



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107510462 B

(45)授权公告日 2020.05.05

(21)申请号 201710796255.7

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.09.06

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107510462 A

CN 102048558 A,2011.05.11,

CN 101763853 A,2010.06.30,

CN 106994010 A,2017.08.01,

(43)申请公布日 2017.12.26

US 6519486 B1,2003.02.11,

(73)专利权人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510530 广东省广州市广州黄埔区云
埔四路6号

WO 2007035306 A2,2007.03.29,

CN 103230267 A,2013.08.07,

专利权人 广州希科医疗器械科技有限公司

审查员 舒玉

(72)发明人 郑晓波

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 余永文

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

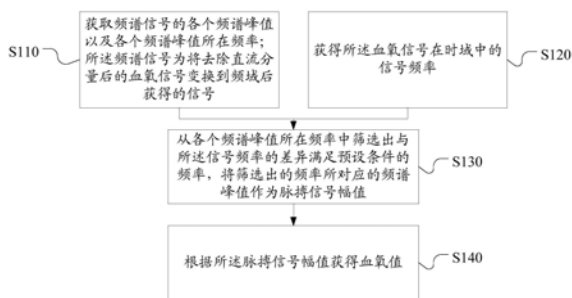
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

血氧测量方法和装置

(57)摘要

本发明涉及一种血氧测量方法和装置。该方法包括步骤:获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;获得所述血氧信号在时域中的信号频率;从各个频谱峰值所在频率中筛选出与上述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;根据所述脉搏信号幅值获得血氧值,该方法提高了运动干扰情况下血氧测量的准确性。



1. 一种血氧测量方法,其特征在于,包括步骤:

获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

2. 根据权利要求1所述的血氧测量方法,其特征在于,获取频谱信号的各个频谱峰值的步骤包括:

获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;

根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。

3. 根据权利要求2所述的血氧测量方法,其特征在于,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤还包括:

从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;

若最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

4. 根据权利要求2所述的血氧测量方法,其特征在于,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤包括:

从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;

若最大幅值大于对应的原始频谱峰值,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

5. 一种血氧测量装置,其特征在于,包括:

频谱峰值信息获取模块,用于获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

信号频率获得模块,用于获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

脉搏信号幅值获得模块,用于从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

血氧值计算模块,用于根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

6. 根据权利要求5所述的血氧测量装置,其特征在于,所述频谱峰值信息获取模块包括:

原始频谱峰值信息获取单元,用于获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;

频谱峰值获取单元,用于根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。

7. 根据权利要求6所述的血氧测量装置,其特征在于,所述频谱峰值获取单元还包括:

频谱峰值选取子单元,用于从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;

最大峰值剔除子单元,用于在最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率时,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

8. 根据权利要求6所述的血氧测量装置,其特征在于,所述频谱峰值获取单元包括:

最大幅值获得子单元,用于从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;

干扰峰值剔除单元,用于在最大幅值大于对应的原始频谱峰值时,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

9. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该程序被处理器执行时实现权利要求1至4中任意一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现权利要求1至4中任意一项所述方法的步骤。

血氧测量方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及人体生理信号检测与信号处理技术领域,特别是涉及血氧测量方法和血氧测量装置。

背景技术

[0002] 血液通常含有多种类型的血红蛋白,包括氧合血红蛋白(HbO₂)、还原血红蛋白(Hb)、碳氧血红蛋白(COHb)和高铁血红蛋白(MetHb),后两种血红蛋白正常情况下含量比较低(1%),血氧饱和度(SpO₂,又称血氧值)通常指血液中氧合血红蛋白(HbO₂)占血红蛋白比例的多少, $SpO_2 = HbO_2 / (HbO_2 + Hb) \times 100\%$ 。

[0003] 目前的测量方法是通过红光(660nm)和红外光(940nm)照射手指,由于氧合血红蛋白在红光下比还原血红蛋白吸收系数小,在红外光下比还原血红蛋白吸收系数大,当人体血液中氧合血红蛋白含量变化时,红光和红外光信号幅值会发生变化,利用这个变化可以计算出血氧饱和度,是一种无损伤血氧测量方法。当人体处于运动状态时,血流的状态会不断改变,而且手指与指夹式探头的相对位置也会变化,造成血氧和脉率结果计算不准确。

