[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01806853.7

[45] 授权公告日 2005 年 12 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 1231185C

[22] 申请日 2001.4.6 [21] 申请号 01806853.7
[30] 优先权
[32] 2000. 4.28 [33] US [31] 09/560,896
[86] 国际申请 PCT/CH2001/000221 2001.4.6
[87] 国际公布 WO2001/082805 英 2001.11.8
[85] 进入国家阶段日期 2002.9.19
[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 迈克尔·布雷斯 罗杰·伯杰
汉斯于尔格·W·埃姆什
审查员 郑其蔚

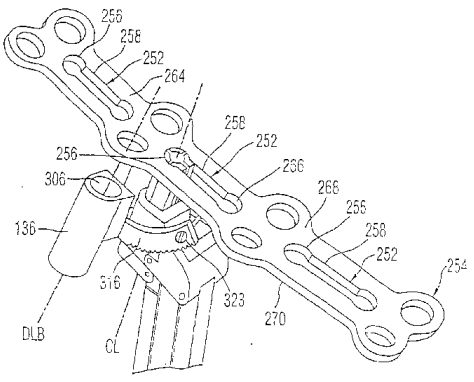
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 张祖昌

权利要求书 3 页 说明书 20 页 附图 9 页

[54] 发明名称 远距离对中式外科用骨钻导引装置

[57] 摘要

本发明提供了一种外科用骨钻导引装置(100)，用于可拆卸地固连到一个带有狭槽的骨板上。所述骨钻导引装置(100)包括有一个或者多个对中骨钻套管(134；136)，这个或者这些对中骨钻套管(134；136)与骨板上的相应紧固孔远距离对齐，和一个可膨胀衬套(206)，该可膨胀衬套(206)被构造和加工成能够与所述骨板上的一个狭槽相配合。一个角度可变部件(202)，允许对中骨钻套管(134；136)相对于该外科用骨钻装置(100)的中心轴成角度设置。所述对中骨钻套管(134；136)可以被可松脱地锁定在一个外科医生选定的角度处。



ISSN1008-4274

1. 一种外科用骨钻导引装置（100），包括有：

至少一个对中骨钻套管（134；136），这些对中骨钻套管（134；136）被构造成用于容置和导引一个外科用钻头；

一个衬套（206），该衬套（206）被构造成用于相对于一块骨板支撑起所述至少一个对中骨钻套管（134；136），并且将该对中骨钻套管（134；136）与所述骨板间隔开，其中，所述骨板具有一个狭槽和一些紧固孔，所述衬套（206）具有一个可径向膨胀的前端部（212）；和

一个骨钻导引装置手柄（122），该手柄（122）被连接在所述衬套（206）上；

其特征在于：所述衬套（206）被构造和加工成能够在所述骨板狭槽内发生膨胀，来远离所述骨板紧固孔将该衬套（206）可松脱地锁定到所述骨板上，并且所述至少一个对中骨钻套管（134；136）中的至少一个与一个相应的紧固孔相对齐。

2. 如权利要求 1 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述可径向膨胀前端部（212）包括有多个指状部分。

3. 如权利要求 2 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于还包括有：一个锥形销（204），该锥形销（204）被可滑动地容置在所述衬套（206）上的一个导引孔（208）内，同时该锥形销（204）被构造和加工成能够将所述指状部分从一个紧缩位置偏压至一个膨胀位置。

4. 如权利要求 2 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述可径向膨胀前端部（212）呈钥匙状。

5. 如权利要求 1 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于还包括有：一个角度可变部件（202），所述至少一个对中骨钻套管（134；136）被连接在该角度可变部件（202）上，用于相对于所述骨板被置于一个外科医生选定的角度处。

6. 如权利要求 5 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述角度可变部件（202）允许所述至少一个对中骨钻套管（134；136）在

同一平面内成角度设置。

7. 如权利要求 6 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所成角度的范围是 20 度。

8. 如权利要求 6 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述角度可变部件（202）可以被可松脱地锁定在外科医生选定的角度处。

9. 如权利要求 1 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述可径向膨胀的前端部（212）包括有一个肩部（222）、一个颈部（220），和一个位于颈部（220）前方的向外突伸凸缘（224）。

10. 如权利要求 1 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：存在有两个对中骨钻套管（134；136）。

11. 如权利要求 10 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述衬套（206）沿着一个中心平面设置，各个对中骨钻套管（134；136）均具有一个钻取轴，并且所有钻取轴均共面，沿着所述中心平面会聚于衬套（206）的可径向膨胀前端部（212）的前方。

12. 如权利要求 11 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：各个对中骨钻套管（134；136）均被定位成相对于所述中心轴成一个 5 度至 22 度的角度。

13. 如权利要求 10 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于还包括有：

一个锥形销（204）；

一个上驱动杆（116），用于可滑动地将锥形销（204）置于所述衬套（206）内；

一个角度可变部件（202），用于相对于一个中心平面将所述骨钻套管设定在一个外科医生选定的角度处；

一个固定器（200）；以及

一个下驱动杆（118），用于可松脱地将固定器（200）锁定到角度可变部件（202）上，从而保持所述骨钻套管的外科医生选取角度。

14. 如权利要求 13 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：一个第一对中骨钻套管（134；136）具有一根第一钻取轴，一个第二对

中骨钻套管（134；136）具有一根第二钻取轴，第一骨钻套管和第二骨钻套管（134；136）被设置成能够使得所述钻取轴发生会聚。

15. 如权利要求 13 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于还包括有：一个卡锁（158），用于可松脱地将所述上驱动杆（116）保持在一个驱动位置处。

16. 如权利要求 15 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述衬套（206）上的可膨胀前端部（212）呈钥匙状，并且所述骨板上的狭槽具有呈一个钥匙孔形状的内壁，在一个紧缩位置处，可膨胀前端部（212）可以被自由地插入和拔出所述骨板狭槽，而在一个膨胀位置处，与所述狭槽相配合。

17. 如权利要求 13 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述锥形销（204）还包括有一个用于切割骨块的尖端部（138）。

18. 如权利要求 13 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：所述骨钻导引装置手柄（122）包括有一个把手（112），该把手（112）被枢动连接在一个手持元件（114）上，把手（112）在板簧（132）的弹性偏压作用下偏离所述手持元件（114）。

19. 如权利要求 10 中所述的外科用骨钻导引装置，其特征在于：

所述骨板狭槽的壁厚取决于所述骨板的自由侧表面与骨侧表面之间的距离；并且

所述衬套（206）的可径向膨胀前端部（212）包括有一个肩部（222）、一个颈部（220），和一个位于颈部（220）前方的向外突伸凸缘（224）；

其特征在于：所述颈部（220）和凸缘（224）共同跨越一个长度，该长度略微大于所述骨板狭槽侧壁的厚度，并且所述凸缘（224）压靠在所述骨板的骨侧表面上。

20. 如权利要求 1 中所述的骨钻导引装置，其特征在于：多个对中骨钻套管（134；136）被固定成与一块骨板间隔开，所述骨板具有一个狭槽和一些紧固孔。

远距离对中式外科用骨钻导引装置

本发明的技术领域

本发明涉及一种外科用骨钻导引装置（a surgical drill guide）和带有狭槽的平板，它们被可拆卸地固连在一起，用于保持它们之间精确对中。尤其是，本发明涉及一种外科用骨钻导引装置，包括有：至少一个对中骨钻套管，这些对中骨钻套管被构造成用于容置和导引一个外科用钻头；一个衬套，该衬套被构造成用于相对于一块骨板支撑起所述至少一个对中骨钻套管，并且将该对中骨钻套管与所述骨板间隔开，其中，所述骨板具有一个狭槽和一些紧固孔，所述衬套具有一个可径向膨胀的前端部；和一个骨钻导引装置手柄，该手柄被连接在所述衬套上。

对相关现有技术的描述

在多种矫形手术领域中使用外科用固定板已被广泛认可。这种固定板由外科医生用于治疗、对正和改变病人骨块的受压状态，并且通常利用大量的紧固件，比如被安装成穿过所述骨板上的孔的螺钉，被紧固在骨块上。为了避免在植入之后产生其它后遗症，紧固件的合适定位和对中以及所述骨板的牢靠外科固定（secure surgical fixation）是关键。

用于脊椎骨手术领域中的锁定骨板，比如由 SYNTHES Spine 公司出售的锁定骨板，由于这种骨板需要使用很长时间，必须非常小心地安装，在脊椎骨的颈部进行颅内固定（intravetebral fixation）、碎骨固定（bone-fragment fixation）和前部外科（anterior surgery）操作。尤其是，由于脊髓的敏感性和环绕脊髓进行的入侵式疗法所固有的风险性，使得在脊椎骨外科手术中的误差容许值非常小。特别是，可用于固定紧固件的脊椎骨尺寸非常有限。

各个固定板孔必须正确地与相应的螺钉对齐，以便各个螺钉被合适地与固定板固定在一起。螺钉在所述固定板通孔内的任何不对中现象，均会对组织造成伤害。此外，对螺钉的不合适固定将会导致无法将固定

板稳定并且可靠地连接到骨状物质（bony material）上，从而会潜在地导致固定板失效。尤其是，锁定板需要紧固件精确地对中。典型的颈部锁定板通常具有2至3毫米左右的厚度，并且包括有一些螺钉孔，这些螺钉孔相对于锁定板的表面倾斜9度至15度，用于最佳地将螺钉置于脊椎骨的颈部区域中。多种类型的螺钉可以用于将锁定板紧固到预期的解剖学部位处，比如在美国专利No. 4484570中公开的胀头螺钉。外科医生通常希望能够对螺钉相对于所述锁定板的安装角度加以选取。

用于锁定板的公知骨钻导引装置，比如在美国专利No. 5851207中公开的骨钻导引装置，通常包括有一个用于导引一钻头的导引件。一个中空的套筒被设置成与导引件同轴设置，并且具有一个可径向膨胀的前端部，该前端部带有一个颈部。该颈部被构造成当套筒位于一个膨胀位置处时，向外压靠在一个板孔的内壁上，从而将该骨钻导引装置紧固到骨板上。与这种骨钻导引装置伴生的不方便之处在于，其仅包括有一个导引件，从而，为了在组织上钻取连续的孔，该骨钻导引装置必须被取出并且在各个骨板孔内重新定位。此外，在利用这种骨钻导引装置钻取一个孔之后，在一个螺钉被安装到该孔中之前，必须将其从骨板中取出。由于可膨胀套筒被插入到所述板孔中，所以螺钉将不会在其余孔径内发生配合。尤其是如果使用的是胀头螺钉，那么所述板孔的整个直径必须不与该骨钻导引装置发生配合。

