



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103619273 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 05

(21) 申请号 201280030703. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 06. 14

A61B 17/88(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/499838 2011. 06. 22 US

61/499849 2011. 06. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/042398 2012. 06. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/177475 EN 2012. 12. 27

(71) 申请人 新特斯有限责任公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72) 发明人 A. 鲍姆加特纳

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001

代理人 肖日松 傅永霄

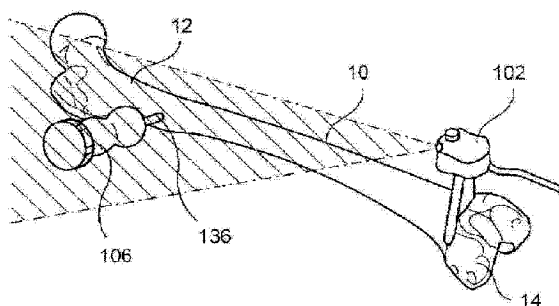
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54) 发明名称

包括位置跟踪系统的用于操纵骨的组件

(57) 摘要

本发明涉及一种用于操纵骨的组件,其包括第一操纵元件和第二操纵元件,第一操纵元件配置成附接到骨的第一部分并且包括位置发射信号,第二操纵元件配置成附接到骨的第二部分并且包括传感器,所述传感器检测位置发射信号,以提供第一操纵元件和第二操纵元件相对于彼此的位置和方位信号。所述组件还包括跟踪单元,所述跟踪单元包括处理器,所述处理器使用所述位置和方位信号在多个维度中跟踪第一操纵元件和第二操纵元件相对于彼此的移动。



1. 一种用于操纵骨的组件,其包括:

第一操纵元件,其配置成附接到骨的第一部分并且包括位置发射信号;

第二操纵元件,其配置成附接到骨的第二部分并且包括传感器,所述传感器检测所述位置发射信号,以提供所述第一操纵元件和所述第二操纵元件相对于彼此的位置和方位信号;以及

跟踪单元,其包括处理器,所述处理器使用所述位置和方位信号在多个维度中跟踪所述第一操纵元件和所述第二操纵元件相对于彼此的移动。

2. 根据权利要求1所述的组件,其特征在于,所述第一操纵元件和所述第二操纵元件包括柄部,所述柄部的尺寸和形状设定成由使用者握持,以分别移动所述骨的第一部分和第二部分。

3. 根据权利要求1所述的组件,其特征在于,所述位置发射信号为发光阵列。

4. 根据权利要求1所述的组件,其特征在于,所述位置发射信号为场发生器。

5. 根据权利要求1所述的组件,其特征在于,还包括扫描单元,所述扫描单元连接到所述第二操纵元件,以确定所述第一操纵元件和所述第二操纵元件之一的相对位置。

6. 根据权利要求5所述的组件,其特征在于,所述扫描单元包括光源,所述光源投射待由所述第一操纵元件的传感器检测的其固定图案的影子,使得确定所述第一操纵元件相对于所述扫描单元的位置和方位。

7. 根据权利要求3所述的组件,其特征在于,还包括显示器,所述显示器示出所述第一操纵元件和所述第二操纵元件之一相对于所述骨的表面数据的位置。

8. 根据权利要求1所述的组件,其特征在于,所述第一操纵元件和所述第二操纵元件为标记物。

9. 一种操纵装置,其包括:

柄部,其配置成附接到骨的一部分,并且尺寸和形状设定成由使用者握持,以移动所述柄部附接到的所述骨的一部分;和

传感器,其在多个维度中检测位置信号。

10. 一种操纵装置,其包括:

柄部,其配置成附接到骨的一部分,并且尺寸和形状设定成由使用者握持,以移动所述柄部附接到的所述骨的一部分;和

发射器阵列,其发射位置信号并且布置在所述柄部上,使得当所述柄部被握持时,所述阵列是可见的。

11. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,所述发射器阵列为发光二极管。

12. 一种用于跟踪骨的操纵的方法,其包括:

将第一操纵元件附接到骨的第一部分,所述第一操纵元件发射位置信号;

将第二操纵元件附接到骨的第二部分,所述第二操纵元件感测所述位置信号,以提供感测的位置;

在多个维度中确定第一操纵元件相对于第二操纵元件的位置和方位;以及

通过检测所述发射的位置信号和所述感测的位置的变化,跟踪所述第一操纵元件与所述第二操纵元件之间的相对移动。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,还包括显示所述第一操纵元件和所述

第二操纵元件相对于表面数据的位置。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其特征在于,还包括产生操纵的表面图像,所述操纵的表面图像示出所述骨的第一部分和第二部分的移动,所述移动经由所述第一操纵元件和所述第二操纵元件相对于彼此的操纵。

15. 根据权利要求 12 所述的方法,其特征在于,所述第一操纵元件与所述第二操纵元件之间的相对跟踪经由发光设备和场发生器之一执行。

## 包括位置跟踪系统的用于操纵骨的组件

[0001] 优先权声明

[0002] 本申请要求 2011 年 6 月 22 日提交的名称为“Ultrasound CT Registration for Positioning(用于定位的超声 CT 配准)”的美国临时申请序列号 61/499,849 和 2011 年 6 月 22 日提交的名称为“Ultrasound CT Registration for Positioning(用于定位的超声 CT 配准)”的美国临时申请序列号 61/499,838,将这两个申请的公开内容并入本文。

### 背景技术

[0003] CT(计算机断层摄影术)经常用于对骨成像,因为这允许构建高清晰度三维图像。这些高清晰度图像有利于对骨折、韧带损伤和错位的理解,并辅助治疗策略的制定。然而,CT 扫描仪是大型的大体积装置,不便于在治疗程序期间使用。超声成像装置体积不太大,并且更便于在程序期间使用。然而,由这些装置产生的图像与由 CT 扫描仪产生的那些相比较不准确且较不全面,并且因此在要求精确的程序中具有有限的实用性。

### 发明内容

[0004] 本发明涉及一种用于操纵骨的组件,所述组件包括第一操纵元件和第二操纵元件,第一操纵元件配置成附接到骨的第一部分并且包括位置发射信号,第二操纵元件配置成附接到骨的第二部分并且包括传感器,所述传感器检测位置发射信号,以提供第一操纵元件和第二操纵元件相对于彼此的位置和方位信号。该组件还包括跟踪单元,所述跟踪单元包括处理器,所述处理器使用位置和方位信号在多个维度中跟踪第一操纵元件和第二操纵元件相对于彼此的移动。

