



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114674729 A

(43) 申请公布日 2022.06.28

(21) 申请号 202210199047.X

(22) 申请日 2022.03.02

(71) 申请人 迈克医疗电子有限公司

地址 611731 四川省成都市高新区安和二
路8号4栋

(72) 发明人 张馨月 郭煜飞 余江琦 赵清楠
颜军琳

(74) 专利代理机构 北京聿宏知识产权代理有限
公司 11372

专利代理师 胡晓男 吴昊

(51) Int. Cl.

G01N 15/10 (2006.01)

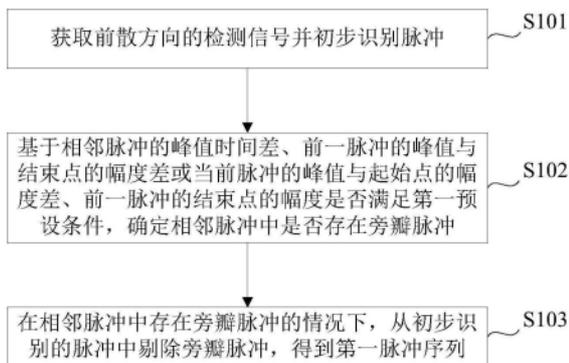
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

脉冲识别方法、装置、存储介质、设备及血液
细胞分析仪

(57) 摘要

本发明提供一种脉冲识别方法、装置、存储
介质、设备及血液细胞分析仪。所述脉冲识别方
法包括：获取前散方向的检测信号并初步识别脉
冲；基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰
值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始
点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足
第一预设条件，确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉
冲；在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下，从初
步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲，得到第一脉冲序
列。本发明能够从脉冲识别阶段去除光学旁瓣对
血小板计数的影响，不需要提高成本。



1. 一种脉冲识别方法,其特征在于,包括:

获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲;

基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲;

在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下,从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲,得到第一脉冲序列。

2. 根据权利要求1所述的脉冲识别方法,其特征在于,所述初步识别脉冲,包括:确定所述前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值;

其中,确定所述前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点,包括:

若连续三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 ,满足 $V_2 > V_1 > V_0$ 且 $V_2 \geq$ 第一阈值,则采样点 V_0 确定为脉冲的起始点;

若连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 ,满足 $V_5 \geq V_4$ 且 $V_3 > V_4$,则采样点 V_4 确定为脉冲的结束点。

3. 根据权利要求1所述的脉冲识别方法,其特征在于,所述基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲,包括:

若基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度满足第一预设条件,确定相邻脉冲中存在旁瓣脉冲;

将相邻脉冲中峰值相对小的脉冲确定为旁瓣脉冲;

其中,所述第一预设条件包括:

相邻脉冲的峰值时间差小于第一预设值;

前一脉冲的峰值与结束点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值大于前一脉冲的峰值,或者当前脉冲的峰值与起始点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值小于前一脉冲的峰值;以及

前一脉冲的结束点的幅度大于第二阈值。

4. 根据权利要求1所述的脉冲识别方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取荧光方向的检测信号并再次识别脉冲;

根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲;

将所述漏识别脉冲补充至所述第一脉冲序列,得到第二脉冲序列。

5. 根据权利要求4所述的脉冲识别方法,其特征在于,所述第二预设条件包括超过第三阈值;

所述根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲,包括:

若再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度超过第三阈值,则确定为漏识别脉冲。

6. 根据权利要求4所述的脉冲识别方法,其特征在于,所述将所述漏识别脉冲补充至所述第一脉冲序列,得到第二脉冲序列之前,还包括:

根据前一脉冲结束点的幅度对所述漏识别脉冲的幅度进行补偿,将所述漏识别脉冲的起始点调整至基线。

7. 一种脉冲识别装置,其特征在于,包括:

脉冲识别模块,用于获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲;

旁瓣剔除模块,用于基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲;

在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下,从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲,得到第一脉冲序列。

8. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被一个或多个处理器执行时,实现如权利要求1至6中任一项所述的脉冲识别方法。

9. 一种计算设备,其特征在于,包括存储器和一个或多个处理器,所述存储器上存储有计算机程序,所述计算机程序被所述一个或多个处理器执行时实现如权利要求1至6中任一项所述的脉冲识别方法。

10. 一种血液细胞分析仪,其特征在于,包括:权利要求9所述的计算设备。

脉冲识别方法、装置、存储介质、设备及血液细胞分析仪

技术领域

[0001] 本发明涉及血液细胞检测技术领域,尤其涉及一种脉冲识别方法、装置、存储介质、设备及血液细胞分析仪。

背景技术

[0002] 血液细胞分析仪进行血细胞检测的方法主要有两种:一种是阻抗法,另一种是光学法。早期的血液分析仪多数都采用阻抗法测量血细胞,阻抗法的具体原理为库尔特原理,利用血细胞流过小孔时小孔两端阻抗的变化来进行检测。随着细胞检测技术的进步,光学法应运而生,其具体原理是将特定波长的激光照射到流过照射区的血细胞上,通过收集血细胞多个角度的散射光或结合荧光,以多维信息来实现对血细胞的检测。相对于传统的阻抗法,光学法在检测血细胞时灵敏度更高,受血样影响更小,准确性也更高。因此,高端血液细胞分析仪一般都具备光学法检测血细胞的能力。

[0003] 采用光学法的血液细胞分析仪在测量血细胞时,主要采集激光照射细胞后的前向散射、侧向散射及荧光信号来进行分析,通过低角度的散射光来区分细胞的体积大小,并结合其他角度的散射光或荧光来对细胞进行区分。在检测一些小体积的细胞(如血小板细胞)时,由于其体积比红细胞和白细胞小得多,因此,当该类细胞流过激光照射区时产生的低角度散射光的主瓣峰值亦较小。由于光学元件自身参数的原因,如透镜的孔径限制和波相差,散射光的主瓣附近一般都会存在旁瓣,旁瓣峰值的大小与主瓣峰值的大小和光学元件自身参数密切相关。在光学元件参数指标不高的条件下,体积较大的细胞(例如红细胞和白细胞)所产生的低角度的散射光主瓣附近的旁瓣峰值,与体积较小的细胞(例如血小板细胞)所产生的低角度散射光主瓣峰值较为接近,差别不大。在测量时,上述旁瓣会干扰小体积细胞的检测准确性。如在测量血小板时,上述旁瓣会被划分为血小板细胞,造成光学法血小板的测量值偏高。

[0004] 此问题可通过更改光学器件从根本上去除旁瓣干扰,但对光学元件要求高,进而会增加成本;也可以采用线性修正的方式对高低值段样本误识别和漏识别的细胞数进行补偿,此方法较简单但并不是从源头上解决问题,仅在最终的数值上进行调整,因此测值不够精准,某些样本的测值可能出现明显异常。

[0005] 因此,本领域亟需解决采用光学法的血液细胞分析仪测量血细胞时如何低成本且精确地去除旁瓣干扰的问题。

发明内容

[0006] 为解决上述问题,本发明实施例提供一种脉冲识别方法、装置、存储介质、设备及血液细胞分析仪。

[0007] 第一方面,本发明实施例提供一种脉冲识别方法,包括:

[0008] 获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲;

[0009] 基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰

值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲;

[0010] 在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下,从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲,得到第一脉冲序列。

[0011] 在一些实施方式中,所述初步识别脉冲,包括:确定所述前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值;

[0012] 其中,确定所述前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点,包括:

[0013] 若连续三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 ,满足 $V_2 > V_1 > V_0$ 且 $V_2 \geq$ 第一阈值,则采样点 V_0 确定为脉冲的起始点;

