



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101912256 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 15

(21) 申请号 201010253494. 6

(22) 申请日 2010. 08. 13

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 李刚 熊婵 林凌

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 温国林

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

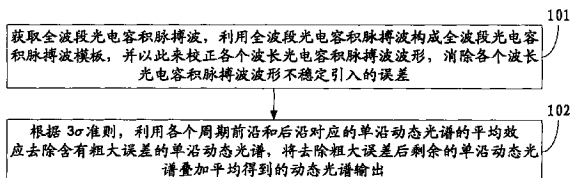
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法,涉及光谱分析技术领域,包括以下步骤:获取全波段光电容积脉搏波,利用全波段光电容积脉搏波获取全波段光电容积脉搏波模板,并以此校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差;根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出。该方法充分利用了采集得到的光谱数据,提高了各波长及各周期内光电容积脉搏波波形的准确性,具有更高精度,显著地提高测量速度,有效提高了动态光谱信噪比,提高基于动态光谱法无创血液成分检测的精度。



1. 一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

(1) 获取全波段光电容积脉搏波,利用所述全波段光电容积脉搏波构成全波段光电容积脉搏波模板,并以此来校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差;

(2) 根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(1)中所述获取全波段光电容积脉搏波,利用所述全波段光电容积脉搏波获取全波段光电容积脉搏波模板,并以此来校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差,具体包括:

采集待测部位的全波段光电容积脉搏波;

对所述光电容积脉搏波取对数、叠加平均,获取全波段光电容积脉搏波模板;

对所述全波段光电容积脉搏波模板进行分段和去除基线处理获取光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板;

根据所述每个光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板校准所有波长对应光电容积脉搏波的前沿和后沿波形;

通过最小二乘拟合获取各个波长光电容积脉搏波与光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值,所述比值作为每个沿的动态光谱输出。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤(2)中所述根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出,具体包括:

将所述每个光电容积脉搏波前沿和后沿与所述对应光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值按波长排序,进行归一化处理,获取单沿动态光谱;

将所有所述单沿动态光谱叠加平均模板作为测量的动态光谱;

用欧式距离获取所述单沿动态光谱与叠加平均模板的相似程度;

在动态光谱的测量过程中,根据 3σ 准则,判断各个单沿动态光谱是否存在粗大误差,如果是,去除含有粗大误差的单沿动态光谱,直至不存在含有粗大误差的单沿动态光谱为止,将剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出;如果否,将所有的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出,流程结束。

一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光谱分析技术领域,特别涉及一种能提高动态光谱分析精度及效率的基于单沿提取的动态光谱数据处理方法。

背景技术

[0002] 动态光谱的原理为采用一定波长范围内的光照射指尖部位,获得含有脉动部分动脉血液信息的光电容积脉搏波。理论上可以证明,透射光强的变化仅和脉动部分动脉血的充盈和收缩有关,而对不同波长光的吸光度差异则会反映在对应波长的光电容积脉搏波的幅值上。因此,动态光谱可以消除角质层、皮下脂肪、静脉及其血液等容(体)积不变的组分对测量脉动部分动脉血光谱的影响。各个波长光电容积脉搏波取对数后,其峰值即为组成动态光谱的吸光度幅值。

[0003] 为了消除时域提取光电脉搏容积波的峰峰值难度和误差较大的问题,现有技术中通常采用频域提取法,例如:傅立叶变换方法。傅立叶变换具有线性特征且在理想情况下不同波长所对应的光电容积脉搏波是相似的,因而可以用傅里叶变换后的最大幅值的谐波幅值替代吸光度的峰峰值,即提取各波长下对数光电脉搏容积波的频谱中第一个能量集中频率点 k_λ 处的幅值 $X(k_\lambda)$ 替代脉搏波的峰峰值,将 $X(k_\lambda)$ 按波长 λ 排列后组成动态光谱。用公式表示如下:

$$[0004] \quad \sum_{i=1}^n a_i c_i d = A^\lambda = \ln \frac{I_{\min}^\lambda}{I_{\max}^\lambda} = \ln I_{\min}^\lambda - \ln I_{\max}^\lambda \approx X(k_\lambda)$$

