



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111700756 A

(43)申请公布日 2020.09.25

(21)申请号 202010468648.7

(22)申请日 2020.05.28

(71)申请人 南方科技大学

地址 518055 广东省深圳市南山区学苑大道1088号

(72)发明人 宋超阳 吴霞 刘海原 刘子祺  
陈铭栋

(74)专利代理机构 北京汇信合知识产权代理有限公司 11335

代理人 戴凤仪

(51)Int.Cl.

A61G 7/10(2006.01)

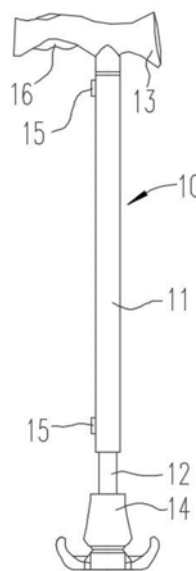
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

一种站立辅助系统

(57)摘要

本发明提供一种站立辅助系统,包括支撑杆、充气背心和深度相机;所述支撑杆包括气缸,所述气缸的缸体上端连接把手,所述把手中设置控制器,所述气缸的活塞杆下端连接底座,所述缸体上端的气口与缸体的无杆腔连通,所述缸体下端的气口与缸体的有杆腔连通;所述气缸上的两气口与压缩气源连通;所述充气背心与所述气缸的缸体连接,所述充气背心的气口与电磁阀连通;所述控制器根据控制指令控制所述电磁阀通断,使得所述充气背心加压或放气。气缸伸长过程中能够提供分布式支撑,以避免撞击或生硬的推动,保证用户能够平稳地站立。



1. 一种站立辅助系统,其特征在于,包括支撑杆、充气背心(20)和深度相机(30);

所述支撑杆包括气缸(10),所述气缸(10)的缸体(11)上端连接把手(13),所述把手(13)中设置控制器,所述气缸(10)的活塞杆(12)下端连接底座(14),所述缸体(11)上端的气口(15)与缸体(11)的无杆腔连通,所述缸体(11)下端的气口(15)与缸体(11)的有杆腔连通;所述气缸(11)上的两气口(15)与压缩气源连通;

所述充气背心(20)与所述气缸(10)的缸体(11)连接,所述充气背心(20)的气口与电磁阀(40)连通;

所述深度相机(30)采集关节信息,所述深度相机(30)将关节信息发送至控制器,所述控制器根据所述关节信息生成电磁阀(40)的控制指令,所述控制器根据所述控制指令控制所述电磁阀(40)通断,使得所述充气背心(20)加压或放气。

2. 根据权利要求1所述的站立辅助系统,其特征在于,所述把手(13)上设置有按钮(16),所述按钮(16)与所述电磁阀(40)电连接,所述按钮(16)控制所述电磁阀(40)通断。

3. 根据权利要求1所述的站立辅助系统,其特征在于,所述把手(13)开设有通道(17),所述通道(17)自把手(13)的底部延伸至把手(13)的一端;

所述气缸(10)的两气口(15)分别连接气管,所述气管穿过所述把手(13)的通道(17)与压缩气源连通。

4. 根据权利要求1所述的站立辅助系统,其特征在于,所述底座(14)与所述气缸(10)的活塞杆(12)螺纹连接,所述底座(14)旋拧以调节所述支撑杆的支撑长度。

5. 根据权利要求1所述的站立辅助系统,其特征在于,所述把手(13)下方气缸(10)的缸体上固定管卡,所述管卡上连接弹簧扣,所述弹簧扣与充气背心(20)连接。

6. 根据权利要求5所述的站立辅助系统,其特征在于,所述充气背心(20)包括充气气囊,所述充气气囊的内、外侧分别连接内层马甲和外层马甲,所述外层马甲连接弹簧扣。

## 一种站立辅助系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及护理设备领域,具体为一种站立辅助系统。

### 背景技术

[0002] 随着国民生活水平不断提高以及医疗公共卫生事业快速发展,我国已经步入老龄化社会,老年人口在总人口中所占的比例日渐升高。而高龄老年人的自我照料能力差,主要由家庭护理,护理费用高,劳动强度大,护理条件急需改善。同时,各类残疾人和长期卧床老年人的大量存在。这就使得助老助残问题正日益成为一个重大的社会问题。

