



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106821680 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(21)申请号 201710107188.3

(22)申请日 2017.02.27

(71)申请人 浙江工业大学

地址 310014 浙江省杭州市下城区潮王路
18号浙江工业大学

(72)发明人 唐智川 刘肖健

(74)专利代理机构 杭州斯可睿专利事务所有
限公司 33241

代理人 王利强

(51) Int. Cl.

A61H 1/02(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/103(2006.01)

B25J 9/16(2006.01)

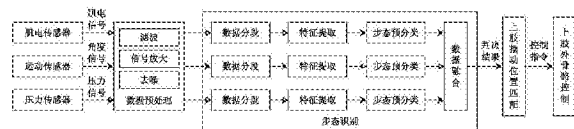
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法

(57)摘要

一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,包括以下步骤:1)数据采集:通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行被试正常行走时不同步态类别的肌电信号、关节角度和足底接触力的采集;2)数据预处理:对采集到的肌电信号、关节角度和足底接触力进行预处理;3)步态识别;4)上肢摆动位置匹配:根据与所识别步态类别匹配相应的上肢摆动位置;5)外骨骼控制:基于获得的上肢摆动位置,向上肢康复外骨骼驱动器发出相应控制指令,进行上肢康复外骨骼的控制,带动上肢进行康复训练。本发明考虑上肢-下肢协调性、康复效果较好。



1. 一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:包括以下步骤:

1) 数据采集:通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行被试正常行走时不同步态类别的肌电信号、关节角度和足底接触力的采集;

2) 数据预处理:对采集到的肌电信号、关节角度和足底接触力进行预处理;

3) 步态识别,包含如下子步骤:

(3.1) 数据分段:使用“重叠窗”方法对每个被试的每种手势动作数据进行开窗分段;

(3.2) 特征提取:肌电信号特征包括积分肌电、均方根值、均方差值三种时域特征值和平均功率频率、中心频率两种频域特征值;关节角度和足底接触力特征为其平均值;

(3.3) 步态预分类:采用BP神经网络作为分类器进行步态识别,建立分类模型;分别对肌电信号、关节角度、足底接触力进行模式预分类,构造三个三层BP神经网络分类器;三个分类器的输入分别为目标肌肉的肌电信号特征值、目标关节角度特征值和目标足底接触力特征值,输出为步态类别;将每个被试的每种步态类别的所有数据分成训练集、检验集和测试集;使用训练集数据和验证集数据进行网络模型优化和参数调整,使用测试集数据测试训练好的模型的识别率,进行步态识别分类;

(3.4) 数据融合:使用D-S证据理论进行决策层数据融合;将三个BP神经网络的输出转换为概率输出,得到各自的基本概率赋值,经D-S证据融合后,根据判定规则得到最后的步态识别结果;

4) 上肢摆动位置匹配:根据与所识别步态类别匹配相应的上肢摆动位置;

5) 外骨骼控制:基于获得的上肢摆动位置,向上肢康复外骨骼驱动器发出相应控制指令,进行上肢康复外骨骼的控制,带动上肢进行康复训练。

2. 如权利要求1所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤2)中,数据预处理包含如下子步骤:

(2.1) 滤波:对表面肌电信号进行带通滤波和陷波处理,带通滤波20-500Hz,工频陷波50Hz;对关节角度和足底接触力进行1-30Hz带通滤波;

(2.2) 信号放大;

(2.3) 去除噪声,包括信号中的直流成分、皮肤摩擦的高频噪声和工频干扰,并通过加权平均增大信噪比。

3. 如权利要求1或2所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤(3.1)中,采样窗口长度为200ms,移动步长为窗口长度的50%,即100ms。

4. 如权利要求1或2所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤(3.3)中,将每个被试的每种步态类别的所有数据分成5份,1份作为测试集。

5. 如权利要求1或2所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤1)中,所述的肌电传感器位于臀大肌、腓绳肌、股四头肌和腓肠肌,用来采集四块目标肌肉的肌电信号;所述的运动传感器位于大腿前侧和小腿前侧,用来采集大腿、小腿与地面的倾角以及膝关节的角度;所述的压力传感器位于足跟和足趾区域的三个位置,用来检测足底与地面的接触状态以及其相互作用力。

