

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101304694 B

(45) 授权公告日 2010.06.23

(21) 申请号 200580052017.0

审查员 谈泉

(22) 申请日 2005.11.08

(85) PCT申请进入国家阶段日
2008.05.06

(86) PCT申请的申请数据
PCT/CH2005/000657 2005.11.08

(87) PCT申请的公布数据
W02007/053960 EN 2007.05.18

(73) 专利权人 斯恩蒂斯有限公司
地址 瑞士奥伯多夫

(72) 发明人 R·弗里格 P·朔里

(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 蒋旭荣

(51) Int. Cl.

A61B 17/17(2006.01)

A61B 17/72(2006.01)

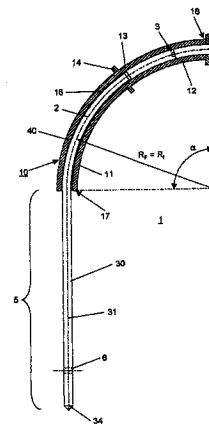
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 4 页

(54) 发明名称

髓内的纵向移植体

(57) 摘要

本发明公开了一种髓内纵向移植体 (1), 包括: 弯曲的第一端部 (2), 所述第一端部设有连接装置 (3), 利用所述连接装置可将移植体 (1) 插入到骨骼 (4) 的髓内空间并且可从所述空间取走; 和在第一位置上是直的第二端部 (3), 所述第二端部可弹性弯曲到第二位置, 由此不需要永久变形就可具有与第一端部 (2) 的曲率相等的曲率, 所述第二端部 (5) 可从直的第一位置弯折到弯曲的第二位置。



1. 一种髓内纵向移植体 (1), 包括:
 - A) 弯曲的第一端部 (2), 所述第一端部设有连接装置 (3), 利用所述连接装置可将移植体 (1) 插入到骨骼 (4) 的髓内空间并且可从所述空间取走,
 - B) 可弹性弯曲的第二端部 (5), 由此第二端部不需要永久变形就可具有与第一端部 (2) 的曲率相等的曲率, 和
 - C) 所述第二端部 (5) 可从直的第一位置弯折到弯曲的第二位置。
2. 根据权利要求 1 所述的移植体 (1), 其特征在于: 通过纵向槽可变形地构造所述第二端部 (5)。
3. 根据权利要求 1 所述的移植体 (1), 其特征在于: 通过中空空间可变形地构造所述第二端部 (5)。
4. 根据权利要求 1 到 3 中任一项所述的移植体 (1), 其特征在于: 所述第二端部 (5) 由弹性塑料制造。
5. 根据权利要求 1 所述的移植体 (1), 其特征在于: 所述第一端部 (2) 形成弧。
6. 根据权利要求 5 所述的移植体 (1), 其特征在于: 所述第一端部 (2) 形成圆弧。
7. 根据权利要求 1 所述的移植体 (1), 其特征在于: 一个或多个横向孔 (6) 设置在第二端部 (5) 的区域, 其容许利用螺钉锁定所述移植体 (1)。
8. 根据权利要求 1 所述的移植体 (1), 其特征在于: 它沿纵向打通孔。
9. 一种用于容纳和插入进入到骨骼 (4) 的髓内空间的根据权利要求 1 到 8 中任一项所述的移植体 (1) 的导套 (10), 包括:
 - a) 前端件 (11)、后端件 (12) 和设置在端件 (11 ;12) 之间的中间件 (13), 由此
 - b) 导套 (10) 由金属工件制造 ; 以及
 - c) 导套 (10) 至少在所述中间件 (3) 处设有弯曲部。
10. 根据权利要求 9 所述的导套 (10), 其特征在于: 所述中间件 (13) 的所述弯曲部是弧形的。
11. 根据权利要求 9 或 10 所述的导套 (10), 其特征在于: 所述前端件 (11) 和后端件 (12) 设置一个在 20° 到 100° 范围的 α 角。
12. 根据权利要求 9 所述的导套 (10), 其特征在于: 所述中间件 (13) 的所述弯曲部是连续的。
13. 根据权利要求 9 所述的导套 (10), 其特征在于: 所述中间件 (13) 的所述弯曲部在至少 5° 的弧段上延伸。
14. 根据权利要求 9 所述的导套 (10), 其特征在于: 它包括位于其外周的止动件 (14), 适于作为骨骼 (4) 的表面 (15) 处的止动件。
15. 根据权利要求 9-10、12-14 中任一项所述的导套 (10) 带有插入其内部的根据权利要求 1 到 8 中任一项所述的移植体 (1)。
16. 根据权利要求 15 所述的导套 (10), 其特征在于: 所述中间件 (13) 的圆弧形弯曲部具有与所述移植体 (1) 的所述第一端部 (2) 的圆弧弯曲部的半径 R_1 相等的半径 R_f 。
17. 根据权利要求 9 所述的导套 (10), 其特征在于: 在其一端处可连接到驱动单元 (20) 上, 所述驱动单元容许插入其内部的弹性髓内移植体 (1) 的纵向相对运动, 而不向所述导套 (10) 上传递纵向力。

