[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61B 17/68

[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00805362.6

[45] 授权公告日 2005 年 2 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 1188085C

[22] 申请日 2000.3.9 [21] 申请号 00805362.6
[30] 优先权
[32] 1999. 3.23 [33] US [31] 09/274,698
[86] 国际申请 PCT/CH2000/000136 2000.3.9
[87] 国际公布 WO2000/056235 英 2000.9.28
[85] 进入国家阶段日期 2001.9.21
[71] 专利权人 库尔斯恩蒂斯股份公司
地址 瑞士库尔
[72] 发明人 蒂莫西·M·塞勒斯
审查员 王爱卿

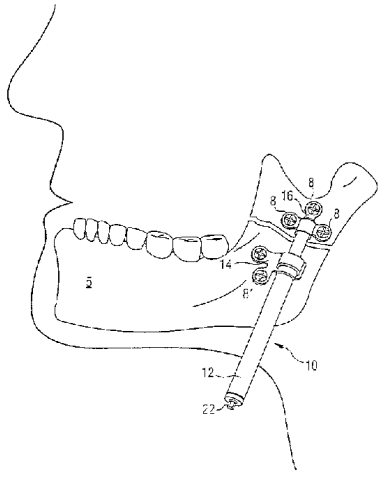
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 郑修哲

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 5 页

[54] 发明名称 具有可分离的骨锚基的矫形系统

[57] 摘要

本发明提供了一种改进的矫形系统，其中该装置中与骨相连的部分可与该装置中用于骨的固定和脱位等的其它部分相分离。 在最佳实施例中，该系统包括一个近端骨板(14)和相应的近端紧固件(18)，以及一个远端骨板(16)和相应的远端紧固件(20)。 骨板(14；16)在骨修复部位的对应两侧并固定在该骨(可能是切开的骨)上。 紧固件(18；20)用来通过骨板(14；16)使矫形装置(可能是一种脱位器)和该骨机械接合。 紧固件(18；20)可分离地与骨板(14；16)机械接合。 这种可分离性可允许在矫形过程结束后除去脱位器和紧固件(18；20)，而在病人体内仅留下骨板(14；16)。 骨板(14；16)的型面可制得高度不大，这样它们可永远留在病人体内。 在一个最佳实施例中，骨板(14；16)由可吸收材料制成，这样它可被病人的身体吸收。 本发明也提供了使用该新型矫形系统的方法。




ISSN1008-4274

1. 一种矫形系统，包括:

A) 至少两个将上述系统固定在病人骨头上的骨锚基，每个骨锚基具有一个骨接触表面和一个紧固件连接部分;

B) 一个与上述每个骨锚基相连的紧固件(18; 20), 该紧固件(18; 20）包括一个装置连接部分和一个骨锚基连接部分，

其特征在于，

C) 骨锚基连接部分和相应骨锚基的紧固件连接部分形成一个可分离的机械接合，将紧固件（18; 20）连接到骨锚基上;

C)一个矫形装置与每个紧固件（18; 20）的装置连接部分接合，

D) 骨锚基为骨板（14; 16);

E)在矫形过程结束后，紧固件（18; 20）与骨板（14; 16）的机械接合能分离开，允许紧固件（18; 20）和矫形装置轻易地从病人身上除去，而无需除去骨锚基。

2. 根据权利要求 1 所述的矫形系统，其特征在于，上述骨板(14; 16）由生物吸收性材料制成。

3. 根据权利要求 1 所述的矫形系统，其特征在于，上述每个骨板（14; 16）具有至少一个适用于接纳接骨螺钉（8）的螺纹孔（9), 该接骨螺钉用于将骨板（14; 16）锚定在骨头上。

4. 根据权利要求 2 所述的矫形系统，其特征在于，上述每个骨板（14; 16）具有至少一个适用于接纳接骨螺钉（8）的螺纹孔（9), 该接骨螺钉用于将骨板（14; 16）锚定在骨头上。

5. 根据权利要求 4 所述的矫形系统，其特征在于，上述骨板(14; 16）由生物吸收性材料制成。

6. 根据权利要求 5 所述的矫形系统，其特征在于，上述接骨螺钉（8）由生物吸收性材料制成，该种材料应使被病人身体吸收的时间至少与骨板（14; 16）被吸收的时间一样长。

7. 根据权利要求 1—6 任一所述的矫形系统，其特征在于，该矫

形装置是脱位器。

8. 根据权利要求 1 所述的矫形系统，其特征在于，上述在至少一个骨板（14; 16）和相应紧固件（18; 20）间的可分离接合包括一个制动机构，在矫形装置大致完全接合到紧固件（18; 20）的装置连接部分上时，防止释放该制动机构，而在矫形装置至少部分与紧固件（18; 20）的装置连接部分脱离时才允许释放该制动机构。

9. 根据权利要求 1 所述的矫形系统，其特征在于，至少一个紧固件（18; 20）的骨锚基连接部分包括一个垫座（182; 220），与该至少一个紧固件（18; 20）相连的骨板（14; 16）的紧固件连接部分包括一个接合腔（142; 162）；上述垫座（182; 220）的尺寸和形状能允许垫座滑动结合在接合腔（142; 162）中。

10. 根据权利要求 9 所述的矫形系统，其特征在于，垫座（182; 220）和相连接合腔（142; 162）具有对应的大致矩形形状；而可分离机械接合为滑动锁定。

11. 根据权利要求 9 所述的矫形系统，其特征在于，垫座（182; 220）和相连的接合腔（142; 162）具有对应的大致锥形形状；而可分离机械接合为摩擦锁定。

12. 一种根据权利要求 7 用于脱位病人体内第一和第二切分开的骨部分的矫形脱位系统，该系统包括:

A)一个远端骨板(16)，该远端骨板(16)用来经由皮移植并与第一骨部分相连，并设有适于接纳接骨螺钉（8）的螺纹孔（9）、一个骨接触表面和一个大致为矩形的第一接合腔（162）;

