



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112263316 B

(45) 授权公告日 2021.08.17

(21) 申请号 202011137223.4

(22) 申请日 2020.10.22

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112263316 A

(43) 申请公布日 2021.01.26

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

(72) 发明人 郇勇 陈博 王君 李钰 刘岩

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11390

代理人 焦海峰

(51) Int.Cl.

A61B 17/72 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 107693099 A, 2018.02.16

US 2009275984 A1, 2009.11.05

US 2017172624 A1, 2017.06.22

审查员 郑陈帆

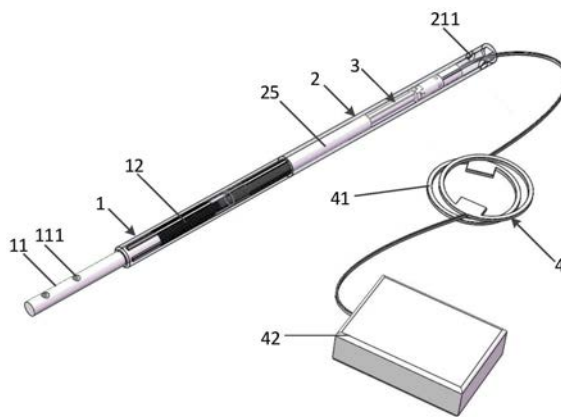
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针

(57) 摘要

本发明提供一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针,包括依次连接的:前定位段,包括带有内螺纹的空心前管,及安装在前管内的前固定杆;后定位段,包括通过一端与前管内螺接的后管,及安装在后管内的伸长管,和驱动伸长管在后管内移动的驱动装置;该伸长管通过螺纹拧入前管内;自锁结构,用于防止螺纹连接处在固定后回转;信号控制装置,包括安装在人体内的信号接收器,和设置在人体外的信号发送器。本发明在实现了可满足骨折修复与畸形矫正的髓内可延长髓内钉的医学功能的同时,解决了可延长髓内针难于监控、伸长过量或不足等关键问题;同时能够防止术后日常生活中螺纹不发生反向运动,以及伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长的力学效果。



1. 一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针,其特征在于,包括依次连接的:

前定位段,包括带有内螺纹的空心前管,及安装在前管内的前固定杆,前固定杆的一端设置有供医用钉穿过的前连接孔,另一端设置有方便卡接的回转凹槽;

后定位段,包括通过一端与前管内螺接的后管,在后管远离前管的一端设置有后连接孔,及安装在后管内的伸长管,和驱动伸长管在后管内移动的驱动装置;该伸长管为空心管,一端通过螺纹拧入前管内,且拧入端利用卡合结构与前固定杆的回转凹槽卡接;

自锁结构,其中,伸长管与前管内的连接结构在需伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长功能时需满足如下条件:

$$M - r \cdot \frac{F + \frac{2\mu_2 M}{D}}{\frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}}} - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}} + \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0 \text{ or}$$

$$\frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}} - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} < 0$$

伸长管与前管内的连接结构在安装后日常活动中螺纹不发生反向运动所需满足如下条件:

$$M - r \cdot \frac{F - \frac{2\mu_2 M}{D}}{\frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}}} + \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}} - \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0 \text{ or}$$

$$F - \frac{2\mu_2 M}{D} < 0$$

其中,治疗中M为减速箱的输出扭矩,F为轴向驱动杆在伸展时的轴向阻力,日常活动中M为减速箱的锁定阻力扭矩,F为轴向驱动杆的轴向承载支持力载荷,其中r为螺纹平均直径、 μ_1 为螺纹间摩擦系数、D为轴向键槽的等效接触直径、 μ_2 为轴向键槽的摩擦系数, α 为螺纹导程角, β 为牙形角;

信号控制装置,包括安装在人体内的信号接收器,和设置在人体外的信号发送器;信号接收器与驱动装置连接以控制驱动装置并反馈信号,信号发送器用于为信号接收器提供动力输入及控制信号。

2. 根据权利要求1所述的髓内针,其特征在于,

所述前管的内表面设置有轴向的限位槽,在所述前固定杆的杆身上设置有与限位槽对应的限位键。

3. 根据权利要求2所述的髓内针,其特征在于,

所述驱动装置包括;

轴向驱动杆,插入所述伸长管内,且外表面设置有轴向凸键,在所述伸长管的内表面设置有供轴向凸键卡合的轴向键孔;

驱动电机,输出轴与轴向驱动杆连接;