[0003] 在一部分人群中,如高龄老年人和残疾人在日常中并不能像正常人一样轻松站立或坐下,而且由于年龄的增长或者是意外伤害,他们的下肢各关节不足以去支撑身体自重,严重影响老年人和残疾人的生活质量。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种在用户改变姿态时能够提供辅助的站立辅助系统。

[0005] 为了实现上述目的,采用的技术方案为:一种站立辅助系统,包括支撑杆、充气背心和深度相机;

[0006] 所述支撑杆包括气缸,所述气缸的缸体上端连接把手,所述把手中设置控制器,所述气缸的活塞杆下端连接底座,所述缸体上端的气口与缸体的无杆腔连通,所述缸体下端的气口与缸体的有杆腔连通;所述气缸上的两气口与压缩气源连通;

[0007] 所述充气背心与所述气缸的缸体连接,所述充气背心的气口与电磁阀连通;

[0008] 所述深度相机采集关节信息,所述深度相机将关节信息发送至控制器,所述控制器根据所述关节信息生成电磁阀的控制指令,所述控制器根据所述控制指令控制所述电磁阀通断,使得所述充气背心加压或放气。

[0009] 现有技术相比,本发明的技术效果为:将充气背心添加到系统中,一方面气缸的活塞杆伸长,把手能够顶撑用户的手掌;另一方面,缸体与充气背心连接,气缸的缸体向上运动能够带动充气背心向上拉拽用户。气缸运动产生的力作用在用户的手掌以及充气背心上。这样由气缸提供的推力将通过充气背心分配并作用在穿着者身上,并且还作用在用户的手掌,提供渐进、柔顺且强劲的推力,气缸伸长过程中能够提供分布式支撑,以避免撞击或生硬的推动,保证用户能够平稳地站立。

### 附图说明

[0010] 图1为本发明支撑杆的主视图;

[0011] 图2为本发明支撑杆的侧视图;

[0012] 图3为本发明应用场景的示意图;

[0013] 图4为人体姿态改变的生物力学模型的示意图;

[0014] 图5为本发明整体的控制框图;

[0015] 图6为用户站立运动期间与各部件受力的关系示意图。

### 具体实施方式

[0016] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行了描述。

[0017] 在本文中，“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”等仅用于表示相关部分之间的相对位置关系，而非限定这些相关部分的绝对位置。

[0018] 在本文中，“第一”、“第二”等仅用于彼此的区分，而非表示重要程度及顺序、以及互为存在的前提等。

[0019] 在本文中，“相等”、“相同”等并非严格的数学和/或几何学意义上的限制，还包含本领域技术人员可以理解的且制造或使用等允许的误差。

[0020] 除非另有说明，本文中的数值范围不仅包括其两个端点内的整个范围，也包括含于其中的若干子范围。

[0021] 本发明提供一种站立辅助系统，如图1、图2和图5所示，本发明提供一种站立辅助系统，包括支撑杆、充气背心20和深度相机30；

[0022] 所述支撑杆包括气缸10，所述气缸10的缸体11上端连接把手13，所述把手13中设置控制器，所述气缸10的活塞杆12下端连接底座14，所述缸体11上端的气口15与缸体11的无杆腔连通，所述缸体11下端的气口15与缸体11的有杆腔连通；所述气缸11上的两气口15与压缩气源连通；

[0023] 所述充气背心20与所述气缸10的缸体11连接，所述充气背心20的气口与电磁阀40连通；

[0024] 所述深度相机30采集关节信息，所述深度相机30将关节信息发送至控制器，所述控制器根据所述关节信息生成电磁阀40的控制指令，所述控制器根据所述控制指令控制所述电磁阀40通断，使得所述充气背心20加压或放气。

[0025] 本发明通过深度相机30获取用户的深度图像，调用Microsoft Kinect for Azure发布的人体追踪软件开发工具包(Kinect SDK)，通过调用Kinect SDK中的骨骼API接口以分析深度图像，进而能够获取用户的32个骨骼关节的三维坐标。实现人体的关节信息的采集，所述关节信息即为用户各个骨骼关节的三维坐标位置。

