



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102481155 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201080022084. 9

审查员 董西健

(22) 申请日 2010. 05. 12

(30) 优先权数据

00777/09 2009. 05. 18 CH

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 11. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/001089 2010. 05. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/133933 DE 2010. 11. 25

(73) 专利权人 比德尔曼技术有限责任两合公司

地址 德国多瑙埃兴根

(72) 发明人 K·克劳

(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 11038

代理人 董华林

(51) Int. Cl.

A61B 17/16(2006. 01)

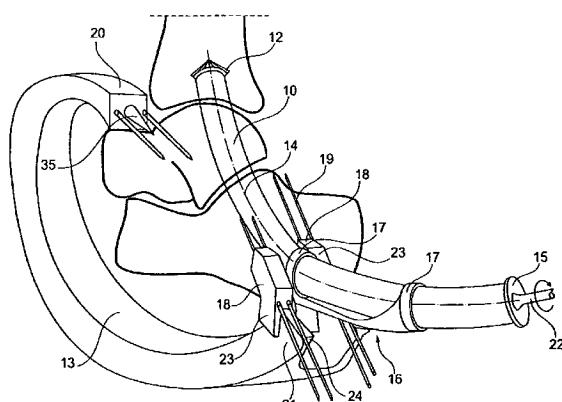
权利要求书1页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

将弯曲的钉置入骨中的装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于钻设圆弧形孔的装置(9),包括:具有中轴线(14)的圆弧形的刚性的管(10);在所述管(10)的内部导入或能导入的柔性轴(11);能固定在所述柔性轴(11)的前端上的刀头(12)。



1. 在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9),其特征在于,
所述在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置具有钻孔装置,所述钻孔装置包括
-具有中轴线(14)的圆弧形的管(10);
-在所述管(10)的内部导入或能导入的柔性轴(11);
-能固定在所述柔性轴(11)的前端上的刀头(12);
A)所述管(10)是刚性的,
B)对于所述管(10)的每个无穷小的部段,中轴线(14)具有曲率半径至少为130mm的弯曲,以及
所述在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置具有能固定在要处治的身体部位上的对准装置(13),所述对准装置(13)包括:
-可安放在骨表面上的带有尖端(35)的第一端(20);
-第二端(21),能设置在侧足跟上介入口处的另一个骨表面上的固定滑座(18)相对于圆弧形的对准装置能沿径向移动地支承在所述第二端上,所述尖端(35)设置成朝固定滑座(18)定向;以及
-用于容纳和移动所述管(10)的圆弧形的导向机构(16)。
2. 根据权利要求1的在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9),其特征在于,刀头(12)具有外直径D,所述管的外直径da和外直径D之间的比例da/D最大为0.95。
3. 根据权利要求2的在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9),其特征在于,所述管的外直径da和外直径D之间的比例da/D最大为0.92。
4. 根据权利要求3的在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9),其特征在于,导向机构(16)包括两个或更多个的对准环(17)。
5. 根据权利要求1的在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9),其特征在于,刀头(12)装备有多个轴向穿孔(36),用于排出骨屑。
6. 套件,包括根据权利要求1至5之一的在足跟骨中钻设圆弧形的孔的装置(9)和至少一个构造成骨钉的用于足跟的植入物(8),该植入物具有:
 - A)用于导入骨中的并带有尖端(47)的前部分(45);
 - B)具有一个端部(48)的后部分(46),其中,
 - C)骨钉在一个平面内弯曲,以及
 - D)这种弯曲对于骨钉的每个无穷小的部分具有至少130mm的曲率半径。
7. 根据权利要求6的套件,其特征在于,后部分(46)从其端部(48)起计算在至少120mm的长度上是刚性的。

将弯曲的钉置入骨中的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种装置、一种包括一个装置和至少一个构造成骨钉的用于足跟的植入物的套件和一种用于钻圆弧形孔的方法。

背景技术

[0002] 长期以来就存在这样的需求，即能够以有控制的方式沿圆弧形的轨迹设置孔。特别是在骨科手术中存在这样的问题，即如何能将弯曲的植入物以有控制的方式而又没有不必要的骨损伤的方式置入骨中的问题。迄今为止，还没有一种工具能用来设置精确的圆弧形的允许导入圆弧形的植入物、尤其是钉的孔。只有正好精确的圆弧形的孔允许顺利导入相同形状的植入物，这是因为孔的任何不同于圆弧形的形状都会导致要置入的植入物的卡死。

发明内容

[0003] 本发明利用一种具有优点的装置、包括装置和至少一个构造成骨钉的用于足跟的植入物的套件和钻设圆弧形孔的方法来实现所提出的目的。

[0004] 通过本发明实现的优点主要在于，利用根据本发明的装置，能够制成精确地呈圆弧形的孔。

[0005] 本发明的其它有利实施方式可以如下所述：

[0006] 在一个特殊实施方式中，该装置包括用于柔性轴的马达式的驱动装置。这里，柔性轴在其后端上与驱动器相连接，该驱动器的夹紧机构沿轴向固定地设置在刚性管的后端上。此外，柔性轴的外直径的尺寸相对于管内直径这样设计，使得柔性轴在管内只有小间隙。通过这个小间隙和在柔性轴的整个长度上在管内对柔性轴的引导保证了，柔性轴的螺旋线形绕线不会因要传递到刀头上的力矩而张开，由此虽然存在弯曲弹性，但仍保证了柔性轴具有高的抗扭刚性。该装置可以配备有手柄。

[0007] 在另一个实施方式中，该装置包括推进板，推进板被固定在柔性轴的后端上并能贴靠在管的后端上。在推进板上设置驱动销轴，所述驱动销轴可被夹入驱动器中。因此，通过向驱动器施加推进力，该管可以连同柔性轴一起向前运动。

[0008] 在另一个实施方式中，在柔性轴的前端上安装有联接机构，通过所述联接机构可以将刀头可拆卸地联接到柔性轴上。柔性轴通过推进板沿轴向固定地支承在管的后端上，而刀头沿轴向贴靠在管的前端上。

[0009] 该柔性轴和刀头的安装按照如下步骤进行：

[0010] a)从后面将柔性轴导入管，在另外一个实施方式中构造成环状的推进环的推进板像螺母一样在柔性轴上向前转动或向后转动，或者卡锁式地通过柔性轴上的弹簧系统从一个槽向另一个槽推移；

[0011] b)柔性轴被略微向前推移并伸出前管口，刀头与固定的卡锁系统钩连；

[0012] c)从后面使推进板或推进环例如在该实施方式中连同柔性轴上的卡锁系统向管

的后端推移,由此柔性轴被张紧,因为刀头贴靠在管的前端上。

[0013] 在又一个实施方式中,该刀头能只通过柔性轴运动。

[0014] 在另一个上述实施方式中,管的中轴线的曲率半径最高为240mm,优选最高为210mm。

[0015] 在又一个实施方式中,管的中轴线的曲率半径为至少130mm,优选为至少200mm。

[0016] 在另一个实施方式中,对于该刚性管的每个无穷小的部段,管的中轴线具有曲率半径至少为130mm的弯曲。

[0017] 在另外一个实施方式中,该管具有最大为16mm,优选最大为13mm的管外直径 d_a 。

[0018] 在再一个实施方式中,该管具有在3至7mm范围的内直径 d_i 。

[0019] 在另一个实施方式中,该管具有为至少0.5mm、优选为至少1.5mm的壁厚。

[0020] 在又一个实施方式中,该管具有为最小5cm、最大35cm的管长度。

[0021] 在另一个实施方式中,该管由不锈钢制成。

[0022] 在又一个实施方式中,该管由E模量为至少 $150 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ 的材料制成并且具有至少为 $1.3 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$ 的抗弯刚度 $E \cdot I$ 。

[0023] 由“Dubbel,Taschenbuch für Maschinenbau”第21版,2005年,Springer-Verlag公开的材料性能:

[0024] 不锈钢:E模量 $150-220 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$

[0025] 对于该管,对于轴向的2次面积矩和抗弯刚度得到以下数值:

[0026] 抗弯刚度的典型值(具有外直径 $d_a=12\text{mm}$ 和内直径 $d_i=7\text{mm}$ 的管):

[0027] 轴向的2次面积矩[管: $I = I_x = I_y = \pi(d_a^4 - d_i^4)/64$],在 $d_a=12\text{mm}$ 和 $d_i=7\text{mm}$ 情况下, $I_x=900\text{mm}^4$,

[0028] 抗弯刚度 $E \cdot I = 135-198 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$,

[0029] 抗弯刚度的最小值(具有内直径 $d_i=3\text{mm}$ 和壁厚0.5mm的管):

[0030] 轴向的2次面积矩[管: $I = I_x = I_y = \pi(d_a^4 - d_i^4)/64$],在 $d_a=4\text{mm}$ 和 $d_i=3\text{mm}$ 情况下, $I_x=8.6\text{mm}^4$,

[0031] 抗弯刚度 $E \cdot I = 1.3-1.9 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$,

[0032] 在另一个实施方式中,刀头具有外直径D,管外直径 d_a 和外直径D的比例 d_a/D 最大为0.95,优选最大为0.92。通常该比例 $d_a/D=10/11$ 。

[0033] 在又一个实施方式中,该装置附加地包括能固定在待处置的身体部分上的对准装置,该对准装置具有圆弧形的导向机构,用于活动地接纳刚性的管。该对准装置优选构造成C形弧。

[0034] 在另一个实施方式中,该导向机构包括至少两个对准环。这两个对准环的中心位于一个圆弧上,该圆弧的半径对应于该管的中轴线的曲率半径并且该圆弧的圆弧角为最小10°和最大45°。

[0035] 在又一个实施方式中,该对准装置包括一能安放到骨的第一端、一第二端和一可安放在骨表面上的固定滑座。固定滑座相对于圆弧形的对准装置能沿径向移动地支承在对准装置的第二端上,例如借助于基本上沿径向延伸的燕尾槽导向机构移动。

[0036] 在另一个实施方式中,固定滑座可用基尔施纳氏丝(Kirschnerdraht)固定在骨上。

[0037] 在另外一个实施方式中,刀头装备有多个轴向的穿孔用于导出骨屑。这些穿孔沿轴向穿过刀头并且通入构造成空心轴的柔性轴的空腔中。

[0038] 在套件的一个特殊实施方式中,骨钉由不可吸收的材料的制造,优选由不锈钢或钛或CrCo制造。

[0039] 由“*Dubbel, Taschenbuch für Maschinenbau*”第21版,2005年,Springer-Verlag公开的材料性能

[0040] a) 不锈钢:E模量 $150-220 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$

[0041] b) 钛:E模量 $100-105 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$

[0042] c) 钛合金:E模量 $110-130 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$

[0043] 在一个实施方式中,构造成骨钉状的植入物具有9-13mm的外直径D_I。

[0044] 在又一个实施方式中,骨钉的前部分构造成能弹性弯曲的。

[0045] 在另一个实施方式中,所述前部分构造成具有比后部分小的刚性。在骨钉的前部分中,也可设有多个纵槽,从而前部分具有比后部分小的横截面。通过减小横截面,实现了前部分相对于刚性的后部分的柔性化。骨钉的前部分以及后部分都能构成骨钉总长的30-70%。

[0046] 在另一个实施方式中,骨钉至少在前部分中具有纵向缝。

[0047] 在又一实施方式中,骨钉至少在前部分中具有三叶草形的横截面轮廓。

[0048] 在另一个实施方式中,骨钉的后部分构成为刚性的。

[0049] 在另外一个实施方式中,骨钉至少在前部分中包括平行于纵轴线的空腔。该骨钉也可以管状地按半尖部构造,优选具有0.5mm壁厚。此外,骨钉的构造成管状的前部分可以具有缝隙。

[0050] 对于该植入物的弹性的前部分,对于轴向的2次面积矩和抗弯刚度得到以下数值:

[0051] 最小的轴向的2次面积矩,在外直径D_I=9mm且壁厚为0.5mm情况下(内直径d_I=8mm)[管:I=I_x=I_y= $\pi(D_I^4-d_I^4)/64$],

[0052] 对于D_I=9mm和d_I=8mm,I_x= 121mm^4

[0053] 最大的轴向的2次面积矩,在外直径D_I=13mm和壁厚为0.5mm情况下(内直径d_I=12mm)[管:I=I_x=I_y= $\pi(D_I^4-d_I^4)/64$]

[0054] 对于D_I=13mm和d_I=12mm,I_x= 384mm^4

[0055] 由“*Dubbel, Taschenbuch für Maschinenbau*”第21版,2005年,Springer-Verlag得到的材料性能

[0056] a) 不锈钢:E模量 $150-220 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$,

[0057] 最小抗弯刚度E • I= $18.2-26.6 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$,

[0058] 最大抗弯刚度E • I= $57.6-84.5 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$,

[0059] b) 钛:E模量 $100-105 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$,

[0060] 最小抗弯刚度E • I= $12.1-12.7 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$,

[0061] 最大抗弯刚度E • I= $38.4-40.3 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$,

[0062] c) 钛合金:E模量 $110-130 \cdot 10^3 \text{N/mm}^2$,

[0063] 最小抗弯刚度E • I= $13.3-15.7 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$,

[0064] 最大抗弯刚度E • I= $42.2-49.9 \cdot 10^6 \text{N mm}^2$ 。

[0065] 抗弯刚度B根据“*Dubbel, Taschenbuch für Maschinenbau*”第21版,2005年, Springer-Verlag按以下公计算式:

[0066] $B = E \times I$,

[0067] 其中:I是轴向的2次面积矩,单位mm⁴,E是E(弹性)模量,单位N/mm²。

[0068] 轴向的2次面积矩I取决于所选的弯曲轴线。

[0069] 在另一个实施方式中,骨钉的前部分构造成能塑性变形的。

[0070] 在又一个实施方式中,骨钉的前部分具有为至少 $12 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$ 、优选为至少 $15 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$ 的抗弯刚度。

[0071] 在另外一个实施方式中,骨钉的前部分具有最高为 $85 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$ 、优选最高为 $60 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$ 的抗弯刚度。该前部分适宜地最多具有后部分的刚性的50%。

[0072] 在另一个实施方式中,该骨钉具有12–50cm的钉长度L_I。

[0073] 在又一个实施方式中,该骨钉的曲率半径最大为240mm,优选最大为210mm。

[0074] 在又一个实施方式中,钉长度L_I和直径D_I之间的比例L_I/D_I小于16,优选小于14。

[0075] 在另外一个实施方式中,该植入物具有至少一个横孔,用于接纳锁定螺钉,该横孔的纵轴线优选位于骨钉的弯曲平面中。

[0076] 在另一个实施方式中,该骨钉的曲率半径至少为130mm,优选至少为200mm。

[0077] 在另一个实施方式中,该骨钉在前部分和后部分之间包括中间部分,中间部分的刚性朝后部分逐渐增加。

[0078] 该装置的一种特殊的应用是形成圆形的骨孔。

[0079] 该装置的另一个应用为其用于胫跟骨关节固定术。

附图说明

[0080] 以下将结合多个实施例的部分示意性的视图来详细描述本发明和本发明的改进方案。

[0081] 其中:

[0082] 图1是根据本发明的装置的一个实施方式的透视图;

[0083] 图2是根据图1的根据本发明的装置的示意性侧视图;

[0084] 图3示出包括刀头的按图1的根据本发明的装置的局部;

[0085] 图4是根据图1的根据本发明的装置的示意侧视图,其中示出在骨中部分完成的孔;

[0086] 图5示出部分导入骨中的根据本发明的骨钉的一个实施方式;

