近患者的近侧股骨的外形，以使得可容易将器械直接放置在近侧股骨的上面以确保精确的近侧股骨切割。形状在本质上也可为解剖形。

[0091] 参见图16到图18，另一种标记股骨108的替代方法包括使用先前所述的光束器械300以在近侧股骨和远侧骨盆142上叠加各种形状。本领域的技术人员将会认识到，事实上任何二维形状均可叠加在近侧股骨上，诸如，但不限于，方形、矩形、梯形和假体关节试用件的轮廓。计算机算法可与此器械300一起使用，以使得将三维或平面二维解剖骨形状存储在虚拟的图像库内。这些图像可使用一个或多个成像模式来创建，包括(但不限于)MRI、CT、超声波和X射线。这些图像也可针对尺寸、姓别和种族存储在各种库里。

[0092] 在手术期间，外科医生使用手持式器械来产生手术数据，所述手术数据包括(但不限于)蜂蜜标志、取向和距离。此手术数据由计算机算法用来首先选择各种库中与所输入的数据最匹配的图像，并且然后可修改存储在虚拟库中的一个或多个图像，以通过使用器械300来产生图像，并且将此图像投射到患者解剖骨(在这种情况下，近侧股骨)上。然后库图像可叠加到库中的各种图像上并与库中的各种图像相比较，可用于根据各种骨来创建骨，或者可根据一个或多个库图像进行变换。然后，使用与器械300相关联的控制件，可对图像进行微调以修改形状、尺寸、厚度、位置和/或取向以与患者的骨最佳地匹配。在示例性形式中，器械300将虚拟夹具、植入物和/或骨投射到代表每一个骨切割的理想位置的患者的骨上。此外或可供选择的，所述器械可将最终植入物或植入部件的图像投射到患者的骨上。例如，图16示出叠加到近侧股骨108和远侧骨盆142上的矩形形状210，而图17示出叠加到近侧股骨和远侧骨盆上的假体髋关节试用件212的轮廓。此外，在手术期间的任何时间，甚至在外科医生已进行所有骨切割之后，外科医生可开启光束器械300以检验所进行的骨切割，或者修正骨切割以与诸如预期植入物的轮廓的特定形状相匹配。如先前所述，即使股骨108已被重新定位但不对齐，但是外科医生也可利用一个或多个销152以相对于骨盆142对股骨进行适当地取向和定位。并且在股骨108与骨盆142已对齐之后，可利用光束器械300来叠加一个或多个形状，所述一个或多个形状代表保持骨盆142和股骨108的正确的生物力学和同心球体的最佳的或优选的植入股骨颈形状和/或髋臼杯和/或股骨头。

[0093] 此光束器械300对计算机辅助骨科手术提供相对容易的、比较便宜的并且不太复杂的替代形式。目前，许多外科医生正尝试使用计算机导航来限定髋关节的取向和位置，但此方法可为繁琐的并且难学的。在本技术中，可使用光束器械300、控制件(诸如调谐盘和/或杠杆)来改变从手术室工作台302上方的器械引导的光束(或图像)的位置和取向以代表

在手术期间的股骨和/或骨盆的角度和/或位置。外科医生然后可开启来自器械300的光束并手动地和/或可听见地改变光束的位置和/或取向以限定骨的解剖特征结构，诸如解剖股骨颈。一旦光束已被定位到股骨颈上从而限定股骨颈的解剖位置和取向，则可在股骨和/或骨盆中插入两个或更多个销。这些销可用于限定所考虑的解剖骨或骨结构。也可使用多个光束，以限定与外科医生需要一样多的骨或蜂蜜结构。因此，在手术期间的任何时间，外科医生可开启来自器械300的光束并对骨进行重新取向直到光束穿过定位销为止。

[0094] 尽管先前例子利用光束器械300来投射二维图像，但所投射的图像也可为使用全息图像的三维图像。可利用全息成像以允许通过使用光源来将骨解剖、骨标志和植入部件投射到骨上。从参考物体散射的光源将被记录下来且随后被重新构建，以使得当成像系统(照相机或眼睛)观察到被重新构建的光束时，甚至当其不再存在于外科医生的视野中时也能看到骨和/或植入部件的图像。所述图像以完全相同的方式随着外科医生的位置和取向的改变而改变，仿佛物体仍然存在，从而使图像看似三维图像。此效果可就在对骨和/或植入部件进行取向的地方一直由外科医生看到，即使图像的每一个视图可能在外科医生看来明显不同，但三维取向和位置是正确的。应注意，全息记录本身不是图像-其由不同强度、密度的任一者的明显随机结构组成。

[0095] 类似于用于在患者的骨上投射二维图像的上述技术，使用计算机算法来产生三维图像并将此图像叠加到必要的一个上面。与二维图像投影不同，将需要外科医生测量沿所有三个方向的距离和取向。为了创建三维图像，将一系列先前存在的三维图像存储在虚拟库中。这些图像将含有限定关于人体结构的取向和位置的正确的骨标志和距离。这些图像可为刚性体或可变形体。在手术期间，使用手持式装置来限定所考虑的患者的骨上的解剖距离、位置和取向，并且然后计算机算法选择最佳初始三维骨配合并将此三维图像投射到解剖骨上。与使用二维图像不同，从光束源器械的光束源到解剖骨的距离必须已知为适当地投射三维图像。在不限定此距离的情况下，在解剖骨上的多个位置处，三维图像可能被不适当地投射。因此，必须测量沿所有三个方向的三维信息，并使所述三维信息进入到计算机算法中。

[0096] 一种测量并输入数据以供计算机算法处理的示例性方法包括使用数字照相机或其他记录源以在外科医生打开关节空间之后拍摄诸如股骨颈和股骨头的蜂蜜解剖结构的多张照片或图像。这些图像视图可为近侧的、远侧的、前侧的、后侧的、内侧的和/或外侧的。这些图像可被实时发送到光束器械300，并且使用本计算机算法，通过使用三维骨图像库来构建三维图像(全息的或非全息的)。然后，将最佳配合骨图像投射到患者的骨上。使用调谐盘、杠杆或其他控制件，可对三维图像进行重新取向，重新设定尺寸和/或将其重新定位到解剖骨上。一旦外科医生将三维图像视为对解剖骨的精确表示时，则使用另一算法来限定对于所述特定患者而言为理想的蜂蜜标志和骨切割。

[0097] 创建三维全息图像利用产生所谓的衍射条纹(可使穿过其的光以可预测的方式弯曲的明的和暗的精细图案)的装置。足够密的条纹图形阵列(每一个条纹图案使光沿不同方向弯曲)可模拟光从三维物体弹出的效果。在示例性形式中，一种示例性商用技术使用大约一米高乘半米直径的圆柱体。在所述圆柱体内部，耳轮以高速度运转。二维图像被投射到耳轮上，并且然后图像被投射到骨上。假定出于本例子的目的，图像为简单的类CAD图。这些简单的图像如先前所述由多个数字照相机图像构建而成。一种可使用的替代方法和技术并入

一对激光器，所述一对激光器发射在特定材料的立方体内部彼此相交的光束。所述立方体内的材料在相交处发光。另一种方法使用两个在特定材料的立方体内部相交的激光器。所述材料在相交处发光，从而创建随后可投射到骨上的图像。

[0098] 首先，外科医生将光束器械300的激光指在分束器处，从而使光束分成两个光束。光束器械300内的反射镜沿分束器的路径构建，以使得激光击中所考虑的骨。光束器械300还包括位于反射镜前面的发散透镜，以使得穿过发散透镜的两个光束变为宽幅的光而不是规则的光束。所述光(物体光束)的一种光将从所考虑的骨反射出并反射到光束器械300的全息板上。另一光(参考光束)将仅击中全息板。然后，外科医生在手术期间的任何时间将三维全息图像投射在所考虑的骨上。

[0099] 目前，外科医生通常具有四到十盘器械和夹具以供在手术期间使用。在每一次手术之前，需要准备好这些器械和夹具并对其进行消毒。上述光束器械可根据外科医生的需要用于将这些器械和夹具投射到骨上。使用激光扫描仪来扫描每一个器械或者使用三维计算机模型将其转化成三维固体物体。一旦每一个器械和各种尺寸被输入到虚拟的图像库中，则可在任何时间使用计算机算法来对所述图像进行重新取向并显示所述图像，所述计算机算法指示光束器械相对于固定或相对参考系旋转和平移。牛顿参考系被限定在计算机算法内并且相对参考系被限定用于每一个器械。每一个旋转和平移方向被限定为在反向模型中的函数或者被限定为正解模型中的广义速度。所显示图像的方向或旋转的变化可由外科医生通过使用调谐盘和/或杠杆(即，控制件)或使用触摸屏监视器可听见地作出。实际上，也可输入对平移矩阵的许多改变以限定运动变化。使用例如：触摸屏器械，外科医生能够触摸虚拟器械或引导件的图片并且计算机算法指示光束器械投射所述图片。然后，辅助库出现在屏幕上，而外科医生可选择图像的正确尺寸。然后，通过可听见的命令或使用调谐盘或杠杆或在屏幕上使用其手指，可重新定位图像(不论是二维的还是三维的)。因此，器械与牛顿参考系之间的相对变换矩阵可根据器械相对于牛顿参考系内的原点的空间位置而改变。一旦外科医生使器械或夹具到位，则设立止挡件，并记录和存储该器械相对于牛顿参考系的相对参考系以供将来使用所述器械。因此，在计算机算法内，基于全球坐标变化改变并重新限定根据广义速度限定的广义坐标位置和广义位置。此程序可针对每一个器械、夹具和骨(不论是呈二维的还是呈三维的)来实施。这些器械、夹具和骨可具有针对手术用途的适当地限定并定位的点、轴和切割引导件。

[0100] 如先前所述，此过程可用于三维图像(全息的或非全息的)。如先前所述，全息术是一种允许记录并稍后重新构建从物体散射的光以使得其看起来仿佛物体处于与其被记录时相对于记录媒体的相同位置中一样的技术。图像以完全相同的方式随着观察系统的位置和取向的改变而改变，仿佛物体仍然存在一样，从而使所记录的图像(全息图)看起来为三维的。全息图也可使用其他类型的波来制作。

[0101] 三维空间是我们生活在其中的物理宇宙的几何模型。三维通常被称为长度、宽度和深度(或高度)，但任何三个相互垂直的方向均可用作三维。

[0102] 在数学中，笛卡尔几何学借助三个坐标来描述三维空间中的每一个点。此为先前所述针对手术用途的对器械、夹具和骨进行定位和取向的过程。给出三个坐标轴，每一个坐标轴在原点(三个坐标轴在此交叉的点)处与其他两个坐标轴垂直。本发明者为凯恩动力学的使用者。因此，对被限定的每一个主体或无质量系被指定三个单位向量(或相对轴)，所述

三个单位向量(或相对轴)被标记为特定参考系内的1轴、2轴或3轴。相对于这些轴,三维空间中的任一点的位置由有序三元组实数给出,每个数给出沿所给出轴测量的该点与原点的距离,所述距离等于该点与由其他两个轴确定的平面的距离。所创建的三维全息图像可使用生成器和/其他部件来构建,所述生成器和/其他部件购自"国际全息制造商协会(International Hologram Manufacturers Association)"(www.ihma.org),具体地诸如"The Hologram Company"(sales@thehologramcompany.co.uk)和"API Holographies"(www.apigroup.com)的公司。如果选择走这条路线,则部件甚至全全息投影仪可商购获得。然后,全息投影仪或全息部件与数字装置、仪器和计算机算法一起使用在手术期间以创建图像以及尺寸、位置并将图像取向到正确的位置中。作为另外一种选择,专用全息投影仪可由商用部件制成并且可确保全息图像的分辨率和质量,这对于医疗用途是理想的。类似于二维图像,相对于被限定在光束器械上的固定牛顿参考系限定全息图像内的每一个光束或点。与移动二维图像不同,可使用两个过程来移动全息图像。可限定每一个点并且然后相对于牛顿参考系中的原点重新限定每一个点,或者可相对于牛顿参考系限定全息图像内的至少三个点,并且然后可构建具有全息相关参考系的三个相对轴,并且可相对于牛顿参考系对这些轴进行取向和定位。另外,当移动三维图像时,将重新限定相对变换矩阵。一旦三维图像由外科医生定位到位,则用于此相对变换矩阵的坐标被锁定到位且可在手术期间的任何时间由外科医生使用。

[0103] 参见图25,如果三个点限定在全息图像上,则必须将这些点中的一个点限定在前两个点被限定在其内的平面外。因此,对于此例子,这三个点中的每一个点被限定为细长球体或在任一视图中的呈椭圆形的形状的三维图像上的P1、P2和P2。在此图中,点0代表在光束器械内或其中全息图像项目被容纳在器械中的牛顿参考系中的固定点。将被投射的图像限定为主体A并且限定具有单位向量A1>,A2>和A3>的相对参考系。

[0104] $$A1> = \frac{P_P2_P1>}{\left| P_P2_P1> \right|}$$

[0105] 通过使用点P1和P2创建线、并将此线除以其量值来限定单位向量A1>。接下来,通过将向量A1>与点P2和P3之间的线的单位向量交叉相乘、并将此函数除以其量值来限定第二单位向量。

[0106] $$A2> = \frac{UnitVEC(P_P2_P3>) \times (A1>)}{\left| UnitVEC(P_P2_P3>) \times (A1>) \right|}$$

[0107] 最后,通过将A1>与A2>交叉相乘来限定第三单位向量A3>。>接下来,可使用图26中所限定的三个连续旋转来导出变换矩阵,而参考系A代表主体,但A'和A"参考系本质上为中间体并且被限定为无质量参考系。

[0108] 连续参考系可建立如下:

[0109]

$$\begin{Bmatrix} A1> \\ A2> \\ A3> \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta3) & 0 & -\sin(\theta3) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\theta3) & 0 & \cos(\theta3) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta2) & \sin(\theta2) \\ 0 & -\sin(\theta2) & \cos(\theta2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta1) & \sin(\theta1) & 0 \\ -\sin(\theta1) & \cos(\theta1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} N1> \\ N2> \\ N3> \end{Bmatrix}$$

