

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/72 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880008990.6

[43] 公开日 2010 年 1 月 27 日

[11] 公开号 CN 101636119A

[22] 申请日 2008.3.21

[21] 申请号 200880008990.6

[30] 优先权

[32] 2007. 3.22 [33] US [31] 60/896,342

[86] 国际申请 PCT/US2008/057868 2008.3.21

[87] 国际公布 WO2008/116175 英 2008.9.25

[85] 进入国家阶段日期 2009.9.18

[71] 申请人 诺瓦利恩整形公司

地址 美国田纳西州

[72] 发明人 J·D·斯通伯纳 M·T·哈蒙

R·特里普 C·E·拉森

D·F·贾斯廷 K·E·莫尔

C·J·克雷格

[74] 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

代理人 程 伟

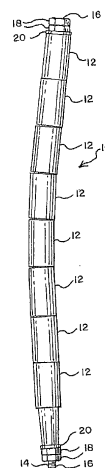
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 14 页

[54] 发明名称

分节髓内结构

[57] 摘要

本发明公开了一种适于容放在长骨的髓腔中的可植入髓内固定结构(10)，所述结构包括多个长型体节(12)。每个体节具有第一端部和形状互补的第二端部(24)，以便体节的第一端部(22)和相邻体节的第二端部协调地接合。所述体节限定引导孔隙，从而能够容放在用于在髓腔中定位的引导件(32)上。



1、一种适于被容放在长骨的髓腔中的可植入髓内固定结构，包括：
多个长型体节，每个体节具有第一端部和形状互补的第二端部，
从而体节的所述第一端部和相邻体节的所述第二端部协调地接合，所述体节限定引导孔隙，从而能够容放在用于在髓腔中定位的引导件上。

2、根据权利要求1所述的髓内结构，进一步包括拉紧构件，所述拉紧构件沿着其长度延伸，以沿着所述结构的纵向轴线施加压缩力。

3、根据权利要求1所述的髓内结构，进一步包括至少一个紧固件，所述紧固件容放在至少一个体节中，用于在所述长骨中将所述结构固定到位。

4、根据权利要求1所述的髓内结构，进一步包括可硬化的外科流体，用于在所述长骨中将所述结构固定到位。

5、根据权利要求1所述的髓内结构，其中所述长型体节的形状互补的端部允许相邻体节之间基本仅轴向地并且在单个平面中的相对运动。

6、根据权利要求5所述的髓内结构，其中所述形状互补的端部包括四个表面，第一和第二表面为基本平坦，并且为基本平行的平面，第三表面基本平坦，并且为基本垂直于所述第一和第二表面的平面，第四表面限定基本垂直于所述第一和第二表面并倾斜于所述第三表面的平面。

7、根据权利要求6所述的髓内结构，其中所述长型体节的第四表面包括多个台阶。

8、根据权利要求1所述的髓内结构，其中相邻的长型体节彼此固定。

9、根据权利要求8所述的髓内结构，其中通过安装到一个体节并容放在长槽和相邻体节中的铰接销，而使相邻的长型体节彼此固定。

10、根据权利要求1所述的髓内结构，进一步包括径向可扩张的构件，所述径向可扩张的构件容放在最远端体节的远端；并具有固定到所述径向可扩张的构件的缆索，所述缆索安放在所述导向孔隙中，并经过所述髓内结构而延伸。

11、根据权利要求10所述的髓内结构，其中所述可扩张的构件包括扩张件，所述扩张件具有多个下垂支脚以及楔，所述缆索固定到所述楔，从而当拉紧所述缆索时，所述楔使所述扩张件的所述支脚沿径向向外展开。

12、一种用于拉紧外科缆索的组件，所述组件包括：

缆索，所述缆索具有能够连接到植入件的第一位置；

锁定部件，所述锁定部件构造为沿周向与所述缆索接合，从而锁定到所述缆索上的第二位置上；

拉紧件，所述拉紧件构造为与所述锁定部件接合，其中所述拉紧件能够被调节，以相对于所述第一位置移动所述锁定部件，从而当所述第一位置被连接到所述植入件，并且所述第二位置被锁定在所述锁定部件中时，调整在所述第一位置和所述第二位置之间的所述缆索上的拉力；以及

锁定机构调节器，所述锁定机构调节器构造为调节锁定机构，从而将所述锁定机构锁定到所述缆索上的第三位置。

13、根据权利要求12所述的组件，其中所述植入件为分节髓内骨折固定装置。

14、根据权利要求12所述的组件，其中所述第三位置位于所述第一位置和所述第二位置之间。

15、一种用于拉紧外科缆索的组件，所述组件包括：

缆索，所述缆索具有能够连接到植入件的第一位置；

锁定部件，所述锁定部件构造为与所述缆索接合，从而锁定到所述缆索上的第二位置上；

拉紧件，所述拉紧件构造为与所述锁定部件连接，其中所述拉紧件能够被调节，以相对于所述第一位置移动所述锁定部件，从而当所述第一位置被连接到所述植入件，并且所述第二位置被锁定在所述锁定部件中时，调整在所述第一位置和所述第二位置之间的所述缆索上的拉力；以及

锁定机构调节器，所述锁定机构调节器构造为可逆地调节锁定机构，从而将所述锁定机构锁定到所述缆索上的第三位置，并从第三所述第三位置解除锁定，其中所述锁定机构调节器被存放在所述拉紧件内。

16、根据权利要求 15 所述的组件，其中所述植入件为分节髓内骨折固定装置。

17、根据权利要求 15 所述的组件，其中所述第三位置位于所述第一位置和所述第二位置之间。

18、根据权利要求 15 所述的组件，其中所述锁定部件构造为沿周向与所述缆索接合。

19、一种用于拉紧外科缆索的方法，所述方法包括：

将缆索上的第一位置连接到植入件；

将锁定部件锁定到所述缆索上的第二位置上，其中所述锁定部件沿周向与所述缆索接合，从而锁定到所述缆索上；

调节拉紧件，从而调整在所述第一位置和所述第二位置之间的所述缆索上的拉力；并且

将锁定机构锁定到所述缆索上的第三位置上。

20、根据权利要求 19 所述的方法，其中所述植入件为分节髓内骨折固定装置。

21、根据权利要求 19 所述的方法，其中所述第三位置位于所述第一位置和所述第二位置之间。

22、根据权利要求 19 所述的方法，进一步包括在调整所述缆索上的拉力之后，调节所述锁定机构调节器，从而将所述锁定机构锁定到所述缆索上的所述第三位置。

23、一种用于拉紧外科缆索的方法，所述方法包括：

将缆索上的第一位置连接到植入件；

将锁定部件锁定到所述缆索上的第二位置上，其中所述锁定部件沿周向与所述缆索接合，从而锁定到所述缆索上；

调节拉紧件，从而调整在所述第一位置和所述第二位置之间的所述缆索上的拉力；并且

将锁定机构锁定到所述缆索上的第三位置上。

24、根据权利要求 23 所述的方法，其中所述植入件为分节髓内骨折固定装置。

25、根据权利要求 23 所述的方法，其中所述第三位置位于所述第一位置和所述第二位置之间。

26、根据权利要求 23 所述的方法，进一步包括在调整所述缆索上的拉力之后，调节所述锁定机构调节器，从而将所述锁定机构锁定到所述缆索上的所述第三位置。

分节髓内结构

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求在 2007 年 3 月 22 日申请的美国临时申请序列号 60/896,342 的申请日的利益，其全部内容通过引用结合于此。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种骨科假体，并且更特别地涉及一种通常称为髓内钉或 IM 钉的可植入结构，其适于容放在髓腔(intramedullary canal)中用于治疗长骨骨折。

发明内容

[0003] 在一个实施方式中，本发明的髓内结构采用多个体节，优选地，所述多个体节被导入到髓腔内的引导构件上，所述引导构件已经通过经由皮肤的进入孔预先被导入到髓腔内。优选地，每个体节构造为该体节与其相邻的体节相互连接。同样优选地，长型拉紧构件被容放在所述体节的内部，并被固定到端部的体节上，从而将所有所述体节一起固定在所述结构中。在一个实施方式中，所述引导构件为金属丝或缆索，所述金属丝或缆索也用作所述拉紧构件。

[0004] 更具体地，每个体节可以具有孔隙，所述孔隙是开口的内部的形式，从而所述体节能够被穿到引导构件或拉紧构件上。所述体节还具有相对的端部，所述端部优选为具有互补的形状，使得第一体节的端部适于与其相邻的第二体节的端部协调地接合。优选地，每个体节具有公端和形状互补的母端。

[0005] 通过参考所附附图和说明书，其它特征和方面将得以阐明。

附图说明

[0006] 图 1 为根据本发明的第一实施方式的诸如钉的组装的分节髓内结构的立体图。

[0007] 图 2 为图 1 的髓内钉的单个体节的立体图。

[0008] 图 3 为图 2 的体节的纵向剖面图。

[0009] 图 4 为采用单个钉的体节的第二实施方式的髓内钉的立体图。

[0010] 图 5 和 6 为使用在髓内结构中的单个体节以及被容放在引导构件上的多个这样的体节的第三实施方式的立体图。

[0011] 图 7 和 8 为单个体节以及被容放在引导构件上的多个这样的结构的第四实施方式的立体图。

[0012] 图 9 和 10 为单个体节以及安装在一起的多个这样的体节的第五实施方式的立体图。

[0013] 图 11 和 12 为使用在髓内钉中的体节的第六实施方式的立体图，其中多个周缘杆被使用在组装的钉中。

[0014] 图 13 为 IM 钉的第七实施方式的立体图，其中各个体节通过铰链构件彼此连接，从而所述钉能够经过进入孔而被插入到髓腔内，进入孔倾斜于髓腔的轴线。

[0015] 图 14-22 示意性地显示了用于将根据本发明的分节髓内钉安装到长骨的髓腔内的过程。

[0016] 图 23 为用于植入髓内骨折固定装置的系统的立体图，髓内骨折固定装置包括可植入骨折固定装置、螺钉引导装置以及缆索拉紧件。

[0017] 图 24 为显示于图 23 中的可植入髓内骨折固定装置的正视图。

[0018] 图 25 为显示于图 24 中的可植入骨折固定装置的最近端体节的正视图。

[0019] 图 26 为显示于图 24 中的可植入骨折固定装置的典型中间体节的正视图。

[0020] 图 27 为显示于图 24 中的可植入骨折固定装置的最远端体节的正视图。

[0021] 图 28 和 29 为显示于图 26 中的中间体节的立体图。

[0022] 图 30 和 31 为显示于图 25 中的最近端体节的立体图。

[0023] 图 32 为图 23 的可植入骨折固定装置的远端部分的剖面图，

显示了最远端体节的细节。

[0024] 图 33 为形成最远端体节的一部分的扩张件的立体图。

[0025] 图 34 为螺钉引导接口的立体图, 所述螺钉引导接口适于安放在显示于图 23 中的可植入骨折固定装置的近端端部上。

[0026] 图 35 为螺钉引导接口和显示于图 24 中的骨折固定结构的近端端部的剖面图。

[0027] 图 36 为缆索拉紧件的放大的立体图。

[0028] 图 37 为显示于图 36 中的缆索拉紧件的剖面图。

[0029] 图 38 为缆索拉紧件和骨折固定装置的近端端部体节的配合结构的放大的剖面图。

具体实施方式

[0030] 根据本发明, 所提供的髓内结构适于容放在诸如胫骨的长骨的髓腔中。所述结构包括多个长型体节, 每个体节具有第一端部和形状互补的第二端部, 从而体节的第一端部和相邻体节的第二端部协调地连接。优选地, 所述体节限定一个引导金属丝的孔隙, 从而可被容放在用于导入到髓腔内的引导金属丝或缆索上。可选地, 所述结构可以包括拉紧构件, 所述拉紧构件为例如沿着其长度延伸的缆索或杆的形式, 所述拉紧构件与所述结构的最末端体节配合, 以提供沿着所述结构的纵向轴线的压缩力, 从而使所述结构的刚度提高。