[0004] 传统技术中针对运动状态的血氧测量包括时域方法和频域方法。时域方法为把血氧信号分别通过一个低通滤波器和一个高通滤波器,在低通滤波后的信号上提取出直流幅值,在高通滤波器上提取出交流幅值,然后求出血氧值(血氧饱和度)。频域方法为先提取出血氧信号的直流分量,再把血氧信号减去直流分量,把减去直流分量后的血氧信号变换到频域,在频谱上找出信号幅值最大的频率点作为有效信号,求出有效信号的幅值,同时利用与时域相同的公式求出血氧值。

[0005] 但是当血氧信号有大量干扰时,时域方法脉搏信号很容易识别错误,导致交流幅值计算错误,进而造成血氧测量准确性低。频域方法提取的频谱信号幅值最大的频率点不一定是有效信号,有可能是干扰信号,会导致脉率和信号交流幅值同时识别错误,进而造成血氧测量准确性低。

发明内容

[0006] 基于此,有必要针对传统技术中有运动干扰的情况下血氧测量准确性低的问题,提供一种血氧测量方法和装置,能够提高运动干扰情况下血氧测量的准确性。

[0007] 一种血氧测量方法,包括步骤:

[0008] 获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

[0009] 获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

[0010] 从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

[0011] 根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0012] 上述血氧测量方法,将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号

频率相结合判断是否存在干扰信号,解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题,排除了干扰信号,实现了对脉搏信号的准确识别,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0013] 在一个实施例中,获取频谱信号的各个频谱峰值的步骤包括:获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。在与时域信号测量结果相结合判断是否存在干扰之前,根据原始频谱峰值和原始频谱峰值所在频率初步剔除干扰信号,进一步提高了运动干扰情况下血氧测量的准确性。

[0014] 在一个实施例中,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤还包括:从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;若最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。通过信号频谱峰值与频谱第二大频谱峰值的相对位置判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,剔除干扰信号,进而识别出正确的脉搏信号,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0015] 在一个实施例中,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤包括:从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;若最大幅值大于对应的原始频谱峰值,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。通过在小于信号频谱峰值所在频率中的各个频率对应的幅值中找到最大幅值判断是否存在基线漂移干扰,剔除干扰信号,进而识别出正确的脉搏信号,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0016] 一种血氧测量装置,包括:

[0017] 频谱峰值信息获取模块,用于获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

[0018] 信号频率获得模块,用于获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

[0019] 脉搏信号幅值获得模块,用于从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

[0020] 血氧值计算模块,用于根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0021] 上述血氧测量装置,将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号频率相结合判断是否存在干扰信号,解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题,排除了干扰信号,实现了对脉搏信号的准确识别,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0022] 在一个实施例中,所述频谱峰值信息获取模块包括:原始频谱峰值信息获取单元,用于获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;频谱峰值获取单元,用于根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。在与时域信号测量结果相结合判断是否存在干扰之前,根据原始频谱峰值和原始频谱峰值所在频率初步剔除干扰信号,进一步提高了运动干扰情况下血氧测量的准确性。

[0023] 在一个实施例中,所述频谱峰值获取单元还包括:频谱峰值选取子单元,用于从各

个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值；最大峰值剔除子单元，用于在最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率时，将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。通过信号频谱峰值与频谱第二大频谱峰值的相对位置判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰，剔除干扰信号，进而识别出正确的脉搏信号，在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0024] 在一个实施例中，所述频谱峰值获取单元包括：最大幅值获得子单元，用于从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值；干扰峰值剔除单元，用于在最大幅值大于对应的原始频谱峰值时，将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。通过在小于信号频谱峰值所在频率中的各个频率对应的幅值中找到最大幅值判断是否存在基线漂移干扰，剔除干扰信号，进而识别出正确的脉搏信号，在运动干扰情况下提高血氧测量的准确性。