### 附图说明

[0005] 图 1 示出根据本发明示例性实施例的系统的示意图;

[0006] 图 2 示出骨的透视图,在该骨上,使用图 1 的系统根据本发明的示例性实施例执行截骨程序;

[0007] 图 3 示出图 2 的骨的透视图,其中第一柄部元件附接到骨的第一部分;

[0008] 图 4 示出图 2 的骨的透视图,其中标记物插入骨的第二部分中;

[0009] 图 5 示出图 2 的骨的透视图,其中第二柄部安装在骨的第二部分上;

[0010] 图 6 示出图 2 的骨的透视图,其中切口形成于其中,使得骨的第一部分和第二部分可相对于彼此操纵;

[0011] 图 7 示出脊柱的一部分的透视图,在该脊柱上,使用图 1 的系统根据本发明的另一个示例性实施例执行治疗脊柱侧凸的程序;

[0012] 图 8 示出图 7 的脊柱的透视图,其中标记物插入脊柱的第一椎骨中;

[0013] 图 9 示出图 7 的脊柱的透视图,其中第一柄部元件安装在该标记物之上;

[0014] 图 10 示出图 7 的脊柱的透视图,其中第二柄部元件附接到脊柱的第二椎骨;

[0015] 图 11 示出使用图 1 的系统的脊柱的一部分的透视图,所述脊柱是根据本发明的替

代实施例使用脊柱侧凸程序待治疗的；

[0016] 图 12 示出图 11 的脊柱的透视图,其中第一标记物插入脊柱的第一椎骨中；

[0017] 图 13 示出图 11 的脊柱的透视图,其中超声装置扫描脊柱的第二椎骨；

[0018] 图 14 示出图 11 的脊柱的透视图,其中第一柄部元件和第二柄部元件分别附接到第一椎骨和第二椎骨；

[0019] 图 15 示出使用图 1 的系统根据本发明另一个示例性实施例待治疗的破碎骨的透视图；

[0020] 图 16 示出图 15 的骨的透视图,其中第一标记物插入穿过骨的第一破碎部分；

[0021] 图 17 示出图 15 的骨的透视图,其中第二标记物插入穿过骨的第二破碎部分；并且

[0022] 图 18 示出图 15 的骨的透视图,其中第一柄部元件和第二柄部元件分别附接到第一破碎部分和第二破碎部分。

### 具体实施方式

[0023] 结合以下说明和附图可进一步理解本发明,其特征在于,相似的元件由相同的参考标号标示。本发明涉及用于治疗骨的系统和方法,并且具体地涉及一种系统和方法,所述方法用于使用指示一个或多个标记物在骨上的位置的配准超声数据和 CT 数据,使得在治疗程序期间获得的超声数据可被采用以辅助操纵先前获得的 CT 图像数据,以在程序期间精确跟踪骨的一个或多个部分的位置。本发明的示例性实施例描述了一种系统和方法,其参考配准到 CT 图像数据的数据,以确立在联接到骨的第一部分的第一柄部元件 CT 图像内的位置,使得当骨的第一部分经由第一柄部元件操纵时获得的数据可用于操纵 CT 图像,以示出骨的第一部分的移动。第二柄部元件可联接到骨的第二部分,使得指示第一柄部元件和第二柄部元件的相对位置的配准数据可用于实时操纵 CT 图像,以示出骨的第一部分和第二部分的相对移动。本领域的技术人员将理解,虽然示例性实施例描述第一柄部元件和第二柄部元件分别联接到骨的第一部分和第二部分,但是第一柄部元件和第二柄部元件也可定位在第一骨和第二骨上或任何其它基本上刚性的主体结构上,使得可操纵先前获得的结构的 CT 图像数据,以示出在程序期间所述结构的运动。

[0024] 如图 1 中所示,根据本发明示例性实施例的系统 100 包括便携式超声装置 102,所述超声装置配置成获得骨的超声数据 124 和将骨的超声数据 124(例如,超声图像数据)传输到跟踪站 104,该跟踪站配准超声数据 124 与在收集超声数据 124 之前获得的 CT 数据 126(例如,CT 图像),以确定第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。超声装置 102 包括超声扫描仪 110 和照相机 112,该超声扫描仪用于获得骨的超声数据 124,该照相机有利于光学跟踪第一柄部元件 106 相对于获得的超声数据 124 的位置。照相机 112 可包括光源 114 和例如在玻璃标度上的固定图案 116。固定图案 116 的影子投射在第一柄部 106 的传感器 128 上且由第一柄部 106 的传感器 128 检测,以提供第一柄部数据 132,该第一柄部数据包括对应于在至多六个维度中的第一柄部 106 相对于超声装置 102 的位置和 / 或方位的数据。使用收集的数据,跟踪站 104 能够配准(例如,关联)超声数据 124 与 CT 数据 126,以确定第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。一旦配准已完成,就可根据本发明的示例性系统和方法操纵骨,如下文所更详细描述。

[0025] 第一柄部元件 106 定位在骨的第一部分上,而第二柄部元件 108 定位在骨的第二

部分上。第二柄部元件 108 包括发光设备 130, 如 LED 阵列, 其与第一柄部元件 106 上的传感器 128 通信, 以提供第二柄部数据 134, 该第二柄部数据指示第二柄部元件 108 相对于第一柄部元件 106 的位置。跟踪站 104 使用第二柄部数据 134 以确定第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置, 并且在显示器 120 上显示第一柄部元件 106 和 / 或第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置。如相对于图 2 至图 6 将在下文所更详细描述, 第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 初始定位在刚性的骨上, 并且随后在配准其位置之后被切割。随着第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 由使用者操纵并相对于彼此移动, 跟踪骨的第一部分和第二部分相对于彼此的对应运动并操纵 CT 数据 126, 以显示该相对运动。也就是, 基于第二柄部数据 134, 由对应于骨的第一部分和第二部分的 CT 数据 126 表示的图像部分相对于彼此移动, 使得使用者在显示器 120 上实时看到骨的第一部分和第二部分的运动。