[0026] 所述控制器中预设的站立过程中骨骼关节的三维坐标位置的变化，深度相机30实时采集用户的各个骨骼关节的三维坐标位置，所述深度相机30将关节信息发送至控制器，所述控制器比较用户的各个骨骼关节的三维坐标位置的变化与预设的站立过程中骨骼关节的三维坐标位置。

[0027] 参见图3所示，用户坐在床上、马桶上、椅子上以及站立字姿态的具体场景，另外，用户的姿态由a至d的过程中，在比较结果是采集的骨骼关节的三维坐标与预设的站立过程中骨骼关节的三维坐标位置相符的情况下，则判定用户的意图是由坐姿向站姿转化，控制器生成控制指令控制电磁阀40连通所述充气背心20的气口以使充气背心20加压，气缸10的上端的气口15进气，活塞杆伸长，顶撑用户的手掌，缸体11与充气背心20连接，气缸的缸体向上运动能够带动充气背心20向上拉拽用户。当用户完成站立后，深度相机30采集的用户的关节的位置信息不变时，则控制器控制气缸10停止伸长，实现对用户站立进行辅助，控制器控制电磁阀40以使充气背心20放气，以使用户可以将气缸用作助行杖。

[0028] 本发明中将充气背心20添加到系统中,一方面气缸10的活塞杆伸长,把手13能够顶撑用户的手掌;另一方面,缸体11与充气背心20连接,气缸的缸体向上运动能够带动充气背心20向上拉拽用户。

[0029] 气缸10运动产生的力作用在用户的手掌以及充气背心20上。这样由气缸10提供的推力将通过充气背心20分配并作用在穿着者身上,并且还作用在用户的手掌,提供渐进、柔顺且强劲的推力,气缸10伸长过程中能够提供分布式支撑,以避免撞击或生硬的推动,保证用户能够平稳地站立。

[0030] 其中,气缸10的型号可以为MAL32\*500-S,气缸的横截面的直径为32mm,行程为500mm。所述把手13通过螺钉固定在气缸10缸体的顶部。

[0031] 所述把手13上设置有按钮16,所述按钮16与所述电磁阀40电连接,所述按钮控制所述电磁阀40通断。

[0032] 在用户通过按钮16直接控制电磁阀40的通断,在紧急情况下,便于用户直接控制气缸10的伸长或缩短,保证用户的安全。

[0033] 所述把手13开设有通道17,所述通道17自把手13的底部延伸至把手的一端;

[0034] 所述气缸10的两气口15分别连接气管,所述气管穿过所述把手13的通道与压缩气源连通。

[0035] 通过将所述气管穿过所述把手13的通道与所述电磁阀40的两出气口15连通,便于气管的布置,使得管路排布更为规整,避免影响用户地正常行走。

[0036] 所述底座14与所述气缸10的活塞杆12螺纹连接,所述底座14旋拧以调节所述支撑杆的支撑长度。

[0037] 由于用户对气缸10的高度需求是有差异的,所述底座14与所述气缸10的活塞杆12螺纹连接,通过旋拧底座14,调节底座14与气缸10的活塞杆的连接长度,进而调节支撑杆的支撑长度,使得本发明的适用性人群更广。

[0038] 所述把手13下方气缸10的缸体上固定管卡,所述管卡上连接弹簧扣,所述弹簧扣与充气背心20连接。

[0039] 本发明中充气背心20只要将单个气囊阵列嵌入马甲之中,这样一方面气缸10的活塞杆伸长,把手13能够顶撑用户的手掌或腋下;另一方面,缸体上的弹簧扣与充气背心20连接,气缸的缸体向上运动能够带动充气背心20向上拉拽用户。

[0040] 充气背心20用作气缸10和用户之间的软接口,其中弹簧扣为柔性接头,即使用柔性接头将充气背心20与气缸10连接。也就是气缸10运动产生的力作用在用户的手掌以及充气背心20上。这样由气缸10提供的推力将通过充气背心20分配并作用在穿着者身上,并且还作用在用户的手掌,最终气缸10伸长过程中能够提供分布式支撑,以避免撞击或生硬的推动。