[0025] 一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机程序，该程序被处理器执行时实现上述任意一项所述方法的步骤。该计算机可读存储介质将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号频率相结合判断是否存在干扰信号，解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题，排除了干扰信号，实现了对脉搏信号的准确识别，在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0026] 一种计算机设备，包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，所述处理器执行所述程序时实现上述任意一项所述方法的步骤。该计算机设备将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号频率相结合判断是否存在干扰信号，解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题，排除了干扰信号，实现了对脉搏信号的准确识别，在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

附图说明

[0027] 图1为一实施例的血氧测量方法的流程示意图；

[0028] 图2为一具体实施例的正常情况下血氧信号时域和频域波形的示意图；

[0029] 图3为一具体实施例的运动干扰情况下血氧信号时域和频域波形的示意图；

[0030] 图4为一实施例的血氧测量装置的结构示意图；

[0031] 图5为一实施例的计算机设备的结构示意图。

具体实施方式

[0032] 为进一步阐述本发明所采取的技术手段及取得的效果，下面结合附图及较佳实施例，对本发明的技术方案，进行清楚和完整的描述。

[0033] 如图1所示，在一个实施例中，提供了一种血氧测量方法，包括步骤：

[0034] S110、获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率；所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号；

[0035] S120、获得所述血氧信号在时域中的信号频率；

[0036] S130、从各个频谱峰值所在频率中筛选出与上述信号频率的差异满足预设条件的频率，将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值；

[0037] S140、根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0038] 上述血氧测量方法可以根据相应的程序实现,程序可以运行在血氧检测设备中,也可以运行在其它终端中,通过与血氧检测设备的通信实现血氧值的检测。该血氧测量方法将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号频率相结合判断是否存在干扰信号,解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题,排除了干扰信号,实现了对脉搏信号的准确识别,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0039] 通过血氧检测设备获取的血氧信号(原始血氧信号)为时域中的信号,提取血氧信号中的直流分量,然后将减去直流分量后的血氧信号变换到频域。将血氧信号变换到频域的方式有很多种,例如,在一个实施例中,通过对血氧信号进行线性调频Z变换(chirp-z transform,CZT),把血氧信号变换到频域,还可以采用其它方式将血氧信号变换到频域,例如傅里叶变换等,本发明并不对此做出限定。

[0040] 频谱峰值可以为从频谱信号中直接提取的频谱峰值,也可以是对从频谱信号中直接提取的频谱峰值进行初步筛选后剩余的频谱峰值。为了进一步提高血氧测量的准确性,在一个实施例中,获取频谱信号的各个频谱峰值的步骤可以包括:获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。频谱峰值确定,频谱峰值所在频率即确定,或者也可以先剔除干扰信号所在频率,获得频谱信号的各个频谱峰值所在频率,然后再获取各个频谱峰值。

[0041] 根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值有多种实现方式,下面结合两个实施例进行详细介绍。

[0042] 在一个实施例中,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤还包括:从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;若最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0043] 该实施例用于判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰。如图2所示,为正常情况下血氧信号时域和频域的波形,其中频谱波形中横坐标为频率,纵坐标为信号幅值。从图2可以看出,正常情况下频谱最大峰值(基频)应该位于频谱第二大峰值(二次谐波)左侧,即最大峰值的频率应该小于第二大峰值的频率。如图3所示,为运动干扰情况下血氧信号时域和频域波形,从该图可以看出,运动干扰情况下最大频谱峰值(干扰信号的频谱峰值)位于频谱第二大峰值右侧。因此先求出频谱信号前两个峰值,通过信号频谱最大峰值与频谱第二大峰值的相对位置可以判断是否存在干扰,如果存在干扰,则将最大频谱峰值剔除,否则保留。

[0044] 在另一个实施例中,根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤包括:从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;若最大幅值大于对应的原始频谱峰值,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0045] 原始频谱峰值为从频谱信号中直接提取的频谱峰值,包括最大的频谱峰值、第二大的频谱峰值(第二频谱峰值)等。提取的该频谱峰值中可能存在干扰信号的频谱峰值,所以需要先进行初步筛选,剔除干扰信号,具体过程可以为:针对某一个频谱峰值,假设该频谱峰值所在的频率为A,从频谱信号中获取小于频率A的各个频率对应的幅值,从获取的各

