



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107280685 B

(45)授权公告日 2020.05.15

(21)申请号 201710604187.X

CN 102512142 A,2012.06.27,

(22)申请日 2017.07.21

CN 106419850 A,2017.02.22,

(65)同一申请的已公布的文献号

Qitao Tan et al.Age-related

申请公布号 CN 107280685 A

alterations in phase synchronization of

(43)申请公布日 2017.10.24

oxyhemoglobin concentration changes in

(73)专利权人 国家康复辅具研究中心

prefrontal tissues as measured by near-

地址 100000 北京市北京经济技术开发区

infrared spectroscopy signals.

荣华中路1号

《Microvascular Research》.2015,第19-25页.

(续)

(72)发明人 李增勇 王碧天 徐功铖 霍聪聪

审查员 胡叔芳

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11371

代理人 徐彦圣

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

(续)

(56)对比文件

CN 104055524 A,2014.09.24,

CN 101972148 A,2011.02.16,

CN 105962950 A,2016.09.28,

权利要求书2页 说明书9页 附图4页

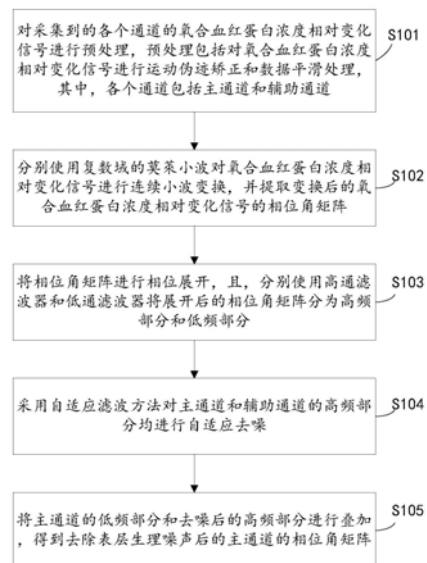
(54)发明名称

表层生理噪声去除方法及系统

(57)摘要

本申请提供了表层生理噪声去除方法及系统,涉及医疗技术领域,其中,该表层生理噪声去除方法包括:首先对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,之后,分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,然后将相位角矩阵进行相位展开,用高通滤波器和低通滤波器将相位角矩阵分为高频部分和低频部分,并采用自适应滤波方法对高频部分均进行自适应去噪,最后,将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵,由上述方法从脑氧信号中剔除表层生理干扰,从而获得更纯净的脑组织信号。

CN 107280685 B



[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

Bitian Wang et al. Posture-related changes in brain functional connectivity as assessed by wavelet phase coherence of NIRS signals in elderly subjects. 《Behavioural Brain Research》.2016,第238-245页.

Zengyong Li et al. Wavelet analysis of cerebral oxygenation signal measured by near infrared spectroscopy in subjects with cerebral infarction. 《Microvascular Research》.2010,第142-147页.

Liwei Xu et al. Functional connectivity analysis using fNIRS in healthy subjects during prolonged simulated driving. 《Neuroscience Letters》.2017,第21-28页.

1. 表层生理噪声去除方法,其特征在于,包括:

对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,所述预处理包括对所述氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,所述各个通道包括主通道和辅助通道,

分别使用复数域的莫莱小波对所述氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的所述氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,

将所述相位角矩阵进行相位展开,且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的所述相位角矩阵分为高频部分和低频部分,

采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的所述高频部分均进行自适应去噪,

将主通道的所述低频部分和去噪后的所述高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

2. 根据权利要求1所述的表层生理噪声去除方法,其特征在于,所述方法还包括:

将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,通过所述近红外光源探头向头部的脑组织发射近红外光线,且,利用所述传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息,

根据Beer-Lambert定律将所述光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。

3. 根据权利要求2所述的表层生理噪声去除方法,其特征在于,所述方法还包括:

所述近红外光源探头和所述传感器探头一一组合形成通道,其中,所述近红外光源探头和所述传感器探头的个数均为多个,

所述通道分为主通道和辅助通道,所述主通道用于测量脑组织的血氧活动,所述辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动,

所述主通道内的所述近红外光源探头和所述传感器探头的间距为30mm,所述辅助通道内的所述近红外光源探头和所述传感器探头的间距为5mm到13mm,所述主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距小于15mm。

4. 根据权利要求3所述的表层生理噪声去除方法,其特征在于,所述方法还包括:

对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析,得到功能连接检测指标,

对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析,得到效应连接检测指标。

5. 根据权利要求4所述的表层生理噪声去除方法,其特征在于,所述方法还包括:

将所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵,

使用重构的所述小波系数矩阵对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换,得到去噪后的主通道时域信号。