已经认识到，所希望的是能够提供一种包括有不止一个导引套管（guide tube）的骨钻导引装置。例如，美国专利No. 5180388中公开了一种涂布装置（an applicator device），该涂布装置带有两个被固连在一个手柄上的导引套管。一个位于手柄上的标尺允许精确地确定出一个钻头穿过导引套管的运行距离，从而确定出各个钻孔的深度。美国专利No. 4714469示出另外一种骨钻导引装置，该骨钻导引装置带有一个细长的支臂，该支臂的远端部被加工成与一个脊椎植入片相匹配，其中，所述脊椎植入片即将由所述设备植入病人体内。骨钻导引装置上的沟槽适合于容纳一个钻头，并且在该骨钻导引装置的表面上设置有线性标记，以便获得合适的钻取深度。美国专利No. 5112336示出了一个骨钻导引装

置和一个用于矫形外科手术的模板（template），该骨钻导引装置包括有一个由一可锁定万向接头连接起来的模板和手柄。该模板带有一些销钉，以便该模板可以被固定在骨块内。这些销钉能够在骨块上钻取钻孔的同时防止模板发生移动。在模板上设置钻孔来适应即将由外科医生植入的选定假体。除了这些经过改进的骨钻导引装置之外，没有一种能够满足外科医生利用骨板进行手术的需求，因为没有一种被固连到一块骨板上或者相对于一块骨板使得该骨钻导引装置具有较高的方位调整性能。

美国专利No. 4465065公开了一种L形外科用装置，用于借助于一个预钻孔的连接板将断裂颈部连接到一根股骨的轴上。这种器具具有一个把手和垂直延伸的连接支臂，并且该器具和连接板借助于一根长螺钉相互连接起来，其中，所述长螺钉沿着连接支臂穿过一个纵向钻孔延伸至固定板顶部的螺纹孔内。被牢固地连接在连接支臂上的两个销钉还与固定板上部的相应孔相配合。导引套管穿过该装置上的孔延伸至固定板上的孔内。这种导引套管不允许动态地相对于固定板上的孔设定钻取轴的角度。

美国专利No. 4119092公开了一种减少骨块断裂的方法，其中，借助于一块横跨过一根断骨的两个部分的平板，将这两个部分牵引到一起，其中，所述平板带有穿孔和一条纵向设置的倒角凹槽。一个其断面形状类似于所述凹槽的部件，被暂时地配合在所述平板上，并且通过利用所述部件上的一个通孔作为一个钻头的导引装置来在骨块上钻取出一个孔。同样，所述部件也具有一个相对于所述平板的固定钻取轴。

美国专利No. 5676666公开了一种颈板固定器/导引夹板（a cervical plate holder/guide clamp），该颈板固定器/导引夹板是一个经过改进的固定夹钳（a modified fixation forceps），并且包括有一个手柄、铰接轴和叶片（blade）。各个叶片均包括有一个导向头（a guide head），该导向头带有被固连在一个平板上的相对唇板。导引圆筒（guide cylinders）被可滑动地置于各个导向头中，并且被下推至与所述平板上的开口发生接触。相对的唇板与所述平板的外圆周相接触。该夹板被用

于钻取装配孔；接骨螺钉被插入到这些装配孔中，并且随后利用一个被固定在各个螺钉上的锁定帽将一块平板置于这些螺钉上，来将颈板锁定到这些螺钉上。所以，在该专利中公开的颈板固定器/导引夹板，不允许在没有将夹板与所述平板松脱开的条件下将该平板固定到脊椎骨上。另外，导引圆筒与所述平板相接触，因此，在该夹板与所述平板相配合的条件下，该导引圆筒将无法远离所述平板来安装所述螺钉。

美国专利No. 5364399公开了一种颈前夹板系统（anterior cervical plating system）。一个钻头和攻丝导引装置被安装在一块固定板上，来提供一个稳固的基座，用于精确地在待植入的脊椎骨上钻取出一个螺钉孔，并且对该螺钉孔进行攻丝操作。这种骨钻和丝锥导引装置包括有一个装配支架（a assembly support），该装配支架借助于一个定位螺钉和用于将定位螺钉安装到该导引装置本体上的插销而配合到所述平板上。从而，一个丝锥套管和骨钻导引装置可以被支撑在所述装配支架上，从而，由该丝锥套管和骨钻导引装置对一个钻头进行精确定位。

美国专利No. 5423826公开了一种颈前板固定器/骨钻导引装置。该导引装置包括有两个支臂，这两个支臂相互枢接，并且在各个支臂的端部处均固连有一个支脚。各个支脚均具有一个弯钩，该弯钩适合于牢固地钩挂住一个脊椎板和一对通孔。当这种导引装置与所述平板相配合时，各个通孔均与一个脊椎板上的螺钉孔相对齐。多个双头固定销用于在钻取和攻丝操作过程中将所述平板置靠在颈椎上。位于该导引装置中的各个支脚上的弯钩，固连在所述平板各个端部上的凹口中。

前述专利中公开的骨钻导引装置具有一个有限的方位调整范围。另外，没有一个可以被固连到骨板上，与此同时还能够使得该骨钻导引装置相对于所述骨板远距离对中。方位调整的范围越大就越方便，因此，所希望并且必需的是，采用无障碍式安装方式（unobtrusive mounting）。

对本发明的概述

本发明涉及一种外科用骨钻导引装置，该外科用骨钻导引装置包括有至少一个对中骨钻套管，这些对中骨钻套管被构造成用于容置和导引

一个外科用钻头；一个衬套，该衬套被构造成相对于一块具有一狭槽和一些紧固孔的骨板支撑起所述至少一个对中骨钻套管，并且将所述至少一个对中骨钻套管与所述骨板间隔开来，该衬套具有一个可径向膨胀的前端部；以及一个骨钻导引装置手柄，该手柄被连接在所述衬套上。所述衬套被构造和加工成能够在骨板狭槽内发生膨胀，来从远离所述骨板紧固孔将衬套可松脱地锁定到骨板上。

有益的是，可径向膨胀的前端部包括有多个指状部，并且包括有一个锥形销，该锥形销被可滑动地容置在衬套上的一个导引孔内，同时，该锥形销被构造和加工成将所述指状部从一个紧缩位置偏压向一个膨胀位置。衬套的可径向膨胀前端部可以呈钥匙状。最好，可径向膨胀的前端部包括有一个肩部、一个颈部和一个位于颈部前方的向外突伸凸缘。

该装置还可以包括有一个角度可变部件，所述至少一个对中骨钻套管被连接在该角度可变部件上，用于相对于所述骨板将该角度可变部件置于一个外科医生选取的角度处。该角度允许所述至少一个对中骨钻套管在一个平面上成角度设置，并且角度的范围大约为20度。角度可变部件可以被可松脱地锁定在外科医生选取的角度处。

最好，存在有两个对中骨钻套管，同时所述衬套沿着一个中心轴设置。各个对中骨钻套管均具有一个钻取线，所有钻取线均共面，并且沿着所述中心轴会聚于所述衬套的可径向膨胀前端部的前方。在一个优选的实施例中，各个对中骨钻套管被定位成相对于所述中心轴成一个5度至22度左右的角度。

该装置还可以具有一个锥形销；一个上驱动杆，用于可滑动地将锥形销置于所述衬套内；一个角度可变部件，用于相对于一个中心平面将骨钻套管设定在一个外科医生选取的角度处；一个固定器；以及一个下驱动杆，用于可松脱地将固定器锁定到角度可变部件上，从而维持骨钻套管的外科医生选取角度。一个第一对中骨钻套管具有一个第一钻取轴，一个第二对中骨钻套管具有一个第二钻取轴，并且第一对中骨钻套管与第二对中骨钻套管最好被设置成能够使得所述钻取轴发生会聚。

根据需要，可以包括有一个卡锁，用于可松脱地将上驱动杆保持在一个驱动位置处。当所述衬套的可径向膨胀前端部呈钥匙状，并且所述骨板上的狭槽具有限定出一个钥匙孔形状的内壁时，在一个紧缩位置处，可膨胀前端部可以被自由地插入和抽出骨板狭槽中，并且当位于一个膨胀位置处时，与所述狭槽相配合。

在该装置的其它实施例中，所述锥形销可以包括有一个用于切割骨块的尖端部。另外，所述手柄可以包括有一个把手，该把手被枢动连接在一个手持元件上，同时该把手在板簧的弹性偏压作用下偏离所述手持元件。还有，所述骨板狭槽的壁厚可以取决于骨板的自由侧表面与骨侧表面之间的距离；并且所述衬套的可径向膨胀前端部包括有一个肩部、一个颈部和一个位于颈部前方的向外突伸凸缘，以便所述颈部和凸缘共同跨越过一个长度，该长度略微大于所述骨板狭槽侧壁的厚度，并且所述凸缘压靠在所述骨板的骨侧表面上。

对附图的简述

在附图中公开了本发明的优选技术特征，贯穿这些视图，相同的参考标记用于指代相同的元件，并且其中：

附图1是一个根据本发明一优选实施例的外科用骨钻导引装置的侧视图；

附图2是附图1中所示外科用骨钻导引装置的俯视图；

附图3是附图1所示外科用骨钻导引装置中手持元件的侧视图；

附图4是本发明中的手柄处于张开状态下的局部侧视图；

附图5是本发明中的手柄处于闭合状态下的局部侧视图；

附图6是本发明中的对中装置处于张开状态下的局部侧视图；

附图7是本发明中的对中装置处于闭合状态下的局部侧视图；

附图8是附图1所示外科用骨钻导引装置中衬套的透视图；

附图9是附图8中所示衬套的俯视图；

附图10是附图9中所示衬套的局部剖视图；

附图11是一个衬套上的颈部和凸缘的局部后视图，该套管被插入在一块骨板上的狭槽中；

附图12是一个外科用骨钻导引装置的局部透视图，根据本发明的一个优选实施例，该外科用骨钻导引装置被锁定在一块骨板上的狭槽中；

附图13是本发明中一个套管上的肩部的局部剖视图；

附图14是附图1所示外科用骨钻导引装置中锥形销的透视图；

附图15是附图14中所示锥形销的侧视图；

附图16是附图1所示外科用骨钻导引装置中角度可变部件的透视图；

附图17是附图16中所示角度可变部件的正视图；

附图18是附图17中所示角度可变部件的局部横剖侧视图；

附图19是一个根据本发明一优选实施例的外科用骨钻导引装置的另一透视图；

附图20是附图1所示外科用骨钻导引装置中固定件的透视图；

附图21是一个根据本发明一优选实施例的外科用骨钻导引装置中下部驱动杆、杠杆和屈服弹簧的透视图；

附图22是附图21中所示屈服弹簧的俯视图。

对优选实施例的详细描述

参照附图1，在此示出了一个示例性外科用骨钻导引装置100，该骨钻导引装置100适合于与一个带有狭槽的颈椎锁定骨板一同使用。装置100包括有一个对中装置110、把手112和手持元件114，以及上驱动杆116和下驱动杆118。手持元件114和驱动杆116、118被大体设置成相互平行。把手112和手持元件114由手柄销120枢动连接起来。同时，把手112与手持元件114共同形成一个骨钻导引装置手柄122，允许使用者对该骨钻导引装置进行操控和使用。在优选实施例中，手柄122被设置成远离钻取部位（the drilling site），从而在卡锁骨板附近留下一个开阔的空间。把手112具有一个支臂124，该支臂124从该把手112上的手柄销120处开始延伸，来在驱动销128处被枢动固连在上驱动杆116的第一端部126上。上驱动杆116的第二端部与对中装置110枢动固连在一起。最好，在把手112

