



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 120392119 A

(43) 申请公布日 2025. 08. 01

(21) 申请号 202510913524.8

G06F 18/15 (2023.01)

(22) 申请日 2025.07.03

G06F 18/2131 (2023.01)

(71) 申请人 上海盛益精密机械有限公司

地址 200949 上海市浦东新区自由贸易试
验区乐园路199号3幢底楼甲区

(72) 发明人 孙城刚

(74) 专利代理机构 上海德悦知识产权代理事务
所(普通合伙) 31344

专利代理师 吴庆

(51) Int. Cl.

A61B 5/372 (2021.01)

A61B 5/374 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61M 21/00 (2006.01)

G06F 3/01 (2006.01)

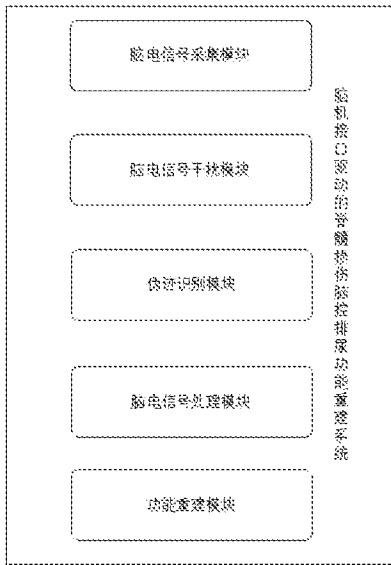
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统

(57) 摘要

本申请涉及脑电图脑电信号技术领域,具体涉及脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统。该系统包括:脑电信号采集模块:获取患者的脑电信号;脑电信号干扰模块:用于获取每个信号周期的伪迹干扰特征值;伪迹识别模块:提取脑电信号的干扰周期和正常周期,利用干扰周期与正常周期内脑电信号的差异及相关关系得到各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度;脑电信号处理模块:对筛选出的分量信号序列重构得到信号处理后的脑电信号;功能重建模块:通过信号处理后的脑电信号识别患者运动意图的刺激等级,以进行排尿刺激训练,实现脊髓损伤后排尿功能的重建。本申请可提高脑电信号的准确性,有效地重建脊髓损伤后的排尿功能。



1. 脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述系统包括:

脑电信号采集模块:用于获取患者的脑电信号;

脑电信号干扰模块:提取脑电信号的信号周期,通过对脑电信号在频域中的振幅偏差波动程度得到各信号周期的脑电振幅异常性,并分析不同信号周期的脑电振幅异常性的差异,得到每个信号周期的伪迹干扰特征值;

伪迹识别模块:通过所述伪迹干扰特征值得到脑电信号的各干扰周期和正常周期,将干扰周期内脑电信号进行小波分解得到各分量信号序列,利用干扰周期内各分量信号序列与正常周期内脑电信号的差异性以及相关关系,得到各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度;

脑电信号处理模块:利用所述伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,并通过小波重构算法对筛选出的分量信号序列进行重构,以得到信号处理后的脑电信号;

功能重建模块:通过信号处理后的脑电信号识别患者运动意图的刺激等级,以进行排尿刺激训练,实现脊髓损伤后排尿功能的重建。

2. 如权利要求1所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述提取脑电信号的信号周期的提取过程包括:将脑电信号按照时序排列得到患者的脑电信号序列,经频域变换后将频域中最大幅值所对应的频率的倒数,作为脑电信号的信号周期。

3. 如权利要求1所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述各信号周期的脑电振幅异常性的获取公式为:

$$A_i = \frac{\sigma_i}{M} \times \sum_{s=1}^M |f_{i,s} - F_i|;$$

式中, A_i 为第 i 个信号周期的脑电振幅异常性, σ_i 为第 i 个信号周期的振幅特征序列的一阶差分序列的排列熵, M 为第 i 个信号周期的振幅特征序列内的元素数目, $f_{i,s}$ 为第 i 个信号周期的振幅特征序列内第 s 个元素, F_i 为第 i 个信号周期的瞬时振幅。

4. 如权利要求3所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,将每个信号周期的脑电信号按照时序排列得到每个信号周期的脑电信号子序列,对每个信号周期的脑电信号子序列进行希尔伯特黄变换,提取每个信号周期的瞬时振幅;并对每个信号周期的脑电信号子序列进行频域变换,将每个信号周期在频域中的所有频率对应的振幅按照频率由小到大排列,得到每个信号周期的振幅特征序列。