6. 表层生理噪声去除装置,其特征在于,包括:

预处理模块用来对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,所述预处理包括对所述氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,所述各个通道包括主通道和辅助通道,

小波变换模块用来分别使用复数域的莫莱小波对所述氧合血红蛋白浓度相对变化信

号进行连续小波变换,并提取变换后的所述氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,

滤波模块用来将所述相位角矩阵进行相位展开,且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的所述相位角矩阵分为高频部分和低频部分,

高频去噪模块用来采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的所述高频部分均进行自适应去噪,

叠加模块用来将主通道的所述低频部分和去噪后的所述高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

7. 根据权利要求6所述的表层生理噪声去除装置,其特征在于,还包括:

光强信息获取模块用来将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,通过所述近红外光源探头向头部的脑组织发射近红外光线,且,利用所述传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息,

信号转换模块用来根据Beer-Lambert定律将所述光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。

8. 根据权利要求7所述的表层生理噪声去除装置,其特征在于,还包括:

通道组合模块用来将所述近红外光源探头和所述传感器探头一一组合形成通道,其中,所述近红外光源探头和所述传感器探头的个数均为多个,

通道划分模块(9)用来将所述通道分为主通道和辅助通道,所述主通道用于测量脑组织的血氧活动,所述辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动,

通道设置模块用来将所述主通道内的所述近红外光源探头和所述传感器探头的间距设置为30mm,将所述辅助通道内的所述近红外光源探头和所述传感器探头的间距设置为5mm到13mm,将所述主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距设置为小于15mm。

9. 根据权利要求8所述的表层生理噪声去除装置,其特征在于,还包括:

相干性分析模块用来对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析,得到功能连接检测指标,

耦合效应连接分析模块用来对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析,得到效应连接检测指标。

10. 根据权利要求9所述的表层生理噪声去除装置,其特征在于,还包括:

矩阵重构模块用来将所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵,

逆小波变换模块用来使用重构的所述小波系数矩阵对所述去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换,得到去噪后的主通道时域信号。

## 表层生理噪声去除方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,尤其涉及表层生理噪声去除方法及系统。

### 背景技术

[0002] 研究发现,人体组织中的血氧含量会随着人体代谢活动的变化而变化,血氧含量的变化会引起组织光学特性的变化,而某一特定波段的近红外光对这种变化敏感,因此,可以使用近红外光照射人体组织并检测出射光强,在入射光强已知和出射光强可测的情况下,根据Beer-Lambert定律,可以计算人体组织中血氧含量的变化情况,以此来实现对人体组织氧含量的无损实时检测,即近红外光谱技术NIRS (Near infrared spectroscopy) 技术的原理。

[0003] 针对上述过程,脑功能成像技术即功能性近红外光谱技术fNIRS (functionality Near infrared spectroscopy) 可用于检测人类脑皮层的功能活动。fNIRS技术基于神经血管耦合机制,通过检测脑组织中的血氧参数来间接得到脑组织的活跃程度,是一种血氧水平依赖的技术。采用fNIRS这种非侵入式的光学测量手段,在使用近红外光照射脑组织来获得脑氧信号的同时,脑氧信号中难免地会夹杂有头皮、颅骨等表层生理信号的影响,这些表层生理信号会对期望信号产生干扰。

[0004] 综上,目前关于如何从脑氧信号中剔除表层生理干扰的影响以提取出更纯净的脑组织信号的问题,尚无有效的解决办法。

### 发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明实施例的目的在于提供了表层生理噪声去除方法及系统,通过自适应滤波方法对高频部分进行自适应去噪,之后与主通道的低频部分进行叠加等,有效剔除了脑氧信号中的表层生理干扰。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了表层生理噪声去除方法,包括:对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,预处理包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,各个通道包括主通道和辅助通道;

[0007] 分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵;

[0008] 将相位角矩阵进行相位展开,且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分;

[0009] 采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪;

[0010] 将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

[0011] 结合第一方面,本发明实施例提供了第一方面的第一种可能的实施方式,其中,方法还包括:

[0012] 将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,通过近红外光源探头向头

部的脑组织发射近红外光线,且,利用传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息;

[0013] 根据Beer-Lambert定律将光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。

[0014] 结合第一方面的第一种可能的实施方式,本发明实施例提供了第一方面的第二种可能的实施方式,其中,方法还包括:

[0015] 近红外光源探头和传感器探头一一组合形成通道,其中,近红外光源探头和传感器探头的个数均为多个;

[0016] 通道分为主通道和辅助通道,主通道用于测量脑组织的血氧活动,辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动;

