



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116173406 A

(43) 申请公布日 2023. 05. 30

(21) 申请号 202310044583.7

A61H 3/00 (2006.01)

(22) 申请日 2023.01.30

A61F 5/01 (2006.01)

(71) 申请人 首都医科大学宣武医院

地址 100000 北京市西城区长椿街45号

(72) 发明人 赵国光 刘霖 朱琳 唐毅

宋为群 魏鹏虎 王长明 孙晨曦

吴萍

(74) 专利代理机构 北京康隆智佳专利代理事务

所(普通合伙) 11704

专利代理师 夏满强 祁永强

(51) Int.Cl.

A61N 1/36 (2006.01)

A61B 5/369 (2021.01)

A61B 5/103 (2006.01)

A61H 1/02 (2006.01)

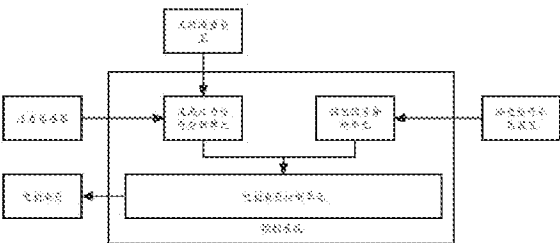
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

一种混合脑机接口的康复训练方法及系统

(57) 摘要

本发明公开了一种混合脑机接口的康复训练方法,其特征在于,包括:脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析,得到电刺激通道控制信号;足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析后得到即时电刺激强度,根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号;电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果,根据即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果;电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果,确定电刺激器的工作状态。本发明使用脑电信号和足底压力信号共同控制电刺激器的工作状态,可以促进使用者在康复中使用“大脑”尽力控制损伤的脊髓,进而恢复下肢的功能。



1. 一种混合脑机接口的康复训练方法,其特征在于,包括:

脑电信号采集装置采集脑电信号,压力传感器采集足底压力信号,天轨减重装置获得使用者体重数据和减重数据;

脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析,得到电刺激通道控制信号;足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析,根据足底压力信号得到实际负重参数,并根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号;

电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果,根据即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果;

电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果,确定电刺激器的工作状态。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,具体计算方式为:

即时电刺激强度=设定电刺激强度*[实际负重参数/(使用者体重数据-使用者减重数据)];

其中,设定电刺激强度是根据使用者情况进行预先设定的;使用者体重数据根据天轨减重装置对体重的测量获得,减重数据根据天轨减重装置的设置获得。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述电刺激通道控制信号决定电刺激器左右通道“工作与否”,所述第一输出结果包括“左通道工作”、“左通道不工作”、“右通道工作”、“右通道不工作”;

所述即时电刺激强度调控信号决定电刺激器的“输出强度”,所述第二输出结果包括“左通道输出强度”、“右通道输出强度”、0。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于:

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定第一输出结果为“左通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“左通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“左通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“右通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:脑电信号分析单元对采集到的脑电信号通过共空间模式CSP算法进行分析,得到使用者运动意图,最终得到电刺激通道控制信号。

6. 一种混合脑机接口的康复训练系统,其特征在于,包括:脑电信号采集装置、控制系统、压力传感器、电刺激器、天轨减重装置;其中,所述控制系统包括脑电信号分析单元、足底压力信号分析单元、电刺激器控制单元;

所述脑电信号采集装置用于采集脑电信号；

所述压力传感器用于采集足底压力信号；

所述天轨减重装置用于获得使用者体重数据和减重数据；

所述脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析，得到电刺激通道控制信号；

所述足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析，根据足底压力信号得到实际负重参数，并根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据，计算得到即时电刺激强度，根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号；

所述电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号，确定电刺激器控制单元的第一输出结果，根据即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果；

所述电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果，确定电刺激器的工作状态。

7. 根据权利要求6所述的系统，其特征在于：所述根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据，计算得到即时电刺激强度，具体计算方式为：

即时电刺激强度=设定电刺激强度*[实际负重参数/(使用者体重数据-使用者减重数据)]；

其中，设定电刺激强度是根据使用者情况进行预先设定的；使用者体重数据根据天轨减重装置对体重的测量获得，减重数据根据天轨减重装置的设置获得。

8. 根据权利要求6所述的系统，其特征在于：所述电刺激通道控制信号决定电刺激器左右通道“工作与否”，所述第一输出结果包括“左通道工作”、“左通道不工作”、“右通道工作”、“右通道不工作”；