[0014] 若连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 ,满足 $V_5 \geq V_4$ 且 $V_3 > V_4$,则采样点 V_4 确定为脉冲的结束点。

[0015] 在一些实施方式中,所述基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲,包括:

[0016] 若基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度满足第一预设条件,确定相邻脉冲中存在旁瓣脉冲;

[0017] 将相邻脉冲中峰值相对小的脉冲确定为旁瓣脉冲;

[0018] 其中,所述第一预设条件包括:

[0019] 相邻脉冲的峰值时间差小于第一预设值;

[0020] 前一脉冲的峰值与结束点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值大于前一脉冲的峰值,或者当前脉冲的峰值与起始点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值小于前一脉冲的峰值;以及

[0021] 前一脉冲的结束点的幅度大于第二阈值。

[0022] 在一些实施方式中,所述方法还包括:

[0023] 获取荧光方向的检测信号并再次识别脉冲;

[0024] 根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲;

[0025] 将所述漏识别脉冲补充至所述第一脉冲序列,得到第二脉冲序列。

[0026] 在一些实施方式中,所述第二预设条件包括超过第三阈值;

[0027] 所述根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲,包括:

[0028] 若再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度超过第三阈值,则确定为漏识别脉冲。

[0029] 在一些实施方式中,所述将所述漏识别脉冲补充至所述第一脉冲序列,得到第二脉冲序列之前,还包括:

[0030] 根据前一脉冲结束点的幅度对所述漏识别脉冲的幅度进行补偿,将所述漏识别脉冲的起始点调整至基线。

[0031] 第二方面,本发明实施例提供一种脉冲识别装置,包括:

[0032] 脉冲识别模块,用于获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲;

[0033] 旁瓣剔除模块,用于基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲;

[0034] 在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下,从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲,得到第一脉冲序列。

[0035] 第三方面,本发明实施例提供一种计算机可读存储介质,所述存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被一个或多个处理器执行时,实现如第一方面所述的脉冲识别方法。

[0036] 第四方面,本发明实施例提供一种计算设备,包括存储器和一个或多个处理器,所述存储器上存储有计算机程序,所述计算机程序被所述一个或多个处理器执行时实现如第一方面所述的脉冲识别方法。

[0037] 第五方面,本发明实施例提供一种血液细胞分析仪包括:第四方面所述的计算设备。

[0038] 与现有技术相比,本发明的一个或多个实施例至少能够带来如下有益效果:

[0039] 本发明能够从脉冲识别阶段去除光学旁瓣对血小板计数的影响,不需要提高成本且能避免高值样本红细胞的脉冲俯冲导致的血小板漏识别,提高检测结果的准确性。本发明无需持续寻找基线,也无需变更旁瓣判别阈值,且能将误识别为旁瓣的血小板信号找回,对于血小板与红细胞数量均较高的特定样本,能避免血小板被红细胞信号淹没;此外,无需缓存及传输大量数据,可在FPGA层面应用,节约资源。

附图说明

[0040] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0041] 图1是本发明实施例提供的一种脉冲识别方法流程图;

[0042] 图2是本发明实施例提供的脉冲起始点示意图;

[0043] 图3是本发明实施例提供的脉冲结束点示意图;

[0044] 图4是本发明实施例提供的右旁瓣脉冲示意图;

[0045] 图5是本发明实施例提供的左旁瓣脉冲示意图;

[0046] 图6是本发明实施例提供的另一种脉冲识别方法流程图;

[0047] 图7是本发明实施例提供的漏识别情形示意图;

[0048] 图8是本发明实施例提供的进行旁瓣脉冲剔除后脉冲/散点图层面的效果图;

[0049] 图9a是本发明实施例提供的执行旁瓣剔除前的散点图;

[0050] 图9b是本发明实施例提供的执行旁瓣剔除后的散点图;

[0051] 图10是本发明实施例提供的受RBC脉冲俯冲影响而漏识别血小板的效果示意图;

[0052] 图11是本发明实施例提供的易被识别为旁瓣而漏识别血小板的效果示意图,

[0053] 图12是本发明实施例提供的一种脉冲识别装置框图。

具体实施方式

[0054] 下面将结合本发明实施例中附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0055] 相关技术中,消除干扰旁瓣信号的方式是通过脉冲峰值、脉冲峰值时间及脉冲基线,确定旁瓣判别阈值,然后根据旁瓣判别阈值在峰值前后的预设时间内,查找旁瓣信号并剔除,从而去除干扰旁瓣信号。然而,该方法需要使用脉冲基线确定旁瓣判别阈值,而实际应用中基线有时会受到噪声的干扰进而发生变化,因此,该方法需不断计算旁瓣判别阈值进而增加了计算量;另外,当血小板与红细胞距离较近通过光学元件时,会产生与旁瓣相似的信号状态,该方法也并没有对这种情况作出拦截,可能会导致血小板被误识别为光学旁瓣,影响血小板的测量的准确性。

[0056] 实施例一

[0057] 图1示出了一种脉冲识别方法流程图,如图1所示,本实施例提供的脉冲识别方法,包括步骤S101~步骤S103:

[0058] 步骤S101、获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲。

[0059] 步骤S102、基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲;

[0060] 步骤S103、在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下,从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲,得到第一脉冲序列。

[0061] 本实施例中,获取血液细胞分析仪进行光学法血液细胞检测的前散方向的检测信号并初步识别脉冲,在初步识别的脉冲中,基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度识别旁瓣脉冲,若满足第一预设条件,则确定相邻脉冲中存在旁瓣脉冲,否则不存在旁瓣脉冲,以此寻找到前散方向的检测信号中的旁瓣脉冲并剔除,从而得到第一脉冲序列。

[0062] 旁瓣是由于光的衍射导致的临近效应,其现象是在目标信号两侧出现幅度较低的形状与正常脉冲信号相似的伴生信号,其大小与位置与目标信号幅度、光路系统中各元件各项参数均有密切关联。由于其峰值、脉宽和血小板的主瓣信号峰值、脉宽很相近,因此在进行脉冲检测时常会将旁瓣误检为血小板,进而导致光学法识别到的血小板数量严重多于阻抗法识别到的血小板。旁瓣干扰可以从光学元件层面去除但会增大仪器的制造成本,因此,本实施例对旁瓣信号进行剔除,既能达到避免误识别大量血小板的目的,又能节约成本。

[0063] 在实际应用中,前散方向的检测信号是经由模数转换器转换后的数字信号。

[0064] 在一些实施方式中,步骤S101中的初步识别脉冲,包括:

[0065] 步骤S101a、确定前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值。

[0066] 在一些情形下,确定前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点,包括:

[0067] 若连续三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 ,满足 $V_2 > V_1 > V_0$ 且 $V_2 \geq$ 第一阈值 th_1 ,则采样点 V_0 确定为脉冲的起始点,如图2所示,三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 对应的时间分别为 T_0 、 T_1 、 T_2 ,示例性地,第一阈值 th_1 可以设置为285。

[0068] 若连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 ,满足 $V_5 \geq V_4$ 且 $V_3 > V_4$,则采样点 V_4 确定为脉冲的结束点,如图3所示,三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 对应的时间分别为 T_3 、 T_4 、 T_5 。

[0069] 在一些实现方式中,步骤S101a还可以确定前散方向的检测信号中各脉冲的脉冲宽度,也即脉冲的持续时间。

[0070] 值得说明的是,结束点的确定所涉及的连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 均未与第一阈值进行比较。当粒子连续出现且相邻粒子距离较近时,前一粒子的脉冲结束点会受到后一脉冲起始点的影响,如果使用阈值进行比较,将会导致双峰脉冲被识别为成单个脉冲,造成血液细胞粒子的漏识别,因此本实施例中采用连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 之间进行大小比较来确定脉冲的结束点,可以避免血液细胞粒子的漏识别,准确识别出前散方向的检测信号中各脉冲,提升识别准确率。

