



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105431102 A

(43) 申请公布日 2016.03.23

(21) 申请号 201480033673.5

(22) 申请日 2014.06.11

(30) 优先权数据

13171546.8 2013.06.11 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/062150 2014.06.11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/198784 EN 2014.12.18

(71) 申请人 迷你麦克斯医疗

地址 法国拉特龙克

(72) 发明人 史蒂芬·拉瓦莱

马蒂亚斯·德·拉·福恩特·克莱恩

克劳斯·拉德马彻尔

安内格雷特·涅斯彻 迈科·马勒

格雷戈里·德兹 埃尔韦·科莱

(74) 专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 张颖玲 孟桂超

(51) Int. Cl.

A61B 34/10(2016.01)

A61B 17/15(2006.01)

A61B 17/17(2006.01)

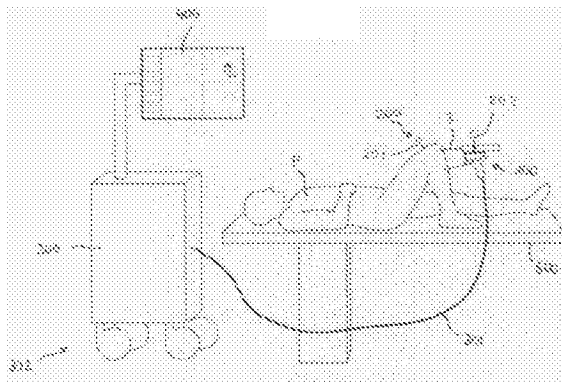
权利要求书2页 说明书21页 附图13页

(54) 发明名称

用于身体部分的计划量的处理的系统

(57) 摘要

本发明涉及一种手术系统,包括:(i)手持装置(100), (ii)追踪单元(200), (iii)控制单元(300), (iv)用户界面(400),所述手持装置(100)包括:底座(1);用于安装手术工具的或工具导轨的端部执行器(2);驱动单元(4),所述驱动单元(4)被连接至所述底座(1)和所述端部执行器(2);以及支撑单元(5),所述支撑单元(5)被设计成与所述待处理的部分或相邻的区域接触,以便在所述底座(1)或所述端部执行器(2)和所述待处理的部分之间提供局部机械联接,所述控制单元(300)被配置成:(a)实时地计算所述端部执行器的最优路径,(b)检测工具或端部执行器的所述计算的路径在不改变底座的姿态的情况下是否能够被实现,并且如果不能实现,则确定底座相对于待处理的部分的可能的重新定位,(c)配置所述驱动单元以便使所述端部执行器根据所述计算的路径移动,以及(d)重复步骤(a)到(c),直到计划量已经被处理为止。



1. 手术系统,包括:

(i) 手持装置 (100),所述手持装置 (100) 包括:

- 被设计成握持在用户的手中的底座 (1),
- 端部执行器 (2),所述端部执行器 (2) 用于安装手术工具或用于安装用于引导手术工具 (3) 的导轨 (20),所述手术工具被设计成处理患者的身体的部分 (P1) 的计划量,
- 驱动单元 (4),所述驱动单元 (4) 被连接至所述底座 (1) 和所述端部执行器 (2),以便使所述手术工具 (3) 或所述工具导轨 (20) 相对于所述底座 (1) 移动以便处理所述计划量,
- 支撑单元 (5),所述支撑单元 (5) 被连接至所述底座 (1) 或所述端部执行器 (2),所述支撑单元 (5) 包括被设计成与所述待处理的部分 (P1) 或患者的身体的与所述待处理的部分相邻的区域 (P2) 接触的至少一个元件 (50, 51, 52, 53, 54b, 54c, 55, 56, 57, 58),以便在所述底座 (1) 和所述待处理的部分 (P1) 之间或在所述端部执行器 (2) 和所述待处理的部分 (P1) 之间提供局部机械联接,

(ii) 追踪单元 (200),所述追踪单元 (200) 被配置成实时地确定所述工具 (3)、所述端部执行器 (2) 和所述底座 (1) 中的至少一个相对于所述待处理的部分的姿态,

(iii) 控制单元 (300),所述控制单元 (300) 被配置成:

(a) 基于所述测量的姿态来实时地计算所述工具或所述端部执行器 (2) 相对于所述底座 (1) 的最优路径,

(b) 检测所述工具 (3) 或所述端部执行器 (2) 的所述计算的路径在不改变所述底座 (1) 的姿态的情况下是否能够被实现,并且如果不能实现,则确定所述底座 (1) 相对于所述待处理的部分 (P1) 的可能的重新定位,

(c) 将所述驱动单元 (4) 配置成使所述端部执行器 (2) 根据所述计算的路径移动,以及

(d) 重复步骤 (a) 到 (c),直到所述计划量已经被处理为止,

(iv) 用户界面 (400),所述用户界面 (400) 被配置成将反馈信息指示给用户。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,工具导轨 (20) 被安装在所述端部执行器 (2) 上,并且所述支撑单元 (5) 包括所述工具导轨 (20)。

3. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的系统,其中,所述支撑单元包括用于检测由用户施加到所述局部机械联接上的力的至少一个传感器,并且其中,所述控制单元被配置成检查所述力是否大于阈值,使得所述支撑单元具有最小的阻尼参数。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统,其中,所述支撑单元包括至少一个阻尼元件,使得在所述底座 (1) 或所述端部执行器 (2) 和所述待处理的部分 (P1) 之间产生的所述局部机械联接能够吸收由被处理的部分 (P1) 施加到所述工具 (3) 上的反作用力。

5. 根据权利要求 4 所述的系统,其中,所述至少一个阻尼元件的阻尼特性是可调整的。

6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的系统,其中,所述支撑单元包括具有至少一个刚性自由度或阻尼自由度的至少一个针。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的系统,其中,所述支撑单元包括至少一个垫,所述至少一个垫具有设计成粘附到与所述待处理的部分相邻的患者软组织上的表面。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的系统,其中,所述支撑单元 (5) 包括第一部分 (54a) 和第二部分 (53, 54b, 54c, 55, 56, 57, 58),所述第一部分 (54a) 被连接至所述底座 (1) 或所述端部执行器 (2),所述第二部分 (53, 54b, 54c, 55, 56, 57, 58) 意在与所述待处理的部

分 (P1) 或患者的与所述待处理的部分相邻的部分 (P2) 配合和 / 或被固定至所述待处理的部分 (P1) 或患者的与所述待处理的部分相邻的部分 (P2)。

9. 根据权利要求 8 所述的系统, 其中, 所述支撑单元的所述第一部分和所述第二部分之间的连接包括钩环紧固件或磁性紧固件。

10. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的系统, 其中, 所述支撑单元 (5) 包括能够由用户的另一只手握持的手柄。

11. 根据权利要求 1 至 10 中任一项所述的系统, 其中, 所述支撑单元 (5) 相对于所述底座 (1) 铰接。

12. 根据权利要求 1 至 11 中任一项所述的系统, 其中, 所述手术工具 (3) 相对于所述端部执行器 (2) 铰接。

13. 根据权利要求 1 至 12 中任一项所述的系统, 其中, 所述控制单元 (300) 被配置成: 如果所述控制单元 (300) 检测到所述工具的当前姿态位于所述计划量的外部, 则使所述驱动单元 (4) 和 / 或所述工具 (3) 停止。

14. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的系统, 其中, 所述支撑单元包括保持臂, 所述保持臂被连接至所述手持装置的底座并且适于被连接至诸如手术台的机械支撑件。

15. 根据权利要求 1 至 14 中任一项所述的系统, 其中, 所述系统包括计划系统, 所述计划系统被配置成确定待由所述工具处理的量并且在适当情况下确定所述工具的至少一个处理参数。

16. 根据权利要求 1 至 15 中任一项所述的系统, 其中, 所述末端执行器 (3) 或所述支撑单元 (5) 中包含钻具导轨或锯条导轨, 并且所述工具为意在在所述导轨的轴线或平面内移动的钻具或锯条。

17. 根据权利要求 1 至 16 中任一项所述的系统, 其中, 所述手术工具 (3) 包括锯条、钻具、研磨器、刮刀或骨钻。

18. 根据权利要求 1 至 17 中任一项所述的系统, 其中, 所述追踪单元包括至少一个发射器和至少一个传感器, 所述至少一个发射器被安装在所述底座 (1) 或所述端部执行器 (2) 上并且所述至少一个传感器适于被安装在所述待处理的部分 (P1) 上。

19. 根据权利要求 1 至 18 中任一项所述的系统, 其中, 由所述用户界面提供的反馈信息包括所述计算的路径在不改变所述底座 (1) 和 / 或所述支撑单元 (5) 相对于所述待处理的部分 (P1) 的姿态的情况下是否能够实现的指示, 并且如果不能实现的话, 则包括由所述控制单元 (300) 确定的所述底座 (1) 和 / 或所述支撑单元 (5) 的可能的重新定位的指示。

20. 根据权利要求 1 至 19 中任一项所述的系统, 还包括从弹簧滑轮 (511) 延伸的线缆, 所述线缆支撑所述手持装置 (100) 的底座 (1)。

用于身体部分的计划量的处理的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于患者的身体部分的计划量的处理的系统。

背景技术

[0002] 自 1980 年代后期以来已经在外科手术中使用机器人装置,这种机器人装置开始于编程为将工具导轨定位在靠近头部的特定位置处的串行运动结构工业机器人 [Kwoh 1988] [Lavall é e 1989]。在 1990 年代期间,具有机器人医生系统 (ISS, USA) 和 CASPAR (U. R. S., Germany) 的机器人被引入到整形外科手术中,以用于髌部和膝关节手术 [Bargar 1998, Prymka 2006]。然而,这些自主式系统不仅没有呈现比常规技术更加持久的优势,而且这些自主式系统还呈现较长的操作时间和增多的失血 [Bach 2002]。这些系统的缺点中的一个骨骼到机器人的刚性固定和远离外科医生采取控制的完全自主的过程。因为组织的形状可在切割或推挤时或由于患者的呼吸而改变,所以自主式机器人不是很适合软组织手术。

[0003] 还已经引入经由控制台和远程视觉反馈来控制的主从式控制机器人 [Maeso 2010]。微创腹腔镜腹部手术中使用了达芬奇系统 (da Vinci system),其中,外科医生控制多达四个机械臂,并且外科医生的手的运动能够被滤除抖动并按比例改变以能够进行精密仪器微小运动。

[0004] 与外科医生使用远程控制台从远处控制机器人的达芬奇方法相比,已经引入了机器人以用于协同工作。这些系统将工具导轨定位并且外科医生自身引导仪器 [Liebermann 2006, Plaskos 2005],或外科医生引导触觉控制机器人并且机器人防止进入禁止区域。

[0005] 使用“有效约束”或“虚拟夹具”的触觉控制机器人的概念首先通过体操机器人系统 (Acrobot system) [Davies 2007, Yen 2010] 来实施并且随后通过 MAKO 外科手术公司 RIO 系统来实施,以用于单膝关节置换术 (UKA) 和全髌关节置换术 (THA) [US 2006/0142657A1 (Quaid 等人), Lonner 2010, Dorr 2011]。体操机器人系统的随机前瞻性研究呈现了:通过 UKA 中的机器人骨骼制备,胫股对准在计划位置的 2° 的范围以内,而在对照组中仅 40% 在 2° 以下 [Cobb 2006]。

[0006] 类似的但不使用巨型机器人系统的方法是使用“智能”高速骨钻 (burr),“智能”高速骨钻能够在预极化区域中程序化地启用并禁用。鉴于导航控制 (Navigated Control) 概念控制骨钻的转速 [Strauss 2005],精密手持切削工具 (Precision Freehand Sculptor) 包括缩回到保护装置的后方的骨钻 [Brisson 2004, WO 2011/133927A2 (Nikou 等人)]。

[0007] US 2005/0171553 (Schwarz 等人) 公开了一种用于处理身体部分的手持装置,所述手持装置包括底座、工具和驱动单元,工具能够相对于底座移动,驱动单元用于使工具在预定工作空间内移动到待处理的部分上的预定位置。该装置通过检测工具的位置和待处理的部分的位置、通过将所述位置与靶位置比较并且通过相应地调整驱动单元来考虑底座和待处理的部分的运动。US 2012/0143084 (Shoham) 公开了一种用于处理身体部分的手持装置,所述手持装置包括手柄、工具和机器人,工具能够相对于手柄移动,机器人用于使工具

在预定工作空间内移动到待处理的部分上的预定位置。该装置能够检测工具相对于静止区域的位置,并且如果使用者以将工具带到所述禁止区域的量使手柄移动,则该装置能够改变机器人的姿态。这些手动引导工具的缺点是:研磨路径本身需要由外科医生控制,这可导致不起作用的骨骼切除、不精确的研磨表面和不期望的热辐射。另外,需要大量时间以获得合理的总精确度。局部研磨表面总是隆起的或不规则的,并且为了补偿这种隆起部,研磨表面和植入物之间通常需要胶合剂,而不是通常优选的非胶合植入物。即使具有胶合剂,这种过程的最终结果也会降低总精确度。

[0008] 对于不允许颤动的应用(例如,视网膜手术)而言,已经引入了不颤抖的手持操纵器[Mitchell 2007,Uneri 2010]以及手持主动稳定微型装置[Becker 2011,MacLachlan 2012]。

[0009] US 2011/0208196(Radermacher 等人)公开了一种用于产生约束并将约束施加给使用者的手持反应式装置,所述手持反应式装置包括手柄、工具和支撑元件,工具能够相对于手柄移动,支撑元件被连接至手柄,手柄利用支撑元件可支撑在身体表面上。支撑元件经由驱动单元可移动,根据在处理期间获得的传感器数据,驱动单元通过将支撑元件移位使工具能够相对于身体表面重新定位。然而,该装置根据工作的材料将约束施加给使用者,并且鉴于处理身体的计划量,该装置不能够主动地优化工具路径。

[0010] 仍存在对使工具路径能够优化并且能够补偿外科医生的较小运动以最小化颤动并优化精确度的轻型手持外科手术装置的需要。

发明内容

[0011] 因此,本发明提供了一种手术系统,所述手术系统包括:

[0012] (i) 手持装置,所述手持装置包括:

[0013] - 被设计成保持在用户的手中的底座,

[0014] - 端部执行器,所述端部执行器用于安装手术工具或用于安装用于引导手术工具的导轨 20,所述手术工具被设计成处理患者的身体部分的计划量,

[0015] - 驱动单元,所述驱动单元被连接至所述底座和所述端部执行器,以便使所述手术工具或所述工具导轨相对于底座移动以便处理所述计划量,

[0016] - 支撑单元,所述支撑单元被连接至底座或所述端部执行器,所述支撑单元包括被设计成与待处理的部分或患者的身体的与待处理的部分相邻的区域接触的至少一个元件,以便在底座或端部执行器和待处理的部分之间提供局部机械联接,

[0017] (ii) 追踪单元,所述追踪单元被配置成实时地确定工具、端部执行器和底座中的至少一个相对于待处理的部分的姿态,

[0018] (iii) 控制单元,所述控制单元被配置成:

[0019] (a) 基于所述测量的姿态来实时地计算工具或端部执行器相对于底座的最优路径,

[0020] (b) 检测工具或端部执行器的所述计算的路径在不改变底座的姿态的情况下是否能够被实现,并且如果不能实现,则确定底座相对于待处理的部分的可能的重新定位,

[0021] (c) 将所述驱动单元配置成使所述端部执行器根据所述计算的路径移动,以及

[0022] (d) 重复步骤(a)到(c),直到计划量已经被处理为止,

[0023] (iv) 用户界面,所述用户界面被配置成将反馈信息指示给用户。

[0024] 有利地,由用户界面提供的反馈信息可包括所述计算的路径在不改变底座和 / 或支撑单元相对于待处理的部分的姿态的情况下是否能够实现的指示,并且如果不能实现的话,则包括由控制单元确定的底座和 / 或支撑单元的可能的重新定位的指示。