髓内的纵向移植体

技术领域

[0001] 本发明涉及一种髓内的纵向移植体以及用于将所述移植体插入到骨骼的髓内空间的导套。

背景技术

[0002] 根据现有技术,髓内承载体(例如髓内钉、锁定的髓内钉等)通过施加在钉子端部的锤击或轴向压力植入到骨髓空间内。通过这种移植方法所产生的力通过摩擦和正交力直接传递给骨骼。所产生力的值取决于很多因素,包括骨髓空间相对于钉子直径的直径、以及钉子相对于骨髓空间的纵向轴线所进入的位置。

[0003] 所述骨髓空间可以利用扩孔器在术中打孔,只要其直径比钉子直径大1-2mm。该扩孔过程减小了钉子植入过程中所施加的力,但是对骨内血液流动产生有害影响。

[0004] 通过利用进入位置(该位置与骨髓空间的中心对齐并且容许钉子平行于骨骼纵向轴线插入),在钉子的植入或外植过程中所产生力的减小是成问题的。这种问题在大多数管状骨骼的髓内插钉的情况下出现,这是因为这些管状骨骼的纵向轴线延伸穿过骨关节(膝关节、肩关节、肘关节)或者延伸穿过关键的软组织(例如腱或者血管的附着体(髋关节))。从骨骼表面到髓内空间的弯曲进入通道使得可以通过关节表面或者关键的软组织。为了使髓内空间与进入通道匹配,各个髓内钉在钉子端部区域稍稍转过一角度(胫骨钉时呈 Herzog's 弯曲、肱部钉时弯曲钉子端部、股骨钉等时双倍弯曲)。

[0005] 在移植过程中,由于进入通道在到达钉子端部的弯曲部分(与浸入骨骼内的进入通道对应)之前一直偏离骨髓空间的轴线,因此钉子必须可弹性变形。使髓内承载体弹性变形的力是必需的,由此可以补偿全部施加在骨骼上的骨髓通道形状的偏离。载荷峰值出现在钉子的插入位置以及钉尖抵达骨骼内壁的区域。

发明内容

[0006] 就这点而言,本发明意欲提供补救措施。本发明的目的是提供一种髓内纵向移植体以及适于将该移植体插入到骨髓空间的导套,其允许吸收在植入或外植时移植体弹性变形过程中所产生的力,由此保护骨骼。由于该保护功能,所述钉子的插入位置与解剖条件相适应,在植入或外植过程中没有使骨骼超负载的风险。

[0007] 依据本发明,提供一种髓内纵向移植体,包括:弯曲的第一端部,所述第一端部设有连接装置,利用所述连接装置可将移植体插入到骨骼的髓内空间并且可从所述空间取走,可弹性弯曲的第二端部,由此第二端部不需要永久变形就可具有与第一端部的曲率相等的曲率,和所述第二端部可从直的第一位置弯折到弯曲的第二位置。