[0005] 式中 a_i 为各组分吸光度系数, c_i 为各组分浓度, d 为等效光程长, A^λ 为脉动动脉血液的吸光度, I_{\max}^λ 、 I_{\min}^λ 为入射光强和出射光强。根据动态光谱的理论,频域提取法比直接提取时域信号的峰峰值精度有所提高,但所需采样时间较长。在长时间测量情况下,人体正常生理活动可导致脉搏波的周期、幅值和基线的不稳定,从而使各个脉搏周期波形之间存在一定的差异。频域提取法难以避免这些异常波形和瞬时干扰的影响,只能在全部测量结束之后,对数据质量进行评价,影响了测量效率。现有的数据质量评价标准虽能发现光谱数据存在的问题,但无法改善光谱数据质量,同时光谱数据的精度也受数据质量评价标准的影响。

发明内容

[0006] 为了解决目前动态光谱频域提取法带来的影响,本发明提供了一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0007] (1) 获取全波段光电容积脉搏波,利用所述全波段光电容积脉搏波构成全波段光电容积脉搏波模板,并以此来校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差;

[0008] (2) 根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得

到的动态光谱输出。

[0009] 步骤(1)中所述获取全波段光电容积脉搏波,利用所述全波段光电容积脉搏波获取全波段光电容积脉搏波模板,并以此来校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差,具体包括:

[0010] 采集待测部位的全波段光电容积脉搏波;

[0011] 对所述光电容积脉搏波取对数、叠加平均,获取全波段光电容积脉搏波模板;

[0012] 对所述全波段光电容积脉搏波模板进行分段和去除基线处理获取光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板;

[0013] 根据所述每个光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板校准所有波长对应光电容积脉搏波的前沿和后沿波形;

[0014] 通过最小二乘拟合获取各个波长光电容积脉搏波与光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值,所述比值作为每个脉搏单沿动态光谱输出。

[0015] 步骤(2)中所述根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出,具体包括:

[0016] 将所述每个光电容积脉搏波前沿和后沿与所述对应光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值按波长排序,进行归一化处理,获取单沿动态光谱;

[0017] 将所有所述单沿动态光谱叠加平均模板作为测量的动态光谱;

[0018] 用欧式距离获取所述单沿动态光谱与叠加平均模板的相似程度;

[0019] 在动态光谱的测量过程中,根据 3σ 准则,判断各个单沿动态光谱是否存在粗大误差,如果是,去除含有粗大误差的单沿动态光谱,直至不存在含有粗大误差的单沿动态光谱为止,将剩余的单沿动态光谱添加平均得到的动态光谱输出;如果否,将所有的单沿动态光谱添加平均得到的动态光谱输出,流程结束。

[0020] 本发明提供的技术方案的有益效果是:

[0021] 本发明提供的方法充分利用了采集得到的光谱数据,提高了各波长及各周期内光电容积脉搏波波形的准确性,动态光谱的单沿提取法和频域提取法相比,不仅具有更高的精度,还能显著地提高测量速度,有效的提高了动态光谱的信噪比,从而提高了基于动态光谱法无创血液成分检测的精度。

附图说明

[0022] 图1为本发明提供的基于光电容积脉搏波单沿提取的动态光谱数据处理方法的流程图;

[0023] 图2为本发明提供的全波段光电容积脉搏波的获取与校正步骤的流程图;

[0024] 图3为本发明提供的动态光谱的获取与粗大误差别除步骤的流程图。

具体实施方式

[0025] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0026] 为了解决目前动态光谱频域提取法带来的影响,本发明实施例提供了一种基于单

沿提取的动态光谱数据处理方法,参见图 1、图 2 和图 3,详见下文描述,

[0027] 101:获取全波段光电容积脉搏波,利用全波段光电容积脉搏波构成全波段光电容积脉搏波模板,并以此来校正各个波长光电容积脉搏波波形,消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差;

[0028] 该步骤具体包括步骤 1011-1015,详见下文描述:

[0029] 1011:采集待测部位的全波段光电容积脉搏波;

[0030] 其中,待测部位可以为手指或其他的部位,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0031] 1012:对光电容积脉搏波数据取对数、叠加平均,获取全波段光电容积脉搏波模板;

[0032] 该步骤具体为:由于同一时刻在相同部位采集到的同一部分脉动血液所得到的各波长光电容积脉搏波具有相似性,将全部波长或部分波长对应的光电容积脉搏波叠加平均可以获取到全波段光电容积脉搏波模板。

[0033] 1013:对全波段光电容积脉搏波模板进行分段和去除基线处理获取光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板;

[0034] 该分段处理具体为:某一脉搏周期内的全波段光电容积脉搏波的形状为各波长对应脉搏周期内光电容积脉搏波的“理想”波形,顺序提取该“理想”波形的最大值、最小值,对应得到若干上升沿区间和下降沿区间;该去除基线处理的影响具体为将上升沿区间和下降沿区间内的光电容积脉搏波数据减去其对应的最小值,获取光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板。

