



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725520 A

(43)申请公布日 2017. 05. 31

(21)申请号 201611266544.8

(22)申请日 2016.12.31

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城科灵路88号

(72)发明人 吴凯 戴亚康 佟宝同 赵凌霄 刘燕

(74)专利代理机构 北京远大卓悦知识产权代理事务所(普通合伙) 11369

代理人 韩飞

(51)Int. Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

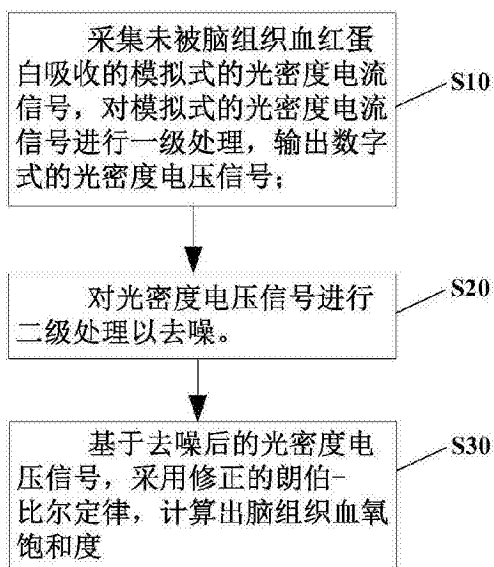
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

脑血氧检测的信号处理方法系统

(57)摘要

本发明公开一种脑血氧检测的信号处理方法,包括步骤:采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号,对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理,输出数字式的光密度电压信号;对所述光密度电压信号进行二级处理以去噪;其中,所述二级处理包括以下步骤:对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量;对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构。本发明以改进的总体完备经验模态分解和排列熵结合的方式对光密度电压信号去噪,有效降低了基线漂移和低频噪声的影响,提高了数据的精确度。



1. 一种脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号,对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理,输出数字式的光密度电压信号;

对所述光密度电压信号进行二级处理以去噪;

其中,所述二级处理包括以下步骤:

对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量;

对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构。

2. 如权力要求1所述的脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,所述一级处理,包括依次进行电流电压转换、低通滤波、比例放大以及模数转换。

3. 如权力要求1所述的脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,对所述光密度电压数字信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量,包括以下步骤:

对采集的光密度电压信号添加高斯白噪声,生成新的光密度电压信号;

对新的光电密度电压信号进序列进行经验模态分解,得到第一个模态分量和第一个余量信号;

根据第一个模态分量以及第一个余量信号,做重复迭代,计算出所有的模态分量。

4. 如权力要求1所述的脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构,包括以下步骤:

对光密度电压信号的所有模态分量进行空间重构;

空间重构得到的矩阵中每行为一个重构分量,根据数值大小,将矩阵中的多个重构分量按升序进行排序,得到新的重构分量,计算出模态分量的排列熵;

对模态分量的排列熵进行归一化处理;

基于归一化处理后的模态分量排列熵,选择阈值,进行信号重构。

5. 如权利要求1-4中任一项所述的脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,还包括以下步骤:

基于去噪后的光密度电压信号,采用修正的朗伯-比尔定律,计算出脑组织血氧饱和度。

6. 如权力要求5所述的脑血氧检测的信号处理方法,其特征在于,采用修正的朗伯-比尔定律,计算出脑组织血氧饱和度,包括以下步骤:

基于修正的朗伯-比尔定律,计算出血红蛋白的浓度和血氧饱和度:

$$OD = -\log \frac{I_{Out}}{I_{In}} = \sum_i \varepsilon_i [C_i] PDPF d + G; \text{其中, } OD \text{ 为光密度; } I_{Out} \text{ 表示透射光强度; } I_{In} \text{ 表示}$$

入射光强度; ε 表示摩尔吸光系数; C 表示吸光物质浓度; L 为有效路径长度; G 表示背景散射补偿系数; 则,基于双检测的采集方式,修正的朗伯-比尔定律的矩阵为:

$$\begin{bmatrix} C_{HbO_2} \\ C_{Hb} \end{bmatrix} = \frac{1}{d_2 - d_1} \begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} \\ \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} / PDPF_{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} / PDPF_{\lambda_2} \end{bmatrix};$$

