



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109512392 A
(43)申请公布日 2019.03.26

(21)申请号 201811481768.X

(22)申请日 2018.12.05

(71)申请人 深圳技术大学(筹)

地址 518118 广东省深圳市坪山区竹韵花园

(72)发明人 林霖 王涛

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务有限公司 44205

代理人 胡辉

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

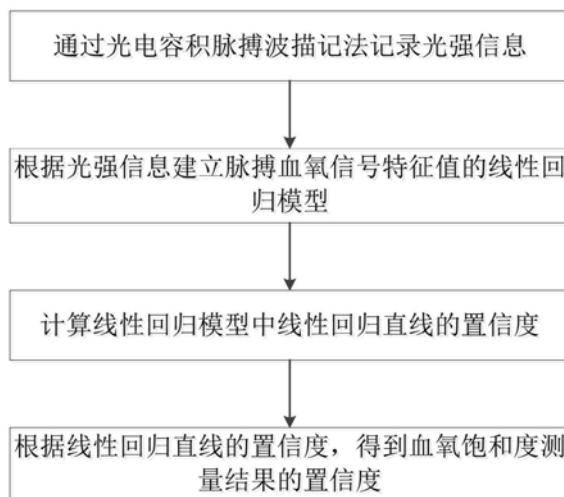
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质

(57)摘要

本发明公开了血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质,方法包括:通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型;计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。本发明通过光电容积脉搏波描记法获取的光强信息构建得到线性回归模型,最后通过线性回归模型得到血氧饱和度测量结果的置信度,进而实现对测量值的可靠性评估,避免了运动伪差及噪声等干扰因素影响造成的漏检和误检的情况,提高了血氧饱和度测量结果的可靠性,更加科学,可广泛应用于信号处理技术领域。



1. 血氧饱和度测量置信度的计算方法,其特征在于:包括以下步骤:
通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;
根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型;
计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;
根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。
2. 根据权利要求1所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法,其特征在于:所述通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息这一步骤,包括以下步骤:
通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;
将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号;
其中,所述光强信息模拟信号为连续的信号,所述光强信息数字信号为离散的信号。
3. 根据权利要求2所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法,其特征在于:所述根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型这一步骤,包括以下步骤:
根据离散的光强信息数字信号计算中间变量;
根据中间变量建立线性回归方程;
利用最小二乘法进行线性拟合,计算得到线性回归方程的参数;
根据计算得到的参数,建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型。
4. 根据权利要求1所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法,其特征在于:所述计算线性回归模型中线性回归直线的置信度这一步骤,包括以下步骤:
通过线性回归模型,计算总离均差平方和;
通过线性回归模型,计算残差平方和;
根据总离均差平方和以及残差平方和,计算回归平方和;
根据回归平方和以及总离均差平方和,计算线性回归直线的置信度。
5. 根据权利要求1所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法,其特征在于:所述根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度这一步骤,其具体为:
判断线性回归直线的置信度是否大于预设的阈值,若是,则确定血氧饱和度的测量结果可信;反之,则确定血氧饱和度的测量结果不可信。
6. 血氧饱和度测量置信度的计算系统,其特征在于:包括:
记录模块,用于通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;
模型构建模块,用于根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型;
计算模块,用于计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;
判断模块,用于根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。
7. 根据权利要求6所述的血氧饱和度测量置信度的计算系统,其特征在于:所述记录模块包括:
获取模块,用于通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;
转化模块,用于将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号;
其中,所述光强信息模拟信号为连续的信号,所述光强信息数字信号为离散的信号。
8. 根据权利要求6所述的血氧饱和度测量置信度的计算系统,其特征在于:所述计算模

块包括：

第一计算单元，用于通过线性回归模型，计算总离均差平方和；

第二计算单元，用于通过线性回归模型，计算残差平方和；

第三计算单元，用于根据总离均差平方和以及残差平方和，计算回归平方和；

第四计算单元，用于根据回归平方和以及总离均差平方和，计算线性回归直线的置信度。

9. 血氧饱和度测量置信度的计算系统，其特征在于：包括：

至少一个处理器；

至少一个存储器，用于存储至少一个程序；

当所述至少一个程序被所述至少一个处理器执行，使得所述至少一个处理器实现如权利要求1-5中任一项所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。

10. 一种存储介质，其中存储有处理器可执行的指令，其特征在于：所述处理器可执行的指令在由处理器执行时用于执行如权利要求1-5中任一项所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。

血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,尤其是血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质。

