



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113082527 A

(43) 申请公布日 2021.07.09

(21) 申请号 202110323112.0

(22) 申请日 2021.03.26

(71) 申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72) 发明人 聂振国 刘辛军 谢福贵 宫昭

孟齐志

(74) 专利代理机构 北京中索知识产权代理有限公司

公司 11640

代理人 胡大成

(51) Int. Cl.

A61N 2/04 (2006.01)

A61F 5/048 (2006.01)

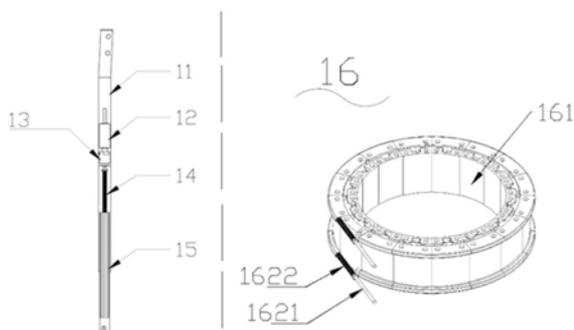
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54) 发明名称

助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器

(57) 摘要

本申请提供一种助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器,用以解决患者术后康复效果差的技术问题。其中,一种助骨骼生长系统,包括:套筒;设置于套筒内的磁性的转动件;设置于套筒内与转动件配接的减速器;设置于套筒内与减速器配接的传动轴;至少部分设置于传动轴与套筒之间、与所述传动轴配接,并被传动轴驱动相对套筒轴向运动的延伸杆;伸缩性磁场发生器,可径向变形地围设于所述套筒外部,用以驱动所述转动件转动。相对于现有技术,所述助骨骼生长系统能够实时根据患者的身体情况改变磁场发生器的磁场值,以助于患者手术后的恢复过程达到预期的效果。



1. 一种助骨骼生长系统,其特征在于,包括:
 - 套筒;
 - 设置于套筒内的磁性的转动件;
 - 设置于套筒内与转动件配接的减速器;
 - 设置于套筒内与减速器配接的传动轴;
 - 至少部分设置于传动轴与套筒之间、与所述传动轴配接,并被传动轴驱动相对套筒轴向运动的延伸杆;
 - 伸缩性磁场发生器,可径向变形地围设于所述套筒外部,用以驱动所述转动件转动。
2. 如权利要求1所述的助骨骼生长系统,其特征在于,所述伸缩性磁场发生器包括:
 - 若干磁场发生单元;
 - 用于串联若干磁场发生单元的弹性件;
 - 所述弹性件具有两种状态,
 - 当弹性件受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元间隙增大,所述伸缩性磁场发生器具有第一直径;
 - 当外力释放时,所述弹性件自动收缩,相邻两个磁场发生单元间隙减小,所述伸缩性磁场发生器具有第二直径。
3. 如权利要求2所述的助骨骼生长系统,其特征在于,所述弹性件至少包括:
 - 一端固定于磁场发生单元的钢绳,用于串联若干磁场发生单元;
 - 套设于钢绳的弹簧,用于提供与外力相反的恢复弹性力;
 - 所述钢绳一端设有第一挡块,对钢绳一端限位,以便钢绳一端与第一磁场发生单元相对静止;
 - 所述钢绳另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳另一端限位,以便钢绳配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。
4. 如权利要求3所述的助骨骼生长系统,其特征在于,所述钢绳与第二挡块采用螺纹连接的方式配接。
5. 如权利要求4所述的助骨骼生长系统,其特征在于,所述磁场发生单元设有通孔,允许弹性件未配接第二挡块的一端通过,不允许弹性件设置第一挡块的一端通过,不允许弹性件设置第一挡块的一端通过。
6. 如权利要求5所述的助骨骼生长系统,其特征在于,所述第一挡块为圆柱体把件;所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。
7. 一种伸缩性磁场发生器,其特征在于,所述伸缩性磁场发生器包括:
 - 若干磁场发生单元;
 - 用于串联若干磁场发生单元的弹性件;
 - 所述弹性件具有两种状态,
 - 当弹性件受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元间隙增大,所述伸缩性磁场发生器具有第一直径;
 - 当外力释放时,所述弹性件自动收缩,相邻两个磁场发生单元间隙减小,所述伸缩性磁场发生器具有第二直径。
8. 如权利要求7所述的伸缩性磁场发生器,其特征在于,所述弹性件至少包括:

一端固定于磁场发生单元的钢绳,用于串联若干磁场发生单元;

套设于钢绳的弹簧,用于提供与外力相反的恢复弹性力;