[0071] 本实施例中,根据旁瓣信号的特征,当两相邻脉冲的峰值出现时间较接近且其中一脉冲的峰值相对幅度较低时,应执行旁瓣滤除动作,将峰值相对较大的脉冲作为有效脉冲,同时去除峰值相对较小的脉冲(旁瓣脉冲),进而确定最终脉冲的起始点和结束点。在一些实施方式中,步骤S102中基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲,包括:

[0072] 步骤S102a、若基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度满足第一预设条件,确定相邻脉冲中存在旁瓣脉冲。

[0073] 步骤S102b、将相邻脉冲中峰值相对小的脉冲确定为旁瓣脉冲;

[0074] 其中,上述第一预设条件包括:

[0075] (1) 相邻脉冲的峰值时间差小于第一预设值;

[0076] (2) 前一脉冲的峰值与结束点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值大于前一脉冲的峰值,或者当前脉冲的峰值与起始点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值小于前一脉冲的峰值;

[0077] (3) 前一脉冲的结束点的幅度大于第二阈值 th_2 。

[0078] 图4所示为右旁瓣脉冲示意图,图5所示为左旁瓣脉冲示意图。

[0079] 在图4中,相邻脉冲的峰值分别为 V_a 和 V_b ,对应的时间分别为 T_a 和 T_b ,以第一预设值为 $2\mu s$ 为例,相邻脉冲的峰值时间差 $T_b - T_a < 2\mu s$,即满足条件(1);以第二预设值为300为例,当前脉冲的峰值 V_b 与起始点 V_6 的幅度差 $V_b - V_6 < 300$,且当前脉冲的峰值 V_b 小于前一脉冲的峰值 V_a ,则满足条件(2);前一脉冲的结束点 V_6 的幅度大于第二阈值 th_2 ,即满足条件(3),因此确定图4的相邻脉冲中右侧峰值相对小的脉冲为旁瓣脉冲(右旁瓣)。由于旁瓣是基于光学衍射现象产生的,对单色光来说一级旁瓣脉冲与主脉冲的相对位置是固定的,与旁瓣的脉冲幅度存在一定关联。本实施例中虽然不是针对单色光,但旁瓣脉冲与主脉冲的相对位置差异也不应过大,根据有限次的实验确定,第一预设值设置为 $2\mu s$,第二预设值设置为300时,基于前述条件(2)能够准确筛选出旁瓣脉冲。应当理解的是,此处的第一预设值

为 $2\mu\text{s}$,第二预设值为300仅为一种示例,在实际应用中,还可以根据需求或经验设置为其他值,来达到准确筛选出旁瓣脉冲的目的。

[0080] 在图5中,相邻脉冲的峰值分别为 V_c 和 V_d ,对应的时间分别为 T_c 和 T_d ,以第一预设值为 $2\mu\text{s}$ 为例,相邻脉冲的峰值时间差 $T_c - T_d < 2\mu\text{s}$,即满足条件(1);以第二预设值为300为例,前一脉冲的峰值 V_d 与结束点 V_7 的幅度差 $V_d - V_7 < 300$,且当前脉冲的峰值 V_c 大于前一脉冲的峰值 V_d ,则满足条件(2);前一脉冲的结束点 V_7 的幅度大于第二阈值 th_2 ,即满足条件(3),因此确定图5的相邻脉冲中左侧峰值相对小的脉冲为旁瓣脉冲(左旁瓣)。

[0081] 在一些实现方式中,以第一阈值 th_1 为基准设置一个低于第一阈值 th_1 的第二阈值 th_2 作为判断可能存在旁瓣的条件,例如,第二阈值 th_2 设置为第一阈值 $th_1 - 50$,前一脉冲的结束点 V_7 的幅度大于第一阈值 $th_1 - 50$,则认为可能存在旁瓣,而前一脉冲的结束点 V_7 的幅度不大于第一阈值 $th_1 - 50$,则认为可能是出现了红细胞RBC和血小板相伴随的相邻脉冲。

[0082] 当且仅当以上三个条件全部满足时,则认为相邻的两个脉冲中有一个旁瓣脉冲,执行旁瓣剔除操作,将旁瓣脉冲从上传至上位机的第一脉冲序列中直接剔除。

[0083] 应当理解是,在实际应用中,对于是否满足第一预设条件的判断,既可以同时判断上述条件(1)至(3)是否满足,也可以在满足相邻脉冲的峰值时间差小于第一预设值的条件(1)的情况下,判断前一脉冲的结束点的幅度大于第二阈值 th_2 的条件(3),再在满足条件(3)的情况下,进一步通过判断条件(2)来确定当前旁瓣脉冲是左旁瓣脉冲还是右旁瓣脉冲。在一些情况下,由于为了进一步提高识别效率,降低计算成本和缓存成本,可以在满足条件(3)的情况下,先判断是否出现条件(2)中的前一脉冲的峰值与结束点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值大于前一脉冲的峰值的情形,若出现,则直接判断前一脉冲为左旁瓣脉冲,若未出现,则判断当前脉冲的峰值与起始点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值小于前一脉冲的峰值的情形,确定当前脉冲是否为右旁瓣脉冲。

[0084] 在一些实施方式中,如图6所示,本实施例的方法还包括:

[0085] 步骤S104、获取荧光方向的检测信号并再次识别脉冲。

[0086] 应当理解的是,在荧光方向上再次识别脉冲,仍可采用前述步骤S101a的方式来确定荧光方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值,包括:

[0087] 若连续三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 ,满足 $V_2 > V_1 > V_0$ 且 $V_2 \geq$ 第一阈值 th_1 ,则采样点 V_0 确定为脉冲的起始点,如图2所示,三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 对应的时间分别为 T_0 、 T_1 、 T_2 。需要说明的是,由于荧光方向信号干扰要更强,因此需要更高的第一阈值来识别脉冲的起始点,因此,在荧光方向上再次识别脉冲时所设置的第一阈值 th_1 应大于在前散方向上初步识别脉冲时所设置的第一阈值 th_1 ,示例性地,在荧光方向上再次识别脉冲时第一阈值 th_1 可以设置为500。

[0088] 若连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 ,满足 $V_5 \geq V_4$ 且 $V_3 > V_4$,则采样点 V_4 确定为脉冲的结束点,如图3所示,三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 对应的时间分别为 T_3 、 T_4 、 T_5 。

[0089] 步骤S105、根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲。

[0090] 在一些实施方式中,第二预设条件包括超过第三阈值;步骤S105根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲,包括:

[0091] 步骤S105a、若再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度超过第三阈值th3,则确定为漏识别脉冲。

[0092] 在实际中,在没有粒子通过时,检测信号会稳定在一个变化幅度不大的值,即基线。对于血小板与红细胞之类数量较高的特定样本,在脉冲下降时会产生低于基线的“俯冲”现象,而红细胞的幅度较高,俯冲现象会更强,如果在电压未恢复至基线值的时候出现血小板粒子紧随其后出现的情况,则会导致该血小板粒子被淹没在红细胞中,如图7所示,方框内为被红细胞淹没的,与红细胞距离较近的血小板脉冲。