5. 如权利要求1所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述每个信号周期的伪迹干扰特征值的获取公式为:

$$D_i = \frac{A_i}{K} \times \sum_{k=1}^K \text{sig}(A_i - A_{i,k});$$

式中, D_i 为第 i 个信号周期的伪迹干扰特征值, $\text{sig}()$ 为sigmoid归一化函数, A_i 为第 i 个信号周期的脑电振幅异常性, $A_{i,k}$ 为第 i 个信号周期的第 k 个邻近信号周期的脑电振幅异常性, K 为第 i 个信号周期的邻近信号周期个数,其中,与每个信号周期之间时间间隔最近的 K 个信号周期作为每个信号周期的 K 个邻近信号周期。

6. 如权利要求1所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述脑电信号的各干扰周期和正常周期的获取具体包括:

对采集时间段内所有信号周期的伪迹干扰特征值进行阈值分割,获取分割阈值并记为

第一分割阈值,将伪迹干扰特征值高于第一分割阈值对应的信号周期,作为脑电信号的干扰周期,否则,将信号周期作为脑电信号的正常周期。

7.如权利要求4所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度的获取公式为:

$$V_{a,j} = G_{a,j} \times \exp(-R_{a,j});$$

式中, $V_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列的伪迹识别度, $G_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列的信号偏差显著度, $\exp()$ 为以自然常数为底数的指数函数, $R_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间互信息度的均值,与每个干扰周期之间时间间隔最近P个的正常周期作为每个干扰周期的P个参考周期。

8.如权利要求7所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,每个干扰周期的各分量信号序列的信号偏差显著度的获取进一步包括:

计算每个干扰周期的各分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间的差异性距离的平均值与方差的比值,作为每个干扰周期的各分量信号序列的信号偏差显著度。

9.如权利要求1所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述利用所述伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,并通过小波重构算法对筛选出的分量信号序列进行重构,包括:对每个干扰周期的所有分量信号序列的伪迹识别度进行阈值分割,获取的分割阈值记为第二分割阈值,筛选出伪迹识别度小于第二分割阈值对应的所有分量信号序列,采用小波重构算法获取每个干扰周期信号重构后的脑电信号。

10.如权利要求9所述的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其特征在于,所述信号处理后的脑电信号的获取过程为:将采集时间段内正常周期的脑电信号及所有干扰周期信号重构后的脑电信号按照时序进行合并,经平滑处理,得到信号处理后的脑电信号。

脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统

技术领域

[0001] 本申请涉及脑电图脑电信号技术领域,具体涉及脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统。

背景技术

[0002] 随着脑机接口技术(Brain-Computer Interface,BCI)的发展,采用脑机接口技术对脊髓损伤而失去的排尿功能进行重建,可以有效地恢复脊髓损伤后的排尿功能,提高患者对排尿功能的自主交互能力。在现有技术中,脑机接口技术通过对脑电信号进行采集、预处理以及特征提取,来识别患者运动意图对应的刺激等级,并根据刺激等级控制功能性电刺激设备对患者盆底肌或者膀胱等排尿相关部位进行刺激训练,帮助患者逐渐的增强盆底肌肉力量和对膀胱的控制力,最终实现脊髓损伤后排尿功能的重建。

[0003] 由于脑电信号会容易受到眼动伪迹的复杂干扰影响,现有技术采用小波分解算法识别并去除脑电信号中的眼动伪迹分量,然而传统的小波分解算法无法充分考虑眼动伪迹分量的干扰特征,使得辨析眼动伪迹分量的能力存在不足,容易引起信号重构后的脑电信号失真,从而影响患者运动意图识别的准确性,使得无法有效地重建脊髓损伤后的排尿功能。

发明内容

[0004] 为了解决上述技术问题,本申请的目的在于提供脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,所采用的技术方案具体如下:

本申请提出了脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,所述系统包括:

脑电信号采集模块:用于获取患者的脑电信号;

脑电信号干扰模块:提取脑电信号的信号周期,通过对脑电信号在频域中的振幅偏差波动程度得到各信号周期的脑电振幅异常性,并分析不同信号周期的脑电振幅异常性的差异,得到每个信号周期的伪迹干扰特征值;

伪迹识别模块:通过所述伪迹干扰特征值得到脑电信号的各干扰周期和正常周期,将干扰周期内脑电信号进行小波分解得到各分量信号序列,利用干扰周期内各分量信号序列与正常周期内脑电信号的差异性以及相关关系,得到各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度;

脑电信号处理模块:利用所述伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,并通过小波重构算法对筛选出的分量信号序列进行重构,以得到信号处理后的脑电信号;

