



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111408042 B

(45) 授权公告日 2023.03.21

(21) 申请号 202010229670.6

(22) 申请日 2020.03.27

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 111408042 A

(43) 申请公布日 2020.07.14

(73) 专利权人 浙江迈联医疗科技有限公司  
地址 312000 浙江省绍兴市越城区阳明北路683号13楼1308室

(72) 发明人 万小姣 傅向向 朱威灵 寿梦婕

(74) 专利代理机构 杭州九洲专利事务所有限公司 33101

专利代理师 沈敏强

(51) Int. Cl.

A61N 1/36 (2006.01)

A61H 3/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 103655122 A, 2014.03.26

CN 109106339 A, 2019.01.01

CN 110739083 A, 2020.01.31

JP 2005527256 A, 2005.09.15

CN 107753241 A, 2018.03.06

审查员 徐盛辉

权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法、装置、存储介质及系统

(57) 摘要

本发明涉及一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法、装置、存储介质及系统。本发明的技术方案是：S01、获取用户的骨骼动力特征参数；S02、获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度；S03、确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段；S04、将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ；S05、根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系。本发明适用于康复训练领域。



1. 一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:

S01、获取用户的骨骼动力特征参数;

S02、获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度;

S03、确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;

S04、将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;

S05、根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系;

S06、获取用户肌肉状态,并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时,基于S04得到的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 以及S05确定的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系增加下肢外骨骼设备的输出;在用户肌肉能够产生足够力矩时,减少下肢外骨骼设备的输出;

所述外骨骼机器人逆动力学模型根据骨骼动力参数结合下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系建立,并经大量健康用户的行走训练数据训练后得到。

2. 根据权利要求1所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:所述确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段包括:

获取用户足底压力;

当足底压力为零时,用户下肢处于摆动阶段;当足底压力不为零时,用户下肢处于支撑阶段。

3. 根据权利要求1所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:所述下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系包括:

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + L_p = L_{ext}$$

其中 $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^N$ 分别表示各个关节的角度、角速度及角加速度; $C(\dot{q}, q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为Coriolis项; $H(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为惯性矩阵; $G(q) \in \mathbb{R}^N$ 为重力矩; $L_p$ 为各目标连接的被动力矩,其表达式如下:

$$L_p \triangleq d_1(\theta - \theta_0) + d_2\dot{\theta} + d_3e^{d_4\theta} - d_5e^{d_6\theta}$$

其中 $\theta$ 是解剖关节角度,即所关注的位置与连接的节段的解剖位置之间的角度, $\theta_0$ 和 $d_j$  ( $j=1, 2, \dots, 6$ )是正常数。

4. 根据权利要求3所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:所述各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系, $L_{ext} = f(L_d, L_{hm})$ ,包括:

当在摆动阶段:

$$L_{ext} = L_d + \lambda L_{hm}$$

其中 $\lambda$ 为灵敏度参数;

当在支撑阶段,进行定点控制:

$$f(L_d, L_{hm}) \rightarrow \begin{cases} L_d = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + G \\ L_{hm} = H(q)(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d - \dot{q}) \end{cases}$$

其中的 $K_p$ 为比例系数, $K_d$ 为微分系数, $G$ 为重力矢量, $q_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 $\ddot{q}_d$ 为采用定点控制时处于定点时的关节的角度向量、角速度向量及角加速度向量。

5. 一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配装置,其特征在于:

特征参数获取模块(1),用于获取用户的骨骼动力特征参数;

数据采集模块(2),用于获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度;

阶段确定模块(3),用于确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;

关节力矩获取装置(4),用于将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;

相互关系确定装置(5),用于根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系;

智能控制模块(6),用于获取用户肌肉状态,并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时,基于所述关节力矩获取装置(4)得到的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 以及所述相互关系确定装置(5)确定的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系增加下肢外骨骼设备的输出;在用户肌肉能够产生足够力矩时,减少下肢外骨骼设备的输出;