所述即时电刺激强度调控信号决定电刺激器的“输出强度”，所述第二输出结果包括“左通道输出强度”、“右通道输出强度”、0。

9. 根据权利要求8所述的系统，其特征在于：

当根据得到的电刺激通道控制信号，确定第一输出结果为“左通道工作”时，则根据得到的即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“左通道输出强度”；

当根据得到的电刺激通道控制信号，确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“左通道不工作”时，则根据得到的即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0；

当根据得到的电刺激通道控制信号，确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道工作”时，则根据得到的即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“右通道输出强度”；

当根据得到的电刺激通道控制信号，确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道不工作”时，则根据得到的即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0。

10. 根据权利要求6所述的系统，其特征在于：脑电信号分析单元对采集到的脑电信号通过共空间模式CSP算法进行分析，得到使用者运动意图，最终得到电刺激通道控制信号。

一种混合脑机接口的康复训练方法及系统

[0001]

技术领域

[0002] 本发明涉及下胸段和腰段重度脊髓损伤后的康复领域,具体涉及一种混合脑机接口的康复训练方法及系统。

[0003]

背景技术

[0004] 使用者遭遇下胸段和腰段重度脊髓损伤后,损伤平面以下脊髓组织失去了和大脑的联系,出现运动功能和感觉功能障碍。运动、感觉障碍可极大影响使用者的步行能力,严重者可令使用者完全丧失行动能力,终生依靠轮椅生活,极大影响使用者的生存质量和日常生活活动能力。

[0005] 为了解决重度脊髓损伤使用者下肢无感觉运动功能的问题,现有技术中的脑机接口康复研究多采用“取代”的方式。即通过解析脑电,对复杂的脑电进行多重“分类”,然后形成几个不同的控制信号,指挥外骨骼机器人或功能性电刺激,协助使用者步行。

[0006] 现有技术中,是以“取代缺失功能”为主,并不强调使用者通过长期的主动控制及康复训练提升受损的下肢功能。这种治疗方式虽然在某种程度上“恢复”了缺失的功能,但是忽视了神经损伤后仍具备一定的可塑性,可以通过长期、重复、高强度、有导向性的康复训练提高神经功能。

[0007]

发明内容

[0008] 为解决现有技术中存在的问题,让使用者进行合理有效的下肢功能康复训练,尝试提升大脑和受损脊髓的功能,促进中枢神经系统功能重塑,从根本上提升使用者的下肢功能,本发明提出一种混合脑机接口的康复训练方法,包括:

脑电信号采集装置采集脑电信号,压力传感器采集足底压力信号,天轨减重装置获得使用者体重数据和减重数据;

脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析,得到电刺激通道控制信号;足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析,根据足底压力信号得到实际负重参数,并根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号;

电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果,根据即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果;

电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果,确定电刺激器的工作状态。

[0009] 具体的,所述根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,具体计算方式为:

即时电刺激强度=设定电刺激强度*[实际负重参数/(使用者体重数据-使用者减重数据)];

其中,设定电刺激强度是根据使用者情况进行预先设定的;使用者体重数据根据天轨减重装置对体重的测量获得,减重数据根据天轨减重装置的设置获得。

[0010] 具体的,所述电刺激通道控制信号决定电刺激器左右通道“工作与否”,所述第一输出结果包括“左通道工作”、“左通道不工作”、“右通道工作”、“右通道不工作”;

所述即时电刺激强度调控信号决定电刺激器的“输出强度”,所述第二输出结果包括“左通道输出强度”、“右通道输出强度”、0。

[0011] 具体的,当根据得到的电刺激通道控制信号,确定第一输出结果为“左通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“左通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“左通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“右通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0。

[0012] 具体的,脑电信号分析单元对采集到的脑电信号通过共空间模式CSP算法进行分析,得到使用者运动意图,最终得到电刺激通道控制信号。

[0013] 本发明还提出一种混合脑机接口的康复训练系统,包括:脑电信号采集装置、控制系统、压力传感器、电刺激器、天轨减重装置;其中,所述控制系统包括脑电信号分析单元、足底压力信号分析单元、电刺激器控制单元;

