



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108742842 B

(45) 授权公告日 2022. 04. 19

(21) 申请号 201810646981.5

(22) 申请日 2014.01.16

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108742842 A

(43) 申请公布日 2018.11.06

(30) 优先权数据
61/753,219 2013.01.16 US

(62) 分案原申请数据
201480004910.5 2014.01.16

(73) 专利权人 史赛克公司
地址 美国密歇根

(72) 发明人 D·W·马拉克沃斯基
J·L·莫克特苏马·德拉巴雷拉

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

代理人 高文静

(51) Int.Cl.
A61B 34/20 (2016.01)
A61B 34/30 (2016.01)
A61B 90/10 (2016.01)

审查员 江磊

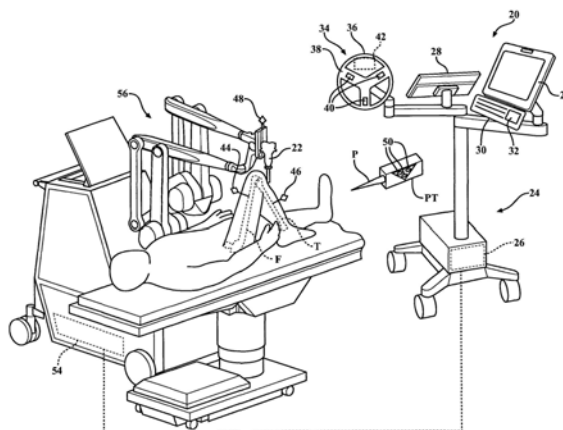
权利要求书2页 说明书20页 附图33页

(54) 发明名称

指示视线误差的导航系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及指示视线误差的导航系统和方法。用于跟踪在空间内移动的目标的导航系统和方法。一种导航系统和方法采用具有光发射器的跟踪器,所述光发射器用于指示跟踪器上的跟踪元件和传感器之间的视线何时受到了阻挡或者用于指示其他错误。另一种导航系统和方法指示用户如何相对于目标放置跟踪器,以减少手术过程中的视线问题。



1. 一种导航系统,包括:

跟踪装置,其包括:能够附着至目标的底座;跟踪元件;连接器,连接器用于将所述跟踪元件耦合至所述底座从而允许所述跟踪元件在至少一个自由度内相对于所述底座发生移动,由此将所述跟踪元件置于预期取向内;以及取向传感器,判断所述跟踪元件是否处于预期取向;

具有至少一个传感器的照相机单元,传感器能够跟踪所述跟踪元件;

显示器;以及

计算系统,其被配置为判断所述跟踪元件是否处于预期取向内,如果所述跟踪元件未处于预期取向内,那么指示用户在所述至少一个自由度内使所述跟踪元件相对于所述底座发生移动,

其中,为了指示用户,所述计算系统还被配置为通过在所述显示器上图形表示所述跟踪元件的当前取向,通过随着用户移动所述跟踪元件而在所述显示器上动态地调整所述图形表示,以及通过在所述显示器上对所述预期取向进行图形表示从而使得用户能够在视觉上确定所述当前取向与所述预期取向有多接近,而在所述显示器上显示指令,

其中所述跟踪元件能够产生视线跟踪信号,以及

其中响应于所述跟踪元件处于期望方向,在所述跟踪元件与所述照相机单元的所述至少一个传感器之间建立视线关系。

2. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述视线跟踪信号具有中央信号轴,并且所述计算系统被配置为指示用户在所述至少一个自由度内移动所述跟踪元件,从而将中央信号轴置于大体垂直于重力方向的位置上。

3. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述跟踪装置包括支撑所述跟踪元件的跟踪头,所述跟踪头能够相对于所述底座移动,从而将所述跟踪元件置于所述预期方向内。

4. 根据权利要求3所述的导航系统,包括受到所述跟踪头支撑的第二跟踪元件和第三跟踪元件。

5. 根据权利要求4所述的导航系统,其中,所述跟踪元件的每个是发光二极管。

6. 根据权利要求4所述的导航系统,其中,所述跟踪元件的每个是反射体球。

7. 根据权利要求4所述的导航系统,其中,所述跟踪元件的每个是视线跟踪元件。

8. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述跟踪装置包括陀螺仪。

9. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述跟踪元件是光学标记、射频接收器、射频发送器、磁场传感器、磁场发生器、超声波传感器或超声波发射器之一。

10. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述跟踪装置能够附着至骨骼。

11. 根据权利要求1所述的导航系统,其中,所述连接器被配置为允许所述跟踪元件在两个自由度内相对于所述底座移动,从而将所述跟踪元件置于所述预期取向内。

12. 一种导航系统,其中,所述导航系统包括跟踪装置,跟踪装置包括底座、跟踪元件、连接器、具有至少一个传感器的照相机单元以及取向传感器,所述跟踪元件能够产生视线跟踪信号,传感器能够跟踪所述跟踪元件,连接器将跟踪元件耦合至底座以允许跟踪元件相对于底座在至少一个自由度内移动,取向传感器判断所述跟踪元件是否处于预期取向,所述导航系统包括:

用于判断跟踪元件是否处于预期取向内的单元;以及

用于如果跟踪元件未处于预期取向内那么指示跟踪元件在至少一个自由度内相对于底座移动的单元；

用于在导航系统的显示器上图形表示所述跟踪元件的当前取向以及随着所述跟踪元件被移动而动态地调整所述图形表示的单元；

用于在所述显示器上对所述预期取向进行图形表示从而使得能够在所述当前取向与所述预期取向之间进行视觉比较的单元；以及

用于响应于所述跟踪元件处于期望方向，在所述跟踪元件与所述照相机单元的所述至少一个传感器之间建立视线关系的单元。

13. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于判断跟踪元件是否处于预期取向内的单元包括用于确定跟踪元件相对于重力的取向的单元。

14. 根据权利要求13所述的导航系统，其中，用于确定跟踪元件相对于重力的取向的单元包括用于测量相对于x、y、z轴的重力分量的单元。

15. 根据权利要求12所述的导航系统，其中视线跟踪信号具有中央信号轴，并且导航系统包括用于指示在至少一个自由度内移动跟踪元件从而将中央信号轴置于大体垂直于重力方向的位置上的单元。

16. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于判断跟踪元件是否处于预期取向内的单元包括用于判断跟踪元件的旋转位置是否处于预期的旋转位置上的单元。

17. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于判断跟踪元件是否处于预期取向内的单元包括用于从跟踪元件以及多个其他跟踪元件向导航系统的照相机单元发送信号以确定跟踪元件的当前取向的单元。

18. 根据权利要求12所述的导航系统，包括用于指示跟踪元件相对于底座发生移动的单元包括用于指示移动跟踪元件直到z轴重力分量测量结果大约为零的单元。

19. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于指示跟踪元件相对于底座发生移动的单元包括用于指示调整跟踪装置的跟踪头相对于底座的倾斜位置和旋转位置的单元。

20. 根据权利要求19所述的导航系统，其中，用于指示调整跟踪头的倾斜位置和旋转位置的单元包括用于首先指示调整倾斜位置而后指示调整旋转位置的单元。

21. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于指示跟踪元件在至少一个自由度内相对于底座移动的单元包括用于指示跟踪元件在两个自由度内相对于底座移动从而将跟踪元件置于预期取向内的单元。

22. 根据权利要求12所述的导航系统，其中，用于指示跟踪元件相对于底座移动的单元包括用于在导航系统的显示器上显示指令的单元。

23. 根据权利要求12所述的导航系统，包括用于指示跟踪元件何时处于预期取向内的单元。

24. 根据权利要求23所述的导航系统，其中，用于指示跟踪元件何时处于预期取向内的单元包括用于在视觉上指示跟踪元件何时处于预期取向内的单元。

25. 根据权利要求12所述的导航系统，其中使跟踪装置的跟踪头相对于所述底座移动，从而将跟踪元件置于预期取向内。

26. 根据权利要求12所述的导航系统，其中在将跟踪元件移动到预期取向之后致动连接器来固定跟踪元件的当前取向。

指示视线误差的导航系统和方法

[0001] 本申请是申请日为2014年1月16日、申请号为201480004910.5,发明名称为“指示视线误差的导航系统和方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求2013年1月16日提交的美国临时专利申请No.61/753219的优先权和权益,通过引用将其全文并入本文。

技术领域

[0004] 本公开总体上涉及在跟踪一个或多个对象时用于指示并减少视线误差的导航系统和方法。

背景技术

[0005] 导航系统帮助用户对目标进行定位。例如,导航系统被应用到工业、航天、国防和医疗应用当中。在医疗领域中,导航系统帮助外科医生相对于患者的解剖学部位来放置手术器械。采用导航系统的外科手术包括神经外科和矫形外科。利用在显示器上显示的器械和解剖学部位的相对运动,来一起跟踪他们。

[0006] 导航系统可以采用光信号、声波、磁场、射频信号等,以跟踪目标的位置和/或取向。导航系统往往包括附着至受到跟踪的目标的跟踪装置。定位器与跟踪装置上的跟踪元件协作来确定跟踪装置的位置,并最终确定目标的位置和/或取向。导航系统通过跟踪装置监测目标的移动。

[0007] 很多导航系统依赖于跟踪元件与从跟踪元件接收跟踪信号的传感器之间的不受阻挡的视线。在视线被阻挡时,传感器接收不到跟踪元件发送的跟踪信号。因此,可能发生错误。在这种情况下通常中止导航,并向用户传达出错信息,直到视线恢复或者对系统复位为止。在医疗领域中,在很多种情况下,出错信息显示在远离外科医生的监视器上,从而使得外科医生难以注意并及时地补救错误。这样可能导致延误手术过程。

[0008] 因此,在本领域需要快速地识别出视线问题,从而能够在不发生显著延迟的情况下解决所述问题的导航系统和方法。本领域还需要有助于改善视线,并且减少与跟踪元件和传感器之间的视线阻挡相关的可能错误的导航系统和方法。

发明内容

[0009] 在一个实施例中,提供了一种用于跟踪目标的导航系统。所述导航系统包括用于发送跟踪信号的跟踪元件。提供用于接收来自跟踪元件的跟踪信号的传感器,以判断目标的位置。所述跟踪元件和所述传感器中的一者可附着至目标。出错指示器也可附着至目标。出错指示器指示传感器从跟踪元件接收跟踪信号的过程中的错误。出错指示器包括第一光发射器和第二光发射器。计算系统判断传感器是否从跟踪元件接收到跟踪信号。如果传感器没有接收到跟踪信号那么计算系统也生成出错信号,并响应于生成出错信号来激活第一光发射器。计算系统还响应于生成出错信号来对第二光发射器去激活。

[0010] 还提供了一种用于跟踪目标的方法。所述方法包括将跟踪元件和传感器之一附着至目标。所述方法还包括从跟踪元件发送跟踪信号并判断传感器是否从跟踪元件接收到跟踪信号。如果传感器没有接收到跟踪信号那么生成出错信号。响应于出错信号来激活第一光发射器,响应于出错信号对第二光发射器去激活。

[0011] 该导航系统和方法的一个优点是直接在受到跟踪的目标上识别错误。因此,用户能够更好地分离出信号传输问题,并不发生显著延误的情况下补救问题。而且,在一些情况下,与在远距离监视器上显示出错消息相比,通过将指示器放置到受到跟踪的目标上,用户更有可能注意到错误。

[0012] 在另一实施例中,提供了一种导航系统,其用于在对目标进行跟踪的同时减少视线问题。所述导航系统包括跟踪装置。所述跟踪装置包括可附着至目标的底座、跟踪元件以及连接器,所述连接器将跟踪元件耦合至底座从而允许跟踪元件在至少一个自由度内相对于底座移动由此将跟踪元件置于预期取向内。计算系统判断所述跟踪元件是否处于预期取向内,如果所述跟踪元件未处于所述预期取向内,那么指示用户在所述至少一个自由度内使所述跟踪元件相对于所述底座发生移动。

[0013] 还提供了一种用于对导航系统进行设置从而对目标进行跟踪的方法,其中,所述导航系统包括计算系统以及包括底座、跟踪元件和连接器的跟踪装置。所述方法包括将底座附着至目标,并判断跟踪元件是否处于预期取向内。如果跟踪元件未处于预期取向内,那么指示用户使所述跟踪元件在至少一个自由度内相对于底座移动。

[0014] 该导航系统和方法的一个优点在于在跟踪装置的设置过程中引导用户,从而将跟踪装置布置到预期取向内。例如,所述预期取向可以为跟踪装置提供与其他装置(例如,导航系统的传感器)之间的必要的视线。

附图说明

[0015] 本发明的优点将被更加容易地认识到,因为通过参考下列详细说明书并参考附图,将更好地理解本发明的优点,其中:

[0016] 图1是与机器人操纵器结合使用的本发明的导航系统的透视图;

[0017] 图2是导航系统的示意图;

[0018] 图3是导航系统中采用的坐标系统的示意图;

[0019] 图4是跟踪装置的分解图;

[0020] 图5是图4的跟踪装置的立视图;

[0021] 图6是图4的跟踪装置的顶视图;

[0022] 图7是骨板的透视图;

[0023] 图8是骨板的顶视图;

[0024] 图9是大致沿图8的9-9线取得的骨板的截面图;

[0025] 图10是来自图9的放大图;

[0026] 图11是接骨螺钉的透视图;

[0027] 图12是接骨螺钉的立视图;

[0028] 图13是沿着接骨螺钉的中央取得的接骨螺钉的截面图;

[0029] 图14是来自图13的放大图;

- [0030] 图15是图12的接骨螺钉的端视图；
- [0031] 图16是伸长臂的立视图；
- [0032] 图17是沿着伸长臂的中央取得的伸长臂的截面图；
- [0033] 图18是伸长臂的后视图；
- [0034] 图19是伸长臂的顶视图；
- [0035] 图20是来自图17的放大图；
- [0036] 图21是被示为附着至骨骼的图4的跟踪器组件的立视图；
- [0037] 图22是跟踪头的透视图；
- [0038] 图23是连接器的透视图；
- [0039] 图24是连接器的顶视图；
- [0040] 图25是大致沿图24中的25-25线取得的所述连接器的截面图；
- [0041] 图26是大致沿图24中的26-26线取得的所述连接器的截面图；
- [0042] 图27是备用跟踪头的透视图；
- [0043] 图28是又一备用跟踪头的透视图；
- [0044] 图29是光照环的透视图；
- [0045] 图30是导航系统的示意图；
- [0046] 图31是两个指示LED的电气示意图；
- [0047] 图32是四个跟踪LED的电气示意图；
- [0048] 图33A和33B是相对于重力处于不同的倾斜位置的跟踪头的示意图；
- [0049] 图34A和34B是处于不同的旋转位置上的跟踪头的示意图；
- [0050] 图35是螺丝刀的透视图；
- [0051] 图36是沿着螺丝刀的中央取得的螺丝刀的截面图；
- [0052] 图37是鼻管的透视图；
- [0053] 图38是沿着鼻管的中央取得的鼻管的截面图；
- [0054] 图39是大致沿图38中的39-39线取得的鼻管的截面图；
- [0055] 图40是中间管的透视图；
- [0056] 图41是沿着所述中间管的中央取得的所述中间管的截面图；
- [0057] 图42是后盖的透视图；
- [0058] 图43是沿着后盖的中央取得的后盖的截面图；
- [0059] 图44是锤子的透视图；
- [0060] 图45是锤子的立视图；
- [0061] 图46是大体沿图45的46-46线取得的锤子的截面图；
- [0062] 图47是触发器构件的端视图；
- [0063] 图48是沿着触发器构件的中央取得的触发器构件的截面图；
- [0064] 图49是弹簧帽的截面图；
- [0065] 图50是驱动杆的立视图；以及
- [0066] 图51是大致沿图50中的51-51线取得的驱动杆的截面图；

具体实施方式

[0067] 参考图1,其示出了导航系统20。导航系统20被示为处于手术设置当中,例如,处于医疗机构的手术室内。导航系统20被设置为跟踪手术室内的各种目标的移动。这样的目标包括(例如)手术器械22、患者股骨F和患者胫骨T。导航系统20对这些对象进行跟踪的目的是为了将它们的位置和取向显示给外科医生,在有些情况下是为了控制或者限制手术器械22相对于预定义路径或解剖学边界的移动。

[0068] 导航系统20包括容纳导航计算机26的计算机手推车组件24。导航接口与导航计算机26进行操作通信。导航接口包括适于处于无菌场外的第一显示器28和适于处于无菌场内的第二显示器29。将显示器28、29以可调整方式安装至计算机手推车组件24。可以采用诸如鼠标和键盘的第一和第二输入装置30、32向导航计算机26内输入信息或者以其它方式来选择/控制导航计算机26的某些方面。可以设想其他输入装置,包括显示器28、29上的触摸屏(未示出)或语音激活。

[0069] 定位器34与导航计算机26通信。在图示的实施例中,定位器34是光学定位器,其包括照相机单元(又称为感测装置)。照相机单元36具有容纳一个或多个光学位置传感器40的壳38。在一些实施例中采用至少两个光学传感器40,优选采用三个。光学传感器40可以是三个单独的电荷耦合器件(CCD)。在一个实施例中采用三个一维CCD。应当认识到,也可以在手术室各处布置单独的照相机单元,每一照相机单元具有单独的CCD或者两个或更多CCD。所述CCD检测红外(IR)信号。

[0070] 将照相机单元36安装到可调整臂上,从而将光学传感器40的位置设定为使下文讨论的跟踪器的视场理想地免受阻挡。

[0071] 照相机单元36包括与光学传感器40通信的照相机控制器42,以接收来自光学传感器40的信号。照相机控制器42通过有线或无线连接(未示出)与导航计算机26通信。一种这样的连接可以是IEEE1394接口,所述接口是用于高速通信和等时的实时数据传送的串行总线接口标准。所述连接还可以采用公司专有协议。在其他实施例中,光学传感器40与导航计算机26直接通信。

[0072] 将位置和取向信号和/或数据传送至导航计算机26,以达到对目标进行跟踪的目的。计算机手推车组件24、显示器28和照相机单元36可以与2010年5月25日颁发给Malackowski等的发明名称为“Surgery System”的美国专利No.7725162中所描述的类似,通过引用将该文献引入本文。

[0073] 所述导航计算机26可以是个人计算机或膝上型计算机。导航计算机26具有显示器28、29、中央处理单元(CPU)和/或其他处理器、内存(未示出)和存储器(未示出)。如下文所述,向导航计算机26加载软件。所述软件将接收自照相机单元36的信号转换成表示正在被跟踪的目标的位置和取向的数据。

[0074] 导航系统20包括多个跟踪装置44、46、48,文中又将其称为跟踪器。在图示的实施例中,将一个跟踪器44牢固地固定至患者的股骨F,将另一个跟踪器46牢固地固定至患者的胫骨T。将跟踪器44、46牢固地固定至骨骼的各部分。可以通过美国专利No.7725162中所示的方式将跟踪器44、46附着至股骨F和胫骨T,通过引用将该文献引入本文。下文还将描述其他附着方法。在其他实施例中,使跟踪器(未示出)附着至膝盖骨,以跟踪膝盖骨的位置和取向。在另外的实施例中,可以将跟踪器44、46安装至解剖学结构的其他组织类型或部分。

[0075] 使器械跟踪器48牢固地附着至手术器械22。可以在制造过程中将器械跟踪器48集成到手术器械22内,或者可以在手术过程的准备过程中将器械跟踪器48单独地安装到手术器械22上。手术器械22的受到跟踪的工作端可以是旋转钻、电烧蚀装置等。

[0076] 可以采用内部电池对跟踪器44、46、48进行电池供电,或者所述跟踪器可以具有引线,从而通过导航计算机26来接收电力,导航计算机26与照相机单元36一样优选接收外部电源。

[0077] 在图示的实施例中,手术器械22是手术操纵器的末端执行器。在2013年8月2日提交的名为“Surgical Manipulator Capable of Controlling a Surgical Instrument in Multiple Modes”的美国专利申请No.13/958070中示出了这样的布置,通过引用将其公开内容并入本文。