[0026] 超声装置 102 的扫描仪 110 可拍摄骨的二维或三维图像, 以获得超声数据 124。然后, 跟踪站 104 通过超声数据 124 查看与由 CT 数据 126 表示的图像部分具有轮廓相似性的部分, 以识别对应于骨的相同部分的超声数据 124 和 CT 数据 126 的部分。超声数据 124 和 CT 数据 126 可具有多个相似性的点, 其要求超声装置 102 在离散的时间段内拍摄多个超声图像, 以确保在表示骨的相同部分的这些识别数据部分之间恰当配准。要求的许多二维图像可例如取决于骨的轮廓的同质性, 以及超声数据 124 和 CT 数据 126 中的详细水平。因此, 可识别 CT 数据 126 的多个候选位置, 并收集附加的超声数据 120, 直到多个候选位置之一被确定为恰当地对应于由 CT 数据 126 表示的图像的所选部分。

[0027] 如本领域的技术人员将理解, 第一柄部元件 106 的尺寸和形状可设定成由外科医生或其他使用者握持, 使得骨的第一部分可经由第一柄部元件 106 的运动操纵, 第一柄部元件 106 安装在骨的第一部分上。第一柄部元件 106 包括其中的传感器 128, 所述传感器提供第一柄部数据 132, 并且该第一柄部数据包括关于第一柄部元件 106 与超声装置 102 之间相对位置和 / 或方位的数据。传感器 128 检测经由超声装置 102 的光源 114 和固定图案 116 投射在其上的影子。该影子图案的尺寸和 / 或失真用于确定在 6 个维度中的第一柄部元件 106 相对于超声装置 102 的位置和方位。将第一柄部数据 132 传输到跟踪站 104, 以确定第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。

[0028] 第二柄部元件 108 的尺寸和形状也设定成由使用者握持, 使得骨的第二部分可经由第二柄部元件 108 操纵, 第二柄部元件 108 安装在骨的第二部分上。第二柄部元件 108 包括提供第二柄部数据 134 的发光设备 130, 例如 LED 阵列, 该第二柄部数据包括关于第一柄部元件 106 与第二柄部元件 108 之间相对位置的数据。发光设备 130 配置成与传感器 128 通信, 以确定在 6 个维度中的第二柄部元件 108 相对于第一柄部元件 106 的位置和方位, 该传感器 128 检测来自该设备 130 的光。该第二柄部数据 134 传输到跟踪站 104。由于第一柄部元件 106 的位置相对于 CT 数据 126 是已知的, 跟踪站 104 使用第一柄部元件 106 与第二柄部元件 108 之间的相对位置和方位, 以确定第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置。

[0029] 在本发明的另一个实施例中, 第一柄部元件 106 与第二柄部元件 108 之间的相对跟踪可由设置在第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 之一上的场发生器 (未示出) 提供, 该场发生器与设置在第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 中的另一个上的场传感器 (未示出) 通信。

[0030] 跟踪站 104 可为计算机,或包括处理器 118 和显示器 120 的其它处理装置。超声数据 124、CT 数据 126、第一柄部数据 132 和第二柄部数据 134 可例如保存在跟踪站 104 的存储器 122 上,并且可用于将第一柄部元件 106 与 CT 数据 126 配准。处理器 118 关联超声数据 124 和 CT 数据 126,并且使用第一柄部数据 132 以确定第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。处理器 118 可相似地确定第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置。第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 的位置可相对于由 CT 数据 126 表示的图像实时显示于显示器 120 上。因此,使用者可被提供有关于配准过程的完成和 / 或骨的治疗的实时信息。本领域的技术人员将理解,跟踪站 104 可为分布式系统。例如,存储器和处理器可位于服务器中,所述服务器与手术室中的显示器通信。

[0031] 一旦已经相对于由 CT 数据 126 表示的图像确定第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 二者的位置,外科医生就可使用第一柄部元件和第二柄部元件 108 相对于彼此移动骨的第一部分和第二部分。可连续地跟踪和监视第一柄部元件 106 与第二柄部元件 108 之间的相对移动,使得在显示器 120 上,该操纵的 CT 图像示出骨的第一部分与第二部分之间的相对运动。因此,外科医生可观察显示器 120 上的操纵 CT 图像,以移动所述骨的部分,直到获得骨的部分之间所期望的空间关系。

[0032] 系统 100 可在多种不同的骨治疗程序中使用。在一个示例性实施例中,如图 2 至图 6 中所示,系统 100 用于执行骨 10 的截骨,在该系统中,骨 10 被切割以缩短、延长或改变骨的对齐。在截骨程序之前拍摄骨 10 的 CT 图像,并且将从 CT 图像获得的 CT 数据 126 传输到跟踪站 104。如图 2 中所示,第一标记物 136 定位在骨 10 的第一部分 12 中。通篇使用的术语“标记物”应该被理解为指任何合适骨标记物,例如 K 线、转向螺杆、销或具有所期望的刚度和旋转稳定性的其它骨固定元件,如本领域的技术人员将理解。然后,将第一柄部元件 106 安装在第一标记物 136 之上,如图 3 中所示,并且超声装置 102 定位在骨 10 的一部分之上,以获得超声数据 124 和第一柄部数据 132。将超声数据 124 和第一柄部数据 132 传输到跟踪站 104,并且处理器 118 自动将超声数据 124 与 CT 数据 126 配准。超声数据 124 可从骨 10 的一个或多个三维超声图像获得。使用附接到扫描仪 110 的钻孔导向器(未示出),第二标记物 138 插入骨 10 的另一个部分中,以允许骨的第一部分与第二部分之间的相对跟踪,如稍后将更详细描述。然后,跟踪站 104 通过来自三维超声的超声数据 124 查看与由 CT 数据 126 表示的图像部分具有轮廓相似性的部分,以识别对应于骨的相同部分的超声数据 124 和 CT 数据 126 的部分。具体地,将第二标记物 138 插入骨 10 的第二部分 14 中,如图 4 中所示。将第二标记物 138 插入第二部分 14 中,例如,穿过超声装置 102 中的开口,使得第二标记物被引导穿过其中。作为另外一种选择,第二标记物 138 可徒手定位在第二部分 14 中,而不是通过超声装置 102 引导。如稍后将更详细描述,此类实施例要求第二标记物 138 在植入后经由超声装置 102 定位。如图 5 中所示,第二柄部元件 108 可安装在第二标记物 138 之上,以防止其旋转。使用第一柄部元件 106 在第一标记物 136 上的位置和第二标记物 138 的位置,配准使用第一柄部数据 132 的第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。由 CT 数据 126 表示的 CT 图像和第一柄部元件 106 在 CT 图像上的位置显示于显示器 120 上。然后,第二柄部元件 108 的发光设备 130 与第一柄部元件 106 的传感器 128 通信,以将第二柄部数据 134(即,关于第一柄部元件 106 与第二柄部元件 108 之间相对位置的数据)提供给跟踪站 104。使用第二柄部数据 134,处理器 118 确定第二柄部元件 108

