



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107981869 A

(43)申请公布日 2018.05.04

(21)申请号 201711484390.4

(22)申请日 2017.12.29

(71)申请人 重庆如泰科技有限公司

地址 400718 重庆市北碚区京东方大道390号

(72)发明人 印强 雷宇

(74)专利代理机构 重庆中流知识产权代理事务所(普通合伙) 50214

代理人 陈立荣

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

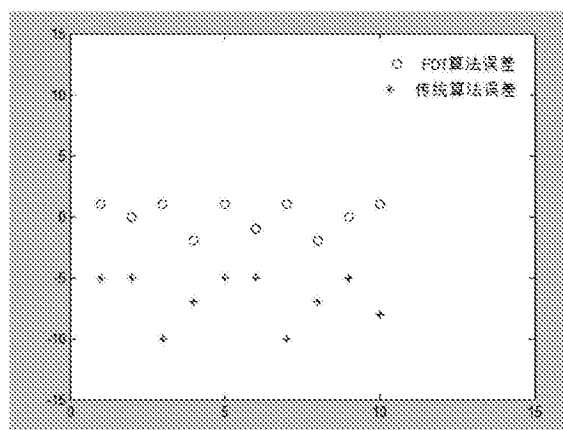
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

## (54)发明名称

一种血氧测量方法及装置

## (57)摘要

本发明提供一种血氧测量方法,包括以下步骤:获取红光和红外光采样信号;获取红光和红外光采样信号直流比值信息;获取红光和红外光采样信号交流比值信息;依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值。本发明的有益效果是:1、本发明采用无创血氧饱和度测量时的脉搏波干扰数学模型以及脉搏波谐波理论,不是单纯的依靠脉搏波的幅值来计算血氧饱和度,在脉搏波频域做了比较分析后,最终得到相比现有技术更加准确的血氧饱和度。2、本算法通过对信号进行傅里叶变换分析,实现了相比现有技术更加优秀的抗干扰能力。



1. 一种血氧测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

获取红光和红外光采样信号;

获取红光和红外光采样信号直流比值信息;

获取红光和红外光采样信号交流比值信息;

依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值。

2. 如权利要求1所述的血氧测量方法,其特征在于,

所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声。

3. 如权利要求1所述的血氧测量方法,其特征在于,

所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

对红光和红外光采样信号进行傅里叶变换获取幅频曲线。

4. 如权利要求3所述的血氧测量方法,其特征在于,

所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

从幅频曲线中找出极值点对应的频率以及幅度,获取幅度最高的三个频率点信息以及对应的幅度信息,依据所述三个频率点信息以及对应的幅度信息确定三个频率点中频率是倍数关系的两个频率点并将所述倍数关系的两个频率点中幅度较高的一个作为红光 $H(k_r)$ 或/和红外光 $H(k_{ir})$ 的交流值。

5. 如权利要求1所述的血氧测量方法,其特征在于,所述依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值包括:

通过以下公式计算R值:

$$R = \frac{H(k_r)/I^r}{H(k_{ir})/I^{ir}}$$

式中 $H(k_r)$ 为红光交流值, $H(k_{ir})$ 为红外光交流值, $I^r$ 为红光直流值, $I^{ir}$ 为红外光直流值;

通过拟合曲线 $SpO_2 = f(R)$ 获得血氧饱和度。

6. 一种血氧测量装置,其特征在于,包括以下模块:

采样模块,用于获取红光和红外光采样信号;

直流比值信息获取模块,用于获取红光和红外光采样信号直流比值信息;

交流比值信息获取模块,用于获取红光和红外光采样信号交流比值信息;

血氧值信息获取模块,用于依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值信息。

7. 如权利要求6所述的血氧测量装置,其特征在于,

所述交流比值信息获取模块通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声。

8. 如权利要求6所述的血氧测量装置,其特征在于,

所述交流比值信息获取模块对红光和红外光采样信号进行傅里叶变换获取幅频曲线。

9. 如权利要求8所述的血氧测量装置,其特征在于,

所述交流比值信息获取模块从幅频曲线中找出极值点对应的频率以及幅度,获取幅度

最高的三个频率点信息以及对应的幅度信息,依据所述三个频率点信息以及对应的幅度信息确定三个频率点中频率是倍数关系的两个频率点并将所述倍数关系的两个频率点中幅度较高的一个作为红光 $H(k_r)$ 或/和红外光 $H(k_{ir})$ 的交流值。

10. 如权利要求6所述的血氧测量装置,其特征在于,所述血氧值信息获取模块:

通过以下公式计算R值:

$$R = \frac{H(k_r)/I^r}{H(k_{ir})/I^{ir}}$$

式中 $H(k_r)$ 为红光交流值, $H(k_{ir})$ 为红外光交流值, $I^r$ 为红光直流值, $I^{ir}$ 为红外光直流值;

通过拟合曲线 $SpO_2 = f(R)$ 来获得血氧饱和度。

## 一种血氧测量方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种血氧测量方法及装置。

### 背景技术

[0002] 现有技术血氧饱和度的测定方法,采用在血氧检测器探头的一侧安装了两个发光管,一个发出红光,一个发出红外光,血氧检测器探头另一侧安装有一个光电检测器,将检测到的透过手指动脉血管的红光和红外光转换成电信号。由于皮肤、肌肉、脂肪、静脉血、色素和骨头等对这两种光的吸收系数是恒定的,只有动脉血流中的氧合血红蛋白和血红蛋白浓度随着血液的动脉周期性的变化,从而引起光电检测器输出的信号强度随之周期性变化,对这些周期性变化的信号进行处理,就可测出对应的血氧饱和度。

[0003] 现有技术的缺点是:

[0004] 1当外界有强光照射到光电检测器上时,可能会使光电检测器的工作偏离正常范围,采样信号出现误差,导致测量的不准确。

[0005] 2PI是指血流灌注指数(Perfusion Index,PI),PI值反映了脉动血流情况,即反映了血流灌注能力,脉动的血流越大,脉动分量就越多,PI值就越大。现有血氧检测技术在低PI值下,手指轻微的扰动既会造成采样信号出现误差。

### 发明内容

[0006] 为了解决采样信号被干扰的情况下无法准确测量血氧饱和度的问题,本发明提供一种血氧测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0007] 获取红光和红外光采样信号;

[0008] 获取红光和红外光采样信号直流比值信息;

[0009] 获取红光和红外光采样信号交流比值信息;

[0010] 依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值。

[0011] 进一步的,所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

[0012] 通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声。

[0013] 进一步的,所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

[0014] 对红光和红外光采样信号进行傅里叶变换获取幅频曲线。

[0015] 进一步的,所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括:

[0016] 从幅频曲线中找出极值点对应的频率以及幅度,获取幅度最高的三个频率点信息以及对应的幅度信息,依据所述三个频率点信息以及对应的幅度信息确定三个频率点中频率是倍数关系的两个频率点并将所述倍数关系的两个频率点中幅度较高的一个作为红光 $H(k_r)$ 或/和红外光 $H(k_{ir})$ 的交流值。

[0017] 进一步的,所述依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值包括:

[0018] 通过以下公式计算R值:

$$[0019] \quad R = \frac{H(k_r)/I^r}{H(k_{ir})/I^{ir}}$$

[0020] 式中 $H(k_r)$ 为红光交流值, $H(k_{ir})$ 为红外光交流值, $I^r$ 为红光直流值, $I^{ir}$ 为红外光直流值;

[0021] 通过拟合曲线 $SpO_2=f(R)$ 获得血氧饱和度。

[0022] 为了保证上述方法的实施,本发明还提供一种血氧测量装置,其特征在于,包括以下模块:

[0023] 采样模块,用于获取红光和红外光采样信号;

[0024] 直流比值信息获取模块,用于获取红光和红外光采样信号直流比值信息;

[0025] 交流比值信息获取模块,用于获取红光和红外光采样信号交流比值信息;

[0026] 血氧值信息获取模块,用于依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值信息。

[0027] 进一步的,所述交流比值信息获取模块通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声。

[0028] 进一步的,所述交流比值信息获取模块对红光和红外光采样信号进行傅里叶变换获取幅频曲线。

[0029] 进一步的,所述交流比值信息获取模块从幅频曲线中找出极值点对应的频率以及幅度,获取幅度最高的三个频率点信息以及对应的幅度信息,依据所述三个频率点信息以及对应的幅度信息确定三个频率点中频率是倍数关系的两个频率点并将所述倍数关系的两个频率点中幅度较高的一个作为红光 $H(k_r)$ 或/和红外光 $H(k_{ir})$ 的交流值。

[0030] 进一步的,所述血氧值信息获取模块:

[0031] 通过以下公式计算R值:

$$[0032] \quad R = \frac{H(k_r)/I^r}{H(k_{ir})/I^{ir}}$$

[0033] 式中 $H(k_r)$ 为红光交流值, $H(k_{ir})$ 为红外光交流值, $I^r$ 为红光直流值, $I^{ir}$ 为红外光直流值;

[0034] 通过拟合曲线 $SpO_2=f(R)$ 来获得血氧饱和度。

[0035] 本发明的有益效果是:

[0036] 1、本发明采用无创血氧饱和度测量时的脉搏波干扰数学模型以及脉搏波谐波理论,不是单纯的依靠脉搏波的幅值来计算血氧饱和度,在脉搏波频域做了比较分析后,最终得到相比现有技术更加准确的血氧饱和度。

[0037] 2、本算法通过对信号进行傅里叶变换分析,实现了相比现有技术更加优秀的抗干扰能力。

## 附图说明

[0038] 图1为本发明血氧测量方法流程图。

[0039] 图2为本发明血氧测量装置示意图。

- [0040] 图3为本发明一实施例血氧测量方法出现干扰的脉搏波示意图。
- [0041] 图4为本发明一实施例血氧测量方法脉搏波谐波与干扰信号的频率关系特点示意图。
- [0042] 图5为本发明一实施例寻找计算血氧的频率点示意图。
- [0043] 图6为本发明一实施例测量血氧时未受到干扰时的红光和红外光示意图。
- [0044] 图7为本发明一实施例测量血氧时受到干扰时的红光和红外光示意图。
- [0045] 图8为本发明一实施例高通滤波器去除红光和红外光的基线示意图。
- [0046] 图9为本发明一实施例快速傅里叶变换结果示意图。
- [0047] 图10为本发明一实施例对比测试数据示意图。

### 具体实施方式

[0048] 本发明解决背景技术问题的思路是：采用了快速傅里叶变换来获取红光与红外光的交流值，结合了脉搏波干扰的数学模型和脉搏波谐波理论两个关键点来获取血氧饱和度；

[0049] 如图1所示，本发明提供一种血氧测量方法，其特征在于，包括以下步骤：

[0050] 获取红光和红外光采样信号；

[0051] 可以采用波长为660nm的红光和940nm的红外光透过手指，测量透过手指以后的光强度以获取红光和红外光采样信号

[0052] 获取红光和红外光采样信号直流比值信息；

[0053] 直流比值信息从未通过带通滤波器的采样信号获取。

[0054] 获取红光和红外光采样信号交流比值信息；

[0055] 依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值。

[0056] 进一步的，所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括：

[0057] 通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声。

[0058] 通过带通滤波器滤除红光和红外光采样信号低频漂移和高频噪声减少了噪声的干扰，增加了信号的准确性。

[0059] 进一步的，所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括：

[0060] 对红光和红外光采样信号进行傅里叶变换获取幅频曲线。

[0061] 进一步的，所述获取红光和红外光采样信号交流比值信息还包括：

[0062] 从幅频曲线中找出极值点对应的频率以及幅度，获取幅度最高的三个频率点信息以及对应的幅度信息，依据所述三个频率点信息以及对应的幅度信息确定三个频率点中频率是倍数关系的两个频率点并将所述倍数关系的两个频率点中幅度较高的一个作为红光H(k<sub>r</sub>)或/和红外光H(k<sub>ir</sub>)的交流值，在本步骤中，通过频率点的倍数关系比较，可以区分出真实的脉搏信号和干扰信号。

[0063] 进一步的，所述依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值包括：

[0064] 通过以下公式计算R值：

$$R = \frac{H(k_r)/I_r}{H(k_{ir})/I_{ir}}$$

[0065]

[0066] 式中 $H(k_r)$ 为红光交流值, $H(k_{ir})$ 为红外光交流值, $I^r$ 为红光直流值, $I^{ir}$ 为红外光直流值;

[0067] 在本步骤中,基于脉搏波谐波理论,通过频率点的倍数关系比较,可以区分出真实的脉搏信号和干扰信号步骤中;

[0068] 通过拟合曲线 $SpO_2=f(R)$ 获得血氧饱和度。

[0069] 下面通过实施例1来说明本发明的实际应用效果

[0070] 在本实施例中采用以下步骤来获取血氧值,采集数据,获取红光和红外光(以下简称红光和红外光)——获取红光和红外光的直流比值(DCratio)——利用滤波器去除红光和红外光的基线——通过基于脉搏波谐波理论的抗干扰算法(FDT)获取正确的红光和红外

光的交流比值(ACratio)——由 $R = \frac{\Delta I^r / I^r}{\Delta I^{ir} / I^{ir}}$ 易推导出R值——计算血氧值

[0071] 本实施例获取数据如图6和图7所示,

[0072] 如图6是测量血氧时未受到干扰时的红光和红外光,传统方法易计算出

[0073]  $DCratio = \text{红外光dc} / \text{红光dc} \approx 0.8623$

[0074]  $ACratio = \text{红光ac} / \text{红外光ac} \approx 0.7599$

[0075] 那么

[0076]  $Rvalue = DCratio * ACratio \approx 0.6533$

[0077] 通过Rvalue与血氧 $SpO_2$ 的曲线关系可求得

[0078]  $SpO_2 = f(Rvalue) \approx 95.1\%$

[0079] 其中红光dc,红光ac,红外光dc,红外光ac分别为红光的直流值,红光的交流值,红外光的直流值,红外光的交流值;