所述钢绳一端设有第一挡块,对钢绳一端限位,以便钢绳一端与第一磁场发生单元相对静止;

所述钢绳另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳另一端限位,以便钢绳配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。

9.如权利要求8所述的伸缩性磁场发生器,其特征在于,所述磁场发生单元设有通孔,允许弹性件未配接第二挡块的一端通过,不允许弹性件设置第一挡块的一端通过。

10.如权利要求9所述的伸缩性磁场发生器,其特征在于,所述第一挡块为圆柱体把件;所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。

助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器

技术领域

[0001] 本申请涉及医用技术领域,尤其涉及一种助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器。

背景技术

[0002] 在治疗患者骨骼发生的下肢不等长、弯曲、粉碎性骨折或者断骨增高手术等医疗场景中,常采用体外固定支架或者髓内钉的方法辅助患者治愈疾病。常用的体外固定支架有单侧外固定支架或者圆形固定支架;髓内钉有机械式、电动式、和磁力式。通过体外固定支架或者髓内钉的方法,能够有效固定骨骼、避免骨骼发生错位的情况。

[0003] 在实现现有技术的过程中,发明人发现:

[0004] 体外固定支架或髓内钉这两种方法在手术过程后,患者需要长期卧床来恢复。在恢复过程中,患者轻微移动时经常会引起身体上的不适感。与此同时,患者在轻微移动过程中,体外固定支架或者髓内钉位置、形状也会发生改变,从而影响患者手术的预期效果。体外固定支架或髓内钉这两种方法在治疗过程中还会引起患者发生其他的病症,例如:针道感染、膝关节屈曲挛缩、疤痕挛缩、外固定架取出骨折、股骨延长术中跌倒致股骨骨折、髋关节半脱位、延迟性骨不连、深度感染、过早固结等问题。

[0005] 因此,需要提供一种具稳定性的助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器,用以解决患者术后康复效果差的技术问题。

发明内容

[0006] 本申请实施例提供一种助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器,用以解决患者术后康复效果差的技术问题。

[0007] 具体的,一种助骨骼生长系统,包括:

[0008] 套筒;

[0009] 设置于套筒内的磁性的转动件;

[0010] 设置于套筒内与转动件配接的减速器;

[0011] 设置于套筒内与减速器配接的传动轴;

[0012] 至少部分设置于传动轴与套筒之间、与所述传动轴配接,并被传动轴驱动相对套筒轴向运动的延伸杆;

[0013] 伸缩性磁场发生器,可径向变形地围设于所述套筒外部,用以驱动所述转动件转动。

[0014] 进一步的,所述伸缩性磁场发生器包括:

[0015] 若干磁场发生单元;

[0016] 用于串联若干磁场发生单元的弹性件;

[0017] 所述弹性件具有两种状态,

[0018] 当弹性件受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元间隙增大,所述伸缩性磁场发生器具有第一直径;

[0019] 当外力释放时,所述弹性件自动收缩,相邻两个磁场发生单元间隙减小,所述伸缩性磁场发生器具有第二直径。

[0020] 进一步的,所述弹性件至少包括:

[0021] 一端固定于磁场发生单元的钢绳,用于串联若干磁场发生单元;

[0022] 套设于钢绳的弹簧,用于提供与外力相反的恢复弹性力;

[0023] 所述钢绳一端设有第一挡块,对钢绳一端限位,以便钢绳一端与第一磁场发生单元相对静止;

[0024] 所述钢绳另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳另一端限位,以便钢绳配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。

[0025] 进一步的,所述钢绳与第二挡块采用螺纹连接的方式配接。

[0026] 进一步的,所述磁场发生单元设有通孔,允许弹性件未配接第二挡块的一端通过,不允许弹性件设置第一挡块的一端通过。

[0027] 进一步的,所述第一挡块为圆柱体把件;所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。

[0028] 本申请实施例还提供一种伸缩性磁场发生器。

[0029] 具体的,一种伸缩性磁场发生器,包括:

[0030] 若干磁场发生单元;

[0031] 用于串联若干磁场发生单元的弹性件;

[0032] 所述弹性件具有两种状态,

[0033] 当弹性件受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元间隙增大,所述伸缩性磁场发生器具有第一直径;

[0034] 当外力释放时,所述弹性件自动收缩,相邻两个磁场发生单元间隙减小,所述伸缩性磁场发生器具有第二直径。

[0035] 进一步的,所述弹性件至少包括:

[0036] 一端固定于磁场发生单元的钢绳,用于串联若干磁场发生单元;

