



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106913366 B

(45) 授权公告日 2021.02.26

(21) 申请号 201710074093.6

(22) 申请日 2012.06.27

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106913366 A

(43) 申请公布日 2017.07.04

(30) 优先权数据  
61/501,489 2011.06.27 US

(62) 分案原申请数据  
201280042066.6 2012.06.27

(73) 专利权人 内布拉斯加大学评议会  
地址 美国内布拉斯加州

(72) 发明人 H·海德 I·阿尔-沙维  
O·A·巴瑞拉

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
11256

代理人 苏娟 尹景娟

(51) Int.Cl.  
A61B 17/14 (2006.01)  
A61B 17/17 (2006.01)  
A61B 34/20 (2016.01)  
A61B 34/10 (2016.01)

(56) 对比文件  
CN 101237526 A, 2008.08.06  
JP 2006208910 A, 2006.08.10

审查员 田文文

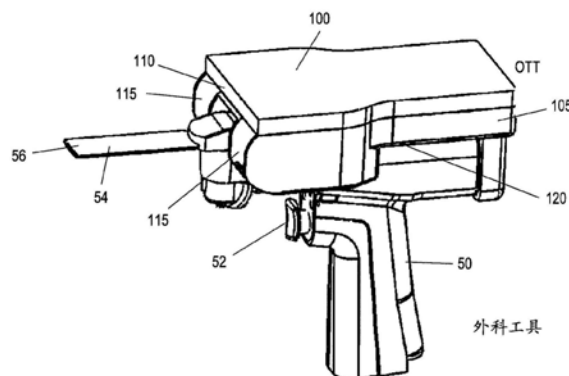
权利要求书1页 说明书42页 附图52页

### (54) 发明名称

工具承载的追踪系统和计算机辅助外科方法

### (57) 摘要

关于利用工具承载的追踪系统的计算机辅助外科,提供了许多改进。各种改进通常涉及在计算机辅助外科过程中使用的方法和在这种手术过程中使用的装置。其它改进涉及在手术过程中使用的工具的结构和如何能够利用OTT装置控制工具。还有其它改进涉及在手术过程中提供反馈的方法,以改进针对包括根据CAS模式处理的数据的速率和类型的手术的效率、质量或效率和质量。



1. 一种触觉反馈机构,包括:

第一平台;

第二平台;

通过第一联接机构联结到第二联接机构形成的剪式联接机构,剪式联接机构在第一平台和第二平台之间延伸,其中,第一联接机构的第一端联结到第一平台,第一联接机构的第二端联结到第二平台,第二联接机构的第一端联结到第一平台,并且第二联接机构的第二端联结到第二平台;和

至少一个位置恢复元件,其联结到剪式联接机构,以调节第一平台和第二平台之间的相对运动的力响应,

其中,至少一个位置恢复元件是联结到第二联接机构的第二端的复位弹簧;超控弹簧联结到复位弹簧;并且致动器联结到超控弹簧。

2. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,至少一个位置恢复元件联结在第一联接机构的第一端和第二联接机构的第二端之间。

3. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,至少一个位置恢复元件沿着第二平台延伸并且联结到剪式联接机构,以调节第二联接机构第二端相对于第二平台的运动。

4. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,第一平台和第二平台与外科工具的触发器相联并且能够在外科工具的触发器旁边操作。

5. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,第一平台和第二平台与外科工具的触发器相联并且能够在外科工具的触发器上方操作。

6. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,第一平台和第二平台能够至少部分地覆盖外科工具的触发器布置。

7. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,第一平台和第二平台能够至少部分地环绕外科工具的触发器布置。

8. 根据权利要求5所述的触觉反馈机构,其中,触发器罩布置在第一平台内,用于与触发器接合。

9. 根据权利要求1所述的触觉反馈机构,其中,联结到剪式联接机构以调节在第一平台和第二平台之间的相对运动的力响应的至少一个位置恢复元件被联结成在第一平台和第二平台之间延伸,并且还包括:

联结到剪式联接机构并且沿着第二平台延伸的位置恢复元件。

## 工具承载的追踪系统和计算机辅助外科方法

[0001] 本申请是申请日为2012年06月27日、国际申请号为：PCT/US2012/044486、国家申请号为：201280042066.6、名称为“工具承载的追踪系统和计算机辅助外科方法”的进入中国国家阶段的国际申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请根据35U.S.C.§119要求2011年6月27日提交的题为“SYSTEM FOR COMPUTER ASSISTED NAVIGATION AND CONTROL OF A POWER TOOL”的美国临时专利申请 No.61/501489的权益。该临时申请通过引用整体结合于此。

[0004] 通过引用结合

[0005] 本说明书中提及的所有公开文献和专利申请通过引用结合于此，就好像每个单独的公开文献或专利申请被具体地且单独地指明通过引用结合那样。

[0006] 关于联邦政府资助的研究的陈述

[0007] 本发明是在由国防部授予的资助No.0578104的政府支持下做出的。政府具有本发明的一定权利。

### 技术领域

[0008] 本发明涉及计算机辅助外科领域。具体地，本发明涉及工具上的追踪系统在外科手术过程中提供引导或辅助的手术间的各个方面。

### 背景技术

[0009] 许多外科手术是要求众多对准夹具的复杂手术和错综的软组织手术。准备和布置对准夹具和其它准备通常是手术的重要部分。例如，当执行全膝置换手术（“TKR”）时，假体必须被准确植入以确保关节表面适当地对准。如果未准确对准，未对准能够最终导致关节的失效，要求置换膝假体的一个或多个部分的复杂任务。

[0010] 为了确保假体被准确植入，在TKR手术过程中，外科医生使用多种夹具来引导股骨和胫骨的切割。夹具是在外科手术过程中要求较多时间和较高技能以定位并附接在患者上的复杂装置。

[0011] 计算机辅助外科（CAS）的出现提供了简化外科手术的许多复杂性的希望。至今，系统已经发展为利用设计成监视切割夹具、工具和患者的基于单独房间的追踪系统。在一些情况中，计算机可以在处理过程中用于引导外科医生。已经提出房间内的照相机更靠近工具的布置。但是，需要改进以解决外科手术的实时和动态环境的挑战。

[0012] 虽然计算机辅助外科是有希望的，但存在众多方面待解决以使系统具商业利益且对外科医生有用。仍然存在计算机辅助外科的众多方面要求改进，以针对CAS数据的处理以及给使用者的更有用输出改进手术的效率 and/或质量。

### 发明内容

[0013] 一方面，一种触觉反馈机构包括：第一平台；第二平台；通过第一联接机构联结到

第二联接机构形成的剪式联接机构,剪式联接机构在第一平台和第二平台之间延伸,其中,第一联接机构的第一端联结到第一平台,第一联接机构的第二端联结到第二平台,第二联接机构的第一端联结到第一平台,并且第二联接机构的第二端联结到第二平台;和至少一个位置恢复元件,其联结到剪式联接机构,以调节第一平台和第二平台之间的相对运动的力响应。在一些方面中,至少一个位置恢复元件联结在第一联接机构的第一端和第二联接机构的第二端之间。在另一方面,至少一个位置恢复元件沿着第二平台延伸并且联结到剪式联接机构,以调节第二联接机构第二端相对于第二平台的运动。在一种实施方式中,第一平台和第二平台能够在外科工具的触发器旁边、部分地覆盖触发器、部分地环绕触发器、部分地在触发器上方或完全地在触发器上方操作。在一种实施方式中,触发器罩布置在第一平台内,用于与触发器接合。

[0014] 在触觉反馈机构的另一构造中,联结到剪式联接机构以调节第一平台和第二平台之间的相对运动的力响应的至少一个位置恢复元件被联结成在第一平台和第二平台之间延伸。另外,可以提供联结到剪式联接机构并且沿着第二平台延伸的位置恢复元件。在触觉反馈机构的一种特定构造中,位置恢复元件是联结到第二联接机构的第二端的复位弹簧;超控弹簧联结到复位弹簧并且还可以致动器联结到超控弹簧。在触觉反馈机构的另一实施方式中,位置恢复元件是根据剪式联接机构的第二端相对于第二平台的运动张力联结的弹簧。在另一位置恢复元件构造中,弹簧根据剪式联接机构的第二端相对于第二平台的运动压缩联结。在一些反馈机构中,还具有从第二平台中的开口延伸并且联结到剪式联接机构的轴,其中,剪式联接机构的运动产生轴相对于开口的相应运动。轴的替代包括例如挠性轴部分、缆索部分、中空轴部分或挠性联接机构部分。

[0015] 在其它构造中,触觉反馈机构的实施方式可以连同能够用在计算机辅助外科中的工具承载的追踪装置的实施方式使用。这种OTT 装置包括例如工具承载的追踪装置内的部件或协作工作的部件系列,其能够将轴相对运动转变为用在计算机辅助外科手术中的信号。在一方面中,部件可以是致动器、螺线管、马达、电位计、线性电位计、或线性编码器、或邻近缆索定位以配准并测量缆索的移位的其它装置。在一方面中,缆索运动涉及指示外科工具的触发器的操作的信号。在另外的实施方式中,相同部件或不同部件也可以用作致动器以向轴施加运动,以影响第一平台和第二平台之间的相对运动。这些各种部件和功能均在能够响应于与计算机辅助外科手术过程中控制外科工具的操作有关的信号向轴施加运动或响应轴的支持下被利用。

[0016] 在另一实施方式中,提供一种用在计算机辅助外科手术中的参考框架。参考框架包括:具有由周边界定的表面的框架;从框架延伸的杆;在杆上的联结件;具有能够接合与手术有关的外科区域内的解剖结构的一部分的第一表面和用以与联结件接合的第二表面的基部。在一些构造中,还可以提供在联结件上的至少一个配准元件和在第二表面上的至少一个配准元件,其中,当联结件接合到第二表面时,配准元件能够用于配合协作。在另外的构造中,在联结件上的多个配准元件;和在第二表面上的多个配准元件,其中,联结件上的配准元件的一部分在与第二表面上的配准元件的一部分接合时将框架在外科区域内沿第一取向取向。在一方面中,第二表面中的联结件之间用以接合所述多个配准元件中的其它配准元件的运动将框架在外科区域内沿不同的第二取向定位。在一些方面中,第一取向和第二取向是已知位置并且用在外科预先计划中。参考框架可以包括其它特征,诸如用于

接合解剖结构的表面、用于固定元件的孔口或用以与特定解剖目标配合的构造。在另一方面中,提供一种根据权利要求C1的参考框架,还包括:具有框架和从框架延伸的杆的参考框架引导件,其中,杆具有能够与解剖特征接合以辅助参考框架的布置的曲度或形状。在一方面中,参考框架引导件还包括:沿着框架的一个或多个接合元件,用于与参考框架的周边或一部分暂时接合,以允许与参考框架相联的基部的适当定位和调节。在一方面中,骨解剖结构的一部分涉及杆相对于髌的布置。在另一方面中,参考框架包括能够保持联结件和第二表面的相对位置和取向的安装联结件。在一方面中,安装联结件设置在参考框架中,使得当安装联结件配合到基部时,安装联结件位于参考框架的内部部分中。在另一方面中,安装联结件设置在参考框架中,使得当安装联结件附接到参考框架时,安装联结件基本上或完全环绕联结件和第二表面之间的配合接触区域。

[0017] 在一种替代实施方式中,提供一种在外科区域内执行计算机辅助外科手术的方法。首先,将第一参考框架附接在外科区域内的第一位置处的步骤;接着,将第二参考框架附接在外科区域内的第二位置处;以及之后,在保持从第一参考框架和第二参考框架获得的在计算机辅助外科手术过程中使用的定位信息的同时,使用外科工具开始手术的实际步骤。在一个替代方面中,有在保持从附接到解剖结构的分段的第一参考框架和/或第二参考框架获得的在计算机辅助外科手术过程中使用的定位信息的同时,在手术的步骤过程中或作为手术的一部分调节外科工具相对于解剖结构的分段的位置的步骤。在一种替代实施方式中,还有在保持从第一参考框架和/或第二参考框架获得的在计算机辅助外科手术过程中使用的定位信息的同时,在手术的步骤过程中或作为手术的一部分悬停外科工具的步骤。在另一方面中,方法包括在促成膝上的计算机辅助外科手术的一个或多个步骤中执行开始、调节或悬停步骤中的一个或多个。在另一替代中,方法包括在膝上的计算机辅助外科手术的一个或多个步骤,其包括:制造远端外侧髌切口、制造远端内侧髌切口、制造前部切口、制造后部外侧髌切口、制造后部内侧髌切口、制造前部倒角切口、制造后部外侧髌倒角切口、制造后部内侧髌倒角切口、制造股骨箱式切口、在外科部位的一部分中钻出孔以及制造胫骨切口。在另一替代实施方式中,在附接步骤完成之后保持第一参考框架和第二参考框架分别处于第一位置和第二位置的同时,方法进行改变参考框架的一部分相对于外科区域的取向,并且之后将来自改变的取向的位置信息用于计算机辅助外科手术的一部分。在另一方面中,将与第一参考框架和第二参考框架在初始取向和改变的取向中的取向有关的位置信息用作用于计算机辅助外科的预先计划的过程的一部分。

[0018] 在另一替代实施方式中,提供一种工具承载的追踪和引导装置。在一方面中,装置具有:外壳,其具有用于与外科工具的一部分可释放接合的表面;第一照相机和任选的第二照相机,其处于第一照相机和第二照相机(如果提供的话)均提供用于观察为计算机辅助外科手术选择的基本上所有或一部分外科区域所选择的图像输出的布置中。在一方面中,OTT装置可以包括用于向使用者通信有关进行的OTT CAS过程的信息的简单的输出装置。在其它方面中,OTT装置可以包括投影机,其能够至少部分地在观察的外科区域内提供输出。这里描述的OTT装置的各种实施方式可以结合用于电子图像处理的多种能力和在外壳内的图像通信能力。另外,附加实施方式能够接收来自OTT装置的实施方式提供的一个、两个或更多个照相机中的每个的输出。附加地或任选地,OTT装置的电子元器件和处理能力可以被利用以执行许多各种不同的数字处理功能。在一方面中,OTT所包括的电子元器件利用来自

两个照相机的输出的至少一部分执行图像处理操作,以用在计算机辅助外科手术中。在一方面中,被选择用于OTT装置的照相机包括距第一照相机和第二照相机大约70mm到大约200mm,或者任选地从大约50mm到250mm的观察区域。其它范围和照相机构造可以用在各种其它实施方式中。

[0019] 在另一实施方式中,用于与外科工具的一部分可释放接合的OTT外壳表面被成形为与外科工具的一部分或被选择用于与外壳接合的修改的外科工具的一部分形成互补弧形,并且在一些情况中,外科工具的一部分被修改为适应与外壳表面可释放接合。在一个例子中,用于与外科工具的一部分可释放接合的表面能够使得,当表面联结到外科工具时,外科工具的活动区段的至少一部分位于水平观察区域和竖直观察区域内。

[0020] 在另外的方面中,投影机可以包括如以下的属性:来自投影机的输出被投射在与附接到外壳的外科工具相联的活动元件上或其附近;来自投影机的输出能够投射在患者解剖结构的一部分上,或投射在外科场景中的外科区域表面上或其内;调整过程给出调整的投影机输出,其被调节用于解剖结构的曲度、粗糙度或状态。在一方面中,投影机是微型投影机。

[0021] 在一种实施方式中,提供一种使用具有附接到其上的工具承载的追踪装置的手持式外科器械来执行计算机辅助外科手术的方法,方法包括:利用工具承载的追踪装置收集并处理计算机辅助外科数据;在计算机辅助外科手术过程中实时评估数据;利用工具承载的追踪装置执行选自以下各项中的至少两项的与CAS有关的操作:控制工具的操作,控制工具的速度并且向使用者提供与CAS步骤有关的引导;控制工具的操作或速度,或者向使用者提供引导以调节工具的速度;以及向外科器械的使用者提供与评估步骤有关的输出。在附加或替代方面中,还可以具有显示、投射或指示与计算机辅助外科处理步骤有关的输出中的一种或多种。

[0022] 在附加或替代方面中,还可以具有包括触觉指示、触感指示、声音指示或视觉指示中的一种或多种的输出;触觉指示包括温度指示;并且触感指示包括力指示或振动指示。另外的方面,输出是自动地产生以响应于评估步骤的结果调节外科工具的性能参数的控制信号。在其它方面中,性能参数包括修改工具切割速度或停止工具操作,提供步骤的输出还包括用以控制动力工具的操作(修改切割速度和/或停止其)的电子元件。在附加或替代方面中,还可以具有基于以下各项中的一项或多项的评定的确定步骤:外科区域内的物理参数,诸如经过附接有参考框架在区域内追踪的元件的位置或位置组合,参考框架输入,带投影的图像,从传感器检测的动作,来自计算的动作检测,计算机辅助外科手术的总进展,与之前准备的计算机辅助外科计划的测量或预测偏差。另外,确定步骤选择许多预定处理模式中的一个,诸如例如悬停模式、部位接近模式和实际步骤模式。在这些模式中的每种模式中,具有特定输出、处理技术和应用于CAS数据的算法。

[0023] 在另外的方面中,具有OTT CAS处理模式因素,其选自以下各项中的一项或多项:照相机帧尺寸;OTT照相机取向;根据希望的调节对照相机软件程序或固件的调节;为修改照相机的水平观察区域、竖直观察区域、或水平观察区域和竖直观察区域内感兴趣的区域的尺寸对OTT照相机或其它照相机图像输出的调节;用于可调节照相机镜头调节或定位的驱动信号;图像帧率;图像输出质量;刷新率;抓帧率;参考框架二;参考框架一;开启参考框架基准选择;关闭参考框架基准选择;视觉光谱处理;IR光谱处理;反射光谱处理;LED或照

明光谱处理;外科工具马达/致动器速度和方向,总的CAS手术进展;具体CAS步骤进展;图像数据阵列修改;OTT 微型投影机刷新率;OTT微型投影机准确度;一种或多种图像分段技术;基于CAS进展的图像部分的一种或多种基于逻辑的提取;信噪比调节;一种或多种图像放大处理;一种或多种图像过滤处理;将加权平均或其它因素应用于图像速率、像素或子像素视觉处理的动态、实时加强或减小;手震颤补偿;基于来自OTT独自或以任何组合的信息针对锯子、钻子或其它电气外科工具和振动补偿过程的基于器械的噪声补偿。

[0024] 在其它方面中,输出是利用工具承载的追踪装置中的投影机提供给使用者的。另外,投影机输出是基于在投影机输出的显示过程中呈现的外科部位的物理特征调节的。可以理解的是,物理特征是对投影机输出可用的尺寸的部分的形状、投影机投射的区域中的分布和投影机向可用于投影机输出的部位的部分的取向中的一种或多种。任选地,OTT装置上的投影机或显示器具有输出,其包括在外科工具用在外科部位中的同时外科工具的使用者能够看见的信息。在另外的方面中,OTT装置上的投影机或显示器输出包括外科工具的使用者能够看见以指示与外科工具的活动元件根据外科计划在外科区域内的定位有关的位置、相对动作、取向或其它导向参数的信息。提供来自OTT装置的输出的步骤还可以包括在系统屏幕上、在 OTT或移动装置屏幕上的GUI界面上显示输出。

[0025] 在另一方面中,作为使用者执行在膝上的计算机辅助外科手术的一个或多个步骤的结果,向使用者输出CAS输出的上述步骤中的任一步骤任选地变化并且OTT CAS处理技术或输出修改,所述一个或多个步骤包括:制造股骨远端外侧髁切口、制造股骨远端内侧髁切口、制造股骨远端前部切口、制造股骨远端后部外侧髁切口、制造股骨远端后部内侧髁切口、制造股骨远端前部倒角切口、制造股骨远端后部外侧髁倒角切口、制造股骨远端后部内侧髁倒角切口、制造胫骨近端切口。在其它替代中,这里的向使用者输出CAS输出的方法作为在与肩、髌、踝、椎骨或肘中的一个有关的外科手术过程中执行的上述步骤中的一个步骤的结果变化。另外,OTT CAS处理技术或输出作为在与肩、髌、踝、椎骨或肘中的一个有关的外科手术过程中执行的上述步骤中的一个步骤的结果修改。

[0026] 在另外的方面中,提供一种用于执行计算机辅助外科的系统,具有:外科工具,其具有对应于工具的外科功能的元件;工具承载的追踪装置,其利用能够与外科工具的至少一部分接合的外壳联结到工具;外壳中的至少一个照相机,其能够获得与外科工具和外科区域有关的图像信息;类似显示器的输出装置,或任选的外壳中的投影机,其能够在外科工具的活动元件上或附近提供投射的输出;计算机,其具有存储在电子存储器内用于利用至少部分地从工具承载的追踪装置获得的数据执行计算机辅助外科手术并且提供在外科步骤过程中使用的输出的计算机可读指令。当系统包括OTT能力内的投影机时,投影机还包括以下各项中的一项或多项:在患者解剖结构的一部分上投射输出的投射能力,外科场景内的表面,电子装置,或投影机输出范围内的其它目标。在一种构造中,计算机在外壳中。在另一种构造中,计算机与工具承载的追踪装置分离并且经由有线或无线连接进行连接。在另外的方面中,系统包括用于执行上述CAS模式选择方法中的任意方法的计算机可读指令中的一个或多个。在另一方面中,系统可以包括具有上述元件中的一个或多个的工具承载的追踪装置。系统可以适合并构造成与这里描述的一个或多个参考框架和相关方法一起使用。在另一方面中,系统可以适合并构造成与这里描述的触觉反馈机构结合使用。

## 附图说明

[0027] 本发明的新颖特征特别地在以下权利要求中提及。通过参照提及利用本发明原理的示意性实施方式的以下详细描述以及附图将获得对本发明的特征和优点的更好的理解，在附图中：

[0028] 图1图示附接到外科器械的工具承载的追踪装置的等轴测图。

[0029] 图2图示附接到外科器械的工具承载的追踪装置的等轴测图。

[0030] 图3图示图1的工具承载的追踪装置的等轴测图，其中，罩被移除以显示内部部件。

[0031] 图4图示图2的工具承载的追踪装置的等轴测图，其中，罩被移除以显示内部部件。

[0032] 图5图示图4的工具承载的追踪装置的俯视图。

[0033] 图6图示图5的工具承载的追踪装置与外科工具分离的等轴测图。

[0034] 图7图示图5和6中可见但在该视图被从OTT外壳移除的电子元件包和控制电路。

[0035] 图8A、8B、9和10提供在一些OTT装置构造中基于照相机角度与照相机区域中的变化有关的图形信息。

[0036] 图11A、11B、11C和11D提供与照相机角度的改变有关的附加信息。

[0037] 图12A和13A分别提供与工具承载的追踪装置一起使用的投影机的侧视图和等轴测图。

[0038] 图12B、13B和13C分别提供与工具承载的追踪装置一起使用的处于角度取向的投影机的侧视图、等轴测图和顶视图。

[0039] 图14A、14B、15A和15B每个图示由一些工具承载的追踪装置实施方式使用的若干不同的电子部件构造的示意图。

[0040] 图16A、16B和16C图示参考框架的各种视图。

[0041] 图17图示参考框架引导件的等轴测图，并且图18图示图17的引导件附接到图16A的参考框架。

[0042] 图19图示图18的部件被运动并定位用于附接到解剖结构，并且图20是图示所述附接的等轴测图。

[0043] 图21图示引导框架的移除，并且图22图示将框架在解剖结构上保持就位。

[0044] 图23图示在胫骨上就位的另一参考框架。

[0045] 图24A、B和C图示参考框架及其部件。

[0046] 图25图示胫骨上的植入部位。

[0047] 图26A、26B和26C图示具有结合框架的部件的挠性联接机构的另一参考框架实施方式。

[0048] 图27A和27B图示替代的参考框架表面。

[0049] 图28是一种示例性膝假体的等轴测图。

[0050] 图29A-29I和30图示用于执行全膝置换OTT CAS手术的就位的工具承载的追踪系统和相关联的外科工具的各种视图。

[0051] 图31A是表示一种示例性OTT CAS方法的流程图。

[0052] 图31B是提供利用图31A中描述的方法执行处理步骤的附加细节的流程图。

[0053] 图32是提供用于确定CAS处理模式的处理步骤的示例性附加细节的流程图。



[0054] 图33是图解被认为是用于确定CAS处理模式的输入以及代表性输出的许多因素的流程图。

[0055] 图34是代表用以确定用于悬停模式的处理负荷的示例性OTT CAS模式调节处理因素、部位接近模式和实际步骤模式的流程图。

[0056] 图35是代表包括OTT CAS处理适应的结果和得到的模式算法及其修改的输出的示例性OTT CAS处理的流程图。

[0057] 图36是代表包括上述OTT CAS过程中的任意的修改以包括与在任何OTT CAS过程或手术中活动元件的使用有关的相关外科工具操作特征、参数或其它数据的示例性OTT CAS过程的流程图。

[0058] 图37A-44涉及连同有关的运动响应和设计标准一起的各种替代的触觉反馈机构。

[0059] 图37A图示偏转以响应于触发力运动致动器的弯曲形式。

[0060] 图37B图示将响应于触发力变形并恢复其形状的滑动梯形形式。

[0061] 图37C图示用以提供响应于触发力的旋转的旋转读取器或编码器。

[0062] 图37D图示响应于触发力运动以将轴压入基部中的框架,其中,轴的运动可以被记录为触发力的指示。

[0063] 图37E图示可以偏转以指示触发力的量的销元件。

[0064] 图38A和38B图示可以用以记录触发力并使轴移位的分别处于提升位置和降低位置的简单的四杆机构。

[0065] 图39A、39B和39C每个图示剪式机构,分别为不具有位置恢复元件(39A)、具有作为位置恢复元件的拉力弹簧(39B)和作为位置恢复元件的压缩弹簧(39C)。

[0066] 图45是触觉反馈机构的等轴测图。

[0067] 图46A-46F图示图45的机构的部件和操作的各视图。

[0068] 图47和48图示安装在具有工具(这里为锯)的外科器械上的工具承载的追踪装置的侧视图,其中,图45的触觉反馈机构就位以与外科器械的触发器相互作用。图47图示处于覆盖触发器的扩张构造的触觉反馈机构,并且图48示出塌缩以暴露触发器的触觉反馈机构。

[0069] 图49A-49B图示处于打开或扩张状态(图49A)和闭合状态(图49B)的触觉反馈机构的另一替代。

[0070] 图49C-49E图示图49A和49B中的装置的内部机构的各视图。

[0071] 图50图示联结用于与具有图49A和49B的机构的实施方式的外科工具一起使用的OTT的实施方式,该机构安装用于与外科工具的触发器协作并且能够发送并接收与OTT中的部件有关的触发。

[0072] 图51是利用两个位置恢复元件的剪式机构的替代实施方式的剖视图。

[0073] 图52A和52B分别是工具承载的追踪和导向装置(OTT)的前等轴测图和后等轴测图,其包括具有OTT外壳的显示器,OTT外壳联结到具有联结到OTT的基于触发器的反馈机构的外科工具。该视图还示出与OTT通信的示例性计算机系统。

## 具体实施方式

[0074] 本发明是用于执行计算机辅助整形外科的系统和用于操作该系统的新颖工具。本

发明通过可选地将计算机辅助外科的所有元件（工具、显示器和追踪）结合到单个智能器械中来克服当前计算机辅助外科系统的限制。该器械不依赖于外部导向系统，但工具包含以自包含组件在工具本身上的所有追踪设备。因此，总的系统的复杂性显著降低、对外科医生的侵入性更小并且易于结合到整形外科的现有实践中。

[0075] 以概述的方式，系统由主要的子系统组成。首先是工具本身，其用以承载独立的工具承载的追踪装置或者被修改以包含子系统或子系统的元件，从而提供工具承载的追踪（OTT）功能。修改能够是简单的，诸如扩展的底盘以保持附加部件，或者是复杂的，诸如修改的动力系统以向附加的子系统供以动力和/或停止或控制被供以动力的工具上的马达速度或其它致动器。第二子系统是追踪子系统，其包括一个或多个追踪器和一个或多个追踪元件。追踪器能够是对可见光或来自另外波长的光敏感的一个或多个照相机（立体观察器）。替代地，追踪器可以是电磁追踪器或其它非基于照相机的系统。追踪元件是追踪器追踪的任何物体。例如，在追踪器是红外照相机的情况下，追踪元件是红外LED，或者反射从照相机周围或其它位置发射的红外光线的无源表面。在追踪器是对可见光敏感的一对高分辨率照相机的情况下，追踪元件可以是患者的特定解剖结构或者直接在包括标记或参考框架的解剖结构上制成的标记。子系统能够利用以各种构造安装在工具上的一个或多个追踪器来追踪一个或多个追踪元件。一方面，使用所需传感器追踪工具、患者和其它相关目标以执行OTT CAS外科的追踪器至少部分以自包含方式定位在外科工具上。导向系统在追踪子系统计算追踪元件相对于工具的位置时进行导向。

[0076] 第三子系统是OTT CAS计算机系统，其包含适当的CAS计划软件和程序以执行OTT CAS功能外科计划。外科计划能够通过各种方式产生，但包含在三维空间内由操作者意指的切除（例如，切口、钻孔、待去除的组织体积）的尺寸。系统还能够包含患者解剖结构的参考图像、诸如患者解剖结构的计算机断层扫描图像（数据集），以及作为参考点的患者解剖结构的2D或3D虚拟模型。计算机系统编译来自追踪系统和外科计划的数据以计算由工具限定意指的切除的边界的相对位置。在一些构造中，计算机系统能够是与其它部件无线通信的完全独立的部件。在其它构造中，计算机系统集成到其它系统中。追踪系统和计算机系统一起能够确定外科医生的位置和工具的运动（外科路径）是否将产生期望的切除。重要的是注意到，计算机子系统和追踪子系统一起工作以建立外科部位的三维空间。追踪子系统作用所需的元件能够位于计算机子系统或将追踪数据传输至计算机子系统的一些中间模式中。

[0077] 最后的子系统是指示器，用以向外科医生提供与外科医生对工具的运动以及与实时OTT CAS步骤中的意指切除的关系有关的 OTT CAS适当输出。该指示器能够是将外科路径与意指切除对准/定位的任何类型的方式：在装备OTT的工具上的示意方向以校正外科医生的一组灯、具有听觉指示的扬声器、屏幕、触摸屏或类似 iPhone或iPAd的装置（即，所谓的“智能手机”），显示工具和患者的三维表示，在切除的适当位置的患者解剖结构上具有增加的引导图像或数字投影（例如通过微型投影机）。指示器用以提供适当的OTT CAS输出以引导外科医生基于实时信息作出正确切除。

[0078] 现在看具体子系统：

[0079] 用于计算机辅助外科的手术间包括用于术前使用的第一计算机。例如，患者的术前分析和各种元件的选择可以在第一计算机上执行。手术间还可以包括被称为OR计算机的第二计算机，其在手术过程中使用以辅助外科医生和/或控制一个或多个外科器械。另外，

手术间可以包括经由工具承载的追踪系统的实施方式安装在外科器械上的计算机(独立的或与另外的计算机协作)。第一计算机在本例子中提供,但可以在一些构造中省略,因为此计算机的功能还在能够是独立的OR计算机上进行。此外,整个‘手术前计划’可以最终主要使用结合OTT的OR计算机在OR内瞬时出现。不过,如果特定应用需要的话,可以使用第一计算机。手术前计划和手术还能够通过来自在线网络链接的数据或主动引导来辅助。如这里使用的,术语CAS系统或CAS计算机是指如在执行CAS功能的任意这些组合中提供的那些计算机或电子元器件。此外,系统的微处理单元能够位于工具承载的追踪器械中。在这种构造中,计算和用户交互能够在承载于被使用的外科工具上的计算机内或者通过有线或无线通信与主系统计算机协作执行。通过无线通信与主OTT CAS计算机协作,这种系统执行切割器械相对于待执行的理想切割的位置的错误分析,并且为了该目的单独或与由装备有OTT的一个或多个投影机提供的输出进行任意结合在作为工具承载的追踪器的一部分提供的屏幕上显示正确的动作和其它信息。

[0080] 因此,用于OTT CAS的手术间可以包括允许对若干元件在空间中的位置进行实时追踪的追踪/导向系统,所述若干元件包括:(a) 患者的结构,诸如骨或其它组织;(b) 外科工具,诸如骨锯和/或 OTT,其承载OTT并且由外科医生基于来自OR计算机的信息进行控制或(c) 外科医生/辅助人员系统特定工具,诸如指针、配准工具或其它物体(如果需要的话)。OR计算机或OTT还可以执行器械上的一些控制。基于工具的位置和来自OTT的反馈,系统或CAS 计算机能够改变外科工具的速度以及关闭工具以防止潜在损害。附加地,CAS计算机可以向使用者提供可变反馈。在附随的描述中显示的外科器械是外科锯。可以理解,许多其它器械能够如这里描述的那样被控制和/或导向,诸如钻子、磨石、锉刀、拉刀、手术刀、针或其它器械。因此,在以下讨论中,启用OTT的CAS系统不限于所描述的具体工具,而是可应用于多种器械和手术。

[0081] 如以下进一步讨论的,手术间的一种示例性用途包含待执行手术的患者的一部分的虚拟模型的使用。具体地,在手术之前,使用 CT扫描、MRI扫描或其它技术生成患者的相关部分的三维模型。在外科手术之前,外科医生可以观察和操纵患者模型来评估用于进行实际手术的策略。

[0082] 一种可能的方法是在手术过程中使用患者模型作为导向装置。例如,在手术之前,外科医生可以分析患者的一部分的虚拟模型并且在图上标出在手术过程中待切除的组织。接着在实际手术过程中使用该模型来引导外科医生。具体地,在手术过程中,工具承载的追踪装置监控手术的进程。作为执行的OTT CAS过程的结果,进程 /结果实时显示在OR计算机上或OTT监控器(例如,在载LCD 屏)上,使得外科医生能够看到相对于患者模型的进程。重要的是,外科医生还提供OTT投影机以基于OTT CAS处理步骤提供实型反馈(以下更详细描述)。

[0083] 为了在OTT CAS手术过程中提供导向辅助,工具承载的追踪装置监控相关联的外科工具在外科区域内的位置。OTT CAS系统可以不使用或使用一个或多个参考框架,其根据承担的OTT CAS手术的要求包括一个或多个位置传感器或一个或多个基准标记。在有源或无源构造中可以利用上述标记中的任意标记。标记可以任选地是与系统通信的有线或无线传感器。有源标记发射信号,该信号由OTT 装置接收。在一些构造中,无源标记是不必电连接到OTT CAS系统的无线标记。一般地,无源标记使红外光反射回到OTT装置上的适当传感

器。当使用无源标记时,观察的外科区域暴露于红外光,其接着反射回到OTT并由OTT接收,由此OTT CAS确定无源标记的数据位置。OTT装置的一些实施方式可以设有红外传送装置和红外接收器。OTT接收来自有源标记的发射光和来自无源标记的反射光,连同来自OTT的其它视觉区域信息。OTT CAS系统基于包括标记的位置连同外科区域中的其它图像信息的图像的视觉处理计算并对工具的三维位置作三角测量。工具承载的追踪装置的实施方式可操作以检测启用OTT的工具相对于三个正交轴的取向。以此方式,使用来自OTT装置的信息,OTT CAS系统确定工具的位置和取向,并且接着使用该信息以确定OTT CAS处理模式并为使用者产生适当的OTT CAS输出。

[0084] 如在CAS中是典型的,一系列点或表面用于使患者的解剖结构的位置与患者的虚拟模型配准或相关。为了收集该信息,导向的指针用以获取解剖标志处的点或患者解剖结构内的表面上的一组点。被称为变形的过程可以替代地用以将患者配准到从图集或数据库取得并且不来源于特定患者的实际图像的该患者的近似虚拟模型。在这种过程中,外科医生使患者的部分和一些策略性解剖标志数字化。OTT CAS计算机分析数据并识别共同的解剖特征以由此识别患者上的对应于虚拟模型上的特定点的位置。

[0085] 相应地,如上提及的,工具承载的追踪装置视觉上实时监控若干物体的位置,包括:相关联的外科工具的位置、患者的位置以及在手术过程中使用的物体(诸如,一个或多个参考框架或一个或多个标记)的位置。相应地,OTT CAS计算机处理有关相关联的外科工具的位置的OTT CAS数据、OTT图像数据中的视觉区域信息、有关患者的位置的数据以及有关患者的模型的数据。OTT CAS计算机处理的这种结果提供动态、实时相互作用位置和取向反馈信息,其能够由外科医生在OTT装置(如果提供的话)提供的监控器上或作为OTT投影机的显示输出观察。更甚者,如前所述,在手术之前,外科医生可以分析患者模型并识别待切除的组织以及计划或指示在OTT CAS步骤过程中或在CAS手术过程中使用的期望的OTT CAS模式。该信息随后能够在手术过程中使用,以基于CAS处理的模式和其它因素使用动态调节的输出引导外科医生。

[0086] 图1是在使用外科器械50的计算机辅助外科过程中设置用于追踪并提供引导的工具承载的追踪装置(OTT) 100的等轴测图。OTT 100具有外壳105,该外壳105在用于投影机输出110的开口中包括一对照相机115。OTT 100以及也作为外壳105具有适于且被构造为与外科器械50配合的表面120。外科器械50包括用于操作具有活动元件56的工具54的触发器52。图1的示意性实施方式,工具54是锯子并且活动元件56是其远端的锯齿状边缘。

[0087] 图2是在使用外科器械50的计算机辅助外科过程中设置用于追踪并提供引导的工具承载的追踪装置(OTT) 200的等轴测图。OTT 200具有外壳205,该外壳205在用于投影机输出210的开口中包括一对照相机215。OTT 200以及也作为外壳205具有适于且被构造为与外科器械50配合的表面220。外科器械50包括用于操作具有活动元件56的工具54的触发器52。图2的示意性实施方式,工具54是锯子并且活动元件56是其远端的锯齿状边缘。

[0088] 图3和4是图1和2的工具承载的追踪装置的等轴测图,其中,外壳的顶罩被移除。在图3的视图中,外壳105的被暴露的内部显示处理电路130、投影机125和照相机115的布置。投影机125的输出110在该实施方式中被图示为处于包含照相机115的平面上方的位置。在图4的视图中,外壳205的被暴露的内部显示处理电路230、投影机225和照相机215的布置。投影机225的输出210在该实施方式中被图示为处于与包含照相机215的平面成锐角的上方

的位置。

[0089] 图5、6和7表示工具承载的追踪器200的一个顶视图和两个等轴测图。在图4中示出的工具承载的追踪器的顶视图中,电子元器件的取向和布置清楚可见。由于在该构造中使用的投影机225的类型,投影机已在外壳205内成角度定位,如图6中所示,在略微倾斜的表面上。在一种实施方式中,工具承载的追踪装置的照相机或者投影机的一者或两者可以以任意取向定位并且随后该取向对各自的装置的操作的结果以如这里描述的其它方式补偿。以此方式,由于略微的物理未对准可以使用如这里描述的软件技术来调节,各种不同的OTT电子元器件设计是可能的。图7图示工具承载的追踪器 200的与外壳205分离的电子元器件的等轴测图。该附图图示用于布置在外壳205内在单个板235上具有照相机215、投影机225和相关联的处理电子元器件230的引用一件式”OTT电子元器件包的一种实施方式。

[0090] 图8A、8B、9和10均图示工具承载的追踪装置内包括的照相机的各种照相机角度取向的照相机观察区域上的结果。图8A中的照相机115关于彼此和外科工具54的轴线以接近平行的布置取向。在考虑由其它部件引起的阻断之后,该构造提供范围从约70mm至约200mm的照相机观察区域。在其它实施方式中,示范性OTT装置的照相机系统可以在范围从约50mm至约250mm的照相机观察区域中操作。可以理解,照相机观察区域可以根据OTT装置将用以执行的特定计算机辅助外科手术所需的期望的观察区域物理地或电子地改变。

[0091] 与图8A中照相机的接近平行的布置相比,图8B、9和10每个展示不同照相机倾斜角度的结果和得到的照相机观察区域的变化。参照图11A、11B、11C和11D更好地理解OTT照相机定位和倾斜角度的关系以及其与观察角度、最小目标距离和最大目标长度的关系。图11A图示作出用以产生图11B中使以度为单位的倾斜角度与许多视觉区域因素相关的图表的计算的几何设置和公式。来自该图表的与倾斜角度相关的数据在图11C和11D中示出的曲线图中再现。这些附图中呈现的光学区域信息在这里描述的OTT装置的各种实施方式的一些中的照相机定位的设计和优化中 useful。

[0092] 参照图12A、12B、13A、13B和13C可以理解用于各种OTT 实施方式的投影机的附加方面。图12A和图12B之间的比较展示基于投影机在OTT外壳内的定位对投影机输出的影响。如图12A和 13A中所示,投影机125看上去相对于工具54成接近平面关系。但是,注意投影机输出126的一部分如何延伸超出工具远端56并在工具远端56下面。与此相比,投影机225关于工具54以锐角定位。附加地,到10的投影机输出在与其处于照相机215之间的相对位置相比时偏向一侧。但是,投影机输出226主要在刀片54的上方并且仅在远端56处经过。在查阅图13B和13B中的视图后将明了到26 的投影机输出的附加方面。理解的是,在这些实施方式中描述的投影机输出、投影机尺寸和取向不限于所有OTT装置实施方式。合适的OTT投影机可以以多种满意的方式构造并且在OTT外壳内的布置可以基于期望的投影机的包装尺寸来调节。如由投影机225的抽样输出清楚地图示的,许多不同的投影机尺寸、取向和角度关系可以被使用并且仍然有效地操作以满足OTT CAS处理系统的投影机要求。换句话说,很多种投影机类型、输出位置和包装可以被使用并且仍然保持在这里描述的OTT装置的各种实施方式内。