[0041] 具体地,所述充气背心20包括充气气囊、所述充气气囊的内、外侧分别连接内层马甲和外层马甲,所述外层马甲连接弹簧扣。

[0042] 本发明中对用户站立过程中加入支撑杆后对用户下肢进行力学模型建立,如图4所示。

[0043] 1) 站立过程在矢状面和冠状面对称;2) 在运动过程中,脚与地面没有相对运动;3) 头部、颈部和躯干看作一个刚体,在站立过程中忽略手对运动的影响;4) 由于老年人站立较

为缓慢,下肢在运动过程中每个时刻均为准静态平衡。由于拐杖带来的外力集中在人体的S点,S点的具体位置视具体情况而定,拐杖提供的力为 $F_s$ 。地面反力集中在足底的P点,大小为 $F_g$ 。 $\tau_1, \tau_2, \tau_3$ 分别代表髋、膝、踝的关节力矩。 $G_1, G_2, G_3, G_4$ 分别是上半身(图4(b))、大腿(图4(c))、小腿(图4(d))和足的质心(图4(e))。对于上半身图4(b):

$$[0044] \quad \begin{cases} \tau_1 + \overline{AG_1} \cdot \overline{G_1} + \overline{AG_1} \cdot (m_1 \cdot \overline{a_1}) - J_{G_1} \cdot \alpha + \overline{AS} \cdot \overline{F_s} = 0 \\ \overline{F_s} + \overline{G_1} + \overline{F_t} = m_1 \cdot \overline{a_1} \end{cases}$$

[0045] 其中, $\tau_1$ 是未知的髋关节力矩, $\overline{G_1}$ 是上半身重力的向量, $\overline{AG_1}$ 是由髋关节指向上半身质心所在位置的向量。 $m_1 \cdot \overline{a_1}$ 是由于上半身加速度带来的惯量, $J_{G_1}$ 是冠状面对应的转动惯量,这两个数据都由传感器的数据获得。 $\overline{AS}$ 是由髋关节指向外力所在点的向量, $\overline{F_s}$ 是作用在S点的外力。用牛顿第二定律即可计算大腿作用在上半身的力 $\overline{F_t}$ 。

[0046] 对于大腿(图4(c)):

$$[0047] \quad \begin{cases} \tau_2 + (-\tau_1) + \overline{BG_2} \cdot \overline{G_2} + \overline{BA} \cdot (-\overline{F_t}) = 0 \\ \overline{F_t} + \overline{G_2} + (-\overline{F_l}) = 0 \end{cases}$$

[0048] 其中, $\tau_2$ 是未知的膝关节力矩, $\overline{G_2}$ 是大腿重力的向量, $\overline{BG_2}$ 是由膝关节指向大腿质心所在位置的向量。 $\overline{BA}$ 是由膝关节指向髋关节的向量。用牛顿第二定律即可计算小腿作用在大腿的力 $\overline{F_l}$ 。

[0049] 对于小腿(图4(d)):

$$[0050] \quad \begin{cases} \tau_3 + (-\tau_2) + \overline{CG_3} \cdot \overline{G_3} + \overline{CB} \cdot (-\overline{F_l}) = 0 \\ \overline{F_a} + \overline{G_3} + (-\overline{F_l}) = 0 \end{cases}$$

[0051] 其中, $\tau_3$ 是未知的踝关节力矩, $\overline{G_3}$ 是小腿重力的向量, $\overline{CG_3}$ 是由踝关节指向小腿质心所在位置的向量。 $\overline{CB}$ 是由踝关节指向膝关节的向量。用牛顿第二定律即可计算足作用在小腿的力 $\overline{F_a}$ 。

[0052] 对于足(图4(e)):

[0053]  $-\tau_3 + \overline{CG_4} \cdot \overline{G_4} + \overline{CP} \cdot \overline{F_g} + M = 0$  其中, $\overline{G_4}$ 是足重力的向量。 $\overline{CG_4}$ 是由踝关节指向足质心所在位置的向量。P是压力重心,M是作用在测力板上的合力矩。 $\overline{CP}$ 是由踝关节指向足压力中心所在位置的向量。

[0054] 下面通过实验,可以验证站立辅助系统的有效性:

[0055] 为了站立辅助系统拐杖的实用性,以有站立辅助系统为唯一变量,受试者分别在在相同时间内不使用站立辅助系统(作为对照组)和使用站立辅助系统(作为实验组)站立。

[0056] 两块测力板独立收集受试者足底和气缸的地面反力。将竖直方向上的地面反力对体重进行归一化处理之后,可以得到如图6所示的曲线。在没有佩戴机器人拐杖的状态下站立,受试者足底测力板收集的数据是图中的实线;带有站立辅助系统时,受试者足底数据对应的是图中虚线,气缸受力对应图中点状线。

[0057] 站立过程主要分为三个阶段,分别是是躯干屈曲(trunk flexion),臀部离凳(hip seat-off)和髋膝伸展(knee-hip extension)。为了对地面反力数据进行分析,在此引入十个指标,它们分别是:站立第一个阶段对应的时间(T1)、此时地面反力(F1)、反力在第一个阶段内的冲量(P1);地面反力的峰值(F2)、从F1变化到F2的变化速率(V1);站立第二个阶段

对应的时间 (T2), 反力在第二个阶段内的冲量 (P2), 反力从峰值变化到此刻值的变化速率 (V2); 站立第三个阶段对应的时间 (T3) 以及反力在这段时间内的冲量 (P3)。

[0058] 从实验结果可看出: 尽管实验组在前两个阶段 (T1+T2) 花了更长的时间, 髋膝伸展 (T3阶段所需时间更短, 而这个阶段完成的更快有助于减小因为重心不稳而跌倒的风险。此外, 在实验组中受试者足底的地面反力F1、F2和反力的增长速度V1均减小, 曲线整个更平滑。这说明在站立辅助系统的辅助下, 在臀部离凳的阶段受试者需要的肌肉力量和关节力矩减小。因此, 站立辅助系统在降低潜在跌倒风险方面显示出良好的性能。

[0059] 上面结合附图对本发明优选的具体实施方式和实施例作了详细说明, 但是本发明并不限于上述实施方式和实施例, 在本领域技术人员所具备的知识范围内, 还可以在不脱离本发明构思的前提下做出各种变化。