[0037] 套设于钢绳的弹簧,用于提供与外力相反的恢复弹性力;

[0038] 所述钢绳一端设有第一挡块,对钢绳一端限位,以便钢绳一端与第一磁场发生单元相对静止;

[0039] 所述钢绳另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳另一端限位,以便钢绳配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。

[0040] 进一步的,所述磁场发生单元设有通孔,允许弹性件未配接第二挡块的一端通过,不允许弹性件设置第一挡块的一端通过。

[0041] 进一步的,所述第一挡块为圆柱体把件;所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。

[0042] 本申请实施例提供的技术方案,至少具有如下有益效果:

[0043] 通过助骨骼生长系统、伸缩性磁场发生器,能够实时根据患者的身体情况改变磁场发生器的磁场值,以助于患者手术后的恢复过程达到预期的效果。

附图说明

[0044] 此处所说明的附图用来提供对本申请的进一步理解,构成本申请的一部分,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。在附图中:

[0045] 图1为本申请实施例提供的助骨骼生长系统结构示意图。

[0046] 图2为本申请实施例提供的伸缩性磁场发生器结构示意图。

[0047]	100	助骨骼生长系统
[0048]	11	套筒
[0049]	12	转动件
[0050]	13	减速器
[0051]	14	传动轴
[0052]	15	延伸杆
[0053]	16	伸缩性磁场发生器
[0054]	161	磁场发生单元
[0055]	162	弹性件
[0056]	1621	钢绳
[0057]	1622	弹簧

具体实施方式

[0058] 为使本申请的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本申请具体实施例及相应的附图对本申请技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0059] 在治疗患者骨骼发生的下肢不等长、弯曲、粉碎性骨折或者断骨增高手术等医疗场景中,常采用体外固定支架或者髓内钉的方法辅助患者治愈疾病。采用体外固定支架或髓内钉这两种方法在手术过程后,患者需要长期卧床来恢复。在恢复过程中,患者轻微移动时经常会引起身体上的不适感。与此同时,患者在轻微移动过程中,体外固定支架或者髓内钉位置、形状也会发生改变,从而影响患者手术的预期效果。体外固定支架或髓内钉这两种方法在治疗过程中还会引起患者发生其他的病症,例如:针道感染、膝关节屈曲挛缩、疤痕挛缩、外固定架取出骨折、股骨延长术中跌倒致股骨骨折、髌关节半脱位、延迟性骨不连、深度感染、过早固结等问题。

[0060] 为此,本申请发明人提供一种助骨骼生长系统,用以解决患者术后康复效果差的技术问题。请参照图1,本申请公开一种助骨骼生长系统100,包括:套筒11;设置于套筒11内的磁性的转动件12;设置于套筒11内与转动件12配接的减速器13;设置于套筒11内与减速器13配接的传动轴14;至少部分设置于传动轴14与套筒11之间、与所述传动轴12配接,并被传动轴12驱动相对套筒11轴向运动的延伸杆15;伸缩性磁场发生器16,可径向变形地围设于所述套筒11外部,用以驱动所述转动件12转动。

[0061] 具体的,套筒11用于提供容纳转动件12、减速器13、传动轴14、延伸杆15的架构。转动件12、减速器13、传动轴14、延伸杆15的至少一部分设置在套筒11内。

[0062] 需要指出的是,转动件12作为杆状装置100中的主动件,可以根据自身的旋转运动

提供扭矩。在具体的场景中可以表现为转子转动件12。当所述转动件12为转子转动件12时，所述转子转动件12可以是磁体材料制成。通过施加旋转磁场方式可以驱动转子转动件12做旋转运动。例如，可以通过施加外置旋转磁场，驱动磁体转子转动件12转动。

[0063] 需要强调的是，所述磁体材料是能够产生磁场的物质，可以是天然产物，也可以是人工磁铁。考虑到转动件12作为杆状装置100中的主动件，通过自身的旋转运动提供扭矩，需要稳定的工作状态。因此当所述转动件12为转子转动件12时，本申请优选永磁体材料制作转动件12，以便杜绝转动件12工作失效的情况发生。

[0064] 减速器13用于降低所述转动件12的转速，从而增大所述转动件12提供的扭矩。需要指出的是，所述减速器13可以是多级行星齿轮减速器13或谐波减速器13。当所述减速器13为多级行星齿轮减速器13时，所述多级行星齿轮减速器13至少串联三级，所述多级行星齿轮减速器13单级减速比为1:4。因此所述多级行星齿轮减速器13减速比至少为1:64。当所述减速器13为谐波减速器13时，所述谐波减速器13单级减速比至少为1:30。