所述外骨骼机器人逆动力学模型根据骨骼动力参数结合下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系建立,并经大量健康用户的行走训练数据训练后得到。

6. 根据权利要求5所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配装置,其特征在于:所述阶段确定模块(3)包括:

压力获取模块(301),用于获取用户足底压力;

判断模块(302),用于当足底压力为零时,用户下肢处于摆动阶段;当足底压力不为零时,用户下肢处于支撑阶段。

7. 根据权利要求5所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:所述下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系包括:

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + L_p = L_{ext}$$

其中 $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^N$ 分别表示各个关节的角度、角速度及角加速度; $C(\dot{q}, q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为Coriolis项; $H(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为惯性矩阵; $G(q) \in \mathbb{R}^N$ 为重力矩; $L_p$ 为各目标连接的被动力矩,其表达式如下:

$$L_p \triangleq d_1(\theta - \theta_0) + d_2\dot{\theta} + d_3e^{d_4\theta} - d_5e^{d_6\theta}$$

其中 $\theta$ 是解剖关节角度,即所关注的位置与连接的节段的解剖位置之间的角度, $\theta_0$ 和 $d_j = (j=1, 2, \dots, 6)$ 是正常数。

8. 根据权利要求7所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:所述各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系, $L_{ext} = f(L_d, L_{hm})$ ,包括:

当在摆动阶段:

$$L_{ext} = L_d + \lambda L_{hm}$$

其中 $\lambda$ 为灵敏度参数;

当在支撑阶段,进行定点控制:

$$f(L_d, L_{hm}) \rightarrow \begin{cases} L_d = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + G \\ L_{hm} = H(q)(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d - \dot{q}) \end{cases}$$

其中的 $K_p$ 为比例系数, $K_d$ 为微分系数, $G$ 为重力矢量, $q_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 $\ddot{q}_d$ 为采用定点控制时处于定点时的关节的角度向量、角速度向量及角加速度向量。

9.一种存储介质,其上存储有可供处理器执行的计算机程序,其特征在于:所述计算机程序被执行时实现权利要求1~4任意一项所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

10.一种设备,其特征在于:具有功能性电刺激模块、下肢外骨骼模块和智能控制模块(6),以及用于获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度的信号获取模块和贴在用户腿上用于获取用户肌肉状态的肌力传感器,所述下肢外骨骼模块足底设有压力传感器;

所述智能控制模块(6)具有处理器和存储器,存储器上存储有可供处理器执行的计算机程序,所述计算机程序被执行时实现权利要求1~4任意一项所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

## 功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法、装置、存储介质及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法、装置、存储介质及系统。适用于康复训练领域。

### 背景技术

[0002] 我国残疾人人口基数庞大,并且随着社会老龄化的进一步加剧,我国肢体残疾患者的数量进一步增加。在肢体残疾人中,仅有部分为截肢者,其余大部分为后天性身体运动功能障碍者,如因脑卒中导致的偏瘫、因脊髓损伤导致的截瘫等,而这些患者通过适当有效的康复训练极有可能恢复肢体运动功能。传统的康复训练多为由康复医师辅助进行被动训练,费时费力且疗效不显著。

[0003] 目前,我国的康复医疗资源十分紧缺,专业的康复机构、设备和康复医师的数量远远无法满足日益增长的康复需求。随着人工智能的快速发展,机器人辅助康复的医疗技术正在逐渐普及。

[0004] 外骨骼设备可以为瘫痪病人提供较大的力矩辅助,并对一些不易实现的运动,如髋关节的屈曲等有很好的帮助作用,能够在一定程度上减轻医护人员的压力,但是通过机器人被动地带动患肢训练,训练模式单一,患者参与意识低,恢复效果有限。