[0025] “待处理的量”在本文中指的是沿线延伸的一维 1D 量(例如,当处理在于在部分中钻孔时)、沿平面延伸的二维 2D 量(例如,当处理在于锯削所述部分时)或三维 3D 量(例如,当处理在于切除预定量以完美地配合植入物或当处理在于切除已经在与工作坐标系配准的图像上限定的精确部分时)。

[0026] “局部机械联接”指的是至少两个部分之间的机械联接,其中,所述至少两个部分沿至少一个自由度的相对运动是可能的。该术语排除“完全”机械联接,即,部分之间不允许相对运动的联接(这种完全机械联接的示例将通过至少一个螺钉将底座刚性地附接至待处理的部分(例如,骨骼))。

[0027] 如下文进一步详细地描述的,设置在底座和患者的身体部分之间的所述局部机械联接可以是直接的(意味着支撑单元与待处理的部分本身接触)或间接的(意味着支撑单元与患者的身体的和待处理的部分相邻的部分接触)。所述相邻的部分可由属于与待处理的部分相同的关节的骨骼或包围待处理的部分的软组织构成。间接的局部机械联接还可以在支撑单元被用户的手保持时获得,并且所述手靠在待处理的部分或软组织和包围待处理的部分的皮肤上。

[0028] 根据与支撑单元接触的部分并且根据支撑单元本身的设计,所述局部机械联接可以是刚性的或阻尼的。

[0029] 所述装置能够补偿给定量的姿态误差(例如,由于用户的小运动)。

[0030] “姿态”在本文中指的是工具沿高达六个自由度的 3D 位置和 3D 定向。应注意,根据应用,可能没有必要确定所有的六个自由度,而是仅确定六个自由度中的一个或一些。

[0031] “路径”指的是使计划量能够被处理的工具姿态组。

[0032] 如果所述姿态组基于装置和剩余的待处理的部分的当前的相对姿态来计算,则路径是“最优的”,以便最小化以下列表中的至少一个:

[0033] - 对实现处理所必要的装置的重新定位动作的次数;

[0034] - 处理计划量所需要的时间;

[0035] - 由工具产生的热量;

[0036] - 被处理的部分的表面粗糙度和精确度;

[0037] - 工具(或研磨工具的切削边缘)相对于骨骼表面的定向;

[0038] (该列表是非限制性的)。

[0039] 根据本发明的有利的但可选的实施例(单独的或组合的):

[0040] - 工具导轨被安装在端部执行器上,并且支撑单元包括工具导轨;

[0041] - 支撑单元包括用于检测由用户施加到局部机械联接上的力的至少一个传感器,并且控制单元被配置成检查所述力是否大于阈值,使得支撑单元具有最小的阻尼参数;

[0042] - 支撑单元包括至少一个阻尼元件,使得在底座或端部执行器和待处理的部分之间产生的所述局部机械联接能够吸收由被处理的部分施加到工具上的反作用力。

[0043] - 所述至少一个阻尼元件的阻尼特性是可调整的;

- [0044] - 支撑单元包括具有至少一个刚性自由度或阻尼自由度的至少一个针；
- [0045] - 支撑单元被设计成第二手柄，并且患者和操纵器之间的局部机械联接经由外科医生的握持第二手柄的第二只手来建立；
- [0046] - 支撑单元包括至少一个垫，所述至少一个垫具有设计成粘附到与待处理的部分相邻的患者软组织上的表面；
- [0047] - 支撑单元包括第一部分和第二部分，第一部分被连接至底座或端部执行器，第二部分意在固定至待处理的部分或患者的与待处理的部分相邻的部分；
- [0048] - 支撑单元的第一部分和第二部分之间的连接包括钩环紧固件或磁性紧固件；
- [0049] - 支撑单元包括能够由用户的另一只手握持的手柄；
- [0050] - 支撑单元相对于底座铰接；
- [0051] - 手术工具相对于端部执行器铰接；
- [0052] - 控制单元被配置成：如果所述控制单元检测到工具的当前姿态位于计划量的外部，则使驱动单元和 / 或工具停止；
- [0053] - 支撑单元包括保持臂，所述保持臂被连接至手持装置的底座并且适于被连接至诸如手术台的机械支撑件；
- [0054] - 支撑单元包括从弹簧滑轮延伸并被连接至手持装置的底座的线缆，所述弹簧滑轮适于被连接至诸如手术台、室的顶板、地板上的固定式或移动式推车的机械支撑件；
- [0055] - 所述系统包括计划系统，所述计划系统被配置成确定待由工具处理的量并且在适当情况下确定工具的至少一个处理参数；
- [0056] - 端部执行器中或支撑单元中包含钻具导轨或锯条导轨，并且可以是或可能不是装置的一部分的工具为意在在所述导轨的轴线或平面内移动的钻具或锯条；
- [0057] - 手术工具包括锯条、钻具、研磨器、刮刀或骨钻；
- [0058] - 追踪单元包括至少一个发射器和至少一个传感器，所述至少一个发射器被安装在底座上或端部执行器上；
- [0059] - 追踪单元的至少一个传感器适合于被安装在待处理的部分上。
- [0060] 根据一个实施例，手持装置的底座由从弹簧滑轮延伸的线缆支撑。
- [0061] 上述的系统可根据下文描述的过程来操作。
- [0062] 手持装置被提供给用户，所述手持装置包括：
- [0063] - 适于保持在用户的手中的底座，
- [0064] - 用于安装手术工具的端部执行器或用于引导手术工具的导轨，所述手术工具被设计成处理患者的身体部分的计划量，
- [0065] - 驱动单元，所述驱动单元被连接至所述底座和所述端部执行器，以便使所述手术工具和 / 或工具导轨相对于底座移动以便处理所述计划量，
- [0066] - 支撑单元，所述支撑单元被连接至底座或端部执行器，所述支撑单元包括适于与待处理的部分或患者的身体的与待处理的部分相邻的区域接触的至少一个元件，以便在底座或端部执行器和待处理的部分之间提供局部机械联接。
- [0067] 在开始处理以前，一个可能性是首先计算最优开始姿态。开始姿态可关于以下标准被优化：
- [0068] - 待处理的量的最大可到达部分；

[0069] - 待处理的量到机器人工作空间的限度的最大距离（如果整个量在可到达的机器人工作空间之内）。距离是重要的，以便具有最大空间，其中，机器人能够补偿机器人姿态的运动；

[0070] - 工具相对于骨骼表面的定向

[0071] （所述列表是非限制性的）。

[0072] 用户然后由用户界面来引导以将机器人底座定位在最优姿态。为此，能够使用不同的通常的图解示意图，例如，线、横线 (bars)、十字线 (crosses) 或 3D 示意图。

[0073] 用于将支撑单元放置成与待处理的部分或患者的身体的与待处理的部分相邻的区域接触，以便在底座或端部执行器和待处理的部分之间提供局部机械联接。

[0074] 工具、端部执行器和底座中的至少一个相对于待处理的部分的姿态通过追踪单元被实时地确定。

[0075] 控制单元实施以下过程：

[0076] (a) 基于所述测量的姿态来实时地计算端部执行器相对于底座的最优路径，

[0077] (b) 检测工具或端部执行器的所述计算的路径在不改变底座的姿态的情况下是否能够被实现，并且如果是否定的情况，则确定底座相对于待处理的部分的可能的重新定位（新的最优开始位置），

[0078] (c) 配置所述驱动单元以便根据所述计算的路径来移动所述端部执行器，以及

[0079] (d) 重复步骤 (a) 到 (c)，直到计划量已经被处理为止。

[0080] 在工具的操作期间，用户界面将反馈信息提供给用户；具体地，在有利的实施例中，用户界面指示在不改变底座和 / 或支撑单元相对于待处理的部分的姿态的情况下是否能够实现所述计算的路径的指示，并且如果不能实现的话，则指示由控制单元确定的底座和 / 或支撑单元的可能的重新定位。

[0081] 当重新定位是必要的时，重新定位能够关于开始位置，使得机器人和工具被停止并且用户被引导，直到他到达最优位置并且重新启动系统为止，或重新定位能够是连续的过程，使得在重新定位到新的最优位置的方向期间，不会停止该过程。

附图说明

[0082] 从根据附图的以下详细说明中将清楚本发明的其它特征、实施例和优点，在附图中：

[0083] - 图 1 示出了根据本发明的手术系统的总视图；

[0084] - 图 2 示出了能够在连接至控制单元的屏幕上显示的计划细节；

[0085] - 图 3A 至图 3L 示出了手持装置和支撑单元的实施例的示例；

[0086] - 图 4A 至图 4D 示出了具有追踪单元的不同实施的装置；

[0087] - 图 5A 至图 5C 示出了用户界面的不同实施例；

[0088] - 图 6 为示出实施根据本发明的系统的方式的流程图；

[0089] - 图 7A 和图 7B 示出了适于单膝关节置换术的手持装置的实施例；

[0090] - 图 8A 至图 8C 示出了适于全膝关节置换术的手持装置的实施例；

[0091] - 图 9A 和图 9B 示出了适于处理股骨髓臼撞击综合征的手持装置的实施例；

[0092] - 图 10 示出了另一实施例，其中，手持装置由保持臂支撑。

[0093] - 图 11 示出了另一实施例,其中,手持装置由从弹簧滑轮延伸的线缆支撑。

具体实施方式

[0094] 以下说明聚焦在具体处理股骨髓臼撞击综合征 (femoro-acetabular impingement, FAI)、单膝关节置换术 (uni knee arthroplasty, UKA) 和全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA) 的髌关节手术或膝关节手术中。

[0095] 待处理的部分为诸如骨盆、股骨和 / 或胫骨的骨骼,并且处理在于切除骨骼的计划量。

[0096] 然而,本发明并不限于这些特定应用。

[0097] 具体地,待处理的部分可能不是骨骼,并且施加到该部分的处理可能不意味着切除一定量的该部分。

[0098] 例如,装置能够被用于:在执行精确地放置多种类型的植入物的任何类型的矫形外科手术中(膝、髌、踝、足、腕、肩等)并在激光手术或软组织的射频消融术中对骨骼进行钻孔、锯切、研磨,在颅面手术中锯切并研磨骨骼,在牙科中对牙齿进行矫形或与嵌体或填补物配合,钻孔以放置牙植入物,针对创伤学将螺钉插入到骨骼中,针对韧带重建钻出通道,执行一个或多个平面的或圆顶形的骨切开术,在修正术期间切除胶合剂,将骨骼碎片精确地放置到一起,钻到椎骨根之内,切除软骨缺损,取得骨骼或软骨的健康部分以便将其移植,将嵌体、植入物或移植物插入到精确位置处,在介入放射学处理期间精确地放置针,等。

[0099] 如将在下文进一步详细说明的,所述装置在以下背景下使用:待处理的部分的量在手术介入之前被计划。

[0100] 使用手术前图像(例如,CT、MRI、超声图像、3D X-射线、PET等)或手术中3D数据(例如,手术中CT、手术中MRI、超声图像、2D或3D手术中X-射线图像、由局部化系统提供并且提供3D点、3D点云、由3D点云重建的表面的几何数据等)或两者来执行待处理的量的计划。

[0101] 多个计算机辅助手术方法被使用以将计划量与附加至待处理的部分的坐标系配准。

[0102] 典型地,手术中图像或数据被使用以将手术前图像在附加至待处理的部分的唯一坐标系中配准并且通常由追踪器显示(光学的、磁性的等)。

[0103] 如将在下文详细说明的,使用这些常规的计算机辅助手术方法中的任一个的结果是:待处理的量在附加至待处理的部分的坐标系中具有已知的几何表示并且其运动通过追踪单元来实时地追踪。

[0104] 如上所述,该量根据应用可以是1D量、2D量或3D量。

手术系统的通常说明

[0106] 图1示出了根据本发明的手术系统的总视图。

[0107] 例如,鉴于单膝关节置换术(单膝关节置换术,UKA),患者P躺在手术台500上。

[0108] 为此,意在从胫骨和股骨切除3D量的工具3由手持装置100支撑,手持装置100由外科医生(未示出)操纵。

[0109] 手持装置100被连接至控制单元300。

[0110] 所述控制单元典型地包括电源、AC/DC变换器、向驱动单元的AC/DC电机供以动力

的运动控制器、保险丝、实时控制系统接口电路。

[0111] 系统还包括追踪单元 200,使得装置和 / 或待处理的骨骼的姿态被实时地追踪并且在实时控制系统和计划系统之间共享。

[0112] 至少一个坐标系 201 被附加到待处理的部分,而至少一个坐标系 202 被附加到工具和 / 或手持装置。

[0113] 追踪单元在高频下测量两个坐标系 201、202 之间的相对运动。

[0114] 由追踪单元获得的数据经由任何适合的连接件被有线地或无线地(未示出)传递至控制单元 300。

[0115] 实时控制系统能够在相当高的频率下执行所提出的实时控制算法。

[0116] 根据待切除的量和预先切除的量以及装置相对于待处理的骨骼的实际姿态,实时控制系统计算最优工具路径。

[0117] 机器人学和机械学中存在用于基于待切除的量的类似二元化的几何信息来优化研磨路径生成的许多众所周知的算法,或存在来自数控加工的等参数路径生成算法。

[0118] 在该图中,连接件由电线 301 表示,但是如果手持装置是电池供电,则连接件可反而是无线的。

[0119] 控制单元和追踪单元可被布置在能够在手术室中移动的手推车 302 中。

[0120] 系统还包括用户界面 400,用户界面 400 意在将反馈信息显示给外科医生并且使外科医生能够进行系统配置。

[0121] 有利地,所述用户界面 400 可包括位于与控制单元和追踪单元所在的相同的手推车 302 上的屏幕。

[0122] 除了所述屏幕以外或代替所述屏幕,用户界面可包括指示器,指示器被布置在手持装置本身上以将信息提供给外科医生。

[0123] 假如嵌入式单元由能量充足的电池供电并且其尺寸和重量不会阻碍用户对装置的操纵,则控制单元、追踪单元和 / 或用户界面被嵌入手持装置本身中的手术系统仍将在本发明的范围内。

[0124] 手术系统的操作的通常说明

[0125] 在手术介入之前,用户基于手术前医学图像和 / 或手术中医学图像和数据在计划系统上计划介入。

[0126] 该计划步骤是常规的并且在这里将不会详细地描述。

[0127] 该计划步骤特定于每个应用。

[0128] 例如,在 TKA 的情况下,股骨上的膝关节假体的计划需要在股骨上限定五个切削平面。在 FAI 的情况下,股骨头和颈部上的待切除的量的计划需要限定待切除的复杂形状,以便恢复具有正常几何参数的形状(例如,球状的股骨头)。

[0129] 计划系统可形成根据本发明的手术系统的一部分;否则,技术系统可单独地设置并且连接至控制单元。

[0130] 在手术介入期间,用户可与手术中配准方法一起使用手术前数据 / 图像或直接地使用手术中数据 / 图像。

[0131] 在这两种情况下,计划的结果由通过工具待切除的至少一个连续量构成,待切除的所述量的姿态在待处理的部分的坐标系中被确定。

[0132] 所述量然后被传递给控制单元。

[0133] 控制单元将其子系统初始化并且装置即可使用。

[0134] 在处理开始之前,支撑单元必须被连接至待处理的部分或相邻的身体部分,以在装置和待处理的部分之间提供局部机械联接。

[0135] 一旦用户已经开始处理,控制单元将状态和追踪信息连续地反馈给计划系统,以用于重新计算和可视化目的。

[0136] 图 2 示出了可由屏幕显示的计划细节的示例。

[0137] 部分 p1 示出了已经处理的量,而部分 p2 示出了剩余以待处理的量。所述剩余量能够通过待处理的量和已经处理的量的布尔网格运算(boolean mesh operation)或通过减去体素量来计算。

[0138] 虚线 p3 指示装置的工作空间,即,工具能够被使用以安全地操作的空间。

[0139] 由于装置的工作空间有限,可能不能够从装置相对于靶量的单个姿态来处理待处理的完整量。为了通知用户待处理的量的哪个部分能够安全地从当前的机器人姿态来处理,用户界面能够高亮能够处理的量的部分。量的安全处理的部分能够通过待处理的剩余量的布尔网格运算(或体素量减法运算)和机器人工作空间来计算。为了确保量的该部分是可“安全”切除的,该计算还能够通过装置的尺寸更有限的量来完成,即使在允许机器人底座的姿态的小偏差的情况下在待处理的量的边界处也是如此。