功能重建模块:通过信号处理后的脑电信号识别患者运动意图的刺激等级,以进行排尿刺激训练,实现脊髓损伤后排尿功能的重建。

[0005] 优选的,所述提取脑电信号的信号周期的提取过程包括:将脑电信号按照时序排列得到患者的脑电信号序列,经频域变换后将频域中最大幅值所对应的频率的倒数,作为脑电信号的信号周期。

[0006] 优选的,所述各信号周期的脑电振幅异常性的获取公式为:

$$A_i = \frac{\sigma_i}{M} \times \sum_{s=1}^M |f_{i,s} - F_i|;$$

式中, A_i 为第 i 个信号周期的脑电振幅异常性, σ_i 为第 i 个信号周期的振幅特征序列的一阶差分序列的排列熵, M 为第 i 个信号周期的振幅特征序列内的元素数目, $f_{i,s}$ 为第 i 个信号周期的振幅特征序列内第 s 个元素, F_i 为第 i 个信号周期的瞬时振幅。

[0007] 优选的,将每个信号周期的脑电信号按照时序排列得到每个信号周期的脑电信号子序列,对每个信号周期的脑电信号子序列进行希尔伯特黄变换,提取每个信号周期的瞬时振幅;并对每个信号周期的脑电信号子序列进行频域变换,将每个信号周期在频域中的所有频率对应的振幅按照频率由小到大排列,得到每个信号周期的振幅特征序列。

[0008] 优选的,所述每个信号周期的伪迹干扰特征值的获取公式为:

$$D_i = \frac{A_i}{K} \times \sum_{k=1}^K \text{sig}(A_i - A_{i,k});$$

式中, D_i 为第 i 个信号周期的伪迹干扰特征值, $\text{sig}()$ 为sigmoid归一化函数, A_i 为第 i 个信号周期的脑电振幅异常性, $A_{i,k}$ 为第 i 个信号周期的第 k 个邻近信号周期的脑电振幅异常性, K 为第 i 个信号周期的邻近信号周期个数,其中,与每个信号周期之间时间间隔最近的 K 个信号周期作为每个信号周期的 K 个邻近信号周期。

[0009] 优选的,所述脑电信号的各干扰周期和正常周期的获取具体包括:

对采集时间段内所有信号周期的伪迹干扰特征值进行阈值分割,获取分割阈值并记为第一分割阈值,将伪迹干扰特征值高于第一分割阈值对应的信号周期,作为脑电信号的干扰周期,否则,将信号周期作为脑电信号的正常周期。

[0010] 优选的,所述各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度的获取公式为:

$$V_{a,j} = G_{a,j} \times \exp(-R_{a,j});$$

式中, $V_{a,j}$ 为第 a 个干扰周期的第 j 个分量信号序列的伪迹识别度, $G_{a,j}$ 为第 a 个干扰周期的第 j 个分量信号序列的信号偏差显著度, $\exp()$ 为以自然常数为底数的指数函数, $R_{a,j}$ 为第 a 个干扰周期的第 j 个分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间互信息度的均值,与每个干扰周期之间时间间隔最近 P 个的正常周期作为每个干扰周期的 P 个参考周期。

[0011] 优选的,每个干扰周期的各分量信号序列的信号偏差显著度的获取进一步包括:

计算每个干扰周期的各分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间的差异性距离的平均值与方差的比值,作为每个干扰周期的各分量信号序列的信号偏差显著度。

[0012] 优选的,所述利用所述伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,并通过小波重构算法对筛选出的分量信号序列进行重构,包括:对每个干扰周期的所有分量信号序列的伪迹识别度进行阈值分割,获取的分割阈值记为第二分割阈值,筛选出伪迹识别度小于第二分割阈值对应的所有分量信号序列,采用小波重构算法获取每个干扰周期信号重构后的脑电信号。

[0013] 优选的,所述信号处理后的脑电信号的获取过程为:将采集时间段内正常周期的脑电信号及所有干扰周期信号重构后的脑电信号按照时序进行合并,经平滑处理,得到信

号处理后的脑电信号。

[0014] 本申请具有如下有益效果：

本申请通过分析不同信号周期内脑电信号振幅的异常特征,并根据信号周期内脑电信号振幅的异常特征分析眼动伪迹对脑电信号产生短暂性的强干扰特征,提高对眼动伪迹分量的辨析能力,有利于后续准确地识别出现伪迹干扰的信号周期,从而更加准确地对伪迹信号进行消除;

