



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110038290 B

(45) 授权公告日 2020.10.27

(21) 申请号 201910424603.7

A63B 23/14 (2006.01)

(22) 申请日 2019.05.21

A63B 24/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

审查员 林贞

申请公布号 CN 110038290 A

(43) 申请公布日 2019.07.23

(73) 专利权人 深圳市问库信息技术有限公司

地址 518040 广东省深圳市福田区竹子林路求是大厦西座805

(72) 发明人 崔龙竹 刘毅

(74) 专利代理机构 北京天达知识产权代理事务

所(普通合伙) 11386

代理人 庞许倩 和欢庆

(51) Int. Cl.

A63B 71/06 (2006.01)

A63B 21/00 (2006.01)

权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

一种肌力康复辅助装置

(57) 摘要

本发明涉及一种肌力康复辅助装置,属于医疗技术领域,解决了现有技术不能有效地结合患者自身身体状态和历史训练情况自动进行待康复肢体训练的问题。该装置包括依次连接的肌力信息采集设备、分析处理器和辅助动作执行机构;肌力信息采集设备,用于采集康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据,并将其发送至分析处理器;分析处理器,用于根据上述信息数据分析判断当前肢体肌力活动是否符合预设要求,根据分析判断结果发出控制信号至辅助动作执行机构;辅助动作执行机构,用于根据所述控制信号对受试者当前肢体肌力活动进行抑制或推动。本发明肌力康复辅助装置的训练方案能智能化迭代,不需要依赖医生的经验,同时规避了人为误判。



1. 一种肌力康复辅助装置,其特征在于,包括依次连接的肌力信息采集设备、分析处理器和辅助动作执行机构;其中,

肌力信息采集设备,用于采集康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据,并将其发送至分析处理器;

分析处理器,用于根据上述信息数据分析判断当前肢体肌力活动是否符合预设要求,根据分析判断结果发出控制信号至辅助动作执行机构;

辅助动作执行机构,用于根据所述控制信号对受试者当前肢体肌力活动进行抑制或推动;

所述分析处理器包括依次连接的初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块;其中,

所述初步判断模块,用于对肌力信息采集设备采集的信息数据进行初步分析,获得受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围,并将其发送至运动模式选择模块;

所述运动模式选择模块,用于根据受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围选择主动式训练或被动式训练,当受试者心肺状态为良好,且可活动的肌力幅度范围和方向范围处于预设范围之内,选择主动式训练,否则,选择被动式训练,并将模式选择结果发送至肌力活动监控模块;

所述肌力活动监控模块,用于根据上述模式选择结果控制辅助动作执行机构执行康复训练,并通过肌力信息采集设备采集的信息数据实时监控受试者心肺状态与活动幅度,及时调整康复训练中肌力活动方向与幅度。

2. 根据权利要求1所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的数据包括:待康复肢体处各肌肉发力大小、待康复肢体处各关节位移和速度、受试者心肺状态。

3. 根据权利要求2所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述肌力信息采集设备包括:

压力传感器,设置于待康复肢体各肌肉皮肤表面,用于检测布设位置处肌肉的发力大小;

位移传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于检测各关节的移动幅度;

加速度传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于检测各关节每次动作的速度;

呼吸检测传感器,设置于受试者鼻腔处,用于检测受试者呼吸频率。

4. 根据权利要求1-3之一所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,还包括信号调理电路;

所述信号调理电路,设置于所述肌力信息采集设备、分析处理器之间,用于对所述康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据进行信号调理。

5. 根据权利要求4所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述信号调理电路包括依次连接的放大器、补偿电路、滤波器、A/D转换器;其中,

所述放大器,用于将肌力信息采集设备采集的模拟信号进行放大,将放大后信号传输至补偿电路;

所述补偿电路,用于对所述放大后信号进行损耗补偿,将补偿后信号传输至滤波器;

所述滤波器,用于对所述补偿后信号进行杂散抑制,将滤波后信号传输至A/D转换器;

所述A/D转换器,用于将所述滤波后信号转换成数字信号,并将所述数字信号进传输至分析处理器。

6. 根据权利要求1所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述分析处理器还包括存储模块、电源转换模块;其中,所述存储模块与肌力信息采集设备、肌力活动监控模块数据端分别连接,所述电源转换模块与初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块连接;

所述存储模块,用于存储肌力信息采集设备采集的历史信息数据,以及对应的肌力活动监控模块获得的受试者心肺状态与活动幅度数据;

所述电源转换模块,用于为初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块供电。

7. 根据权利要求6所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述分析处理器还包括参数训练模块;所述参数训练模块的输入端与存储模块输出端连接,输出端与肌力活动监控模块输入端连接;

所述参数训练模块,用于根据历史康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据,获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间的补偿值,将所述补偿值与上一次康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据进行叠加,进而获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间基准,并将所述基准发送至肌力活动监控模块,由肌力活动监控模块判断受试者本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间是否符合所述基准。

8. 根据权利要求6或7所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述辅助动作执行机构包括电动机、固定装置、旋转装置;

所述电动机,用于根据肌力活动监控模块输出的控制信号,驱动旋转装置带动受试者对应肌肉部位进行旋转;