[0110] 然后，使用矩阵乘法(光束器械内的牛顿参考系与相对参考系之间的以下相关变换)，可将三维图像描述为：

[0111]

$$\begin{Bmatrix} A1> \\ A2> \\ A3> \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} (C\theta1 \cdot C\theta3 - S\theta1 \cdot S\theta2 \cdot S\theta3) & (S\theta1 \cdot C\theta3 + S\theta2 \cdot S\theta3 \cdot C\theta1) & (-S\theta3 \cdot C\theta2) \\ -(S\theta1 \cdot C\theta2) & (C\theta1 \cdot C\theta2) & (S\theta2) \\ (S\theta3 \cdot C\theta1 + S\theta1 \cdot S\theta2 \cdot C\theta3) & (S\theta1 \cdot S\theta3 - S\theta2 \cdot C\theta1 \cdot C\theta3) & (C\theta2 \cdot C\theta3) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} N1> \\ N2> \\ N3> \end{Bmatrix}$$

[0112] 在上述变换矩阵中，θ1、θ2和θ3代表三维图像相对于光束器械的相对旋转，并且随着这些角度的变化，三维图像也会发生变化。这些角度可在手术之前预先限定，可等同于时间函数或相依函数，或者可使用调谐盘和/或杠杆可听见地或通过另一测量装置而在术中被改变。如果外科医生选择移动三个点P1、P2和P3以对三维图像进行导航并且想要知道图像的取向(更具体地讲θ1、θ2和θ3)，则可使用以下方程式组来以数学方式导出这些角度：

[0113] $PA11 = C\theta1 \cdot C\theta3 - S\theta1 \cdot S\theta2 \cdot S\theta3$

[0114] $PA12 = S\theta1 \cdot C\theta3 + S\theta2 \cdot S\theta3 \cdot C\theta1$

[0115] $PA13 = -S\theta3 \cdot C\theta2$

[0116] $PA21 = S\theta1 \cdot C\theta2$

[0117] $PA22 = C\theta1 \cdot C\theta2$

[0118] $PA23 = S\theta2$

[0119] $PA31 = S\theta3 \cdot C\theta1 + S\theta1 \cdot S\theta2 \cdot C\theta3$

[0120] $PA32 = S\theta1 \cdot S\theta3 - S\theta2 \cdot C\theta1 \cdot C\theta3$

[0121] $PA33 = C\theta2 \cdot C\theta3$

[0122] 上述九个方程式代表超定系统，从而意味着你具有针对仅三个未知量的太多方程式。也可使用以下三个方程式来导出这些问题的三个角度：

[0123] $\theta2 = \mathrm{Sin}^{-1}(PA23)$

[0124] $\theta3 = \mathrm{Cos}^{-1}(PA33/\mathrm{COS}(\theta2))$

[0125] $\theta1 = \mathrm{Cos}^{-1}(PA22/\mathrm{Cos}(\theta3))$

[0126] 尽管如本文所公开使用三维图像来引用全息图像或非全息图像，但这些图像可很容易地通过使用用于限定并创建三维图像的任何技术来构建。此外，在全髋关节成形术的背景下公开对三维图像的应用，然而，本领域的技术人员应当理解，这些三维图像和相关装备也可用于人和动物身体内的任何关节、器官或结构并且可用于除仅全关节手术以外的其他手术。

[0127] 参见图19和图20，在已切割远侧股骨之后，将最终股骨植入物和髋臼植入物安装到骨盆142和股骨108。安装最终股骨植入物可通过使用光束源器械来利用导销200或虚拟仪器。例如，假定已对股骨的髓腔进行任何预先扩孔(并且此扩孔也可利用导销200来定

位)，使用导销200将最终植入股骨柄220插入到股骨108的髓腔中。假定最终股骨植入物为模块化的，则将最终股骨颈224和股骨球226安装到植入股骨柄220。在该示例性实施例中，股骨柄220包括终板222，所述终板坐置于股骨108的外近侧表面上。此外，股骨颈224还包括终板228，所述终板联接到股骨柄的终板222以将颈安装到柄。

[0128] 在该示例性实施例中，股骨柄220与股骨颈224偏置。虽然柄220与颈224之间的偏置可能很少发生，但其已显示确证与柄无关地重新定位颈的能力以及此示例性植入物的模块性。然而，在某些情况下，最终植入物将为集成式的或单片式的，以使得柄220相对于颈224的取向和位置的变化成为不可能。

[0129] 还应当指出的是，可利用导销180将最终髋臼植入物安装到骨盆142。例如，假定已完成对髋臼的所有预先扩孔(并且此扩孔也可利用导销200来定位)，使用导销180将最终植入髋臼杯和杯插入件232插入到被扩孔的髋臼110中。假定最终髋臼杯和杯插入件为模块化的，可对每一个部件相对于另一部件的取向和位置作出细微的修改。在植入并固定最终股骨部件和髋臼部件两者之后，将股骨球226安置到髋臼杯插入件232中。

[0130] 参见图21，包括用于插入到股骨108的髓腔中的股骨套管240也在本发明范围内。示例性套管240可压配合到股骨108中或接合到股骨108中。相比之下，当前技术通常将股骨植入物接合或压配合到股骨108中。一旦此股骨柄时使用此预先存在的技术固定到骨，则针对修正手术的移除非常困难。本发明引入一种滑动到股骨套管240中的模块式股骨柄。此股骨套管240可被设计成具有内部沟槽和突出部242，以使得股骨柄200(参见图19)可以多个角度插入到套管中。套管也可为光滑的且不带沟槽。如果使用沟槽，则这些沟槽和突出部242可交替或包括与股骨柄220上的图案重合的图案以确保股骨柄相对于套管的正确取向。植入股骨柄220在套管240内被锁定到位。通过使用套管240来介入股骨108和股骨柄220，提供如下优点：如果出于任何原因需要移除股骨柄，则可将股骨柄与套管解锁并且然后移除股骨柄而不对髓腔造成额外损伤。然后，可将新的或经修正的股骨柄插入到套管240中。因此，使用永久性的套管240确保在任何股骨修正手术中保持初始股骨柄对齐。另外，如果出于某种原因认为股骨柄取向对于该患者不正确，而不是必须从股骨移除股骨柄，则可移除此患者中的股骨植入物，并且然后可改变修正角，并且然后将股骨柄重新定位回到套管中。

[0131] 虽然上述套管240已被描述为具有相对于股骨108的固定取向和位置，但套管240包括移动承载功能也在本发明范围内。此功能可能是一对可伸缩套管的结果，其中内(较小直径)套管包括内部沟槽和突出部242。此结构允许内套管相对于股骨108旋转且可受到限制以阻止完全360度的股骨柄旋转。

[0132] 另一示例性替代形式包括没有内部沟槽并且含有锁定机构的套管。套管可接合和/或压配合到股骨中。

[0133] 股骨柄为圆形或卵形并且在套管内自由旋转。股骨柄可沿一个方向被锁定，以使得其可从套管移除，但其围绕其纵向轴或保持同心球体所需的任何限定轴自由旋转。

[0134] 参见图22和图23，在另一示例性实施例中，股骨柄390具有内部纵向螺钉(或齿轮机构)400。在股骨柄390被植入到股骨中之后，外科医生可在股骨柄的上侧上转动螺钉400，这会迫使元件404从柄突出到骨中，从而导致股骨柄更牢固地固定到骨。如果出于某一原因需要在修正手术期间移除植入物，则外科医生可沿相反方向转动螺钉400，此起作用以将元件404拉回到柄390中，从而允许更容易移除柄。如果要将股骨柄插入到股骨套管240(参见

图21)中，外科医生转动螺钉400以将元件404重新定位成远离柄突出到套管中的沟槽242中。在示例性形式中，元件404可呈现各种形状和尺寸并且位于沿股骨柄和/或套管240的各种位置处。例如，元件404可在图22中呈现三角形剖面，而所述元件在图23中呈现矩形剖面。

[0135] 应当指出的是，股骨柄和股骨套管可在内部和外部上呈现任何数目的形状。例如，股骨套管的内部可为椭圆形，而股骨柄的外部可为矩形。同样，股骨套管的外部可为矩形、椭圆形或任何其他横截面。

[0136] 根据以上说明和发明内容，对本领域中的普通技术人员应当显而易见，虽然本文中所述的方法和设备构成本发明的示例性实施例，但本发明不仅限于上述实施例并且在不脱离由本权利要求书限定的本发明的范围时可对此类实施例作出改变。另外，应当理解，本发明由权利要求书限定并且并非旨在将阐述本文中所示出的示例性实施例的任何限制或要素均并入到对任一权利要求要素的解释中，除非明确陈述此类限制或要素。同样，应当理解，没有必要满足本文中所公开的本发明的任何或全部所识别优点或目标以落在任何权利要求书的范围内，因为本发明由权利要求书限定并且因为本发明的固有和/或未预见的优点可存在，即使其可能在本文中未被明确论及。