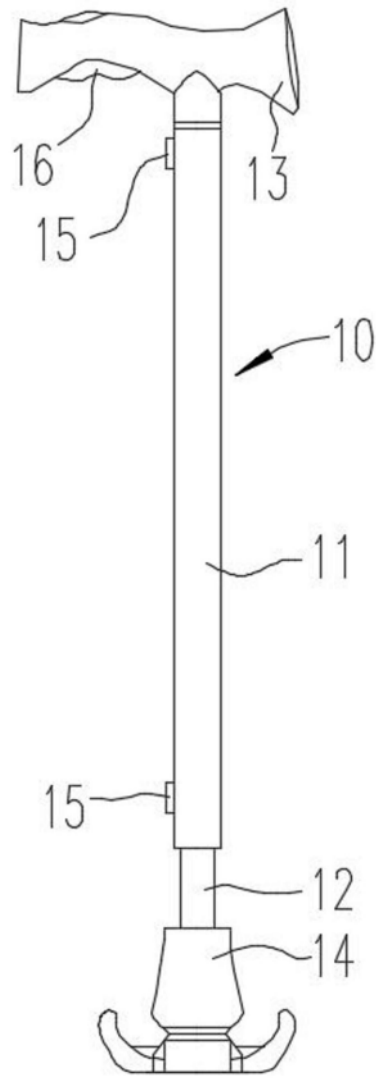


图1



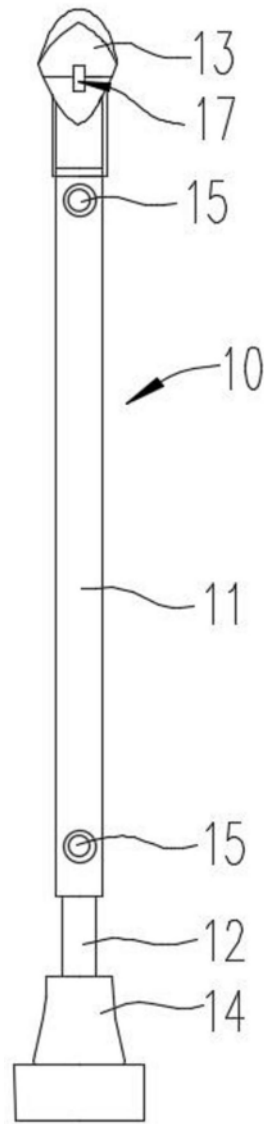