[0017] 主通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为30mm,辅助通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为5mm到13mm,主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距小于15mm。

[0018] 结合第一方面的第二种可能的实施方式,本发明实施例提供了第一方面的第三种可能的实施方式,其中,方法还包括:

[0019] 对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析,得到功能连接检测指标;

[0020] 对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析,得到效应连接检测指标。

[0021] 结合第一方面的第三种可能的实施方式,本发明实施例提供了第一方面的第四种可能的实施方式,其中,方法还包括:

[0022] 将去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵;

[0023] 使用重构的小波系数矩阵对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换,得到去噪后的主通道时域信号。

[0024] 第二方面,本发明实施例提供了表层生理噪声去除装置,包括:

[0025] 预处理模块,用于对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,预处理包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,各个通道包括主通道和辅助通道;

[0026] 小波变换模块,用于分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵;

[0027] 滤波模块,用于将相位角矩阵进行相位展开,且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分;

[0028] 高频去噪模块,用于采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪;

[0029] 叠加模块,用于将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

[0030] 结合第二方面,本发明实施例提供了第二方面的第一种可能的实施方式,其中,还包括:

[0031] 光强信息获取模块,用于将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,

通过近红外光源探头向头部的脑组织发射近红外光线,且,利用传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息;

[0032] 信号转换模块,用于根据Beer-Lambert定律将光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。

[0033] 结合第二方面的第一种可能的实施方式,本发明实施例提供了第二方面的第二种可能的实施方式,其中,还包括:

[0034] 通道组合模块,用于近红外光源探头和传感器探头一一组合形成通道,其中,近红外光源探头和传感器探头的个数均为多个;

[0035] 通道划分模块,用于通道分为主通道和辅助通道,主通道用于测量脑组织的血氧活动,辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动;

[0036] 通道设置模块,用于主通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为30mm,辅助通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为5mm到13mm,主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距小于15mm。

[0037] 结合第二方面的第二种可能的实施方式,本发明实施例提供了第二方面的第三种可能的实施方式,其中,还包括:

[0038] 相干性分析模块,用于对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析,得到功能连接检测指标;

[0039] 耦合效应连接分析模块,用于对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析,得到效应连接检测指标。

[0040] 结合第二方面的第三种可能的实施方式,本发明实施例提供了第二方面的第四种可能的实施方式,其中,还包括:

[0041] 矩阵重构模块,用于将去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵;

[0042] 逆小波变换模块,用于使用重构的小波系数矩阵对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换,得到去噪后的主通道时域信号。

[0043] 本发明实施例提供的表层生理噪声去除方法及系统,其中,上述表层生理噪声去除方法包括:首先,对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,这里的预处理主要包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,并且,这里的各个通道包括主通道和辅助通道,之后,分别使用复数域的莫莱小波对各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,然后,将相位角矩阵进行相位展开,并且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分,接着,采用自适应滤波方法对主通道和相应的辅助通道的高频部分均进行自适应去噪,最后,将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,通过上述操作过程能够得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵,即通过上述方法能够剔除主要分布于相位角矩阵高频部分的表层生理干扰,在与主通道的低频部分进行叠加后得到更加纯净的脑组织信号,从而为之后的科学研究奠定了基础。

[0044] 本发明的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分地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在说明书、权利要求书

以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

[0045] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂，下文特举较佳实施例，并配合所附附图，作详细说明如下。

### 附图说明

[0046] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案，下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图是本发明的一些实施方式，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他的附图。

[0047] 图1示出了近红外血氧仪探头布置示意图；

[0048] 图2示出了探头头帽的示意图；

[0049] 图3示出了本发明实施例所提供的表层生理噪声去除方法的结构连接图；

[0050] 图4示出了本发明实施例所提供的表层生理噪声去除装置的连接图；

[0051] 图5示出了本发明实施例所提供的表层生理噪声去除装置的结构框架图；

[0052] 图6示出了本发明实施例所提供的表层生理噪声去除装置的结构连接图。

[0053] 图标：1-预处理模块；2-小波变换模块；3-滤波模块；4-高频去噪模块；5-叠加模块；6-光强信息获取模块；7-信号转换模块；8-通道组合模块；9-通道划分模块；10-通道设置模块。

### 具体实施方式

[0054] 下面将结合本发明实施例中附图，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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此，以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例，本领域技术人员在没有做出创造性劳动的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。