背景技术

[0002] 心脏的舒张与收缩驱动血液流经肺部,使氧气与还原血红蛋白(hemoglobin,Hb)结合成为氧合血红蛋白(Oxyhemoglobin,HbO₂),氧通过血液输送到毛细血管后释放。足够的氧气是实现人体组织细胞的新陈代谢,维持生命活动的物质基础。血氧饱和度是一种反映血液中氧气含量的重要生理参数,其与呼吸系统、循环系统及心肺功能有着直接的关系。目前,血氧饱和度广泛应用于重症监护,家庭保健及高危职业如消防员、飞行员等的体征检测。

[0003] 血氧饱和度的检测方法可分为有创检测和无创检测两种。其中有创的血氧饱和度检测主要使用Van Slyke压检法和氧电极法。无创检测的主要手段是光电容积脉搏波描记法(photoplethysmography,PPG)。血管血容量随心脏舒张和收缩时变化,导致对光线吸收率的不同,反射或透射的光强度也随之呈脉动性周期变化。脉搏波血氧分析仪利用光电容积脉搏波描记法,通过记录波长为660nm红光和940nm红外光的反射或透射光强度,进而根据Lambert-Beer定律推算出血氧饱和度。在实际测量中,准确计算脉搏血氧信号特征值R是基于光电容积脉搏波描记法实现无创检测血氧饱和度的关键。

[0004] 传统的R值提取方法需要把脉搏波分解成交/直流两种成分,其中交流成分反映血液中HbO₂和Hb对光的吸收,直流成分反映了指端中非血液组织如肌肉、骨骼、脂肪和水等对光的吸收。交流成分的计算通常使用峰谷值法,即近似认为一个脉搏周期内峰值和谷值之间的差值为交流成分的幅值。在测量和交直流分解过程中,引入和产生的干扰和随机噪声会影响峰谷值法计算的R值精度,通常需要采用多个周期峰谷值的平均来提高精度,从而影响计算的实时性。有人提出了一种采用线性回归模型的方法来计算R值,该方法充分利用了所有采样点的数据,而非仅仅依赖与脉搏波的峰谷值,提高了计算结果的稳定性。然而,光电检测容易受到外部光照环境的影响以及指端运动伪差造成血液充盈状况及光透射路径的变化。上述因素均会引起测量结果失真,导致漏检和误检的情况。目前,血氧饱和度测试仪缺乏对测量结果的可靠性进行科学分析,如何合理评估测量值的可靠性,是一个业界急需解决的问题。

发明内容

[0005] 为解决上述技术问题,本发明的目的在于:提供一种可靠性高的血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质。

[0006] 本发明一方面所采取的技术方案为:

[0007] 血氧饱和度测量置信度的计算方法,包括以下步骤:

[0008] 通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射

光强度和红外光反射光强度；

[0009] 根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型；

[0010] 计算线性回归模型中线性回归直线的置信度；

[0011] 根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。

[0012] 进一步,所述通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息这一步骤,包括以下步骤:

[0013] 通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;

[0014] 将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号;

[0015] 其中,所述光强信息模拟信号为连续的信号,所述光强信息数字信号为离散的信号。

[0016] 进一步,所述根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型这一步骤,包括以下步骤:

[0017] 根据离散的光强信息数字信号计算中间变量;

[0018] 根据中间变量建立线性回归方程;

[0019] 利用最小二乘法进行线性拟合,计算得到线性回归方程的参数;

[0020] 根据计算得到的参数,建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型。

[0021] 进一步,所述计算线性回归模型中线性回归直线的置信度这一步骤,包括以下步骤:

[0022] 通过线性回归模型,计算总离均差平方和;

[0023] 通过线性回归模型,计算残差平方和;

[0024] 根据总离均差平方和以及残差平方和,计算回归平方和;

[0025] 根据回归平方和以及总离均差平方和,计算线性回归直线的置信度。

[0026] 进一步,所述根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度这一步骤,其具体为:

[0027] 判断线性回归直线的置信度是否大于预设的阈值,若是,则确定血氧饱和度的测量结果可信;反之,则确定血氧饱和度的测量结果不可信。

[0028] 本发明另一方面所采取的技术方案是:

[0029] 血氧饱和度测量置信度的计算系统,包括:

[0030] 记录模块,用于通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;

[0031] 模型构建模块,用于根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型;

[0032] 计算模块,用于计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;

[0033] 判断模块,用于根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。

[0034] 进一步,所述记录模块包括:

[0035] 获取模块,用于通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;

[0036] 转化模块,用于将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号;