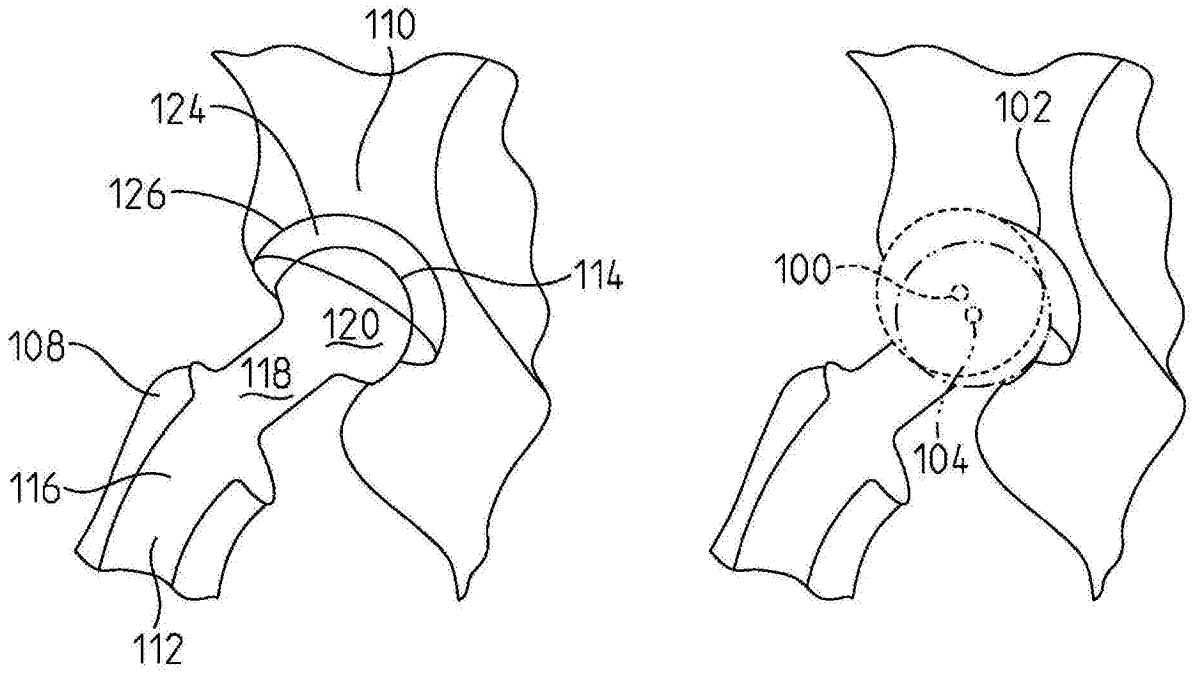


图1

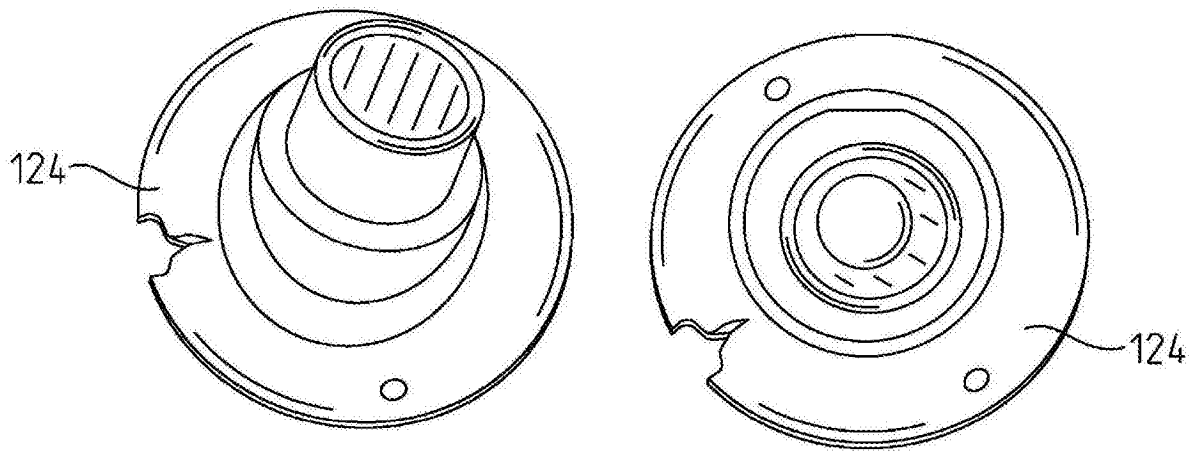


图2

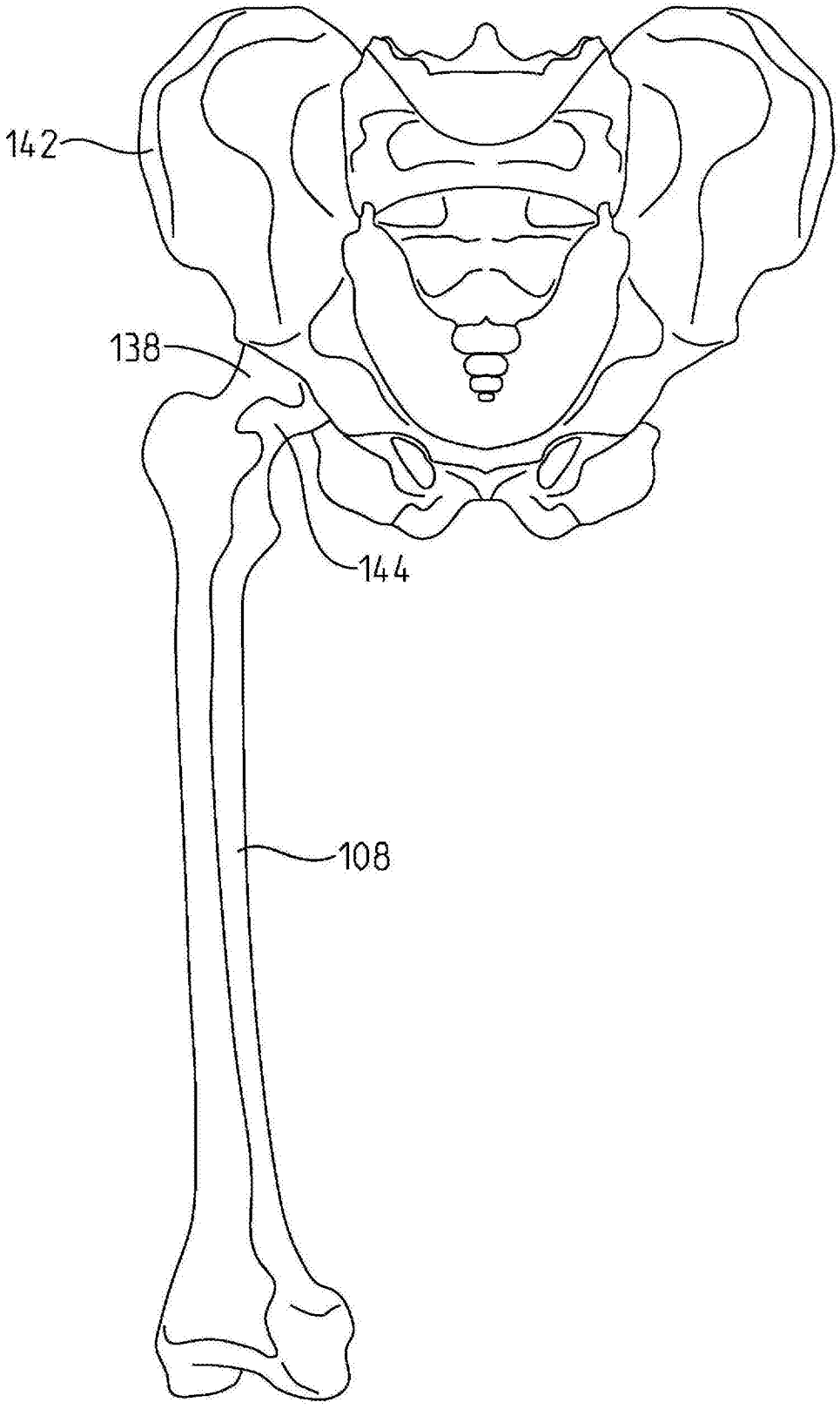


图3

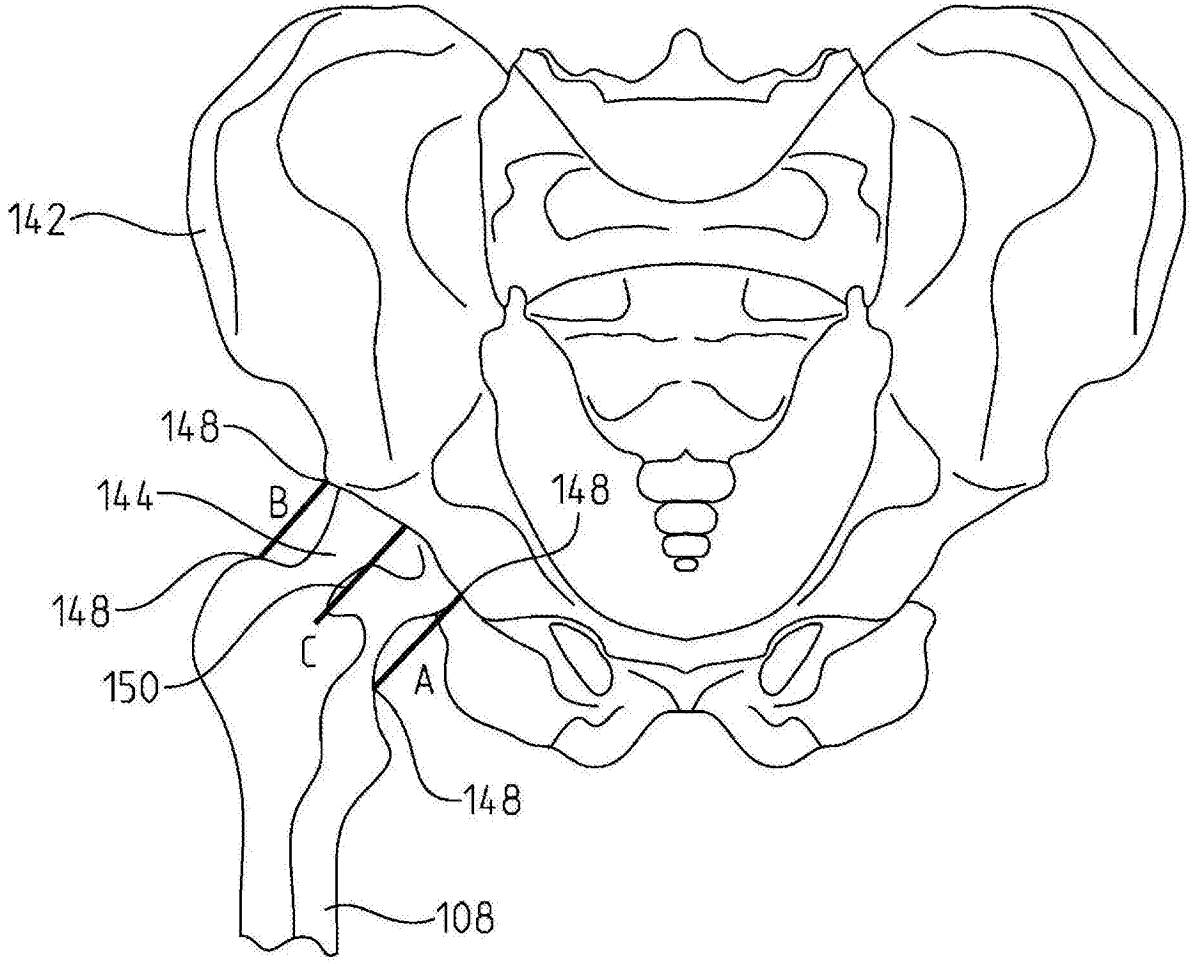


图4