[0078] 在其他实施例中,可以仅由用户的手来人工地放置手术器械22,而不借助于任何切割引导、挺杆(jib)或者其他约束机构,例如,操纵器或机器人。在2012年8月31日提交的名为“Surgical Instrument Including Housing, a Cutting Accessory that Extends from the Housing and Actuators that Establish the Position of the Cutting Accessory Relative to the Housing”的美国专利申请No.13/600888中示出了这样的手术器械,通过引用将其公开内容并入本文。

[0079] 定位器34的光学传感器40从跟踪器44、46、48接收光信号。在图示的实施例中,跟踪器44、46、48是有源跟踪器。在这一实施例中,每一跟踪器44、46、48具有用于向光学传感器40发送光信号的至少三个有源跟踪元件或标记50。有源标志50可以是(例如)发射光(例如,红外光)的发光二极管(LED) 50。光学传感器40优选具有100Hz或更高的采样速率,所述采样速率更优选为300Hz或更高,最优选为500Hz或更高。在一些实施例中,光学传感器40具有1000Hz的采样速率。所述采样速率是光学传感器40从顺次激发的LED 50接收光信号的速率。在一些实施例中,对于每一跟踪器44、46、48而言以不同的速率激发来自LED50的光信号。

[0080] 参考图2,LED 50中的每个都被连接至位于相关跟踪器44、46、48的壳体(未示出)内的向导航计算机26发送数据/从导航计算机26接收数据的跟踪器控制器62。在一个实施例中,跟踪器控制器62通过与导航计算机26的有线连接大约以几兆字节/秒的速率来传输数据。在其他实施例中,可以采用无线连接。在这些实施例中,导航计算机26具有收发器(未示出)从而从跟踪器控制器62接收数据。

[0081] 在其他实施例中,跟踪器44、46、48可以具有无源标志(未示出),例如,反射由照相机单元36发射的光的反射器。之后,由光学传感器40来接收反射光。有源和无源标志布置是本领域所熟知的。

[0082] 跟踪器44、46、48中的每个还包括测量跟踪器44、46、48的角速度的3维陀螺仪传感器60。陀螺仪传感器60输出指示相对于陀螺仪坐标系的x、y、z轴的角速度的读数,这是本领域技术人员所熟知的。将这些读数乘以制造商所定义的转换常数,以获得相对于陀螺仪坐标系的x、y、z轴的每个的以度/秒为单位的测量结果。之后,将这些测量结果转换为以弧度/秒为单位定义的角速度矢量。

[0083] 由陀螺仪传感器60测得的角速度为所借助的用于跟踪跟踪器44、46、48的导航系统20提供了额外的不基于光的动态数据。陀螺仪传感器60可以沿跟踪器44、46、48的每一坐

标系的轴来定向。在其他实施例中,将每一陀螺仪坐标系变换为其跟踪器坐标系,从而使得所述陀螺仪数据反映相对于跟踪器44、46、48的坐标系的x、y、z轴的角速度。

[0084] 跟踪器44、46、48的每个还包括测量沿加速度计坐标系的x、y、z轴的每个的加速度的3轴加速度计70。加速度计70为所借助的用于跟踪跟踪器44、46、48的导航系统20提供了额外的不基于光的数据。

[0085] 可以使加速度计70沿跟踪器44、46、48的每一坐标系的轴来定向。在其他实施例中,将每一加速度计坐标系变换为其跟踪器坐标系,从而使得所述加速度计数据反映相对于跟踪器44、46、48的坐标系的x、y、z轴的加速度。

[0086] 陀螺仪传感器60和加速度计70的每个与位于相关跟踪器的壳体内的向导航计算机26发送数据/从导航计算机26接收数据的跟踪器控制器62通信。可以通过有线或无线连接来接收所述数据。

[0087] 导航计算机26包括导航处理器52。照相机单元36接收来自跟踪器44、46、48的LED 50的光信号,并向处理器52输出与跟踪器44、46、48的LED 50相对于定位器34的位置相关的信号和/或数据。陀螺仪传感器60向处理器52发送与陀螺仪传感器60测得的3维角速度相关的非光信号。在接收到的光信号和非光信号的基础上,导航处理器52生成指示跟踪器44、46、48相对于定位器34的相对位置和取向的数据。

[0088] 应当理解,导航处理器52可以包括一个或多个处理器,以控制导航计算机26的操作。所述处理器可以是任何类型的微处理器或多处理器系统。并非意在使处理器一词局限于单个处理器。

[0089] 在手术过程开始之前,可以向导航处理器52内加载额外的数据。基于跟踪器44、46、48的位置和取向以及先前加载的数据,导航处理器52确定手术器械22的工作端的位置以及手术器械22相对于工作端要施加到的组织的取向。在一些实施例中,导航处理器52将这些数据转发至操纵器控制器54。之后,操纵器控制器54可以采用所述数据来控制机器人操纵器56,如2013年8月2日提交的名为“Surgical Manipulator Capable of Controlling a Surgical Instrument in Multiple Modes”的美国专利申请No.13/958070中所述,通过引用将该文献的公开内容并入本文。

[0090] 导航处理器52还生成指示手术器械工作端相对于手术部位的相对位置的图像信号。将这些图像信号施加至显示器28、29。显示器28、29基于这些信号生成允许外科医生和工作人员查看手术器械工作端相对于手术部位的相对位置的图像。上文讨论的显示器28、29可以包括触摸屏或者允许输入命令的其它输入/输出装置。

[0091] 参考图3,一般参考定位器坐标系LCLZ来实施目标的跟踪。定位器坐标系具有原点和取向(x、y、z轴的集合)。

[0092] 每一跟踪器44、46、48和受到跟踪的目标也具有其自身的独立于定位器坐标系LCLZ的坐标系。具有其自身坐标系的导航系统20的部件是骨骼跟踪器44、46和器械跟踪器48。分别将这些坐标系表示为骨骼跟踪器坐标系BTRK1、BTRK2和器械跟踪器坐标系TLTR。

[0093] 导航系统20通过监测牢固地附着至骨骼的骨骼跟踪器44、46的位置而监测患者的股骨F和胫骨T的位置。股骨坐标系为FBONE,胫骨坐标系为TBONE,它们是骨骼跟踪器44、46牢固地附着至的骨骼的坐标系。

[0094] 在过程开始之前,生成股骨F和胫骨T(或者其他实施例中的其他组织)的术前图

像。这些图像可以基于对患者的解剖学部位的磁共振成像 (MRI) 扫描、放射扫描或计算机层析成像 (CT) 扫描。采用本领域公知的方法将这些图像映射至股骨坐标系FBONE和胫骨坐标系TBONE。在一个实施例中,可以采用具有其自身的跟踪器PT(参考图2)的指针式仪表P(例如,在美国专利No.7725162中公开的,通过引用将该文献并入本文,美国专利No.7725162的作者为Malackowski等)将股骨坐标系FBONE和胫骨坐标系TBONE映射至所述手术前图像。这些图像在股骨坐标系FBONE和胫骨坐标系TBONE中是固定的。

[0095] 在过程的最初阶段内,将骨骼跟踪器44、46牢固地固定到患者的骨骼。将坐标系FBONE和TBONE的姿态(位置和取向)分别映射至坐标系BTRK1和BTRK2。假设骨骼与其骨骼跟踪器44、46之间存在固定的关系,那么在整个过程中坐标系FBONE和TBONE的姿态将分别相对于坐标系BTRK1和BTRK2保持固定。将姿态描述数据存储在操纵器控制器54和导航处理器52两者集成的内存当中。

[0096] 手术器械22的工作端(又称为能量施加器远端)具有其自身的坐标系EAPP。例如,坐标系EAPP的原点可以表示手术切割钻的质心。在过程开始之前,将坐标系EAPP的姿态固定到器械跟踪器坐标系TLTR的姿态上。相应地,确定这些坐标系EAPP、TLTR相当于彼此的姿态。将姿态描述数据存储在操纵器控制器54和导航处理器52两者集成的内存当中。

[0097] 参考图2,定位引擎100是可以被看作为导航系统20的一部分的软件模块。定位引擎100的部件在导航处理器52上运行。在一些版本中,定位引擎100可以在操纵器控制器54上运行。

[0098] 定位引擎100从照相机控制器42接收基于光的信号,从跟踪器控制器62接收不基于光的信号作为输入。在这些信号的基础上,定位引擎100确定骨骼跟踪器坐标系BTRK1和BTRK2在定位器坐标系LCLZ中的姿态。基于针对器械跟踪器48接收到的同样的信号,定位引擎100确定器械跟踪器坐标系TLTR在定位器坐标系LCLZ中的姿态。

[0099] 定位引擎100将表示跟踪器44、46、48的姿态的信号转发至坐标变换器102。坐标变换器102是在导航处理器52上运行的导航系统软件模块。坐标变换器102参考定义患者的手术前图像和患者跟踪器44、46之间的关系的的数据。坐标变换器102还存储指示手术器械22的工作端相对于器械跟踪器48的姿态的数据。

[0100] 在所述过程中,坐标变换器102接收指示跟踪器44、46、48相对于定位器34的相对姿态的数据。基于这些数据和先前加载的数据,坐标变换器102生成指示坐标系EAPP以及骨骼坐标系FBONE、TBONE两者相对于定位器坐标系LCLZ的相对位置和取向。

[0101] 因此,坐标变换器102生成指示手术器械22的工作端相对于器械工作端所施用到的组织(例如,骨骼)的位置和取向的数据。将表示这些数据的图像信号转发至显示器28、29,从而使得外科医生和工作人员能够看到这一信息。在某些实施例中,可以将表示这些数据的其它信号转发至操纵器控制器54以控制操纵器56以及手术器械22的对应移动。

[0102] 在2013年9月24日提交的名为“Navigation System Including Optical and Non-Optical Sensors”的美国专利申请No.14/035207中更加详细地描述了用于确定跟踪器坐标系BTRK1、BTRK2、TLTR的每个在定位器坐标系LCLZ中的姿态的步骤以及用于确定跟踪器44、46、48的姿态和手术器械22相对于股骨F和胫骨T的对应姿态的系统和方法,通过引用将以上文献的公开内容并入本文。

[0103] 在一些实施例中,光学传感器40每次可以只读取一个LED 50。照相机控制器42可

以通过一个或多个红外或RF收发器(照相机单元36和跟踪器44、46、48上的)或者通过有线连接控制LED 50的激发,如Malackowski等的美国专利No.7725162中所述,通过引用将该文献并入本文。或者,可以在无需来自照相机控制器42的指令的情况下对跟踪器44、46、48进行本地激活(例如,通过跟踪器44、46、48上的开关),一旦受到激活所述跟踪器就将顺次激发其LED 50。

[0104] 在图4-6中示出了跟踪器44、46的一个实施例。将跟踪器44、46配置为附着至骨骼,并且在位置上相对于骨骼是固定的。因此,骨骼的移动将导致跟踪器44、46的对应的且相似的移动。在导航系统20的一些版本中,跟踪器44、46两者均包括相同的或者基本上相同的部件。在其他版本中,跟踪器44、46在一个或多个部件当中存在差异。为简单起见,下文将只描述跟踪器44,但是应当理解跟踪器46可以与跟踪器44相同或基本相同。

[0105] 参考图4-6,跟踪器44包括用于附着至患者的解剖学部位的基座。所述基座可以直接附着至或者通过其他组织附着至受到跟踪的解剖学部位。在图示的实施例中,所述基座是用于附着至患者的骨骼(例如股骨F)的骨板200。采用多个紧固件将骨板200固定就位。在一个实施例中,所述紧固件是接骨螺钉202。

[0106] 骨板200包括多个用于与骨骼啮合的突起。在图示的实施例中,所述突起是刺突204。一旦借助于一个或多个接骨螺钉将骨板200固定就位,所述刺突204就将避免骨板200相对于骨骼旋转。

[0107] 将伸长臂206安装到骨板200上。伸长臂206具有采用接骨螺钉202之一固定到骨板200上的底板208。伸长臂206按照C形从底板208弓形地延伸到安装末端210。

[0108] 跟踪头212耦合至伸长臂206的安装末端210。跟踪头212包括跟踪元件。在图示和描述的实施例中跟踪元件是LED 50、陀螺仪传感器60(未示出)和加速度计(未示出)。这些跟踪元件的操作如前所述。在其他实施例中,跟踪头212可以包括其他类型的跟踪元件,例如,射频接收器和/或发射器、磁场传感器和/或发生器、无源反射体球、超声波发射器和/或接收器等。

[0109] 连接器组件214将跟踪头212耦合至伸长臂206。连接器组件214支撑跟踪头212,以实现两个自由度内的移动。在图示的实施例中,将跟踪头212通过连接器组件214以可旋转、可倾斜方式安装至支撑臂206的安装末端210。

[0110] 参考图7-10,更加详细地示出了骨板200。骨板200大致为三角形,并且在每一刺突204之间凹陷(参考图9)。这一凹陷顺应或者以其它方式容纳骨板200被固定至的骨骼或其他组织的形状。

[0111] 骨板200具有顶表面和底表面216、218连同三个侧表面220、222、224。侧表面220、222、224在顶表面和底表面216、218之间延伸。可以通过顶表面216的从大约5毫米到大约50毫米的曲率半径R1以及底表面218的从大约5毫米到大约50毫米的曲率半径R2来设定骨板200的凹度。在其他实施例中,曲率半径R1为大约15毫米到大约35毫米,曲率半径R2为大约15毫米到大约35毫米。

[0112] 三个刺突204被形成为表面218、220、222、224的集成延伸。每一刺突204具有锐利的尖端226(参见图10),所述尖端形成在底表面218和两个相邻侧表面220、222、224的相交处。底表面218沿每一刺突204弓形地延伸至所述锐利尖端226,以形成到所述锐利尖端226的渐缩。底表面218大体上在锐利尖端226之间呈凹形。

[0113] 将锐利尖端226形成为在将骨板200固定至骨骼时刺穿软组织(例如,骨膜)并刺入骨骼。在将锐利尖端226中的一者或多者刺入骨骼时,它们连同接骨螺钉202中的一者或多者避免骨板200相对于骨骼发生移动。

[0114] 锐利尖端226在啮合到骨骼内时还对骨板200予以支撑,从而在骨板200之下以及在骨骼表面之上提供空间。在一些情况下,在骨板200被固定至的骨骼的顶上可能存在诸如肌肉、韧带等的组织。可以使这些组织容纳于这一空间内,而不影响锐利尖端226在骨骼当中的啮合。

[0115] 穿过骨板200来定义三个开口228,以容纳骨螺钉202。这三个开口228具有图10所示的截面构造。在Wolter的美国专利No.6322562中示出了这一构造的一个实施例,其用于容纳图11-15所示的接骨螺钉202的带螺纹的头205,通过引用将该文献并入本文。

[0116] 开口228中的每个是绕轴A来定义的。每一开口228包括由内表面234定义的大体为圆柱形的通孔230。通孔230大致以轴A为中心。

[0117] 集成凸缘232位于通孔230内,并向内沿径向指向轴A。凸缘232与骨板200的顶表面和底表面216、218隔开。这一凸缘232绕轴A环形设置,并且大体上垂直于轴A。这一凸缘232在从内表面234到端表面236的截面内呈楔形。端表面236定义了呈圆柱形形状的开口(未编号)。凸缘232的所述楔形是由上表面和下表面240、242对称形成的。上表面240以锐角 α 从端表面236延伸至内表面234。下表面242以相同的锐角但是沿相对的方向从端表面236延伸至内表面234。

[0118] 再次参考图7,在骨板200的顶表面216内定义凹陷244。凹陷244大体呈矩形形状,以配合伸长臂206的底板208的容纳。底板208的大小被设计为使得伸长臂206一旦位于凹陷244内就基本上避免伸长臂相对于骨板200旋转。

[0119] 中央开口246位于凹陷244内,其被定义为贯穿骨板200。中央开口246象开口228一样容纳接骨螺钉202,但是其截面与开口228不同。中央开口246是具有单个直径的大体为圆柱形的通孔,其在该位置上基本上垂直于骨板200。

[0120] 如图9所示,轴C定义了通孔246的中心。各个开口228与轴C等间隔。此外,各个开口228沿着通过每一开口228的轴A所定义的虚圆的圆周等间隔布置(参考图8)。

[0121] 参考图10,将相对于骨板200的法向向量V定义为在安装时沿轴C向下指向患者的解剖学部位。沿轴A向下来定义被布置为相对于所述法向向量V成锐角 β 的斜向向量I。在一个实施例中,这些斜向向量I大致指向法向向量V,并且在沿轴C的同一点INT处与法向向量V相交。这一取向有助于避免作用于骨板200上的力将接骨螺钉202拔出。

[0122] 骨板200可以由不锈钢、钴基合金、生物陶瓷、钛合金、钛或其他生物相容材料形成。

[0123] 图11-15示出了接骨螺钉202。在一个实施例中,接骨螺钉与美国专利No.6322562中所示的类似,通过引用将该文献并入本文。接骨螺钉202的每个具有用于与骨啮合的自攻螺纹(self tapping threads)203。接骨螺钉202还具有用于啮合开口228的凸缘232的带螺纹的头205。接骨螺钉202可以具有不同的尺寸,其取决于接骨螺钉要被安装至的组织。例如,如果将骨板200配置为安装到膝盖骨上,那么可以利用较小的接骨螺钉。如果正在将骨板200安装至通常比身体的其他骨骼更硬的胫骨,那么可以采用较小的接骨螺钉。对于软骨而言,可能希望植入到骨骼内的更深处的较长接骨螺钉。

[0124] 图16-20更加详细地示出了伸长臂206。伸长臂206的底板208定义了形状和尺寸与开口228相同的板开口252。板开口252具有与开口228相同的特征,因而不再对其做进一步描述。板开口252按照与开口228相同的方式容纳诸如接骨螺钉202的中央紧固件。在图示的实施例中,在将接骨螺钉202通过板开口252和中央开口246固定到骨骼上时,借助底板208向骨板200上的挤压使底板208固定到骨板200上。

[0125] 弓形段254从底板208延伸至安装末端210。肋棱256部分地设置在底板208上,且沿所述弓形段254延伸,并终止于安装末端210。肋棱256向伸长臂206提供额外的刚度,以避免伸长臂206的弯曲、屈曲、扭曲或其他变形。

[0126] 安装表面258位于伸长臂206的安装末端210。安装表面258被配置为支撑连接器组件214和跟踪头212。安装表面258大致为平面。定义贯穿安装末端210的带螺纹的开口260,以容纳带螺纹的调整紧固件261(参见图4)。

[0127] 伸长臂206使骨板200和跟踪头212互连。伸长臂206使跟踪头212的跟踪元件(例如,LED 50)与骨板200隔开。通过这种方式将跟踪元件隔开,从而使其在解剖学部位之上延伸,由此提高跟踪元件和照相机单元36的光学传感器40之间的视线潜能。

[0128] 参考图21,伸长臂206大体为C形,从而在跟踪器头212和骨板200之间定义组织容纳区262。将组织容纳区262配置为在将骨板200安装至骨骼时容纳骨板200之上的皮肤、脂肪、肌肉等软组织。

[0129] 组织容纳区262使得用户能够将软组织从骨骼上撤回(retract),并将骨板200直接安装到骨骼上,之后将释放软组织使之回到骨板200上方的位置。因此,不要求在整个手术过程中使软组织持续后撤。图21示出了在将骨板200安装到股骨F的同时位于组织容纳区262内的皮肤、脂肪、肌肉和筋膜层。具体而言,锐利尖端226穿透骨膜进入股骨F的硬皮层骨。

[0130] 向骨骼内对骨板200进行牢固地单重皮质骨安装,意思是接骨螺钉202仅从外面穿透皮质骨层一次。

[0131] 伸长臂206可以由不锈钢、钴基合金、生物陶瓷、钛合金、钛或其他生物相容材料形成。

[0132] 参考图22,跟踪头212包括多个LED 50、陀螺仪传感器60(未示出)、加速度计70(未示出)和收发器(未示出),收发器用于从照相机单元36和/或导航计算机26接收信号/向照相机单元36和/或导航计算机26发送信号。也可以通过如前所述的有线连接将跟踪头212连接至导航计算机26。