[0087] 图6是根据图2的根据本发明的构造成植入物的骨钉的示意图;

[0088] 图7是被植入骨中的根据本发明的骨钉的另一个实施方式的前面偏一边的示意图;

[0089] 图8示出在图7的线X-Y处的横向剖视图;

[0090] 图9示出在图7的线Z-Y处的横向剖视图;

[0091] 图10示出在图7的线W-Y处的横向剖视图;

[0092] 图11a–11k是按本发明的方法的一个实施方式的示意图。

具体实施方式

[0093] 图1至4所示的装置9的实施方式主要包括具有中轴线14的刚性的圆弧形的管10、在管10的内部的柔性轴11和能固定在柔性轴11的前端上的刀头12。此外，装置9配备有马达式的驱动装置(未示出)，用于驱动柔性轴11和刀头12转动。

[0094] 为了轴向推进，在柔性轴11的后端上固定有推进板15。在推进板15末端上设有驱动销轴22，该驱动销轴可被夹紧到驱动器中。因此，通过向驱动器施加推进力，可以使管10连同柔性轴11一起向前运动。在柔性轴11的前端上安装有联接机构(未示出)，通过该联接机构能将刀头12可拆卸地联接到柔性轴11上。联接机构使得可以在将刀头12固定在柔性轴11的前端之后预拉紧柔性轴11。柔性轴11借助推进板15在轴向上固定地支承在管10的后端上，而刀头12沿轴向贴靠在管10的前端上，从而在刀头12固定后，可以向柔性轴11施加预紧力。在柔性轴11的前端和刀头12之间以及在柔性轴11的后端和推进板15之间，出现取决于预紧力的摩擦力。刀头12通过柔性轴11进行转动运动并通过管10进行轴向运动。

[0095] 刚性管10的中轴线14在管10的整个长度上对于每个无穷小的部段具有恒定的曲率半径。

[0096] 刀头12具有外直径D，该外直径大于管10的外直径。柔性轴11构造成能弹性弯曲的空心轴，并具有对应于管10的内直径 d_i 的外直径。而且，刀头12配备有多个轴向穿孔36，用于导出骨屑。这些穿孔36沿轴向穿过刀头12并通入柔性轴11的空腔。在钻孔过程中出现的骨屑通过这些穿孔36被输送入柔性轴11的空腔并通过所述空腔被吸走。

[0097] 装置9能这样运动地安装在能固定在要处置的足上的对准装置13上，即，刚性的管10连同柔性轴11和刀头12能沿轴向插入骨中。对准装置13构造成C形弧并包括圆弧形的导向机构16，用于同轴地可运动地容纳刚性的管10。在此所示的实施方式中，圆弧形的导向机构16包括两个对准环17，这两个对准环的中心位于一个圆弧上，该圆弧的半径对应于管10的中轴线14的曲率半径并且该段圆弧具有 25° 的圆弧角。在另一个未示出的实施方式中设有三个导向机构，而不是两个导向机构。

[0098] 此外，对准装置13包括可安放在骨表面上的带有尖端35的第一端20、构造成叉状的第二端21和可安放在骨表面上的固定滑座18。在这里所示的实施方式中，固定滑座18包括两个侧向设置在刚性的管10旁边的滑块23。固定滑座18相对于弧形的对准装置13能沿径向移动地支承在对准装置13的第二端21上，其中，两个滑块23借助径向延伸的燕尾槽导向机构24被引导。两个滑块23配设有平行于刚性的管10的中轴线14的平面设置的多个孔，用于容纳基尔施纳氏丝19，从而对准装置13能借助基尔施纳氏丝19固定于骨上。在对准装置13固定于足上之后进行刀头12的安装，其中刚性的管10被回抽这样的程度，即，使刀头12在刚性的管10的前端和骨表面之间以及在固定滑座18的两个滑块23之间导入并能固定在柔性轴11的前端上。

[0099] 图5示出处于这样位置的下肢。在该位置中，小腿向内转动约 45° 。示出对于根据本发明的植入物8的使用重要的骨。它们主要是跟骨1、距骨2和胫骨3。同样在图5中示出按照本发明构造成植入物8的骨钉，它可穿过跟骨1和距骨2并且部分地一直导入胫骨3的下部分中。在植入前，植入物8的前部分45具有弯曲的形状(虚线所示)，其曲率半径R与后部分46相同。由于前部分45的较低的刚性，前部分在被置入到胫骨3中时能够变形，从而前部分45在

植入后可具有明显变大的曲率半径,或甚至可以变形为直线的。

[0100] 如图6所示,植入物8在一个平面中连续弯曲,具有通常为190mm的曲率半径R。这种弯曲/曲率在植入物8的整个长度L_I上延伸,该长度一般为140mm。其直径D_I通常为11mm。长度L_I和植入物8直径D_I之间的比例L_I/D_I一般为12.7。植入物8具有多个横孔39、40、41、42,多个锁定螺钉30、31、32能导入这些横孔中。其中的三个横孔39、41和42位于植入物8在其中弯曲的同一个平面内。第四横孔42位于植入物8的近端/近中的端部上并且垂直于所述弯曲平面延伸。在植入物8远端/远中的端部上的横孔39的纵轴线43与植入物8的纵轴线44相交形成15°的角度α。

[0101] 植入物8由抗弯刚性特别高的材料构成。在植入物8的前部分45上设有多条纵缝49,从而植入物8的前部分45构造成能弹性弯曲的。

[0102] 为了能将植入物8插入骨中,根据骨质,有利地事先对相关的骨1、2、3钻孔。这借助图1-4所示的装置9来完成。

[0103] 图7-10示出骨钉形式的植入物8的另一个实施方式,它与根据图6的实施方式的区别仅在于,该骨钉:

[0104] a)在其前部分45内具有三叶草形的横截面轮廓52(图8)、平行于纵轴线44的空腔56和平行于纵轴线44的纵缝49;

[0105] b)在其前部分45和其后部分46之间具有中间部分55,该中间部分构造成在具有较小刚性的前部分45和具有较大刚性的后部分46之间的过渡区,从而骨钉刚性朝后部分46连续地增加。

[0106] 通过空腔56,骨钉在前部分45内获得薄壁的横截面轮廓52,其具有壁厚小的周壁58,周壁还通过平行于纵轴线44的纵缝49分断开。通过在前部分45中构成具有两个平行于纵轴线44延伸的凹处59的壁58,实现了横截面轮廓52中的三叶草形状。这两个凹处59这样设置在骨钉的圆周上,使得形成壁58的沿径向与纵缝49对置的、同样平行于纵轴线延伸的凸形的凸起57。在中间部分55中,刚性由于壁58的朝后部分46逐渐增加的壁厚而从前部分45向后部分46逐渐增大。逐渐增加的壁厚一方面通过空腔56的连续收缩实现,另一方面通过在壁58中的凹处59的沿径向测量的深度朝后部分46连续减小实现,从而形成了从在前部分45中的三叶草形的横截面轮廓52到在后部分46中的圆形横截面轮廓54的连续的过渡。在植入前,骨钉的中间部分55和前部分45具有弯曲形状(虚线所示),其曲率半径R与后部分46相同。中间部分55以及尤其是前部分45的小刚性可以使中间部分和前部分在置入到胫骨3中时变形,从而前部分45在植入后可以具有明显更大的曲率半径,或甚至可以变形为直线(图7)。

[0107] 手术过程的说明:

[0108] 1)使患者仰卧、俯卧或侧卧;

[0109] 2)通过有目标的、有限的在正面、在侧面或在后外侧的介入口,着手处理两个关节(上部的关节和距骨下的关节),并且去除残余软骨;

[0110] 3)胫骨3、距骨2和跟骨1应可以自由活动,以实现期望的重新定向(调整);

[0111] 4)调整损坏的和需要进行关节固定术的跟骨、距骨和胫骨之间的关节;