[0093] 本发明的OTT装置的实施方式根据特定OTT CAS系统期望的具体操作特征设有各种图像、投影机和电子元器件。为了针对OTT CAS系统的该部分可以理解很多种特征和设计因素,提供随后的示意性实施方式。

[0094] 图14A图示OTT装置的实施方式的示意图。在该图示的实施方式中,提供

[0095] • 照相机/数字信号处理器/处理NaturalPoint Optitrak SL- V120范围

[0096] • 计算机:PC-Windows 2000/XP/Vista/7;1.5GHz处理器; 256MB RAM;5MB可用硬盘空间;USB 2.0高速端口(最小,更快更好)

[0097] • COM:具有无线USB支持的DYNADOCK W20端口复制器;

[0098] • 投影机:Microvision的SHOWWX激光微型投影机

[0099] 如视图中所示,其设置在OTT外壳内。该实施方式使用所谓的“智能照相机”,即,具有执行局部图像处理的能力的照相机。该处理能够通常通过现场可编程门阵列(FPGA)编程。该具体实施方式中的部件的构造被利用以提供在OTT装置上和OTT CAS计算机上出现的图像处理。例如,OTT装置上的DSP在将标记数据传输至 OTT CAS计算机之前检测并处理标记数据。该构造极大地减小主机上所需的处理功率,同时还使需要传输的数据最少化。可以理解,示意图尽管主要用于显示图像的类型、特定OTT装置或OTT装置和OTT CAS计算机之间的数据处理和总的计算机处理能力,该视图可能不反映具体部件之间的实际取向、间距和/或对准。电子通信能力(COM)经由自和向适于并构造用于这里描述的OTT CAS处理、算法和模式的计算机进行有线连接或任何合适的无线数据传输模式提供。OTT装置和OTT CAS计算机(如果使用的话)之间的处理数据交换的类型、多样性、数量和质量将根据所利用的特定 OTT CAS程序、模式或系统的具体参数和考量而变化。

[0100] 图14B图示OTT装置的实施方式的示意图。在该图示的实施方式中,提供

[0101] • 照相机:有线或无线模拟照相机;例如FPV无线照相机

[0102] • DSP:uCFG单片机抓帧器。其连接到PC PCI总线并变为 PC的一部分。

[0103] • 计算机:PC-Windows 2000/XP/Vista/7;1.5GHz处理器; 256MB RAM;5MB可用硬盘空间;USB 2.0高速端口(最小,更快更好)

[0104] • COM:硬接线或模拟无线传输器

[0105] • 投影机:Microvision的SHOWWX激光微型投影机

[0106] 如视图中所示,其设置在OTT外壳内。该具体实施方式中的部件的构造被利用以提供低成本商品照相机的使用,其中,在OTT上不执行用于追踪的图像处理并且图像信号由作为PC的一部分的专用抓帧器捕获。抓帧器接收捕获的图像并且将其存放在PC存储器中,且没有通过PC的任何开销处理。该实施方式得到较小、较轻且成本较低的OTT装置。

[0107] 可以理解,示意图尽管主要用于显示图像的类型、特定OTT装置或OTT装置和OTT CAS计算机之间的数据处理和总的计算机处理能力,该视图可能不反映具体部件之间的实际取向、间距和/或对准。电子通信能力(COM)经由自和向适于并构造用于这里描述的 OTT CAS处理、算法和模式的计算机进行有线连接或任何合适的无线数据传输模式提供。OTT装置和OTT CAS计算机(如果使用的话)之间的处理数据交换的类型、多样性、数量和质量将根据所利用的特定OTT CAS程序、模式或系统的具体参数和考量而变化。

[0108] 图15A图示OTT装置的实施方式的示意图。该实施方式利用具有合并的电子电路的商品USB照相机,该电子电路捕获来自照相机的图像并且将其调节为USB兼容。该输出被压缩并随后有线或无线地传输,且没有进一步与追踪相关的处理。

[0109] 在该图示的实施方式中,提供

[0110] • 照相机:微软LifeCam

[0111] • 计算机:戴尔精密R5500架工作站

[0112] • COM:Carambola 8装置芯,或者DTW-200D (CDMA2000 1X) 和DTW-500D (EVDO Rev A)

[0113] • 投影机:Microvision的SHOWWX激光微型投影机

[0114] 其如视图中所示设置。该具体实施方式中的部件的构造被利用以提供模块化方案,用于提供电子OTT元器件。该实施方式使用低成本商品照相机并允许照相机以模块化形式使用,其中,它们能够变化或升级以反映技术进步,且不扰乱OTT或地面系统。

[0115] 如果OTT CAS计算机针对DSP优化,则没有必要使用工具承载的DSP。该实施方式使得使用商业上可获得的图像处理库中的任意库成为可能。例如,Halcon图像处理软件仅需约1ms就能处理很大的二进制数据块(骨参考框架LED)并计算其形心。因此,图像能够被直接从OTT工具发送至OTT CAS计算机以便处理。重要的是,当与其它实施方式相比时,将需要选择COM以处理较高带宽。类似地,将需要选择计算机以处理更多的繁重的计算。

[0116] 可以理解,示意图尽管主要用于显示图像的类型、特定OTT装置或OTT装置和OTT CAS计算机之间的数据处理的总的计算机处理能力,该视图可能不反映具体部件之间的实际取向、间距和/或对准。电子通信能力(COM)经由自和向适于并构造用于这里描述的 OTT CAS处理、算法和模式的计算机进行有线连接或任何合适的无线数据传输模式提供。OTT装置和OTT CAS计算机(如果使用的话)之间的处理数据交换的类型、多样性、数量和质量将根据所利用的特定OTT CAS程序、模式或系统的具体参数和考量而变化。

[0117] 图15B图示OTT装置的实施方式的示意图。在该图示的实施方式中,提供

[0118] • 照相机:如图15A中的智能照相机或者如图15B中的USB 照相机

[0119] • 惯性传感器:Bosch SMB380、Freescale PMMA7660、Kionix KXSD9

[0120] • 在载处理器:ARM处理器

[0121] • 计算机:PC-Windows 2000/XP/Vista/7;1.5GHz处理器;256MB RAM;5MB可用硬盘空间;USB 2.0或USB 3.0高速端口(最小,更快更好)

[0122] • COM:标准IEEE 802.11通信协议或用于在承担OTT的处理器和地面站PC之间通信的类似协议

[0123] • 投影机:Microvision的SHOWWX激光微型投影机

[0124] 其如视图中所示设置。该具体实施方式中的部件的构造被利用以提供在OTT装置上执行复杂处理的实施方式,从而为了OTT CAS手术的目的根据需要完成大多数人体追踪。该装置是完全独立的追踪装置。OTT装置还包含一个或多个惯性传感器。DSP涉及惯性传感器的使用以预测‘下一帧’中的基准的位置。因此,在OTT装置上的DSP上的计算负担最小化。

[0125] 可以理解,示意图尽管主要用于显示图像的类型、特定OTT装置或OTT装置和OTT CAS计算机之间的数据处理的总的计算机处理能力,该视图可能不反映具体部件之间的实际取向、间距和/或对准。电子通信能力(COM)经由自和向适于并构造用于这里描述的 OTT CAS处理、算法和模式的计算机进行有线连接或任何合适的无线数据传输模式提供。OTT装置和OTT CAS计算机(如果使用的话)之间的处理数据交换的类型、多样性、数量和质量将根据所利用的特定OTT CAS程序、模式或系统的具体参数和考量而变化。

[0126] 除上述细节和具体实施方式之外,可以理解,OTT装置的替代实施方式可以具有电子元器件,所述电子元器件包括具有处理能力的元器件以及软件和硬件和电子指示以根据

这里描述的OTT CAS处理方法、模式和算法提供OTT CAS数据的以下示例性类型中的一种或多种：

- [0127] • 接收并处理视觉和IR光谱图像数据
- [0128] • 确定图像帧内的每个标记的形心的坐标
- [0129] • 确定图像帧内的所有标记的尺寸
- [0130] • 报告一个或多个基准的尺寸和坐标
- [0131] • 子像素分析以确定图像帧内的形心的位置、标记布置或选择的标记布置
- [0132] • 基于来自中央计算机或内部指令的输入或响应于OTT CAS 处理模式适应从每秒20帧至60帧的可变和可控帧率

[0133] 图16A、16B和16C提供在计算机辅助外科手术中使用的参考框架300的各种视图。设有框架305,其具有由周边315界定的表面 310。一个或多个有源或无源基准标记70经过表面310以型式72布置。设有从框架305延伸的杆320和在杆上的联结件325。联结件 325用以将框架305连结到基部330。基部330具有能够接合与手术相关的外科区域内的解剖结构的一部分的第一表面335。基部330具有第二表面340以与联结件325接合。联结件325和第二表面340 在图16A中接合,但在图16B和16C中分离。在图16C和16C的视图中,在联结件上可见至少一个配准元件,并且在第二表面上可见至少一个配准元件。在图示的实施方式中,配准元件342b是在联结件325上的凹形特征部,而在第二表面340上的联结元件325a是凸形特征部。当联结件325和第二表面340接合时,配准元件的尺寸和位置被设定成配合协作。可以理解,当联结件接合到第二表面时,各种不同的配准元件类型和位置可以适于并构造成用于提供配合协作。

[0134] 基部330包括用以接合解剖结构的第二表面335。所有表面或表面的一部分可以包括锯齿形边缘以辅助与解剖结构、尤其围绕关节的骨解剖结构接合。基部第一表面335包括与基部第一表面在外科手术过程中附接到其上的解剖部位互补的曲度。在一种实施方式中,解剖结构的骨部分邻近作为外科手术的目标的关节。关节可以从膝、肩、腕、踝、髌或椎骨选择。基部330包括至少一个孔口 337,所述至少一个孔口337适于并构造用于固定元件,所述固定元件用以将基部附加到人体上的部位。固定元件可以从销、螺钉、钉子或外科钉中的一种或多种选择。

[0135] 图17图示参考框架引导件350的示意图。参考框架引导件350 具有框架355和从框架355延伸的杆360。杆360具有被构造成与解剖特征部接合的曲度或形状,以在框架引导件附接到框架305时辅助参考框架300在外科区域内以期望位置和取向布置。参考框架引导件350还包括沿着框架355的一个或多个接合元件365,用于与参考框架305的周边315或一部分暂时接合,以允许与使用元件365 附接的参考框架300相联的基部330的适当定位和调节。图18图示附接到参考框架300的框架305的参考框架引导件。在使用中,接合元件365可以断裂,以在外科手术过程中从引导框架移除参考框架。尽管图示为与参考框架300配合协作,参考框架引导件350可以适于并构造成与不同形状和尺寸的参考框架(诸如图24中的参考框架400)形成配合接合。

[0136] 在一种特定实施方式中,杆360的曲度或形状362被构造用于杆关于髌的布置,以提供参考框架300沿着股骨在外科区域内的对准。图19和20示出基部330沿着股骨10的定位。关节参考框架引导件和参考框架结构(参照图18)被定位(沿着图19中的箭头),以使杆



360的曲度362在股骨10的髌12之间对准,从而使基部330 如图20中所示以适当取向布置在股骨上。之后,参考框架300通过利用诸如螺钉或钉子施加到孔口337或使用生物相容性骨接合剂的一种或多种方法连结基部第一表面335来附接到股骨10。一旦参考框架300被确认处于适当位置,参考框架引导件350被移除(图 21),仅留下根据待进行的外科计划(图22)与髌12成期望关系且沿着股骨10处于期望位置的参考框架。

[0137] 图23图示参考框架400和沿着胫骨15的位置的实施方式。在图示的实施方式中,参考框架400附接在胫骨粗隆上或围绕胫骨粗隆(图25中更清楚地示出)并利用上述关于参考框架300描述的若干固定方法中任一种紧固到骨。参考框架400的附加细节可以在阅读图24A、24B和24C后提供。这些附图提供在计算机辅助外科手术中使用的参考框架400的各种视图。设有框架405,其具有由周边 415界定的表面410。一个或多个有源或无源基准标记70经过表面 410以型式74布置。设有从框架405延伸的杆420和在杆上的联结件425。联结件425用以将框架405连结到基部430。基部430具有能够接合与手术相关的外科区域内的解剖结构的一部分的第一表面 435。基部430具有第二表面440以与联结件425接合。联结件425和第二表面440在图24A中接合,但在图24B和24C中分离。在图 24C和24C的视图中,在联结件上可见至少一个配准元件,并且在第二表面上可见至少一个配准元件。在图示的实施方式中,配准元件442b是在联结件425上的凹形特征部,而在第二表面440上的联结元件425a是凸形特征部。当联结件425和第二表面440接合时,配准元件的尺寸和位置被设定成配合作。可以理解,当联结件接合到第二表面时,各种不同的配准元件类型和位置可以适于并构造成用于提供配合作。

[0138] 基部430包括用以接合解剖结构的第二表面435。所有表面或表面的一部分可以包括锯齿形边缘以辅助与解剖结构、尤其围绕关节的骨解剖结构接合。基部第一表面435包括与基部第一表面在外科手术过程中附接到其上的解剖部位互补的曲度。在一种实施方式中,解剖结构的骨部分邻近作为外科手术的目标的关节。关节可以从膝、肩、腕、踝、髌或椎骨选择。基部430包括至少一个孔口 437,所述至少一个孔口437适于并构造用于固定元件,所述固定元件用以将基部附加到人体上的部位。固定元件可以从销、螺钉、钉子或外科钉中的一种或多种选择。

[0139] 现在转向图26A、26B和26C,描述被设计的参考框架的附加方面。参照图26A,框架305和基部300之间的取向可以在多种预设取向之间调节。改变这两个部件之间的关系是通过改变关节可获得的多个配准元件中的哪些配准元件是接合部件来完成的。一方面,在联结件上设有多个配准元件,并且在第二表面上设有多个配准元件。参考框架的取向可以在第一取向382和不同的第二取向384之间调节,基于此,配准元件分组用于将基部330连结到框架305。在一种实施方式中,其中,联结件上的配准元件的一部分与第二表面上的配准元件的一部分接合,结果将框架在外科区域内以第一取向定向。另一方面,联结件上的不同的配准元件与第二表面上的不同的配准元件配合,结果是框架305将在外科区域内以不同的第二取向呈现。一方面,第一取向是在外科预先计划中使用的已知位置。另一方面,第二取向是在外科预先计划中使用的已知位置。第一取向和/或第二取向可以在这里描述的OTT CAS技术的促进中使用。

[0140] 图26A还图示适于并构造成维持联结件和第二表面的相对位置和取向的安装联结件的一种实施方式。在该实施方式中,挠性联接机构被示出为在这两个部件之间,并且其在

参考框架内的尺寸、形状和取向用以维持框架305在外科区域内的取向。换句话说,安装联结件具有足够的刚性,使得如果框架305在手术过程中遭撞击,其不会失去它的对准。在另一替代方面,安装联结件完全地设置在使用结构中,安装联结件设置成使得当安装联结件附接到参考框架时,安装联结件基本上或完全环绕联结件和第二表面之间配合接触的面积。

[0141] 图27A和27B提供替代参考框架表面形状以及替代方案以显示标记型式。图27A图示具有以型式78设置的多个基准标记70的参考框架的大致矩形框架390。图27B图示框架395上的大致梯形表面形状310。多个基准标记70以型式设置在表面305上。

[0142] 图28图示在全膝置换手术中使用的假体20的表示的等轴测图。在假体20上标出的数字是在膝外科过程中作出的切口的类型的表示。图29A-29I和30图示这里描述的OTT CAS系统的独特组合之一。尽管上述参考框架中的每个可以独立地或结合其它解剖部位或外科设备使用,参考框架300和400对于这里描述的工具承载的追踪装置和OTT CAS手术具有特别的优势。将工具承载的追踪装置用于手持式预切外科的一个挑战是在手术过程中获得相关追踪信息并维持追踪的参考框架。通过独特的设计和布置,参考框架300和400可以用以利用这里描述的OTT追踪技术正好提供这种类型的动态参考框架追踪。如以下附图中所示,在用于植入假体20的代表性切口的每一个中,在OTT 100上承载的视觉系统能够视觉上识别并与参考框架300和参考框架400全部或一部分配准。尽管这些特定构造是针对膝外科的OTT CAS系统和工具的能力的说明,可以理解,这里描述的参考框架和视觉引导技术可以适于人体中的其它关节和其它手术。

[0143] 图29A-29I和30每个图示针对参考框架300在股骨10上的布置和参考框架400沿着胫骨15、特别是在胫骨粗隆18上或围绕胫骨粗隆18的布置的代表性外科设置。可以理解,随后图示的OTT CAS手术利用参考框架300、400,它们在随后的所有OTT CAS过程步骤过程中不运动,但保持在相同位置。工具承载的追踪装置100 联结到外科工具50,用于具有活动元件56的工具54的定位和使用。

[0144] 在图29A的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造远端外侧髌切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0145] 在图29B的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造远端内侧髌切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0146] 在图29C的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造前部切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300 和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0147] 在图29D的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造后部外侧髌切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0148] 在图29E的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造后部内侧髌切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0149] 在图29F的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造前部倒角切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架 300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0150] 在图29G的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造后部外侧髌倒角切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0151] 在图29H的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造后部内侧髌倒角切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0152] 在图29I的示意性实施方式中,OTT 100提供引导,用于使用活动元件56制造胫骨切口。在该切割过程中,在OTT 100上承载的照相机在图示的切割的所有或主要部分过程中基于从参考框架300和参考框架400接收的信息捕获、成像并提供相对导向和定位信息。

[0153] 图30图示联结到具有工具54和活动元件56的外科器械50的 OTT 100。参考框架300、400也关于围绕膝的OTT CAS外科部位示出。具有杆398和末端399的附加参考框架397用于外科区域的进一步配准或标记。参考框架397的配准通过具有工具的OTT 100 的成像系统提供。配准框架397连同配准框架300和/或配准框架 400一起配准。尽管这里描述的OTT CAS方法的实施方式利用参考框架300和参考框架400,可以理解,由于OTT和OTT CAS处理的改进的基于图像追踪能力,OTT CAS系统具有两个可用的参考框架,但在处理过程中选择以仅使用来自一个参考框架的追踪信息。

[0154] 当考虑这里描述的独特的参考框架实施方式的使用时,考虑 OTT CAS系统使用者优选可以进行观察的方式。OTT CAS系统是预编程的,使得对于某些切口来说,某些观察是默认示出的。例如,在制备用于TKR手术的股骨假体中切除股骨的例子中,如图29 和30中所示,若干表面待切除。每个表面可以在手术过程中从不同角度最佳观察。当切割内侧髌的前表面时,第一观察可以是期望的,而在切割外侧髌的前表面时,第二观察可以是期望的。相应地,系统设置预定第一观察,用于在内侧髌的前表面被切除时观察虚拟模型。类似地,针对多种共同的切除手术能够限定默认视觉观察。当OTT CAS系统确定待执行切割时,系统确定用于切口的最佳匹配并且在没有外科医生介入的情况下自动显示默认。以几乎相同的方式,由OTT CAS计算机执行的基于视觉的过程可以被预选择,以根据环境自动地使用来自一个或两个参考框架的所有或一部分可得到的追踪信息。另外,OTT CAS可以引导使用者调节参考框架在外科区域内的取向,以改进来自该框架的引导信息。尽管在这里描述保持基部的配准位置的框架的可调节取向。

[0155] 可以理解,多种多样的动力或非动力工具中的任意种能够与这里描述的OTT CAS

系统一起利用。例如,在整形外科领域中,系统能够在单个整形动力锯(诸如,Stryker系统6精密振动锯)上建立。类似地,系统能够与整形外科中通常使用的其它动力工具(诸如,磨刀石或钻子)一起使用。在这种应用中,系统可以集成在外科工具的设计内或者作为改型增加。另外,系统可以利用不需要任何外部动力源(诸如,指针、标记器或手术刀)的工具。理想地,系统可以容纳多个待在外科手术的不同阶段使用的智能工具并且使得系统足够稳健以执行很多种外科手术。

[0156] 系统可以在整形外科之外的其它应用中使用。例如,其可以在模拟和用于指导和训练整形外科外科医生的模拟器中使用。替代地,系统可以用于要求硬组织的精确取向和操纵的其它医疗手术。本技术的计算机辅助外科可以容易地便利这种牙科手术。系统还能够非医疗应用中使用,例如,在木工、金属板加工和所有其它工程标记和加工过程中,以引导使用者制造特定型的材料切割或钻孔。

[0157] 这里描述的OTT CAS系统的实施方式通过在工具上布置一个或多个追踪器消除了对外部追踪装置的需要。本发明能够完全消除对外部追踪系统的需要或者利用追踪子系统以增加新的追踪数据。在任一构造中,与外部追踪器追踪工具和患者的解剖结构两者以确定彼此的相对位置截然不同,工具本身追踪患者的解剖结构,或者相对于患者解剖结构追踪其本身。此外,由于向追踪系统提供输入的部件位于工具本身上,系统的所有被追踪元件相对于工具被追踪。因此,由工具承载的追踪器产生的追踪数据非常不同。工具的位置例如不必被独立追踪,因为所有其它被追踪的目标均从工具的有利位置被追踪。在载追踪系统减轻由外部被追踪系统面对的问题,其中,包括外科器械的系统的部件由外部装置追踪。逻辑上,本发明通过将追踪或向追踪系统的处理部分提供输入的部件布置在工具本身上允许手术室消除或至少最小化在手术中对单件设备的需要。通过用于追踪的传感器在工具上,其带来更靠近被追踪目标的另一优点,并且由此可以得到更高分辨率和精度以及在追踪器和其它系统的被追踪元件之间对“视线”接近的较松要求。

[0158] 追踪器-追踪子系统还包括能够被外科器械上的追踪器检测到的一个或多个追踪元件。在系统中能够利用很多种追踪元件。例如,包含一个或多个反射表面的参考框架能够将红外或可见光反射回到外科工具。发光二极管能够类似地指示被追踪目标回到外科工具的位置。诸如基准点或图像识别的其它方式可以消除对外部参考框架待布置在需要被追踪的诸如患者组织的目标上的需要。在其它实施方式中,在没有任何其它参考点辅助的情况下,患者的解剖结构的具体图像能够用作追踪元件。

[0159] 外科器械借助于一个或多个追踪器追踪被追踪元件的位置。在一种实施方式中,系统利用作为追踪器的两个照相机的立体布置。照相机在锯子的刀片/钻头/磨石等的任一侧上以适用于立体视觉的角度范围并排倾斜。对于其它工具,诸如钻子,照相机能够类似地立体并排布置在钻头或任何其它工具的端部执行器的任一侧上。

[0160] 照相机相对于工具的端部执行器的布置影响追踪器-追踪元件子系统的操作。例如,一个或多个照相机远离端部执行器的布置扩大观察区域。对于像关节置换的应用,或者当工具紧靠患者的解剖结构时,宽的观察区域是有益的。通过扩大的观察区域,工具能够更容易地找到追踪元件。将一个或多个照相机更靠近工具的端部执行器布置限制观察区域,但增加对诸如牙科手术的应用有用的放大率和分辨率。另外,照相机的布置必须考虑子系统的其它元件的相对位置。将照相机布置成使其轴线处于工具的端部执行器的平面内将使

端部执行器阻挡照相机的观察的程度最小化。但是,可以设想,照相机可以以被认为合适于外科手术中追踪一个或多个追踪元件的任意构造布置。随着技术进步,这些当前描述的构造之外的构造对于特定工具和外科环境可能更有利。

[0161] 子系统能够利用很多种照相机或照相机的系统。通常,系统利用数码照相机。另外,系统利用至少两个照相机以提供立体视觉。可以使用模拟照相机,假如有数字转换的有效方式,诸如建立的有时被称为‘抓帧器’或‘捕获卡’的图像格式转换技术。立体视觉以及基于来自两个照相机的图像中的不同获得进一步信息的能力有助于系统在位置和取向或姿态方面更好地三维定位追踪元件。系统可以利用多于两个照相机,其利用所谓的“冗余”以改进导向的能力,诸如在被追踪元件中的一些对照相机中的一个或多个不可见并且由此两个照相机在这些情况下不足够时的情况中。附加地,系统可以利用单个照相机,但将需要附加的图像处理以像立体系统那样精确地导向。

[0162] 替代地,子系统可以利用追踪器和追踪元件的不同系统。在一种替代方案中,追踪器是在标准手术室条件中存在的可见光谱下对图像识别优化的高分辨率照相机。追踪元件是基于存储在外科计划中的医疗图像的患者的解剖结构。另外,较窄的观察区域还可以对患者的解剖结构的有效识别有益。最后,外科计划本身可能需要并入或识别患者的特定解剖标志以建立功能追踪元件。

[0163] 不管构造如何,照相机需要具有足够的分辨率以准确地追踪追踪元件到某一预定的精度水平。例如,具有作为带红外LED的参考框架的追踪元件的系统,具有 $640 \times 480$ 分辨率的照相机具有足够的分辨率以便以外科精度追踪追踪元件。系统能够利用诸如红外过滤器的附加元件,并且使追踪元件与照相机隔离。在这种系统中较低分辨率的照相机能够足以产生高准确度的追踪。

[0164] 分辨率不是照相机影响系统操作的唯一特征。根据系统的特定构造,帧率是重要的考量。例如,约100Hz (帧每秒)的非常高的帧率将产生最小等待,但将在图像处理器上非常繁重。系统可以要求大功率处理器,以便在给定时间单位内从非常多的捕获图像中提取追踪元件。替代地,如果帧率非常低,那么系统将产生过多等待。如果操作员过快地运动工具,那么系统将不能继续追踪工具。在系统中应当利用可接受的最小帧率。对于连同VGA照相机阵列一起利用参考框架中的红外LED的系统,30Hz的帧率将产生适于徒手整形外科的系统。

[0165] 这些例子一起图示用于追踪元件和照相机的各种构造,包括追踪器-追踪元件子系统的示例性照相机-追踪实施方式。除追踪元件的准确布置之外,追踪元件的位置必须从由照相机捕获的图像提取。从照相机接收的图像信号必须经历数字信号处理(DSP),以将追踪元件的图像转换成相对于工具的数学坐标。数学坐标随后发送到计算机系统并且相对于外科计划进行比较,允许计算机系统确定外科路径是否遵循意指的切除。

[0166] 考虑到有若干步骤将来自照相机的原始数据处理为数学坐标。最初,系统必须获取图像。对于检测标记(例如,红外LED的、反射体、基准等)的照相机,系统必须:确定在总的追踪元件中使用的每个单独标记的形心的坐标、确定每个元件的尺寸并且向计算机系统报告每个LED的尺寸、形状和坐标。用以处理捕获的图像的附加操作(诸如子像素分析以确定形心的位置)能够改进精度。

[0167] 对于以30Hz操作的系统,步骤必须在大约33ms完成,并且计算机将需要确定单独

的LED之间的关系并且计算追踪元件的位置和取向。计算机从该数据将必须确定模型的取向和骨与外科工具之间的相对位置。信号处理仅具有在两个连续帧之间的时间量,以执行任何需要的操作。(例如,对于30Hz的帧率,处理系统具有上述 33ms时间段以执行这些操作)。在一种实施方式中,前述步骤中的大多数能够在工具本身上通常通过集成在照相机(或其它追踪器)本身上的CPU完成。

[0168] 例如,由照相机捕获的图像的附加处理能够经由集成到照相机内或在计算机系统上或这两者的一些组合的CPU完成。例如,许多小的照相机具有能够在输出数据信号之前运行数字信号处理算法的集成的CPU。DSP能够包括简单的步骤,像将彩色图像转换为灰度或复杂操作,像将视频图像剪切为环绕识别的LED的小框。最初的处理使得从在照相机上捕获的图像最终提取追踪元件的计算任务较轻并且总的追踪处理更有效。

[0169] 照相机-追踪元件子系统能够通过数字图像传输或通过无线传输利用数码照相机。有很多种通过数字图像传输的照相机,其一般被叫做“IP”或“Wifi”照相机。许多小且低成本的方案能够被利用,以任何格式(例如,Mpeg)并且通过许多已知的数字流媒体协议之一供给到处理电子元器件的流媒体图像(其能够在两个照相机之间同步)。替代地,模拟图像传输能够利用所谓的第一人视角(FPV)技术用在航空模型中。这有利于容易地得到商品照相机,其具有最小重量和尺寸、小的无线传输和低成本。在用于被追踪元件的坐标的图像处理 and 提取之后,附加处理是必须的以形成足以通知计算机系统的追踪数据。被追踪元件的坐标与关于照相机的信息(诸如说明和校准数据)结合,以进一步细化每个被追踪元件的位置空间。基于每个被追踪元件的细化位置,子系统利用针对特定追踪元件(有时称为参考框架)的用户限定的集群定义,以检测用于追踪元件的有效集群以及其在空间中的位置和取向。确定空间中的位置和取向的数据是格式化的,以便使用。例如,系统能够将特殊的坐标布置在与外科计划中使用的空间的总的定义兼容的矩阵内。

[0170] 前述处理与能够在工具上进行的处理不同并且不是图像调节和空间提取。其能够通过专用软件处理,专用软件可以在外科计划和计划的切除被计算的相同计算机系统中,或者其可以在中间计算机上发生,该中间计算机可以在工具上或者与工具和计算机系统均分离。

[0171] 附加导向数据能够扩展照相机-追踪元件系统。工具还能够包含一个或多个加速计或惯性传感器,以确定工具沿着外科路径的取向和运动。除来自一个或多个照相机的追踪数据之外,加速计能够向计算机系统提供附加数据。替代地,外部追踪系统能够扩展工具的在载追踪。这种应用不是必需的,但能够用以主要通过‘预期’使用者的运动来扩展系统的追踪能力。系统还可以包括多个追踪器-追踪元件模态。例如,系统可以包括红外照相机和具有红外LED的追踪元件以及用于光学分辨率的可见光照相机。来自这两者的追踪信息可以被处理以建立工具的三维坐标。

[0172] 如在计算机辅助外科中典型的,外科计划在开始期望的外科手术之前或者在执行期望的外科手术中的步骤之前被确定。外科计划基于在患者的解剖结构的计算机重现上由外科医生指定的意指切除部。患者的解剖结构的计算机重现可以通过诸如CT或MRI扫描的各种医疗成像技术产生。另外,锯子、钻子、磨石、植入物或任何外科器械或其部分的计算机重现可以通过在计算机系统内编程的设计说明(或模型)取得。一旦通过诸如显示器、鼠标、键盘、触摸屏或用于与计算机系统交互的任何其它装置的计算机交互装置可接近患者的解

剖结构的计算机重现,外科医生可以通过将待执行的一个或多个切口、待钻孔的区域或待移除的组织体积输入计算机系统来手动指定用于外科计划的切除部。替代地,计算机系统可以被构造成基于由外科医生选择的一组具体参数来产生外科计划。具体参数可以对应于例如外科医生希望附接到患者的解剖结构的植入物的形状、尺寸和/或位置。计算机可以相应地产生包括将植入物配合到患者的解剖结构所需的切除部的外科计划。一旦外科计划由外科医生指定,计算机系统将外科计划转变为一个或多个数学限定的表面,所述表面限定包括外科计划的意指的切除部的边界。通过之前描述的追踪器-追踪元件子系统获取的数据随后能够用以将器械的外科路径与外科计划进行比较,以便确定外科路径的偏差。

[0173] 接着,外科计划被描绘为在诸如笛卡尔、球面或柱面坐标的可接受的三维坐标系或其它基于解剖学的坐标系统中数学地限定的一个或多个表面。例如,在使用笛卡尔坐标的外科计划中,切口可以被限定为沿着限定原点的XYZ坐标的X、Y和Z轴中的每个的具体距离。沿着每个轴的具体距离不必是线性的。例如,代表在患者的解剖结构中待钻孔的区域的柱面可以在笛卡尔坐标中被限定为圆形表面,该圆形表面具有围绕原点定位的具体直径并在垂直于圆形表面的方向上从原点突出具体距离。任何切口、一系列切口或待移除的组织体积可以通过限定表面的类似方式被数学地限定,所述表面描绘外科器械必须遵循以完成指定的切除的外科计划的边界。

[0174] 如之前注意到的,外科医生可以在患者的解剖结构的计算机重现上手动指定外科计划的切除部。在一种实施方式中,外科医生能够使用计算机交互装置来观察并操纵患者的解剖结构的三维重现并且作出表示切口的标记。在三维重现上作出的标记随后转变为描绘外科医生使用外科器械必须遵循的外科计划的数学表面。

[0175] 在诸如全膝置换手术的利用植入物的外科手术中,在描绘用于更好地确保植入物将正确地配合在患者的解剖结构上的外科计划时,使用植入物的物理说明是有利的。在这种实施方式中,外科医生能够使用计算机交互装置以观察并操纵患者的解剖结构的三维重现以及一个或多个具体植入物。例如,外科医生能够从具有诸如尺寸、形状等不同物理特征的植入物目录进行选择。外科医生可以选择合适的植入物并操纵植入物的三维重现,以便以期望的对准配合在患者的解剖结构的三维重现上。外科医生接着能够为计算机系统选择选项,以产生包括制备患者的解剖结构以接收植入物所需的计划的切除部的外科计划。相应地,计算机系统可以被构造成通过计算在由外科医生对准的植入物和患者的解剖结构的计算机重现之间的每个交叉部处的表面产生合适的数学表面以描绘外科计划。

[0176] 为了引导外科医生利用外科器械遵循外科计划,必须有用于将外科器械的路径与计划的切除进行比较的方式。追踪器-追踪元件子系统可以相应地追踪外科计划的数学地限定的表面相对于工具的三维位置和取向。在一种实施方式中,数学表面通过在患者的解剖结构上的固定位置处定位的追踪元件参考。为了更好的准确度,追踪元件可以在可容易识别的位置处固定到硬组织。这样做将简化患者的解剖结构与追踪系统的配准并且将避免可能由软组织的不可预知的运动引起的不希望的错误。一旦患者的解剖结构与追踪系统配准,在计算机系统中限定的数学表面能够基于其相对于追踪元件的固定位置的坐标的坐标被追踪。由于追踪系统位于外科器械上,由追踪系统收集的关于患者的解剖结构的位置和取向和外科计划的相应数学表面的追踪数据是相对于在外科器械上限定的参考点的。相应地,在外科过程中,计算机系统可以使用追踪数据来作出由外科器械遵循的外科路径和外



科计划的表面之间的偏差的迭代计算。外科路径和外科计划之间对准的错误以及矫正动作可以通过诸如计算机屏幕上的图形通知、LCD、或投影的显示器、闪光灯、声音报警、触觉反馈机构的指示器或用于指示偏差错误的任何其它方式向外科医生通信。

[0177] 一方面,指示器是向外科医生提供关于如何对准外科路径以实现外科计划的意指切除的引导的系统。在一种实施方式中,指示器是计算机系统的用以向手术室中的外科医生提供信息的元件。美国专利申请序列号No. 11/927429中【0212】段处教导手术室计算机的使用以引导外科医生对外科工具的操作。‘429专利中教导的指示的一种方式外科工具的致动。随着由在载照相机-追踪元件子系统检测到的外科医生的外科路径从意指的切除部偏离,计算机系统将与外科工具通信以减缓或者甚至停止工具操作。在这种系统中,外科工具的致动是如‘429申请中【0123】段处进一步教导的外科医生从计算机辅助外科系统接收指示的方式。

[0178] 在另一实施方式中,计算机系统可以经由外部显示器指示外科路径何时从意指的切除部偏离。计算机系统能够显示外科工具和患者的解剖结构的三维重现。覆盖在该图像上的是外科计划的三维重现。计算机系统更新由照相机-追踪元件子系统确定的外科工具和患者的解剖结构的相对位置,并且覆盖意指的切除部。外科医生随后能够利用显示器以使外科路径与意指的切除部对准。类似地,外科工具和患者的解剖结构的相对位置能够显示在诸如个人眼镜显示的其它屏、手术室中的大型投影显示器、附接到工具的智能手机或屏幕上。诸如在计算机系统上的外部屏幕和诸如在工具本身上的屏幕的其它屏幕的组合可以向外科医生提供最佳信息量。例如,计算机系统上的屏幕能够向外科医生提供手术的总体概览,而工具上的屏幕能够针对手术中的具体切除部或步骤提供特定引导。

[0179] ‘429申请中【0215】段处教导了在外科工具上的屏幕。在载屏幕可以显示如上所述的外部显示器上的相同类型的图像。OTT装置的内容中的示例性植入在图52A和52B中示出并描述。在载屏幕可以显示外科路径和意指的切除部的对准的简化描绘。在一种实施方式中,简化的显示包括三条线。外科路径通过一小一大的两条线描绘。小线描绘外科路径的远端,而较宽的线描绘外科路径的近端。第三条线描绘意指的切除部。前两条线由外科工具的导向位置(定位和取向)计算。计算机系统编译所有三条线以显示在外科工具上的屏幕上。显示示出外科路径的近侧部分和远侧部分,向外科医生指示其三维相对位置。当外科路径与意指的切除部对准时,所有三条线对准。指示器向外科医生示出如何校正工具的三维位置。

[0180] 在一种实施方式中,显示被优化以提供用于导向锯子的引导。外科路径由大致对应于锯子制造的切口的形状的线描绘。在另一实施方式中,简化的描绘可以由两个圈描绘:小圈描绘外科路径的远端,较大圈描绘近端。尺寸大致等同的第二形状(诸如十字形或菱形)描绘意指的切除部。如之前描述的,外科医生能够通过排列形状来使外科路径对准于意指的切除部。圈描绘像钻子的不同工具的外科路径。以此方式,系统能够为很多种外科工具提供引导。在一种实施方式中,在指示器中描述的所有元件的位置应当以比人的反应时间快的速率通过计算机和追踪子系统更新。

[0181] 外科显示的一个限制是它们将外科医生的注意力从患者转移。一种方案是将指示信息直接投影在进行手术的患者身体的部分上。任何种类的投影机可以布置在工具上并且在患者上显示任何指示方法。在一种实施方式中,在载微型投影机可以显示上述三条线简



化方式。在许多方面,第三条线将非常有用,因为其将在患者上精确描绘意指的切除部相对于患者的解剖结构的剩余部分开始的位置。另外,指示器能够提供有关如何校正外科路径以便与意指的切除部对准的更多直接引导,并且将引导信息直接投影在患者上。例如,投影机能够描绘指向外科医生需要运动以校正外科路径的方向的箭头。

[0182] 将指示信息准确地投影在患者解剖结构上存在若干挑战。首先,对于在载在工具上的方式,投影平台将不断地运动。另外,投影机投影在其上的表面是不平的。为了解决第二个问题,系统利用在外科计划过程中获得的信息。首先,系统知晓患者的解剖结构的表面的几何形状。外科计划包含患者的医疗图像,诸如CT扫描,其能够自此提取指示器将在其上投影的表面的几何形状。系统相应地投影引导信息,使得通过外科医生观察适当地看到在患者的解剖结构的表面上的投影信息。例如,如果系统通过利用直线指示外科医生用锯子应当切割的位置,那么系统能够弯曲并弧形化线,使得当投影在患者的解剖结构上时,其将显示为直的。利用该方式,指示器能够投影上面教导的对准的三条线简化描绘。

[0183] 类似地,系统还借助于追踪系统计算工具的相对位置。通过该信息,系统能够连续地修改投影角度,以确保指示器投影到患者的解剖结构上的意指的切除部的适当位置。指示器能够使用很多种投影机,诸如迷你标准LED投影机或激光扫描微型投影机系统。然而,前述中的任何都不阻止利用不在工具上或者以计算机辅助外科的任何其它形式使用的投影机。例如,外部追踪的系统可以包括单独的投影系统,其类似地将指示信息投影在患者的解剖结构上。

[0184] 除在锯子上的屏幕或投影机之外,系统能够利用智能手机或平板电脑,诸如苹果 iPhone 4G,以向外科医生提供指示。使用智能手机或平板电脑的指示器具有可移除屏幕的进一步优点。附加地,正像在载屏幕,智能手机能够显示工具和患者两者的重现或简化的图像,诸如两条线实施方式。不同的简化的显示可以提供外科路径和意指的切除部何时对准以及它们未对准的方向的指示。例如,如果外科医生过慢地接近切除部,那么屏幕能够描绘指向上的箭头。箭头能够以三维显示,向外科医生提供进一步指示。

[0185] 对于简化的指示器,显示不必像智能手机或其它高分辨率屏幕那样稳定。一组LED例如可以显示之前描述的三条线或箭头指示。指示方法不必是视觉上的。如‘429申请中【0122】段处进一步描述的,系统可以向使用者听觉地指示外科路径何时偏离意指的切除部。

[0186] 如上具体描述的,计算机辅助外科从基于计算机的解剖模型(诸如,基于利用任何已知的医疗成像模态获得的图像和重构的基于计算机的解剖模型),或者从为了在基于计算机的解剖模型的辅助下使解剖或骨模型用在计算机辅助外科中而通过变形或其它已知过程产生的解剖模型进行,针对具体患者和手术开发待进行的外科计划。外科预先计划包括多个步骤,诸如获得手术前图像数据、针对待进行的具体手术进行外科计划、针对患者具体解剖结构或状况以及如果合适的话,针对在CAS手术过程中放置在、连结到或用在所选三维对准处的任何具体假体、装置、植入物或其它结构进行计划的适应性改变。利用手头的该总的手术前计划信息,外科医生移至外科部位处的待进行的患者具体术中计划。患者具体术中外科计划将适于解决具体部位或诸如可以通过使用计算机辅助外科增强的任何整形手术或侵入性最小手术的具体手术。例如,具体关节可以针对修补的一些形式、针对局部置换或针对全置换被对准。可以理解,这里描述的技术可以应用于诸如踝、髌、腕、肩的其