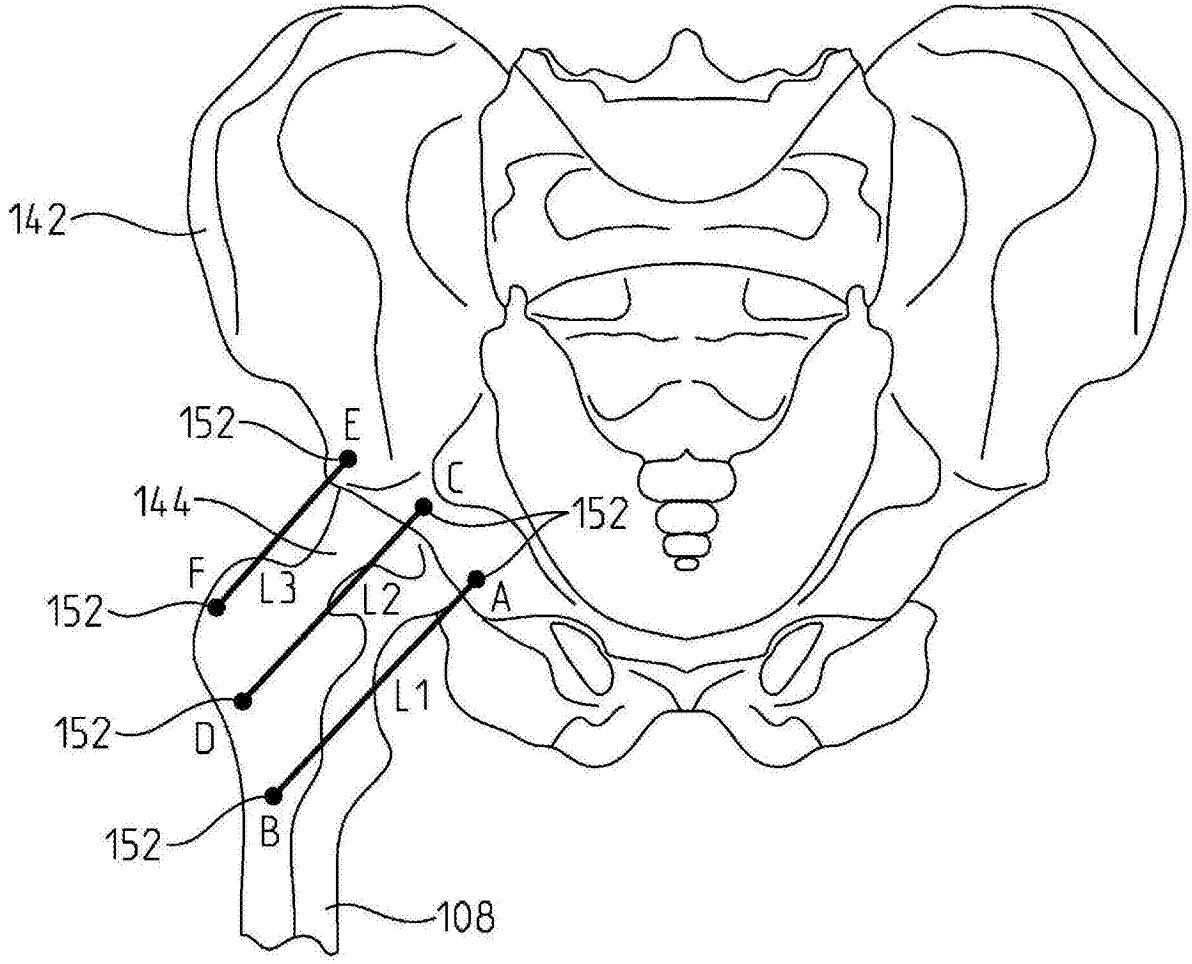


图5

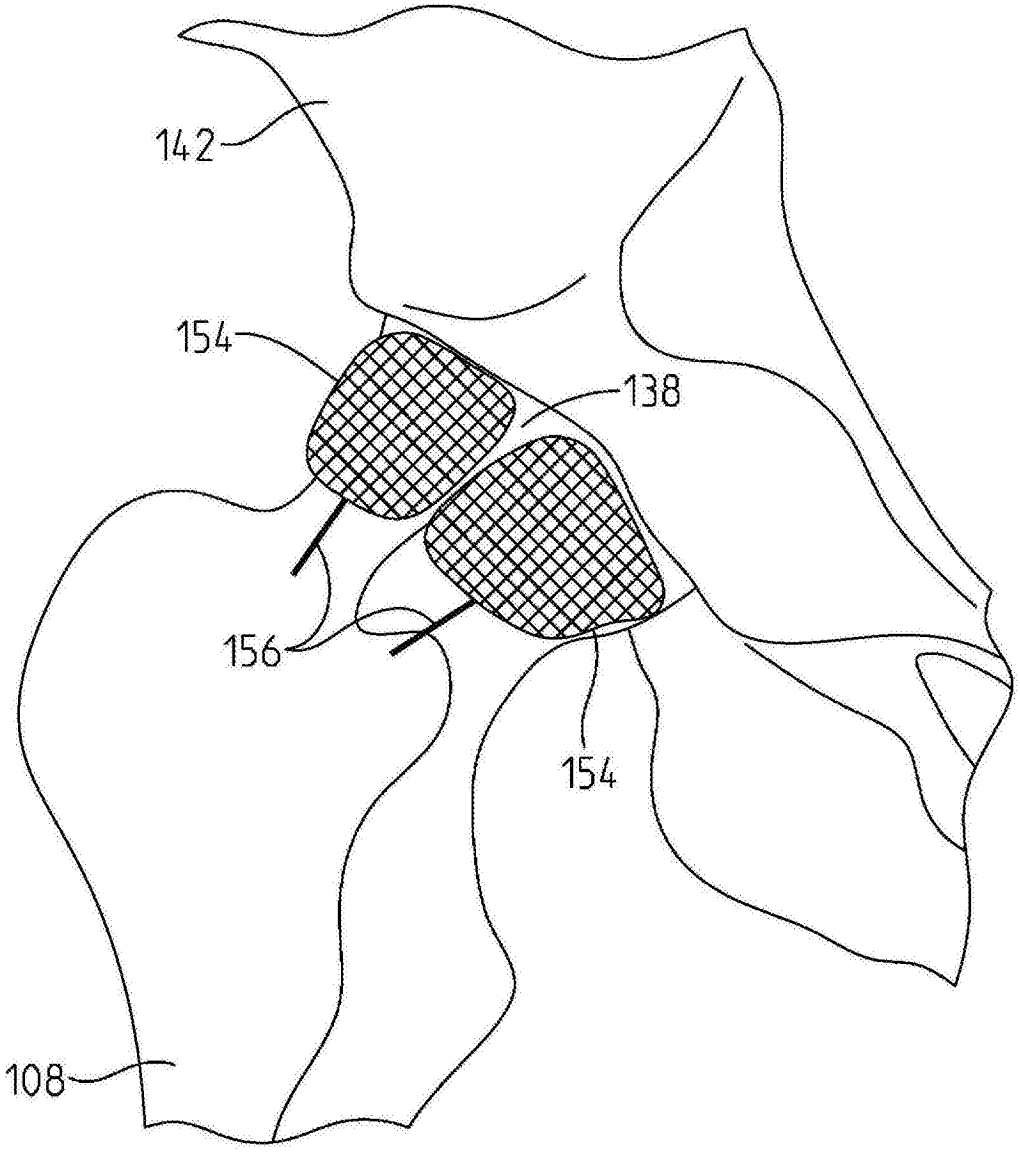


图6

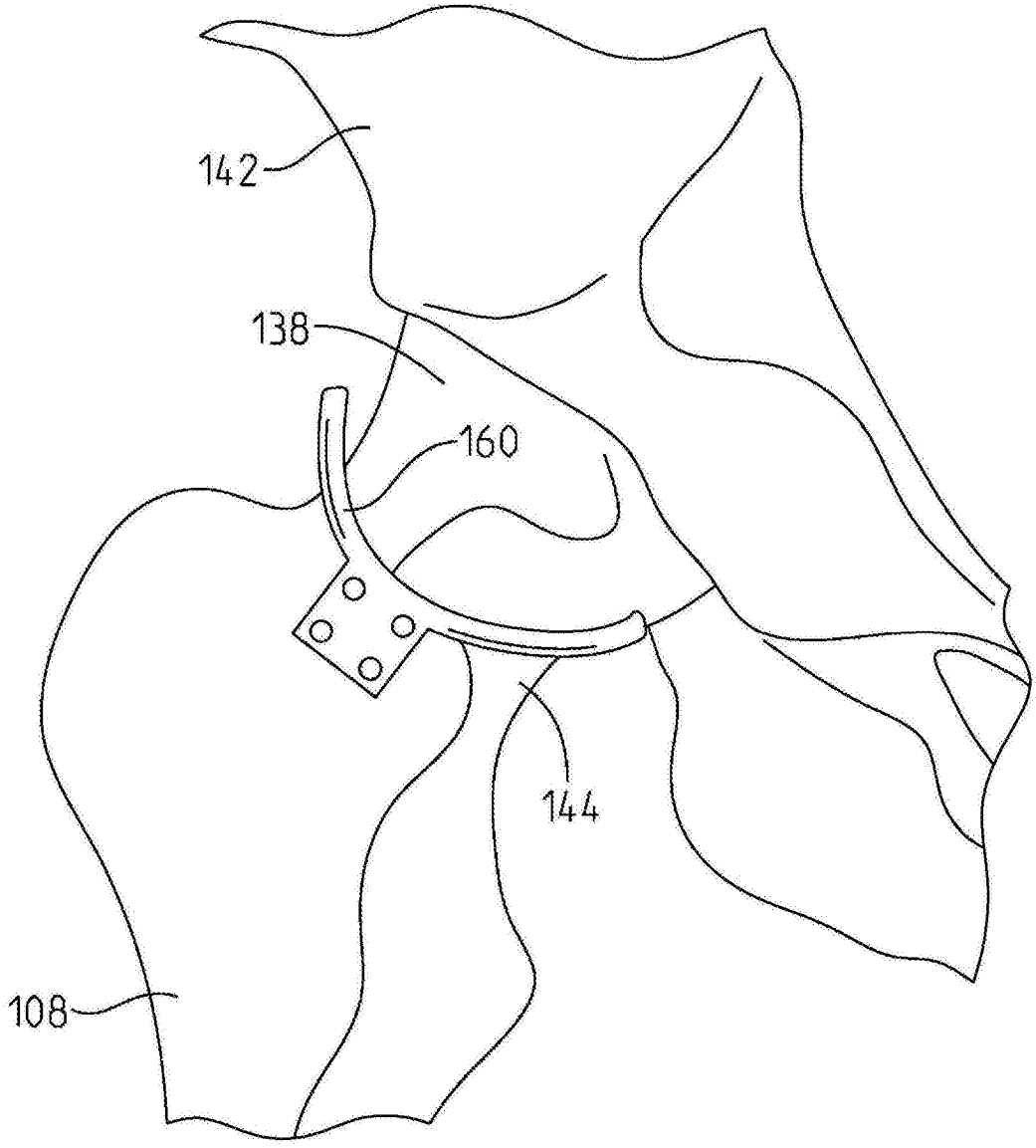


图7

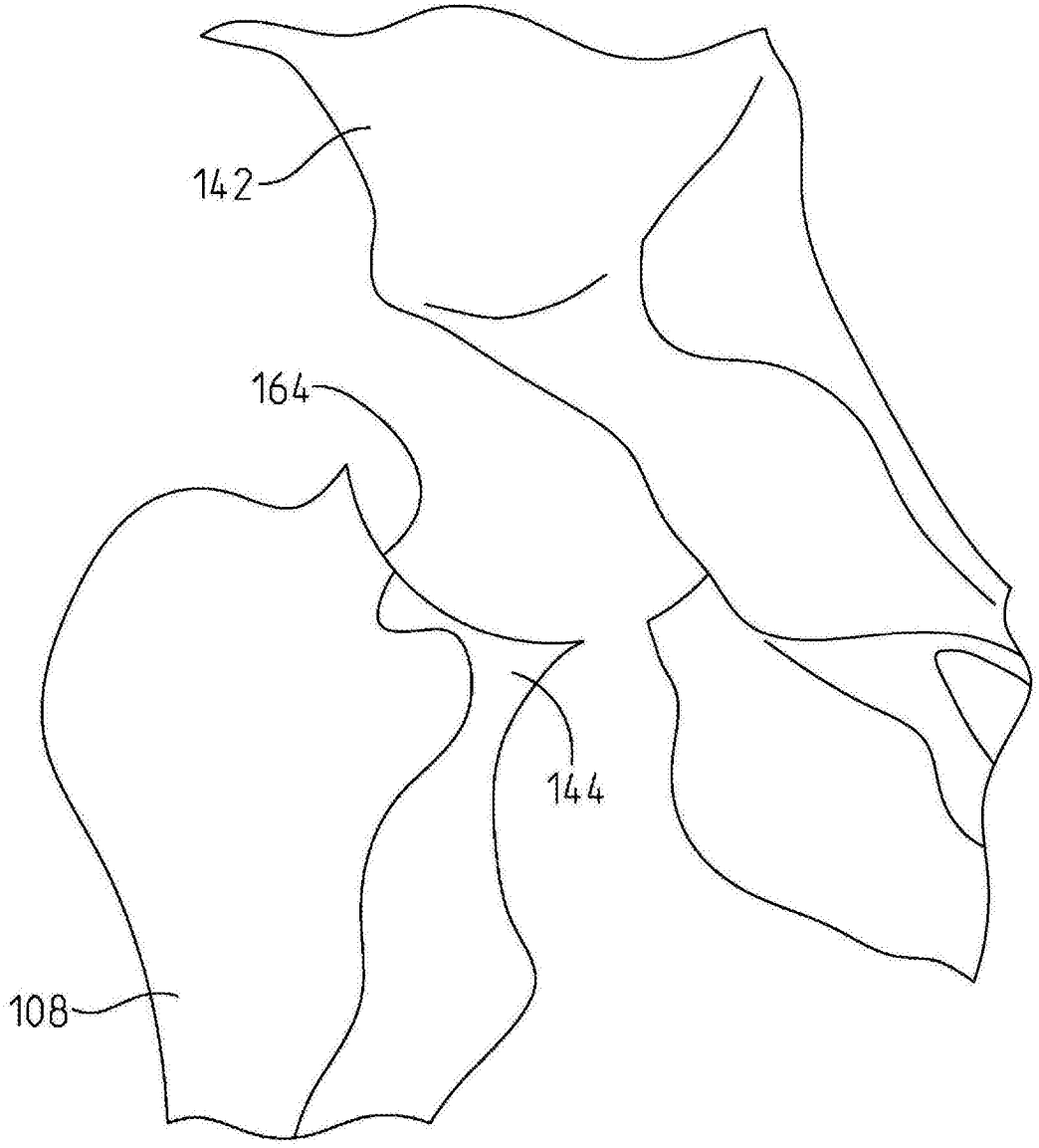


图8

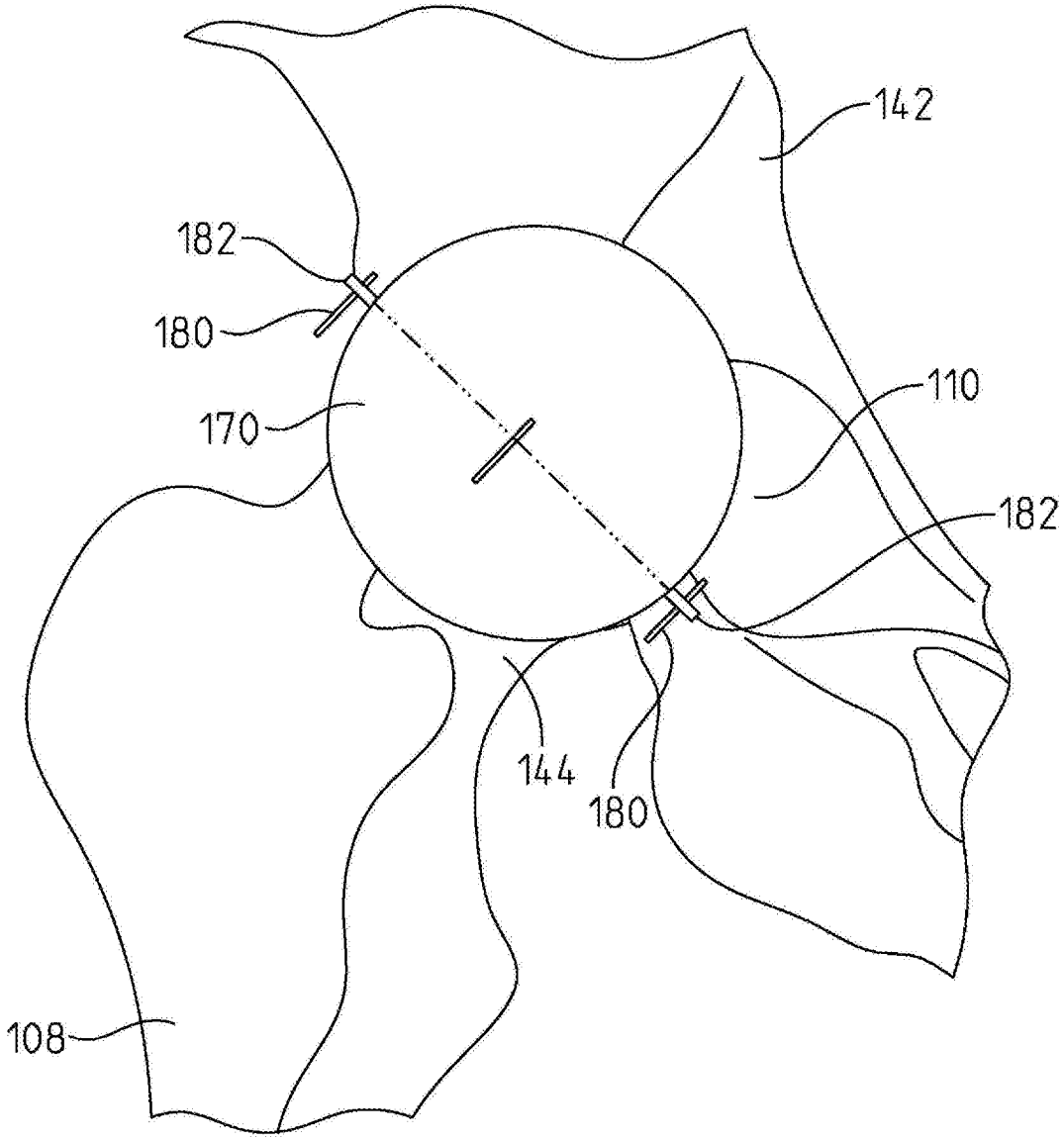