同时,通过伪迹干扰特征值辨析识别出干扰周期和正常周期,对干扰周期进行识别并去除伪迹分量,可以提高脑电信号内伪迹去除的准确性,同时可以避免对正常周期的脑电信号进行错误处理时而产生脑电信号失真的问题;

本申请考虑脑电信号与伪迹信号之间的差异性以及相互依赖性,对脑电信号分解后所有分量信号中的伪迹信号特征进行识别,并在信号重构时去除具有伪迹信号特征的分量信号,提高脑电信号的准确性,避免对患者运动意图识别造成不良影响,从而更加有效地重建脊髓损伤后的排尿功能。

附图说明

[0015] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案和优点,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单的介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它附图。

[0016] 图1为本申请一个实施例所提供的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统框图;

图2为本申请一个实施例所提供的脑电信号处理获取流程示意图。

具体实施方式

[0017] 为了更进一步阐述本申请为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,对依据本申请提出的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统,其具体实施方式、结构、特征及其功效,详细说明如下。在下述说明中,不同的“一个实施例”或“另一个实施例”指的不一定是同一实施例。此外,一或多个实施例中的特定特征、结构或特点可由任何合适形式组合。

[0018] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本申请的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。

[0019] 下面结合附图具体的说明本申请所提供的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统的具体方案。

[0020] 请参阅图1,其示出了本申请一个实施例提供的脑机接口驱动的脊髓损伤脑控排尿功能重建系统框图,该系统包括:

脑电信号采集模块:用于获取患者的脑电信号。

[0021] 为了能够改善脊髓损伤患者的排尿功能,需要消除眼动伪迹对脑电信号的干扰影响,从而更加准确地识别患者运动意图及其对应的刺激等级,最终更加有效地实现脑机接口驱动脊髓损伤后排尿功能的重建。

[0022] 通过患者所佩戴的脑电图电极帽实时采集患者的脑电信号,本实施例中,所述脑电图电极帽包括与运动意图和运动决策相关的额叶区和中央区的电极,通过脑机接口技术将采集到的脑电信号传输至信号采集终端,本实施例中信号采集终端为终端笔记本。

[0023] 进一步地,本实施例中,将脑机接口的信号采集终端所接受到采集时间段内的脑电信号按照时间顺序进行排列,得到患者的脑电信号序列。其中,脑电信号的采样频率为1024Hz,采集时间段长度为10s,实施者可以根据实际需求对脑电信号的采样频率及采集时间段长度进行自适应取值。

[0024] 脑电信号干扰模块:提取脑电信号的信号周期,通过对脑电信号在频域中的振幅偏差波动程度得到各信号周期的脑电振幅异常性,并分析不同信号周期的脑电振幅异常性的差异,得到每个信号周期的伪迹干扰特征值。

[0025] 由于脑电信号中会存在较多的眼动伪迹,使得脑电信号受到复杂的干扰影响,并且这些伪迹信号存在于脑电信号中将会对脑电信号的可解释性造成严重的干扰影响。因此,为了更加准确地识别患者运动意图及其对应的刺激等级,需要消除伪迹信号对脑电信号造成的影响干扰。

[0026] 因此,为了能够准确地消除伪迹信号对脑电信号的干扰,将脑电信号序列作为傅里叶变换的输入,傅里叶变换可以是快速傅里叶变换或者离散傅里叶变换,本实施例采用快速傅里叶变换提取脑电信号序列的频域数据,本实施例中,为方便表述及理解,将频域数据中最大幅值对应的频率作为周期频率,并将周期频率的倒数作为脑电信号的信号周期,快速傅里叶变换的具体过程为公知技术,不做多余赘述。

[0027] 进一步地,将采集时间段内每个信号周期的脑电信号按照时间顺序进行排列,得到每个信号周期的脑电信号子序列。一般情况下,脑电信号具有持续性变化特征,而眼动伪迹通常是与眼睛运动的时间同步,这种伪迹信号的持续时间往往较为短暂,并非是在所有信号周期均会对脑电信号产生复杂地干扰影响。

[0028] 因此,为了更加准确地识别并去除脑电信号中的伪迹分量,需要对不同信号周期的伪迹干扰特征进行分析。将每个信号周期的脑电信号子序列作为希尔伯特黄变换的输入,利用希尔伯特黄变换提取每个信号周期的瞬时振幅;同时,将每个信号周期的脑电信号子序列作为快速傅里叶变换的输入,利用快速傅里叶变换获取每个信号周期的所有频率对应的振幅,其中,希尔伯特黄变换及快速傅里叶变换均为公知技术,不做多余赘述。