它关节或将受益于这里描述的对计算机辅助外科的改进的骨骼解剖结构的其它部分(例如,截骨或脊柱外科手术)。可以受益于这些技术的骨骼解剖结构的例子包括但不限于脊椎椎骨、肩胛带、臂中的骨、腿中的骨以及脚或手中的骨。

[0187] 借助于非限制性例子,全膝关节成形术将用作具体例子。出于讨论的目的,全膝关节成形术将通常包括用于股骨的五个外科切口(在CR或PCL保留上以及在PS或PCL牺牲上八个切口)和用于胫骨的一个或多个切口,每个切口将在下面更详细描述。可以理解,这些切口可以被修改为着重外科手术或步骤的一部分的一个或多个特定方面。例如,用于特定手术的假体装置的具体几何结构、取向或特征可以导致在外科计划的某些方面的修改。在另一例子中,特定手术或假体可以受益于切口、工具或外科方式的具体类型。这些因素中的任意因素还可以用以调节计算机辅助外科根据这里描述的实施方式进行的方式。作为非限制性例子,计算机辅助外科系统可以在计算机辅助外科步骤之前或过程中将切口的表面(例如,平面)选择作为向外科医生呈现的最重要信息。另一方面,OTT CAS将允许使用者使用二维、三维或与使用的外科工具或所造成的该工具在解剖结构上的使用的表示有关的其它输出信息选择或基于外科步骤决定。例如,如果外科工具是锯子,那么使用者可以从尺寸大致设定为对应于锯子的轮廓或对应于与通过锯子在解剖结构中形成的得到的切口相对应的一个或多个表面(在该具体例子中为平面)的矩形形状选择。在附加例子中,外科工具包括钻子,使用对应于钻子的尺寸的圈、与钻子的使用的解剖影响有关的柱以及可能表示钻子切割末端与解剖结构接合的其它因素向使用者提供系统基础处理决定。在另一例子中,外科工具包括铰刀或其它球形工具。在该例子中,系统或使用者被提供有圆形、柱形、半球形或球形表示,其也用于向使用者显示并反馈或者作为OTT CAS系统内使用的处理决定的一部分。在最后的例子中,外科工具包括平锉刀,所述表示将再次为描绘由接触到解剖表面导致的锉动作的一定厚度的平表面(或薄矩形块)。

[0188] 在以下实施方式中,工具承载的追踪系统(OTT)实施方式用以获取、执行一些机载数据处理,并且向计算机辅助外科计算机提供有关外科手术的实时数据,并且用以接收来自后者的指令以设置其自身的马达速度、减弱速度或者甚至停止以防止意外切割。工具承载的追踪系统用以提供用于计算机辅助外科系统使用的各种数据。一种数据形式是来自由工具承载的追踪器提供的成像传感器的成像数据。由这些成像传感器提供的数据包括例如立体图像,其一旦被处理,能够用于追踪通过独立的或包含的投影机或工具承载的追踪系统使用的任何类型的投影机投影在外科区域上的信息。由成像传感器提供的其它数据包括用于限定外科区域的参考框架的参考框架位置、取向、对准或其它物理表征。一个或多个参考框架可以围绕区域、围绕关节、围绕膝定位,或者其尺寸和形状关于在外科手术的所有或主要步骤的至少一部分过程中可见参考框架的外科区域设定。(参照例如针对图16-30描述的参考框架实施方式)。另外,可以基于CAS手术或CAS步骤的动态实时评估仅从相关参考框架或其部分选择数据。

[0189] 例如,在两个框架都存在的CAS手术中,这两个框架可以在切割开始时使用并且随后系统转为仅使用在切割过程中使用的一个参考框架。以类似的方式,系统可以在促进以下描述的模式调节中在手术的过程中使用少于在具体参考框架上可得到的所有基准标记。较少的基准要处理可以允许更快的更新或减少的图像处理计算机循环时间。如这里示出和描述的,参考框架可以具有相同的形状或不同的形状,并且可以包含由OTT中的可见或红外

追踪系统检测的以各种适当的布置中的任意布置的各种基准标记中的任意基准标记。从成像传感器可得到的另外的数据包括诸如真实或人造解剖结构或结构的解剖构造、定位在患者上的标记、围绕诸如指针、标记的外科区域或在区域中使用的像锯子、钻子、磨石、锉刀的器械定位的附加目标的景象信息,景象信息是指图像捕获、图像处理或照相机调节,以基于实时动态CAS手术和CAS外科计划、铰刀或工具承载的追踪系统安装到的任何其它外科工具的考量选择并处理框架的一部分、调节照相机以归零或聚焦或放大到外科区域中感兴趣的一部分。

[0190] 当切除各个部分时,可以期望修改在OTT监视器上显示的虚拟模型的视图。例如,当沿着第一平面切割时,可以期望从第一角度观察虚拟模型,并且当沿着第二平面切割时,可以期望从第二角度观察虚拟模型。相应地,OTT CAS系统追踪有关手术状态的各种数据,包括但不限于:外科工具相对于待切除的组织的位置和外科工具相对于待切除的组织取向。基于组织和外科工具的位置和取向,系统计算在手术过程中哪个表面即将被切割并且相应地更新 OTT监控器。

[0191] 另外,OTT CAS系统能够被构造成考虑每个使用者的喜好以及使用OTT装置的器械的特征。具体地,外科医生可能针对特定切除步骤或切割平面期望与默认视图不同的视图。系统允许外科医生推翻默认选择并指定针对特定切割的视图。系统存储有关特定外科医生针对特定切割的期望视图的信息,并在将来当系统确定制造类似切口时将该视图用作默认视图。系统基于被输入OTT CAS系统内的使用者来追踪使用者喜好。

[0192] 除上述数据的类型之外,工具承载的追踪系统还可以在工具承载的追踪器上提供其他类型的数据,诸如来自一个或多个传感器的输出。示例性传感器包括位置传感器、倾斜计、加速计、振动传感器和可以用于监控、确定或补偿承载工具承载的追踪系统的工具的运动的其他传感器。例如,工具承载的追踪系统内可以设有传感器,以补偿由工具产生的噪音或振动,使得噪音和振动可以被补偿,即,抵消被传输至计算机辅助外科系统计算机的成像数据或其它OTT数据。在另一例子中,可以提供加速计或运动传感器,以向在基于工具和追踪系统的运动预测下一个框架或估计成像框架中的相关信息所处位置中使用的计算机辅助外科系统产生输出。在另一方面,承载于工具承载的追踪系统上的传感器可以用以检测、测量并辅助取消可能干扰CAS或OTT图像处理、损害其质量或使其复杂化的不期望的运动。这种类型的反馈的具体例子包括用以检测并辅助取消使用者手颤或运动的传感器。在另一例子中,传感器可以被提供用以检测并辅助取消或补偿在实际外科步骤过程中产生的不期望的运动或其它干扰。

[0193] 在其它变型中,图像捕获、处理和照相机调节还可以用在或变为补偿技术的主题,包括用以动态地优化观察区域和感兴趣的体积。在一个例子中,设置在OTT上的照相机包含自动对焦能力,其在来自CAS计算机的指令和这里描述的各种因素下将动态地调节照相机和观察以放大、追踪、摇转或聚焦在框架、框架的一部分或天然或人造特征部上。在另一方面,在OTT上的照相机的成像部分设有适当的在载运动系统,以倾斜或调节镜头,从而在CAS计算机的方向上将镜头引导至一个或多个特征部。这种倾斜的镜头可以结合上述动态镜头或结合具有固定特征(即,不可调节特征)的镜头使用。在一方面,支承照相机的微型机械基部根据来自CAS计算机的指令调节。可以理解,尽管镜头/照相机调节可以在MEMS结构内部进行,这也可以在其外部进行。例如,外壳中的照相机可以通过动态阶段(例如,x-y-z或x-y

运动) 承载, 其中, 来自CAS计算机的状态接收器指令用以根据这里描述的OTT CAS过程调节照相机位置。另外形式的补偿提供针对诸如OTT安装在顶部、OTT安装在左侧或OTT安装在右侧的OTT-工具取向的图像处理或其它调节。另外, 用于连同对外科区域内感兴趣的体积的调节一起控制观察区域 (包括单独或以任何组合的水平观察区域和/或竖直观察区域) 的上述各个方面可以利用包含在OTT CAS系统内的指令、CAS模式选择处理次序和/或包括基于视觉的算法或具体模式算法的具体CAS模式算法中的任意算法动态地完成且实时优化。

[0194] 设置和补偿技术的另一例子包括布置在照相机镜头前方的红外过滤器的实施和开/关, 使得成像能够仅为红外的或通过参考框架标记发射或反射, 以切断白光噪音并使图像处理和标记检测容易。

[0195] 可以理解, 补偿的这些方面可以由每个单独或以任意组合的机械部件、电气部件或软件实施。

[0196] 出于讨论且不限的目的, 来自工具承载的追踪系统的数据将被归类为成像数据和传感器数据以捕获上述宽分类。使用工具承载的追踪系统本身上提供或由计算机辅助外科计算机提供的系统资源, 数据被处理以提供由计算机辅助外科系统使用的输出。数据处理的期望的输出根据如以下更详细描述的被评估的具体过程以多种不同形式出现。出于这种概览的目的, 可以考虑到从工具承载的追踪系统获得的数据输出可以包括诸如工具承载的追踪器在外科区域中的取向、工具或工具承载的追踪器关于外科区域的位置、有关外科区域的信息 (诸如对经受外科的解剖结构的物理改变)、OTT被追踪工具在外科区域内的运动、工具在外科区域内的移位、被追踪的外科步骤的明显进展以及有关启动、进展或完成外科步骤或计算机辅助外科手术的其它信息这样的事项。

[0197] 接下来, 将工具承载的追踪器的以适于进行的特定计算机辅助外科手术的任何形式的输出与根据外科计划进行的步骤或手术进行比较。该比较的结果产生返回机载工具承载的追踪器的输出, 其给出与计划、步骤或外科计划的步骤进展有关的信息。一般地, 该输出作为来自工具承载的追踪器上的投影机的投影的图像的结果向使用者呈现, 但其也能够包括声音反馈、计算机屏幕 (如果可得到) 中的变化/消息、切割工具上的动作 (例如, 切割速度、方向和停止的改变) 等。可以理解, 来自该投影机 (作为例子) 的输出可以基于诸如图像可以投影在其上的可得到的外科区域、工具承载的追踪器及其工具到外科区域的可能位置和取向以及使投影的图像对使用者可见的可能挑战的多种考量进行适应。因此, 在载投影机能够基于在外科手术过程中存在的动态实时环境以各种构造投影图像。此外, 工具承载的追踪系统可以设有附加的照明源, 以使系统或使用者能够在可见光谱、红外光谱中或在适于使用工具承载的追踪系统的图像处理的任何其它光谱中获得图像数据。在另外的方面中, 这里描述的CAS模式处理方法中的一种或多种可以被修改以并入各种型式识别、计算机视觉或其它基于计算机的追踪算法的任意的使用, 以便在空间中相对于外科部位或相对于外科部位附近的其它器械追踪OTT器械的位置和取向以及OTT CAS外科步骤的进展, 且或不或基本不使用基于参考框架的追踪信息。换句话说, OTT CAS方法的实施方式包括使用从OTT上的追踪器或照相机获得的视觉信息, 以便识别、评估、追踪并以其它方式提供CAS数据, 该CAS 数据足以向使用者提供合适的CAS输出以完成一个或多个CAS处理步骤。一方面, 外科区域内的解剖结构的一部分被标记或者彩绘, 以便增强基于视觉的追踪和基于视觉的算法过程。由于被提供来自在载追踪系统的投影机的信息, 使用者可以通过不改变其动作

或者通过如在步骤或手术的环境下必要时调节工具在外科区域中的操作、布置、取向、速度或位置中的一个或多个来响应于该信息。来自投影机的信息可以单独或与诸如触觉或触感反馈的其它OTT部件或反馈或指示结合提供。

[0198] 接着,使用者的继续动作或动作改变通过工具承载的追踪系统检测,并且提供数据处理数据并将其提供用于通过计算机辅助外科系统进行比较和评估的过程继续。

[0199] 再次,该总的概览被理解为这里描述的工具承载的追踪启用的计算机辅助外科系统的实施方式相对于计划的计算机辅助外科手术在使用中如何监控并评估使用工具承载的追踪器的器械的位置、运动、使用、预测运动中的一个或多个,并且至少部分地基于通过计算机辅助外科系统的实时计算机辅助外科评估向使用者产生合适的计算机辅助外科输出。

[0200] 现在从总的概览转向通过这里描述的工具承载的追踪系统的使用如何修改计算机辅助外科的更具体讨论。图31A图示用于计算机辅助外科的信息的总的处理流程。图31B类似地表示在计算机辅助外科计划的实际传递过程中使用的总的步进式方式。这两个流程图将用以提供根据这里描述的实施方式改进计算机辅助外科的总的框架作业。

[0201] 参照图31A,从系统获得的信息被处理。其能够包括来自位于外科区域内的各个源或来自在继续运行反馈环路中的外科手术过程中使用的器械的信息。接着,使用合适的计算机辅助外科算法评估已获得且被处理的信息。最后,从评估产生输出,以辅助使用者执行外科手术。产生的输出可以包括显示、投影的图像或指示中的一种或多种。指示可以包括例如触觉反馈信号(包括例如温度变化)、具有不同频率和/或振幅的力或振动的触感反馈信号、器械的马达或致动器关于其速度、方向、制动和停止的远程或在载控制、以合适于环境和工具承载的追踪系统和附接到其上的器械的使用的方式向使用者提供的听觉信号或视觉信号。

[0202] 虽然在一些方面类似于传统计算机辅助外科,这里描述的系统和技术是不同的并且相对于传统的计算机辅助外科系统和方法提供独特的优点。

[0203] 工具承载的图像和投影模块基于进行的计算机辅助外科的类型适于并构造有多种不同的特征。投影在水平观察区域适应范围和竖直观察区域适应范围上的在用于CAS手术的期望使用过程中关于外科区域的OTT位置、投影机到被引导的工具的取向、外科区域中的表面的形状和表面状况(即,血液或外科碎屑的不平滑存在)仅仅是在这里描述的实施方式中采用的一些考量。

[0204] 这里描述的计算机辅助外科系统的另外其它实施方式补偿对由上述特征导致的部件选择和构造的改变和替代。一种示例性补偿涉及针对外科步骤的照相机调节或图像调节(上面讨论的)或基于特定计算机辅助外科技术的区域调节。另一示例性补偿涉及在特定实施方式上的实际投影机位置。特定实施方式的投影机位置基于水平或竖直观察区域可以不在装置的中心线上或最佳位置中,或者可以倾斜,以便解决诸如使装置更小或容纳其它装置部件的其它设计考量。针对该方面的一种补偿形式是基于实际投影机位置调节投影机输出。这种补偿类型类似于针对投影机输出的基础调节。设置在工具承载的追踪系统上的投影机可以使其输出补偿投影机输出将显示的外科区域的期望或实际部分。在外科手术过程中,外科部位可能不是平坦的,这样将无法如实地反映来自投影机的意指的图像。但是,由于目标解剖结构的几何结构(例如,骨表面)已知,由投影机投影的图像能够通过软件改

变以补偿,使得当投影在不平坦表面上时,其将如意指的那样对于使用者看起来更清楚。用于投影的目标解剖结构表面的形状、取向、曲度或碎屑、血液的存在可以变化,并且另外,OTT投影机的输出可以基于诸如由OTT视觉系统和物体检测技术检测的因素的实时因素进行调节。当切割开始时,将有新的‘非平坦’源,即,骨的原始天然表面之间的界面和由切口引入的新的表面。这能够通过输入制造切口的位置在切割过程中计算(并补偿),或者假定为期望的理想/计划的表面,或者在每次切割之后数字化(例如,利用指针)。

[0205] OTT外科技术和传统计算机辅助外科技术之间的另外的区别包括提供输出或接收来自工具承载的追踪系统或使用者的输入的类型和方式。用以提供触觉、触感或运动反馈的传感器和系统以及诸如警报、视觉指示器或针对具体OTT系统的能力的其它使用者输入的各种指示器可以被使用。

[0206] 图31B涉及具有附加细节的总的OTT启用的CAS过程,以得到OTT CAS系统的附加方面。当手术开始时,使用者具有选择的外科工具,该外科工具具有以由使用者和OTT CAS计划确定的顶部安装、右侧安装、左侧安装或底部安装安装到其上的工具承载的追踪系统。具有附接的OTT的工具通过诸如工具传输识别信号的工具配准程序或自配准过程或其它适当的配准过程向系统识别。手术前计划步骤如需要根据待进行的程序完成。用计算机辅助外科计划开始,使用者启动计算机辅助外科步骤。作为工具承载的追踪系统的使用的结果,产生工具承载的追踪数据。工具承载的追踪数据被处理,并随后向计算机系统提供,其将计划的外科步骤信息与从工具承载的追踪数据接收的信息进行比较和评估。作为工具承载的追踪数据的这种比较和评估的结果,向使用者或向OTT的在载马达控制电路提供作为马达或致动器控制信号的合适的输出,以减慢、停止或反向器械或通过手动在载手触发器使其以使用者期望的速度继续。该输出通过工具承载的追踪系统检测并作用,其提供再次供给追踪计算机的附加数据。接着,使用者响应于所提供的输出并且或者继续当前动作,或者改变由工具承载的追踪系统追踪的工具的使用。使用者的响应不论是否涉及动作都由工具承载的追踪检测,并且变为到外科计算机的附加数据输入。这些过程随着计算机系统处理步骤相对于外科计划的进展而继续。如果对步骤完成的答案为否,则继续数据比较和向使用者输出。如果对步骤完成的答案为是,那么使用者可以启动接下来的外科步骤或者外科计划计算机可以向使用者提供输出以通知他一个步骤被完成并且其它剩余的步骤中的任一个能够进行。待执行的CAS步骤的次序完全由使用者决定,除非一个步骤在没有其它步骤在设置的外科计划中被确认的前提不能被执行的情况中。控制完全在使用者的手中,计算机仅(可选地)建议哪些步骤能够进行,或者(可选地)禁止哪些步骤不能够进行。这些过程根据计算机辅助外科手术继续,直到计划被履行。如果计划完成,使用者可以确定是否进行外科区域的任何实时修订。修订过程也可以被追踪和监控以向使用者提供信息。如果不需要修订或者CAS计划完成,那么CAS计划完成。

[0207] 图32提供用以描述对由这里描述的工具承载的追踪系统的实施方式提供的计算机辅助外科的另外改进的流程图。如前,系统将收集并处理计算机辅助外科数据。接着,计算机辅助外科系统将在CAS手术过程中评估CAS数据。作为该评估的结果,CAS计算机将确定CAS处理模式。之后,基于模式的处理的适应将应用于CAS过程中使用的数据。最后,OTT CAS系统基于处理模式向使用者或器械马达/致动器提供CAS输出(或速度和马达方向设置点)。

[0208] 模式选择涉及用于动态实时评估和CAS操作的多个方面的交换的OTT CAS系统能力,包括更新使用者、处理率、切割器械马达控制/致动瞬时速度和预期响应时间的需要以及基于CAS步骤进展或与患者或有关OTT CAS系统的总的响应的其它因素的相互作用获得改进的或不同的数据、数据的相对重要部分的要求。参照图33可以理解确定上面在图32中描述的CAS处理模式的步骤的附加方面。图 33涉及系统为确定处理模式考量的输入以及该确定的结果。由OTT CAS系统用于确定处理模式所使用的示例性输入包括(作为例子但不限制)以下各项中的一个或多个:工具的速度或运动或其马达/致动器速度、来自工具监控装置的输入或指示、来自使用者的声音输入或指示、外科区域中的包括天然或人造参数的物理参数、参考框架输入、投影的图像、来自传感器的运动检测、来自计算的运动检测、总的CAS手术状态、CAS步骤状态、使用者输入(例如,CAS 屏幕、运动传感器、姿态识别等)、包括例如完成百分比、与计划的偏差、实时调节的CAS步骤进展。作为由OTT CAS计算机执行的确定步骤的结果,处理模式将基于由用于OTT计算机的CAS的算法作出的外科手术实时环境和评估进行选择。用于确定模式由 OTT CAS计算机使用的标准包括如外科工具到患者解剖结构的物理接近、由使用者进行的动作、工具运动的传感器输入、预期的工具运动、工具运动的速度、工具的马达或切割致动器的速度这样的因素以及涉及外科工具在OTT图像区域内的布置、取向或使用的其它因素。作为非限制性例子,CAS处理模式可以包括悬停模式、部位接近模式和实际步骤模式。一般来说,悬停模式涉及在OTT CAS手术过程中当工具承载的追踪器和工具靠近或在外科区域内但工具和患者之间没有接触时的情况。一般来说,部位接近模式涉及在OTT CAS手术过程中当工具承载的追踪器和工具位于外科区域内且与患者接触,但工具不主动地接合患者解剖结构以执行诸如锯、切割、铰除、钻孔、磨光、修面、锉等外科步骤时的情况。一般来说,实际步骤模式涉及在OTT CAS手术过程中当工具承载的追踪器和工具与患者解剖结构接合以执行诸如锯、切割、铰除、钻孔、磨光、修面、锉等外科步骤时的情况。作为确定CAS处理模式决定的结果,OTT CAS计算机将在情况合适时使CAS处理模式适应于悬停模式、部位接近模式或实际步骤模式或在悬停模式、部位接近模式或实际步骤模式之间适应。

[0209] 参照图34进一步描述使CAS过程适应于上面关于图33描述的特定模式的步骤。一般来说,OTT CAS计算机适于并构造成基于调节因素适应CAS过程模式以产生特定模式处理算法。作为例子,图 34中示出各种模式调节处理因素。基于如上面的流程图中具体说明的处理输入,OTT CAS计算机将基于以下CAS模式处理调节因素的组合或变型中的一种或多种调节为OTT CAS进行的处理步骤:照相机帧尺寸和/或照相机取向(如果照相机软件或硬件提供这种调节)、对照相机图像输出的调节以修改在照相机的水平观察区域、竖直观察区域或水平和竖直观察区域内感兴趣的区域的尺寸、用于可调节照相机透镜调节或定位的驱动信号、图像帧率、图像输出质量、刷新率、抓帧率、参考框架二、参考框架一、开启参考框架基准选择、关闭参考框架基准选择、视觉光谱处理、IR光谱处理、反射光谱处理、LED或照明光谱处理、外科工具马达/致动器速度和方向、总的CAS手术进展、具体CAS步骤进展、图像数据阵列修改、微型投影机刷新率、微型投影机准确度、图像分段技术、基于 CAS进展的图像部分的基于逻辑的提取、信噪比调节、图像放大和过滤、用于动态、实时加强或减小成像速率、像素或子像素视觉处理的加权平均或其他因素、手震颤补偿、基于器械的噪声补偿(即,锯子振动补偿)。换句话说,上面列出的各种因素可以被分组到提供照相机的调节的各



种方式中,所述方式基于能够在照相机内进行的那些调节、诸如在由照相机电子元器件本身提供的软件或硬件或操作模块中进行。并且另一方面,在更广泛的范围内,照相机在其外壳中的总体调节是相对于OTT外壳的。以此方式,照相机运动涉及整个照相机本体或照相机透镜本身的更一般的移位,而非基于照相机图像信息的电子元器件处理的照相机输出的内部电子元器件修改或适应。对于在照相机变型内,这些是诸如焦点、缩放、暴露、光圈和将照相机输出作为成像调节的一部分进行调节的其它基于照相机的修改。在一个具体例子中,上述特征中的一个或多个用以产生在悬停模式处理适应过程中使用的悬停模式CAS算法。在一个具体例子中,上述特征中的一个或多个用以产生在接近模式处理适应过程中使用的接近模式CAS算法。在一个具体例子中,上述特征中的一个或多个用以产生在实际步骤模式处理适应过程中使用的实际步骤模式CAS算法。

[0210] 图35图示建立在上述步骤上的示例性OTT CAS过程的流程图。收集并处理CAS数据。在CAS手术过程中评估CAS数据。确定CAS处理模式。进行基于模式的CAS评估适应。在基于模式的确定的结果基础上,如果是悬停模式,应用悬停模式CAS算法以处理。向使用者提供悬停模式CAS输出,或向OTT马达控制电路提供速度控制指令/信号。示例性使用者输出包括悬停模式显示输出、悬停模式投影的图像输出、诸如适于在悬停模式中使用的处理步骤的触觉、触感、听觉和视觉指示的悬停模式指示。在基于模式的确定的结果基础上,如果是部位接近模式,应用部位接近模式CAS算法以处理。向使用者提供部位接近模式CAS输出。示例性输出包括接近模式显示输出、接近模式投影的图像输出、诸如适于在接近部位模式中使用的处理步骤的触觉、触感、听觉和视觉指示的接近模式指示。

[0211] 在基于模式的确定的结果基础上,如果是实际步骤模式,应用实际步骤模式CAS算法以处理。向使用者提供实际步骤模式CAS 输出。示例性输出包括实际步骤模式显示输出、实际步骤模式投影的图像输出、诸如适于在实际步骤模式中使用的处理步骤的触觉、触感、听觉和视觉指示的实际步骤模式指示。

[0212] 图36图示基于上述但使用独特的触发器动作指示器、工具监控器或触觉或触感反馈以进一步向OTT CAS系统的使用者提供益处的示例性OTT CAS过程间的流程图。以下关于图37A-52B提供触发器动作指示器的各种替代实施方式。如同之前,通过收集和处理 CAS数据进行OTT CAS过程。在一个替代方面中,收集和处理还可以包括来自触发器动作的指示。接着,跟随上述过程,OTT CAS 系统将在CAS手术过程中评估CAS数据。这里再次,触发器动作指示也可以连同其它CAS数据一起应用于该步骤并进行评估。之后,将基于如上所述一个或多个触发器动作指示器的使用向使用者提供合适的CAS输出。合适的CAS输出可以包括显示、投影的图像或诸如如上所述或在CAS手术中典型的触觉指示、触感指示、听觉指示或视觉指示的多种指示中的任意指示。

[0213] 针对该OTT CAS过程的各个方面的背景,提供以下例子。

[0214] 可以理解,OTT CAS模式可以由许多因素(例如,参考框架、位置、相对运动等)检测和确定。附加地,在外科手术的情况,基于工具/目标接近或使用来关联OTT CAS模式的限定属性也是有益的。考量以下例子:A)悬停:工具和目标都在外科区域内,但不接触;B)接近:工具和目标都在外科区域内,并且它们接触;和C) 实际步骤模式:工具和目标都在外科区域内,并且它们接触,并且工具与组织主动接合。一方面,OTT装置电子元件器将该模式选择功能并入‘智能观察’模块中。该模块设置在主CAS系统计算机内或在OTT装置内(其中,电子



元器件包括实施所有模式检测算法或其主要部分的软件和硬件),并且触发OTT CAS模式选择功能的不同事件。

[0215] 在OTT CAS模式控制的一些附加方面中,以下变型或替代中的一个或多个可以被并入:

[0216] 1.由于一般地在OTT CAS系统和CAS系统上的时间/特别分辨率,当工具和目标位于给定使用者预选择的(可设置的)距离包封内时,接近模式的一些实施方式可以被认为是合适的。距离包封可以以测量范围指定。一个示例性范围可以在由OTT CAS系统确定的10mm至0mm之间。其它方面,接近模式可以由OTT CAS系统划定,确定在外科工具的活动元件和OTT CAS外科区域内的解剖结构之间可能有接触。

[0217] 2.在一些方面,OTT CAS模式设有‘迟滞’因素。该OTT CAS迟滞因素被选择以包括环境或CAS状况的类型,其如果满足、诸如在预定时间段连续,将导致CAS模式被维持。换句话说,OTT CAS模式迟滞的参数必须在时间段内被连续满足以‘锁定到模式’或维持该OTT CAS模式。如这里使用的,连续是指在OTT处理时间的时域和取样率的范围内,并且不意于表示被监控状况的绝对非中断。作为类似的例子,迟滞或迟滞状况中的一些在一定时间段中必须不被连续满足,以‘解锁’或允许OTT CAS模式的调节。OTT CAS模式迟滞因素的使用改进系统瞬时响应、避免或降低系统从一个OTT CAS模式不合适地跳至另一OTT CAS模式的可能性并且改进系统的可用性,因为随着系统将从单个OTT CAS模式提供OTT CAS输出,使用者可能看到更稳定的OTT CAS 输出。

[0218] 3.在一些OTT CAS步骤过程中,存在使用者执行的动作,其可能不需要使用投影机、可能需要不同的输入-输出(I/O)装置(例如,在植入物位置评估过程中,其可能无法在骨上投影信息),并且/或者可能不具有限定的目标-工具关系(例如,膝运动范围评估仅要求看到胫骨和股骨参考框架)。可以理解,OTT CAS系统还可以接收来自其它源的输入,并且存在 OTT CAS输出,其中,不提供或利用投影机输出。

[0219] 4.一般来说,处理算法和OTT CAS模式因素是基于有关诸如骨、器械、植入物等的相对运动将随着OTT CAS模式从悬停模式进展到实际步骤模式而减小的机率或可能性来选择的。针对该一般过程假定的一个例外是OTT CAS装置或系统用于针对涉及的关节在外科区域内或该关节作为OTT CAS手术或步骤的目标的运动范围的评估过程时。

[0220] OTT CAS模式例子

[0221] 骨配准:

[0222] 目标:找出参考框架的原点和骨模型的原点之间的几何关系。

[0223] 程序:利用工具(例如,导向指针)使骨表面上的点数字化,并且相对于骨模型的预定几何结构数据处理这些点

[0224] OTT CAS系统如何识别该任务:

[0225] -指针的和骨(胫骨或股骨)的参考框架(RF)对OTT可见。

[0226] 启动任务:

[0227] -OTT CAS系统识别共存于现场中(至少适于该配准的最小时间段)的两个参考框架。

[0228] -附加‘推测’因素是程序的阶段,因为例如切割直到骨配准才能够进行。在这种情况下,用于该事件的触发可以是OTT装置维持就位,以将两个参考框架保持在观察区域内,

直到骨配准过程完成。该触发能够任选地通过系统计算机提示使用者来确定和他们响应而被确认。

[0229] -在OTT装置骨配准过程中获得的信息如果需要可以通过使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等)标注或重写。

[0230] OTT CAS模式

[0231] 悬停:

[0232] -范围状况:OTT装置距离RF很远,或者2个RF分开很远。用以触发该状况的范围是在系统的校准/调谐过程中或者通过使用者的喜好可设置的,并且被指定为照相机到目标解剖结构参考框架之间超过最佳FOV的距离阈值(在本实施情况中大于 200mm)。

[0233] 追踪器:较低刷新率

[0234] 投影机:可能不在骨上投影任何图像(由于骨位置尚未限定),但能够在途中出现的任何反射表面上投影诸如确认该模式/状态等初步有用的信息。低刷新率,由追踪器限定。

[0235] 系统:在‘全局’坐标中监控指针的末端和骨的RF位置。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。

[0236] 接近:

[0237] -范围状况:中间OTT/RF和RF/RF距离。用以触发该状况的范围是在系统的校准/调谐过程中或者通过使用者的喜好可设置的,并且被指定为自目标解剖结构参考框架的距离范围,诸如100-200mm。

[0238] -

[0239] 追踪器:高刷新率,优化指针和骨RF读数(例如,忽略或不管其它RF)。

[0240] 投影机:如上,可能不投影任何限定的图像(由于骨位置尚未限定),但能够投影基于‘准备’改变颜色(例如,红、黄和绿)的立体屏,以开始收集配准点。

[0241] 系统:在‘全局’坐标中监控指针的末端和骨的RF位置。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。

[0242] 实际:

[0243] -较小OTT/RF和RF/RF距离。例如,自目标参考框架的距离小于70-100mm,再次如上通过使用者喜好可设置。

[0244] 追踪器:高刷新率,优化指针和骨RF读数。

[0245] 投影机:如上。

[0246] 系统:在‘全局’坐标中监控指针的末端和骨的RF位置。针对每个数字化骨,记录指针的末端位置。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。监控配准过程的进展,并且当完成时其计算最终配准矩阵。

[0247] 可以要求或不附加IO装置(例如,触摸屏)。

[0248] 用于在模式之间转换的OTT CAS考量:

[0249] -模式转换基于距离阈值。如果没有骨配准信息,那么无法确定骨-指针‘接触’或‘靠近’。系统替代地着眼于指针(其被配准)和骨的参考框架(代替骨本身)之间的标称距离。得到的标称距离随后可以用以基于该(骨)参考框架通常被推荐布置的标称位置(参照图表18- 23)评估或假定近似配准。另一种替代是为了确定系统应当处于何种“模式”,(任

选地)由系统(另一默认骨的或来自之前的患者或外科的系统)简单使用任何旧的配准信息以进行近似配准。该选项的可用性也是通过使用者可设置/可选择的。

[0250] -或者通过使用者的输入。

[0251] 任务结束:

[0252] -所有配准标志已被访问并指出(配准过程全完成)。

[0253] -或者系统停止以观察指针的RF(至少最小时间段)。

[0254] -替代地,过程可以由使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等)补充或重写。

[0255] 骨切割/钻孔:

[0256] 目标:利用工具(通常为动力、智能器械,诸如锯子、钻子、磨石、锉刀等)对骨重新塑形以分配和植入。

[0257] 程序:跟随系统的方向,使用者每次切割/钻孔(通常)一个表面。该特定动作应用于每个骨上的不同的单独的‘目标表面’,每个表面待执行一个切口/孔,使得系统将在使用或处理工具相对于骨的位置或取向错误时维持这种参考。不同的工具具有不同的活动元件(例如,切割末端),并且当工具或工具活动元件与外科区域中的解剖结构相互作用时,使得每个工具形状的不同的活动元件导致解剖结构的不同二维和三维修改。这样,用于每个工具的引导将随着在OTT CAS过程步骤中使用的工具和活动元件的类型变化。

[0258] 系统OTT CAS系统如何识别该任务:

[0259] -OTT检测至少一个骨的参考框架(RF)。

[0260] -指定的骨被配准。

[0261] -被切割的骨的参考框架在使用者可选择的最大距离(假设仅例如小于200mm)内。

[0262] 启动任务:

[0263] -系统识别共存于现场中(至少最小时间段)的两个 RF。

[0264] -这可以通过使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针或切割器械在骨的参考框架或骨本身上的具体皮层或标记上接触等)补充或重写。

[0265] 模式

[0266] 悬停:

[0267] -OTT距离骨很远。例如,大于200mm(可由使用者设置的值)。

[0268] 追踪器:较低刷新率

[0269] 投影机:可能不投影任何图像(骨可以在投影机的视野之外),或仅可以显示大致形状(例如,箭头以指示在哪个方向运动器械-例如,锯子、钻子等-以使其与骨对准)。

[0270] 任选地,投影机输出被修改以简单显示如在之前例子中的不同颜色。低刷新率,由追踪器的刷新设置限定。

[0271] 系统:监控工具相对于骨(即,在骨的坐标中)的位置和取向。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。双向通信并且驱动智能器械。

[0272] 接近:

[0273] -OTT在距离骨的中间距离处。例如,在100mm和 200mm之间。

[0274] 追踪器:高刷新率,优化指针和骨RF读数。

[0275] 投影机:显示以中间刷新率针对骨几何结构校正的对准辅助(彩色文本、线、圈、箭

头等)。

[0276] 系统: 监控工具相对于骨的位置 (即, 在骨的坐标中) 并且计算横滚、俯仰、偏航和距离偏差。驱动追踪器、投影机和其它 I/O 装置。双向通信并且驱动智能器械。

[0277] 实际:

[0278] -OTT 靠近骨。例如, 在 70mm 和 100mm 之间。

[0279] 追踪器: 高刷新率, 优化指针和骨 RF 读数。

[0280] 投影机: 显示以高刷新率针对骨几何结构校正的对准辅助 (彩色文本、线、圈、箭头等)。

[0281] 系统: 监控工具相对于骨的位置 (即, 在骨的坐标中) 并且计算横滚、俯仰、偏航和距离偏差。驱动追踪器、投影机和其它 I/O 装置。双向通信并且以较高速度驱动智能器械。

[0282] 模式之间的转换:

[0283] -转换可以基于距离阈值。

[0284] -转换基于使用者输入。

[0285] 任务结束:

[0286] -使用者移至另一任务。

[0287] -所有切口和细化全完成。

[0288] -在一种替代方案中, OTT CAS 系统停止以观察骨的 RF (至少最小时间段)。

[0289] -该步骤可以由使用者的输入 (触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等) 修改、补充或重写。

[0290] 骨切口的评定:

[0291] 目标: 评估新表面 (例如, 平面、柱形孔等) 取向、表面粗糙度、深度等。

[0292] 程序: 使表面全部或局部数字化 (例如, 利用导向指针接触/穿过该表面), 利用 '表面监控器' (具有位于平切口上的平坦表面的导向工具) 评定切口位置和取向、利用导向指针测量孔的深度等。

[0293] OTT CAS 系统如何识别该任务:

[0294] -OTT 观察到至少一个骨的参考框架 (RF) 以及评定器械的 (表面监控器或指针) RF。

[0295] -指定的骨和器械已被配准。

[0296] -至少一切口已执行。

[0297] -被切割的骨在最大距离 'D' 内。

[0298] 启动任务:

[0299] -系统识别共存于现场中 (至少最小时间段) 的两个 RF (骨和器械), 同时上述状况被满足。

[0300] -这可以通过使用者的输入 (触摸屏、声音指令、利用指针或切割器械在骨的参考框架或骨本身上的具体皮层或标记上接触等) 补充或重写。

[0301] 模式

[0302] 悬停:

[0303] -OTT 距离 RF 很远, 或者 2 个 RF 分开很远。

[0304] 追踪器: 较低刷新率

[0305] 投影机: 可能不投影任何限定的图像 (因为骨能够在投影机的视野之外), 或者其

能够投影基于‘准备’改变颜色（例如，红、黄和绿）以开始过程的立体屏。低刷新率，由追踪器的限定。

[0306] 系统: 监控工具相对于骨（即，在骨的坐标中）的位置。驱动追踪器、投影机和其它 I/O 装置。

[0307] 接近：

[0308] -OTT 在距离两个 RF 中间距离处和中间骨-工具距离。

[0309] 追踪器: 高刷新率，针对器械和骨 RF 读数优化。

[0310] 投影机: 可能不投影任何限定的图像（因为骨能够在投影机的视野之外），或者其能够投影基于‘准备’改变以开始过程的立体屏。中间刷新率。

[0311] 系统: 监控工具相对于骨的位置（即，在骨的坐标中）。驱动追踪器、投影机和其它 I/O 装置。

[0312] 实际：

[0313] -OTT 在距离两个 RF 中间/靠近距离处和小的骨-工具距离。

[0314] 追踪器: 高刷新率，针对指针和骨 RF 读数优化。

[0315] 投影机: 可能不投影任何限定的图像（因为骨能够在投影机的视野之外），或者其能够投影基于过程状态（数据收集开始到结束）改变的立体屏。高刷新率。

[0316] 系统: 监控工具相对于骨的位置（即，在骨的坐标中）。针对每个数字化点或表面监控位置和取向，记录指针的末端位置。驱动追踪器、投影机和其它 I/O 装置。监控评定过程的进展，并且当完成时，其计算、记录并显示计算的参数。

[0317] 可以要求或不附加的 I/O 装置（例如，触摸屏）。

[0318] 模式之间的转换：

[0319] -简单地基于距离阈值。

[0320] -或者通过使用用户输入。

[0321] 任务结束：

[0322] -评定过程全完成。

[0323] -任选地，OTT CAS 系统停止以观察器械的 RF（至少最小时间段）。

[0324] -这可以由使用者的输入（触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等）补充或重写。

[0325] 植入物配合和对准的评定：

[0326] 目标: 将骨上的植入物（或试验品）的实际位置相对于根据计划所期望的进行比较。这能够在试验过程中并且在植入物粘合或锁定之前/过程中/之后进行。

[0327] 程序: 植入物（例如，股骨部件、胫骨托盘等）附加有 RF，并且在‘骨’坐标系统中被追踪。在任意给定时间，系统能够显示/记录其位置（相对于骨），并且将瞬时错误（若有的话）与假定的进行比较。

