



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101002696 B

(45) 授权公告日 2010.05.12

(21) 申请号 200610108683.8

第 18 行至第 10 栏第 5 行、附图 1-8.

(22) 申请日 2006.08.03

CN 1091364 C, 2002.09.25, 全文.

(30) 优先权数据

11/195,852 2005.08.03 US

CN 1571651 A, 2005.01.26, 说明书第 9 页第 3-11 行, 第 9 页第 26 行至 10 页第 10 行, 第 11 页第 8 行至第 12 页第 14 行, 第 15 页第 21 行至第 16 页第 21 行, 第 17 页第 14 行至第 18 页第 15 行、附图 1-10D.

(73) 专利权人 香港理工大学

地址 中国香港

(72) 发明人 顾国强 麦福达 赵以甦

审查员 沈显华

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司  
责任公司 11219

代理人 王爱华 田军锋

(51) Int. Cl.

A61B 17/64 (2006.01)

A61B 17/60 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5707370 A, 1998.01.13, 全文.

US 5152280 A, 1992.10.06, 说明书第 3 栏第 26 行至第 5 栏第 24 行、附图 1-6.

EP 0385929 B1, 1994.08.10, 说明书第 4 栏

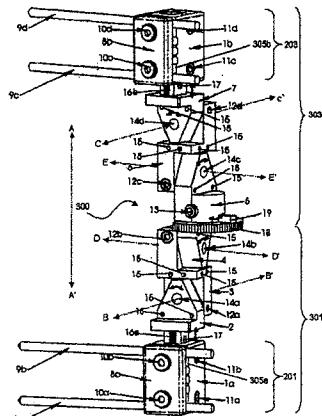
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

骨定位装置和系统

(57) 摘要

一种用以相对于第二骨段移动第一骨段的骨定位装置, 该装置包括: 在骨折或截骨部位周围可与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架; 在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件; 和多个接头, 各个接头具有单自由度, 并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动。该多个接头包括至少六个接头, 并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移。



1. 一种用以相对于第二骨段移动第一骨段的骨定位装置，该装置包括：

在骨折或截骨部位周围能够与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架；

能够联结到所述第一和第二骨支架的第一和第二标记保持器；

所述第一和第二标记保持器分别包括第一和第二标记，用于分别限定第一和第二骨段的相对定向和位置，并且其中，当所述标记保持器分别联结到所述骨支架时，每个标记相对于其相应的骨段具有固定的位置，

在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件；和

多个接头，各个接头具有单自由度，并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动；

其中该多个接头包括至少六个接头，并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移，

其中，第一和第二标记确定调整因子，所述调整因子表示用于将第一和第二骨段移动至复位位置所需的相对位移；

第一和第二骨支架能够与所述骨段相脱离，以允许所述接头相对于彼此且根据该调整因子而移动和锁定，以及

在接头根据调整因子而彼此移动和锁定后，第一和第二骨支架能够再联结到相应的骨段，以将第一和第二骨段保持在所述复位位置处。

2. 根据权利要求 1 所述的骨定位装置，其中，第一和第二骨支架的每一个均包括用以与相应的骨段接合的至少两个细长部件。

3. 根据权利要求 2 所述的骨定位装置，还包括能够联结到第一骨支架的第一和第二偏置定位器，以及能够联结到第二骨支架的第三和第四偏置定位器，用于在接头调整之后将第一和第二骨支架再联结到细长部件上。

4. 根据权利要求 3 所述的骨定位装置，其中，各个偏置定位器能够联结到其相应的细长部件。

5. 根据权利要求 4 所述的骨定位装置，其中，标记包括嵌入在所述标记保持器的外表面上用于限定其相应骨段的局部坐标系统的至少三个非共线的金属基准标记。

6. 根据权利要求 1 所述的骨定位装置，还包括用于示出所述接头中的一个接头的各对相邻部件的位移或转动的至少六个精密刻度尺或者位置传感器。

7. 根据权利要求 1 所述的骨定位装置，还包括至少六个电动机，每个电动机连接到六个接头中的一个接头上，以便为所述的一个接头的对应的一对相邻部件提供相对转动。

8. 根据权利要求 7 所述的骨定位装置，其中，所述电动机为步进电机。

9. 根据权利要求 1 所述的骨定位装置，还包括摩擦调整部件，用于为所述接头中的至少三个接头的运动提供可调阻力。

10. 根据权利要求 1 所述的骨定位装置，其中，所述的多个接头包括五个旋转接头和两个线性接头。

11. 根据权利要求 10 所述的骨定位装置，其中，一个线性接头邻近第一骨支架部件，并且另一个线性接头邻近第二骨支架部件，并且所述旋转接头位于所述线性接头之间。

12. 根据权利要求 11 所述的骨定位装置，其中，最靠近中心的旋转接头的旋转接头的

旋转轴线与该中心的旋转接头的旋转轴线共面并且垂直,最不靠近中心旋转接头的旋转接头的旋转轴线与最靠近中心旋转接头的旋转接头的旋转轴线相垂直,且垂直于中心旋转接头的轴线,并且所述线性接头具有与所述最不靠近中心旋转接头的旋转接头的旋转轴线相垂直的平移轴线。

13. 根据权利要求 11 所述的骨定位装置,包括用于对所述旋转接头中的至少四个的调整进行测量的传感器,以及能够联结到所述两个线性接头以测量调整的两个测量刻度尺。

14. 根据权利要求 13 所述的骨定位装置,还包括用于对中心旋转接头的旋转进行测量的测量刻度尺。

15. 一种用于对断骨进行骨折复位的骨定位系统,其中该断骨在骨折部位周围具有第一和第二骨段,该系统包括:

能够联结到所述断骨的骨定位装置,该骨定位装置包括:

在骨折或截骨部位周围能够与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架;

能够联结到所述第一和第二骨支架的第一和第二标记保持器,

所述第一和第二标记保持器分别包括第一和第二标记,用于分别限定第一和第二骨段的相对定向和位置,并且其中,当所述标记保持器分别联结至所述骨支架时,每个标记相对于其相应的骨段具有固定的位置,

在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件;和

多个接头,各个接头具有单自由度,并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动且锁定在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间;其中该多个接头包括至少六个接头,并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移,

用于扫描断骨和标记保持器以获取断骨和标记保持器的三维图像的三维医学成像装置,以及

用以基于该三维图像为所述六个接头的每一个确定调整因子的计算装置,其中,第一和第二标记确定调整因子,所述调整因子表示用于将第一和第二骨段移动至复位位置所需的相对位移;

第一和第二骨支架能够与所述骨段相脱离,以允许所述接头相对于彼此且根据该调整因子而移动和锁定,以及

在接头根据调整因子而彼此移动和锁定后,第一和第二骨支架能够再联结到相应的骨段,以将第一和第二骨段保持在所述复位位置处,

其中,根据其各自的调整因子围绕其各自轴线使得所述六个接头的所述的每对相邻部件相对转动或者平移,以执行所述骨折复位过程。

## 骨定位装置和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于整形外科手术应用中的包括外部装置及其附件的系统，并且更具体涉及一种使用该装置的方法，用以相对于一个骨段对另一个骨段进行定位和固定。

### 背景技术

[0002] 在各种整形外科应用中，经常需要相对彼此地定位和固定两个骨段。手术治疗长骨骨折是一个典型的例子。已知各种技术用于在愈合期间将骨折部分保持在一起。其中的一种技术为外部固定，其中在骨折位置的每一侧将骨钉插入断骨中，并且然后通过可调整夹具将骨钉连接到支架。然后将夹具紧固以保持骨折部分相对彼此进行固定。