[0055] 目前，在脑功能成像技术的研究中，功能性近红外光谱技术fNIRS可用来检测人类脑皮层的功能活动。fNIRS技术是一种通过检测脑组织中的血氧参数来间接得到脑组织的活跃程度以获取血氧水平依赖的技术。在使用近红外光照射脑组织来获得脑氧信号的同时，脑氧信号中难免会夹杂有头皮、颅骨等表层生理信号的影响，这些表层生理信号会对期望信号产生干扰。在现有的技术中，没有有效的解决方法从脑氧信号中剔除表层生理干扰的影响，并获取到更加纯净的脑组织信号。

[0056] 基于此，本发明实施例提供了表层生理噪声去除方法及系统，下面通过实施例进行描述。

[0057] 实施例1

[0058] 参见图3、图4和图5，本实施例提出的表层生理噪声去除方法具体包括以下步骤：

[0059] 步骤S101：对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理，预处理包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理，其中，各个通道包括主通道和辅助通道。由于，在进行探测的过程中，被试者头部的突然剧烈运动

或其它原因,都会导致探头不能时刻紧贴头皮,进而使得探头漏光,采集到的信号中出现脉冲式的大幅度振荡。由于这种振荡对后续处理有较大影响,因此需要去除。通常,采用滑窗平均方法去除信号中异常的峰值。此外,由于采集到的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的主要频率段在0.005Hz到2Hz之间,因此,可以采用双向巴特沃斯带通滤波对数据进行平滑,只保留该频率段内的信号,同时保证滤波的相位线性。

[0060] 步骤S102:分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵。

[0061] 小波分析是一种变换时间序列的方法,该方法可以完成函数从时域到频域的转换,其转换公式为 $W(s,t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi\left(\frac{u-t}{s}\right)g(u)du$ ,  $W(s,t)$  是小波系数, $\psi$ 是Morlet母小波,尺度因子s由时间t转换而来,Morlet母小波函数是由一个复杂的正弦曲线与基本频率 $\omega_0$ 经

高斯函数调制的: $\psi(u) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{-i\omega_0 u} e^{-\frac{u^2}{2}}$ ,其中, $i = \sqrt{-1}$ 。计算得到的小波系数W是一个复数

矩阵,每一个复数小波系数 $a+bi$ 看作是极坐标系中的一个点,那么小波相位角就是该点与坐标原点的连线同X轴正向的夹角,也就是 $\arctan(b/a)$ ,同理,连线的长度就是小波幅值,也就是 $\sqrt{a^2+b^2}$ 。对矩阵W中的每一个元素都求取相位角和幅值,可得到相位角矩阵P和幅值矩阵A。显然地,P和A中包含了W的所有信息,当P和A已知时,可以逆向地重构出小波系数矩阵W,并且,此转化过程是可逆的。

[0062] 步骤S103:将相位角矩阵进行相位展开,并且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分。

[0063] 得到上述相位角矩阵后,无法对该矩阵直接进行滤波去噪,原因是该矩阵是由反正切函数计算得到的,所有角度值都在 $(-\pi, +\pi)$ 的区间内,且相位角的变化不连续,这种现象称为相位卷绕。因此,在本实施例中要对相位角进行相位解卷绕,可以采用阈值法。将矩阵P中的每个相位角表示为: $\psi(t) = \phi(t) + 2\pi n(t)$ ,其中,n是整数组成的向量, $2\pi n(t)$ 这一项的作用是当 $\phi(t)$ 出现跳变时,通过改变n(t)的值进行补偿修正,使 $\psi(t)$ 不出现跳变。而判断跳变的依据是设定的阈值:在固定的频率下,相位角曲线 $\phi(t)$ 应该随时间连续变化,假设在t时刻,当 $\phi(t)$ 与 $\phi(t+1)$ 的差值的绝对值大于等于 $\pi$ 时,则t时刻后所有的n都应相应加一或减一,以补偿向上或向下的相位跳变。经过相位解卷绕的矩阵P记为P'。

[0064] 使用双向巴特沃斯高通滤波,获得相位角矩阵P'沿时间轴变化的高频分量。滤波截止频率选为0.005Hz,意在保留除低频趋势项以外的所有相位角频率成分。P'的高频分量记为Ph,使用相同的截止频率对P'进行低通滤波,得到的低频分量记为PL。

[0065] 步骤S104:采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪。

[0066] 主通道的Ph矩阵记为MPh,该主通道对应的辅助通道的Ph矩阵记为SPh,使用递归最小二乘(RLS)算法进行自适应滤波,RLS算法的的代价函数是: $\epsilon(t,W) = \sum_{i=1}^t \lambda^{-i} |e(i)|^2$ ,其

中,t是时刻,W是滤波系数, $\lambda$ 是遗忘因子,e(t)是自适应滤波的误差信号。在本方法中, $\lambda$ 取值为0.95,主通道信号为自适应滤波器的输入信号,辅助通道为期望信号,误差信号作为输