将去噪后的光密度电压信号带入,计算得出氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ;

根据氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ,计算出脑组织血氧饱和度:将脑

组织血氧饱和度定义为 $rSaO_2$, 则, $rSaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\%$ 。

7. 一种应用如权利要求1-6中任一项所述的脑血氧检测的信号处理方法进行脑血氧检测的系统, 其特征在于, 包括:

光密度信号采集模块, 其用于采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号;

信号处理与运算模块, 其通信连接到所述光密度信号采集模块, 用于对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理、二级处理以及脑组织血氧饱和度的运算处理; 以及,

显示模块, 其通信连接到所述信号处理与运算模块, 用于显示脑组织血氧饱和度;

其中, 所述一级处理包括依次的电流电压转换、低通滤波、比例放大和模数转换; 所述二级处理包括对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解以输出所有模态分量以及对每个模态分量进行排列熵计算和信号重构。

8. 如权利要求7所述的脑血氧检测系统, 其特征在于, 所述光密度信号采集模块包括:

LED灯, 其发出两束射入大脑组织的近红外光;

两个检测器, 所述两个检测器分别接收两束所述近红外光中未被大脑组织吸收的光;

其中, 两束所述近红外光的波长不同。

9. 如权利要求8所述的脑血氧检测系统, 其特征在于, 所述检测器是硅光电倍增管。

10. 如权利要求7所述的脑血氧检测系统, 其特征在于, 所述显示模块包括手机或平板电脑或智能手表。

脑血氧检测的信号处理方法系统

技术领域

[0001] 本发明涉及脑血氧检测技术领域,更具体地说,本发明涉及一种脑血氧检测的信号处理方法及检测系统。

背景技术

[0002] 基于近红外光谱技术的脑血氧检测是一种无创的检测技术,广泛应用于脑功能的研究。

[0003] 现有技术中,在采样过程中由于人体的生理活动和随机噪声等干扰带来的基线漂移和高频噪声,将严重影响数据的精确度。

[0004] 另外,在目前设备中,基于近红外光谱技术的脑血氧检测所用的检测器多数为光电倍增管(Photomultiplier Tube, PMTs)或光电二极管(Photo-Diode, APDs)作为检测器。然而, PMTs对过曝光非常敏感、操作电压高且体积大; APDs则大大降低了灵敏度。

发明内容

[0005] 针对上述技术中存在的不足之处,本发明提供一种脑血氧检测的信号处理方法,以改进的总体完备经验模态分解(Improved complete ensemble EMD, ICEEMD)和排列熵(Permutation Entropy, PE)结合的方式对光密度电压信号去噪,有效降低了基线漂移和高频噪声的影响,提高了数据的精确度;

[0006] 本发明还提供一种脑血氧检测系统,检测器采用硅光电倍增管,具有体积小、操作电压低、灵敏度高和精确度高的优点。

[0007] 为了实现根据本发明的这些目的和其它优点,本发明通过以下技术方案实现:

[0008] 本发明提供一种脑血氧检测的信号处理方法,包括以下步骤:

[0009] 采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号,对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理,输出数字式的光密度电压信号;

[0010] 对所述光密度电压信号进行二级处理以去噪;

[0011] 其中,所述二级处理包括以下步骤:

[0012] 对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量;

[0013] 对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构。

[0014] 优选的是,所述一级处理,包括依次进行电流电压转换、低通滤波、比例放大以及模数转换。

[0015] 优选的是,对所述光密度电压数字信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量,包括以下步骤:

[0016] 对采集的光密度电压信号添加高斯白噪声,生成新的光密度电压信号;

[0017] 对新的光电密度电压信号进行序列进行经验模态分解,得到第一个模态分量和第一个余量信号;

[0018] 根据第一个模态分量以及第一个余量信号,做重复迭代,计算出所有的模态分量。

[0019] 优选的是,对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构,包括以下步骤:

[0020] 对光密度电压信号的所有模态分量进行空间重构;

[0021] 空间重构得到的矩阵中每行为一个重构分量,根据数值大小,将矩阵中的多个重构分量按升序进行排序,得到新的重构分量,计算出模态分量的排列熵;

[0022] 对模态分量的排列熵进行归一化处理;