[0035] 1014:根据每个光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板校准所有波长对应光电容积脉搏波前沿和后沿波形;

[0036] 该步骤具体为:以光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板区间对应划分各个波长对应的光电容积脉搏波,减去各个波长对应区间内的最小值,获取各个波长对应的光电容积脉搏波。

[0037] 1015:通过最小二乘拟合获取各个波长光电容积脉搏波与光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值,该比值作为每个沿的动态光谱输出。

[0038] 由于同一时刻在相同部位采集到的同一部分脉动血液所得到的各波长动态光电容积脉搏波具有相似性,采用线性函数: $y_{data} = k \times x_{data} + b$,描述光电容积脉搏波模板区间与各个波长对应区间的关系。用光电容积脉搏波模板的某一脉搏周期内的上升沿区间为例,以其间的光谱数据作为 x_{data} ,各个波长 λ 对应区间内的光谱数据作为 y_{data} ,通过最小二乘拟合得到该区间内各个波长 λ 对应的光电容积脉搏波与前沿模板和后沿模板的比值 k_{λ} ,这些比值构成了各个单沿动态光谱。

[0039] 102:根据 3σ 准则,利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱,将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出。

[0040] 该步骤具体包括步骤 1021-1024,详见下文描述:

[0041] 1021:将每个光电容积脉搏波前沿和后沿与对应光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值按波长排序,进行归一化处理,获取单沿动态光谱;

[0042] 其中,将每个光电容积脉搏波前沿和后沿与对应光电容积脉搏波前沿模板和后沿模板的比值 k_λ 按波长 λ 排序,进行归一化处理之后,获取单沿动态光谱。

[0043] 1022:将所有单沿动态光谱叠加平均模板作为测量的动态光谱;

[0044] 1023:用欧式距离获取单沿动态光谱与叠加平均模板的相似程度;

[0045] 其中,用欧式距离 $D(X,Y) = \left(\sum_{\lambda=1}^n |x_\lambda - y_\lambda|^2 \right)^{\frac{1}{2}}$ 描述单沿动态光谱与叠加平均模板的相似程度,欧式距离越小表明单沿动态光谱与叠加平均模板的相似程度越高。

[0046] 1024:在动态光谱的测量过程中,根据 3σ 准则,判断各个单沿动态光谱是否存在粗大误差,如果是,去除含有粗大误差的单沿动态光谱,直至不存在含有粗大误差的单沿动态光谱为止,将剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出;如果否,将所有的单沿动态光谱添加平均得到的动态光谱输出,流程结束。

[0047] 其中,测量过程中有运动伪迹或干扰的存在,会影响动态光谱的测量精度,计算 D_i

的平均值 $\bar{D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_i$ 、残差 $v_i = D_i - \bar{D}$ 、标准差 $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n v_i^2}{n-1}}$, 若单沿动态光谱的残余误差大

于 3σ , 即 $|v_i| > 3\sigma$, 认为该动态光谱中包含有粗大误差,应去除含有粗大误差的单沿动态光谱;否则,当 $|v_i| \leq 3\sigma$, 认为动态光谱中没有粗大误差,将所有的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出,流程结束。

[0048] 本发明实施例方法中应用到的最小二乘拟合方法, 3σ 准则均为数据处理方法中的公知技术,为本领域工程技术人员所公知。

[0049] 综上所述,本发明实施例提供了一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法,该方法与现有技术相比,首先利用了单个脉搏周期内各个波长的平均效应,剔除各波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差;其次又利用了不同脉搏周期对应的单沿动态光谱的平均效应删除了其中含有粗大误差的单沿动态光谱,充分利用了采集得到的光电容积脉搏波数据,提高了各波长及各周期内光电容积脉搏波波形的准确性,有效地提高了动态光谱的信噪比,从而提高基于动态光谱法无创血液成分检测的精度。