[0093] 本实施例中,通过添加对荧光方向的信号识别机制,能有效防止血小板被误认为是旁瓣进而导致的漏识别或受RBC脉冲俯冲影响而漏识别,在荧光方向使用与前散方向的相同方法查找识别脉冲,确定各脉冲的起始点、结束点,搜索到脉冲后判断脉冲存续期间内前散方向信号变化幅度,若变化幅度超过第三阈值th3,则认为此处存在一个漏检的血小板,最后根据前一脉冲结束点幅度电压,对当前脉冲幅度进行补偿,将当前脉冲的起始点调整到基线值,避免找回的血小板在前散方向幅度过低。

[0094] 在一个示例中,第三阈值th3=25,前散方向上初步脉冲识别所设定的第一阈值th1设置为285,该第一阈值th1是在基线值基础上增加一参考值a确定的,也就是,第一阈值th1=基线值+a,经实际测试当a=25时可以避免过量误检信号,因此,a可以设为25。

[0095] 步骤S106、将漏识别脉冲补充至第一脉冲序列,得到第二脉冲序列。

[0096] 进一步地,将第二脉冲序列上传至上位机。

[0097] 在一些实施方式中,将漏识别脉冲补充至第一脉冲序列,得到第二脉冲序列之前,还包括:根据前一脉冲结束点的幅度对漏识别脉冲的幅度进行补偿,将漏识别脉冲的起始点调整至基线,以避免找回的漏识别脉冲(血小板)在前散方向幅度过低。

[0098] 应当理解的是,利用本实施例的方法最终识别的脉冲总数=基于前散方向的检测信号初步识别的脉冲-旁瓣脉冲+基于荧光方向的检测信号再次识别的脉冲-基于前散方向和荧光方向的检测信号所识别脉冲中的重复脉冲,在一些实现方式中,可以根据时间戳筛选基于前散方向和荧光方向的检测信号所识别脉冲中的重复脉冲。

[0099] 在一个实际应用示例中,分别利用现有方法的光学通道、本方法的光学通道、现有方法的阻抗通道识别PLT数,对比如下表:

[0100]	测试场景	现有方法光学通道测值	本方法光学通道测值	阻抗通道测值
	PLT (10 ⁹ /L)	215	132	129

[0101] 上表展示了一个无报警的正常样本的对比测试结果,理论上阻抗通道测值与光学通道测值应比较接近,差异较小。但在检测信号中存在多个旁瓣脉冲的情况下,现有方法无法将这些旁瓣脉冲识别出来并剔除,因此现有方法光学通道测值会明显偏高;而利用本方法的光学通道能够识别并剔除旁瓣脉冲,而且能够进一步补充被误识别为旁瓣或受RBC脉冲俯冲影响的漏识别脉冲。因而相较于现有方法,本方法光学通道测值与阻抗通道测值明显更加接近,本方法明显提高了检测结果的准确性。

[0102] 图8示出了利用本方法进行旁瓣脉冲剔除后脉冲/散点图层面的效果图,图中所示为原始信号采样效果,横轴为采样点,纵轴为幅度,“+”标识的位置为本方法识别出的旁瓣

脉冲，“*”标识的位置为血小板的脉冲。可见，利用本方法可以精准识别出前散方向的检测信号中的旁瓣脉冲，进而对各旁瓣脉冲进行剔除，获得准确的脉冲识别结果。

[0103] 图9a和图9b示出了执行旁瓣剔除前后散点图变化对比，可见，与执行旁瓣剔除前的散点图(图9a)相比，图9b所示的执行旁瓣剔除后的散点图中左下角方框中粒子数明显减少，剔除旁瓣的效果明显。

[0104] 图10示出了受RBC脉冲俯冲影响而漏识别血小板的效果示意图，图中所示为原始信号采样效果，横轴为采样点，纵轴为幅度，“+”标识的位置为利用本方法识别出的旁瓣脉冲，“*”标识的位置为血小板脉冲，“×”标识的位置为受到RBC脉冲俯冲影响的与RBC距离较近的PLT脉冲。

[0105] 图11示出了易被识别为旁瓣而漏识别血小板的效果示意图，图中所示为原始信号采样效果，横轴为采样点，纵轴为幅度，“+”标识的位置为利用本方法识别出的旁瓣脉冲，“*”标识的位置为血小板脉冲，“×”标识的位置为易被识别为旁瓣的与RBC距离较接近的PLT脉冲。

[0106] 实施例二

[0107] 图12示出了一种脉冲识别装置框图，如图12所示，本实施例提供一种脉冲识别装置，包括：

[0108] 脉冲识别模块201，用于获取前散方向的检测信号并初步识别脉冲；

[0109] 旁瓣剔除模块202，用于基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件，确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲；在相邻脉冲中存在旁瓣脉冲的情况下，从初步识别的脉冲中剔除旁瓣脉冲，得到第一脉冲序列。

[0110] 本实施例中，获取血液细胞分析仪进行光学法血液细胞检测的前散方向的检测信号并初步识别脉冲，在初步识别的脉冲中，基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件，确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲，识别旁瓣脉冲并剔除，从而得到第一脉冲序列，能有效防止血小板被误认为是旁瓣进而导致的漏识别。

[0111] 在一些实施方式中，脉冲识别模块201初步识别脉冲时，包括：确定前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值。

[0112] 在一些情形下，确定前散方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点，包括：

[0113] 若连续三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 ，满足 $V_2 > V_1 > V_0$ 且 $V_2 \geq$ 第一阈值 th_1 ，则采样点 V_0 确定为脉冲的起始点，如图2所示，三个采样点 V_0 、 V_1 和 V_2 对应的时间分别为 T_0 、 T_1 、 T_2 ，示例性地，第一阈值 th_1 可以设置为285。

[0114] 若连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 ，满足 $V_5 \geq V_4$ 且 $V_3 > V_4$ ，则采样点 V_4 确定为脉冲的结束点，如图3所示，三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 对应的时间分别为 T_3 、 T_4 、 T_5 。

[0115] 在一些实现方式中，脉冲识别模块201还可以确定前散方向的检测信号中各脉冲的脉冲宽度，也即脉冲的持续时间。

[0116] 值得说明的是，结束点的确定所涉及的连续三个采样点 V_3 、 V_4 和 V_5 均未与第一阈值进行比较。当粒子连续出现且相邻粒子距离较近时，前一粒子的脉冲结束点会受到后一脉冲起始点的影响，如果使用阈值进行比较，将会导致双峰脉冲被识别为成单个脉冲，造成

血液细胞粒子的漏识别,因此本实施例中采用连续三个采样点V3、V4和V5之间进行大小比较来确定脉冲的结束点,可以避免血液细胞粒子的漏识别,准确识别出前散方向的检测信号中各脉冲,提升识别准确率。

[0117] 本实施例中,根据旁瓣信号的特征,当两相邻脉冲的峰值出现时间较接近且其中一脉冲的峰值相对幅度较低时,应执行旁瓣滤除动作,将峰值相对较大的脉冲作为有效脉冲,同时去除峰值相对较小的脉冲(旁瓣脉冲),进而确定最终脉冲的起始点和结束点。在一些实施方式中,旁瓣剔除模块202在基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度是否满足第一预设条件,确定相邻脉冲中是否存在旁瓣脉冲,包括:

[0118] 若基于相邻脉冲的峰值时间差、前一脉冲的峰值与结束点的幅度差或当前脉冲的峰值与起始点的幅度差、前一脉冲的结束点的幅度满足第一预设条件,确定相邻脉冲中存在旁瓣脉冲;以及将相邻脉冲中峰值相对小的脉冲确定为旁瓣脉冲。

[0119] 其中,上述第一预设条件包括:

[0120] (1) 相邻脉冲的峰值时间差小于第一预设值;