[0031] 参考图 1, 显示了分节髓内结构 10 的第一实施方式。所显示结构包括八个体节 12, 体节 12 容放在可选的拉紧杆 14 上, 从而提供总体长度大约 175mm 的髓内结构 10。当然, 体节 12 的数目和钉的总体长度将取决于其将要插入的髓腔的长度。

[0032] 如图所示, 拉紧杆 14 的端部 16 具有螺纹, 并且体节 12 通过互补的螺纹构件(显示为螺母 18 和垫圈 20)而被保持在拉紧杆 14 上, 所述互补的螺纹构件被容放在拉紧杆 14 的螺纹端部 16 上。然而, 可以采用将体节 12 固定到拉紧杆 14 的替代方法, 例如被容放在拉紧杆上并位于端部体节的开口的内部的型铁接头(swage fitting), 或者容放在拉紧杆上与端部体节连接的压铆螺母(press nut)。

[0033] 图 2 和 3 显示了图 1 所示的髓内结构的单个体节 12。图 2

和 3 所示的单个体节 12 的具体结构仅是用作实例。体节 12 包括公端 22 和母端 24，公端 22 具有截头圆锥体的外部形状，母端 24 具有圆柱形的外部形状以及与公端 22 的外部形状互补的截头圆锥体的内部形状。

[0034] 优选地，体节 12 的总体长度不大于大约 32mm，这使体节 12 可以相对容易地经过 10mm 的经由皮肤的进入孔而导入到髓腔内，经由皮肤的进入孔定向为相对于骨的轴线大约为 30 度。体节 12 的最大外径由髓腔的内径所决定，并且典型地大约为 9mm。体节的公端 22 的内径大约为 3.6mm，这使得 3mm 的引导金属丝或缆索容易从中穿过。

[0035] 体节 12 由诸如钛的具有足够刚度和强度的生物相容性材料构成。母端 24 的内表面和公端 22 的外表面可以是光滑的(“镜面抛光的”)，以便于套接。母端 24 的外表面可以是粗糙的或者带有纹理的(“压花的”)，以促进组织在其上生长。

[0036] 在所示实施方式中，相邻体节 12 通过母端的内表面和公端的外表面之间的摩擦配合而彼此固定。然而，如果需要，通过为体节提供机械互锁结构，例如槽和销、分叉部、凸出部、螺纹等，能够得到更为有力的互锁。体节还可以构造为在组装时防止体节之间的旋转运动。这可以例如通过为公端的外表面和母端的内表面提供互补的非圆形横截面而实现，非圆形横截面例如为带有圆角的正方形。可替代地，或者另外，一旦体节在髓腔中安放到位，骨接合剂或者其它可硬化的外科流体就可以被导入到体节的内部，从而为组件提供额外的结构整体性，并有助于将组装的结构固定到位。

[0037] 图 4 显示了根据本发明的利用单独的体节 12A 的第二实施方式的 IM 结构。体节 12A 的公端 22A 包括具有外螺纹的支脚(standoff)，该支脚被容放在相邻体节 12A 的具有互补的内螺纹的母端 24A 中。

[0038] 图 5 和 6 公开了根据本发明的用于 IM 结构的体节 12B 的第三实施方式。体节的公端 22B 包括分叉部 26，分叉部 26 在其远端端部具有肩部或棘爪 28，肩部或棘爪 28 提供与相邻体节 12B 的形状互补的端部 24B 的卡扣配合。位于公端和母端两者的周缘上的一系列互相配合且隔开的凸出部 30 用于将体节对齐，并用来防止体节 12B 相对彼此转动。当被导入到髓腔内时，各个体节优选为被容放在杆或引

导金属丝 32 上, 以便于这些体节的配合连接。

[0039] 图 7 和 8 公开了使用在 IM 结构中的体节 12C 的第四实施方式, 其类似于图 4 和 5 的实施方式。然而, 体节 12C 的突出部、分叉部和棘爪的互锁结构更为精细。

[0040] 图 9 和 10 显示了根据本发明的用于 IM 结构的体节 12D 的第五实施方式。体节的公端 22D 呈现了多个纵向花键, 所述纵向花键具有在外形上类似于齿轮的横截面。母端 24D 具有互补的齿轮形状, 并包括同心环 34, 同心环 34 提供与公端 22D 的内径的紧密配合。可以意识到, 该结构也提供了相对于彼此不可旋转的相互配合的体节。

[0041] 图 11 和 12 显示了根据本发明的使用在 IM 结构中的体节 12E 的第六实施方式。体节 12E 在结构上大体为圆柱形, 并在其公端和母端 22E、24E 上具有互补的相互配合的凸出部 30E。体节 12E 还包括位于体节的壁中的多个隔开的纵向通孔 36(显示了四个这样的通孔 36)。通孔 36 容纳长型周缘杆 38, 周缘杆 38 为组装的 IM 结构提供额外的刚度和强度。

[0042] 参考图 13, 显示了 IM 结构 62 的另一个实施方式。结构 62 包括多个体节 64, 体节 64 通过铰链构件 66 而彼此连接。铰链 66 允许体节相对于彼此枢转, 以便于将该结构经过成角度的进入孔而导入到髓内钉中。如图所示, IM 结构由具有多个 V 形切口的单个圆柱形构件形成, V 形切口沿着该结构的长度以规则的间距被切出, 形成所述圆柱形构件的材料于每个切口的顶点处在相邻体节之间提供了“天然的铰链”。一旦被插入到髓腔内, 骨接合剂就被导入, 以使 IM 结构保持笔直, 并进一步提供结构整体性。

[0043] 图 14-22 示意性地显示了将根据本发明的分节髓内结构插入到诸如胫骨的长骨 42 的髓腔 40 内的过程。

[0044] 参考图 14, 所显示的长骨 42 在其近端和远端端部的中间具有骨折 44。进入孔 46 被制成经由皮肤以倾斜于长骨的轴线或中心线的角度, 并且优选为以相对于长骨的轴线大约为 30 度的角度, 在髓腔 40 的近端端部处进入到髓腔 40 内。进入孔 46 的直径允许导入包括髓内结构的单独的体节 12。在本发明中, 进入孔 46 的直径大约为 10mm。在制成进入孔 46 后, 引导金属丝或缆索 32 经由进入孔 46 而被插入,

并且前进到髓腔 40 内,并穿过骨折位置 44 而到达髓腔 40 的远端端部。

[0045] 参考图 15, 显示了第二步骤, 其中第一或最远端体节 12 被装在引导金属丝上, 并且通过经由皮肤的进入孔 46 而前进到髓腔 40 内。如图 16 所示, 体节 12 被推动经过进入孔 46 并借助于插入件 48 而沿着引导金属丝 32 前进, 插入件 48 也装配在引导金属丝 32 上。插入件 48 具有与其连接的带孔锤 50, 从而当体节 12 前进到髓腔 40 内时, 带孔锤 50 向其施加额外的推力。

[0046] 参考图 17, 一旦体节 12 被定位到髓腔 40 内, 它就通过挠性推动杆 52 而沿着引导金属丝 32 前进到 IM 腔 40 的远端端部。重复如图 15-17 所示的将体节 12 插入到引导金属丝上并使其沿着引导金属丝向远端前进的步骤, 直到制成预期的长度的 IM 结构。参考图 18, IM 结构具有十三个体节。因此图 15-17 的步骤被重复了十二次。

[0047] 参考图 19, IM 结构被固定到 IM 腔的远端端部。为此目的, 最远端和最近端的体节包括用于容放骨螺钉的通孔。利用用于引导的荧光检查法, 锁定螺栓 54 经由皮肤而被导入, 并经过最远端和最近端体节中的孔而前进。在所示的方法中, 引导金属丝 32 被保留在其位置。然而, 如果各个体节包括有力地互锁的 IM 钉, 那么在所有包括 IM 钉的体节都相互连接之后, 可以移走引导金属丝 32。参考图 20, 锁定螺母 56 被插入到引导金属丝 32 上, 并被插入到最近端体节内, 挠性驱动件 58 被用于将螺母 56 紧固到指定扭矩。引导金属丝 32 的露出部分随后被切除(图 21), 并且经由皮肤的锁定螺栓 60 被用于将最近端体节固定到位(图 22)。可以使用除了锁定螺栓、固定螺钉或其它紧固件的装置, 例如骨接合剂或其它可硬化的外科流体, 或者径向可扩张的元件, 从而将 IM 结构在髓腔中固定到位。

[0048] 参考图 23-39, 公开了一般地由 100 表示的分节髓内系统的另一实施方式。系统 100 包括三个基本部件: 可植入分节髓内骨折固定装置结构 102、近端固定螺钉引导接口 104 以及缆索拉紧件组件 200。

[0049] 参考图 24-26, 可植入固定结构 102 包括多个基本相同的互相配合的中间体节 108(显示为九个), 具有适于容放固定螺钉的多个孔或通孔 112 的近端端部体节 110, 以及径向可扩张的远端端部体节 114。缆索 116 被固定到远端端部体节, 延伸经过可植入结构而超出近端端

部体节 116, 并延伸经过缆索拉紧件 200, 从而向各个体节施加压缩力, 进而实现刚性植入。接近于远端端部的体节 108、110 的每一个都具有开口的内部, 从而允许拉紧缆索 116 穿过其中, 并允许各个体节在插入到髓腔内的过程中沿着缆索 116 滑动。