所述固定装置,用于对受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位进行固定;

所述旋转装置,用于带动受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位进行旋转。

9. 根据权利要求8所述的肌力康复辅助装置,其特征在于,所述固定装置和旋转装置均设置至少一个;

所述固定装置从外到内依次包括绑带、绑片、充气气囊;所述绑带,通过所述绑片将所述充气气囊固定在受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位;

所述旋转装置包括齿轮、操作杆、防护罩;所述齿轮,设置于所述防护罩内,通过电动机带动所述防护罩旋转;所述操作杆,设置于所述防护罩外,与所述防护罩连接,并置于受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位。

## 一种肌力康复辅助装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,尤其涉及一种肌力康复辅助装置。

### 背景技术

[0002] 现代社会,偏瘫患者越来越多,引起了医学界的极大关注。偏瘫是指一侧上下肢、面肌和舌肌部的运动障碍,是急性脑血管病的一个常见症状。按照病症程度,偏瘫可分为轻瘫、不完全性瘫痪和全瘫。轻瘫表现为肌力减弱,肌力在4~5级,一般不影响日常生活;不完全性瘫痪比轻瘫严重,肌力在2~4级;全瘫表现为瘫痪肢体完全不能活动,肌力在0~1级。

[0003] 偏瘫的康复训练包含4个目标,分别是:1)维持关节活动度,防止关节挛缩;2)抑制或减轻异常运动模式的出现或加重;3)诱发肢体的主动运动;4)强化检测肌力。在康复训练过程中,抑制或减轻异常运动模式的出现以及诱发肢体的主动运动,是治疗偏瘫运动功能能否较好恢复的关键。

[0004] 目前,肌力的康复训练大多依赖治疗师全程指导,康复训练的质量水平取决于治疗师的能力和效力。治疗师需要根据自身经验,时刻跟踪患者的治疗情况,辅助患者进行训练,同时预防患者在进行康复训练中出现二次损伤。例如,患者进行主动运动中由于过度用力导致肌肉受伤出现二次损伤。随着科技的发展,市场上也出现了一些肌力恢复装置。

[0005] 现有的肌力恢复装置,其训练方案的制定仍然在一定程度上依赖治疗师的能力和效力,无法做到完全智能化,通常是搜集用户身体状态信息上传至高云端后在治疗师的指导下对训练方案进行制定或迭代。在训练过程中无法最大限度地有效提升患者的肌肉力量,也无法提前对患者的动作姿势进行保护。目前的设计方案,都是设定一个训练上限,只要患者不超过这个训练上限即可,但是,如果患者训练进展缓慢,即使没有超过训练上限,也经常会因为肌肉用力过大而造成二次损伤。

### 发明内容

[0006] 鉴于上述的分析,本发明实施例旨在提供一种肌力康复辅助装置,用以解决现有技术不能有效地结合患者自身身体状态和历史训练情况自动进行待康复肢体训练的问题。

[0007] 一方面,本发明实施例提供了一种肌力康复辅助装置,包括依次连接的肌力信息采集设备、分析处理器和辅助动作执行机构;其中,

[0008] 肌力信息采集设备,用于采集康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据,并将其发送至分析处理器;

[0009] 分析处理器,用于根据上述信息数据分析判断当前肢体肌力活动是否符合预设要求,根据分析判断结果发出控制信号至辅助动作执行机构;

[0010] 辅助动作执行机构,用于根据所述控制信号对受试者当前肢体肌力活动进行抑制或推动。

[0011] 上述技术方案的有益效果如下:当肌力康复辅助装置通过肌力信息采集设备获得患者训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据后,分析处理器就可以评估出患

者目前生理状态信息,进而得出当前训练相比于上次训练,同一个部位的肌肉力量是否增强,或者当前训练过程中肌肉用力是否过度,可能造成二次损伤,根据分析结论对受试者当前肢体肌力活动进行抑制或推动。

[0012] 基于上述方法的进一步改进,所述训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的数据包括:待康复肢体处各肌肉发力大小、待康复肢体处各关节位移和速度、受试者心肺状态。

[0013] 上述进一步改进方案的有益效果是:通过待康复肢体处各肌肉发力大小,可判断当前肌力活动是否符合康复训练的要求。通过待康复肢体处各关节位移和速度,可判断各关节的位移是否符合康复训练的要求、关节的恢复效果。通过受试者心肺状态,可判断受试者完成训练的难易度,进而对康复训练中肌力幅度和方向、训练频率、训练时间进行调整。

[0014] 进一步,所述肌力信息采集设备包括:

[0015] 压力传感器,设置于待康复肢体各肌肉皮肤表面,用于检测布设位置处肌肉的发力大小;

[0016] 位移传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于检测各关节的移动幅度;

[0017] 加速度传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于检测各关节每次动作的速度;