[0133] 跟踪头212包括用于安装至连接器组件214的第一铰合构件264。第一铰合构件264定义了不带螺纹的孔268。

[0134] 在图4以及图23-26中示出了连接器组件214。连接器组件214包括用于使跟踪头212和伸长臂206互连的连接器270。连接器270包括一对第二铰合构件278。在第二铰合构件278之间定义了用于容纳第一铰合构件264的空间280。第二铰合构件278之一具有不带螺纹的孔282,而另一个则具有带螺纹的孔284。带螺纹的调整紧固件286(参见图4)贯穿不带螺纹的孔282进入带螺纹的孔284。

[0135] 在拧紧调整紧固件286时,使第二铰合构件278靠拢在一起,从而对第一铰合构件264造成挤压。其避免了第一铰合构件264相对于第二铰合构件278移动。在放松调整紧固件

286时,第二铰合构件278驰豫到不挤压的位置,在所述位置上,第一铰合构件可在空间280内自由移动。

[0136] 可以通过由铰合构件264、278建立的铰合使跟踪头212相对于骨板200发生倾斜。所述倾斜发生在绕枢轴P的一个自由度内(参见图5)。枢轴P被定义为穿过孔268、282、284的中心。

[0137] 连接器270还具有旋转基座290。旋转基座290与第二铰合构件278集成。旋转基座290具有用于配合安装面258的平的底面(未编号)。

[0138] 旋转基座290定义了开口292。开口292的形状被设定为容纳调整紧固件261的截头圆锥头(frusto-conical head)(未单独编号)。开口292还具有圆柱形孔294。孔294的形状被设定为使调整紧固件261的带螺纹的轴(未单独编号)穿过该孔进入伸长臂206的安装末端的带螺纹的开口260内。

[0139] 在拧紧调整紧固件261时,将旋转基座290拉向安装面258。旋转基座290的底面和安装面258之间的摩擦力避免了连接器270相对于安装面258发生旋转移动。在放松调整紧固件261时,连接器270能够相对于安装面258自由地旋转。因而,能够使跟踪头212相对于骨板200发生旋转。旋转发生在绕旋转轴R的一个自由度内(参见图5和图6)。将旋转轴R定义为中心地通过孔294和带螺纹的开口260。

[0140] 跟踪元件中的一些(例如,LED 50)依赖于与光学传感器40的视线(line-of-sight)向光学传感器40发送跟踪信号。因此,又将这些跟踪元件称为视线跟踪元件。这些跟踪元件必须处于照相机单元36的视场内,并且没有阻挡其向照相机单元36发送跟踪信号。在一个或多个跟踪元件的信号通路受到阻碍时,在某些情况下可能生成错误消息。

[0141] 导航系统20的光学传感器40被配置为接收来自LED 50的信号。导航系统20如前所述控制LED 50的激活,因而导航系统20能够预见到何时将接收到信号。在未接收到某一预期的来自LED 50的信号时,一种可能性是信号通路受阻,该信号受到阻挡而无法发送到照相机单元36。另一种可能性是LED 50未正常工作。

[0142] 如果光学传感器40中的任何一个未能接收到来自LED 50的信号,那么导航计算机26判断存在错误,即使其他传感器仍然接收到了信号。在其他实施例中,如果没有任何光学传感器40接收到信号,那么导航计算机26判断存在错误。在任一种情况下,当导航系统20基于一个或多个传感器40无法从一个或多个LED 50接收信号来判断存在错误时,由导航计算机26生成出错信号。之后,将出错消息显示到显示器28、29上。导航计算机26还将出错信号发送至跟踪器控制器62。

[0143] 在图27所示的实施例中,出错指示器300位于跟踪头312上。跟踪器控制器62激活指示器300,从而使用户意识到所述错误,例如,来自LED 50中的一者或多者的信号受阻。由于导航计算机26能够判断具体是哪个LED 50或那些LED 50未能成功地向一个或多个光学传感器40发送信号,因而在一些实施例中跟踪器40上的每一LED 50可以具有单独的指示器,从而使用户具体地知道LED 50中的哪些受到了阻挡。

[0144] 指示器300包括指示光发射器(诸如指示发光二极管(LED)302)。在跟踪器控制器62从导航计算机26接收到出错信号时,指示LED 302发射第一彩色光,例如,红色、黄色或橙色光。在未接收到出错信号或者在清除错误之后从导航计算机26接收到故障全部解除信号时,指示LED 302发射第二彩色光,例如,绿色或蓝色光。其指示视线未中断,而是至少在所

需数量的LED 50与一个或多个传感器40之间保持着视线。在再次检测到错误时,光从第二彩色光变为第一彩色光。应当认识到,指示LED 302可以包括基于错误状态交替激活的独立的指示LED,即,一个或多个表示错误的第一颜色指示LED以及一个或多个表示无错误的第二颜色指示LED。在其他实施例中,指示器300可以包括LED或LCD显示器,在存在错误时,其发出出错消息和/或可听警报。

[0145] 跟踪头312具有支撑LED 302的主体306。主体306定义了被透明窗口310覆盖的开口(未编号)。LED 302在主体306内处于窗口310的后面,从而使得来自LED 302的光能够通过窗口射出,因而所述光可被用户看到。窗口310还可以包括为LED 302提供预期的光照特性的透镜(未示出)。

[0146] 在图28和29所示的另一实施例中,跟踪头412支撑发射橙色光的第一指示器LED 402以及发射绿色光的第二指示器LED 404。跟踪头412包括支撑LED 50的顶部414。蓝宝石穹顶418覆盖LED 50。跟踪头412还包括底部420。

[0147] 光照环430被俘获于顶部414和底部420之间。指示器LED 402、404在跟踪头412内处于光照环430内,图29对此给出了示意性表示。光照环430优选由白色氧化铝材料形成,并且具有矩形环形状。光照环430发出橙色或绿色光照,其取决于指示器LED 402、404中的哪些受到激活。指示器LED 402、404与跟踪器控制器62通信,如图30所示。焊接环416位于光照环430和底部420之间,以促进组装。

[0148] 在跟踪器控制器62接收到来自导航计算机26的出错信号时光照环430借助于来自第一指示器LED 402的橙色光发光。在未接收到出错信号或者在清除错误之后接收到来自导航计算机26的故障全部解除信号时,光照环借助于来自第二指示器LED 404的绿色光发光。在再次检测到错误时,光照环430从发绿光变为发橙色光。在错误状态的基础上交替激活指示器LED 402、404,即,针对错误状况激活一个或多个第一指示器LED 402,在不存在错误状况时激活一个或多个第二指示器LED 404。

[0149] 采用图31所示的电路来执行指示器LED 402、404的交替激活。图31示出了跟踪器控制器62以及指示器LED 402、404的电气示意图。所述电气示意图示出了促成指示器LED 402、404的交替激活/去激活的电部件。

[0150] 指示器LED 402、404的每个包括阳极432和阴极434。在图31中,指示器LED 402、404的每个的阳极432连接至第一参考电压436,指示器LED 402、404的每个的阴极434连接至第二参考电压438。在一个实施例中,第一参考电压436是+5VDC,第二参考电压438是信号地。指示器LED 402、404的每个的阳极432可以单独地或者组合地连接至第一参考电压438,如图31所示。

[0151] 开关元件M1、M2分别连接于指示器LED 402、404的阴极434和第二参考电压438之间。开关元件M1、M2控制流经指示器LED 402、404的电流,由此控制指示器LED 402、404的操作。还可以将开关元件M1、M2定义为晶体管,更具体而言定义为N沟道MOSFET。MOSFET M1、M2的每个包括栅极、源极和漏极。每一MOSFET M1、M2的栅极连接至跟踪器控制器62。每一MOSFET M1、M2的源极连接至第二参考电压438,更具体而言连接至信号地。每一MOSFET M1、M2的漏极连接至相应的指示器LED 402、404的阴极434。电阻器R1、R2分别连接于指示器LED 402、404的每个的阴极434和每一MOSFET M1、M2的漏极之间。电阻器R1、R2将流经指示器LED 402、404的电流限制到适当的操作电平上。

[0152] 跟踪器控制器62控制指示器LED 402、404的激活/去激活。跟踪器控制器62有选择地控制开关元件M1、M2,从而允许或者避免电流流经指示器LED 402、404。

[0153] 在一个实施例中,跟踪器控制器62将第一指示器控制信号发送至MOSFET M1的栅极。跟踪器控制器62可以响应于其从导航计算机26接收到出错信号而发送所述第一指示器控制信号。第一指示器控制信号使得MOSFET M1在源极和漏极之间形成闭合电路通路,从而使电流自由地流经处于第一和第二参考电压436、438之间的指示器LED 402,由此使指示器LED 402发光。

[0154] 在其他实施例中,跟踪器控制器62向MOSFET M2的栅极发送第二指示器控制信号。跟踪器控制器62可以响应于其从导航计算机26接收到故障全部解除信号或者未接收到出错信号而发送所述第二指示器控制信号。进而,第二指示器控制信号使得MOSFET M2在源极和漏极之间形成闭合电路通路,从而使电流自由地流经处于第一和第二参考电压436、438之间的指示器LED 404,由此使指示器LED 404发光。

[0155] 第一和第二指示器控制信号可以对应于用于控制MOSFET M1、M2的任何适当的预定电压或电流。

[0156] 跟踪器控制器62可以使指示器LED 402、404的激活/去激活交替。在一个实施例中,跟踪器控制器62向MOSFET M2的栅极发送第二指示器控制信号,从而对指示器LED 404去激活。根据一个实施例,跟踪器控制器62可以在指示器LED 402的激活过程中这样做。为了对指示器LED 404去激活,第二指示器控制信号使得MOSFET M2在源极和漏极之间形成开路,从而避免电流流经处于第一和第二参考电压436、438之间的指示器LED 404。或者,跟踪器控制器62可以在LED 404的激活过程中向MOSFET M1的栅极发送第一指示器控制信号,以对指示器LED 402去激活。

[0157] 在一个实施例中,可以有选择地使指示器LED 402、404与跟踪头412分开或者附着至跟踪头412。跟踪头412可以包括设置于其内的印刷电路板(PCB)组件(未示出),其中,使指示器LED 402、404电连接至所述PCB组件。在图31中,将指示器LED 402、404耦合至可与PCB组件可分开、可与PCB组件附接的单元440。为简单起见,在图31中以绕指示器LED 402、404的虚线表示单元440。单元440包括用于将指示器LED 402、404有选择地连接至PCB组件的第一、第二和第三端子442、444和446。第一端子442将指示器LED 402、404的每个的阳极432有选择地连接至第一参考电压436。第二和第三端子444、446将指示器LED 402、404的每个的阴极434有选择地连接至用于每一相应的指示器LED 402、404的MOSFET M1、M2。

[0158] 采用图32所示的电路执行LED 50的控制。图32示出了连接至跟踪器控制器62的LED 50的电气示意图。所述电气示意图示出了促成对LED 50的控制的电部件。

[0159] 在图32中,LED 50的每个包括阳极450和阴极452。LED 50的每个的阳极450连接至第三参考电压454,而LED 50的每个的阴极452则连接至第四参考电压456。在一个实施例中,第三参考电压454是+2VDC,第四参考电压456是信号地。LED 50的每个的阳极450可以单独地或者组合地连接至第三参考电压454,如图32所示。

[0160] 开关元件M3、M4、M5、M6分别连接至LED 50的阴极452。开关元件M3、M4、M5、M6控制流经LED 50的电流,由此控制LED 50的操作。可以进一步地将开关元件M3、M4、M5、M6定义为晶体管,更具体而言,定义为N沟道MOSFET。MOSFET M3、M4、M5、M6中的每个包括栅极、源极和漏极。MOSFET M3、M4、M5、M6中的每个的栅极连接至跟踪器控制器62。每一MOSFET M3、M4、

M5、M6的源极最终连接至第四参考电压456,更具体而言,连接至信号地。在图32中,将MOSFET M3、M4、M5、M6的源极按照并联配置连接至共享线458。每一MOSFET M3、M4、M5、M6的漏极分别连接至LED 50之一的阴极452。

[0161] 跟踪器控制器62控制LED 50的激活/去激活。主要地,跟踪器控制器62有选择地控制开关元件M3、M4、M5、M6,从而允许或者避免电流流经指示器LED 50。

[0162] 在一个实施例中,跟踪器控制器62接收指示跟踪器控制器62将如何控制任何既定的LED 50或者LED 50的组合的输入信号。跟踪器控制器62可以从导航计算机26接收输入信号。作为响应,跟踪器控制器62向连接至任何既定LED 50或者LED 50的组合的一个或多个MOSFET M3、M4、M5、M6的栅极发送LED控制信号。在图32中,跟踪器控制器62发送四个单独的LED控制信号,并且将每一LED控制信号发送至每一MOSFET M3、M4、M5、M6的栅极。在一个实施例中,跟踪器控制器62依次向MOSFET M3、M4、M5、M6发送控制信号,从而依次控制LED 50的激活或去激活。跟踪器控制器62可以根据各种其他配置、顺序、周期或组合向MOSFET M3、M4、M5、M6发送LED控制信号,从而对LED 50加以控制。

[0163] 如果输入信号指示跟踪器控制器62将激活任何既定的LED 50,那么跟踪器控制器62向相应的MOSFET M3、M4、M5、M6的栅极发送LED控制信号。这样做使得MOSFET M3、M4、M5、M6在源极和漏极之间形成闭合电路通路,从而使电流自由地流经处于第三和第四参考电压454、456之间的相应LED 50,继而使相应的LED 50发光。

[0164] 如果跟踪器控制器62未接收到输入信号,或者在输入信号指示跟踪器控制器62将对任何既定的LED 50去激活时,跟踪器控制器62将向MOSFET M3、M4、M5、M6的栅极发送LED控制信号,从而对既定的LED 50去激活。主要地,LED控制信号使得MOSFET M3、M4、M5、M6在MOSFET的源极和漏极之间形成开路,从而避免电流在第三参考电压454和信号地456之间流经LED 50。

[0165] 可以使LED 50与跟踪头412分开或者附着至跟踪头412。在图32中,将每一LED 50耦合至单元460,单元460可与PCB组件分开、可与PCB组件附接。为简单起见,在图32中通过绕LED 50的每个的虚线来表示每一单元460。在一个实施例中,每一单元460包括用于将每一LED 50有选择地连接至PCB组件的第一和第二端子462、464。在图32中,第一端子462有选择地将每一LED 50的阳极450连接至第三参考电压454。第二端子464将每一LED 50的阴极452有选择地连接至每一相应的MOSFET M3、M4、M5、M6的漏极。

[0166] 在图32中,提供了用于测量任何既定LED 50或者LED 50的组合的工作电压的电压感测电路470。所述电压感测电路包括被布置为串行RC电路的电阻器R3和电容器C1。电压感测电路470一般连接于LED 50和跟踪器控制器62之间。电阻器R3在共享电路458处连接至MOSFET M3、M4、M5、M6的源极,电容器C1连接于电阻器R3和第四参考电压456之间。在一个实施例中,电压感测电路470测量第三和第四参考电压454、456之间的LED50的工作电压。

[0167] 电压感测电路470将表示LED 50的测量工作电压的电压感测信号发送至跟踪器控制器62。在一个实施例中,电压感测电路470保护LED 50使其免受不适当的电压状况的影响。跟踪器控制器62可以对电压感测信号进行处理,以及作为响应基于电压感测信号的值来修改LED控制信号。例如,如果跟踪器控制器62判断电压感测信号高于预定阈值水平,那么跟踪器控制器62可以改变LED控制信号的电压。在另一实施例中,跟踪器控制器62利用电压感测电路470判断LED 50是否发生故障。跟踪器控制器62可以将LED 50的故障传达给导

航系统20,从而使导航系统20能够预计到这样的故障,并相应地做出响应。可以根据各种其他配置和方法实施电压感测电路470。

[0168] 在图32中,提供了用于测量任何既定LED 50或者LED 50的组合的工作电流的电流感测电路480。电流感测电路480保护LED 50使其免受不适当的电流状况的影响。电流感测电路480包括被布置为串行RC电路的电阻器R4和电容器C2。电流感测电路480一般连接于LED 50和跟踪器控制器62之间。电阻器R4在共享电路458处连接至MOSFET M3、M4、M5、M6的源极,电容器C2连接于电阻器R4和信号地456之间。在一个实施例中,电流感测电路480测量在第三和第四参考电压454、456之间通过的LED的总工作电流。

[0169] 在一种操作模式当中,电流感测电路480向跟踪器控制器62提供电流感测信号。可以由测量的LED 50的工作电流导出所述电流感测信号。跟踪器控制器62可以对电流感测信号进行处理,并判断电流感测信号是否符合预定值。例如,跟踪器控制器62可以判断电流感测信号是否高于预定阈值电压水平。

[0170] 在图32中还提供了用于限制提供给LED 50的电流的限流电路482。在图32中,限流电路482包括用于调节通过LED 50的电流的放大器484。放大器484包括第一和第二输入端子486、488以及输出端子490。限流电路482包括用于控制通过LED 50的电流的MOSFET M7。MOSFET M7包括栅极、源极和漏极。

[0171] 放大器482的第一输入端子486连接至跟踪器控制器62。放大器482的第二输入端子488连接至MOSFET M7的栅极和源极。在第二输入端子488和MOSFET M7的栅极之间包含电容器C3。在第二输入端子488和MOSFET M7的源极之间包含电阻器R5。电阻器R6连接于MOSFET M7的源极和信号地456之间。放大器482的输出端子490连接至MOSFET M7的栅极。电阻器R7连接于放大器484的输出490和MOSFET M7的栅极之间。MOSFET M7的漏极在共享线路458处连接至MOSFET M3、M4、M5、M6的源极。

[0172] 在一种操作模式中,跟踪器控制器62向限流电路482发送限流信号。跟踪器控制器62可以基于电流感测电路480提供的电流感测信号的值发送限流信号。在图32中,在放大器482的第一输入端子486处接收跟踪器控制器62发送的限流信号。放大器484基于接收自跟踪器控制器62的限流信号来控制MOSFET M7。在一种情况下,放大器484响应于限流信号对LED50的每个去激活。具体地,放大器484从输出端子490向MOSFET M7的栅极输出信号。这样做使得MOSFET M7在源极和漏极之间形成了开路。因而,避免了电流在第三和第四参考电压454、456之间流动,由此对LED 50中的每个去激活。在其他实施例中,响应于限流信号,放大器限制流经LED 50的电流,但是不完全对LED 50去激活。

[0173] 可以根据各种其他配置和方法实施电流感测电路480和限流电路482。

[0174] 在一些实施例中,跟踪器44可以包括四个或更多跟踪LED 50,因而在来自LED 50之一的跟踪信号受到阻挡时,仍然能够从其余的LED 50获得位置和取向数据。在这种情况下,在生成任何出错信号之前,导航计算机26将首先运行一个完整的跟踪周期。所述完整的跟踪周期包括依次激活跟踪器44上的所有LED 50,以判断光学传感器40在所述跟踪周期内是否接收到了来自至少三个所述LED 50的跟踪信号。如果在所述跟踪周期内光学传感器40(或者在一些实施例中所有的光学传感器都)没有接收到来自至少三个LED 50的跟踪信号,那么生成出错信号。

[0175] 将导航系统20配置为通过外科医生或其他医务人员辅助跟踪器44的定位。这一辅

助有助于将跟踪头212(或者跟踪头312、412)放置到在LED 50和光学传感器40之间提供视线的预期取向内,并且有助于减少否则可能在手术过程中遇到的视线错误。

[0176] 一旦将骨板200安装到了骨骼上(例如股骨F),跟踪头212就可通过连接器组件214相对于骨板200移动。具体而言,跟踪头212可绕枢轴P和旋转轴R移动(参见图4)。连接器组件214允许跟踪头212相对于骨板200在这两个自由度内移动,从而将跟踪头212置于预期取向内。其有助于在LED 50和光学传感器40之间提供视线。