减速箱;与驱动电机连接以调整驱动电机的转速。

4. 根据权利要求3所述的髓内针,其特征在于,

所述前固定杆上的限位键设置在与所述轴向驱动杆连接一端,且所述限位键设置有四道并沿圆周均匀分布;所述前管内的限位槽穿过内螺纹段且数量和位置与所述限位键的数量和位置对应。

5. 根据权利要求3所述的髓内针,其特征在于,

所述信号接收器包括为驱动电机提供动力的感应线圈,接收外部信号并处理的内部控制芯片,及连接感应线圈和驱动电机的导线;

所述信号发送器包括为感应线圈提供能量并接发信号的发射线圈,及通过发射线圈控制驱动电机动作的外部控制芯片。

6. 根据权利要求3所述的髓内针,其特征在于,

在所述前管与所述前固定杆伸出一端对应的内表面设置有与所述前固定杆杆身贴合的保护段。

7. 根据权利要求3所述的髓内针,其特征在于,

所述驱动电机为低压直流电机,内部带有角度传感器,用于检测所述驱动电机的转动角度。

8. 根据权利要求7所述的髓内针,其特征在于,

在所述轴向驱动杆与所述减速箱之间设置有防止所述伸长管和所述轴向驱动杆通过的挡块。

9. 根据权利要求3所述的髓内针,其特征在于,

所述伸长管与所述前固定杆相接触的一端卡合后,所述伸长管的轴向移动推动所述前固定杆轴向移动,但所述伸长管的径向转动不能带动所述前固定杆径向转动。

10. 根据权利要求1所述的髓内针,其特征在于,

所述前固定杆和所述后管的变化直径,以及两者上的连接孔数量、空间位置排布和孔径大小根据病患骨头结构进行调整。

一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针

技术领域

[0001] 本发明涉及医学骨科领域,特别涉及一种针对骨折修复与畸形矫正中所使用的具有力学自锁功能的可延长髓内针。

背景技术

[0002] 可延长髓内针主要为成骨不全症患者四肢长骨骨折,脆骨病、瓷娃娃,骨折修复与畸形矫正。目前在除此之外的治疗方法中,使用外支架固定方式,其需要多支钢针通过皮肤进入骨头,带来巨大的痛楚,并且还很可能导致感染和其他问题;内外型固定的方式,有可能会引起新骨骨头生长不平整等问题。

[0003] 可延长髓内针,作为下肢延长的器械中最先进的技术。它像其它肢体植入支架一样,与置入部位相适配,没有外部支架,减小病人痛苦,术后恢复稳定。其是一种技术含量高的治疗方法,但其存在难于监控、伸长过量或不足等问题,是目前该领域研究的热点。

[0004] 此外,髓内针一般是通过螺纹结构实现整体伸展,但现有技术中的髓内针在伸展后,经常出现螺纹回转的现象,这是因为现有螺纹结构简化了导程角 α 与牙形角 β 等参数之间的相关关系,未考虑之中对当量摩擦以及压力FN分量的组合影响,且现有技术中未考虑扭矩载荷M以及轴向载荷F对螺纹传动规律的影响,最终影响髓内针的定位效果。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种针对骨折修复与畸形矫正中所使用的具有力学自锁功能的可延长髓内针。

[0006] 具体地,本发明提供一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针,包括依次连接的:

[0007] 前定位段,包括带有内螺纹的空心前管,及安装在前管内的前固定杆,前固定杆的一端设置有供医用钉穿过的前连接孔,另一端设置有与方便卡接的回转凹槽;

[0008] 后定位段,包括通过一端与前管内螺接的后管,在后管远离前管的一端设置有后连接孔,及安装在后管内的伸长管,和驱动伸长管在后管内移动的驱动装置;该伸长管为空心管,一端通过螺纹拧入前管内,且拧入端利用卡合结构与前固定杆的回转凹槽卡接;

[0009] 自锁结构,其中,伸长管与前管内的连接结构在需伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长功能时需满足如下条件:

$$[0010] \quad M - r \cdot \frac{F + \frac{2\mu_2 M}{D}}{1 - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2})^2}}} + \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0$$

$$\text{or } \frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2})^2}}} - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} < 0$$

[0011] 伸长管与前管内的连接结构在安装后日常活动中螺纹不发生反向运动所需满足

如下条件:

$$[0012] \quad M - r \cdot \frac{F - \frac{2\mu_2 M}{D}}{1 + \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan(\frac{\pi - \beta}{2})^2}}} - \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0$$

$$\text{or } F - \frac{2\mu_2 M}{D} < 0$$

[0013] 其中,治疗中M为减速箱的输出扭矩,F为轴向驱动杆在伸展时的轴向阻力,日常活动中M为减速箱的锁定阻力扭矩,F为轴向驱动杆的轴向承载支持力载荷,其中r为螺纹平均直径、 μ_1 为螺纹间摩擦系数、D为轴向键槽的等效接触直径、 μ_2 为轴向键槽的摩擦系数, α 为螺纹导程角, β 为牙形角;