[0003] 传统的外部固定器设计通常缺乏足够的自由度以促进断骨重新对位过程。例如，在名称为“External axial fixation device”并且于 1986 年 11 月 11 日授予 DeBastiani 等人的美国专利 No. 4,621,627，以及名称为“Patient-operated orthopedic devices”并且于 1998 年 8 月 4 日授予 Richardson 的美国专利 No. 5,788,695 中披露了外部固定器设计，该设计使用两个球窝接头和一个套筒接头并且因此可允许进行三维调整。此外，名称为“Method and apparatus for external fixation of largebones”并且于 1997 年 9 月 2 日授予 Bailey 等人的美国专利 No. 5,662,650 披露了一种外部固定器设计，该设计使用四个旋转接头、一个中心旋转接头和两个套筒接头并且因此可允许进行三维调整。然而，旋转接头的锯齿形锁定机构并不允许在任意位置处将接头定位并且固定。因此，可控调整可能比较困难。此外，目前很多的接头设计并不便于直接读取接头位置。因此，可控调整可能更加困难。

[0004] 在目前的临床应用中，使用外部固定器的骨折复位可被认为是一种反复试验过程。通常，外科医生备有通过使用 X 射线或 C 手臂获得的二维图像，基于该图像，外科医生需要处理骨折部位以将近部和远部骨段重新对位。该过程涉及反复地解锁固定接头、处理骨折部位、重锁固定接头以及检查静态二维荧光图像。如果骨折移位本质上是三维的，则基于有限视野和静态二维图像将三维移位复位相当困难。外科医生必须具备娴熟的技术，以便在脑海中重建骨折骨段之间的时空关系并且在进行调整时保持眼睛和手的协调性。而且，当固定接头松动时，将影响到该构造目前所实现的稳定性。因此，这种传统骨折复位过程是过度主观性的和耗时的，并且复位精确性因经验而异。该过程有时可在骨折部位周围造成额外的组织损伤，这将损害到组织完整性并且延缓骨折愈合过程。而且，由于在复位过程中需要多次进行成像，该过程可易于使得外科医生和患者遭受过量辐射。

### 发明内容

[0005] 因此，本发明的一个目的在于提供一种改进的外部固定装置，其允许进行可控三维调整，或者至少为公众提供一种有用的选择。

[0006] 本发明进一步的目的在于提供一种改进的断骨重新对位方法和系统，与传统方法相比，其调整可以更加精确，或者至少为公众提供一种有用的选择。

- [0007] 根据本发明的一个方面,用以相对于第二骨段移动第一骨段的骨定位装置包括 :
- [0008] 在骨折或截骨部位周围可与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架;
- [0009] 能够联结到所述第一和第二骨支架的第一和第二标记保持器;
- [0010] 所述第一和第二标记保持器分别包括第一和第二标记,用于分别限定第一和第二骨段的相对定向和位置,并且其中,当所述标记保持器分别联结到所述骨支架时,每个标记相对于其相应的骨段具有固定的位置,
- [0011] 在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件;和
- [0012] 多个接头,各个接头具有单自由度,并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动;
- [0013] 其中该多个接头包括至少六个接头,并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移,
- [0014] 其中,第一和第二标记确定调整因子,所述调整因子表示用于将第一和第二骨段移动至复位位置所需的相对位移;
- [0015] 第一和第二骨支架能够与所述骨段相脱离,以允许所述接头相对于彼此且根据该调整因子而移动和锁定,以及
- [0016] 在接头根据调整因子而彼此移动和锁定后,第一和第二骨支架能够再联结到相应的骨段,以将第一和第二骨段保持在所述复位位置处。
- [0017] 根据本发明的第二个方面,提供一种断骨的骨折复位方法,该断骨在骨折部位周围具有第一和第二骨段,该方法包括 :
- [0018] 将骨定位装置联结到断骨,该骨定位装置包括 :
- [0019] 在骨折或截骨部位周围可与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架;
- [0020] 在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件;和
- [0021] 多个接头,各个接头具有单自由度,并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动;
- [0022] 其中该多个接头包括至少六个接头,并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移。
- [0023] 扫描该断骨,以获得骨段的三维图像;
- [0024] 基于该三维图像为所述六个接头的每一个确定调整因子,其中该调整因子表示用于将骨段从骨折位置处移动到复位位置处所需的相对位移;以及
- [0025] 根据其各自的调整因子围绕其各自轴线使所述六个接头的所述的每对相邻部件转动或者平移,以施行所述骨折复位过程。
- [0026] 根据本发明再一个方面,提供一种用于对断骨进行骨折复位的骨定位系统,其中该断骨在骨折部位周围具有第一和第二骨段,该系统包括 :
- [0027] 可联结到断骨的骨定位装置,该骨定位装置包括 :
- [0028] 在骨折或截骨部位周围可与断骨或截骨的第一和第二骨段接合的第一和第二骨支架;
- [0029] 能够联结到所述第一和第二骨支架的第一和第二标记保持器,

[0030] 所述第一和第二标记保持器分别包括第一和第二标记,用于分别限定第一和第二骨段的相对定向和位置,并且其中,当所述标记保持器分别联结至所述骨支架时,每个标记相对于其相应的骨段具有固定的位置,

[0031] 在第一和第二骨支架之间延伸的一系列连接部件;和

[0032] 多个接头,各个接头具有单自由度并且在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间提供相对运动且锁定在相邻连接部件之间以及在邻近第一和第二骨支架的连接部件之间;

[0033] 其中该多个接头包括至少六个接头,并且允许第一骨支架相对于第二骨支架关于六个自由度进行可控的相对转动和平移,

[0034] 用于扫描断骨和标记保持器以获取断骨和标记保持器的三维图像的三维医学成像装置,以及

[0035] 用以基于该三维图像为所述六个接头的每一个确定调整因子的计算装置,其中,第一和第二标记确定调整因子,所述调整因子表示用于将第一和第二骨段移动至复位位置所需的相对位移;

[0036] 第一和第二骨支架能够与所述骨段相脱离,以允许所述接头相对于彼此且根据该调整因子而移动和锁定,以及

[0037] 在接头根据调整因子而彼此移动和锁定后,第一和第二骨支架能够再联结到相应的骨段,以将第一和第二骨段保持在所述复位位置处,

[0038] 其中根据其各自的调整因子围绕其各自轴线使得所述六个接头的所述的每对相邻部件相对转动或者平移,以施行所述骨折复位过程。

[0039] 从下面的详细描述并参考附图可以清楚本发明的其它方面和优点,该描述通过实例示意出本发明的原理。

## 附图说明

[0040] 图 1 是根据本发明示例性实施例的骨定位装置的透视图,骨定位装置处于中立构形并且未设置传感器和相应的安装构件;

[0041] 图 2 是图 1 装置的透视图,设有传感器和相应的安装构件;

[0042] 图 3 是图 1 和 2 装置的铰接接头的分解视图;

[0043] 图 4 是图 1 和 2 装置的导轨部件的后视图;

[0044] 图 5 是图 1 和 2 装置的连接部件的前视图;

[0045] 图 6 是图 1 和 2 装置的基准标记保持器的侧视图;

[0046] 图 7 是图 1 和 2 装置的骨钉偏置定位器的侧视图;

[0047] 图 8 是图 7 的骨钉偏置定位器和骨钉的分解视图;

[0048] 图 9 是图 1 和 2 装置的中心旋转接头的分解视图;

[0049] 图 10 是图 2 装置的传感器安装组件的分解视图;

[0050] 图 11 是图 1 和 2 装置的第一安装部件的透视图;

[0051] 图 12A-F 和 C' 示意图出根据本发明另一个方面的示例性骨折复位方法的工作流程;