[0037] 其中,所述光强信息模拟信号为连续的信号,所述光强信息数字信号为离散的信号。

[0038] 进一步,所述计算模块包括:

[0039] 第一计算单元,用于通过线性回归模型,计算总离均差平方和;

- [0040] 第二计算单元,用于通过线性回归模型,计算残差平方和;
- [0041] 第三计算单元,用于根据总离均差平方和以及残差平方和,计算回归平方和;
- [0042] 第四计算单元,用于根据回归平方和以及总离均差平方和,计算线性回归直线的置信度。
- [0043] 本发明另一方面所采取的技术方案是:
- [0044] 血氧饱和度测量置信度的计算系统,包括:
- [0045] 至少一个处理器;
- [0046] 至少一个存储器,用于存储至少一个程序;
- [0047] 当所述至少一个程序被所述至少一个处理器执行,使得所述至少一个处理器实现所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。
- [0048] 本发明另一方面所采取的技术方案是:
- [0049] 一种存储介质,其中存储有处理器可执行的指令,所述处理器可执行的指令在由处理器执行时用于执行所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。
- [0050] 本发明的有益效果是:本发明通过光电容积脉搏波描记法获取的光强信息构建得到线性回归模型,最后通过线性回归模型得到血氧饱和度测量结果的置信度,进而实现对测量值的可靠性评估,避免了运动伪差及噪声等干扰因素影响造成的漏检和误检的情况,提高了血氧饱和度测量结果的可靠性,更加科学。

附图说明

- [0051] 图1为本发明实施例的步骤流程图;
- [0052] 图2为本发明实施例记录的红光示意图;
- [0053] 图3为本发明实施例记录的红外光示意图;
- [0054] 图4为本发明实施例计算中间变量的第一示意图;
- [0055] 图5为本发明实施例计算中间变量的第二示意图;
- [0056] 图6为本发明实施例的数据散点图;
- [0057] 图7为本发明实施例的脉搏血氧信号特征值示意图;
- [0058] 图8为本发明实施例的置信度系数示意图。

具体实施方式

- [0059] 下面结合说明书附图和具体实施例对本发明作进一步解释和说明。对于本发明实施例中的步骤编号,其仅为了便于阐述说明而设置,对步骤之间的顺序不做任何限定,实施例中的各步骤的执行顺序均可根据本领域技术人员的理解来进行适应性调整。
- [0060] 参照图1,本发明实施例提供了一种血氧饱和度测量置信度的计算方法,包括以下步骤:
- [0061] S1、通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;
- [0062] 进一步作为步骤S1的优选实施方式,所述通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息这一步骤,包括以下步骤:
- [0063] S11、通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;

[0064] S12、将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号；

[0065] 其中，所述光强信息模拟信号为连续的信号，所述光强信息数字信号为离散的信号。

[0066] 具体地，本实施例通过记录波长为660nm红光 $I_{rd}(t)$ 和940nm红外光的透射或者反射光强度 $I_{ir}(t)$ 。本发明采用光电容积脉搏波描记法，由硬件系统产生波长为660nm红光和940nm红外光，轮替的照射在指端表面，并通过模数转换记录透射或者反射光强度，如图2所示为本实施例记录的红光 $I_{rd}(t)$ ；图3为本实施例记录的红外光 $I_{ir}(t)$ ，其中，图2和图3所示的光强信号呈现周期性变化，这是由于血管血容量随心脏舒张和收缩而导致对光线吸收率的不同所引起的。

[0067] S2、根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型；

[0068] 进一步作为步骤S2的优选实施方式，所述根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型这一步骤，包括以下步骤：

[0069] S21、根据离散的光强信息数字信号计算中间变量；

[0070] 本实施例考虑到 $I_{rd}(n)$ 和 $I_{ir}(n)$ 是离散的数字信号，则可采用差分形式计算中间变量 $x(n) = I_{rd}(n) (I_{ir}(n) - I_{ir}(n-1))$ 和 $y(n) = I_{rd}(n) (I_{ir}(n) - I_{ir}(n-1))$ ，为了书写方便，又记为 x_n 和 y_n ，并把所有时刻点的值写成向量的形式为 $X = [x_1, x_2, \dots, x_n]$ 和 $Y = [y_1, y_2, \dots, y_n]$ 。