B)一个远端紧固件（20），该远端紧固件与上述远端骨板（16）相对应并具有一个装置连接部分和一垫座（220），该垫座（220）的形状和尺寸与第一接合腔（162）相对应，由此当垫座（220）滑动接纳在第一接合腔（162）内时，就产生了远端紧固件（20）与远端骨板（16）之间的滑动锁定;

C)一个近端骨板（14），该近端骨板用来由皮移植并与第二骨部分相连，该近端骨板（14）具有适于接纳接骨螺钉（8）的螺纹孔（9）、

一个骨接触表面和一个第二接合腔（142）;

D)一个近端紧固件（18），该近端紧固件与近端骨板（14）相对应并具有一个装置连接部分和一骨锚基连接部分，在近端骨板（14）和近端紧固件（18）通过一个制动机构可分离接合;

E)一个接合到每个紧固件（18; 20）的装置连接部分上的矫形装置，其中，

F)在矫形装置至少基本完全接合到近端紧固件（18）的装置连接部分上时，防止释放该制动机构；而在矫形装置至少部分与近端紧固件（18）的装置连接部分脱离时才允许释放该制动机构，另外，两个紧固件（18; 20）能从各自相应的骨板（14; 16）上脱离时，以便允许紧固件（18; 20）和脱位装置很容易地从病人身上除去，而无需除去骨板（14; 16）。

13. 根据权利要求 12 所述的矫形系统，其特征在于，骨板（14; 16）由生物吸收性材料制成。

14. 根据权利要求 13 所述的矫形系统，其特征在于，该系统还包括由生物吸收性材料制成的接骨螺钉（8），该种材料应使被病人身体吸收的时间至少与骨板（14; 16）被吸收的时间一样长。

# 具有可分离的骨锚基的矫形系统

本发明涉及一种矫形系统，特别是涉及一种改进型矫形系统和一种处理骨修复部位的方法。

在现有技术中已经知道有各种的矫形装置，包括骨固定、复位和脱位装置等。固定装置或者是固定器用来在骨修复部位固定骨的各部分以及方便骨的治疗。这里的“ 骨修复部位”是指在对应两侧上由相对健康的骨区域所限定出的任何骨头区域，该骨修复部位例如切开或折断的骨并能固定有矫形装置。复位和脱位装置（通常称为复位器和脱位器）用来逐步调整在骨修复部位两侧上的骨部分的方位和间隙。

固定器通常包括穿过皮肤固定在修复部位任意一侧骨头上的销钉或螺钉。一可调整的外部固定机构与该销钉相连，以便能调整该销钉的相对位置，从而对准骨修复部位两边的各骨头部分。当实现理想的对准时，该固定机构被锁定在合适位置以便保持这种对准。在骨修复部位治愈后，该固定器可从病人体内除去。

复位器和脱位器典型地具有与固定器相似的结构，但不同在于它们另外包括一种机构，该机构能调高该装置部分在骨修复部位对应两侧之间的距离。脱位器典型地用来实现脱位的骨生成。俄国整形外科医生 Gavriel Llizarov 很好地实现了上述过程。这种类型的典型过程至多涉及将骨彻底分隔成两部分的骨切开术或者至少是对骨的表层部分切口。随后，骨在切开骨任一侧的部分（或者在切口任一侧的骨髓或多孔部分）可以扩开。这种逐步分隔可使新骨在切开骨的空隙内形成。脱位过程后随后是合并过程，其中脱位器保持固定，新骨的生长获得强度。在合并过程后，脱位器从病人体内除去。

早期复位器和脱位器的设计利用骨头销钉或螺钉将装置连接在骨头上，但已经知道存在一定的问题。例如需要许多销钉来连接一个装置,最少也需要两个销钉,但通常需要更多。每个销钉都是由穿过皮肤而

进入的，因此增加了病人感染的危险。另外需要钉夹或销钉连接件以便使固定/脱位机构与销钉结合，这些连接的设计和操作由于需要在插入骨内准确对准销钉而变得困难。最后，因为销钉是从插入处大致沿垂直的方向延伸，所以结果就使整个装置伸出病人身体非常远（也就是，装置的型面很高），整个装置显得不好看。高型面的装置比起完全定位更靠近病人身体的装置，更容易撞击和发生勾挂。由于高型面的装置可能会被未来的病人特别是小孩拒绝，因此这种表面审美的考虑也同样重要。

因此，最近设计出的更多装置并不使用由皮肤进入的销钉来连接骨，而使用更低型面的例如具有螺纹孔的板的骨固定器，作为低型面装置的部分。这种改进的现有技术由例如 Robinson 等人的美国专利第 5364396 号（Robinson 专利）提出，该专利公开了一种可植入的骨脱位器，包括用于连接被切开并分隔的骨部分的低型面部件。整个装置除一个促动组件外都能植在皮下，该促动组件经由皮而入，与植入的脱位组件相连，并允许调整脱位器与病人身体外部的距离。

然而，现在例如 Robinson 专利所公开的低型面固定/脱位系统必须使用如下的两个大致侵害性的手术过程，因此具有缺点，一个是移植装置，另一个是在固定/脱位过程完成后除去该装置。基于卫生护理成本和手术相关的医疗危险考虑，当然并不想要不需要的手术过程。

由皮进行内部固定的装置如美国专利 5,569,248 MATHEWS 可获知。该装置包括接骨螺钉作为骨锚基。该接骨螺钉设有一远端螺纹部分和同轴的近端螺纹部分。其中远端螺纹部分以螺纹方式钻入一个骨例如肉茎中，同时近端螺纹部分用来通过能以螺纹方式钻入近端螺纹部分的螺母而将骨板固定到接骨螺钉上。