[0050] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

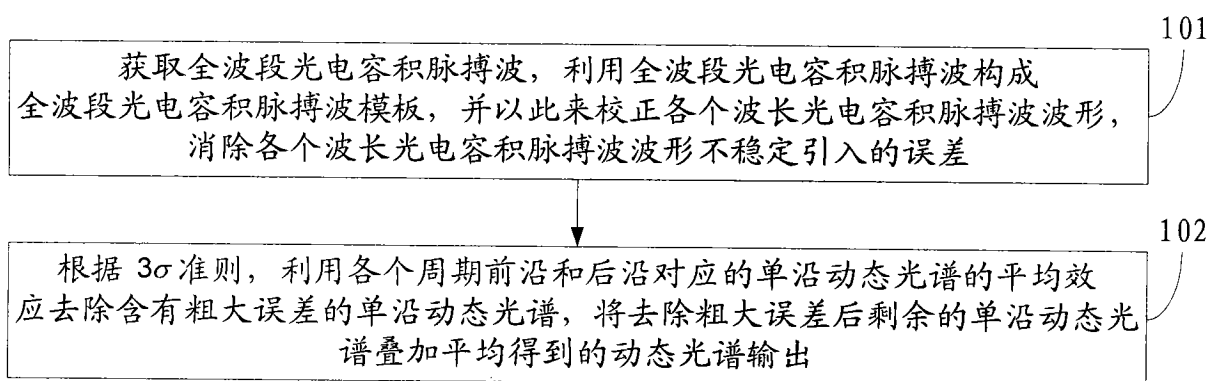


图 1

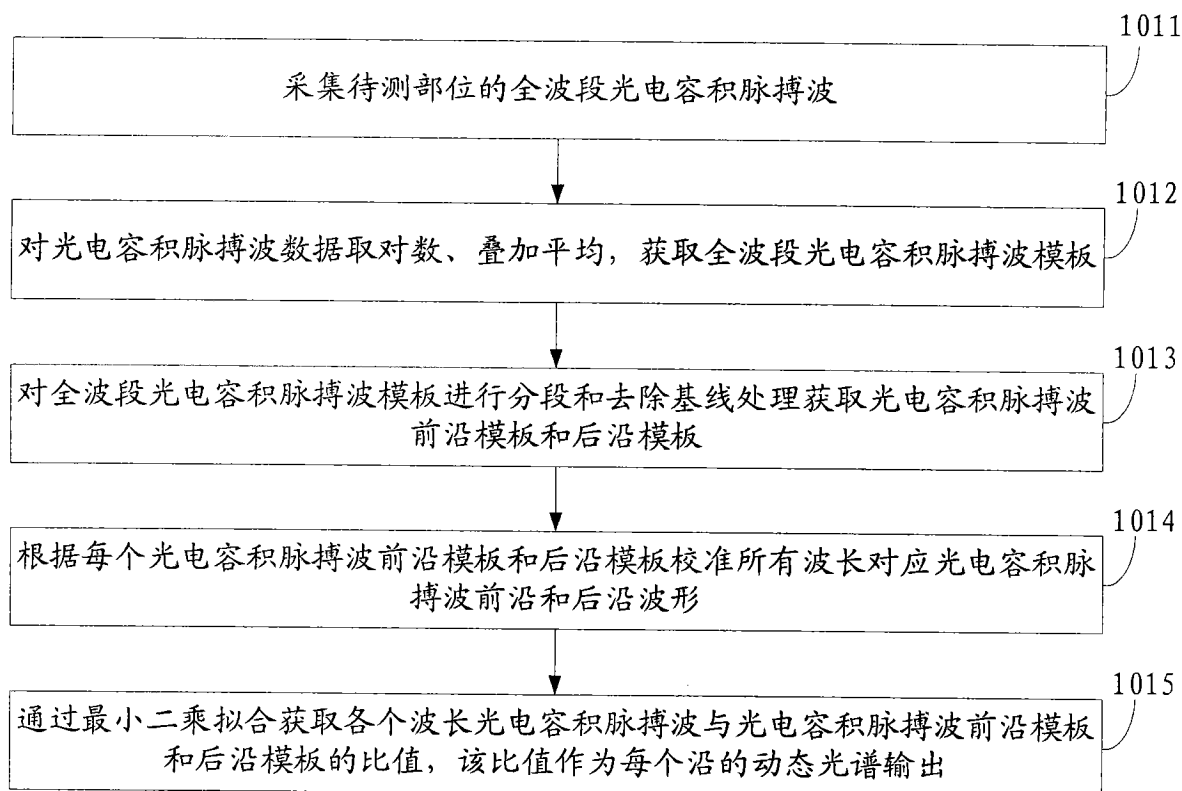


图 2

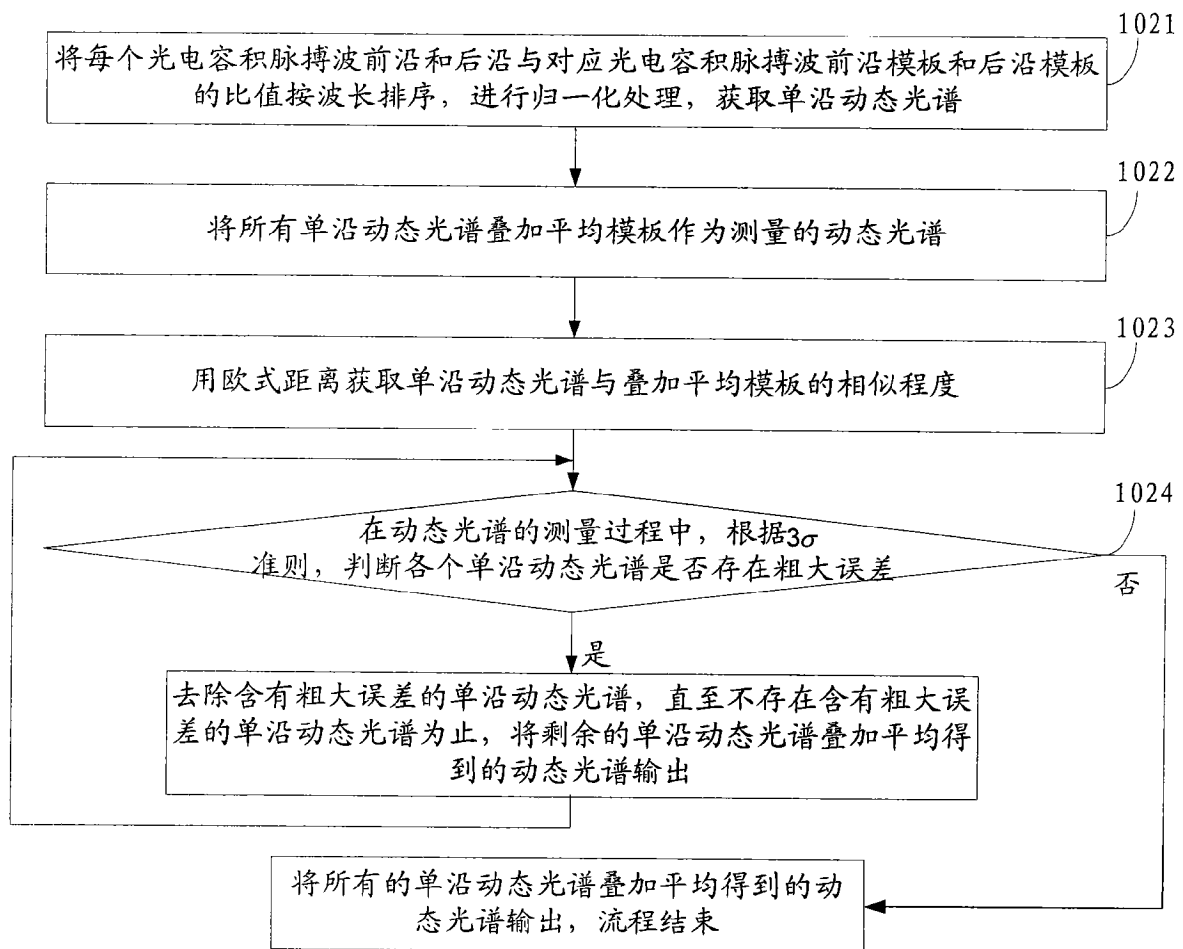


图 3

专利名称(译)	一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法		
公开(公告)号	CN101912256A	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN201010253494.6	申请日	2010-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	李刚 熊婵 林凌		
发明人	李刚 熊婵 林凌		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
其他公开文献	CN101912256B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于单沿提取的动态光谱数据处理方法，涉及光谱分析技术领域，包括以下步骤：获取全波段光电容积脉搏波，利用全波段光电容积脉搏波获取全波段光电容积脉搏波模板，并以此校正各个波长光电容积脉搏波波形，消除各个波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差；根据 3σ 准则，利用各个脉搏周期前沿和后沿对应的单沿动态光谱的平均效应去除含有粗大误差的单沿动态光谱，将去除粗大误差后剩余的单沿动态光谱叠加平均得到的动态光谱输出。该方法充分利用了采集得到的光谱数据，提高了各波长及各周期内光电容积脉搏波波形的准确性，具有更高精度，显著地提高测量速度，有效提高了动态光谱信噪比，提高基于动态光谱法无创血液成分检测的精度。

$$\sum_{i=1}^n a_i c_i d_i = A^2 = \ln \frac{I_{\min}^2}{I_{\max}^2} = \ln I_{\min}^2 - \ln I_{\max}^2 \approx X(k, \lambda)$$