[0050] 近端端部体节 110 和中间体节 108 是预先组装的, 同时各个体节铰接地彼此固定。为了便于将固定结构 102 插入到长骨的首部, 在该处, 用于植入件的进入点偏离长骨的轴线, 可植入结构的各个体节 108、110 构造为仅轴向地和在单个平面中横向地可相对运动。为此目的, 参考图 26、28 和 29, 中间体节 108 具有相互配合的公部分 118 和母部分 120, 其分别包括三个基本平的面(公部分的 118a、118b 和 118c 以及母部分的 120a、120b 和 120c)。面 118a、120a 分别地基本平行于面 118c、120c, 同时面 118b、120b 分别基本垂直于面 118a、118b 和 120a、120b。第四面 118d、120d 相对于体节的纵向轴线倾斜地定向。相邻表面通过弓形表面连接。三个平的表面保证组装的结构基本仅在大致平行于各个体节的公部分和母部分的平行面的平面内是挠性的。

[0051] 经验显示, 当具有光滑或规则锥形或圆锥表面的构件套接时, 锥形表面具有锁在一起的趋势。当然, 这在本结构中是不利的, 因为这会导致对于插入到髓腔内以及从髓腔移出所需的可植入结构的挠性降低。从而, 体节 108 的公部分和母部分 118、120 的倾斜定向的表面 118d、120d 具有一系列台阶 122, 台阶 122 具有基本平行于体节轴线的表面。这保证了如果在缆索 116 上未施加拉力且固定结构 102 未处在压缩下时, 各个体节的配合部分会自由地滑动分离。

[0052] 所述结构的各个体节 108、110 彼此固定为允许相对于相邻体节的受限的轴向运动, 并保证体节的公部分与相邻体节的母部分的表面的正确定向。在本实施方式的结构中, 这通过为体节的母部分 120 提供销 124(最好参见图 28)来实现, 销 124 所在的平面垂直于组装的植入件弯曲的平面。销 124 经过其连接的体节的母部分 120 的开口的内部而延伸, 并且被接收在邻近的相邻体节的公部分 118 中的沿轴向定向的长槽 126 中。如图所示, 槽 126 在远端端部比近端端部更宽, 为扩张的可植入结构提供更大的挠性。当然, 销可以由体节的公部分 118 所携带并支撑在母部分 120 中的槽中, 已实现同样的结果。

[0053] 近端端部体节 110 具有用作拉紧缆索的通道的开口的内部，并包括两部分：弓形部分 128 和配合部分 130，后者具有如上所述的公部分 118，用于安放在紧邻的远端中间体节的母部分 120 中。为便于将可植入结构的近端端部固定到骨上，所述弓形体节包括多个通孔 112(显示为三个)，通孔 112 定向为基本垂直于可植入固定结构 102 的轴线，用于容放骨螺钉(未显示)。通孔 112 定位为不与弓形部分的开口的内部相交，由此保证了拉紧缆索 116 不会与固定螺钉接触。

[0054] 弓形部分 128 的近端端部构造为容放用于锁定拉紧缆索 116 的两部分的远端筒夹组件 132(图 35 和 39)(如后面更详细地描述)，还构造为以预定方向安放螺钉引导接口 104。

[0055] 如结合前面的实施方式所描述的，可植入结构的远端部分可以构造为通过骨螺钉或通过骨接合剂固定到骨上。然而，在本实施方式中，优选地，通过使最远端体节 140 为径向可扩张从而与髓腔的表面接合，来实现可植入结构到长骨的远端部分的固定。为此目的，参考图 27、32 和 33，远端体节 140 包括扩张构件 142，扩张构件 142 在其内部容放楔构件 144。楔构件 144 被固定到拉紧缆索的远端端部，从而在缆索 116 上施加拉力时，楔构件 144 被向近端移动进入到扩张构件 142 内，以使扩张构件 142 沿径向扩张为与髓腔的表面接合。

[0056] 所示的扩张件 142 包括上颈圈部分 146，多个均匀地沿径向隔开的支脚 148(显示为四个)以悬臂方式从颈圈部分 146 下垂。在其无形变的状态，扩张件 142 的径向尺寸不大于可植入固定结构 102 的其它体节 108、110 的径向尺寸，从而便于插入到髓腔内。楔构件 144 的形状基本为圆锥形，并且在其表面具有长型凹槽 150，用于安放扩张件 142 的支脚 148。优选地，凹槽 150 的横截面形状与支脚 148 的内表面互补。

[0057] 为了增强所述扩张件在髓腔中的锚固，所述支脚的外表面具有设计为更易于穿入到髓腔的骨表面内的结构。这种结构可以采用点或者狭窄边缘或者刀片状结构的形式。在所示的实施方式中，每个支脚的外表面都具有连续隆起的脊部 152。优选地，脊部 152 具有波浪形或之字形构造，这对嵌入的扩张件 142 的轴向和旋转运动提供了阻力。

[0058] 如上文所注意到的, 在本实施方式中, 近端端部体节 110 包括三个通孔 112, 用于容放骨螺钉, 从而将植入件 102 的近端端部固定到位。为便于定位所述螺钉, 近端体节 110 适于安装有螺钉引导接口 104。如图 34 和 35 最好地看到的, 螺钉引导件 104 包括一对下垂臂 154、156, 第一臂 154 安装有一对引导管 158、160, 且第二臂 156 安装有单个引导管 162。当螺钉引导接口 104 被固定到植入件 102 的近端端部体节 110 时, 引导管 158、160、162 与通孔 112 对准。臂 154、156 的上端部连接在一起, 同时管状体节 164 从臂 154、156 的接合点向下下垂。管状体节 164 的下端部和近端体节 110 的上端部构造为使螺钉引导接口 104 以正确方向安放在近端体节 110 上, 同时螺钉引导管 156、160、162 与其预期的通孔 112 对准。一旦正确地安放, 螺钉引导接口 104 就通过插入引导件 166 而被固定于植入件。插入引导件 166 具有放大的夹持表面 168 以及下垂的管状部分 170。插入引导件 166 的夹持表面 168 安放在螺钉引导接口 104 的凹陷部分中, 同时插入引导件 166 的管状部分 170 延伸经过螺钉引导接口 104 的管状体节 164, 从而被容放在植入件 102 的近端体节 110 的近端端部中。插入引导件 166 的管状部分 170 的远端端部具有外螺纹, 而近端体节 110 的近端端部的内表面具有内螺纹。因而, 插入引导件 166 可以被拧到近端端部体节 110 内, 从而将螺钉引导接口 104 固定到可植入固定装置 102 上的适当位置。

[0059] 拉紧件工具组件可以被用来调节和/或锁定所述固定装置中的缆索上的拉力。拉紧件工具组件可以包括缆索、锁定部件、拉紧件以及锁定机构调节器。参考图 36, 显示了拉紧件工具组件 200 的一个实施方式的立体图。可以意识到, 拉紧件工具组件 200 可以用来为如上所述的连接到分节髓内骨折固定装置的缆索、线绳、绳索或其它弹性构件提供并调节拉力, 或者可以用来为其它植入件、装置或系统提供并调节拉力。当与诸如固定装置 102 的分节髓内骨折固定装置一同使用时, 拉紧件工具组件 200 可以在缆索 116(被连接到所述固定装置并从固定装置延伸, 未显示)上被引导, 并且可释放地被连接到装置的近端端部。近端筒夹螺钉、拉紧件和包括缆索筒夹螺钉的远端筒夹组件可以被依次调节, 从而获得并且锁定所述固定装置中的缆索上的

处于最佳水平的拉力。然后，可以移走拉紧件工具组件 200，并且可以切除延伸到固定装置 200 的外部的缆索，同时固定装置内部的缆索保持最佳的拉力。

[0060] 拉紧件工具组件 200 的实施方式包括近端筒夹 210，近端筒夹 210 与螺纹轴 220 接合。近端筒夹的远端是部分延伸到外壳 230 内的螺纹旋钮 240。外壳 230 的形状为可停靠在插入引导件 166 中，引导件 166 可以连接到所述固定装置的近端端部。筒夹驱动件 250 被接收在外壳内，并构造为在外壳内可旋转。在插入引导件和固定装置之间的连接之内的是远端筒夹组件 132。缆索孔 202 在组件 200 的整个长度内沿着直线路径纵向延伸。

[0061] 当将拉紧件工具组件 200 连接到固定装置 102 时，首先可以在缆索 116 上引导所述插入引导件 166，并将其连接到固定装置 102，随后，在缆索 116 上引导拉紧件工具组件 200 的其余部分，并经由外壳 230 而将所述其余部分停靠在插入引导件 166 内。可替代地，拉紧件工具组件 200 可以首先停靠在插入引导件 166，并且随后在缆索 116 上引导整个组件，并将整个组件连接到固定装置 102。螺纹或者其它连接部件可以提供接口，从而将外壳 230 停靠在插入引导件 166。

[0062] 参考图 37，显示了拉紧件工具组件 200 的纵向局部剖视图。为了清楚区分拉紧件工具组件的各部件，所以未显示缆索。可以看到，缆索孔 202 沿着直线路径延伸组件 200 的长度。螺纹旋钮 240 具有带有内螺纹的管腔 242，螺纹轴 220 经过管腔 242 延伸。螺纹轴 220 经过管腔 242 从螺纹旋钮 240 的近端端部延伸到外壳 230 中。轴 220 穿过的横杆 232 可以提供抗旋转部件，防止该轴进行旋转。保持部件 221 可以将螺纹轴的远端端部保持在外壳内，防止螺纹轴从管腔 242 意外退回。螺纹轴 220 具有沿着其外部延伸一定距离的外螺纹 222。在螺纹轴 220 的近端端部是较短部分的内螺纹 224，并且在内螺纹 224 的远端的是具有锥形壁 228 的腔室 226。

[0063] 近端筒夹 210 配合进入到螺纹轴 220 的近端端部内。外螺纹 212 与螺纹轴上的内螺纹 224 接合，从而支撑筒夹 210。多个挠性指状部 214 从筒夹 210 向远端延伸进入到腔室 226。如前所述，拉紧件工具组件 200 在缆索 116(未显示)上被引导，并且缆索延伸经过缆索孔 202

并延伸到近端筒夹 210 的近端端部之外。近端筒夹 210 为锁定部件，通过将近端筒夹 210 拧到螺纹轴 220 内，该锁定部件可以被锁定到缆索上的位置。当筒夹 210 被拧入时，指状部 214 向远端前进到腔室 226 内。当指状部 214 向锥形壁 228 偏压时，指状部 214 被推进到一起，接合并限制缆索，直到缆索被固定地夹持。当指状部 214 与缆索接合时，它们可以沿周向环绕缆索。在此位置，缆索被锁定并可防止沿任何方向拉动缆索。然而，通过简单地将筒夹 210 从螺纹轴 220 内拧松，从而指状部 214 能够自由地向外弯曲并从缆索松开，缆索又能够自由地移动。注意到在锁定过程中，缆索 116 保持在组件 200 内基本沿着直线路径定向，并且不会弯曲、转弯、卷曲或变坚硬(severed)。