出,经过自适应去噪后得到的相位角矩阵记为FPh。

[0067] 步骤S105:将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。将上述FPh矩阵与上述矩阵PL进行叠加,得到的矩阵记为FP。这样得到的经过自适应去噪后的主通道相位角矩阵FP即为去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

[0068] 本申请通过采集人体头部同一区域两个不同探测深度的通道信号,使用基于连续小波变换的自适应滤波方法进行生理干扰去除,最终得到纯净的脑组织血氧活动信号。

[0069] 上述表层生理噪声去除方法还包括:

[0070] (1) 将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,通过近红外光源探头向头部的脑组织发射近红外光线,并且,利用传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息。

[0071] 在近红外血氧仪探头中包括近红外光源探头(S)和传感器探头(D),根据使用的近红外光谱血氧仪的具体仪器参数和S-D布置原则,设计探头模板,并根据探头模板制作测试头帽。使用过程中,首先需要为被试者穿戴测试头帽并采集15分钟左右的脑氧信号,以得到各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号。即将近红外光源探头S和传感器探头D均放置在进行测试的人体头部,通过近红外光照射脑组织并用上述近红外光源探头S和传感器探头D来获取反射回来的光的光强信息,对应的S和D组合形成通道,主通道用于测量脑组织的血氧活动,辅助通道用于测量主通道附近的头皮等表层组织的血氧活动。

[0072] 基于此,上述表层生理噪声去除方法还包括:

[0073] 1. 近红外光源探头和传感器探头一一组合形成通道,其中,近红外光源探头和传感器探头的个数均为多个。

[0074] 参见图1,一个具有小S-D间距通道的测量单元至少应该具有1个光源和2个传感器(图中上方的方框依次表示)。光源和传感器应紧贴头皮布置,光源发射至少2种波长(波长范围,700nm到1000nm之间)的近红外光用来照射人体组织,光子在组织中经过弧线形的漫反射轨迹到达传感器,传感器接收相应各个波长的近红外光,获得各个通道的光强信息,这里的各个通道至少包括主通道和相应的辅助通道,即对1个光源使用2个不同S-D间距的传感器进行信号采集的原因是,两个不同的S-D间距分别代表了主通道和相应的辅助通道。

[0075] 2. 通道分为主通道和辅助通道,主通道用于测量脑组织的血氧活动,辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动。由于,主通道的S-D间距比较大,探测深度涵盖了头皮、颅骨、蛛网膜下腔和脑皮层等,其信号中难免会夹杂非脑组织造成的血氧活动,而辅助通道的S-D间距较小,只能探测到表层的生理信号,正是由于该原因,辅助通道的探测深度不能达到脑皮层,信号中完全没有脑组织的血氧活动,因此,能够作为主通道信号的参考,来去除主通道中混杂的表层生理干扰。这样,测量相同数量的主通道会需要更多的光源和探头。

[0076] 3. 主通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为30mm,辅助通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为5mm到13mm,主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距小于15mm。考虑到近红外血氧仪的光源和探头数量有限,需要对其布置加以精确规划,主通道和相应的辅助通道内光源-探头(S-D)布置的几个原则参照如下:

[0077] 1. 主通道的S-D间距:为了使入射光到达脑组织,并且能返回足够的光谱信息,主通道的S-D间距一般取30mm左右。

[0078] 2. 辅助通道的S-D间距: 如果只考虑头皮, 不考虑颅骨和脑脊液中的血氧变化, 则S-D间距为5mm的辅助通道最合适, 当间距增大时, 测量误差线性增大, 一般在13mm以下时误差都可以忽略。

[0079] 3. 主通道和辅助通道之间的距离不应超过15mm, 研究发现, 如果主通道和辅助通道之间的距离超过15mm, 就不能保证辅助通道所测的头皮信号与主通道信号中包含的噪声一致, 因此, 无法利用辅助通道测得的信号对主通道的表层生理干扰进行剔除, 而当主通道和辅助通道之间的距离超出20mm时, 辅助通道则完全失效, 即辅助通道甚至无法测得表层生理信号。

[0080] 根据以上原则, 参见图2, 将近红外血氧仪的探头头帽如下设计, 根据脑电10-20系统进行探头定位, 其布置的主通道数是22个, 覆盖的脑部区域包括前额叶、运动区、枕叶视觉区等。

[0081] (2) 根据Beer-Lambert定律将光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。具体的, 氧合血红蛋白浓度相对变化信号包括氧合血红蛋白 (HbO<sub>2</sub>) 浓度、还原血红蛋白 (Hb) 浓度等 (以毫摩尔/升为单位)。