相对于 CT 数据 126 的位置。然后,第二柄部元件 108 的位置显示于显示器 120 上的 CT 图像上。如本领域的技术人员将理解,三维超声的使用允许三维超声数据 124 的使用,以建立用于配准的对应 CT 数据 126,而不必跟踪扫描仪 110 的位置。

[0033] 如图 6 中所示,外科医生然后在第一部分 12 与第二部分 14 之间的骨 10 中做出切口 16,松开第一部分 12 和第二部分 14,以经由第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 的操纵相对于彼此移动。处理器 118 跟踪它们之间的相对移动,并在显示器 120 上产生操纵的 CT 图像,该 CT 图像实时示出该相对移动,使得外科医生可操纵第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108,直到骨的第一部分 12 和第二部分 14 如所期望地对齐。

[0034] 在另一个示例性实施例中,如图 7 至图 10 中所示,系统 100 用于治疗患有脊柱侧凸的患者。类似于上文描述的截骨程序,脊柱 20 的一部分的 CT 图像在该程序之前获得,并且将 CT 数据 126 传输到跟踪站 104。如图 7 中所示,参考装置可定位在脊柱 20 近侧而不附接到脊柱,该参考装置可为第一柄部元件 106。然后,超声装置 102 用于获得脊柱 20 的第一椎骨 22 的超声数据 124,同时还与第一柄部元件 106 的传感器 128 通信,以将第一柄部数据 132 提供给跟踪站 104。超声数据 124 可从第一椎骨 22 的一个或多个二维超声图像获得。处理器 118 配准超声数据 124 和 CT 数据 126,并确定第一柄部数据 132,该第一柄部数据可用于跟踪脊柱侧凸治疗程序中使用的钻孔导向器,其特征在于,该钻孔导向器可附接到超声扫描仪 110。具体地,在三个维度中跟踪本实施例中使用的超声扫描仪 110,以使用参考装置建立超声数据 124 的三维集合(即,使用跟踪站 104,通过超声数据 124 查看与由 CT 数据表示的图像部分具有轮廓相似性的部分,以识别对应于骨的部分)提供位置和方位数据。由 CT 数据 126 表示的配准 CT 图像显示于显示器 120 上。如图 8 中所示,例如穿过超声装置 102 中的开口将第一标记物 136 插入第一椎骨 22 中,并且使用基准点确立在第一椎骨 22 上的位置,第一标记物 136 所插入的位置。然后,将用作基准点的第一柄部元件 106 定位在第一标记物 136 之上。由于第一标记物 136 的位置是已知的,可配准第一柄部元件 106 相对于 CT 数据 126 的位置。本领域的技术人员将理解,可在第一标记物 136 插入之前将第一椎骨 22 钻孔,以有利于其插入。然后将第一柄部 106 安装在第一标记物 136 之上,如图 9 中所示。由于已确定第一柄部 106 相对于 CT 数据 126 的位置,第一柄部 106 相对于第一椎骨 22 的放置由处理器 118 跟踪并示于显示器 120 上。

[0035] 然后将超声装置 102 定位在第二椎骨 24 之上,以获得用于第二椎骨 24 的超声数据 124。相似地,第二椎骨 24 的超声数据 124 可从其一个或多个二维超声图像获得。超声装置 102 也可与第一柄部元件 106 通信,以确定其相对于第一柄部元件 106 的位置和方位。将与第二椎骨 24 的超声数据 124 和超声装置 102 的位置有关的数据传输到跟踪站 104,以将第二椎骨 24 的超声数据 124 与脊柱 20 的 CT 数据配准。将第二柄部元件 108 附接到第二椎骨 24,如图 10 中所示,并且与第一柄部元件 106 通信,以将第二柄部数据 134 提供给跟踪站 104。处理器 118 使用第二柄部数据以确定第二柄部 108 相对于 CT 数据 126 的位置,该位置可显示于显示器 120 上。一旦已相对于 CT 数据 126 确定第一柄部 106 和第二柄部 108 二者的位置,第一椎骨 22 和第二椎骨 24 可经由第一柄部 106 和第二柄部 109 相对于彼此移动,以操纵脊柱 20 的对齐。跟踪站 104 连续地跟踪和监视脊柱 20 的移动,以在其上显示操纵的 CT 图像,该操纵的 CT 图像对应于第一椎骨 22 和第二椎骨 24 相对于彼此的移动,以有利于脊柱 20 的所期望对齐。



[0036] 图 11 至图 14 示出用于治疗脊柱 20' 的脊柱侧凸的替代实施例,其基本上类似于上文描述的实施例,除下文指出的以外。如图 11 中所示,超声装置 102 定位在第一椎骨 22' 之上,以获得第一椎骨 22' 的超声数据 124,该超声数据 124 与先前获得的脊柱 20' 的 CT 数据 126 配准。然而,超声数据 124 可从第一椎骨 22' 的三维超声图像获得。然后,第一标记物 136 可穿过超声装置 102 的开口插入第一椎骨 22' 中,如图 12 中所示。第一柄部元件 106 安装在第一标记物 136 之上,如图 13 中所示,并且第一柄部元件 106 的位置相对于 CT 数据 126 确定。然后,将超声装置 102 定位在第二椎骨 24 之上,以使用例如三维超声图像获得用于第二椎骨 24' 的超声数据 124 并与第一柄部元件 106 通信,以将第一柄部数据 132 提供给跟踪站 104。处理器 118 将第二椎骨 24' 的超声数据 124 与脊柱 20' 的 CT 数据 126 配准,并确定第一柄部 106 相对于 CT 数据 126 的位置。然后,将第二柄部元件 108 附接到第二椎骨 24', 如图 14 中所示,以与第一柄部元件 106 通信并将第二柄部数据 134(即,关于第二柄部元件 108 相对于第一柄部元件 106 的位置和方位的数据)提供给跟踪站 104。处理器 118 使用所收集的数据,以确定第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置。第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 相对于 CT 数据 126 的位置可实时示于显示器 120 上,使得外科医生可经由第一柄部 106 和第二柄部 108 相对于彼此移动第一椎骨 22' 和第二椎骨 24'。第一柄部 106 与第二柄部 108 之间的相对移动在显示器 120 上产生操纵的 CT 数据,使得外科医生可通过查看操纵的图像将第一椎骨 22' 和第二椎骨 24' 移动为相对于彼此所期望的空间关系。