个频率对应的幅值中选取最大幅值,该选取的最大幅值即为与该频谱峰值对应的最大幅值。小于频谱峰值所在频率的各个频率可以根据实际情况确定,例如,求出从0Hz(赫兹)频率到频率A的最大幅值,或者从小于0.33Hz的某一频率(不为0)到频率A的最大幅值。如果这个最大幅值大于该频谱峰值,则判断频谱信号存在基线偏移干扰,将该频谱峰值剔除,依次类推,最终得到筛选后的各个频谱峰值。通过找到频率小于信号频谱峰值频率的最大幅值判断是否存在基线漂移干扰,剔除干扰信号,进而识别出正确的脉搏信号,在运动干扰情况下提高血氧测量的准确性。

[0046] 需要说明的是,本发明并不对上述剔除干扰信息的实施例的顺序等加以限定。可以先判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,求出正常的频谱峰值(步骤S110中的频谱峰值)以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断是否存在基线偏移干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,再判断是否存在基线偏移干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断是否存在基线偏移干扰,再判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。

[0047] 在一个实施例中,获得所述血氧信号在时域中的信号频率的步骤包括:根据所述血氧信号在时域中任意两个相邻峰值获得信号周期;根据所述信号周期获得所述血氧信号在时域中的信号频率。获取信号频率后,就可以结合该信号频率判断是否存在干扰。

[0048] 预设条件可以根据实际需要进行设置,例如预设条件为小于30%等。求出正常的频谱峰值所在频率后,与通过时域方法求出的信号频率进行比较,如果差异满足预设条件,例如小于30%,即判断频谱峰值所在频率为正确的脉搏信号频率,相应的频谱峰值即为脉搏信号幅值。

[0049] 在一个实施例中,获得脉搏信号幅值后,就可以利用比例公式(1)求出比例系数R,再通过比例系数R与血氧关系(R-SpO₂曲线)的公式(2)求出血氧值SpO₂。

$$[0050] \quad R = (\text{红光AC} / \text{红光DC}) / (\text{红外光AC} / \text{红外光DC}) \quad (1)$$

$$[0051] \quad SpO_2 = k_1 * R^2 + k_2 * R + k_3 \quad (2)$$

[0052] 其中,红光AC为红光的交流幅值,红外光AC为红外光的交流幅值,红光DC为红光的直流幅值,红外光DC为红外光的直流幅值,交流幅值可以根据脉搏信号幅值获得,直流幅值根据频域变换时提取的直流分量获得,R-SpO₂曲线参数k₁、k₂和k₃需要通过临床实验标定。

[0053] 基于同一发明构思,本发明还提供一种血氧测量装置,下面结合附图对本发明装置的具体实施方式做详细介绍。

[0054] 如图4所示,在一个实施例中,一种血氧测量装置,包括:

[0055] 频谱峰值信息获取模块110,用于获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

[0056] 信号频率获得模块120,用于获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

[0057] 脉搏信号幅值获得模块130,用于从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

[0058] 血氧值计算模块140,用于根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0059] 上述血氧测量装置可以运行在血氧检测设备中,也可以运行在其它终端中,通过

与血氧检测设备的通信实现血氧值的检测。该血氧测量装置将频域中获取的频谱峰值所在频率与时域中血氧信号的信号频率相结合判断是否存在干扰信号,解决了血氧测量设备在运动干扰情况下有效信号的识别问题,排除了干扰信号,实现了对脉搏信号的准确识别,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性。

[0060] 通过血氧检测设备获取的血氧信号为时域中的信号,提取血氧信号中的直流分量,然后将减去直流分量后的血氧信号变换到频域。将血氧信号变换到频域的方式有很多种,例如,在一个实施例中,通过对血氧信号进行线性调频Z变换,把血氧信号变换到频域,还可以采用其它方式将血氧信号变换到频域,例如傅里叶变换等,本发明并不对此做出限定。