因此，需要提供一种低型面固定器/脱位器的技术，能够在固定/脱位过程完成后无需进行第二次手术过程来除去该装置。更确切地，在矫形装置技术中确实需要提供一种装置，以便在矫形过程完成后无需第二次手术来除去该装置。

本发明通过提供一种矫形系统以及一种处理骨修复部位的方法，

从而解决了该问题。

本发明是通过提供如下的一种矫形装置来满足技术需要的：即该矫形装置例如骨固定器、复位器和脱位器具有可分离的骨锚基，这样在矫形过程完成后该矫形装置能在远离病人的地方与皮下的骨锚基分

离，而仅将骨锚基植在病人身体内。

本发明的矫形系统包括至少两个骨锚基。每个骨锚基具有一个骨接触表面和与一个紧固件连接的部分。一个骨锚基与一个紧固件相连；该紧固件包括一个用于与一矫形装置（如脱位器（distractor））相连的装置连接部分和一个骨锚基连接部分以便形成一个与相关锚基的紧固件连接部分的可分离机械接合。例如脱位器的矫形装置连接至每个紧固件的装置连接部分，以便实现所需的过程。在涉及该矫形装置的矫形过程完成后，紧固件与骨锚基的机械接合能分离开，允许紧固件和装置轻易地从病人身上除去，而无需除去骨锚基。

上述骨锚基可以是骨板的形式，也可以全部地或者部分地由合适的生物相容材料，例如生物可吸收（吸收性）材料制成。当制成骨板时，该锚基可具有一个或多个适于接纳一个接骨螺钉的螺纹孔。该接骨螺钉同样可以由生物吸收性材料制成，在该例中，螺钉所选择的材料应当使病人身体吸收该螺钉的时间应至少与吸收骨板的时间相等。

在至少一个骨锚基和紧固件间的可分离接合可以包括一个制动机构。在矫形装置大致完全接合到紧固件的装置连接部分上时，最好禁止释放该制动机构；这就避免了系统在使用时所不希望的释放。而在矫形装置至少部分与紧固件的装置连接部分脱离时才允许释放该制动机构，这样该系统就能在需要的时候被分离。

一个紧固件可以具有一个包括垫座的骨锚基连接部分；在该实施例中，该紧固件相应的骨锚基具有一个包括一接合腔的紧固件连接部分。上述垫座和接合腔的尺寸和形状能允许垫座滑动结合在接合腔中。

上述垫座和接合腔可以具有一个相互对应的大致矩形形状，在该例中，紧固件和骨锚基的可分离接合是滑动锁定接合。可供替代的是，垫座和相应接合腔具有相互对应的大致锥形形状，在该例中，紧固件和骨锚基的可分离接合是摩擦锁定接合。

根据本发明，一个矫形脱位系统用于脱位第一和第二切开并分隔的骨部分，该矫形脱位系统可包括一个远端骨板、一个远端紧固件、一个近端骨板、一个近端紧固件和一个脱位装置。该远端骨板用来经

由皮肤而移植并与第一骨部分相连，该远端骨板设有适于接纳接骨螺钉的螺纹孔、一个骨接触表面和一个大致为矩形的第一接合腔。

与上述远端骨板相连的远端紧固件具有一个装置连接部分和一垫座。该垫座的形状和尺寸与第一接合腔相对应。这样，当垫座滑动接纳在第一接合腔内时，就产生了远端紧固件与远端骨板的滑动锁定。

近端骨板同样用来经由皮肤而移植并与第二骨部分相连，该近端骨板设有适于接纳接骨螺钉的螺纹孔、一个骨接触表面和一个第二接合腔。与近端骨板相连的近端紧固件具有一个装置连接部分和一骨锚基连接部分。在近端骨板和近端紧固件间的可分离接合包括一个制动机构。在脱位装置完全接合到近端紧固件的装置连接部分上时，禁止释放该制动机构；而在矫形装置至少部分与紧固件的装置连接部分脱离时才允许释放该制动机构。在使用时，脱位装置与每个紧固件的装置连接部分相连。根据本发明的新型矫形系统，当需要时，两个紧固件能从各自相应的骨板上脱离，以便允许紧固件和脱位装置很容易地从病人身上除去，而无需除去骨板。

本发明还公开了一种在骨修复部位两侧处理骨部分的方法。骨锚基连接至骨修复部分两侧上的骨头上，并且坚固件可释放地连接至每个骨锚基上。在紧固件连接至骨锚基之前或之后将矫形装置连接在紧固件上。矫形过程是使用矫形装置进行的，并且可以拆除矫形装置和紧固件。可以以任何顺序来拆除矫形装置和紧固件。公开的该种方法适合于此处描述的各种新型脱位装置使用。

根据本发明的处理骨修复部位的方法通常包括如下步骤。制作一个切口，以便能进入骨修复部位。将一骨锚基与骨修复部位每一侧上的骨相连，将一紧固件可分离地与每个骨锚基机械连接。将一矫形装置与紧固件机械连接，用于所需的矫形过程。当该过程结束后，以任何顺序从病人身上除去矫形装置和紧固件。该切口随后被缝合，仅有骨锚基与骨相连。

更确切地，根据本发明的处理病人身上骨修复部位的方法包括如下步骤：制作一个切口，以便进入骨修复部位。一远端骨板在皮下连

接在骨上；该远端骨板具有适于容纳接骨螺钉的螺纹孔、与骨接触的表面和具有大致矩形形状的第一接合腔。一远端紧固件可分离地与远端骨板相连，该远端骨板具有装置连接部分和第一垫座，该第一垫座的形状和尺寸与第一接合腔相对应。该垫座滑动容纳在第一接合腔内，将远端紧固件滑动锁定在远端骨板上。一近端骨板在皮下与骨相连，该近端骨板具有与骨接触的表面、第二接合腔和适于容纳接骨螺钉的螺纹孔。一近端紧固件可分离地与近端骨板机械连接；该近端骨板具有装置连接部分和锚基连接部分。近端紧固件和近端骨板的可分离连接包括一制动机构。一个例如脱位器的矫形装置与两个紧固件的装置连接部分相连，并用来进行所需的矫形过程。在该过程结束后，远端紧固件与远端骨板分离，近端紧固件与近端骨板分离，以便允许紧固件和矫形装置能从病人身上除去。最后，缝合切口，在病人体内仅留下骨板。