[0071] S22、根据中间变量建立线性回归方程；

[0072] 本实施例以 X 为自变量， Y 为因变量，假设线性回归方程为 $Y = b_1 + b_2X$ ，其中 b_1 和 b_2 为待定参数。

[0073] S23、利用最小二乘法进行线性拟合，计算得到线性回归方程的参数；

[0074] 本实施例利用最小二乘法对数据进行线性拟合，计算得参数 b_1 和 b_2 ：

$$[0075] \quad b_1 = \frac{E(Y)E(X^2) - E(X)E(XY)}{E(X^2) - E(X)^2},$$

$$[0076] \quad b_2 = \frac{E(XY) - E(X)E(Y)}{E(X^2) - E(X)^2},$$

[0077] 其中， $E(*)$ 为均值，脉搏血氧信号特征值 R 即为参数 b_2 。

[0078] S24、根据计算得到的参数，建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型。

[0079] 具体地，本实施例计算的中间变量分别是： $x = I_{ir}(t) \frac{dI_{rd}(t)}{dt}$ 和 $y = I_{rd}(t) \frac{dI_{ir}(t)}{dt}$ ，其

中， $\frac{dI_{ir}(t)}{dt}$ 是 $I_{rd}(t)$ 的微分， $\frac{dI_{rd}(t)}{dt}$ 是 $I_{ir}(t)$ 的微分。考虑到实际硬件系统中，光强信息会经过模数转换变成离散的数字信号，本发明用向量 X, Y 分别表示 n 个时刻点(离散点)的中间变量集合，即 $X = [x_1, x_2, \dots, x_n]$ ， $Y = [y_1, y_2, \dots, y_n]$ 。另外，脉搏血氧信号特征值

$$R = \frac{I_{rd}(t) \frac{dI_{ir}(t)}{dt}}{I_{ir}(t) \frac{dI_{rd}(t)}{dt}}, \text{ 如果定义中间变量 } x = I_{ir}(t) \frac{dI_{rd}(t)}{dt} \text{ 和 } y = I_{rd}(t) \frac{dI_{ir}(t)}{dt}, \text{ 则有 } y = Rx. \text{ 为了求}$$

解脉搏血氧信号特征值，本发明充分利用所获取的光强信息，采用线性回归理论对中间变量 x 和 y 进行数据拟合，并根据方差分析方法计算线性回归直线的置信度。如图4所示为根据

公式 $x = I_{ir}(t) \frac{dI_{rd}(t)}{dt}$ 计算的中间变量 x (在图4中表示为 X) , 如图5所示为根据公式

$y = I_{rd}(t) \frac{dI_{ir}(t)}{dt}$ 计算的中间变量 y (在图5中表示为 Y) 。然后, 接着以 x 为横坐标, y 为纵坐标画

出数据散点图如图6所示。本实施例假设线性回归方程为 $y = b_1 + b_2x$, 根据最小二乘准则进行数据拟合得 $b_1 = 0.01$, $b_2 = 0.55$, 脉搏血氧信号特征值 R 即为回归方程的斜率 b_2 。

[0080] S3、计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;

[0081] 进一步作为步骤S3的优选实施方式, 所述计算线性回归模型中线性回归直线的置信度这一步骤, 包括以下步骤:

[0082] S31、通过线性回归模型, 计算总离均差平方和;

[0083] S32、通过线性回归模型, 计算残差平方和;

[0084] S33、根据总离均差平方和以及残差平方和, 计算回归平方和;

[0085] S34、根据回归平方和以及总离均差平方和, 计算线性回归直线的置信度。

[0086] 本实施例利用方差分析方法计算线性回归直线的置信度 C 作为衡量拟合质量的量度。具体实现方法如下: 引入回归方程 $Y = b_1 + b_2X$ 来估计与 X 值相应的 Y 的平均水平, 即 Y 代表实际测量值。

[0087] 首先, 计算因变量 Y 的总离均差平方和 $SST = \sum_{i=1}^n (y_i - E(Y))^2$, 以此反映了因变量 Y 的总变异量。

[0088] 接着, 计算因变量 Y 的残差平方和 $SSR = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2$, 以此反映了由 X 值得不同导致的 \hat{y} 的不同而引起的变异, 其中, \hat{y} 代表通过回归方程 $\hat{Y} = b_1 + b_2X$ 计算得到的回归值。

[0089] 然后, 计算因变量 Y 的回归平方和, 回归平方和为总离均差平方和与残差平方和的差值, 即 $SSE = SST - SSR$ 。

[0090] 最后, 计算置信度系数, 所述置信度系数 C 为回归平方和与总离均差平方和之间的比值, 即 $C = 1 - SSE/SST$ 。置信度系数 C 取值在 0 和 1 之间, 表示回归分析的实际效果, 进而反映了基于线性回归模型的脉搏血氧信号特征值 R 的可信度, 越接近 1 则说明结果越可靠。