图2

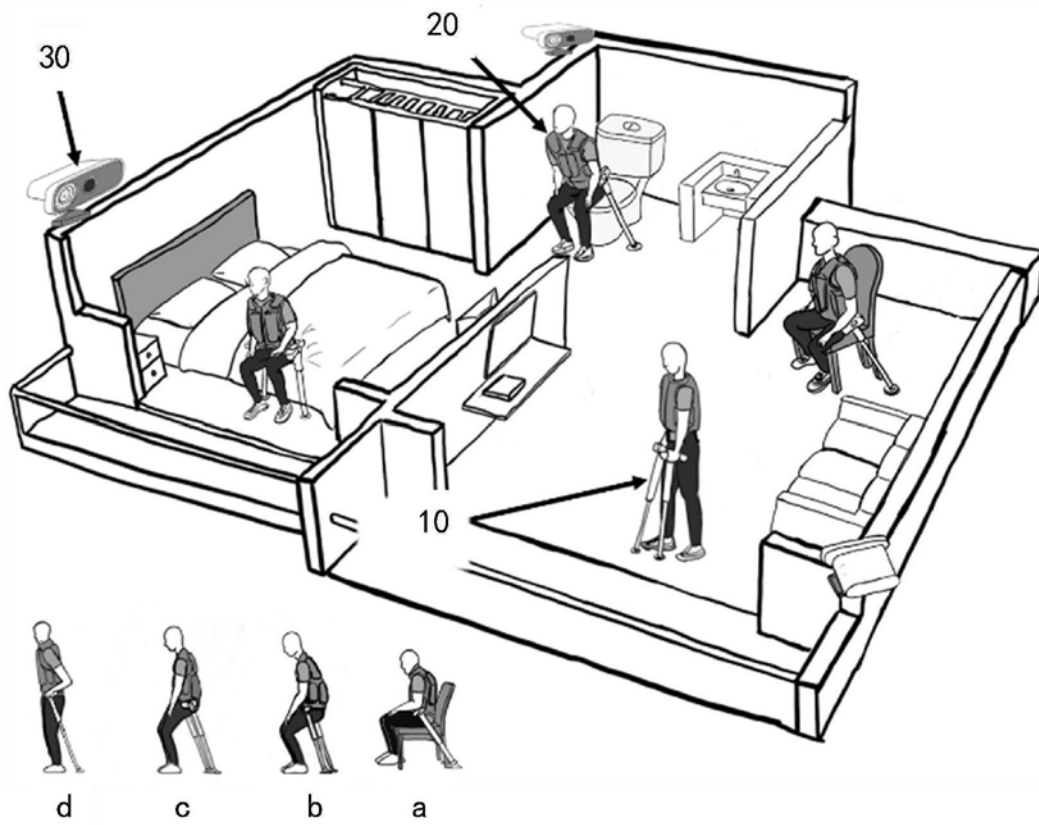


图3

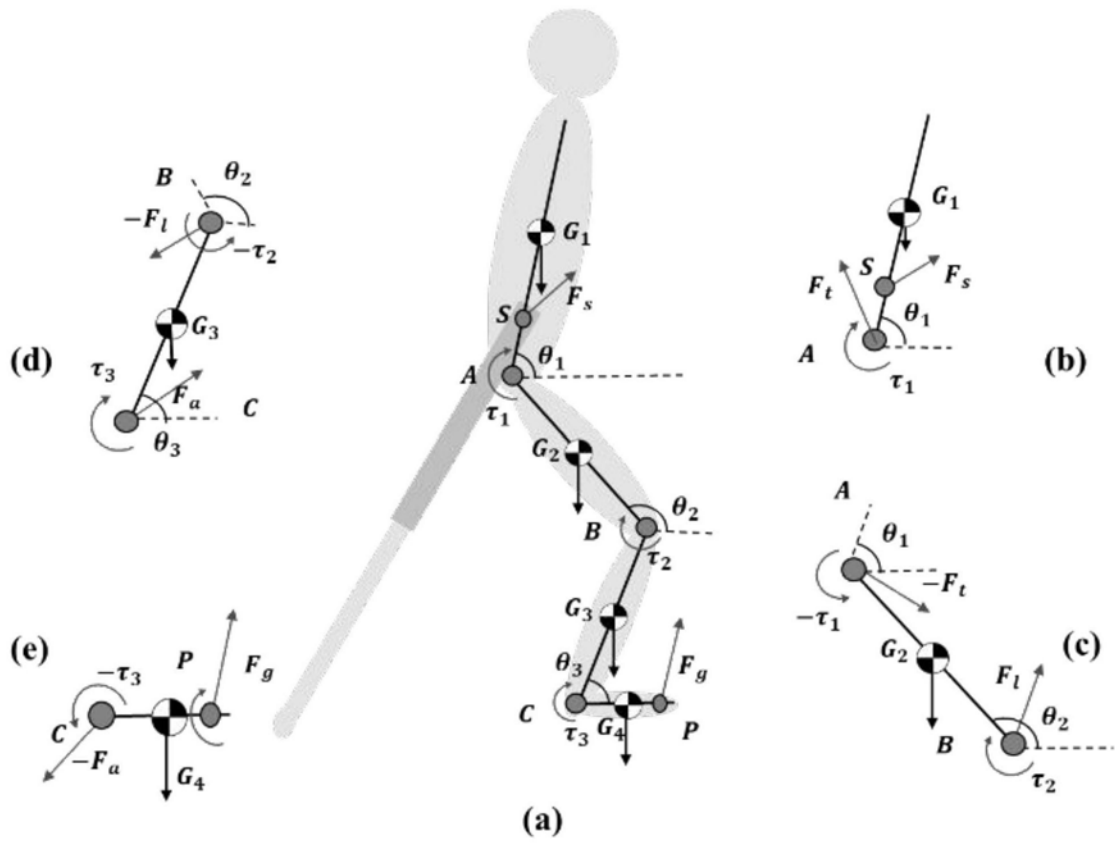