[0121] (2) 前一脉冲的峰值与结束点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值大于前一脉冲的峰值,或者当前脉冲的峰值与起始点的幅度差小于第二预设值且当前脉冲的峰值小于前一脉冲的峰值;

[0122] (3) 前一脉冲的结束点的幅度大于第二阈值th2。

[0123] 在一些实现方式中,以第一阈值th1为基准设置一个低于第一阈值th1的第二阈值th2作为判断可能存在旁瓣的条件,例如,第二阈值th2设置为第一阈值th1-50。

[0124] 当且仅当以上三个条件全部满足时,则认为相邻的两个脉冲中有一个旁瓣脉冲,执行旁瓣剔除操作,将旁瓣脉冲从上传至上位机的第一脉冲序列中直接剔除。

[0125] 在一些实施方式中,脉冲识别模块201还用于获取荧光方向的检测信号并再次识别脉冲。本装置还包括:

[0126] 漏识别补充模块203,用于根据再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度是否满足第二预设条件,确定是否为漏识别脉冲;以及将漏识别脉冲补充至第一脉冲序列,得到第二脉冲序列。其中,若再次识别的脉冲存续期间内前散方向的检测信号的变化幅度超过第三阈值th3,则确定为漏识别脉冲。

[0127] 应当理解的是,在荧光方向上再次识别脉冲,仍可采用前述的方式来确定荧光方向的检测信号中各脉冲的起始点、终止点及峰值,包括:

[0128] 若连续三个采样点V0、V1和V2,满足 $V2 > V1 > V0$ 且 $V2 \geq$ 第一阈值th1,则采样点V0确定为脉冲的起始点,如图2所示,三个采样点V0、V1和V2对应的时间分别为T0、T1、T2。需要说明的是,由于荧光方向信号干扰要更强,因此需要更高的第一阈值来识别脉冲的起始点,因此,在荧光方向上再次识别脉冲时所设置的第一阈值th1应大于在前散方向上初步识别脉冲时所设置的第一阈值th1,示例性地,在荧光方向上再次识别脉冲时第一阈值th1可以设置为500。

[0129] 若连续三个采样点V3、V4和V5,满足 $V5 \geq V4$ 且 $V3 > V4$,则采样点V4确定为脉冲的结束点,如图3所示,三个采样点V3、V4和V5对应的时间分别为T3、T4、T5。

[0130] 本实施例中,通过添加对荧光方向的信号识别机制,在荧光方向使用与前散方向

的相同方法查找识别脉冲,确定各脉冲的起始点、结束点,搜索到脉冲后判断脉冲存续期间内前散方向信号变化幅度,若变化幅度超过第三阈值th3,则认为此处存在一个漏检的血小板,最后根据前一脉冲结束点幅度电压,对当前脉冲幅度进行补偿,将当前脉冲的起始值调整到基线值,避免找回的血小板在前散方向幅度过低。

[0131] 在一些实施方式中,将漏识别脉冲补充至第一脉冲序列,得到第二脉冲序列之前,还包括:根据前一脉冲结束点的幅度对漏识别脉冲的幅度进行补偿,将漏识别脉冲的起始点调整至基线,以避免找回的漏识别脉冲(血小板)在前散方向幅度过低。

[0132] 应当理解的是,利用本实施例的方法最终识别的脉冲总数=基于前散方向的检测信号初步识别的脉冲-旁瓣脉冲+基于荧光方向的检测信号再次识别的脉冲-基于前散方向和荧光方向的检测信号所识别脉冲中的重复脉冲,在一些实现方式中,可以根据时间戳筛选基于前散方向和荧光方向的检测信号所识别脉冲中的重复脉冲。

[0133] 本实施例的装置具备实施例一所提供方法的全部有益效果,本实施例中不再赘述。

[0134] 本领域的技术人员应当明白,上述各模块或各步骤可以用通用的计算装置来实现,它们可以集中在单个的计算设备上,或者分布在多个计算设备所组成的网络上,可选地,它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现,从而,可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行,或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。本发明不限制于任何限定的硬件和软件结合。

[0135] 实施例三

[0136] 本实施例提供一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质上存储有计算机程序,计算机程序被一个或多个处理器执行时,实现如实施例一提供的脉冲识别方法。

[0137] 本实施例中,存储介质可以由任何类型的易失性或非易失性存储设备或者它们的组合实现,例如静态随机存取存储器(Static Random Access Memory,简称SRAM),电可擦除可编程只读存储器(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory,简称EEPROM),可擦除可编程只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory,简称EPROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory,简称PROM),只读存储器(Read-Only Memory,简称ROM),磁存储器,快闪存储器,磁盘或光盘。方法的内容详见实施例一,此次不再赘述。

[0138] 实施例四

[0139] 本实施例提供一种计算设备,包括存储器和一个或多个处理器,存储器上存储有计算机程序,计算机程序被所述一个或多个处理器执行时实现前述实施例的脉冲识别方法。

[0140] 本实施例中,处理器可以是专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,简称ASIC)、数字信号处理器(Digital Signal Processor,简称DSP)、数字信号处理设备(Digital Signal Processing Device,简称DSPD)、可编程逻辑器件(Programmable Logic Device,简称PLD)、现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,简称FPGA)、控制器、微控制器、微处理器或其他电子元件实现,用于执行上述实施例中的方法。在处理器上运行的计算机程序被执行时所实现的方法可参照本发明前述实施例提供的方法的具体实施例,此处不再赘述。

[0141] 实施例五

[0142] 本实施例提供一种血液细胞分析仪包括：实施例四提供的计算设备。

[0143] 本实施例的血液细胞分析仪，无需通过更改光学器件，就可以从根本上去除旁瓣干扰，不会造成成本增加；可以通过旁瓣识别、漏识别脉冲的识别与补充，对高低值段样本误识别和漏识别的细胞数进行补偿，从源头上解决血液细胞脉冲的准确识别问题，提升了血液细胞分析仪的检测准确性及效率。

[0144] 在本发明实施例所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的系统和方法，也可以通过其它的方式实现。以上所描述的系统和方法实施例仅仅是示意性的。

[0145] 需要说明的是，在本文中，术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含，从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素，而且还包括没有明确列出的其他要素，或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下，由语句“包括一个……”限定的要素，并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0146] 虽然本发明所揭露的实施方式如上，但所述的内容只是为了便于理解本发明而采用的实施方式，并非用以限定本发明。任何本发明所属技术领域内的技术人员，在不脱离本发明所揭露的精神和范围的前提下，可以在实施的形式上及细节上作任何的修改与变化，但本发明的专利保护范围，仍须以所附的权利要求书所界定的范围为准。