本发明的特征和优点将从下述实施例得到清楚的说明，其中相同的元件用相同的标号标注，其中附图包括:

图 1 为适合用于下颌骨的本发明矫形系统的第一实施例的透视图，其中示出连接在切开的下颌骨部分的脱位器;

图 2 为图 1 中系统的俯视图;

图 3 为图 1 中系统沿图 2 中 3-3 线所截取的横截面图;

图 4A 和图 4B 分别为图 1 中系统的近端骨板的俯视图和侧视图;

图 5A 和图 5B 分别为图 1 中系统的远端骨板的俯视图和侧视图;

图 6A 和图 6B 分别为图 1 中系统的近端紧固件的俯视图和侧视图;

图 7A 和图 7B 分别为图 1 中系统的远端紧固件的俯视图和侧视图;

图 8A 和图 8B 分别为图 1 所示系统的另一实施例中的远端紧固件的底视图和远端基板的侧视图;

图 9 为近端基板和近端紧固件的透视图，其中示出紧固件部分地与上述板接合;

图 10 为远端基板和远端紧固件的透视图，其中示出紧固件部分地与上述板接合。

以下将结合适于使下颌骨直线脱位的最佳实施例来描述本发明的矫形装置。然而，应当清楚本发明并不限于下颌骨脱位，或者限于脱位，而是能够利用包括骨锚定器件的各种矫形装置进行广泛的应用。

如图 1-3 所示，矫形系统 10 通常包括脱位组件 12、近端和远端基板（或骨板）14 和 16 以及近端和远端紧固件 18 和 20。该脱位组件 12 具有一近端或调整端 22 和一远端 24。矫形系统 10 通过穿过基板 14 和 16 上的螺纹孔的接骨螺钉 8 而固定在下颌骨 5 上。在使用时，整个矫形系统 10 除了脱位组件 12 的调整端 22 外，全部穿过皮肤上的一个小切口而由皮植入。应当理解，根据本发明的各个实施例，术语“近”通常是指本装置与由皮向外伸出的脱位组件有联系的端部；术语“远”通常是指该装置的另一端部。

图 2 和图 3 详细示出矫形系统 10，其中脱位组件 12 通常包括一个导引螺杆 102、一个外部套管 202 和一个内部套管 302。以下详细描述，导引螺杆 102 安装在外部套管 202 内，这样螺杆 102 可相对套管 202 旋转，但不会在轴向平移。内部套管 302 具有内螺纹，该内螺纹与螺杆 102 上的外螺纹 106 相互作用。这样，在组合的脱位组件 12 中，螺杆 102 的旋转能转化为内部套管 302 的直线运动，就象在螺栓上被驱动的螺母一样，导致整个组件 12 的套筒式伸缩或伸缩。

导引螺杆 102 具有一个设有外螺纹 106 的远端轴部分 104、一个放大直径的中间部分 108、一个近端轴部分 110 和一个近端或调整端 112。调整端 112 设有一个工具接触面 114，例如为能被标准的六角驱动工具所驱动的六边形表面。外部套管 202 具有两个不同的内部腔部分。近端腔部分 206 所具有的内部直径能使其滑动地接纳住螺杆 102 的近端轴部分 110；而远端腔部分 208 所具有的内部直径能使其滑动地接纳住内部套管 302。内部套管 302 设有与螺杆 102 上的外螺纹 106 相配合的内螺纹，并设有除纵向槽 308 外基本平滑的外表面 306。纵向槽 308 从套管的近端 310 向着远端 312 延伸。

通过图 6A 和图 6B 可以最好地理解近端紧固件 18。该近端紧固件 18 的装置连接部分包括一个接纳着外部套管 202 远端上的外螺纹的内

螺纹孔 188。该近端紧固件同样具有一个包括垫座 182 的骨锚基连接部分。该垫座可以具有如图 6B 所示的矩形形状，或者可以根据近端骨板 14 中腔 142 所选择的形状而具有锥形形状。该垫座 182 在为突出部 186 的端部上设有弹簧臂 184。以下将讲述弹簧臂 184 和突出部如何操作从而形成接合紧固件 18 和板 14 的制动机构。图 9 示出紧固件 18 正处于中间阶段并可分离地与板 14 机械接合或分离。

通过图 7A 和图 7B 可以最好地理解远端紧固件 20。该远端紧固件 20 的装置连接部分包括一个接纳着内部套管 302 的远端的孔 28。该远端紧固件同样具有一个包括垫座 220 的骨锚基连接部分。该垫座可以如图 8B 所示大致为矩形，或者如图 7B 所示大致为锥形。该垫座的形状选择成与板 16 内腔 162 的形状相对应。图 10 示出紧固件 20 正处于中间阶段并可分离地与板 16 机械接合或分离。

导引螺杆 102 的近端轴部分 112 可滑动地接纳在外部套管 202 的近端腔部分内，这样导引螺杆 102 能相对外部套管 102 自由旋转。导引螺杆 102 的近端轴部分 110 的一个区域和调整端 112 从套管的近端 204 伸出。一个套环 116 通过销钉 118 连接在螺杆近端轴部分伸出的区域上。该套环 116 和直径放大的中间轴部分 108 防止了螺杆 102 相对外部套管 202 轴向平移。这样，螺杆 102 有效地安装在外部套管 202 内。

内部套管 302 的内螺纹与导引螺杆 102 的外螺纹 106 相互作用，同时内部套管的光滑外表面 306 滑动地与外部套管 202 近端腔部分 208 的光滑内表面作用。这样，内部套管 302 与外部套管 202 相互滑动并且套装在一起。