所述脑电信号采集装置采集脑电信号,所述压力传感器采集足底压力信号,所述天轨减重装置获得使用者体重数据和减重数据;

脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析,得到电刺激通道控制信号;足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析,根据足底压力信号得到实际负重参数,并根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号;

电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果,根据即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果;

电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果,确定电刺激器的工作状态。

[0014] 具体的,所述根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,具体计算方式为:

即时电刺激强度=设定电刺激强度*[实际负重参数/(使用者体重数据-使用者减重数据)];

其中,设定电刺激强度是根据使用者情况进行预先设定的;使用者体重数据根据天轨减重装置对体重的测量获得,减重数据根据天轨减重装置的设置获得。

[0015] 具体的,所述电刺激通道控制信号决定电刺激器左右通道“工作与否”,所述第一输出结果包括“左通道工作”、“左通道不工作”、“右通道工作”、“右通道不工作”;

所述即时电刺激强度调控信号决定电刺激器的“输出强度”,所述第二输出结果包括“左通道输出强度”、“右通道输出强度”、0。

[0016] 具体的,当根据得到的电刺激通道控制信号,确定第一输出结果为“左通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“左通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“左通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“右通道输出强度”;

当根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道不工作”时,则根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0。

[0017] 具体的,脑电信号分析单元对采集到的脑电信号通过共空间模式CSP算法进行分析,得到使用者运动意图,最终得到电刺激通道控制信号。

[0018] 与现有技术相比,本发明以无创性脑机接口技术为核心,整合功能性电刺激、足底压力检测分析、天轨减重步行训练,采用了抗干扰性强,携带方便的无创性脑机接口作为神经界面设备,用简单的CSP二分类(即想象“左”和“右”)决定功能性电刺激的工作状态,有机地将“无线脑机接口”、“功能性电刺激”、“足底压力检测”、“天轨减重装置”以及康复常用辅具(膝踝足矫形器、助行器)进行结合,通过系统化的康复训练程序,协助“重度下胸段和腰段脊髓损伤使用者”从根本上进行受损神经功能的康复训练,而非“外部设备对缺失肢体功能的取代”,激发使用者的主观意愿,重塑神经功能。

[0019] 同时,本发明使用脑电信号和足底压力信号共同控制电刺激器的工作状态,可以促进使用者在康复中使用“大脑”尽力控制损伤的脊髓,进而恢复下肢的功能,而不是单纯依靠减重系统、矫形器和助行器的代偿,进行“看似主动,实为被动”的康复训练,真正实现“有反馈,有主观意愿的”主动康复训练。

[0020]

附图说明

[0021] 图1为本发明的一种混合脑机接口的康复训练系统的结构示意图;

图2为本发明的一种混合脑机接口的康复训练系统的应用场景示意图;

图3为本发明的一种混合脑机接口的康复训练方法的流程示意图;

图4所示为本发明的脑机接口控制的功能性电刺激逻辑下的迈步行走训练流程示意图。

[0022]

具体实施方式

[0023] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0024] 下胸段和腰段损伤的重度脊髓损伤使用者有如下损伤特点:

(1)站立稳定肌群:下部腰腹肌、双侧股四头肌、臀中肌、臀大肌,一般受损较为严重。

[0025] (2)主管“迈步”的肌肉:髂腰肌、股二头肌,功能部分保留。但是同时具备“屈髋迈步”功能的股四头肌,受损较为严重。

[0026] 针对下胸段和腰段损伤的重度脊髓损伤使用者,本发明提出一种混合脑机接口的康复训练系统,图1所示是本发明的一种混合脑机接口的康复训练系统的结构示意图,包括:脑电信号采集装置、控制系统、压力传感器、电刺激器、天轨减重装置。控制系统包括脑电信号分析单元、足底压力信号分析单元、电刺激器控制单元。

[0027] 下面,我们对一种混合脑机接口的康复训练系统的各个组成部分逐一进行说明。

[0028] 脑电信号采集装置:在本发明中,脑电信号采集装置是以脑电为基础的无创性脑机接口,使用头皮电极,通过导电凝胶或导电介质,可对脑电信号进行采集并传输至控制系统,控制系统对采集到的脑电信号进行检测分析。通过不同的脑电分析方法,可以将脑电信号进行分类,判定使用者的运动意图,从而达到使用“运动想象”控制外部设备的目的。