[0091] S4、根据线性回归直线的置信度, 得到血氧饱和度测量结果的置信度。

[0092] 进一步作为优选的实施方式, 所述根据线性回归直线的置信度, 得到血氧饱和度测量结果的置信度这一步骤, 其具体为:

[0093] 判断线性回归直线的置信度是否大于预设的阈值, 若是, 则确定血氧饱和度的测量结果可信; 反之, 则确定血氧饱和度的测量结果不可信。

[0094] 本实施例为置信度系数 C 预设一个阈值, 超过该阈值即认为回归分析是可信的, 本实施例的置信度阈值取 0.95。

[0095] 如图7所示为本实施例根据线性回归理论计算的脉搏血氧信号特征值 R ; 如图8所示为本实施例利用方差分析方法计算线性回归直线的置信度 C , 通过图7和图8所示的脉搏血氧信号特征值 R 和置信度 C 的变化规律可见, 在数据量较少的时候, R 和 C 的值随时间剧烈变化。随着时间延长, 用于拟合的数据增加, R 和 C 的值逐渐收敛, 趋于稳定, 如图8所示, 约

0.4s以后,C收敛于0.95以上,满足预设阈值,可认为对应的R值是可信的。

[0096] 与图1的方法相对应,本发明实施例还提供了一种血氧饱和度测量置信度的计算系统,包括:

[0097] 记录模块,用于通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息,所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度;

[0098] 模型构建模块,用于根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型;

[0099] 计算模块,用于计算线性回归模型中线性回归直线的置信度;

[0100] 判断模块,用于根据线性回归直线的置信度,得到血氧饱和度测量结果的置信度。

[0101] 进一步作为优选的实施方式,所述记录模块包括:

[0102] 获取模块,用于通过光电容积脉搏波描记法,获取光强信息模拟信号;

[0103] 转化模块,用于将光强信息模拟信号转化为光强信息数字信号;

[0104] 其中,所述光强信息模拟信号为连续的信号,所述光强信息数字信号为离散的信号。

[0105] 进一步作为优选的实施方式,所述计算模块包括:

[0106] 第一计算单元,用于通过线性回归模型,计算总离均差平方和;

[0107] 第二计算单元,用于通过线性回归模型,计算残差平方和;

[0108] 第三计算单元,用于根据总离均差平方和以及残差平方和,计算回归平方和;

[0109] 第四计算单元,用于根据回归平方和以及总离均差平方和,计算线性回归直线的置信度。

[0110] 与图1的方法相对应,本发明实施例还提供了一种血氧饱和度测量置信度的计算系统,包括:

[0111] 至少一个处理器;

[0112] 至少一个存储器,用于存储至少一个程序;

[0113] 当所述至少一个程序被所述至少一个处理器执行,使得所述至少一个处理器实现所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。

[0114] 上述方法实施例中的内容均适用于本系统实施例中,本系统实施例所具体实现的功能与上述方法实施例相同,并且达到的有益效果与上述方法实施例所达到的有益效果也相同。

[0115] 此外,本发明实施例还提供了一种存储介质,其中存储有处理器可执行的指令,所述处理器可执行的指令在由处理器执行时用于执行所述的血氧饱和度测量置信度的计算方法。

[0116] 综上所述,本发明在使用线性回归曲线拟合的方法提取脉搏血氧信号特征值R的过程中,提出以基于方差分析理论的置信度系数C作为衡量拟合质量的量度。置信度系数提示了回归分析的实际效果,从而反映了基于线性回归模型的脉搏血氧信号特征值R的可信度。由此可得,本发明避免了运动伪差及噪声等干扰因素影响造成的漏检和误检的情况。因此,通过使用本发明的方法在计算脉搏血氧信号特征值的同时,评估了该次检测的置信度,大大提高了测量的准确性。

[0117] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明,但本发明并不限于所述实施例,熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可做作出种种的等同变形或替换,这