[0014] 信号控制装置,包括安装在人体内的信号接收器,和设置在人体外的信号发送器;信号接收器与驱动装置连接以控制驱动装置并反馈信号,信号发送器用于为信号接收器提供动力输入及控制信号。

[0015] 本发明在实现了骨折修复与畸形矫正的髓内可延长髓内钉医学功能的同时,解决了可延长髓内针难于监控、伸长过量或不足等关键问题,具有可精确检测位移伸长、自动测控伸长量的优点。操作简单,医师或病人能很好的操作,科学有效。

[0016] 同时能够实现术后日常生活中螺纹不发生反向运动,以及伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长的力学效果。

附图说明

[0017] 图1为本发明一个实施方式的髓内针结构示意图;

[0018] 图2为图1中的前管结构剖视图;

[0019] 图3为图1中的前固定杆结构示意图;

[0020] 图4为图1中的后管结构剖视图;

[0021] 图5为图1中的驱动装置和信号接收器连接示意图;

[0022] 图6为本发明一个实施方式的信号发送器结构示意图。

具体实施方式

[0023] 以下通过具体实施例和附图对本方案的具体结构和实施过程进行详细说明。

[0024] 如图1所示,在本发明的一个实施方式中,公开一种具有力学自锁功能的可伸长髓内针,其包括依次连接的前定位段1、后定位段2、自锁结构和信号控制装置4。

[0025] 该前定位段1用于固定在待修复或矫正的修复点一端,如图2所示,包括带有内螺纹121的空心前管12,及安装在前管12内的前固定杆11,如图3所示,前固定杆11的一端设置有供医用钉穿过的前连接孔111,另一端设置有与方便卡接的回转凹槽112;前固定杆11在前管12内能够实现轴向移动,其前连接孔111一端能够由前管12的前端伸出。前固定杆11的回转凹槽112一端需要承受病人术后日常生活中的轴向拉压负载,以满足治疗的机械功能需求。例如当病人站立时,髓内针受缩短方向的压力负载,前固定杆11有向后的缩短运动趋势,此时其受力面为回转凹槽112表面,其承载前段压缩力;同理当病人提腿时,前固定杆11

提住整个下半段骨骼肢体的重量,有向前伸长的运动趋势,此时受力面为前固定杆11连接回转凹槽112的凹槽表面。

[0026] 后定位段2用于固定在待修复或矫正的修复点另一端,如图4所示,包括通过一端与前管12内螺接的后管21,在后管21远离前管12的一端设置有后连接孔211,及安装在后管21内的伸长管25,和驱动伸长管25在后管21内移动的驱动装置3;如图5所示,该伸长管25为空心管,内表面设置有轴向键槽,一端通过外螺纹251拧入前管12的一端内,且拧入端利用卡合结构252与前固定杆11的回转凹槽112卡接;伸长管25与前固定杆11相接触的一端卡合后,伸长管25的轴向移动能够推动前固定杆11在前管12内轴向移动,但伸长管25的径向转动不能带动前固定杆11径向转动。

[0027] 安装后的髓内针需要实现术后日常生活中螺纹不发生反向运动,同时还要实现在治疗时满足克服阻力以实现伸展的功能效果,因此,其各处的螺纹结构,特别是伸长管25与前管12的螺纹连接结构需要满足特定的形状,该形状限定通过下述公式确定。

[0028] 螺纹结构一般涉及到导程角 α 、牙形角 β 、扭矩载荷 M 、轴向载荷 F 等参数,通过调整导程角 α 、牙形角 β 之间的接触角度和接触面,再考虑扭矩载荷 M 、轴向载荷 F 以及摩擦系数 μ 之间的关系,即可实现防止螺纹连接后回转的效果,以及在治疗时满足克服阻力以实现伸展的功能效果。

[0029] 具体地,实现螺纹自锁以及满足克服阻力以实现伸展的功能的形状参数推导过程如下:

[0030] 内外螺纹之间接触产生接触压力 FN ,考虑导程角 α 、牙形角 β 对当量摩擦以及压力 FN 分量的组合影响,由几何关系,可以得到接触面之间的摩擦力 f 与压力 FN 在坐标系中 xyz 三个方向的分量表达式为:

$$[0031] \quad f_x := \mu \cdot FN \cdot \frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}}$$

$$[0032] \quad f_y := 0$$

$$[0033] \quad f_z := \mu \cdot FN \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}}$$

$$[0034] \quad N_x := FN \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}}$$

$$[0035] \quad N_y := FN \cdot \frac{\frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)}}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}}$$

$$[0036] \quad N_z := FN \cdot \frac{-\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}}$$

[0037] 上式为考虑导程角 α 、牙形角 β 对当量摩擦以及压力 FN 分量的组合影响的力学表达式。

[0038] 为了实现伸长治疗与日常生活两种工况所需要的技术功能效果,需要考虑扭矩载荷 M 以及轴向载荷 F 对螺纹传动规律的影响。同时,根据可延长髓内针的结构特点,还需考虑在扭矩传递过程中驱动杆31与伸长管25之间因传递扭矩所产生的的附加轴向摩擦力对机构轴向 x 受力平衡以及运动的影响,考虑的参数包括驱动杆31与伸长管25之间轴向键槽的等效接触直径 D 以及其摩擦系数 μ_2 。

[0039] 根据不同工况中摩擦力的不同方向,列出不同的轴向 x 力平衡、轴向 x 力矩平衡方程,并消去 FN 可得到伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长功能工况、术后日常生活中螺纹不发生反向运动的自锁功能效果工况时各参数须满足的关系:

[0040] 其中,伸长管25与前管12内的连接结构(主要是相互之间的螺纹配合形状)在需伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长功能时需满足如下条件:

$$[0041] \quad M - r \cdot \frac{F + \frac{2\mu_2 M}{D}}{\frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}}} - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}} + \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0$$

$$\text{or } \frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}} - \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} < 0$$

[0042] 伸长管25与前管12内的连接结构(主要是相互之间的螺纹配合形状)在安装后日常活动中螺纹实现自锁不发生反向运动所需满足如下条件:

$$[0043] \quad M - r \cdot \frac{F - \frac{2\mu_2 M}{D}}{\frac{1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}}}} + \frac{\mu_1 \tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \cdot \left(\frac{\tan(\alpha)}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2 + \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}\right)^2}} - \frac{\mu_1}{\sqrt{1 + \tan(\alpha)^2}} \right) > 0$$

$$\text{or } F - \frac{2\mu_2 M}{D} < 0$$

[0044] 其中,治疗中 M 为减速箱的输出扭矩, F 为轴向驱动杆在伸展时的轴向阻力,日常活动中 M 为减速箱的锁定阻力扭矩, F 为轴向驱动杆的轴向承载支持力载荷, r 为螺纹平均直径、 μ_1 为螺纹间摩擦系数(约为0.1)、 D 为轴向键槽的等效接触直径、 μ_2 为轴向键槽的摩擦系数(约为0.1)。在日常生活工况中,轴向压力考虑术后正常站立活动走路, F 为站立活动的轴向压力,约为3倍体重(按成人80kg计算),为240kgf。在治疗工况中, F 为拉伸新长骨的阻力。扭矩载荷 M 参数由选配的深圳市兆威机电公司的ZWMD008008-152电机减速箱产品确定。

[0045] 其中驱动装置3通过中间件驱动伸长管25转动;驱动装置3需要具备向外部发送信

号和接收外部控制信号的功能,以控制转动角度。本实施方式公开一种驱动装置3,其结构如下,包括:轴向驱动杆31、减速箱33和驱动电机32;

[0046] 轴向驱动杆31与伸长管25等长,其插入伸长管25内,且外表面设置有与轴向键槽配合的轴向凸键311。

[0047] 驱动电机32安装在后管21内的电机卡槽24中,其输出轴与减速箱33的输入轴连接,用于提供驱动前固定杆11伸缩的动力。减速箱33的输出轴与轴向驱动杆31连接,减速箱33的减速比可为100~1000,其与驱动电机32固接。

[0048] 该信号控制装置4包括信号接收器41和信号发送器42。

[0049] 信号接收器41植于人体病患处的皮下,接收以无限方式传递的能量,并向驱动电机32传输驱动能量的同时收集驱动电机32运动的角度信号;包括为驱动电机32提供动力的感应线圈412,接收外部信号并处理的内部控制芯片413,及连接感应线圈412和驱动电机32的导线411。