[0080] 而图7中按照上述计算方法可求得

[0081]  $SpO_2 \approx 90.9\%$

[0082] 易看出,传统的算法不具备抗运动干扰的功能。

[0083] 本发明实现如下:

[0084] 直流比值获取方法与传统方式一样

[0085]  $DCratio = \text{红外光dc} / \text{红光dc} \approx 0.8623$

[0086] 通过高通滤波器去除红光和红外光的基线,如图8所示,对分别对其进行快速傅里叶变换(FFT),结果如图9所示。

[0087] 依据脉搏波基波与谐波的关系,可以容易区分出真是信号与干扰信号的频率峰值点。

[0088] 根据真实脉搏的峰值点可求得

[0089]  $FDTACratio = \text{红光pk} / \text{红外光pk} \approx 0.7417$

[0090] 那么

[0091]  $FDTRvalue = FDTACratio * DCratio \approx 0.6395$

[0092] 同上,根据FDTRvalue与血氧 $SpO_2$ 的曲线关系可求得

[0093]  $FDTSpO_2 = f(FDTRvalue) \approx 95.8\%$

[0094] 显然受到干扰的信号通过本发明仍然可以准确的计算出准确的血氧饱和度。

[0095] 图10是本发明方法与国外一家知名脉搏血氧仪厂家产品在存在运动干扰情况的

对比测试数据,测试群体均为正常人,标定真实血氧值为98%,在人体手指抖动情况下进行测试,可以看出,本发明不仅对运动干扰有良好的测量表现,在较低灌注情况下有良好的测量表现。

[0096] 本发明的有益效果是:

[0097] 1、本算法的实现基于无创血氧饱和度测量时的脉搏波干扰数学模型以及脉搏波谐波理论,不是单纯地依靠脉搏波的幅值来计算血氧饱和度,在脉搏波频域做了比较分析后,最终得到相比现有技术更加准确的血氧饱和度值。