和手持元件114上紧固有板簧132，用于朝向第一或者张开位置对把手122施加偏压作用。

参照附图2，骨钻导引装置手柄122和驱动杆116、118（未示出）沿着一个中心平面设置，所述中心平面包括有中心线CL并且垂直于纸张平面。最好，对中装置110基本上相对于所述中心平面对称。正如下面将要讨论的那样，对中骨钻套管134、136分别沿着钻取线DLA和DLB设置，其中，所述骨钻套管134、136均可以容置一个钻头并且对该钻头的移动路径进行导引，所述钻取线DLA和DLB会聚于尖端部138的前方。因此，外科用骨钻导引装置100的特性，能够允许外科医生从病人的左侧和右侧进行侧部手术（a lateral approach）。正如在附图3中所示出的那样，手持元件114具有两个大体平直部分140和142。平直部分140具有一个上带槽部分144，该上带槽部分144沿着线SL设置。最好，上带槽部分144不会延伸穿过手持元件114。相反，相对于所述中心平面，一个第二带槽部分被对称设置在手持元件114的另一表面上。平直部分142的上表面146与线SL形成了一个夹角θ_{HAN}。尽管根据需要也可以采用90度至150度之间的角度，但是，为了很好地满足人体工程学方面的考虑，夹角θ_{HAN}最好为130度左右。在平直部分142上设置有安装孔148、150。还设置有一个孔151，用于容置手柄销120，该手柄销120用于将把手112与手持元件114连接起来。

正如在附图4中所示出的那样，骨钻导引装置100处于张开位置，把手112与手持元件114之间具有最大的夹角θ_{MAX}。该张开位置也对应于驱动杆116的未锁合和未驱动状态，其中，驱动杆116上的顶角152位于线EP的后方，线EP大体平行于线SL，并且沿着部分140的外侧边缘154进行延伸。因此，在这个张开位置处，驱动杆116上的顶角152位于手持元件114上的顶角156的后方，并且卡锁158位于一个较低位置处，因此，不会与驱动杆116发生配合。

当外科医生朝向手持元件114抓握把手112时，支臂124将迫使上驱动杆116向前移动。正如在附图5中所示出的那样，当把手112与手持元件114之间的夹角达到θ_{ALI}时，骨钻导引装置100处于闭合位置，同时驱动杆116差不多处于最大驱动状态。在该位置处，驱动杆116上的顶角152大体沿

着线EP设置，以便使得驱动杆116上的侧面160大体与平直部分140的边缘154共线。

由于板簧132会将把手112和手持元件114偏压到张开位置，所以外科医生必须一直将把手112与手持元件114抓握在一起，来保持驱动杆116的驱动状态。但是，为了有利于外科医生使用该骨钻导引装置100，必须使用一个卡锁158，来可松脱性地将上驱动杆116锁定在差不多最大驱动位置上，同时把手112与手持元件114之间的夹角为θ_{AL1}。这样就避免了在已经合适地进行了驱动之后，需要外科医生一直抓握住把手112和手持元件114的必要性。相反，外科医生的拇指可以将卡锁158移动至压靠在驱动杆116的表面160上。由于表面160对其施加的背压作用，卡锁158被卡持在合适的位置处。

在一个优选实施例中，卡锁158沿着有槽部分144发生移动，并且通过压靠在手持元件114上来防止从有槽部分144中松脱出来。可选择地，也可以使用能够限制卡锁158行程的其它装置，比如一个位于上驱动杆116的表面160上的凸起部。最好，卡锁158还带有齿162或者隆起部，用于增强卡锁158与外科医生拇指之间的触觉，从而有利于卡锁158发生移动。也可以使用其它卡锁装置，比如销子或者棘轮机构。

通过抓握把手112和手持元件114来达到一个略微小于θ_{AL1}的夹角，比如使得把手112与手持元件114之间的夹角为θ_{MIN}，可以将驱动杆116从锁定位置松脱开。由于当夹角达到θ_{MIN}时驱动杆116会远离卡锁158，因此由表面160施加到卡锁158上的背压会减小，并且卡锁158可以自由地移动到一个不会与上驱动杆116发生配合的位置处。

有益的是，因为把手112与手持元件114的人体工程学定位方式，外科医生可以仅利用一只手来操作骨钻导引装置100。在包括有用于将把手112与手持元件114可松脱性地卡锁起来的卡锁158的实施例中，卡锁158也按照人体工程学进行定位，从而仍旧可以方便地进行单手操作。

下面参照附图6和7，对中装置110包括有固定器200、角度可变部件202、锥形销204和衬套206。在附图6中示出的对中装置110带有一个处于回缩位置处的锥形销204，当把手112与手持元件114之间的夹角大于θ_{AL1}

时可以达到这种状态。当外科医生对把手112进行抓握时，锥形销204在衬套206内向前移动，并且锥形销204的尖端部138从衬套206中显露出来，如附图7中所示那样。

参照附图8至12，衬套206中同轴地容置有沿着线10－10穿过导引孔208的锥形销204。最好，衬套206基本上相对于线10－10对称。衬套206的前端部212最好由纵向延伸的指状物214构成。各个指状物214均由在相邻指状物214之间纵向延伸的狭缝分隔开来。比如在附图9中示出的狭缝216，包括有一个圆形部分218，该圆形部分218用于在指状物214发生挠曲时有助于减小应力集中现象。当处于闭置状态并且锥形销204处于回缩位置处时，这些指状物214向内弹性偏置，并且自然地呈现出一种内向配置状态。在优选实施例中，对指状物214的内向偏置状态进行选择，来产生所需的摩擦力，与此同时允许仅利用一只手来对手柄122进行操作。根据其它实施例的目的，可以对指状物214的弹性进行选择。在衬套206的可膨胀前端部212的最前端，指状物214形成一个可径向膨胀的圆周颈部220。在与该颈部220相邻的后端部处，是一个肩部222。

在优选实施例中，在与颈部220相邻的前端部处，设置有形成一个可径向膨胀凸缘224的凸起部。在可替代实施例中，也可以不设置凸缘。例如，在一个不带有凸缘的实施例中，颈部220可以在该颈部220的最前端形成锥形，该最前端的直径大于与颈部220上与肩部222相邻的部分的直径。因此，这样一个锥形颈部可以在一块骨板上的相似锥形狭槽或者孔中发生膨胀，来有效地使得对中骨钻套管可靠地对中。衬套206上的若干部分，即颈部220、肩部222和凸缘224最好由单一构造的材料一体形成。

在衬套206的两个侧面上设置有侧部通道223，用于导引角度可变部件202。还设置有一个销孔226，以便有利于将固定器200固定到衬套206上，并且设置有凹槽228，以便有利于将手持元件114上的部分142固定到衬套206上。

在附图8至10中所示出的紧缩位置处，衬套206上的颈部220和凸缘224被加工成能够自由地穿过一块骨板上具有相似几何形状的狭槽。特别是，由于所述衬套被构造成能够配合在所述骨板上的一个狭槽中，而并

非该骨板上即将插入接骨螺钉的圆形孔内，所以可以在无需将该外科用骨钻导引装置与所述骨板松脱开的条件下，钻取出用于接骨螺钉的孔并且对这些孔进行攻丝操作，同时将接骨螺钉插入到钻取出的孔中。参照附图10，沿线10－10示出了前述衬套206的剖面。衬套206的可膨胀前端部212的内侧，最好具有一个可变化的内径。最好，指状物214具有一个台阶230和一个锥形部232，导致台阶230前方的衬套206具有较小的内径。

正如在附图11至12中所示出的那样，最好，颈部220相对于线250呈对称的钥匙状，并且被构造和加工成用于装配到一块骨板254上的一个相似锥形狭槽252内，并且在该锥形狭槽252内发生膨胀。在骨板252的一个优选实施例中，狭槽252具有至少一个圆形部分256和一个平直部分258。最好，圆形部分256具有一个4.1毫米左右的直径，并且平直部分258具有一个2.8毫米左右的宽度。沿着线250，平直部分258的长度可以变化，只要该长度能够容纳外科用骨钻导引装置100中衬套206的尺寸即可。

衬套206被朝向附图8至11中所示出的位置弹性偏置，其中，颈部220和凸缘224具有一个紧缩尺寸。最好，颈部220具有一个C形部分260和一个Y形部分262，带有由沿着线250、264的狭槽216限定出的四个象限。颈部220上的C形部分具有一个紧缩的颈部直径d_1，而所述凸缘具有一个紧缩的凸缘直径d_2。狭槽252中的圆形部分256具有一个内壁，该内壁具有一个狭槽直径d_3。紧缩的凸缘直径d_2小于狭槽直径d_3，以允许凸缘224被自由并且无阻碍地从狭槽252中抽拔出来。优选的是，紧缩的凸缘直径d_2比狭槽直径d_3小0.1毫米至0.3毫米。更为优选的是，凸缘直径d_2比狭槽直径d_3小0.2毫米。骨钻导引装置中的紧缩凸缘直径d_2最好为3.8毫米至4.0毫米，其中，该骨钻导引装置带有一个大约为4.1毫米的狭槽直径d_3。因此，紧缩的凸缘直径至少大约是狭槽圆形部分尺寸的90％，最好大约为94％至95％。另外，紧缩的凸缘直径d_2最好大约比紧缩的颈部直径d_1大0.1毫米至0.2毫米。更为优选的是，凸缘224最好从颈部220上凸起0.1毫米。因此，紧缩的颈部直径d_1至少为紧缩凸缘直径d_2的90％，并且最好大约为94％至95％。