[0082] 此外, 上述表层生理噪声去除方法还包括: 对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析, 得到功能连接检测指标, 以作为后续的研究指标。并且, 对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析, 得到效应连接检测指标, 从而为后续的研究提供指导。

[0083] 相位角矩阵不能直观地表现出滤波后信号和原始信号在时域上的区别, 为了能对滤波结果进行更加直观的展示, 需要将滤波后的小波相位进行重构, 重构出滤波后的小波系数矩阵, 然后进行逆小波变换, 得到滤波后的时域信号。上述表层生理噪声去除方法还包括: 将去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵。为了便于进行查看, 使用重构的小波系数矩阵对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换, 得到去噪后的主通道时域信号。

[0084] 当满足该公式的  $c_\psi = \left\{ 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\xi)|^2}{|\xi|} d\xi \right\}^{1/2} < \infty$  条件时, 存在连续小波变换的逆变

换。其中,  $\psi(\xi)$  是之前小波变换时使用的小波函数,  $\hat{\psi}(\xi)$  是小波函数的傅里叶变换。 $c_\psi$  称为容许性常数, 可以看出,  $c_\psi$  的值和使用的小波函数类型有关。本申请中使用的小波函数是复数域的Morlet小波, 计算Morlet小波的  $c_\psi$ , 得  $c_\psi = 2.523092757974439$ 。所以,  $c_\psi$  的数值大小符合条件, 逆变换存在。求重构的时间序列  $x(t)$  的公式如下:

$$x(t) = \frac{1}{c_\psi^2} \int \int \Psi_x^\psi(\tau, s) \frac{1}{s^2} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) d\tau ds \quad \text{其中, } \Psi_x^\psi(\tau, s) \text{ 是小波系数矩阵, } \tau \text{ 代表采样点, } s$$

代表小波尺度。即在所有的采样时刻  $t$  处, 由公式  $x(t) = \frac{1}{c_\psi^2} \int \int \Psi_x^\psi(\tau, s) \frac{1}{s^2} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) d\tau ds$  可以得到重构的时域信号向量  $x$ , 从而输出经过自适应去噪的主通道时域信号曲线。

[0085] 综上所述,本实施例提供的表层生理噪声去除方法包括:首先,对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,即对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,各个通道包括主通道和辅助通道,之后,分别使用复数域的莫莱小波对上述氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,接着,将相位角矩阵进行相位展开,并且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分,并且,采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪,这样能够将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵,通过上述方法,能够从脑氧信号中剔除表层生理干扰的影响,从而获取更纯净的脑组织信号,并且,通过在复数域用莫莱小波的连续小波变换并提取出信号相位角,保证了各个频率段信号的相移同步,减弱了相位扭曲现象,使获得的脑组织信号更加精准。

#### [0086] 实施例2

[0087] 参见图6,本实施例提供了表层生理噪声去除装置包括:依次相连接的预处理模块1、小波变换模块2、滤波模块3、高频去噪模块4和叠加模块5,工作时,预处理模块1用来对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理,预处理包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理,其中,各个通道包括主通道和辅助通道,小波变换模块2用来分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换,并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵,滤波模块3用来将相位角矩阵进行相位展开,且,分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分,高频去噪模块4用来采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪,叠加模块5用来将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加,得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵。

[0088] 上述表层生理噪声去除装置还包括:依次相连接的光强信息获取模块6和信号转换模块7,使用时,光强信息获取模块6用来将近红外光源探头和传感器探头均放置在人体的头部,通过近红外光源探头向头部的脑组织发射近红外光线,且,利用传感器探头中的传感器获取近红外光线反射回来的光强信息,信号转换模块7用来根据Beer-Lambert定律将光强信息计算为氧合血红蛋白浓度相对变化信号。

[0089] 上述表层生理噪声去除装置还包括:依次相连接的通道组合模块8、通道划分模块9和通道设置模块10,使用时,通道组合模块8用来近红外光源探头和传感器探头一一组合形成通道,其中,近红外光源探头和传感器探头的个数均为多个,通道划分模块9用来通道分为主通道和辅助通道,主通道用于测量脑组织的血氧活动,辅助通道用于测量表皮组织的血氧活动,通道设置模块10用来主通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为30mm,辅助通道内的近红外光源探头和传感器探头的间距为5mm到13mm,主通道和与其匹配的辅助通道之间的间距小于15mm。