[0177] 在导航开始之前,指示医务人员将跟踪头212放置到初始取向上,在该取向上,跟踪头212在视觉上呈现出的取向使得LED 50处于光学传感器40的视线内,并且在手术过程中不受阻挡。一旦用户将跟踪头212放置到了初始取向内,导航计算机26就向设置跟踪器44的医务人员提供指令,指示其如何在必要的情况下进一步移动跟踪头212,从而达到预期取向。

[0178] 导航计算机26首先确定跟踪头212的初始取向,以及跟踪头212是否已经处于预期取向内。如果跟踪头212未处于预期取向内,那么导航系统20通过显示在显示器28、29上的软件指令指示用户在一个或多个自由度内相对于骨板200移动跟踪头212,从而使其达到预期取向。

[0179] 跟踪器44包括取向传感器320,如图22所示。在一个实施例中,取向传感器320是被配置为沿三个轴,即x轴、y轴和z轴测量重力(加速度)的三轴重力传感器320。

[0180] 重力传感器320位于跟踪头212内。重力传感器320操作连接至跟踪器控制器62。跟踪器控制器62从重力传感器320接收相对于x轴、y轴和z轴的重力测量结果。导航系统20对这些信号进行分析,以确定跟踪头212相对于重力的当前取向。应当认识到,在一些实施例中可以采用加速度计70作为重力传感器320。

[0181] 参考图22,将x轴和y轴定向为处于跟踪头212的平行于跟踪头212的正面的平面内。Z轴具有垂直于x轴和y轴的取向。在沿z轴的重力测量结果为零时,重力不沿z轴作用,这意味着跟踪头212的x-y平面具有竖直取向。

[0182] 参考图33A和33B,在一个实施例中,预期取向包括使绕枢轴P和旋转轴R的倾角被设定为使得z轴重力测量结果为零的角度。

[0183] 参考图33A,将LED 50发送的信号视为视线跟踪信号,其具有定义信号发射区域324的中心的中央信号轴322。在一个实施例中,还将预期取向定义为使LED 50的中央信号轴322垂直于重力方向,例如,垂直于具有沿重力方向的取向的向量326。

[0184] 在这一实施例中,导航计算机26被配置为指示用户调整跟踪头212的倾角,直到z轴重力测量结果为零为止。其发生在跟踪头212的x-y平面相对于重力向量326具有竖直取向的时候,如图33B所示。

[0185] 由导航系统20通过显示器28、29执行针对用户的对倾角进行调整的指令,在显示器中通过图形表示跟踪头212的当前取向。随着用户改变倾角对当前取向进行动态调整。还通过图形示出了跟踪头212的预期取向,从而使用户能够直观地判断当前取向与预期取向的接近程度。在当前取向处于预期取向内时,显示器28、29可以闪绿光,或者可以具有其他可视指示器,以表明跟踪头212相对于重力处于预期取向内。应当认识到,预期取向可以与理想取向之间存在预定义偏差,例如,+/-10度、+/-5度或者+/-2度的偏差,在所述理想取向内,x-y平面精确地垂直于重力。

[0186] 在替代实施例中,在当前取向处于预期取向内时,可以通过激活跟踪头212上的LED使其发出绿色光而向用户发出这一指示。或者,可以在跟踪器44上提供可听指示器,以指示跟踪头212处于预期取向内。

[0187] 一旦将所述倾角设定为使跟踪头212处于相对于重力的预期取向内(例如,参考图33B),就将连接器组件214的调整紧固件286拧紧,从而使跟踪头212不能相对于骨板200倾斜。在一些情况下,可以只需对跟踪头212进行倾斜调整,就能够将跟踪头212置于预期取向内。

[0188] 在其他情况下,可能在倾斜调整之后需要绕旋转轴R进行旋转调整才能将跟踪头212置于预期取向内。在这些情况下,预期取向可能包括额外的旋转调整,其中,使沿z轴的重力测量结果从大约为零变为非零。调整还可以是迭代的,其中,首先执行将跟踪头212竖直放置的倾斜调整,之后执行使沿z轴的重力测量结果不为零的旋转调整,之后再执行将z轴重新置于大约为零的位置(从而使跟踪头212回到竖直位置)的倾斜调整。

[0189] 在旋转调整过程中,通过光学传感器40对LED 50进行跟踪。具体而言,导航计算机26被配置为基于由光学传感器40所接收的信号来判断跟踪头212的哪一旋转取向提供了通往LED 50的最佳视线。

[0190] 可以指示用户使跟踪头212一次或多次发生经过最大移动范围的旋转,例如,360度,由此确定预期旋转取向。在对跟踪头212进行旋转的同时,导航计算机26判断在绕R轴的哪些旋转位置(例如,旋转角)处,存在针对每一LED 50的视线;以及在哪些旋转位置处不存在针对每一LED 50的视线。其可以包括使跟踪头212在膝关节的各个位置处(例如,在膝关节的屈曲和伸展位置)发生经过其最大移动范围的旋转。这样将确定对于每一LED 50而言绕R轴的一定范围的视线位置。之后,能够采用最佳拟合算法确定最佳地拟合到所有LED 50的各视线位置范围内的绕R轴位置。

[0191] 导航计算机26通过显示器28、29指示用户对跟踪头212进行旋转,直到当前旋转位置满足导航计算机26确定的预期旋转位置为止。例如,参考图34B所示的预期旋转位置,其与图34A所示的当前旋转位置形成了对照。可以在显示器28、29上显示当前旋转位置和预期旋转位置的表示并且随着用户为了达到预期旋转位置而做出的调整而动态地改变当前旋转位置,由此而完成对用户的指示。

[0192] 与对倾角进行调整的情况类似,可以通过激活跟踪头212上的LED使其发出绿色光而向用户指示旋转位置何时处于预期旋转位置上。或者,可以在跟踪器44上提供可听指示器,以指示当前旋转位置处于预期旋转位置上。应当认识到,预期旋转位置可以包括与理想旋转位置的预定义偏差,例如, $\pm 10\%$ 、 $\pm 5\%$ 或者 $\pm 2\%$ 的偏差。

[0193] 在满足预期旋转取向时,拧紧连接器组件214的调整紧固件261,从而使跟踪头212不能相对于骨板200旋转。现在,跟踪头212被固定,避免其相对于骨板200和骨骼发生移动。

[0194] 在一些实施例中,在对倾角和旋转角的调整过程中,通过光学传感器40对LED 50进行跟踪。具体而言,导航计算机26被配置为基于光学传感器40所接收的信号来判断跟踪头212的哪一倾斜和旋转取向提供了从LED 50到光学传感器40的最佳视线。

[0195] 在这些实施例中,可以指示用户使跟踪头212一次或多次发生经过其最大移动范围的倾斜和旋转,所述倾斜和旋转可以是顺次或者交替进行的,由此能够确定预期取向。在使跟踪头212发生倾斜和旋转的同时,导航计算机26判断在绕P轴和R轴的哪些倾斜和旋转

位置(例如,倾角和旋转角)处存在针对每一LED 50的视线,以及在哪些倾斜和旋转位置上不存在针对每一LED 50的视线。这样将确定对于每一LED 50而言绕P轴和R轴的一定范围的视线位置。之后,能够采用最佳拟合算法确定最佳地拟合到所有LED 50的各视线位置范围内的绕P轴和R轴的位置。

[0196] 这一过程可以是迭代的,其可以包括由用户绕P轴和R轴做几次调整,以找到跟踪头212的适当位置。在某些情况下,由于用户设定的不佳初始取向,因而导航计算机26可能无法识别出对于所有LED 50均保持视线的取向。在这种情况下,导航计算机26可以首先指示用户重新设定跟踪头212的取向,从而使LED 50在视觉上看起来面向光学传感器40,之后继续通过各种移动来测量跟踪头212的取向,从而找到对于所有LED 50均保持视线的最佳拟合。

[0197] 在一些情况下,可以首先处理倾斜调整,其借助于有可能在包括屈曲位置和伸展位置的多个膝盖位置处使跟踪头212一次或多次发生通过其整个倾斜运动范围的移动。之后,确定最佳拟合倾角,继而将倾角固定到所述最佳拟合倾角上。尔后,可以使跟踪头212一次或多次发生通过其整个旋转运动范围的移动,所述移动有可能发生在包括屈曲和伸展位置的多个膝盖位置上。之后,确定最佳拟合旋转角,继而将旋转角固定到所述最佳拟合旋转角处。

[0198] 在一些实施例中,可以将第三自由度调整至预期位置,例如,跟踪器44的高度。在所示的实施例中,仅对两个自由度进行调整,因为跟踪器44随着外科医生使膝关节发生屈曲而上下移动。在这种情况下,可以使跟踪头212的LED 50相对于光学传感器40升高或降低而不破坏LED 50和传感器40之间的视线。

[0199] 图35-51示出了螺丝刀500。采用螺丝刀500放置接骨螺钉202。

[0200] 参考图36,螺丝刀500包括集成冲击器502,其将每一接骨螺钉202在扭转之前冲压到骨骼内。在采用螺丝刀500顶压接骨螺钉202时,冲击器502在后弹簧504中存储能量。所述能量最终被作为将接骨螺钉202推动到骨骼当中的力而释放。冲击器502开始于不存储能量的静置状态,之后对其进行操作从而逐渐增大存储的能量,继而致动冲击器释放所述能量。

[0201] 螺丝刀500包括主体。主体包括鼻管508、中管510和后盖512。鼻管508、中管510和后盖512是单独的零件,将它们以可脱解的方式连接到一起,从而达到组装内部部件的目的。应当认识到,在其他实施例中,可以将鼻管508、中管510和后盖512永久性地固定到一起。

[0202] 鼻管508具有大体为圆锥形的远端514。鼻管508从其远端514延伸至外面带螺纹的近端516。鼻管508是中空的。鼻管508定义了近端孔518和远端孔520。近端孔518的截面积大于远端孔520。近端孔518的截面积是圆形的,远端孔520的截面积是六边形的。

[0203] 中管510大体呈圆柱形。中管510具有内部带螺纹的远端522和外面带螺纹的近端524。将内部带螺纹的远端522按螺纹拧到鼻管508的外面带螺纹的近端516上。

[0204] 后盖512具有顶部526。后盖512从顶部526向远处延伸至内部带螺纹部分528。内部带螺纹的部分528按螺纹拧到中管510的外面带螺纹的近端524上。

[0205] 冲击器502包括设置在中管510内的锤子530。锤子530大体呈圆柱形。将后弹簧504设置到后盖512和锤子530之间。后弹簧504在远端对锤子530进行偏置。可以通过后盖512的松紧来调整后弹簧504的压缩,以降低或提高锤子530的存储能量。

[0206] 在锤子530内形成容纳孔532。容纳孔532是绕锤子530的中心轴设置的。容纳孔532呈圆柱形。在垂直于容纳孔532的方向形成交叉孔534(参考图46)。

[0207] 冲击器502包括位于交叉孔534内的触发器536。触发器536呈半圆柱形。触发器536具有平底538(参见图47)。在触发器536中定义了通孔540。当冲击器502处于静置状态时,板簧542将触发器536偏置到使通孔540相对于容纳孔532发生偏移(即,使它们发生错位)的位置。

[0208] 驱动杆544最终接收到冲击器502中存储的能量,以驱动接骨螺钉202。驱动杆544具有带近端548的圆柱形轴546。近端548的形状被设计以配合锤子530的容纳孔532内的容纳。

[0209] 突出部(boss)550位于驱动杆544的近端548上,以形成肩突552(参见图50)。在冲击器502的静置状态下,肩突552啮合触发器536的平底538。在这种状态下,凸出部550伸入到在触发器536中定义的通孔540内,但是肩突552避免了圆柱形轴546进入通孔540。

[0210] 驱动杆544具有带远端556的六方轴554。六方轴554与鼻管508的六边形远端孔520配合,从而使用户对主体的旋转还使六方轴554发生旋转。远端556具有适于啮合接骨螺钉202的头部的特征,从而在旋转螺丝刀500的主体时,旋转接骨螺钉202并将其驱动到骨骼内。

[0211] 将套环558固定到六方轴554上。套环558避免了驱动杆544落到鼻管508以外。套环558是圆柱形的,从而与鼻管508的近端孔518配合。

[0212] 将弹簧帽560在中管510内居中设置到鼻管508和锤子530之间。将弹簧帽560压力配合到中管510内。

[0213] 绕驱动杆544的圆柱形轴546设置杆簧(rod spring)562。杆簧562作用于弹簧帽560和驱动杆544的套环558之间,从而在锤子530被致动之后使螺丝刀500返回静置状态。弹簧帽560定义了用于容纳驱动杆544的圆柱形轴546并使圆柱形轴546居中设置于中管510内的通孔(未编号)。

[0214] 通过抓住后盖512和/或中管510并在远端用力推动它们而以螺丝刀500顶压接骨螺钉202。由此使接骨螺钉202顶压骨骼。与此同时,驱动杆544在中管510内发生近端行进。肩突552对触发器536进行近端推动,同时板簧542保持触发器536的通孔540与锤子530的容纳孔532错位。

[0215] 中管510包括倾斜内表面566。在触发器536抵达倾斜内表面566时,倾斜内表面566与触发器536啮合。在这种情况下发生时,倾斜内表面566起着类似于凸轮的作用,从而按照使触发器536的通孔540居中,并使通孔540与锤子530的容纳孔532对准的方式来推动触发器536。类似地,现在驱动杆544的近端548被对准为匹配到通孔540内,这样允许触发器536沿驱动杆544滑动,由此释放锤子530。此时,锤子530在后弹簧504的推动下向前移动。

[0216] 由于锤子530中的容纳孔532具有预定义深度,因而驱动杆544的近端548上的凸出部550最终达到容纳孔532的底部,锤子530的力被传递到驱动杆544和接骨螺钉202上,从而将接骨螺钉202冲压到骨骼内。

[0217] 其他实施例

[0218] 在一个实施例中,在对跟踪器44、46、48的每个进行有源跟踪时,LED的激发是这样发生的,即,激发来自跟踪器44的一个LED 50,之后激发来自跟踪器46的一个LED 50,之后

是来自跟踪器48的一个LED 50,之后是来自跟踪器44的另一LED 50,之后是来自跟踪器46的另一LED 50,依此类推直到激发了所有LED 50为止,之后对所述序列进行重复。可以通过从照相机单元36上的收发器(未示出)发送到跟踪器44、46、48上的收发器(未示出)的指令信号或者通过从导航计算机26到跟踪器44、46、48的每个的跟踪器控制器62的有线连接完成这一顺序的激发。

[0219] 可以按照闭环方式采用导航系统20,以控制通过手术切割器械实施的手术过程。器械22和受到切割的解剖学部位两者均配备有跟踪器50,从而使得导航系统20能够跟踪器械22以及受到切割的解剖学部位(例如骨骼)的位置和取向。

[0220] 在一个实施例中,导航系统20是用于处理组织的机器人手术系统的一部分。在一些版本中,机器人手术系统是用于将物质(例如,骨骼或软组织)从患者解剖学部位切除的机器人手术切割系统。可以采用所述切割系统对骨骼加以准备以接受手术植入物,例如,髌部和膝盖植入物,包括单髌、双髌或全膝关节植入物。在名为“Prosthetic Implant and Method of Implantation”的美国专利申请No.13/530527中示出了这些类型的植入物中的一些,通过引用将其公开内容并入本文。

[0221] 在一个实施例中,导航系统20与机器人控制系统(其可以包括操纵器控制器54)通信。导航系统20将位置和/或取向数据传达给机器人控制系统。所述位置和/或取向数据表示器械22相对于解剖学部位的位置和/或取向。这一通信提供了闭环控制,以控制解剖学部位的切割,从而使切割发生在预定义边界内。

[0222] 在一个实施例中,股骨F和胫骨T的每个都具有要由手术器械22的工作端去除的目标体积的物质。所述目标体积是由一个或多个边界所定义的。所述边界定义了应当在所述过程之后保留的骨骼的表面。在一些实施例中,导航系统20对手术器械22进行跟踪和控制,以确保工作端(例如,钻)仅去除目标体积的物质,而不会伸到边界之外,如2013年8月2日提交的名为“Surgical Manipulator Capable of Controlling a Surgical Instrument in Multiple Modes”的美国专利申请No.13/958070中所公开的,通过引用将其公开内容并入本文。

[0223] 在上文的描述当中讨论了几个实施例。但是,文中讨论的实施例并非意在进行穷举或者使本发明局限于任何特定形式。意在使所采用的术语具有描述性文字的性质而非限制性。考虑到上述教导很多修改和变化都是可能的,可以按照与具体描述的不同的方式实践本发明。