[0029] 一般情况下,若某个信号周期下所有频率对应的振幅变化越混乱,并且所有频率对应的振幅与瞬时振幅之间的差异水平越高,越能说明该信号周期内脑电信号的振幅出现较高的异常特征,该信号周期越有可能受到眼动伪迹的强干扰影响。

[0030] 因此,将每个信号周期的所有频率对应的振幅按照频率由小到大的顺序进行排列,得到每个信号周期的振幅特征序列。基于每个信号周期的振幅特征序列内的振幅与瞬时振幅的差异程度,计算每个信号周期的脑电振幅异常性:

$$A_i = \frac{\sigma_i}{M} \times \sum_{s=1}^M |f_{i,s} - F_i|;$$

式中, A_i 为第*i*个信号周期的脑电振幅异常性, σ_i 为第*i*个信号周期的振幅特征序列的一阶差分序列的排列熵, M 为第*i*个信号周期的振幅特征序列内的元素数目, $f_{i,s}$ 为第*i*个信号周期的振幅特征序列内第*s*个元素, F_i 为第*i*个信号周期的瞬时振幅。

[0031] 其中,可以理解的是,脑电振幅异常性反映了信号周期内脑电信号振幅的异常特征,脑电振幅异常性越高,越有可能受到眼动伪迹的强干扰影响,使得脑电信号在频域上的振幅出现较高度异常变化。

[0032] 进一步地,为了更加准确地识别出伪迹分量对脑电信号的干扰特征,将与每个信号周期之间时间间隔最近的K个信号周期,记为每个信号周期的K个邻近信号周期,本实施例中K的取值为10,实施者可以进行自适应取值。

[0033] 由于眼动伪迹对脑电信号产生干扰的影响程度较高,而产生干扰影响的持续时间往往较为短暂,所以若某个信号周期与其邻近信号周期内脑电振幅异常性之间的差异越大,并且该信号周期的脑电振幅异常性越大,越能体现出眼动伪迹对脑电信号产生短暂性的强干扰特征。

[0034] 因此,计算每个信号周期的伪迹干扰特征值:

$$D_i = \frac{A_i}{K} \times \sum_{k=1}^K \text{sig}(A_i - A_{i,k});$$

式中, D_i 为第*i*个信号周期的伪迹干扰特征值, $\text{sig}()$ 为sigmoid归一化函数, $A_{i,k}$ 为第*i*个信号周期的第*k*个邻近信号周期的脑电振幅异常性,K为第*i*个信号周期的邻近信号周期个数。

[0035] 其中,可以理解的是,伪迹干扰特征值反映了眼动伪迹对脑电信号产生短暂性的强干扰特征,伪迹干扰特征值越大,说明该信号周期内脑电信号受到眼动伪迹的干扰影响越显著,越应该识别并去除该信号周期内的伪迹分量,使得后续能够更加准确地识别患者运动意图及其对应的刺激等级。

[0036] 伪迹识别模块:通过所述伪迹干扰特征值得到脑电信号的各干扰周期和正常周期,将干扰周期内脑电信号进行小波分解得到各分量信号序列,利用干扰周期内各分量信号序列与正常周期内脑电信号的差异性以及相关关系,得到各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度。

[0037] 进一步地,为了更加准确地识别并去除该信号周期内的伪迹分量,同时避免处理后脑电信号出现失真的问题,将采集时间段内所有信号周期的伪迹干扰特征值作为最大类间方差算法的输入,利用最大类间方差算法获取分割阈值,记为第一分割阈值,最大类间方差算法为公知技术,不做多余赘述。

[0038] 进而,将伪迹干扰特征值高于第一分割阈值对应的每个信号周期,作为脑电信号的各干扰周期,并将伪迹干扰特征值将小于等于第一分割阈值对应的每个信号周期,作为脑电信号的各正常周期。

[0039] 通过伪迹干扰特征值采用最大类间方差算法识别出采集时间段内的干扰周期和正常周期,仅对采集时间段内干扰周期进行识别并去除伪迹分量,可以提高脑电信号内伪迹去除的准确性,同时避免对正常周期的脑电信号进行错误处理产生脑电信号失真的问题。

[0040] 为了能够对识别并去除该信号周期内的伪迹分量,将采集时间段的每个干扰周期的脑电信号子序列作为小波分解算法的输入,其中,选择Haar小波作为小波基函数,分解层数设置为6,利用小波分解算法将脑电信号子序列分解成各个分量信号序列,小波分解算法为公知技术,不做多余赘述。