[0029] 压力传感器:压力传感器以“鞋垫”形式放置于使用者足底,感受使用者足底的压力变化。通过对使用者生理参数的分析,确定使用者的双下肢负重、人体重心变化情况,进而反馈性调节功能性电刺激的刺激强度。即双侧足底压力传感器相对输入越多,相对应侧下肢的电刺激就越强。

[0030] 电刺激器:电刺激属于神经肌肉电刺激的范畴,电刺激器利用一定强度的低频脉冲电流,通过预先设定的程序来刺激一组或多组肌肉,诱发肌肉运动或模拟正常的自主运动,以达到改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能的目的。

[0031] 本发明中使用的电刺激器为6通道无线功能性电刺激器,电刺激器控制系统无线连接进行通信。6条通道分别对应双侧的臀大肌、臀中肌、股四头肌。

[0032] 控制系统:控制系统由一部电脑以及和电脑相连的无线路由器构成。控制系统通过无线路由器与脑电信号采集装置、压力传感器、电刺激器连接。控制系统需要对采集到的脑电信号进行分析,判定使用者的运动意图;同时,控制系统还需要根据电刺激器的足底压力传感器输入信号、天轨减重系统的减重数据,实际应用场景,确定电刺激器的工作状态。

[0033] 控制系统包括足底压力信号分析单元、脑电信号分析单元、电刺激器控制单元。

[0034] 脑电信号分析单元,用于接收采集到的脑电信号,并对脑电信号进行分析。

[0035] 足底压力信号分析单元,用于接收采集到的足底压力信号,并对足底压力信号进行分析。

[0036] 天轨减重装置可以获得使用者的体重数据和减重数据。体重数据是使用者的体

重。减重数据是天轨减重装置对于使用者体重所减轻的重量。设定电刺激强度是根据使用者本人情况进行预先设定的,设定在足底压力信号分析单元中。天轨减重步行训练是依靠固定在天花板的轨道和减重装置,令使用者在减轻自身体重的情况下,依靠或不依靠助行器和矫形器的帮助下,安全地执行站立、重心转移、迈步等步行相关康复训练。本发明中,天轨减重装置通过悬吊带支撑使用者躯干。

[0037] 电刺激器控制单元根据采集到的脑电信号、足底压力信号确定电刺激器的工作状态。

[0038] 在本发明中,康复训练系统还包括下肢稳定装置,通过膝踝足矫形器稳定膝关节和踝关节,辅助使用者站立。在使用者双侧足底安装和功能型电刺激器整合的压力传感器。

[0039] 如图2所示,图2为本发明的一种混合脑机接口的康复训练系统的应用场景示意图。在本发明中,康复训练系统还包括助行器,通过选取通用型高度可调节助行器,帮助使用者行走。

[0040] 使用者在使用天轨减重训练系统维持躯干稳定,使用膝踝足矫形器(KAFO)稳定双腿,同时在双上肢支撑助行器的情况下,保持功能性站立。另外,使用无线脑机接口检测被试脑电信号,通过控制系统分析运动意图,然后通过无线连接操控功能性电刺激,以一定的顺序刺激重度脊髓损伤使用者的臀大肌、臀中肌、股四头肌,达到实现和步行功能相关的康复训练项目的目的。

[0041] 天轨减重装置的减重数据从使用者70%的体重开始,随着使用者康复训练的进程逐渐降低。期间,使用者需要在助行器和膝踝足矫形器的支持下,使用脑机接口和功能型电刺激进行各种康复训练科目。

[0042] 针对下胸段和腰段损伤的重度脊髓损伤使用者,本发明还提出一种混合脑机接口的康复训练方法,如图3所示,包括以下步骤:

步骤1:通过脑电信号采集装置采集脑电信号,通过压力传感器采集足底压力信号,通过天轨减重装置获得使用者体重数据和减重数据。使用者体重数据是使用者的体重。减重数据是天轨减重装置对于使用者体重所减轻的重量。天轨减重步行训练是依靠固定在天花板的轨道和减重装置,通过天轨减重装置可以获得使用者体重数据和减重数据。