图9

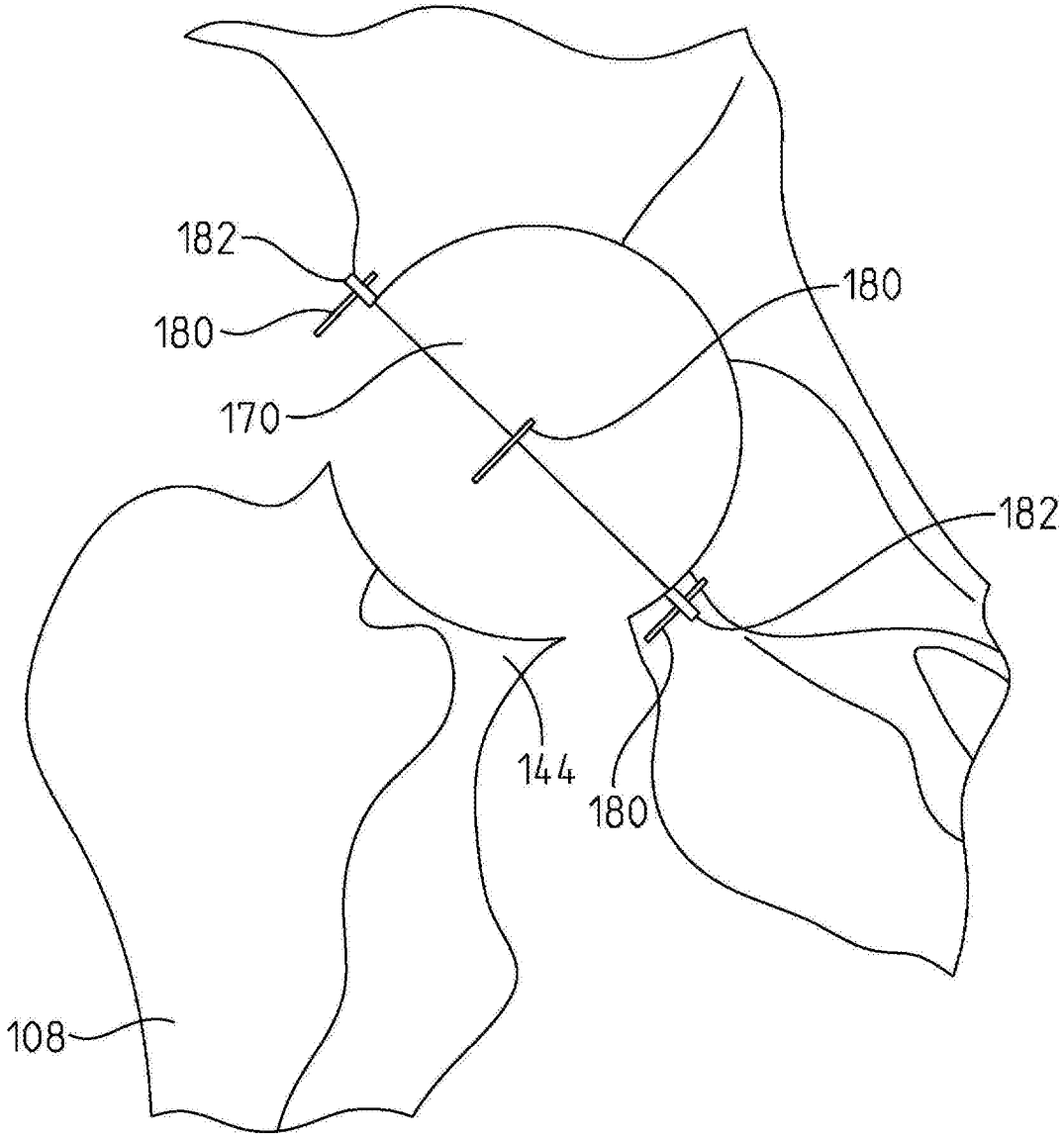


图10

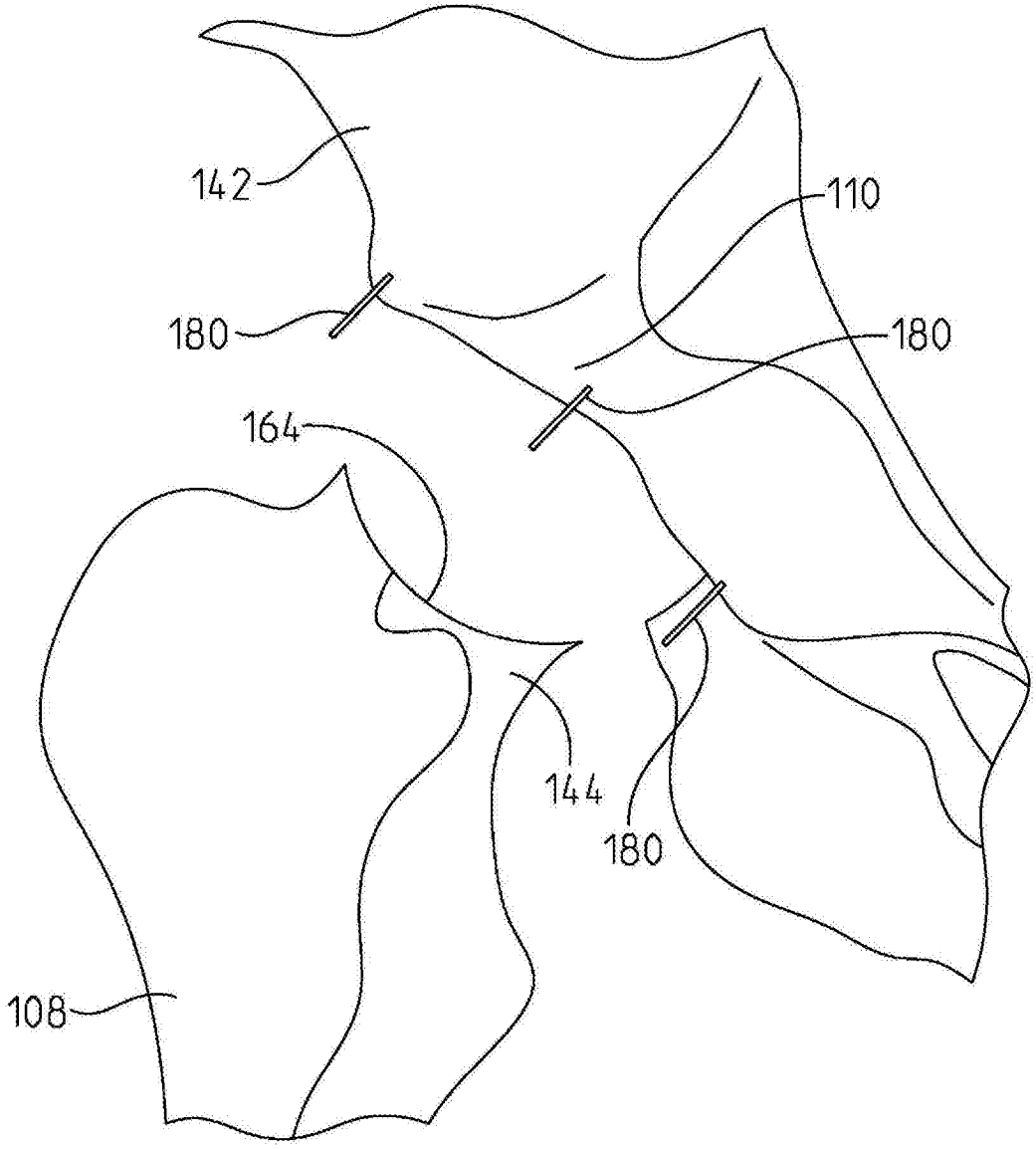


图11

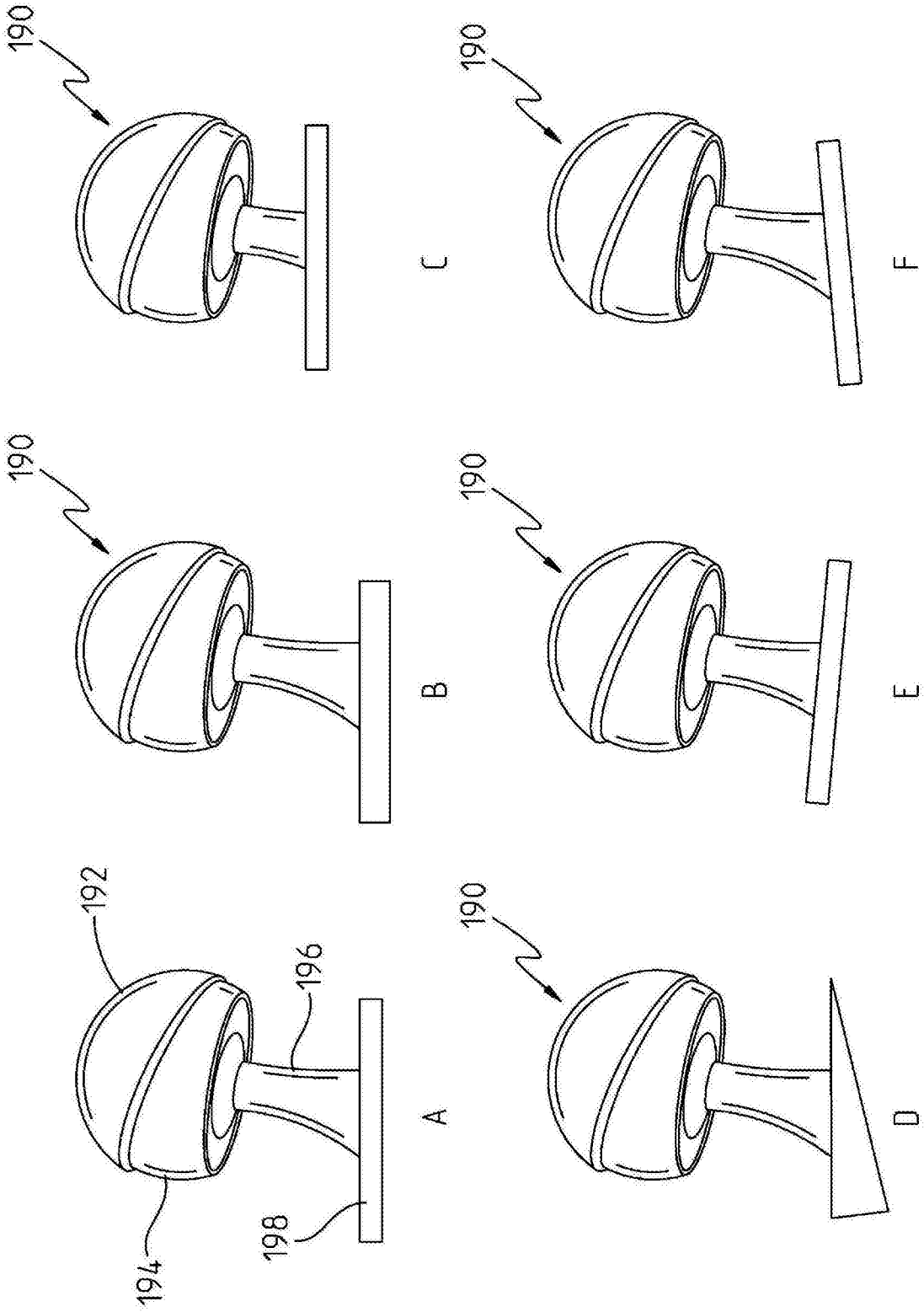


图12

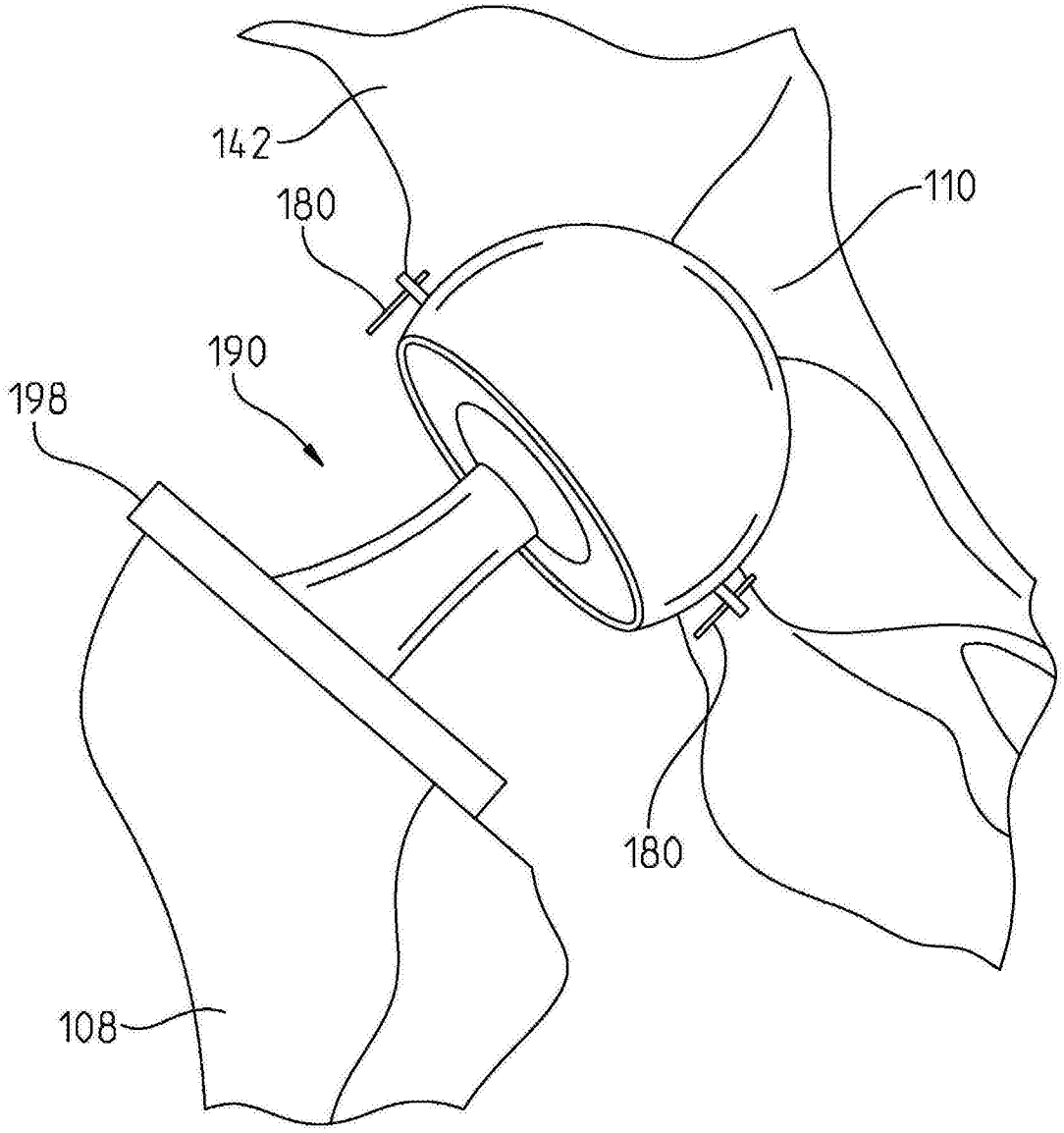


图13