[0090] 上述表层生理噪声去除装置还包括:依次相连接的相干性分析模块和耦合效应连接分析模块,工作时,相干性分析模块用来对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行小波相位相干性分析,得到功能连接检测指标,耦合效应连接分析模块用来对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行相位耦合效应连接分析,得到效应连接检测指标。

[0091] 上述表层生理噪声去除装置还包括：依次相连接的矩阵重构模块和逆小波变换模块2，使用时，矩阵重构模块用来将去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵和原有的小波幅值矩阵重构小波系数矩阵，逆小波变换模块2用来使用重构的小波系数矩阵对去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵进行逆小波变换，得到去噪后的主通道时域信号。

[0092] 综上所述，本实施例提供的表层生理噪声去除装置包括：依次相连接的预处理模块1、小波变换模块2、滤波模块3、高频去噪模块4和叠加模块5，工作时，预处理模块1用来对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理，预处理包括对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行运动伪迹矫正和数据平滑处理，其中，各个通道包括主通道和辅助通道，小波变换模块2用来分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换，并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵，滤波模块3用来将相位角矩阵进行相位展开，且，分别使用高通滤波器和低通滤波器将展开后的相位角矩阵分为高频部分和低频部分，高频去噪模块4用来采用自适应滤波方法对主通道和辅助通道的高频部分均进行自适应去噪，叠加模块5将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加，得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵，通过上述各个模块的建立，有效提升了从脑氧信号中剔除表层生理干扰的效率，使获得的脑组织信号更加纯净。

[0093] 最后应说明的是：以上所述实施例，仅为本发明的具体实施方式，用以说明本发明的技术方案，而非对其限制，本发明的保护范围并不局限于此，尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：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，其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改或可轻易想到变化，或者对其中部分技术特征进行等同替换，而这些修改、变化或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本发明实施例技术方案的精神和范围，都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此，本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