[0023] 基于归一化处理后的模态分量排列熵,选择阈值,进行信号重构。

[0024] 一种脑血氧检测方法,还包括以下步骤:

[0025] 基于去噪后的光密度电压信号,采用修正的朗伯-比尔定律,计算出脑组织血氧饱和度。

[0026] 优选的是,采用修正的朗伯-比尔定律,计算出脑组织血氧饱和度,包括以下步骤:

[0027] 基于修正的朗伯-比尔定律,计算出血红蛋白的浓度和血氧饱和度:

[0028]
$$OD = -\log \frac{I_{Out}}{I_{In}} = \sum_i \varepsilon_i [C_i] PDPF [d + G];$$
其中,OD为光密度; I_{Out} 表示透射光强度; I_{In}

表示入射光强度; ε 表示摩尔吸光系数; C 表示吸光物质浓度; L 为有效路径长度; G 表示背景散射补偿系数;则,基于双检测的采集方式,修正的朗伯-比尔定律的矩阵为:

$$[0029] \begin{bmatrix} C_{HbO_2} \\ C_{Hb} \end{bmatrix} = \frac{1}{d_2 - d_1} \begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} \\ \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} / PDPF_{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} / PDPF_{\lambda_2} \end{bmatrix};$$

[0030] 将去噪后的光密度电压信号带入,计算得出氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ;

[0031] 根据氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ,计算出脑组织血氧饱和度:

将脑组织血氧饱和度定义为 $rSaO_2$,则,
$$rSaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\%。$$

[0032] 一种脑血氧检测方系统,包括:

[0033] 光密度信号采集模块,其用于采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号;

[0034] 信号处理与运算模块,其通信连接到所述光密度信号采集模块,用于对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理、二级处理以及脑组织血氧饱和度的运算处理;以及,

[0035] 显示模块,其通信连接到所述信号处理与运算模块,用于显示脑组织血氧饱和度;

[0036] 其中,所述一级处理包括依次电流电压转换、低通滤波、比例放大和模数转换;所述二级处理包括对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解以输出所有模态分量以及对每个模态分量进行排列熵计算和信号重构。

[0037] 优选的是,所述光密度信号采集模块包括:

[0038] LED灯,其发出两束射入大脑组织的近红外光;

[0039] 两个检测器,所述两个检测器分别接收两束所述近红外光中未被大脑组织吸收的光;

[0040] 其中,两束所述近红外光的波长不同。

[0041] 优选的是,所述检测器是硅光电倍增管;

[0042] 优选的是,所述显示模块包括手机或平板电脑或智能手表。

[0043] 本发明至少包括以下有益效果:

[0044] 1) 本发明提供的脑血氧检测的信号处理方法,以改进的总体完备经验模态分解和排列熵PE结合的方式对光密度电压信号去噪,有效降低了基线漂移和高频噪声的影响,提高了数据的精确度;

[0045] 2) 一级处理包括依次进行电流电压转换、低通滤波、比例放大以及模数转换,将模拟式的光密度电流信号转化为数字式的光密度电压信号,降低了设备的操作电压至人体安全电压范围;

[0046] 3) 本发明提供的脑血氧检测系统,检测器采用硅光电倍增管,在保持灵敏度的同时降低了设备的体积,使其具备可穿戴性。

[0047] 本发明的其它优点、目标和特征将部分通过下面的说明体现,部分还将通过对本发明的研究和实践而为本领域的技术人员所理解。

附图说明

[0048] 图1为本发明所述的脑血氧检测的信号处理方法的流程图;

[0049] 图2为本发明所述的二级处理的流程图;

[0050] 图3为本发明所述的改进的总体完备经验模态分解的流程图;

[0051] 图4为本发明所述的排列熵计算的流程图;

[0052] 图5为本发明所述的计算出脑组织血氧饱和度的流程图;

[0053] 图6为本发明所述的脑血氧检测系统的通信示意图。

具体实施方式

[0054] 下面结合附图对本发明做进一步的详细说明,以令本领域技术人员参照说明书文字能够据以实施。

[0055] 应当理解,本文所使用的诸如“具有”、“包含”以及“包括”术语并不排除一个或多个其它元件或其组合的存在或添加。

[0056] 实施例1

[0057] 如图1所示,本发明提供一种脑血氧检测的信号处理方法,其包括以下步骤:

[0058] S10,采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号,对模拟式的光密度电流信号进行一级处理,输出数字式的光密度电压信号;

[0059] S20,对光密度电压信号进行二级处理以去噪;

[0060] 其中,如图2所示,二级处理包括以下步骤:

[0061] S21,对光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量;

[0062] S22,对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构。

[0063] 上述实施方式中,一级处理用于将模拟式的光密度电流信号转换成数字式的光密度电压信号。二级处理,通过将改进的总体完备经验模态分解(ICEEMD)和排列熵(PE)结合的方式对光密度电压信号去噪,有效降低了基线漂移和高频噪声的影响,提高了数据的精确度。

[0064] 作为优选,一级处理,包括依次进行电流电压转换、低通滤波、比例放大以及模数

转换。电流电压转换将采集的模拟式的光密度电流信号转化为正常范围的电压信号(如几伏的电压),同时获得最小的电流噪声和电压噪声。低通滤波优选为二阶有源反相滤波器,进行低通滤波处理。比例放大用于比例放大低通滤波后的光密度电流信号,方便后续处理。通过一级处理,将模拟式的光密度电流信号转化为数字式的光密度电压信号,降低了设备的操作电压至人体安全电压范围。

[0065] 作为优选,如图3对光密度电压数字信号进行改进的总体完备经验模态分解,输出所有模态分量,包括以下步骤:

[0066] S211,对采集的光密度电压信号添加高斯白噪声,生成新的光密度电压信号:

[0067] S212,对新的光电密度电压信号进序列进行经验模态分解,得到第一个模态分量和第一个余量信号;

[0068] S213,根据第一个模态分量以及第一个余量信号,做重复迭代,计算出所有的模态分量。

[0069] 上述实施方式中,步骤S211中,定义采集的光密度电压信号为 $x(n)$,算子 E_k 和 $M(\cdot)$, E_k 表示经验模态分解得到的第 k 个模态; $M(\cdot)$ 则满足 $M(x(n)) = x(n) - E_1(x(n))$,改进的总体完备经验模态分解得到的第 k 个模态分量记为 IMF_k , $k=1,2,\dots,K$ 表示分解得到的模态分量个数。则,对 $x(n)$ 添加高斯白噪声生成新的光密度电压信号 $x^i(n)$: w^i 表示第 i 组添加的高斯白噪声,其定义为 $x^i(n) = x(n) + \beta_k w^i(n)$;其中, $i=1,2,\dots,I$, β_k 使得每个分解阶段选择合适的信噪比。步骤S211中,将产生的光密度电压信号序列 $x^i(n)$ 进行经验模态分解,

得到 IMF_k 和第一个余量信号 r_1 ,其定义为 $IMF_1 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(x^i(n)) = x - \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I M(x^i(n))$; $r_1(n) = x(n) - IMF_1$ 。步骤S213中,第二个余量信号为 r_2 , r_2 为 $M(r_1(n) + \beta_1 E_2(w^1(n)))$ 的平均值, $IMF_2 = r_1(n) - r_2(n)$,对于余下的 IMF_k , $k=3,\dots,K$,则利用 r_k 得到,其定义为:

$$r_k(n) = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I M(r_{k-1}(n) + \beta_{k-1} E_k(w^i(n)))。$$

[0070] 作为优选,如图4所示,对每个模态分量进行排列熵计算,选择阈值,进行信号重构,包括以下步骤:

[0071] S221,对光密度电压信号的所有模态分量进行空间重构;

[0072] S222,空间重构得到的矩阵中每行为一个重构分量,根据数值大小,将矩阵中的多个重构分量按升序进行排序,得到新的重构分量,计算出模态分量的排列熵;

[0073] S223,对模态分量的排列熵进行归一化处理;

[0074] S224,基于归一化处理后的模态分量排列熵,选择阈值,进行信号重构。

[0075] 上述实施方式中,步骤S221中,将改进的总体完备经验模态分解得到的模态分量 $IMF_k(t)$ 进行空间重构, $k=1,2,\dots,K$ 表示模态分量个数, $t=1,2,\dots,n$,得到矩阵:

$$[0076] \begin{bmatrix} IMF_k(1) & IMF_k(1+\tau) & \dots & IMF_k(1+(m-1)\tau) \\ IMF_k(t) & IMF_k(t+\tau) & \dots & IMF_k(t+(m-1)\tau) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ IMF_k(N) & IMF_k(N+\tau) & \dots & IMF_k(N+(m-1)\tau) \end{bmatrix};$$