6. 如权利要求1或2所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤4)中,所述的步态类别根据一个步态周期的支撑相和摆动相共分为7类:足跟着地、足掌着地、支撑中期、足跟离地、足趾离地、摆动前期、摆动中期;所述的上肢摆动位置

对应不同步态类别,肩关节和肘关节角度不同;为了保持身体平衡,同侧的胳膊摆动与迈出的脚步方向正相反。

7.如权利要求1或2所述的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,其特征在于:所述步骤5)中,所述的上肢康复外骨骼由两个步进电机、两个转动轴、后臂金属连杆、前臂金属连杆、两个绑带、主控板组成;转动轴分别位于肩关节和肘关节,步进电机作为驱动器带动转动轴旋转;绑带来连接金属连杆和手臂,固定上肢外骨骼;主控板用于对采集到的传感器信号进行数据预处理、步态识别,获得上肢摆动位置后对步进电机驱动器发出控制指令。

一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及康复外骨骼控制技术领域,具体地,涉及一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法。

背景技术

[0002] 随着社会的老龄化,因心脑血管和神经系统疾病等造成的中风偏瘫人数逐年增加,且患者趋于年轻化。临床研究表明,30%-60%的偏瘫患者在发生中风后的六个月,上肢仍未有恢复功能性;只有5%-20%的患者完成了功能康复。传统的手动人工辅助康复训练存在众多局限性,首先是从专业医生手把手的指导下开始,而后由病人的健康上肢或其家属、护士人工对病人患肢进行反复牵引。随着科学技术的发展,医疗机器人技术得到快速发展,例如上肢康复外骨骼系统。尽管国内外研究者在上肢康复外骨骼系统辅助进行运动功能重建与康复效果的论证上开展了大量工作,但在许多方面还达不到临床应用的要求,需要深入、系统的研究和探索。

[0003] 经过对现有技术的检索发现,中国发明专利申请号:201010174806.4,名称:外骨骼式上肢康复机器人。该发明涉及一种通过助动人体肩胛骨旋转来实现上肢康复的外骨骼式上肢康复机器人。但仅能通过机械辅助患者上肢康复训练,没有考虑到上肢-下肢协调性,且我们日常生活的动作中很少涉及上肢做圆周转动的方式。中国发明专利申请号:201410217852.6,名称:一种多体位上下肢联动康复机器人。该发明提供了一种多体位上下肢联动康复机器人,可以实现多个体位的、伴随摆臂的步态康复运动。虽然这考虑到了上下肢协调性的目的,但患者仍是固定在康复设备上,上下肢训练时并不能达到日常生活中的自然行走状态,且缺乏训练乐趣,长期的不正常的枯燥训练可能导致患者习惯自身的错误,导致后期康复效果不佳甚至更难以纠正。因此,在康复训练过程中缺少上肢-下肢协调性考虑、训练动作不自然、因枯燥训练导致患者的习惯错误是现有上肢康复外骨骼主要的不足之处。

[0004] 人类正常行走时,手臂是随着下肢运动而协调摆动的。若下肢在步态运动中受到干扰,如附着额外质量块,控制上肢摆动的肌肉电活动性将增强,这说明人体上、下肢在步态中的运动存在某种联系,人体上下肢的运动通过神经相互作用产生影响。对于上肢丧失运动功能的患者,下肢的积极运动有利于上肢尽快的恢复运动功能。虽然手臂的摆动没有给步行提供直接的推力功能,但从运动学角度出发,步态期间手臂摆动改善步态稳定性,提高能量效率。因此,在进行上肢康复训练时,需要考虑上肢-下肢协调性,并且,基于上肢-下肢协调性的康复训练能进一步提高康复效果。此外,在自然行走状态中进行上肢康复训练,更贴近日常生活的动作状态,更符合人的运动规律,不会因枯燥训练导致患者的习惯错误,从而促进康复效果。