[0064] 一旦缆索被锁定，拉紧件可以被调节，从而调整缆索的拉力。拉紧件可以包括外壳 230、螺纹旋钮 240、螺纹轴 220、横杆 232 以及保持部件 221。螺纹旋钮 240 可以通过转动其而被调节，从而向缆索提供拉力。当旋钮 240 被转动时，内螺纹 244 与螺纹轴 220 上的外螺纹 222 接合，并且由于旋转运动被转换为直线运动，旋钮 240 向远端移动，同时螺纹轴 220 向近端移动。由于缆索被连接到远端端部体节处的第一位置处的固定装置，并且被锁定在处于第二位置处的轴 220 内的筒夹 210 内，从而向近端移动轴 220 就会相对于固定装置移动筒夹 210，并且在所述固定装置处的第一位置和所述筒夹处的第二位置之间的缆索上施加拉力。

[0065] 当旋钮 240 向远端移动时，所述旋钮的远端面 246 推动弹簧 248，弹簧 248 环绕外壳 230 中的螺纹轴 220。当进一步转动旋钮 240 时，弹簧 248 在旋钮远端面 246 和形成在外壳 230 的壁中的唇缘 234 之间被压缩。该压缩可以对施加到所述旋钮的力的大小提供测量。指示标记(显示在图 A 中)以被呈现在螺纹旋钮 240 的远端壁 249 的外部，从而指示在转动所述旋钮时力的大小。通过沿着任意方向转动旋钮 246 而对其进行调节，从而增大或减小拉力，直到拉力达到最佳水平。

[0066] 参考图 38，显示了穿过远端筒夹组件 132 的缆索 116 的局部剖视图，远端筒夹组件 132 由插入引导件 166 和固定装置 102 的近端端部体节 110 之间的连接所环绕。为了清楚，缆索未以剖面显示，而是显示了缆索的程式化的外表面。在插入引导件 166 上的外连接螺

纹 262 与固定装置 102 上的内连接螺纹 264 接合，从而将插入引导件 166 相对于固定装置 102 保持在固定位置。缆索筒夹锚固件 272 配合在固定装置的近端端部内，并延伸较短距离而进入到插入引导件 166 内。缆索筒夹锚固件 272 可以整体形成在所述固定装置中，或者可以压配合或另外的连接所述固定装置。具有锥形壁 276 的腔室 274 位于缆索筒夹锚固件 272 的远端端部中，并且缆索筒夹锚固件的近端端部具有内筒夹螺纹 278。

[0067] 缆索筒夹螺钉 280 配合在缆索筒夹锚固件 272 内，并通过与内筒夹螺纹 278 接合的外筒夹螺纹 282 而支撑到位。在缆索筒夹螺钉的近端端部处，成形的内壁 286 环绕缆索孔 202。多个挠性指状部 284 向远端延伸进入到腔室 274 内。缆索筒夹螺钉 280 和缆索筒夹锚固件 272 一起形成锁定机构。

[0068] 筒夹驱动件 250 的驱动件轴 252 经过插入引导件 166 而向远端延伸。如图 B 所示，筒夹驱动件 250 被接收在拉紧件内，但是独立于所述拉紧件而操作。驱动件轴 252 的工作端部 254 的形状为与缆索筒夹螺钉 280 的成形的内壁 286 配合。工作端部 254 的形状可以为六边形或者构造为与所述缆索筒夹螺钉配合的其它形状。

[0069] 在缆索被如上所述地拉紧后，筒夹驱动件 250 被调节，从而调节包括缆索筒夹螺钉 280 和锚固件 272 的锁定机构。为了相对于固定装置 102 在第三位置处锁定拉紧的缆索的位置，要将缆索筒夹螺钉 280 拧紧。为了拧紧缆索筒夹螺钉 280，要转动筒夹驱动件 250，从而转动筒夹驱动件轴 252。工作端部 254 与缆索筒夹螺钉的成形的内壁 286 配合，并由此转动缆索筒夹螺钉 280。当筒夹螺钉 280 转动并在锚固件 272 内前进时，指状部 284 前进到腔室 274 内。当筒夹指状部 284 向锥形壁 276 偏压时，指状部 284 被推进到一起，从而夹持缆索 116 并相对于固定装置 102 锁定其位置。在此位置，可防止沿任何方向拉动缆索 116。然而，通过简单地将筒夹螺钉 280 从锚固件 272 内拧松，从而指状部 284 能够自由地向外弯曲，缆索 116 又能够自由地移动。

[0070] 一旦缆索 116 被锁定在缆索筒夹螺钉 280 中，缆索上相对于固定装置 102 的拉力就被固定。近端筒夹 210 可以被拧松，从而松开其缆索 116 上的夹持。外壳 230 可以从插入引导件 166 离开，从而

使拉紧件工具 200 从插入引导件 166 移走。所述插入引导件可以随后被拧松并从固定装置 102 被移走,从而留下被锁定在缆索筒夹螺钉 280 中的缆索 116。可替代地,外壳 230 可以保持停靠在插入引导件 166 内,并且插入引导件 166 可以从固定装置 102 松开,从而将停靠的拉紧件工具 200 与其一起取走。在插入引导件和拉紧件工具都被移走后,从远端筒夹螺钉 280 向近端延伸的缆索 116 可以被切除为最佳长度。

[0071] 因而,如上所述,已经提出了改进的髓内结构。虽然该结构已经以某些具体的实施方式被描述,但是并不旨在将本发明限制为这些实施方式。代替地,本发明由所附的权利要求书来限定。