[0328] 系统如何识别该任务：

[0329] -OTT 观察到至少一个骨的参考框架（RF）以及对应的植入物的 RF。

[0330] -指定的骨和植入物已被配准。

[0331] -所有切口已执行。

[0332] -骨和植入物在最大距离‘D’内。

- [0333] 启动任务：
- [0334] -系统识别共存于现场中(至少最小时间段)的两个 RF(骨和植入物)，同时上述状况被满足。
- [0335] -这可以通过使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针或切割器械在骨的参考框架或骨本身上的具体皮层或标记上接触等)补充或重写。
- [0336] 模式
- [0337] 悬停：
- [0338] -OTT距离RF很远，或者2个RF分开很远。
- [0339] 追踪器：较低刷新率
- [0340] 投影机：可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外)，或者其能够投影基于‘准备’改变颜色(例如，红、黄和绿)以开始过程的立体屏。低刷新率，由追踪器的限定。
- [0341] 系统：监控植入物/试验品相对于骨(即，在骨的坐标中)的位置。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。
- [0342] 接近：
- [0343] -中间OTT/RF距离并且植入物/试验品相对靠近骨。
- [0344] 追踪器：高刷新率，针对植入物/试验品和骨RF读数优化。
- [0345] 投影机：可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外)，或者其能够投影基于‘准备’改变以开始过程的立体屏。中间刷新率。
- [0346] 系统：监控植入物相对于骨的位置(即，在骨的坐标中)。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。
- [0347] 实际：
- [0348] -较小OTT/RF距离并且植入物/试验品靠近/接触骨。
- [0349] 追踪器：高刷新率，针对植入物和骨RF读数优化。
- [0350] 投影机：可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外)，或者其能够投影基于过程状态(数据收集开始到结束)改变的立体屏。高刷新率。
- [0351] 系统：监控植入物/试验品相对于骨的位置(即，在骨的坐标中)。计算并显示(并且当需要时记录)由被导向植入物的实际位置/取向相对于根据计划应当所处的限定的错误。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。监控评定过程的进展，并且当完成时，其计算、记录并显示计算的参数。可以要求或不附加的IO装置(例如，触摸屏)。
- [0352] 模式之间的转换：
- [0353] -简单地基于距离阈值。
- [0354] -或者通过使用者输入。
- [0355] 任务结束：
- [0356] -评定过程全完成。
- [0357] -(或者)系统停止以观察器械的RF(至少最小时间段)。
- [0358] -这可以由使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等)补充或重写。
- [0359] 运动范围：

[0360] 目标:在植入之后评定关节的运动范围和生物力学性。其能够利用试验品或最终植入物进行。

[0361] 程序:在布置上试验品(或实际植入物)之后,在移除骨的RF并闭合伤口之前,外科医生挠曲膝并且执行操作关节,达到像最大挠曲和超伸展的极限位置。该操纵是在将OTT指向胫骨和股骨RF的同时执行的。动态测量(胫骨相对于股骨)在解剖方面表示。

[0362] 系统如何识别该任务:

[0363] -OTT观察到胫骨的和股骨的参考框架(RF)。

[0364] -两个骨已被切割。(骨切割和植入物位置可以已被执行或者未被执行)

[0365] 启动任务:

[0366] -系统识别共存于现场中(至少最小时间段)的两个RF,同时上述状况被满足。

[0367] -这可以通过使用者的输入(触摸屏、声音指令、利用指针或切割器械在骨的参考框架或骨本身上的具体皮层或标记上接触等)补充或重写。

[0368] 模式

[0369] 悬停:

[0370] -OTT距离RF很远。

[0371] 追踪器:较低刷新率

[0372] 投影机:可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外),或者其能够投影基于‘准备’改变颜色(例如,红、黄和绿)以开始过程的立体屏。低刷新率,由追踪器的限制。

[0373] 系统:监控胫骨相对于股骨的位置。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。

[0374] 接近:

[0375] -中间OTT/RF距离。

[0376] 追踪器:高刷新率,针对骨的RF读数优化。

[0377] 投影机:可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外),或者其能够投影基于‘准备’改变以开始过程的立体屏。中间刷新率。

[0378] 系统:监控植入物相对于骨的位置(即,在骨的坐标中)。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。

[0379] 实际:

[0380] -较小OTT/RF距离并且植入物/试验品靠近/接触骨。

[0381] 追踪器:高刷新率,针对植入物和骨RF读数优化。

[0382] 投影机:可能不投影任何限定的图像(因为骨能够在投影机的视野之外),或者其能够投影基于过程状态(数据收集开始到结束)改变的立体屏。高刷新率。

[0383] 系统:监控胫骨相对于股骨的位置。计算并显示(并且当需要时记录)动态运动(挠性/伸展、内翻/外翻、内部/外部旋转、AP运动等)。驱动追踪器、投影机和其它IO装置。监控评定过程的进展,并且当完成时,其保存记录的所有参数并通知使用者。

[0384] 可以要求或不要求附加的IO装置(例如,触摸屏)。

[0385] 模式之间的转换:

[0386] -简单地基于距离阈值。

[0387] -或者通过使用者输入。

[0388] 任务结束：

[0389] -评定过程全完成。

[0390] - (或者) 系统停止以观察骨的RF (至少最小时间段)。

[0391] -这可以由使用者的输入 (触摸屏、声音指令、利用指针在骨的参考框架上的具体皮层上接触等) 补充或重写。

[0392] 其它动作 (例如, 配准核实、骨切割细化等) 能够被认为是上述的子情况。

[0393] 在上述例子中的任意例子的一方面中, 较低刷新率是指刷新率从约30-100Hz到低至1-10Hz的改变。

[0394] 当切除骨的一部分时, 外科医生可以在切割工具距离待切除的面积边界相对远时更快速且侵入地切割。随着OTT CAS检测外科医生接近切除面积的边界, 外科医生可以接收合适的OTT CAS输出以减慢切割步调, 从而确保切除维持在期望的边界内。为了帮助外科医生容易评定接近于切除边界, OTT CAS系统可以随着外科医生接近边界向外科医生提供多种合适的OTT CAS输出。另外, OTT CAS系统可以被构造成提供有关装备有OTT的外科工具响应于工具接近切除边界的操作控制以及相应OTT CAS数据处理响应和得到的CAS输出的反馈。

[0395] 如上所述, OTT CAS系统提供患者模型的手术前分析和待切除的组织识别。在确定待切除的组织部分之后, OTT CAS系统可以分析用于模型的数据并且识别用于切除的边界。随后可以基于与切除边界的关系使用多种颜色在OTT投影机输出中识别待切除的组织。

[0396] 例如, OTT投影机输出可以基于OTT CAS处理因素适应, 从而以红色投影在不被去除的一部分组织上。任选地, OTT投影机输出可以黄色指示相对靠近于切除边界的待切除的一部分组织。在另一替代方案中, OTT CAS过程可以产生OTT投影机输出, 由此待切除的组织剩余部分可以用绿色排除。以此方式, 随着外科医生在手术过程中观察外科区域, 外科医生可以在OTT投影机输出指示工具在绿色区域的组织上操作时快速且侵入地切割。随着外科医生接近切除边界, 基于OTT的投影机输出指示工具在黄色区域的组织上操作。这些OTT CAS确定的投影机输出用作向外科医生的指示, 以随着工具接近切除边界更缓慢地进行。以此方式, OTT CAS系统直接在外科区域上提供可容易识别的视觉和图形显示, 其通知外科医生当前外科动作接近于切除边界。类似地, OTT CAS系统能够用以视觉上认识并使用基于OTT的投影机输出, 以识别外科工具接近于敏感的解剖结构, 诸如神经、脉管、韧带等。向投影机的OTT CAS输出可以包括作为用于使用者的OTT CAS输出的一部分的区别性配色方案以识别外科区域内的结构。

[0397] 图37A-44涉及连同相关运动响应和设计标准一起的各种替代触觉反馈机构。

[0398] 图37A图示偏转以响应于触发力运动致动器的弯曲形式。图37B图示将响应于触发力变形并恢复其形状的滑动梯形形式。图37C图示用以向触发力提供旋转响应的旋转读取器或编码器。图37D图示响应于触发力运动以将轴压入基部内的框架, 其中, 轴的运动可以被当作触发力的指示。图37E图示可以偏转以指示触发力的量的销元件。

[0399] 图38A和38B图示分别处于升高位置和降低位置的简单的四杆机构, 其可以用以配准触发力并且使轴移位。

[0400] 图39A、39B和39C每个图示没有位置恢复元件的剪式机构80 (39A), 和驱动致动器80, 利用拉力弹簧作为位置恢复元件84 (39B), 和利用压缩弹簧作为位置恢复元件84



(39C)。所示致动器的运动确定剪式臂的上端的高度,由此确定剪式机构的高程。该高度将挤压,并且将通过使用者将他或她的手指放置在工具触发器上来感觉。

[0401] 图40A和40B图示分别处于升高和降低构造的剪式机构的侧视图。剪式机构80包括在枢转点处联结的第一联接件86和第二联接件88,由此剪式机构的运动升高并降低第一平台90和第二平台92。这里作为弹簧示出的位置恢复元件84联结到第二联接件的一端和致动器82。平台在图40中所示的升高状况中具有大约22mm的长度和大约20mm的最大上升。

[0402] 图40C和40D是有关图40A和40B的剪式机构80的移位特征的图表。图40C使平台轨迹与装置的高度相关。图40D使剪式机构角度与装置的移位变化相关。

[0403] 图41图示具有外科医生系统超控能力的另一剪式机构80。超控能力经由包括与通过致动器施加的力一致的弹簧来提供。致动器可以是部件140,其用于在计算机辅助外科手术过程中提供或接收 OTT CAS数据。在该方面,工具承载的追踪装置包括适于并构造用于将从反馈机构(诸如从轴80相对运动)接收的运动转换成计算机辅助外科手术中使用的信号的部件140。部件140可以以多种不同的构造(诸如编码器、致动器或运动传感器)提供。一方面,信号涉及由触发器操作的外科工具的操作。在另一实施方式中,部件是或者适于包括致动器,以向轴施加运动,从而影响第一平台和第二平台之间的相对运动。另一方面,致动器被构造用于响应于与计算机辅助外科手术过程中控制外科工具的操作有关的信号向轴施加运动。

[0404] 图示的剪式机构实施方式显示由剪式机构80的联接件86、88 承载的第一平台90和第二平台92的关系。另外,该实施方式显示具有结合剪式机构80使用的一对位置恢复元件的剪式机构。一个位置恢复元件是定位在剪式机构80内的复位弹簧。另一位置恢复元件是定位在剪式机构和致动器或部件140之间的超控弹簧。

[0405] 图42图示类似于图41中图示的示意机构的剪式机构。剪式机构80包括在联接件86、88的一端处与第一平台和第二平台成枢转关系并且与联接件88、86的另一端成滑动关系连接的第一平台90 和第二平台92。这里为弹簧的位置恢复元件布置在致动器或缆索和剪式联接件88的滑动部之间。该实施方式还包括第一和第二平台的细长槽的细节,以允许联接件第一端相对于第一和第二平台的滑动运动。联接件88、86的第二端与第一平台90和第二平台92成枢转关系联结。这里,第一平台和第二平台的运动根据弹簧的使用或在致动器的影响下调节。参照图表和图43和44可以更好地理解图42 的机构的操作特征。

[0406] 图45是触觉反馈机构的等轴测图。图45和46A分别图示触觉反馈机构150的等轴测图和侧视图。图45的视图显示用于附接到邻近触发器52的外科工具50的基板152。剪式机构(图46A中最佳显示)被由第一平台183承载的罩191覆盖并且随同平台一起运动。致动缆索82联结到剪式机构并且响应于剪式机构的运动运动。

[0407] 图46B图示图46A的剪式机构155的等轴测图,其中没有罩 191或平台183、184。Y形联接机构160和165被销接163以形成剪式机构155。位置恢复元件84定位在第一联接件的第一端和第二联接件的第一端之间。在该视图中还可见用以沿着平台中的槽178 滑动的轴173。

[0408] 图46A-46F图示图45的机构的部件和操作的各视图。图46C 和46D显示具有(图46D)和不具有(图46C) 顶部平台183且在扩展状况中的图45和46A的TFM 150。缆索82关于联接件沿着槽 178的运动的长度从较低平台184运动位移+y。

[0409] 图46E和46F显示具有(图46F)和不具有(图46E)顶部平台183且在闭合或缩回状况中的图45和46A的TFM 150。缆索82关于联接件沿着槽178的运动的长度从较低平台184运动位移+x。

[0410] 图47和48是在具有邻近外科工具的触发器定位的TFM 150的外科工具50上的OTT 100的侧视图。致动器82从TFM延伸到OTT 100中。OTT内的部件140被构造成接收并提供输出到TFM或者从TFM接收。在该实施方式中,罩191远离基部152扩展,暴露基部184的一部分。

[0411] 当TFM将罩191移入所示位置时,外科工具上的触发器功能由阻挡接近触发器152的罩191损害。图48图示处于触发器52可被接近的移开构造的罩191。

[0412] 图47和48图示安装在具有工具(这里为锯子)的外科器械上的工具承载的追踪装置的侧视图,其中,图45的触觉反馈机构就位以与外科器械的触发器相互作用。图47图示处于覆盖触发器的扩展构造的触觉反馈机构,图48示出塌缩以暴露触发器的触觉反馈机构。

[0413] 图49A-49B图示处于打开或扩展状态(图49A)和闭合状态(图49B)的触觉反馈机构的另一替代方案。图49C-49E图示图49A和49B中的装置的内部机构的各种视图。

[0414] 图49A和49B分别图示处于升高和降低状况的超越触发器(over trigger)触觉反馈机构600的等轴测图。超越触发器触觉反馈机构600具有附接到第一平台183的触发器适配器605。修改的触发器种子(seed text)适于与触发器52接合。修改的触发器种子配合在触发器适配器605内并且相对于触发器适配器605可动。剪式机构155如前提供以运动第一平台和第二平台。

[0415] 视图中平台的相对位置图示在塌缩状况中修改的触发器座610如何升高到触发器适配器605之上。相反,在升高状况中,修改的触发器座610被收回到触发器适配器605的上表面内且在其下方。

[0416] 图49C是上部平台和触发器适配器被移除的处于升高状态的剪式机构155的等轴测图。图49D类似于图49C的视图,其中上部平台183附接到剪式机构155。上部平台183中设有孔口620。孔口620用以在修改的触发器座610和触发器52之间提供联结。

[0417] 图49E类似于其它实施方式,其中增加了触发器适配器605,其就位在第一平台183的顶部上。图50图示联结到外科工具50的OTT 100的实施方式,其中,工具50的触发器52由触觉反馈机构600覆盖。

[0418] 在图50的构造中,使用者操纵触发器52的能力由触觉反馈机构600的操作覆盖。

[0419] 图50图示联结用于与具有图49A和49B的机构的实施方式的外科工具一起使用的OTT的实施方式,其中OTT安装用于与外科工具的触发器协作并且能够发送和接收与OTT中的部件相关的触发。

[0420] 图51是利用两个位置恢复元件的剪式机构的替代实施方式。图51图示类似于图42的剪式机构。相比于图42的剪式机构,该实施方式中图示的剪式机构包括一对位置恢复元件。一个位置恢复元件84是在第一平台和第二平台之间延伸并且联结到联接件86、88的第一端的复位弹簧。复位弹簧用以修改运动平台并且因此修改控制触发器响应。另一位置恢复元件是沿着第二平台延伸的超控弹簧。超控弹簧联结到联接件88的滑动部和缆索82。复位弹簧与超控弹簧协作以向触觉反馈机构提供如图51示意性表示的各种不同的响应特征。因此,使用多于一个不同类型的位置恢复元件将为这里描述的触觉反馈机构提供很多种响应特征。

[0421] 图52A和52B分别图示联结到外科工具50的另一OTT实施方式的前等轴测图和后等轴测图。OTT 700包括具有照相机安装件705 和投影机710的外壳710。在该实施方式中,照相机安装件705在外壳710的上表面上。安装件705包含指向工具74用于成像活动元件 56的一对照相机707。另外,该实施方式包括在工具50的触发器上方的TFM。出于这里描述的触觉反馈的各种目的,缆索80在TFM 600和OTT 700之间提供交接部。OTT 700还包括在外壳710的上表面上的显示器702。显示器702可以用以为使用者提供OTT CAS 输出信息。附加地或替代地,显示器702用作用于使用者输入的使用者交互装置。显示器702可以被构造为图形用户界面(GUI)或其它类型的计算机输入装置。还示出与OTT 700通信的计算机,用于利用在促进计算机辅助外科完成中在CAS手术过程中从OTT的使用获得的信息。计算机包括针对工具承载的追踪计算机辅助外科可访问到处理单元指令的电子存储器。在一种实施方式中,计算机包括在作为外壳中的电子元器件包的一部分的OTT 700内。在另一实施方式中,计算机是外部部件,其被构造用于无线地或经由到和自 OTT 700的有线连接接收并传输与OTT CAS过程相关的数据。

[0422] 如图示实施方式中的上述例子显示,本发明的TFM机构的实施方式可以适于或构造用于提供与触发器运动或位置有关或用于由 OTT CAS计算机进一步处理的输出。这里提供的各种TFM机构可以用于以侵入最小的方式提供由OTT CAS系统使用的工具操作、特征或参数(速度、位置、旋转、设置、功率水平等)的指示。来自触觉反馈机构的输出可以经由机构中、OTT装置中或安装在外科工具本身上的编码器/读取器提供。另外,反馈机构实施方式可以包括用于传输触觉反馈机构信息或触发器信息以便在OTT装置或OTT CAS计算机中进一步处理的无线通信。在另外的方面中,触觉反馈机构的一个或多个部件可以在基于OTT CAS过程、模式或算法接收的指令下被驱动。在一些实施方式中,触觉反馈机构指示和数据用以从OTT CAS系统提供动态实时反馈回路。来自触觉反馈机构的指示也可以用以提供一个或多个外科工具控制特征的自动控制,诸如,工具的马达,致动器减弱其马达/切割/钻孔动作速度或使其停止,作为合适的OTT CAS处理输出的一部分。一方面,反馈回路控制基于OTT CAS系统关于需要外科工具功能的自动干涉以防止不适当的切割或者有害于OTT CAS外科区域内的解剖结构的确定来提供。

[0423] 在另外的方面,被构造成利用来自这里描述的系统和方法的输出的触觉反馈机构或其它反馈机构的实施方式可以用以自动地或半自动地控制利用工具承载的追踪装置的外科工具的活动元件的一个或多个操作特征。另外,OTT CAS系统的实施方式还可以被构造用于响应于外科工具相对于期望边界的位置的确定控制外科工具的操作。具体地,如果系统确定工具位于不接近边界的待切除的组织内(即,在绿色区域内),系统可以允许外科工具由外科医生根据需要控制。如果系统确定工具位于接近边界的待切除的组织内(即,黄色区域),系统可以减少或减弱外科工具的操作。例如,如果工具是锯子,并且其进入黄色区域,系统可以随着锯子运动接近切除边界使锯子的往复运动或旋转减慢。另外,如果系统检测工具位于边界处或不被切除或操作的组织上,系统可以通过完全停止工具来控制外科工具。虽然系统可以自动地控制外科工具的操作,系统包括超控功能,其允许外科医生超控工具的控制。以此方式,如果外科医生确定应当切除的一部分组织未在手术前分析过程中被识别为切除,外科医生能够超控系统并且在手术过程中切除组织。

[0424] 触觉反馈机构的实施方式包括很多种触觉模拟。例如,模拟可以像增强的振动那

样简单,以指示外科路径从意指的切除偏离。触觉模拟根据由这里描述的OTT CAS方法提供的各种修改和输出提供用于更复杂的指示的机会。

[0425] 一般来说,动力外科工具借助于触发器启动,并且这里描述的基于反馈的机构的实施方式在触发器上提供可检测和可变(在OTT CAS计算机的控制下增大和减小)的阻力,或者在致动工具的外科医生的手指上提供压力,其方式用以向外科医生指示活动元件的外科路径或当前使用何时从根据OTT CAS外科计划的意指的切除或其它动作偏离。可以理解,用于提供触觉反馈的各种不同的构造可以与用于致动与OTT装置一起使用的外科工具的未修改、修改或替换的触发器一起使用。在一些各种替代实施方式中,基于触发器的反馈组件包括动态构件,其联结到剪式机构,剪式机构又联结到固定基部(通常安装在外科工具的手柄上)。组件的位置或刚度(通常作为与传动轴或缆索相互作用的结果)由OTT内的控制单元支配。控制单元可以被构造用于提供很多种与OTT相关的反馈功能,作为例子,包括致动器用以操作传动轴,其又改变用以闭合剪式机构的力、使触发器机构运动到全扩展位置、使触发器机构运动到全缩回位置、运动到用以削弱触发器的操作的位置、或者可选地,停止工具的活动元件的操作。一方面,传动轴或缆索或元件是鲍登缆索。在其它实施方式中,将剪式机构联结到OTT中的相联部件的传动轴可以是任何适当的元件,诸如杆、弹簧、螺线管、链、齿轮或迷你气动或液压致动系统。另外,可以理解,用于上述控制的致动器还可以包括在接近触发器的反馈机构内。在该方面的一种替代方案中,致动器可以经由有线或无线连接连接到OTT装置,以在促进上述OTT CAS技术中向致动器提供合适的OTT CAS过程控制信号。

[0426] 控制单元还能够接收来自计算机系统的数据。当系统通过将工具的位置与外科计划的意指切除进行比较确定超过具体阈值水平的偏差存在于外科路径和外科计划之间时,控制单元致动传动装置,增加拉动触发器所需的阻力。指示能够以防止触发器压下的形式提供,使得外科医生不能启动工具。替代地,指示能够采用增加的阻力的形式,其能够由外科医生通过施加更大的力来克服。

[0427] 图52A和52B分别是包括显示器的工具承载的追踪和导向装置(OTT)的前视和后视等轴测图,其中,OTT外壳联结到外科工具,外科工具具有联结到OTT的基于触发器的反馈机构。视图还示出与OTT通信的示例性计算机系统。

[0428] 图36是表示示例性OTT CAS过程的流程图,所述过程包括上述OTT CAS过程中的任意过程的修改,以包括相联外科工具操作特征、参数或与在任何OTT CAS过程或手术中活动元件的使用相关的其它数据。OTT CAS过程3600包括关于图31A中的OTT CAS过程 3100的上述相同处理步骤中的许多。

[0429] 然而,指示器子系统的任何元件可以以任何方式容易地用于计算机辅助外科,其中,计算机辅助外科系统建立工具的三维位置并且计算根据外科计划外科医生意于制造切除的位置。在一个替代方面,这里描述的方法、系统和程序被修改以并入于2007年6月18日提交且被公布为US 2008/0009697的题为“Method and Apparatus for Computer Aided Surgery”的美国非临时专利申请序列号 11/764505中描述的技术、装置或方法中的一种或多种,该美国非临时专利申请出于所有目的整体合并在此。

[0430] 本领域技术人员将认识到可以对上述实施方式作出改变或修改,而不背离本发明的宽的发明构思。因此,应当理解,本发明不限于这里描述的特定实施方式,但意于包括在权利要求中提及的本发明的范围和精神内的所有改变和修改。