发明内容

[0005] 为了克服已有上肢康复外骨骼控制方式的不考虑上肢-下肢协调性、康复效果较

差的不足,本发明提供一种考虑上肢-下肢协调性、康复效果较好的基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法。

[0006] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

[0007] 一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法,包括以下步骤:

[0008] 1) 数据采集:通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行被试正常行走时不同步态类别的肌电信号、关节角度和足底接触力的采集;

[0009] 2) 数据预处理:对采集到的肌电信号、关节角度和足底接触力进行预处理;

[0010] 3) 步态识别,包含如下子步骤:

[0011] (3.1) 数据分段:使用“重叠窗”方法对每个被试的每种手势动作数据进行开窗分段;

[0012] (3.2) 特征提取:肌电信号特征包括积分肌电、均方根值、均方差值三种时域特征值和平均功率频率、中心频率两种频域特征值;关节角度和足底接触力特征为其平均值;

[0013] (3.3) 步态预分类:采用BP神经网络作为分类器进行步态识别,建立分类模型;分别对肌电信号、关节角度、足底接触力进行模式预分类,构造三个三层BP神经网络分类器;三个分类器的输入分别为目标肌肉的肌电信号特征值、目标关节角度特征值和目标足底接触力特征值,输出为步态类别;将每个被试的每种步态类别的所有数据分成训练集、检验集和测试集;使用训练集数据和验证集数据进行网络模型优化和参数调整,使用测试集数据测试训练好的模型的识别率,进行步态识别分类;

[0014] (3.4) 数据融合:使用D-S证据理论进行决策层数据融合;将三个BP神经网络的输出转换为概率输出,得到各自的基本概率赋值,经D-S证据融合后,根据判定规则得到最后的步态识别结果;

[0015] 4) 上肢摆动位置匹配:根据与所识别步态类别匹配相应的上肢摆动位置;

[0016] 5) 外骨骼控制:基于获得的上肢摆动位置,向上肢康复外骨骼驱动器发出相应控制指令,进行上肢康复外骨骼的控制,带动上肢进行康复训练。

[0017] 进一步,所述步骤2)中,数据预处理包含如下子步骤:

[0018] (2.1) 滤波:对表面肌电信号进行带通滤波和陷波处理,带通滤波20-500Hz,工频陷波50Hz;对关节角度和足底接触力进行1-30Hz带通滤波;

[0019] (2.2) 信号放大;

[0020] (2.3) 去除噪声,包括信号中的直流成分、皮肤摩擦的高频噪声和工频干扰,并通过加权平均增大信噪比。

[0021] 再进一步,所述步骤(3.1)中,采样窗口长度为200ms,移动步长为窗口长度的50%,即100ms。

[0022] 所述步骤(3.3)中,将每个被试的每种步态类别的所有数据分成5份,1份作为测试集。

[0023] 所述步骤1)中,所述的肌电传感器位于臀大肌、腓绳肌、股四头肌和腓肠肌,用来采集四块目标肌肉的肌电信号;所述的运动传感器位于大腿前侧和小腿前侧,用来采集大腿、小腿与地面的倾角以及膝关节的角度;所述的压力传感器位于足跟和足趾区域的三个位置,用来检测足底与地面的接触状态以及其相互作用力。

[0024] 所述步骤4)中,所述的步态类别根据一个步态周期的支撑相和摆动相共分为7类:

足跟着地、足掌着地、支撑中期、足跟离地、足趾离地、摆动前期、摆动中期；所述的上肢摆动位置对应不同步态类别，肩关节和肘关节角度不同；为了保持身体平衡，同侧的胳膊摆动与迈出的脚步方向正相反。

[0025] 所述步骤5)中，所述的上肢康复外骨骼由两个步进电机、两个转动轴、后臂金属连杆、前臂金属连杆、两个绑带、主控板组成；转动轴分别位于肩关节和肘关节，步进电机作为驱动器带动转动轴旋转；绑带来连接金属连杆和手臂，固定上肢外骨骼；主控板用于对采集到的传感器信号进行数据预处理、步态识别，获得上肢摆动位置后对步进电机驱动器发出控制指令。