[0140] 该受限的工作空间能够在笛卡尔工作空间中(通过即具有数微米和数度的达到工作空间极限的偏移或在轴向空间中(具有达到每个轴线的极限的一定量的编码步骤)被计算。

[0141] 部分 p4 为相对于待处理的骨骼的工具姿态,工具姿态由追踪单元测量和/或由实时控制单元计算。

[0142] 在使用手持装置期间,用户设置有关于装置的待执行的重新定位的信息,以便将工具保持在预定工作空间中。

[0143] 根据本发明,用户一方面从手持装置的底座的自由操纵并且另一方面从控制单元的自动工具路径优化受益。

[0144] 由支撑单元提供的局部机械联接使外科医生能够在不对患者附加侵入动作的情况下做出小运动以将装置重新定位。

[0145] 另外,用户界面将与在当前的装置位置下处理计划区域的能力有关的信息提供给用户,并且在适当情况下给出如何将装置适当地重新定位的指示。

[0146] 随着控制单元使工具停止,如果工具离开计划工作区域,系统确保介入安全性。另外,装置的工作空间很小,从而提供固有的安全性。

[0147] 小的工作空间的另一优点是由于较少的手段而使精确度更高。

[0148] 手持装置的通常说明

[0149] 图 3A 至图 3C 示出了手持装置的实施例的示例。

[0150] 尽管本发明可根据多个实施例来实施,但是图 3A 至图 3C 意在提供手持装置的通常说明。

[0151] 将在下文描述与特定手术应用有关的一些特定实施例的说明。

[0152] 底座

- [0153] 手持装置包括底座 1,底座 1 意在由外科医生手持。
- [0154] 为此,特定手柄可安装在底座上,或底座本身可设计成以便提供人类工程学形状。
- [0155] 工具 / 端部执行器
- [0156] 手持装置进一步包括端部执行器 2,专用于预期处理的手术工具 3 能够被安装在端部执行器 2 上(参见图 3A-图 3B)。
- [0157] 根据一个实施例,工具 3 可被工厂安装到端部执行器 2 上;否则,端部执行器可包括附接系统(例如,夹式机构)以将工具固定,所述工具可以是单独设置的常规的工具。该实施例具有以下优点:容易与用以覆盖驱动单元和端部执行器的无菌盖布相容。
- [0158] 因此,工具 3 可能是或可能不是装置的一部分。
- [0159] 根据另一实施例(参见图 3C),端部执行器支撑用于工具的导轨 20,用于工具的导轨 20 专用于预期处理。
- [0160] 当工具为锯条时,工具导轨为限定切削平面(待切除的 2D 量)的切削导轨。
- [0161] 当工具为骨钻时,工具导轨为限定研磨线(待切除的 1D 量)的钻具导轨。
- [0162] 工具导轨 20 可被工厂安装到端部执行器 2 上;否则,端部执行器可包括附接系统(例如,夹式机构)以将常规的导轨固定。
- [0163] 工具导轨可相对于端部执行器固定或可移动(例如,可滑动和 / 或可旋转)。
- [0164] 驱动单元
- [0165] 如图 3A 至图 3C 所示,端部执行器 2 通过驱动单元 4 被连接至底座 1,以便使工具 3 移动或在适当情况下使工具导轨 20 相对于手持底座移动,以便对计划量进行处理。
- [0166] 驱动单元根据应用具有给定数量的自由度。
- [0167] 驱动单元 4 包括电机、齿轮(可选地)和传感器,电机、齿轮(可选地)和传感器被连接到一起以形成运动学结构。
- [0168] 如将在下文更详细地说明的,驱动单元 4 由控制单元 300 控制。
- [0169] 根据一个实施例,工具 3 能够是球形的骨钻或刮刀,并且待切除的量被建模成具有与骨钻或刮刀相同的直径的球体的愈合。
- [0170] 在这种情况下,驱动单元 4 被设计成以便具有三个自由度(除了驱动骨钻旋转的一个自由度以外)。
- [0171] 另一优化可包括五个自由度以调整工具的切削边缘相对于待处理的部分的定向。
- [0172] 在另一实施例中,工具能够是圆柱形的骨钻或刮刀,并且待切除的量被建模成具有与骨钻或刮刀相同的直径的圆柱形部段的一个可能的愈合。
- [0173] 在这种情况下,驱动单元被设计成具有五个自由度。
- [0174] 待切除的量还能够通过体素、三角化网格数据、平面的坐标(用于锯条削模式)、点、方向和深度(用于钻孔)表示。驱动单元设计将适于待处理的量的类型。
- [0175] 可在每个介入之前使驱动单元为被消毒的无菌部件。但是,在一个优选的实施例中,驱动单元和其线缆由一次性透明塑料无菌盖布来覆盖。系统的附加的部件还能够是无菌盖布下被保护。但是工具本身和任何常规工具一样都被消毒。典型地,在每个介入之前使用高压灭菌器对工具进行消毒。能够在无菌盖布和工具之间设置不同类型的机械适配器。如果工具包括追踪元件,则这种适配器不需要非常精确的可再生固定,这有利于全球系统的设计和使用。

[0176] 支撑单元

[0177] 手持装置进一步包括支撑单元 5, 支撑单元 5 被连接至底座 1 (参见图 3A 至图 3B) 或端部执行器 2 (参见图 3C)。

[0178] 所述支撑单元 5 包括意在与待处理的部分或患者的身体的与待处理的部分相邻的区域接触的至少一个元件, 以便在底座 1 (或如图 3C 中示出的端部执行器 2) 和待处理的部分之间提供局部机械联接。用户被培训以将压力一直施加给支撑单元, 以确保与待处理的部分的充分接触。

[0179] 支撑单元 5 通常为无菌部件。如果驱动单元与其底座和端部执行器被无菌盖布覆盖, 则支撑功能和底座或端部执行器之间的连接能够建立在无菌盖布上。或如果底座或端部执行器是无菌的, 则所述连接直接地被建立。

[0180] 支撑单元 5 为手持装置的关键元件, 支撑单元 5 充当稳定器。

[0181] 所述支撑单元可以是刚性的、阻尼的 (例如, 弹簧加载的) 和 / 或提供可调节的阻尼特性。

[0182] 支撑单元 5 和身体部分之间的接触可由一个或数个点或至少一个表面构成。

[0183] 在图 3A 和图 3C 中示出的实施例中, 支撑单元 5 包括与待处理的部分 P1 接触的刚性针。

[0184] 根据一个替代性的实施例 (参见图 3B), 支撑单元 5 包括与患者身体的与待处理的部分 P1 相邻的部分 P2 接触的阻尼针。

[0185] 根据一个实施例, 当端部执行器 2 将工具导轨 20 支撑时, 支撑单元 5 可包括工具导轨 20 本身 (参见图 3C)。

[0186] 在不同情况下, 由于支撑单元 5 与待处理的部分 P1 本身直接接触或经由患者身体的与部分 P1 相邻的区域 P2 间接接触的事实, 支撑单元 5 具有局部机械联接的作用, 局部机械联接在操作所述装置时限制用户的运动, 并且在有利地实施例中还衰减用户的运动、切削工具的颤动和由驱动单元的运动导致的反作用力。

[0187] 另外, 因为支撑单元仅提供局部机械联接, 所以支撑单元不需要任何侵入动作。

[0188] 在没有该限制作用的情况下, 相对于待处理的部分的所有的用户运动将不得不通过驱动单元来实时地补偿, 这通过现有的机器人技术极其难以实现。

[0189] 用户相对于待处理的部分的微观运动或宏观运动 (包括慢动作和快动作) 必须在限定装置的精确度的公差范围内被补偿。

[0190] 典型地, 对于骨科手术应用而言, 几十分之一毫米的范围内的运动需要被补偿以获得充分的精确度; 这种补偿需要超快的运动检测和测量以及待施加的补偿运动的计算和期望的补偿运动的执行。非补偿运动导致隆起的或不规则的表面。

[0191] 对于牙科应用而言, 所需的精确度甚至更高, 典型地在几百分之一毫米的范围内。

[0192] 不存在能够实现上文描述的性能的传感器、计算机、电机、控制器、低惯性机构或其开发和制造极其昂贵。

[0193] 通过限制并且优选地衰减运动, 支撑单元可使用现有的机器人技术以获得所需的精确度。

[0194] 局部机械联接在待处理的部分被处理时也很重要。

[0195] 支撑单元使在处理期间施加的力的短闭力环能够经由装置返回给支撑单元所在

的部分。

[0196] 仅少量的在处理期间施加的力需要由用户补偿,结果是精确度更高。

[0197] 根据支撑单元的类型,施加的力的一部分将通过闭力环来衰减。

[0198] 例如当尖针被用作支撑件时,两个方向上的力能够平行于针所在的表面被衰减。

[0199] 例如,局部机械联接可通过一个或多个尖针来实现,当外科医生将装置压靠在骨骼上时,所述一个或多个尖针能够刺进骨骼中。

[0200] 这种尖针参考图 3D 中的 50。

[0201] 这种尖针 50 产生包括三个自由度的局部联接。

[0202] 当使用两个尖针时,仅允许绕轴线穿过两个针尖端的一个自由度。

[0203] 局部机械联接还可通过具有圆形尖端的一个或多个针实现,当使用所述装置时,该圆形尖端可由用户按压到骨骼上(参见图 3D 中的附图标记 51)。

[0204] 针的尖端还可具有附接到其上以提供阻尼效应的硅树脂盘部(未示出)。

[0205] 根据另一实施例,支撑单元可包括设置有数个尖齿的至少一个轮,该轮能够沿至少一个方向在骨骼上滑动并且可选地允许绕轮轴的旋转(参见图 3D 中的附图标记 52)。

[0206] 根据另一实施例,支撑单元包括附接装置,附接装置具有附接至患者的身体部分或至少与患者的身体部分接触的表面,以便使所述部分和将所述附接装置连接至底座或手持装置的端部执行器的至少一个针的形状配合。有利地,附接装置防止针端相对于患者的身体滑动。针和附接装置之间的连接优选地为可逆的并且能够使用任何类型的连接(机械的、磁性的等)。例如,连接可包括例如 Velcro® 的钩环紧固件、磁性紧固件(例如,包括金属的附接装置和包括磁体的针端)或机械铰接件。

[0207] 如图 3E 所示,支撑单元 5 还可包括压血带 53,支撑针端连接至压血带 53 并且压血带 53 充当压缩骨骼周围的软组织的条带,从而产生刚性的并且针对其它目的广泛接受的非刚性联接。在本文中,术语压血带被用于限定附接在软组织(皮肤)周围的条带,该条带具有止血功能或不具有止血功能。针端和压血带之间的连接承受剪切力并且因此防止针在软组织上滑动。如上所述,连接机构可设计成钩环紧固件或磁性紧固件。

[0208] 替代性的实施例可包括粘合贴片 55 而不是压血带,粘合贴片 55 被附接至患者的皮肤并且被连接至针端(图 3F)。有利地,贴片的外表面防止针端的滑动。

[0209] 替代性地,附接装置可通过将可模制材料施加到患者的身体部分上来形成。例如,通过使用热成形工艺,牙科中使用的糊状物能够通过加热器辅助的方式被快速地模制并且硬化,而不会对患者产生任何伤害。模制而成的装置因此形成与患者的身体的形状配合的模板。

[0210] 根据图 3G 中示出的另一实施例,支撑单元 5 可包括针 54a,针 54a 的一端被连接至底座 1,而针 54a 的另一端被连接至可变形缓冲垫 54b(与沙袋类似),可变形缓冲垫 54b 提供阻尼的支撑功能。

[0211] 这种缓冲垫意在在工具的入口附近置于患者的皮肤上。

[0212] 可选地,这种可变形缓冲垫 54b 可被真空地固定以便提供更刚性的支撑。

[0213] 在图 9A/9B 中示出的类似的实施例中,针 54a 的端部可以是由例如塑料制成的盘形件 54c,盘形件 54c 具有意在与患者的身体接触的表面。该针端可包覆有易变型的材料(例如,硅树脂或泡沫)以便更好地粘合到患者的皮肤。针通常由金属(例如,钢)制成。

[0214] 针 54a 和缓冲垫 54b 或盘形件 54c 之间的连接可采用球窝接头（未示出）的形式。

[0215] 球有利地位于针 54a 的端部处并且由金属制成，而窝与缓冲垫 54b 或盘形件 54c 成一体并且由塑料制成。

[0216] 球窝接头因此能够通过窝的弹性变形来容易地连接并分离。

[0217] 因此，用户首先可将缓冲垫 54b 或盘形件 54c 安装在患者的身体上的适当位置，然后拿起手持装置 100 并且经由球窝接头将针 54a 连接至缓冲垫 54b 或盘形件 54c 以将支撑单元 5 组装。

[0218] 相反地，当用户停止使用手持装置 100 时，用户能够将针 54a 与缓冲垫 54b 或盘形件 54c 分离并且随后移动缓冲垫 54b 或盘形件 54c 或将缓冲垫 54b 或盘形件 54c 从患者的身体移除。

[0219] 有利地，支撑单元 5 可提供阻尼，使得在底座和待处理的部分之间产生的所述局部机械联接能够吸收由被处理的部分施加到工具上的反作用力。

[0220] 所述阻尼特性可通过弹簧加载元件或通过气动或液动阻尼器来提供。

[0221] 有利地，支撑单元的阻尼特性可以是可调节的。

[0222] 阻尼呈现以下优点：当用户不必补偿反作用力时，精确度更高。

[0223] 在图 3I 中示出的另一实施例中，支撑单元包括至少一个针 56，针 56 具有拥有圆形横截面的 V 形端，针 56 在底座和患者之间提供一个不稳定的自由度。

[0224] 该自由度可通过使用这些针 56 中的两个（图 3H）或通过使用具有形成为与角形托座类似的端部的针 57（图 3J）来阻碍。V 形的针端提供了用于与股骨脊线对准的模板并且因此提供了用于支撑单元和手持装置的粗略定位的可能性。

[0225] 该实施例在 UKA 中特别有利，因为支撑单元提供了有限数量的位置，这使得能够以快速且直观的方式到达待在胫骨上和股骨上研磨的两个区域。

[0226] 更通常地，支撑单元能够被设计成具有预定形状，该预定形状与患者身体结构的外表面配合，使得机器人底座将立即定位在一区域中，在该区域中，相应的机器人工作空间将与待处理的部分的量相配。

[0227] 可选地，如图 3H 所示，可与上述的压血带 53 或粘合贴片 55（通过 Velcro® 或磁性紧固机构）结合，以便防止 V 形针端相对于股骨脊滑动。

[0228] 根据图 3K 中示出的实施例，支撑单元 5 包括附接至患者的身体部分的附接装置 58，例如，压血带、粘合贴片或上文所描述的模板（这里，P2 指示股骨脊）。安装元件 59 被固定至附接装置 58。手持装置的底座通过与安装元件 59 滑动接合的连接构件（沿股骨脊的平移运动 T）连接到附接装置。有利地，连接构件包括使底座能够旋转 R1 的接头。如果端部执行器或工具还能够相对于驱动单元 4 进行枢转（旋转 R2），则工具能够到达患者的身体的所有或几乎所有的必要的不同部分，而不会使手持装置的底座移动。

[0229] 根据图 3L 中示出的实施例，支撑单元 5 可被设计成用于用户的第二手柄（除了底座的正常地由用户握持的部分之外）。例如，在图 3K 中，该手柄被设计成能够握持在用户的第二只手中的球体，第一只手握持底座。然后，患者和装置之间的局部机械联接由用户的靠在患者身体上的第二只手来提供，这能够稳定并衰减相对运动。

[0230] 根据一个实施例（未示出），支撑单元还可包括用于检测由用户施加到局部机械联接上的力的至少一个传感器；因此，控制单元能够检查所述力是否大于阈值，使得支撑单