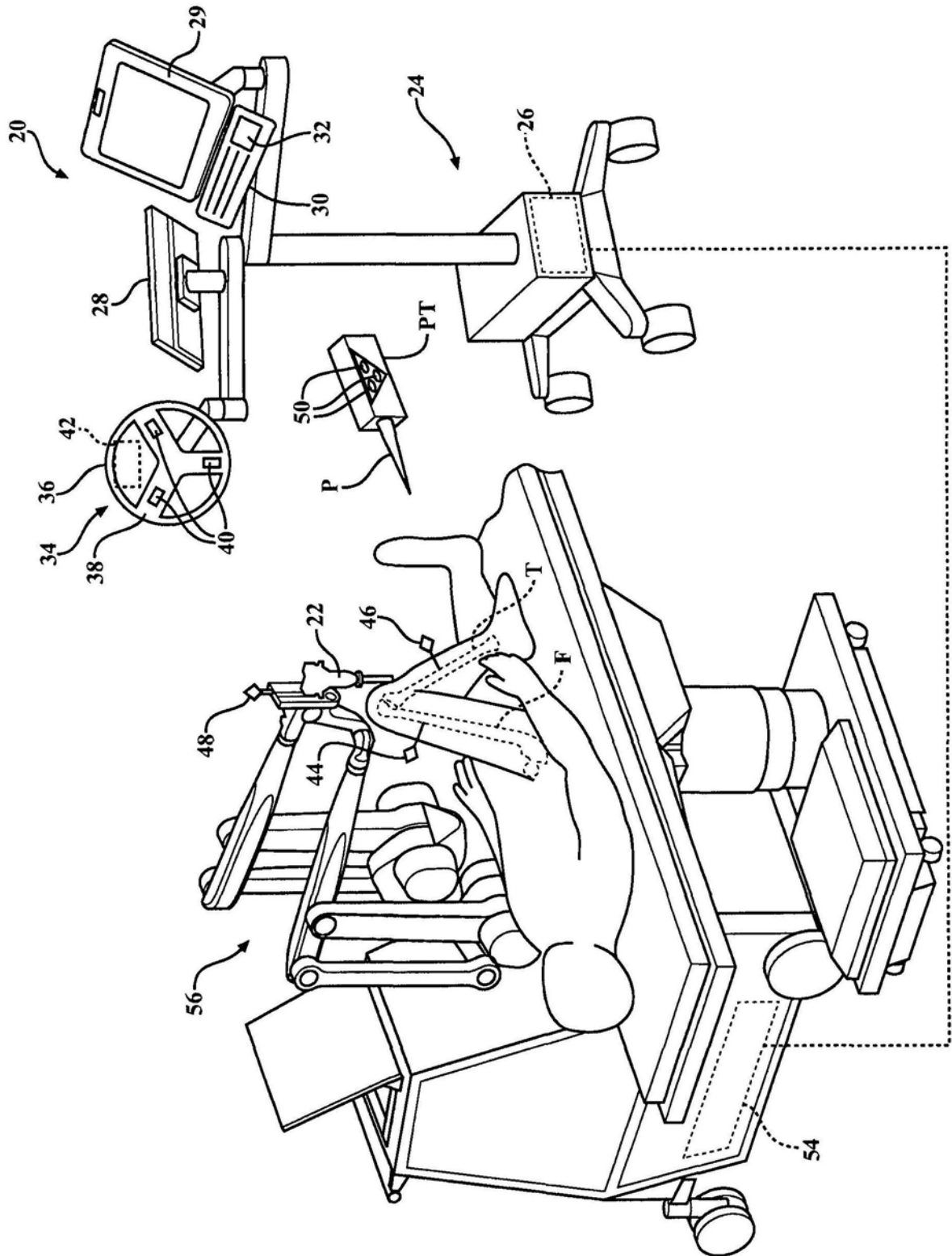


图1

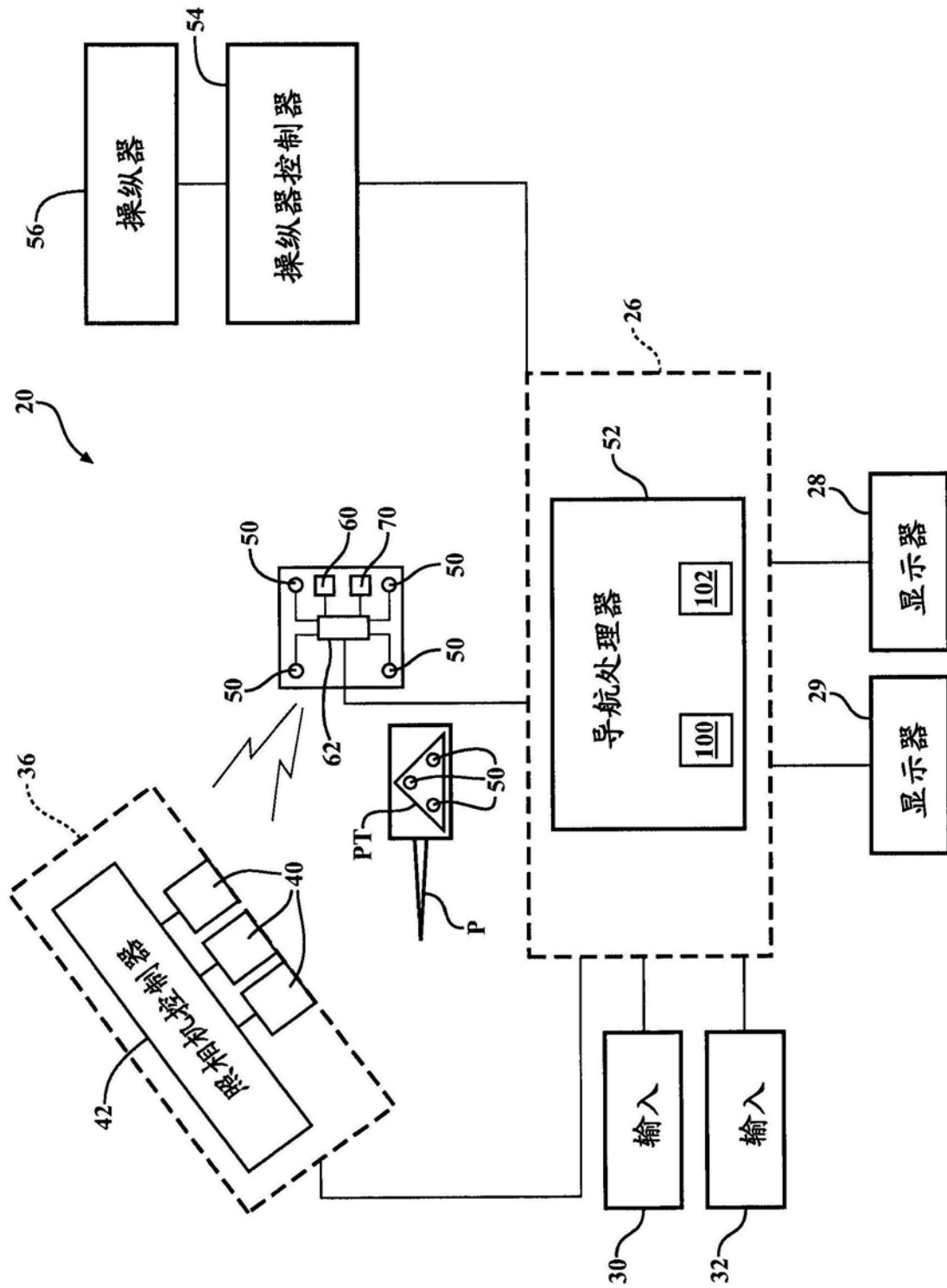


图2

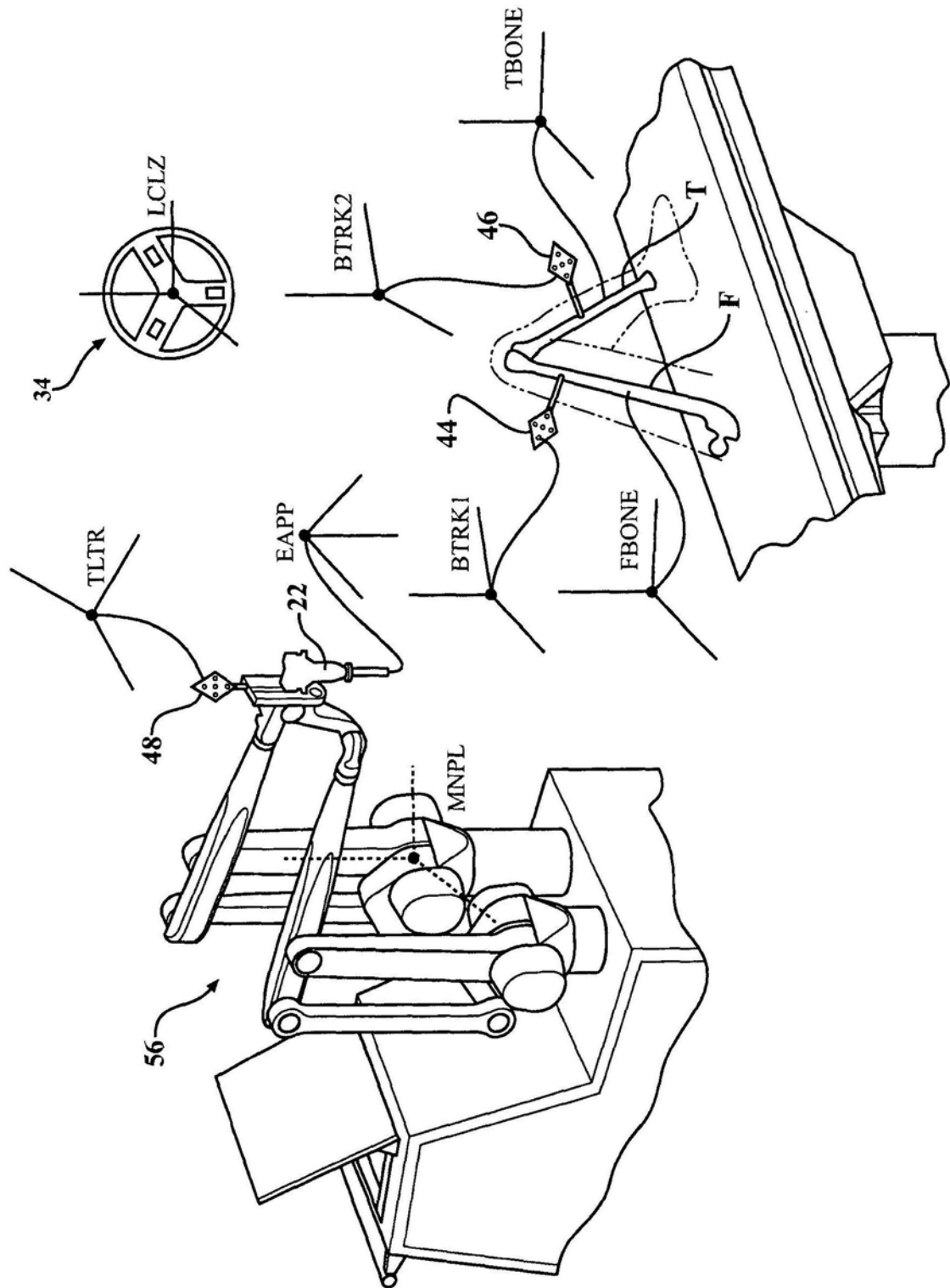


图3

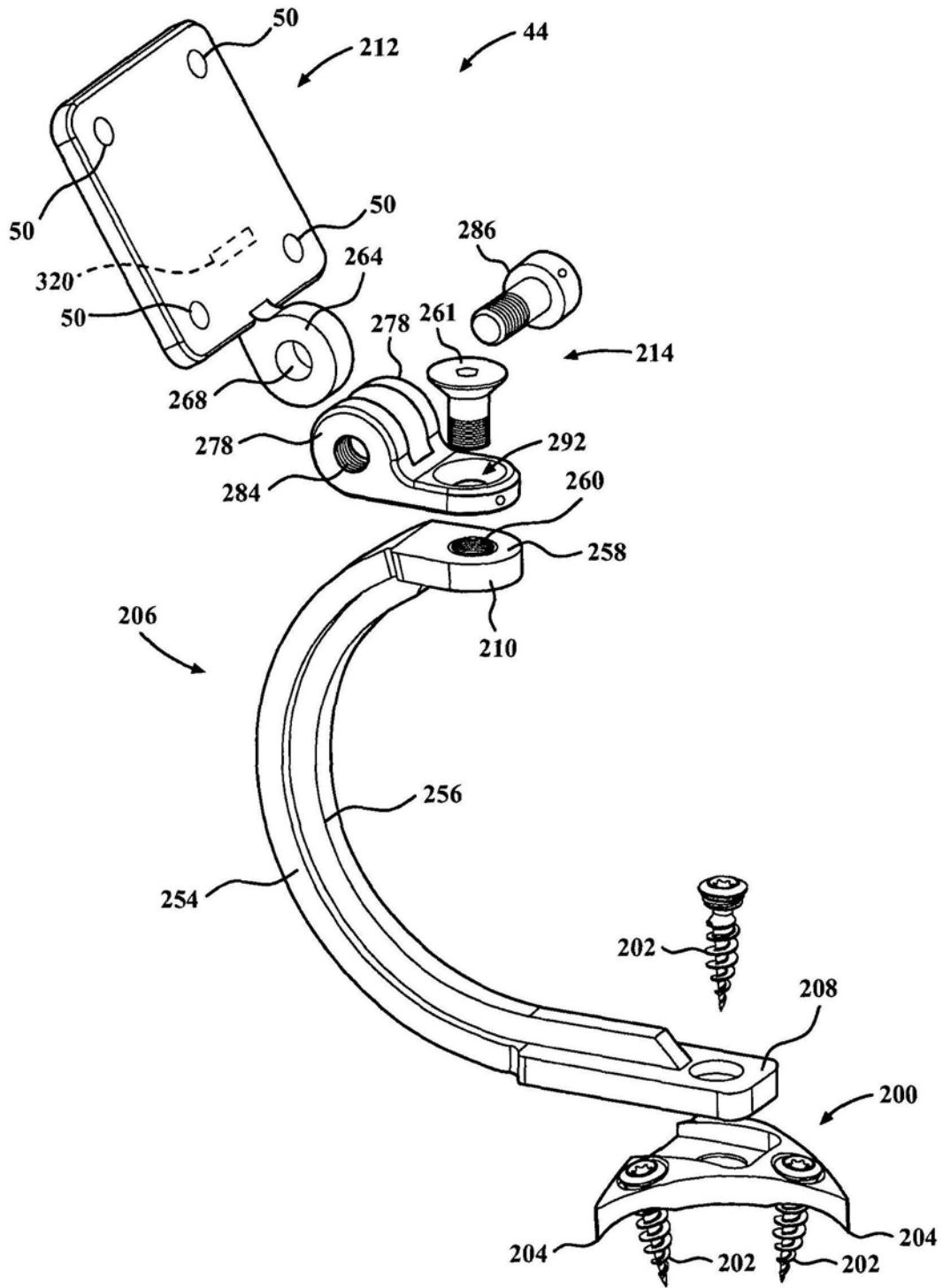


图4

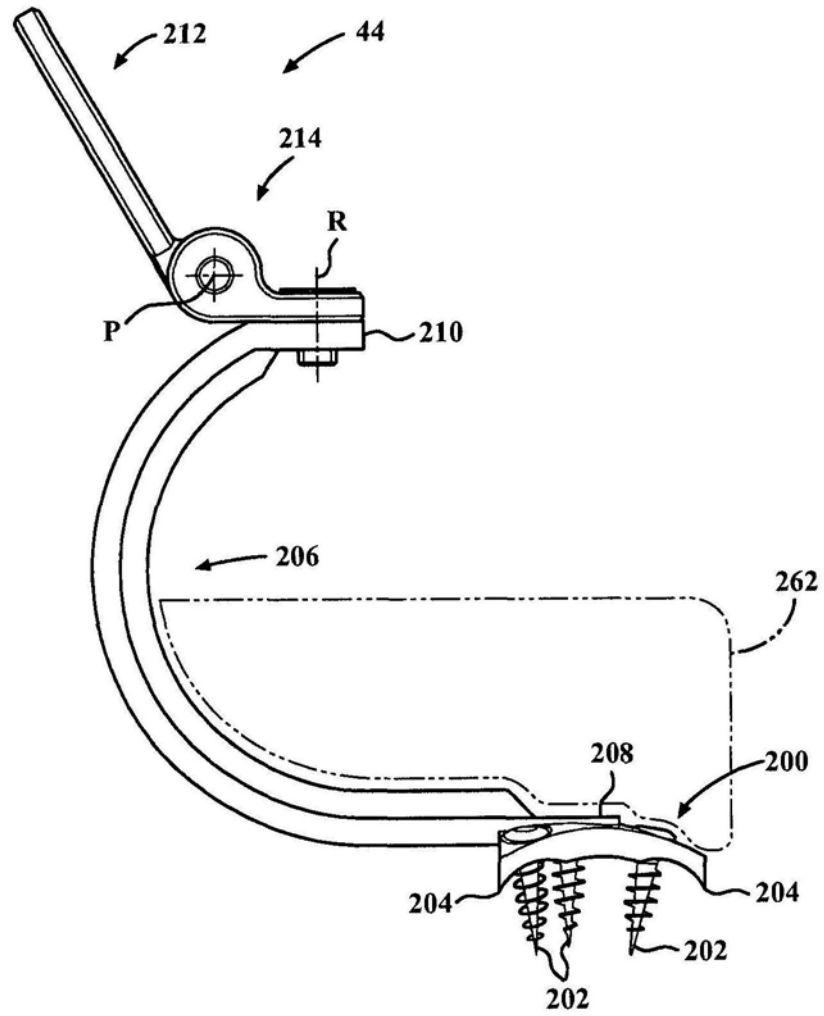


图5

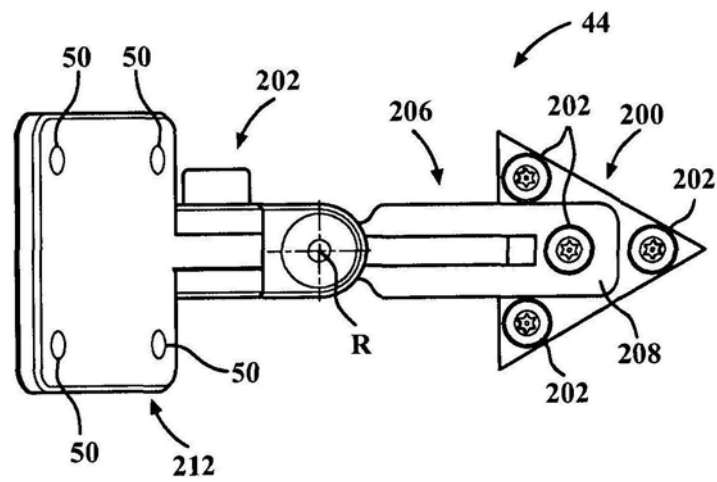


图6

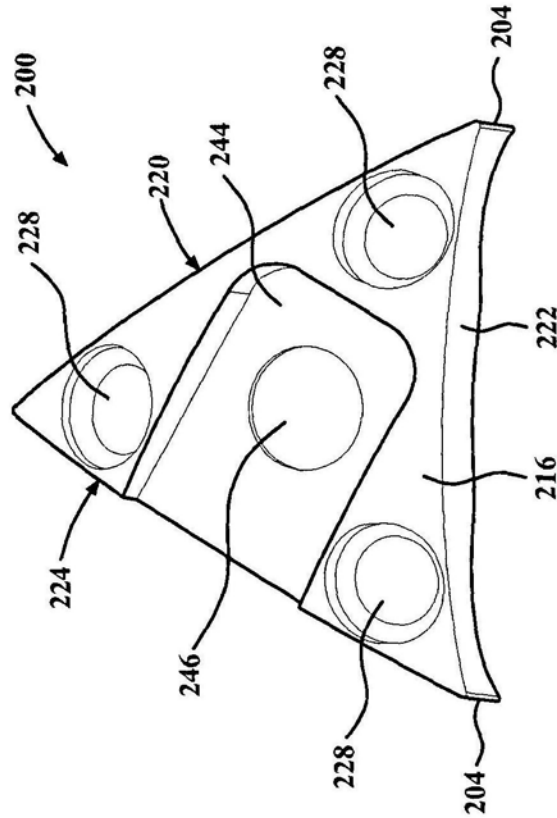


图7

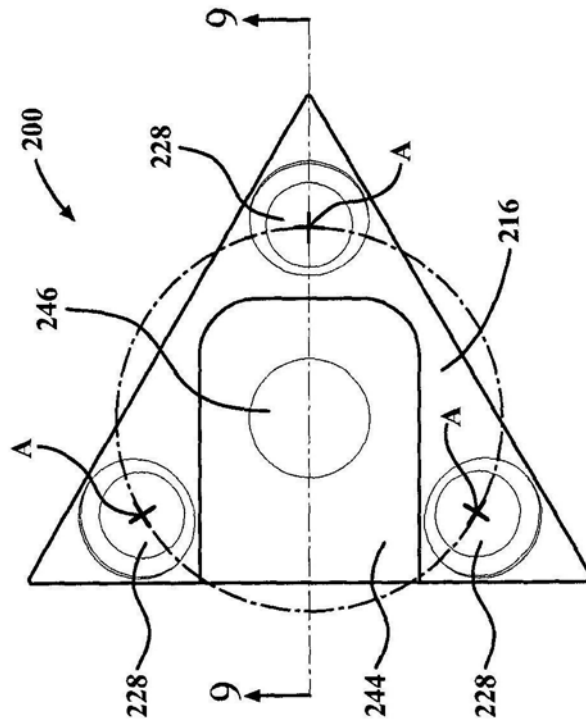


图8

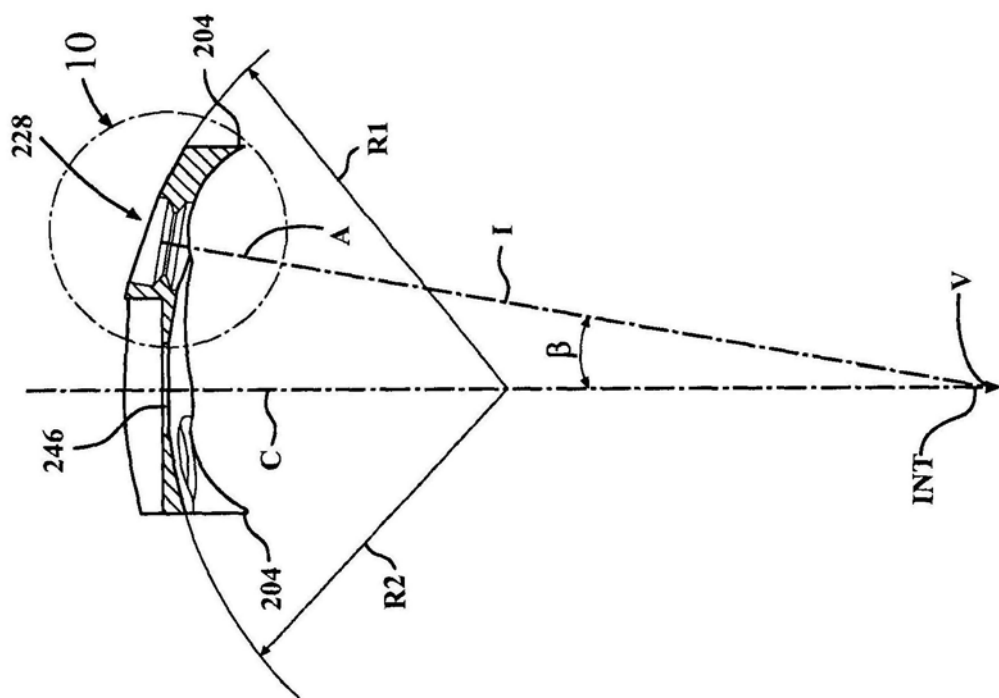


图9

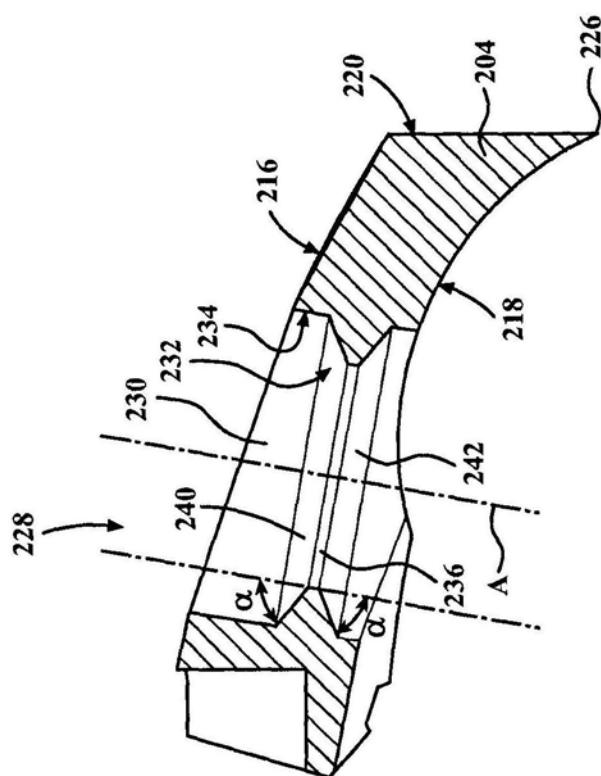


图10

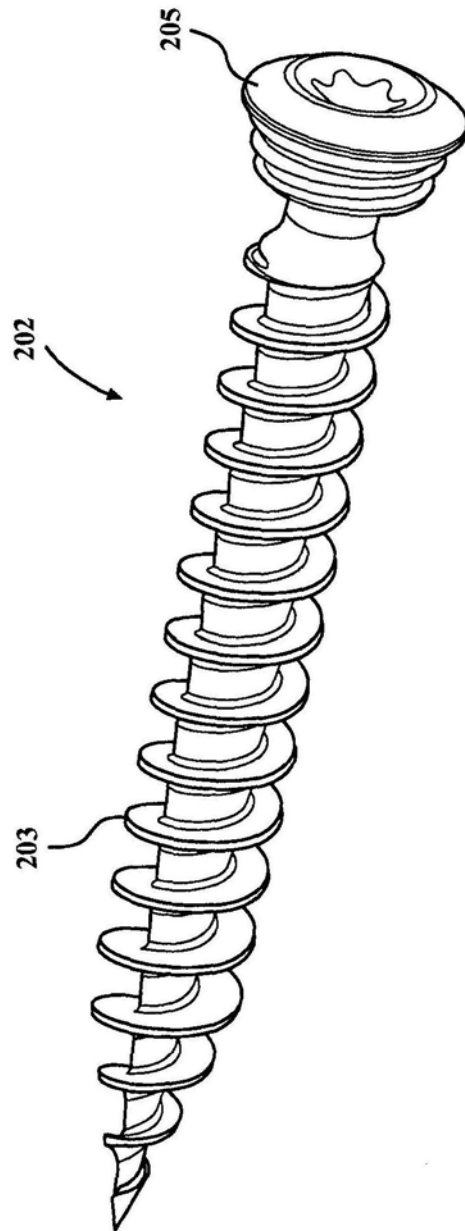


图11

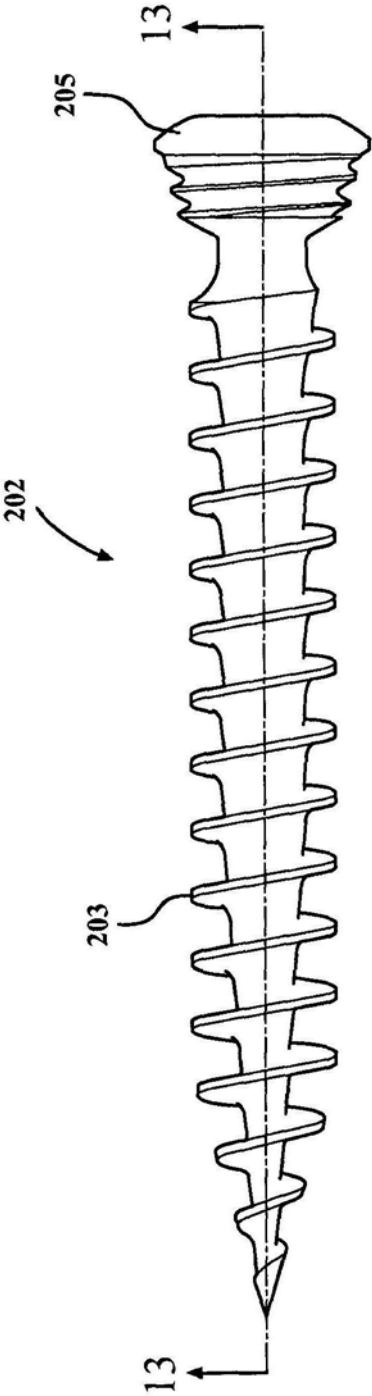


图12

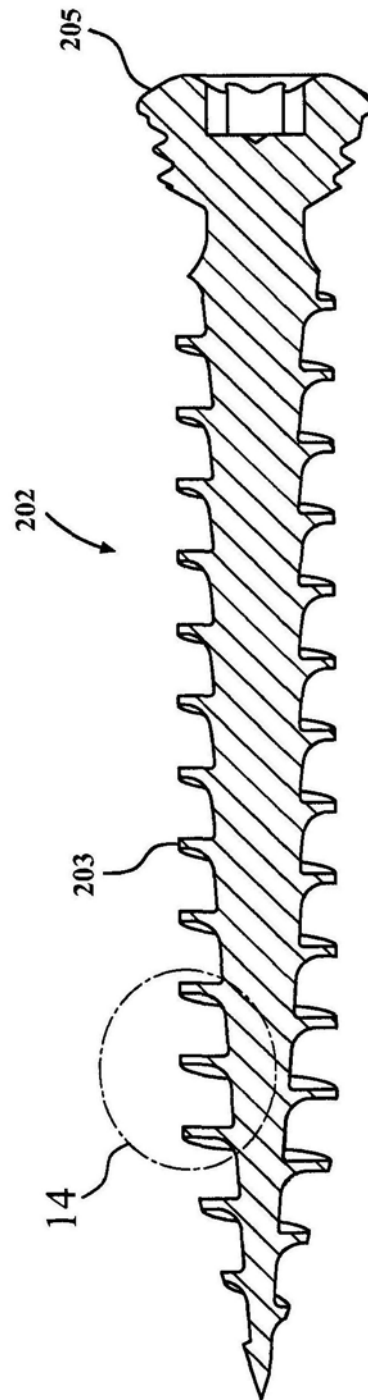