[0018] 呼吸检测传感器,设置于受试者鼻腔处,用于检测受试者呼吸频率。

[0019] 上述进一步改进方案的有益效果是:布设压力传感器的目的是通过将各个肌肉部分的发力大小与阈值进行比较,判断是否符合康复训练的要求。布设位移传感器的目的是通过将各关节的移动幅度与阈值比较,判断各关节的位移是否符合康复训练的要求。布设加速度传感器的目的是通过将各关节每次动作的速度与阈值比较,判断关节的恢复效果。布设检测呼吸传感器的目的是通过受试者的呼吸频率获得其心肺状态,判断患者在当前训练过程中感受到的难易度进而调整训练方案。

[0020] 进一步,肌力康复辅助装置还包括信号调理电路;

[0021] 所述信号调理电路,设置于所述肌力信息采集设备、分析处理器之间,用于对所述康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据进行信号调理。

[0022] 上述进一步改进方案的有益效果是:对肌力信息采集设备获得的模拟信号进行信号调理后,才能够获得与受试者肌力恢复程度有直接关联的信息数据,理由是模拟信号不能有效地体现受试者肌力恢复程度的具体数值,一般需要进行信号转换,获得数字信号,再对所述数字信号进行分析反映受试者肌力恢复程度的具体数值,并且,肌力信息采集设备直接获得的模拟信号很弱,无法达到信号转换的最低要求,而且,在信号传输过程中难免会因为环境因素带入一些干扰,导致信号失真,为了防止分析处理器也将这些干扰信号当做正常信号进行分析,需要提前将这些干扰信号进行过滤,留下正常有用信号。

[0023] 进一步,所述信号调理电路包括依次连接的放大器、补偿电路、滤波器、A/D转换器;其中,

[0024] 所述放大器,用于将肌力信息采集设备采集的模拟信号进行放大,将放大后信号传输至补偿电路;

[0025] 所述补偿电路,用于对所述放大后信号进行损耗补偿,将补偿后信号传输至滤波器;

[0026] 所述滤波器,用于对所述补偿后信号进行杂散抑制,将滤波后信号传输至A/D转换

器；

[0027] 所述A/D转换器,用于将所述滤波后信号转换成数字信号,并将所述数字信号进传输至分析处理器。

[0028] 上述进一步改进方案的有益效果是:通过放大器,可将肌力信息采集设备采集的微弱信号进行放大,通过补偿电路,对信号传输过程中的损耗进行补偿,防止出现失真情况;通过滤波器进行杂散抑制,防止分析处理器误判;通过A/D转换器,将所述滤波后信号转换成数字信号,并将所述数字信号进传输至分析处理器进行下一步处理。

[0029] 进一步,所述分析处理器包括依次连接的初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块;其中,

[0030] 所述初步判断模块,用于对肌力信息采集设备采集的信息数据进行初步分析,获得受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围,并将其发送至运动模式选择模块;

[0031] 所述运动模式选择模块,用于根据受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围选择主动式训练或被动式训练,当受试者心肺状态为良好,且可活动的肌力幅度范围和方向范围处于预设范围之内,选择主动式训练,否则,选择被动式训练,并将模式选择结果发送至肌力活动监控模块;

[0032] 所述肌力活动监控模块,用于根据上述模式选择结果控制辅助动作执行机构执行康复训练,并通过肌力信息采集设备采集的信息数据实时监控受试者心肺状态与活动幅度,及时调整康复训练中肌力活动方向与幅度。

[0033] 上述进一步改进方案的有益效果是:通过初步判断模块,可得出受试者当前心肺状态与可活动的肌力幅度和方向;通过运动模式选择模块,可根据初步判断模块结果自动选择患者当前适合的运动模式;通过肌力活动监控模块,可实时监控受试者心肺状态与活动幅度,及时调整康复训练中肌力活动方向与幅度。上述技术方案无须人工介入,能够自动地贴合用户需求实时调整运动方案。

[0034] 进一步,所述分析处理器还包括存储模块、电源转换模块;其中,所述存储模块与肌力信息采集设备、肌力活动监控模块数据端分别连接,所述电源转换模块与初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块连接;

[0035] 所述存储模块,用于存储肌力信息采集设备采集的历史信息数据,以及对应的肌力活动监控模块获得的受试者心肺状态与活动幅度数据;

[0036] 所述电源转换模块,用于为初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块供电。

[0037] 上述进一步改进方案的有益效果是:通过存储模块,可以提高分析处理器的分析效率。具体地,分析处理器可以直接读取本地存储数据,无须远程协助,进行运算和处理,相比于将数据传输到云端进行处理,再传输回分析处理器,最后执行,明显效率更高,同时可以免于受到通信环境的限制。电源转换模块可以为初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块提供独立的电源供给,当其中一个模块的电源出现问题,不会影响到其他模块的运行以及相关功能,防止因为某一模块的电源出现问题,导致所有模块功能都不能进行。

[0038] 进一步,所述分析处理器还包括参数训练模块;所述参数训练模块的输入端与存

储模块输出端连接,输出端与肌力活动监控模块输入端连接,

[0039] 所述参数训练模块,用于根据历史康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据,获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间的补偿值,将所述补偿值与上一次康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据进行叠加,进而获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间基准,并将所述基准发送至肌力活动监控模块,由肌力活动监控模块判断受试者本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间是否符合所述基准。

