



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103519971 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 07

(21) 申请号 201310481700. 2

(22) 申请日 2013. 10. 15

(73) 专利权人 东南大学常州研究院
地址 213164 江苏省常州市常武中路 801 号
科教城惠研楼北楼东南大学常州研究院
专利权人 常州市钱璟康复器材有限公司

(72) 发明人 宋爱国 倪得晶 李会军 崔建伟
吴涓 樊金成 樊天润

(74) 专利代理机构 常州佰业腾飞专利代理事务
所(普通合伙) 32231
代理人 金辉

(51) Int. Cl.
A61H 1/02(2006. 01)
A61B 5/11(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005177080 A1, 2005. 08. 11,
CN 101791255 A, 2010. 08. 04,
US 2011071442 A1, 2011. 03. 24,
WO 2012118143 A1, 2012. 09. 07,
CN 103054690 A, 2013. 04. 24,
US 2014058299 A1, 2014. 02. 27,

审查员 王炜

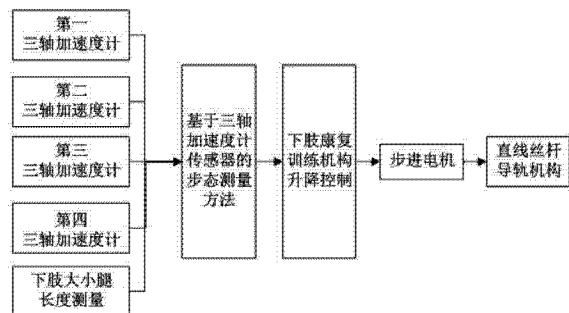
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

基于患者步态测量下肢康复训练机构自适应升降控制方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法,包括基于三轴加速度计传感器的步态测量方法和下肢康复训练机构升降控制方法。基于三轴加速度计传感器的步态测量方法主要根据安装在下肢大小腿外侧的三轴加速度计传感器测量使用者下肢大小腿四个部位的弯曲角度,并结合使用者大腿和小腿长度信息,实现步态信息的测量。下肢康复训练机构升降控制方法,根据患者步态信息,计算其重心所需升降高度,控制步进电机转动,以调节丝杆在直线导轨上的高度,以实现下肢康复训练机构自适应升降控制。



1. 一种基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法,包括步态测量方法,测量左下肢大腿、左下肢小腿、右下肢大腿、右下肢小腿四个部位的弯曲角度信息,结合弯曲角度信息及下肢大小腿的长度信息,计算患者步态信息,其特征在于:所述步态测量方法采用四个三轴加速度计传感器,所述基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法还包括康复训练机构升降控制方法,根据患者步态信息,计算使用者所需调节升降的高度,控制步进电机转动,以调节丝杆在导轨上的高度,实现下肢康复训练机构的自适应控制。

2. 根据权利要求1所述的基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法,其特征在于:当使用者使用下肢康复训练机构时,在左下肢大腿、左下肢小腿、右下肢大腿、右下肢小腿外侧分别佩戴一个三轴加速度计传感器,其具体步骤如下:

步骤1:测量右下肢大腿长度 R^u 、右下肢小腿长度 R^d 、左下肢大腿长度 L^u 、左下肢小腿长度 L^d ;

步骤2:取第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器数据,所述第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别用于采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$;

步骤3:计算使用者步态信息,结合步态信息计算所需调节升降的高度,输出电机控制信号,详细步骤如下:

步骤3.1:利用第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$,并结合使用者大腿长度,小腿长度数据 R^u 、 R^d 、 L^u 、 L^d ,依据以下计算公式,计算右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿四个部位的垂直高度:

$$H^{ru} = R^u \times \cos(\omega 1),$$

$$H^{rd} = R^d \times \cos(\omega 2),$$

$$H^{lu} = L^u \times \cos(\omega 3),$$

$$H^{ld} = L^d \times \cos(\omega 4);$$

其中, H^{ru} 代表右下肢大腿的垂直高度, H^{rd} 代表右下肢小腿的垂直高度, H^{lu} 代表左下肢大腿的垂直高度, H^{ld} 代表左下肢小腿的垂直高度;