元具有最小的阻尼参数。这确保了例如尖针可能不在骨骼上滑动。

[0231] 否则,控制单元可向用户发出警告或使装置自动地停止。

[0232] 根据应用,支撑单元的上述实施例可被结合以在手持装置和患者身体之间提供适合的局部机械联接。

[0233] 优选地,支撑单元 5 被设计成以便从手持装置 100 可分离,具体用于提供支撑功能的元件的消毒和 / 或更换。

[0234] 例如,但非限制性地,球窝接头可被使用以容易地将支撑单元连接至底座或端部执行器或容易地将支撑单元与底座或端部执行器分离。

[0235] 如果支撑单元 5 被连接至底座 1,则其仅产生将防止用于将工具 3 放置在大空间的任何位置的全局约束,但是其将不会对到达其附近的任何量或靶产生任何限制。

[0236] 驱动单元 4 将继续对底座 1 和待处理的部分 100 之间的相对运动起作用并且进行补偿,同时连续地优化研磨路径。

[0237] 支撑单元 5 意在帮助解决系统的复杂控制和动力学,但是不意在将几何约束添加到局部邻域中。

[0238] 在某些情况下,支撑单元 5 可产生需要用户将底座和 / 或支撑单元接触区域移动的全局约束。

[0239] 追踪单元

[0240] 系统还包括追踪单元 200,追踪单元 200 被配置成实时地确定工具 3、端部执行器 2 和底座 1 中的至少一个相对于待处理的部分 100 的姿态。

[0241] 工具 3 相对于端部执行器 2 的姿态可以是已知的并且可机械地确定或不可机械地确定。

[0242] 鉴于基于动力学的冗余计算,工具姿态相对于端部执行器的知识可以是有用的。

[0243] 追踪单元可典型地包括本身已知的追踪系统。

[0244] 计算机辅助手术中通常使用的追踪系统使用能够单独地或组合地使用的多种不同的技术(无源光学、有源光学、电磁、具有陀螺测量的惯性、超声波等)。

[0245] 追踪单元测量配备有追踪器的第一靶相对于也配备有追踪器的另一参考第二靶的姿态。

[0246] 在一些情况下,参考第二靶为追踪单元本身并且仅第一靶上的一个追踪器是必要的。

[0247] 追踪器能够为发射器或传感器(还称为接收器)。

[0248] 在所有的情况下,追踪单元在待处理的部分的姿态和工具和 / 或装置的姿态之间提供变换矩阵。

[0249] 追踪单元的典型频率在 50Hz 到 1000Hz 或甚至更高的范围内。

[0250] 在附图中,发射器 210 由三角形表示,而传感器 220 由正方形表示。

[0251] 发射器和传感器能够被冗余以增加姿态测量的精确度。

[0252] 在具有用于发射器和传感器的数个可能的构型的电磁追踪系统的示例中,我们认为:在附接到第一靶的发射器和附接到第二靶的传感器之间获得的测量充分地确定第一靶相对于第二靶的相对姿态。所述姿态通常由表示 3D 旋转的矩阵和表示 3D 平移的矢量来表示。

[0253] 如果传感器被附接到第三靶,矩阵的基本组合确定了第三靶相对于第二靶的相对姿态(即在两个传感器之间)。

[0254] 如图 4A 至图 4E 所示,发射器和传感器的多种布置是可行的。

[0255] 优选地,传感器和发射器之间的距离被最小化以便将由环绕金属物体诱发的扭曲的可能性最小化。

[0256] 根据一个优选的实施例,发射器被安装在装置本身上,更确切地来说被安装在底座上或端部执行器上。

[0257] 仅安装在待处理的部分上的一个传感器就已足够。

[0258] 这具有以下优点:减少必要的坐标系表换的数量并且因此减小误差发生率并增大精确度。

[0259] 在一些情况下,例如,当工具为刮刀或小直径骨钻时,其不够刚性以基于端部执行器的姿态来进行工具尖端姿态确定,附加的传感器可以被安装在工具尖端上(或靠近工具尖端)。

[0260] 在图 4A 中,追踪单元包括位于端部执行器 2 上的发射器 210 和位于患者身体上的传感器 220(这里,位于与待处理的部分 P1 相邻的部分 P2 上)。

[0261] 在图 4B 中,追踪单元包括位于工具 3 上的发射器 210 和位于患者身体上的传感器 220(这里,位于与待处理的部分 P1 相邻的部分 P2 上)。

[0262] 在该特定实施例中,支撑单元 5 和工具导轨 20 被连接至端部执行器 2 并且被弹簧加载,使得在推进作用下,工具 3(锯条)能够从导轨 20 中滑出。

[0263] 在图 4C 中,追踪单元包括位于工具尖端上的传感器 220 和位于待处理的部分 P1 上的发射器 210。

[0264] 在图 4D 中,追踪单元包括位于手术室中的发射器 210 和两个传感器 220:端部执行器 2 上的一个传感器和待处理的部分 P1 上的另一个传感器。

[0265] 在图 4E 中,追踪单元包括位于装置的底座 1 上的发射器 210 和位于患者身体上的传感器 220。

[0266] 另外,应注意,驱动单元动力学和端部执行器几何学的知识还可被用于确定底座姿态和工具姿态之间的变换矩阵。如果发射器或传感器被附接至底座并且传感器被附接至工具,人们获得用于完全和优化目的的冗余测量。

[0267] 当然,上述的实施例仅为示例,并且技术人员在不偏离本发明的范围的情况下可将传感器和发射器按照不同的方式布置或将这些实施例中的一些组合。

[0268] 用户界面

[0269] 如前所述,用户界面被限定以便将安全装置位置呈现给用户。

[0270] 在多数情况下,当工具的空间小于待处理的量时实现本质安全。这还导致小的装置大小并且因此导致轻型且紧凑的手持装置。

[0271] 用户界面可将信息提供给用户以引导他或她将装置连续地定位在最优姿态。

[0272] 所述用户界面可以是触觉的、视觉的和/或听觉的。

[0273] 根据一个实施例,用户界面 400 可包括连接至控制单元的屏幕 410,例如,图 1 中示出的屏幕。

[0274] 如图 5A 所示,所述屏幕 410 例如以箭头的形式显示对保持整个量的连续处理所必

要的调整。

[0275] 该调整信息还可在内窥镜图像上可视化（例如，在 FAI 处理中）。

[0276] 在使用所述装置期间，控制系统实时地检查待处理的量是否能够被安全地处理。如果机器人底座被移动成使得工作空间的边界更靠近待处理的量（意味着没有太多的空间以用于误差补偿），于是可改变提供给用户的信息，例如，箭头改变其颜色或产生声反馈。

[0277] 根据另一实施例（参见图 5B），用户界面包括例如 LED 的光学指示器 420，光学指示器 420 由支撑板 421 支撑，支撑板 421 被固定至装置 100。

[0278] 所述指示器 420 被连接至控制单元 300 并且被放置成以便将装置不得不动以确保持续处理的方向和 / 或定向呈现给用户。

[0279] LED 能够为多色的或在不同的频率下闪烁以指示沿指出的方向纠正多少和 / 或多久是必要的。

[0280] 因为指示器 420 被布置在装置 100 本身上，所以外科医生在原位接收该姿态信息，这对他或她而言是非常便利的。

[0281] 将信息提供给用户的另一方式是将信息直接地重新定位到患者的皮肤或骨骼上的光学投影。

[0282] 例如，如图 5C 所示，信息可采用由激光棒（未示出）投影的箭头 430 的形式，激光棒被布置在装置 100 上并且由控制单元 300 控制。

[0283] 控制单元

[0284] 系统进一步包括控制单元，控制单元意在以光学方式控制工具路径，以便处理计划量。

[0285] 在下文将更详细地描述控制单元的操作。

[0286] 图 6 为示出系统的可能操作的概要图。这里描述的方法适合于 UKA 和 FAI 的处理。然而，技术人员将能够使所述方法适于其它的手术处理。

[0287] 计划阶段在系统操作之前被执行。

[0288] 在步骤 S100 中，用户开始操作上述的装置。

[0289] 在步骤 S101 中，工具尖端相对于待处理的部分的姿态由追踪单元测量。

[0290] 在步骤 S102 中，控制单元更新待处理的部分的剩余量，剩余量在过程开始时是待切除的整个计划量。

[0291] 在步骤 S103 中，控制单元确定端部执行器相对于底座的姿态。

[0292] 控制单元基于待处理的计划量（输入 I104）来确定待处理的剩余量（步骤 S105），并且基于端部执行器相对于底座的姿态来确定所述量的能够被安全处理的部分（步骤 S106）。

[0293] 安全意味着：在完全切除的量的任何位置处，装置都能够补偿由用户诱发的运动所导致的误差。这可以意味着：装置能够使工具以确定速度或在确定时间内移动一定限定量的毫米或使工具旋传递动限定量的角度。为此，必须已知端部执行器在具有工作量的每个姿态下的动态行为。

[0294] 在步骤 C107 中，控制单元检查工具尖端是否在计划量之内。

[0295] 如果不是的话，则控制单元使工具和装置立即停止并且针对用户产生消息（步骤 S109）。

- [0296] 有利地,位置数据可以预先过滤以便在获得异常值时避免使装置停止。
- [0297] 如果用户认同该警告(步骤 C110),于是方法再次从步骤 101 开始。
- [0298] 为此,用户不得不将装置重新定位成可由用户界面指示(上文描述了该用户界面的优选实施例)。
- [0299] 如果工具尖端在计划量之内,则控制单元检查量的安全处理部分是否高于给定阈值(步骤 C108)。
- [0300] 阈值可按照不同的方式实施。一个实施方式可以是:剩余量的尺寸小于限定尺寸。另一实施方式可以是:到安全切除量的边界的距离小于限定值。
- [0301] 如果不是的话,则控制单元 300 经由用户界面 400 指示:用户应当沿计算方向将装置重新定位(步骤 115)。该重新定位可包括改变支撑单元的位置,或可在不改变支撑单元的位置的情况下做出(例如,通过使底座沿支撑单元的不受约束的自由度移动)。例如,用户界面可指示使装置的底座沿给定方向绕固定支撑尖端枢转并枢转给定量,直到其已经达到将能够达到待处理的部分的新的子量的姿态,所述子量具有高于预定阈值的尺寸。然后,方法再次从步骤 101 重复。
- [0302] 如果量的安全处理部分高于所述给定阈值,则控制单元计算工具尖端在装置的坐标系中的最优路径(步骤 111)。最优路径可不仅包括特定时间步骤下的姿态,而且还可包括工具参数,例如,根据工具姿态改变研磨装置的转速。换言之,最优路径可包括根据六个自由度的姿态和每个时间步骤下的处理参数。
- [0303] 如果用户经由手动开关或脚踏开关使过程能够进行(步骤 C111b),于是控制单元调整驱动单元以便使端部执行器根据所述计算的路径来移动(步骤 112)。随着路径在待处理的部分上被限定在传感器的坐标中并且控制单元将工具尖端和在每个时间步骤下的计算的路径的当前姿态之间的距离最小化,装置将独立于用户施加到装置的运动而遵循所述路径。
- [0304] 控制单元检查待处理的剩余量是否低于给定阈值(步骤 C113)。
- [0305] 所述给定阈值可由用户限定成与期望的处理量相当的限制,即使处理量不完全和计划量相同也是如此。
- [0306] 在肯定的情况下,方法结束(步骤 S114)。
- [0307] 如果不是的话,方法再次从步骤 S101 重复。
- [0308] 所述充分可在高频(例如,1000kHz)下执行。
- [0309] 在 TKA 的情况下,方法与上述的方法稍微不同。
- [0310] 对于该介入而言,有两种可能性:
- [0311] - 首先,工具(锯条)与装置不同并且被抓握在用户(或助手)的第一只手中,而装置被抓握在(用户或助手的)第二只手中(例如参见图 4E),
- [0312] - 其次,工具为装置的一部分,并且通过将装置推到骨骼上,工具从导轨滑出并进入骨骼中(如图 4B 所示)。
- [0313] 在步骤 S101 中,端部执行器或支撑单元相对于骨骼的姿态被确定。
- [0314] 在步骤 C113 中,用户判定是否已经将计划 2D 量切除。
- [0315] 根据应用,底座可能需要数次(典型地,三次或四次,但是有时多达一百次)重新定位。然而,当大量的重新定位动作必要时,未必需要底座的离散位置。底座反而可以连续且

缓慢地移动以覆盖必要的完整的工作空间。对于待处理的复杂形状,用户可被请求以针对支撑单元的给定位置将底座连续地移动,然后将支撑单元移动到另一固定位置,并且然后将底座连续地移动到该位置附近并且重复这个过程,直到已经处理的完整的量。

[0316] 底座或支撑单元的重新定位可由用户界面来引导,以便到达新位置,在没有新变化的情况下能够从新位置切除最大量。这使必要的重新定位步骤的数量最小化。

[0317] 如上所述,最优路径可包括姿态和每个时间步骤处的处理参数(例如,工具速度)。

[0318] 保持臂

[0319] 根据图 10 中示出的一个实施例,手持装置 100 的握持可由保持臂 510 来辅助,保持臂 510 支撑手持装置 100 的底座 1 并且保持臂 510 被连接至机械支撑件。

[0320] 保持臂 510 被铰接成具有数个自由度,并且开关被使用以使其位置制动或不动(气动臂、液压臂、机械臂、具有制动器的臂等)。另外,保持臂可具有用以补偿其运载的手持装置的重量的机构(例如通过使用无源或有源平衡重)。

[0321] 在该情况下,保持臂被认为是先前描述的支撑单元的另一可能的实施例。

[0322] 另一变型是使用与先前描述的支撑单元的实施例类似的除了保持臂以外的局部支撑元件。

[0323] 保持臂 510 被铰接成以便使用户能够将手持装置 100 定位在期望位置。

[0324] 保持臂 510 能够补偿手持装置 100 的重量并且使用户疲劳最小化(尤其是手术处理花费很长时间时)。

[0325] 优选地,所述机械支撑件与患者身体接触。

[0326] 机械支撑件还有助于在待处理的部分和手持装置之间产生局部机械联接。

[0327] 优选地,机械支撑件是手术台 500 或通常用于将患者定位并保持的支撑元件(例如,腿部保持器、骨盆保持器、手术台柱等)。

[0328] 附加的局部支撑可通过将支撑元件合并到上述的端部执行器 2 或底座 1 上来实现,以具有较小的力链以按照较小的颤动的方式进行补偿。如果保持臂的机械支撑件仅为移动式推车或被吊装,则该实施例特别有用。

[0329] 保持线缆

[0330] 根据图 11 中示出的另一实施例,手持装置 100 的握持可由从弹簧滑轮 511 延伸的线缆来辅助,该线缆支撑手持装置 100 的底座 1 并且该线缆被连接至机械支撑件 511a。

[0331] 保持线缆 511 在所有的使用时间允许手持装置的所有的自由度。

[0332] 另外,保持线缆可具有用以补偿其运载的手持装置的重量的机构(例如,通过针对复位弹簧调整的重量以使线缆加速),以便最小化用户疲劳(尤其是如果手术处理花费很长时间)。按照这种方式,当手持装置 100 被释放时,其保持在其位置或稍微倒退。

[0333] 机械支撑件 511a 能够由室的顶板 512、由靠在地板上的固定式或移动式推车 513 或由手术台支撑。

[0334] 局部机械联接由支撑单元(未示出)提供在上述的端部执行器 2 或底座 1 上。

[0335] 应用示例 1- 单膝关节置换术(UKA)

[0336] 在 UKA 中,工具被使用以制备用于计划位置和定向处的植入物固定的胫骨和股骨的骨骼。待切除的量与植入物在其处于其最终位置时的相反形状相一致。

[0337] 所使用的研磨策略还能够被用于所有的其它应用,其中,不得不切除或当使用时骨骼表面不得不再成形为患者的特定植入物。

[0338] 在这一方面,股骨处和胫骨侧处的(3D)骨骼量必须被切除,以便插入植入物部件。

[0339] 为此,所使用的工具典型地为研磨器和刮刀。

[0340] 图 7A 至图 7B 示出了适合的手持装置 100 的特定实施例。

[0341] 工具 3 是附接至端部执行器 2 的研磨器。

[0342] 驱动单元和端部执行器被分解成前部驱动单元 4a 和相应的端部执行器 2a 以及后部驱动单元 4b 和相应的端部执行器 2b。

[0343] 手持装置 100 提供三个自由度:

[0344] - 两个自由度由前部驱动单元 4a 提供(驱动单元包括平面五杆机构),

[0345] - 一个自由度(离开枢轴点的进给运动)由后部驱动单元 4b 提供。

[0346] 支撑单元 5 包括连接至底座 1 的一个尖针 50。

[0347] 尖针 50 意在和待处理的骨骼相邻的骨骼接触。

[0348] 在使用中,用户将支撑单元 5 推到与待处理的骨骼相邻的骨骼上,以便产生局部机械联接。

[0349] 应用示例 2- 全膝关节置换术(TKA)

[0350] 在 TKA 中,工具被使用以制备用于计划位置和定向处的植入物固定的胫骨和股骨的骨骼。

[0351] 通常在这种介入中使用的工具为锯条和钻具。

[0352] 典型地,在股骨处进行了五个平面切削并且在胫骨处进行了一个平面切削。

[0353] 根据第一实施例,工具由用户手持并且工具导轨被固定至手持装置的端部执行器。

[0354] 按照这种方式,工具本身由用户在一只手中自由操纵,但是工具由工具导轨引导,工具导轨的姿态通过根据本发明的系统以适当的方式限定,手持装置被保持在用户的另一只手中或由助手保持。

[0355] 图 8A 至图 8B 示出了适合的手持装置的特定实施例。

[0356] 这里为锯条导轨的工具导轨 20(但是如果工具为钻具时,其当然为钻具导轨)被附接至端部执行器 2。

[0357] 根据一个替代性的实施例,工具 3 本身被固定至端部执行器。

[0358] 工具导轨在该情况下不是必要的。

[0359] 图 8C 示出了这种手持装置的特定实施例。

[0360] 在该情况下,工具 3 为布置在端部执行器的端部处的锯条。

[0361] 手持装置提供六个自由度,六个自由度通过箭头指示:

[0362] - 两个自由度(XY 平面)由驱动单元提供给端部执行器的远侧部分,

[0363] - 两个自由度(XY 平面)由驱动单元提供给端部执行器的近侧部分,

[0364] - 一个自由度(沿 Z 轴线平移)由端部执行器提供,

[0365] - 一个自由度(绕 Z 轴线旋转)由端部执行器提供。

[0366] 该架构能够使锯条沿所有需要的方向移动以执行全膝关节置换术。

[0367] 在这里示出的示例中,支撑单元包括连接至底座 1 的两个尖针 50,两个尖针 50 意在待处理的骨骼接触。

[0368] 在使用中,用户将支撑单元推到待处理的骨骼上,以便产生局部机械联接。

[0369] 应用示例 3- 股骨髌臼撞击综合征 (FAI)

[0370] 图 9A 至图 9B 示出了根据本发明的第三实施例的手持装置。

[0371] 虽然不限于该特定应用,但所述装置适合于 FAI 的处理。

[0372] 在 FAI 的处理中,全局是股骨头颈接合点和 / 或髌臼缘处的不规则形状 (看起来像骨赘) 的关节镜切除。当前,CT/MRI 数据被用于手术前评估 (待切除的计划量的确定),并且 X-射线和关节镜图像被用于手术中定向。FAI 手术中的主要风险中的一个是过度切除 (这将导致髌关节不稳) 或过少切除 (这是修正手术最频繁的原因)。通常,使用每一厘米三个切口的关节镜方法被使用。通过关节镜入口来接近待处理的量。外科医生在仪器运动期间必须经由机器人系统避免对髌关节血液供应、软骨和 / 或关节囊的伤害:因此针对计划系统的补偿限定出安全区域。

[0373] 装置的实现与上文描述的装置相同的功能的部分具有相同的附图标记。

[0374] 因此,除其特定特征以外,将不再详细描述。

[0375] 图 9A 至图 9B 中示出的手持装置包括运载工具 3 的端部执行器 2;这里,工具 3 为刮刀。

[0376] 当然,用户能够使用另一工具。

[0377] 具体地,常规地在 FAI 处理中使用的手术工具为高速的研磨器和刮刀。

[0378] 该手持装置提供三个自由度:

[0379] - 两个自由度由驱动单元 4 提供:在这里示出的实施例中,驱动单元包括两个球形的五杆机构,两个球形的五杆机构由两个电机齿轮单元同步地移动。人们还能够使用平面连杆机构,而不是球形的五杆机构。

[0380] - 一个自由度 (刮刀的进给运动 (z- 平移)) 由端部执行器 2 提供。

[0381] 支撑单元 5 包括缓冲垫 54c,缓冲垫 54c 提供与患者身体的软组织 (更确切地,与髌的皮肤) 的接触区域。

[0382] 接触区域尽可能地大,以便减少施加到软组织的压力,以保持缓冲垫 54c 和组织之间的接触。

[0383] 缓冲垫 54c 可具有盘形形状并且被放置在患者身体的大体上平坦的部分上。

[0384] 缓冲垫反而可具有环形形状,从而使其能够放置在手术入口的周围。

[0385] 缓冲垫可通过条带或通过任何其它的装置 (例如,通过吸力效应,胶合剂或胶带) 固定至身体。

[0386] 在该情况下,患者的软组织提供局部机械联接的一定衰减。

[0387] 衰减可进一步由在支撑单元上实施的阻尼或弹簧特性来提供。

[0388] 另一可能性 (除了使用垫或真空垫以在支撑单元和软组织之间提供接触以外) 是将支撑单元连接至套管针,套管针可被使用以接近关节。

[0389] 尽管这种缓冲垫的有利之处在于其到患者身体的固定不是侵入的,但是接触软组织的另一可能性 (除了或不是) 是例如经由如针对其它种类的手术所描述的至少一个针来提供与在待处理的部分附近的骨骼的接触。

[0390] 所述至少一个针能够经由入口（工具能够通过所述入口被引入）或经由另一入口被插入到患者的身体中。

[0391] 参考文献

[0392] [Kwoh 1988]Kwoh YS,Hou J,Jonckheere EA,Hayati S:A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery,IEEE Transactions on Biomedical Engineering,1988,35(2):153-160

[0393] [Lavallee 1989]Lavallee S:A new system for computer assisted neurosurgery,IEEE Engineering in Medicine and Biology and Society,1989,3:926-927

[0394] [Bargar 1998]Bargar WL,Bauer A, **Börner** M:Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system,Clin Orthop Relat Res.1998Sep;(354):82-91

[0395] [Prymka 2006]Prymka M,Wu L,Hahne HJ,Koebke J,Hassenpflug J:The dimensional accuracy for preparation of the femoral cavity in HIP arthroplasty.A comparison between manual-and robot-assisted implantation of hip endoprosthesis stems in cadaver femurs,Arch Orthop Trauma Surg.2006Jan;126(1):36-44.Epub 2005Dec 8.

[0396] [Bach 2002]Bach CM,Winter P,Nogler M, **Göbel** G,Wimmer C,Ogon M:No functional impairment after Robodoc total hip arthroplasty:gait analysis in 25patients,Acta Orthop Scand.2002 Aug;73(4):386-91

[0397] [Maeso 2010]Maeso S,Reza M,Mayol JA,Blasco JA,Guerra M,Andradas E,Plana MN:Efficacy of the Da Vinci surgical system in abdominal surgery compared with that of laparoscopy:a systematic review and meta-analysis,Ann Surg.2010Aug;252(2):254-62

[0398] [Lieberman 2006]Lieberman IH,Togawa D,Kayanja MM,Reinhardt MK,Friedlander A,Knoller N,Benzel EC:Bone-mounted miniature robotic guidance for pedicle screw and translaminar facet screw placement:Part I--Technical development and a test case result,Neurosurgery.2006 Sep;59(3):641-50

[0399] [Plaskos 2005]Plaskos C,Cinquin P,Lavall é e S,Hodgson AJ:Praxiteles:a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty,Int J Med Robot.2005 Dec;1(4):67-79

[0400] [Davies 2007]Davies BL,Rodriguez y Baena FM,Barrett AR,Gomes MP,Harris SJ,Jakopec M,Cobb JP:Robotic control in knee joint replacement surgery,Proc Inst Mech Eng H.2007 Jan;221(1):71-80

[0401] [Yen 2010]Yen PL,Davies BL:Active constraint control for image-guided robotic surgery,Proc Inst Mech Eng H.2010;224(5):623-31

[0402] [Lonner 2010]Lonner JH,John TK,Conditt MA:Robotic Arm-Assisted UKA Improved Tibial Component Alignment:A Pilot Study,Clin Orthop Relat Res(2010)468:141 - 146

[0403] [Dorr 2011]Dorr LD,Jones RE,Padgett DE,Pagnano M,Ranawat AS,Trousdale

RT:Robotic guidance in total hip arthroplasty:the shape of things to come, Orthopedics. 2011 Sep 9 ;34(9):e652-5

[0404] [Cobb 2006]Cobb J,Henckel J,Gomes P,Harris S,Jakopec M,Rodriguez F,Barrett A,Davies B:Hands-on robotic unicompartmental knee replacement:a prospective,randomised controlled study of the acrobot system,J Bone Joint Surg Br. 2006 Feb ;88(2):188-97

[0405] [Strauss 2005]Strauss G,Koulechov K,Richter R,Dietz A,Trantakis C,Lüth T:Navigated control in functional endoscopic sinus surgery,Int J Med Robot, 2005, vol. 1, no. 3, pp. 31 - 41

[0406] [Brisson 2004]Brisson G,Kanade T,DiGioia A,Jaramaz B:Precision Freehand Sculpting of Bone,Proceedings of the 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention(MICCAI 2004), vol. 2, pp. 105 - 112

[0407] [Mitchell 2007]Mitchell B,Koo J,Iordachita M,Kazanzides P,Kapoor A,Handa J,Hager G,Taylor R:Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery,IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2007:623-629

[0408] [Uneri 2010]Uneri A,Balicki MA,Handa J,Gehlbach P,Taylor RH,Iordachita I:New Steady-Hand Eye Robot with Micro-Force Sensing for Vitreoretinal Surgery,Proc IEEE RAS EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatron. 2010 Sep 1 ; 2010(26-29):814-819

[0409] [Becker 2011]Becker BC,MacLachlan RA,Hager GD,Riviere CN:Handheld micromanipulation with vision-based virtual fixtures,IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA), 2011:4127-4132

[0410] [MacLachlan 2012]MacLachlan RA,Becker BC,Cuevas Tabaré s J,Podnar GW,Lobes LA,Riviere CN:Micron:An Actively Stabilized Handheld Tool for Microsurgery,IEEE Transactions on Robotics, Feb. 2012, 28(1):195-212

[0411] US 2006/0142657 A1(Quaid et al.)

[0412] WO 2011/133927 A2(Nikou et al.)

[0413] US 2005/0171553(Schwarz et al.)

[0414] US 2012/0143084(Shoham)

[0415] US 2011/0208196(Radermacher et al.)