[0037] 如图 15 至图 18 中所示,系统 100 也可用于治疗根据本发明另一个示例性实施例的破碎骨 30。如图 15 中所示,超声装置 102 定位在骨 30 的第一破碎部分 32 之上,以获得第一破碎部分 32 的超声数据 124。具体地,超声装置 102 可利用三维成像以获得超声数据 124,该超声数据可与先前获得的骨 30 的 CT 数据 126 配准。第一标记物 136 可穿过超声装置 102 中的开口插入并插入第一破碎部分 32 中,使得当安装在第一标记物 136 之上时,第一柄部 106 的位置相对于 CT 数据 126 是已知的。如图 16 中所示,可对第二破碎部分 34 重复该过程,以获得用于第二破碎部分的超声数据 124,该超声数据可与骨 30 的 CT 数据 126 配准。如图 17 中所示,第二标记物 138 可经由超声装置 102 中的开口插入第二破碎部分 34 中。可将第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 分别安装在第一标记物 136 和第二标记物 138 之上,如图 18 中所示,并且 CT 数据 126 可显示于显示器 120 上,该 CT 数据包括第一柄部元件 106 和第二柄部元件相对于 CT 数据的位置。第一柄部元件 106 和第二柄部元件 108 可继续与彼此通信,以确定相对于彼此的位置,使得其相对移动被跟踪并在显示器 120 上显示为操纵的 CT 图像。因此,通过查看显示器 120 上的操纵 CT 图像,第一破碎部分 32 和第二破碎部分 34 可如所期望地相对于彼此移动。

[0038] 图 1 至图 18 中所示的系统已被描述为使用 CT 超声配准以识别标记物位置并设置柄部,使得可执行操纵。然而,如本领域的技术人员将理解,可使用任何标记物配准方法以确立标记物位置。例如,标记物可定位在骨中,然后执行 CT 扫描,以获得标记物在骨上的位置信息。

[0039] 对于本领域的技术人员将显而易见的是,在不脱离本发明的实质或范围的前提下可对本发明的结构和方法作出多种修改和变型。因此,本发明旨在落入所附权利要求书及其等同范围内。