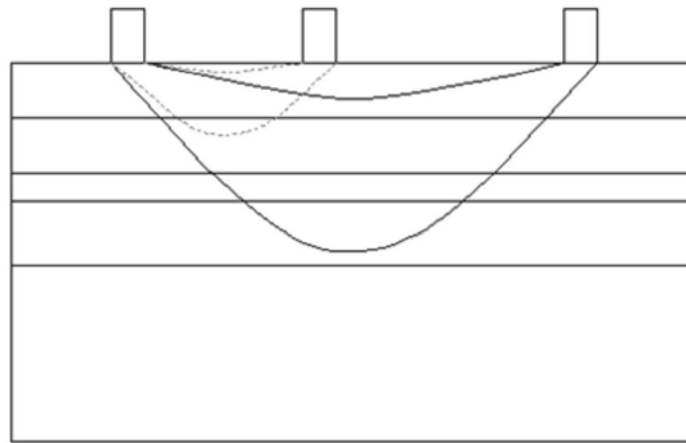


图1

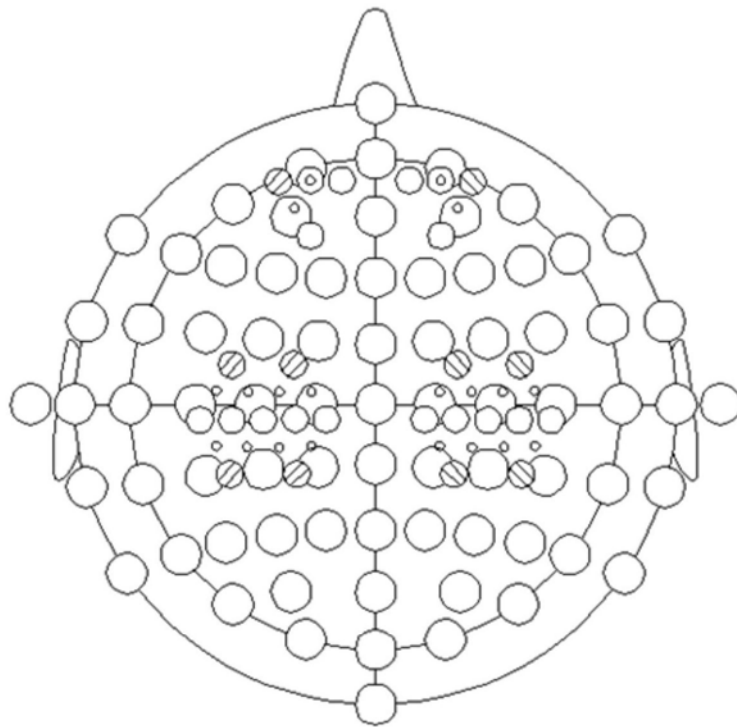


图2

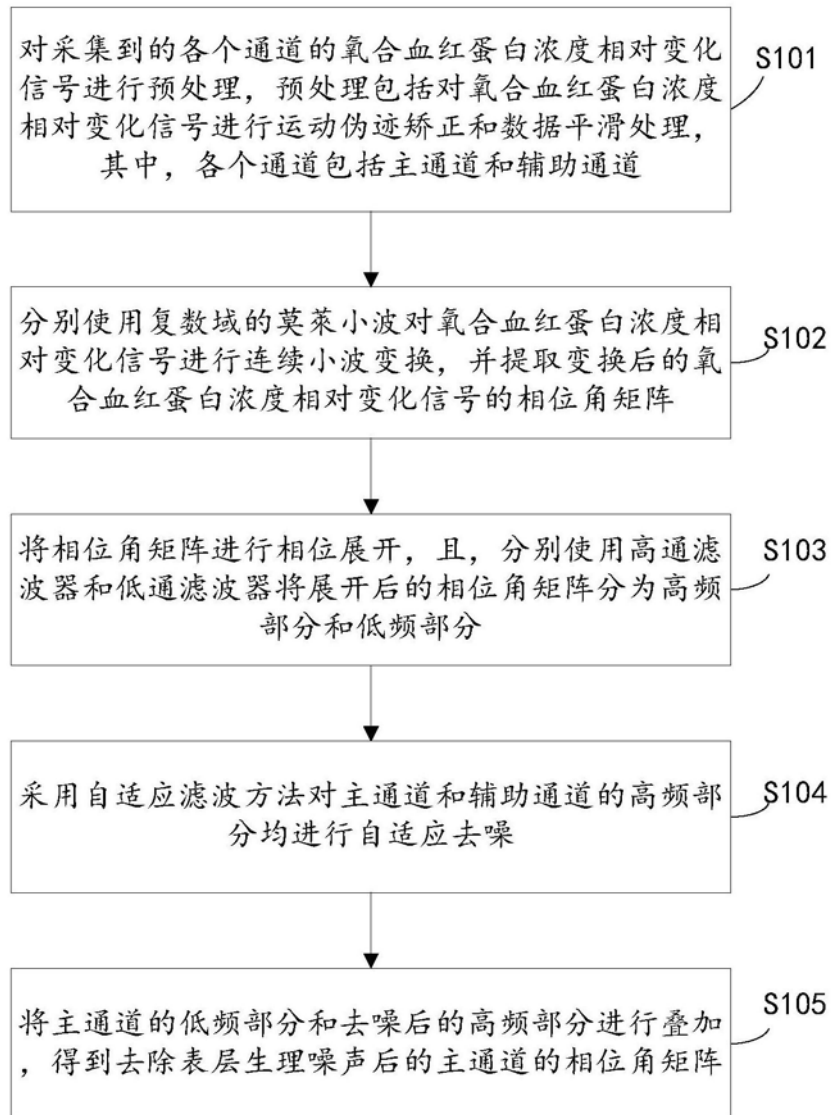


图3



图4

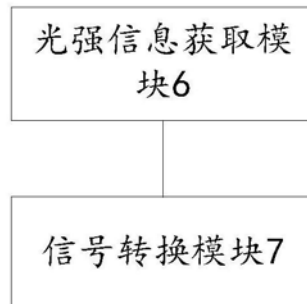


图5



图6

专利名称(译)	表层生理噪声去除方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107280685B</a>	公开(公告)日	2020-05-15
申请号	CN201710604187.X	申请日	2017-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	国家康复辅具研究中心		
申请(专利权)人(译)	国家康复辅具研究中心		
当前申请(专利权)人(译)	国家康复辅具研究中心		
[标]发明人	李增勇 王碧天 徐功铖 霍聪聪		
发明人	李增勇 王碧天 徐功铖 霍聪聪		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14553 A61B5/4064 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7253		
其他公开文献	CN107280685A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请提供了表层生理噪声去除方法及系统，涉及医疗技术领域，其中，该表层生理噪声去除方法包括：首先对采集到的各个通道的氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行预处理，之后，分别使用复数域的莫莱小波对氧合血红蛋白浓度相对变化信号进行连续小波变换，并提取变换后的氧合血红蛋白浓度相对变化信号的相位角矩阵，然后将相位角矩阵进行相位展开，用高通滤波器和低通滤波器将相位角矩阵分为高频部分和低频部分，并采用自适应滤波方法对高频部分均进行自适应去噪，最后，将主通道的低频部分和去噪后的高频部分进行叠加，得到去除表层生理噪声后的主通道的相位角矩阵，由上述方法从脑氧信号中剔除表层生理干扰，从而获得更纯净的脑组织信号。