[0061] 频谱峰值可以为从频谱信号中直接提取的频谱峰值,也可以是对从频谱信号中直接提取的频谱峰值进行初步筛选后剩余的频谱峰值。为了进一步提高血氧测量的准确性,在一个实施例中,所述频谱峰值信息获取模块包括:原始频谱峰值信息获取单元,用于获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;频谱峰值获取单元,用于根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。频谱峰值确定,频谱峰值所在频率即确定。

[0062] 频谱峰值获取单元根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值有多种实现方式,下面结合两个实施例进行详细介绍。

[0063] 在一个实施例中,所述频谱峰值获取单元还包括:频谱峰值选取子单元,用于从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;最大峰值剔除子单元,用于在最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率时,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0064] 在另一个实施例中,所述频谱峰值获取单元包括:最大幅值获得子单元,用于从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;干扰峰值剔除单元,用于在最大幅值大于对应的原始频谱峰值时,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0065] 需要说明的是,本发明并不对上述剔除干扰信息的实施例的顺序等加以限定。可以先判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,求出正常的频谱峰值(频谱峰值信息获取模块110获取的频谱峰值)以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断是否存在基线偏移干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,再判断是否存在基线偏移干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。也可以先判断是否存在基线偏移干扰,再判断频谱最大峰值所在位置是否存在干扰,求出正常的频谱峰值以及正常的频谱峰值所在频率,然后进行血氧值的计算。

[0066] 在一个实施例中,信号频率获得模块120根据所述血氧信号在时域中任意两个相邻峰值获得信号周期;根据所述信号周期获得所述血氧信号在时域中的信号频率。获取信号频率后,就可以结合该信号频率判断是否存在干扰。

[0067] 预设条件可以根据实际需要进行设置,例如预设条件为小于30%等。求出正常的

频谱峰值所在频率后,脉搏信号幅值获得模块130将该正常的频谱峰值所在频率与通过时域方法求出的信号频率进行比较,如果差异满足预设条件,例如小于30%,即判断频谱峰值所在频率为正确的脉搏信号频率,相应的频谱峰值即为脉搏信号幅值。

[0068] 在一个实施例中,获得脉搏信号幅值后,血氧值计算模块140就可以利用比例公式求出比例系数R,再通过比例系数与血氧关系(R-SpO₂曲线)的公式求出血氧值SpO₂。

[0069] 在一个实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现以下步骤:

[0070] 获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

[0071] 获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

[0072] 从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

[0073] 根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0074] 在另一个实施例中,该计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:获取频谱信号的各个频谱峰值的步骤包括:获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。

[0075] 在另一个实施例中,该计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤还包括:从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;若最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0076] 在另一个实施例中,该计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤包括:从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;若最大幅值大于对应的原始频谱峰值,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0077] 上述计算机可读存储介质的其它技术特征与上述血氧测量方法的技术特征相同,在此不予赘述。

[0078] 如图5所示,在一个实施例中,提供了一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现以下步骤:

[0079] 获取频谱信号的各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率;所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号;

[0080] 获得所述血氧信号在时域中的信号频率;

[0081] 从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率,将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值;

[0082] 根据所述脉搏信号幅值获得血氧值。

[0083] 在另一个实施例中,所述处理器执行所述程序时还实现以下步骤:获取频谱信号

的各个频谱峰值的步骤包括:获取频谱信号的各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率;根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值,将剩余的各个原始频谱峰值作为频谱信号的各个频谱峰值。

[0084] 在另一个实施例中,所述处理器执行所述程序时还实现以下步骤:根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤还包括:从各个原始频谱峰值中获取最大的频谱峰值以及第二大的频谱峰值;若最大的频谱峰值所在频率大于第二大的频谱峰值所在频率,将最大的频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0085] 在另一个实施例中,所述处理器执行所述程序时还实现以下步骤:根据各个原始频谱峰值以及各个原始频谱峰值所在频率,剔除各个原始频谱峰值中干扰信号的频谱峰值的步骤包括:从频率小于各个原始频谱峰值所在频率的频谱信号中获取各个最大幅值;若最大幅值大于对应的原始频谱峰值,将对应的原始频谱峰值确定为干扰信号的频谱峰值并剔除。