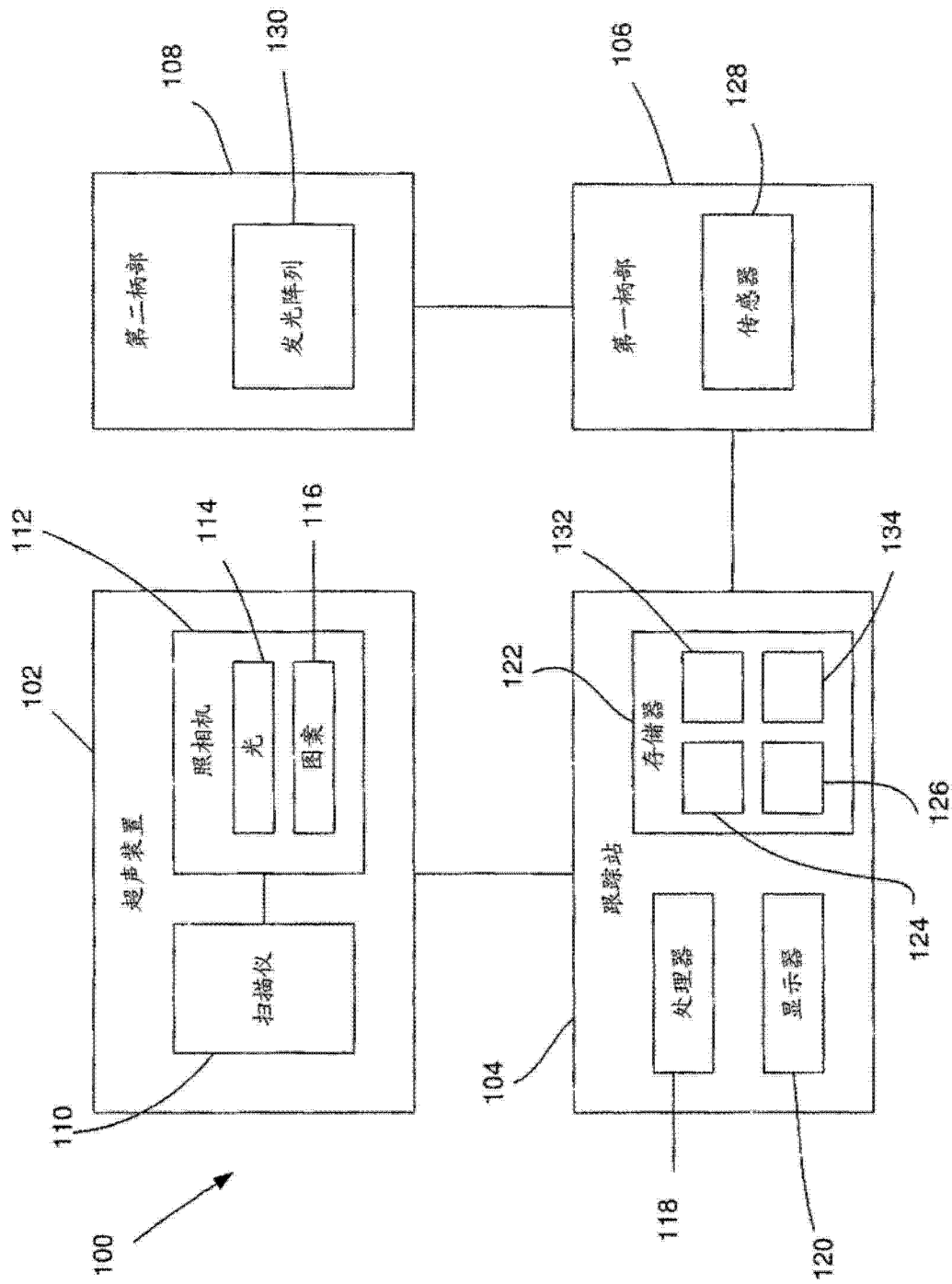


图 1

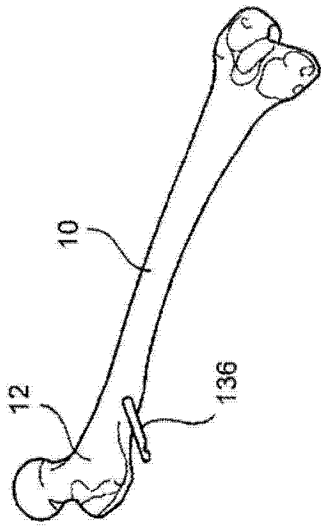


图 2

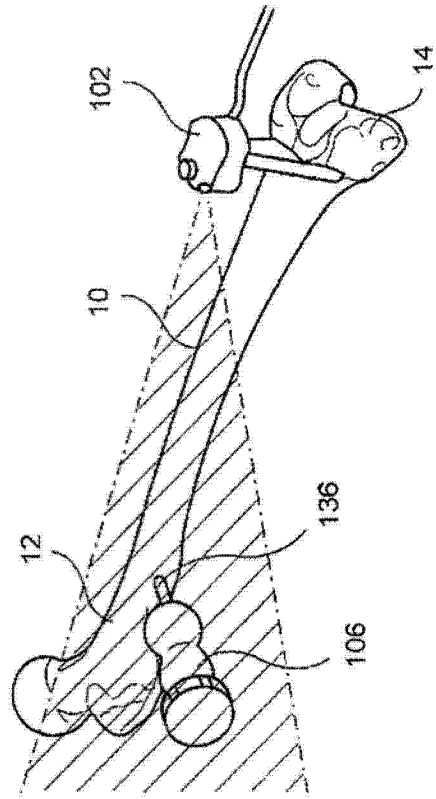


图 3

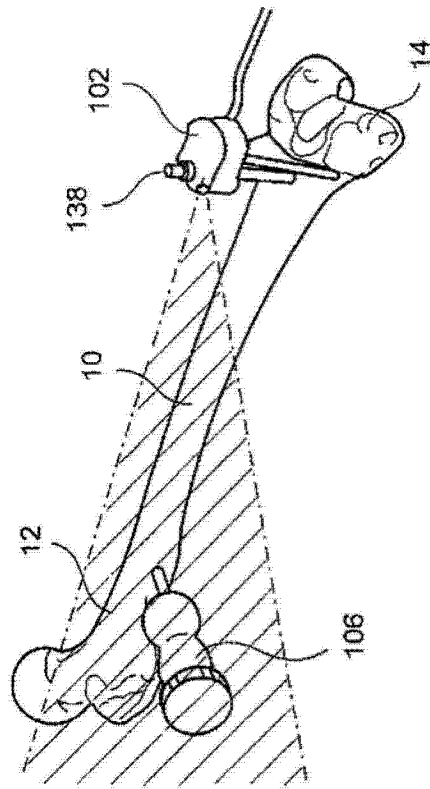


图 4

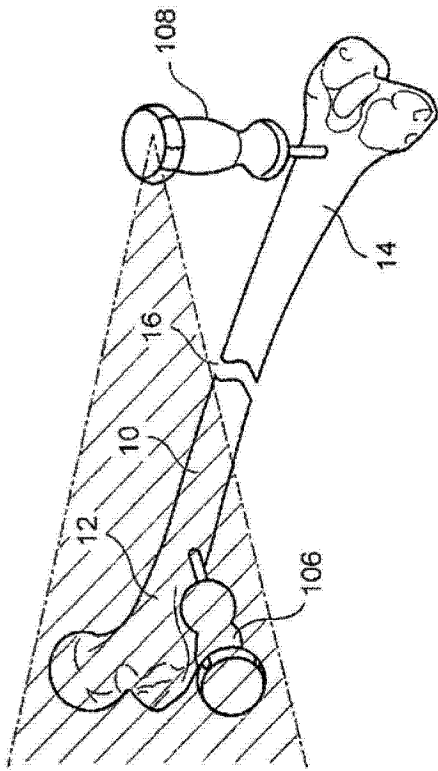


图 6

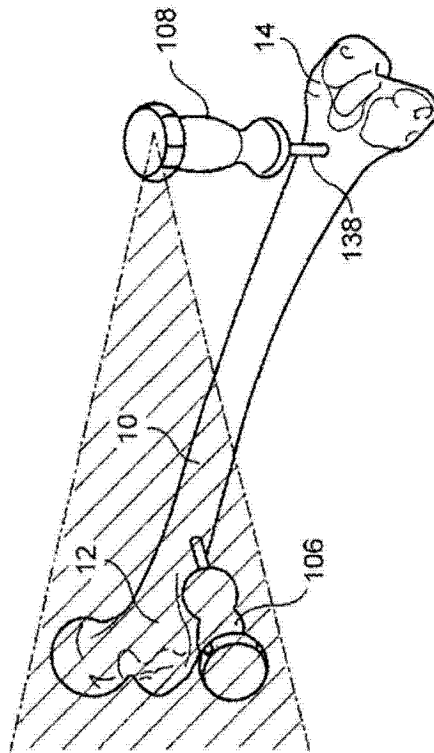


图 5

