

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101965158 A

(43) 申请公布日 2011. 02. 02

(21) 申请号 200880127578. 6

代理人 张成新

(22) 申请日 2008. 12. 03

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

102007063027. 3 2007. 12. 28 DE

A61B 17/86 (2006. 01)

A61B 5/053 (2006. 01)

A61N 1/05 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 08. 27

A61N 1/20 (2006. 01)

A61N 1/32 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2008/010238 2008. 12. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02009/083086 DE 2009. 07. 09

(71) 申请人 新磁有限公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 威尔纳·克劳斯 黑里贝特·史蒂芬

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

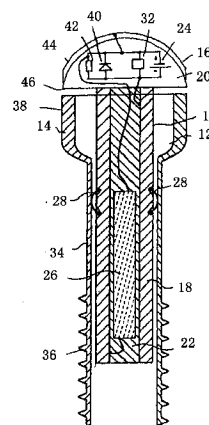
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

用于接骨的接触装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于骨螺钉 (14) 的接触装置 (10), 其中, 在由骨螺钉 (14) 和接触装置 (10) 组成的结构的植入后的最终状态下, 接触装置 (10) 的第一部分 (16) 设置在空腔 (12) 外部, 第二部分 (18) 设置在骨螺钉 (14) 的空腔 (12) 内部, 两个部分 (16、18) 相互形成对应电极, 且第二部分 (18) 与骨螺钉 (14) 电接触, 而第一部分 (16) 相对于骨螺钉 (14) 绝缘, 其中, 接触装置 (10) 包括具有电源 (24、26) 的空腔 (20、22), 该电源的极分别直接或间接地与第一部分 (16) 和第二部分 (18) 电接触。为了特别是在为电子部件提供的容积方面改善此类接触装置, 接触装置 (10) 的第一部分 (16) 在由骨螺钉 (14) 和接触装置 (10) 组成的结构的植入后的最终状态下设置在近端。



1. 一种接触装置(10),用于与具有空腔(12)、至少部分导电的骨螺钉(14)电接触,其中,在由骨螺钉(14)和接触装置(10)组成的结构的植入后的最终状态下,接触装置(10)的第一部分(16)设置在空腔(12)外部,接触装置(10)的第二部分(18)设置在骨螺钉(14)的空腔(12)内部,接触装置的第一部分(16)和第二部分(18)至少部分地相互形成对应电极,且接触装置的第二部分(18)与骨螺钉(14)电接触,而接触装置(10)的第一部分(16)相对于骨螺钉(14)绝缘,从而使骨螺钉(14)的外表面至少部分地作为由接触装置(10)的第一部分(16)形成的电极的反电极工作,其中,接触装置(10)具有空腔(20、22)且在空腔(20、22)中设置至少一个电源(24、26),所述电源的电极分别直接或间接地与接触装置(10)的第一部分(16)和第二部分(18)电接触,其特征在于,接触装置(10)的第一部分(16)在由骨螺钉(14)和接触装置(10)组成的结构的植入后的最终状态下设置在近端。

2. 如权利要求1所述的接触装置,其特征在于,接触装置(10)能够被推入骨螺钉(14)中。

3. 如权利要求1或2所述的接触装置,其特征在于,接触装置(10)的第二部分(18)通过至少一个弹簧触片(28)与骨螺钉(14)接触。

4. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,接触装置(10)能够旋入骨螺钉(14)中。

5. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,至少一个电源包括蓄电池(24)。

6. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,至少一个电源包括电容器。

7. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,至少一个电源包括线圈(26)。

8. 如权利要求7所述的接触装置,其特征在于,线圈(26)与蓄电池(24)和/或电容器并联。

9. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,在接触装置(10)的空腔(20)内设置函数发生器(30)。

10. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,在接触装置(10)的空腔(20)中设置用于获取和传递信号的测量电路和高频识别电路(32),其中,所述信号特别与生理学上重要的参数相符。

11. 如前述权利要求中任一项所述的接触装置,其特征在于,为了达到由骨螺钉(14)和接触装置(10)组成的结构的植入后的最终状态,接触装置(10)与骨螺钉(14)卡扣连接或止动连接。