[0065] 考虑到在同一尺寸下，谐波减速器13相较于多级行星齿轮减速器13，单级即可实现较大的减速比。且谐波减速器13零件少、易于维护。不仅如此，谐波减速器还具有无背隙，结构紧凑，质量轻等众多优点。因此，本申请减速器13优选为谐波减速器13。

[0066] 具体的，所述谐波减速器13包括波发生件、柔性轮、刚性轮。其中，所述柔性轮为易变形的的外齿轮。所述刚性轮具有与柔性轮的外齿轮啮合的内齿轮。所述波发生件是使柔性轮产生可控弹性变形的构件。还需要指出的是，所述波发生件至少一端设置凸轮。所述柔性轮套设于波发生件外部。所述刚性轮套设于柔性轮外部。所述波发生件与转动件12配接。刚性轮齿数大于所述柔性轮齿数。

[0067] 工作时，波发生件随转动件12转动。刚性轮作为固定件，柔性轮作为从动件。当波发生件装入柔性轮后，迫使柔性轮对应波发生件凸轮部分由原先的圆形变成凸出端，其长轴凸出端附近的外齿与刚性轮的内齿完全啮合，而短轴两端附近的外齿则与刚性轮的内齿完全脱离。圆周上其他区段的齿处于啮合和脱离的过渡状态。当波发生件连续转动时，柔性轮的变形部位或位置不断改变，使柔性轮与刚性轮的啮合状态也不断改变。从而实现柔性轮相对刚性轮沿波发生件的转动相反方向缓慢旋转。还需要强调的是，为满足易变形的特点，所述柔性轮可以由弹性材料制成。为有效杜绝齿轮失效，所述刚性轮可以由硬质材料制成。

[0068] 传动轴14被减速器13驱动。在本申请提供的具体实施方式中，所述传动轴14可以是丝杠。需要指出的是，为保证传动轴14正常工作，所述传动轴14与所述减速器13之间还可以设置有联轴器。

[0069] 延伸杆15与所述传动轴14配接，受所述传动轴14产生的轴向负载，作轴向线性运动。需要指出的是，考虑到所述延伸杆15是杆状装置100承受载荷的主要部件，因此所述延伸杆15可用高强度且硬质材料制造。

[0070] 区别于现有技术中磁场发生器笨重且不便于穿戴，伸缩性磁场发生器16可径向变形地围设于所述套筒11外部，以便于患者助骨骼生长部位通过。

[0071] 在本申请提供的一种具体实施方式中，所述伸缩性磁场发生器16至少包括：若干磁场发生单元161；用于串联若干磁场发生单元的弹性件162。

[0072] 考虑到磁场发生器若设置为单个磁发生单元，需将磁场发生单元设置为与患者骨

髂生长部位相近的形状。这增加了磁场发生器的制造难度,并且不同患者的骨骼生长部位也不同,导致单个磁发生单元的磁场发生器配适性低,不便于患者安装、穿戴。

[0073] 而本申请所提供的伸缩性磁场发生器16可根据不同患者的骨骼生长部位调整磁场发生单元161设置数,进而调整伸缩性磁场发生器16直径,以便于患者安装、穿戴。为提高伸缩性磁场发生器16的配适性,所述磁场发生单元161设置为与患者手术部位相近的形状,进一步降低使用成本。

[0074] 需要指出的是,为满足伸缩性磁场发生器16可径向变形,所述磁场发生单元161设有通孔,以便弹性件162通过。为便于快速串联磁场发生单元161,所述弹性件162应该表面光滑,易于通过磁场发生单元161的通孔。所述弹性件162具有两种状态。例如,当患者需要安装、穿戴伸缩性磁场发生器16时,只需拉伸伸缩性磁场发生器16,改变伸缩性磁场发生器16直径,便于患者骨骼生长部位通过。在上述操作过程中,弹性件162受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元161间隙增大,所述伸缩性磁场发生器16具有第一直径,以便于患者骨骼生长部位通过伸缩性磁场发生器16。当外力释放时,所述弹性件162自动收缩,相邻两个磁场发生单元161间隙减小,所述伸缩性磁场发生器16具有第二直径,从而覆盖患者骨骼生长部位,并稳定贴附人体表面。

[0075] 考虑到伸缩性磁场发生器16在具体的应用场景中会经常拆卸,所述弹性件162使用过程中常承受交变载荷,因此需要提高弹性件162的使用寿命。在本申请提供的一种具体实施方式中,所述弹性件162至少包括:一端固定于磁场发生单元的绳索,用于串联若干磁场发生单元;套设于绳索的弹簧1622,用于提供与外力相反的恢复弹性力。