[0043] 在本发明中,通过脑电信号采集装置以无创的方式采集脑电信号。脑电信号采集装置为32导联脑电帽,使用凝胶电极和头皮进行接触,传导脑电信号至无线发射器。

[0044] 足底压力信号由双足下的压力传感器进行采集,在本发明中,压力传感器为鞋垫式足底压力传感器。鞋垫式足底压力传感器采集到的足底压力信号发送至控制系统的足底压力信号分析单元。

[0045] 在本发明中,对于脑电信号和足底压力信号的采集、对于体重数据和减重数据的获得都是实时进行的,没有先后之分。

[0046] 步骤2:脑电信号分析单元对采集到的脑电信号进行分析,得到电刺激通道控制信号;足底压力信号分析单元对采集到的足底压力信号进行分析,根据足底压力信号得到实际负重参数,并根据实际负重参数、使用者体重数据和减重数据,计算得到即时电刺激强度,根据即时电刺激强度输出即时电刺激强度调控信号。在本发明中,脑电信号分析单元对采集到的脑电信号通过共空间模式(Common Spatial Pattern, CSP)算法进行分析,得到使用者的左上肢或右下肢的运动意图,最终得到电刺激通道控制信号。

[0047] 在本发明中,即时电刺激强度=设定电刺激强度*[实际负重参数/(使用者体重数据-使用者减重数据)]。

[0048] 其中,设定电刺激强度是根据使用者本人情况进行设定的。使用者体重数据根据体重测量获得,使用者减重数据根据天轨减重装置获得,使用者体重数据和使用者减重数据输入至足底压力信号分析单元。

[0049] 脑电信号经无线发射器传输至控制系统,脑电信号分析单元对采集到的“运动想象”下的脑电信号进行分析。脑电信号分析单元使用共空间模式(Common Spatial Pattern, CSP)算法,对多通道的脑机接口数据进行每一类的空间分布成分的提取。在本发明中,使用的是想象“左腿”和“右腿”的二分类任务。即使用者努力想象左腿的运动,脑电信号分析单元可向控制系统中的其他程序输出“左腿运动”的信号,使用者努力想象右腿的运动,脑电信号分析单元可向控制系统中的其他程序输出“右腿运动”的信号。

[0050] 在本发明中,对于脑电信号和足底压力信号的分析都是实时进行的,没有先后之分。

[0051] 步骤3:电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果;电刺激器控制单元根据即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果。

[0052] 在本发明中,电刺激通道控制信号和即时电刺激强度调控信号均传输至电刺激器控制单元,电刺激器控制单元根据电刺激通道控制信号和即时电刺激强度调控信号共同决定电刺激器的工作状态。

[0053] 其中,电刺激通道控制信号决定电刺激器左右通道“工作与否”,本发明中的电刺激器控制单元的第一输出结果包括“左通道工作”、“左通道不工作”、“右通道工作”、“右通道不工作”。

[0054] 即时电刺激强度调控信号决定电刺激器的“输出强度”,本发明中的电刺激器控制单元的第二输出结果包括“左通道输出强度”、“右通道输出强度”、0。

[0055] 左通道输出强度介于0与左通道的最大输出强度之间。

[0056] 右通道输出强度介于0与右通道的最大输出强度之间。

[0057] 步骤4:电刺激器控制单元根据第一输出结果和第二输出结果,确定电刺激器的工作状态。

[0058] 在本发明中,如果根据得到的电刺激通道控制信号,确定第一输出结果为“左通道工作”,那么继而根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“左通道输出强度”,那么电刺激器的工作状态为“左通道工作处于工作状态”。

[0059] 如果根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“左通道不工作”,那么继而根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0,那么电刺激器的工作状态为“不工作”。

[0060] 如果根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为“右通道工作”,那么继而根据得到的即时电刺激强度调控信号,确定电刺激器控制单元的第二输出结果为“右通道输出强度”,那么电刺激器的工作状态为“右通道工作处于工作状态”。