图13

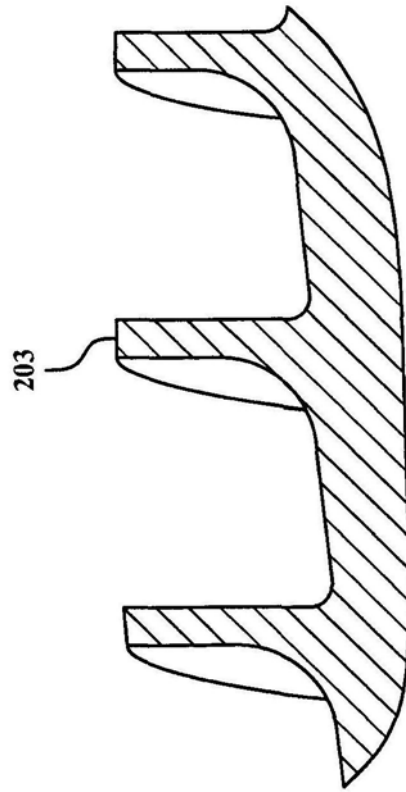


图14

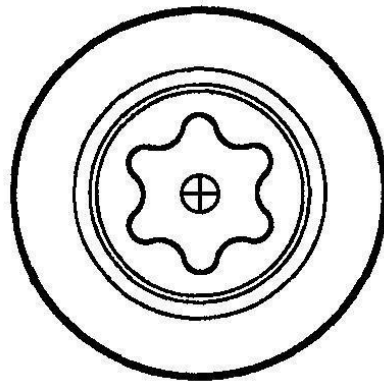


图15

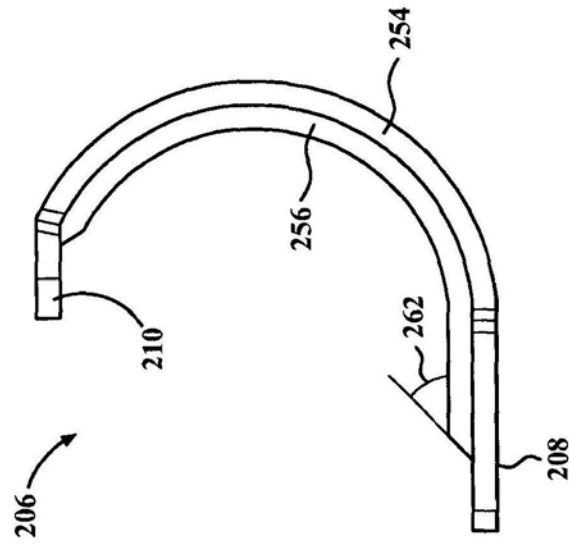


图16

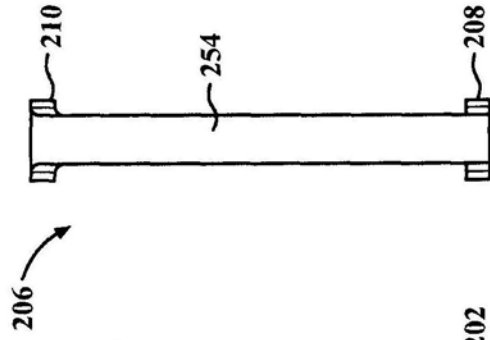


图18

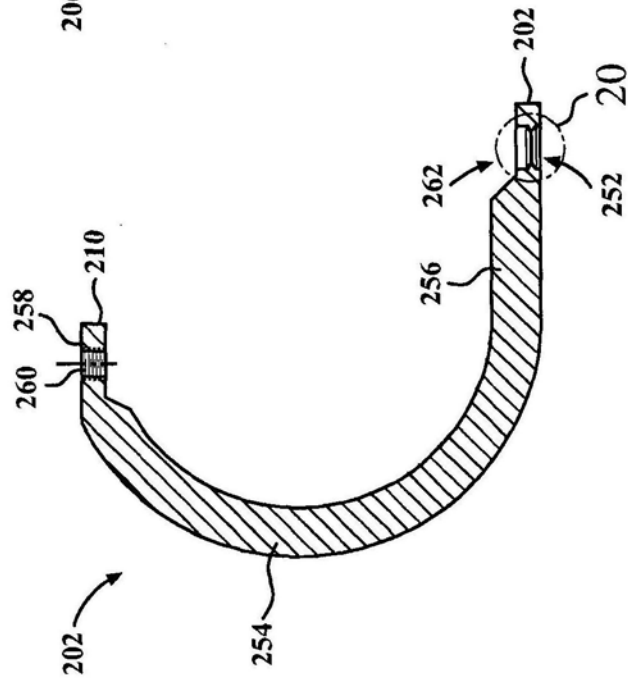


图17

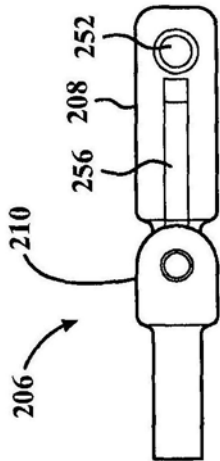


图19

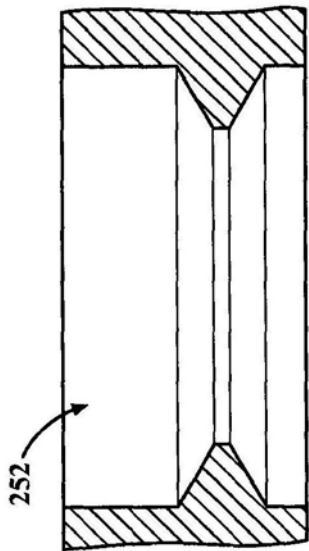


图20

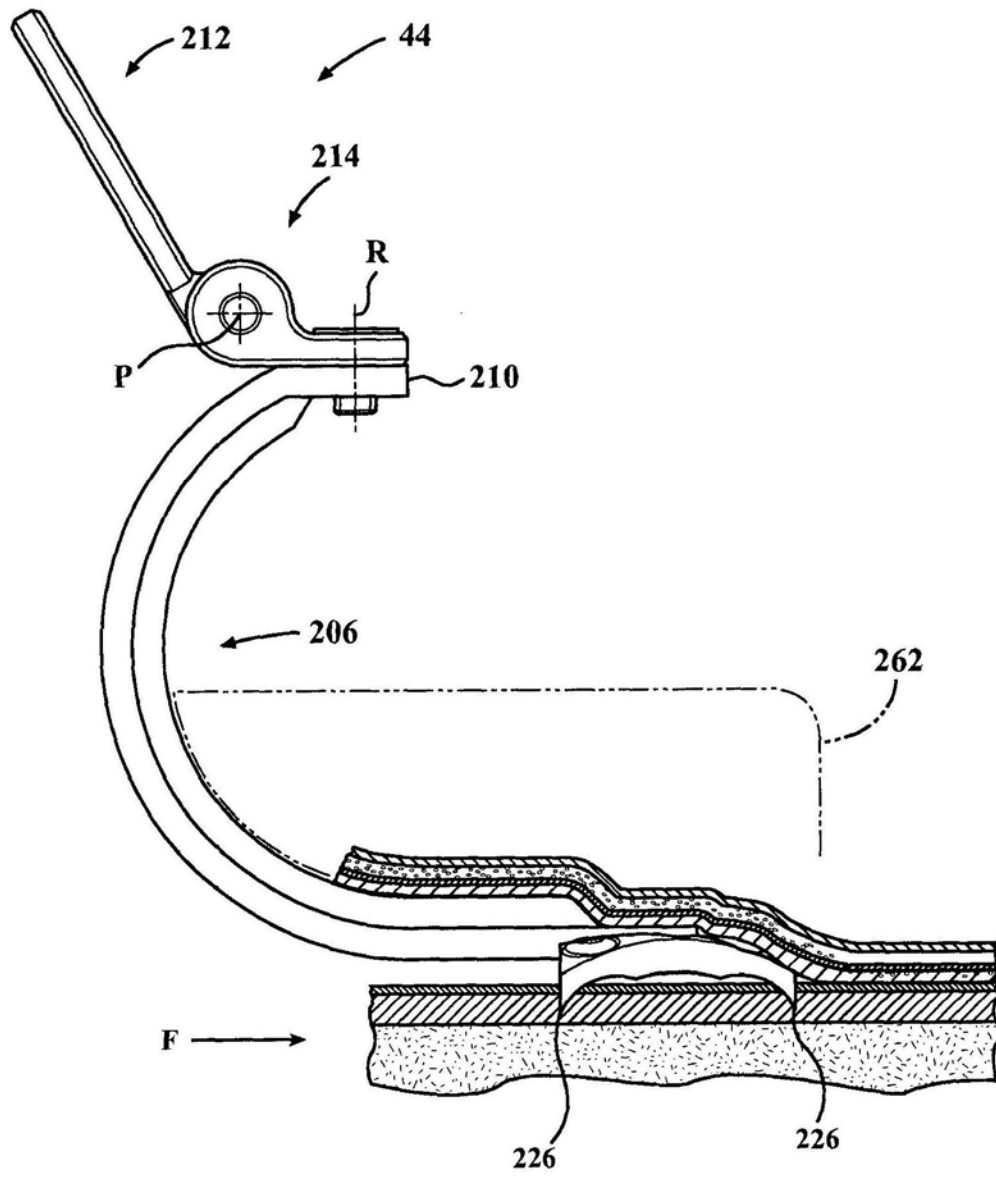


图21

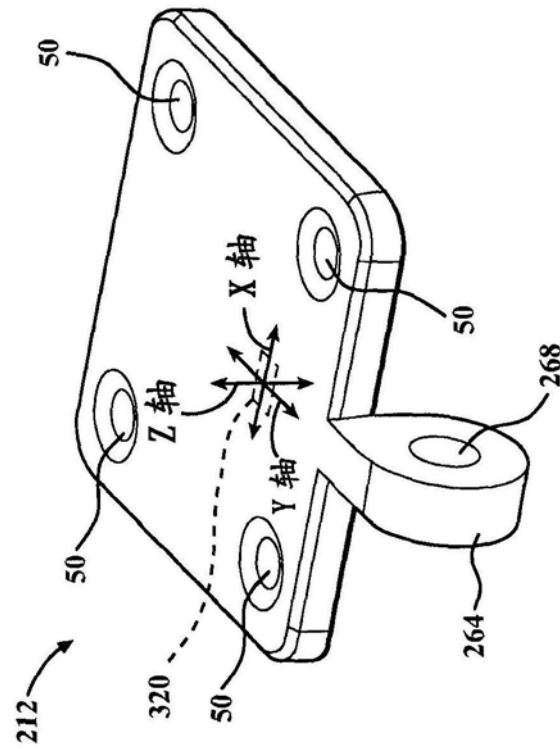


图22

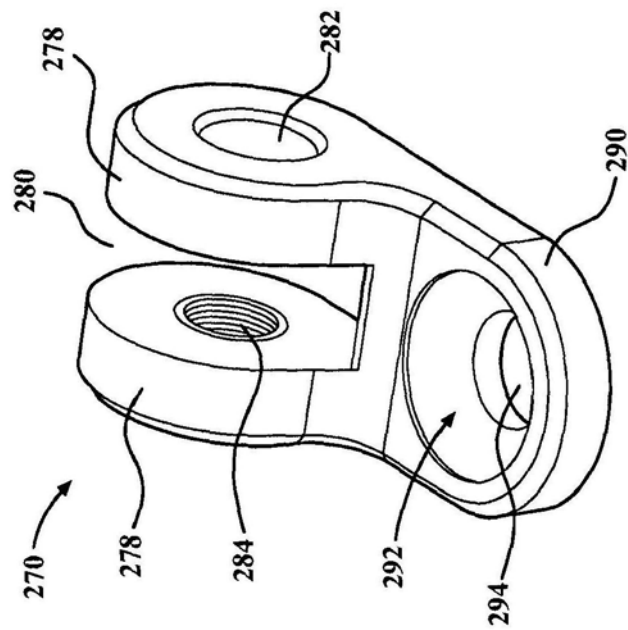


图23

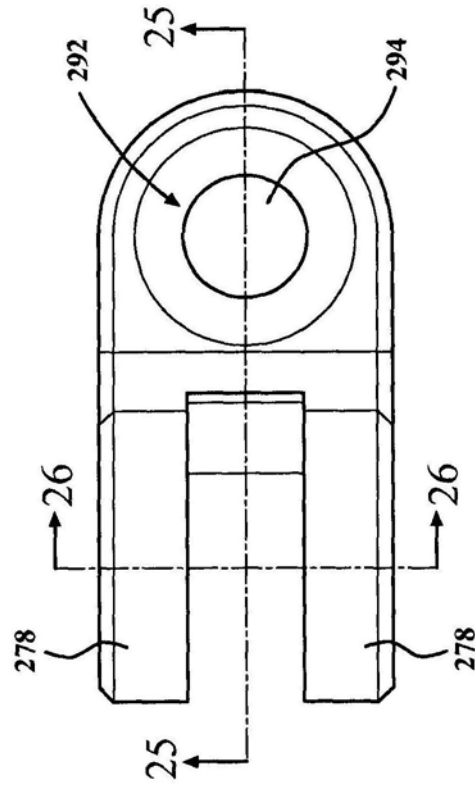


图24

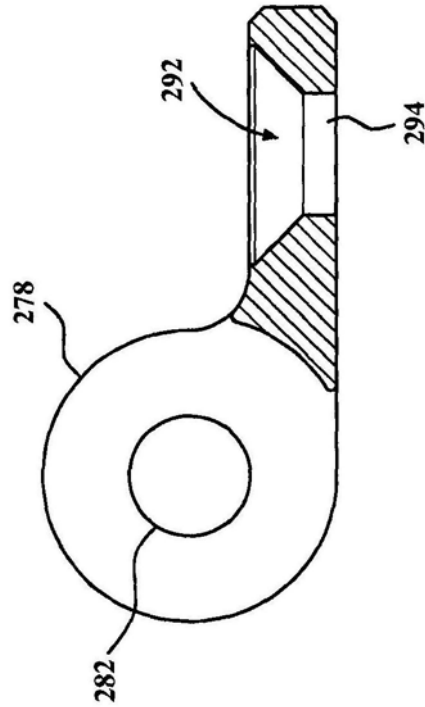


图25

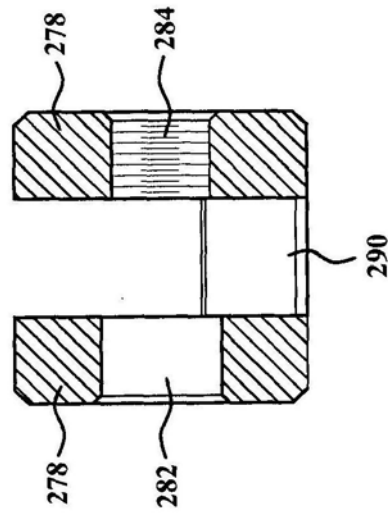