[0005] 功能性电刺激是一种利用人工弱电流脉冲信号刺激患者肌肉收缩,重建肢体运动功能的神经康复技术,有助于促进血液循环,防止肌肉废用性萎缩,提高肌肉活力。但是使用功能性电刺激会带来肌肉疲劳,这限制了患者站立和行走活动的持续时间;并且对于一些长期瘫痪的病人而言,功能性电刺激产生的转矩不足,控制困难。

### 发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是:针对上述存在的问题,提供一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法、装置、存储介质及系统。

[0007] 本发明所采用的技术方案是:一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,其特征在于:

[0008] S01、获取用户的骨骼动力特征参数;

[0009] S02、获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度;

[0010] S03、确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;

[0011] S04、将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;

[0012] S05、根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;  $t$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系;

[0013] S06、获取用户肌肉状态,并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时,基于S04

得到的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 以及S05确定的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系增加下肢外骨骼设备的输出;在用户肌肉能够产生足够力矩时,减少下肢外骨骼设备的输出;

[0014] 所述外骨骼机器人逆动力学模型根据骨骼动力参数结合下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系建立,并经大量健康用户的行走训练数据训练后得到。

[0015] 所述确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段包括:

[0016] 获取用户足底压力;

[0017] 当足底压力为零时,用户下肢处于摆动阶段;当足底压力不为零时,用户下肢处于支撑阶段。

[0018] 所述下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系包括:

$$[0019] \quad H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + L_p = L_{ext}$$

[0020] 其中 $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^N$ 分别表示各个关节的角度、角速度及角加速度; $C(\dot{q}, q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为Coriolis项; $H(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为惯性矩阵; $G(q) \in \mathbb{R}^N$ 为重力矩; $L_p$ 为各目标连接的被动力矩,其表达式如下:

$$[0021] \quad L_p \triangleq d_1(\theta - \theta_0) + d_2\dot{\theta} + d_3e^{d_4\theta} - d_5e^{d_6\theta}$$

[0022] 其中 $\theta$ 是解剖关节角度,即所关注的位置与连接的节段的解剖位置之间的角度, $\theta_0$ 和 $d_j$  ( $j=1, 2, \dots, 6$ )是正常数。

[0023] 所述各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系, $L_{ext} = f(L_d, L_{hm})$ ,包括:

[0024] 当在摆动阶段:

$$[0025] \quad L_{ext} = L_d + \lambda L_{hm}$$

[0026] 其中 $\lambda$ 为灵敏度参数;

[0027] 当在支撑阶段,进行定点控制:

$$[0028] \quad f(L_d, L_{hm}) \rightarrow \begin{cases} L_d = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + G \\ L_{hm} = H(q)(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d - \dot{q}) \end{cases}$$

[0029] 其中的 $K_p$ 为比例系数, $K_d$ 为微分系数, $G$ 为重力矢量, $q_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 $\ddot{q}_d$ 为采用定点控制时处于定点时的关节的角度向量、角速度向量及角加速度向量。

[0030] 一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配装置,其特征在于:

[0031] 特征参数获取模块,用于获取用户的骨骼动力特征参数;

[0032] 数据采集模块,用于获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度;

[0033] 阶段确定模块,用于确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;

[0034] 关节力矩获取装置,用于将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;

[0035] 相互关系确定装置,用于根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系;

[0036] 智能控制模块,用于获取用户肌肉状态,并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时,基于所述关节力矩获取装置得到的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 以及所述相互关系确定装

置确定的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系增加下肢外骨骼设备的输出;在用户肌肉能够产生足够力矩时,减少下肢外骨骼设备的输出;

[0037] 所述外骨骼机器人逆动力学模型根据骨骼动力参数结合下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系建立,并经大量健康用户的行走训练数据训练后得到。

[0038] 所述阶段确定模块包括:

[0039] 压力获取模块,用于获取用户足底压力;