[0050] 如图6所示,信号发送器42独立位于人体外部,用于控制髓内针内的驱动电机32,并检测髓内针伸长量,对数据进行反馈调节,完成自动测控延长的控制功能。包括为感应线圈412提供能量并接发信号的发射线圈422,及通过发射线圈422控制驱动电机32动作的外部控制芯片423。外部控制芯片423能接收内部控制芯片413的信号并处理,其带有电源424,外部控制芯片423能根据驱动电机32运动的角度信号,检测髓内针的伸长量,同时根据程序设定,按治疗要求,按时按量地控制驱动电机32的运动,以达到精确检测髓内针伸长位移、自动测控伸长量的功能。

[0051] 本实施方式在使用时,前定位段1和后定位段2通过螺纹22连接在一起,并埋设在人体待修复的骨头处,发射线圈422贴合在埋于人体内的感应线圈412处,外部控制芯片423通过发射线圈422以电磁感应的无线形式向信号接收器41传输能量。信号接收器41的感应线圈412对接收的能量进行收集和储存,而内部控制芯片413则按照外部控制芯片423发送的程序对驱动电机32进行驱动。

[0052] 驱动电机32的输出轴通过减速箱32驱动轴向驱动杆31转动,轴向驱动杆31通过外表面的轴向凸键331带动伸长管25转动,伸长管25拧入前管12内的一端则在螺纹121的控制下沿前管12内部轴向前进,进而推动连接的前固定杆11在前管12内轴向移动,前固定杆11带有连接孔111的一端伸出前管12,到达相应髓内针固定点时,再用医用钉穿过连接孔111,使前固定杆11与骨头相固定,然后再用医学钉穿过后管21上的连接孔211,使后管21也固定在对应的固定点处。

[0053] 医用钉定位连接孔111、211的数量、空间位置排布、孔径大小、以及此端的变化直径等,可根据病患骨头结构做调整。在本实施方式中,前固定杆11上的连接孔111沿轴向设置有两个,后管21上的连接孔211设置有一个。

[0054] 此时整个髓内针即完成指定长度的定位。在该过程中减速箱33可控制驱动电机32的转动速度,同时在前固定杆11和后管21被固定后,减速箱33所提供的阻力扭矩与特殊设计的自锁结构相匹配,用于防止轴向驱动杆31回转,使髓内针保持当前长度下。

[0055] 在髓内针的治疗过程中,外部控制芯片423实时监测伸长量,并由程序设定的伸长速度与伸长量参数进行闭环的反馈调节,实现自动测控延长的功能。治疗中按照医师要求进行伸长速度的控制。髓内针的伸长管与内管连接的螺纹结构需要满足前述公式的结果要

求。

[0056] 本实施方式在实现了骨折修复与畸形矫正的髓内可延长髓内钉医学功能的同时,解决了可延长髓内针难于监控、伸长过量或不足等关键问题,具有可精确检测位移伸长、自动测控伸长量的优点。操作简单,医师或病人能很好的操作,科学有效。

[0057] 本实施方式通过严密的力学分析与计算,得到导程角 α 、牙形角 β 、扭矩载荷 M 、轴向载荷 F 以及摩擦系数 μ 之间的力学关系,克服了现有技术中对相关力学量以及运动规律之间分析不全面的不足。并以此有针对性地对导程角 α 、牙形角 β 进行选型,特殊设计的传动螺纹结构,能够防止术后日常生活中螺纹不发生反向运动,以及伸长治疗中足以克服阻力以实现伸长的动力效果。

[0058] 在本发明的一个实施方式中,为防止前固定杆11在移动过程中转动,在前管12的内表面设置有轴向的限位槽122,同时在前固定杆11的杆身上设置有与限位槽122对应的限位键113。限位槽113用于限制前固定杆11的轴向旋转自由度,以免前固定杆11相对后管21之间发生相对转动,从而影响骨愈合的生长过程,这同时也是治疗中需要加以限制的部分。此外,限位键113也可实现前固定杆11在前管12内伸展过程中的定位导向作用,减小伸长滑动过程中的阻力,使之平顺。

[0059] 优选地,前固定杆11上的限位键113设置在与伸长管25连接一端,且限位键113设置有四道并沿圆周均匀分布;前管12内的限位槽122穿过内螺纹段121且数量和位置与限位键113的数量和位置对应。限位键113的高可为1mm,宽为2mm,键长为10mm。

[0060] 进一步的,在前管12与前固定杆11伸出一端对应的内表面可设置与前固定杆11杆身贴合的保护段123。在该结构下,前固定杆11的后段由限位键113与前管12内的限位槽122形成贴合,前段与保护段123相贴合,两处的贴合装配可使得前固定杆11能承受病人术后日常生活中的弯矩负载,同时还能避免前管12内的螺纹121不会被前固定杆11刷蹭,达到保护螺纹121的效果,以及体内植入物所需的密封效果。该结构下,限位槽113在保护段123处终止并被保护段123挡住,可防止前固定杆11伸长过量而滑出前管12。