[0098] 2、本算法通过对信号进行傅里叶变换分析,实现了相比现有技术更加有效的抗干扰能力。

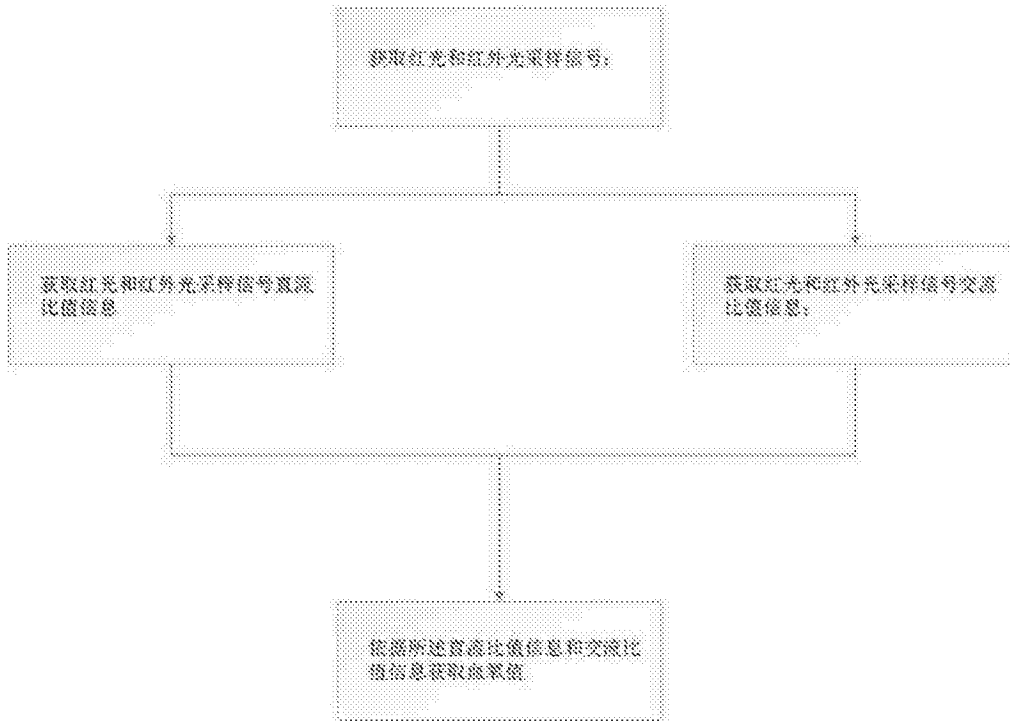


图1

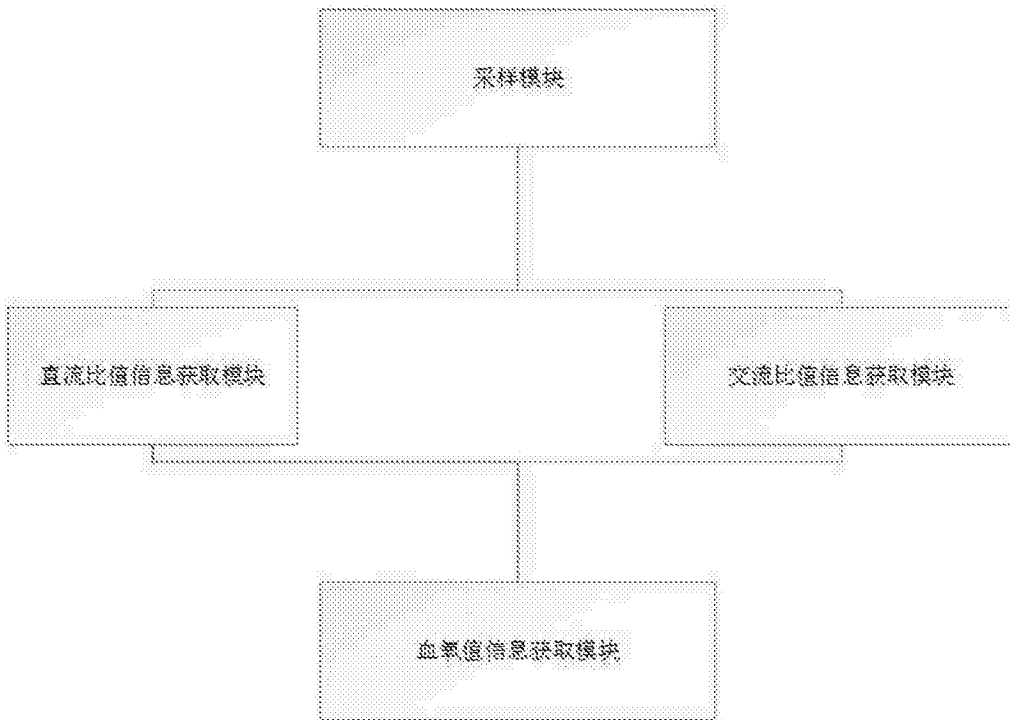


图2

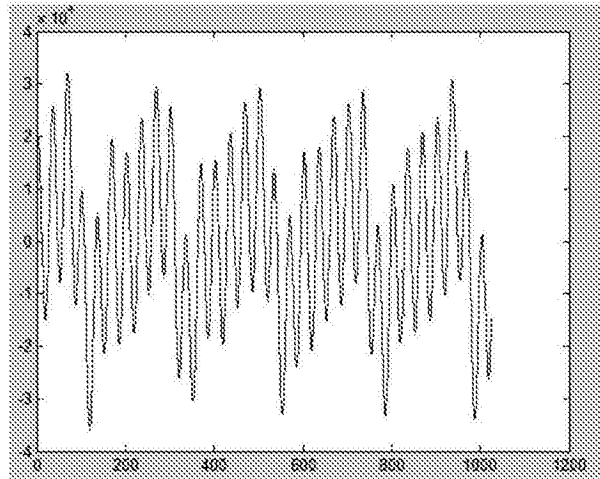


图3

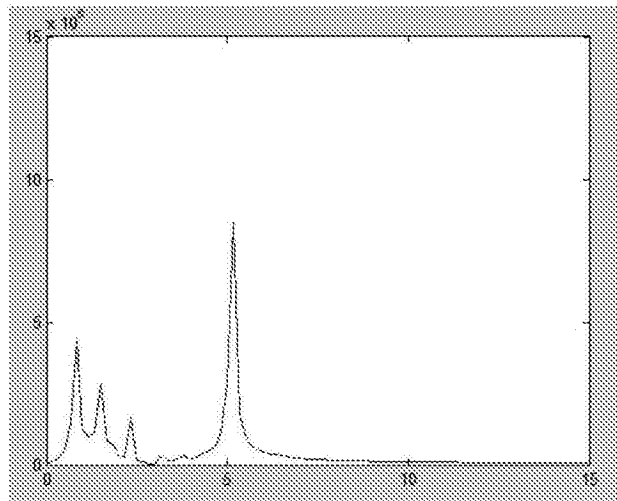


图4

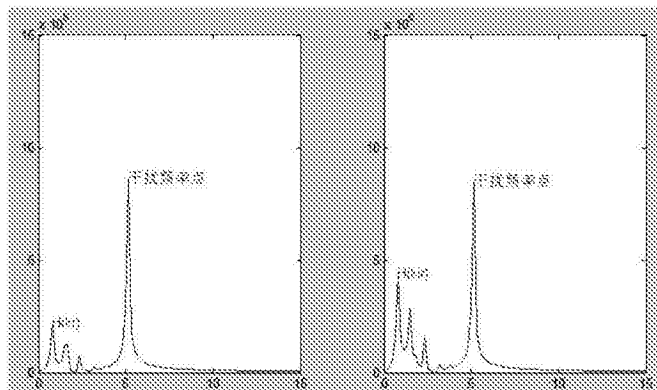


图5