[0040] 上述进一步改进方案的有益效果是:上述参数训练模块的好处在于可以贴合不同受试者的肌力活动需求自动制定最适合的训练方案,使得每次的训练方案都是因人而异,因时而异。当前的训练方案以上一次训练结果作为依据,评估患者的恢复效果。因此,不会出现对应一类人统一用同一种方案的情况,也不会出现每次训练方案的制定都是基于一类人训练效果统计结果为基础,本申请是针对个人训练数据。上述技术方案使得受试者的训练(活动幅度和方向)可以得到精确控制,保证受试者始终实施正确的恢复姿势。例如,手腕关节的恢复,如果受试者手腕肌肉力量不够,为了达到活动的幅度要求就会不自觉地使用手臂的肌肉来带动手腕活动,虽然手腕都达到了幅度要求,但是这种姿势是错误的,即使训练成百上千遍,也没有效果。上述技术方案能够克服上述缺点。

[0041] 进一步,所述辅助动作执行机构包括电动机、固定装置、旋转装置;

[0042] 所述电动机,用于根据肌力活动监控模块输出的控制信号,驱动旋转装置带动受试者对应肌肉部位进行旋转;

[0043] 所述固定装置,用于对受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位进行固定;

[0044] 所述旋转装置,用于带动受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位进行旋转。

[0045] 上述进一步改进方案的有益效果是:可以避免受试者在康复训练过程中出现姿势变形从而影响训练效果。例如,受试者进入训练瓶颈期的时候,会不自觉地从身体其他部位借力,但这种训练是会影响康复效果,固定装置可以防止这种情况发生。

[0046] 进一步,所述固定装置和旋转装置均设置至少一个;

[0047] 所述固定装置从外到内依次包括绑带、绑片、充气气囊;所述绑带,通过所述绑片将所述充气气囊固定在受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位;

[0048] 所述旋转装置包括齿轮、操作杆、防护罩;所述齿轮,设置于所述防护罩内,通过电动机带动所述防护罩旋转;所述操作杆,设置于所述防护罩外,与所述防护罩连接,并置于受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位。

[0049] 上述进一步改进方案的有益效果是:对固定装置和旋转装置进行进一步限定,可根据不同受试者的康复要求在人体上设置不同数目的固定装置和旋转装置,进行不同训练方案的训练,因时而异,因人而异。

[0050] 本发明中,上述各技术方案之间还可以相互组合,以实现更多的优选组合方案。本发明的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分优点可从说明书中变得显而易见,或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和其他优点可通过说明书以及附图中所特别指出的内容中来实现和获得。

## 附图说明

[0051] 附图仅用于示出具体实施例的目的,而并不认为是对本发明的限制,在整个附图中,相同的参考符号表示相同的部件。

[0052] 图1为本发明实施例1肌力康复辅助装置连接示意图;

[0053] 图2为本发明实施例2信号调理电路结构示意图;

[0054] 图3为本发明实施例2分析处理器结构示意图;

[0055] 图4为本发明实施例2辅助动作执行机构结构示意图;

[0056] 图5为本发明实施例2手部肌力康复装置动作辅助示意图;

[0057] 图6为本发明实施例2辅助动作执行机构操纵杆示意图。

## 具体实施方式

[0058] 下面结合附图来具体描述本发明的优选实施例,其中,附图构成本申请一部分,并与本发明的实施例一起用于阐释本发明的原理,并非用于限定本发明的范围。

[0059] 实施例1

[0060] 本发明的一个具体实施例,公开了一种肌力康复辅助装置,如图1所示,包括依次连接的肌力信息采集设备、分析处理器和辅助动作执行机构。

[0061] 肌力信息采集设备,用于采集康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的数据,并将其发送至分析处理器。

[0062] 分析处理器,用于根据上述数据分析判断当前肢体肌力活动是否符合预设要求,并发出控制信号至辅助动作执行机构。所述预设要求为受试者本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间是否符合本次训练的基准。

[0063] 辅助动作执行机构,用于根据所述控制信号对当前肢体肌力活动进行抑制或推动的控制。

[0064] 实施时,肌力康复辅助装置的康复训练包含被动模式和主动模式。被动模式下是肌力康复辅助装置用力,活动受损肌力部分,维持关节活动度,防止关节挛缩,帮助待康复肢体肌力恢复。主动模式下是患者自身用力,活动受损肌力部分,肌力康复辅助装置起辅助的推动或抑制作用,帮助待康复肢体肌力恢复。

[0065] 与现有技术相比,本发明提供的肌力康复辅助装置通过肌力信息采集设备获得患者训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据后,分析处理器就可以评估出患者目前生理状态信息,进而得出当前训练相比于上次训练,同一个部位的肌肉力量是否增强,或者当前训练过程中肌肉用力是否过度,可能造成二次损伤,根据分析结论对受试者当前肢体肌力活动进行抑制或推动。

[0066] 实施例2

[0067] 在实施例1的基础上进行优化,肌力信息采集设备采集的所述训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据包括:待康复肢体处各肌肉发力大小、待康复肢体处各关节位移和速度、受试者心肺状态,以及当前训练时间和已训练时间。