[0052] 图 13 示意图出图 12 方法的操作工作流程;

[0053] 图 14 示意图出图 13 方法的分析工作流程部分;

[0054] 图 15 示意出骨定位系统的软件构架。

### 具体实施方式

[0055] 本领域普通技术人员将会意识到,传统外部固定器设计缺乏可控调整性,并且目前的外部固定器应用缺乏用于制定如何应用和调整外部固定器以便于断骨定位的系统方法,这使得传统应用比较困难并且带有主观性。如果在骨折部位处的变形具有六个自由度(即,关于成一组的三条正交轴线的三个平移和三个转动自由度),为了完成断骨重新对位过程,外部固定装置需要至少六个自由度。

[0056] 图 1 和 2 示意了处于其中立构形的根据本发明的示例性骨定位装置 300 的实施例。该骨定位装置 300 具有通过中心旋转接头 42(见图 9)连接并且可围绕轴线 A-A' 相对彼此进行转动的近部和远部 301、303。远部和近部 301、303 的每一个均包括:骨钉夹具组件 201、203;导轨部件 2、7;连接部件 3、6;和旋转接头部件 4、5,它们串联连接并且在其中立构形处沿着轴线 A-A' 纵向延伸。骨钉组件 1a、1b 和导轨部件 2、7 分别通过测量刻度尺 16a、16b 连接,它们允许沿着轴线 A-A' 的方向进行相对直线运动。

[0057] 导轨部件 2、7 和连接部件 3、6 分别通过轴 14a、14d 连接,它们用作铰接接头并且允许分别围绕轴线 B-B' 和 C-C' 相对于彼此进行转动。连接部件 3、6 和旋转接头部件 4、5 分别通过轴 14b、14c 连接,它们用作铰接接头并且允许分别围绕轴线 D-D' 和 E-E' 相对于彼此进行转动。

[0058] 在该示例性实施例中,在装置 300 的中立构形处,轴线 A-A'、B-B' 和 D-D' 至少基本上相互垂直;轴线 C-C' 和 B-B' 至少基本上相互平行;轴线 D-D' 和 E-E' 至少基本上相互平行。本领域普通技术人员可以理解,这些轴线的其它定向也可能是合适的。

[0059] 因此,骨定位装置 300 主要包括连接各个部件的 7 个接头 16a、14a、14b、42、14c、14d、16b;每个接头具有两个相邻部件,并且每一个均具有单自由度。如下所述,各个接头均有助于进行连续和可控调整。

[0060] 各个骨钉夹具组件 201、203 包括:骨钉夹具本体 1a、1b;骨钉垫 8a、8b;和用于插入各个骨段 51、50(见图 12a)中的一对骨钉 9a、9b、9c、9d。因此骨钉 9a-9b 可被定位,并且由此被骨定位装置 300 控制的骨段 51、50 可被定位。在各个骨钉夹具本体 1a、1b 的侧面 305a、305b 上设有凹槽。通过使用穿过骨钉垫 8a、8b 延伸进入骨钉夹具本体 1a、1b 中的螺钉 10a-d,骨钉 9a-9d 在各个侧面 305a、305b 和两个骨钉垫 8a、8b 之间被夹紧。这样,通过松动螺钉 10a-d,骨定位装置 300 可与骨钉 9a-d 分离。骨钉 9a-d 的两端均延伸到其各自的骨钉夹具组件 201、203 的外侧,一端穿入骨段中,另一端允许联结附件,这将参考图 6-8 详细描述。

[0061] 固定螺钉 11a-d 延伸到骨钉夹具本体的内部,用于将骨钉夹具本体 1a、1b 紧固到导轨部件 2、7 的相应凹槽 17a、17b 上,从而它们被牢固连接。

[0062] 参考图 2,传感器 21a-d 可通过第一和第二安装部件 22a-d、23a-d 以及螺钉 24a-p 联结到各个导轨部件 2、7 和如图 9 所示的旋转接头部件 4、5,用于确保在各对导轨部件-连接部件和连接部件-旋转接头部件之间能够相对转动。为了测量的目的,还将传感器连接到计算机(未示出)。测量刻度尺 16a、16b、18 和传感器 21a-d 由此为骨定位装置提供精确的调整能力。图 3、4、5 示意出连接部件和相邻部件之间的连接,使用连接部件 6 作为例子。

连接部件 6 具有至少基本上彼此垂直并且通过平台 311 连接的一对壁 307、309。各个壁具有圆形的轴孔 27d、27c，该轴孔 27d、27c 分别用于容纳导轨部件 7 和旋转接头部件 5（在图 3 中未示出）的轴 14d、14c。轴 14d、14c 在一端分别被压配到导轨部件 7 和旋转接头部件 5 的轴孔 30、40。在另一端，其延伸到壁 307、309 的背面 319、321 的外侧，以允许联结钮扣件 20d、20c，所述钮扣件分别用于限制导轨部件 7 和旋转接头部件 5 相对于连接部件 6 沿着轴 14d、14c 进行平移。分别在壁 307、309 上形成两个狭槽 26d、26c，各个狭槽从相应轴孔 27d、26c 延伸到连接部件 6 的上表面和底表面 313d、313c。这种狭槽赋予连接部件的壁一定弹性。形成具有埋头孔 28d、28c 的两个非螺纹孔，所述非螺纹孔分别从壁 307、309 的两个侧面 315d、315c 延伸至两个狭槽 26d、26c。形成与非螺纹孔 28d、28c 同心的两个螺纹孔 29，它们分别从狭槽 26d、26c 延伸至两个侧面 317d、317c。通过轴 14d、轴孔 27d、狭槽 26d、螺钉 12d、非螺纹孔 28d、螺纹孔 29 和钮扣件 20d，可以在导轨部件 7 和连接部件 6 之间实现连续的相对转动，并且接头刚度受到控制。可以理解，各个连接部件和导轨部件或旋转接头部件之间的连接可以类似地实现。

[0063] 参考图 9，两个球头弹簧定位销 321d、321c 在连接部件 6 的壁 307、309 的前表面 327、329 处插入，当与分别设置在导轨部件 7 和旋转接头部件 5 的背面 331、333 处的两个孔配合时，允许将铰接接头定位在其中立位置处。

[0064] 图 6 示意出可联结到骨钉 9a-d 另一端的基准标记保持器 31。在标记保持器 31 上设有用于使得骨钉穿过的孔 32。直径为 1mm 的三个铬涂层不锈钢基准标记 33 在最外表面上嵌入，并且并不排列成一条单独直线，从而用于限定骨折骨段的局部坐标系统。在该示例性实施例中，设置两个基准标记保持器，用于分别联结到两个骨钉组件。

[0065] 图 7 和 8 示意出可联结到整体由附图标记 9 表示的骨钉的骨钉偏置定位器 34。该骨钉偏置定位器 34 通常具有圆形形状，并且具有用以允许骨钉 9 穿过的孔 36 以及用于利用固定螺钉 37 将骨钉偏置定位器 34 紧固到骨钉 9 上的螺纹孔 35。在该示例性实施例中，四个骨钉偏置定位器分别设置为四个骨钉 9a-d，用于在调整过程中定位骨定位装置 300 的近部骨钉夹具组件 203，并且引导对远部骨折骨段的操作，这将参考图 12 和 13 详细讨论。

[0066] 图 9 示意出旋转接头部件 4、5 之间的连接。如图 9 所示，测量刻度尺 18 安装在旋转接头部件 4 的顶部。从测量刻度尺 18 向上延伸的柱体 317 容纳在形成于旋转接头部件 5 中的圆柱形空腔 41 中。该柱体 317 具有圆形凹槽 42，用于接合固定螺钉 13，该固定螺钉 13 通过形成于旋转接头部件 5 的侧壁上的螺纹孔 38 从外部穿入空腔 41 中。这样，可以实现两个旋转接头部件之间的连续的相对转动，并且接头刚度可控。