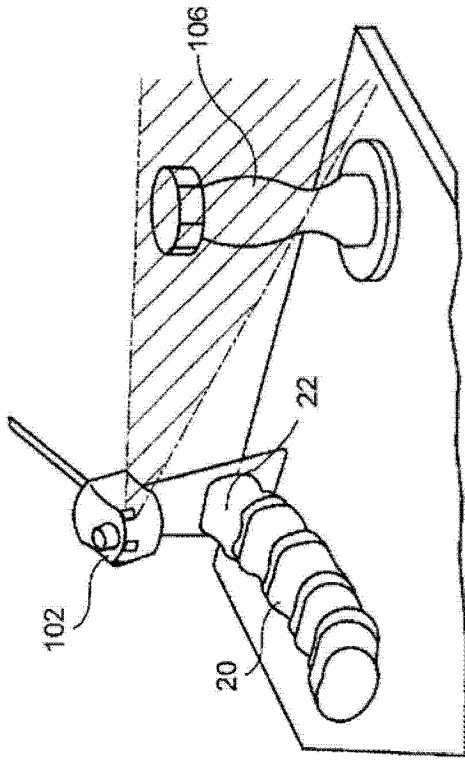


图 7

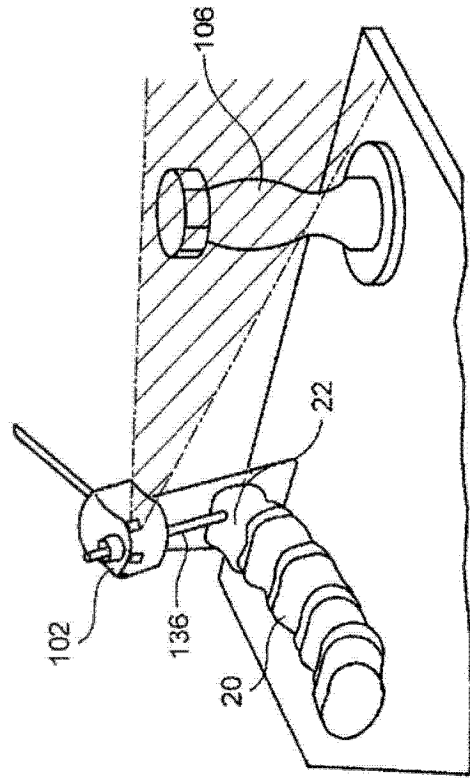


图 8

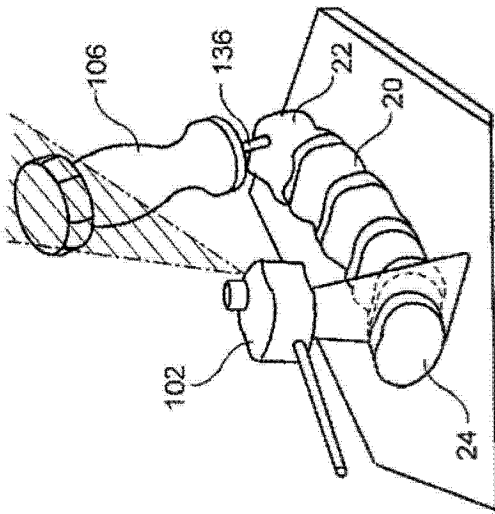


图 9

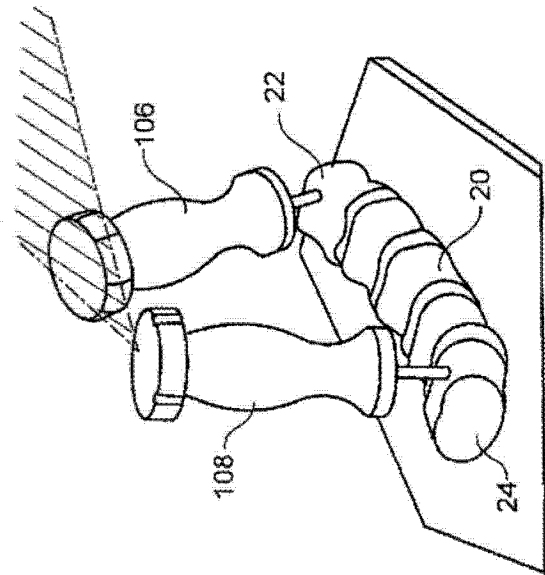


图 10

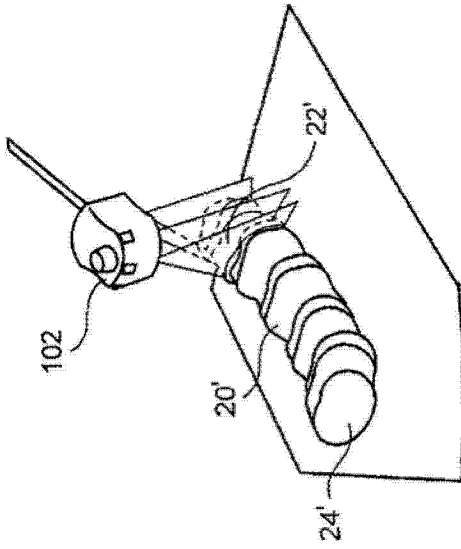


图 11

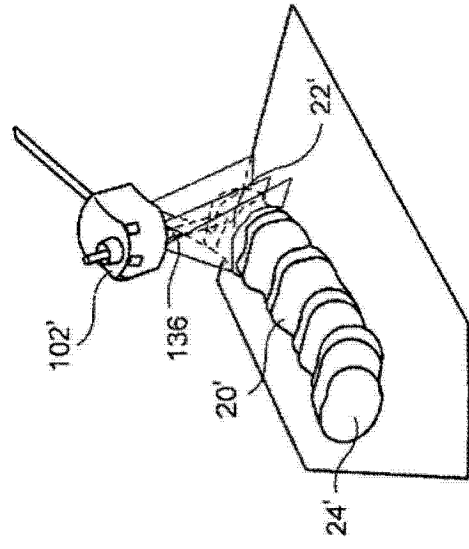


图 12