[0068] 优选地,肌力信息采集设备包括:压力传感器、位移传感器、加速度传感器、呼吸检测传感器。患者(受试者)可根据自己肌力训练的需求,佩戴上相应的肌力信息采集设备和辅助动作执行机构,例如手部肌力康复辅助装置、脚部肌力康复辅助装置等。

[0069] 压力传感器,设置于待康复肢体各肌肉皮肤表面,用于检测布设位置处肌肉是否发力,并采集发力大小数据。布设压力传感器的目的是通过将各处肌肉的发力大小与阈值进行比较,判断当前肌力活动的力量是否符合康复训练的要求。

[0070] 位移传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于检测布设位置处关节是否移动,并采集移动幅度。布设位移传感器的目的是通过将各关节的移动幅度与阈值比较,判断当前肌力活动中各关节的位移是否符合康复训练的要求。

[0071] 加速度传感器,设置于待康复肢体各关节位置,用于采集布设位置处各关节每次动作时的速度。布设加速度传感器的目的是通过将各关节每次动作的速度与阈值比较,判断当前肌力活动中各关节的恢复效果。

[0072] 呼吸检测传感器,设置于受试者鼻腔处,用于采集受试者的呼吸频率。目的是通过受试者的呼吸频率获得其心肺状态,判断受试者完成训练的难易度,进而调整训练方案。例如,受试者呼吸急促,判定当前训练过于困难,受试者呼吸正常,判定当前训练比较简单,可适当增加康复训练活动的幅度或改变方向。

[0073] 优选地,肌力康复辅助装置还包括设置于所述肌力信息采集设备、分析处理器之间的信号调理电路。

[0074] 信号调理电路,用于对所述康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据进行信号调理。所述信号调理可包括A/D转换、放大、补偿、滤波等。

[0075] 优选地,如图2所示,信号调理电路包括依次连接的放大器、补偿电路、滤波器、A/D转换器。其中,放大器,用于将肌力信息采集设备采集的模拟信号进行放大,将放大后信号传输至补偿电路;补偿电路,用于对所述放大后信号进行损耗补偿,将补偿后信号传输至滤波器,具体地,对信号传输过程中的损耗进行补偿,防止出现失真情况;滤波器,用于对所述补偿后信号进行杂散抑制,将滤波后信号传输至A/D转换器,防止分析处理器误判;A/D转换器,用于将所述滤波后信号转换成数字信号,并将所述数字信号进传输至分析处理器。

[0076] 示例性地,放大器可采用现有的1m324型放大器,补偿电路可采用现有的1m358型补偿电路,滤波器可采用现有的成熟滤波器,A/D转换器可采用现有的adc0809型A/D转换器。

[0077] 优选地,如图3所示,分析处理器包括依次连接的初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块。所述初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块可在现有MCU上通过编程实现。

[0078] 初步判断模块,用于对肌力信息采集设备采集的信息数据进行初步分析,获得受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围,并将其发送至运动模式选择模块。

[0079] 运动模式选择模块,用于根据受试者心肺状态与可活动的肌力幅度范围和方向范围选择主动式训练或被动式训练,当受试者心肺状态为良好,且可活动的肌力幅度范围和方向范围处于预设范围之内(一般为大于下限阈值),选择主动式训练,否则,选择被动式训练,并将模式选择结果发送至肌力活动监控模块。

[0080] 肌力活动监控模块,用于根据上述模式选择结果控制辅助动作执行机构执行康复训练,并通过肌力信息采集设备采集的信息数据实时监控受试者心肺状态与活动幅度,及时调整康复训练中肌力活动方向与幅度。

[0081] 优选地,分析处理器还包括存储模块、电源转换模块。其中,所述存储模块与肌力

信息采集设备、肌力活动监控模块数据端分别连接,所述电源转换模块与初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块供电端连接。

[0082] 存储模块,用于存储肌力信息采集设备采集的历史信息数据,以及对应的肌力活动监控模块获得的受试者心肺状态与活动幅度数据。

[0083] 电源转换模块,用于为初步判断模块、运动模式选择模块、肌力活动监控模块供电。

[0084] 优选地,分析处理器还包括参数训练模块。参数训练模块的输入端与存储模块输出端连接,输出端与肌力活动监控模块输入端连接。

[0085] 参数训练模块,用于根据历史康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据,获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间的补偿值,将所述补偿值与上一次康复训练过程中受试者的肌力幅度和方向、训练频率、训练时间数据进行叠加,进而获得本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间基准,并将所述基准发送至肌力活动监控模块,由肌力活动监控模块判断受试者本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间是否符合所述基准,如果符合,提醒受试者本次训练达标,如果不符合,提醒训练者本次训练肌力幅度和方向、训练频率、训练时间具体哪项不符合所述基准,及时调整自己的训练过程。

[0086] 具体地,假设康复训练需要3个疗程,1个疗程训练7天,1天平均训练10次(注:每次训练待康复肢体关节转动n次),当计算本次训练肌力幅度(肌力方向、训练频率、训练时间的方法相同)时,参数训练模块执行如下步骤:

[0087] S1.计算历史康复训练(选本次训练的前7天)与前一天康复训练过程中受试者的肌力幅度的差值,公式如下:

[0088]  $P_1 = P_{11} + P_{12} + P_{13} + \dots + P_{1n}$  - 第1次的数据

[0089]  $P_2 = P_{21} + P_{22} + P_{23} + \dots + P_{2n}$  - 第2次的数据

[0090]  $P_i = P_{i1} + P_{i2} + P_{i3} + \dots + P_{in}$  - 第i次的数据

[0091] ...