[0112] 5)所对准的位置用经皮置入的牢固的基尔施纳氏丝19(3mm直径)固定(图11a);

[0113] 6)在侧足跟上形成长度约2-3cm的介入口;

- [0114] 7)找到在后外侧的跟骨边缘(跟骨结节);
- [0115] 8)将对准装置13以其尖端35抵靠在上踝关节的内根(medialer Ansatz)上(图11b);
- [0116] 9)将固定滑座18安装在对准装置13上(图11c);
- [0117] 10)将固定滑座18移动至介入口处的皮肤附近(图11d);
- [0118] 11)用固定滑座18,同样利用基尔施纳氏丝19将对准装置13固定在足跟上(图11e);
- [0119] 12)将刚性的管10导入两个对准环17中(图11f);
- [0120] 13)将柔性轴11导入刚性的管10中(图11g);
- [0121] 14)将刀头12固定在柔性轴11的前端上并置入骨孔(图11h)。刀头12在足表面和前对准环17之间以及在固定滑座18的两个滑块23之间导入,并且在柔性轴11预紧力下被固定在柔性轴上。为此,在步骤12和13中,管10和柔性轴11仅以这样的程度推进到两个对准环17中,即,直到管10的前端和柔性轴11的前端与对准环17的端面重合。
- [0122] 15)通过柔性轴11的同时的转动和推进,在后侧距骨下的关节面的高度上铣出用于植入物8的孔,同时横穿跟骨1和距骨2,直至刀头12进入胫骨骨髓腔(图11i);
- [0123] 16)拆下该装置9;
- [0124] 17)通过利用可能存在的对准手柄(未示出)送入植入物8而将植入物8导入所述孔,直至胫骨骨髓腔内(图11j),对准手柄包括用于钻设用于锁定螺钉30、31、32的孔的导向机构;
- [0125] 15)敲入钉33,直到钉的前部分45在胫骨骨髓腔(图5)中塑性地伸展;
- [0126] 16)经皮置入可能的用于跟骨1、距骨2和胫骨3的锁定螺钉30、31、32(图11k);以及
- [0127] 17)完成皮肤缝合。
- [0128] 在图11k中,足随小腿朝内转动了约45°。图中示出处于其最终植入位置的植入物8。在横孔39内的第一锁定螺钉30将植入物8固定在跟骨1和距骨2内。在横孔40内的第二锁定螺钉31将植入物8锁定在距骨2中。在横孔41内的第三锁定螺钉32将植入物8锁定在胫骨3和距骨2中。因此,这三块骨,即胫骨3、距骨2和跟骨1共同被加固,确切说并且重要的是,在解剖学正确的位置被加固。