[0077] 其中 $N=n-(m-1)\tau$, m 为嵌入维数, τ 为延迟时间。步骤S222中,空间重构得到的矩阵中每行为一个重构分量,根据数值大小,将矩阵中的多个重构分量按升序进行排序,得到新的重构分量,如下式:

[0078] $IMF_k(t) = \{IMF_k(t+(i_1-1)\tau), IMF_k(t+(i_2-1)\tau), \dots, IMF_k(t+(i_m-1)\tau)\}$;其中,每个元素满足如下关系: $IMF_k(t+(i_{j-1}-1)\tau) \leq IMF_k(t+(i_j-1)\tau)$ 式中 $j=2,3,\dots,m$,因此 IMF_k 重构所组成的矩阵中,每行都含有一组符号序列 $S(q) = (i_1, i_2, \dots, i_m)$,式中 $q=1,2,\dots,N$,且 $N \leq m!$ 种不同排列方式,不同的序列出现的概率为 P ,得到 IMF_k 分量的排列熵为 $H_p = -\sum_{i=1}^N P_i \ln P_i$;步骤S223中,将 H_p 进行归一化处理,即: $0 \leq H_{pE} = \frac{H_p}{\ln m!} \leq 1$ 。

[0079] 作为本发明的另一种实施方式,脑血氧检测的信号处理方法还包括以下步骤:

[0080] S30,基于去噪后的光密度电压信号,采用修正的朗伯-比尔定律,计算出脑组织血氧饱和度。如图5所示,具体地,包括以下步骤:

[0081] S31,基于修正的朗伯-比尔定律,计算出血红蛋白的浓度和血氧饱和度:

[0082] $OD = -\log \frac{I_{out}}{I_{in}} = \sum_i \epsilon_i [C_i] PDPF[d + G]$;其中,OD为光密度; I_{out} 表示透射光强度; I_{in}

表示入射光强度; ϵ 表示摩尔吸光系数; C 表示吸光物质浓度; L 为有效路径长度; G 表示背景散射补偿系数;则,基于双检测的采集方式,修正的朗伯-比尔定律的矩阵为:

$$[0083] \begin{bmatrix} C_{HbO_2} \\ C_{Hb} \end{bmatrix} = \frac{1}{d_2 - d_1} \begin{bmatrix} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} & \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \\ \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} & \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} / PDPF_{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} / PDPF_{\lambda_2} \end{bmatrix};$$

[0084] S32,将去噪后的光密度电压信号带入,计算得出氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ;

[0085] S33,根据氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 和脱氧血红蛋白浓度 C_{Hb} ,计算出脑组织血氧饱和度:将脑组织血氧饱和度定义为 $rSaO_2$,则, $rSaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\%$ 。

[0086] 需要说明的是,基于双检测的采集方式,指的是,基于双波长和双检测的采集方式。

[0087] 实施例2

[0088] 在实施例1提供的脑血氧检测的信号处理方法的基础上,如图6所示,本发明提供一种脑血氧检测系统,包括:

[0089] 光密度信号采集模块10,其用于采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号;

[0090] 信号处理与运算模块20,其通信连接到光密度信号采集模块,用于对模拟式的光密度电流信号进行一级处理、二级处理以及脑组织血氧饱和度的运算处理;以及,

[0091] 显示模块30,其通信连接到信号处理与运算模块,用于显示脑组织血氧饱和度;

[0092] 其中,一级处理包括依次电流电压转换、低通滤波、比例放大和模数转换;二级处理包括对光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解以输出所有模态分量以及对每个模态分量进行排列熵计算和信号重构。

[0093] 上述实施方式中,光密度信号采集模块10包括LED灯11和两个检测器12。LED灯11发出两束波长不同的近红外光射入大脑组织。两个检测器12用于分别接收两束近红外光中未被大脑组织吸收的光。信号处理与运算模块20通过将改进的总体完备经验模态分解(ICEEMD)和排列熵(PE)结合的方式对光密度电压信号去噪,有效降低了基线漂移和高频噪声的影响,提高了数据的精确度。