[0092]  $P_N = P_{N1} + P_{N2} + P_{N3} + \dots + P_{Nn}$  - 第N次的数据

[0093] 式中, $P_i$ 表示历史康复训练(选本次训练的前7天)第i次训练受试者肌力幅度与前一天第i次训练受试者肌力幅度的差值; $P_{ij}$ 表示受试者在前j天第i次训练施加的肌力幅度(可用平均值表示);第i次的数据表示受试者在前一天第i次训练中施加的肌力幅度(可用平均值表示); $i = 1 \dots N$ , $j = 1 \dots n$ ,N表示每天的训练次数10次,n表示1个疗程训练天数7天。

[0094] S2.对获得的所有差值进行求和运算,获得本次训练肌力幅度的补偿值 $S_{w(x)}$

[0095]  $S_{w(x)} = \theta (P_1 + P_2 + P_3 + \dots + P_i)$

[0096] 式中, $\theta()$ 表示求和运算。

[0097] S3.将所述补偿值与上一次康复训练过程中受试者的肌力幅度数据进行叠加,进而获得本次训练肌力幅度基准 $H_{w(x)}$

[0098]  $H_{w(x)} = h_{w-1} \{ b\% + [ (X_0 - S_{w(x)} * b\%) / (S_{w(x)} * b\%) ] \%$

[0099] 式中, $h_{w-1}$ 表示上一次训练肌力幅度基准,b表示预设提升值,例如 $b = 18$ ,表示本次训练肌力幅度基准比上一次训练肌力幅度基准有18%的幅度提升, $X_0$ 表示本次训练开始前

的初始训练(选择模式之前)时,肌力信息采集设备获得的当前肌力幅度。

[0100] 优选地,辅助动作执行机构包括驱动电路、电动机、固定装置、旋转装置。驱动电路、电动机、旋转装置依次连接。驱动电路,用于驱动电动机正常工作。电动机,用于根据肌力活动监控模块输出的控制信号,驱动旋转装置带动受试者对应肌肉部位进行旋转(正转和反转)。固定装置,用于对受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位进行固定,防止训练过程中受试者活动姿势变形。旋转装置,用于带动受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位进行旋转(正转和反转)。

[0101] 优选地,辅助动作执行机构还包括保护电路。保护电路,用于防止马达异常动作导致出现大电流,造成分析处理器损坏。

[0102] 优选地,固定装置和旋转装置设置至少一个。如图4所示,固定装置从外到内依次包括绑带、绑片、充气气囊。所述绑带,通过所述绑片将所述充气气囊固定在受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位(肢体)。

[0103] 旋转装置包括齿轮、操作杆、防护罩。所述齿轮,设置于所述防护罩内,通过电动机带动所述防护罩旋转;所述操作杆,设置于所述防护罩外,与所述防护罩连接,并置于受试者康复训练中需要旋转的肌肉部位。

[0104] 固定装置和旋转装置的作用机理为:当受试者康复训练中不需要旋转的肌肉部位需要固定的时候,充气气囊开始充气,对相应的肌肉部位进行固定。根据每个受试者肢体的尺寸不同,充气量会自动进行调整(现有技术可以实现,非本发明重点)。旋转装置用于对关节活动进行训练,既可以正向360°旋转训练,也可以反向360°训练。电动机用于控制旋转装置,一种是通过带动旋转装置控制受试者的训练频率,即每次开始训练前,电动机会提供一个小助力,提示受试者开始训练,另一种是对患者的训练进行助力和阻力的控制,例如,当受试者需要突破瓶颈的时候,电动机会给予助力,当受试者存在二次受伤风险的时候,电动机会给予阻力。

[0105] 实施时,肌力信息采集设备将其采集的待康复肢体处各肌肉发力大小、待康复肢体处各关节位移和速度、受试者心肺状态数据传递给MCU进行分析,MCU通过分析判断患者在整个康复训练过程中的活动是否符合要求。如果患者在康复过程中发力点或者关节的移动信息不符合要求,那么MCU发送信号给肌力控制装置,对患者的错误活动进行控制,防止患者在训练中出现二次损伤。同时,MCU会根据当前患者的上一阶段状态对本阶段的训练方案进行拟制,即获得本次训练肌力幅度和方向基准,由于肌肉需要在非舒适区才可以进行有效的增强,受试者努力达到最佳训练期望值(肌力幅度和方向基准)。除了关节的训练期望值外,还需达到包含训练的频率、训练的时间。训练的频率是依靠MCU计时,然后发送一个短暂的信号给马达,由马达带动a装置旋转,患者感受到a装置短暂的初始力量作为提醒,就可以自信进行康复训练。计算机会根据搜集到的数据和方案进行数值比对,如果没有达到范围要求,则MCU发送信号给肌力控制器,使训练结果达到期望的要求。控制肌力活动指的是康复装置在康复过程中对肢体进行相应的控制,主要包含抑制和推动两个方面。抑制方面侧重于关节移动或者肌肉发力超出预期的范围,控制部分会对关节和肌肉部分实施一个阻力,阻碍肢体的移动幅度或者减小肌肉的发力,防止造成二次损伤。推动方面侧重关节移动或者肌肉发力在预期的范围之内,控制部分会对关节和肌肉实施一个助力,增大肢体的移动幅度或者加强肌肉的发力,帮助患者对肌肉力量的强化。