[0008] 本发明通过髓内纵向移植体解决了所提出的问题,该移植体包括弯曲的第一端部(带有可连接到钉子插入单元上的连接装置)和可弹性弯曲的第二端部,由此第二端部不需要永久变形就可具有与第一端部的曲率相等的曲率。

[0009] 本发明的优点基本可通过以下事实体现:由于本发明的导套,插入其中的弹性移

植体可沿预期的方向弯曲,而不向骨骼传递力。

[0010] 所述钉子插入单元或者钉子取出单元分别产生必需的力来使钉子插入和 / 或取出。取决于该实施例,这两个元件形成一单元或者所述元件可相互连接。

[0011] 导套的特征(钉子偏移导套):

[0012] 所述钉子偏移导套包括形成圆弧(例如扇形)的管。其中所限定的管子的相同半径对于钉子偏移导套的功能而言是基本的。管子的直径、圆弧的直径以及圆弧的长度取决于本申请。在圆弧横向端设置的止动件限定了钉子偏移导套的预期插入深度。取决于该实施例,钉子插入 / 取出仪器的连接装置位于导套的横向端,或者该导套和所述仪器形成一单元。

[0013] 髓内钉必需与钉子端部区域的钉子偏移导套的圆弧相适应,即钉子的直径最大等于或者优选稍小于钉子偏移导套的内径。

[0014] 钉子端部的圆形钉子弯曲部的半径可以与钉子偏移导套的半径相等。

[0015] 钉子端部的圆弧长度与钉子偏移导套的圆弧长度无关,但是取决于所要治疗骨骼的相应解剖体。

[0016] 离开圆弧(从圆弧端部到钉子尖部)的钉子部分必须具有足够的弹性,以便在穿过偏移导套进入到骨髓空间的移植过程中插入钉子,而钉子不会永久变形,即钉子的形状在移植之前和之后是一样的。通过采用弹性材料(人工合成材料、钛、钛合金、记忆合金、合金钢,尤其是后面经过处理的合金钢等)使钉子获得足够的弹性。钉子的设计另外还影响了钉子的弹性性能。例如,可采用薄壁管、槽形管或者纵向折叠管等。

[0017] 上述钉子的实施例主要是将钉子穿过钉子偏移导套插入到管状骨骼的骨髓空间。由于钉子端部圆弧状的弯曲部位于骨髓空间内,不会产生不需要的促使弯曲的载荷。如果需要,可以取走钉子偏移导套,而不改变钉子端部相对于骨骼上钉子插入点的位置。

[0018] 在本发明的特定实施例中,第一端部形成弧状,特别是圆弧状。

[0019] 在又一实施例中,在第二端部区域提供一个或多个横向钻孔,允许利用螺钉来锁定移植体。

[0020] 在另一实施例中,为了容纳导引线,所述移植体可以是纵向中空的。

[0021] 用于容纳和插入根据本发明进入到骨骼的骨髓空间的移植体的导套包括前端件、后端件和位于所述端件之间的中间件。所述由金属工件制造的导套在中间件内设有至少一个弯曲部。

[0022] 在导套的特定实施例中,中间件的弯曲部是弧状的,优选圆弧状。前端件和后端件形成一个大概在 20° 到 100° 之间的 α 角,优选在 30° 到 80° 之间。优选中间件的弯曲部是连续的。中间件的弯曲部应当延伸超过至少 5° 的弧段,优选至少 10° 。

[0023] 在导套的另一特定实施例中,止动件设置在导套的外围,适于作为骨骼表面上的止动件。

[0024] 在导套和可插入其中的移植体的又一特定实施例中,后者具有弹性,由此在完全插入到导套内后它不会永久变形。

[0025] 优选中间件的圆弧状弯曲部的半径 R_f 与移植体的第一端部的圆弧状弯曲部的半径 R_1 相等,由此实现了在移植体从导套中取走后不会给移植体施加预应力的优点。

[0026] 所述导套优选由人工合成材料制造,特别是在合成材料的情况下,可实现弹性区

域的简单配合。

[0027] 所述导套优选适于在其一端处连接到驱动单元上,驱动单元实现了弹性髓内移植体的纵向相对运动,而不向导套传递纵向力。

[0028] 将参照几个实施例的局部示意性视图对本发明以及本发明的附加结构做更为详细的说明。

附图说明

[0029] 图 1 显示了带有本发明的髓内钉形式的移植体的本发明导套的纵向剖视图;