[0040] 判断模块,用于当足底压力为零时,用户下肢处于摆动阶段;当足底压力不为零时,用户下肢处于支撑阶段。

[0041] 所述下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系包括:

$$[0042] \quad H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + L_p = L_{ext}$$

[0043] 其中 $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^N$ 分别表示各个关节的角度、角速度及角加速度; $C(\dot{q}, q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为Coriolis项; $H(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 为惯性矩阵; $G(q) \in \mathbb{R}^N$ 为重力矩; $L_p$ 为各目标连接的被动力矩,其表达式如下:

$$[0044] \quad L_p \triangleq d_1(\theta - \theta_0) + d_2\dot{\theta} + d_3e^{d_4\theta} - d_5e^{d_6\theta}$$

[0045] 其中 $\theta$ 是解剖关节角度,即所关注的位置与连接的节段的解剖位置之间的角度, $\theta_0$ 和 $d_j$  ( $j=1, 2, \dots, 6$ )是正常数。

[0046] 所述各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系, $L_{ext} = f(L_d, L_{hm})$ ,包括:

[0047] 当在摆动阶段:

$$[0048] \quad L_{ext} = L_d + \lambda L_{hm}$$

[0049] 其中 $\lambda$ 为灵敏度参数;

[0050] 当在支撑阶段,进行定点控制:

$$[0051] \quad f(L_d, L_{hm}) \rightarrow \begin{cases} L_d = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + G \\ L_{hm} = H(q)(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d - \dot{q}) \end{cases}$$

[0052] 其中的 $K_p$ 为比例系数, $K_d$ 为微分系数, $G$ 为重力矢量, $q_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 $\ddot{q}_d$ 为采用定点控制时处于定点时的关节的角度向量、角速度向量及角加速度向量;

[0053] 一种存储介质,其上存储有可供处理器执行的计算机程序,其特征在于:所述计算机程序被执行时实现所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

[0054] 一种设备,其特征在于:具有功能性电刺激模块、下肢外骨骼模块和智能控制模块,以及用于获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度的信号获取模块和贴在用户腿上用于获取用户肌肉状态的肌力传感器,所述下肢外骨骼模块足底设有压力传感器;

[0055] 所述智能控制模块具有处理器和存储器,存储器上存储有可供处理器执行的计算机程序,所述计算机程序被执行时实现所述的功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

[0056] 本发明的有益效果是:

[0057] 本发明通过外骨骼设备和功能性电刺激协调控制,改善了两者单一使用的缺陷,增强患者对患侧肌肉的感受,增加了患者的主动参与度,有利于受损神经系统的重建,提高

康复训练效果。

[0058] 本发明通过实时监测患者患侧肌肉在功能性电刺激下的状态,能够及时调整或暂停电刺激让肌肉得到恢复。当患者肌肉疲劳或者自主产生的力矩太小时,增加外骨骼输出,带动患者进行运动;当患者肌肉能够产生足够力矩时,则减少外骨骼输出,减少设备功耗,增加单次训练的时长和连贯性。

[0059] 本发明通过采用分阶段控制的方法,提高关节运动轨迹跟踪的准确性,同时使得用户不需要很大的力便可以驱动外骨骼设备,增加设备的舒适度。

[0060] 本发明通过智能算法控制外骨骼设备和电刺激设备,能够及时根据患者运动与生理情况调整设备的参数,满足用户个性化训练需求,使患者具有较好的训练体验。

## 附图说明

[0061] 图1为本实施例分配方法的步骤流程图。

[0062] 图2为本实施例分配装置的模块框图。

## 具体实施方式

[0063] 本实施例为一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法,步骤如下:

[0064] S01、获取由医生输入的用户骨骼动力特征参数及患者的身高、体重、自主肌力等数据。

[0065] 骨骼动力特征参数包括阻尼系数、僵硬度、迟钝系数及弹力等;身高数据有助于医生帮助患者选择合适尺寸的外骨骼设备,方便穿戴;根据患者体重可以估算出肢体的重量,用于确定重力矢量G;自主肌力可以帮助医生设置功能性电刺激的相关参数,也可以在训练前后对比,作为训练效果的评估。