[0106] 对于手部肌力康复装置,如图5和图6所示,患者将手部伸入装置中,患者手掌握住手柄(即本实施例的操作杆),a装置用于肌肉信息信息的搜集和手腕部分活动的控制,b装置用于固定手臂,a和b装置都可以实现360°的旋转,MCU根据训练的要求对a装置和b装置进行控制。当对患者进行手腕部分肌力恢复训练时,要求a装置(旋转装置)可实现360°旋转,b装置(固定装置)需要固定,MCU发送指令给b装置的控制,进行锁住。这样子有效的避免错误的姿势发生,例如,手腕部分进行肌力恢复训练时,要求手腕旋转,训练中患者不自觉让手臂和手腕一起旋转。

[0107] 与现有技术相比,本实施例提供的肌力康复辅助装置可以摆脱对治疗师的依赖性。肌力康复辅助装置是基于硬件设备和软件算法,康复过程中的效果可以维持很好的一致性。该肌力康复辅助装置具有如下功能:

[0108] 1) 智能识别,自动选择模式,分析处理器根据康复训练过程中与受试者肌力恢复程度有关联的信息数据判断受试者当前生理状态,从而选择并制定合适的训练模式。

[0109] 2) 促进受试者突破瓶颈期,同时防止受试者二次受伤。当受试者的训练遇到瓶颈期的时候,不用单纯依靠受试者自身的力量,肌力康复辅助装置也会给予一定的帮助。同时,对受试者训练进行实时监控和控制,防止受试者过度训练造成的二次损伤。

[0110] 3) 训练方案智能化迭代。受试者的当前训练方案都是根据上一次训练的实际训练效果进行自动调整,不需要依赖医生的能力和效力,同时也规避了人为误判。

[0111] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例方法的全部或部分流程,可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于计算机可读存储介质中。其中,所述计算机可读存储介质为磁盘、光盘、只读存储记忆体或随机存储记忆体等。