[0041] 一般情况下,具有伪迹分量特征的分量信号序列往往与正常周期的脑电信号子序列之间存在较为显著的差异,并且二者之间存在相互依赖关系较差。因此,本实施例中,将与每个干扰周期之间时间间隔最近P个的正常周期,作为每个干扰周期的P个参考周期。

[0042] 进一步地,计算每个干扰周期的每个分量信号序列与其P个参考周期的脑电信号子序列之间的差异性距离,其中,所有差异性距离的平均水平越高,并且所有差异性距离的离散水平越小,越能突出伪迹信号与多个正常的脑电信号之间差异性特征。因此,将每个干扰周期的每个分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间的差异性距离的平均值与方差的比值,记为每个干扰周期的每个分量信号序列的信号偏差显著度,反映出伪迹信号与正常脑电信号之间的偏差显著性,信号偏差显著度越大,该分量信号越能反映出伪迹信号特征,在信号重构时越应该去除该分量信号,避免对脑电信号产生干扰影响。

[0043] 同时,由于脑电信号与伪迹信号之间存在较强的独立性关系,二者之间的相互依赖关系较差。因此,通过结合二者之间的互信息特征,计算每个干扰周期的每个分量信号序列的伪迹识别度:

$$V_{a,j} = G_{a,j} \times \exp(-R_{a,j});$$

式中, $V_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列的伪迹识别度, $G_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列的信号偏差显著度, $\exp()$ 为以自然常数为底数的指数函数, $R_{a,j}$ 为第a个干扰周期的第j个分量信号序列与其各参考周期的脑电信号子序列之间互信息度的均值,互信息度的计算为公知技术,不做多余赘述。

[0044] 伪迹识别度反映了脑电信号分解后所有分量信号中的伪迹信号特征,伪迹识别度越大,该分量信号序列内所包含的信号特征越有可能属于伪迹信号特征,在信号重构时越应该去除该分量信号,从而提高信号周期内脑电信号的准确性。

[0045] 脑电信号处理模块:利用所述伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,并通过小波重构算法对筛选出的分量信号序列进行重构,以得到信号处理后的脑电信号。

[0046] 进一步地,利用各干扰周期的各分量信号序列的伪迹识别度对分量信号序列进行筛选,将正常周期的脑电信号及所有干扰周期信号筛选后的分量信号序列进行重构的脑电信号按照时间顺序进行合并,经平滑处理,得到信号处理后的脑电信号。

[0047] 优选的,本实施例中,将每个干扰周期的所有分量信号序列的伪迹识别度作为最大类间方差算法的输入,利用最大类间方差算法获取对应的分割阈值,记为第二分割阈值,并将伪迹识别度小于第二分割阈值对应的所有分量信号序列作为小波重构算法的输入,利用小波重构算法获取每个干扰周期信号重构后的脑电信号,得到每个干扰周期信号重构后的脑电信号子序列,其中,最大类间方差算法及小波重构算法均为公知技术,不做多余赘述。

[0048] 为了能够更加准确地识别患者运动意图及其对应的刺激等级,优选的,本实施例中,将采集时间段内所有正常周期的脑电信号子序列以及所有干扰周期信号重构后的脑电信号子序列按照时间顺序进行合并,并将合并后的序列作为移动平均法(moving average method,MA)的输入,利用移动平均法对合并后的序列进行平滑处理,得到信号处理后的脑电信号,记为信号处理后的脑电信号序列,用以消除眼动伪迹对脑电信号造成的不良干扰,提高信号重构后脑电信号的准确性,其中,移动平均法为公知技术,不做多余赘述。实施者在实际应用场景中,也可采用其他数据平滑处理方法对所有正常周期的脑电信号子序列以

及所有干扰周期信号重构后的脑电信号子序列进行处理分析,得到最终处理后的脑电信号,以获取信号处理后的脑电信号序列。

[0049] 具体的,本实施例所提供的脑电信号处理获取流程示意图如图2所示。

[0050] 功能重建模块:通过信号处理后的脑电信号识别患者运动意图的刺激等级,以进行排尿刺激训练,实现脊髓损伤后排尿功能的重建。

[0051] 根据上述各模块可实现对脑电信号的干扰分析并处理,以获取干扰处理后的脑电信号,根据信号处理后的脑电信号对患者进行运动意图评分,并基于此进行排尿相关部位的刺激训练,以完成脊髓损伤后排尿功能的重建。优选的,本实施例中,通过采用脑机接口技术提取信号处理后的脑电信号序列的时域特征以及频域特征,其中,时域特征包括运动相关皮层电位(MRCP)和运动相关肌电(SMR),频域特征包括与运动相关的alpha频段和delta频段上的脑电活动;