[0030] 图 2 显示了在移植体的植入过程中图 1 中的本发明的移植体的弹性变形的示意图;

[0031] 图 3 显示了在插入到骨骼的髓内空间过程中,带有插入其中的图 1 所示髓内钉的本发明导套的纵向剖视图;

[0032] 图 4 显示了本发明驱动单元的一个实施例的纵向剖视图;

[0033] 图 5 显示了图 4 中切出部分 A 的放大视图。

具体实施方式

[0034] 图 1 和 3 显示了构造成髓内钉 30 和弯曲导套 10 的移植体 1。所述髓内钉 30 设有前缘 34 和尾端 35,前缘 34 构造成尖端。而且,所述髓内钉 30 包括有尾端 35 的弯曲的第一端部 2、设置在所述尾端 35 处的连接装置 3 和邻接所述前缘 34 的弹性可弯曲第二端部 5。第二端部 5 优选由热塑性塑料制造。由于它的弹性,所述第二端部 5 可从直的第一位置弯折到弯曲的第二位置,由此允许所述第二端部 5 可穿过所述导套 10。在图示的实施例中,将导套 10 用作钉子的偏转套 40,由此使所述髓内钉 30 不能成直线地插入到骨骼 4 的髓内空间中(图 3)。所述第二端部 5 的弹性实现了从骨骼的横向侧弯曲插入到髓内空间内。由于髓内钉 30 可以横向弯曲插入,所述插入路线不能在骨骼的纵向端通过关节表面,骨骼表面上的所述钉子的进入点可远离所述关节表面。根据此处所示的实施例,这两个端部 2、5 轴向相互邻接,并且具有与髓内钉 30 的纵向轴线 31 正交的圆形横截面。通过优选可反向连接到驱动仪器 42(图 4)上的连接装置 3,髓内钉 30 可穿过导套 10 的中心孔 16 插入到骨骼 4 的骨髓空间或者从那里移走(图 3)。为了在穿过导套 10 的中心孔 16 的插入过程中弯曲并且在离开位于导套 10 前端 17 处的中心孔 16 后可弹性伸直,由此可滑动到骨骼的骨髓空间 7(图 3),髓内钉 30 的第二端部 5 可弹性弯曲。在此处图示实施例中,第一端部 2 的曲率半径 R_1 与导套 10 的曲率半径 R_F 相等。而且,髓内钉 30 的第一端部 2 具有大于第二端部 5 的直径。导套 10 的形状形成为具有 90° 中心角 α 的圆弧,并且还设有位于髓内件 13 的轴向区域并靠近骨骼 4 的表面 15(图 3)的止动件 14,同时设置在导套 10 的后端 18 处的法兰 19 可连接到适用于移植髓内钉 30 的驱动单元 20(图 4)上。在第二端部 5 的区域并且靠近髓内钉 30 的前缘 34 处,设置垂直于纵向轴线 31 的横向孔 6,所述横向孔适于容纳锁定装置,例如螺钉。

[0035] 图 2 示意性显示了所述弹性第二端部 5 在髓内钉 30 的移植过程中是如何弹性变形的。开始时,在被导引穿过导套 10 的中心孔 16 的过程中(图 1),第二端部 5 以导套 10 的半径 R_F (虚线)弹性变形。在从导套 10 前端 17 处的中心孔 16 出现时,第二端部 5 重新