[0061] 在本发明的一个实施方式中,驱动电机32选用低压直流电机,其内部带有角度传感器,可用于检测驱动电机32的转动角度,并通过内部控制芯片413反馈驱动电机32的运动角度信号给外部控制芯片423。在轴向驱动杆31与变速箱33之间设置有防止伸长管25轴向通过的挡块23,挡块23可以用于防止伸长管25的螺纹发生滑丝后反向穿透整个装置,同时也能够防止轴向驱动杆31在压力下后退。

[0062] 在本发明的一个实施方式中,需要根据病人骨折修复与畸形矫正的病灶情况,确定髓内针前后段医用钉定位连接孔111、211的数量、空间位置排布、孔径大小、前端伸长量、驱动电机32与减速箱33的选型等。

[0063] 信号发送器42的发射线圈422需要与植入在皮下浅层的信号接收器41的感应线圈412相配合,使两者的线圈圆心对齐,发射线圈422紧贴感应线圈412,并用医用胶带固定在皮肤上,以免治疗过程中脱落。其中发射线圈422通过导线421与电源424连接,感应线圈412通过导线411与驱动电机32连接。

[0064] 髓内针的调整采用单次调整方式,每次设定一次伸长量和伸长治疗程序,然后根据情况进行下一次的调整。

[0065] 实施例:

[0066] 根据上述参数与计算公式,伸长管的平均直径为8mm、轴向键槽的等效接触直径为5mm、其螺纹的导程角 α 可选为 2.25deg 、牙形角 β 可选为 $\beta=3\text{deg}\sim 30\text{deg}$ 的锯齿形螺纹,长度为10mm。在其它的实施例中,可根据上述理论公式内容直接确定或推导出符合本发明原理的许多其他导程角 α 、牙形角 β 、摩擦系数 μ 以及电机选型参数等的变型或修改。

[0067] 至此,本领域技术人员应认识到,虽然本文已详尽示出和描述了本发明的多个示例性实施例,但是,在不脱离本发明精神和范围的情况下,仍可根据本发明公开的内容直接确定或推导出符合本发明原理的许多其他变型或修改。因此,本发明的范围应被理解和认定为覆盖了所有这些其他变型或修改。