[0026] 本发明的技术构思为：首先通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行肌电信号、关节角度和足底接触力的采集，其次使用BP神经网络对数据预处理后的传感器信息进行步态预分类，并使用数据融合技术(D-S证据理论)得到最终的识别结果，最后根据与所识别步态相匹配的上肢摆动位置发出相应控制指令，进行上肢康复外骨骼的控制，带动上肢进行康复训练。该方法基于上肢-下肢协调性，在自然行走状态中进行上肢康复训练，进一步促进康复效果。

[0027] 本发明的一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法，能够在自然行走状态下，通过识别下肢步态准确地进行上肢康复外骨骼的控制，进一步提高康复效果。

[0028] 本发明的有益效果主要表现在：

[0029] 1) 对于上肢丧失运动功能的患者，下肢的积极运动有利于上肢尽快的恢复运动功能；在进行上肢康复训练时，需要考虑上肢-下肢协调性，并且，基于上肢-下肢协调性的康复训练能进一步提高康复效果；

[0030] 2) 在自然行走状态中进行上肢康复训练，更贴近日常生活的动作状态，更符合人的运动规律，不会因枯燥训练导致患者的习惯错误，从而促进康复效果；

[0031] 3) 作为一种创新的上肢康复外骨骼控制技术，从下肢获得新的控制源，普遍可行，非常实用，为广大上肢康复患者带来了便利，适于大规模推广应用。

附图说明

[0032] 图1是本发明所述方法流程图；

[0033] 图2是上肢康复外骨骼结构和肌电、运动传感器位置示意图；

[0034] 图3是足底压力传感器位置示意图；

[0035] 图4是步态类别和相应上肢摆动位置示意图。

具体实施方式

[0036] 下面结合附图对本发明作进一步描述。

[0037] 参照图1~图4，一种基于下肢步态的上肢康复外骨骼控制方法，包括以下步骤：首先，通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行肌电信号、关节角度和足底接触力的采集，其次使用BP神经网络对数据预处理后的传感器信息进行步态预分类，并使用数据融合技术(D-S证据理论)得到最终的识别结果，最后根据与所识别步态相匹配的上肢摆动位置发出相应控制指令，进行上肢康复外骨骼的控制，带动上肢进行康复训练。

[0038] 各步骤详细说明如下：

[0039] 1) 数据采集：通过位于下肢的肌电传感器、运动传感器和足底的压力传感器进行被试正常行走时不同步态类别的肌电信号、关节角度和足底接触力的采集。如图2所示，所述的肌电传感器采用普通的Ag/AgCl肌电电极，位于臀大肌(6)、腓绳肌(7)、股四头肌(8)和腓肠肌(9)，用来采集四块目标肌肉的肌电信号；所述的运动传感器(10)采用中国InvenSense公司的MPU6050型六轴运动传感器，位于大腿前侧和小腿前侧，用来采集大腿、小腿与地面的倾角以及膝关节的角度；所述的压力传感器(11)为美国Tekscan公司的FlexiForce型压力传感器，如图3所示，位于足跟和足趾区域的三个位置，用来检测足底与地面的接触状态以及其相互作用力。

[0040] 2) 数据预处理：对采集到的肌电信号、关节角度和足底接触力进行预处理，具体包含如下子步骤：

[0041] (2.1) 滤波：对表面肌电信号进行带通滤波和陷波处理，带通滤波20-500Hz，工频陷波50Hz；对关节角度和足底接触力进行1-30Hz带通滤波；

[0042] (2.2) 信号放大；

[0043] (2.3) 去除噪声，包括信号中的直流成分、皮肤摩擦的高频噪声和工频干扰，并通过加权平均增大信噪比，减少噪声对信号的影响。

[0044] 3) 步态识别，具体包含如下子步骤：

[0045] (3.1) 数据分段：使用“重叠窗”方法对每个被试的每种手势动作数据进行开窗分段，采样窗口长度为200ms，移动步长为窗口长度的50%，即100ms；