[0076] 需要指出的是,为实现快速串联磁场发生单元161,所述弹性件162应该表面光滑,易于通过磁场发生单元161的通孔。相应的,所述绳索也应该表面光滑,横断面表现优选为圆形。所述绳索为满足使用要求,在具体的应用场景中可以表现为强度高、自重轻、工作平稳的塑料绳、金属绳等。

[0077] 在本申请提供的一种具体实施方式中,所述绳索优选为钢绳1621。而弹簧1622在满足伸缩性磁场发生器16变形所需的恢复弹性力同时,还易于替换。因此,所述弹簧1622套设于钢绳1621,并随钢绳1621一同通过磁场发生单元161的通孔,从而串联起若干磁场发生单元161。

[0078] 还需要指出的是,所述钢绳1621一端设有第一挡块,对钢绳1621一端限位,以便钢绳1621一端与第一磁场发生单元相对静止。考虑到不同患者的骨骼生长部位也不同,为简化装配操作、易于替换故障件、提高伸缩性磁场发生器16配适性,所述钢绳1621另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳1621另一端限位,以便钢绳1621配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。

[0079] 在本申请提供的一种具体实施方式中,所述第一挡块可以表现为圆柱体把件。所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。所述钢绳1621与第二挡块采用螺纹连接的方式配接,因此,所述钢绳1621与第二挡块配接的一端设置有螺纹,所述第二挡块可以表现为螺母。从而实现伸缩性磁场发生器16可根据患者骨骼生长部位直径,调整磁场发生单元161设置量,进而达到调节伸缩性磁场发生器16第一直径、第二直径的目的,使得伸缩性磁场发生器16便于患者安装、穿戴。患者安装穿戴伸缩性磁场发生器16后,磁场发生单元161可以覆盖患者骨骼生长部位,并稳定贴附患者人

体表面,不对患者人体表面造成压迫感。

[0080] 还需要指出的是,在本申请提供的一种具体实施方式中,所述磁场发生单元161包括:定子铁芯;覆盖定子铁芯、设有滑槽的壳体;设置在壳体滑槽、相对定子铁芯滑动的绕线滑块。

[0081] 磁场发生单元161壳体设置为与患者手术部位相近的形状。考虑到每个患者的手术部位不同,如果根据每个患者手术部位的相对尺寸来设置磁场发生单元161壳体的形状,则磁场发生单元161的制作成本显然不适合患者单独定制,且制作磁场发生单元161消耗时间长。因此,将磁场发生单元161壳体设置标准规格。通过若干个标准规格的磁场发生单元161,可合理安装在不同患者身体的各个部位。

[0082] 可以理解的是,磁场发生单元161的设置应保证转动件12能够正常工作,从而促进患者助骨骼生长。因此,磁场发生单元161设置有强化磁通量的绕线滑块。具体的,强化磁通量的绕线滑块可提高磁通量。提高磁通量即扩大垂直磁场的面积,增强磁场。进一步的,所述相邻磁场发生单元161的绕线滑块间设置有导线,使得若干绕线滑块形成同心式绕组。当所述磁场发生单元161受到外力时,所述导线带动绕线滑块相对定子铁芯滑动,以便保持若干绕线滑块的相对位置。即使助骨骼生长系统100的转动件12与伸缩性磁场发生器16发生的磁场不同轴,其他方位的磁场发生单元161所发生磁场也能进行补偿,并能有效的驱动转动件12工作。

[0083] 在本申请提供的一种具体实施例中,磁场发生单元161设置有强化磁通量的绕线滑块。当伸缩性磁场发生器16的缠绕线圈设置为交流励磁线圈时,在增强磁通量的作用下,其三相绕组产生脉振磁场。脉振磁场即一种空间位置固定而幅值在正负最大值之间变化的磁场。若电机定子上只有一个绕组,则通以交流电时,便产生两极脉振磁场。电流的大小和方向变化时,磁场的大小和极性会跟着变化。但磁场在空间的位置却始终不变。若近似地认为磁场沿圆周作正弦形分布,并用磁场轴线处的空间矢量来代表,用矢量长度来表示磁场振幅,则理论分析可以证明,单相绕组通以交流电产生的脉振磁场可以分解成两个振幅为原脉振磁场的一半、并以相同速率向相反方向旋转的圆形旋转磁场。可以理解的是,伸缩性磁场发生器16在实现环绕式的交变磁场下,即使套筒11内的转动件12与伸缩性磁场发生器16不同轴,其他方位的磁场也能进行补偿从而有效驱动转动件12工作。