步骤3.2:利用右下肢大腿的垂直高度 H^{ru} 、右下肢小腿的垂直高度 H^{rd} 、左下肢大腿的垂直高度 H^{lu} 、左下肢小腿的垂直高度 H^{ld} ,根据以下公式,计算右下肢的垂直高度 H_r 及左下肢距离的垂直高度 H_l :

$$H_r = H^{ru} + H^{rd},$$

$$H_l = H^{lu} + H^{ld};$$

步骤3.3:比较右下肢的垂直高度 H_r 及左下肢距离的垂直高度 H_l ,通过以下公式,得到 H_c , H_c 取 H_r 与 H_l 中的最大值,由于使用者双下肢中垂直高度高的下肢为提供运动支撑力的下肢,它的高度应为控制下肢康复训练机构应处的高度,这样才可以为使用者调节重心,减轻康复训练的负担,

$$H_c = \max \{H_l, H_r\};$$

步骤 3.4:比较 H_c 与下肢康复训练机构当前所处的高度 H_n , 如果 $H_c > H_n$, 则输出上调信号, 控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构上升, 反之, 则输出下降信号, 控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构下降; 控制步进电机运动步数信号 $\Delta Step$ 与 H_c 和 H_n 的差值的绝对值成线性关系, 公式如下, d 为步进电机每走一步的距离,

$$\Delta Step = \frac{|H_c - H_n|}{d}$$

;

步骤 4:返回步骤 2。

基于患者步态测量下肢康复训练机构自适应升降控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法,减轻患者康复训练时的负担。

背景技术

[0002] 在人的日常生活中,平衡能力是人正常活动的一项重要功能,生活中如行走、站立等各种活动都以平衡作为基本的保障。许多还有下肢运动功能障碍类疾病的患者均表现出不同程度的重心平衡功能障碍,这严重阻碍了他们下肢的康复训练运动。

[0003] 下肢康复训练机构是一种用于辅助治疗下肢运动功能障碍类疾病的自动化医疗设备,主要由步态运动机构、重心调节机构、重力平衡机构及控制系统组成。各机构通过协作运转带动患者模拟健康人的行走模式进行训练,逐渐达到恢复下肢运动技能的效果。作为一种协助患者恢复行走能力的康复器械,自适应的控制其行走时重心升降是非常必要的。

[0004] 本文提出以一种基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降的控制方法,通过测量患者的步态信息,分析康复训练机构需要升降的高度,来辅助患者调节重心,更轻松的进行下肢的康复训练运动。

发明内容

[0005] 本发明是用于使用者在下肢康复训练时,康复训练机构难以自动调节使用者重心高度的问题,提供了一种基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明采用了如下的技术方案:

[0007] 本发明公开了一种基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法,包括基于三轴加速度计传感器的步态测量方法和下肢康复训练机构升降控制方法。基于三轴加速度计传感器的步态测量方法主要根据安装在下肢大小腿外侧的三轴加速度计传感器测量使用者下肢大小腿四个部位的弯曲角度,并结合使用者大腿和小腿长度信息,实现步态信息的测量。下肢康复训练机构升降控制方法,根据患者步态信息,计算其重心所需升降高度,控制步进电机转动,以调节丝杆在直线导轨上的高度,以实现下肢康复训练机构自适应升降控制。

[0008] 当使用者使用下肢康复训练机构时,在左下肢大腿、左下肢小腿、右下肢大腿、右下肢小腿外侧分别佩戴一个三轴加速度计传感器,其具体步骤如下:

[0009] 步骤 1:测量右下肢大腿长度 R^u 、右下肢小腿长度 R^d 、左下肢大腿长度 L^u 、左下肢小腿长度 L^d ;

[0010] 步骤 2:取第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器数据,所述第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别用于采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$;

[0011] 步骤 3:计算使用者步态信息,结合步态信息计算所需调节升降的高度,输出电机控制信号,详细步骤如下:

[0012] 步骤 3.1:利用第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别用于采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$,并结合使用者大腿长度,小腿长度数据 R^u 、 R^d 、 L^u 、 L^d ,依据以下计算公式,计算右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿,左下肢小腿四个部位的垂直高度:

$$[0013] \quad H^{ru} = R^u \times \cos(\omega 1),$$

$$[0014] \quad H^{rd} = R^d \times \cos(\omega 2),$$

$$[0015] \quad H^{lu} = L^u \times \cos(\omega 3),$$

$$[0016] \quad H^{ld} = L^d \times \cos(\omega 4);$$

[0017] 其中, H^{ru} 代表右下肢大腿的垂直高度, H^{rd} 代表右下肢小腿的垂直高度, H^{lu} 代表左下肢大腿的垂直高度, H^{ld} 代表左下肢小腿的垂直高度;

[0018] 步骤 3.2:利用右下肢大腿的垂直高度 H^{ru} 、右下肢小腿的垂直高度 H^{rd} 、左下肢大腿的垂直高度 H^{lu} 、左下肢小腿的垂直高度 H^{ld} ,根据以下公式,计算右下肢的垂直高度 H_r 及左下肢距离的垂直高度 H_l :

$$[0019] \quad H_r = H^{ru} + H^{rd},$$

$$[0020] \quad H_l = H^{lu} + H^{ld};$$

[0021] 步骤 3.3:比较右下肢的垂直高度 H_r 及左下肢距离的垂直高度 H_l ,通过以下公式,得到 H_c , H_c 取 H_r 与 H_l 中的最大值,由于使用者双下肢中垂直高度高的下肢为提供运动支撑力的下肢,它的高度应为控制下肢康复训练机构应处的高度,这样才可以为使用者调节重心,减轻康复训练的负担,

$$[0022] \quad H_c = \max\{H_l, H_r\};$$

[0023] 步骤 3.4:比较 H_c 与下肢康复训练机构当前所处的高度 H_n ,如果 $H_c > H_n$,则输出上调信号,控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构上升,反之,则输出下降信号,控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构下降;控制步进电机运动步数信号 $\Delta Step$ 与 H_c 和 H_n 的差值的绝对值成线性关系,公式如下, d 为步进电机每走一步的距离,

$$[0024] \quad \Delta Step = \frac{|H_c - H_n|}{d};$$

[0025] 步骤 4:返回步骤 2。

[0026] 与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0027] (1) 本发明所采用的控制方法,具有计算量小,算法复杂度低,实时性好等优点,采用简单的处理器便可实现对下肢康复训练机构的控制,降低了成本。

[0028] (2) 本发明通过基于步进电机的直线丝杆导轨机构调节下肢康复训练机构的升降,结构简单,更加易于控制。

[0029] (3) 本发明采用三轴加速度计测量使用者的步态信息,更加容易实现且成本低。

附图说明

[0030] 图 1 为本发明的具体实施步骤图。

[0031] 图 2 为本发明的高度差计算示意图。

[0032] 图 3 为本发明的基于步进电机的直线丝杆导轨结构图。

[0033] 附图中标号为：基台 1、丝杆 2、滑块 3、直线导轨 4、步进电机 5、下肢康复训练机构连接装置 6。

具体实施方式

[0034] 图 1 为本发明的具体实施步骤图。

[0035] 本发明主要包括两个部分，基于三轴加速度计传感器的步态测量方法和下肢康复训练机构升降控制方法。基于三轴加速度计传感器的步态测量方法，测量左下肢大腿、左下肢小腿、右下肢大腿、右下肢小腿四个部位的弯曲角度信息，结合弯曲角度信息及下肢大小腿的长度信息，计算左右下肢的高度。下肢康复训练机构升降控制方法，基于步进电机的直线丝杆导轨机构包括基台 1、丝杆 2、滑块 3、直线导轨 4、步进电机 5 和下肢康复训练机构连接装置 6；直线导轨 4 和丝杆 2 平行固定设置在基台 1 上；滑块 3 套接在直线导轨 4 和丝杆 2 上；步进电机 5 安装在丝杆 2 上方；下肢康复训练机构连接装置 6 固定安装在滑块 3 上；根据左右下肢的高度，计算使用者所需调节升降的高度，控制步进电机 5 转动，以调节丝杆 2 在直线导轨 4 上的高度，实现下肢康复训练机构的自适应控制。基于患者步态测量的下肢康复训练机构自适应升降控制方法的具体步骤如下：