然后,采用熵权法对脑电活动的时频特征进行加权融合,并采用sigmoid函数对加权融合后的结果进行归一化映射,确定患者运动意图评分,并根据患者运动意图评分所处的评分区间,确定患者运动意图的刺激等级,其中,刺激等级分为低等级、普通等级以及高等级,低等级的评分区间为 $(0, 0.3]$,普通等级的评分区间为 $(0.3, 0.6]$,高等级的评分区间为 $(0.6, 1)$ 。

[0052] 最终,根据患者运动意图的刺激等级辅助医师选择适合患者状态的刺激方案,帮助对患者的盆底肌、膀胱等多个排尿相关部位进行刺激训练,使得患者逐渐的增强盆底肌肉力量和对膀胱的控制力,用于实现脊髓损伤后排尿功能的重建。

[0053] 其中,脑电活动的时频特征提取、运动意图评分的确定以及排尿相关部位的刺激训练均为脑机接口领域的公知技术,不做多余赘述。

[0054] 需要说明的是:上述本申请实施例先后顺序仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。在附图中描绘的过程不一定要求示出的特定顺序或者连续顺序才能实现期望的结果。在某些实施方式中,多任务处理和并行处理也是可以的或者可能是有利的。

[0055] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。

[0056] 以上所述仅为本申请的较佳实施例,并不用以限制本申请,凡在本申请的原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