[0084] 助骨骼生长系统100通过覆盖在患者骨骼生长部位并稳定贴附患者人体表面的伸缩性磁场发生器16,能够实时根据患者的身体情况改变磁场发生器的磁场值,从而驱动安装在人体骨骼生长部位的套筒11内的转动件12、减速器13、传动轴14、延伸杆15工作。以助于患者手术后的恢复过程达到预期的效果。助骨骼生长系统100的零部件结构简单易拆卸,可轻松替换内部的损坏部件。

[0085] 请参照图2,为支持助骨骼生长系统100,本申请还提供一种伸缩性磁场发生器16,包括:若干磁场发生单元161;用于串联若干磁场发生单元的弹性件162。

[0086] 其中,所述伸缩性磁场发生器16可根据不同患者的骨骼生长部位调整磁场发生单元161设置数,进而调整伸缩性磁场发生器16直径,以便于患者安装、穿戴。为提高伸缩性磁场发生器16的配适性,所述磁场发生单元161设置为与患者手术部位相近的形状,进一步降低使用成本。

[0087] 需要指出的是,为满足伸缩性磁场发生器16可径向变形,所述磁场发生单元161设

有通孔,以便弹性件162通过。为便于快速串联磁场发生单元161,所述弹性件162应该表面光滑,易于通过磁场发生单元161的通孔。所述弹性件162具有两种状态。例如,当患者需要安装、穿戴伸缩性磁场发生器16时,只需拉伸伸缩性磁场发生器16,改变伸缩性磁场发生器16直径,便于患者骨骼生长部位通过。在上述操作过程中,弹性件162受到外力拉伸时,相邻两个磁场发生单元161间隙增大,所述伸缩性磁场发生器16具有第一直径,以便于患者骨骼生长部位通过伸缩性磁场发生器16。当外力释放时,所述弹性件162自动收缩,相邻两个磁场发生单元161间隙减小,所述伸缩性磁场发生器16具有第二直径,从而覆盖患者骨骼生长部位,并稳定贴附人体表面。

[0088] 考虑到伸缩性磁场发生器16在具体的应用场景中会经常拆卸,所述弹性件162使用过程中常承受交变载荷,因此需要提高弹性件162的使用寿命。在本申请提供的一种具体实施方式中,所述弹性件162至少包括:一端固定于磁场发生单元的绳索,用于串联若干磁场发生单元;套设于绳索的弹簧1622,用于提供与外力相反的恢复弹性力。

[0089] 需要指出的是,为实现快速串联磁场发生单元161,所述弹性件162应该表面光滑,易于通过磁场发生单元161的通孔。相应的,所述绳索也应该表面光滑,横断面表现优选为圆形。所述绳索为满足使用要求,在具体的应用场景中可以表现为强度高、自重轻、工作平稳的塑料绳、金属绳等。

[0090] 在本申请提供的一种具体实施方式中,所述绳索优选为钢绳1621。而弹簧1622在满足伸缩性磁场发生器16变形所需的恢复弹性力同时,还易于替换。因此,所述弹簧1622套设于钢绳1621,并随钢绳1621一同通过磁场发生单元161的通孔,从而串联起若干磁场发生单元161。

[0091] 还需要指出的是,所述钢绳1621一端设有第一挡块,对钢绳1621一端限位,以便钢绳1621一端与第一磁场发生单元相对静止。考虑到不同患者的骨骼生长部位也不同,为简化装配操作、易于替换故障件、提高伸缩性磁场发生器16配适性,所述钢绳1621另一端可拆卸地配接第二挡块,对钢绳1621另一端限位,以便钢绳1621配接第二挡块的一端与第二磁场发生单元相对静止。

[0092] 在本申请提供的一种具体实施方式中,所述第一挡块可以表现为圆柱体把件。所述第一挡块与第一磁场发生单元的接触面积大于所述通孔孔径,适合人体手指把持拆卸。所述钢绳1621与第二挡块采用螺纹连接的方式配接,因此,所述钢绳1621与第二挡块配接的一端设置有螺纹,所述第二挡块可以表现为螺母。从而实现伸缩性磁场发生器16可根据患者骨骼生长部位直径,调整磁场发生单元161设置量,进而达到调节伸缩性磁场发生器16第一直径、第二直径的目的,使得伸缩性磁场发生器16便于患者安装、穿戴。患者安装穿戴伸缩性磁场发生器16后,磁场发生单元161可以覆盖患者骨骼生长部位,并稳定贴附患者人体表面,不对患者人体表面造成压迫感。