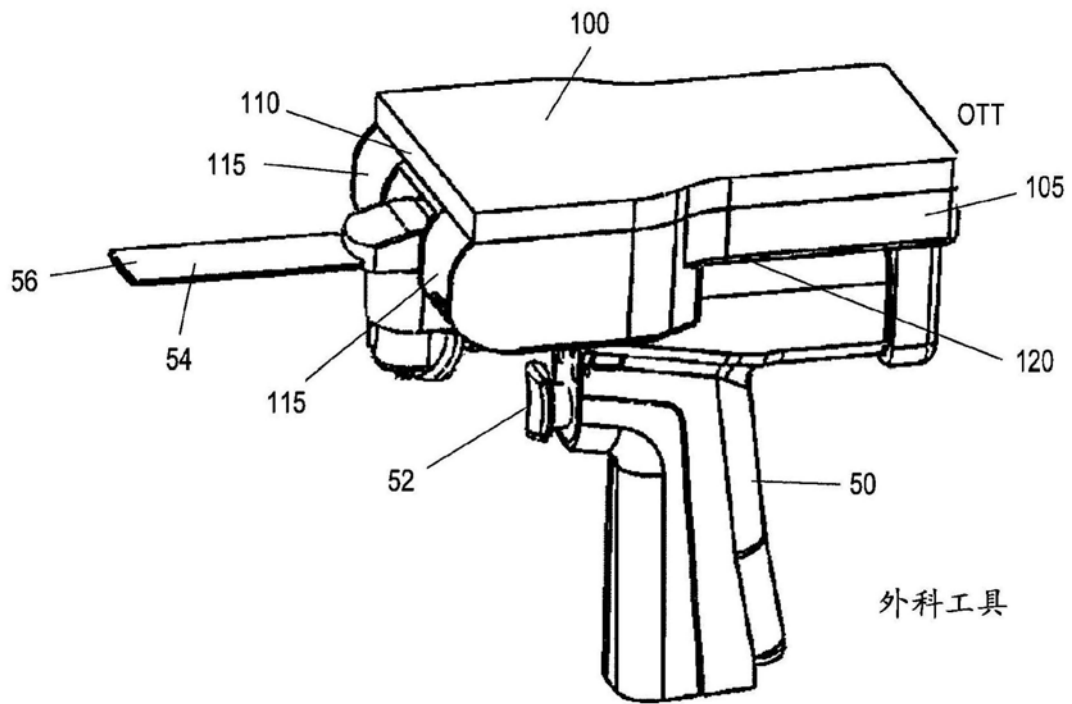


图1

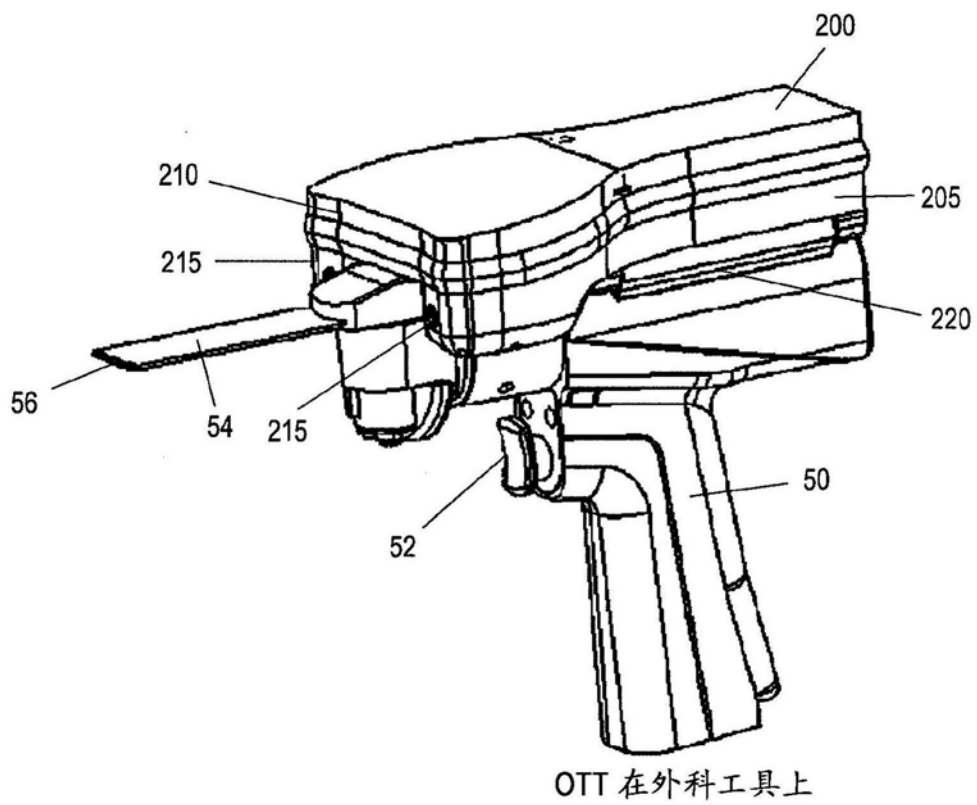


图2

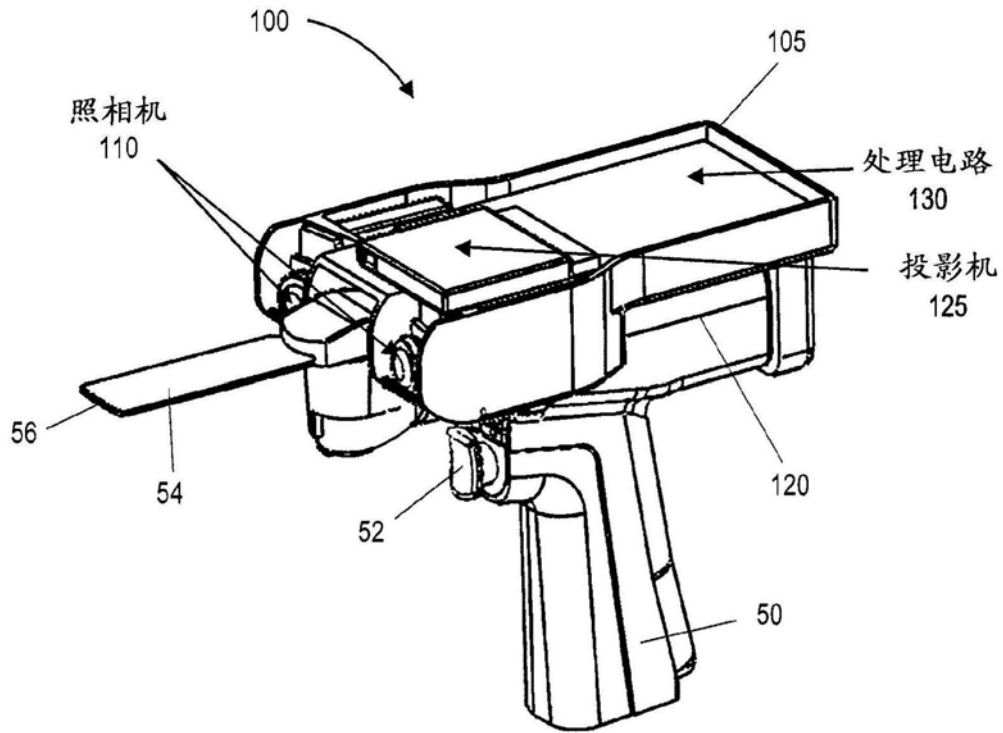


图3

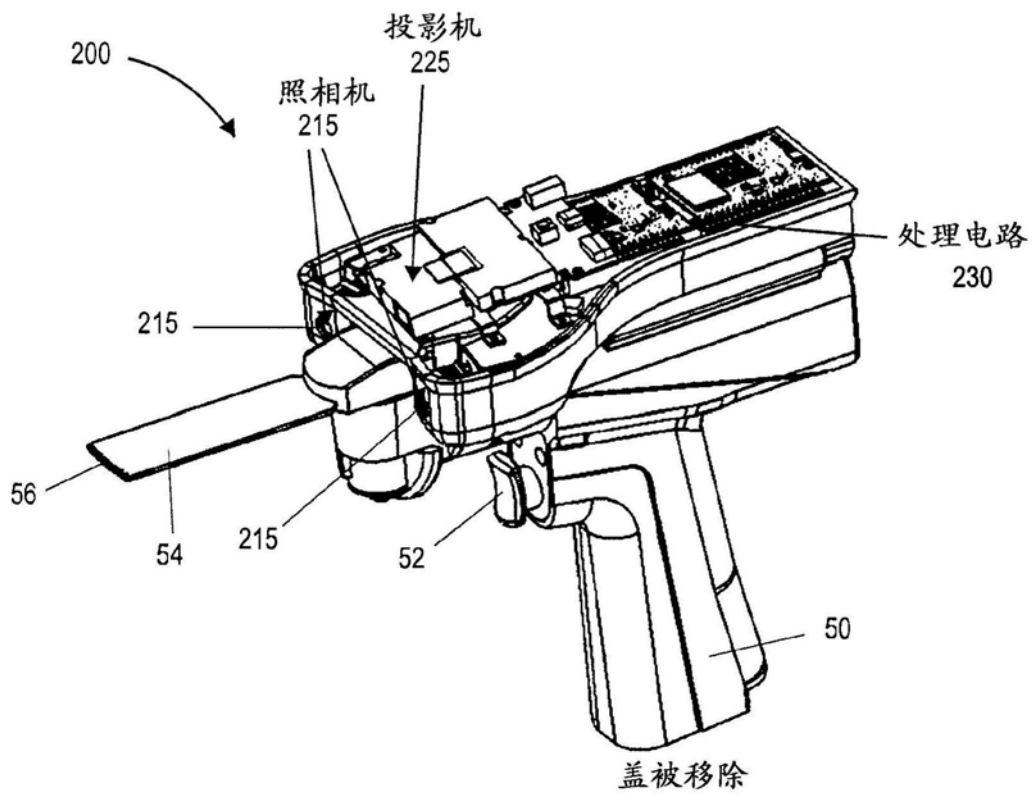


图4

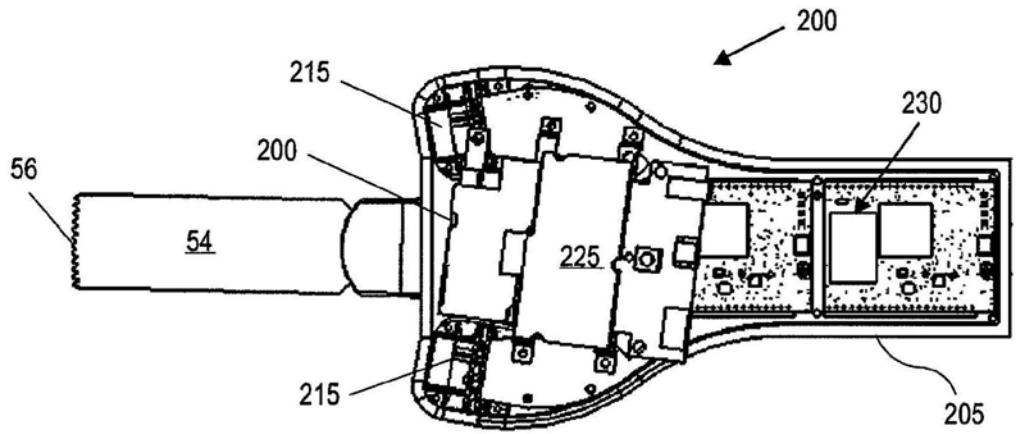


图5

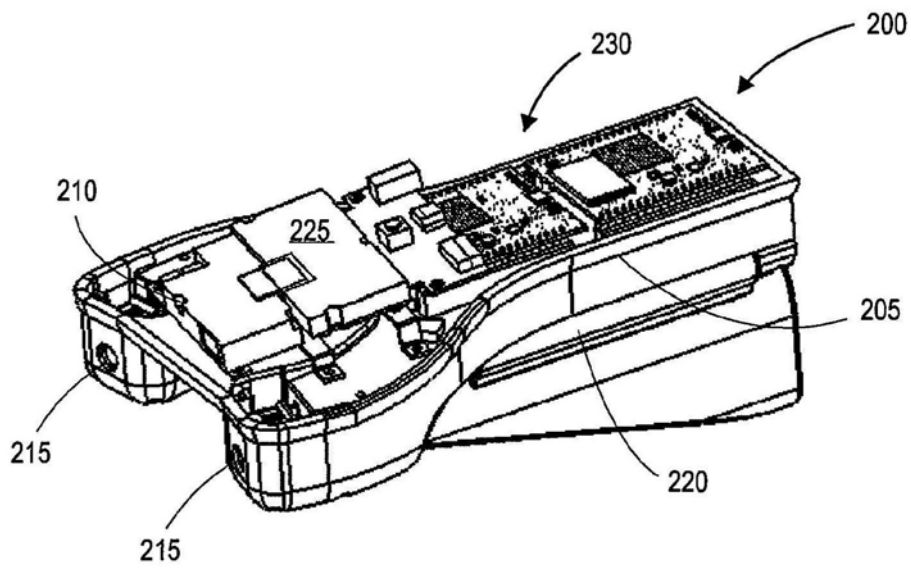


图6

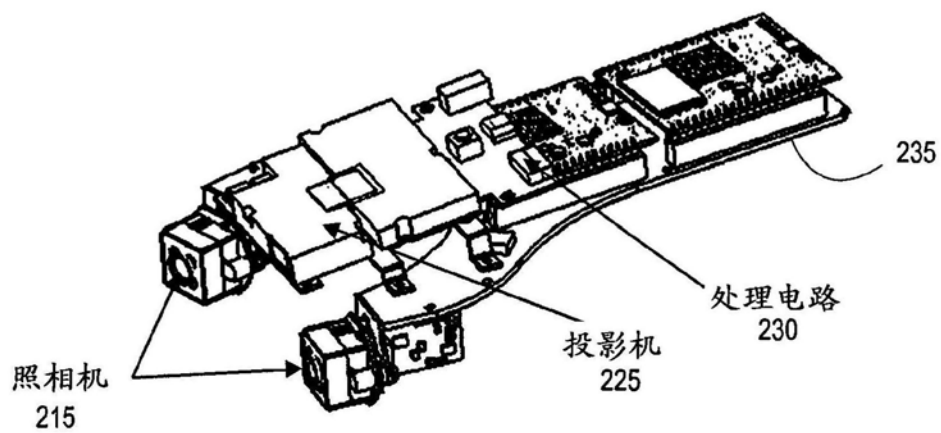


图7

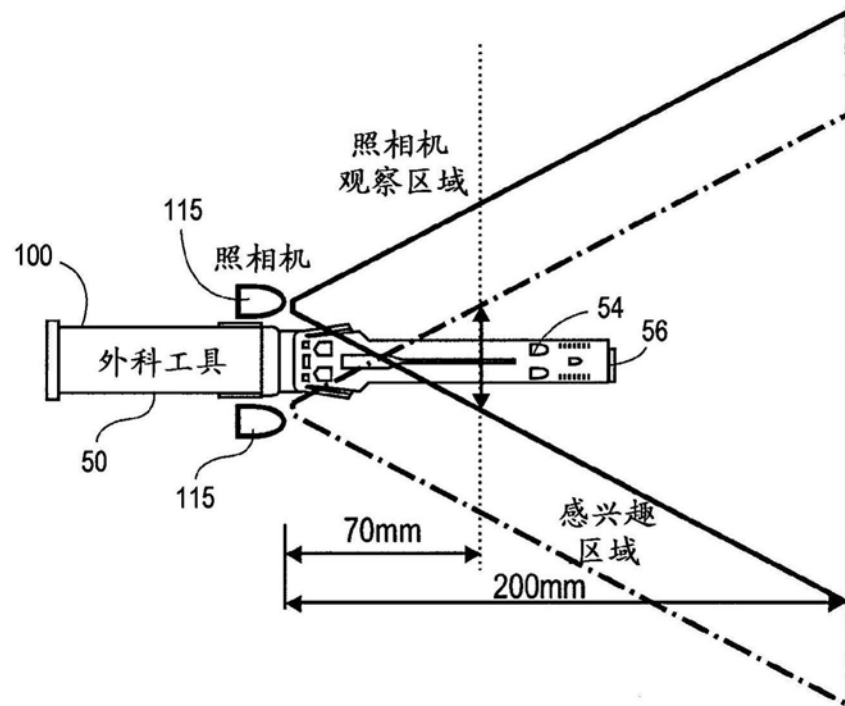


图8A

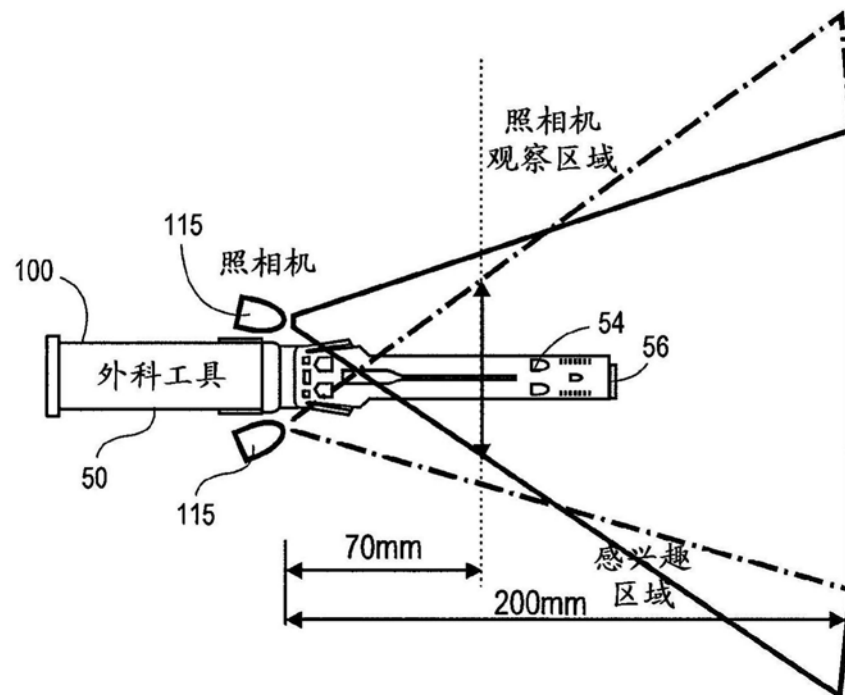


图8B



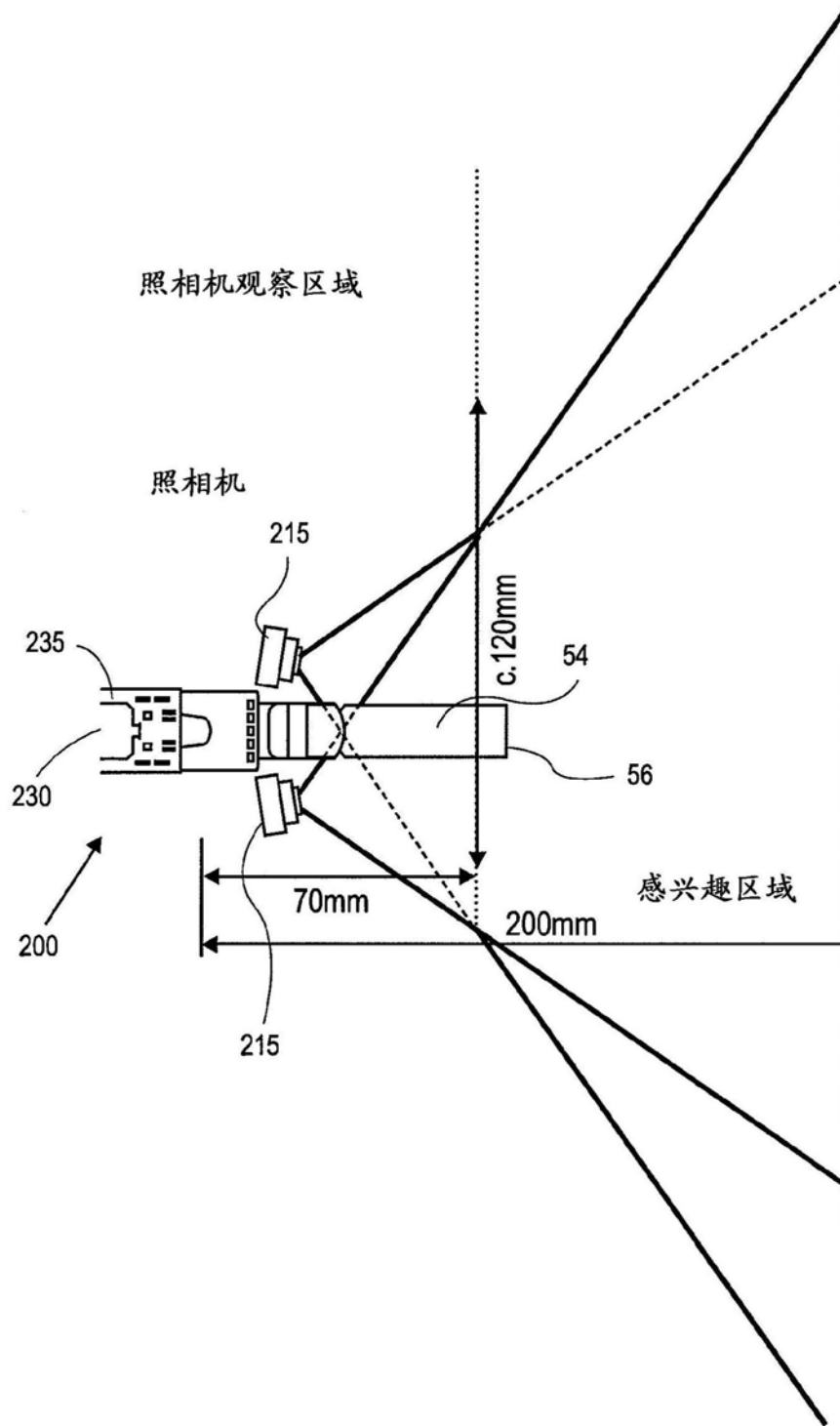


图9

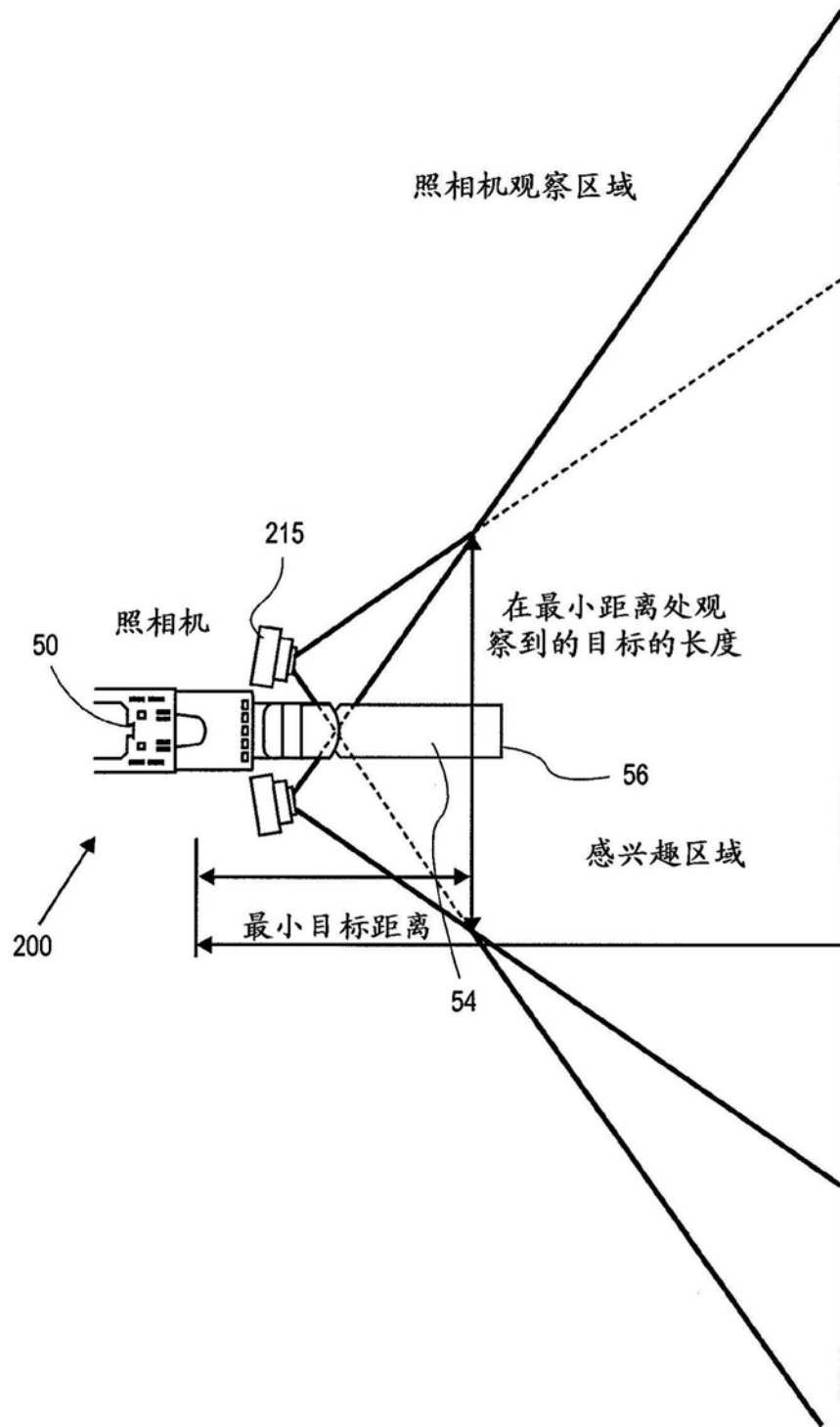


图10

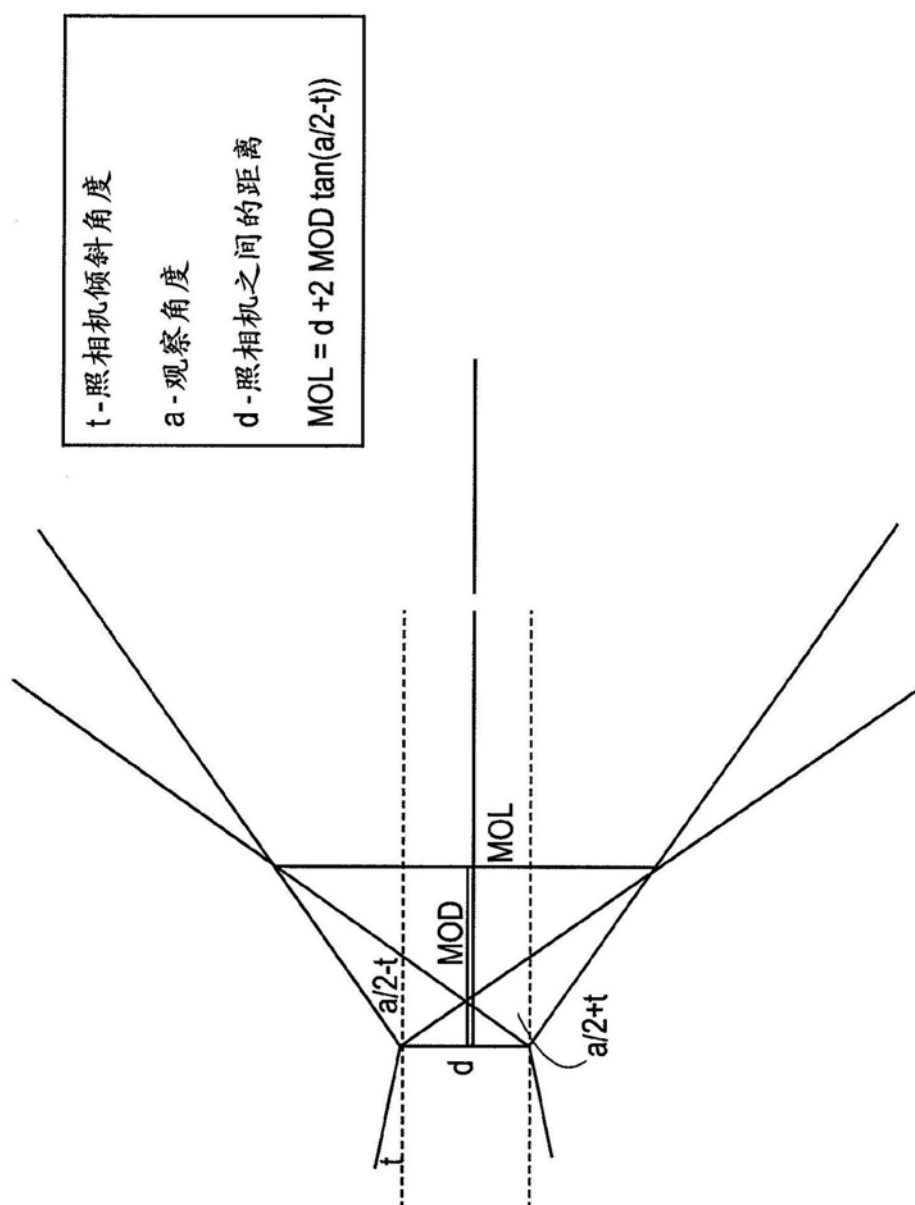


图11A

MOD - 最小目标距离  
MOL - 最大目标长度 (在 MOD 处)  
 $MOD/d = 1 / (\tan(a/2+t) - \tan(a/2-t))$   
 $MOL/d = 1 + 2 (MOD/d) * \tan (a/2-t)$

d	105	mm			
a	94	deg			
t	MOD/d	MOL/d	MOD	MOL	
1	13.32	28.6	1398	3001	
2	6.65	14.3	698	1502	
3	4.42	9.5	464	1002	
4	3.31	7.2	347	753	
5	2.63	5.7	277	603	
6	2.18	4.8	229	504	
7	1.86	4.1	195	433	
8	1.62	3.6	170	380	
9	1.43	3.2	150	339	
10	1.27	2.9	134	306	
11	1.14	2.7	120	280	
12	1.04	2.5	109	258	
13	0.95	2.3	99	239	
14	0.87	2.1	91	223	
15	0.80	2.0	84	209	
16	0.73	1.9	77	198	
17	0.68	1.8	71	187	
18	0.63	1.7	66	178	
19	0.58	1.6	61	170	
20	0.54	1.6	57	163	
21	0.50	1.5	53	157	
22	0.47	1.4	49	151	
23	0.43	1.4	46	146	
24	0.40	1.3	42	141	