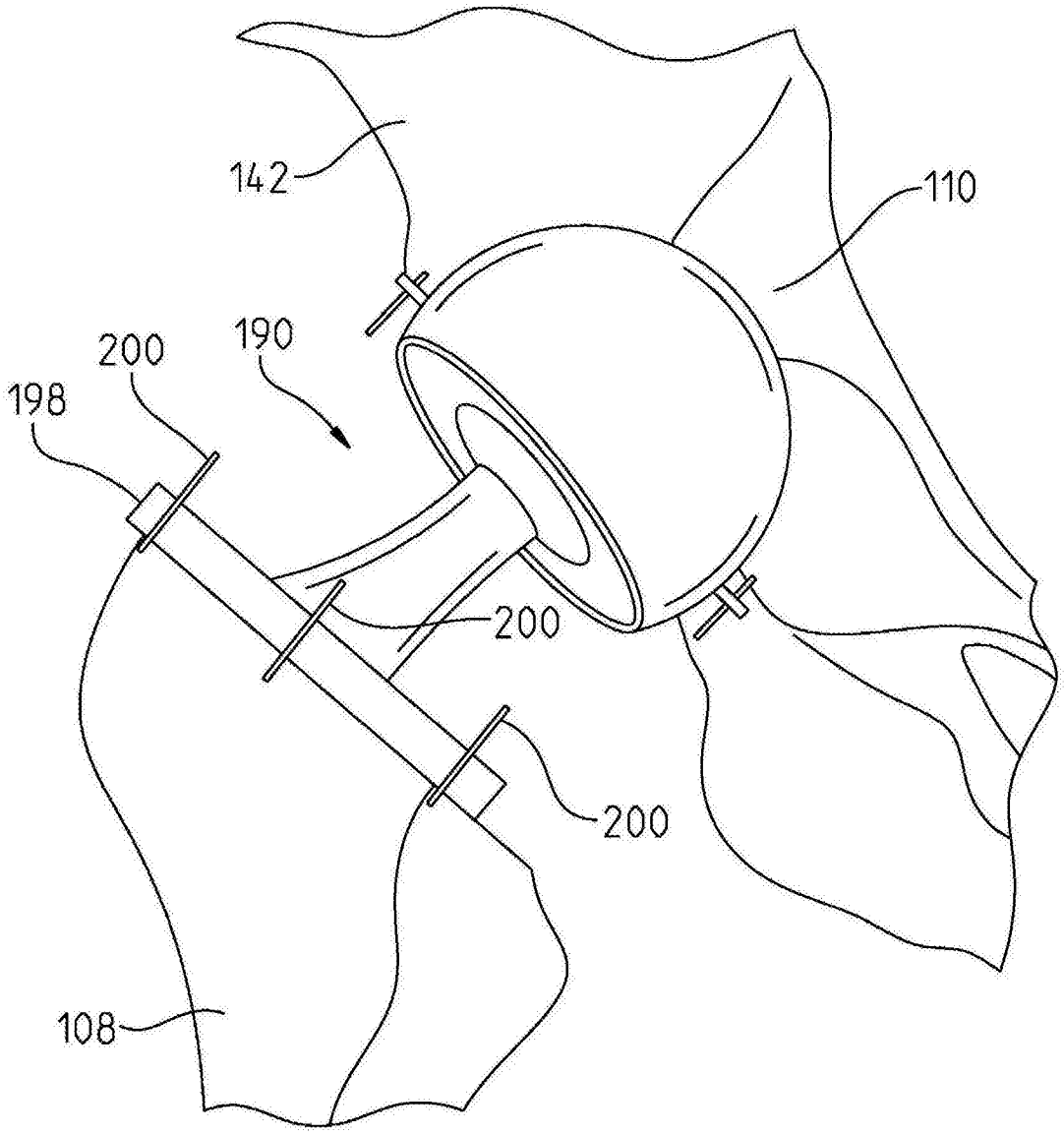


图14

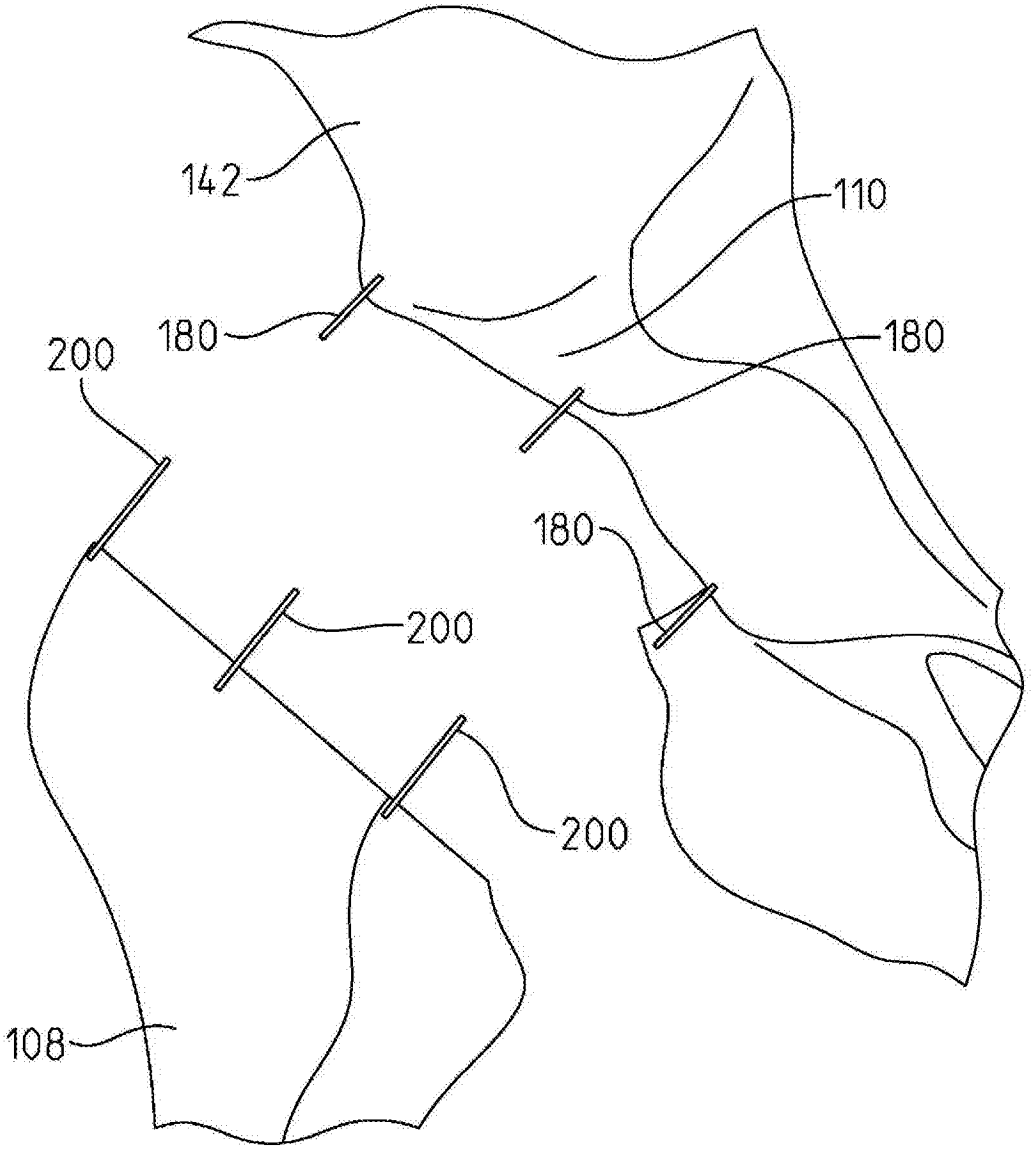


图15

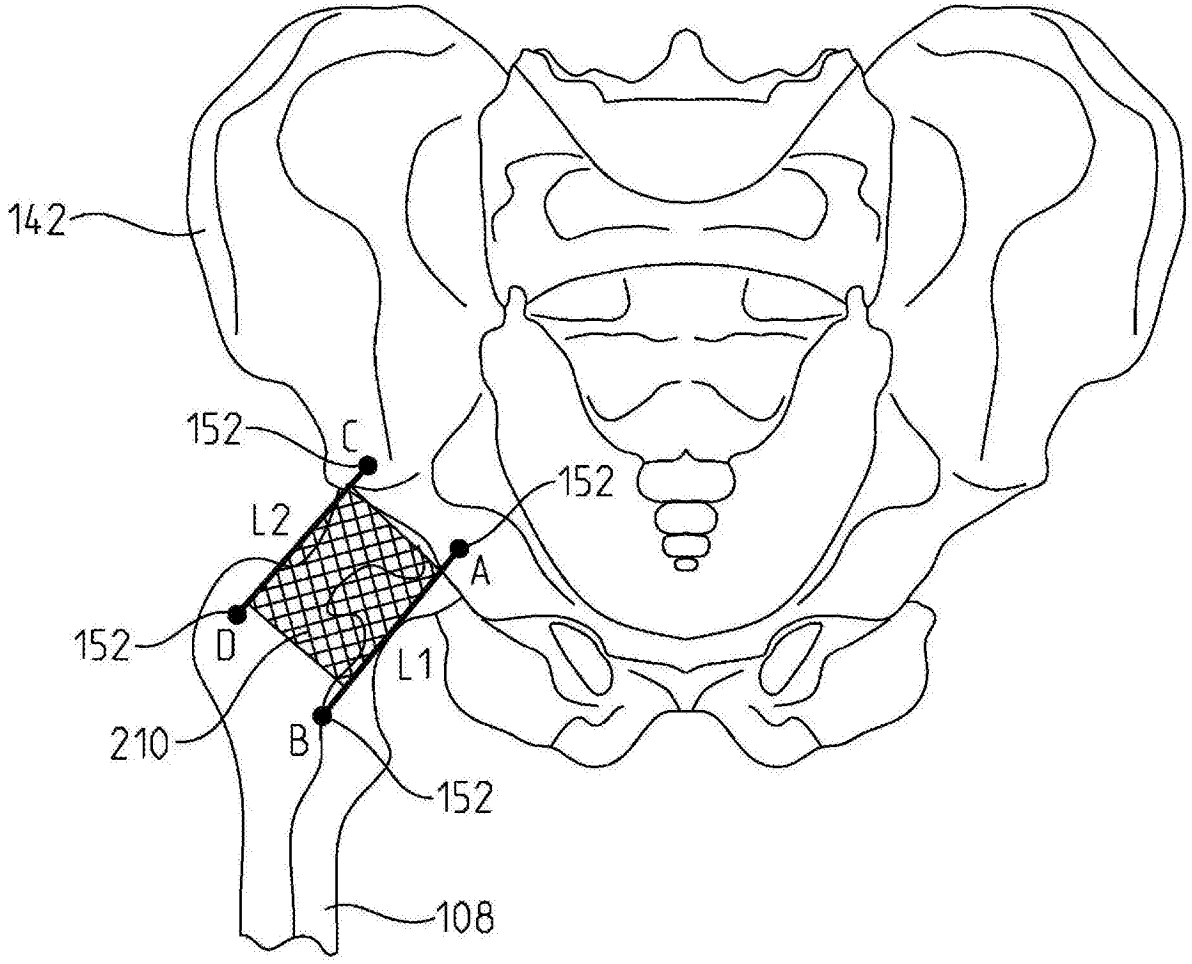


图16

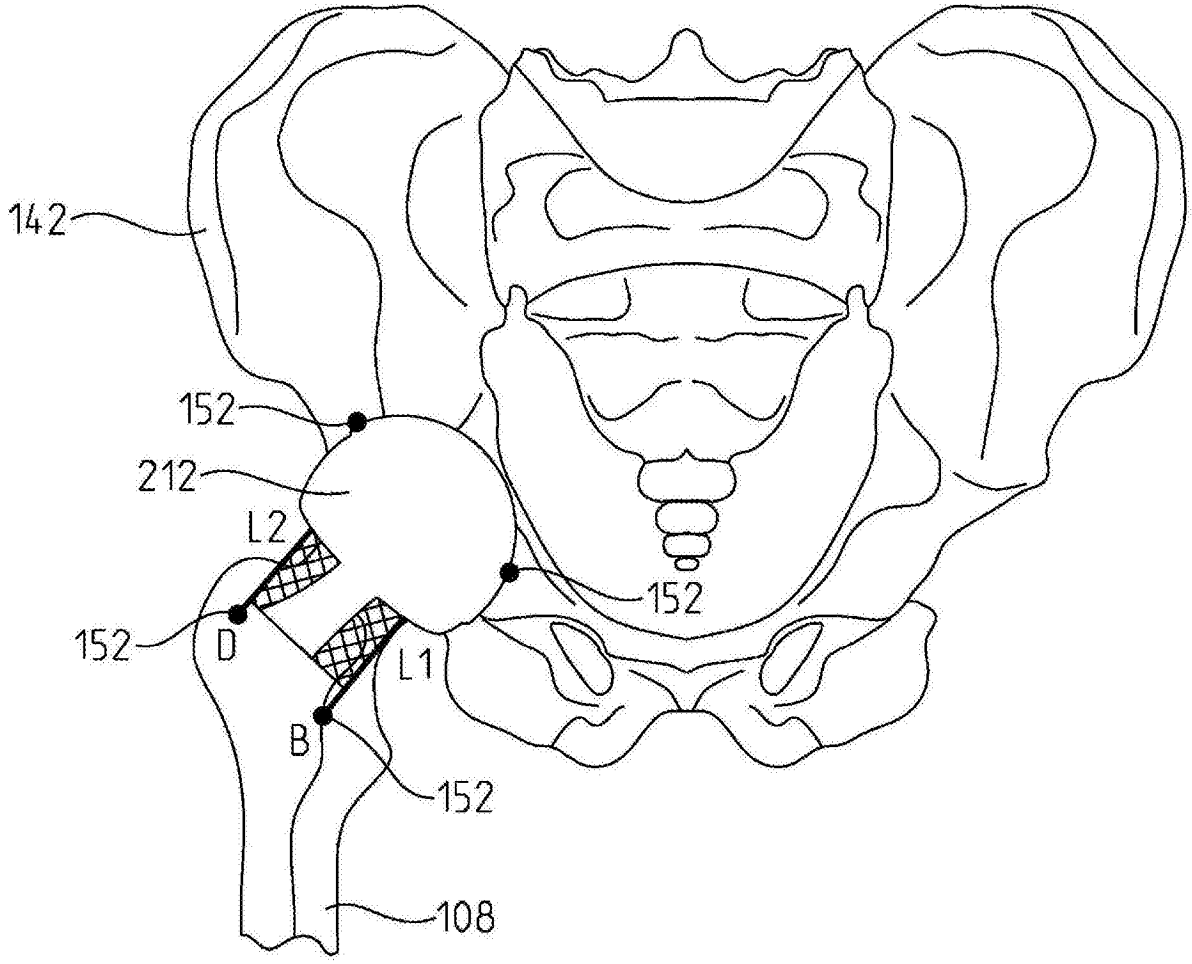


图17