12. 一种接骨装置,具有骨螺钉(14)和如前述权利要求中任一项所述的接触装置(10)。

用于接骨的接触装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于电接触骨螺钉的接触装置,其中,该骨螺钉具有空腔且至少部分地导电,在由骨螺钉和接触装置组成的结构的植入后的最终状态下在空腔的外部设置接触装置的第一部分以及在骨螺钉的空腔的内部设置接触装置的第二部分,接触装置的第一部分和第二部分至少部分地相互形成了对应电极(Gegegenelektroden)且接触装置的第二部分与骨螺钉电接触,而接触装置的第一部分与骨螺钉绝缘,从而骨螺钉的外表面至少部分地作为通过接触装置的第一部分形成的电极的反电极(Gegelektrode)作用,其中,接触装置具有空腔且在空腔内设置至少一个电源,电源的电极分别直接或间接与接触装置的第一部分和第二部分电接触。

背景技术

[0002] 此类接触装置在接骨的领域内是公知的。接骨用于通过植入螺钉、支撑板、钢丝、骨髓钉或类似物(其通常由不锈钢或钛合金制成)在负荷方面稳定地以未损伤的、健康的形状固定断裂的或损伤的骨头的碎片。此类接骨方法使患者在调养受伤的骨头(康复的必要条件)的同时能够快速开始活动。

[0003] 然而,通过相对非弹性的、挤压组织的支撑植入造成的刚性固定的问题尤其是通过血管和神经的损伤妨碍了有机体的康复。此外,随着植入时间的增加,支撑结构的生物力学质量通过其功能的部分减少而受到损失。随着生物学上的监控的损失增加了通过有抵抗力的细菌(MRSA = 耐甲氧西林金黄色葡萄球菌)感染的风险。已经被证实,这种细菌可能以黏附的生物黏膜的形式在金属植入物的表面上繁殖且以聚糖黏液菌膜的形式抑制抗霉素的作用。

[0004] 这些问题可以在骨科手术的范畴内通过电-骨疗法解决,例如使用前述通用接触装置,比如在US6778861B1中所述。在该文献中描述的磁感应电-骨疗法中,在接骨装置中如此感应低频的交变电势,即相关的人体部位被置入交变磁场中。长期以来在众多方法技术的医疗应用中针对慢性病治疗抗体,主要是感染的骨缺损、囊肿和肿瘤的转移以及在临床实验研究中证实,通过使用接骨植入物作为频率非常低的正弦形交变电势源在靠近支撑金属的骨骼区域中实现了最佳的康复效果。

[0005] 传输技术按照变压器原理工作:频率特别低的正弦形磁场(频率为大约1至100Hz,优选4至20Hz,磁通量为0.5至5mT(5至50高斯))穿过受伤的或生病的人体区域,该磁场通过工作电流发生器以一个或多个初级的外电流线圈产生,配有接骨装置的人体部位被置入该线圈中。这种频率非常低的电磁场尽可能无损地穿透组织连同可能的衣物和石膏绷带以及非磁性的(奥氏体的)接骨支撑金属。在与其进行的电接触中植入了次级的线圈结构、即所谓的变压器。在变压器中感应的电势作用在骨头损坏的区域以及通常作用在与接骨装置相邻的组织上。

[0006] 通过将治疗上有效的电势在感应上变换成接骨的组成部分的技术避免了通过皮肤导电产生的感染风险,且能够以感应磁场的工作电流发生器的针对指示的编程确定电

压、频率、强度、信号形状等治疗参数和治疗时间。

[0007] 除了基于磁感应的电接骨之外还提出在植入物中设置能量源,从而不需要昂贵的外接仪器来产生治疗所需的电场以及在理想的情况下持续存在电场,这意味着患者不一定位于外接的磁场中。该解决方案的缺点在于,必须为能量源在植入物中提供加大的容积,这由于医学上的边缘条件不会轻易实现。比如参见US6778861B1的图4,用于能量源的容积至少由导入骨螺钉的置入物的长度和直径限定。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于,改进现有的接触装置,使得为置入电子部件提供增大的容积。此外还应改善在手术期间接触装置的可操作性和可灵活使用性、生物学上的效果、治疗效果以及经济性。