颈部220上的Y形部分262具有一个紧缩的颈部宽度W_1，而所述凸缘具有一个紧缩的凸缘宽度W_2。狭槽252上的平直部分258具有一个内壁，该内壁带有一个狭槽宽度W_3。紧缩的凸缘宽度W_2小于狭槽宽度W_3，以便进一步允许凸缘224被自由并且无阻碍地从狭槽252中抽拔出来。优选的是，紧缩的凸缘宽度W_2比狭槽宽度W_3小0.1毫米至0.3毫米。更为优选的是，凸缘宽度W_2比狭槽宽度W_3小0.2毫米。为了与一块具有2.8毫米左右的狭槽直径d_3的平板254一同使用，紧缩的凸缘宽度W_2最好为2.5毫米至2.7毫米。因此，紧缩的凸缘宽度W_2至少大约为狭槽宽度尺寸的90％，并且最好大约为94％至95％。另外，紧缩的凸缘宽度W_2最好比紧缩的颈部宽度W_1大0.1毫米至0.2毫米左右。因此，凸缘224最好沿着Y形部分262从颈部220上凸起0.1毫米。因此，紧缩的颈部宽度W_1至少大约为紧缩凸缘宽度W_2的90％，并且最好大约为94％至95％。

特别是，由于颈部220的侧面263a、263b不会与狭槽252的侧壁发生接触，所以在侧面263a、263b上没有设置凸缘。因此，圆形凸缘边缘265a、265b被设置成有利于将骨钻导引装置插入到所述狭槽内和从所述狭槽内取出。最好，圆形凸缘边缘265a、265b的曲率半径大约为0.3毫米。Y形部分262必须沿着线250延伸合适的长度，以便可以与狭槽252的平直部分获得充分的表面接触。最好，颈部220上的Y形部分262被构造和加工成能够在颈部220发生膨胀时，使得部分262至少可以与狭槽252的平直部分258发生3毫米左右的接触。

本技术领域中的那些熟练技术人员将会认识到，所述衬套上的颈部和凸缘无需呈钥匙状。其它合适的形状包括：十字形、T形或者8字形。这种衬套几何形状适合于与一块骨板上的至少一个相应形状狭槽一同使用，所述骨板被构造和加工成能够容置所述衬套，并且允许该衬套锁定到骨板上。在一块骨板上带有这样一个狭槽的情况下，即该狭槽具有一个基本上不带有平直部分的形状，比如8字形，仍旧可以使用一个颈部220。由于一个Y形颈部上的下平直部分与上弧形或者V形部分之间的过渡部分可以被制成一个尖锐的过渡部分，所以仍旧可以使用一个钥匙状颈部220，来在一个颈部220与一个8字形狭槽之间形成一个有效的锁定配

合。因此，当在一个8字形狭槽中使用一个钥匙状颈部220时，颈部220上的部分262无需明显地与所述狭槽的侧壁发生接触。最好，所述狭槽的形状不同于所述骨板紧固孔的形状，其中，有助于钻取接骨螺钉孔的对中骨钻套管穿过所述骨板紧固孔。

颈部220和凸缘224的紧缩直径和长度允许外科医生在衬套206处于紧缩状态时将该衬套206上的凸缘224从狭槽252中抽拔出来，更为优选的是还能够将其插入到狭槽252中，但凸缘224却不会触及平板254的另一侧面268。这种配置在实际应用中消除了衬套206无法与一块骨板254发生松脱的可能性。与此同时，具有一个凸缘224，该凸缘224能够在其完全穿过狭槽252时，为外科医生提供一个可感知的触觉。在可替代的实施例中，比如通过将紧缩的凸缘直径d_2减小至与紧缩的颈部直径d_1相同，并且通过将紧缩的凸缘宽度W_2减小至与紧缩的颈部宽度W_1相同，可以使得凸缘224可以完全消失。但是，这些实施例将会缺乏向外科医生提供一个由于凸缘224完全穿过狭槽252而产生的信号。最好，为了进一步有利于自由地将凸缘224从狭槽252中取出，凸缘224上平行于所述中心平面的剖面呈圆形。该剖面最好环绕一个大约为0.05毫米的半径发生弯曲。

参照附图13，沿着附图10中线13－13的剖面示出了肩部222。肩部222具有一个平行于线264的最大宽度Ws，该宽度Ws大于狭槽直径d_3，以便该肩部222无法被插入到狭槽252中。再有，肩部222具有一个最大的曲率半径R_1，以便该肩部222无法被插入到狭槽252中。

在优选实施例中，颈部220与凸缘224一同横跨过一个长度，该长度略微大于平板254上从骨侧表面268至自由侧表面270的狭槽侧壁266的厚度。因此，颈部220可以压靠在锁定骨板狭槽的侧壁上，并且凸缘224可以压靠在一块平板254的骨侧表面268上。以这种方式，该骨钻导引装置可以被固定到平板254上，约束相对运动。

正如在附图6至8和14至15中所示出的那样，锥形销204被构造和加工成被可滑动地容置在衬套206上的导引孔208内。最好，利用一个销钉272将锥形销204连接到驱动杆116上，其中，所述销钉272延伸穿过驱动杆116上的一个钻孔。分别带有孔278和280的平行并对称的法兰274和276共同

限定出了一个用于容置驱动杆116的间隙282。一旦上驱动杆116的第二端部130中的钻孔与法兰孔278和280对齐，即可将销钉272插入其中，来将锥形销204连接到驱动杆116上。

锥形销204延伸穿过导引孔208。除了当驱动杆116受到触发从而使得尖端部138从衬套206中显露出来时，锥形销204的尖端部138完全被容收在导引孔208内。在优选实施例中，在锥形销204上设置有一个圆筒形部分284和一个圆锥部分286，来有利于锥形销204在导引孔208内移动。圆筒形部分284具有一个直径d_4，而圆锥部分286在过渡部分288处从直径d_4缩小至端部290处的直径d_5。优选的是，直径d_4比导引孔208的最大直径dB小0.1毫米至0.3毫米，如同附图10中所示出的那样。更为优选的是，直径d_4比直径d_B小0.1毫米。直径d_4最好大约为4.0毫米，用于对一个最大直径d_4大约为3.9毫米而端部290处的直径d_5大约为2.6毫米的锥形销204进行导引。因此，圆锥部分206的锥形角度θ_T最好大约为3.5度。

锥形销204的尖端部138最好包括有一个圆锥部分292。当衬套206被置于平板254上的狭槽252中，并且驱动杆116受到触发使得达到差不多完全驱动位置时（即当把手112与手持元件114之间具有一个角度θ_{AL1}时），尖端部138将突伸到衬套206上的凸缘224的外侧，并且缓慢地切割到平板254下方的骨块中。随着尖端部138被缓慢地驱动到所述骨块中，该尖端部用于对衬套206的对中状态进行固定和引导，直至实现与平板254的有效锁定为止。有益的是，尖端部138也用于对骨板254和骨钻导引装置100进行固定，直至已经安装至少一个螺钉来将所述平板固定到所述骨块上为止。由于尖端部138的尺寸较小，可以减小对组织的刺激。最好，尖端部138的长度L_4大约为2毫米。

锥形销204的可替代实施例中不包括尖端部138，从而在实际应用上消除了由于使用骨钻导引装置100来安装一块骨板所引起的组织刺激。此外，可以使用其它形状的锥形销，比如一个非锥形圆柱销或者一个在其前端部带有球形凸起部的销钉。另外，在骨钻导引装置100的实施例中，所述骨块上的狭槽无需必须是一个穿通的狭槽，其中，在这些实施例中具有一个不带有凸缘的衬套和一个不带有突出尖端部的锥形销。因此，

所述狭槽仅为所述平板上的一条通道。此外，所述通道的侧壁可以被构造成有利于将衬套有效地锁定到所述骨板上。在另一可替代实施例中，可以在所述衬套上设置一个凸缘，并且可以被构造和加工成装配到一条沟槽内，该沟槽形成于所述狭槽的内表面上或者形成于所述通道的侧壁上。

锥形销204与衬套206协同工作，以便允许骨钻导引装置100被锁定在一块骨板上。锥形销204上的圆锥部分286与指状物214协同工作，来在该锥形销204被移动到一个锁定位置处时，使得指状物214发生膨胀。随着锥形销204被向前移动来使得衬套206的前端部212发生膨胀，锥形销204上的圆锥部分286将向外压靠在衬套206的内表面上。在该实施例中，所述圆锥部分与衬套206的内表面相匹配，并且压靠在该内表面上，来径向向外推动指状物214，其中，所述衬套206位于指状物214上狭缝216的圆形部分218的前方。

当锥形销204如附图6中所示出的那样处于非锁定位置处时，圆锥部分286允许指状物214返回到一个松弛的紧缩位置处。这将允许衬套206被插入到所述板槽内，和从该板槽内抽拔出来。位于台阶230前方的衬套206内表面，最好以一个角度θ_B朝向线294锥形过渡，所述线294大约比圆锥部分286的锥角θ_T大1度，并且最好所述角度θ_B大约为4度。因此，锥形销204在衬套206内的预期运动量，被设定为能够将衬套206上的指状物214从一个紧缩位置偏压向一个膨胀位置。圆锥部分286的可替代锥角和衬套206的内表面可以根据其它实施例的目的来加以选择。此外，为了使得衬套206上的指状物214发生膨胀和收缩，最好剪刀状把手112的行程较短。

在对骨板进行锁定之前和锁定的过程中，外科医生可以将衬套206的可膨胀前端部212，尤其是颈部220和凸缘224，插入到一块骨板254上的狭槽内。通过抓握手柄122，根据需要，外科医生可以在无需一个额外板夹的条件下，抓握和操纵所述骨板254。最好，尤其是在颈部220和凸缘224处，锥形销204上的前移圆锥部分286与指状物214的内表面之间的摩擦力，可以将衬套206的可膨胀前端部212卡持在一个膨胀的锁定位置处。

因此，当衬套206在一块平板254上的狭槽252中处于所述膨胀的锁定位置处时，可以减小钻取过程中的骨板移动现象，其中，所述骨板254被置靠在颈椎上。此外，随着所述尖端部缓慢地切割到椎骨中并且从而起到一个固定功能，通过使用一个具有一尖端部138的锥形销204，也可以减小骨板移动现象。

下面参照附图16至18，角度可变部件202包括有对中骨钻套管134、136。在优选实施例中，设置有两个对中骨钻套管。可替代地，角度可变部件202可以包括有多于两个的对中骨钻套管。