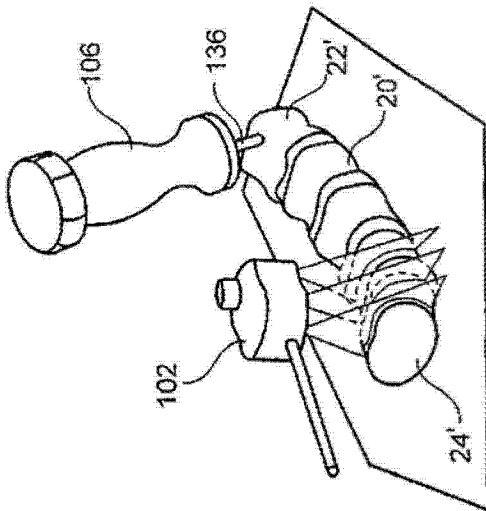


图 13

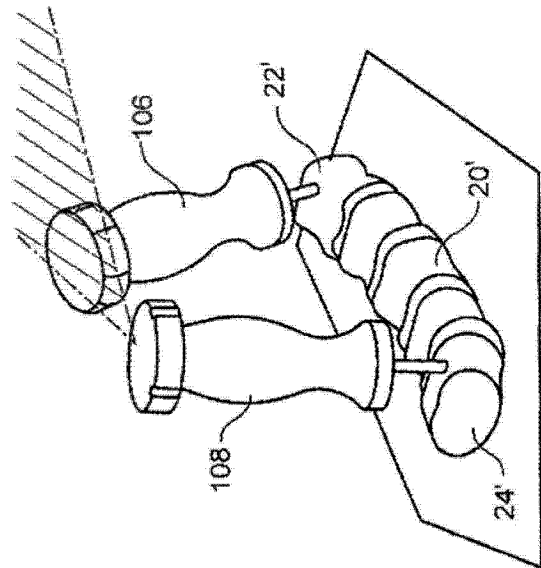


图 14

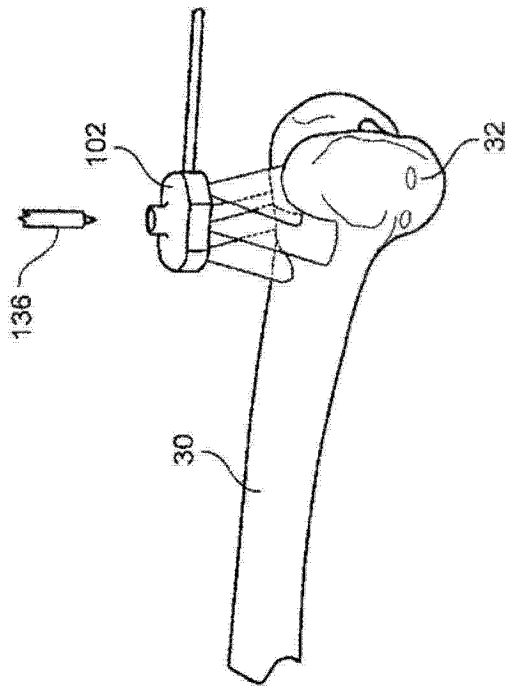


图 15

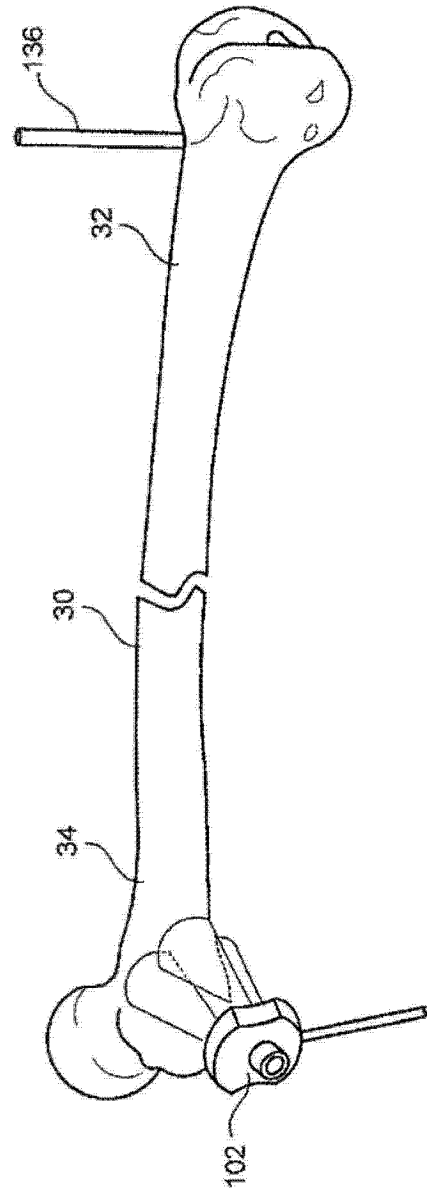


图 16



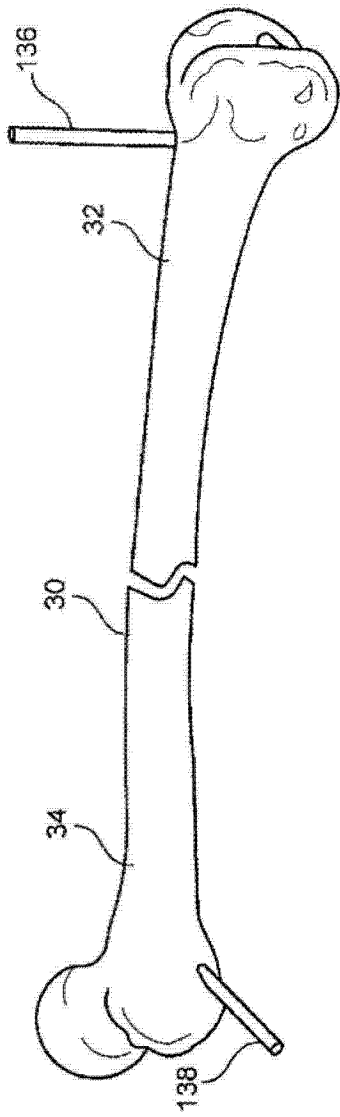


图 17

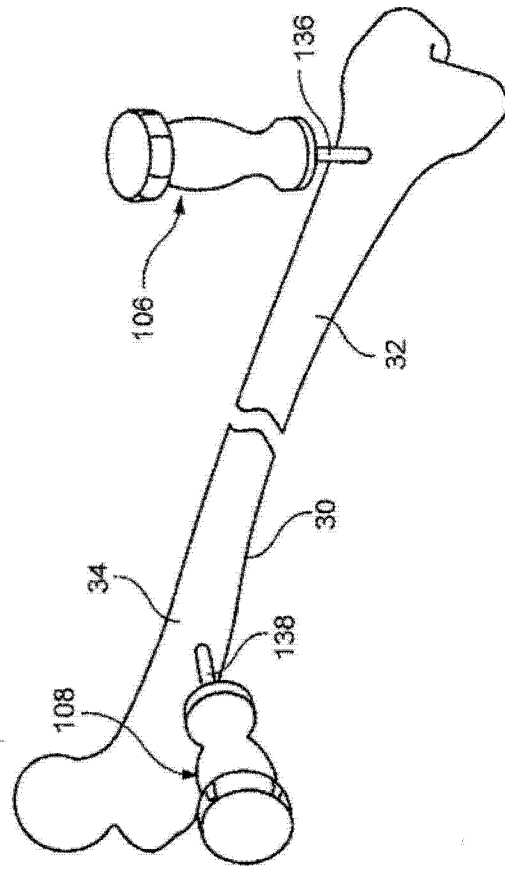


图 18