[0094] 作为优选,检测器12采用硅光电倍增管,在保持灵敏度的同时降低了设备的体积,使其具备可穿戴性。将脑血氧检测系统中的光密度信号采集模块10制成可穿戴设备,佩戴到头部,即可实施脑血氧的实时检测。

[0095] 作为进一步优选,显示模块30包括手机或平板电脑或智能手表。通过手机或平板电脑或智能手表形式的显示模块30来查询实时检测结构,提高操作便利性。

[0096] 尽管本发明的实施方案已公开如上,但其并不仅仅限于说明书和实施方式中所列运用。它完全可以被适用于各种适合本发明的领域。对于熟悉本领域的人员而言可容易地实现另外的修改。因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下,本发明并不限于特定的细节和这里示出与描述的图例。

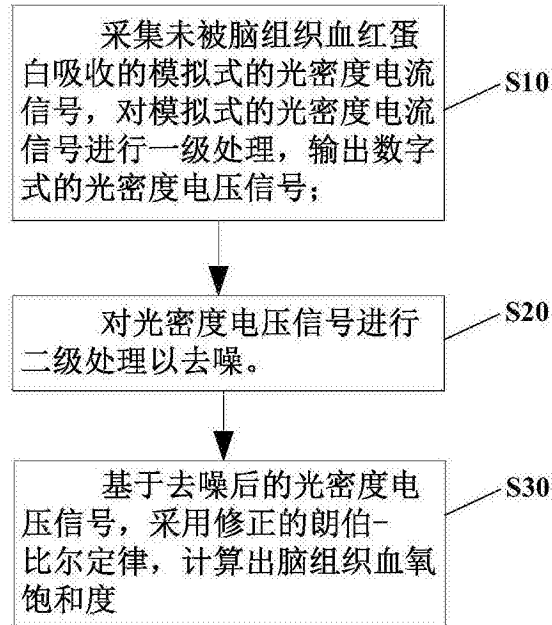


图1

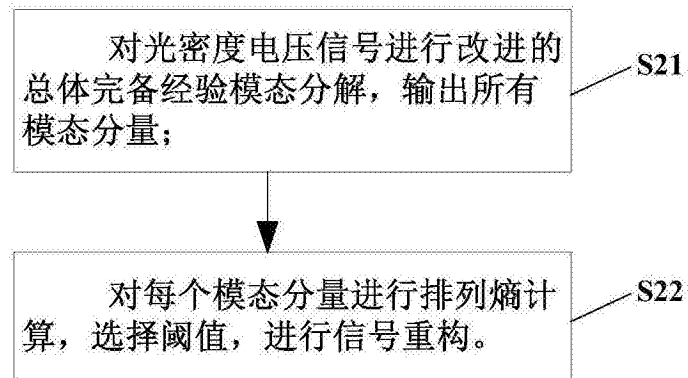


图2

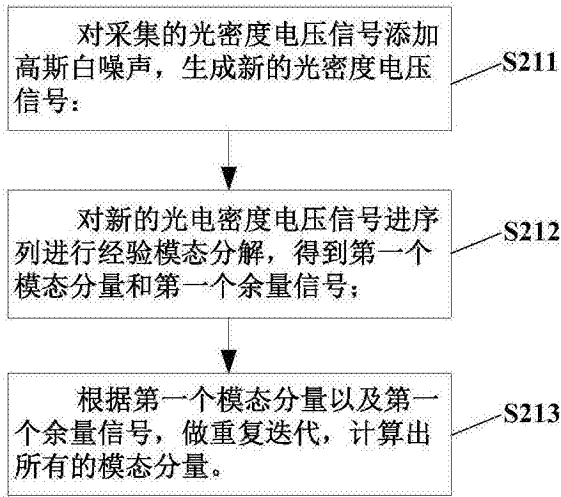


图3

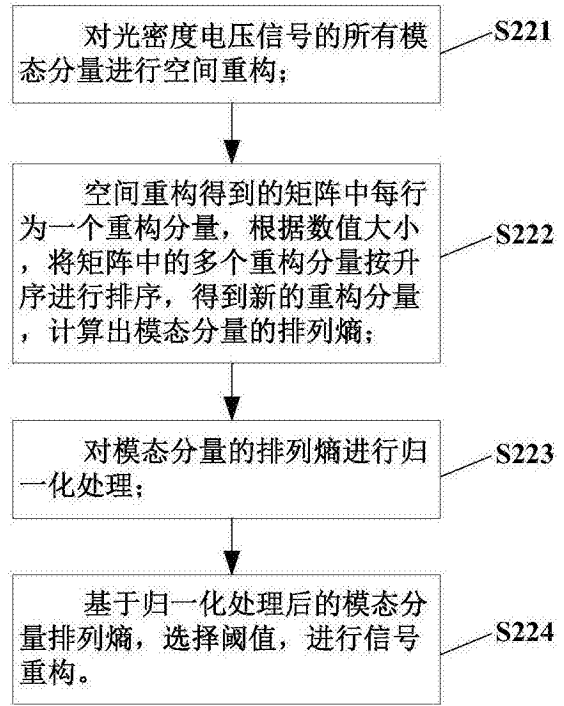


图4

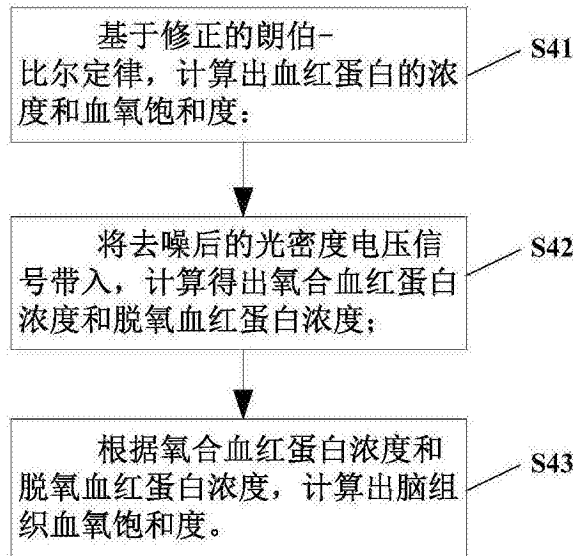


图5