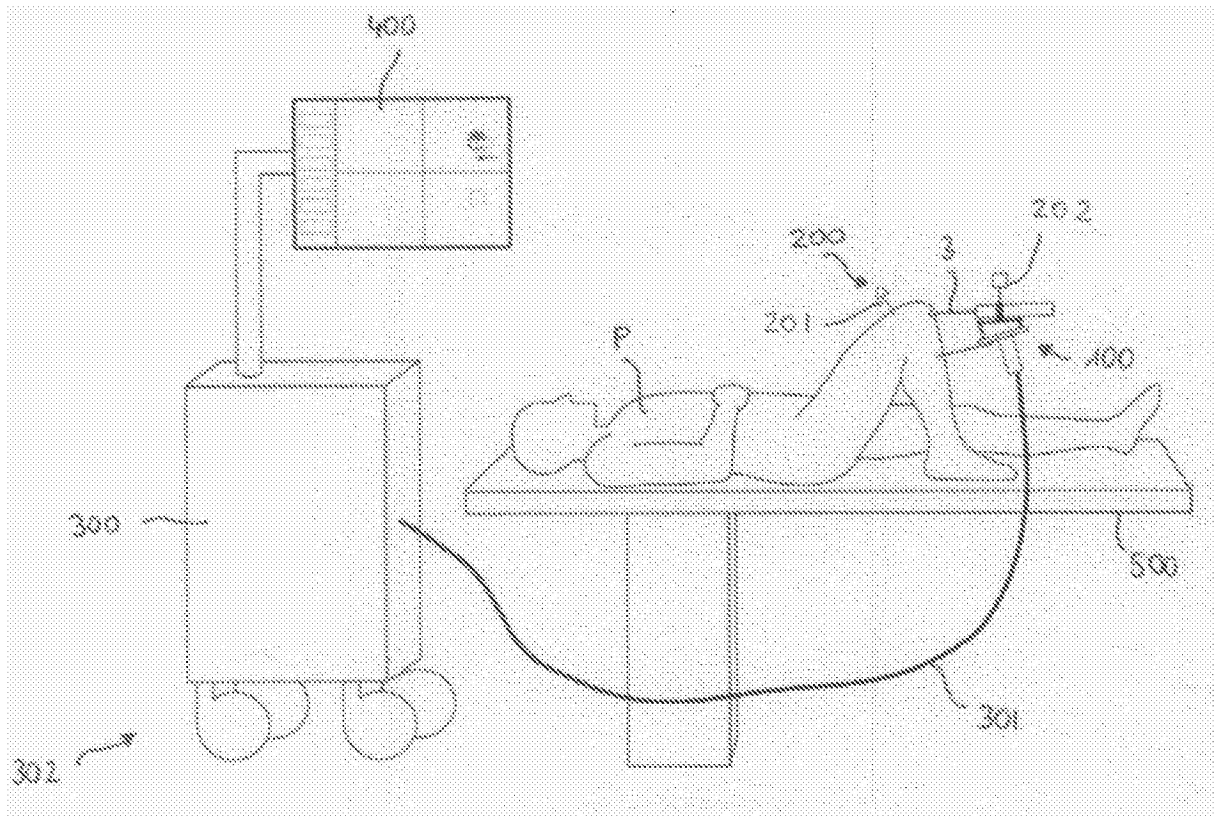


图 1

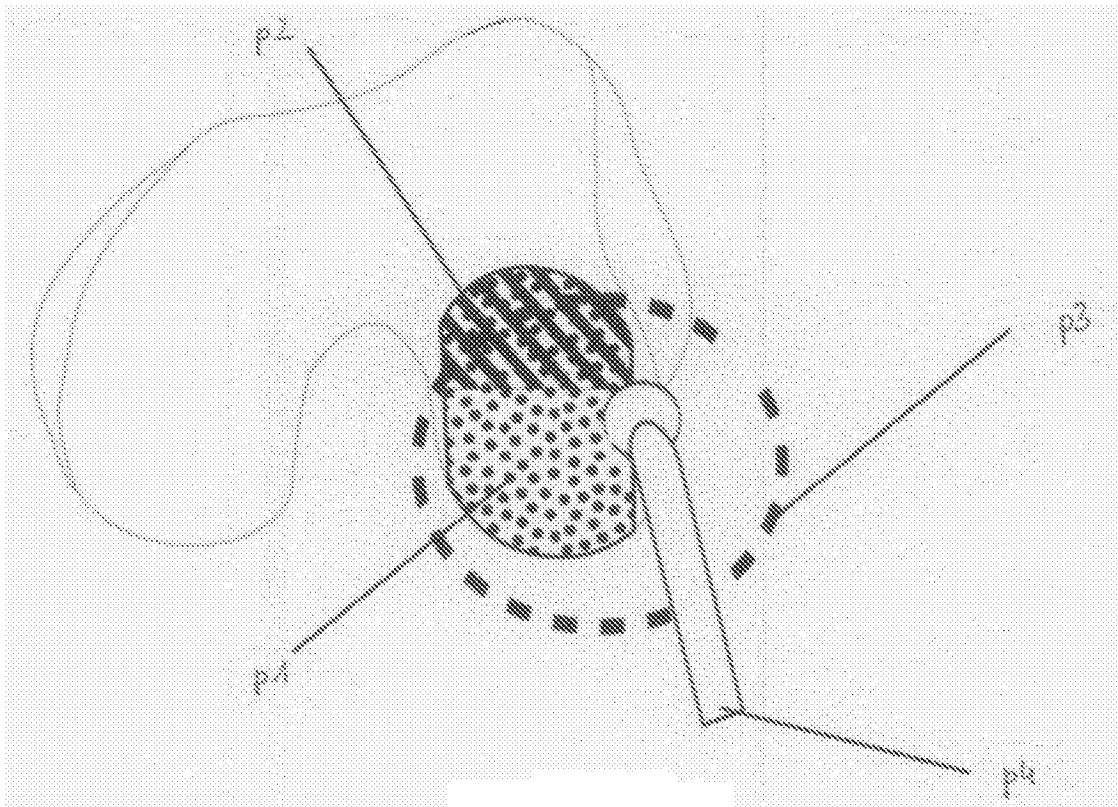


图 2

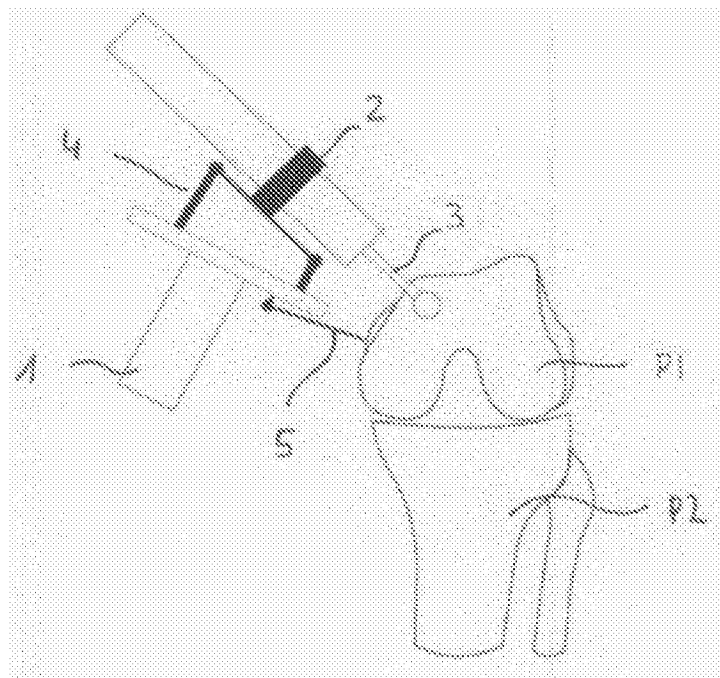


图 3A

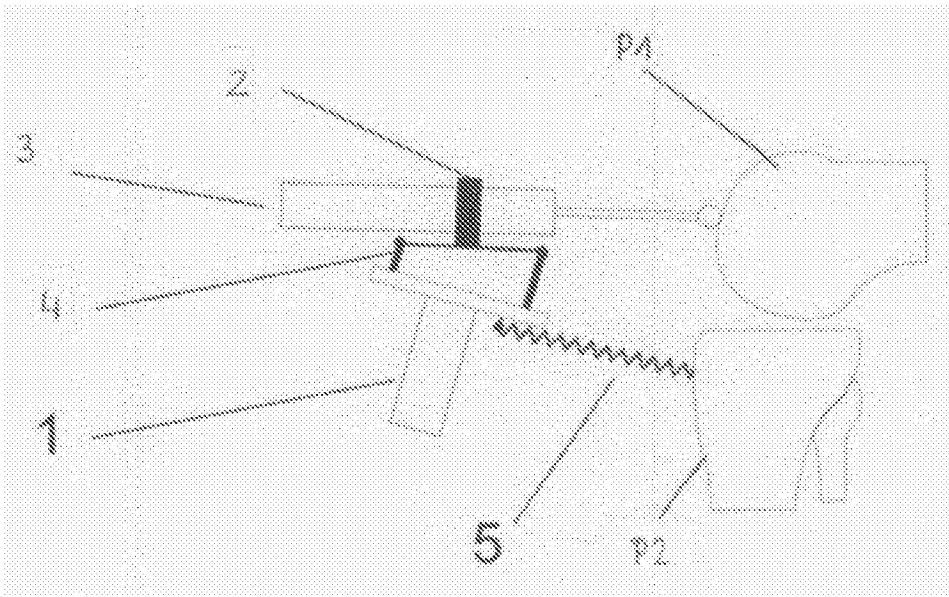


图 3B

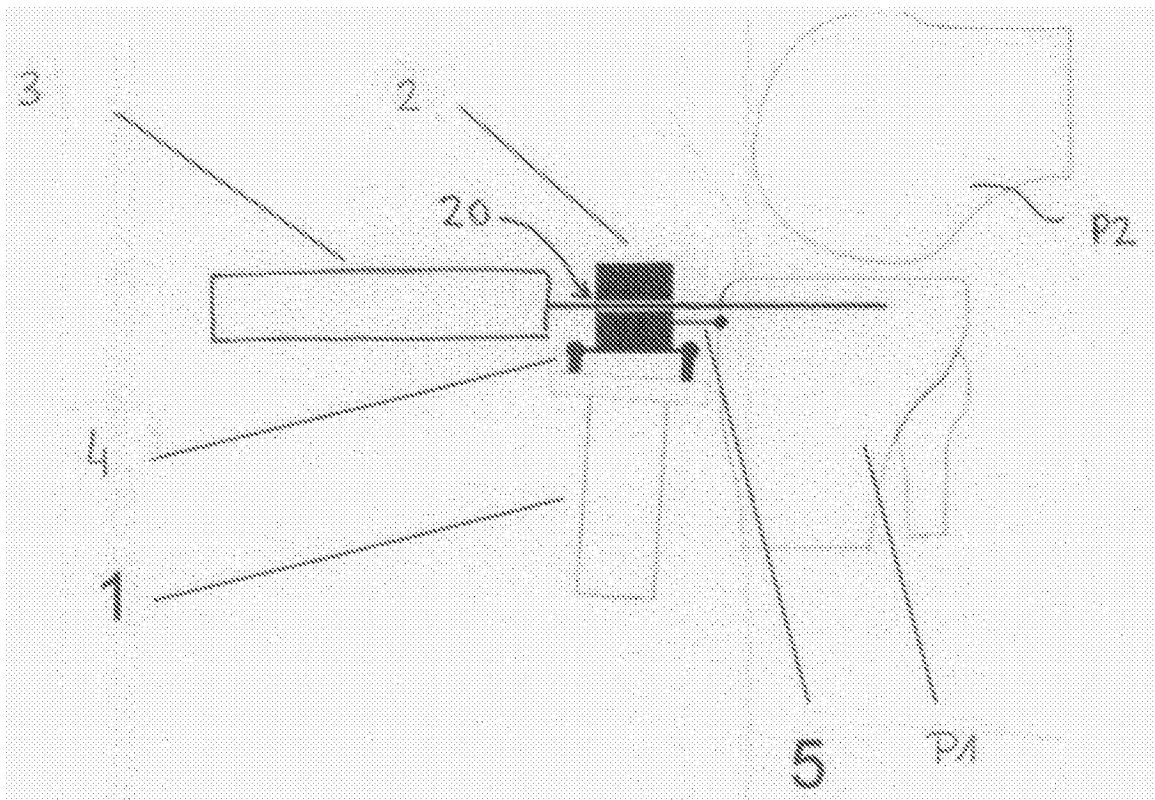


图 3C

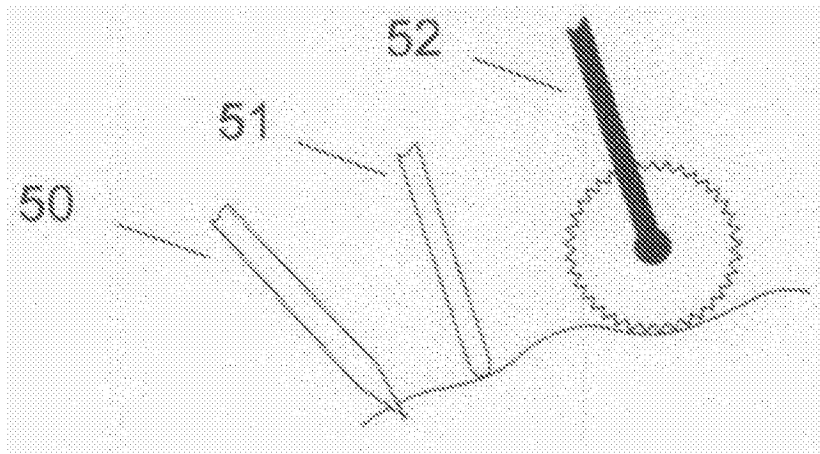


图 3D

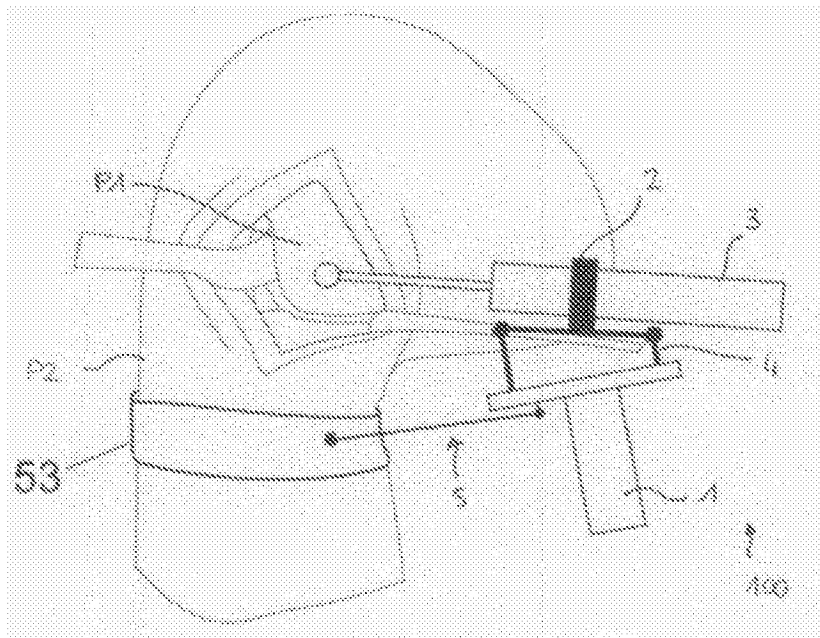


图 3E

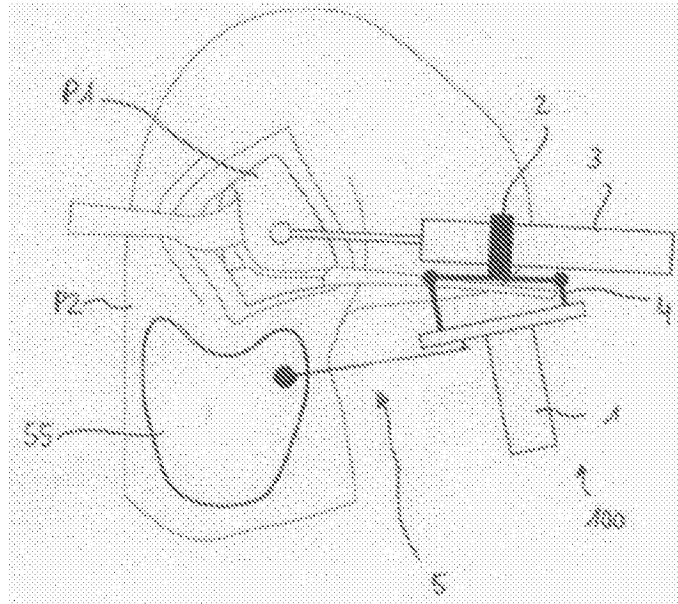


图 3F

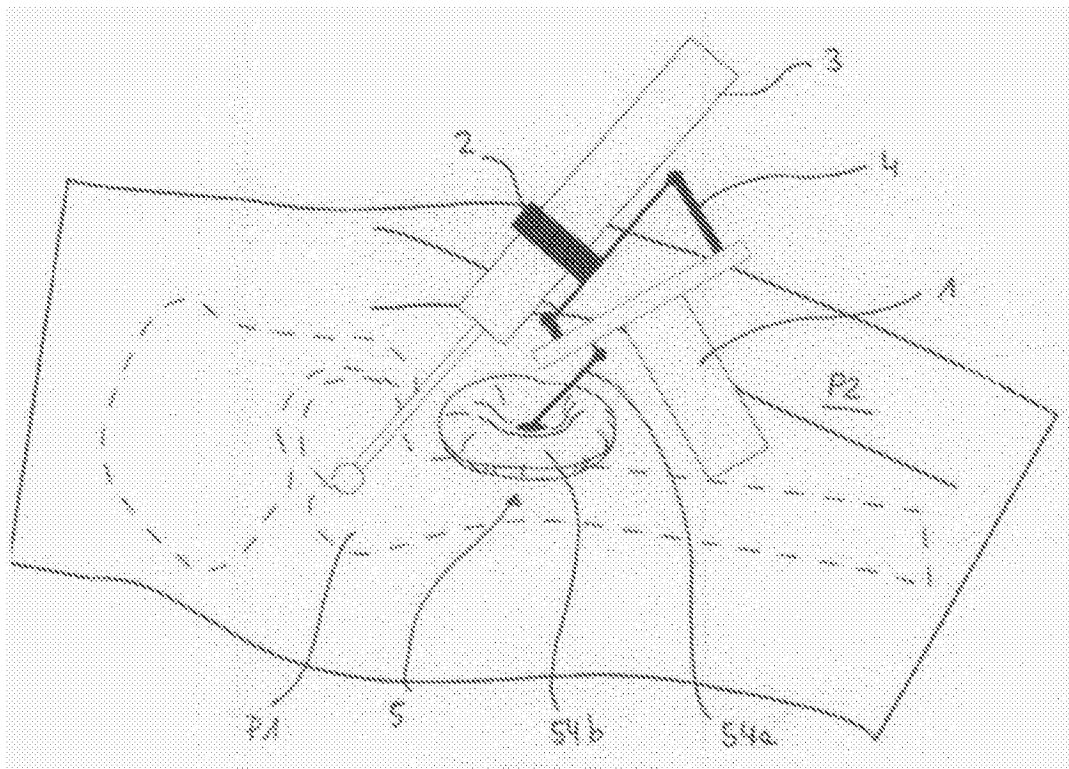


图 3G

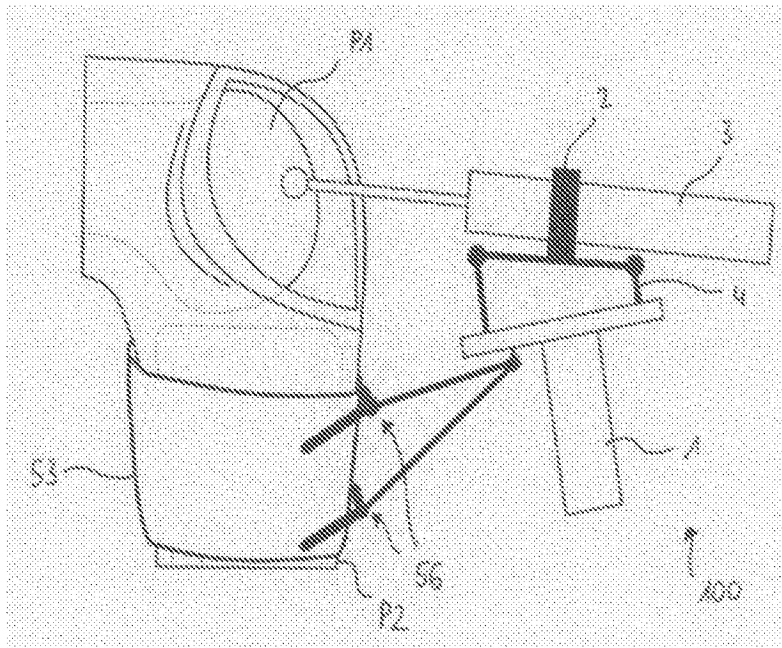


图 3H

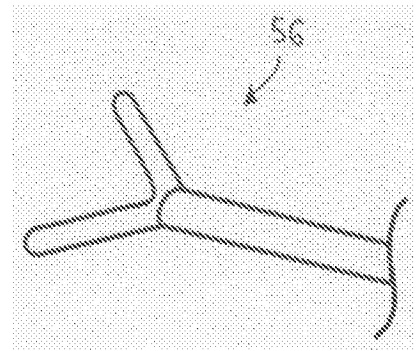