[0009] 该目的通过独立权利要求的特征实现。

[0010] 本发明其它有利的实施方式在从属权利要求中限定。

[0011] 本发明在现有的接触装置的基础上如此改进,即接触装置的第一部分在由骨螺钉和接触装置组成的结构植入后的最终状态下设置在近端。通过将接触装置的第一部分设置在骨螺钉的外部,在接触装置内提供了增大的容积。接触装置可以以简单的方式在手术期间置入已经植入的骨螺钉中,而无需为此特别准备的措施,这是因为特别是取消了在US6778861B1的图4中存在的在结构远端的尖部且就此而言还不必采用预钻孔或其它措施来为现在不再存在的接触装置的尖部提供足够的电接触。特别是可以用实际上任何传统的管状的螺钉来装配接触装置。手术者在置入骨螺钉之后才必须决定其是否保持现状或配备接触装置。这在采用多个骨螺钉来固定为通电部件的组成部分的骨板的情况下是非常重要的。一个或多个骨螺钉可以配备按照本发明的接触装置,而其它骨螺钉可以保持不具有接触装置。但无论如何必须首先在完全植入由骨板和骨螺钉组成的结构之后决定哪些螺钉需配备接触装置。通过按照本发明的结构优选整个骨螺钉形成阴极,而位于骨螺钉外部的接触装置的第一部分至少部分地形成阳极。以这种方式,磁感应的骨生成集中在骨螺钉的稳定区域上、即螺杆上的,这是因为骨生成取决于各电极的极性,即在阴极上得到促进,而在阳极上得到抑制。因此,在接触装置的近端周围的骨形成被抑制、避免,和/或引起骨质溶解,而在骨折的区域中以希望的方式增强了骨形成。特别是由此简化了骨螺钉的植入,因为接触装置可以为了进行植入而简单地构造,而不会被骨组织所阻碍。

[0012] 有利的是,接触装置可被推入骨螺钉中。基于该实施方式可将按照本发明的接触装置推入任意骨螺钉中,这是因为在骨螺钉的内壁上无须设置用于容纳接触装置的特殊机构。

[0013] 因此特别有利的是,接触装置的第二部分通过至少一个弹簧触片与骨螺钉接触。一个或多个弹簧触片有利地在推入接触装置时与接触装置连接且从某一推入位置开始以及特别是在由骨螺钉和接触装置组成的结构的最终位置上支撑在中空的骨螺钉的内壁上。接触装置可以从前面开始配有一个或多个此类弹簧触片。还可以考虑一个或多个弹簧触片类似作为适配器在接触装置与骨螺钉之间作用,从而使结构相同的接触装置能够通过不同的弹簧触片的转接与不同形式的骨螺钉配合。

[0014] 根据本发明的另一个实施方式,接触装置可旋入骨螺钉中。在此情况下,接触装置

必须具有外螺纹,而在骨螺钉的空腔中设置内螺纹。

[0015] 特别有利的是,至少一个电源包括蓄电池。为此类蓄电池、比如锂离子电池,特别是在设置在骨螺钉外的接触装置第一部分内部提供足够的容积。

[0016] 同样,至少一个电源包括电容器。比如可以设置所谓的法拉电容 (Supercap) 来存储能量。

[0017] 此外有利的是,至少一个电源包括线圈。

[0018] 特别有利的是,线圈与蓄电池和 / 或电容器并联。即使当蓄电池或电容器在不具有线圈的情况下也可以作为能量源,且用于容纳外磁场的能量的线圈也足够对骨螺钉加电,也可以特别有利地采用线圈与蓄电池和 / 或电容器的组合;由此通过磁感应使用线圈来为蓄能器充电,从而使针对装置的加电所必要的能量虽然通过外磁场提供,但在外磁场不在时也存在。因此,当植入物每天一次以较短的时间加载外部的交变磁场时,足够通过该磁场为蓄能器充电且将所储存的能量提供用于一天中剩余的时间。