调整到其最初的直的形状。在此处图示实施例中,导套 10 的曲率半径 R_p 与髓内钉 30 的第一端部 2 的曲率半径 R_1 相等。

[0036] 图 4 显示了与驱动单元 20 一起的移植体 1 的第一端部 2,包括在前段 47 弯曲并且可连接到导套 10(图 1)的后端 18 的套管 41、带有螺丝刀尖端 48 的可弯曲的驱动仪器 42 和驱动装置 49。所述驱动装置 49 的螺纹轴 44 从套管 41 的自由端 43 可螺纹连接到套管 41 的空腔 46 内的互补内螺纹 45 中。由此,螺纹轴 44 按压到轴向邻接在套管 41 内的驱动仪器 42。所述驱动仪器 42 通过连接装置 3(图 5) 连接到移植体 1,所述连接装置末端设置在移植体 1 的第一端部 2 处。在驱动单元 20 的操作过程中,实现了移植体 1 的第一端部 2 相对于导套 10 的轴向运动,不会将纵向力传递给导套 10(图 1)。驱动单元 20 的前端通过键槽连接或者插座连接固定到导套 10 的后端 18。

[0037] 在图 5 中,更为详细的示出驱动仪器 42 的螺丝刀尖端 48 和移植体 1(图 1)的第一端部 2 之间的连接。在此处图示的实施例中,连接装置 3 包括从第一端部 2 的自由端 8 穿出的带有内螺纹 22 的孔 23、以及径向延伸并设置在终端用于容纳驱动仪器 42 的螺丝刀尖端 48 的槽 9。尖端 48 插入到槽 9 内之后,将螺纹 24 导入驱动仪器 42 的中心孔 47 内,并且旋入内螺纹 22 内,由此驱动仪器 42 固定在移植体 1 的第一端部 2。

[0038] 下文简短描述了根据本发明的移植外科手术:

[0039] 1. 利用在 X 射线设备控制下的基尔希纳钢丝和 T 型手柄在移植体 1(髓内钉)的理想进入点处在骨骼 4 上确定开口;

[0040] 2. 将基尔希纳钢丝替换成打孔线;

[0041] 3. 将打孔线一直插入到骨骼端部;

[0042] 4. 利用柔软的打孔单元扩大整个的骨髓空间,直到推送全部打孔线为止;

[0043] 5. 利用推送全部打孔线的柔软打孔单元扩大骨骼内临近的进入位置;

[0044] 6. 取走打孔单元;

[0045] 7. 将移植体 1(髓内钉)预安装并插入到导套 10 内;

[0046] 8. 部分将导套 10 与髓内钉 30 一起插入到预先准备好的骨骼内,直到止动件 14 在进入位置处靠近骨骼的表面 15;

[0047] 9. 优选利用驱动仪器 42 推动移植体 1(髓内钉)穿过导套 10,直到抵达骨骼的端部;

[0048] 10. 取走打孔线;

[0049] 11. 取走导套 10,并连接带有引导装置的对准弓形部;

[0050] 12. 在穿过对准弓形部的引导装置的一端处锁定移植体 1;