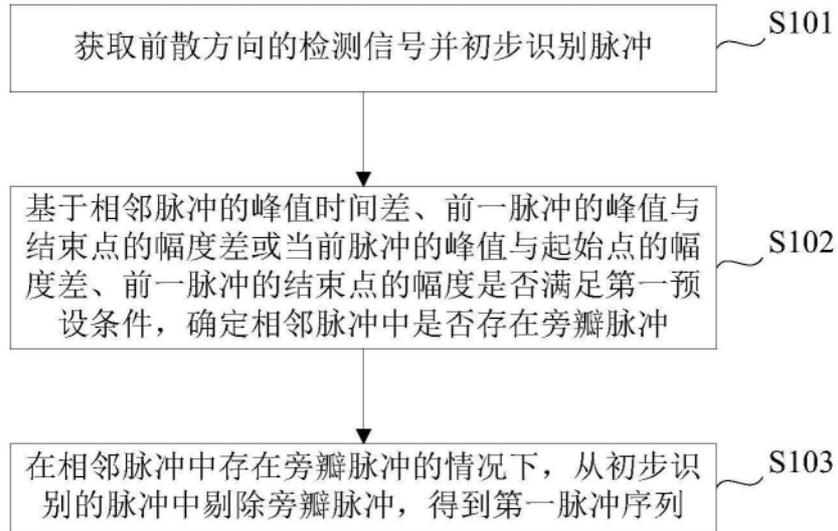


图1

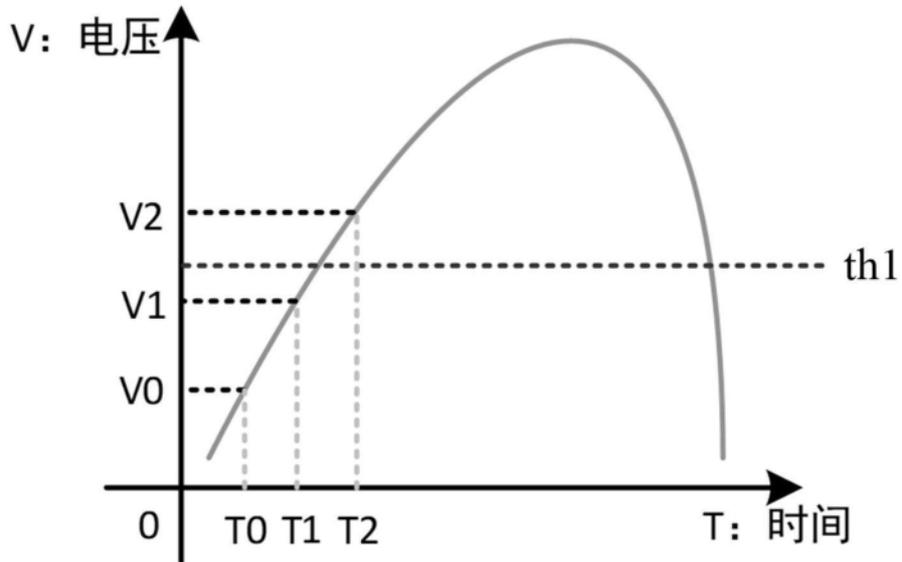


图2

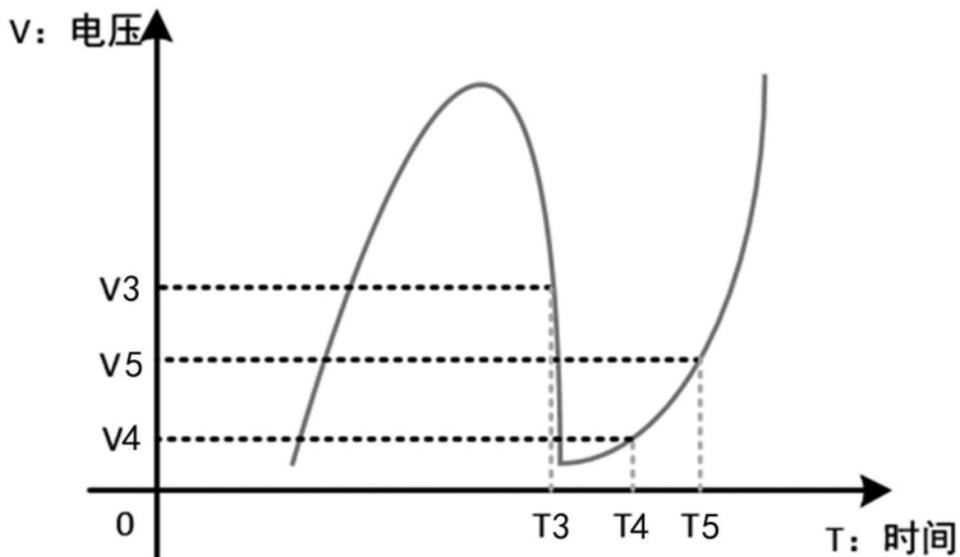


图3

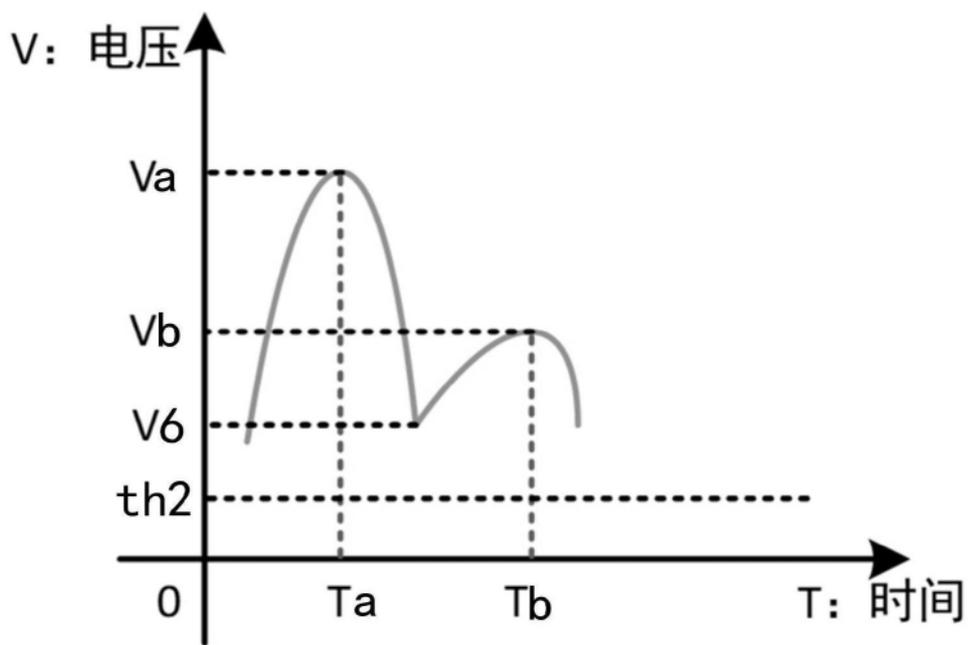


图4