[0066] S02、获取用户下肢各个关节(髋关节和膝关节等)的角度、角速度和角加速度。

[0067] S03、确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;

[0068] S031、获取用户足底压力;

[0069] S032、当足底压力为零时,用户下肢处于摆动阶段;当足底压力不为零时,用户下肢处于支撑阶段。

[0070] 本实施例中以脚尖离地为起点,以脚跟着地为终点,这一时间段为摆动阶段,摆动阶段为脚底不与地面接触的运动阶段;以脚跟着地为起点,以脚尖离地为终点,这一时间段为支撑阶段,支撑阶段为脚底与地面接触的运动阶段。本例中通过足底压力信号进行摆动阶段和支撑阶段的切换。

[0071] S04、将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ (含髋关节和膝关节等)。

[0072] 本实施例中外骨骼机器人逆动力学模型根据骨骼动力参数结合下肢各个关节的角度、角速度和角加速度与下肢各个关节的力矩之间的关系建立,并经大量健康用户的行走训练数据训练后得到。

[0073] 本例中由拉格朗日-欧拉动力学方程可以写出外骨骼动力学方程的表达式如下:

$$[0074] \quad H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + L_p = L_{ext} \quad (1)$$



[0075] 其中  $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^N$  分别表示各个关节的角度、角速度及角加速度。 $C(\dot{q}, q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$  是Coriolis项,  $H(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$  是惯性矩阵,  $G(q) \in \mathbb{R}^N$  是重力矩,  $L_p$  是各目标连接的被动力矩, 其表达式如下:

$$[0076] \quad L_p \triangleq d_1(\theta - \theta_0) + d_2\dot{\theta} + d_3e^{d_4\theta} - d_5e^{d_6\theta} \quad (2)$$

[0077] 其中  $\theta$  是解剖关节角度, 即所关注的位置与连接的节段的解剖位置之间的角度,  $\theta_0$  和  $d_j$  ( $j=1, 2, \dots, 6$ ) 是正常数。

[0078] 式(1)中的  $L_{ext}$  为外界施加在系统的力矩, 可以表示如下:

$$[0079] \quad L_{ext} = f(L_d, L_{hm}) \quad (3)$$

[0080] 其中  $L_d$  是下肢外骨骼中运动电机施加的力矩,  $L_{hm}$  是用户施加的力矩 (或由功能性电刺激引起的运动力矩)。

[0081] 本实施例中根据正常人骨骼动力特征参数并结合外骨骼系统由式(1)建立起外骨骼机器人的逆动力学模型, 采用神经网络结合采集的数百位健康用户穿戴外骨骼设备进行行走训练的数据对模型进行训练。

[0082] 经过神经网络训练出模型后, 当输入患者关节 (含髋关节和膝关节等) 的角度、角速度及角加速度, 系统输出各关节的力矩  $L_{ext}$ 。

[0083] S05、根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩  $L_{ext}$  与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩  $L_d$  和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩  $L_{hm}$  之间的关系。

[0084] 式(3)分配具体按照支撑阶段和摆动阶段来区分, 支撑阶段和摆动阶段根据足底压力进行切换:

[0085] 当在摆动阶段:

$$[0086] \quad L_{ext} = L_d + \lambda L_{hm} \quad (4)$$

[0087] 其中  $\lambda$  为灵敏度参数。

[0088] 当在支撑阶段, 进行定点控制:

$$[0089] \quad f(L_d, L_{hm}) \rightarrow \begin{cases} L_d = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + G \\ L_{hm} = H(q)(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d - \dot{q}) \end{cases} \quad (5)$$