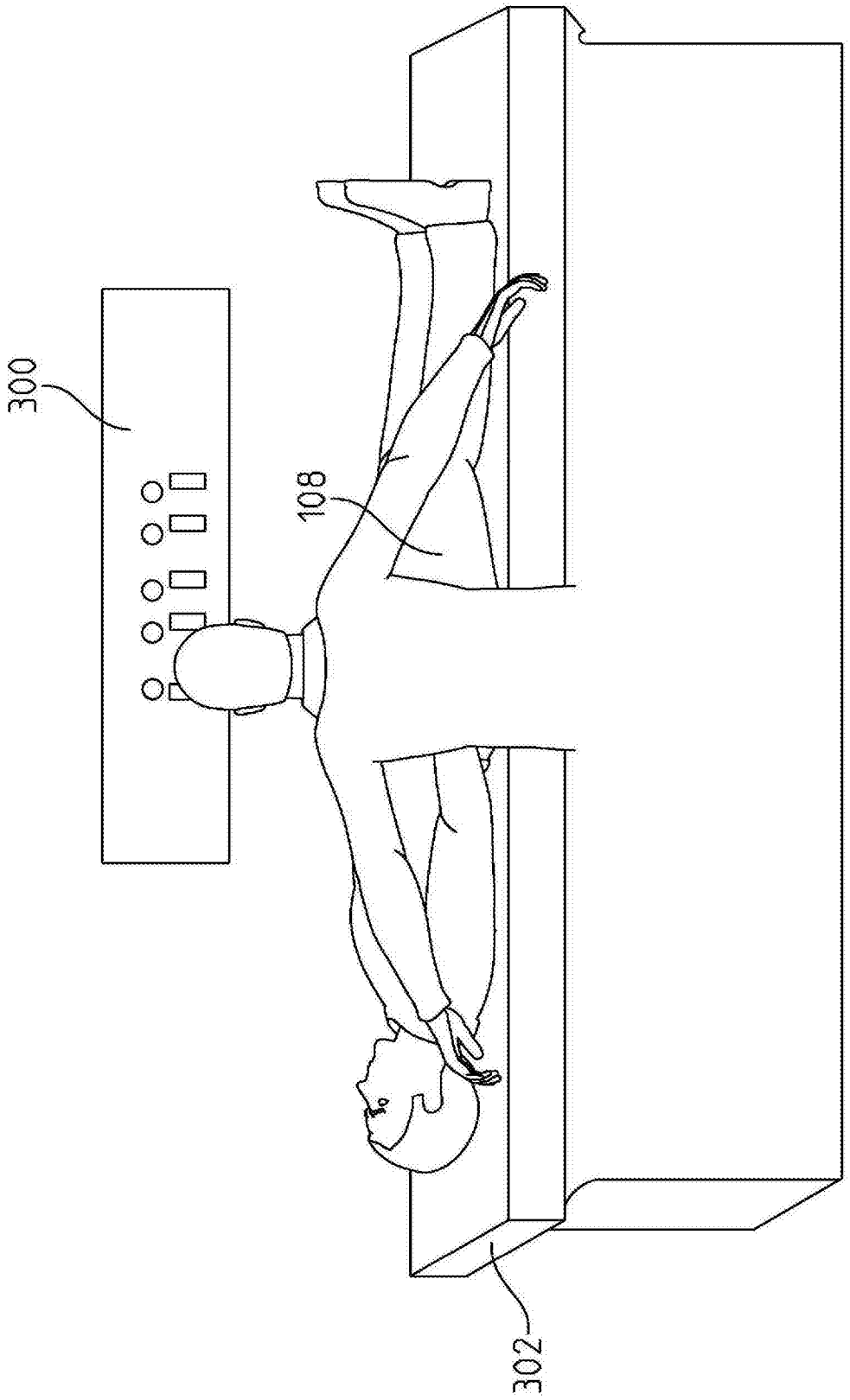


图18

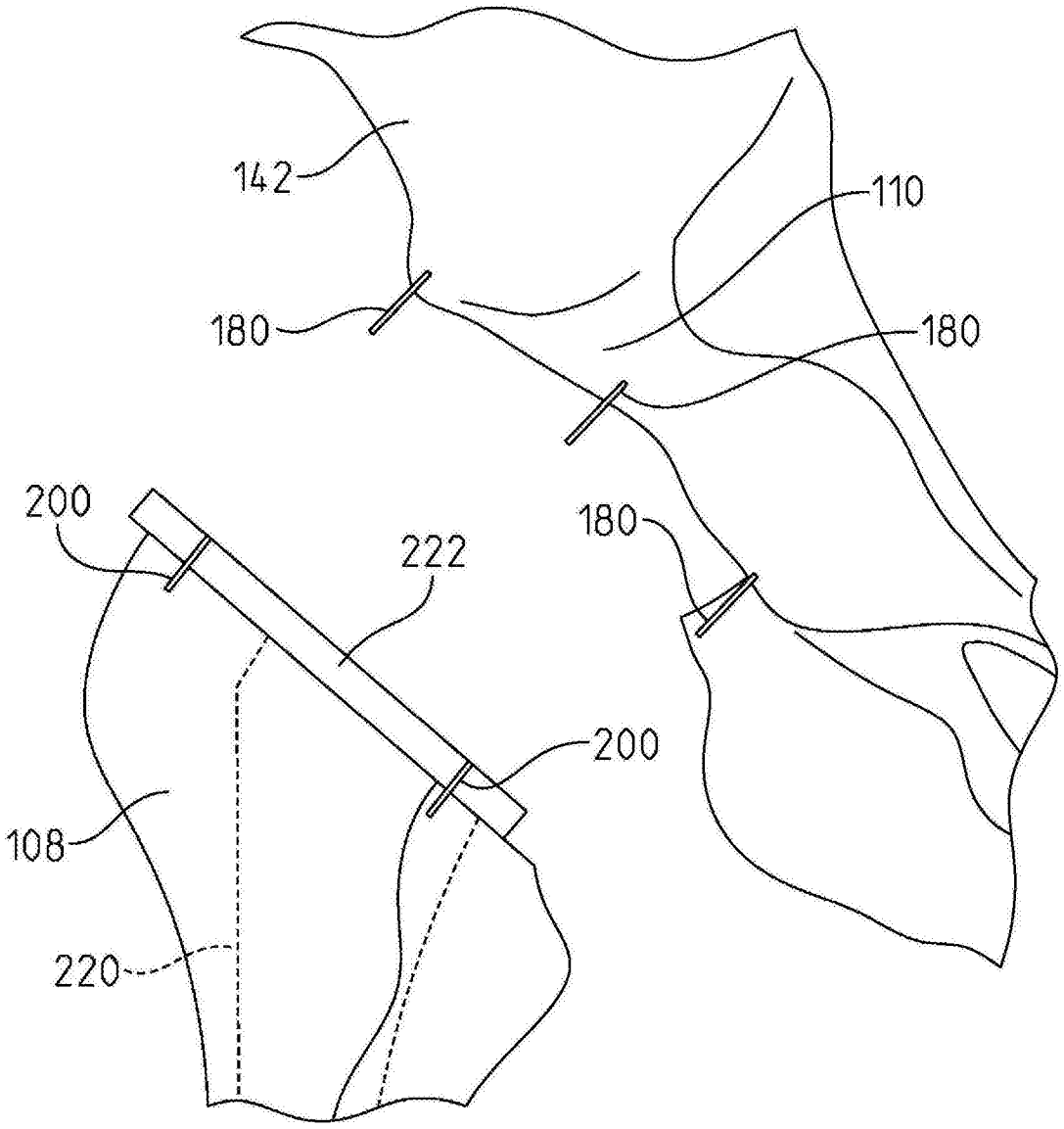


图19

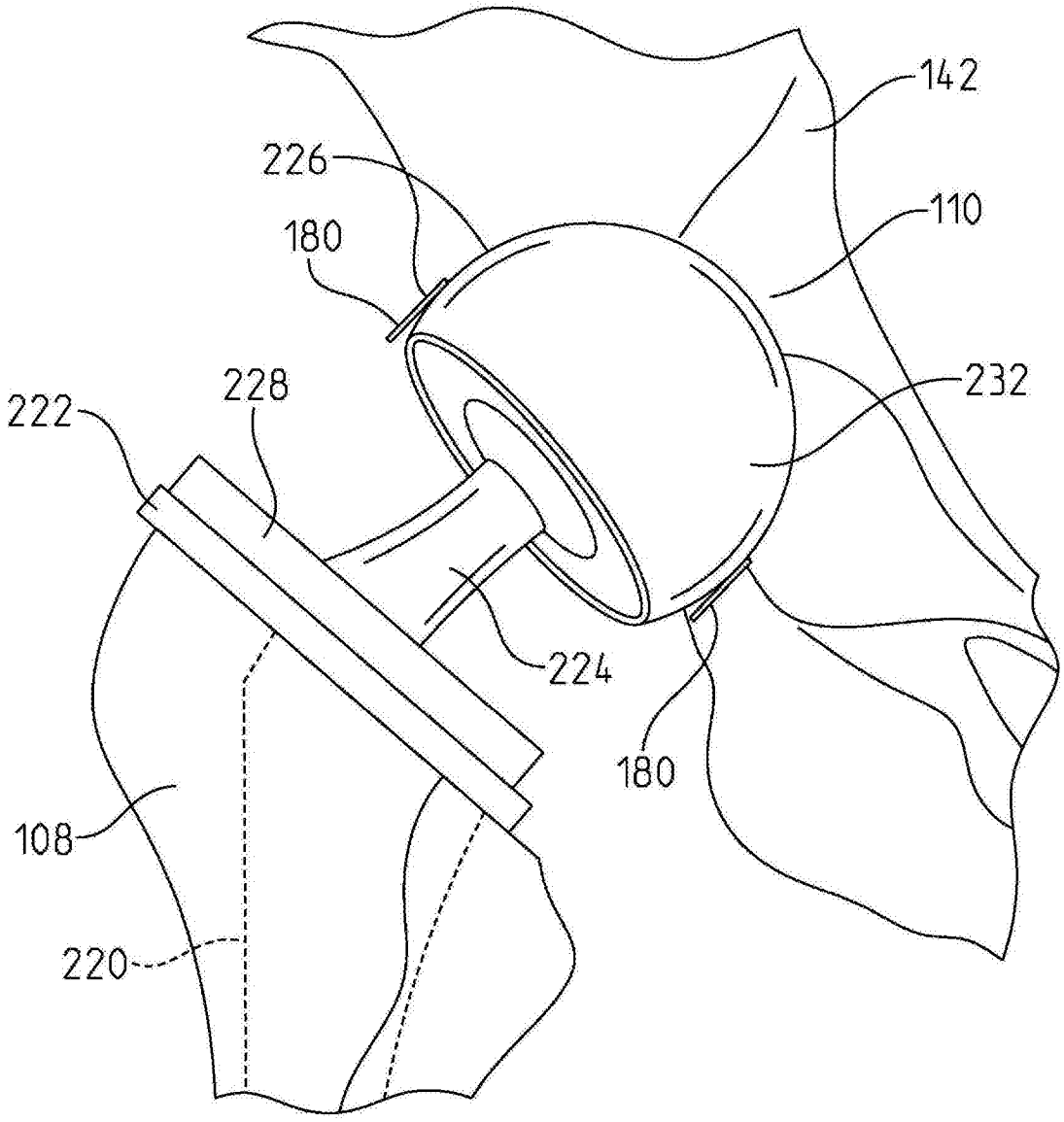


图20

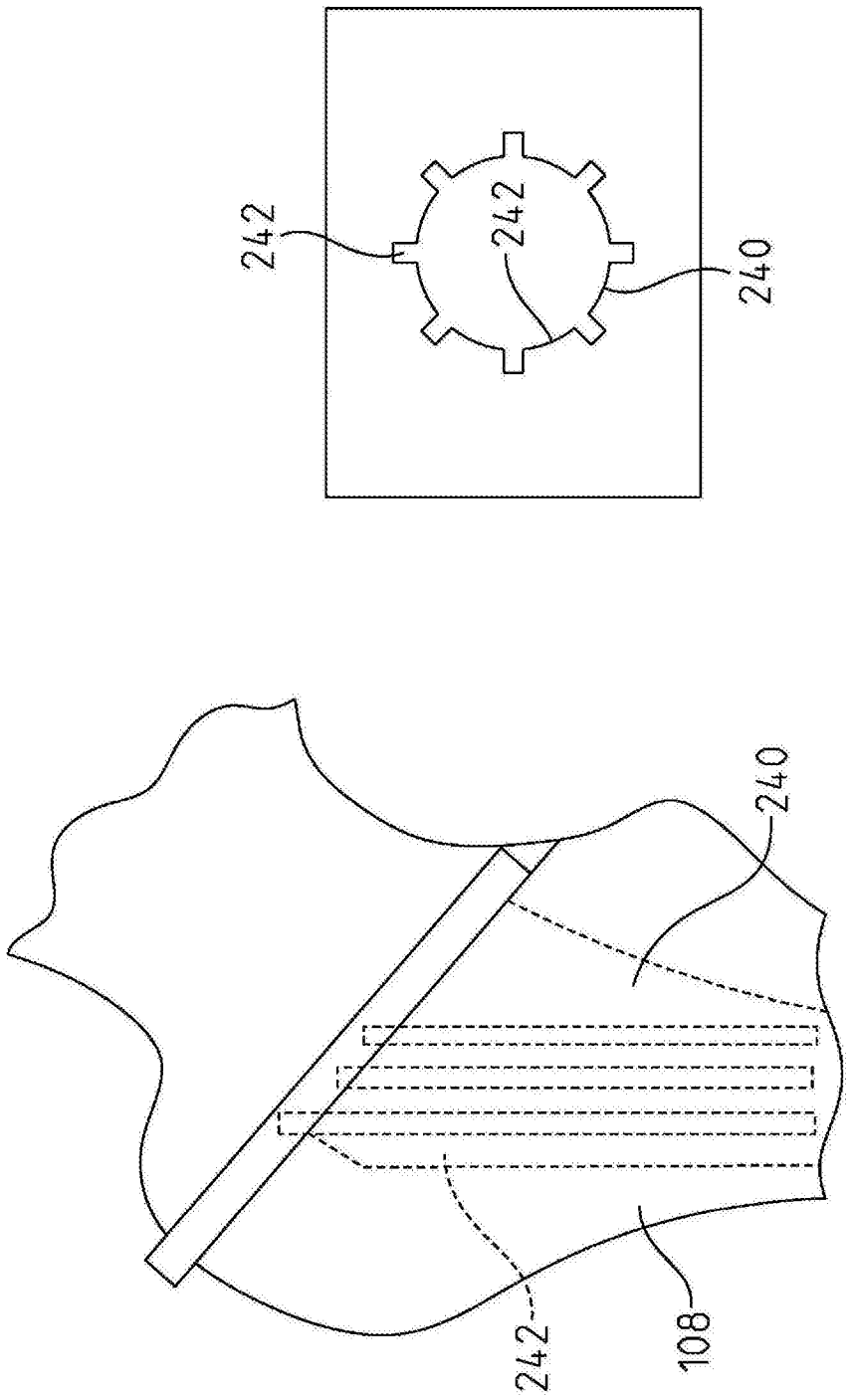


图21

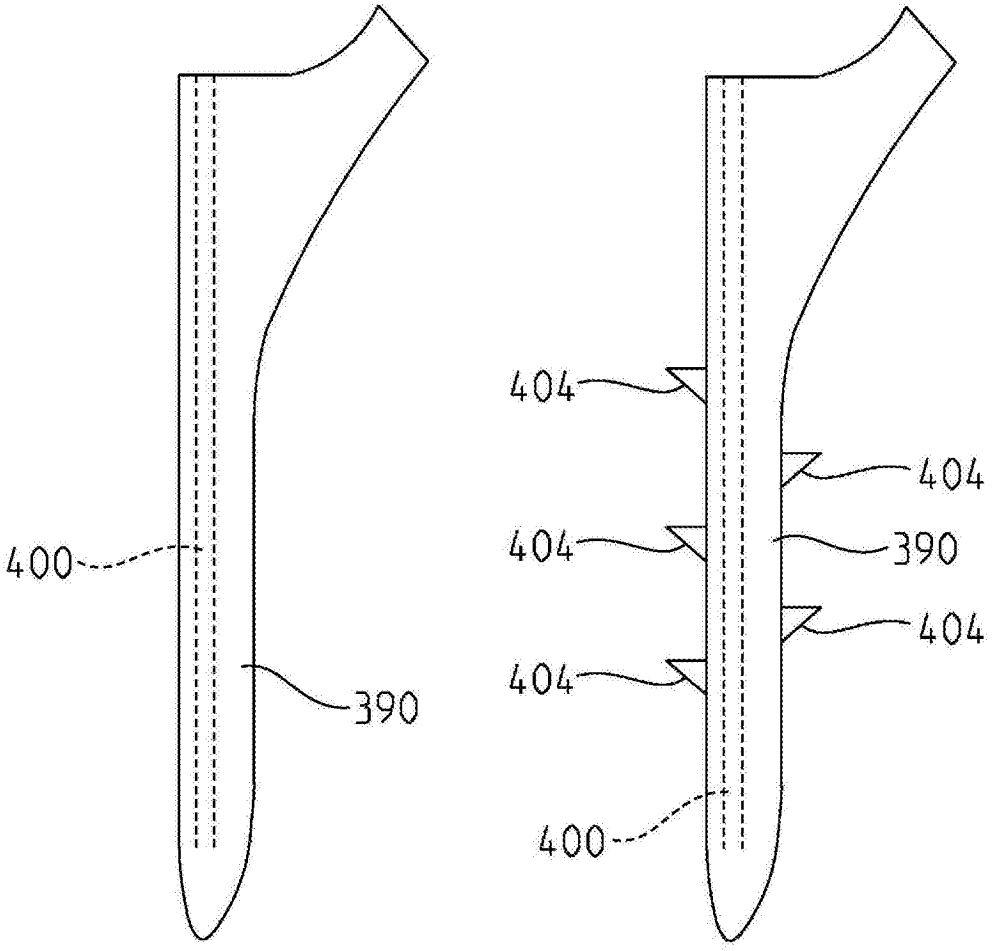