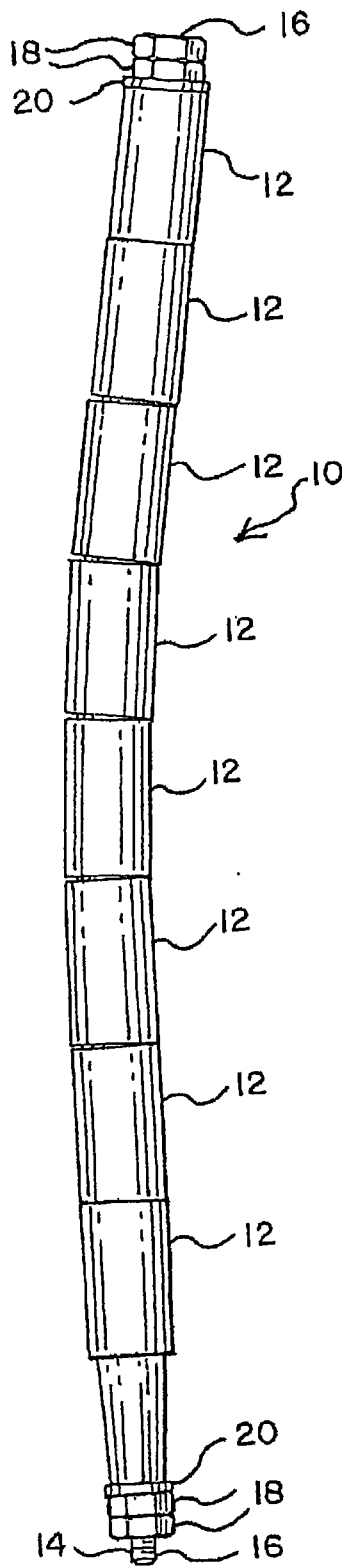


图 1

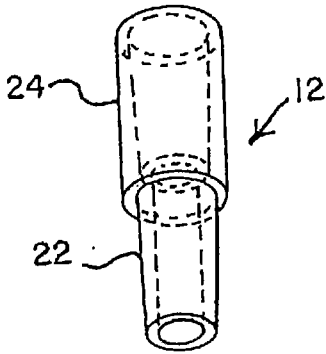


图 2

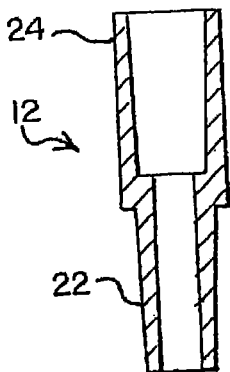


图 3

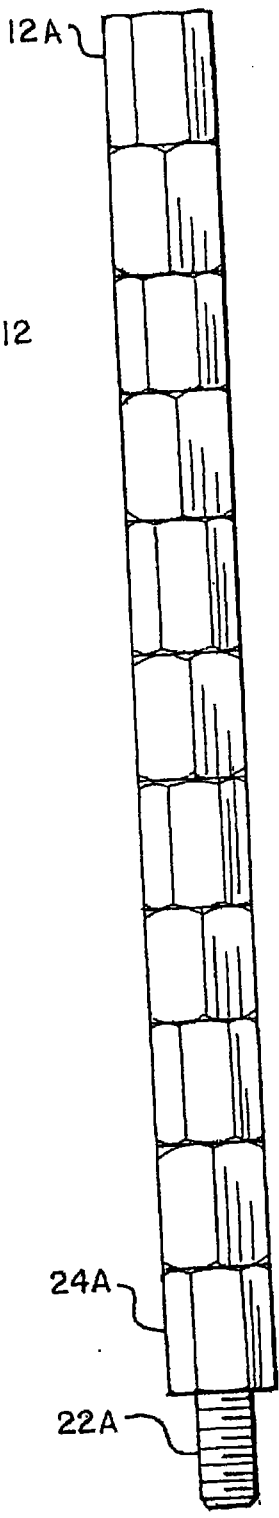


图 4

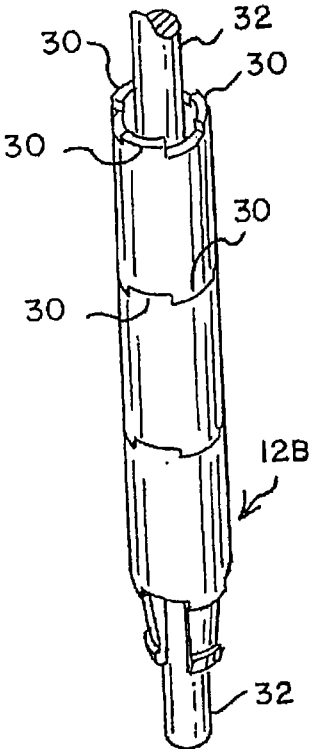


图 5

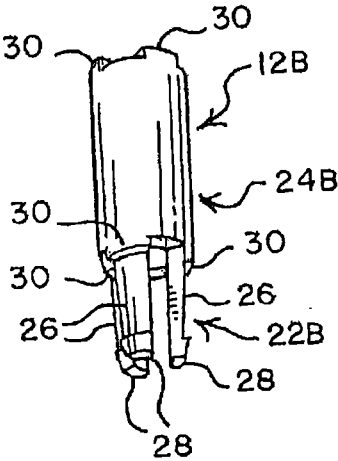


图 6

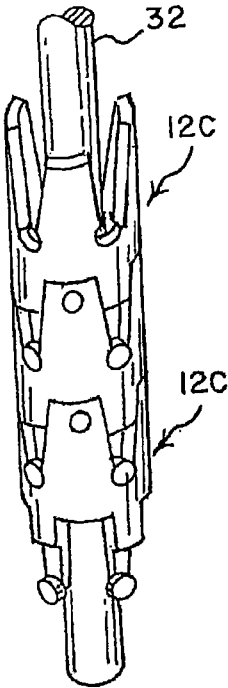


图 7

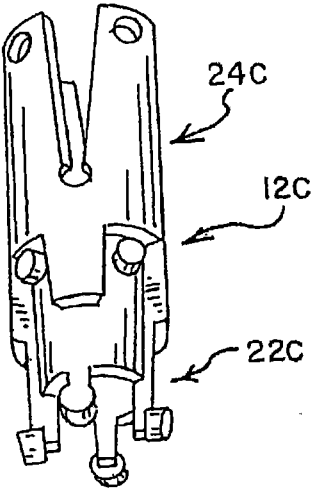


图 8

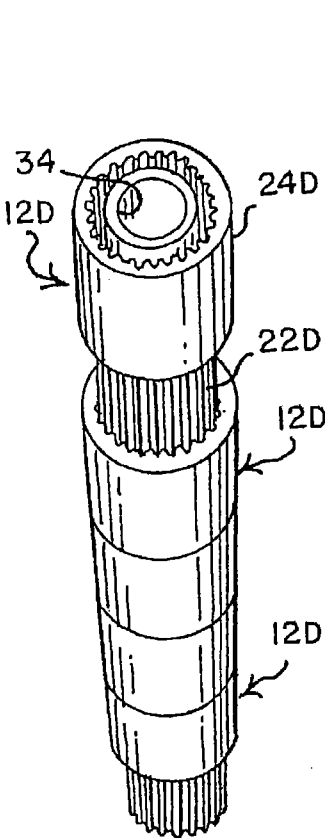


图 9

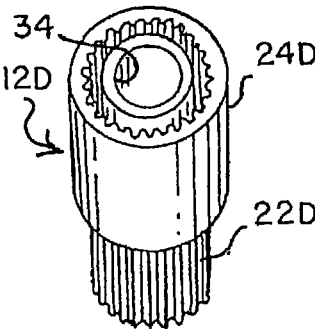