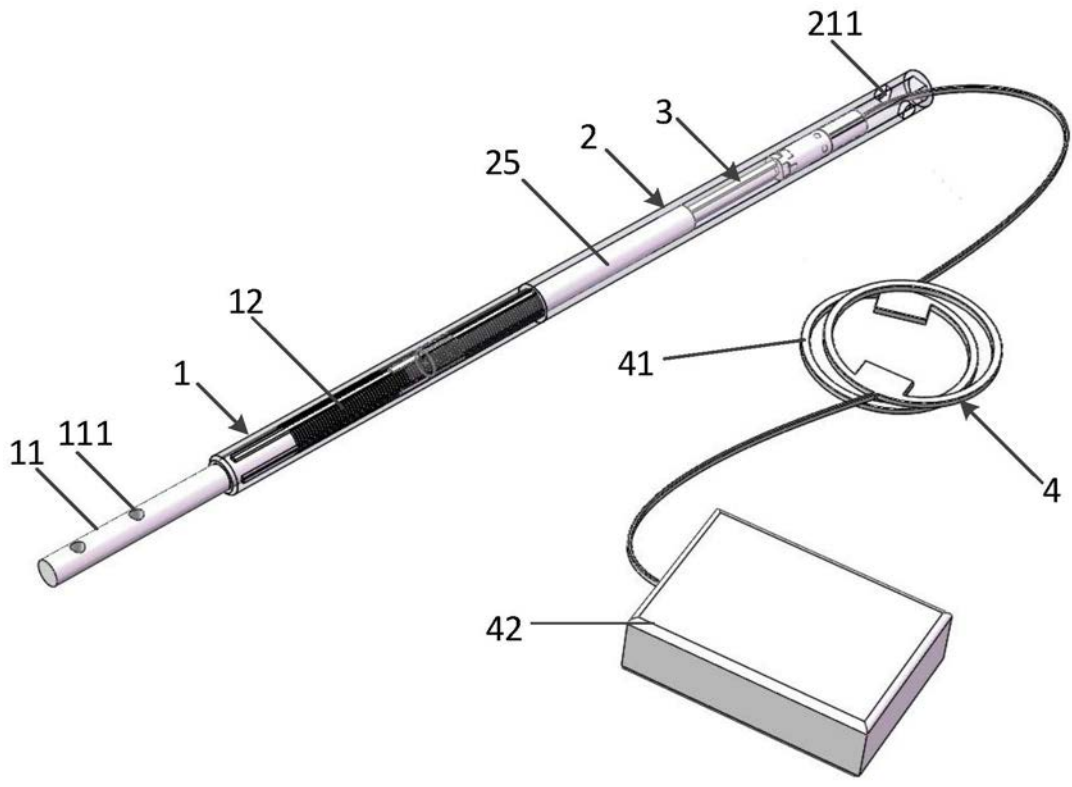


图1

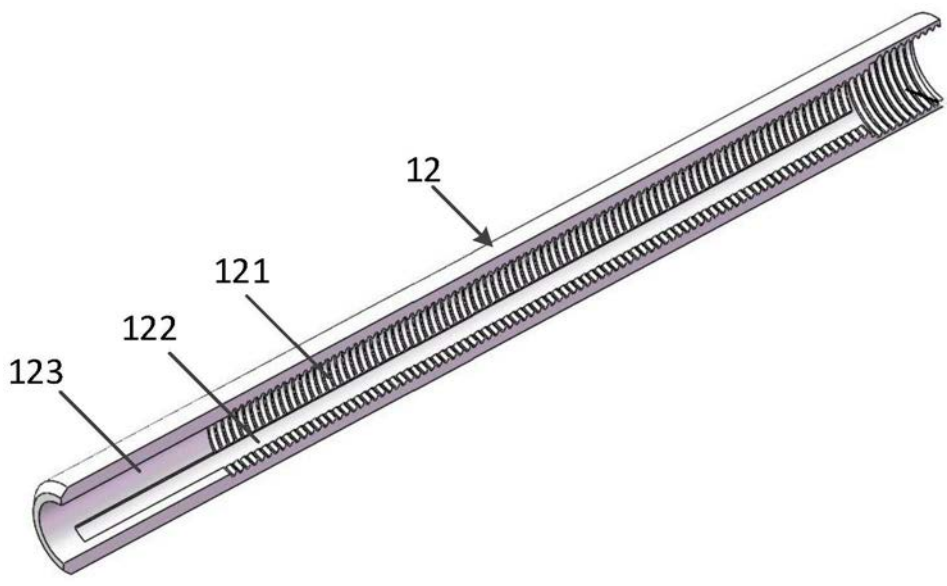


图2

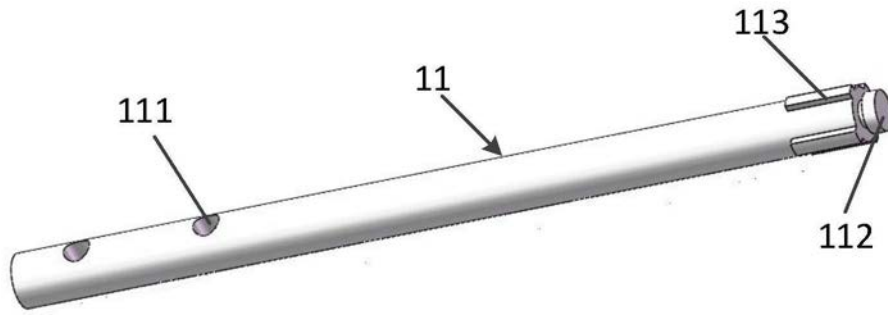


图3