导向销 210 被压合进一个穿过外部套管 202 厚度伸展的孔中。该向内伸展的导向销的端部伸得足够长并超过外部套管的内表面，以便与内部套管 302 外表面上的纵向槽 308 相互作用。这时，应当理解到纵向槽 308 和导向销 210 相互作用形成一个键沟，这样就能防止套管围绕装置的纵向轴 X-X 相对旋转（见图 3 所表示的 X-X）。

基板 14 和 16 用作骨锚基，可由例如金属、塑料或合成物等任何

生物相容材料制成。在一个最佳实施例中，该基板是由铝制成的骨板。在一个如下将详细描述的最佳实施例中，该基板由生物吸收性材料制成。选择构造基板的材料属于一种常规设计，纯粹依靠于应用本发明系统的特定医疗应用。

如图 1 所示，基板设有螺纹孔 9 来接纳接骨螺钉 8，该接骨螺钉可将装置固定在病人骨修复部分的两侧。这些孔最好被打成埋头孔，以便在完全植入装置后能减小螺钉头在基板上方突出的高度。基板具有一个底部或者锚基接触表面 15，该表面可以是直线的或者成型为与所连接骨的外形相适应。

远端基板 16 设有一紧固件接触部分，该部分包括一个容纳着远端紧固件的垫座 220 的槽状接合腔 162。接合腔可以基本为矩形。这样，如图 8A 所示，该腔的侧壁 166 与装置的纵向轴 X-X 平行，垫座 220 具有与腔 162 的形状相对应的大致矩形形状。该垫座的形状和尺寸选择成滑动接纳在腔 162 内，将紧固件 20 滑动锁定在基板 16 上。该滑动锁定是一种可分离的机械接合，能通过施加一个将紧固件 20 从基板 16 上分离下的力而很容易地释放。

在一个替代实施例中，接合腔可以具有大致锥形的形状，在该例中，如图 5 所示，侧壁 166 相对于装置的纵向轴 X-X 逐渐变细。在该实施例中垫座 220 具有与腔 162 的形状相对应的大致锥形的形状。在该实施例中垫座的形状和尺寸可形成一个将紧固件 20 接合在基板 16 上的摩擦锁定。该摩擦锁定是一种可分离的机械接合，但是相比在上述实施例中的滑动锁定而言需要单独的力才能释放该接合。

如果装置用在标准的脱位过程中（也就是，在该过程中装置将对骨修复部位施加一张力），那么基板与腔面面对骨修复部位即在图 1 所示方位上的开口端安装在一起。这样，当脱位装置启动时，脱位力将倾向于驱动着远端紧固件 20 的垫座 220 并使其进入接合腔 162 中，由于垫座 220 和接合腔 162 的相互作用而在紧固件 20 和基板 16 之间形成一个可分离的机械接合。相反，如果装置将用于压缩方式中，基板与腔远离骨修复部位的开口端安装在一起，这样压缩力将倾向于产生

上述的接合。

如图 5A 所示，基板 16 的螺纹孔围绕腔 162 而设置。当本发明的装置用于下颌骨脱位时，已经发现这种结构既能使螺杆很好地进入同时也能产生很好的支持强度。然而，应当理解到螺纹孔的位置和图 5 所示的板 16 的外形形状并不是本发明的关键方面；应用其它的螺纹孔位置以及板的形状同样并不偏离本发明的精神和范围。

近端基板 14 同样设有一个包括接合腔 142 的紧固件连接部分。该接合腔可以应用类似于以上所述和图5A中所示的腔162的逐渐变细的壁结构，在该实施例中，如图 7B 所示，近端紧固件 18 将具有与紧固件 20 相似的楔形垫座。施加在装置上的启动力将产生一个将紧固件 18 接合在基板 14 上的可分离机械接合。然而在一个最佳实施例中，腔 142 将应用平行于装置纵向轴 X-X 的侧壁 144，可分离机械接合将是一个滑动锁定。

制动机构所包括的部件有近端基板 14、近端紧固件 18 和套管 202。腔的底面 145 设有一个凹陷 147，该凹陷的形状可以是一个切去顶端的球形立体分段。垫座 182 设有自然回弹的臂 184。该臂 184 设在其底面，并有一“耳”或突出部 186 作为凹陷 147 的补充形状。当垫座 182 滑动进入腔 142 中时，突出部 186 和凹陷 147 成为一个制动机构，防止紧固件 18 从板 14 上轴向分离。

从图 6A 中可看出，当套管 202 并未进入孔 188 中时，弹簧臂 184 可以向上偏转，以便突出部 186 从凹陷 147 中脱离出来，这样制动机构断开。由弹簧臂 184 单独提供的力能用来以较小的力将制动机构支持在接合位置处。另外，当套管 202 沿螺纹进入孔 188 中时，就完全防止了臂 184 向上运动，这样就甚至在承受较大的力例如当装置从病人体内除去时所产生的力时，防止了制动机构断开。只有当套管 202 从孔 188 中脱螺纹直到足够量时，臂 184 才能再次向上偏转到足以允许制动机构断开，这随后也就允许垫座 182 从腔 142 中滑出。换句话而言，当套管从紧固件脱出时，它将紧固件锁定在板 14 上。

如图 4A 所示，板 14 的两个螺纹孔都向装置轴中心线的一侧偏移，

并被放置成使整个板呈现相似于大写字母“Y”的形状。当本发明的装置用于下颌骨脱位时，已经发现这种结构既能使螺杆很好地进入同时也能产生很好的支持强度。然而，应当理解到螺纹孔的位置和图 4A 所示的板 14 的外形形状并不是本发明的必需部件；应用其它的螺纹孔位置以及板的形状同样并不偏离本发明的精神和范围。