图11B

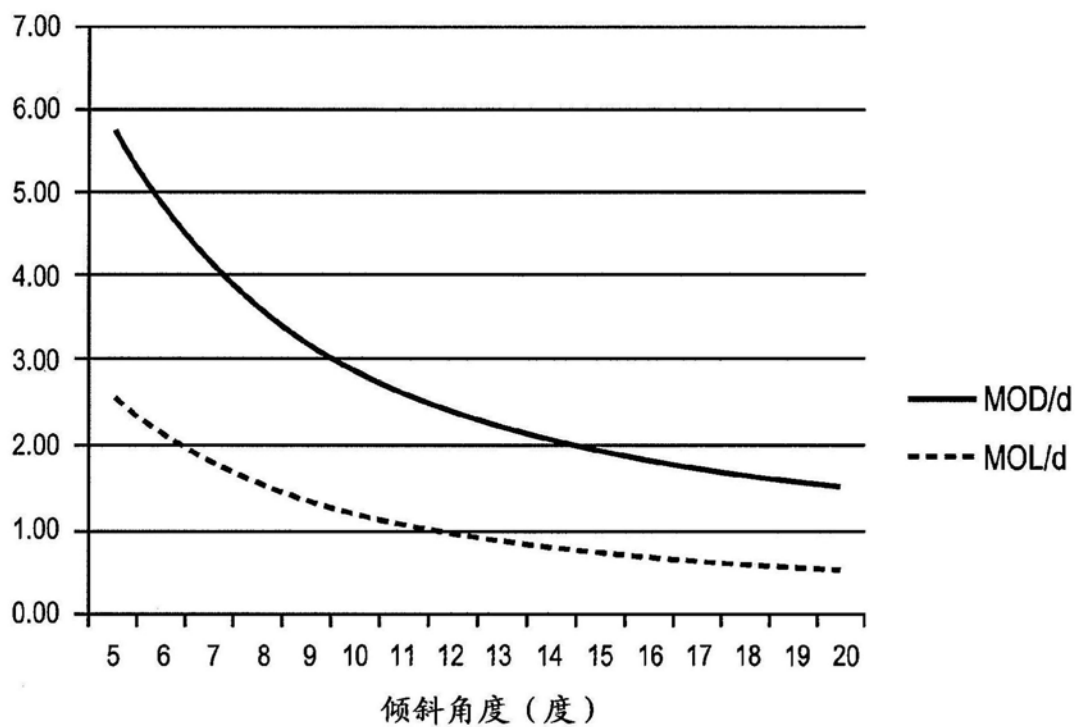


图11C

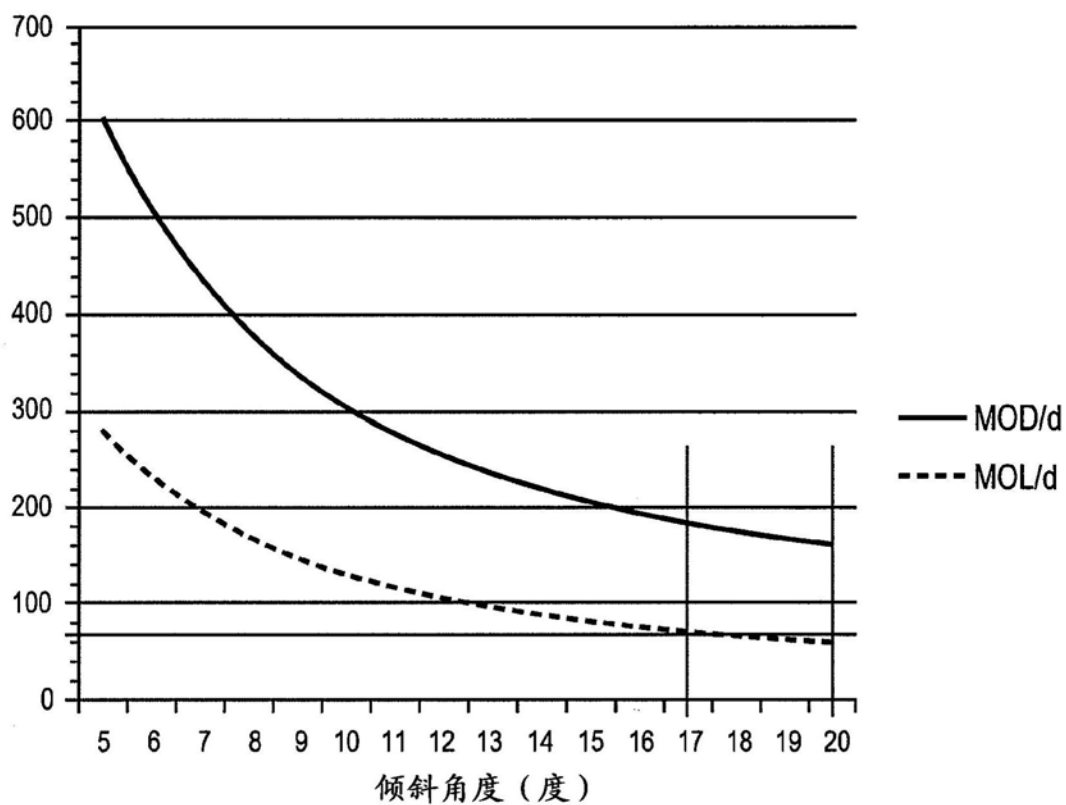


图11D

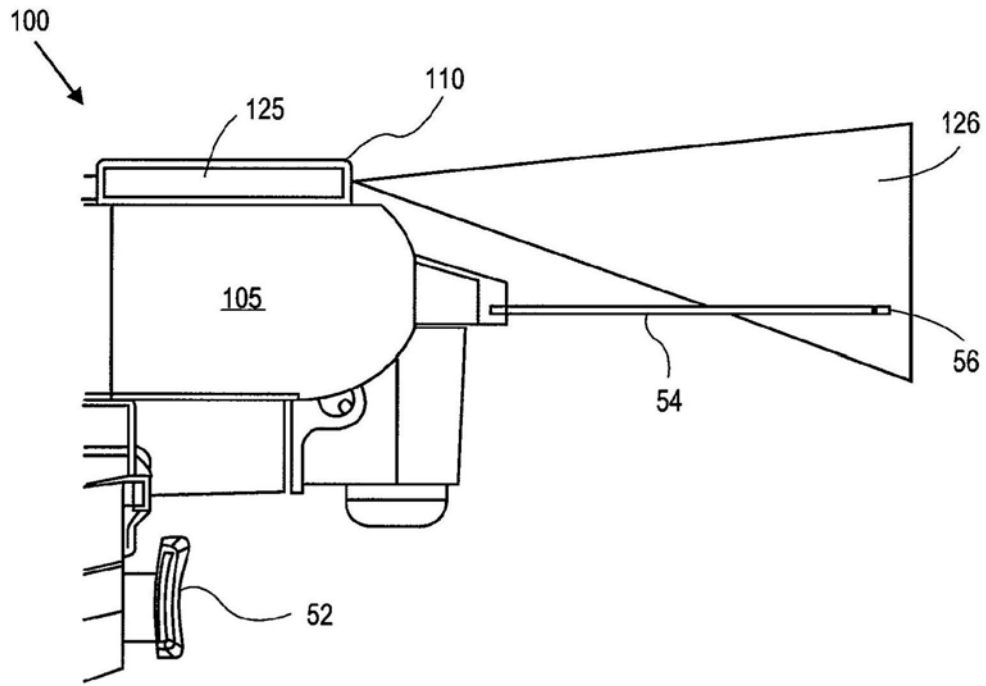


图12A

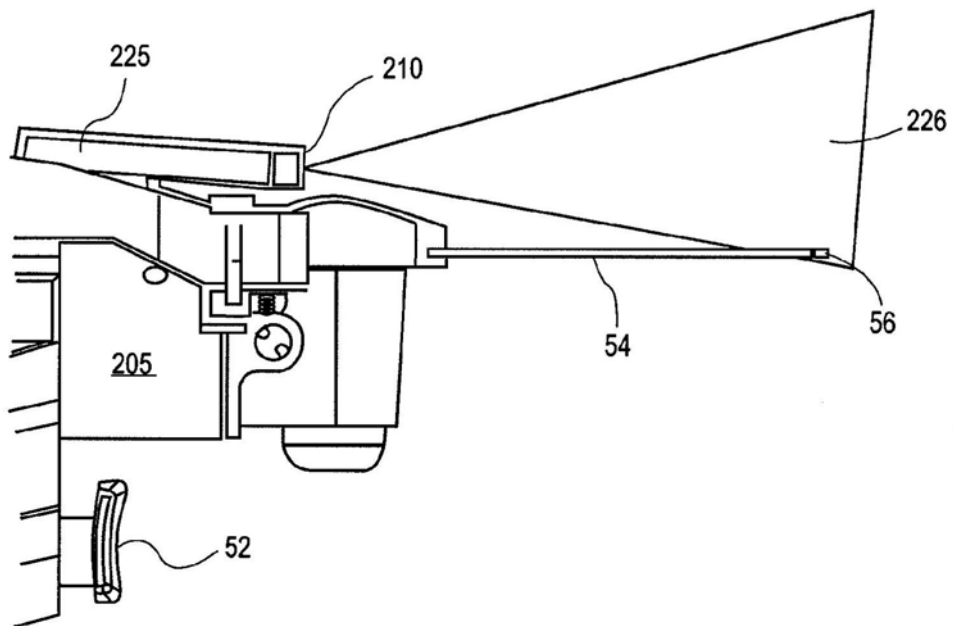


图12B

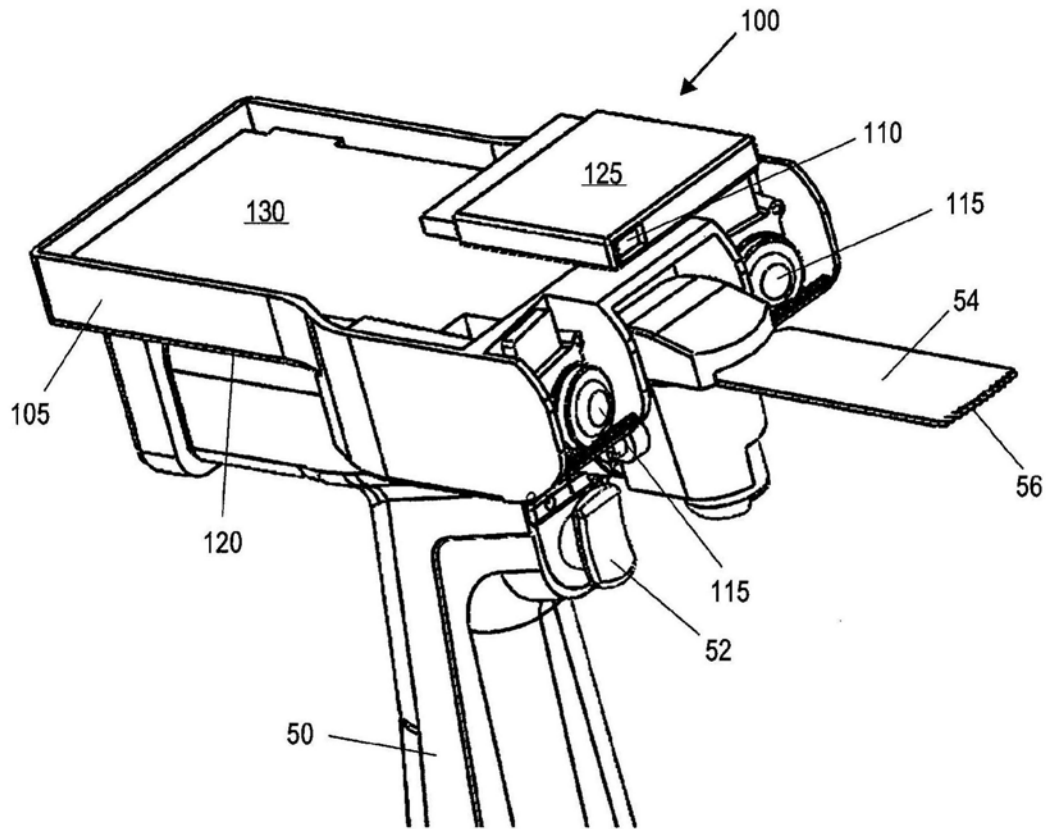


图13A

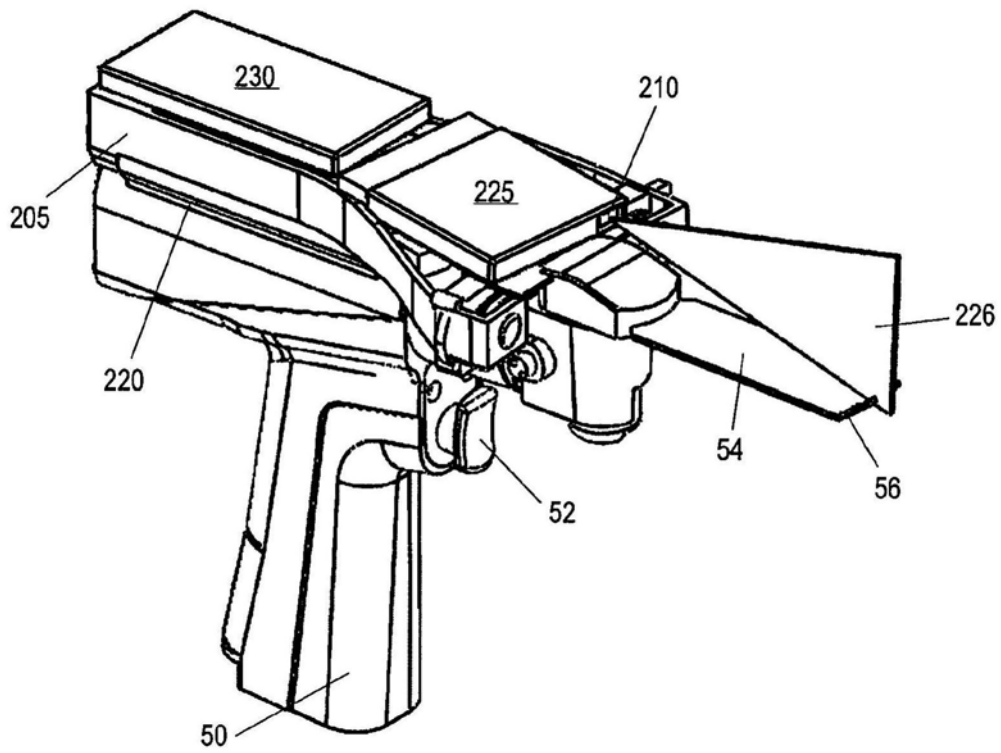


图13B

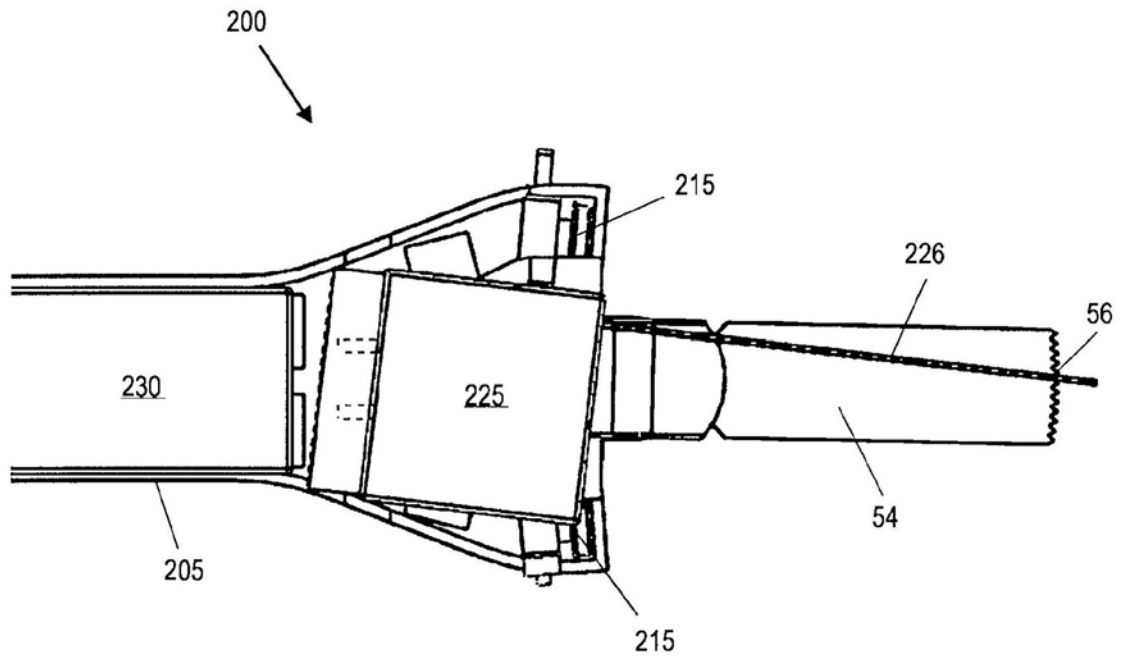


图13C

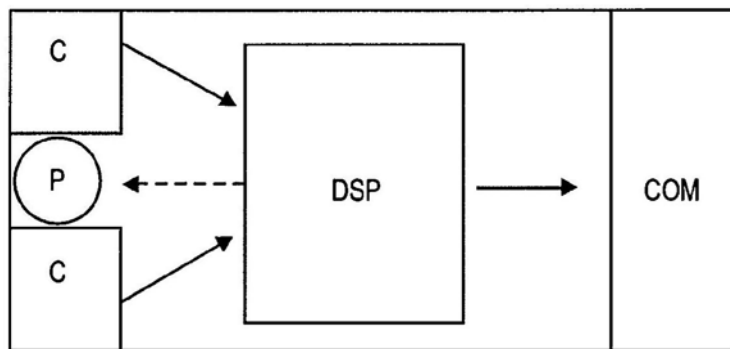


图14A

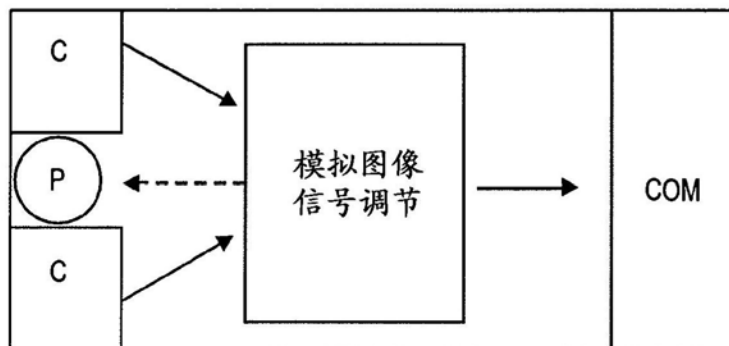


图14B



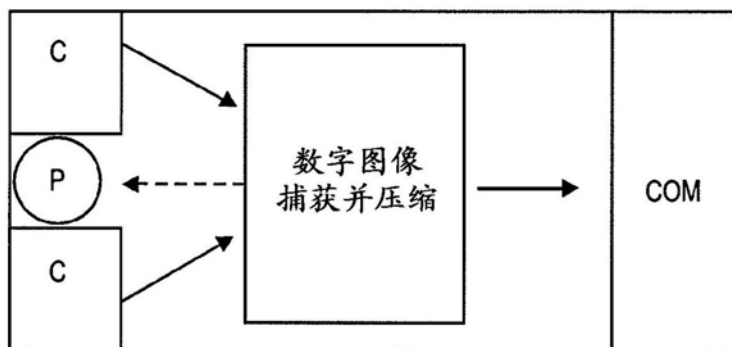


图15A

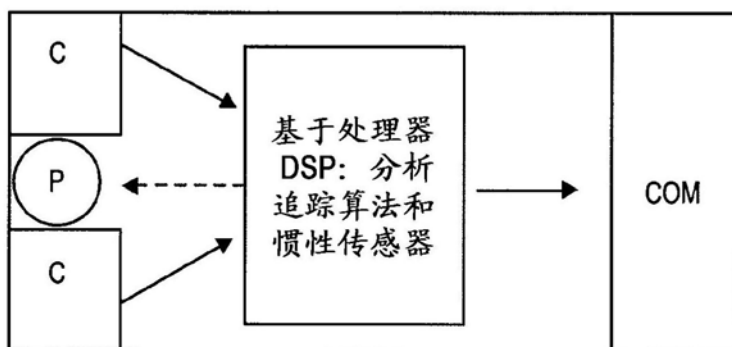


图15B

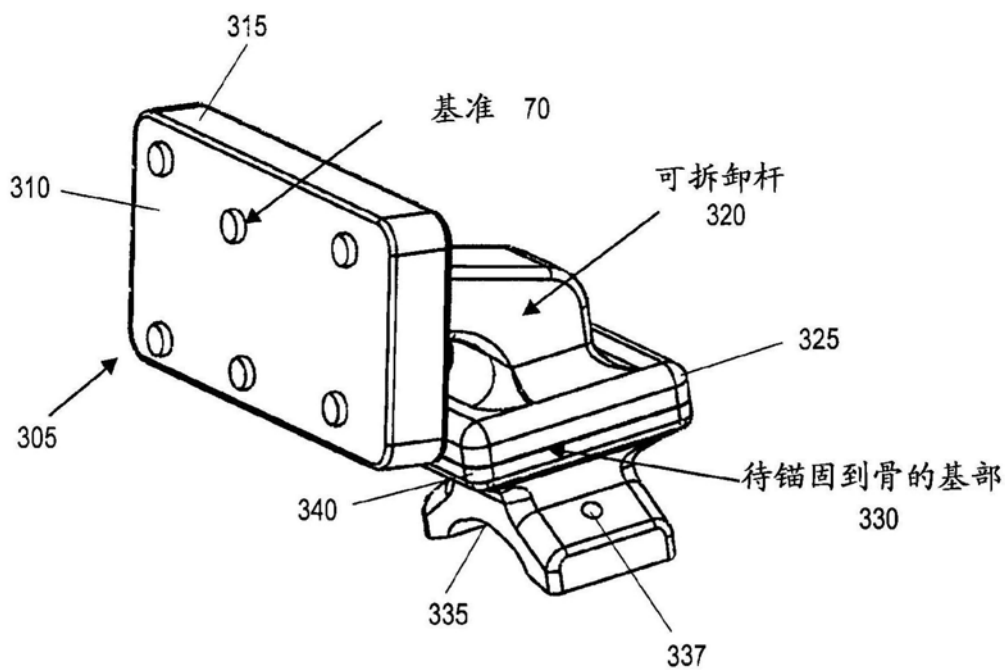


图16A

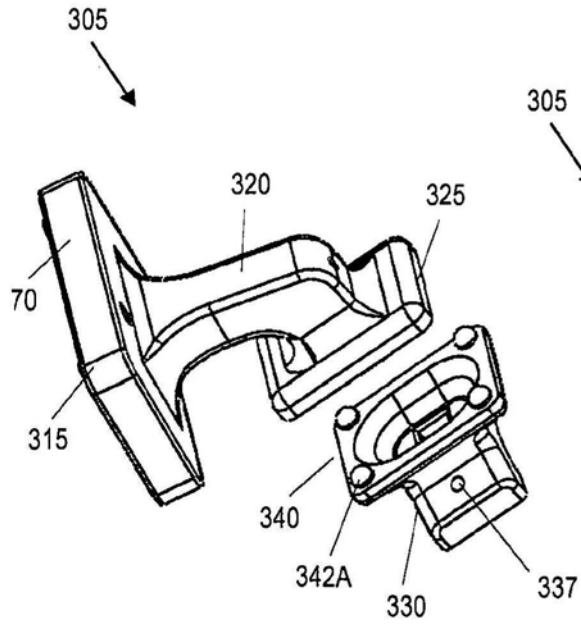


图 16B

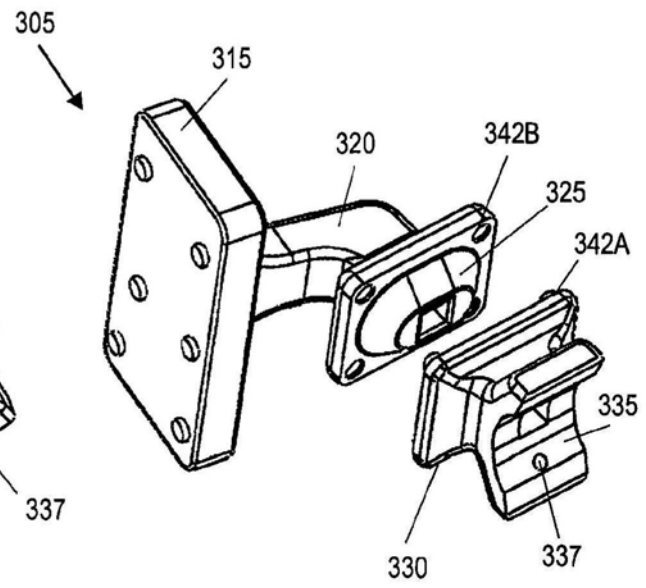


图 16C

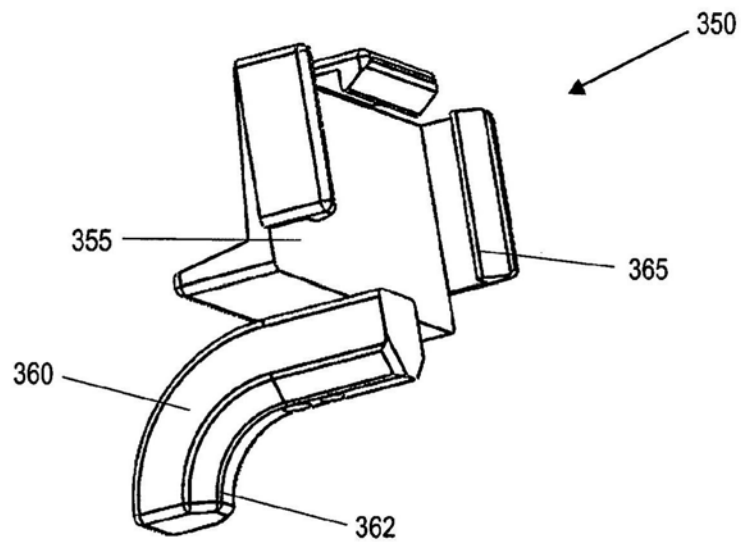


图17

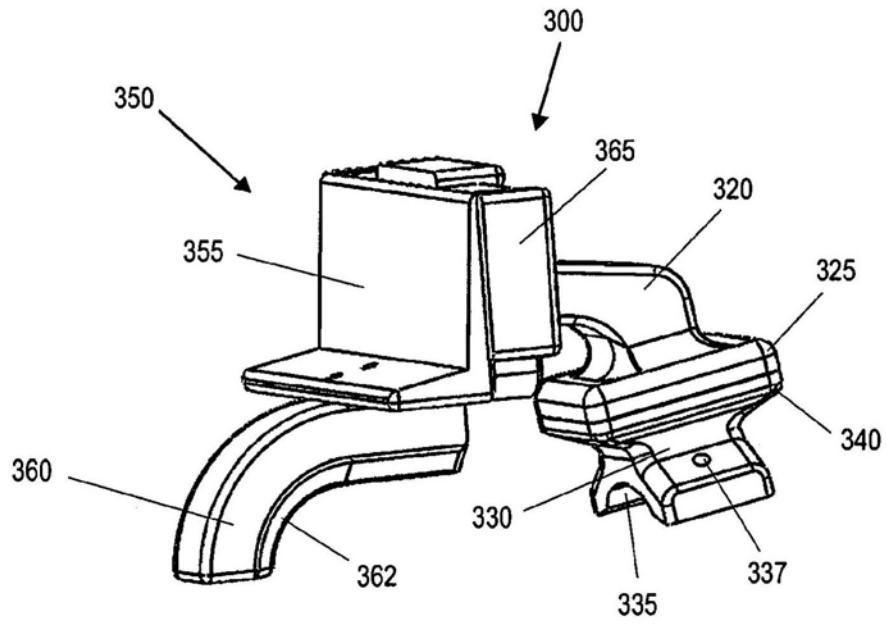


图18

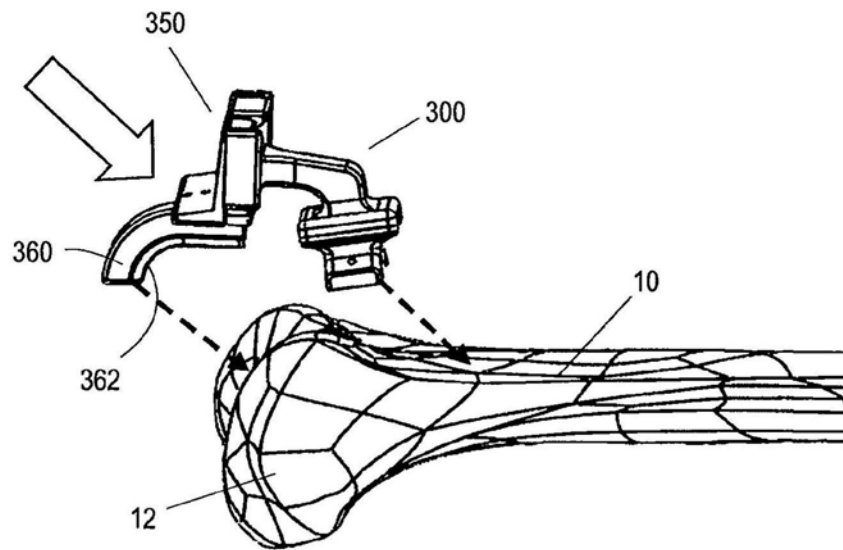


图19

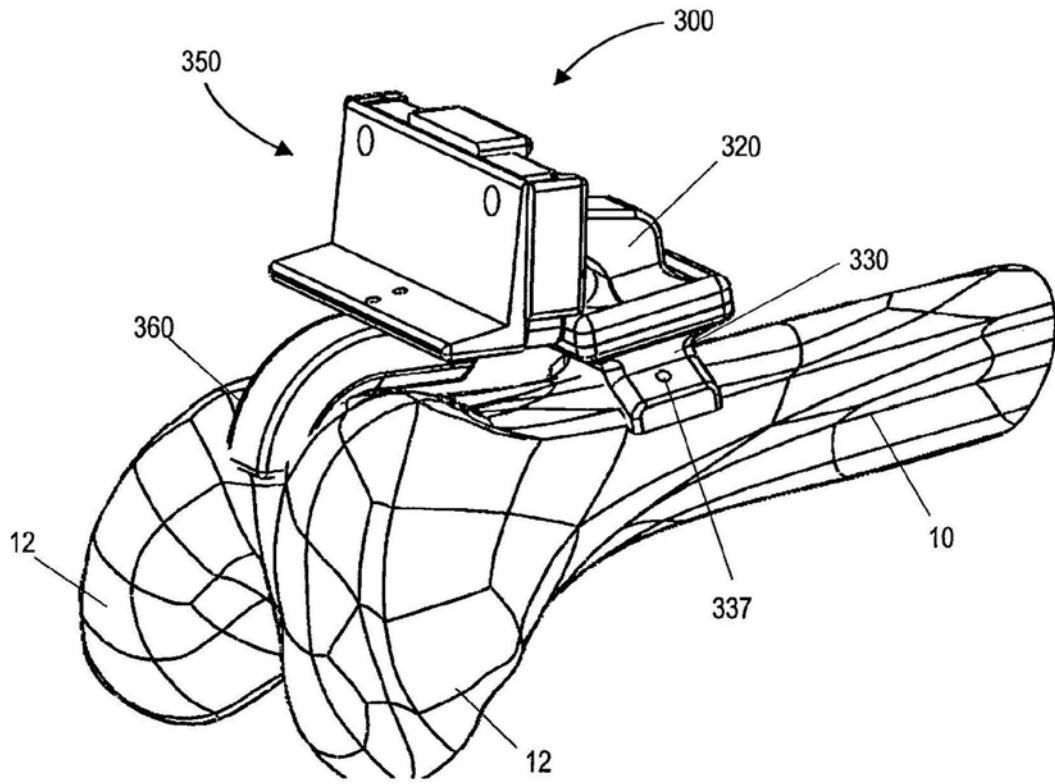


图20

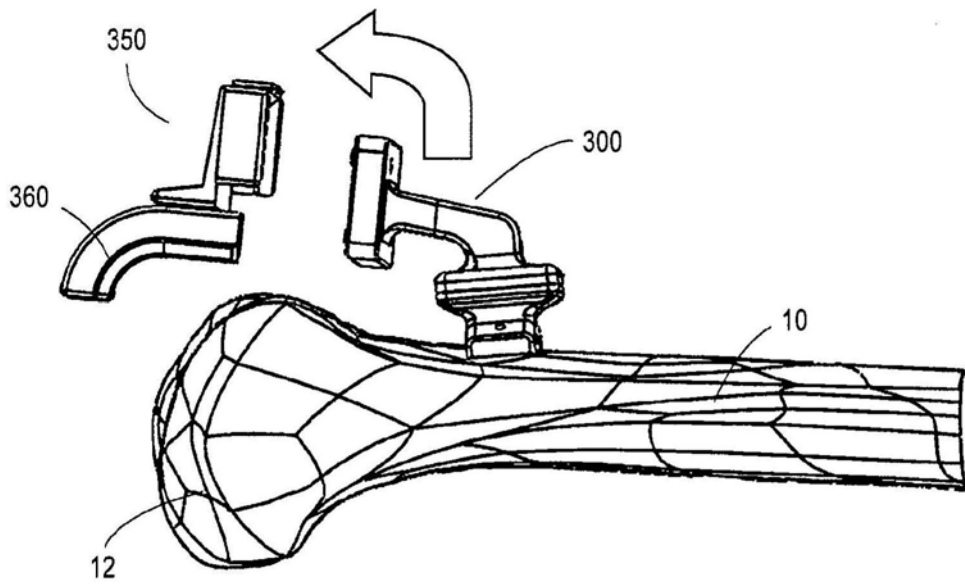


图21

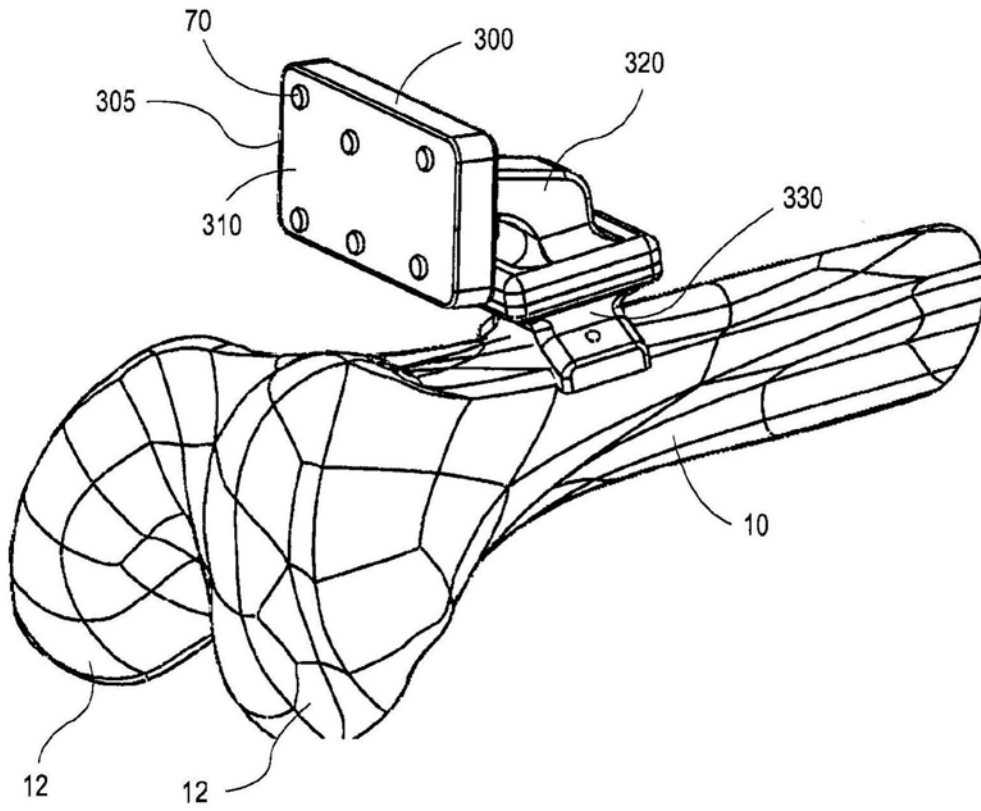


图22

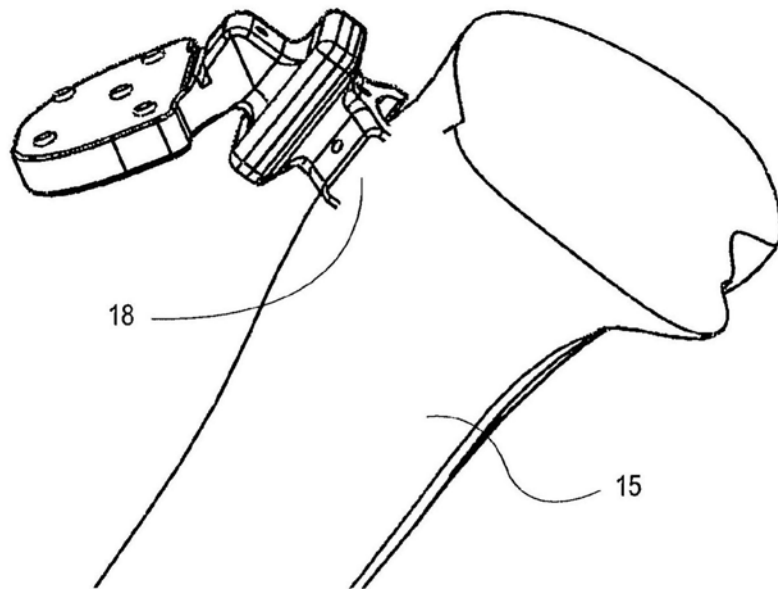


图23

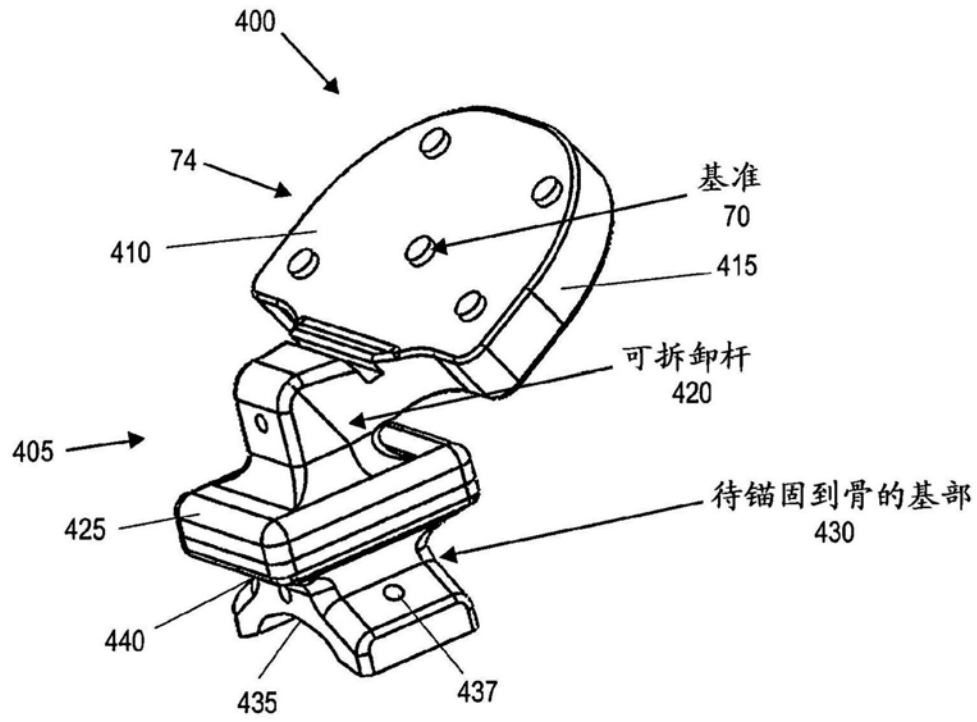


图24A

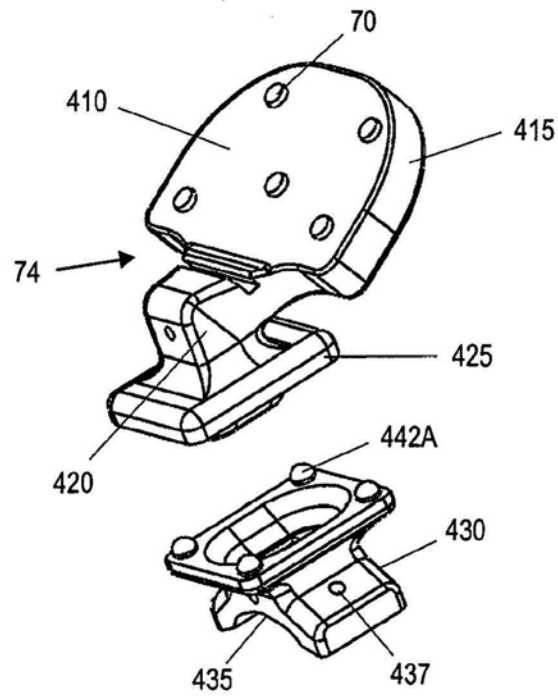


图24B

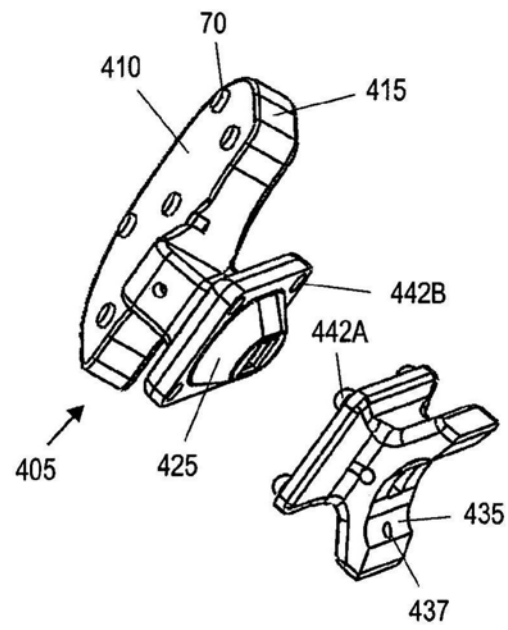
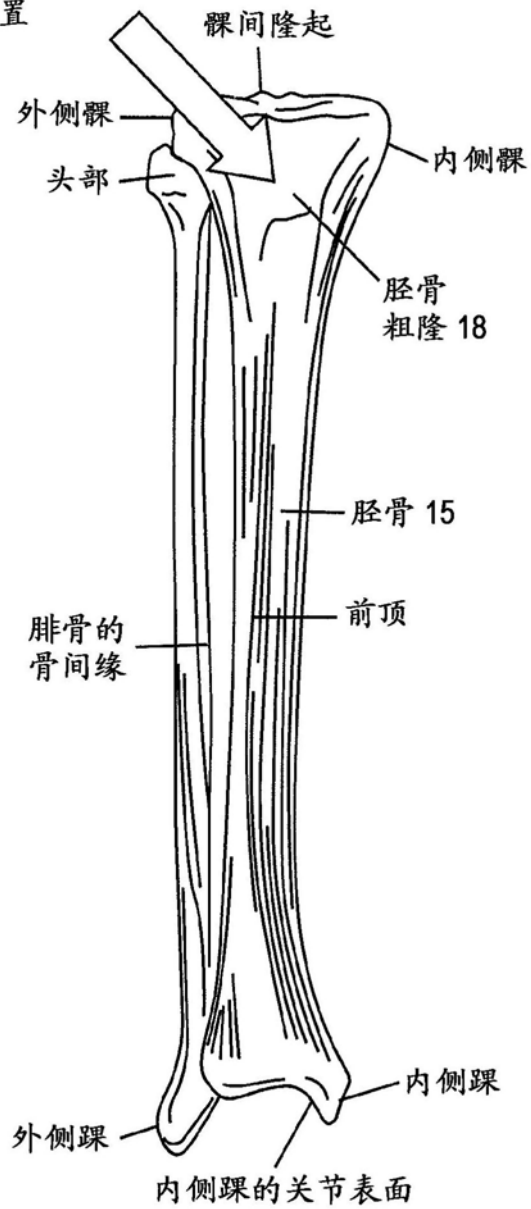