图 10

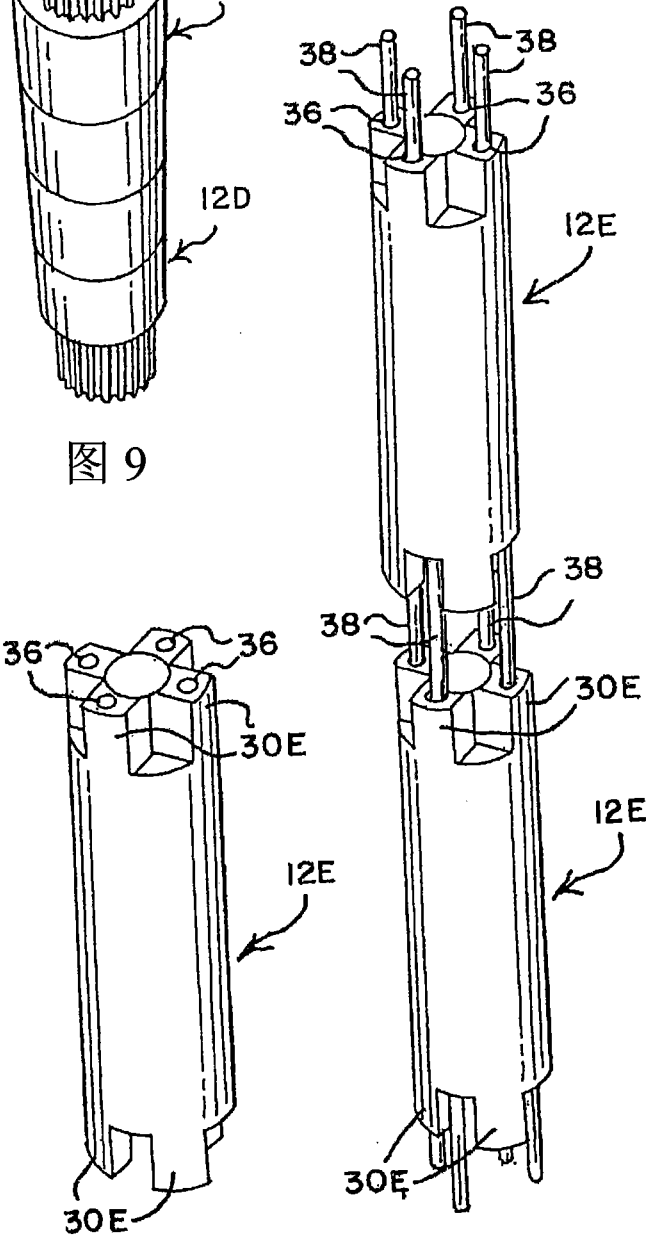


图 11

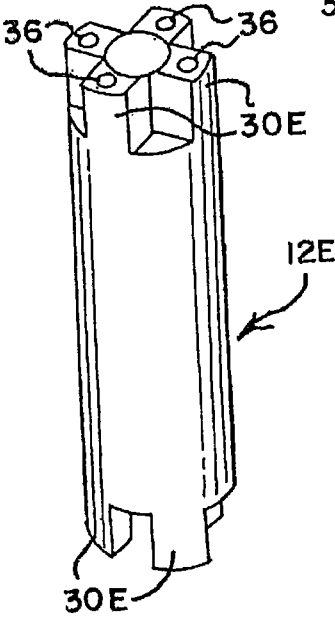


图 12

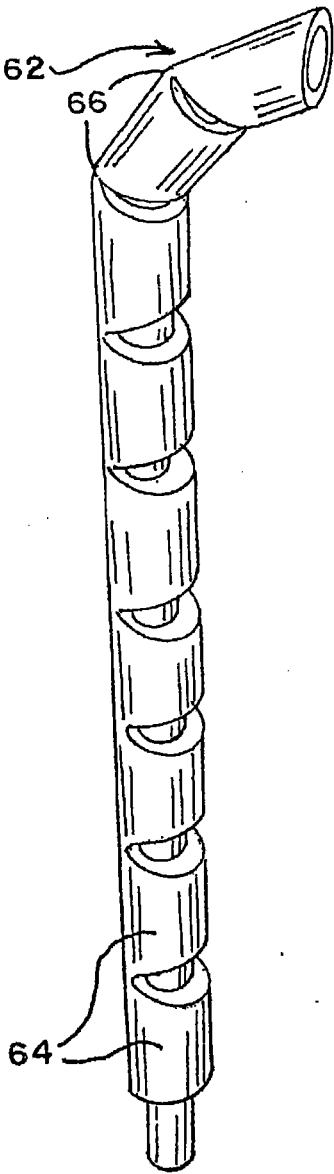


图 13

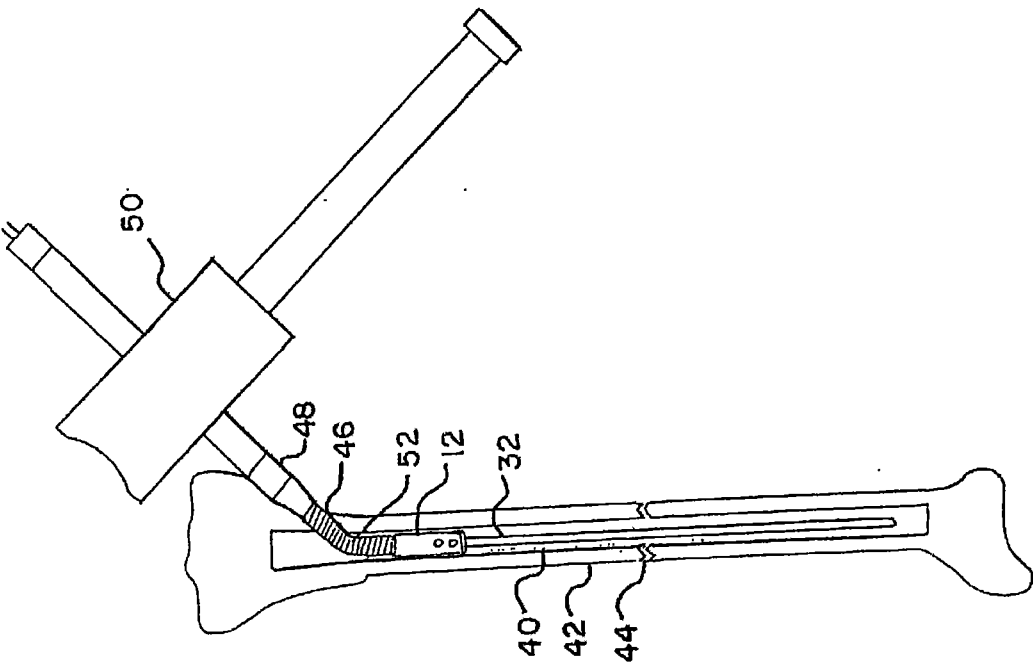


图 16

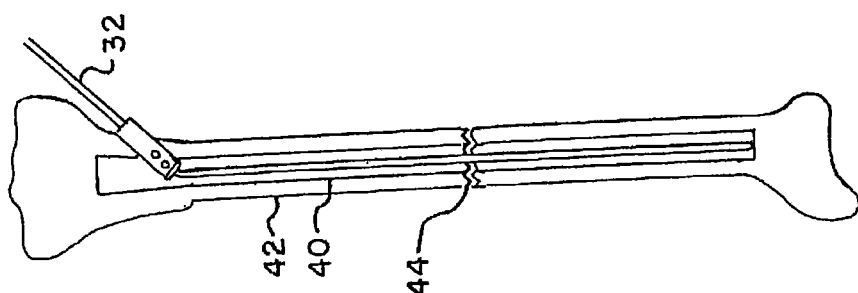


图 15

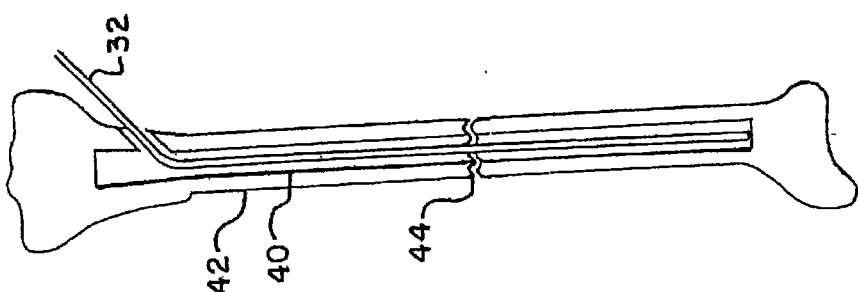


图 14

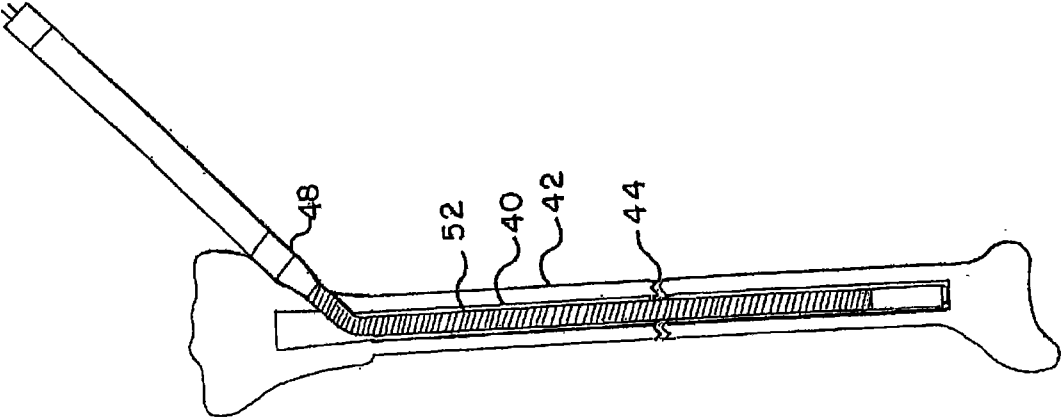


图 17

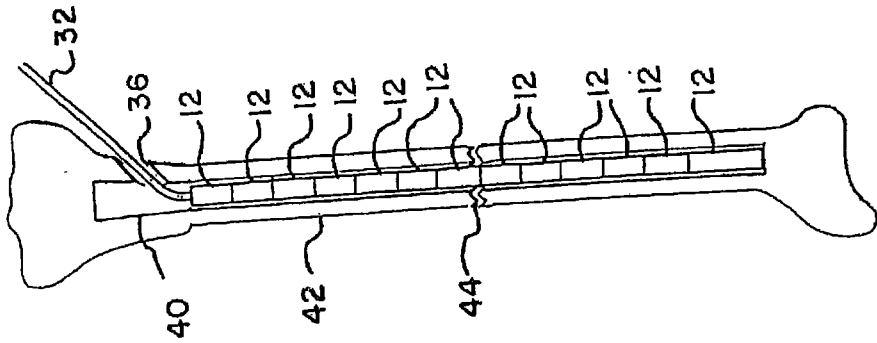


图 18

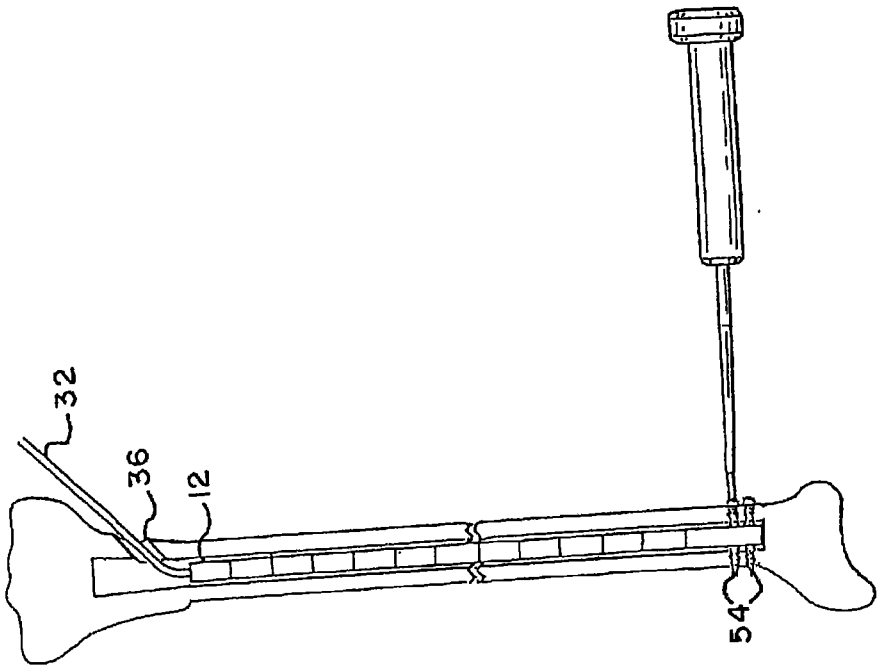


图 19