[0090] 式(5)中的  $K_p$  为比例系数,  $K_d$  为微分系数,  $G$  为重力矢量,  $q_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 $\ddot{q}_d$  为采用定点控制时处于定点时的关节的角度向量、角速度向量及角加速度向量。

[0091] 在此阶段, 通过式3, 摆动阶段利用灵敏度系数, 只需要很小的力矩就可以控制外骨骼, 增强用户训练过程的舒适度。

[0092] S06、获取用户肌肉状态, 并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时, 基于S04得到的各个关节的力矩  $L_{ext}$  以及S05确定的各个关节的力矩  $L_{ext}$  与  $L_d$  和  $L_{hm}$  的关系增加下肢外骨骼设备的输出; 在用户肌肉能够产生足够力矩时, 减少下肢外骨骼设备的输出。

[0093] 当患者在电刺激下产生肌肉疲劳时, 基于肌力传感器的装置会及时提示, 据此进行电刺激参数的调整或暂停电刺激设备让肌肉恢复。在肌肉疲劳阶段或者患者自主产生的力矩过小时, 控制增加外骨骼的输出, 继续带动患者患肢进行运动。当患者在电刺激下能够产生足够运动力矩时, 系统会控制减少外骨骼的输出, 减少设备的功耗, 增强患者主动参与程度, 增加训练的时长。

[0094] 本实施例还提供一种功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配装置,包括特征参数获取模块、信息获取模块、阶段确定模块、关节力矩获取装置、相互关系确定装置和智能控制模块。

[0095] 本例中特征参数获取模块用于获取用户的骨骼动力特征参数;信息获取模块用于获取用户下肢各个关节的角度、角速度和角加速度;阶段确定模块用于确定用户下肢所处的运动阶段为摆动阶段或支撑阶段;关节力矩获取装置用于将用户的骨骼动力特征参数及各个关节的角度、角速度和角加速度输入外骨骼机器人逆动力学模型得到各个关节的力矩 $L_{ext}$ ;相互关系确定装置用于根据用户下肢所处的运动阶段分别确定各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与下肢外骨骼设备中运动电机施加的力矩 $L_d$ 和用户施加的或由功能性电刺激作用在用户上引起的运动力矩 $L_{hm}$ 之间的关系;智能控制模块用于获取用户肌肉状态,并在用户肌肉疲劳或者自主产生的力矩太少时,基于关节力矩获取装置得到的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 以及相互关系确定装置确定的各个关节的力矩 $L_{ext}$ 与 $L_d$ 和 $L_{hm}$ 的关系增加下肢外骨骼设备的输出;在用户肌肉能够产生足够力矩时,减少下肢外骨骼设备的输出。

[0096] 本实施例还提供一种存储介质,其上存储有可供处理器执行的计算机程序,该计算机程序被执行时实现本实施例中功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

[0097] 本实施例还提供一种设备,具有功能性电刺激模块、下肢外骨骼模块、信号获取模块和智能控制模块,以及肌力传感器和压力传感器,其中肌力传感器获取用户肌肉状态;压力传感器安装于下肢外骨骼模块足底,获取用户足底压力。

[0098] 本例中信号获取模块信号获取模块还包括摄像机、角度传感器、速度传感器、加速度传感器、微波多普勒传感器、超声波运动探测器、红外线运动传感器、光电编码器、压力传感器、肌力传感器和力矩传感器中的一种或多种方式来获取用户数据,用户的数据包括关节角度、角加速度、步宽步长、步态时间周期、重心倾角力学数据、作用力矩、重力力矩等运动数据,也包括压力、肌力等生理学数据。

[0099] 本实施例中智能控制模块具有处理器和存储器,存储器上存储有可供处理器执行的计算机程序,计算机程序被执行时实现本实施例中功能性电刺激和下肢外骨骼智能分配方法的步骤。