[0019] 此外有利的是,在接触装置的空腔内设置函数发生器。此类函数发生器产生优选正弦或类似的交流电。如果通过接触装置内部的蓄电池提供能量,则首先提供直流电,其原则上适用于以合适的方式对骨螺钉加电。还可以提供交流电,用于以这种方式产生类似的电学条件,如其通过公知的具有外磁场和内部变压器线圈的交变场治疗众所周知。结合此类交流电需有利地注意到,交流电在接触装置的外部产生至少主要为正极,而螺杆至少主要位于负极,这是因为以这种方式在骨头的受伤区域需要骨头的生长且需抑制或避免接触装置的外部的不需要的增长。这些电势的提供可以通过将二极管和必要时滤波电容并联到通过函数发生器形成的电源实现。

[0020] 特别有利的是,在接触装置的空腔中设置用于获取和传递信号的测量电路和高频识别电路,其中,所述信号特别与生理学上重要的参数相符。通过测量装置可以比如测量独立于组织状态的阻抗或 pH 值。同样可以持续地监控当前的电压。然后,相应的信号可以通过高频识别电路 (RFID) 传递到外部的评价装置。

[0021] 有利的是,接触装置为了采用由骨螺钉和接触装置组成的结构的植入后的最终状态进行与骨螺钉卡扣连接或止动连接。手术者因此即使是在困难的条件下也有用于在骨螺钉内部正确布置接触装置的其它依据。卡扣连接或止动连接还可以阻止接触装置相对于骨螺钉不小心的随后的位移。

[0022] 本发明还涉及一种具有按照本发明的骨螺钉的接骨装置。

附图说明

[0023] 下面,参照附图借助于优选的实施方式示例性阐述本发明。其中:

[0024] 图 1 为由骨螺钉和接触装置组成的结构的第一实施方式的轴向截面图以及

[0025] 图 2 为由骨螺钉和接触装置组成的结构的第二实施方式的轴向截面图。

[0026] 在随后的本发明优选实施方式的说明中,相同的附图标记表示相同或相似的部件。

具体实施方式

[0027] 图 1 示出了由骨螺钉和接触装置组成的结构的第一实施方式的轴向截面图。其描

述了骨螺钉 14 以及置入骨螺钉 14 的空腔 12 中的接触装置 10。

[0028] 骨螺钉 14 具有螺杆 34 和设置在螺杆 34 上的螺纹段 36。在螺杆 34 的近端连接有螺钉头 38,其优选配有一个装置,用于旋入骨螺钉 14 的工具可以嵌入该装置中。比如骨螺钉 14 的空腔 12 在螺钉头 38 的区域中通过内六角或类似的型面配合和 / 或力配合装置限定。

[0029] 接触装置 10 包括设置在近端的盖状的第一部分 16 和设置在远端的长形的第二部分 18,其中,远端的第二部分 18 伸入骨螺钉 14 的空腔 12 中。设置导电的弹簧触片 28 用于接触装置 10 与骨螺钉 14 的机械和电接触。为了改善机械和电接触还可以与此处所示不同在不同的轴向坐标上设置大量的弹簧触片。接触装置 10 的盖状的第一部分 16 包括空腔 20,其中设置了不同的电子部件,在当前的实施例 中为蓄电池 24、高频识别电路 (RFID) 32、二极管 40 以及欧姆电阻 42。蓄电池 24 用于提供电能,其阴极与接触装置 10 的长形的第二部分 18 电接触且其阳极与接触装置 10 的盖状的第一部分 16 的导电外壳 44 接触。通过接触装置 10 的长形的第二部分 18 与骨螺钉 14 的电接触形成阴极,而接触装置 10 的盖状的第一部分 16 的导电外壳 44 形成阳极。

[0030] 必须避免这两个对应电极的短路,为此可以使接触装置 10 的盖状的第一部分 16 具有电绝缘的区域 46,其形成了接触装置 10 的盖状的第一部分 16 的远端的界线。绝缘区域 46 可以比如通过 DLC 层实现 (DLC = 类金刚石)。可替换或附加的是,可以在接触装置 10 的盖状的第一部分 16 与骨螺钉 14 之间设置其它的绝缘装置。这些绝缘装置可以与骨螺钉 14 固定、与接触装置 10 的盖状的第一部分 16 固定或作为单独的部件实施。