[0061] 如果根据得到的电刺激通道控制信号,确定电刺激器控制单元的第一输出结果为

“右通道不工作”，那么继而根据得到的即时电刺激强度调控信号，确定电刺激器控制单元的第二输出结果为0，那么电刺激器的工作状态为“不工作”。

[0062] 下面以“左腿负重”为例对本发明作进一步说明。使用者想象左腿用力，脑电信号采集装置采集到相应的脑电信号并发送至脑电信号分析单元，脑电信号分析单元经过分析输出“左腿运动”信号至电刺激器控制单元。此时，电刺激器控制单元发出“左通道工作”的指令，在本发明中“左通道工作”的指令是“左侧可进行刺激”。

[0063] 足底压力信号分析单元以足底压力的大小判定使用者的负重情况，使用者负重越大，压力传感器输出越多，则电刺激器控制单元的输出强度越大。即：脑电信号首先决定电刺激器是否进行输出，而后足底压力大小决定电刺激器输出大小。如果使用者仅以“代偿”的方式向左侧倾斜重心，增加足底压力，而没有“想象左侧下肢用力”，那么按照以上流程，电刺激器不会实际刺激使用者的左腿。另一方面，如果使用者仅“想象左腿用力”，但是没有向左侧倾斜重心，那么电刺激器也仅会参照当前的足底压力强度对左腿进行刺激。

[0064] 下面通过实施例对本发明作进一步说明。

[0065] (1) “双腿站立”和“重心转移”：

当使用者进行“双腿站立”和“重心转移”任务时，需双足落地，臀大肌、臀中肌、股四头肌共同用力，保持躯体稳定。

[0066] 想象双腿用力挺直站立，激活电刺激通道。电刺激通道控制分为左右两侧，包括左右两侧的臀大肌、臀中肌和股四头肌。根据使用者体重数据、减重数据、压力传感器的足底压力信号，判定使用者双腿负重状态，得到即时电刺激强度。在正确进行运动想象的前提下，按照不同的负重状态对两侧的肌群进行不同强度的电刺激，负重越多，电刺激越强。

[0067] 在以上逻辑的控制下，使用者进行“站立”康复训练任务时，如双腿负重均等，则双腿电刺激强度均等；进行重心转移训练，如重心偏于左腿，则左侧通道电刺激强度升高，保证左侧下肢站立稳定。

[0068] (2) 迈步行走训练

“迈步行走”可以简化为“双腿站立——左腿负重——右腿迈步——右腿负重——左腿迈步——左腿负重”这样一个周期性活动。图4所示为本发明的脑机接口控制的功能性电刺激逻辑下的迈步行走训练流程示意图。在进行行走时，需要一下肢站立稳定一段时间，与此同时，另一侧下肢向前迈步。所以，迈步行走的电刺激逻辑和站立训练的逻辑有一些不同。以左腿支撑，右腿迈步为例：

a、想象双腿用力站直，双侧压力传感器输出，通道全部工作。

[0069] b、想象左腿用力，身体重心偏左，左侧足底压力传感器输出增高，电刺激器左腿通道全部工作，右侧通道逐渐刺激减少，直至停止。

[0070] c、左侧足底压力传感器维持输出状态。功能性电刺激左侧通道刺激强度达到峰值后，最长维持一定时间。在维持刺激的一定时间内，使用者需要想象右侧下肢运动，激活电刺激器的右侧“股四头肌”通道，刺激股四头肌，形成“迈步”动作。在本发明中，“一定时间”为30-60秒。

[0071] d、右腿迈出后，足跟着地，使用者身体重心转移至右侧，令左侧足底压力传感器输入开始增加，同时继续想象右腿用力。功能性电刺激器右侧通道全部打开，刺激右腿，辅助右腿进行站立，同时左侧功能性电刺激通道关闭。

[0072] e、功能性电刺激器右侧通道刺激强度达到峰值后,最长维持一定时间。在维持刺激的一定时间内,使用者需要想象左侧下肢运动,激活功能性电刺激器的右侧“股四头肌”通道,刺激股四头肌,形成“迈步”动作。在本发明中,“一定时间”为30-60秒。

[0073] f、重复以上过程,形成“迈步行走”训练。

[0074] 上面对本专利的较佳实施方式作了详细说明,但是本专利并不限于上述实施方式,在本领域的普通技术人员所具备的知识范围内,还可以在不脱离本专利宗旨的前提下作出各种变化。