[0051] 13. 在另一端处通过自由手的操作锁定移植体 1;以及

[0052] 14. 取走对准弓形部,并插入密封螺钉。

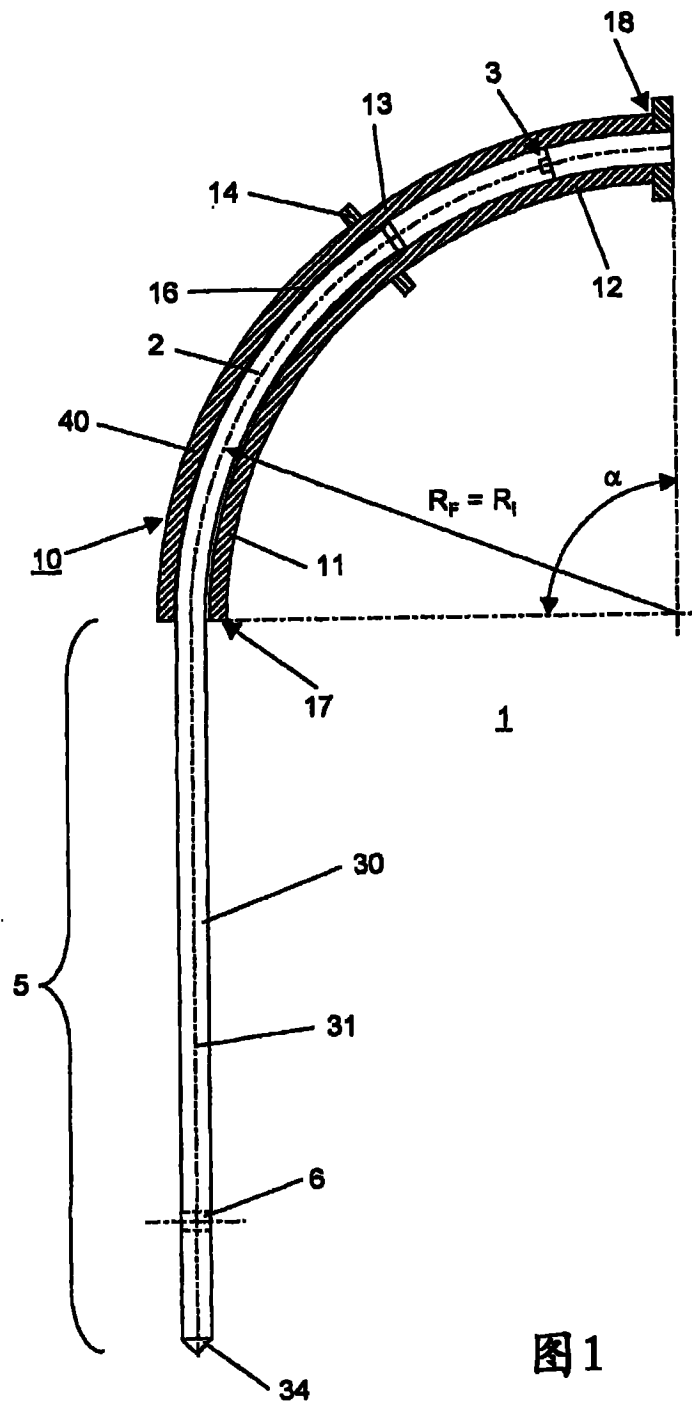