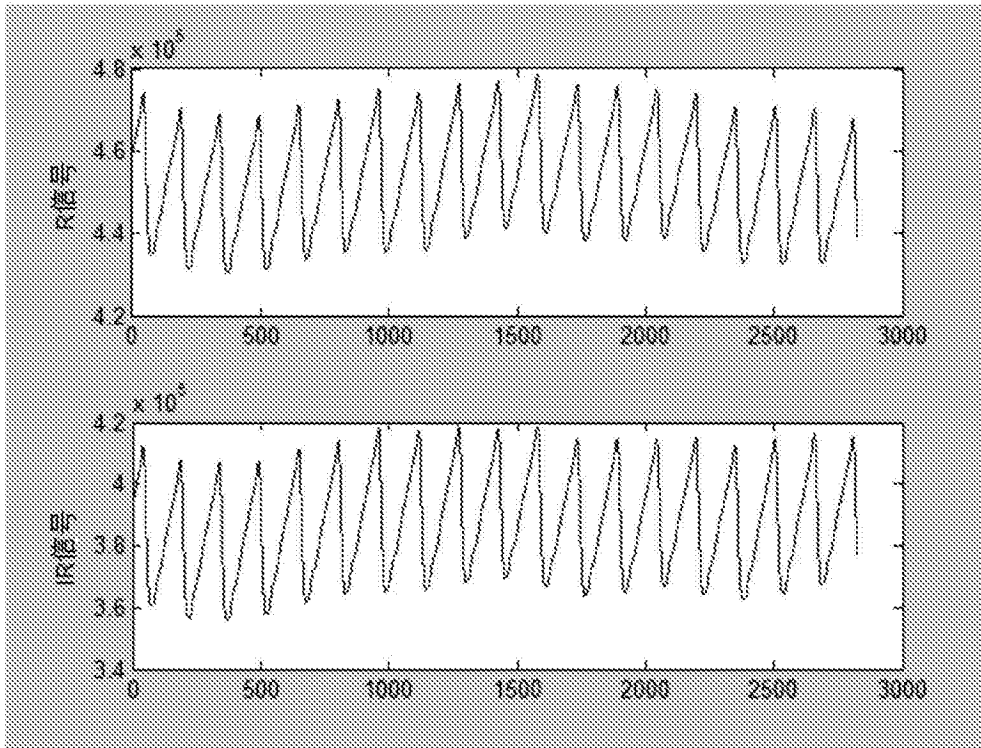


图6

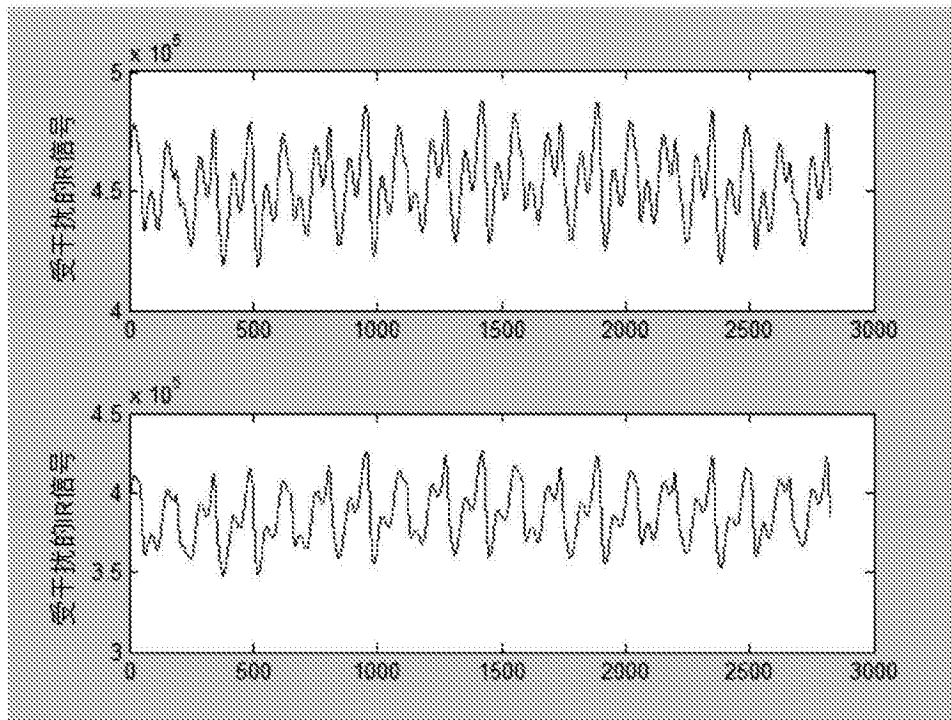


图7

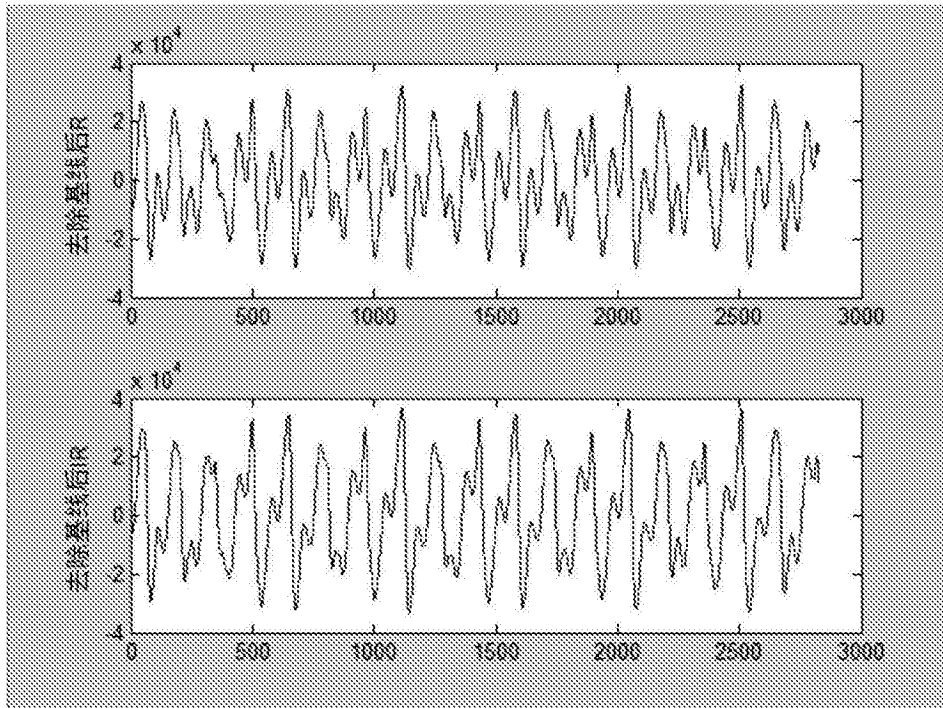


图8

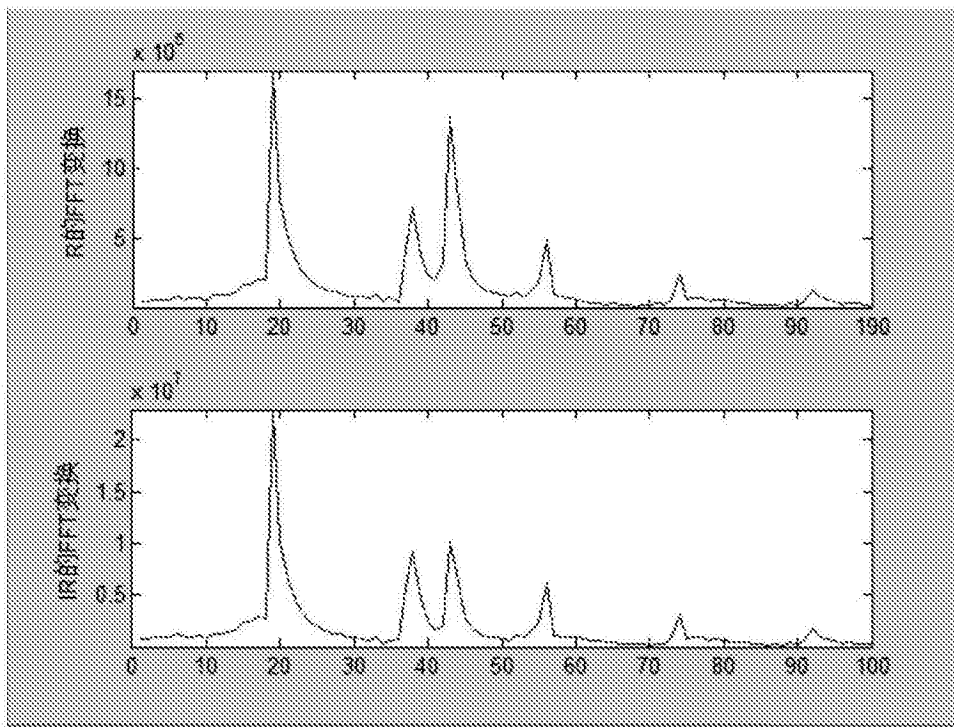


图9

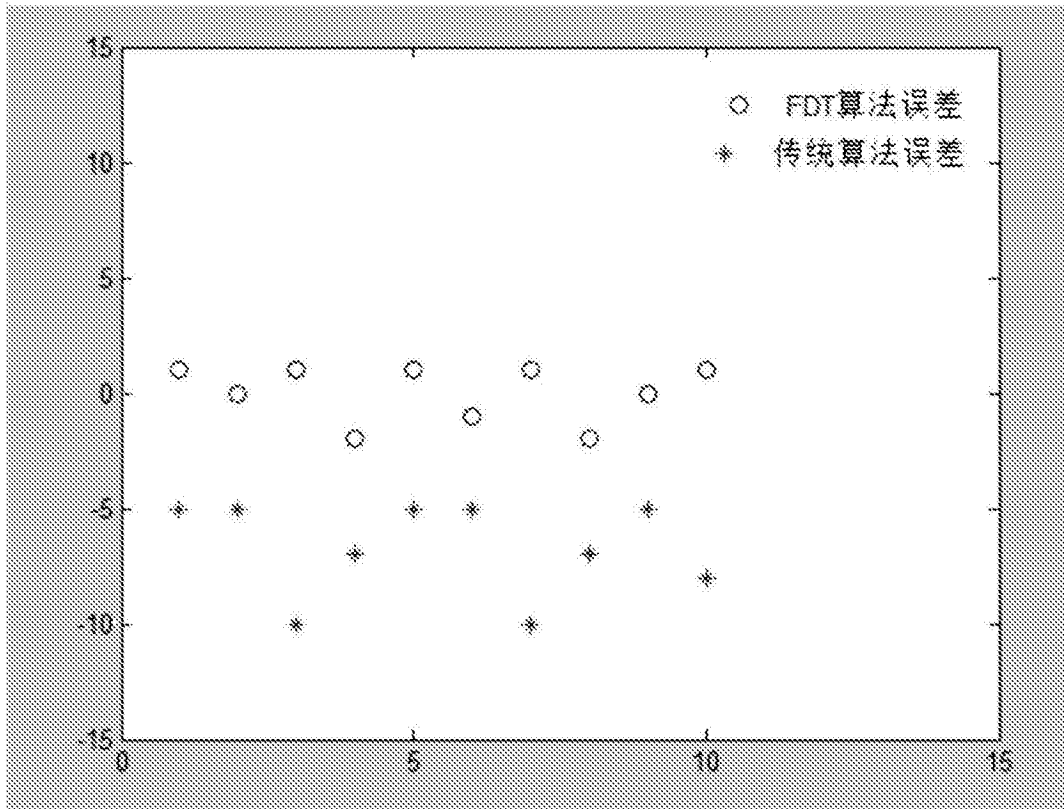


图10

专利名称(译)	一种血氧测量方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN107981869A</a>	公开(公告)日	2018-05-04
申请号	CN2017111484390.4	申请日	2017-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	重庆如泰科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆如泰科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆如泰科技有限公司		
[标]发明人	印强 雷宇		
发明人	印强 雷宇		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/7257		
代理人(译)	陈立荣		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种血氧测量方法，包括以下步骤：获取红光和红外光采样信号；获取红光和红外光采样信号直流比值信息；获取红光和红外光采样信号交流比值信息；依据直流比值信息和交流比值信息获取血氧值。本发明的有益效果是：1、本发明采用无创血氧饱和度测量时的脉搏波干扰数学模型以及脉搏波谐波理论，不是单纯的依靠脉搏波的幅值来计算血氧饱和度，在脉搏波频域做了比较分析后，最终得到相比现有技术更加准确的血氧饱和度。2、本算法通过对信号进行傅里叶变换分析，实现了相比现有技术更加优秀的抗干扰能力。