图 3I

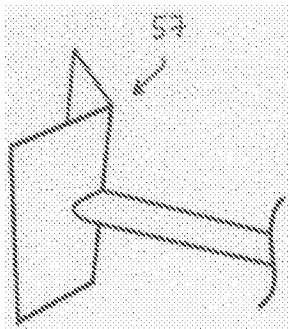


图 3J

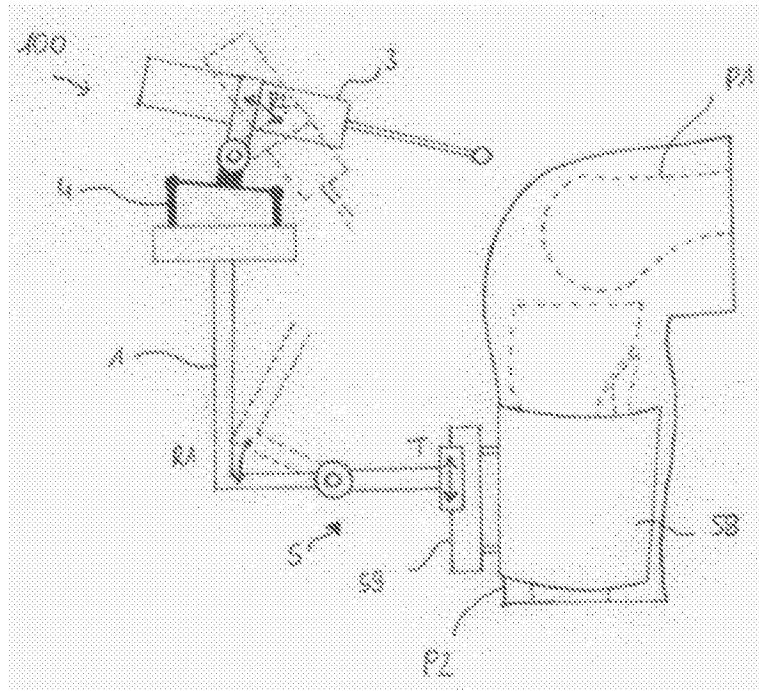


图 3K

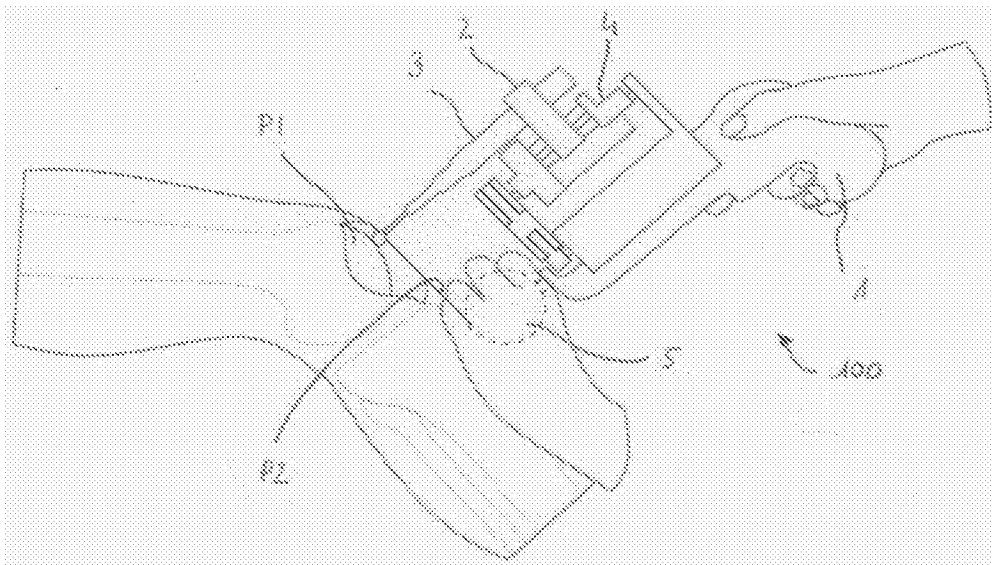


图 3L

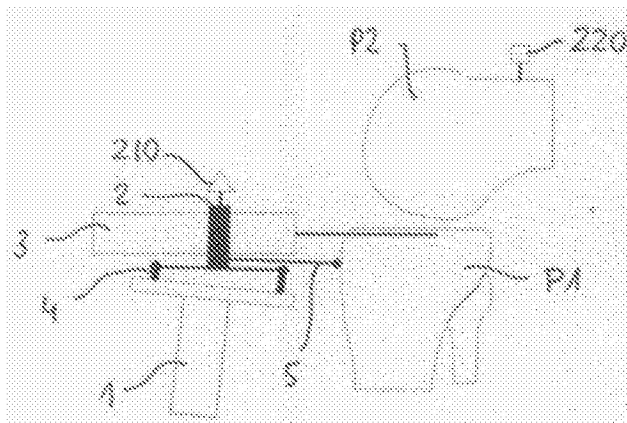


图 4A

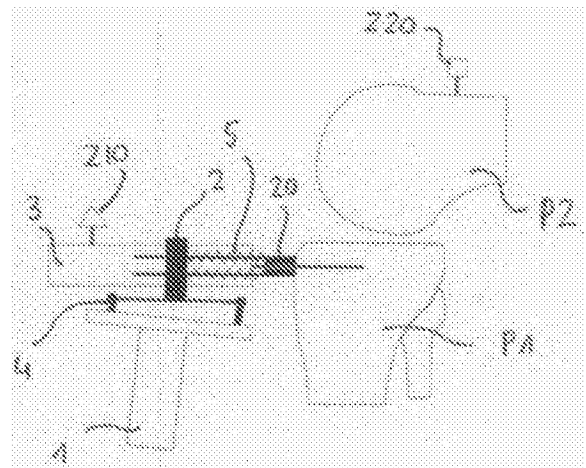


图 4B

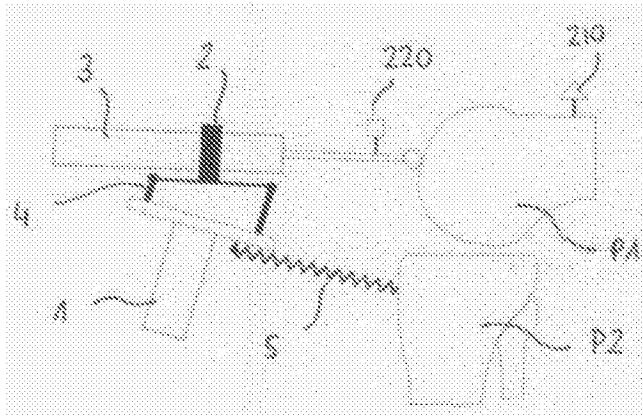


图 4C

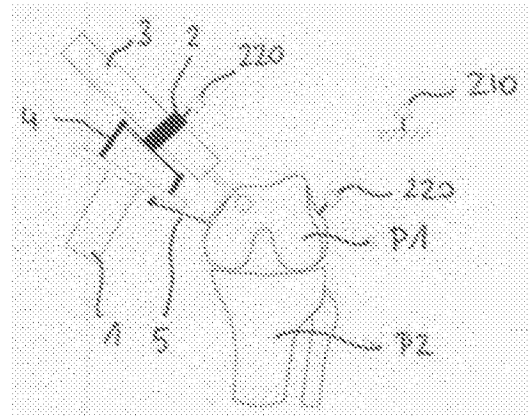


图 4D

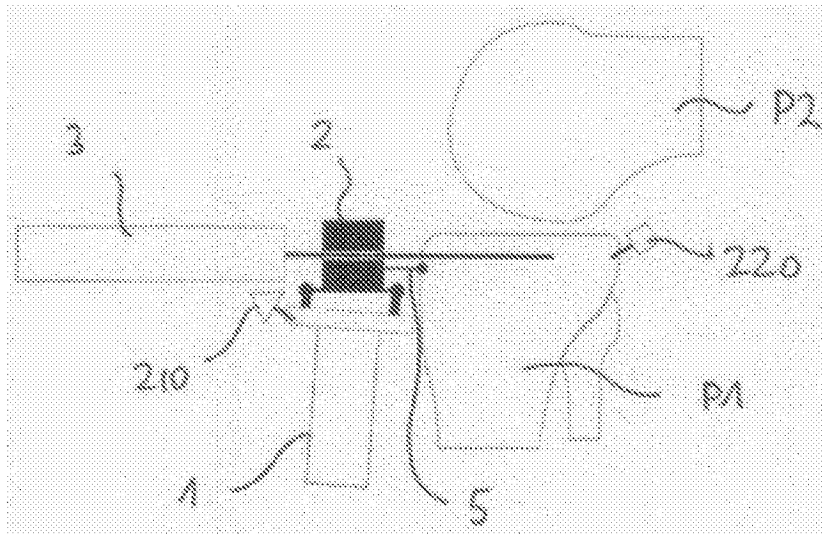


图 4E

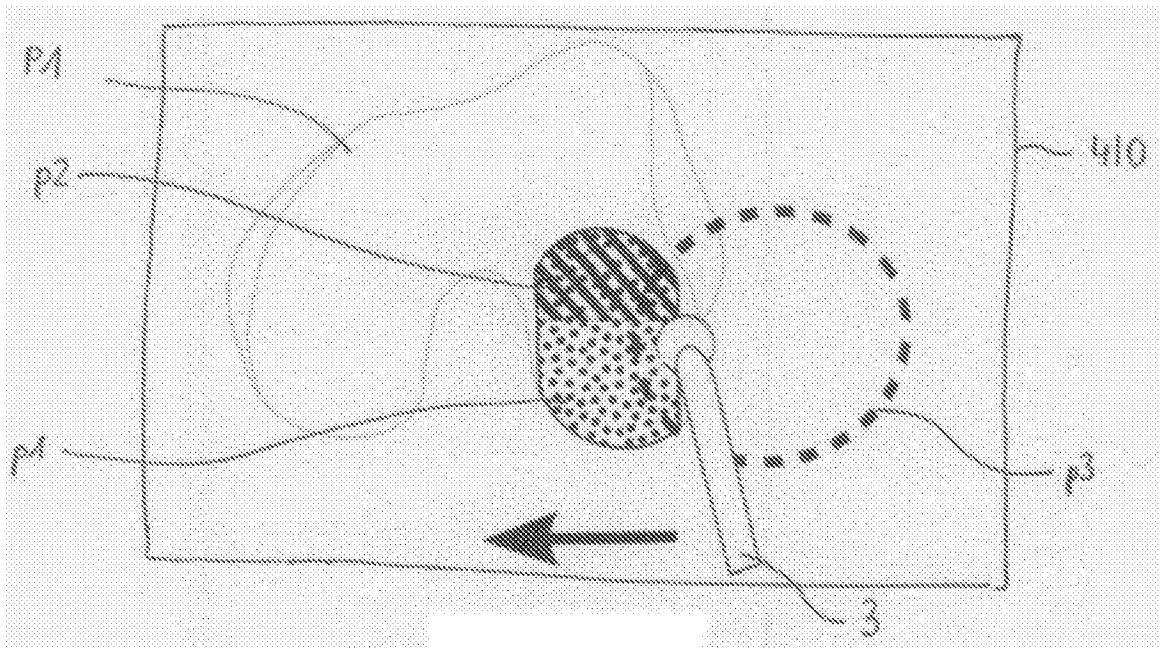


图 5A

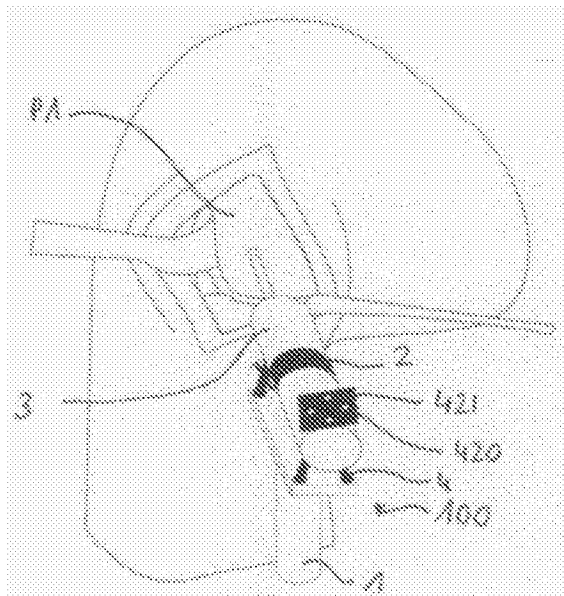


图 5B