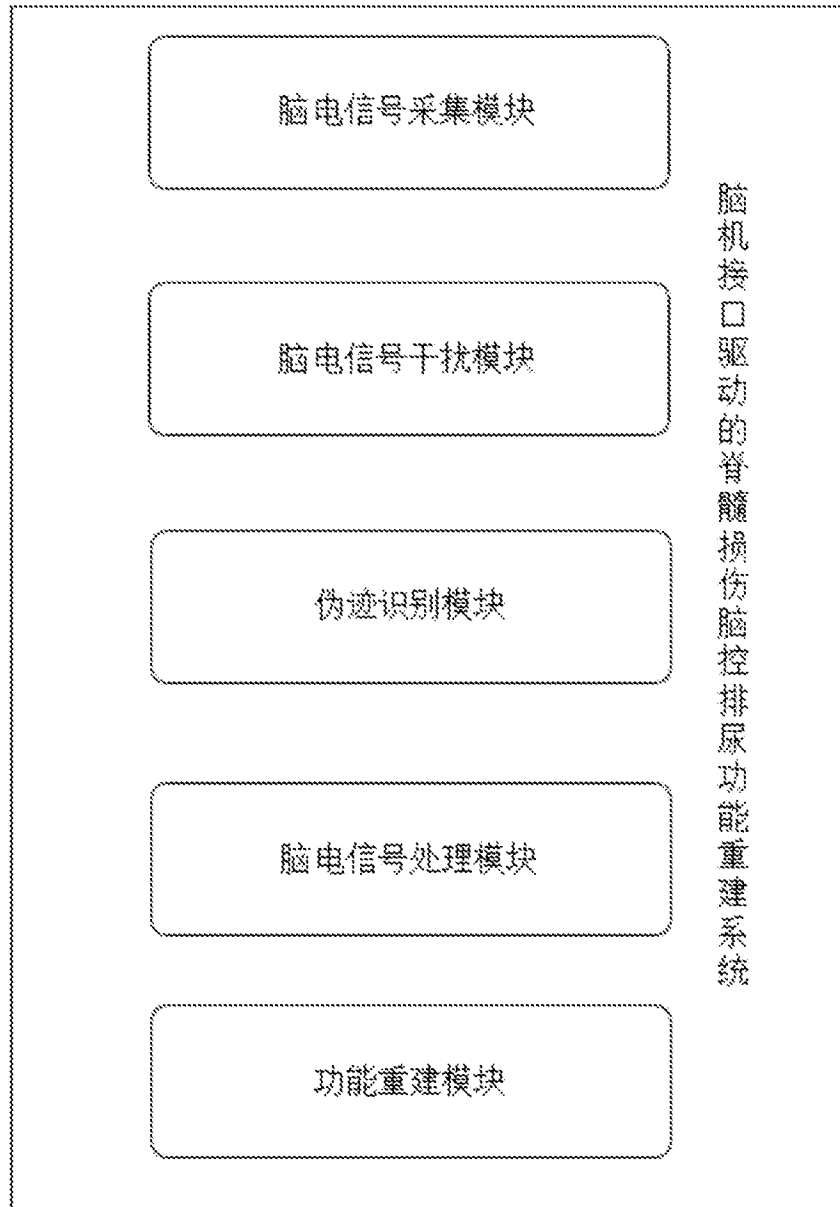


图1

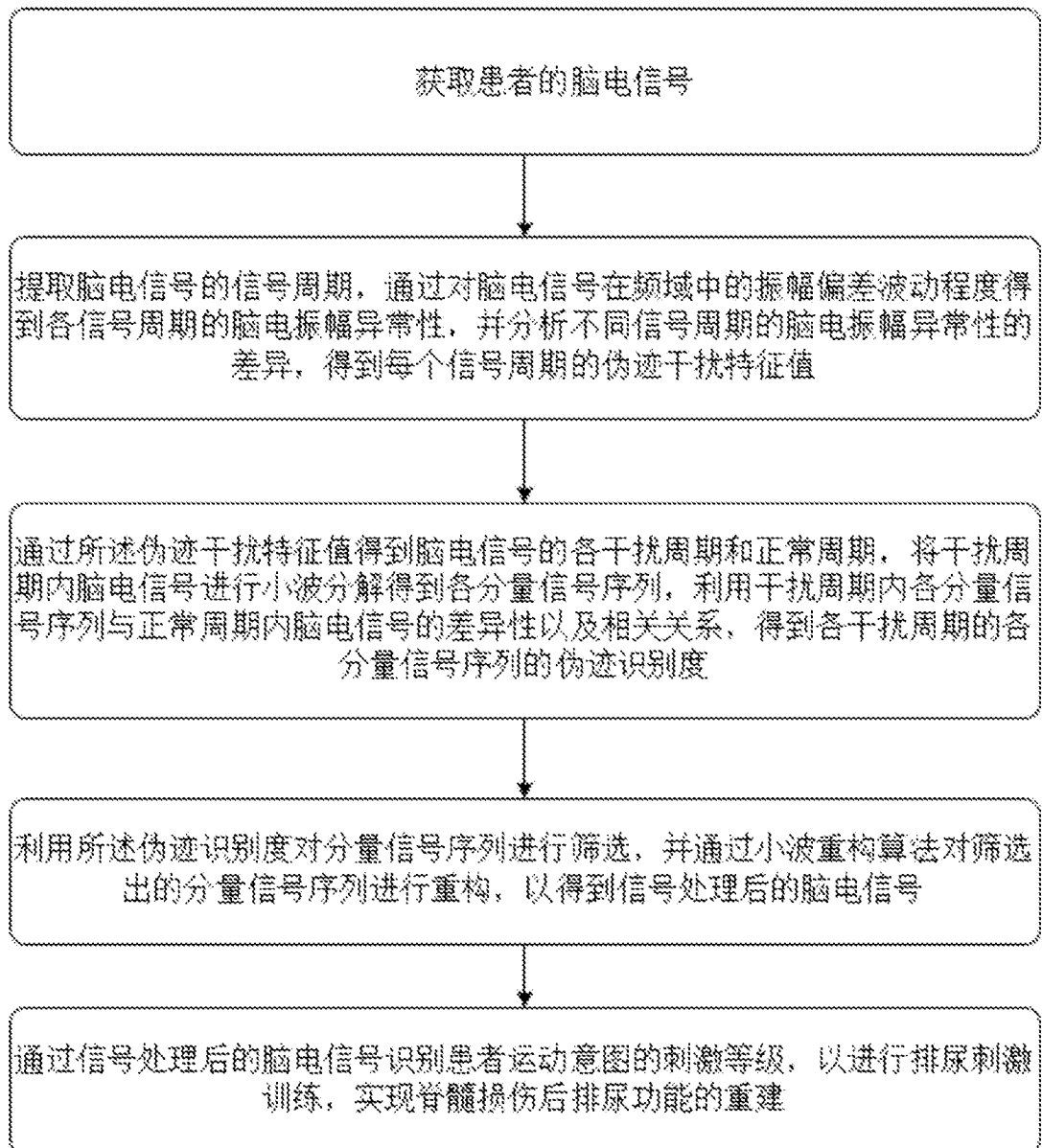


图2