图24C

参考框架布置在  
胫骨（胫骨粗隆）  
上的位置



胫骨的前视图

图25



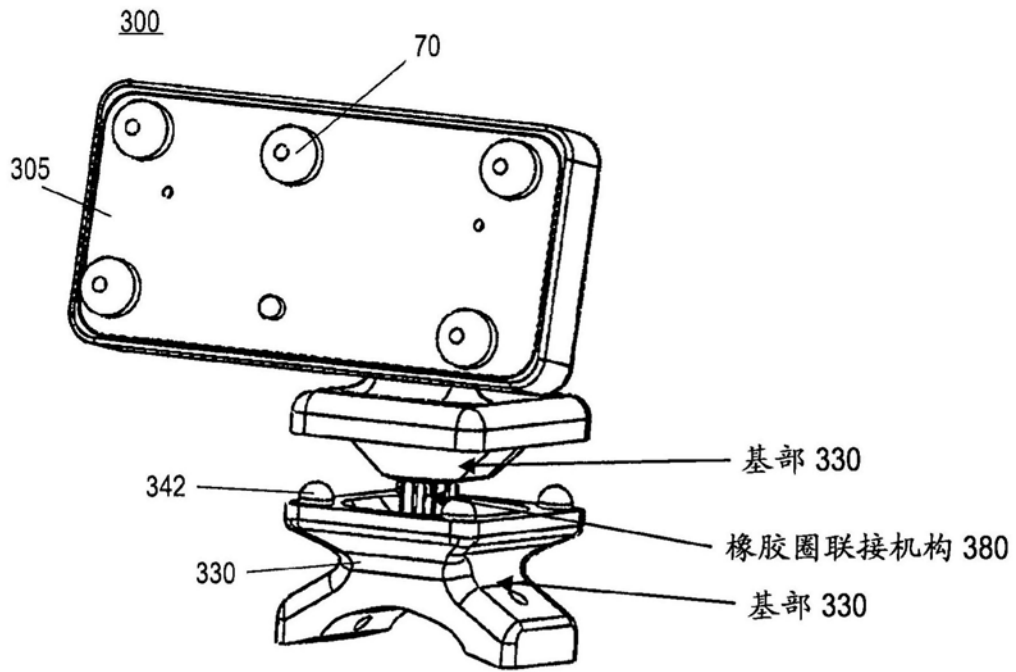


图26A

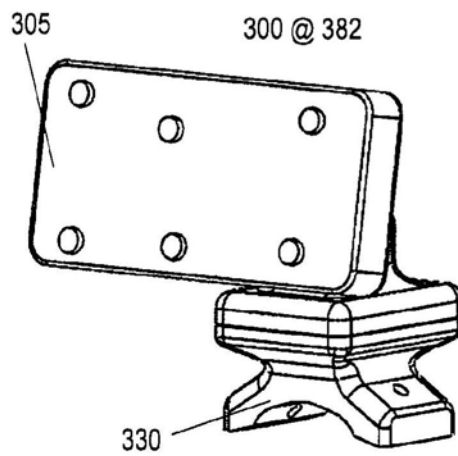


图26B

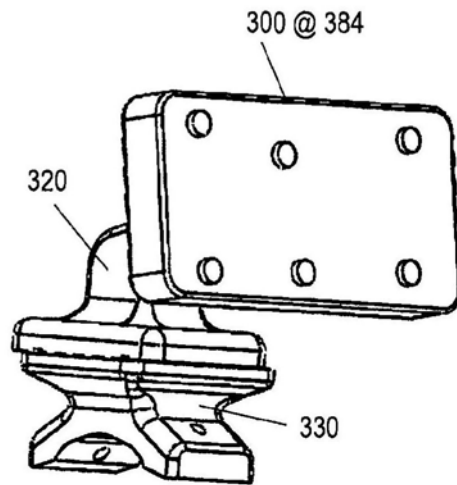


图26C

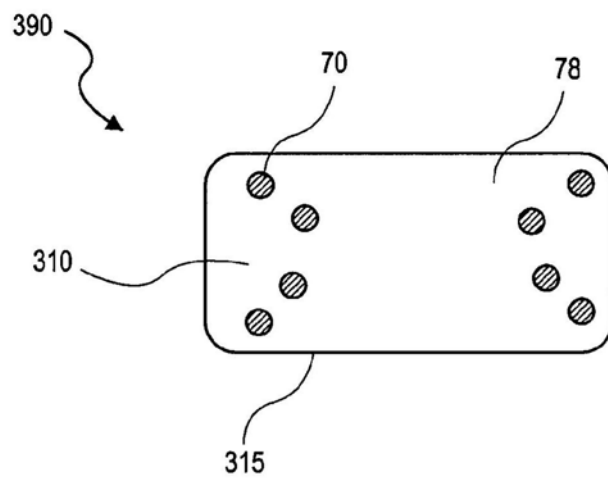


图27A

395

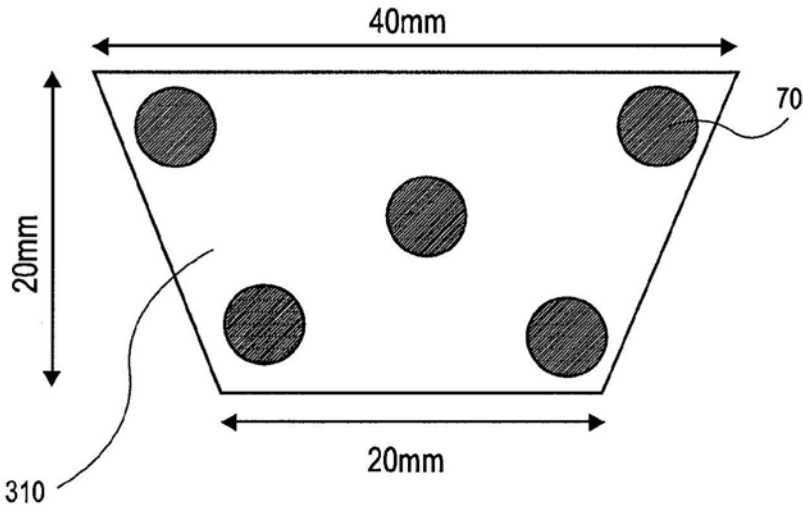


图27B

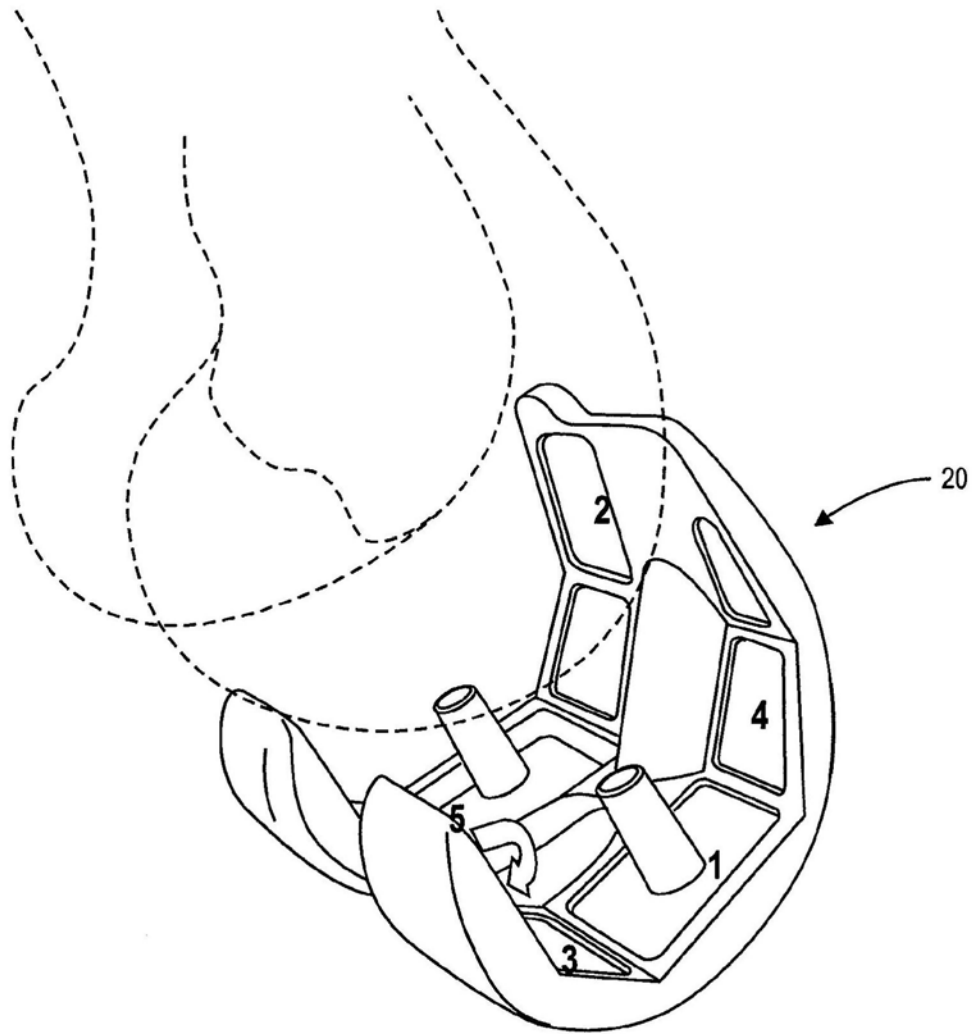


图28

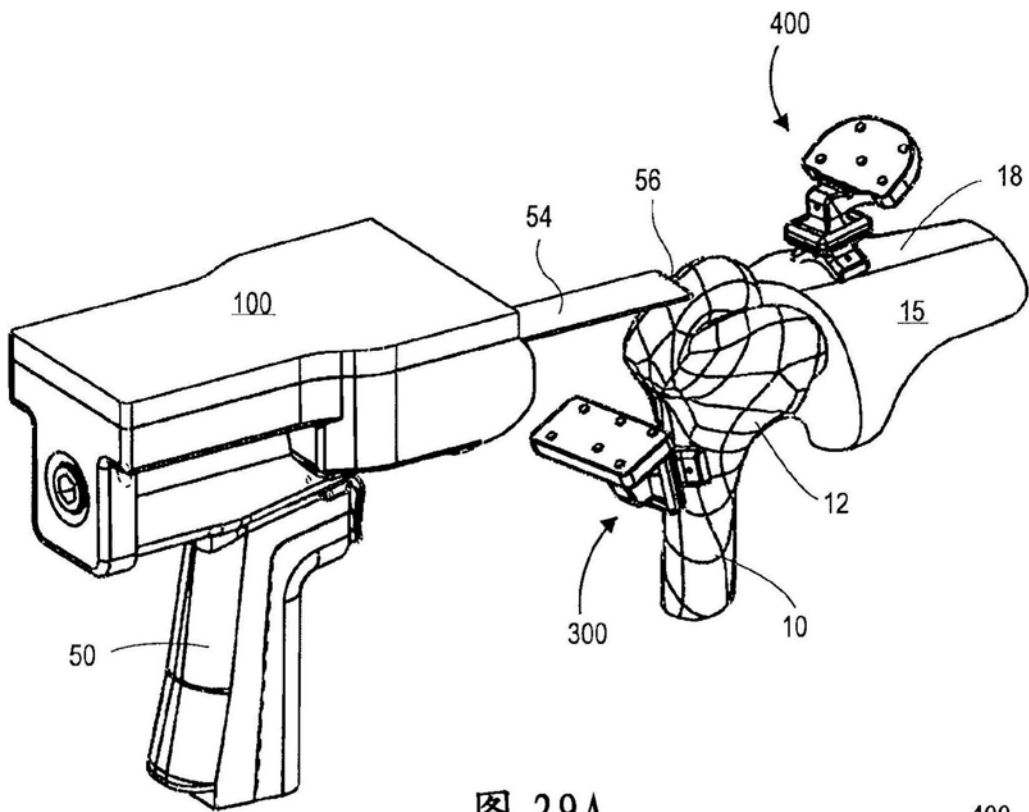


图 29A

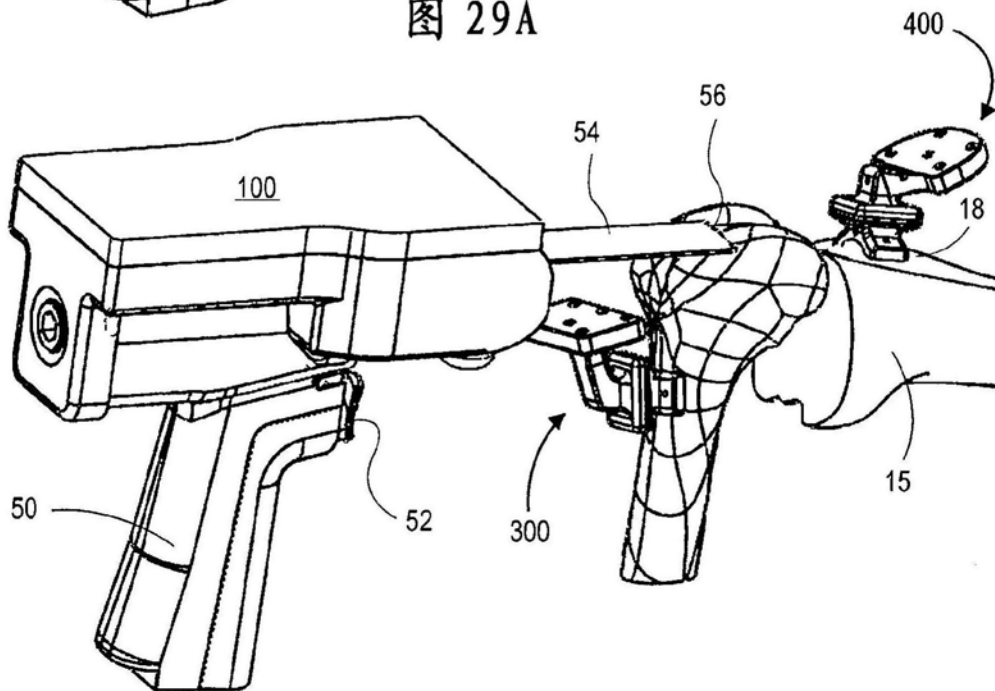


图 29B

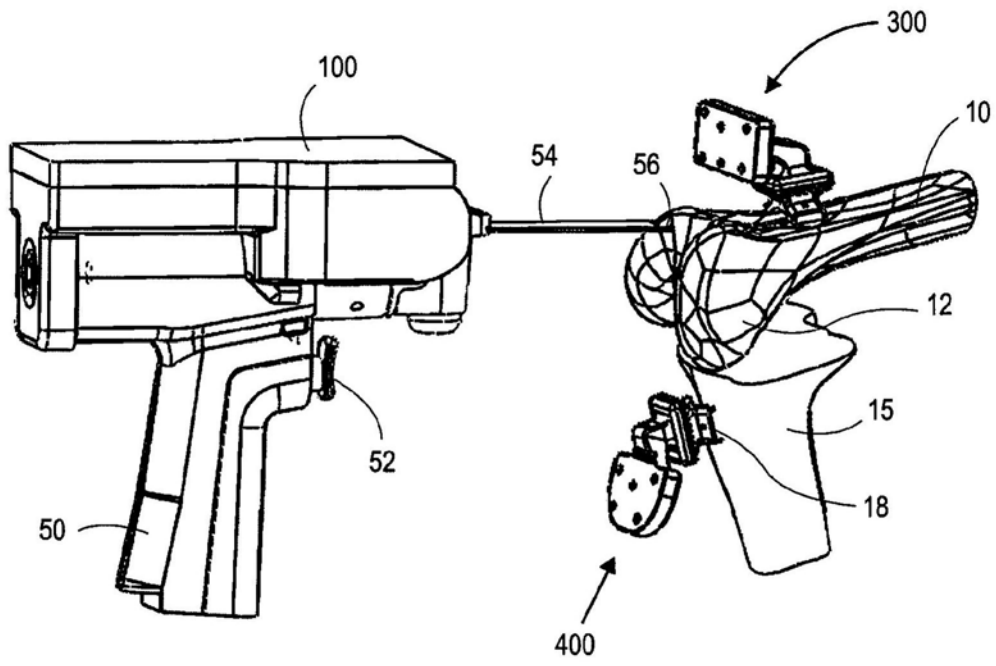


图29C

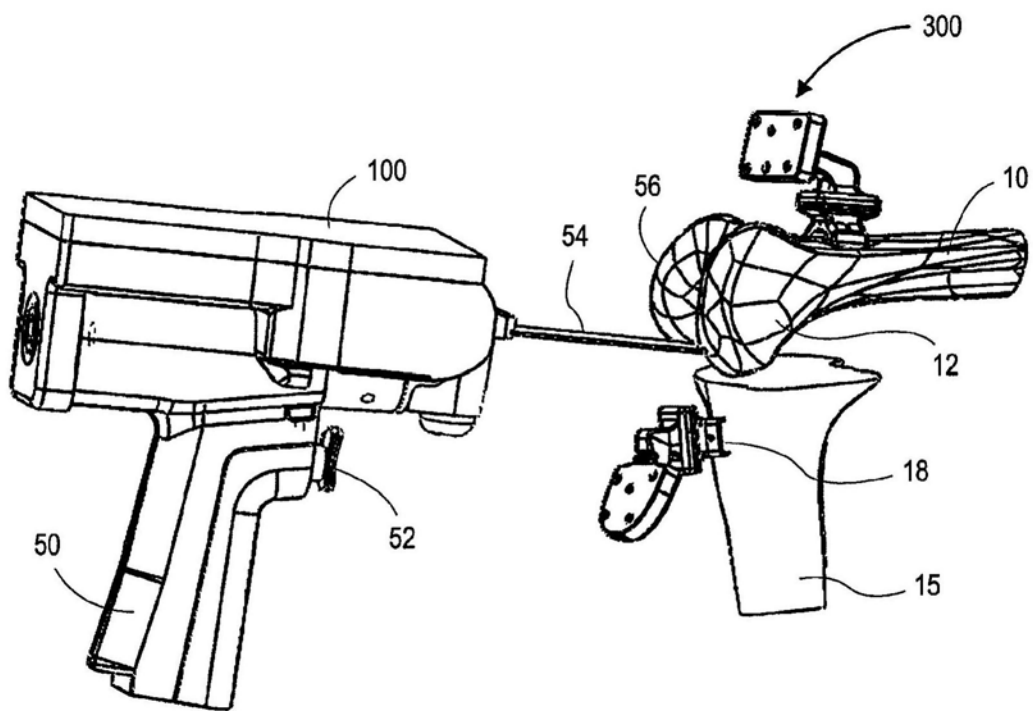


图29D

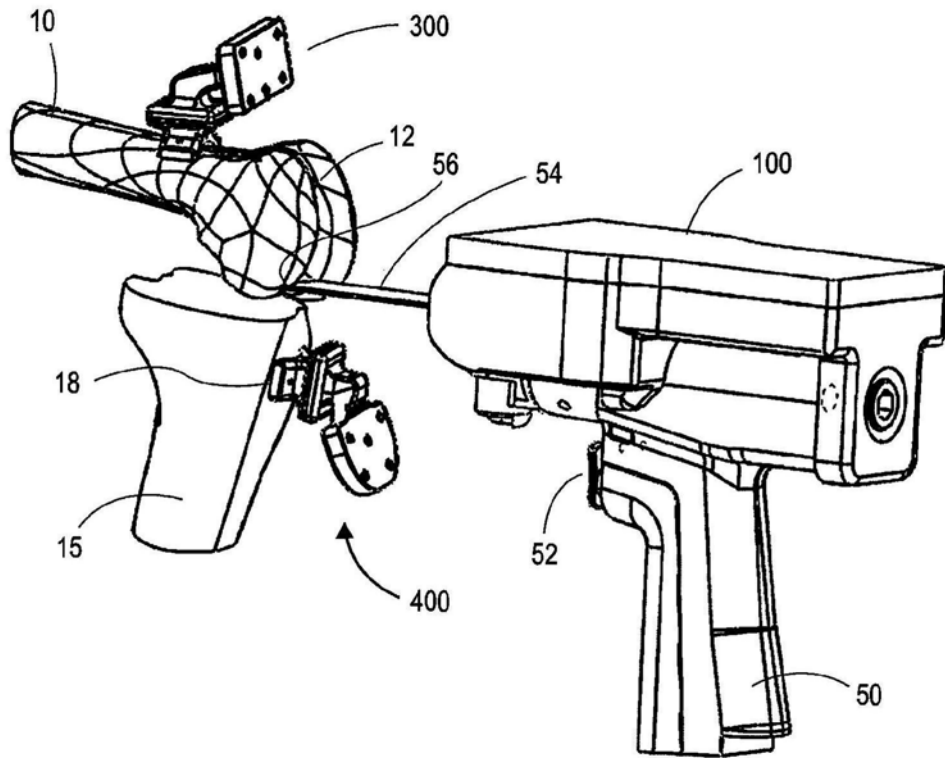


图29E

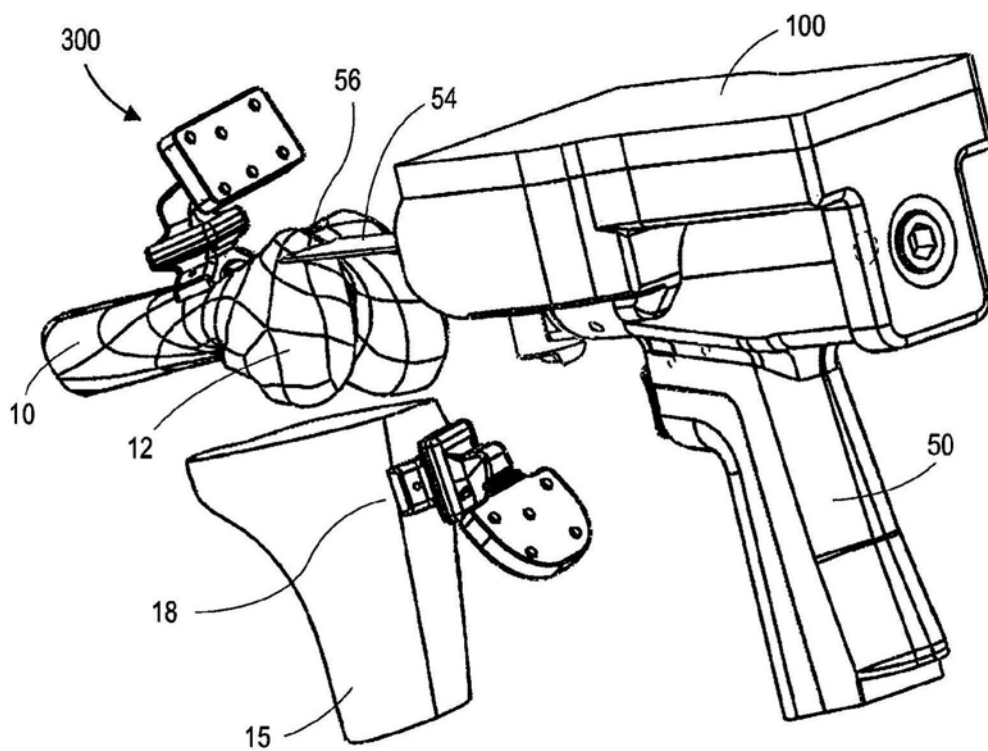


图29F

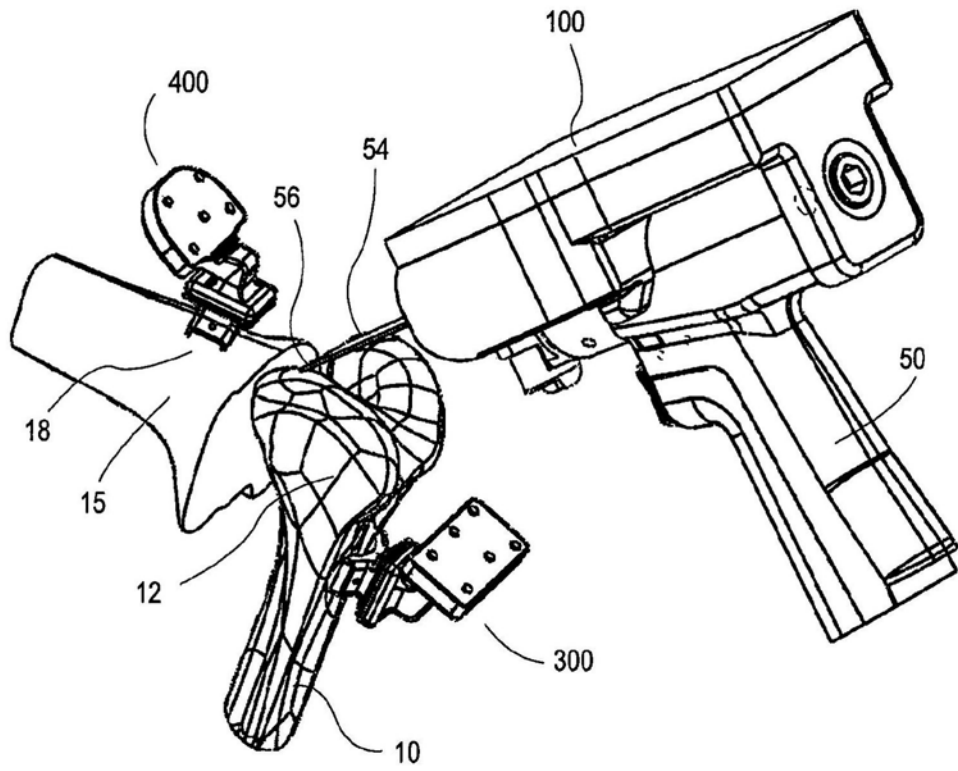


图29G

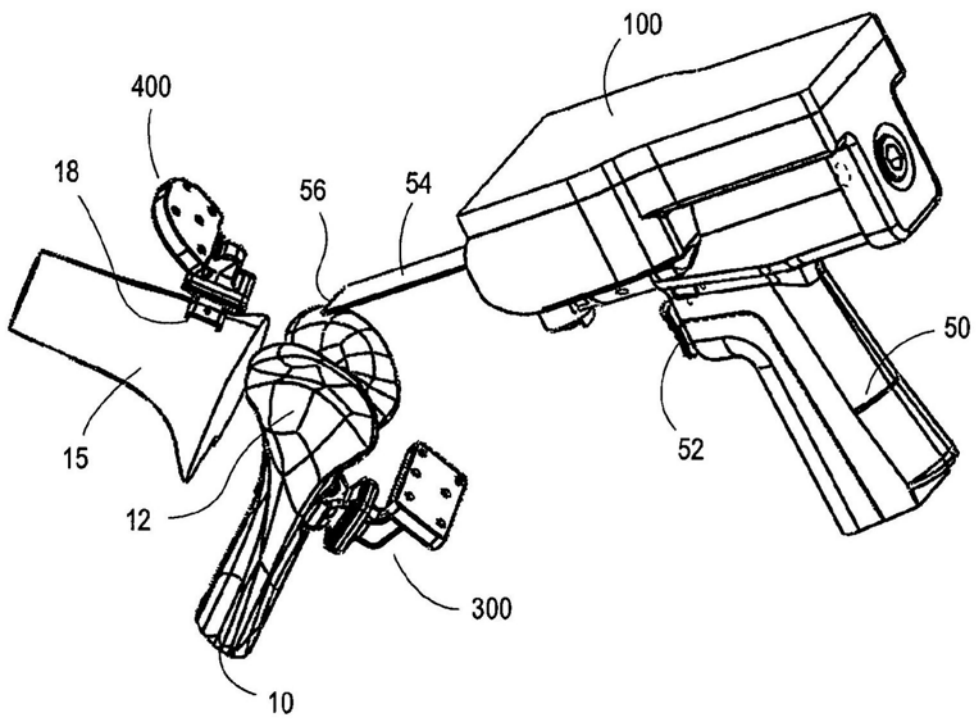


图29H



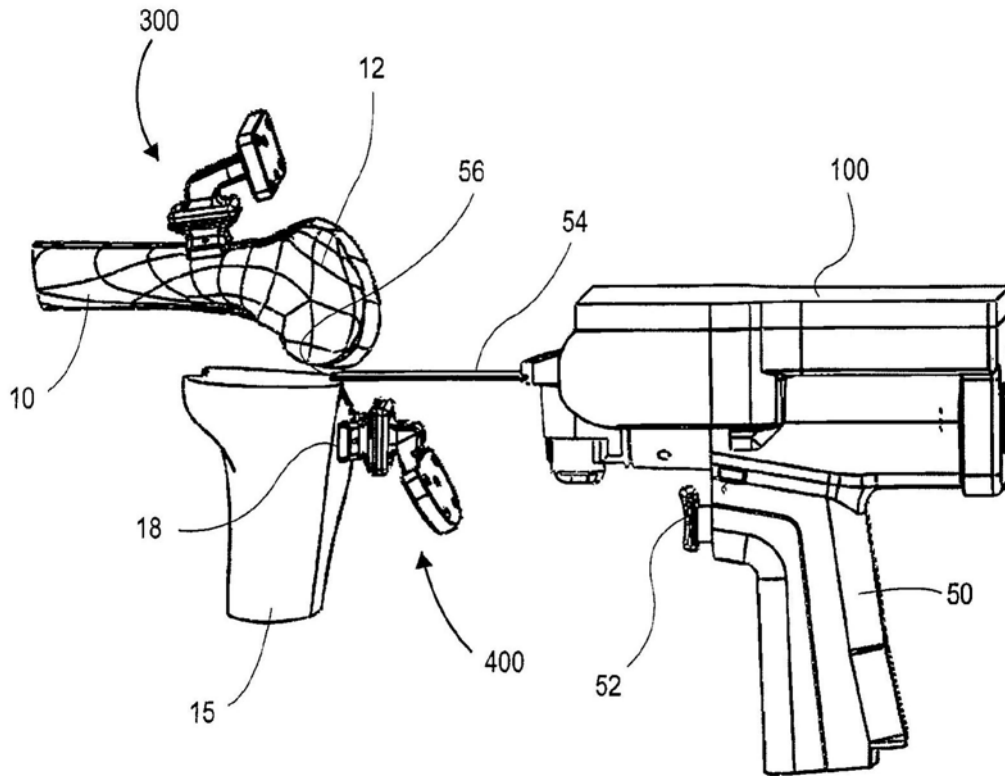


图29I

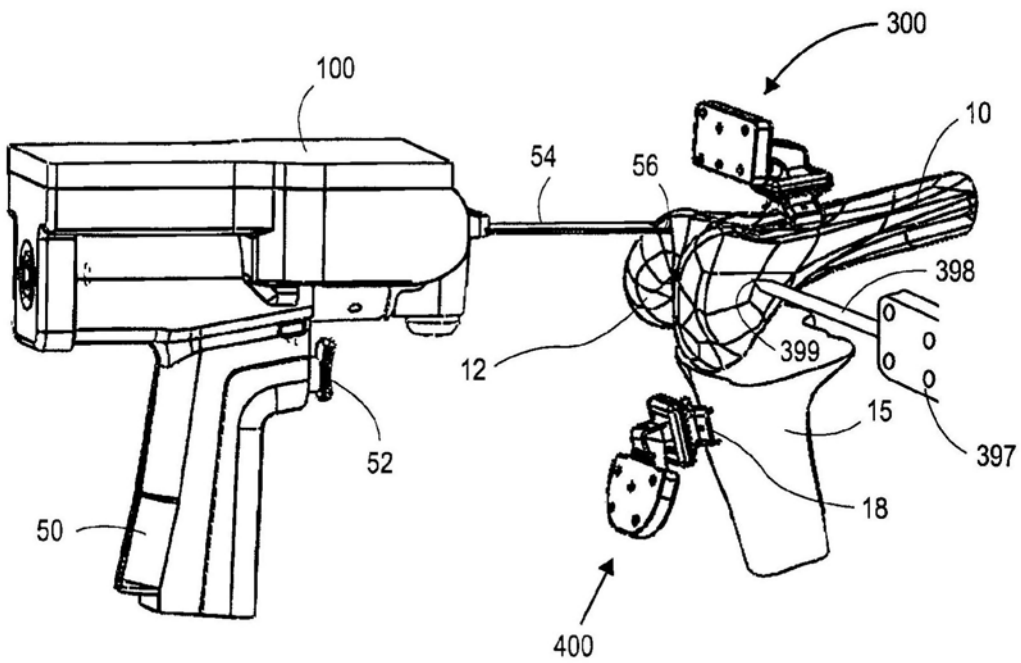


图30

3100

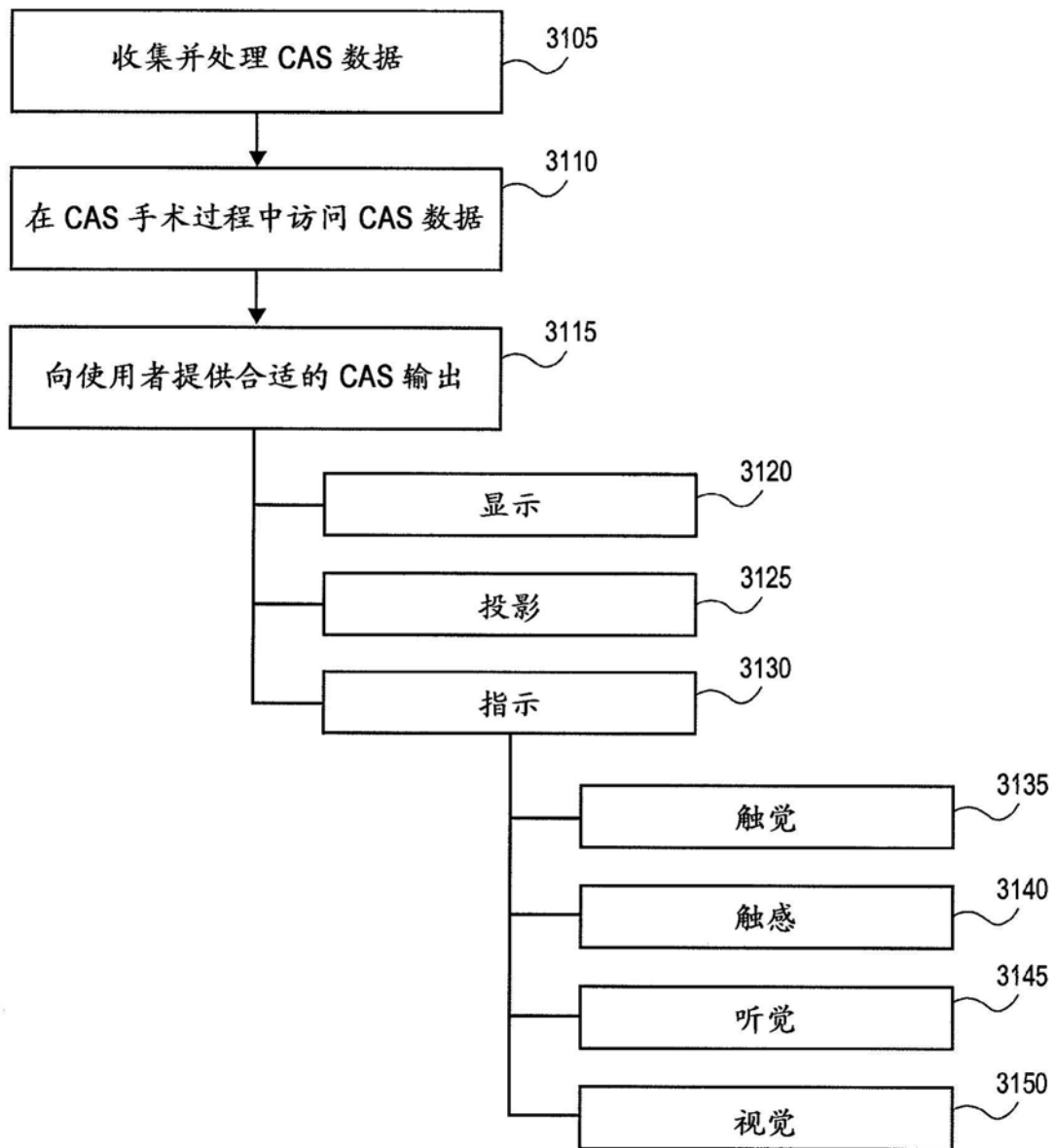


图31A

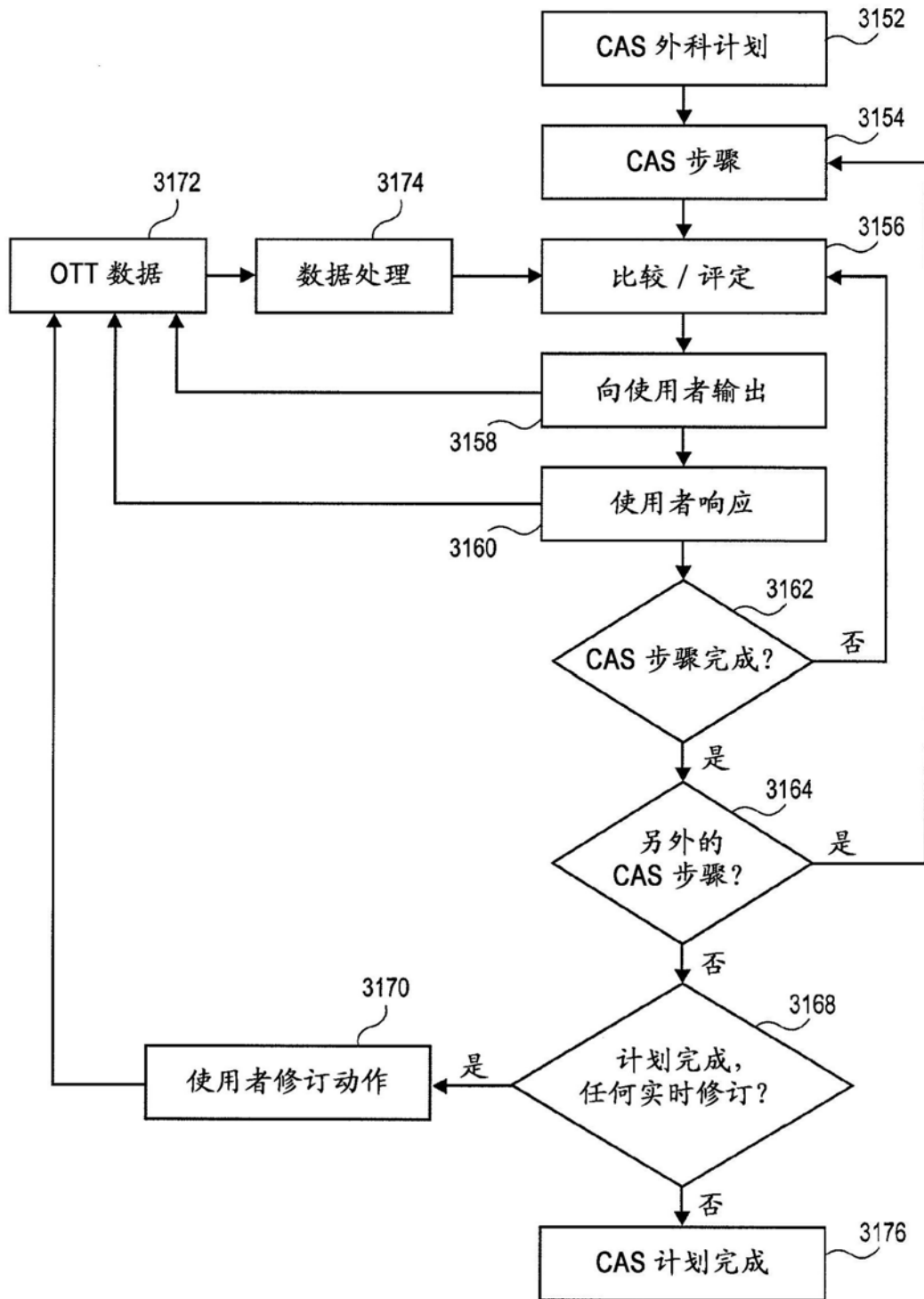


图31B

3200

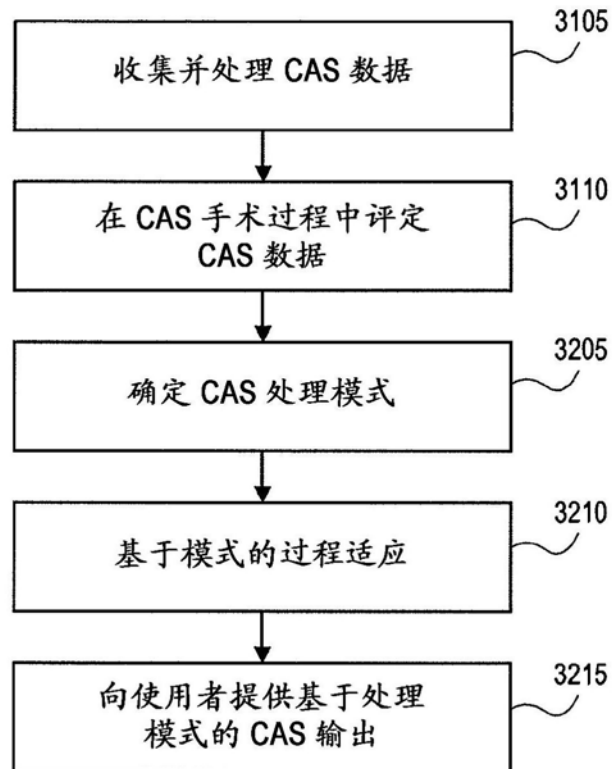


图32

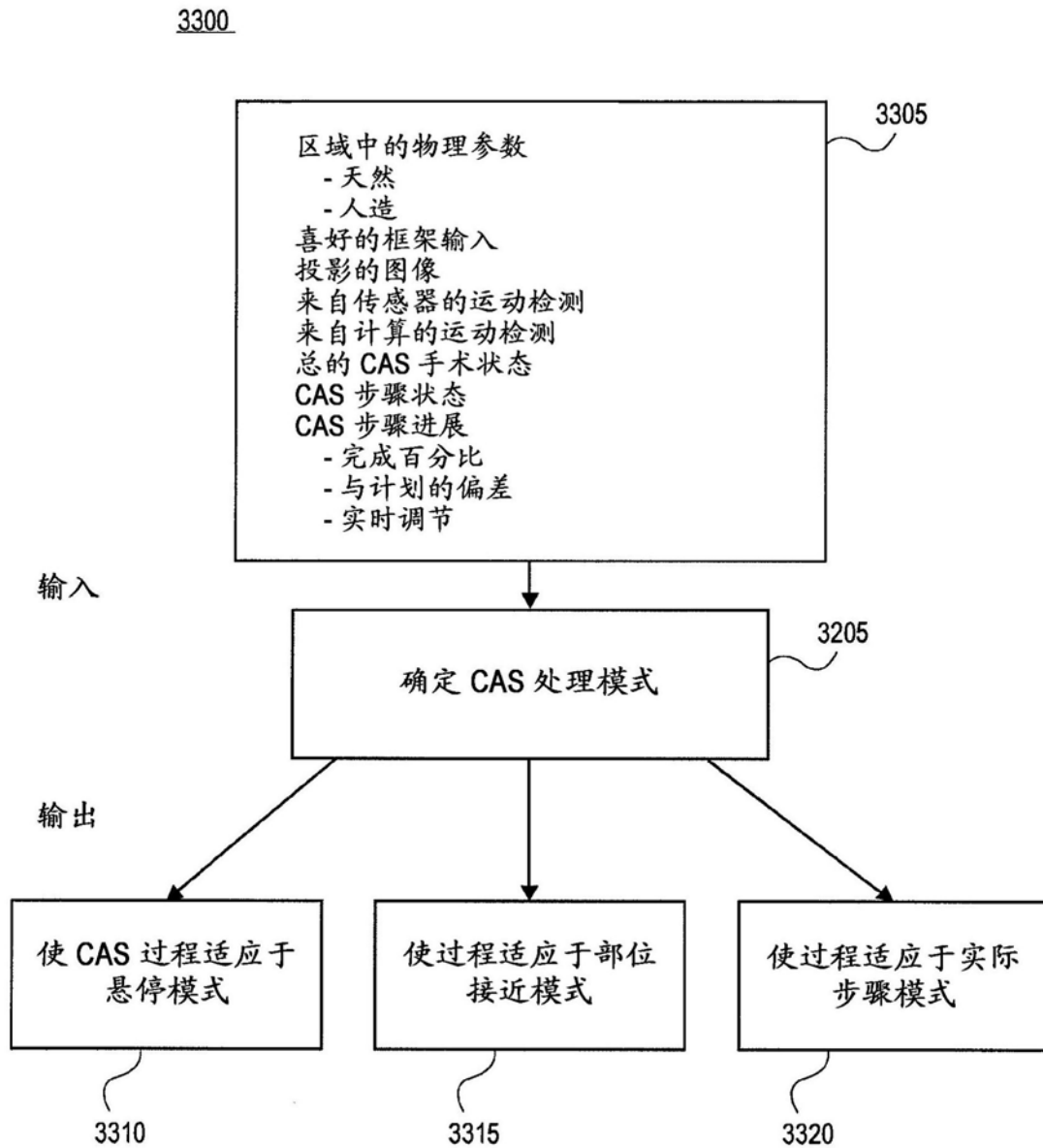


图33

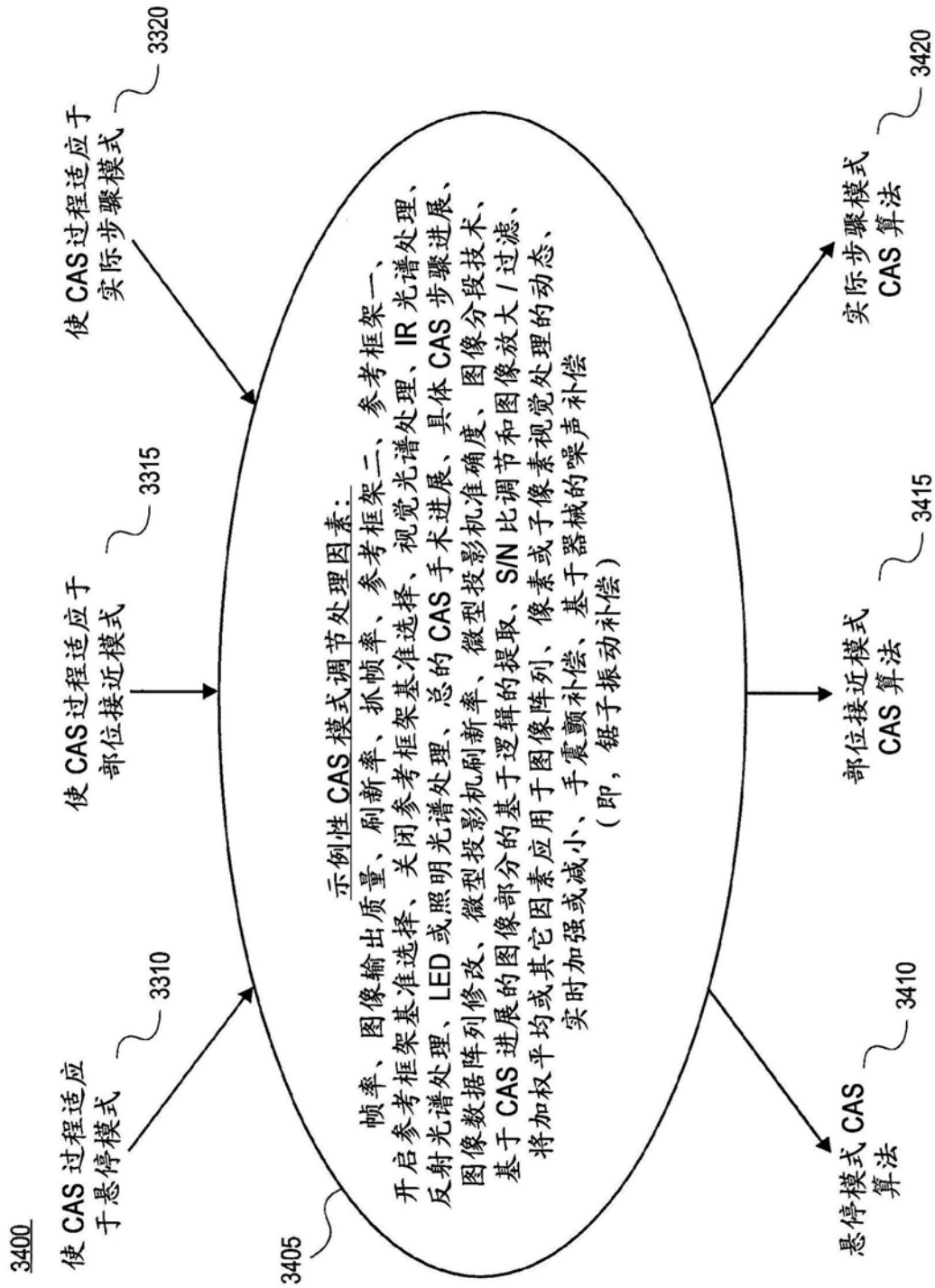


图34

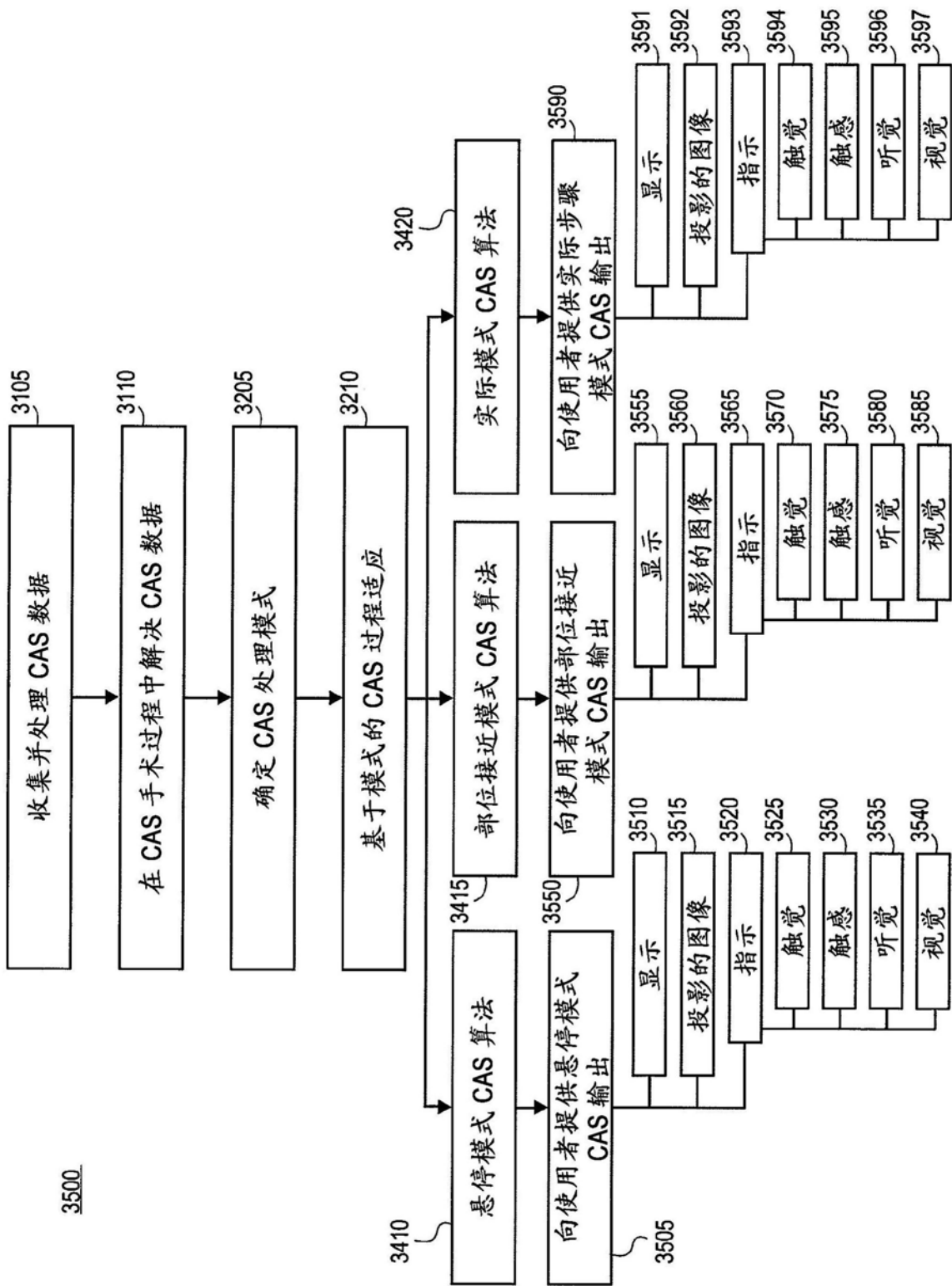


图35

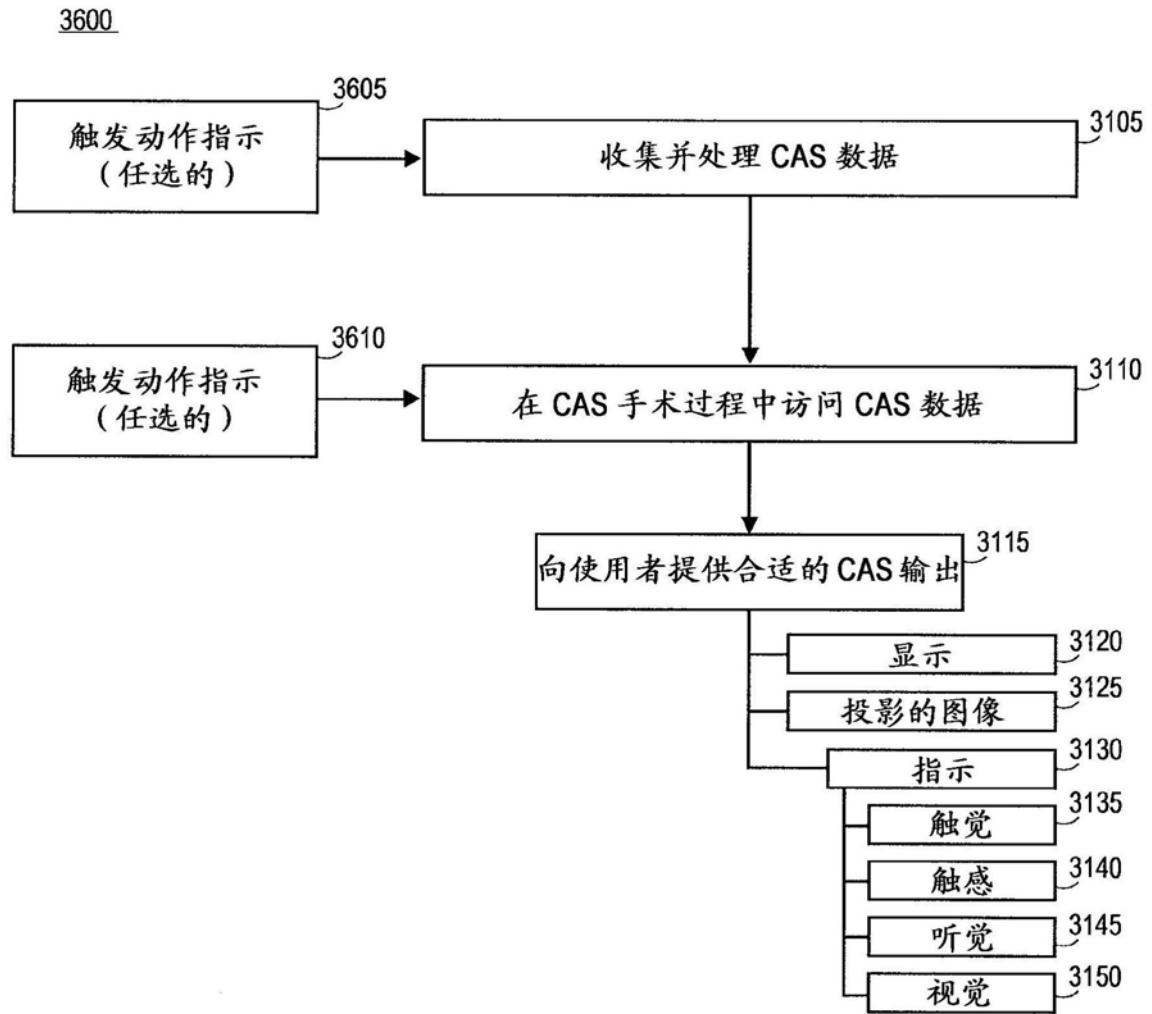


图36



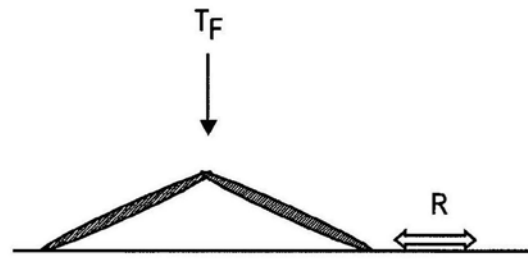


图 37A

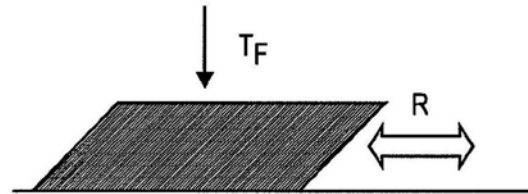


图 37B



图 37C

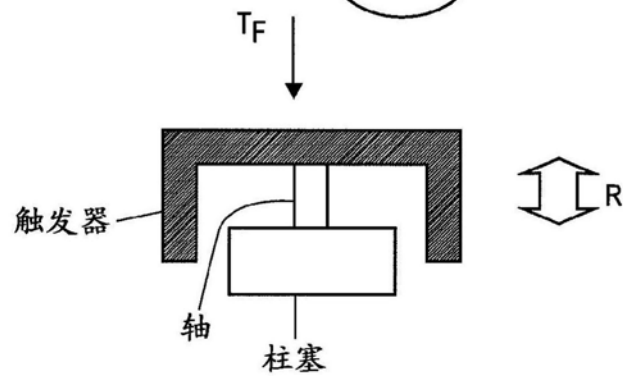


图 37D

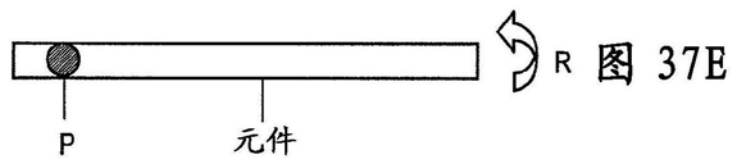


图 37E

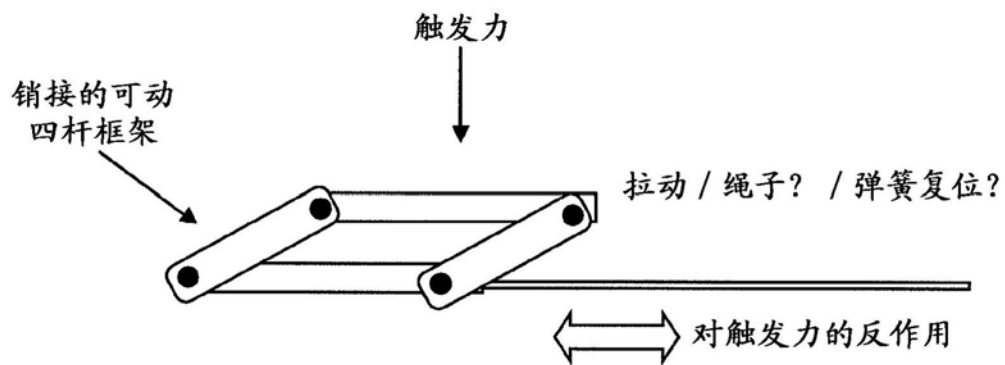


图38A



图38B

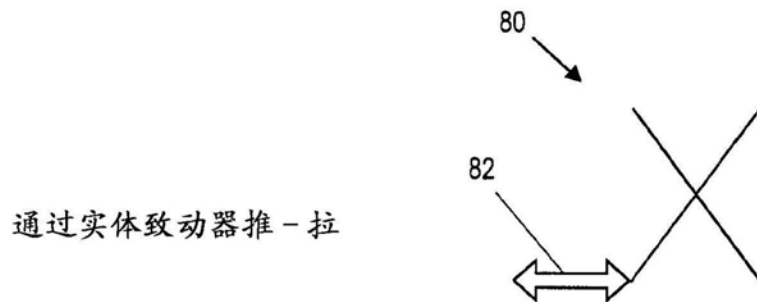


图39A

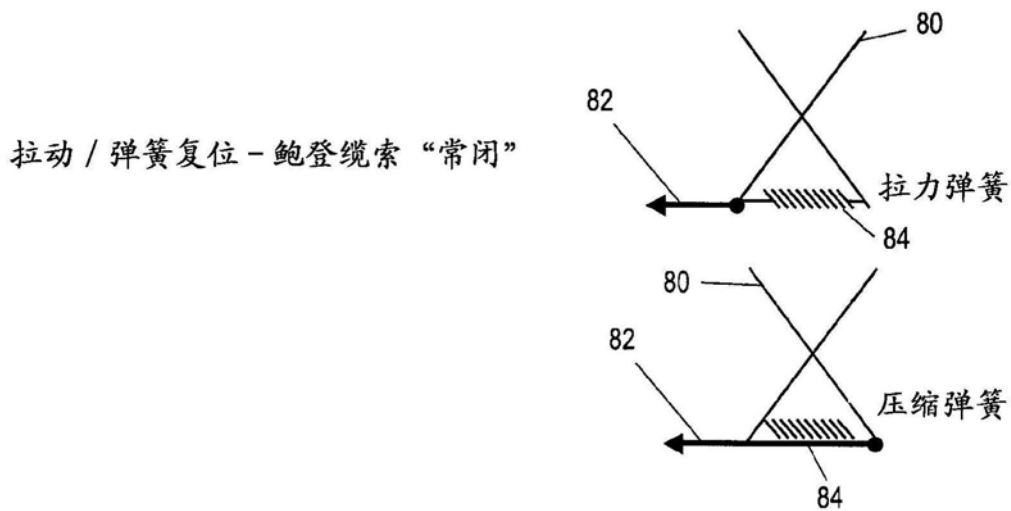


图39B

所示致动器的运动确定箭式臂的上端的高度，由此确定剪式机构的高程。该高度将挤压，并且将通过使用者将他或她的手指放置在工具触发器上来感觉。

图39C

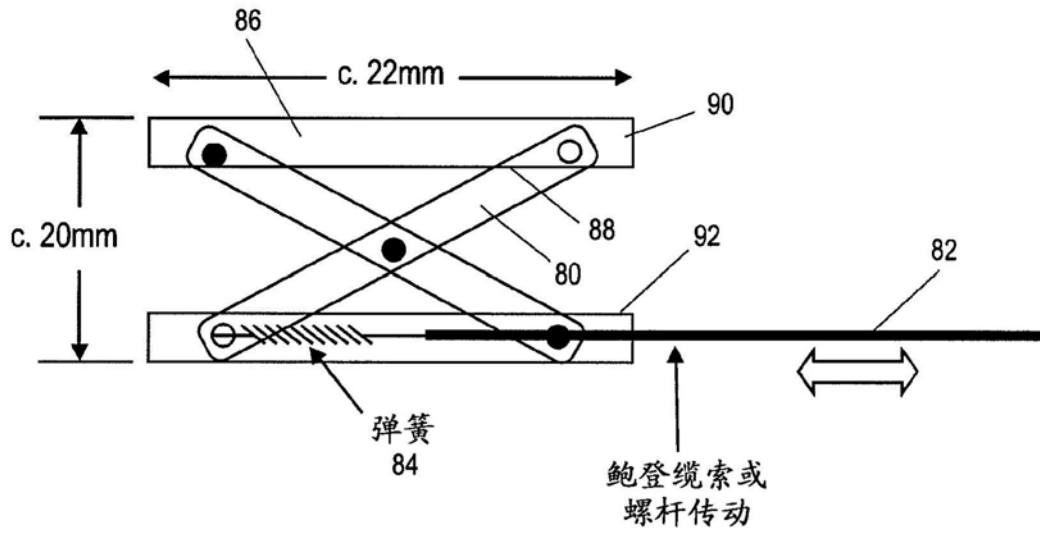


图40A

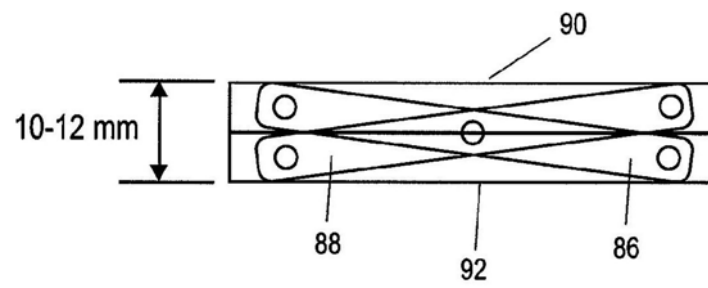


图40B

平台轨迹  
联接件 = 20 mm

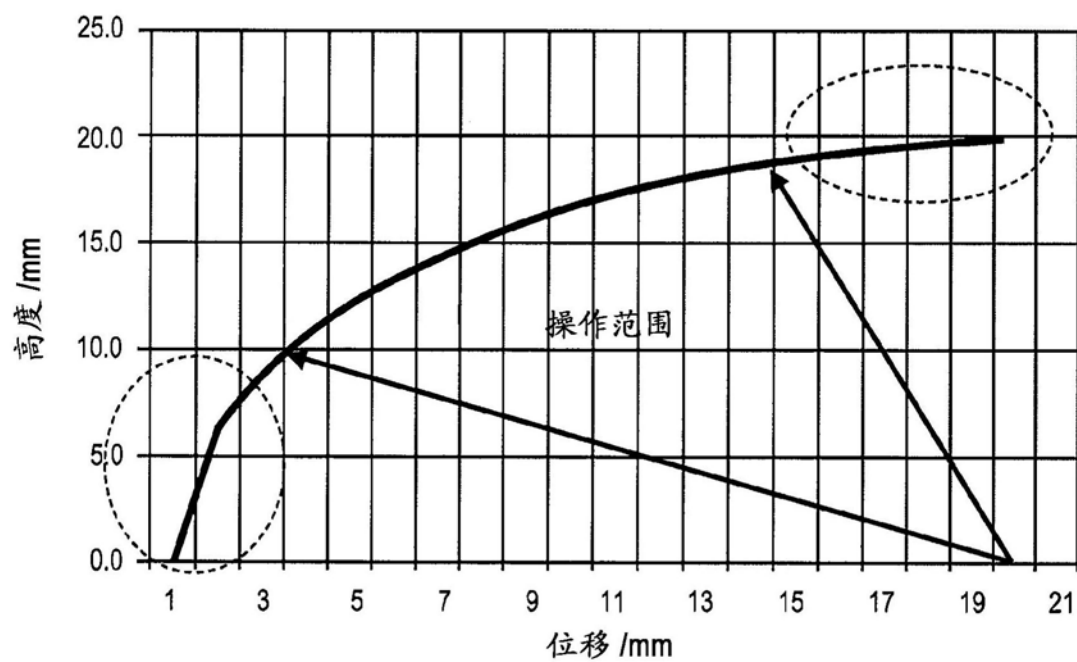


图40C

具有剪式角度的xy位移变化(毫米)