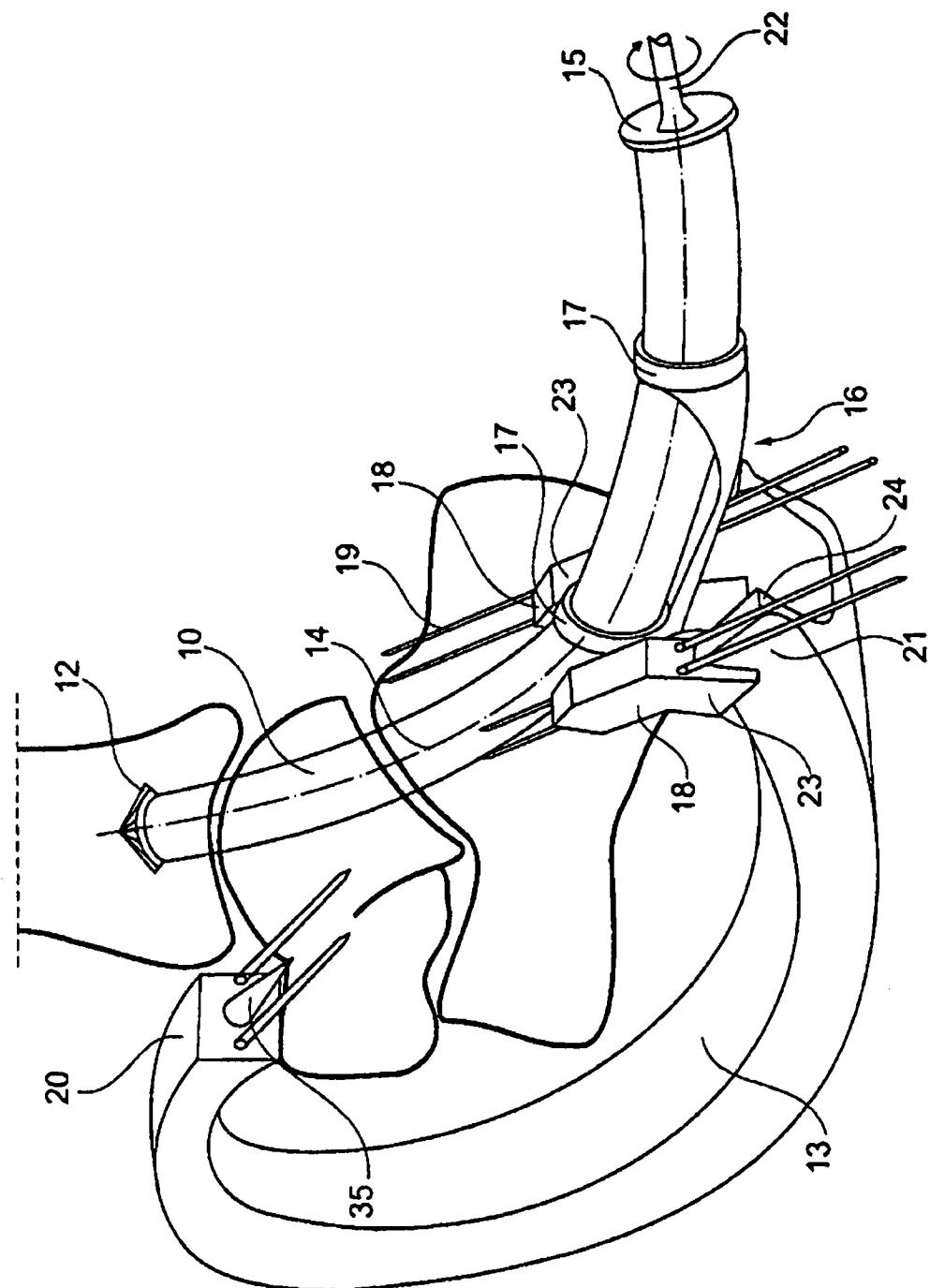


图1

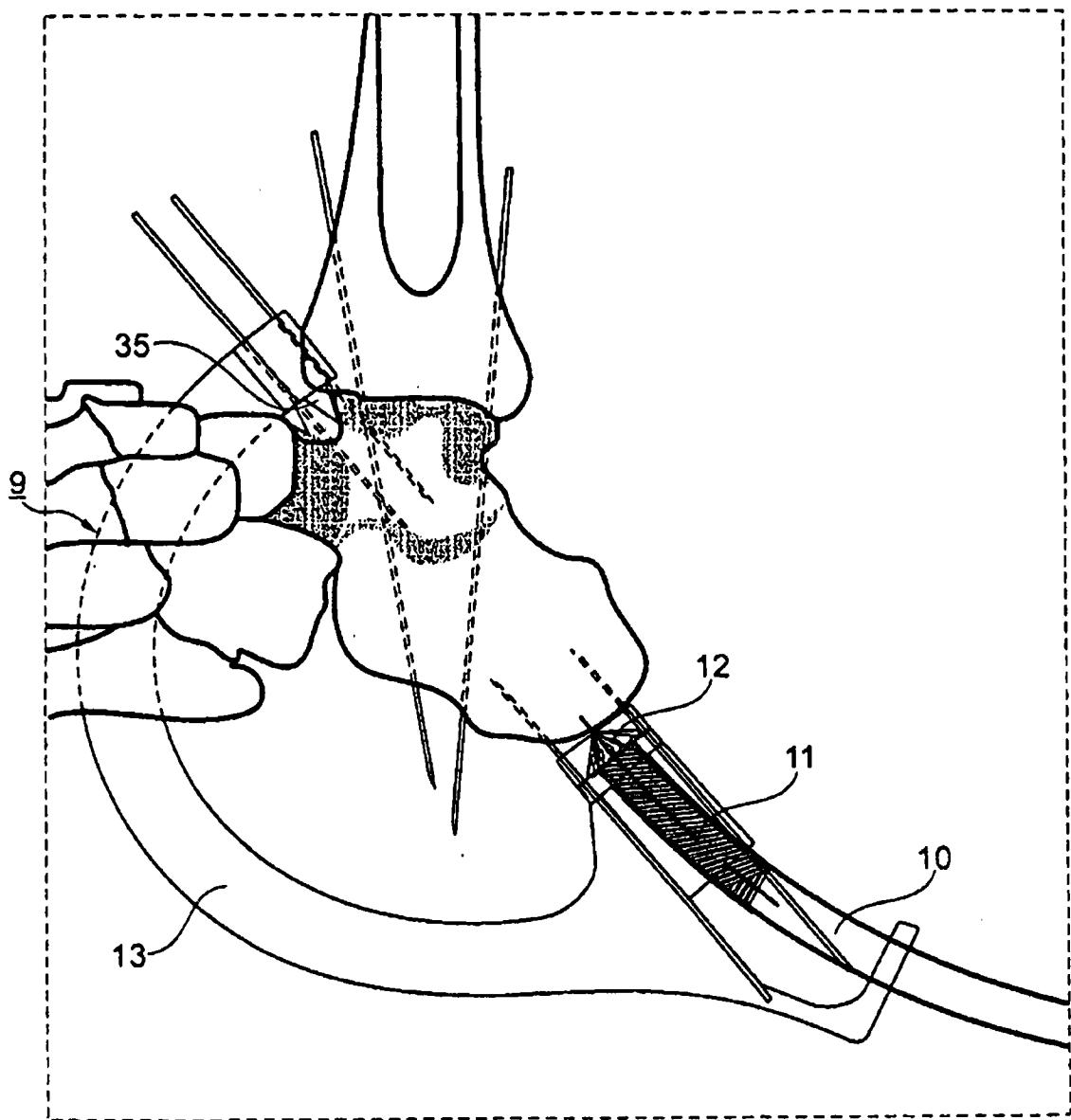


图2