[0046] (3.2) 特征提取：肌电信号特征包括积分肌电(iEMG)、均方根值(RMS)、均方差值(S^2)三种时域特征值和平均功率频率(MPF)、中心频率(FC)两种频域特征值，计算公式分别为：

[0047] 积分肌电(iEMG)：

$$[0048] \quad iEMG = \int_{N_2}^{N_1} X(t) dt \quad (1)$$

[0049] 其中， N_1 为积分起点， N_2 为积分终点， $X(t)$ 为肌电曲线， d_t 为采样的时间间隔；

[0050] 均方根值(RMS)：

$$[0051] \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (2)$$

[0052] 其中， N 为采样点数， X_i 为第 i 个采样点的肌电幅值；

[0053] 均方差值(S^2)：

$$[0054] \quad S^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [X_i - M]^2 \quad (3)$$

[0055] 其中， N 为采样点数， X_i 为第 i 个采样点的肌电幅值， M 为肌电信号的平均值；

[0056] 平均功率频率(MPF)：

$$[0057] \quad MPF = \frac{\int fs(f)df}{\int s(f)df} \quad (4)$$

[0058] 其中, f 为功率, $s(f)$ 为功率谱曲线, df 为频率分辨率;

[0059] 中心频率 (FC):

$$[0060] \quad FC = \int_{F_s}^{F_e} S^2(f)df \quad (5)$$

[0061] 其中, F_s 为信号的起始频率, F_e 为信号的终止频率;

[0062] 大腿、小腿与地面的倾角 θ_1 和 θ_2 分别为

$$[0063] \quad \theta_1 = 90^\circ - \theta_1' = 90^\circ - \tan^{-1}\left(\frac{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}}{a_z}\right) \quad (6)$$

$$[0064] \quad \theta_2 = 90^\circ - \theta_2' = 90^\circ - \tan^{-1}\left(\frac{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}}{a_z}\right) \quad (7)$$

[0065] 其中, θ_1' 和 θ_2' 为自然坐标系的 z 轴和运动传感器 z 轴的夹角, a_x 、 a_y 和 a_z 分别为运动传感器 x 、 y 、 z 轴的角加速度值; 膝关节的角度 $\theta_3 = \theta_1 + \theta_2$; 三个关节角度的特征值为其平均值, 即 $\overline{\theta_1}$ 、 $\overline{\theta_2}$ 和 $\overline{\theta_3}$; 足底接触力特征值为其平均值, 即 \overline{F} 。

[0066] (3.3) 步态预分类: 采用 BP 神经网络作为分类器进行步态识别, 建立分类模型; 分别对肌电信号、关节角度、足底接触力进行模式预分类, 构造三个三层 BP 神经网络 (输入层、隐含层和输出层) 分类器; 三个分类器的输入分别为目标肌肉的肌电信号特征值、目标关节角度特征值和目标足底接触力特征值, 输出为步态类别; 将每个被试的每种步态类别的所有数据分成 5 份, 其中 3 份作为训练集 (60% 的数据), 1 份作为检验集 (20% 的数据), 1 份作为测试集 (20% 的数据); 使用训练集数据和验证集数据进行网络模型优化和参数调整, 使用测试集数据测试训练好的模型的识别率, 进行步态识别分类; 神经网络训练过程使用的转换函数为 Sigmoid 函数。输出值可以由以下公式得出:

$$[0067] \quad y = f\left(\sum w_i x_i\right) = \frac{1}{1 + e^{-\left(\sum w_i x_i\right)}} \quad (8)$$