些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

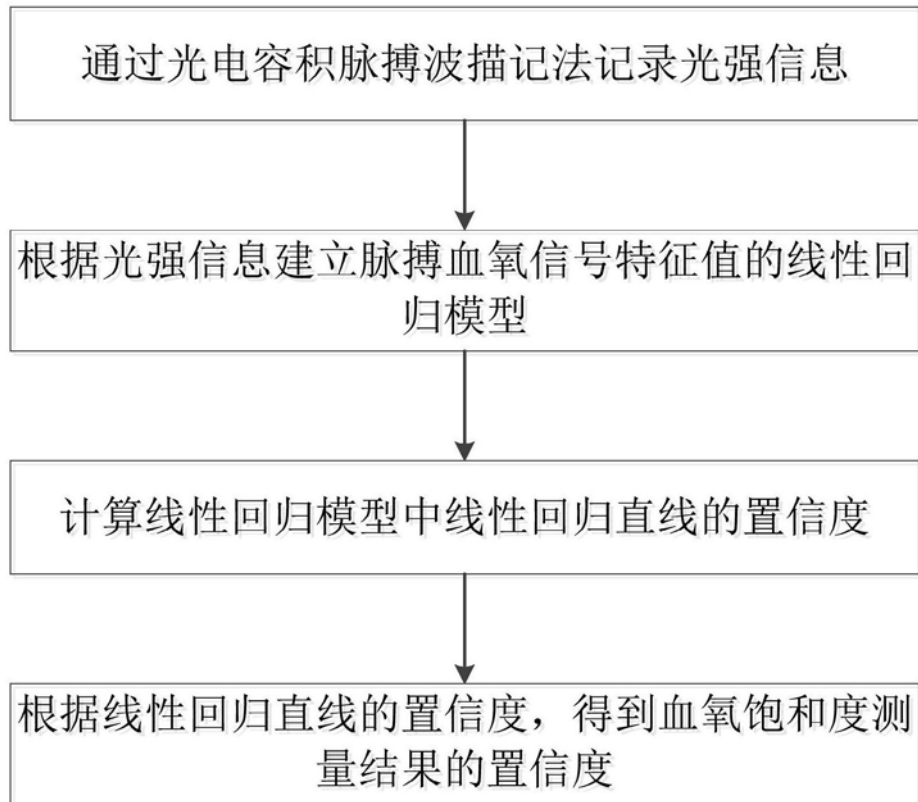


图1

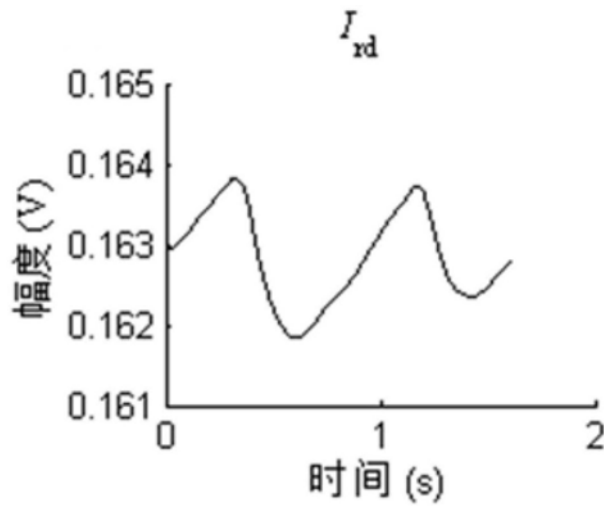


图2

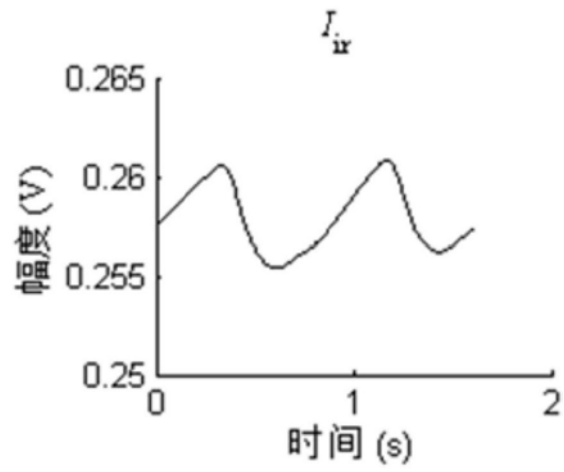


图3

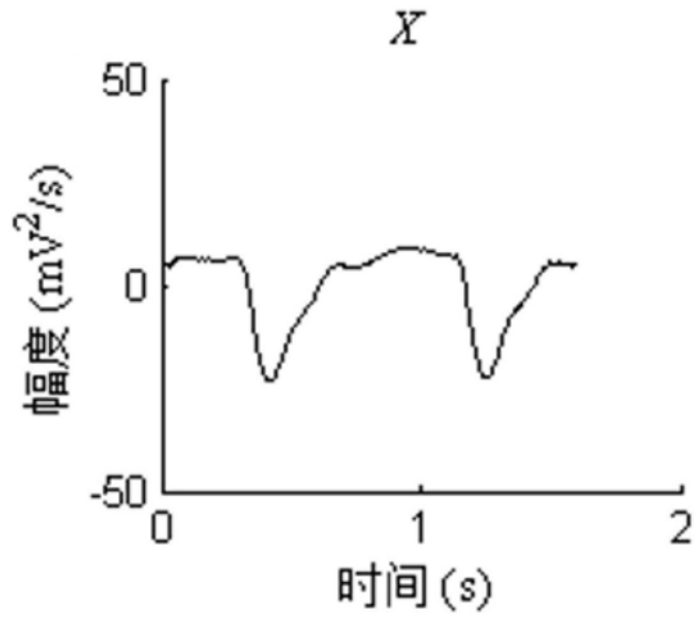


图4

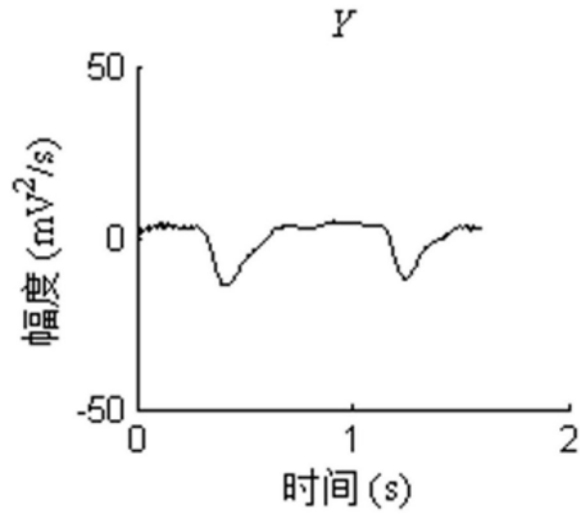


图5

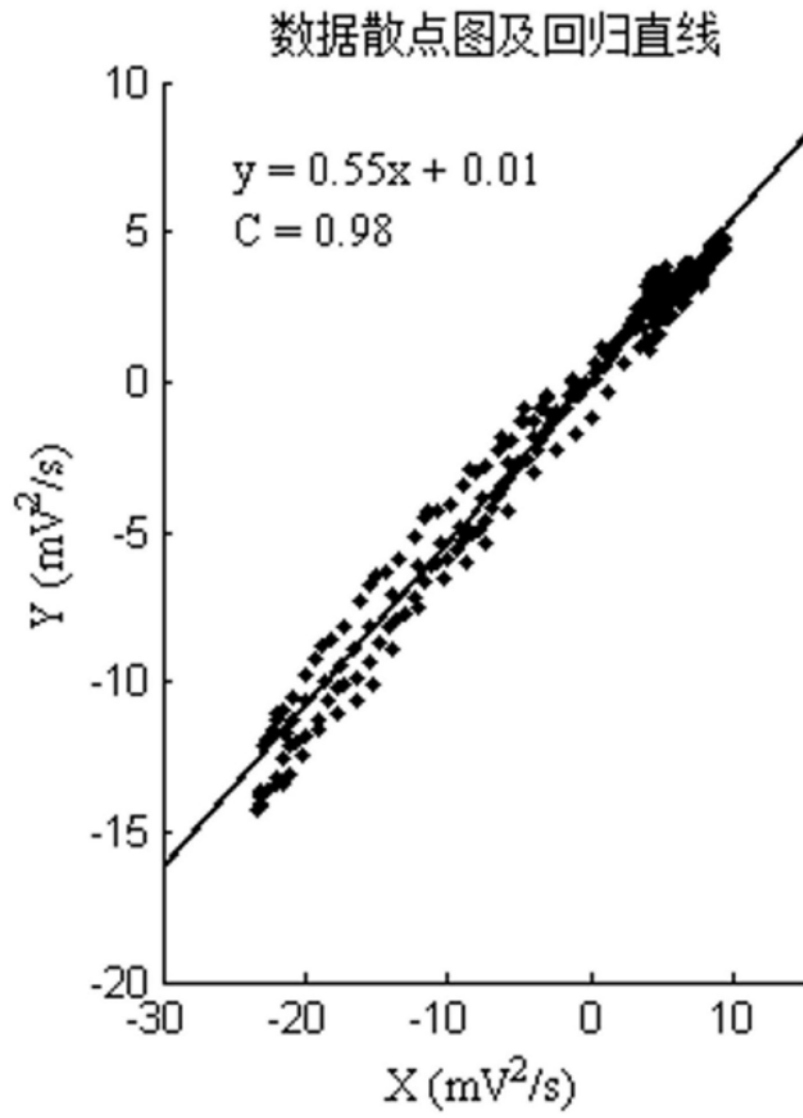


图6

脉搏血氧信号特征值 R