图26

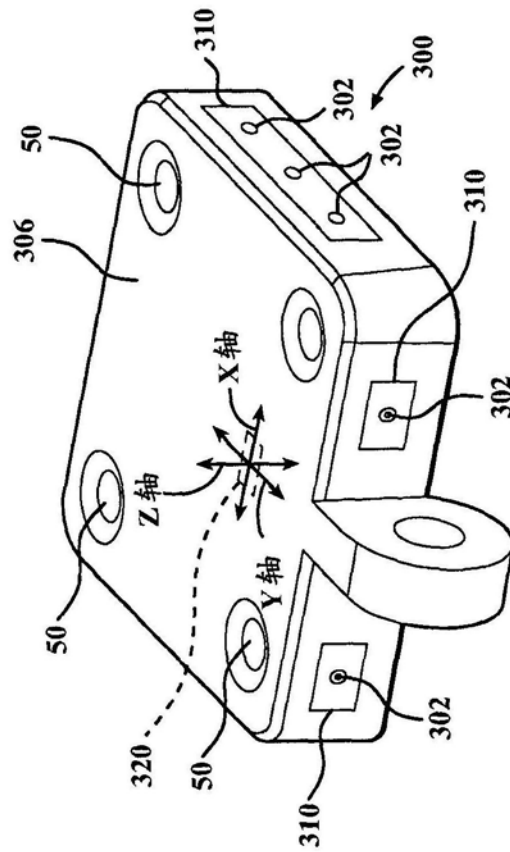


图27

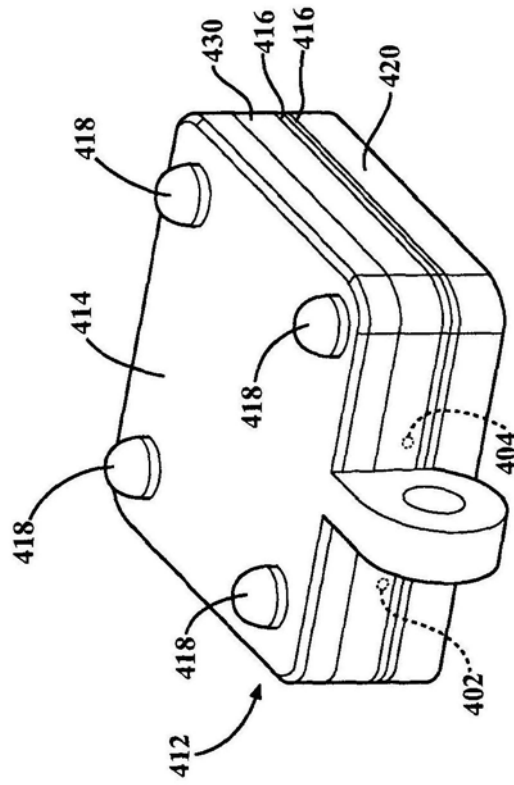


图28

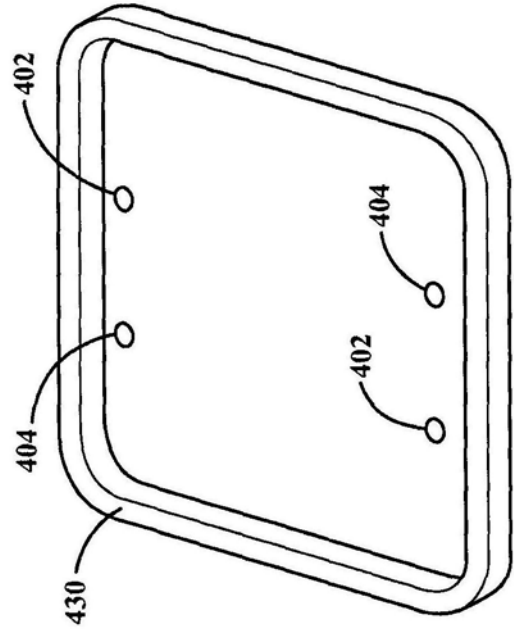


图29

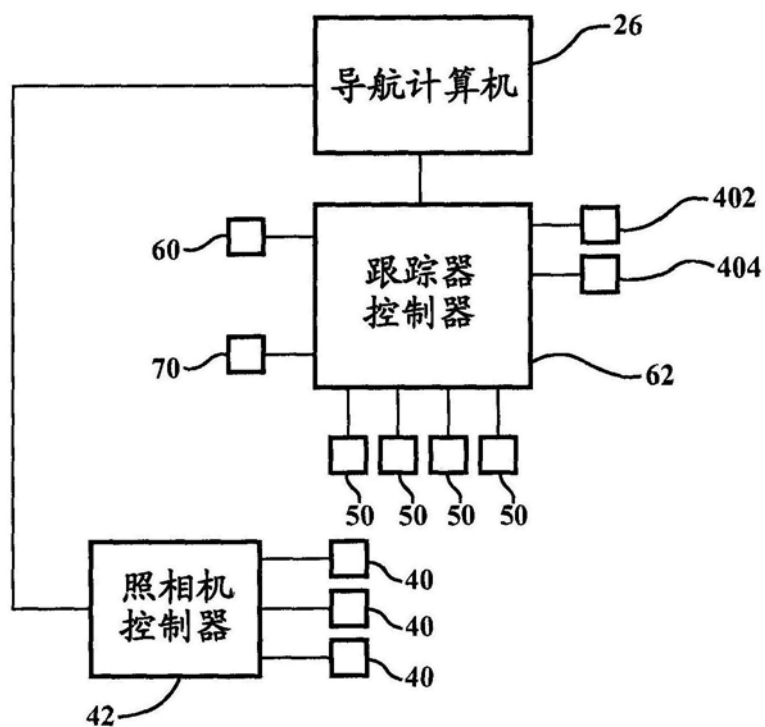


图30

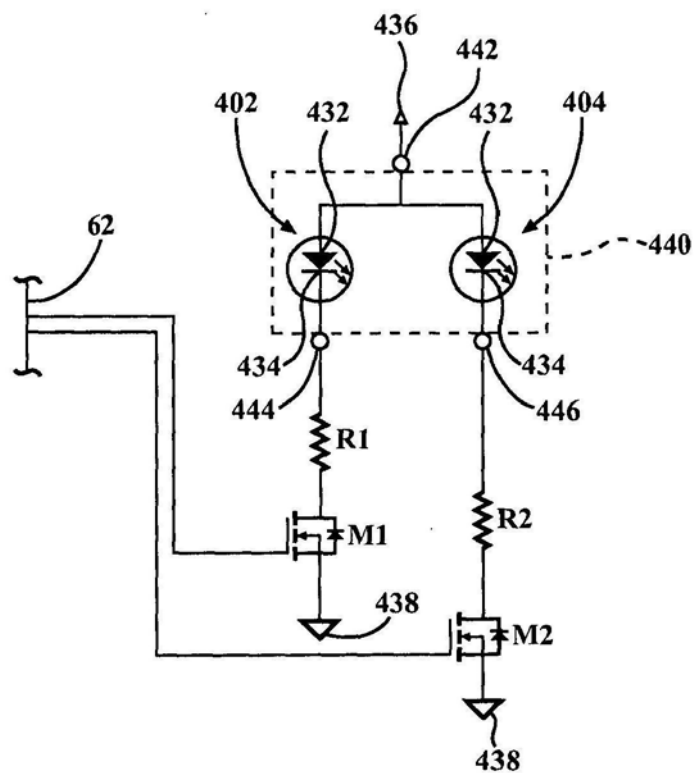


图31

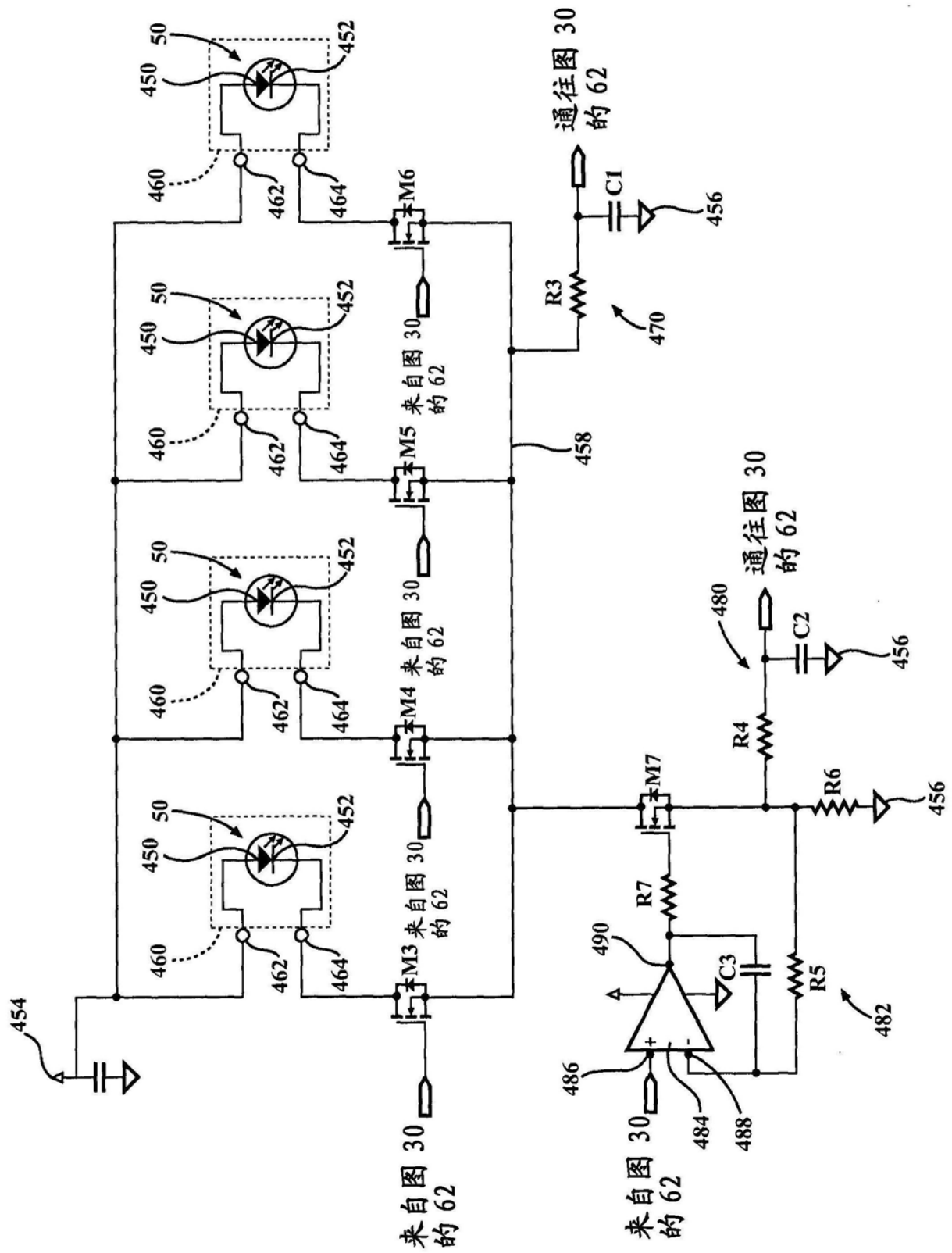


图32

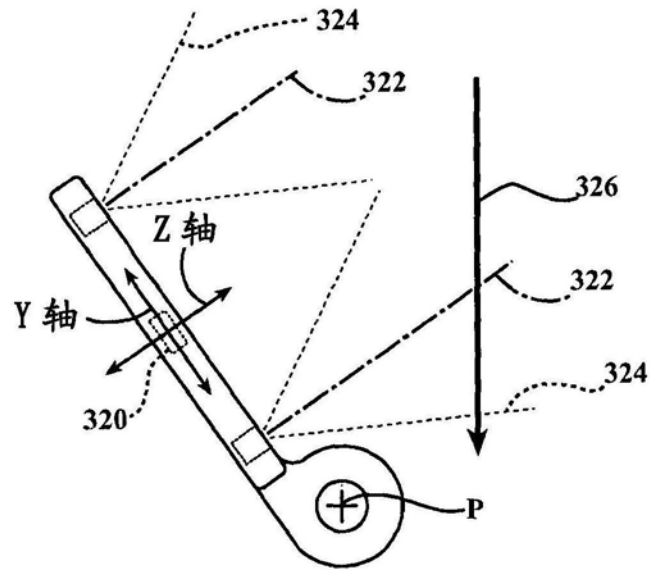


图33A

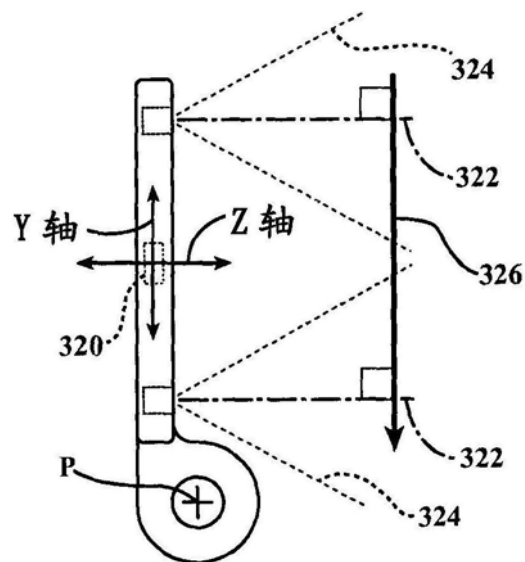


图33B

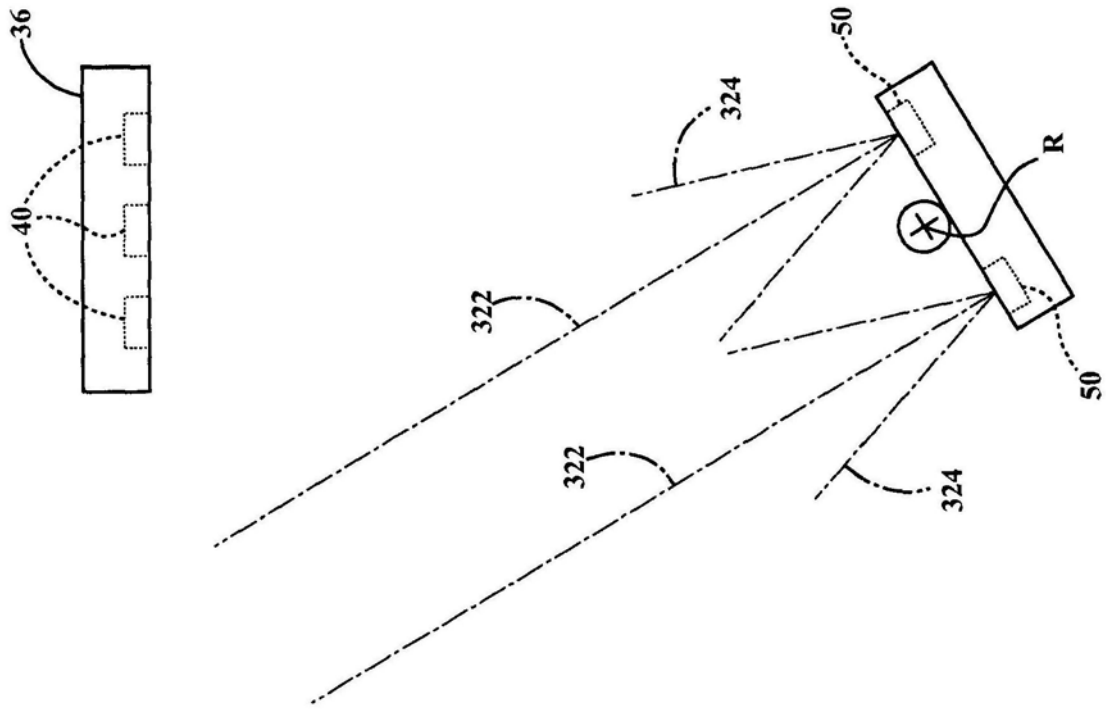


图34A

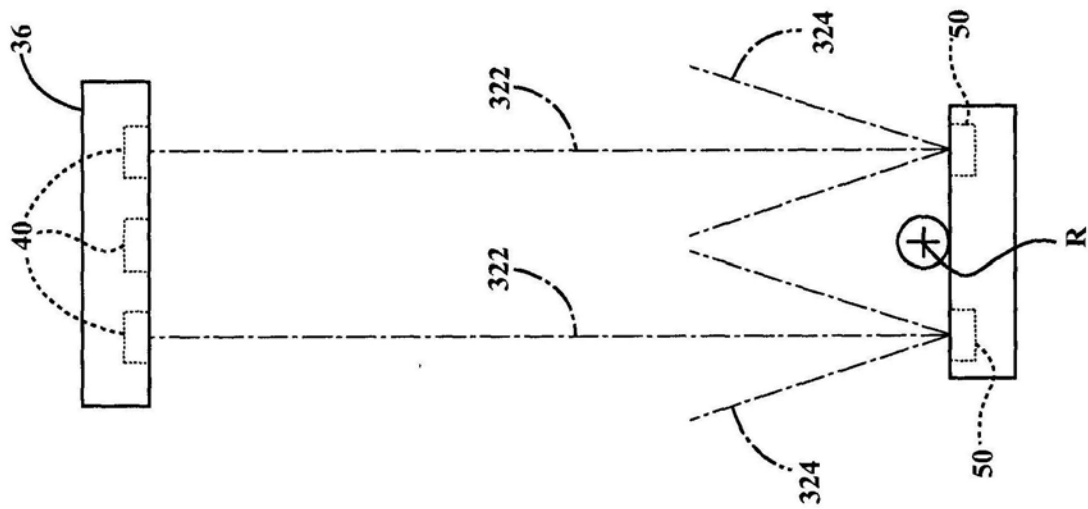


图34B

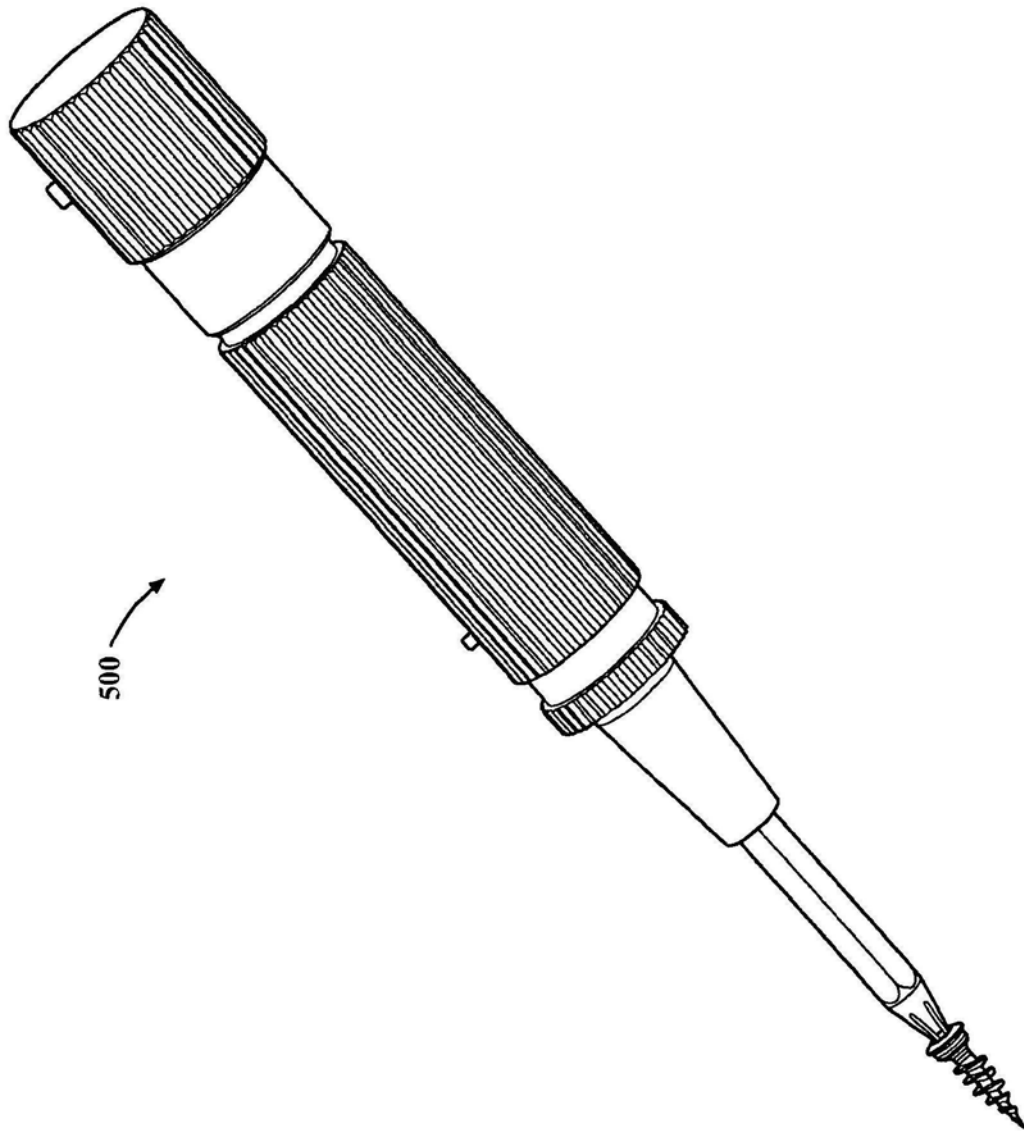


图35

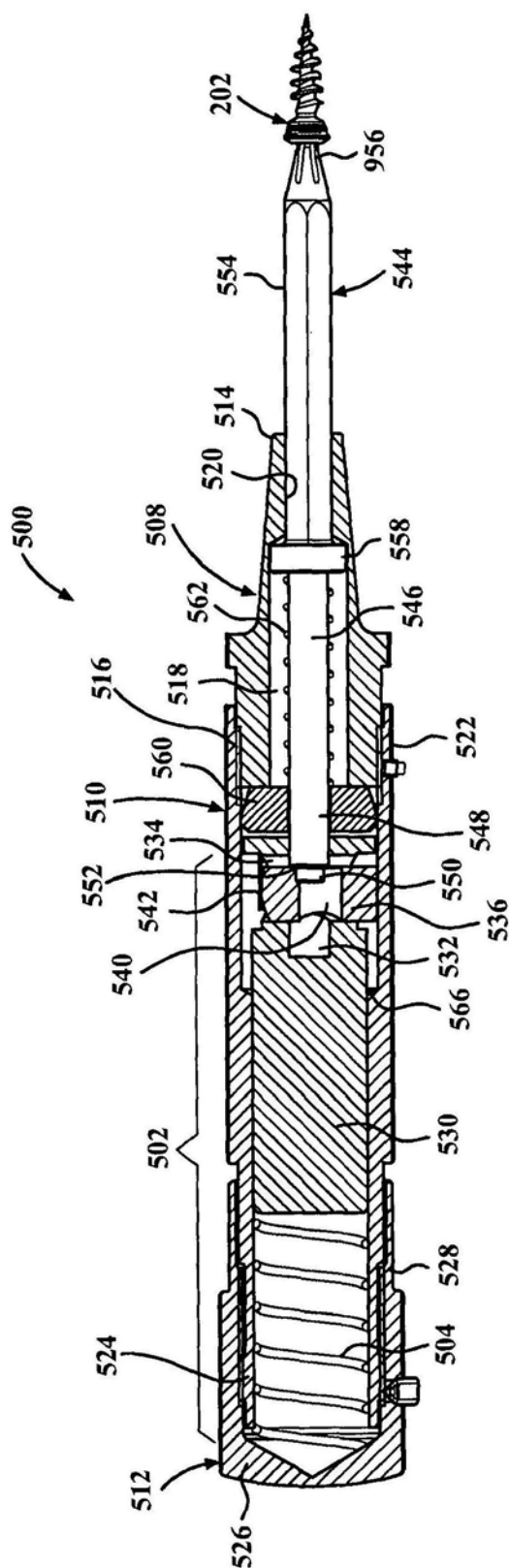


图36