[0093] 还需要指出的是,在本申请提供的一种具体实施方式中,所述磁场发生单元161包括:定子铁芯;覆盖定子铁芯、设有滑槽的壳体;设置在壳体滑槽、相对定子铁芯滑动的绕线滑块。

[0094] 磁场发生单元161壳体设置为与患者手术部位相近的形状。考虑到每个患者的手术部位不同,如果根据每个患者手术部位的相对尺寸来设置磁场发生单元161壳体的形状,则磁场发生单元161的制作成本显然不适合患者单独定制,且制作磁场发生单元161消耗时

间长。因此,将磁场发生单元161壳体设置标准规格。通过若干个标准规格的磁场发生单元161,可合理安装在不同患者身体的各个部位。

[0095] 可以理解的是,磁场发生单元161的设置应保证转动件12能够正常工作,从而促进患者助骨骼生长。因此,磁场发生单元161设置有强化磁通量的绕线滑块。具体的,强化磁通量的绕线滑块可提高磁通量。提高磁通量即扩大垂直磁场的面积,增强磁场。进一步的,所述相邻磁场发生单元161的绕线滑块间设置有导线,使得若干绕线滑块形成同心式绕组。当所述磁场发生单元161受到外力时,所述导线带动绕线滑块相对定子铁芯滑动,以便保持若干绕线滑块的相对位置。即使助骨骼生长系统100的转动件12与伸缩性磁场发生器16发生的磁场不同轴,其他方位的磁场发生单元161所发生磁场也能进行补偿,并能有效的驱动转动件12工作。

[0096] 在本申请提供的一种具体实施例中,磁场发生单元161设置有强化磁通量的绕线滑块。当伸缩性磁场发生器16的缠绕线圈设置为交流励磁线圈时,在增强磁通量的作用下,其三相绕组产生脉振磁场。脉振磁场即一种空间位置固定而幅值在正负最大值之间变化的磁场。若电机定子上只有一个绕组,则通以交流电时,便产生两极脉振磁场。电流的大小和方向变化时,磁场的大小和极性会跟着变化。但磁场在空间的位置却始终不变。若近似地认为磁场沿圆周作正弦形分布,并用磁场轴线处的空间矢量来代表,用矢量长度来表示磁场振幅,则理论分析可以证明,单相绕组通以交流电产生的脉振磁场可以分解成两个振幅为原脉振磁场的一半、并以相同速率向相反方向旋转的圆形旋转磁场。可以理解的是,伸缩性磁场发生器16在实现环绕式的交变磁场下,即使套筒11内的转动件12与伸缩性磁场发生器16不同轴,其他方位的磁场也能进行补偿从而有效驱动转动件12工作。

[0097] 伸缩性磁场发生器16通过覆盖在患者骨骼生长部位并稳定贴附患者人体表面,实现环绕式的交变磁场。伸缩性磁场发生器16能够实时根据患者的身体情况改变磁场发生器的磁场值,以助于患者手术后的恢复过程达到预期的效果。

[0098] 需要说明的是,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、商品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、商品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,有语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0099] 以上所述仅为本申请的实施例而已,并不用于限制本申请。对于本领域技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原理之内所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的权利要求范围之内。