[0036] 步骤 1：测量右下肢大腿长度 R^u 、右下肢小腿长度 R^d 、左下肢大腿长度 L^u 、左下肢小腿长度 L^d 。

[0037] 步骤 2：取第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器数据，所述第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别用于采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿，左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$ 。

[0038] 步骤 3：计算使用者步态信息，结合步态信息计算所需调节升降的高度，输出电机控制信号，详细步骤如下：

[0039] 步骤 3.1：利用第一三轴加速度计传感器、第二三轴加速度计传感器、第三三轴加速度计传感器和第四三轴加速度计传感器分别用于采集右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿，左下肢小腿的弯曲角度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\omega 4$ ，并结合使用者大腿长度，小腿长度数据 R^u 、 R^d 、 L^u 、 L^d ，依据以下计算公式，计算右下肢大腿、右下肢小腿、左下肢大腿，左下肢小腿四个部位的垂直高度。

$$[0040] \quad H^{ru} = R^u \times \cos(\omega 1),$$

$$[0041] \quad H^{rd} = R^d \times \cos(\omega 2),$$

$$[0042] \quad H^{lu} = L^u \times \cos(\omega 3),$$

$$[0043] \quad H^{ld} = L^d \times \cos(\omega 4);$$

[0044] H^{ru} 代表右下肢大腿的垂直高度， H^{rd} 代表右下肢小腿的垂直高度， H^{lu} 代表左下肢大腿的垂直高度， H^{ld} 代表左下肢小腿的垂直高度。

[0045] 步骤 3.2：利用右下肢大腿的垂直高度 H^{ru} 、右下肢小腿的垂直高度 H^{rd} 、代表左下肢大腿的垂直高度 H^{lu} 、左下肢小腿的垂直高度 H^{ld} ，根据以下公式，计算右下肢的垂直高度 Hr 及左下肢距离的垂直高度 Hl 。

$$[0046] \quad H_r = H^{ru} + H^{rd},$$

$$[0047] \quad H_l = H^{lu} + H^{ld};$$

[0048] 步骤 3.3: 比较右下肢的垂直高度 H_r 及左下肢距离的垂直高度 H_l , 通过以下公式, 得到 H_c , H_c 取 H_r 与 H_l 中的最大值。由于使用者双下肢中垂直高度高的下肢为提供运动支撑力的下肢, 它的高度应为控制下肢康复训练机构应处的高度, 这样才可以为使用者调节重心, 减轻康复训练的负担。

$$[0049] \quad H_c = \max \{H_l, H_r\};$$

[0050] 步骤 3.4: 比较 H_c 与下肢康复训练机构当前所处的高度 H_n , 如果 $H_c > H_n$, 则输出上调信号, 控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构上升, 反之, 则输出下降信号, 控制基于步进电机的直线丝杆导轨机构下降。控制步进电机 5 运动步数信号 $\Delta Step$ 与 H_c 和 H_n 的差值的绝对值成线性关系, 公式如下, d 为步进电机 5 每走一步的距离。

$$[0051] \quad \Delta Step = \frac{|H_c - H_n|}{d};$$

[0052] 步骤 4: 返回步骤 2。

[0053] 图 2 为本发明的高度差计算示意图。

[0054] R^u 、 R^d 、 L^u 、 L^d 分别指右下肢大腿长度、右下肢小腿长度、左下肢大腿长度及左下肢小腿长度, 它们通过系统设置。 ω_1 、 ω_2 、 ω_3 、 ω_4 分别是第一三轴加速度计、第二三轴加速度计、第三三轴加速度计、第四三轴加速度计四个传感器测得的角度数据。