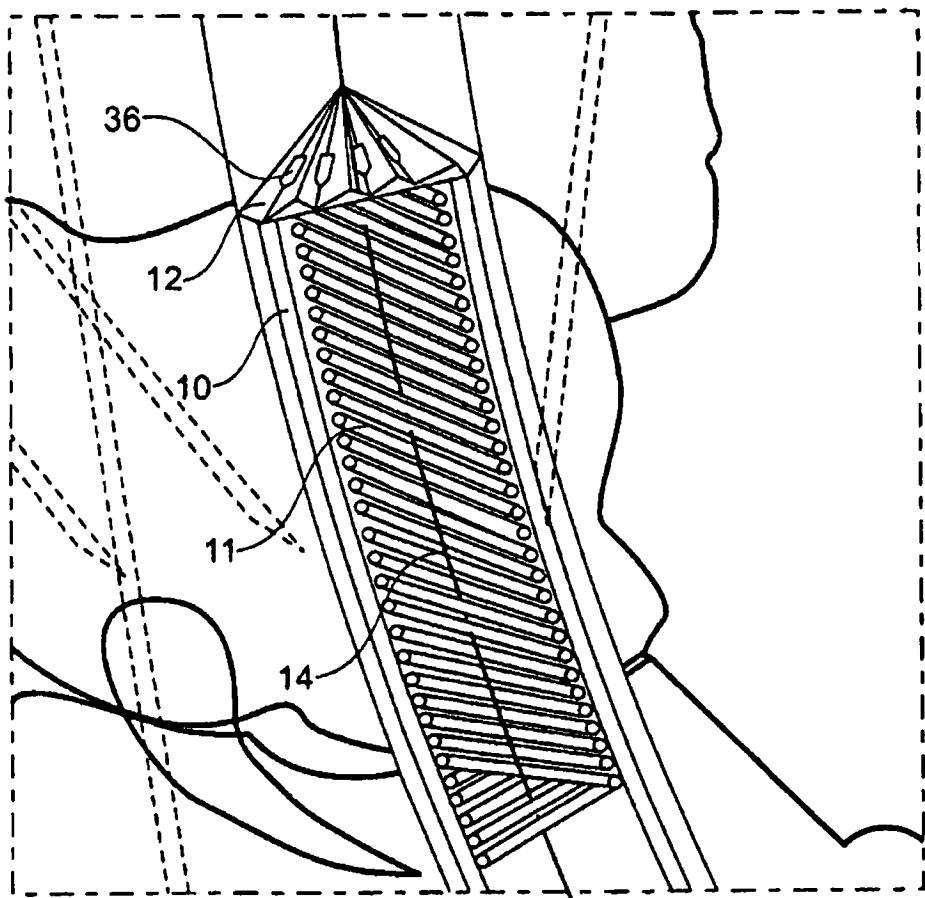


图3

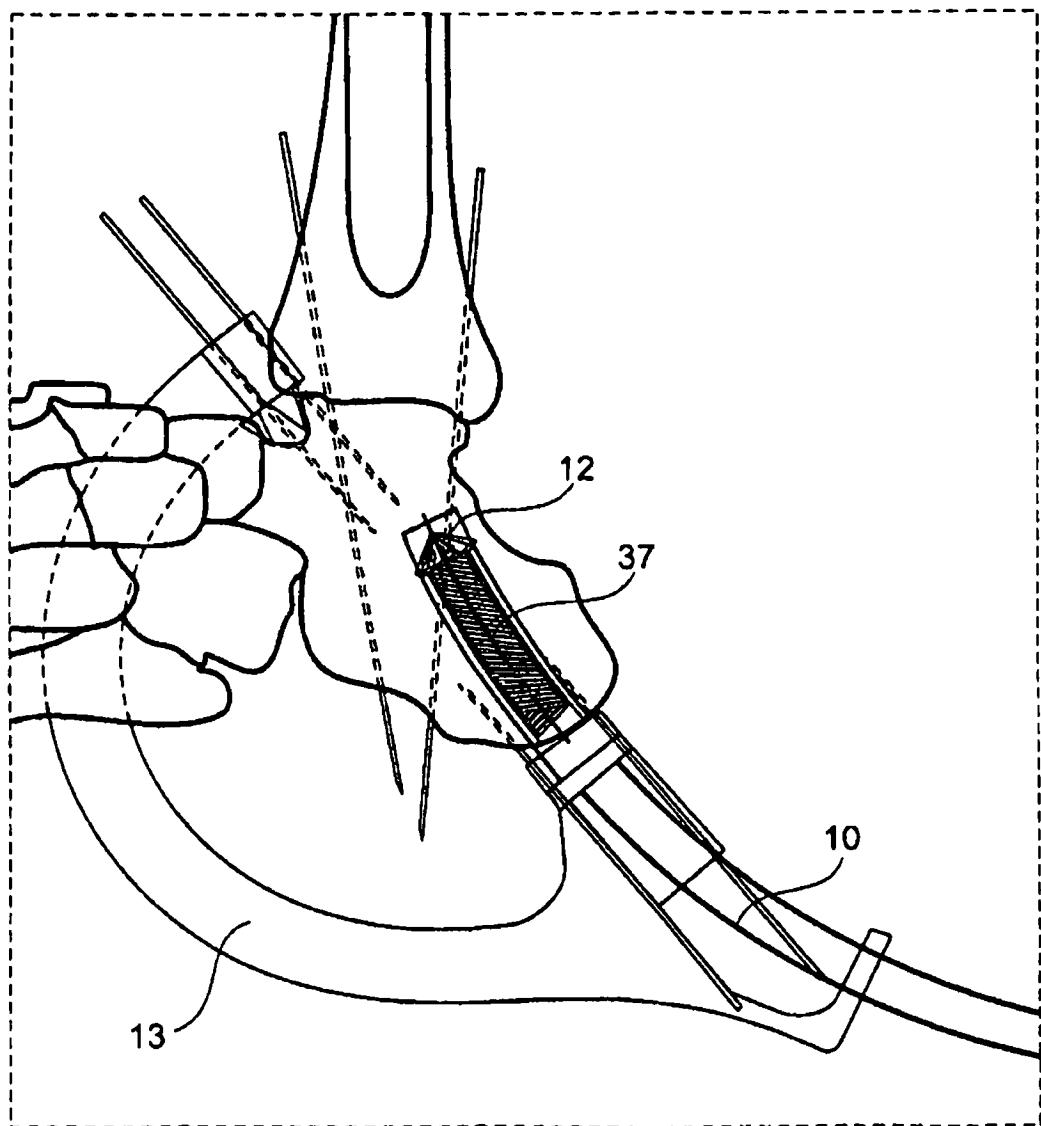


图4

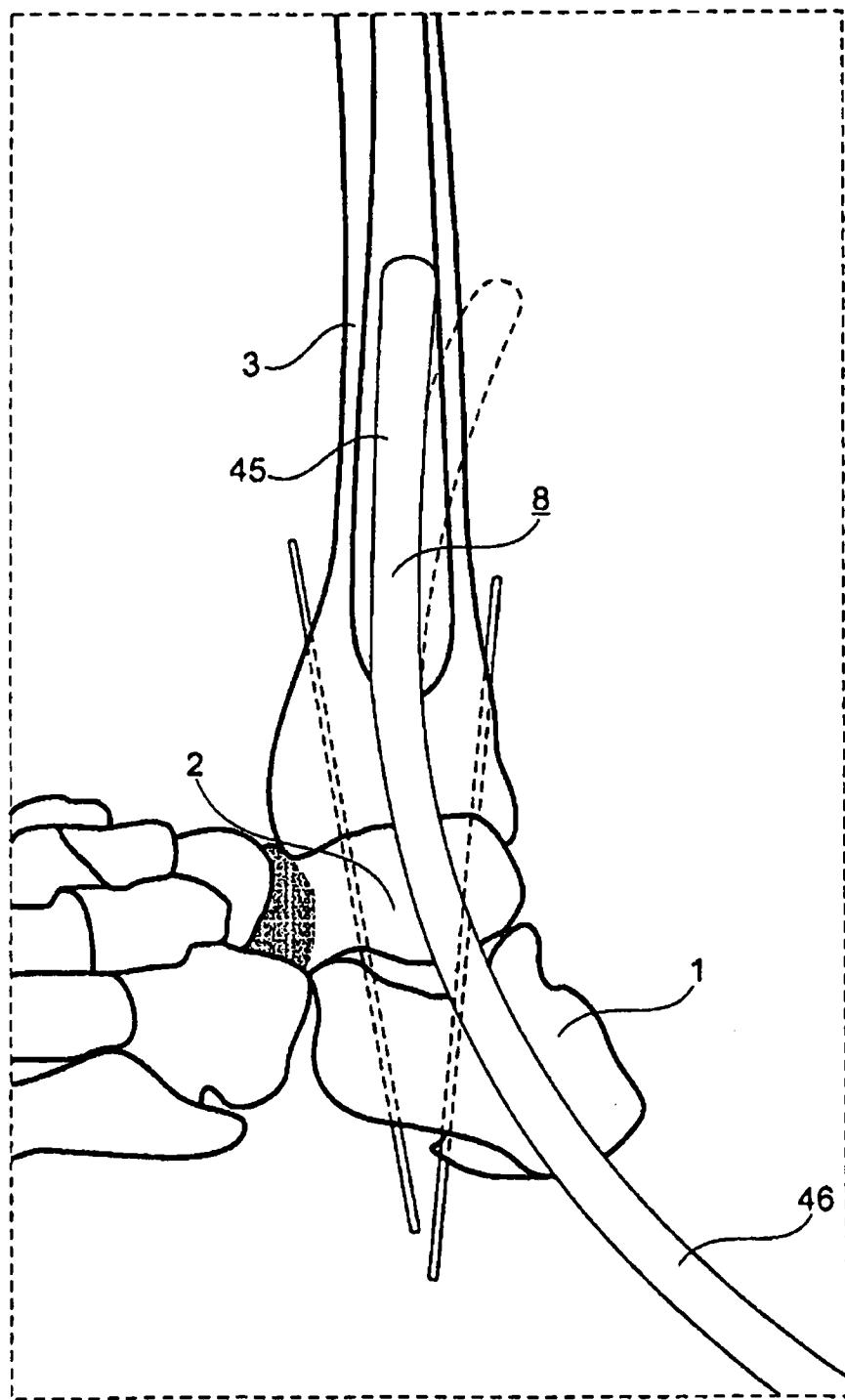