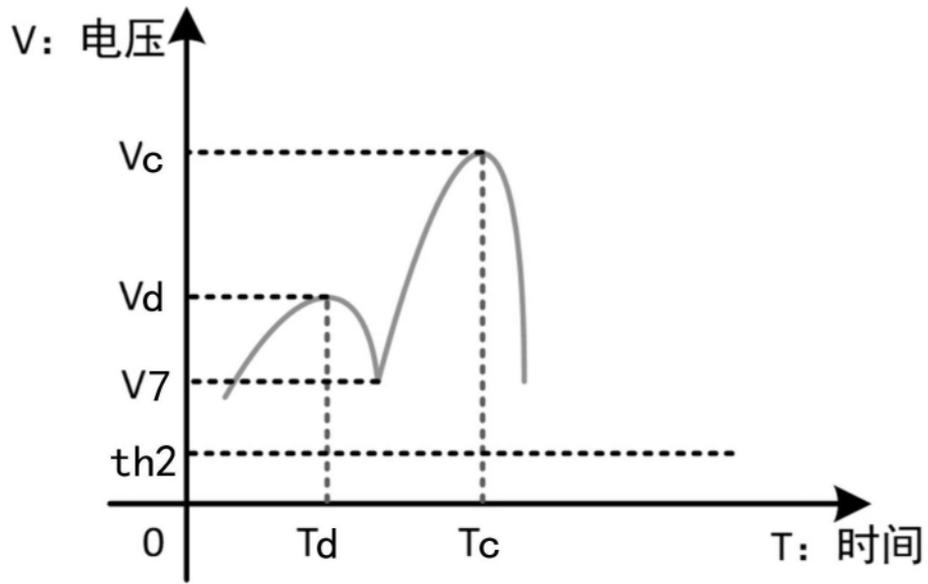


图5

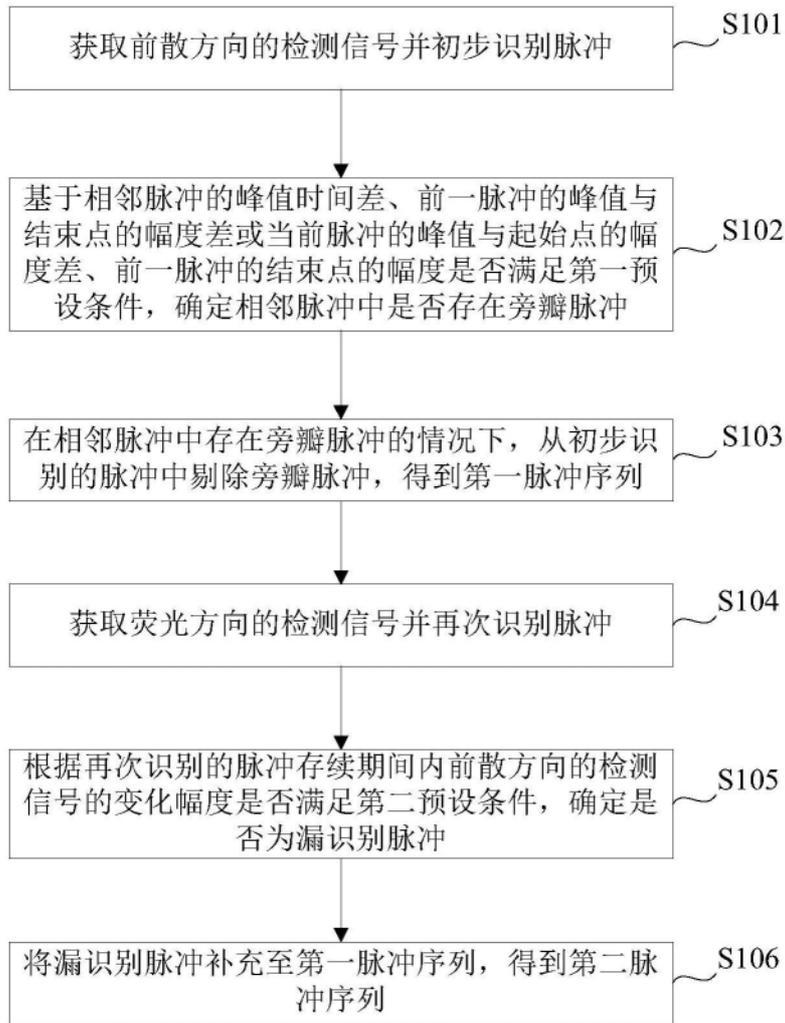


图6

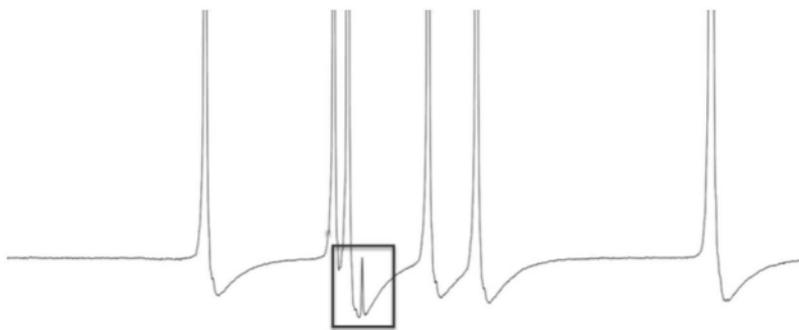


图7

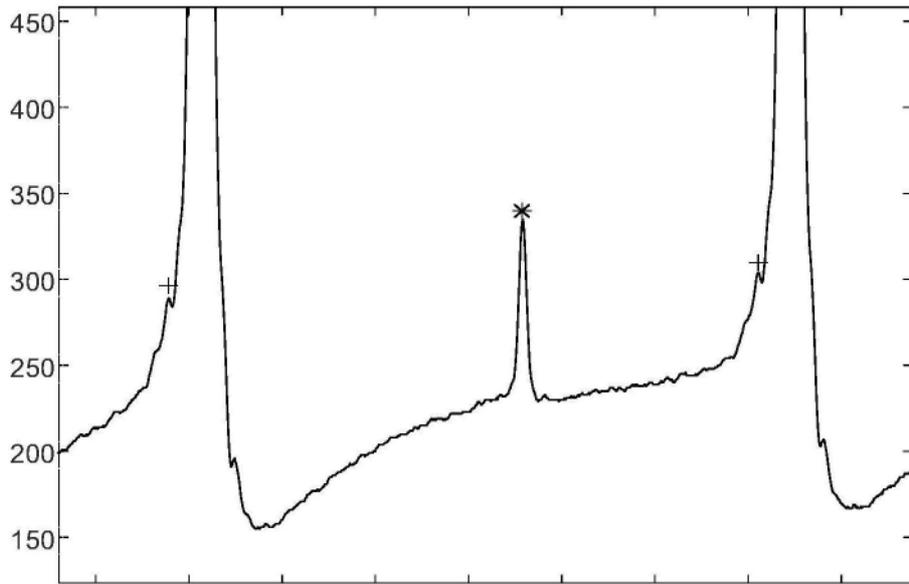


图8

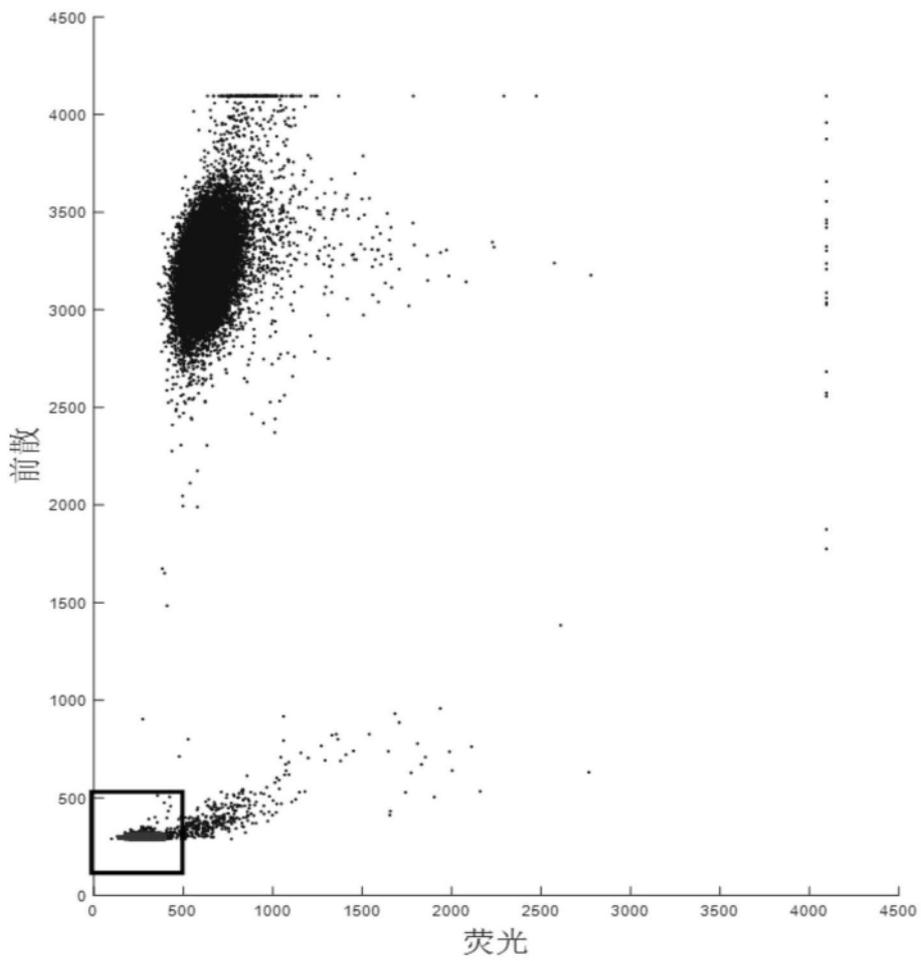