重要的是，本发明系统的紧固件和基板是单独的部件，而不是整体成型的。另外，由于它们以方便释放的锁定方式机械接合，因此它们能在装置在矫形过程中完成其目的后分离开-紧固件和基板并不是永久接合的（例如利用焊接），也不是利用其它可能使其分离变得困难或不方便的装置接合的。另外，本发明的紧固件和基板的机械接合不需要任何附加的部件来实现接合。

为了在一个典型的脱位过程中使用本发明的装置，外科医生需要制作一个切口，实现脱位，合并，随后除去脱位组件，留下基板固定在骨上，最后缝合切口。

为了组装该系统，在外部套管 202 已经先设有了导向销 210 后，首先将螺杆 102 首先插入外部套管 202 中。在近端轴部分 112 从外部套管 202 近端 204 伸出的区域内安装一个套环 116。通过压合一个销穿过套环和近端轴部分上的匹配孔洞从而将上述套环捕获在轴上。随后在紧固件已经滑入基板 14 内并且锁定接合后（利用上述制动机构），将外部套管 202 螺旋钻入近端紧固件 18 中。导引螺杆 102 随后螺旋钻入内部套管 302，应当注意套管 302 上的纵向槽正确地与导向销 210 接合。远端紧固件 20 随后压合并固定在内部套管 302 的远端上，最后与远端基板 16 相接合。

为植入本装置，所制作的小切口应具有适合的尺寸以便允许能到达需要连接基板的骨，并位于从骨修复部位适当地偏移的位置，应当记住一旦植入只有脱位装置的近端由皮穿过上述切口而伸展。组装的系统被小心地引导进皮上开口并相对骨修复部位定位。基板随后使用接骨螺钉固定在骨上，缝合切口，只有装置的近端穿过皮肤伸展。

利用工具接触面 114 通过转动导引螺杆来操作脱位生成骨的过程。

逆时针转动螺钉将导致装置轴向拉长，产生通过基板传递到骨的导引螺杆拉力。

在上述过程的脱位和合并阶段完成后，通过反方向转动 102 除去或者脱下该装置。反方向（如顺时针）转动的量依据导螺钉的螺距而定，但典型地，至少需要十个完全的顺时针转动来使远端紧固件 20 从远端基板 16 上脱离下。套管 202 从紧固件 18 脱螺纹直到足够使弹性臂 184 弯曲，这样当装置被推向骨表面时，将近端紧固件 18 固定在相应近端基板 14 上的制动机构被释放，本装置从近端基板上脱离下来。本装置的整个驱动部分（导螺钉、套管和紧固件）现在从病人身上脱离下，仅有基板（和相关的接骨螺钉）留在病人体内。最后步骤是使用标准外科方法缝合皮上开口。

在本发明的一个最佳实施例中，基板 14 和 16 可以由可生物吸收性材料制成。可以使用任何天然或者合成（例如聚丙交酯、聚乙交酯、聚酰胺酯）的生物吸收性材料。通过利用生物吸收性材料成型基板，在完成脱位骨生成操作后可以将基板留在原处。通过适当选择生物吸收性材料，可以在上述过程中不再需要它们的机械强度的时候，基板将开始被吸收，长时间后基板大体或者完全被身体吸收。因此不再需要第二次外科手术来除去基板，本发明有利地减少了卫生护理成本以及即便是最细心的手术也可能带来的医疗危险。

另外，用来将基板固定到骨上的接骨螺钉 8 同样可以由生物吸收性材料制成，与基板的材料相同或不同。在该实施例中，可能需要选择生物吸收性材料，以便使上述螺钉在基板大体被吸收完后才会被吸收。如果上述螺钉首先被吸收，将会产生不希望的情况，即基板在接合处变得松散并会自由地由皮穿出。

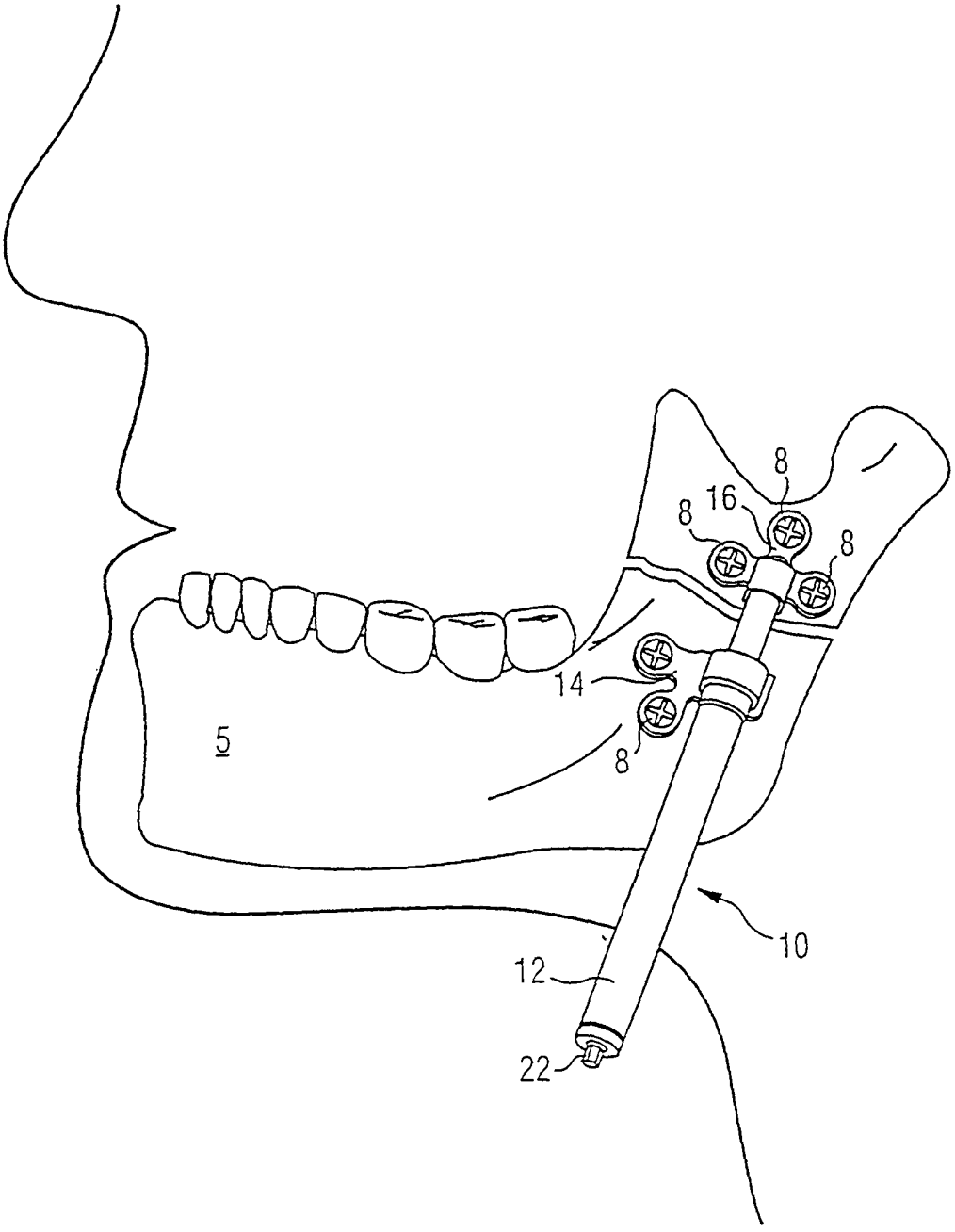
应当强调的是，本发明的上述实施例只是特别应用于人体骨骼系统中的一个特殊例子。用于其它应用的变型可以由已经理解了本发明上述结构和操作的本技术领域的人员轻易地实现。