[0031] 由接触装置 10 和骨螺钉 14 组成的植入后的结构的最终状态可以固定地限定,即通过止挡限定,止挡比如通过接触装置 10 的盖状的第一部分 16 的绝缘件 46 之间的接触形成,或其还可以通过卡扣连接或止动连接实现。同样,由接触装置 10 和骨螺钉 14 组成的植入后的结构的最终状态还可以变化,从而手术者可以在手术期间决定或远或近地将接触装置 10 推到骨螺钉中。

[0032] 当然还可以将接触装置 10 的盖状的第一部分 16 的空腔 20 内的电子部件嵌入电绝缘的物质中,比如组织可承受的浇注树脂中。这同样适用于空腔 22,其位于接触装置 10 的长形的第二部分 18 中。在当前的实施例 中,在该空腔 22 的内部设置线圈 26,其优选具有软磁核。当由骨螺钉 14 和接触装置 10 组成的结构位于外部的交变磁场中时,该线圈被用作能量供应装置来对蓄电池 24 充电。为此,线圈 26 在电路上与蓄电池 24 并联,其线圈的一个极与蓄电池 24 的阳极连接,而线圈的另一个极与蓄电池 24 的阴极连接,此处的前提条件是导电的接触装置 10 的长形的第二部分 18 的转接。还可以实现电子部件的直接接触。

[0033] 在接触装置 10 的第一部分 16 中设置的其它电子部件具有不同的用途。RFID 32 在接触装置 10 的盖状的第一部分 16 中的结构示意性地示出。重要的是,该 RFID 32 可以将信号传递到外部的评价装置,所述信号涉及内部的测量电路的输出信号。二极管 40 在直接通过线圈 26 提供电压时用于对电压进行整流。欧姆电阻 42 用作代替不同的其它电子部件,通过欧姆电阻可以改变电压曲线。

[0034] 图 2 示出了由骨螺钉和接触装置组成的结构的第二实施方式的轴向截面图。此处采用函数发生器 30,其通过其输入端由蓄电池 24 供给能量,而其输出端与接触装置 10 的两个部分 16、18 接触。二极管又用于使近端的盖状的第一部分 16 主要具有正电势,而骨螺钉