图5

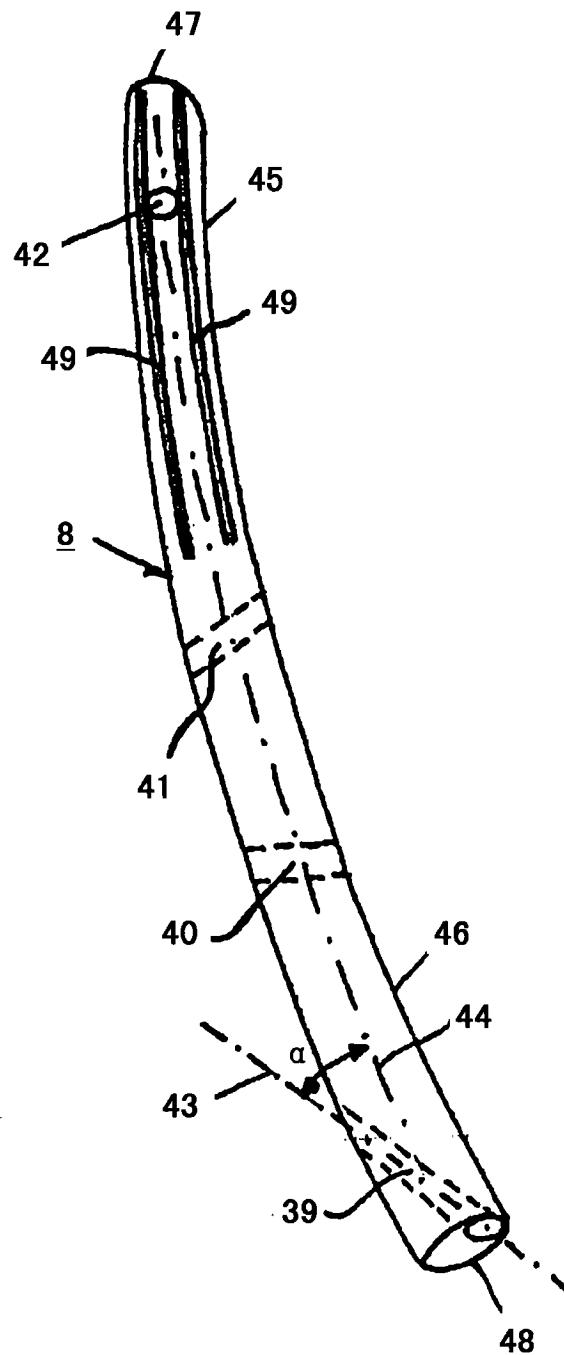
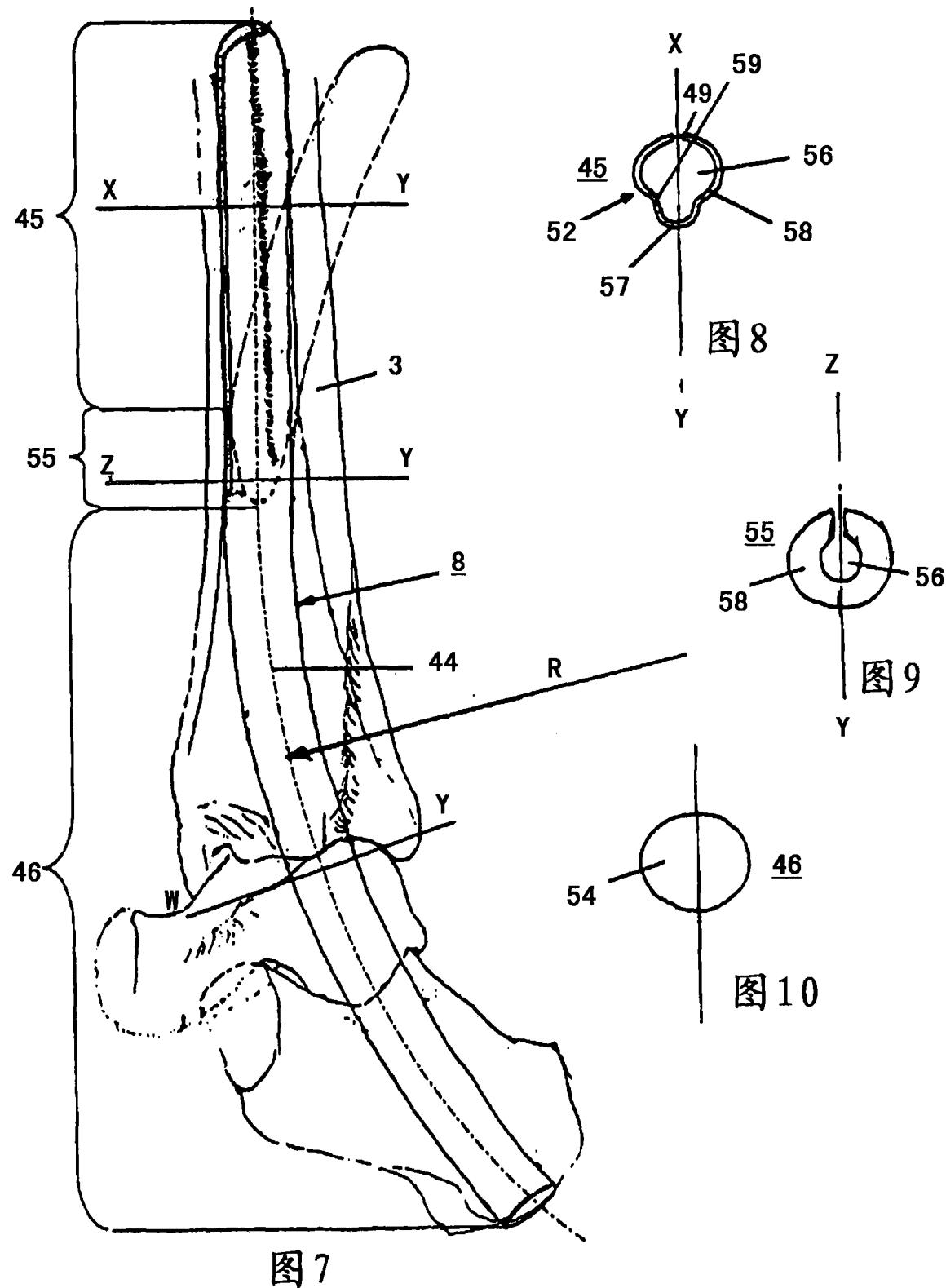