例如如图 1 所示的特定的直线脱位器能够不作任何结构改动地使用在除下颌骨以外的矫形应用，例如，它完全适于使用在长骨的脱位

操作中。此外，很明显，各种已知的脱位和固定组件能替换上述的脱位组件 12，也并不偏离本发明的精神和范围。例如不采用一个简单的直线脱位器，而是提供一个能进行直线和角度脱位的组件以便桥接骨修复部位而且机械连接基板。

相应地，应当理解到在此的实施例仅是本发明原则的例证。可以由本领域的技术人员作出的各种体现本发明原则并落入本发明范围的变型。

图 1



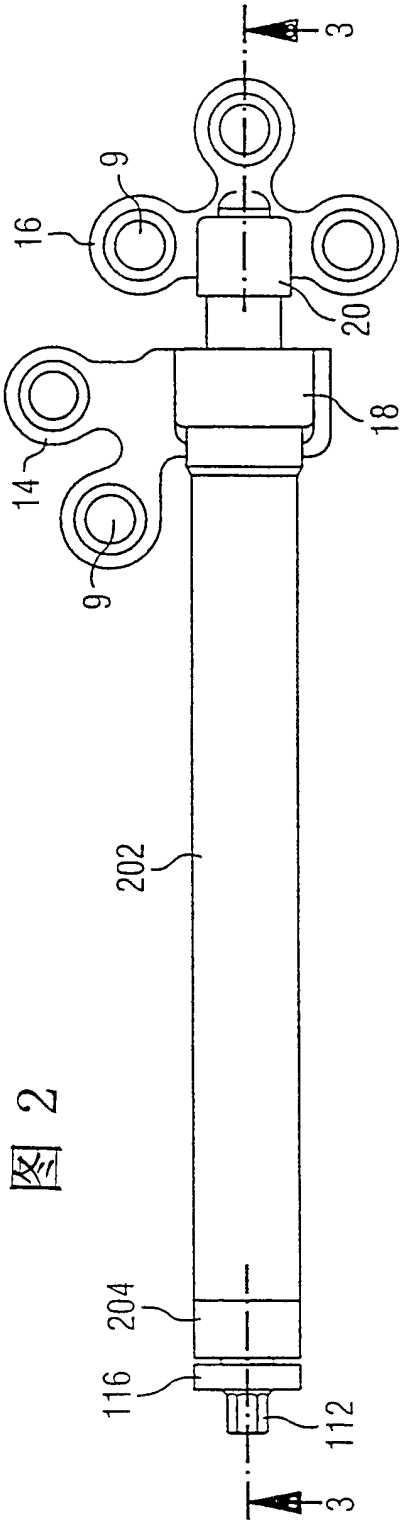

3
16
9
20
18
14
9
202
204
116
112
3

图 2

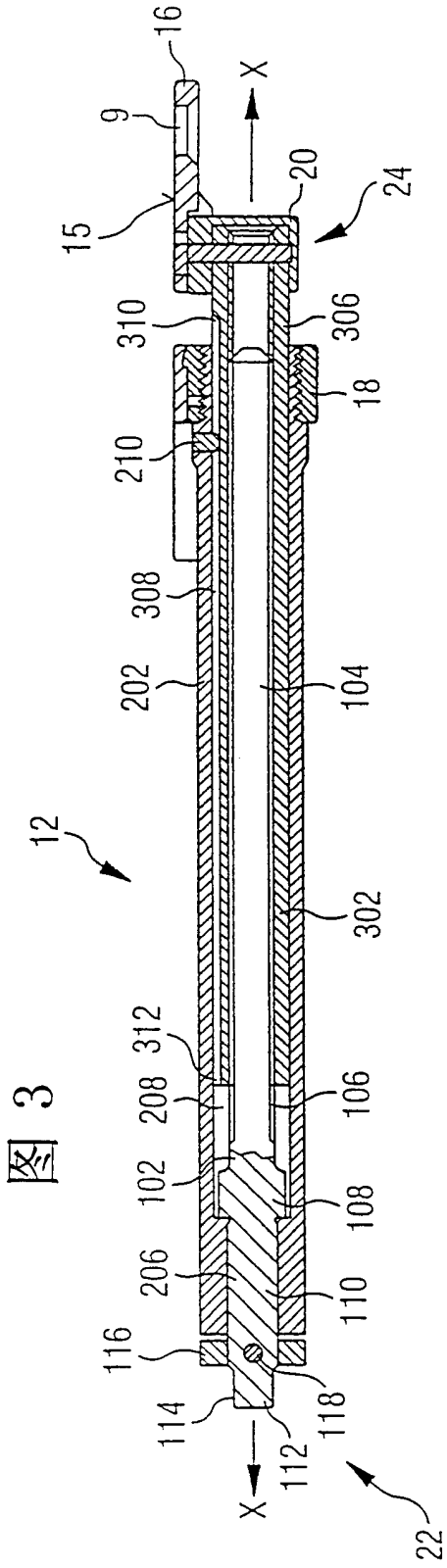

16
9
X
20
24
15
310
306
18
210
308
202
104
12
302
312
208
106
102
108
206
110
116
114
118
112
X
22

图 3

图 4A