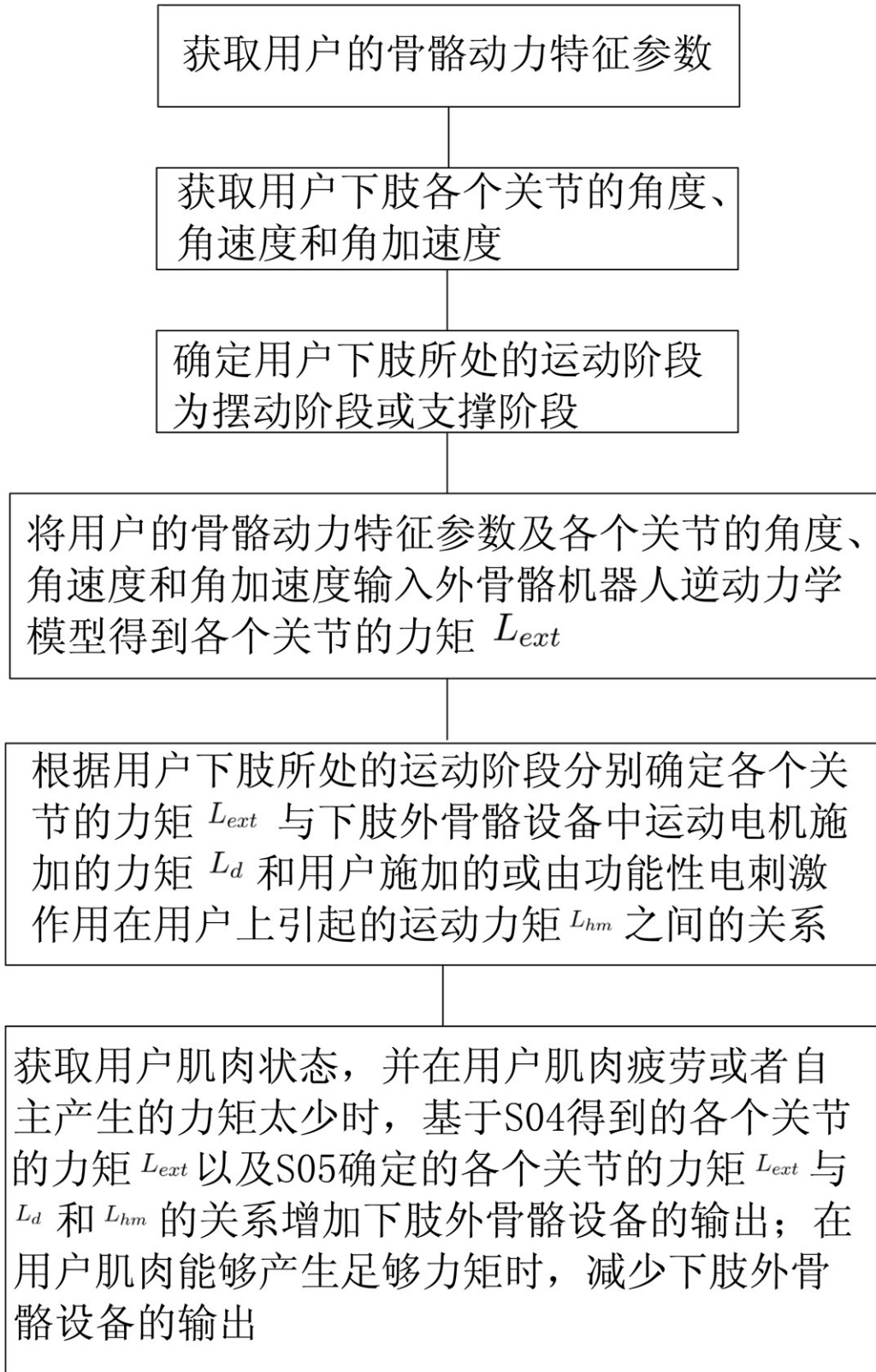


图1