图1

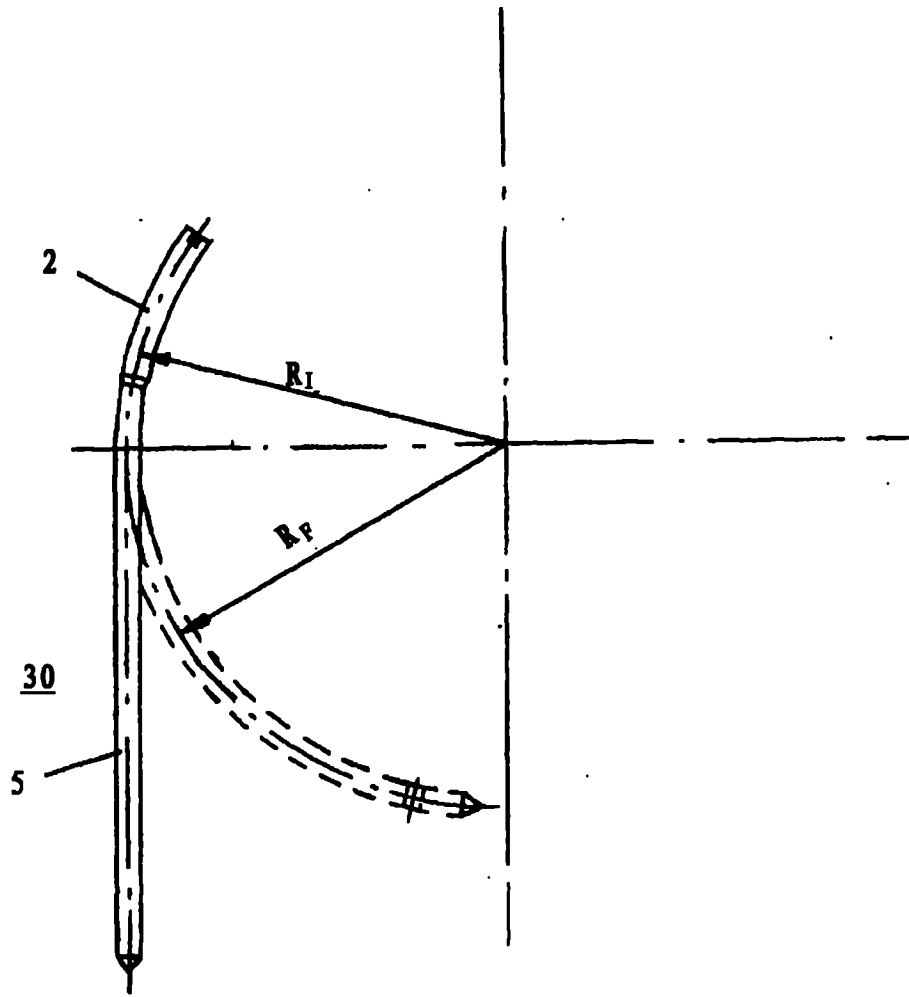


图 2

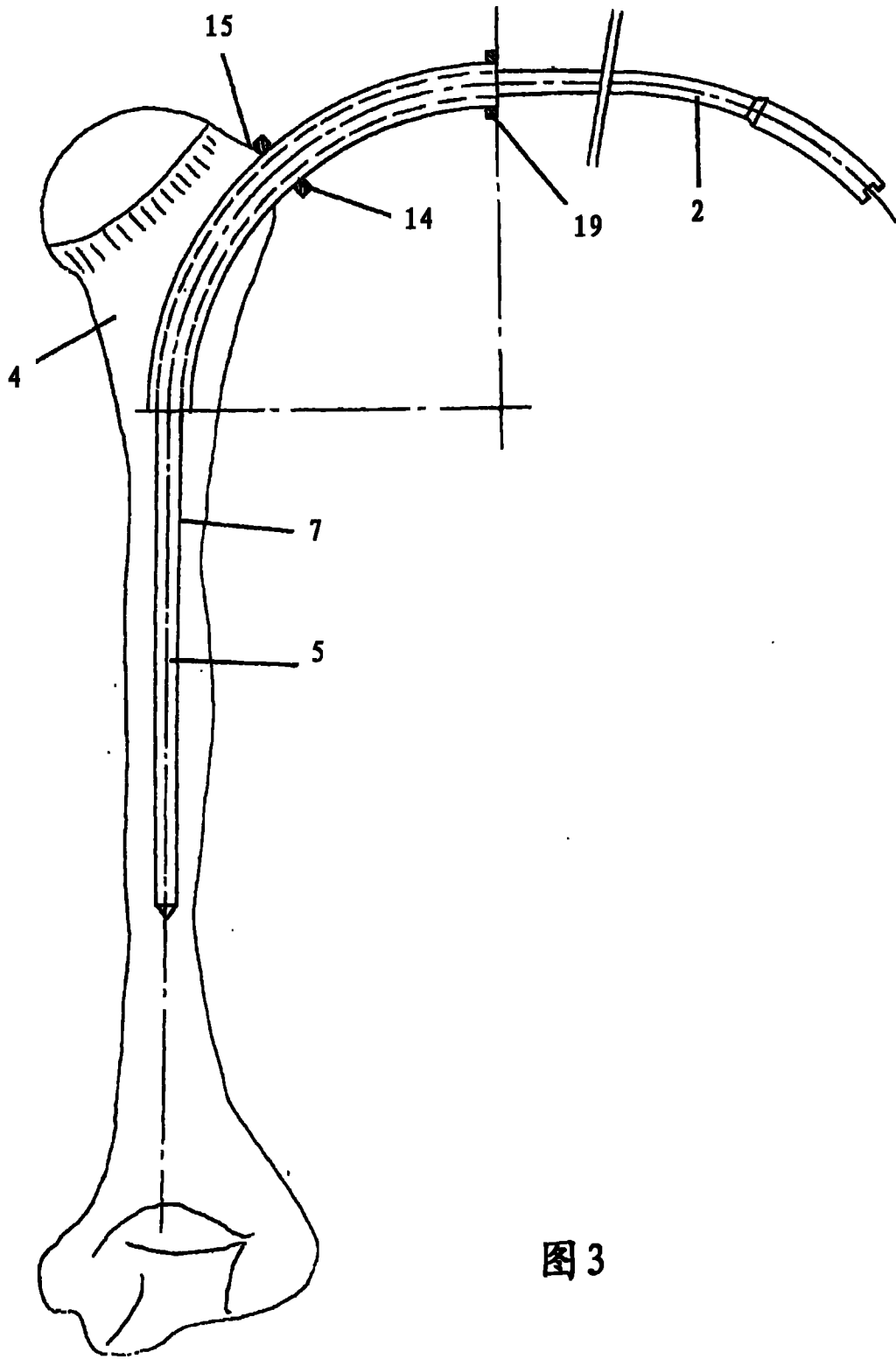