[0067] 图 10 和 11 示意出其中一个可拆卸传感器的结构，其整体由附图标记 21 表示。该传感器 21 通过基本为平坦台面的第一安装部件 22 和传感器安装轴 49 联结到其相应的导轨部件或旋转部件，该传感器安装轴 49 从第一安装部件延伸并且插入第二安装部件 23 上的接收孔 47，该第二安装部件基本是另一个平坦台面。第二安装部件 23 联结到其相应的连接部件。这种组件可通过各种螺钉 24（见图 2）、螺纹孔 15 和孔 44、45 固定并且安装到骨定位装置 300。

[0068] 作为该骨定位系统的示例性应用，下面参考图 1、2、12A-F, 12C' 和 13-15 描述用于骨折复位的方法。

[0069] 在步骤 401 中，将骨定位装置 300 联结到患者（未示出）的具有任何已知初始构

形的骨段 50、51，以便临时固定骨折部位 319，该骨折部位 319 限定出初始变形。在步骤 403 中，将基准标记保持器 31a、31b 联结到骨钉夹具组件 201、203，如图 12A 所示。在步骤 405 中，通过使用计算机体层成像 (CT) 或者 ISO-C3D 三维医学成像技术沿着骨折骨段 50、51 扫描，以获得手术前体积图像。在步骤 407 中，利用计算机（未示出）分析 CT 或 ISO-C3D 切片，以便为骨折复位确定接头调整因子。这些因子为骨定位装置 300 的各个接头确定调整量。在下面将参考图 13 和 14，对这种分析进行更加详细的描述。

[0070] 在步骤 409 中，将基准标记保持器 31a、31b 移除，并且四件骨钉偏置定位器 34 被安装到骨钉组件的骨钉 9 并且与骨钉组件的侧面紧密接触，如图 12b 所示。

[0071] 在步骤 411 中，使得骨定位装置 300 从患者分离，并且使得骨钉 9 固定在骨段 50、51 中而且骨钉偏置定位器 34 固定在骨钉 9 上，如图 12C 和 12C' 所示。这可通过松动骨钉夹具垫 8a、8b 上的螺钉 10a-d 实现。

[0072] 在步骤 413 中，如图 12d 所示，根据在分析步骤 407 中计算的接头调整因子对骨定位装置 300 进行调整。具体的，骨钉夹具组件 201、203 沿着测量刻度尺 16a、16b 相对于导轨部件 2、7 移动；导轨部件 2、7、连接部件 3、6 和旋转接头部件 4、5 围绕其各自的接头或轴 14a-d 和 317 相对彼此转动。测量刻度尺 16a、16b、18 和传感器 21a-d 提供精确的调整测量。随后将骨定位装置 300 上的各螺钉 11a-d、12a-d、13 紧固，以便保持该调整。

[0073] 在步骤 415 中，近部骨钉夹具组件 203 被再次联结并且固定到近部骨钉 9c、9d，使得侧面与各个骨钉偏置定位器 34c、34d 对准，如图 12E 所示。

[0074] 在步骤 417 中，外科医生操纵远部骨段 51 直至远部骨钉 9a、9b 以由各个骨钉偏置定位器 34a、34b 限定的初始骨钉偏距再次定位到远部骨钉夹具组件 201。换言之，远部骨钉夹具组件 201 的侧面与各个骨钉偏置定位器 34a、34b 对准，如图 12F 所示。可以理解，因为骨定位装置已经根据需要而进行调整，而且骨定位装置上的所有接头已经被紧固，并且因为近部骨钉夹具组件 203 被再次定位成与各个骨钉偏置定位器 34c、34d 对准，所以远部骨段 51 在步骤 417 中被调整到其所需位置处。

[0075] 在该操作之后，在步骤 419 中，远部骨钉被固定到远部骨钉夹具组件 201 上。

[0076] 在步骤 421 中，可以通过利用 X- 射线装置进行扫描而确认骨折复位，然后骨折复位过程完成。

[0077] 应该理解，用于进行上述过程的骨定位系统首先具有上述的骨定位装置、用于沿着骨段扫描断骨以获得骨折骨段三维图像的三维医学成像装置、以及用以基于该三维图像为所述七个接头的每一个确定调整因子的计算装置，但是这种三维医学成像装置和计算装置在图中没有示出。

[0078] 参考图 14 和 15，在步骤 501 和 505 中，对 CT 或 ISO-C3D 切片进行分割、标注并且重建，以利用在本领域所公知的 3D 成像和再现模块 100，形成远部和近部骨段的表面模型。

[0079] 在步骤 507 中，由基准标记坐标计算模块 130 使用自动重心计算算法，利用在步骤 503 中重建的基准标记的体积数据，计算铬涂层不锈钢基准标记中心的三维坐标。这种算法是本领域普通技术人员所公知的，并且例如在“Use of a Biocompatible Fiducial Marker in Evaluating the Accuracy of CT Image Registration”，Ellis, R., 等，Investigative Radiology 31, 658-667, 1996 中披露，该文献通过引用结合在这里。因为近部（远部）骨折骨段 50、51，近部（远部）骨钉 9c、d、9a、b；近部（远部）骨钉夹具组件

203、201；以及近部（远部）基准标记保持器 31a、31b 被刚性地联结到一起，因此基准标记的 3D 坐标可用于为近部和远部骨段限定局部坐标系统。

[0080] 在步骤 509 中，由主轴计算模块 120 使用主轴转换技术，利用在步骤 505 中重建的各个骨段的表面数据，可以确定各个骨段的主轴。这种技术是本领域所公知的，并且已经例如在“Computer-assisted Quantification of Periaxial Bone Rotation from X-ray CT”，Tsao, J., 等，Journal of Computer Assisted Tomography 22, 615–620, 1998 中披露，该文献通过引用结合在这里。

[0081] 在步骤 511 中，将表面模型、基准标记的 3D 坐标以及近部和远部骨段的代表其在骨折复位之前的空间位置和定向的主轴输入虚拟复位模块 150，该模块 150 在该示例性实施例中基本为自然虚拟现实造型语言创作软件 (native VRML authoring software)，用于为手术建立虚拟模型。

[0082] 在对虚拟模型的处理中，首先，在步骤 513 中，将远部和近部骨段的主轴彼此对准。这将骨折变形从六自由度简化成单自由度问题，即，沿着纵向轴线。在步骤 515 中，通过沿其纵向轴线平移其中一个骨段直至肢长基本等于对侧的长度，还原轴向位移。

[0083] 在步骤 517 和 519 中，可对虚拟模型进行微调，并且在步骤 521 中，在利用计算机进行“虚拟”骨折复位之后，可以建立最终的虚拟模型。

[0084] 在“虚拟”复位之后，在步骤 523 中，基准标记的 3D 坐标被用于估算需要的在近部和远部骨段之间的转换矩阵。然后在步骤 525 中，装置构形计算模块 170 使用所需的转换矩阵，以便为骨折复位计算接头调整因子。这种计算在本领域是公知的，并且已经在例如“Kinematic Simulation of Fracture Reduction and Bone Deformity Correction Under Unilateral External Fixation”，Kim Y.H. 等，Journal of Biomechanics 35 (2002), 1047–1058 中披露，该文献通过引用结合在这里。

[0085] 前面的描述仅仅公开并且描述了本发明的应用于骨折复位的示例性实施例。可对上述的实施例做出各种替换。例如，不同于人工调整，可将电动机例如步进电动机连接到各个旋转和平移接头，以驱动和控制所述调整。