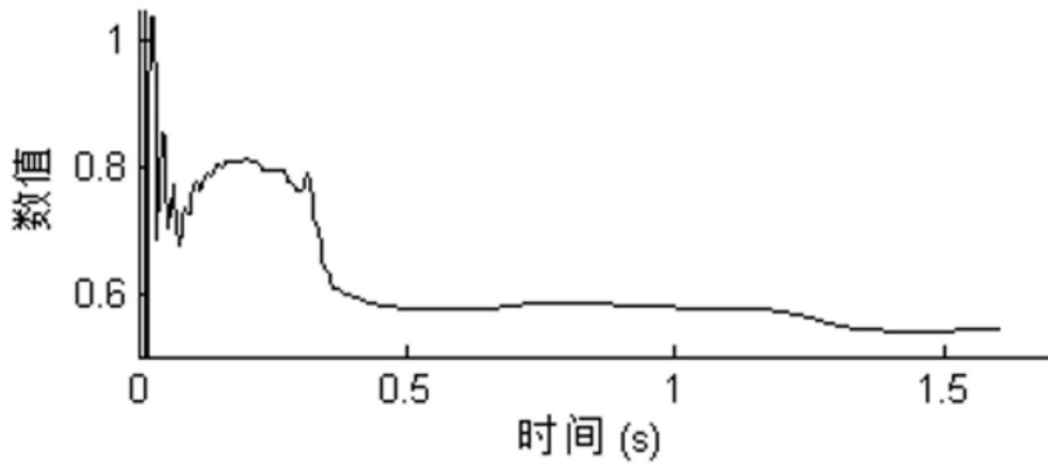


图7

置信度系数 C

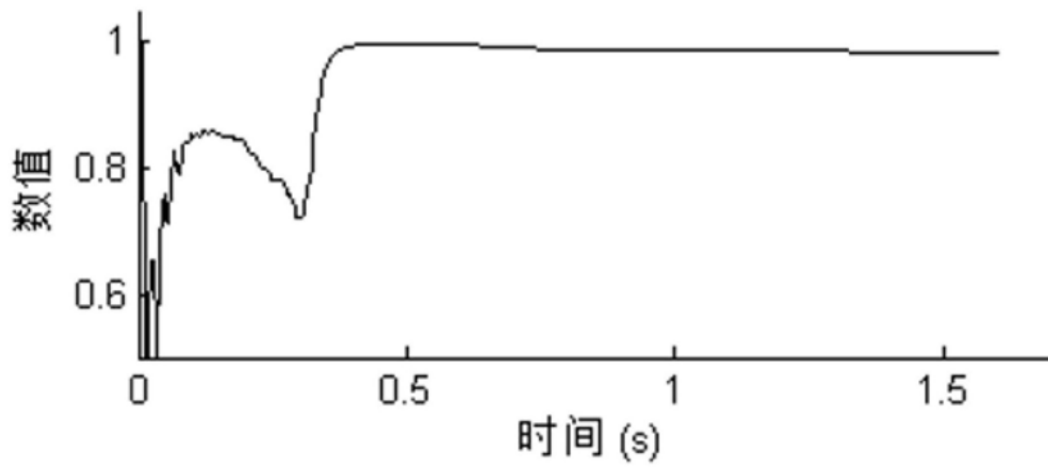


图8

专利名称(译)	血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质		
公开(公告)号	CN109512392A	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201811481768.X	申请日	2018-12-05
[标]发明人	林霖 王涛		
发明人	林霖 王涛		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7221		
代理人(译)	胡辉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了血氧饱和度测量置信度的计算方法、系统及存储介质，方法包括：通过光电容积脉搏波描记法记录光强信息，所述光强信息包括红光、红外光透射光强度和红外光反射光强度；根据光强信息建立脉搏血氧信号特征值的线性回归模型；计算线性回归模型中线性回归直线的置信度；根据线性回归直线的置信度，得到血氧饱和度测量结果的置信度。本发明通过光电容积脉搏波描记法获取的光强信息构建得到线性回归模型，最后通过线性回归模型得到血氧饱和度测量结果的置信度，进而实现对测量值的可靠性评估，避免了运动伪差及噪声等干扰因素影响造成的漏检和误检的情况，提高了血氧饱和度测量结果的可靠性，更加科学，可广泛应用于信号处理技术领域。