[0086] 上述计算机设备的其它技术特征与上述血氧测量方法的技术特征相同,在此不予赘述。

[0087] 上述血氧测量方法和装置,通过信号频谱最大峰值与频谱第二大峰值的相对位置判断是否存在干扰,通过小于信号频谱峰值频率的最大幅值判断是否存在基线漂移干扰,通过与时域信号测量结果相结合判断是否存在干扰,通过上述几种方式剔除了干扰信号,进而识别出正确的脉搏信号,在运动干扰情况下提高了血氧测量的准确性以及稳定性。

[0088] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是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一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)等。

[0089] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0090] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

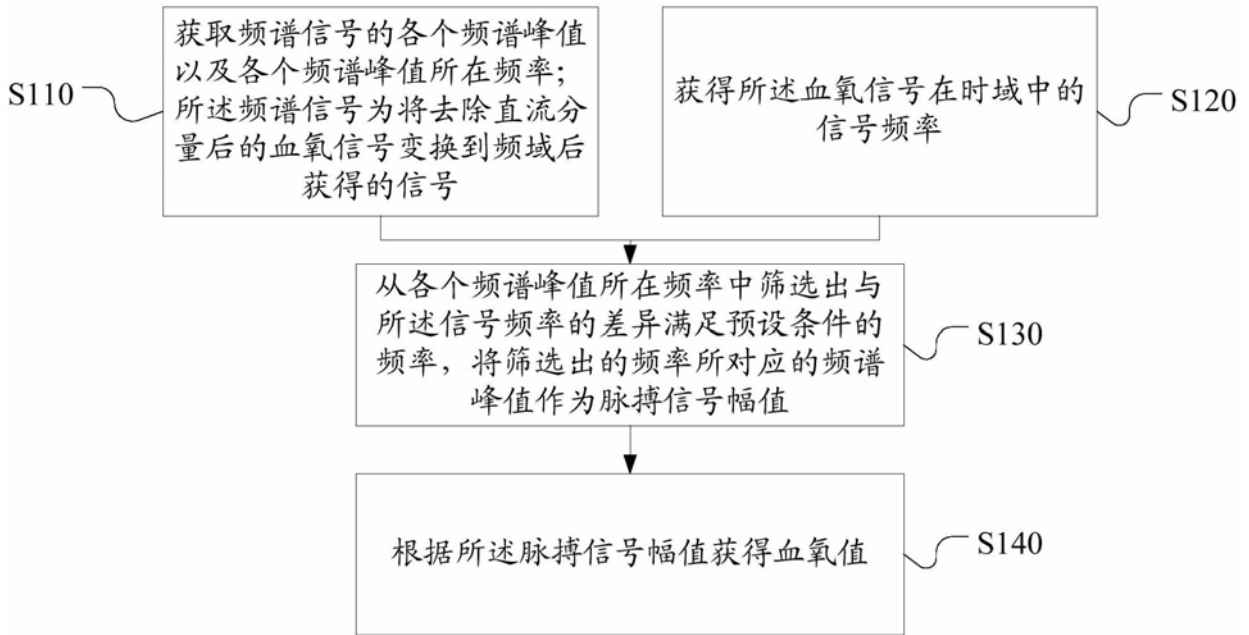


图1

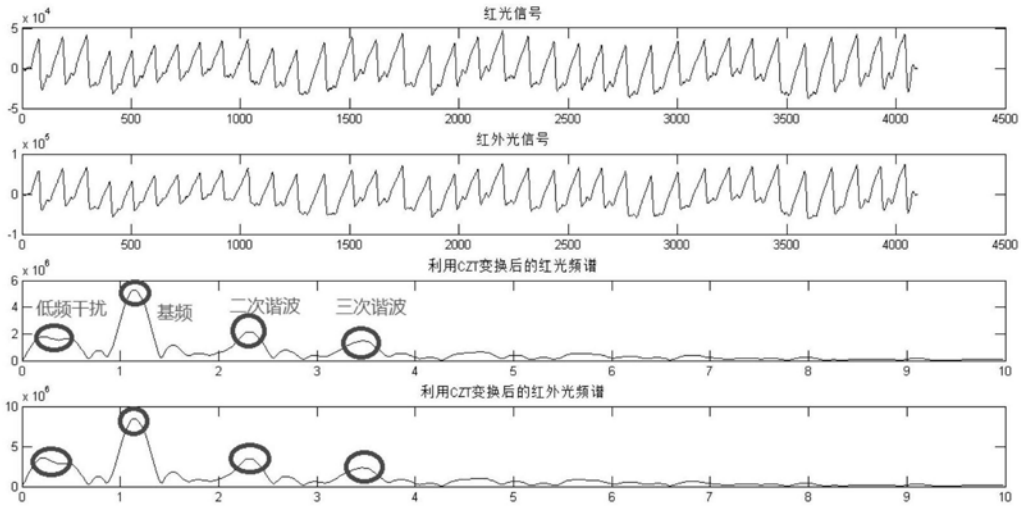


图2

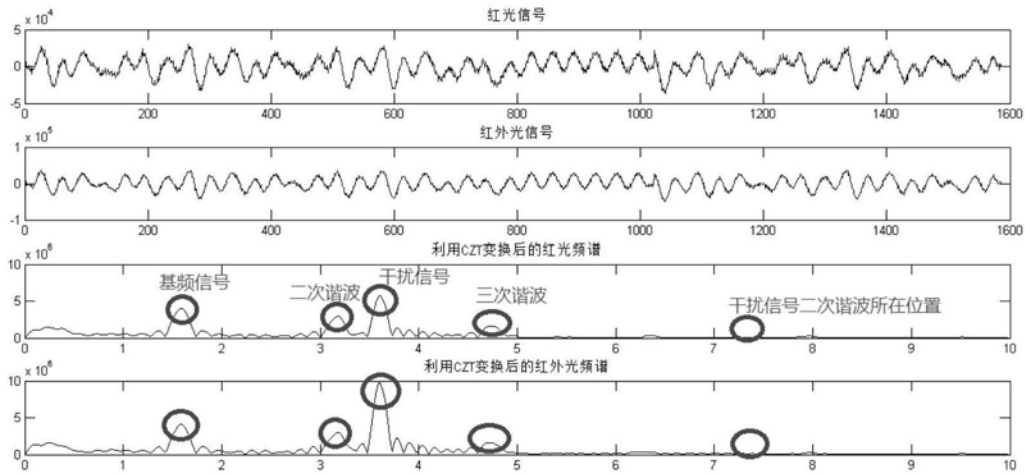


图3



图4

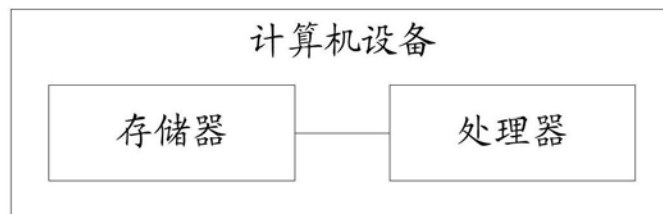


图5

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 血氧测量方法和装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN107510462B | 公开(公告)日 | 2020-05-05 |
| 申请号 | CN2017110796255.7 | 申请日 | 2017-09-06 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 广州视源电子科技股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 广州视源电子科技股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 广州视源电子科技股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 郑晓波 | | |
| 发明人 | 郑晓波 | | |
| IPC分类号 | A61B5/1455 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/14551 A61B5/7203 | | |
| 代理人(译) | 余永文 | | |
| 其他公开文献 | CN107510462A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及一种血氧测量方法和装置。该方法包括步骤：获取频谱信号各个频谱峰值以及各个频谱峰值所在频率；所述频谱信号为将去除直流分量后的血氧信号变换到频域后获得的信号；获得所述血氧信号在时域中的信号频率；从各个频谱峰值所在频率中筛选出与所述信号频率的差异满足预设条件的频率，将筛选出的频率所对应的频谱峰值作为脉搏信号幅值；根据所述脉搏信号幅值获得血氧值，该方法提高了运动干扰情况下血氧测量的准确性。