图3

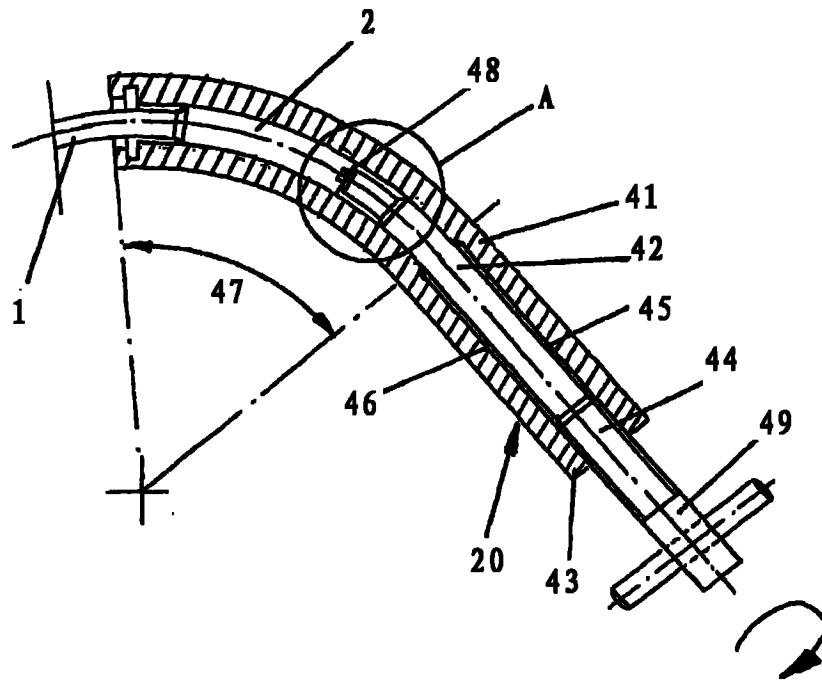


图 4

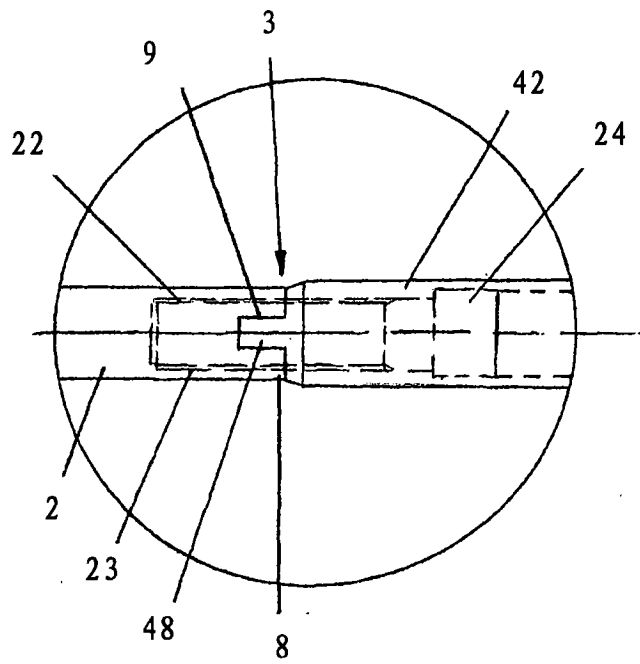


图 5