14 具有主要为阴极的部件。

[0035] 同样如结合图 1 所示,还可以在所示的具有函数发生器 30 的实施方式中设置用作遥测装置的 RFID。

[0036] 在上面的说明书中、在附图中以及在权利要求书中公开的本发明的特征既可以单独地也可以以任意组合的形式对于实现本发明是重要的。

[0037] 附图标记列表

[0038] 10 接触装置

[0039] 12 空腔

[0040] 14 骨螺钉

[0041] 16 第一部分

[0042] 18 第二部分

[0043] 20 空腔

[0044] 22 空腔

[0045] 24 蓄电池

[0046] 26 线圈

[0047] 28 弹簧触片

[0048] 30 函数发生器

[0049] 32 电路

[0050] 34 螺杆

[0051] 36 螺纹

[0052] 38 螺钉头

[0053] 40 二极管

[0054] 42 欧姆电阻

[0055] 44 导电外壳

[0056] 46 绝缘壳体

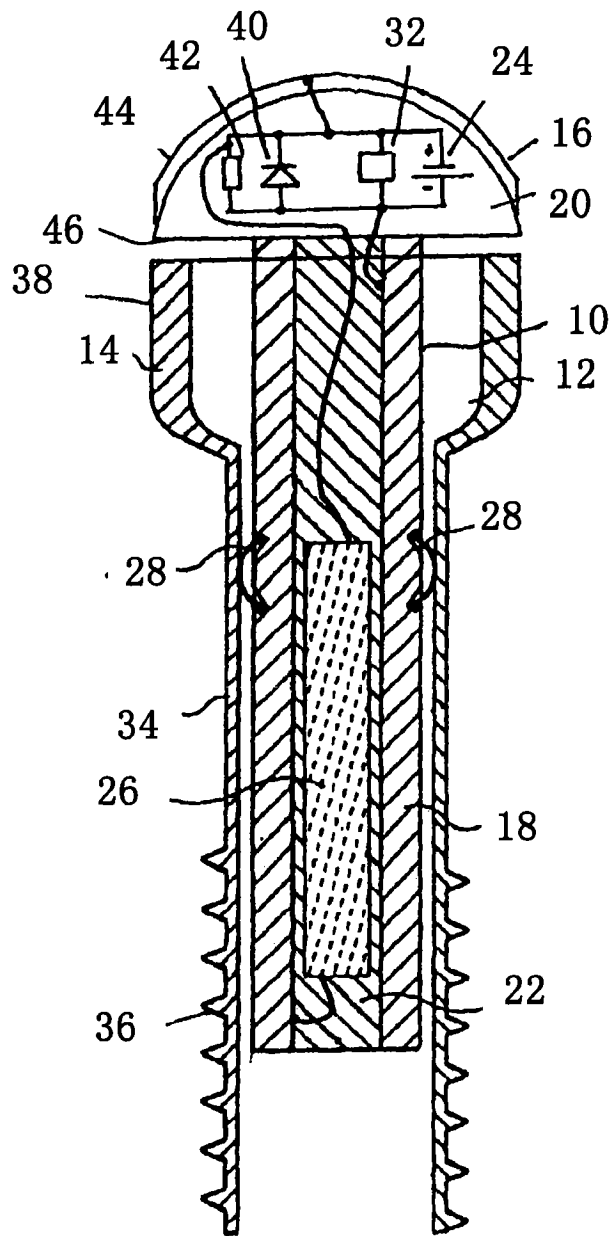


图 1

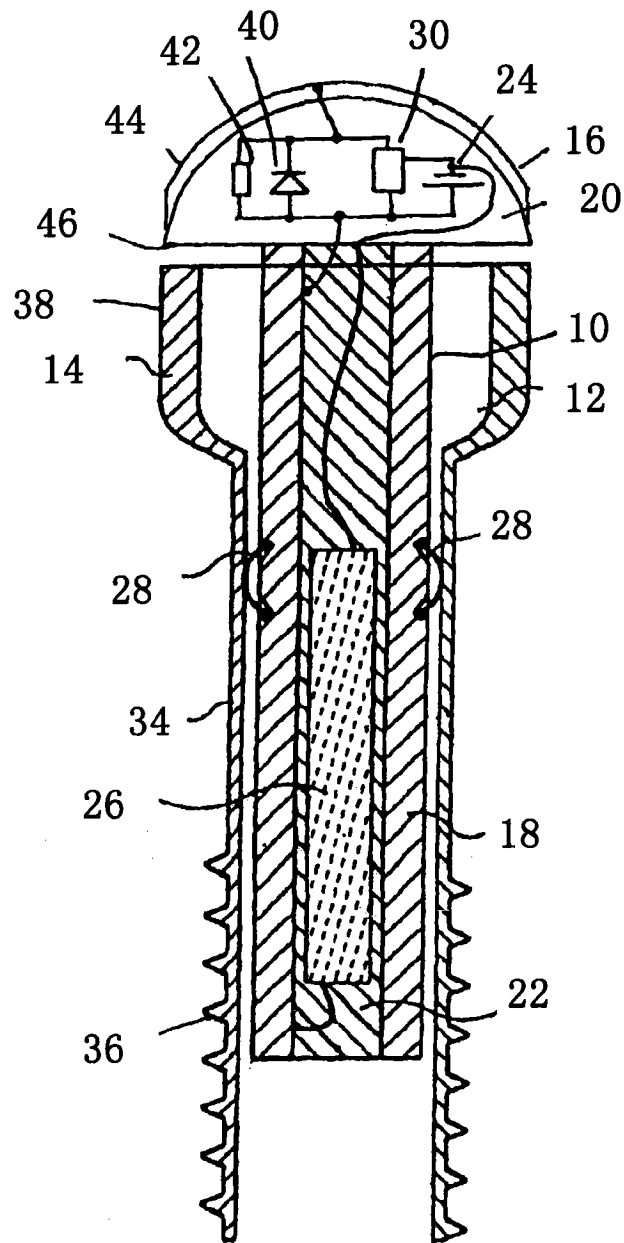


图 2