图22

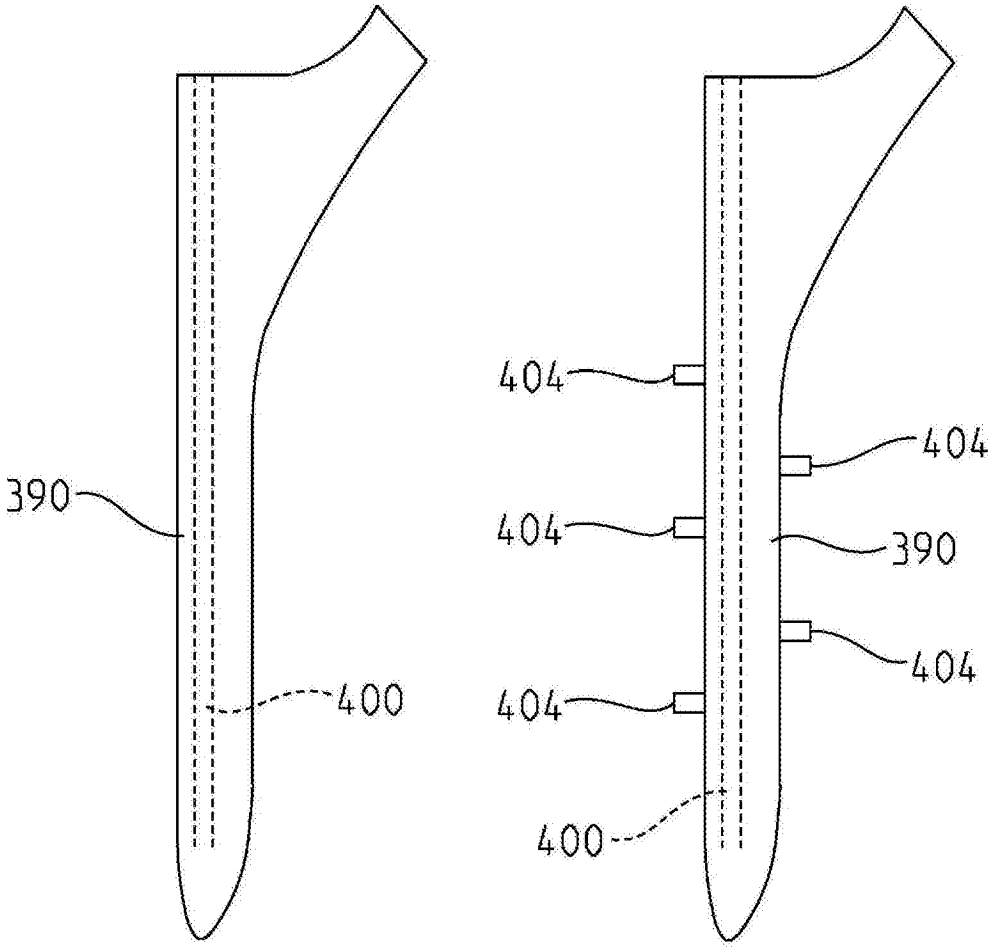


图23

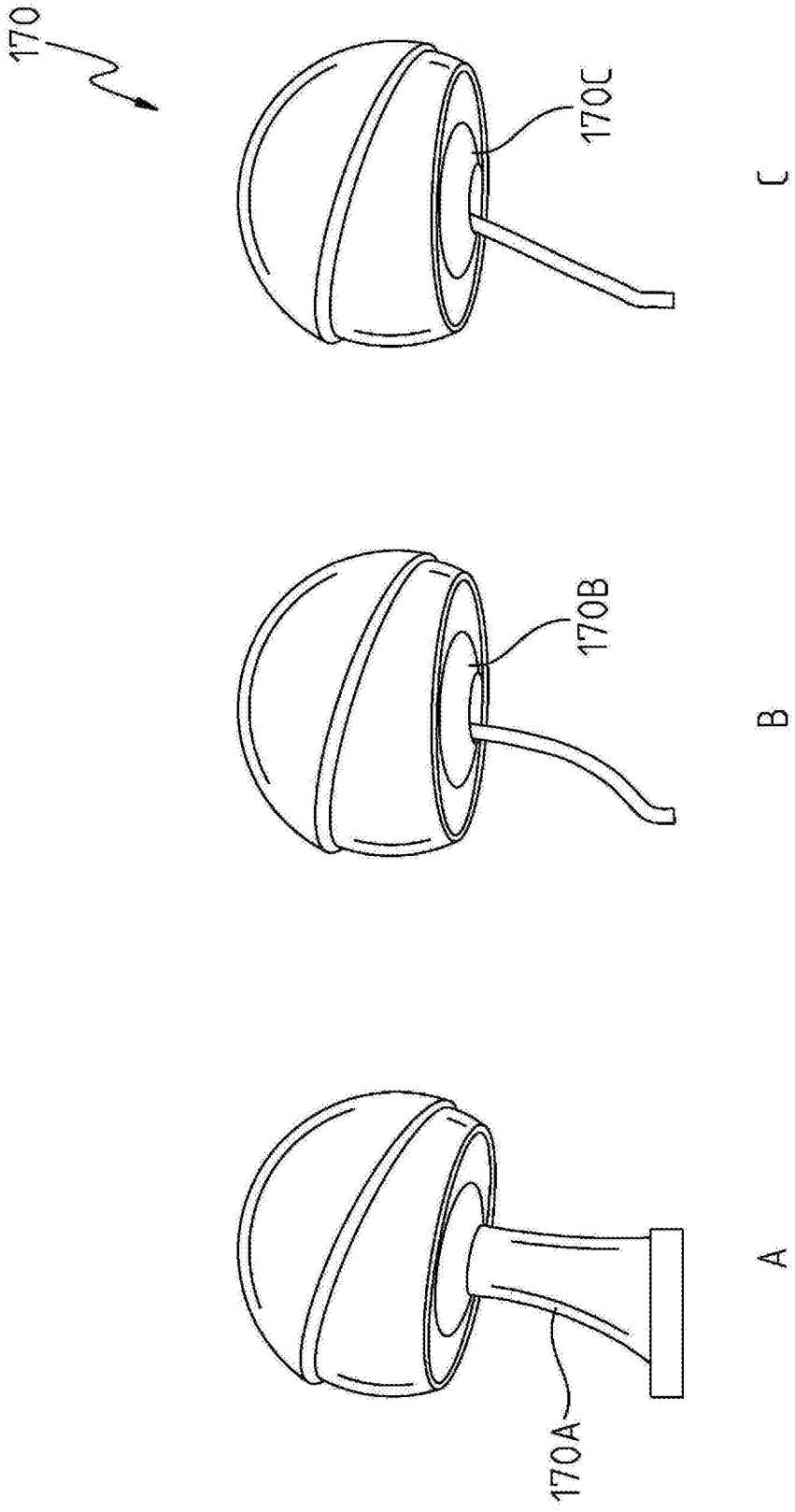


图24

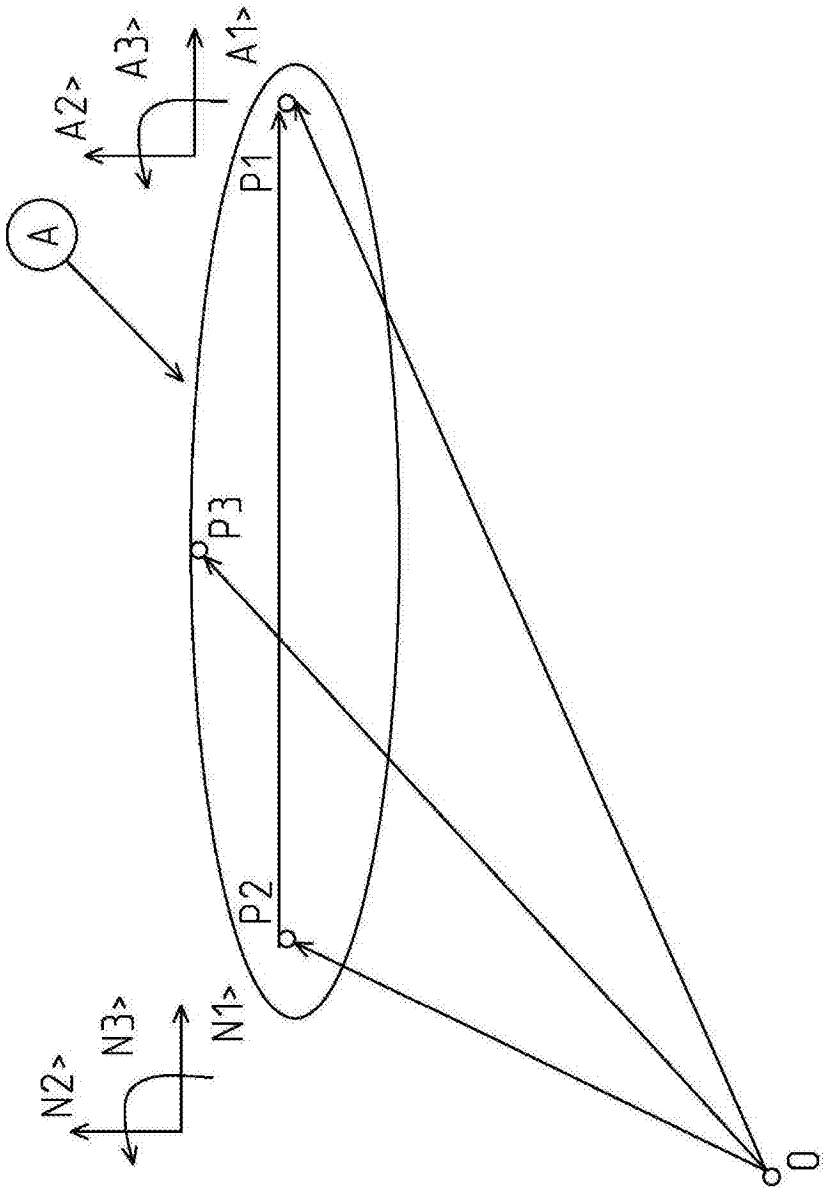


图25

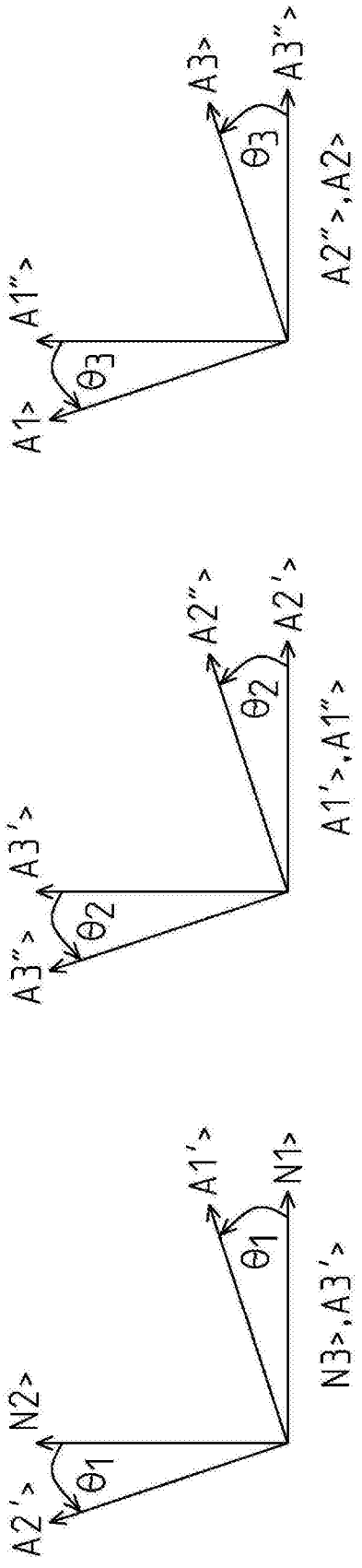


图26