一个沿着钻取线DLA设置的钻孔300延伸穿过对中骨钻套管134，并且将上表面302与下表面304连接起来。同样，一个沿着钻取线DLB设置的钻孔306延伸穿过对中骨钻套管136，并且将上表面308与下表面310连接起来。钻孔300和306被构造成能够容置一个外科用钻头，带有用作挡块的钻孔上表面302和308，所述挡块用于限制比如被固定在一个夹头中的外科用钻头的行程。因此，各个钻孔300和306均被加工成能够卡持一个螺旋头（a spinning bit），使得该旋转头分别精确地与钻取线DLA和DLB同轴设置。最好，钻孔300和306均具有一个大约为5.8毫米的大体恒定内径。

骨钻套管134和136分别与钻孔300和306对齐，以便钻取线DLA和DLB分别沿着一条从上表面302和308至下表面304和310的方向发生会聚。另外，骨钻套管134和136最好相对于中心平面具有一个固定的方位，以便钻取线DLA与中心平面之间的夹角θ_{DLA}等于钻取线DLB与中心平面之间的夹角θ_{DLB}。夹角θ_{DLA}和θ_{DLB}均大约为5度至22度，优选的是10度至11度，并且最好为10.5度。有益的是，由于在所述操作过程中一个螺钉与另外一个螺钉发生碰撞的可能性明显减少，所以钻取线DLA与DLB的固定中间会聚性能够使得可以预测钻取和螺钉植入操作。另外，由于螺钉的插入操作会朝向中切面发生会聚，所以可以更好地固定到所述骨块上并且螺固松脱的伴生阻力增大。骨钻套管134和136最好被加工成能够使得一旦平板254被正确地定位到植入位置处并且衬套206被锁定在所述平板上，即可将骨钻套管134和136定位在病人身体之外的一定距离处，从而螺旋着

的外科用钻头将不会横向前进并且伤害到外科医生不希望钻取的周围组织。

最好，与外科用骨钻导引装置100一同使用的外科用钻头被构造和加工成能够钻取出一个深度大约为12、14或者16毫米的钻孔。适合的钻头通常具有整体式挡块，以便在该钻头与一个确定长度的对中骨钻套管一同使用时，由该钻头制出的钻孔将不会比利用一个给定钻头形成的预期深度更深。所述挡块可以被定位成在钻头已经被插入到所述套管内达到一个特定深度时，分别压靠在对中骨钻套管134和136的上表面302和308上。

在优选实施例中，角度可变部件202还包括有桥接件312，该桥接件312用于将骨钻套管134和136的外表面连接起来，以及将分别带有齿318和320的成角度支臂314和316连接起来。角度可变部件202最好相对于所述中心平面对称。成角度支臂314和316上的肩部322和324分别被容纳于衬套206侧面上的侧部通道223内。肩部322和324在侧部通道内平滑移动，从而有利于对角度可变部件202的方位进行导引。参照附图18，在此沿着所述中心平面示出了角度可变部件202的一个剖面。最好，齿320具有一个大约为0.77毫米的间隔ds，一个30度的压力角ϕ_P，一个大约为0.71毫米的总深度h_T，一个不超过0.1毫米的倒角半径R_F，和一个大约0.1毫米的顶部凸起半径（a top land radius）R_L。另外，线G1和G2之间的夹角ϕ_A最好大约为50.6度，与此同时线G2与G3之间的夹角ϕ_B最好大约为20度。应该指出的是，钻取线DLB垂直于线G3。

正如在附图8、10、12以及16至18中能够清楚看到的那样，一根螺杆323被插入到成角度支臂314和316上的孔325a和325b内，来将成角度支臂314和316连接起来。因此，由于桥接件312和下通道表面326能够共同防止角度可变部件202被从衬套206中取出，所以角度可变部件202的运动范围受到限制。因此，肩部322和324在衬套206上的侧部通道223内滑动，允许角度可变部件202的角度在一定范围内发生变化。最好，角度可变部件202在一个平面内，最好是在所述头部/尾部平面内，以大约20度的范围自由移动。特别是，外科医生可以在钻取或者螺旋出各个钻孔和/或插

入各个接骨螺钉之后，使得角度可变部件202的角度复位。因此，外科用骨钻导引装置100允许外科医生自由地改变角度，来钻取出各个钻孔并且插入各个螺钉。因此，当外科医生面对有毛病的骨块几何形状或者受损的骨块区域时，具有更大的灵活性。

参照附图19至22，示出了一些装置，借助于这些装置可以将角度可变部件202锁定在特定的角度位置处。在优选实施例中，固定器200具有侧部402和404，该侧部402和404由一个位于它们之间的中部406连接起来。侧部402和404相对于下驱动杆118对称设置，并且因此也相对于中心平面对称。各个侧部402和404均具有一对通孔。第一组通孔408和410相对于轴BUS同轴设置，与此同时第二组通孔412和414相对于轴ACT同轴设置。侧部402和404最好被置于衬套206的外表面上，以便使得通孔408和410与衬套206两侧的通孔226同轴设置。一根销钉416被插入到通孔408、410以及226中，以便将固定器200枢动连接到角度可变部件202上。第二组通孔412和414与一个穿通下驱动杆118的钻孔（未示出）同轴设置，并且一根销钉418被插入到所述钻孔中，以便将固定器200在端部420处枢动连接到下驱动杆118上。

下驱动杆118的端部422由销钉426枢动连接在触发器424上。相应地，触发器424又由销钉428枢动连接在手持元件114上，并且销钉428延伸穿过立杆（post）430上的一个钻孔，所述立杆430从手持元件114的底表面432开始延伸。最好，立杆430穿过通孔148被固定在手持元件114上。此外，一个屈服弹簧434在手持元件114的底表面与下驱动杆118的上表面436之间延伸。正如在附图22中所示出的那样，一个钻孔437在第一端部438处延伸穿过屈服弹簧434，与此同时一个穿通的狭槽440在第二端部442处形成在屈服弹簧434上。因此，钻孔437和穿通的狭槽440在屈服弹簧434的相对端部处相对于轴SPR同轴设置。最好，利用一个紧固件444，比如一根延伸穿过屈服弹簧434上的钻孔437和手持元件114上的通孔150的螺钉，将屈服弹簧434固定到手持元件114的底表面432上。一个非紧固螺钉446或者其它立杆装置（other post means）被安装成在通孔447内穿过下驱动杆118的上表面436，并且被容置在屈服弹簧434上的穿通狭槽

440内。螺钉446被放置成能够使得屈服弹簧434仍旧由螺钉446来加以约束，沿着轴SPR进行移动。屈服弹簧434环绕轴SPR略微发生弯曲。

屈服弹簧434将下驱动杆118偏压在一个驱动位置处，在该位置处，固定器200环绕销钉418发生枢动，并且该固定器200上的齿421a和421b分别与角度可变部件202上的齿318和320相啮合。这种啮合作用能够将由外科医生为角度可变部件202选取的角度位置固定起来，并且尤其是将用于导引外科用钻头的骨钻套管134和136的角度位置固定起来。为了将齿421a和421b分别从齿318和320上松脱下来，外科医生可以朝向骨钻导引装置手柄122上的平直部分140拉动触发器424，从而使得固定器200上的齿421a和421b偏离角度可变部件202上的齿318和320。随着触发器424环绕销钉428进行枢动，下驱动杆118将朝向手持元件114发生平移。从而，可以对角度可变部件202的角度位置进行设定，并且当外科医生松开触发器424时，屈服弹簧434会使得固定器200返回到与角度可变部件202配合的状态。

最好，外科用骨钻导引装置100中的组件均由金属制成，并且经过钝化和电抛光处理。更为优选的是，除了所述弹簧由弹簧钢制成之外，所述组件均由不锈钢制成。最好，至少所述手持元件是锻造而成的，与此同时，其它组件则机械加工而成，并且该外科用骨钻导引装置最好具有一个精整糙面（a matte finish），以便所述组件的表面不会将手术室内的光线以这样一种方式发生反射，即能够导致外科医生的注意力分散。某些组件可以经过热处理，以便其表面得以加工硬化。所述表面最好不带毛刺。因此，这种精整表面允许在各个组件的整个运动行程中，各个组件以光滑并且无约束的方式相对运动。此外，除了紧固件444和446之外，所有的销钉和紧固件均最好与固定它们的平面相平齐。

本发明还涉及一种在颈椎骨上钻孔的方法。一名外科医生将一个外科用骨钻导引装置上的衬套插入到一个平板狭槽内，并且对手柄进行抓握来使得所述锥形销向前滑动，利用该锥形销上的圆锥部分使得衬套发生膨胀，从而将该骨钻导引装置锁定到所述平板上。随后，该外科医生通过将锥形销与衬套相互牢固地锁定起来，将衬套可松脱地锁定在所述

平板上，从而避免了该外科医生需要一直抓握住所述手柄。所述平板被置于一个骨块的上方。该外科医生将容置有外科用钻头的对中骨钻套管的角度调整到一个预期的角度位置，并且将该对中骨钻套管锁定在该预期角度位置处。该外科医生沿着一条钻取线对外科用钻头进行设置，并且将钻头插入到所述套管中，其中，所述钻取线延伸穿过第一对中骨钻套管上的钻孔的中心。接着，该外科医生将钻取出一个第一通孔，该第一通孔与所述平板上的一个第一紧固孔的中心轴同轴设置。随后，该外科医生沿着另外一条钻取线对外科用钻头进行设置，并且将钻头插入到所述套管中，其中，该另外一条钻取线延伸穿过第二对中骨钻套管上的钻孔的中心。然后，该外科医生将钻取出一个第二通孔，该第二通孔与所述平板上的一个第二紧固孔的中心轴同轴设置。可以利用延伸穿过所述对中骨钻套管的丝锥对所述通孔进行攻丝操作。各个接骨螺钉可以被安装在所述骨板上的一个紧固孔中，与此同时将一个合适的器械与接骨螺钉一同延伸穿过一个对中骨钻套管。他或者她将衬套从所述平板上松脱下来，将该骨钻导引装置中的手柄打开，来使得衬套从所述狭槽中回缩回来，从而自由地并且无阻碍地将该骨钻导引装置从所述平板中取出。

虽然在这里已经参照特定实施例对本发明进行了图示和描述，但是应该明白的是，在本发明的实际应用中和为了适应特殊的环境和工作需求，在不脱离本发明的构思和范围的条件下，可以对所描述实施例的外形、结构、配置、大小、材料、组件以及其它方面进行多种添加、替换或者改进。例如，所述外科用骨钻导引装置可以具有在中切面上单独或者共同成角度的对中骨钻套管，从而允许存在一个供待钻取通孔选择的会聚角度范围，并且还允许所述骨板上通孔之间的间隔在一定范围内发生变动。另外，可以提供能够可拆卸地固连到角度可变部件上的对中骨钻套管，以便外科医生可以选择带有通孔的对中骨钻套管，其中，所述通孔精确地容纳有一个预期大小的钻头。此外，所述手持元件可以包括有一个把手，该把手与抓握该把手的手指轮廓相吻合。因此，目前所公开的实施例将在所有方面均被认为用于例证目的，而并非用于局限于此，本发明的范围由所附权利要求来明确，并且不局限于前述内容。