[0086] 进而，如可由本领域技术人员所理解的，具有六个接头的骨定位装置，其中各个接头具有单自由度，将导致各个接头具有唯一的接头调整因子，其用于将特定的骨折变形复位。然而，如可由本领域技术人员所理解的，具有多于六个接头的骨定位装置，其中各个接头具有单自由度，将导致多种接头调整模式，其用于将特定的骨折变形复位。本领域技术人员还可理解，六个接头中的每一个可以是转动的或者平移的。

[0087] 此外，除了骨折复位，要求将两个骨段相对彼此进行定位的各种应用也可使用上述实施例或其替代形式而实现。肢体延长和截骨是其中的一些例子。

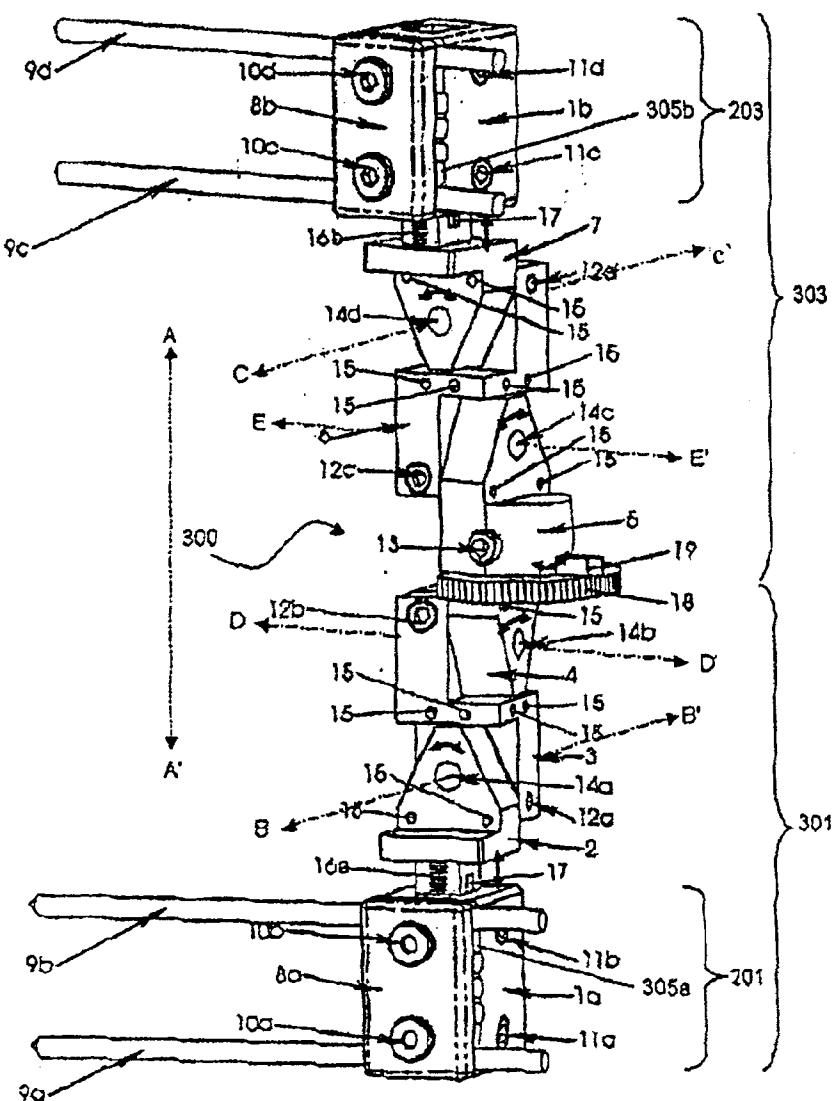


图 1

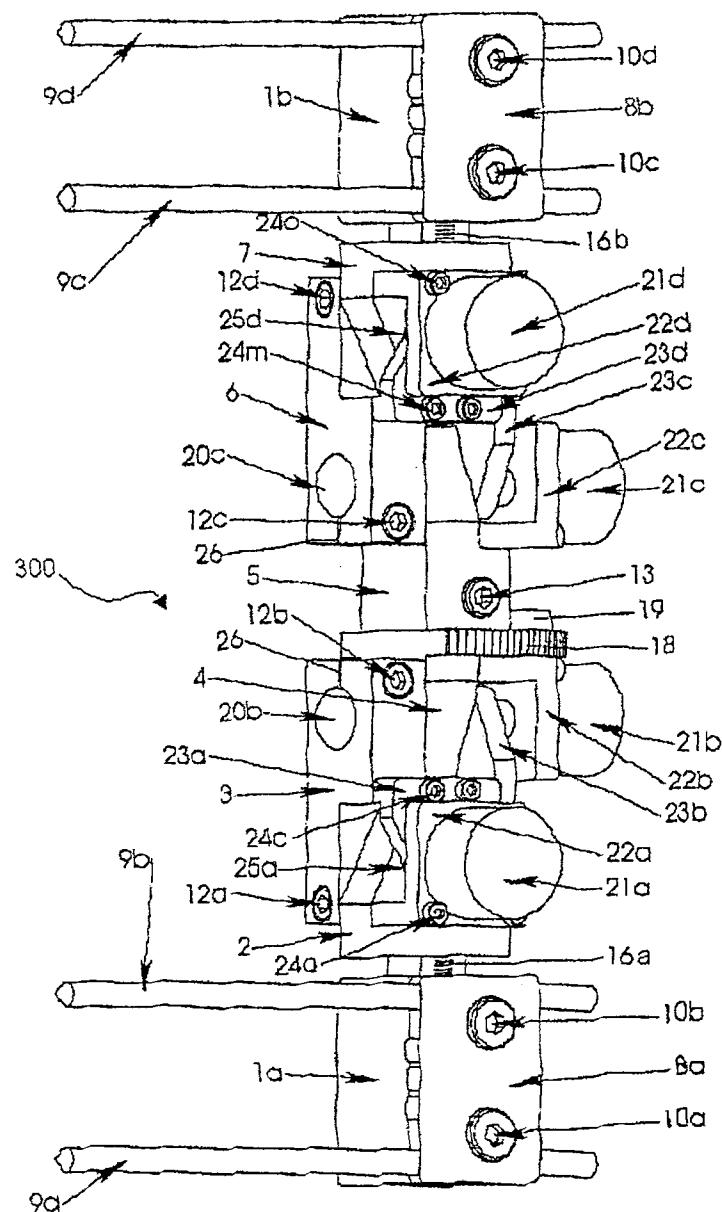


图 2

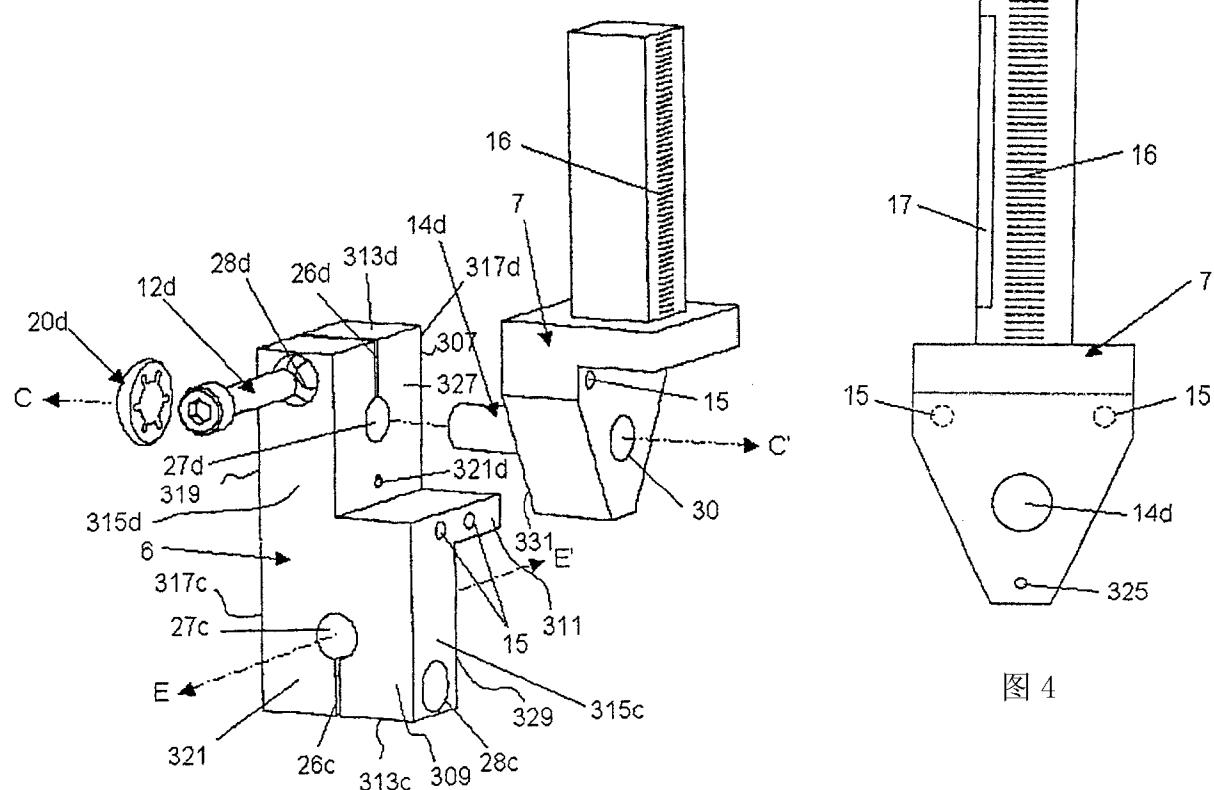


图 4

图 3

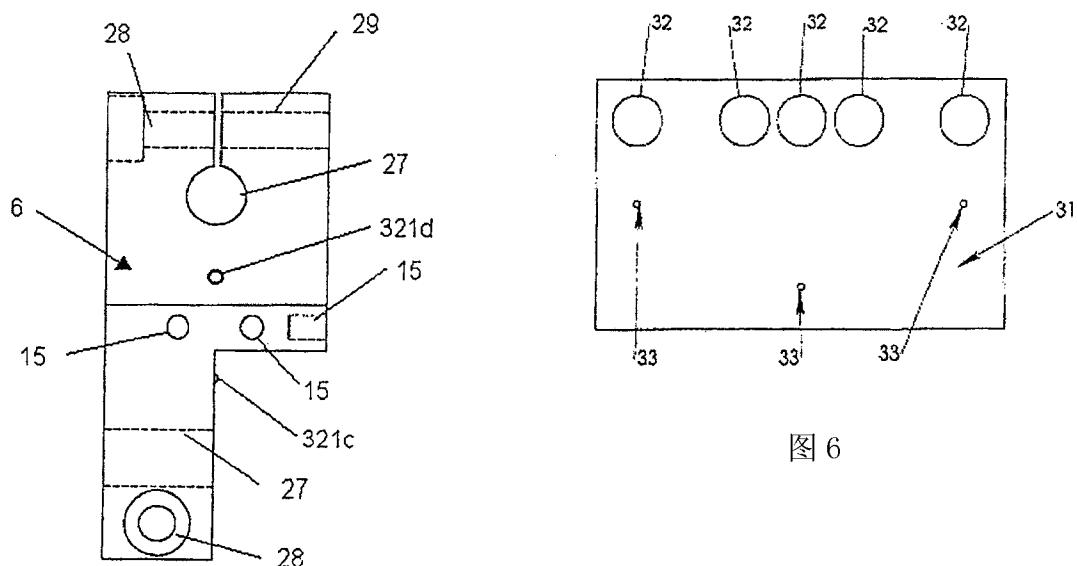