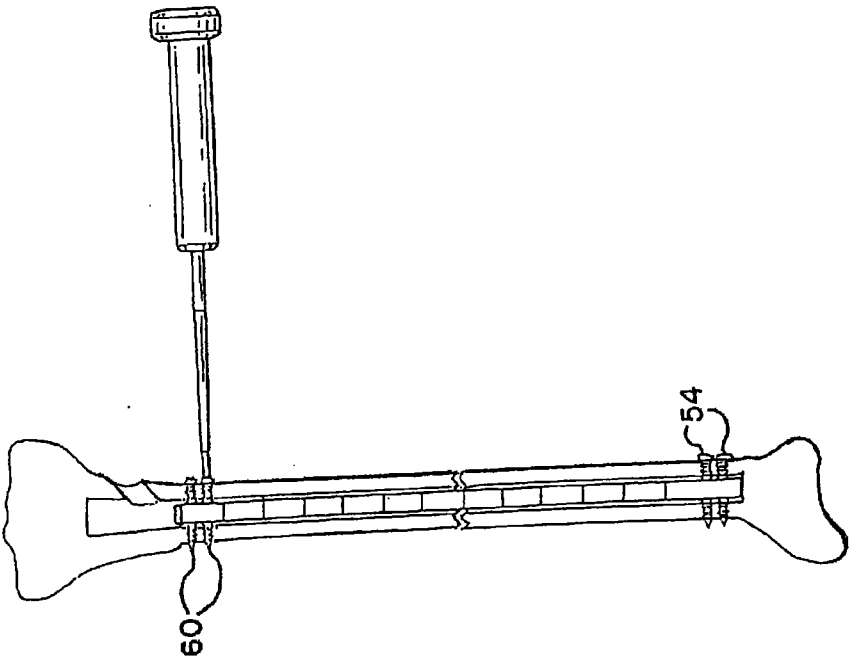


图 22

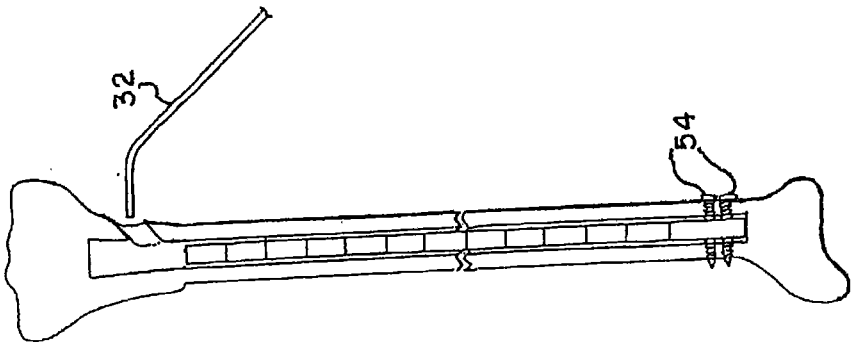


图 21

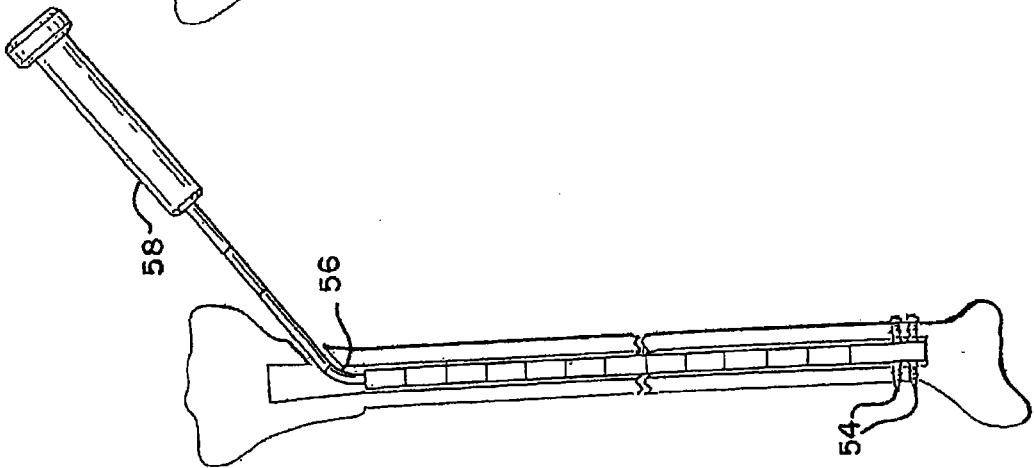


图 20

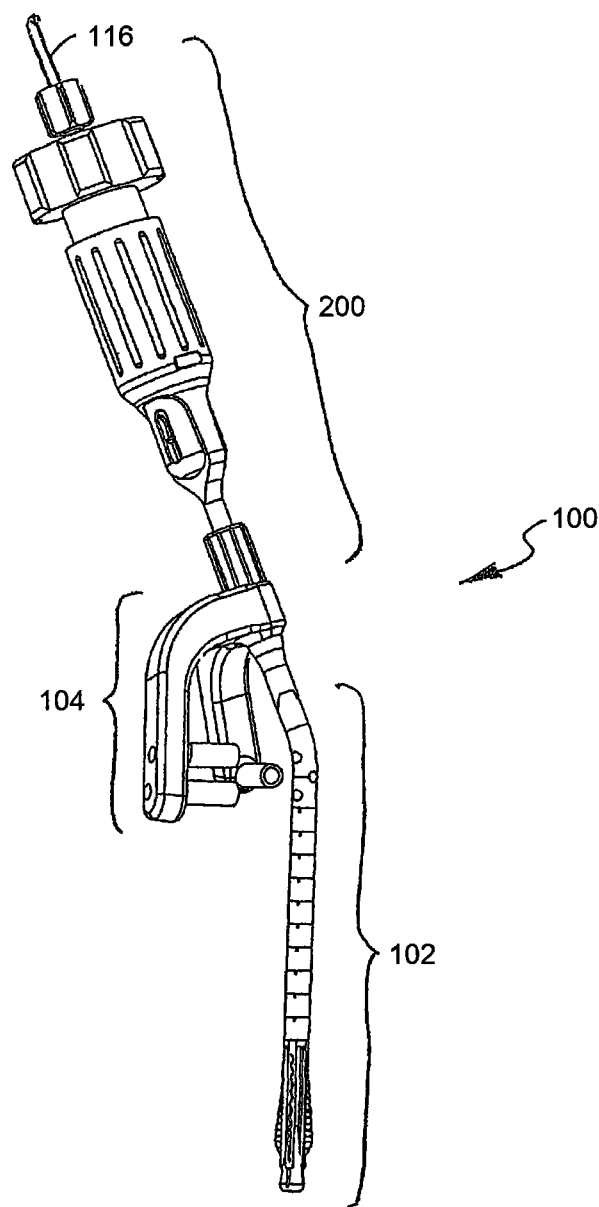


图 23

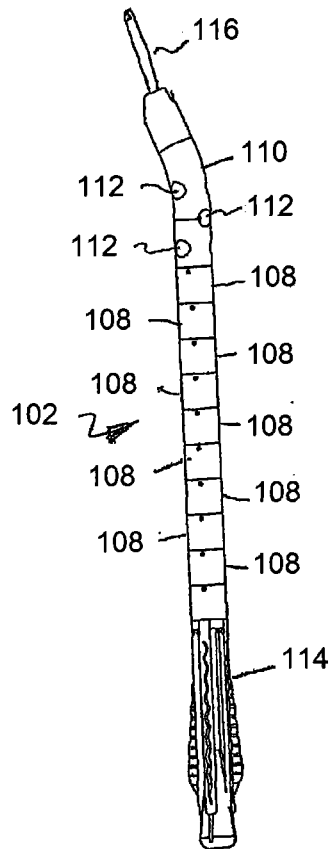


图 24

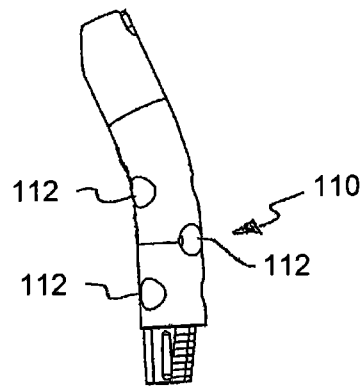


图 25

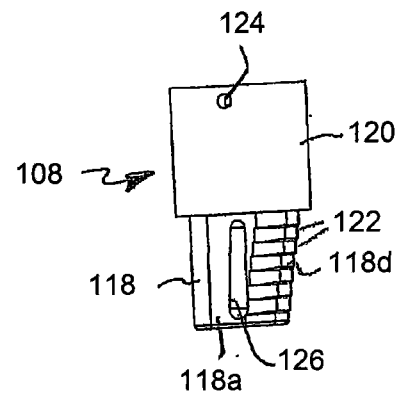


图 26

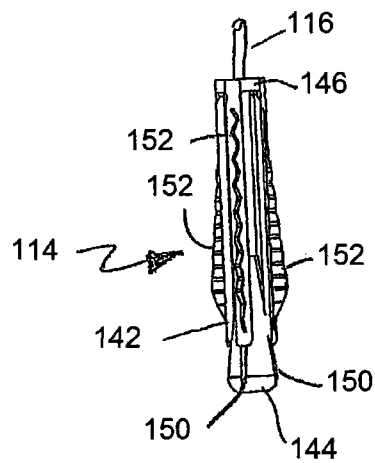


图 27

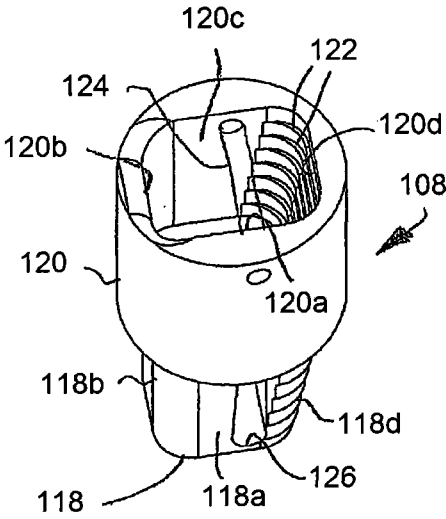


图 28

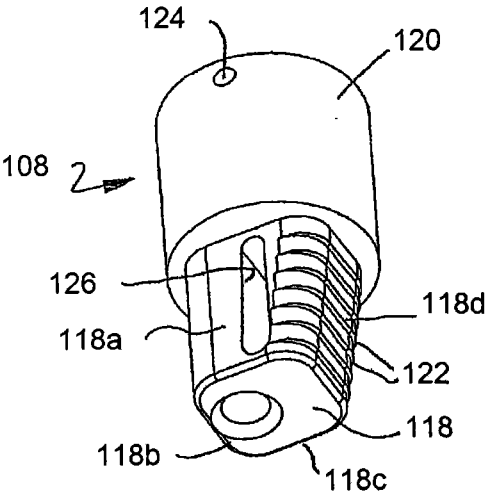