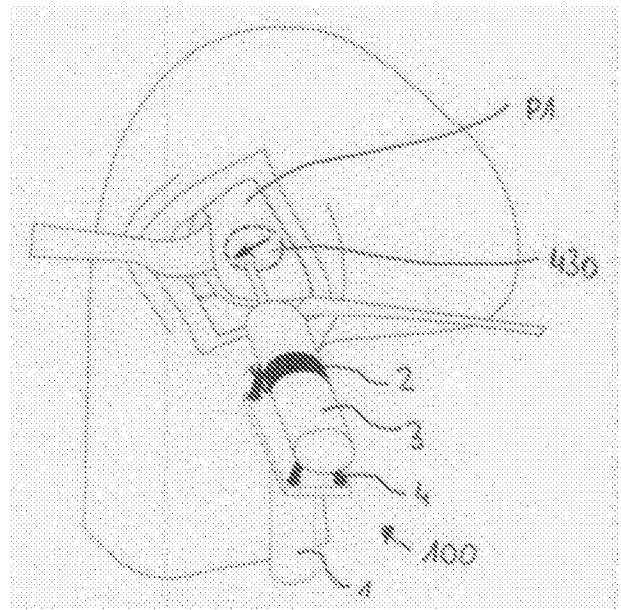


图 5C

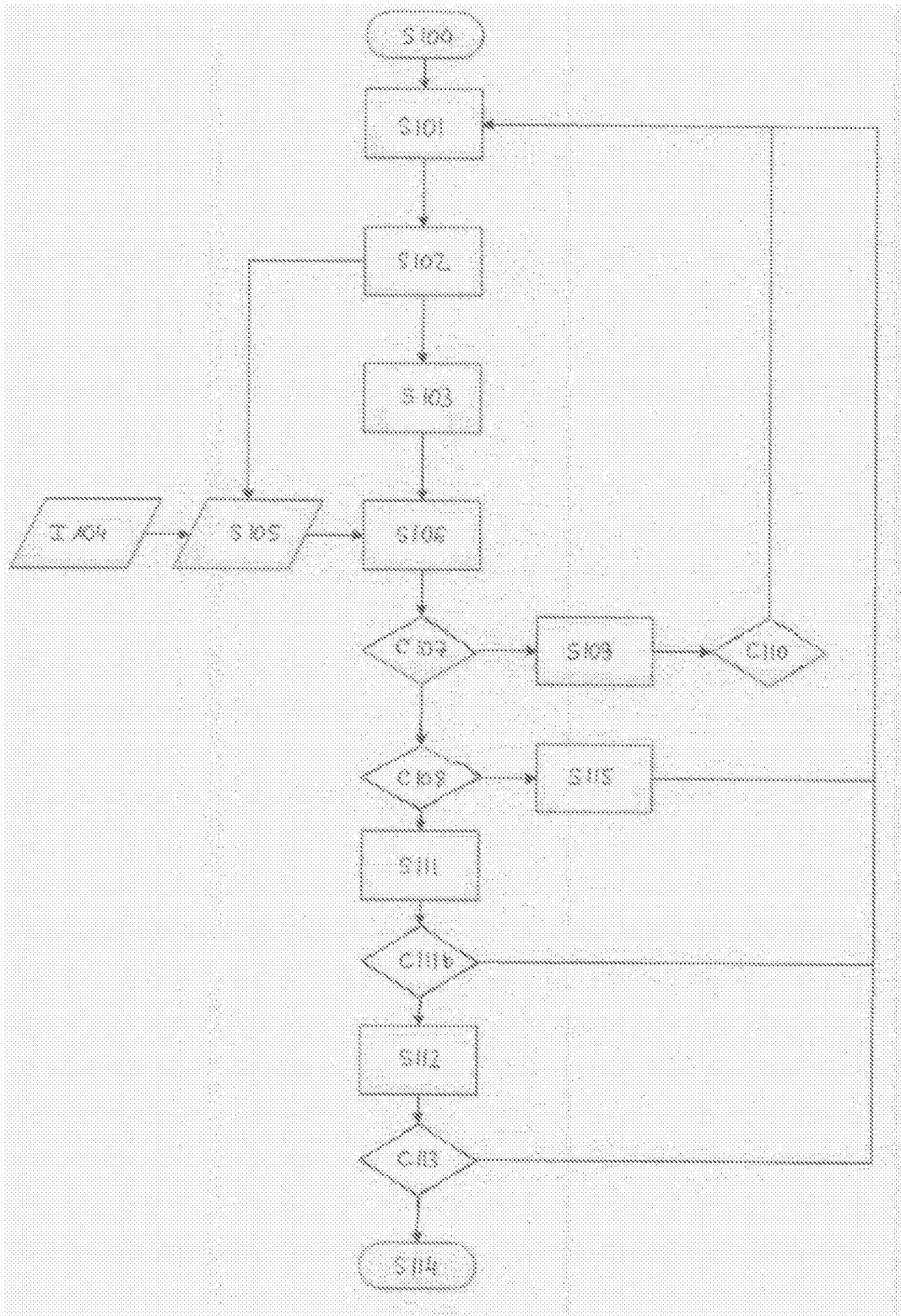


图 6

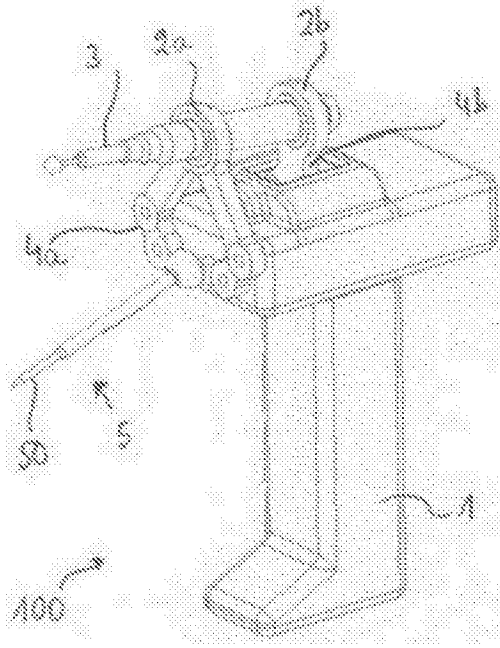


图 7A

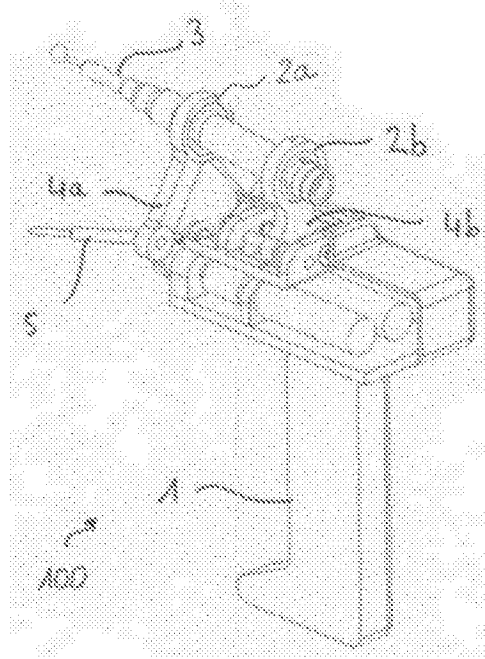


图 7B

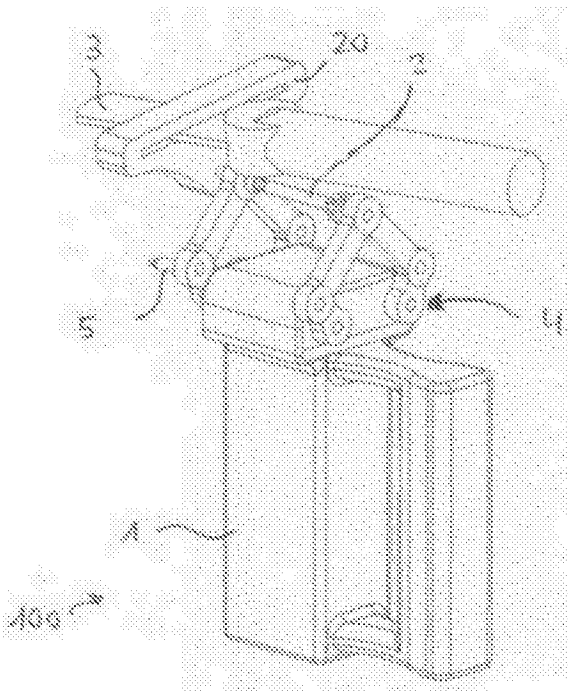


图 8A

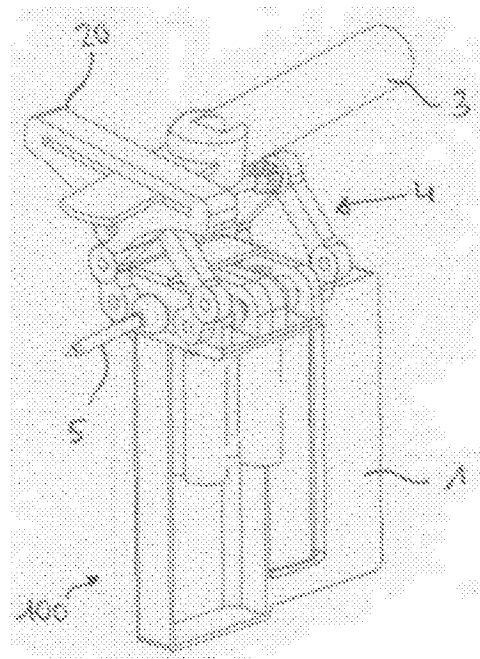


图 8B

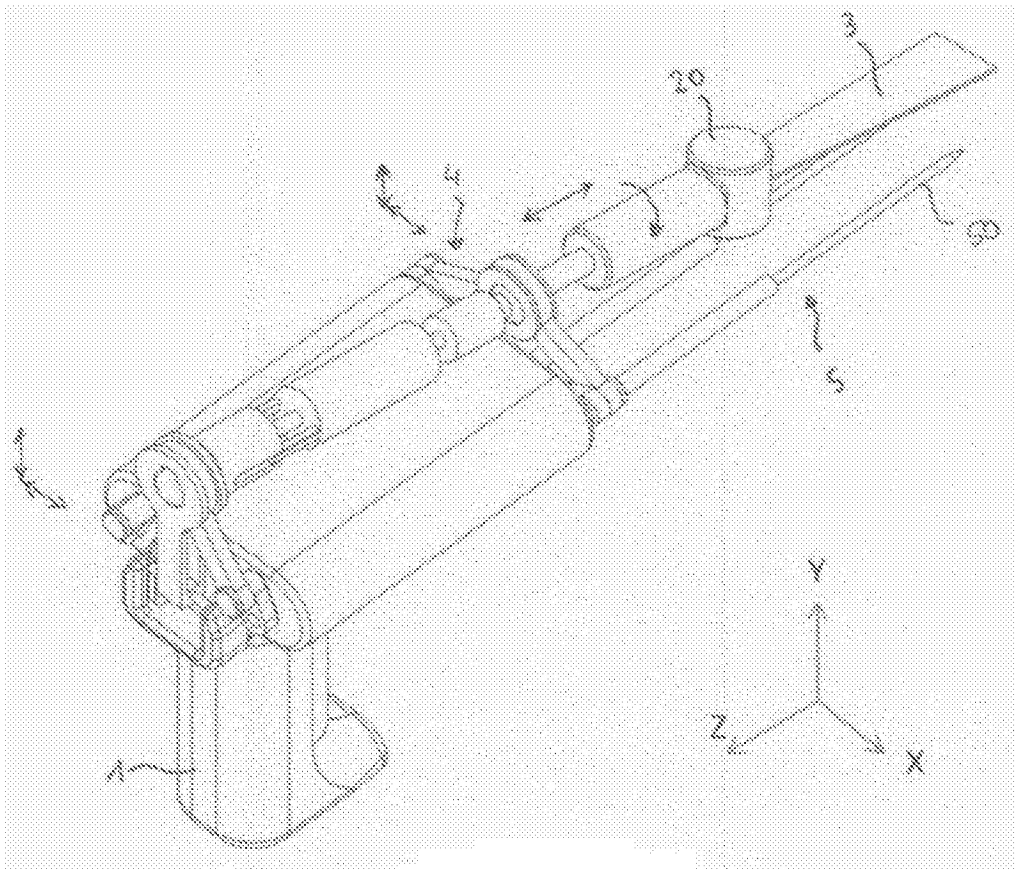


图 8C

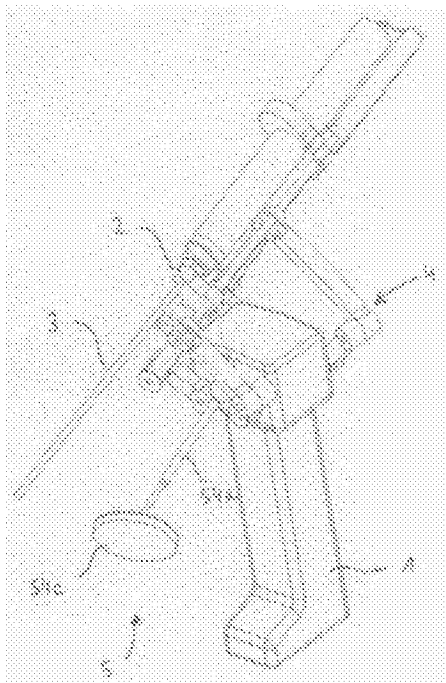


图 9A

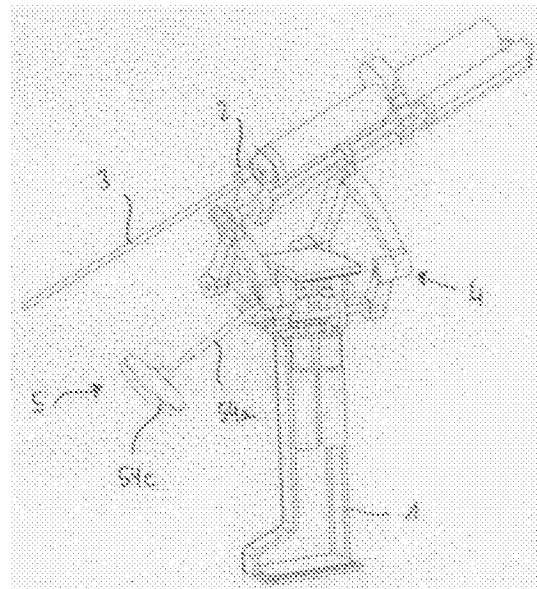


图 9B

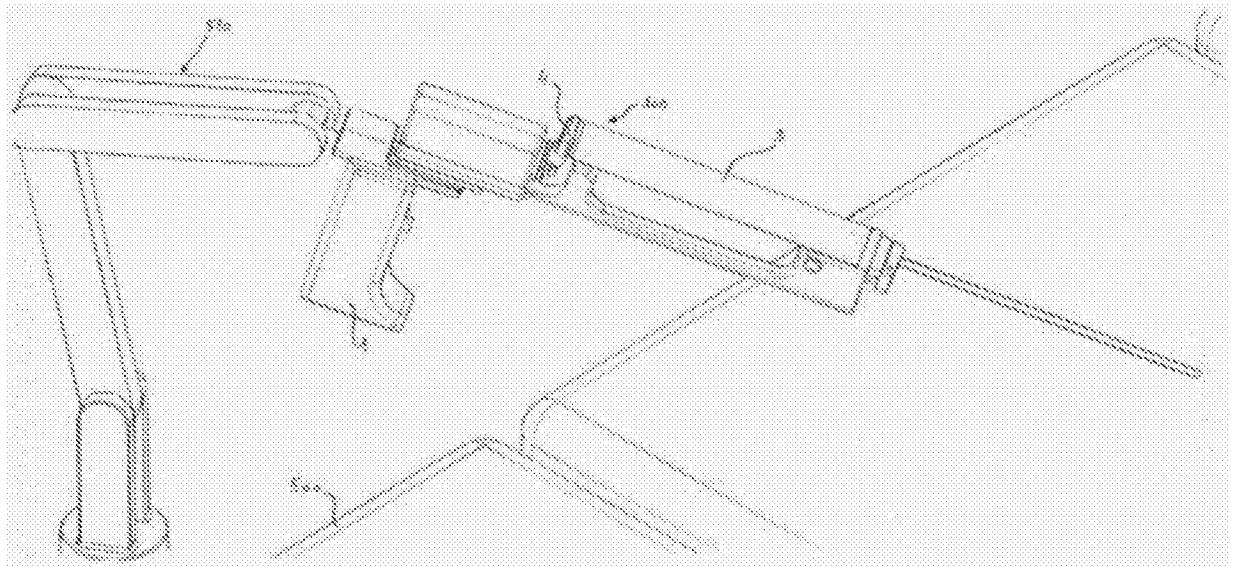


图 10

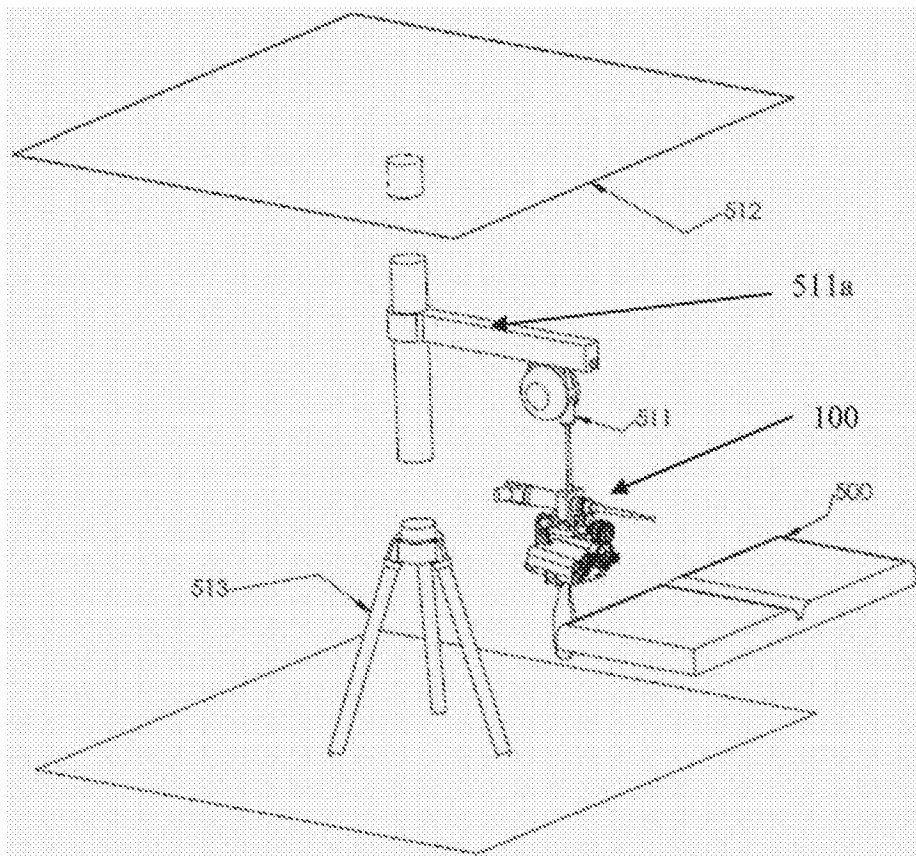


图 11