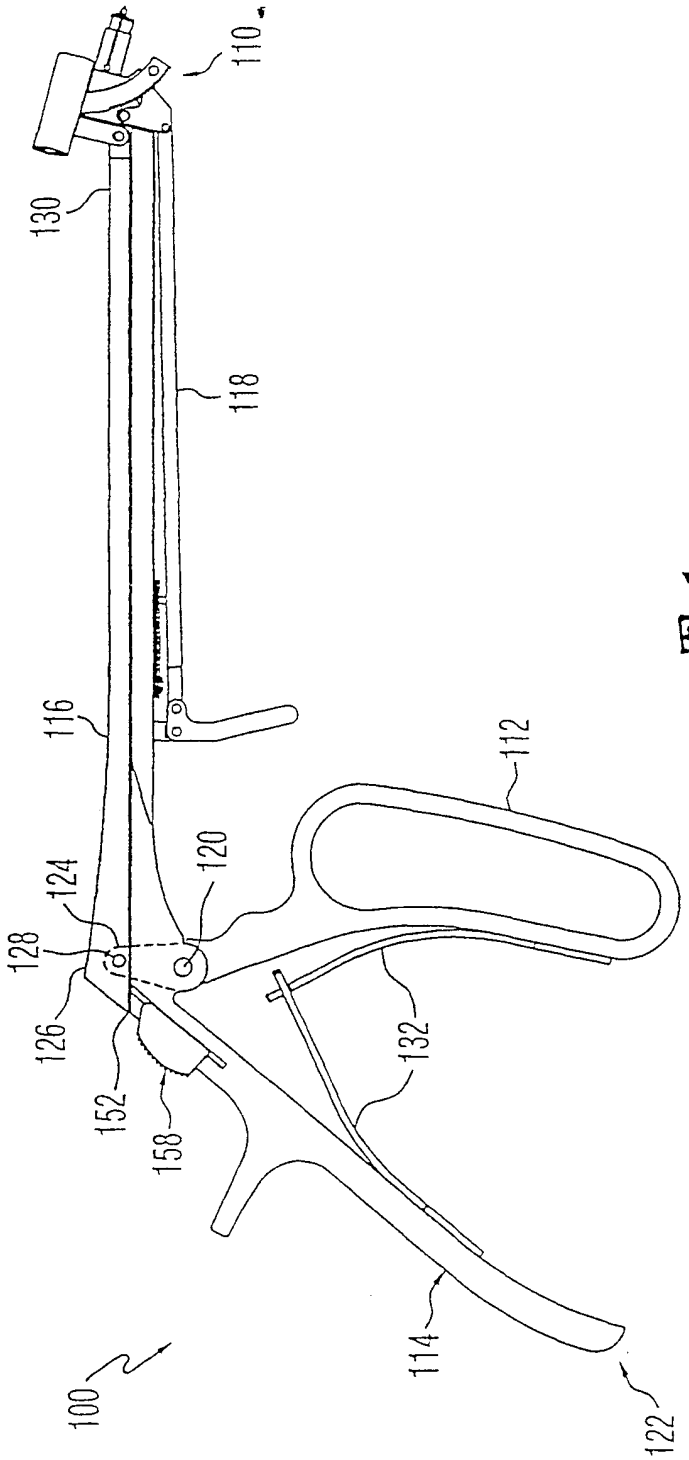

110
130
118
116
112
120
124
128
126
152
158
132
114
122
100

图 1

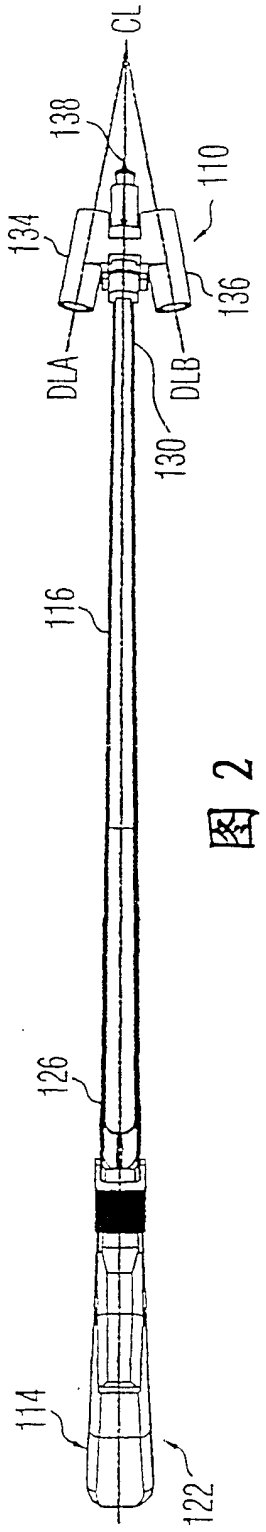

CL
138
110
134
136
DLA
DLB
130
116
126
114
122

图 2

2/9

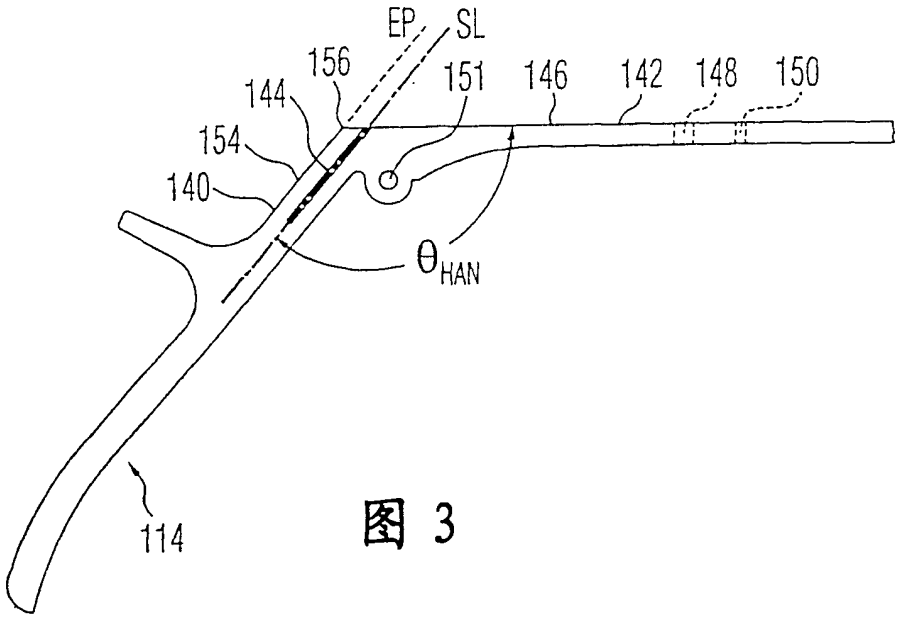

EP
SL
156
151
146
142
148
150
144
154
140
θ_{HAN}
114

图 3

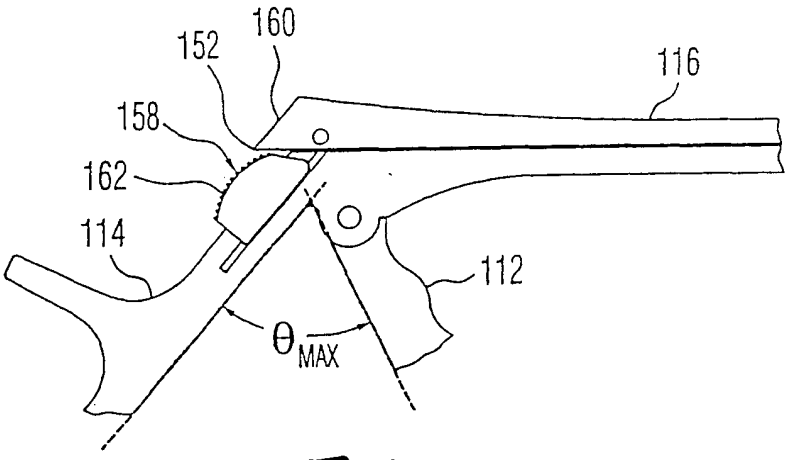

152
160
116
158
162
114
112
θ_{MAX}

图 4

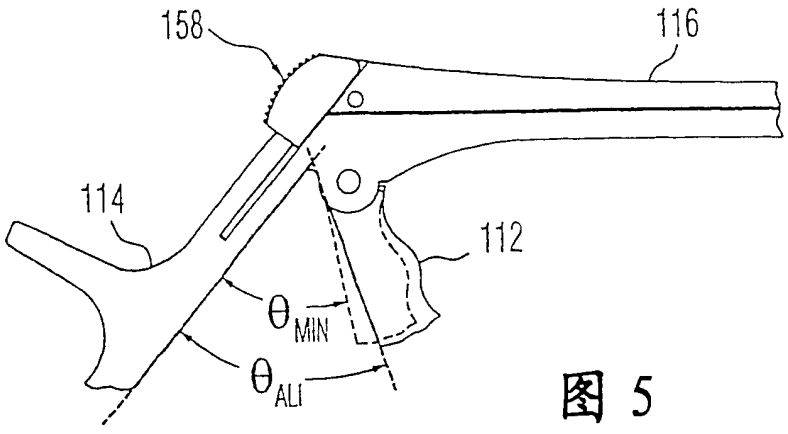

158
116
114
112
θ_{MIN}
θ_{ALI}

图 5

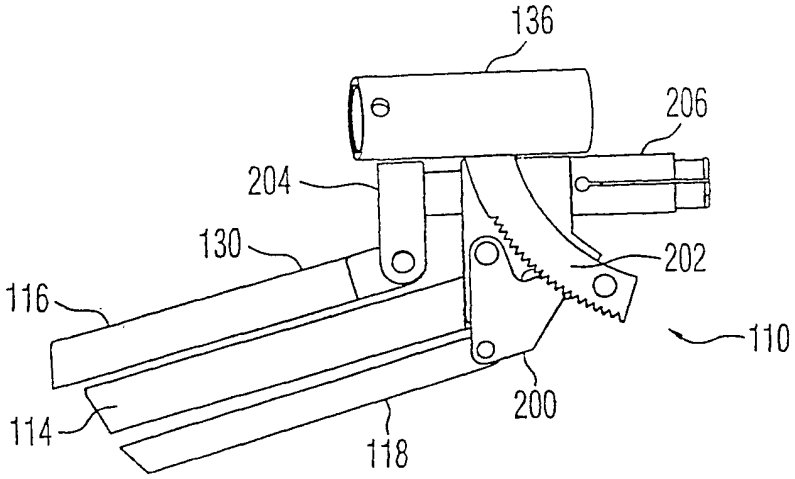

136
206
204
130
202