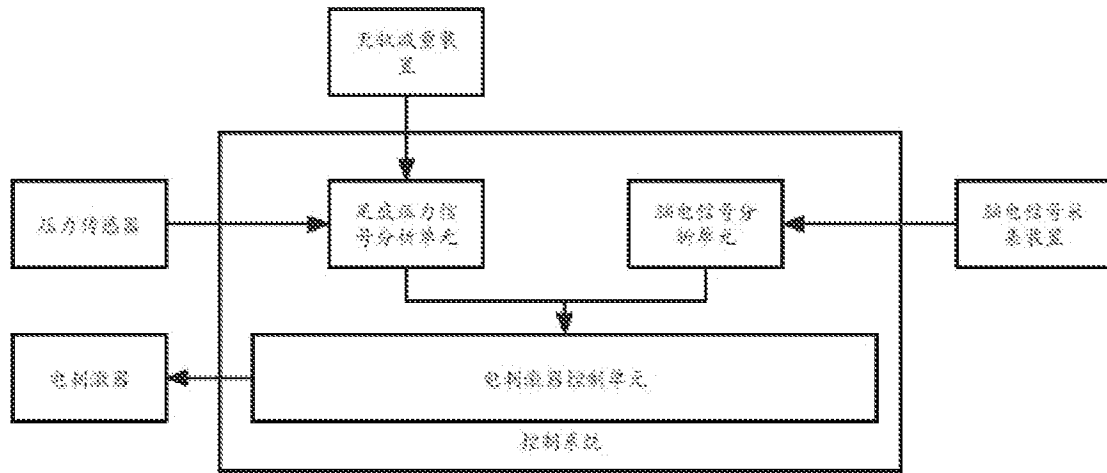


图1

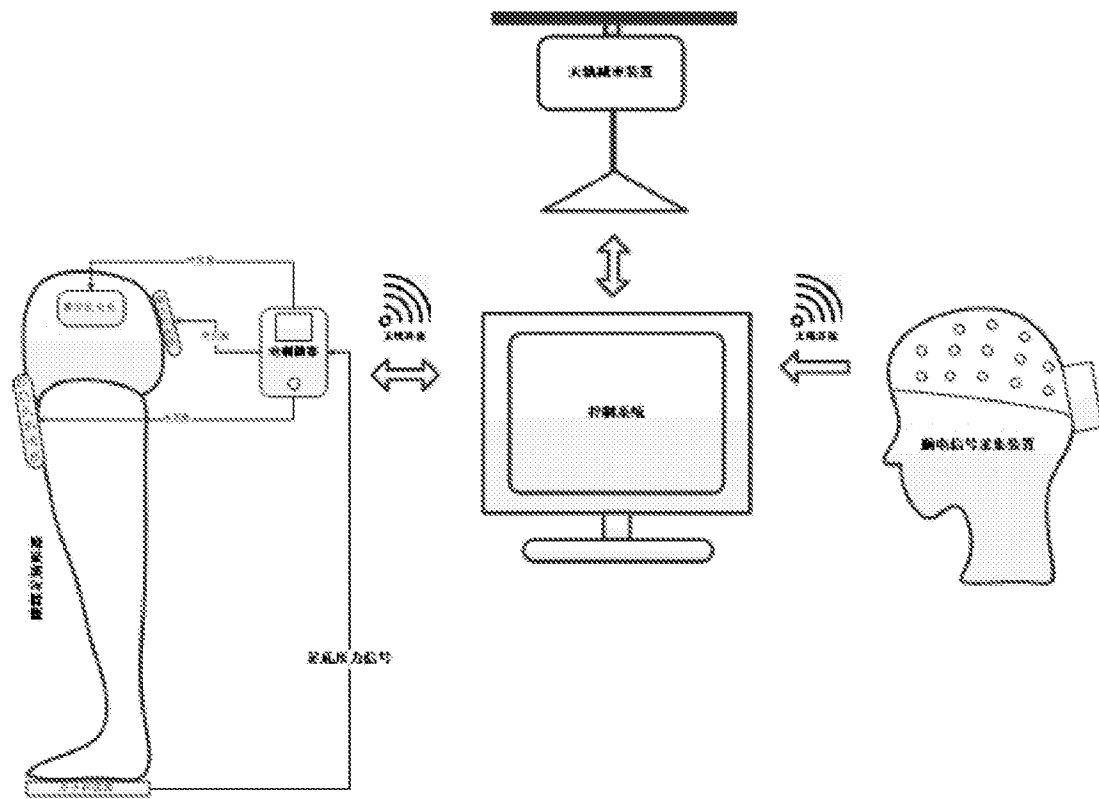


图2