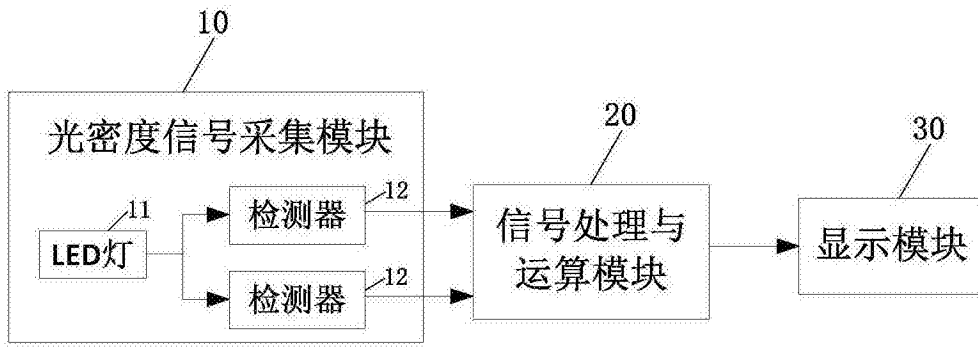


图6

专利名称(译)	脑血氧检测的信号处理方法系统		
公开(公告)号	CN106725520A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611266544.8	申请日	2016-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	吴凯 戴亚康 佟宝同 赵凌霄 刘燕		
发明人	吴凯 戴亚康 佟宝同 赵凌霄 刘燕		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
代理人(译)	韩飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种脑血氧检测的信号处理方法，包括步骤：采集未被脑组织血红蛋白吸收的模拟式的光密度电流信号，对模拟式的所述光密度电流信号进行一级处理，输出数字式的光密度电压信号；对所述光密度电压信号进行二级处理以去噪；其中，所述二级处理包括以下步骤：对所述光密度电压信号进行改进的总体完备经验模态分解，输出所有模态分量；对每个模态分量进行排列熵计算，选择阈值，进行信号重构。本发明以改进的总体完备经验模态分解和排列熵结合的方式对光密度电压信号去噪，有效降低了基线漂移和噪声的影响，提高了数据的精确度。