图 6

图 5

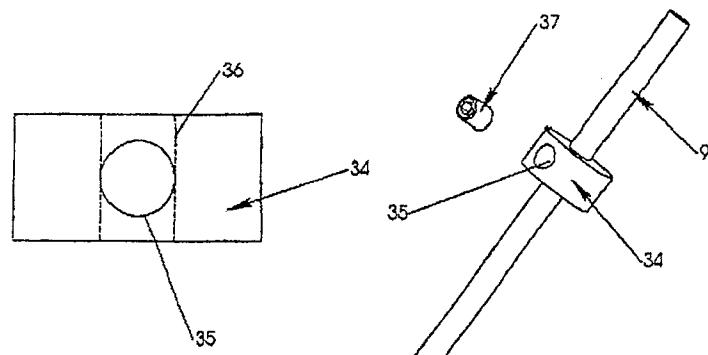


图7

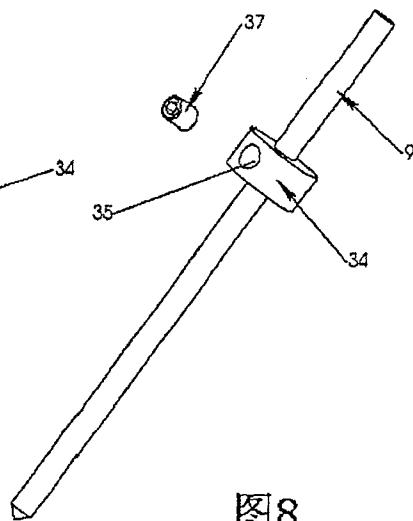


图8

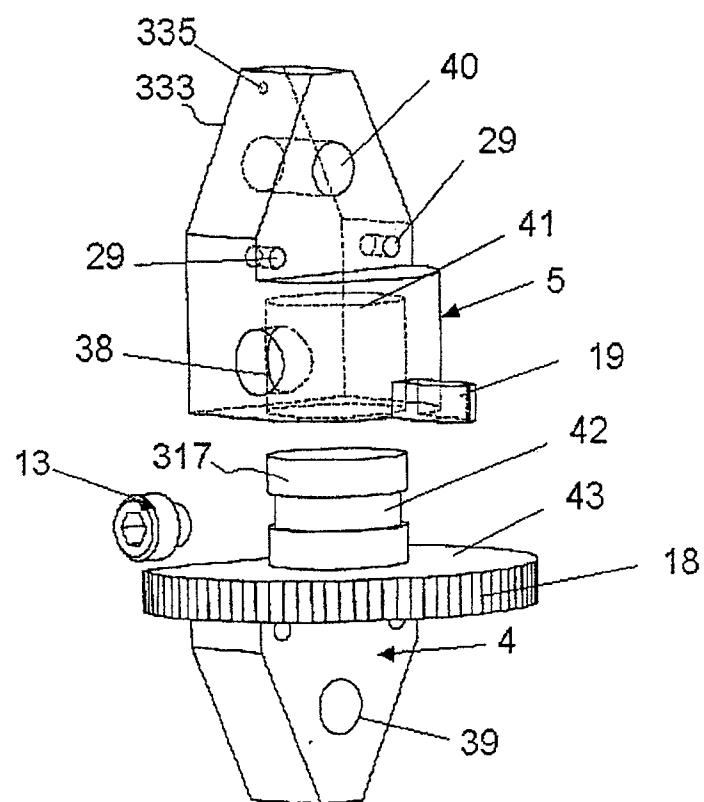


图9

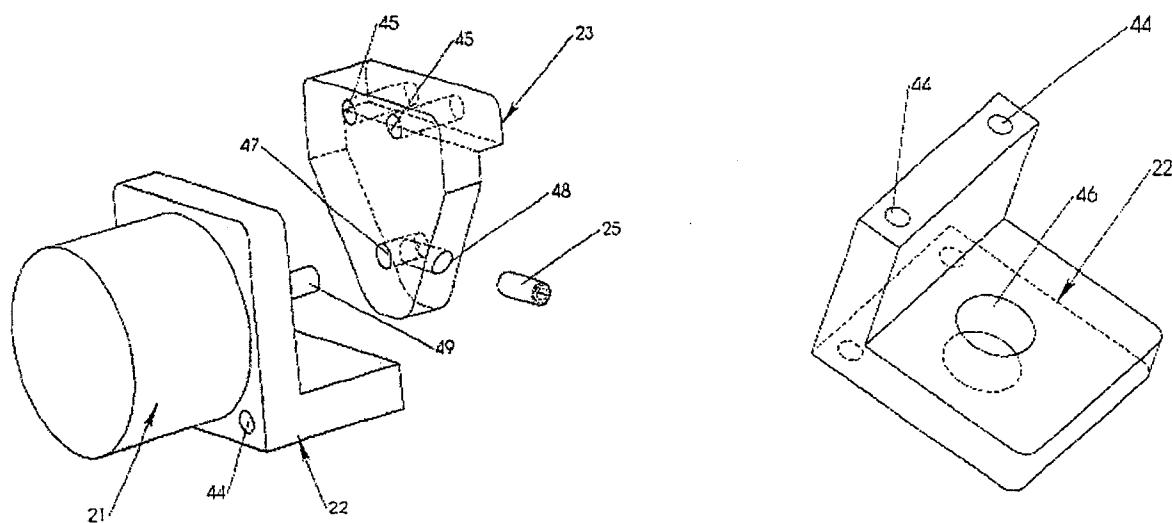


图 11