[0112] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

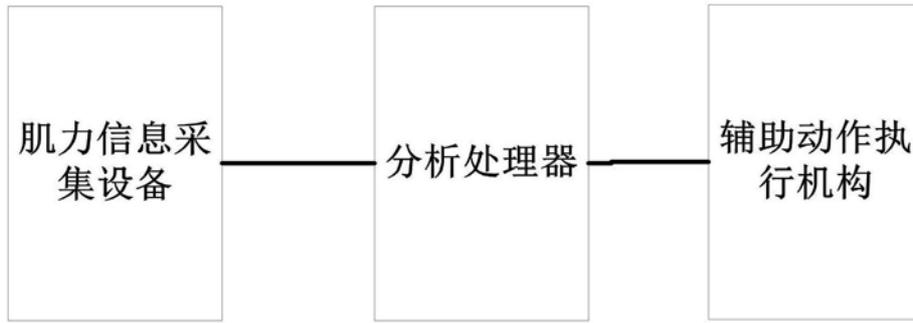


图1

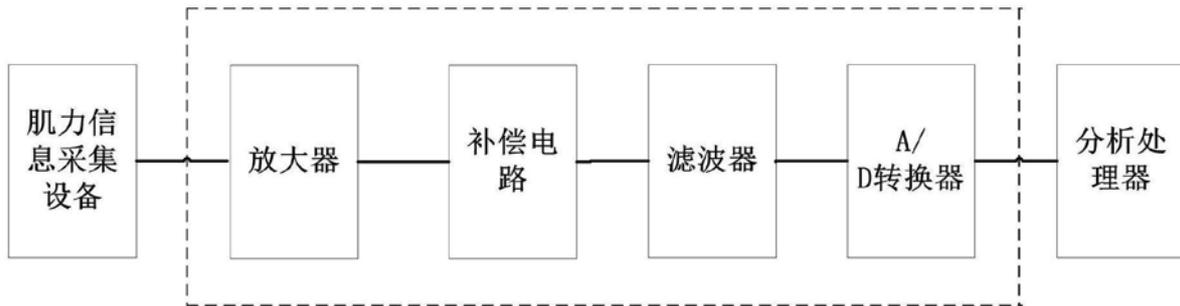


图2

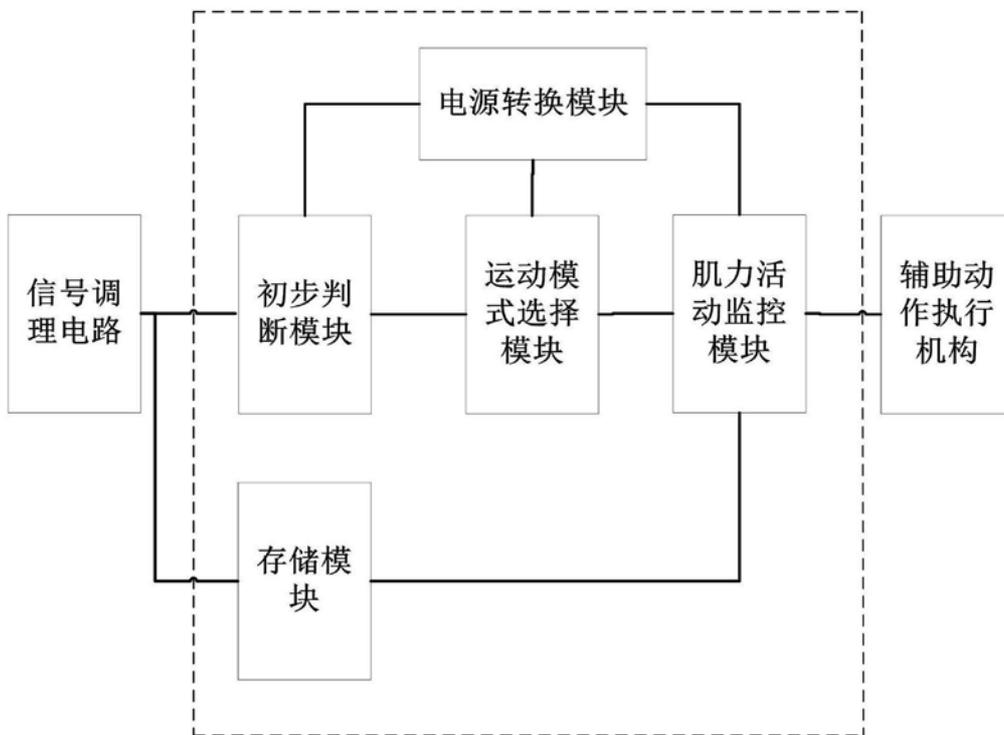


图3

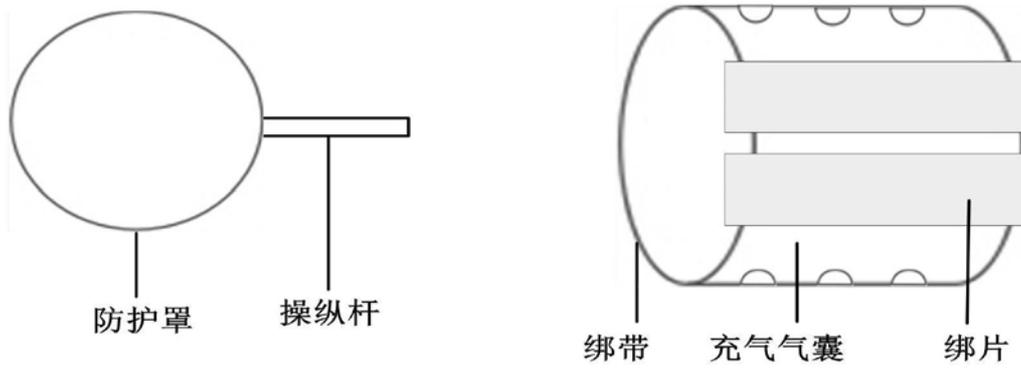


图4

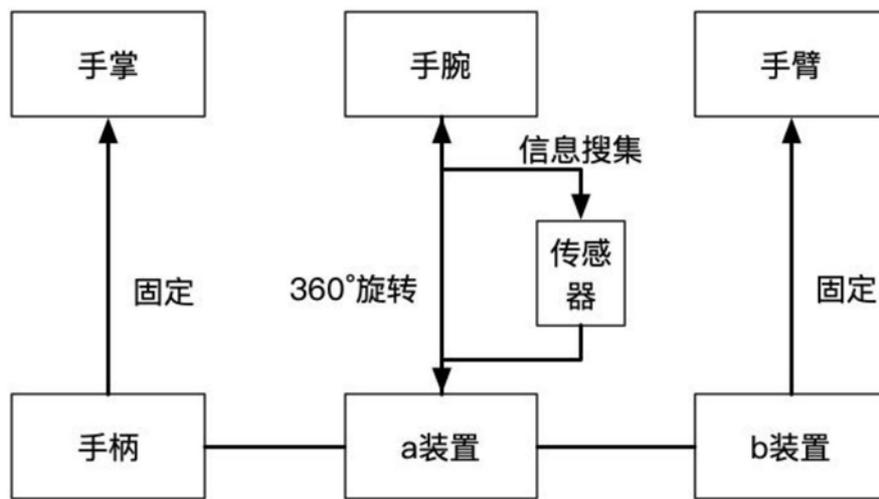


图5

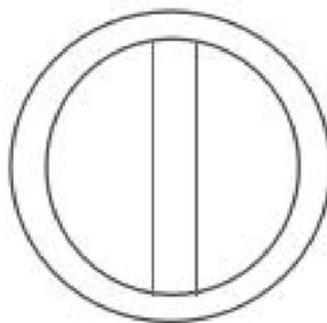


图6