图9a

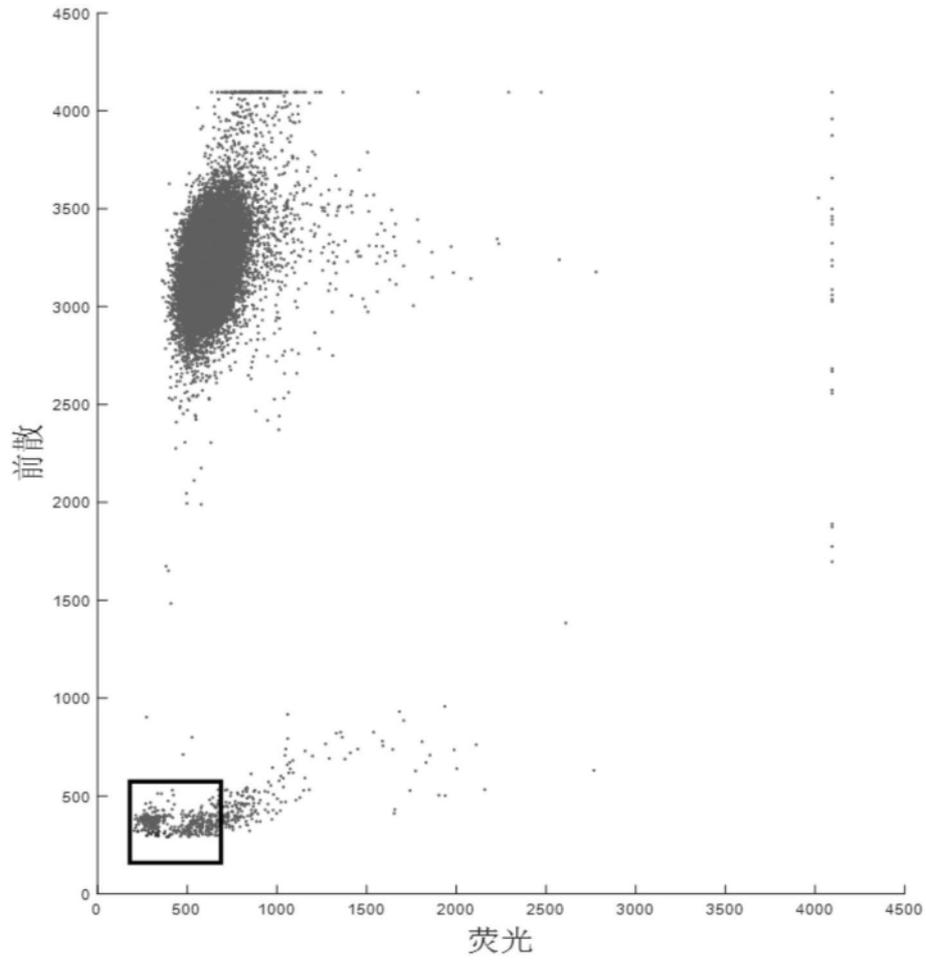


图9b

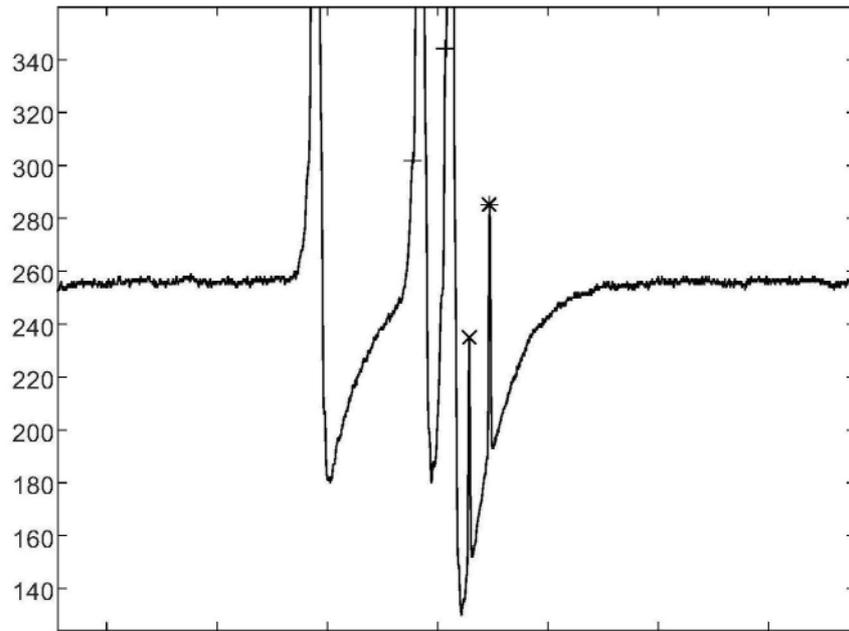


图10

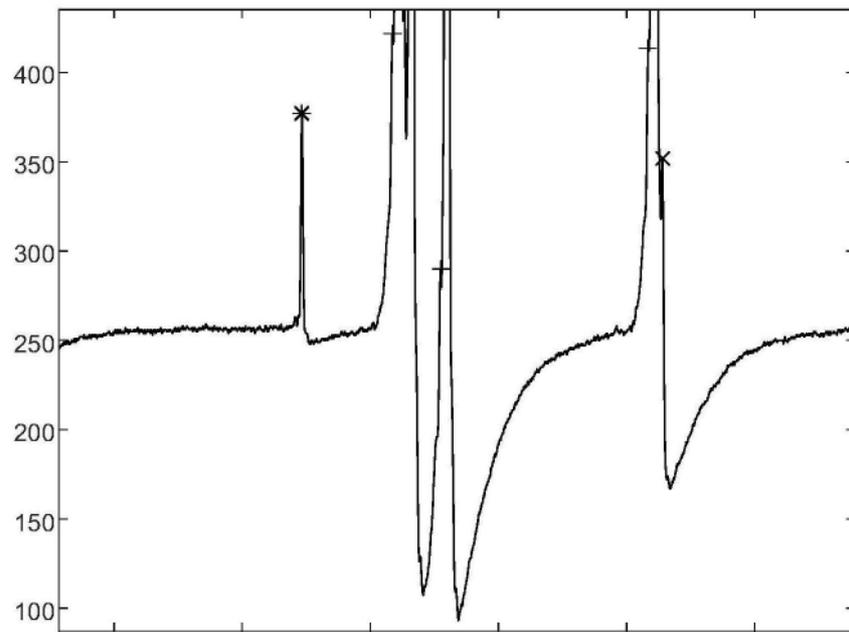


图11

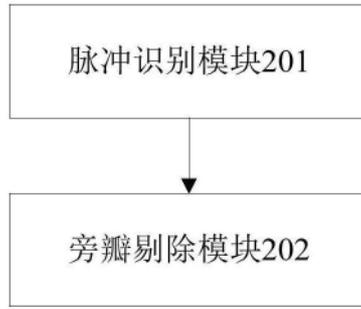


图12