图 10

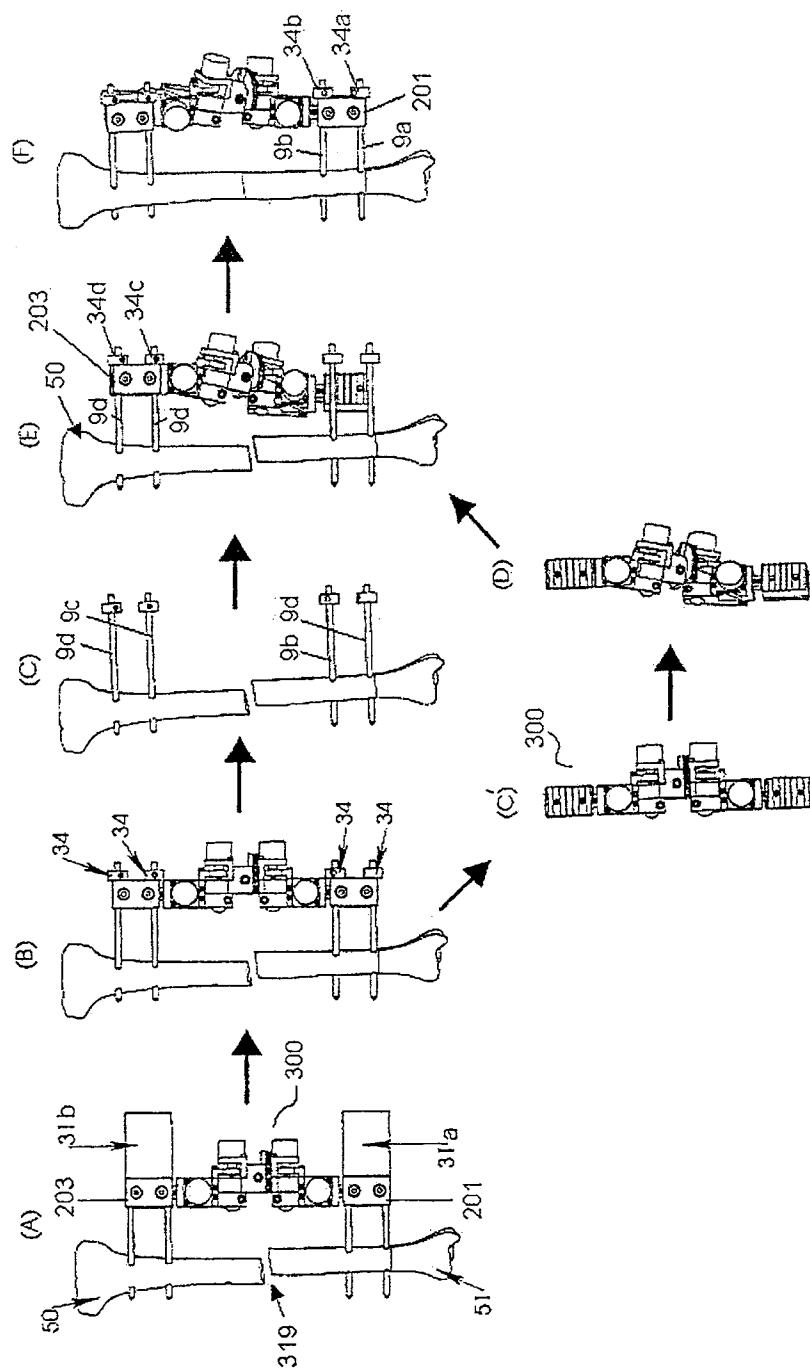


图 12

## 操作流程

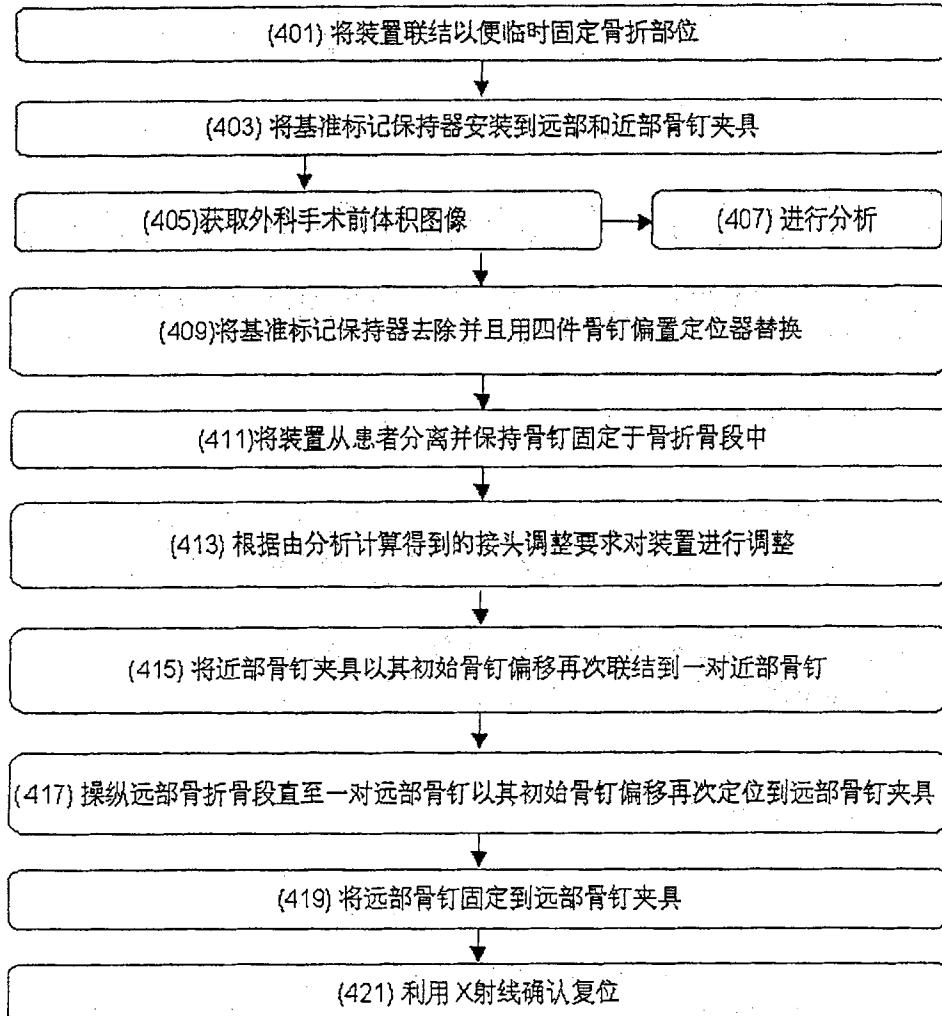


图 13

## 分析工作流程

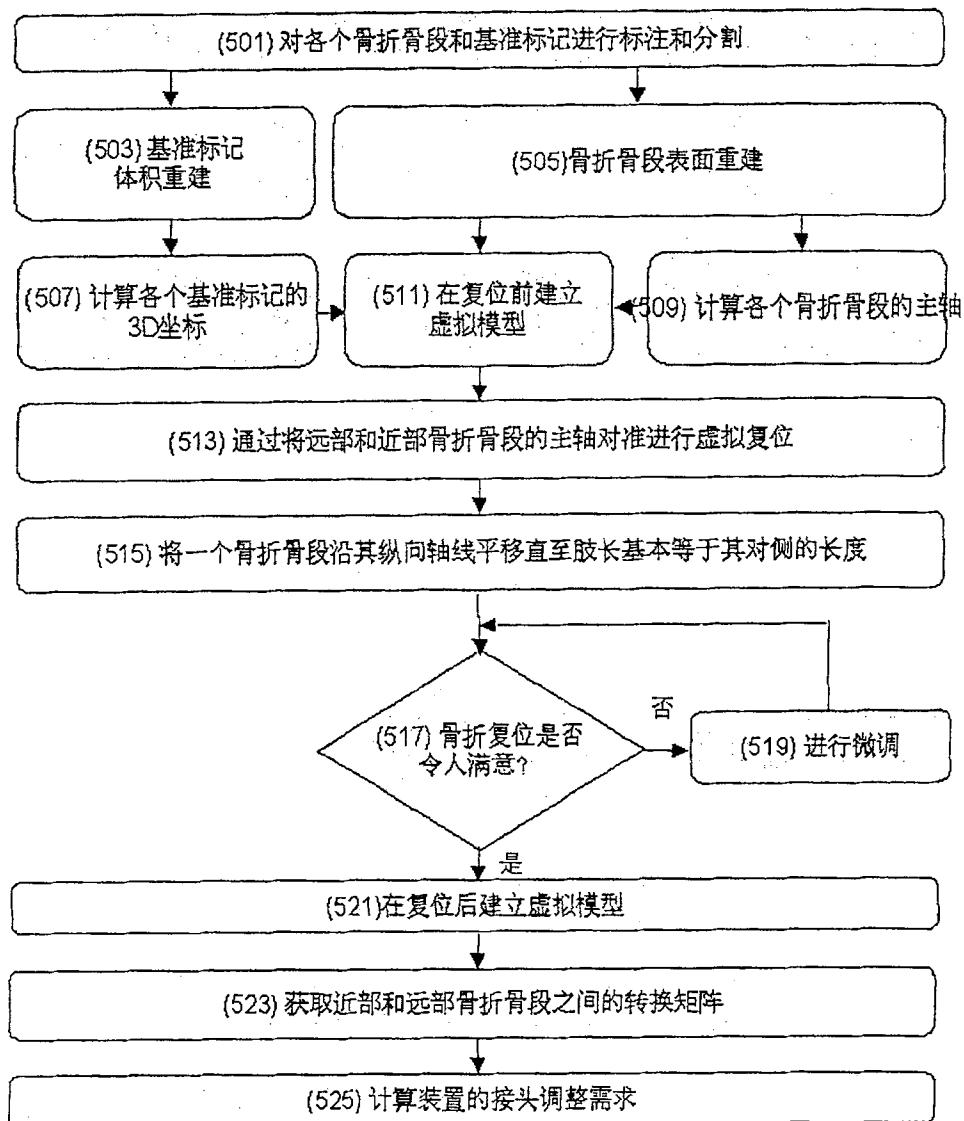


图 14

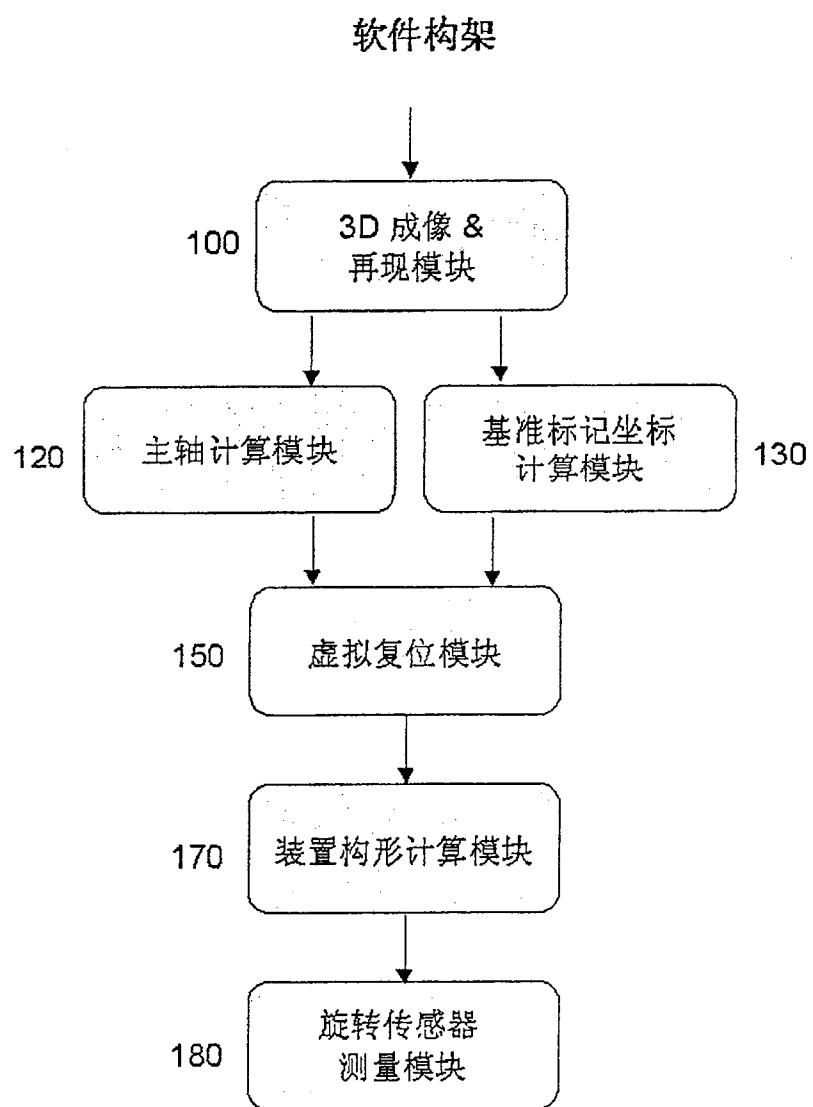


图 15