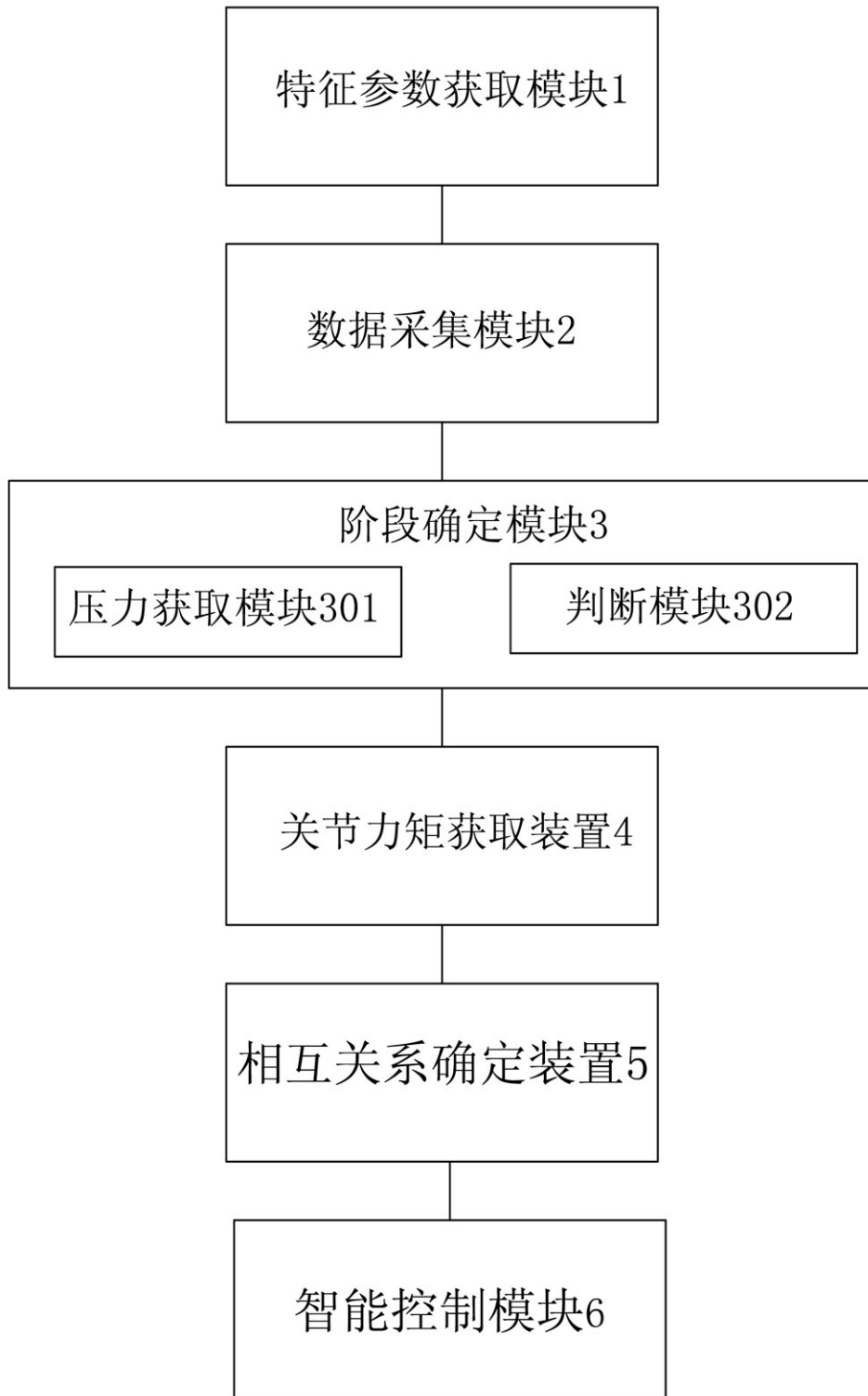


图2