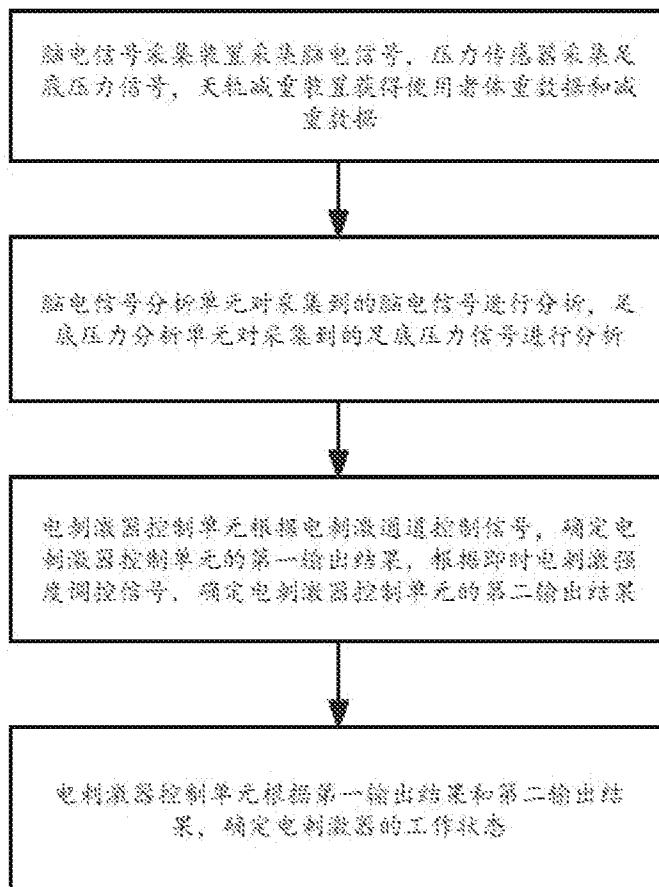


图3

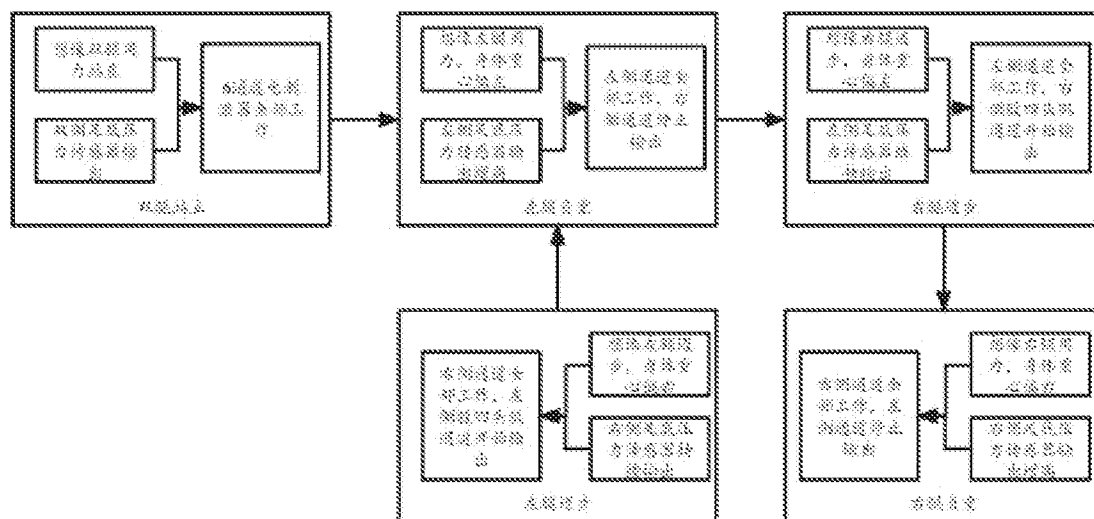


图4