116
110
114
200
118

图 6

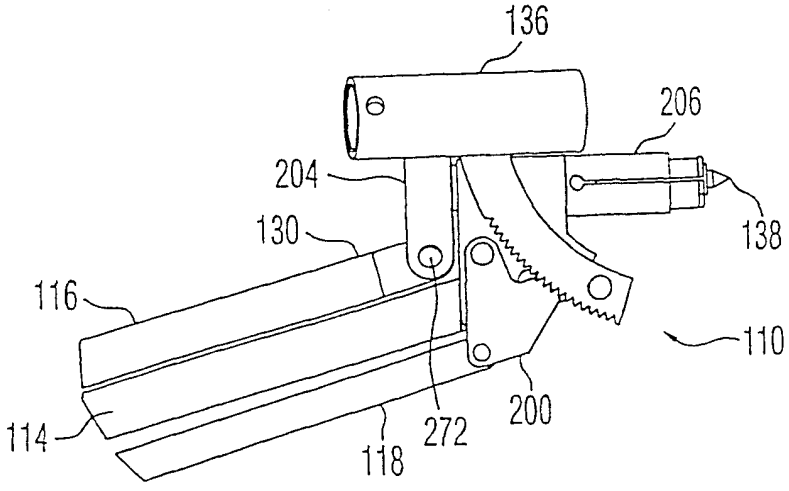

136
206
204
138
130
116
110
114
200
272
118

图 7

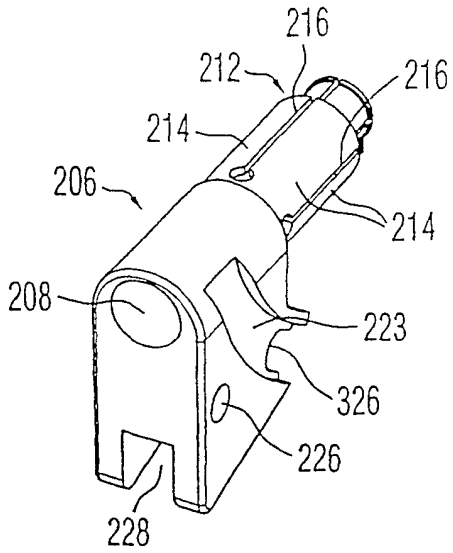

216
212
216
214
206
214
208
223
326
226
228

图 8

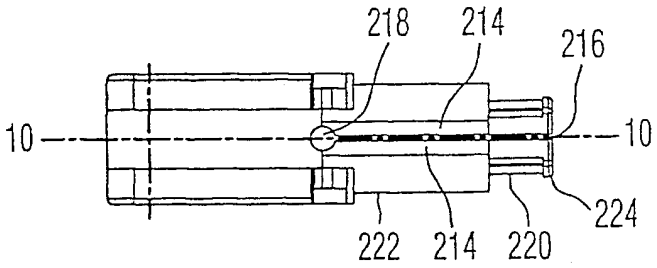

218
214
216
10
10
224
222
214
220

图 9

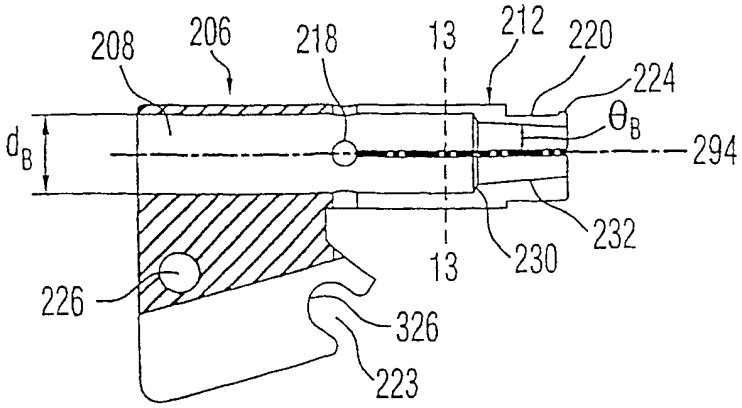

208
206
218
13
212
220
224
θ_B
d_B
294
232
230
13
226
326
223

图 10

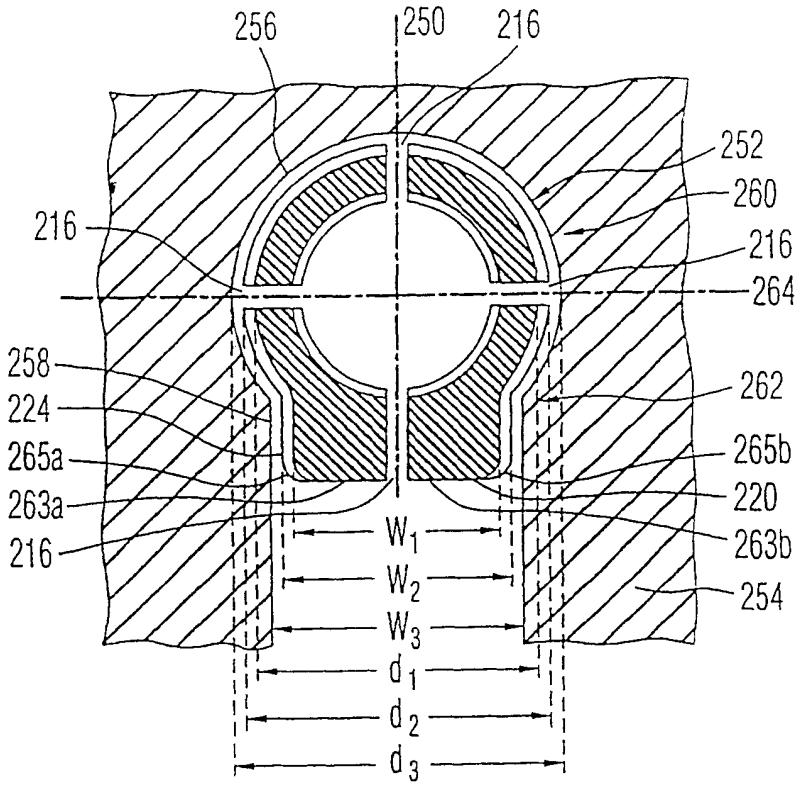

256
250
216
252
260
216
216
264
258
224
262
265a
265b
263a
220
216
263b
254
W1
W2
W3
d1
d2
d3