[0055] H_r 指右下肢垂直高度, 由右下肢大腿垂直高度 H^{ru} 和右下肢小腿垂直高度 H^{rd} 求和得到, H_l 指, 由左下肢大腿垂直高度 H^{lu} 和左下肢小腿垂直高度 H^{ld} 求和得到。其中, 右下肢大腿垂直高度 H^{ru} 由下肢大腿长度与 ω_1 的余弦乘积得到, 右下肢小腿垂直高度 H^{rd} 由下肢小腿长度与 ω_2 的余弦乘积得到, 左下肢大腿垂直高度 H^{lu} 由下肢大腿长度与 ω_3 的余弦乘积得到, 左下肢小腿垂直高度 H^{ld} 由下肢小腿长度与 ω_4 的余弦乘积得到。

[0056] H_c 为左下肢垂直高度 H_l 与右下肢垂直高度 H_r 的最大值, 将最大值数据作为高度调节模块所需调节的康复训练机构的高度。

$$[0057] \quad H^{ru} = R^u \times \cos(\omega_1),$$

$$[0058] \quad H^{rd} = R^d \times \cos(\omega_2),$$

$$[0059] \quad H^{lu} = L^u \times \cos(\omega_3),$$

$$[0060] \quad H^{ld} = L^d \times \cos(\omega_4),$$

$$[0061] \quad H_r = H^{ru} + H^{rd},$$

$$[0062] \quad H_l = H^{lu} + H^{ld},$$

$$[0063] \quad H_c = \max \{H_l, H_r\};$$

[0064] 图 3 为本发明的基于步进电机的直线丝杆导轨机构图。

[0065] 步进电机 5 在控制下转动, 步进电机 5 转动带动丝杆 2 转动, 丝杆 2 带动康复训练机构上下沿着导轨上下移动, 可以调节使用者的重心位置。

[0066] 以上所述的具体实施例, 对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明, 所应理解的是, 以上所述仅为本发明的具体实施例而已, 并不用于限制本发明, 凡在本发明的精神和原则之内, 所做的任何修改、等同替换、改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