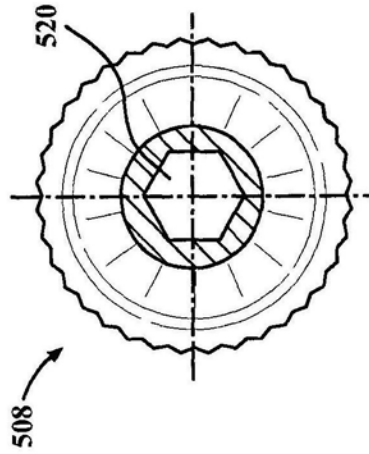


图39

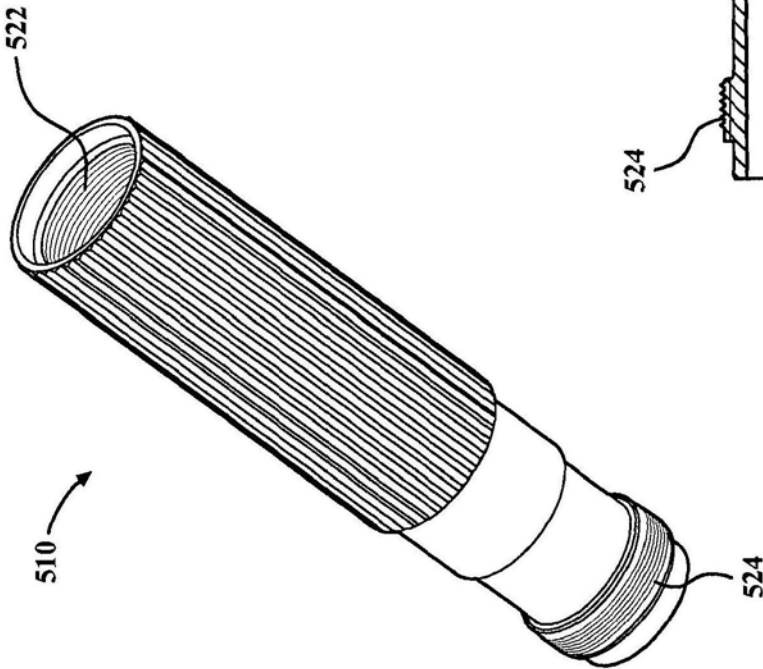


图40

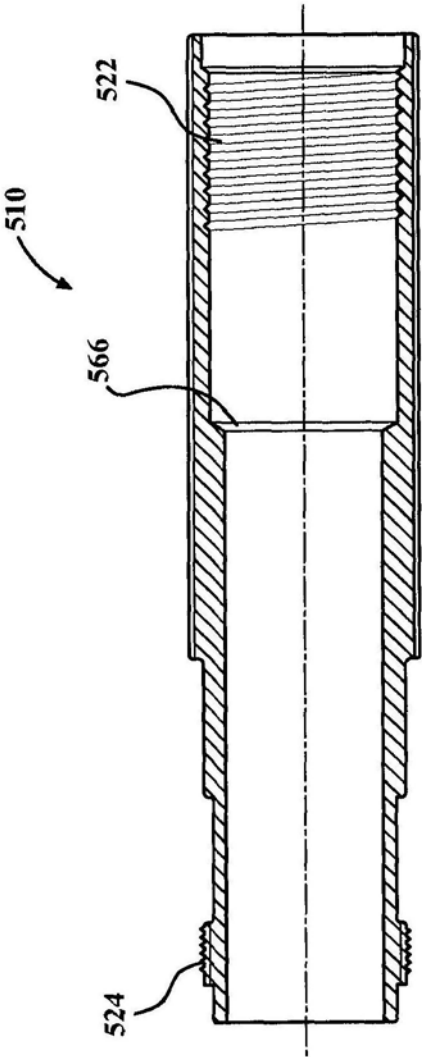


图41

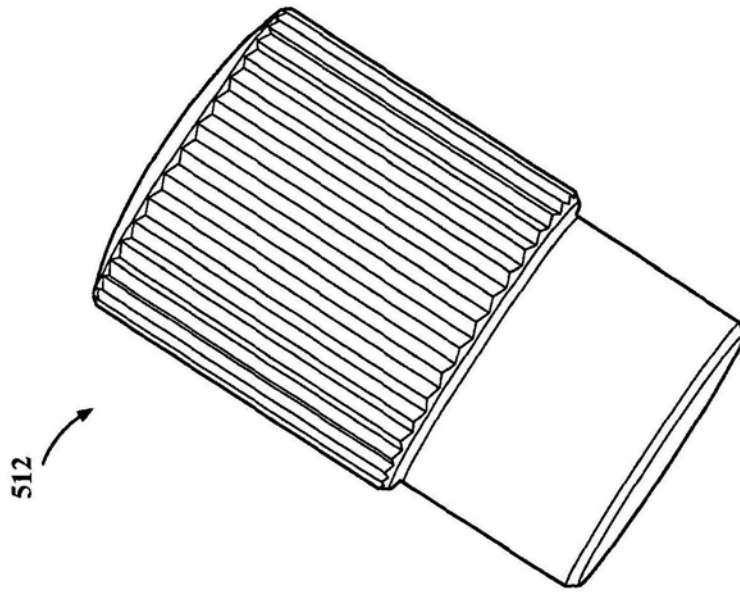


图42

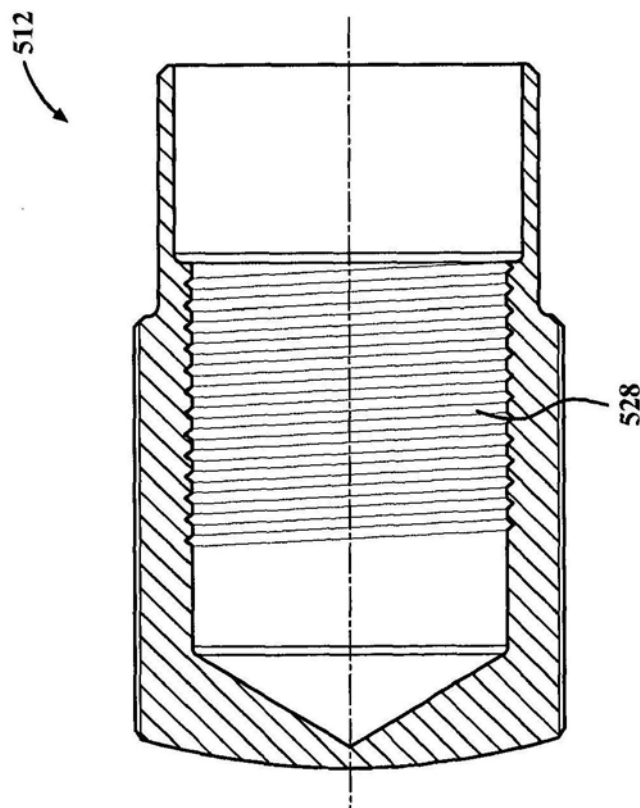


图43

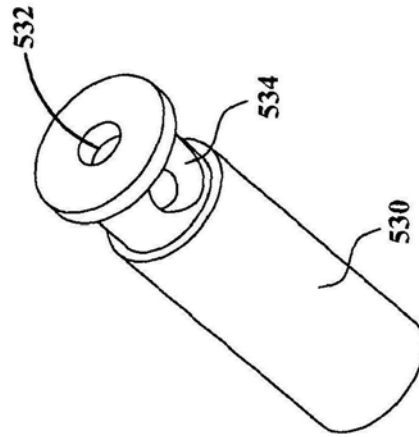


图44

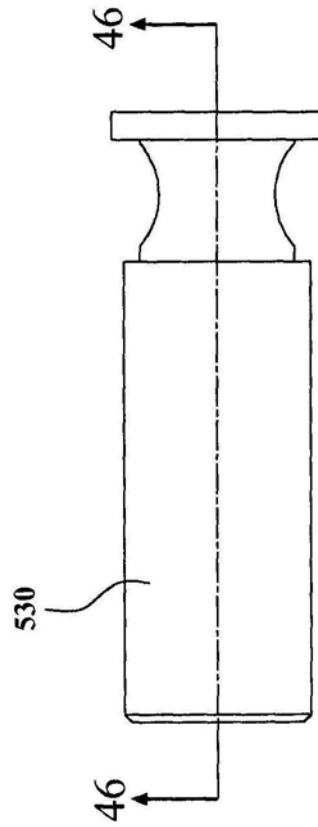


图45

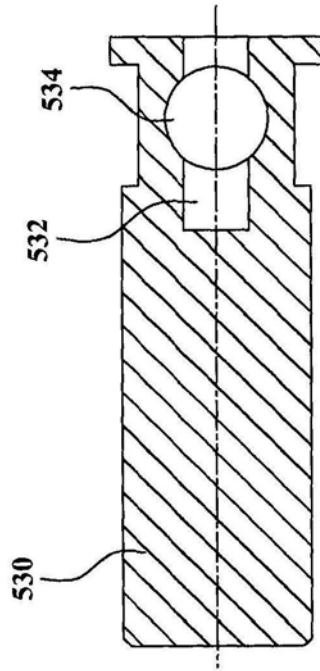


图46

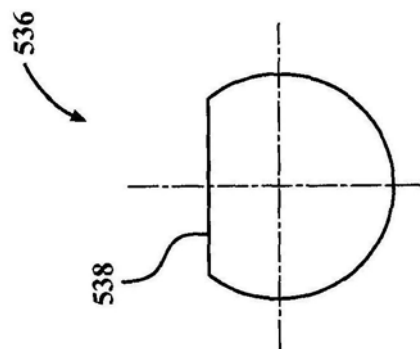


图47

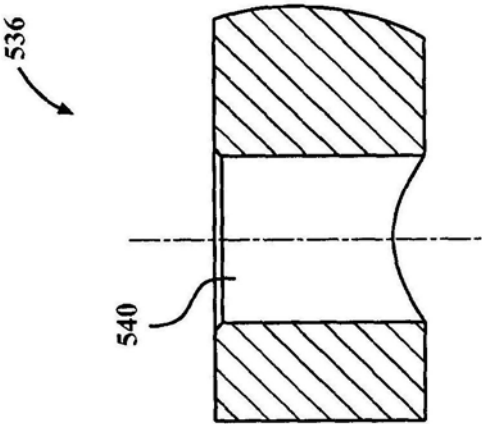


图48

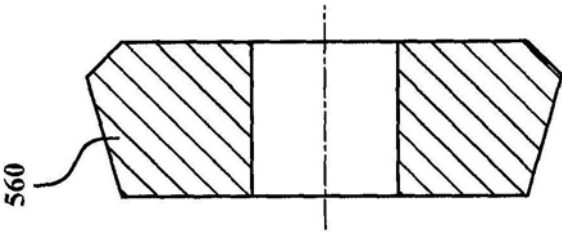


图49

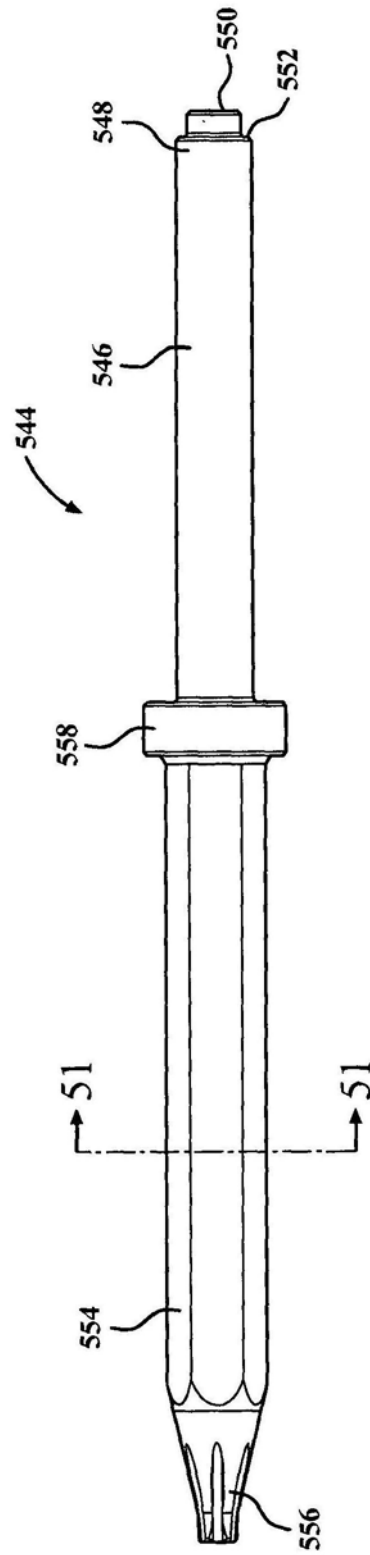


图50

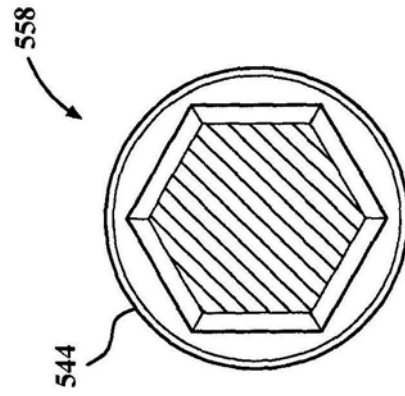


图51