[0068] 其中, y 为输出值, x_i 为输入值, w_i 为加权系数, e 为误差函数, $f()$ 为转换函数。

[0069] (3.4) 数据融合: 使用 D-S 证据理论进行决策层数据融合。D-S 证据推理具有良好的理论基础和实际应用效果, 可以提高模式识别的准确性。D-S 证据推理是一种类似于 Bayes 推理的方法, 它通过先验概率赋值函数来获得后验的证据区间, 量化了命题的可信程度和似然率。利用概率分配函数、信任函数、似然函数来描述客观证据对命题的支持程度, 用它们之间的推理与运算来进行目标识别。D-S 证据推理相比于传统的概率论能更好的把握问题的未知性和不确定性。由于标准 BP 神经网络的判决输出属于硬判决输出, 在与 D-S 证据推理相联合的信息融合中, 需要将 BP 神经网络的输出转换为概率输出, 得到各自的基本概率赋值, 经 D-S 证据融合后, 根据判定规则得到最后的步态识别结果。

[0070] D-S 证据推理可以把若干个不同来源的独立证据结合起来以提高识别率。本实施例中有 7 类步态的待识别目标, 将其构成的集合定义为识别框架, 即 $\Theta = \{C_1, C_2, \dots, C_7\}$ 。根据

信任函数的定义,计算得到相应的信任函数 $Bel(C_i)$ 。最后将类别判给具有最大绝对信度的命题:

$$E(X) = \begin{cases} C_i, & \max_{i \in \{1,2,\dots,7\}} (Bel(C_i)) > a \\ \text{拒识} & \text{否则} \end{cases} \quad (9)$$

[0072] 其中,a为预先设定的阈值,本实施例中取0.5。

[0073] 4) 上肢摆动位置匹配:根据与所识别步态类别匹配相应的上肢摆动位置。如图4所示,步态类别根据一个步态周期的支撑相和摆动相共分为7类:足跟着地、足掌着地、支撑中期、足跟离地、足趾离地、摆动前期、摆动中期;上肢摆动位置对应不同步态类别,肩关节(α_1)和肘关节(α_2)角度不同,对应关系如下表1:

[0074]

	足跟着地	足掌着地	支撑中期	足跟离地	足趾离地	摆动前期	摆动中期
肩 关	15°	15°	0°	0°	0°	0°	15°

[0075]

节 角 度 α_1							
肘 关 节 角 度 α_2	0°	15°	15°	30°	15°	15°	15°

[0076] 表1

[0077] 为了保持身体平衡,同侧的胳膊摆动与迈出的脚步方向正相反。

[0078] 5) 外骨骼控制:基于获得的上肢摆动位置,向上肢康复外骨骼驱动器发出相应控制指令,进行上肢康复外骨骼的控制,带动上肢进行康复训练。如图2所示,所述的上肢康复外骨骼由两个步进电机(1)、两个转动轴(2)、后臂金属连杆(3)、前臂金属连杆(4)、两个绑带(5)、主控板组成;转动轴(2)分别位于肩关节和肘关节,步进电机(1)作为驱动器,采用两相四线的步进电机,带动转动轴旋转;绑带(5)用来连接金属连杆(3、4)和手臂,固定上肢外骨骼;主控板采用Arduino UNO控制板,采用ATmega328单片机,用于对采集到的传感器信号进行数据预处理、步态识别,获得上肢摆动位置后对步进电机(1)驱动器发出控制指令。

[0079] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当理解本发明并非局限于本文所披露的形式,不应看作是对其他实施例的排除,而可用于各种其他组合、修改和环境,并能够在本文所述构想范围内,通过上述教导或相关领域的技术或知识进行改动。而本领域人员所进行的改动和变化不脱离本发明的精神和范围,则都应在本发明所附权利要求的保护范围内。如实施例中各个上肢摆动位置的肩关节和肘关节角度,在其他实施例可根据不同被试的实际情况调节,也属于本发明保护范围内。