图 29

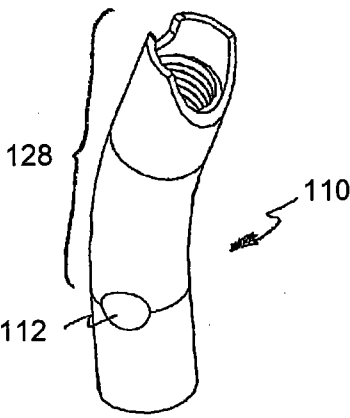


图 30

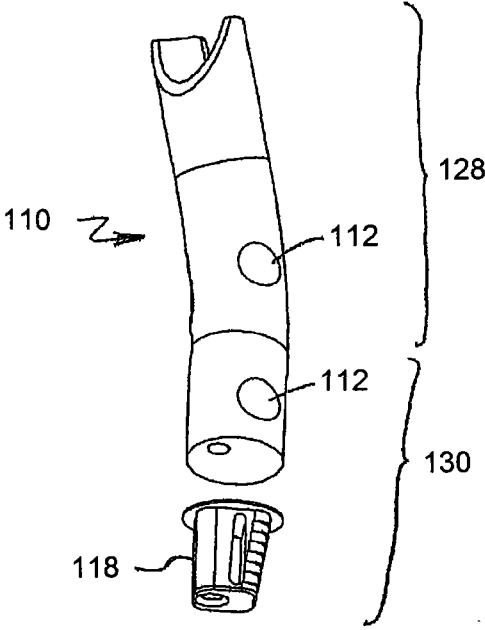


图 31

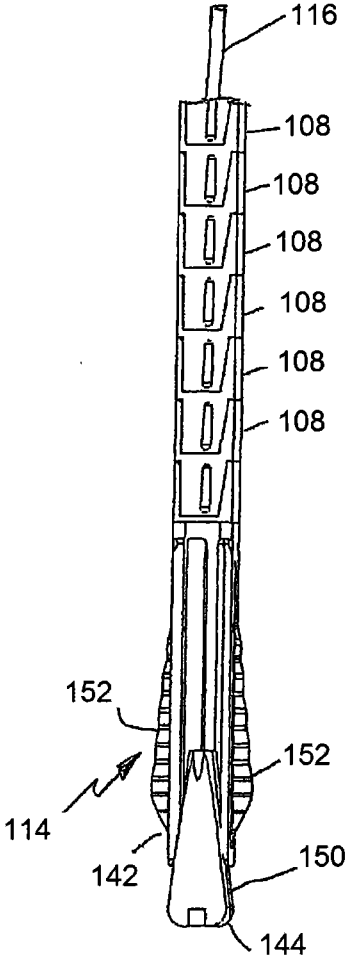


图 32

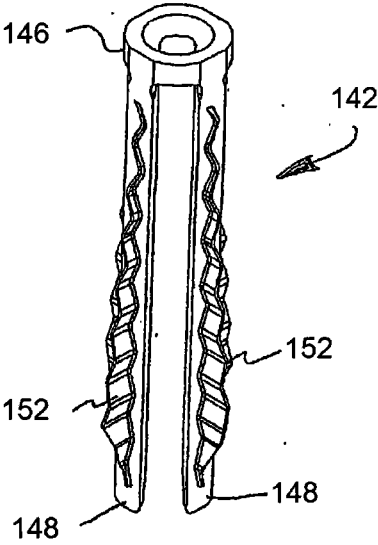


图 33

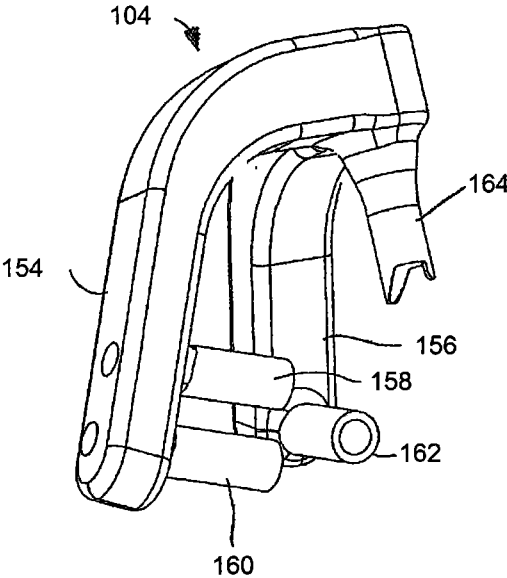


图 34

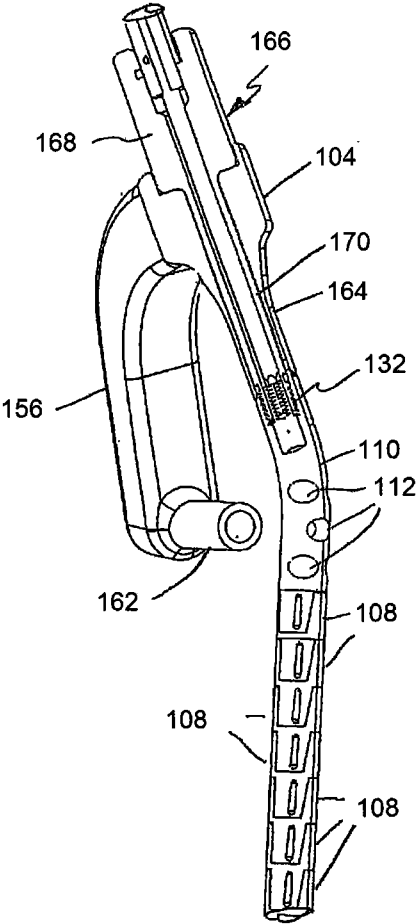


图 35

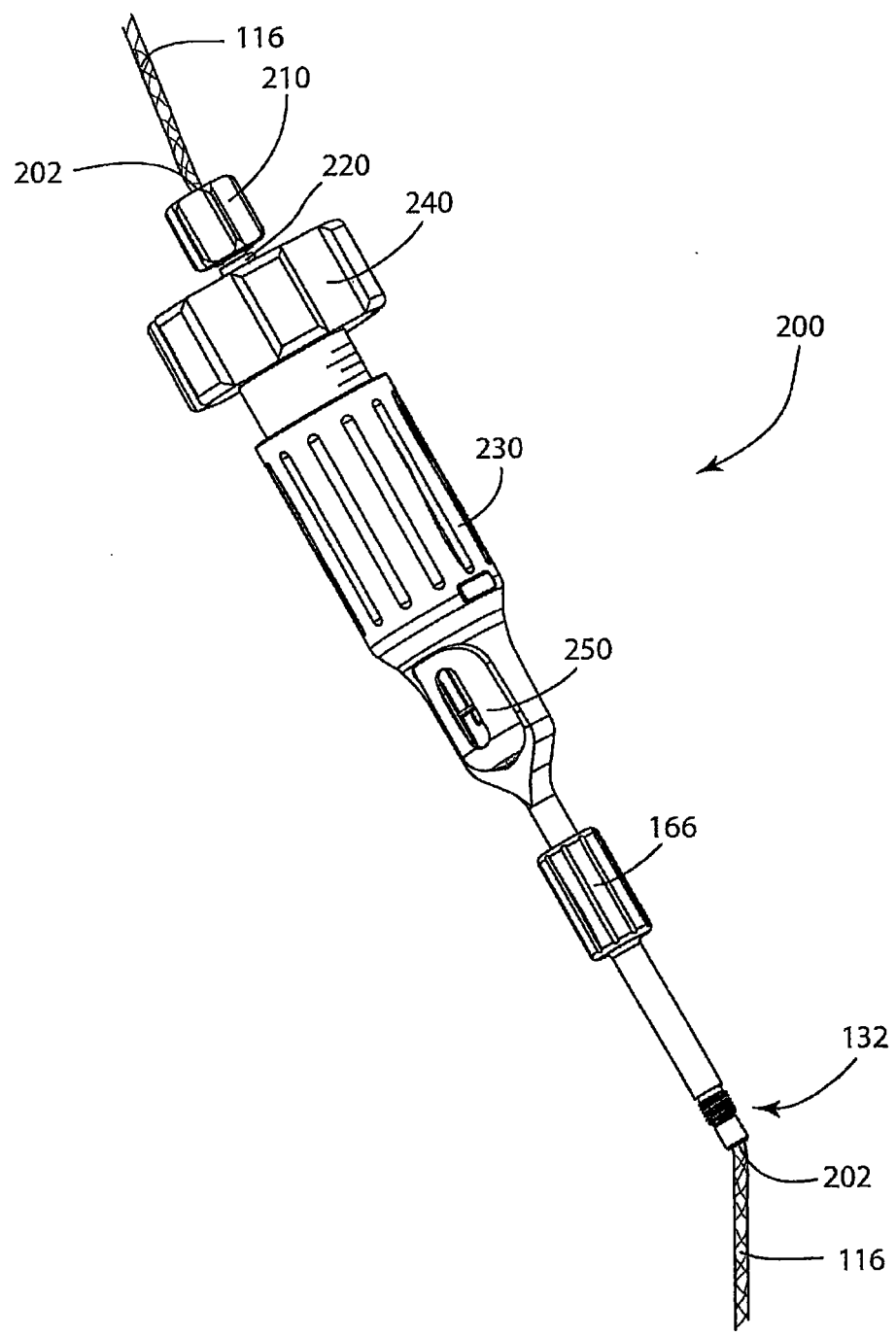


图 36

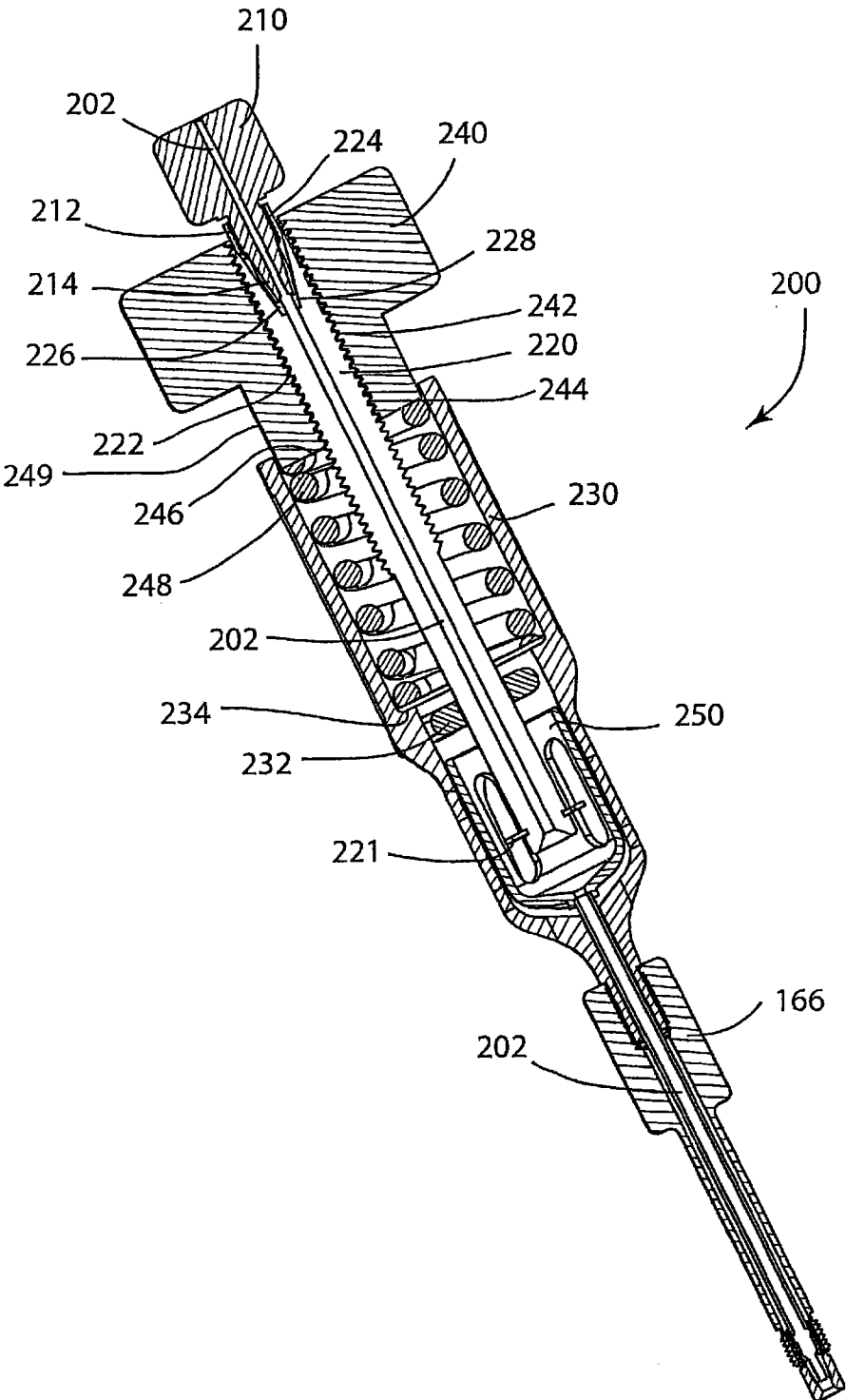


图 37

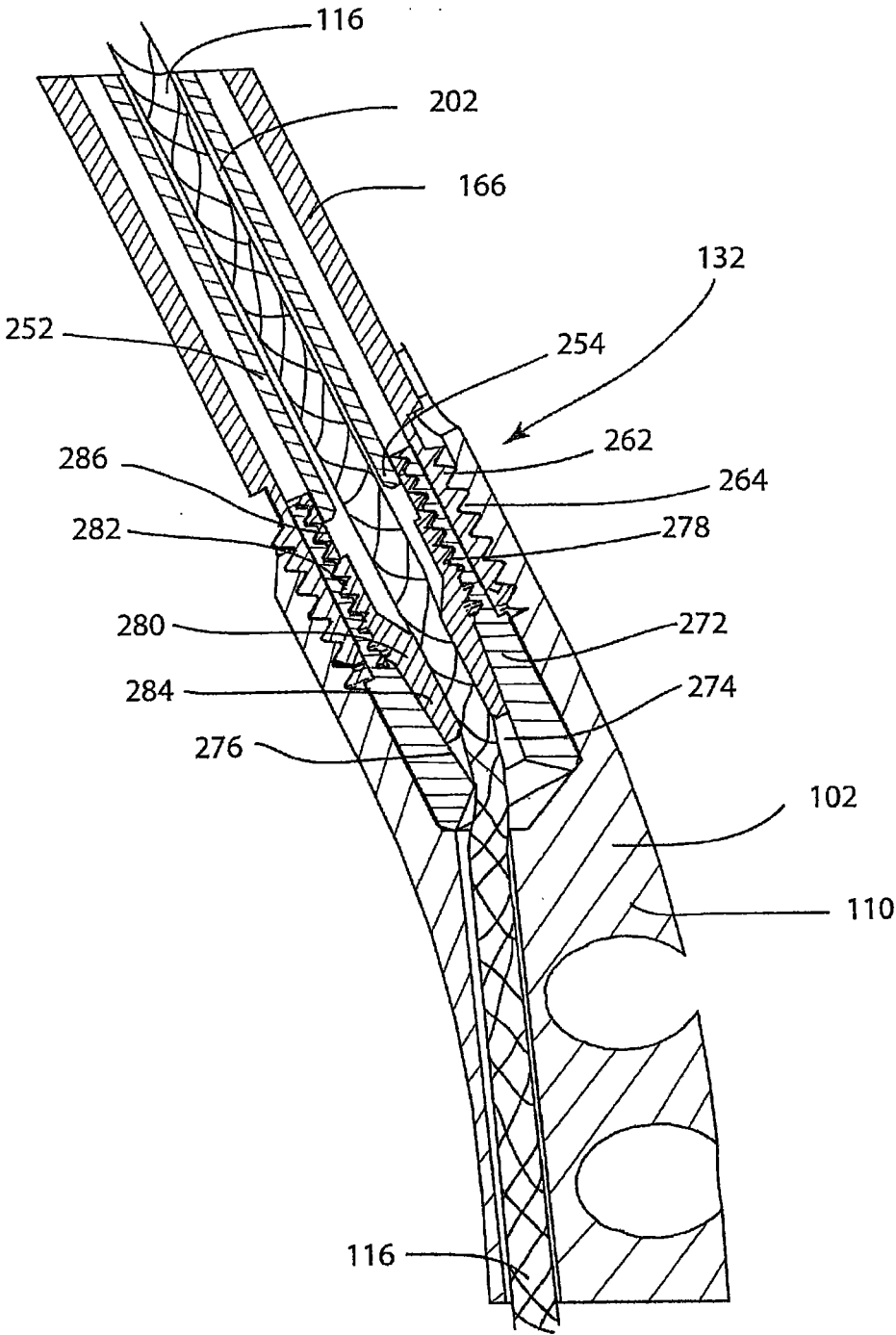


图 38