图6



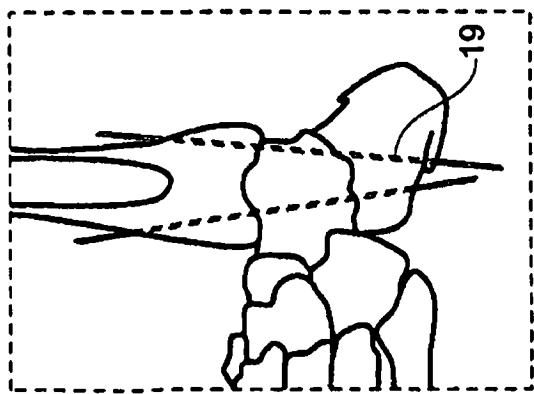


图11a

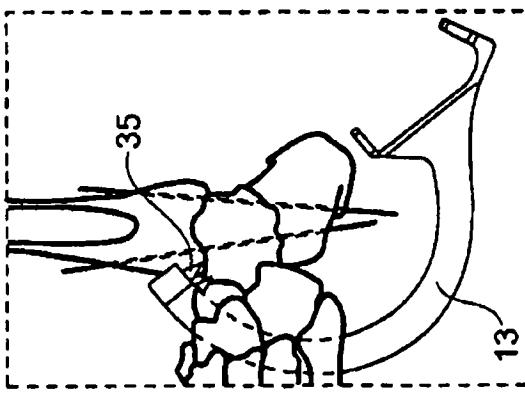


图11b

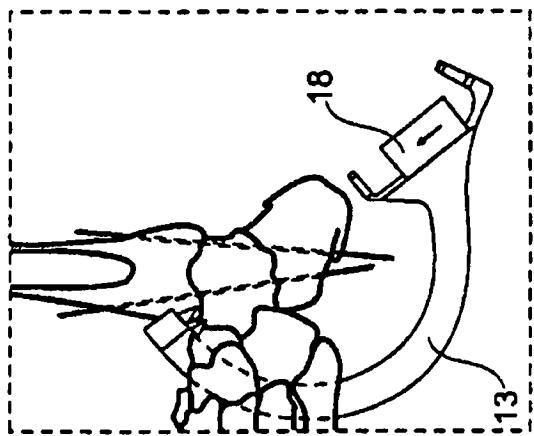


图11c

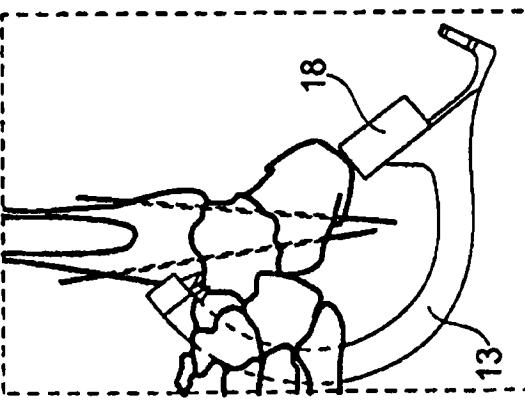


图11d

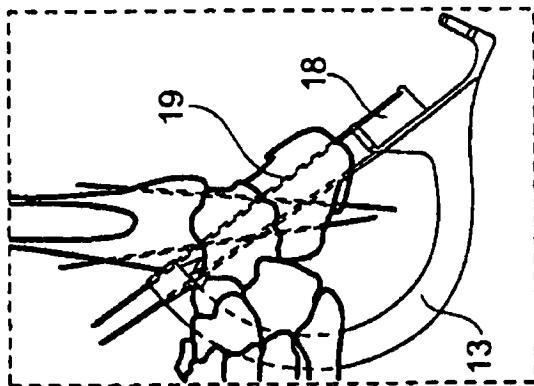


图11e

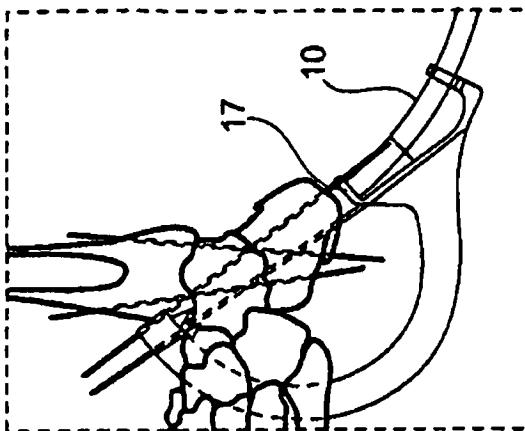


图11f

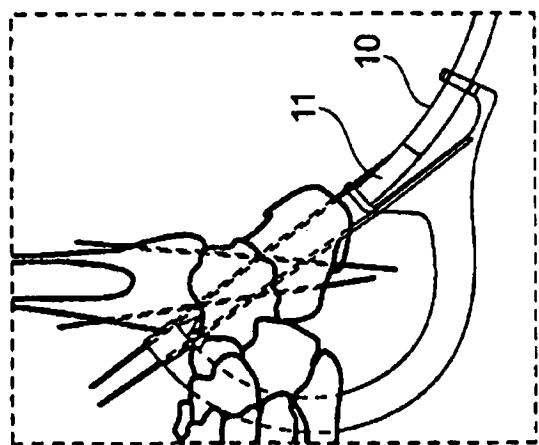


图11g

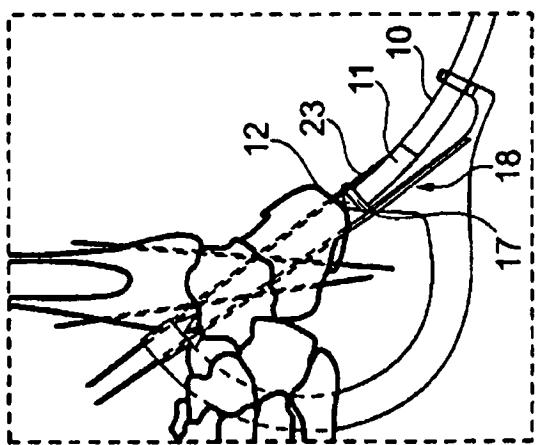


图11h

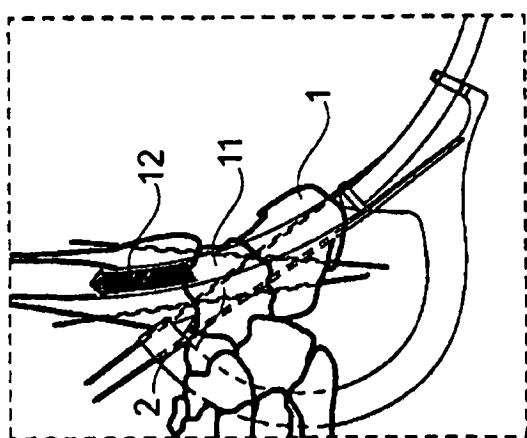


图11i

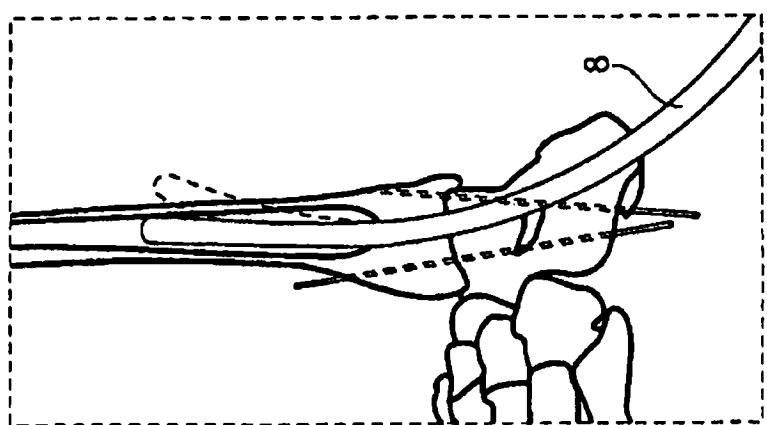


图11j

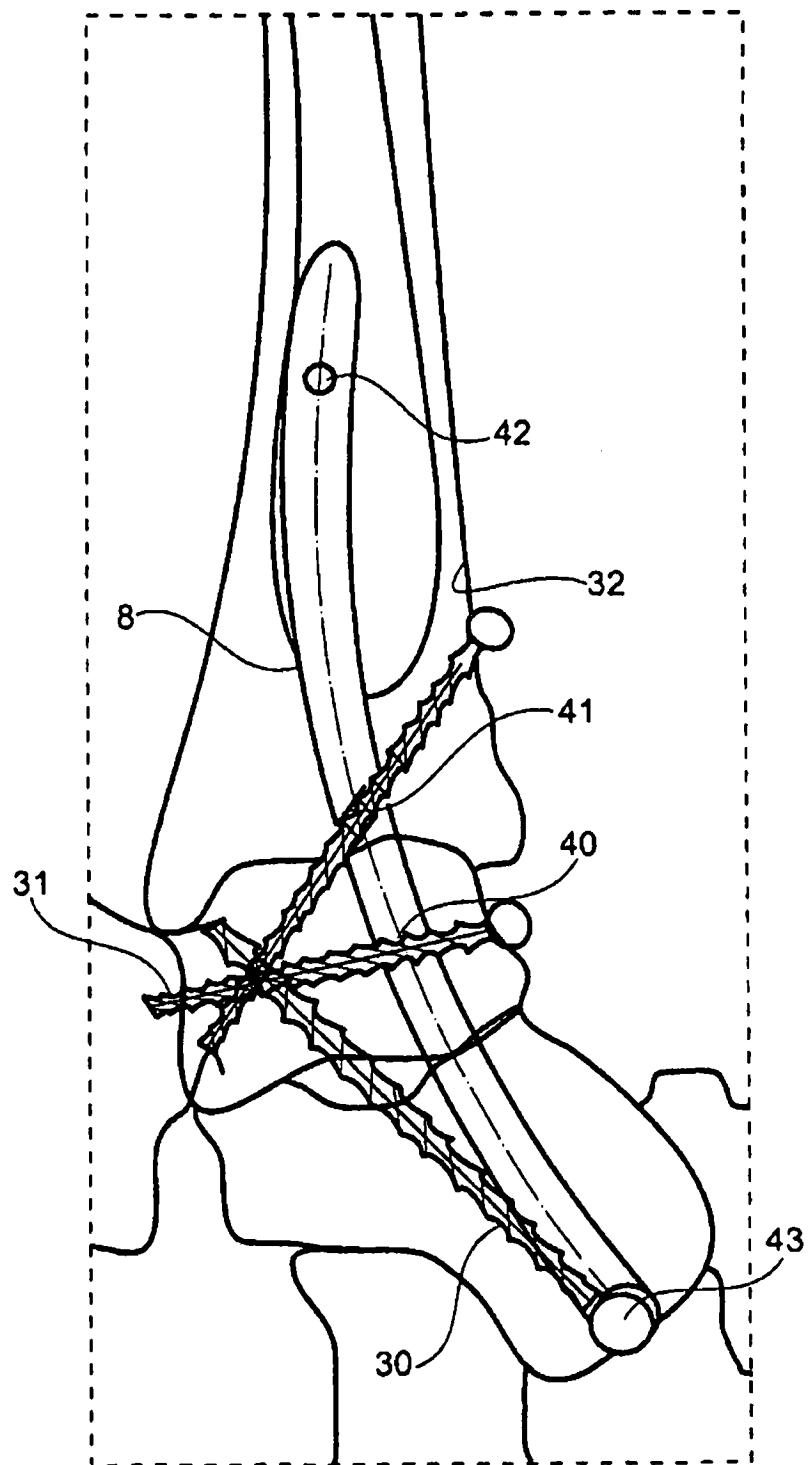


图11k