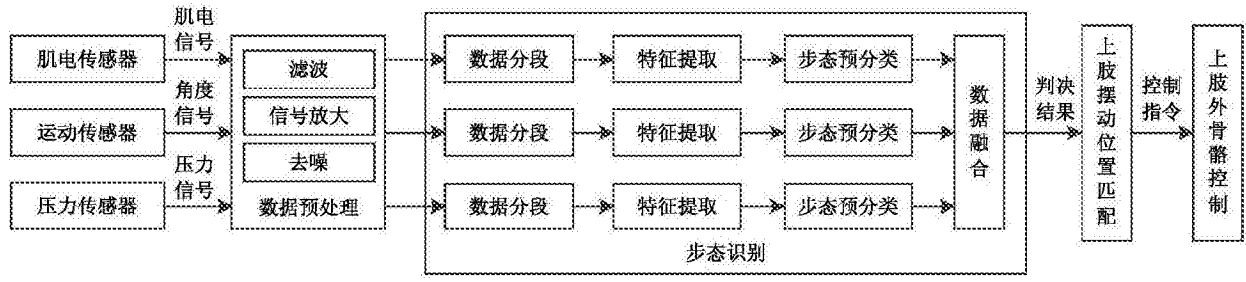


图1

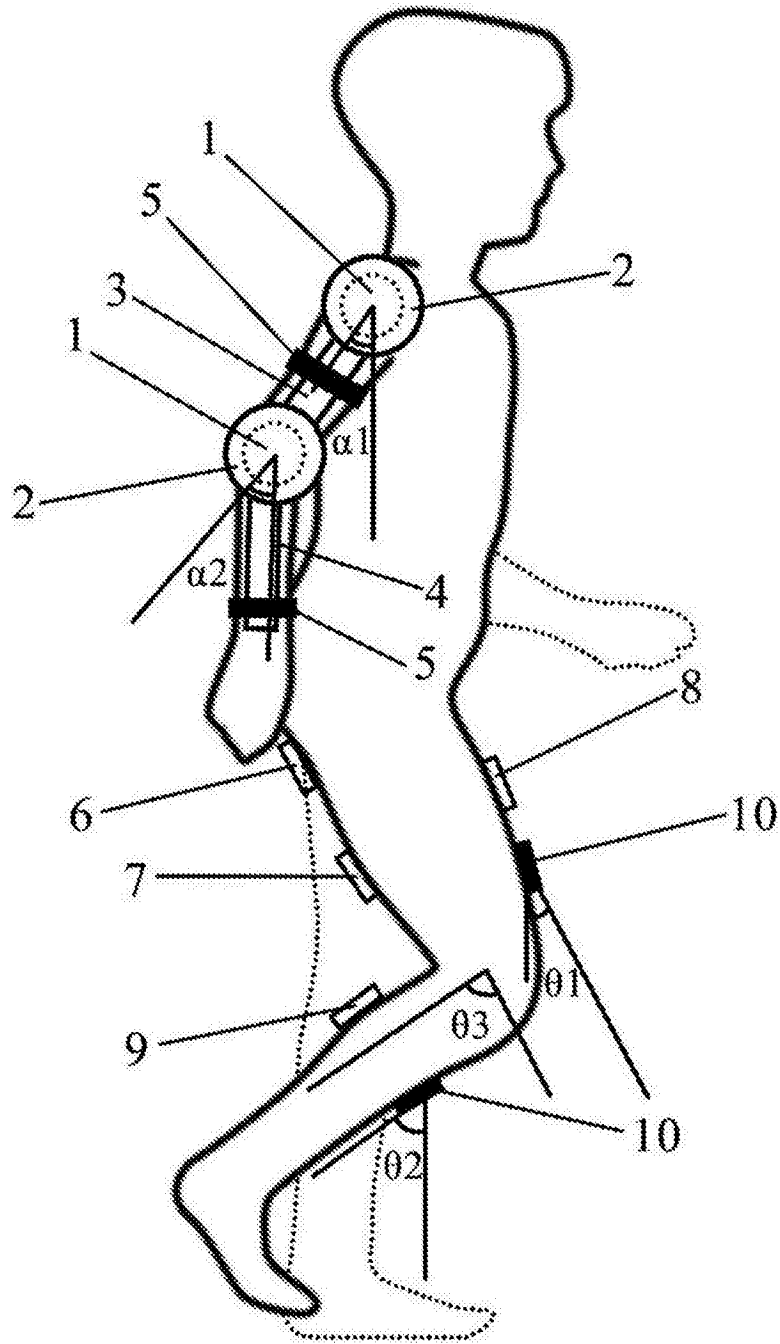


图2