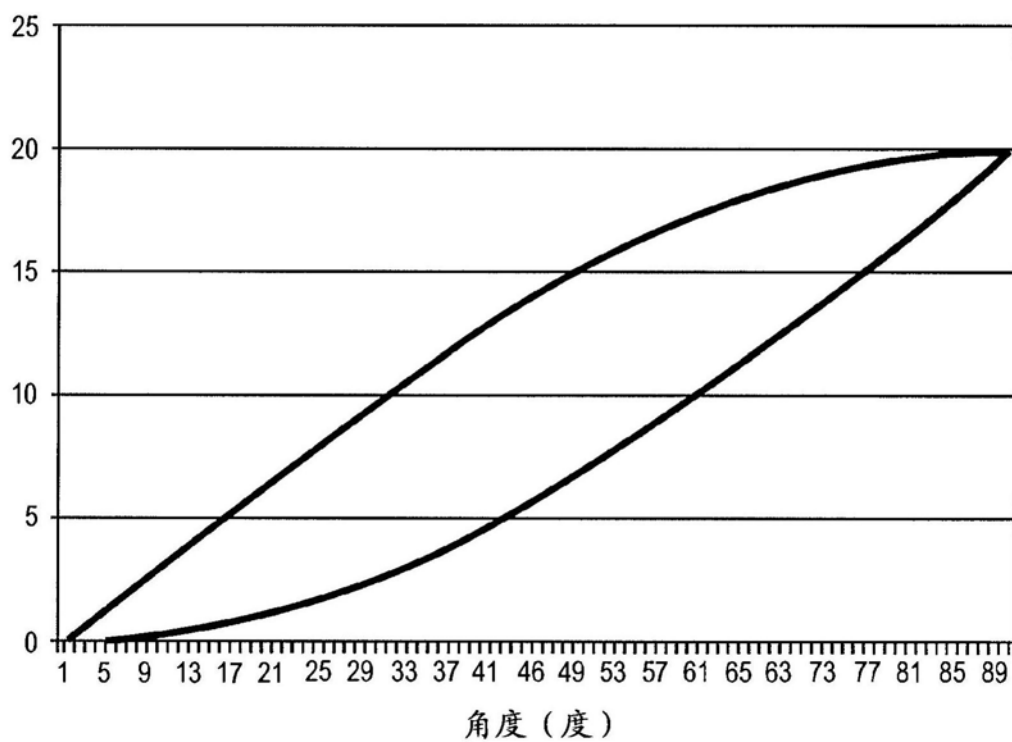


图40D

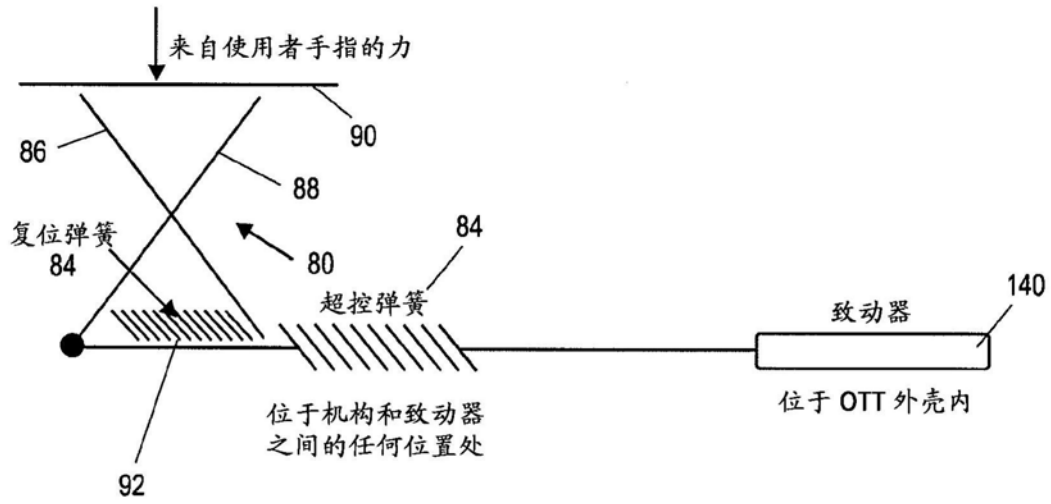


图41

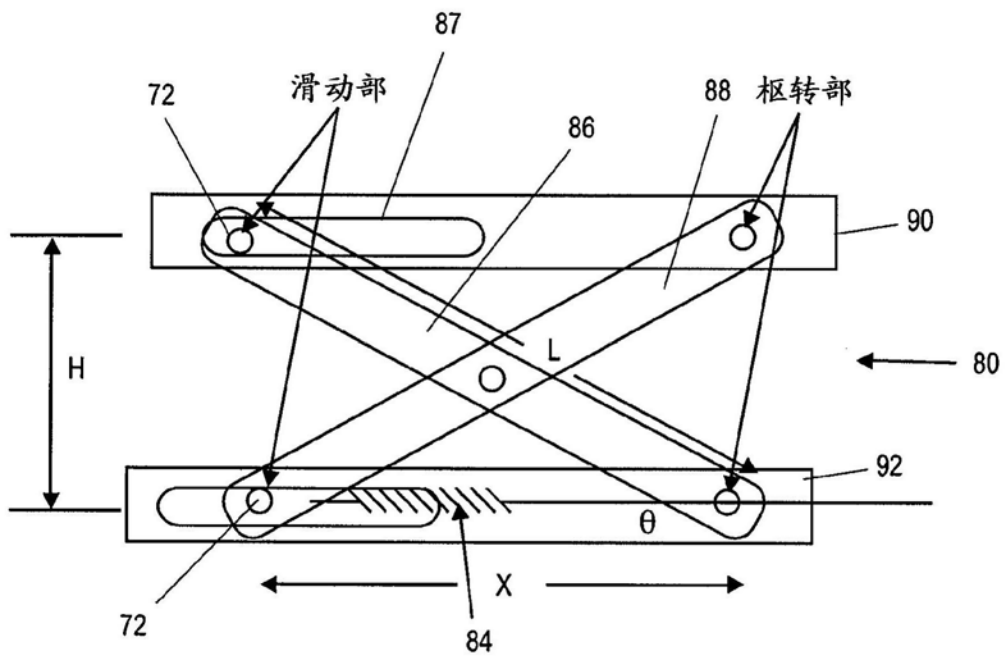


图42

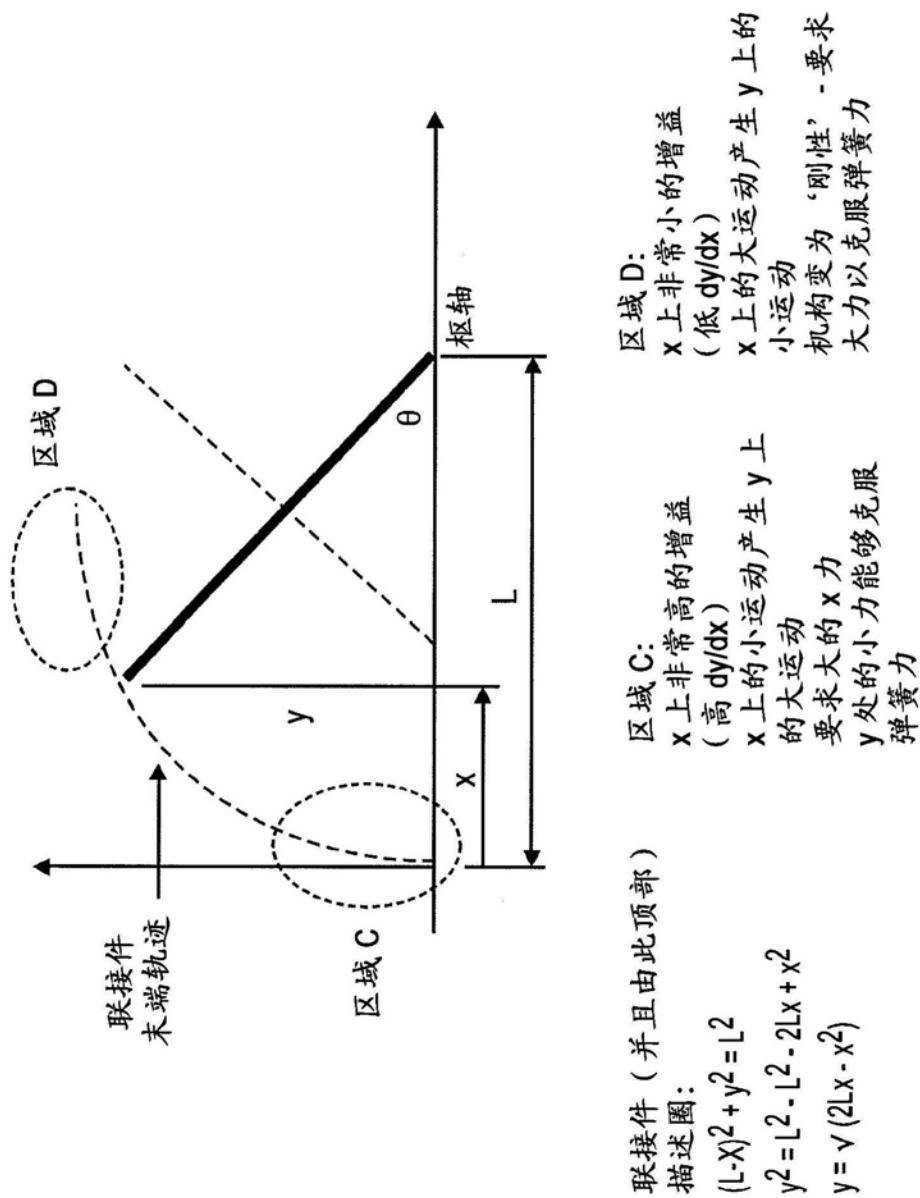
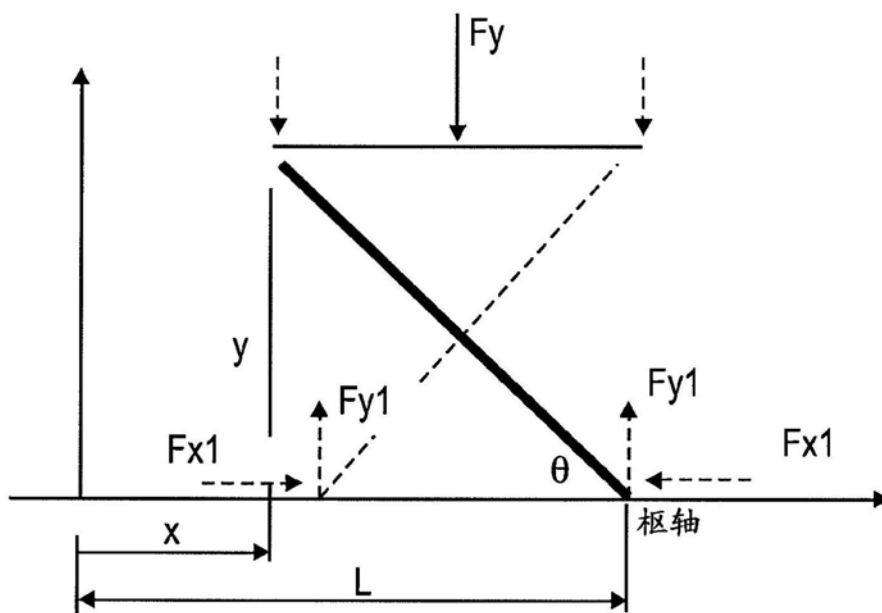


图43

机构状态



所有力能够在所有位置处确定

图44

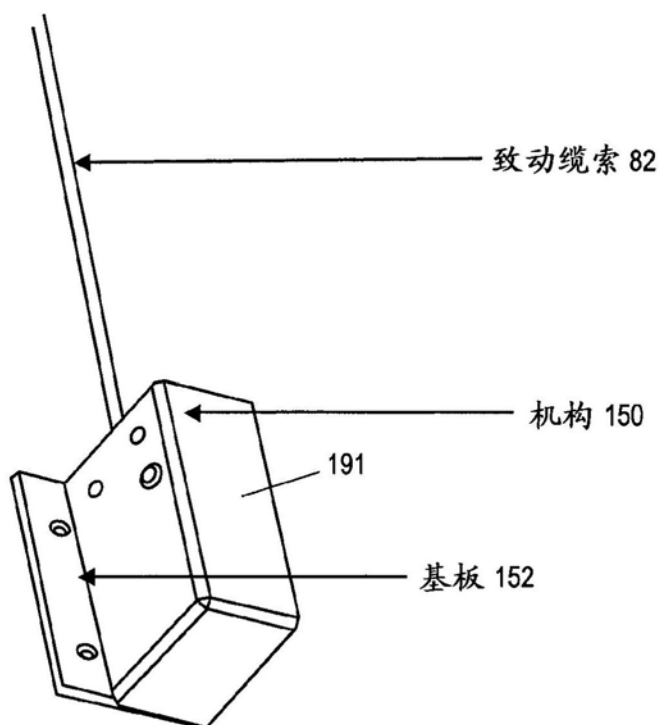


图45

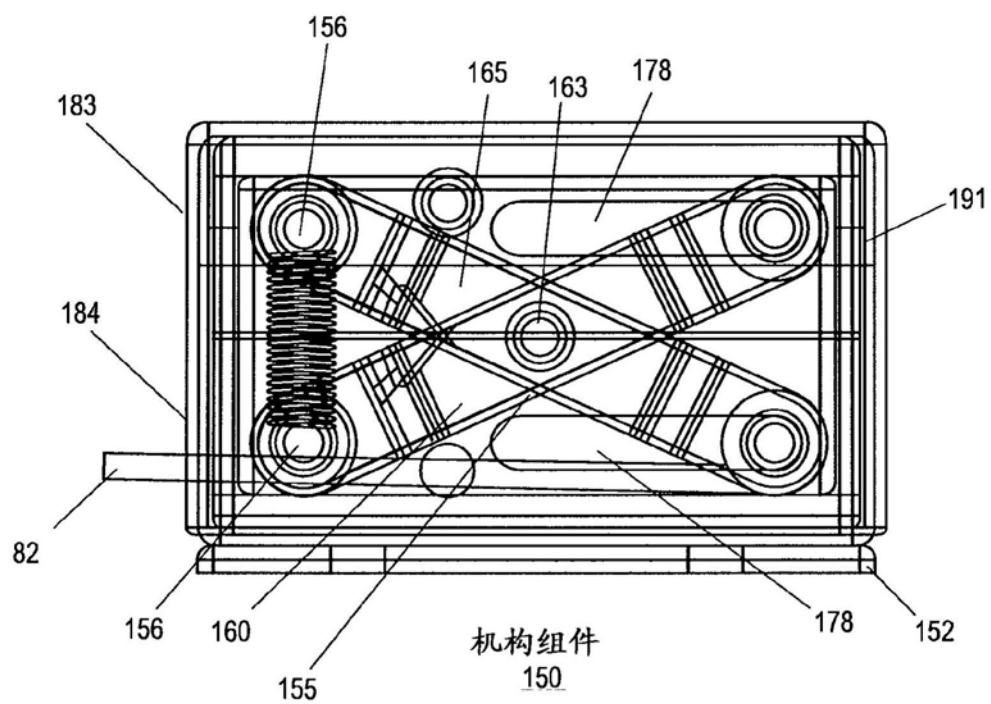


图46A

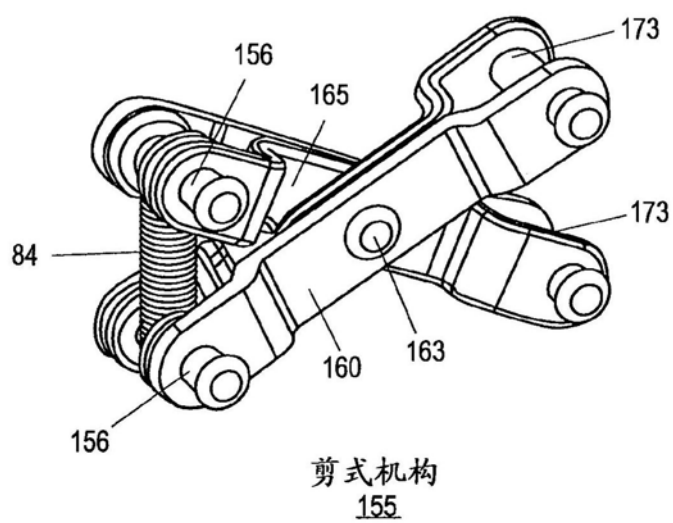


图46B



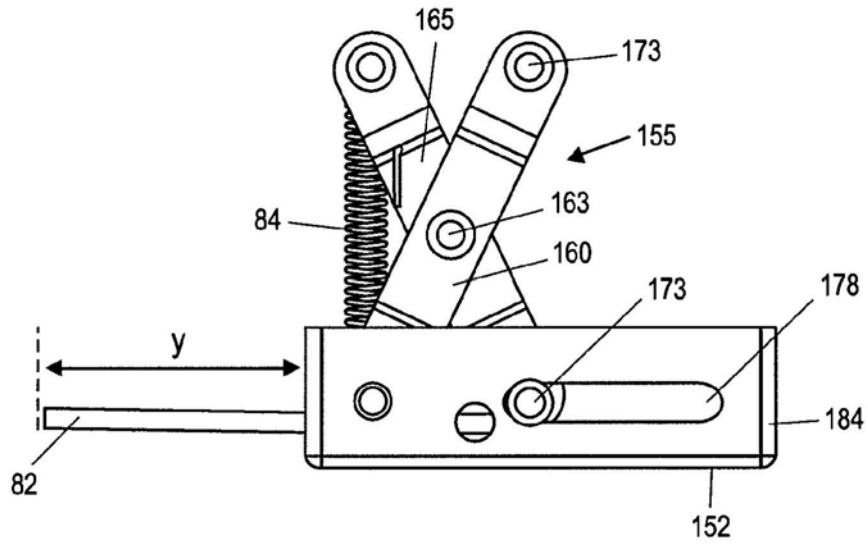


图46C

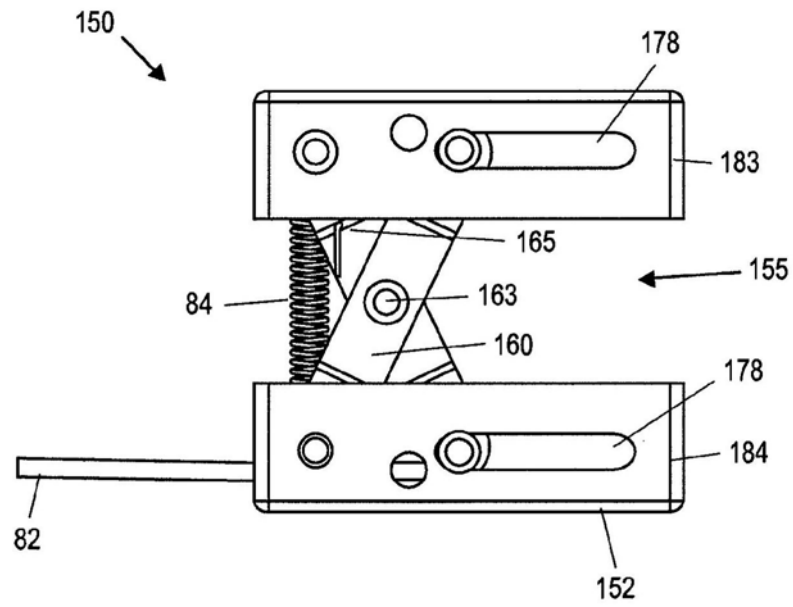


图46D

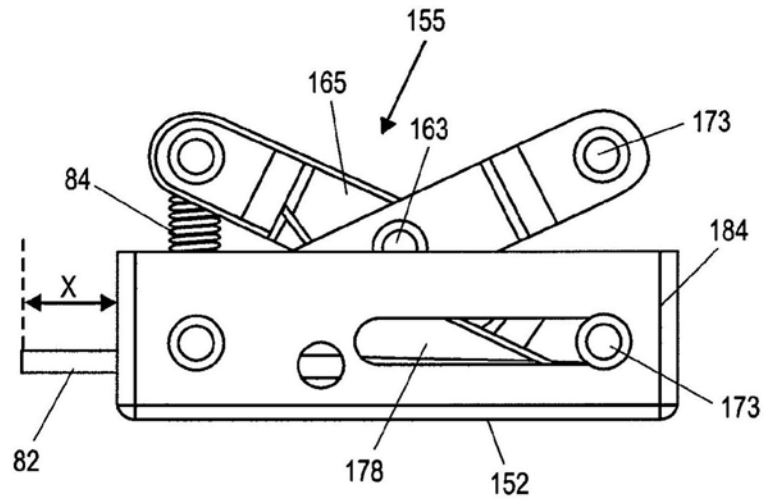


图46E

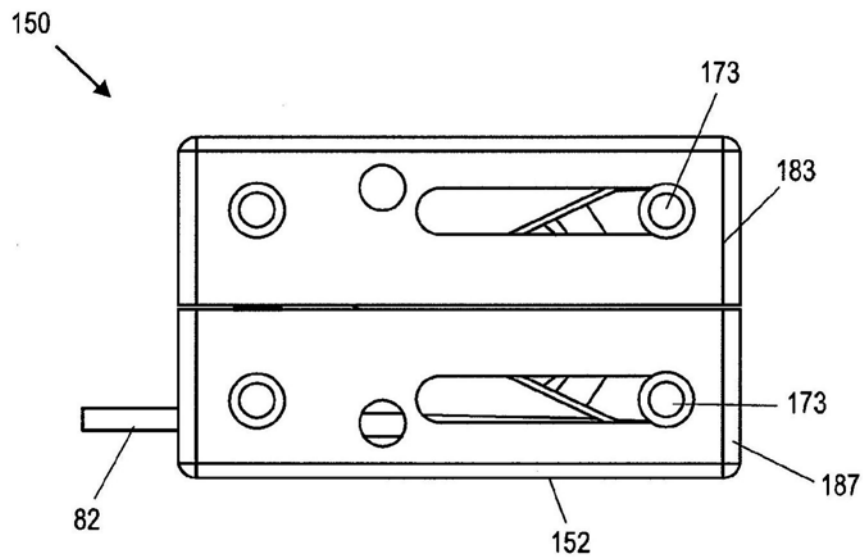


图46F

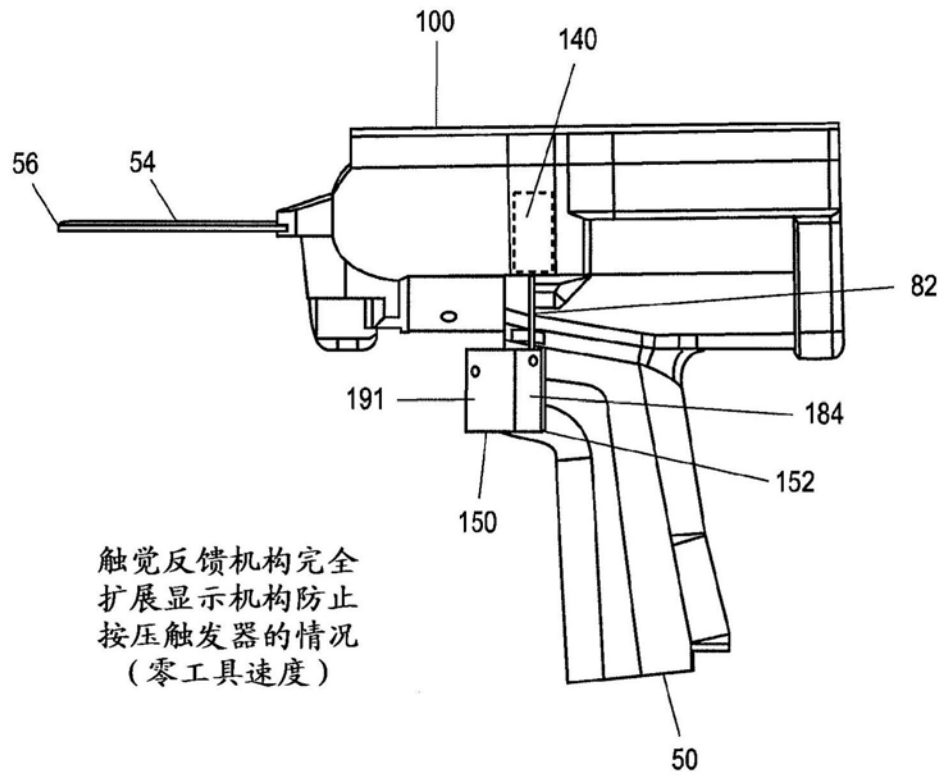


图47

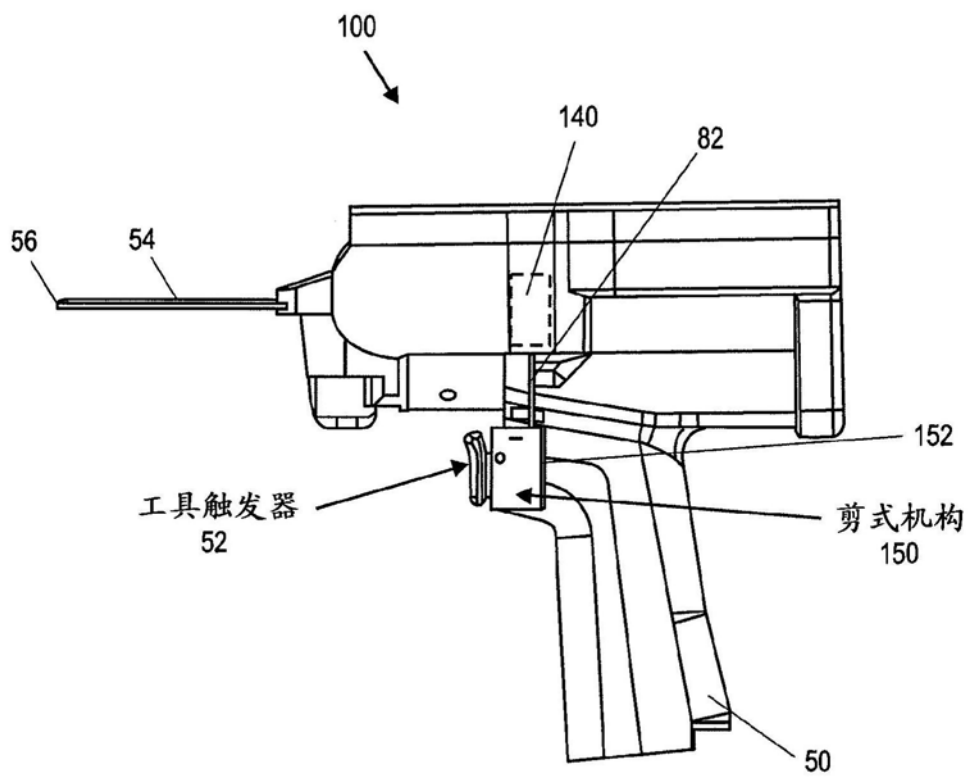


图48

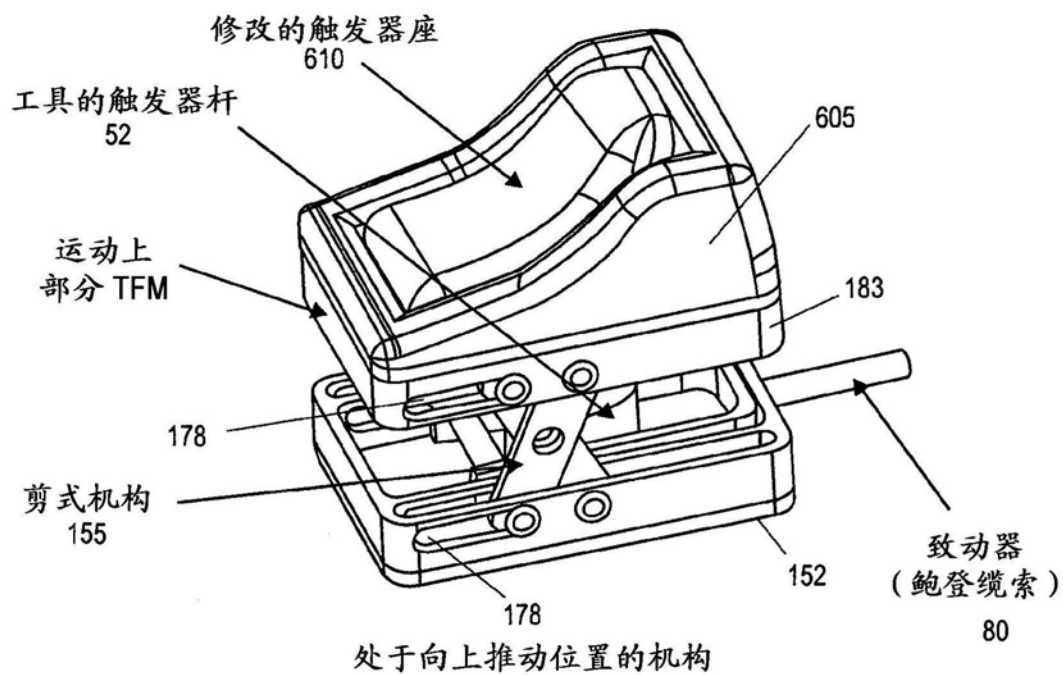


图49A

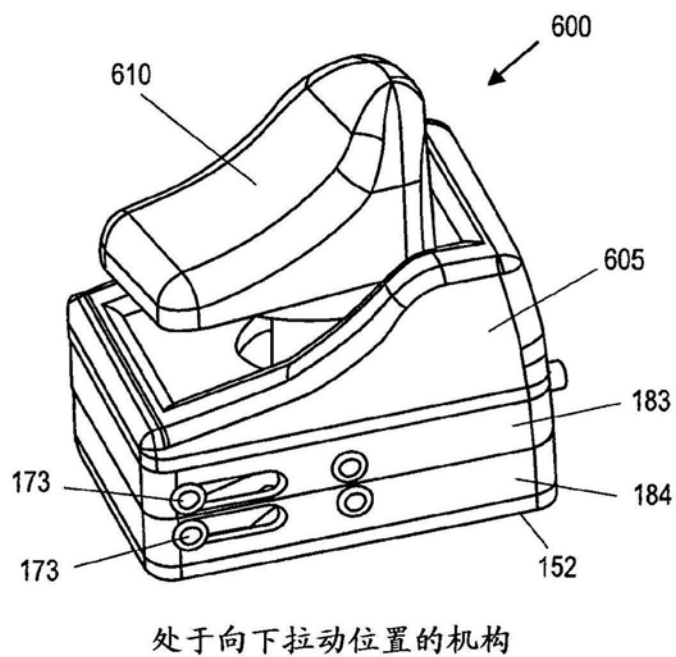


图49B

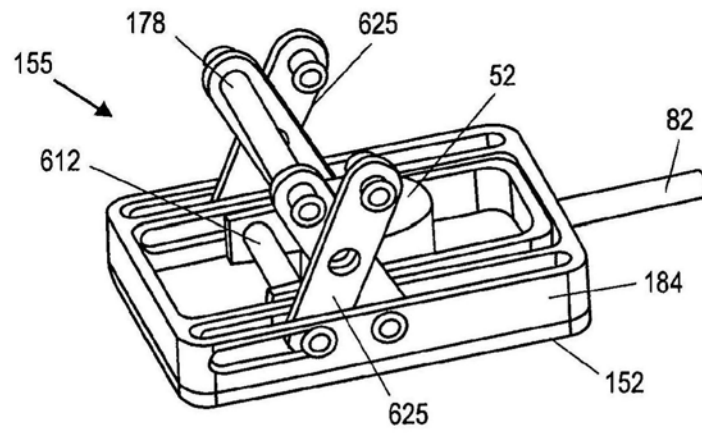
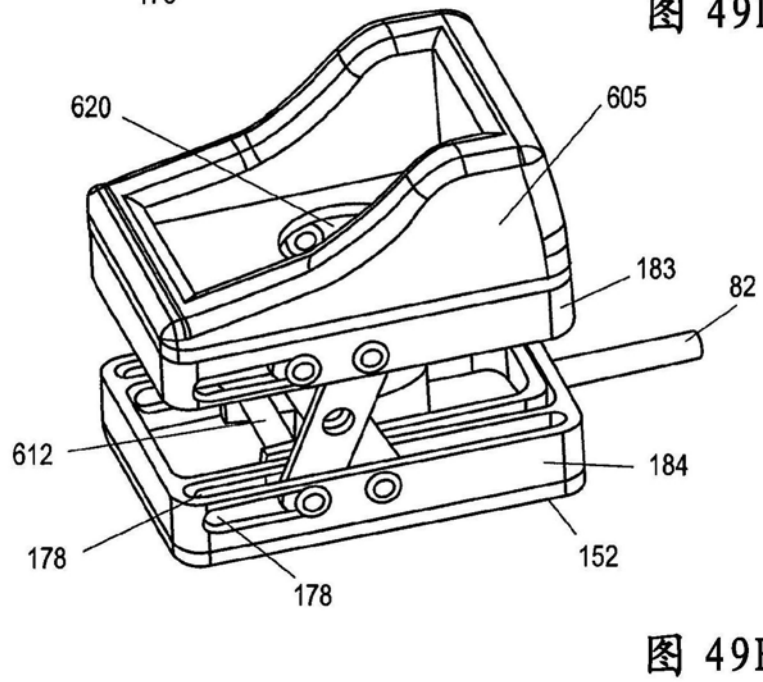
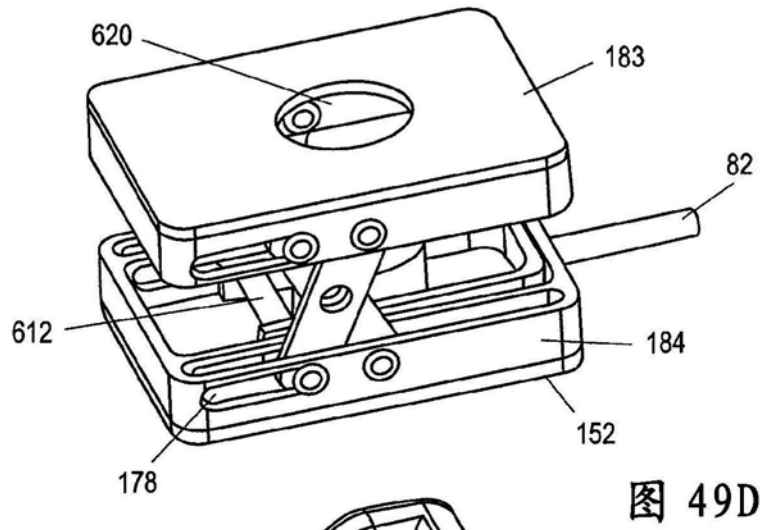
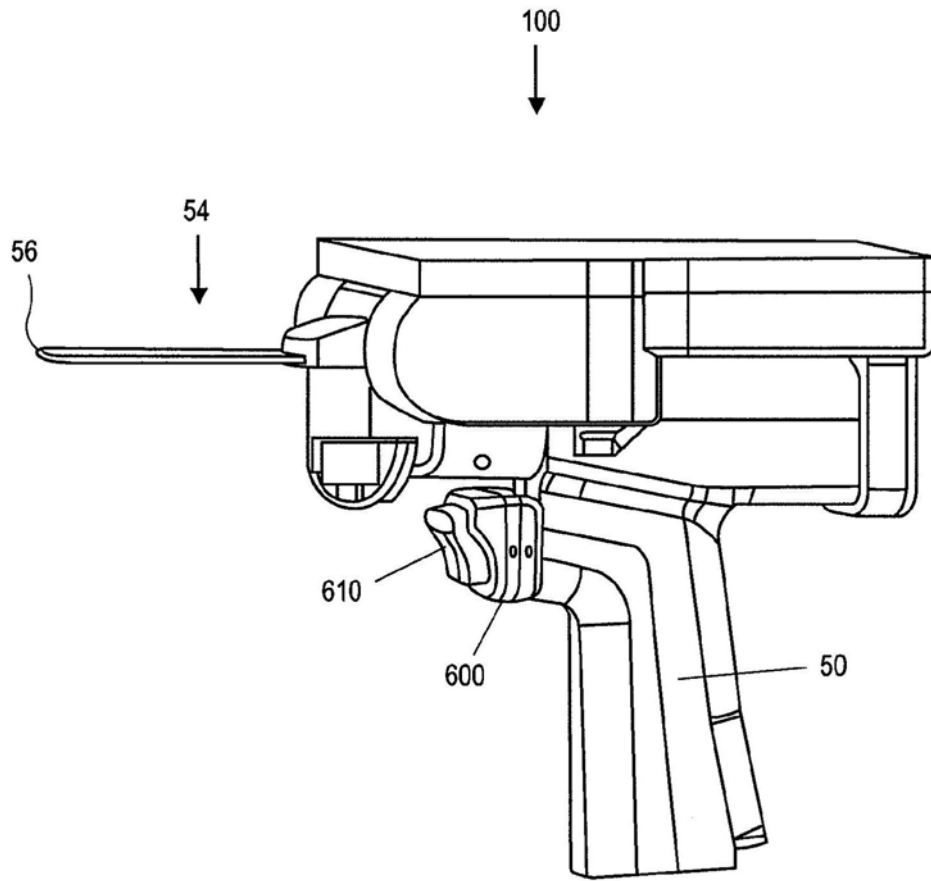


图49C





工具上的机构 - 替换工具触发器

图50

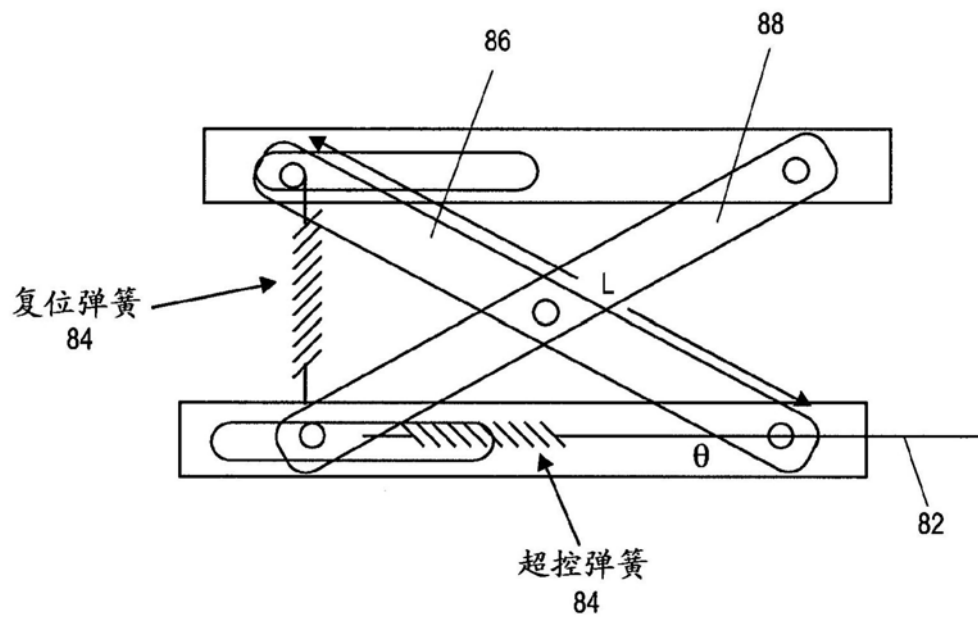


图51

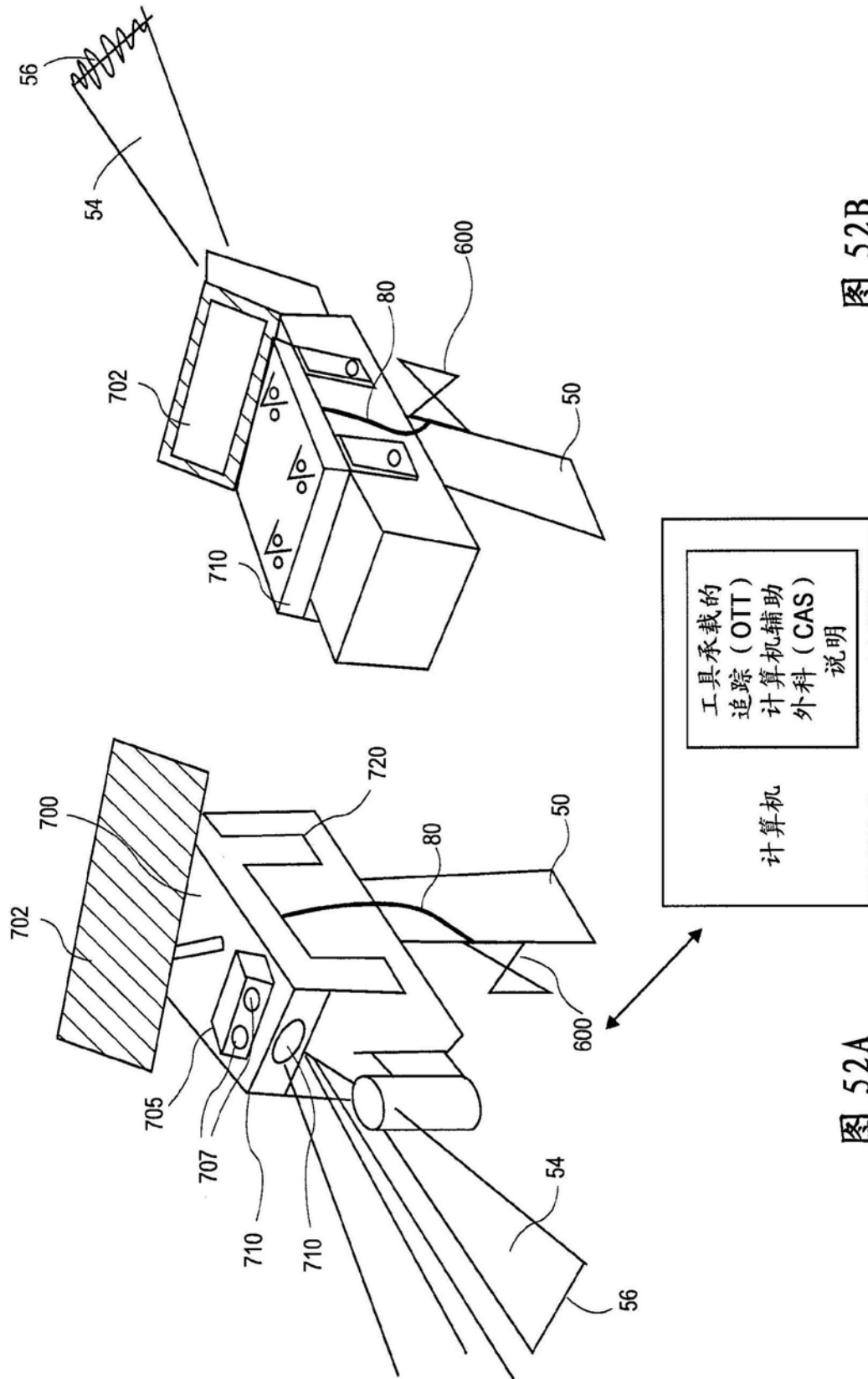


图 52A

图 52B