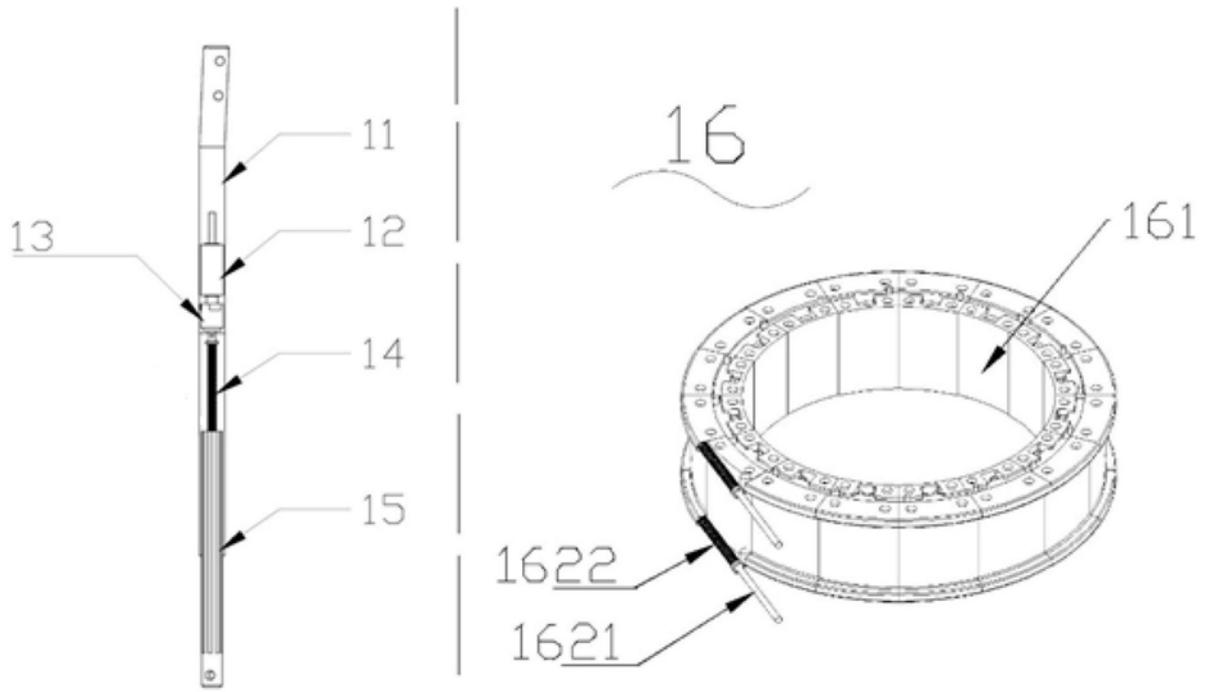


图1

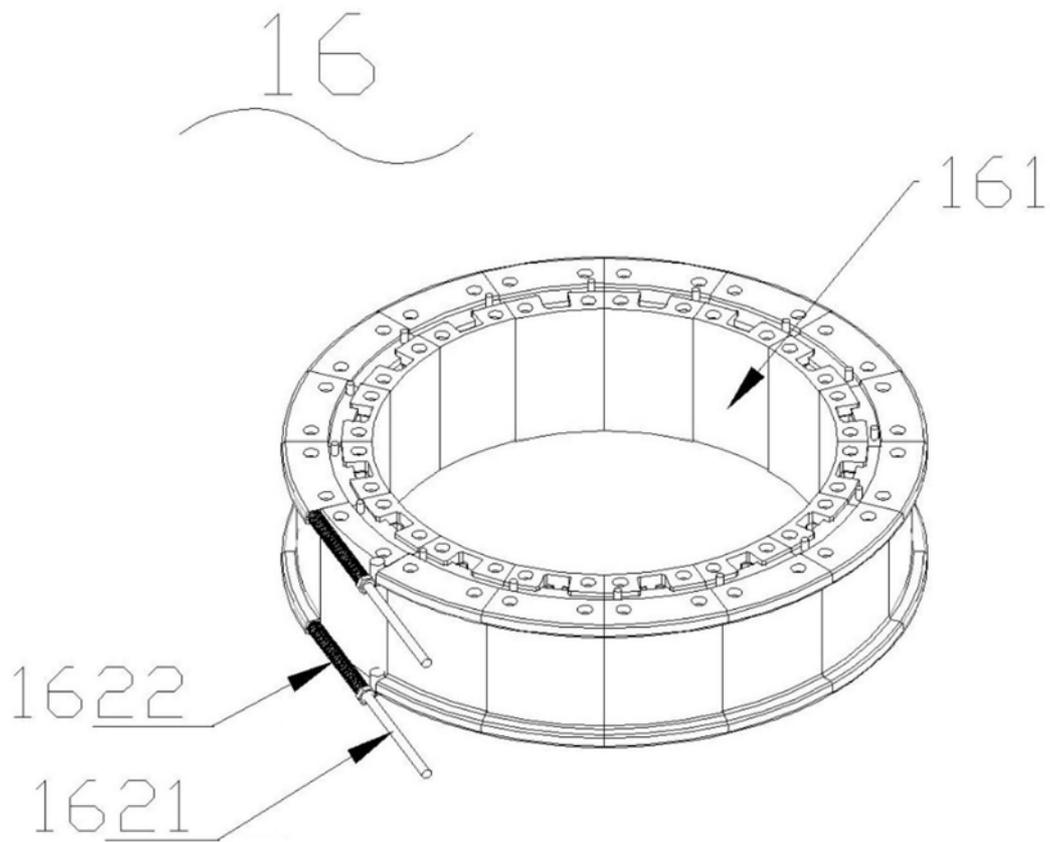


图2