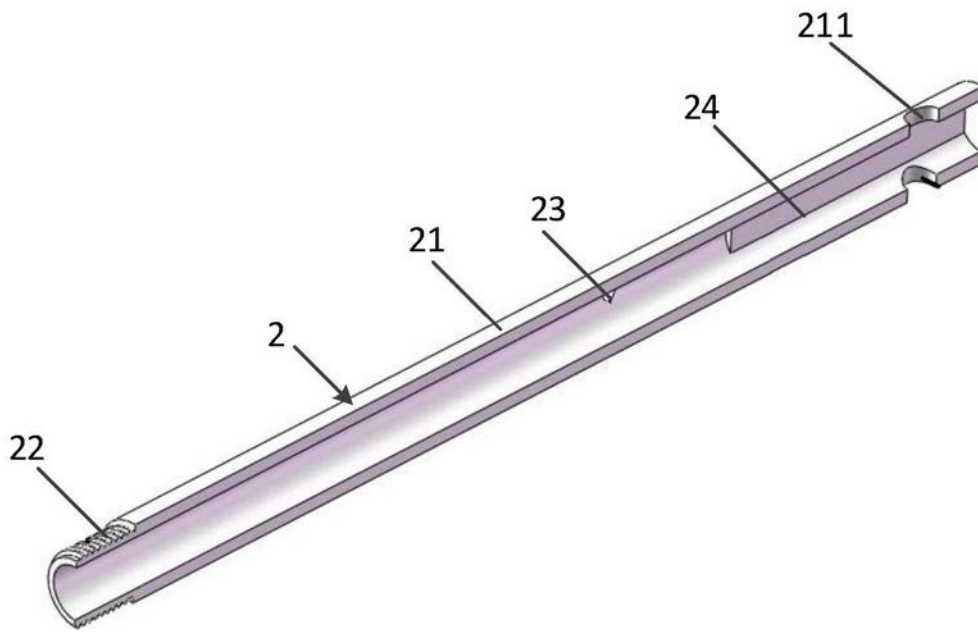


图4

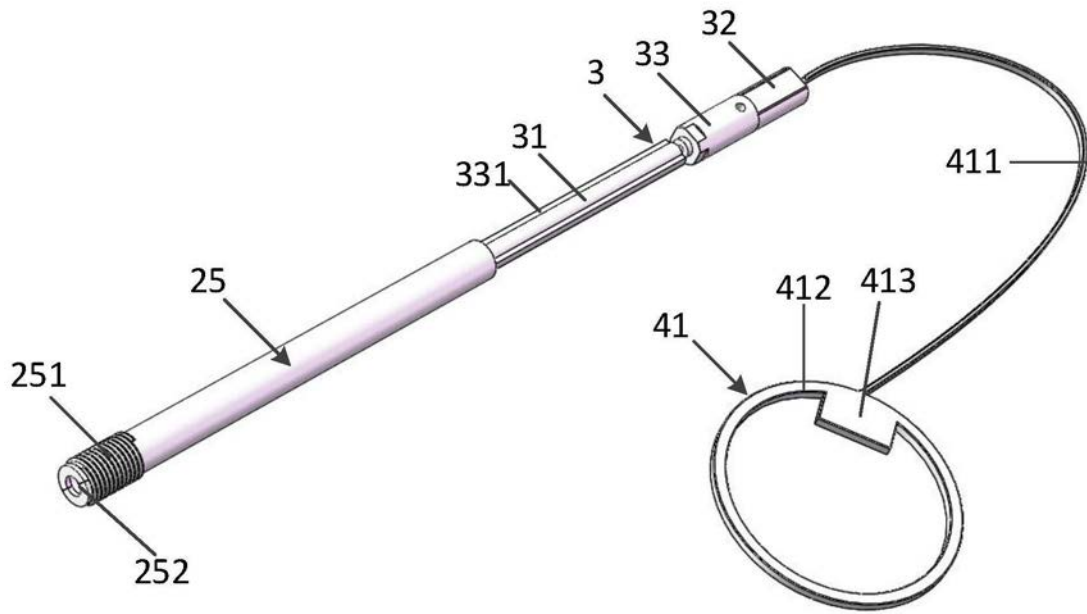


图5

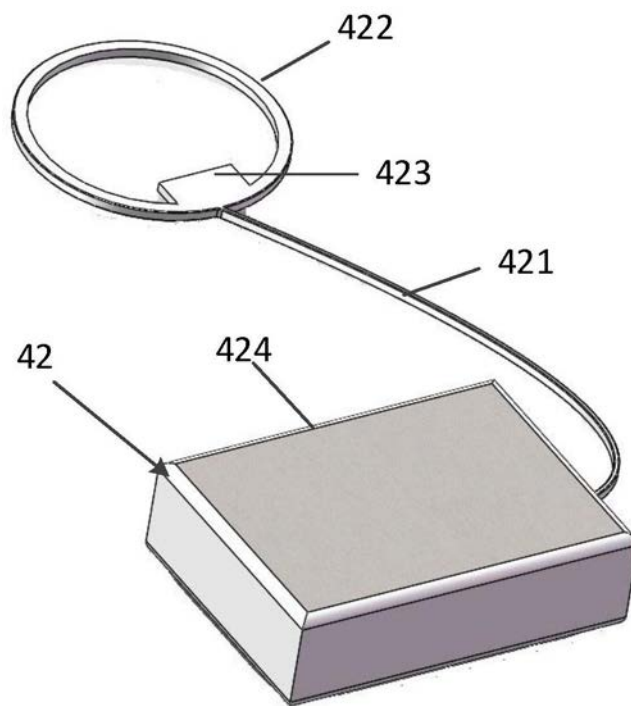


图6