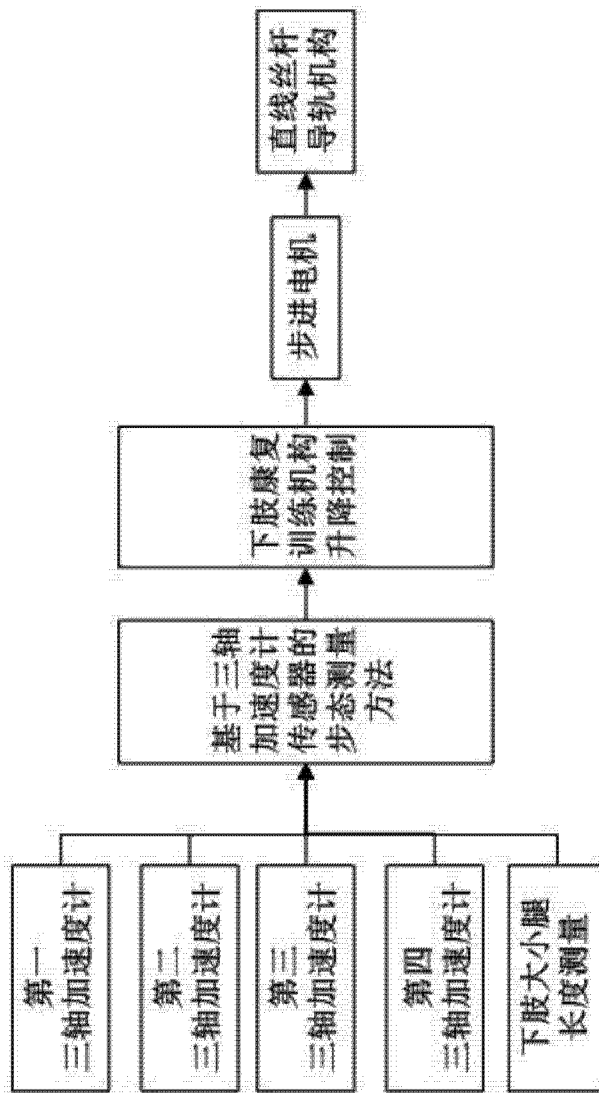


图 1

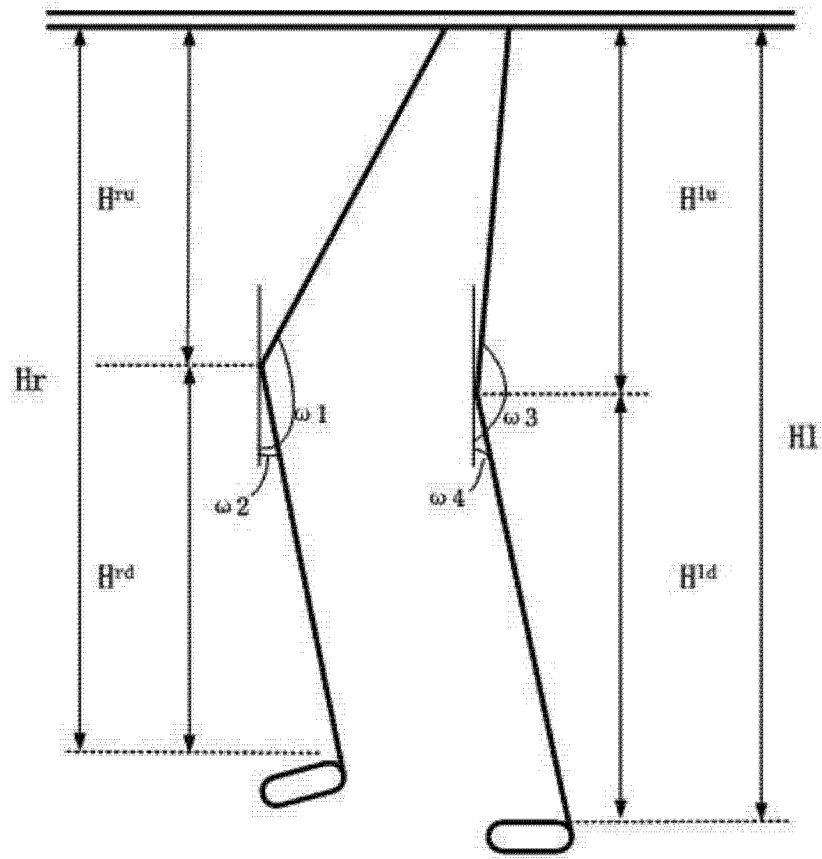


图 2

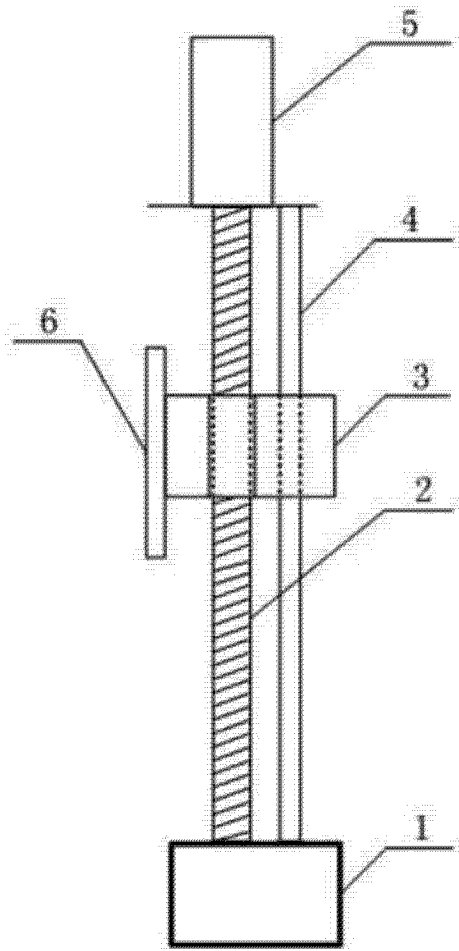


图 3