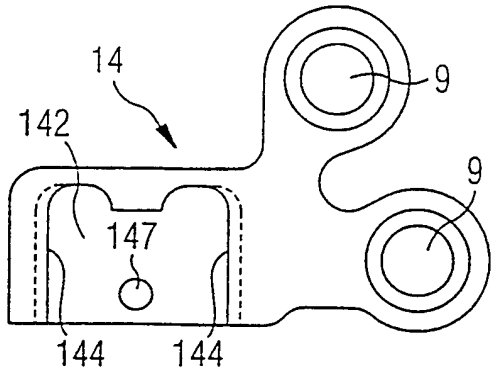



图 5A

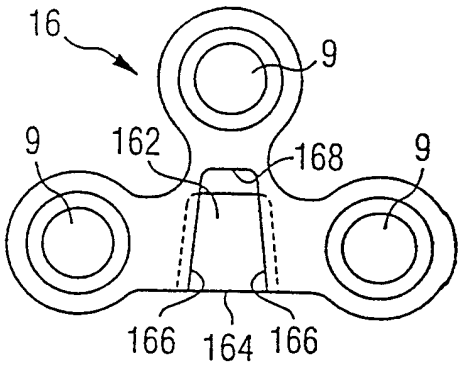



图 4B




图 5B

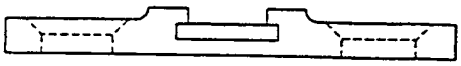


图 6A

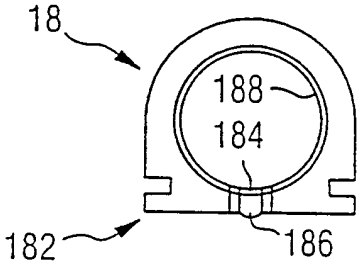



图 7A

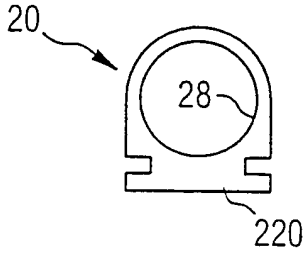



图 6B

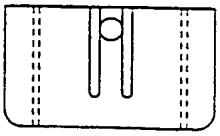


图 7B

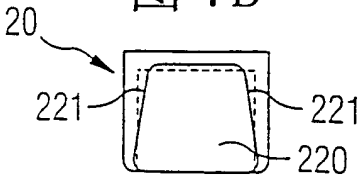


图 8A

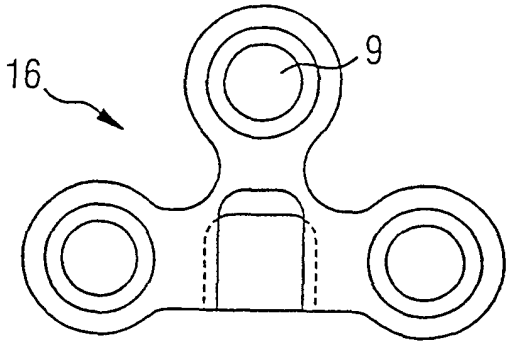



图 8B

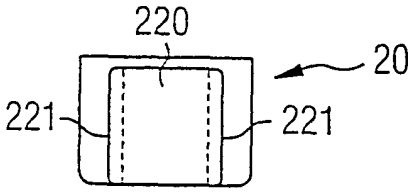


图 9

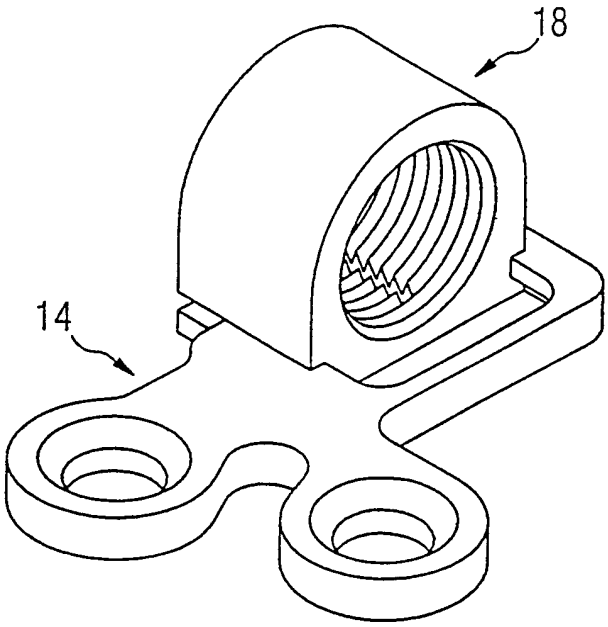



图 10