图4

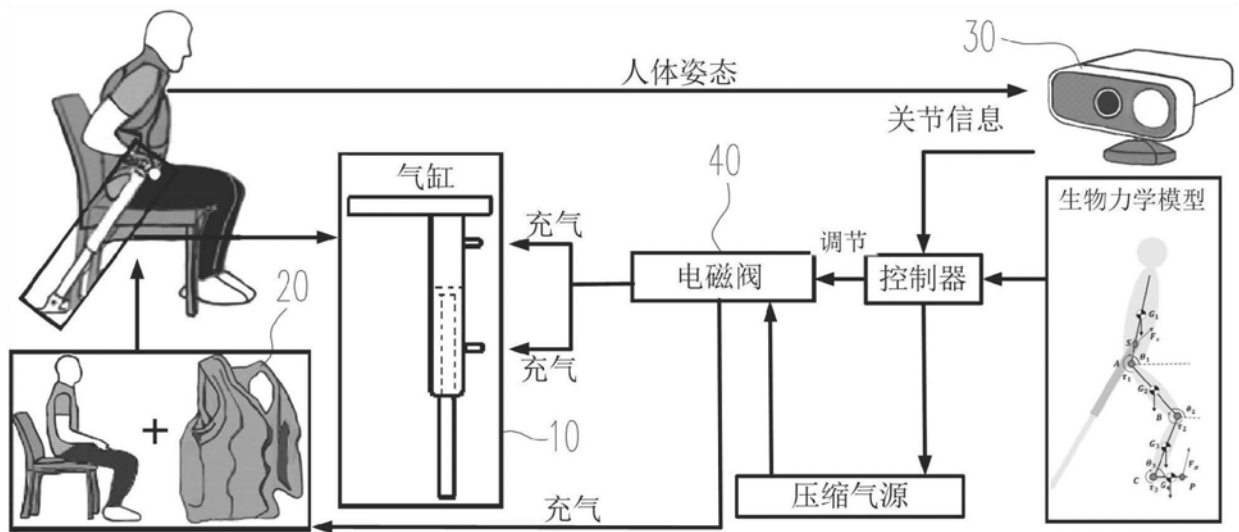


图5

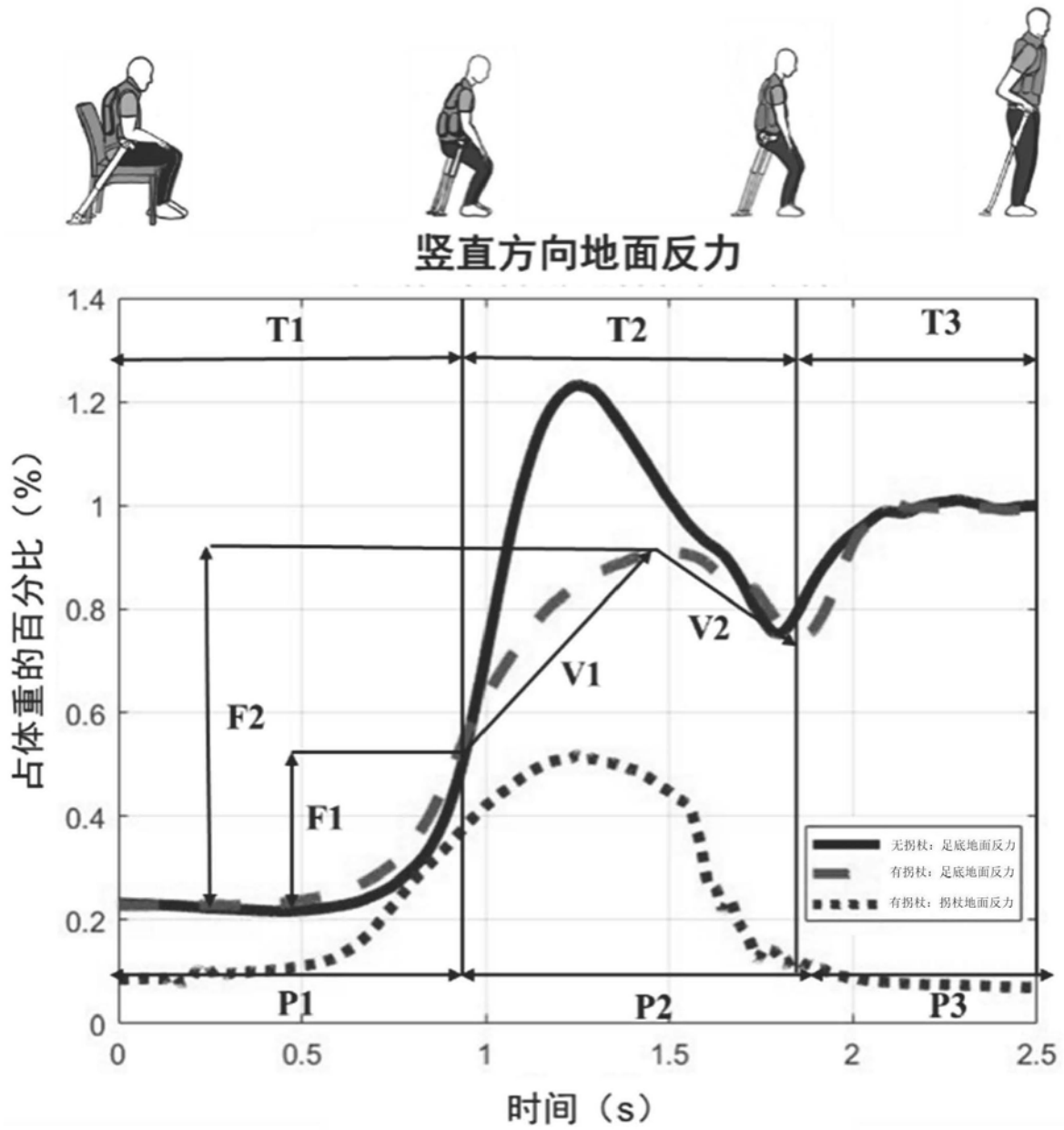


图6