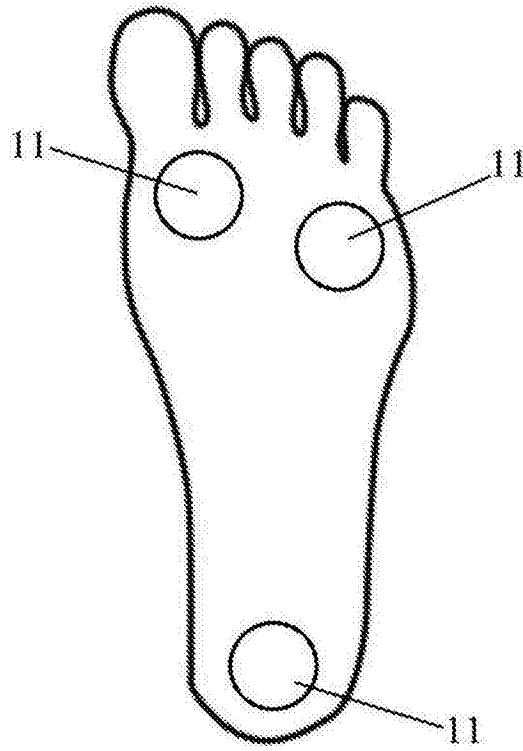


图3

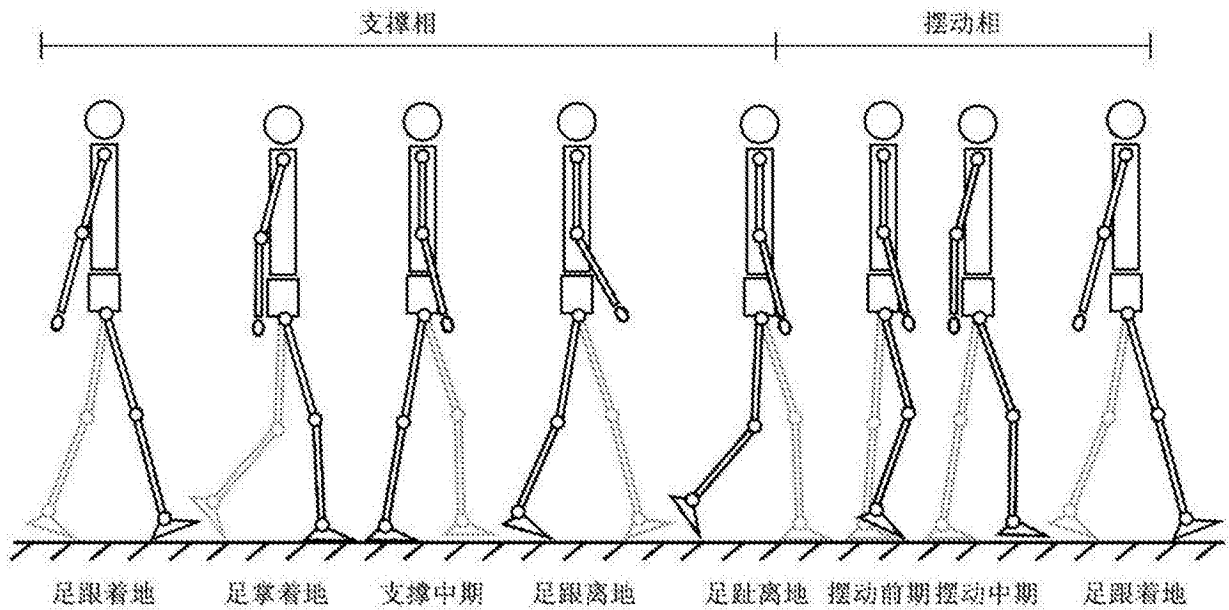


图4