图 11

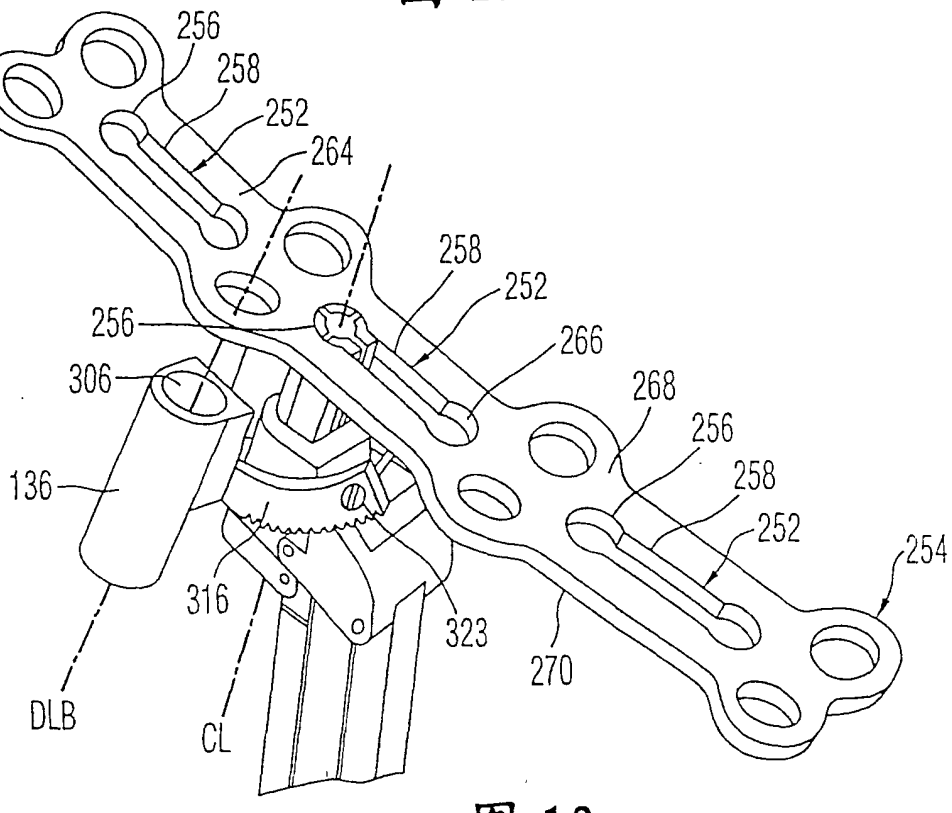

256
258
252
264
258
252
256
266
306
268
256
258
136
252
254
316
323
270
DLB
CL

图 12

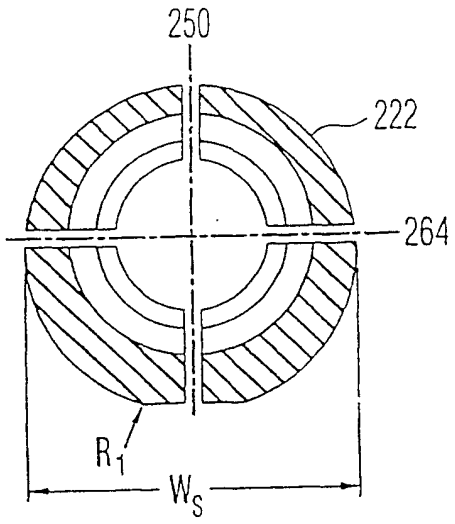

250
222
264
R_1
W_S

图 13

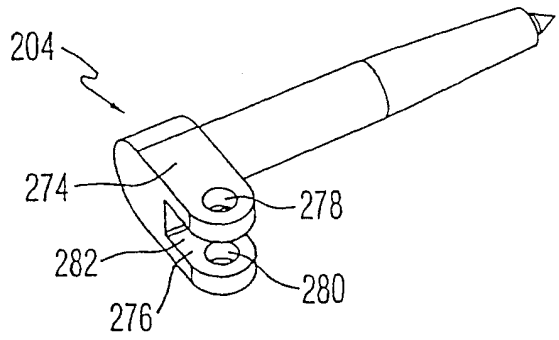

204
274
278
282
280
276

图 14

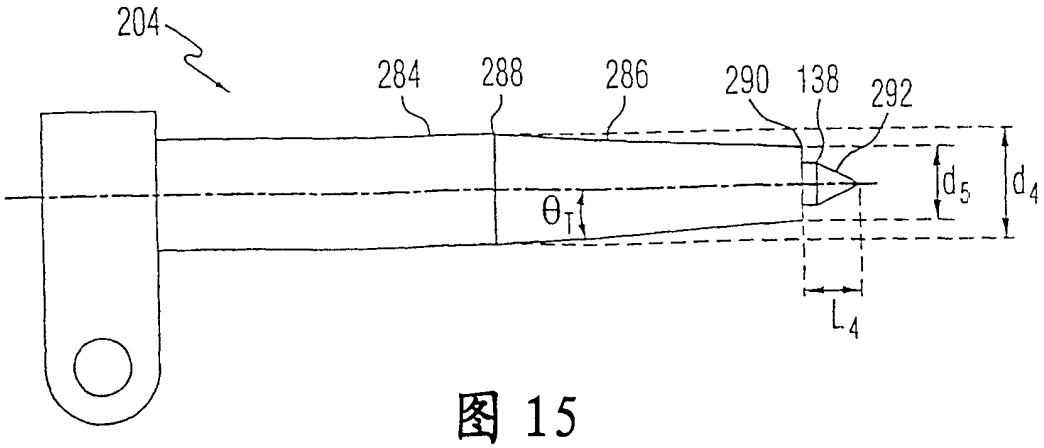

204
284
288
286
290
138
292
d_5
d_4
θ_T
L_4

图 15

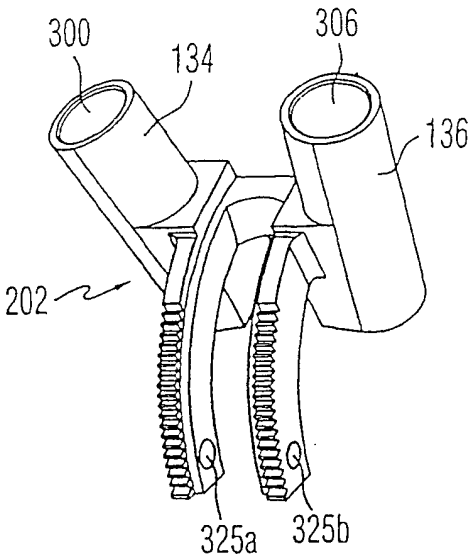

300
134
306
136
202
325a
325b

图 16

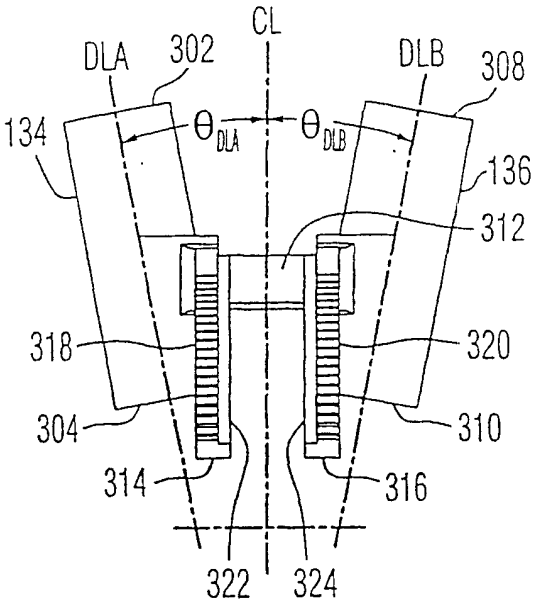

CL
DLA
302
DLB
308
134
θDLA
θDLB
136
312
318
320
304
310
314
316
322
324

图 17

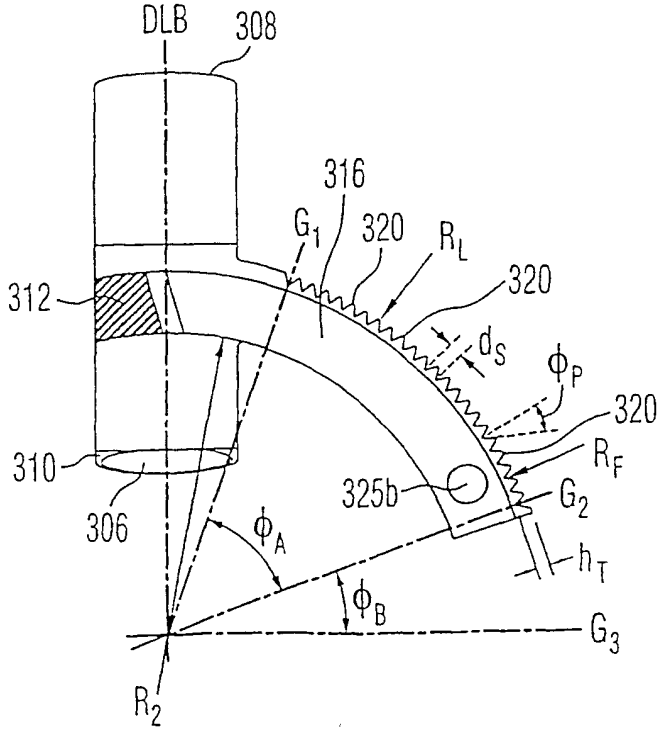

DLB
308
316
G1
320
RL
320
312
dS
ϕP
320
RF
310
325b
G2
306
ϕA
hT
ϕB
G3
R2

图 18

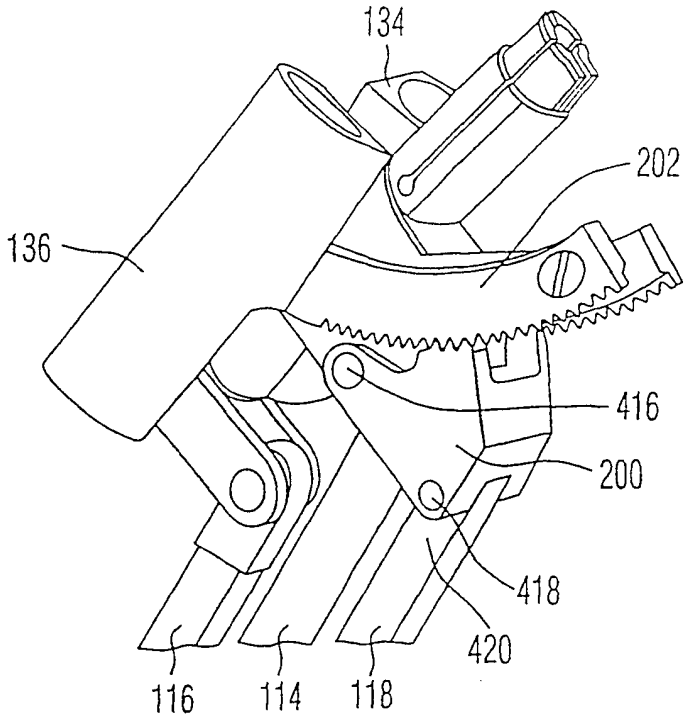

134
202
136
416
200
418
420
116
114
118

图 19

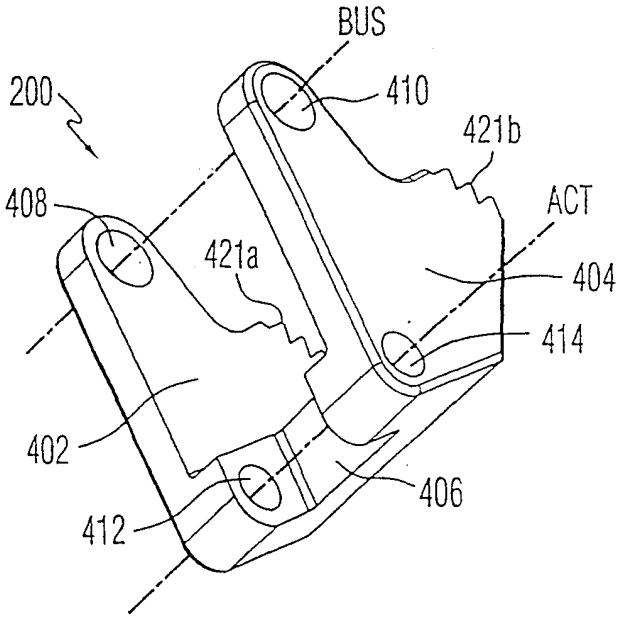

BUS
200
410
421b
408
ACT
421a
404
414
402
406
412

图 20

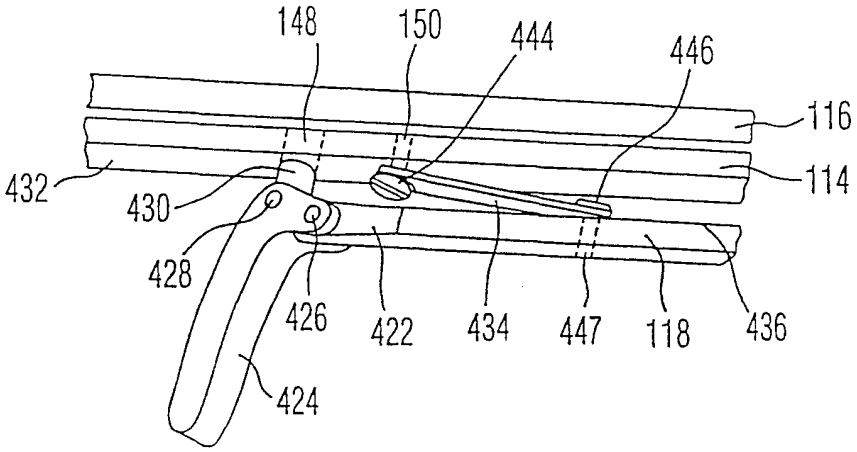

148
150
444
446
116
114
432
430
428
426
422
434
447
118
436
424

图 21

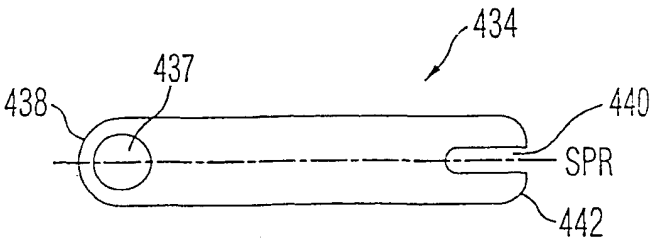

434
437
438
440
SPR
442

图 22