

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2013 年 5 月 10 日 (10.05.2013)



(10) 国际公布号
WO 2013/064035 A1

- (51) 国际专利分类号:
G01D 3/032 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2012/083605
- (22) 国际申请日: 2012 年 10 月 26 日 (26.10.2012)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201110337795.1 2011 年 10 月 31 日 (31.10.2011) CN
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 代勇 (DAI, Yong); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 郁琦 (YU, Qi); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA I.P. LAW OFFICE); 中国广东省广州市先烈中路 69 号东山广场 918-920 室, Guangdong 510095 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

[见续页]

(54) Title: DENOISING METHOD AND DEVICE FOR OPTICAL SIGNAL

(54) 发明名称: 光信号的去噪方法和装置

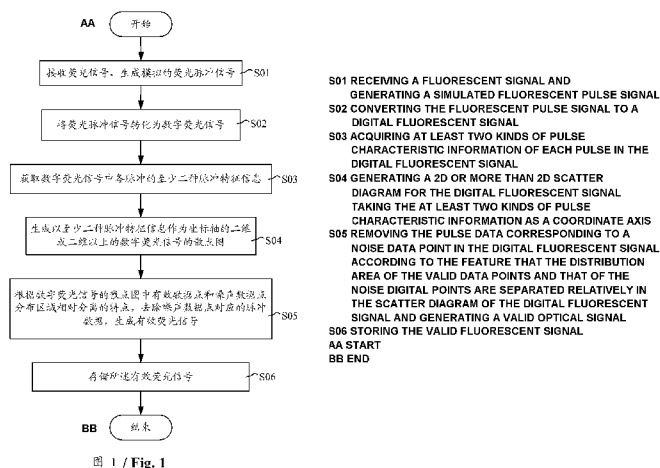


图 1 / Fig. 1

(57) Abstract: A denoising method for an optical signal, including the following steps: receiving an optical signal, and generating a simulated optical pulse signal (S01); converting the optical pulse signal to a digital optical signal (S02); acquiring at least two kinds of pulse characteristic information of each pulse in the digital optical signal (S03); generating a 2D or more than 2D scatter diagram for the digital optical signal taking the at least two kinds of pulse characteristic information as a coordinate axis (S04); removing the pulse data corresponding to a noise data point in the digital optical signal according to the feature that the distribution area of the valid data points and that of the noise digital points are separated relatively in the scatter diagram of the digital optical signal and generating a valid optical signal (S05); and storing the valid optical signal (S06). Also provided is a corresponding denoising device for an optical signal. The denoising method and device for an optical signal employ multi-dimensional denoising, and by way of experiment verification, as compared to the conventional art, the denoising method and device for an optical signal can reach better denoising effects, thus making the subsequent detection results more accurate.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2013/064035 A1

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, **本国际公布:**

CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种光信号的去噪方法，包括如下步骤：接收光信号，生成模拟的光脉冲信号（S01）；将光脉冲信号转化为数字光信号（S02）；获取数字光信号中个脉冲的至少两种脉冲特征信息（S03）；生成以至少两种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的数字光信号的散点图（S04）；根据数字光信号的散点图中有效数据点和噪声数字点分布区域相对分离的特点，去除数字光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效光信号（S05）；存储有效光信号（S06）。还提供一种对应的光信号的去噪装置。上述光信号的去噪方法和装置是采用多维去噪，通过实验验证，与传统技术比较，上述光信号的去噪方法和装置能够达到更好地去噪效果，从而使得后续的检测结果更为精确。

说明书

发明名称：光信号的去噪方法和装置

[1] 【技术领域】

[2] 本发明涉及数据处理领域，特别是涉及一种光信号的去噪方法和装置。

[3] 【背景技术】

[4] 在使用荧光和散射法的血液细胞分析仪时，需提取荧光信号和散射信号用于对各类血细胞的识别和分析。荧光信号非常微弱，容易受各种因素干扰，如背景噪声、电噪声、非特异性荧光信号等（所谓非特异性荧光信号是相对于待测物质发出的荧光信号而言的，它是血液中其他物质产生的荧光信号，也属于噪声），这些都对荧光信号分析的准确性造成极大的影响。特别是在测量血小板时，由于血小板产生的信号比较微弱，噪声和干扰信号的影响尤其严重。同样的，散射信号也会存在受到噪声影响的问题。

[5] 当前业界采用荧光和散射法的血细胞分析仪通常会采用改进电路设计，使用昂贵器件降低噪声；或设计复杂滤波器提升系统信噪比；又或者提高信号识别阈值的方式来去除噪声所带来的影响。这些方法的不足和缺陷在于：电路降噪方式会造成设计和制造成本的增加，而且降噪程度有限；提高识别阈值虽然能够在一定程度上去除噪声和干扰，但同时会降低测量的灵敏度，影响结果准确性。

[6] 【发明内容】

[7] 基于此，有必要提供一种更精确且有效的光信号的去噪方法和装置。

[8] 一种光信号的去噪方法，本案实施例以光信号为例，包括如下步骤：

[9] 步骤S01，接收光信号，生成模拟的光脉冲信号；

[10] 步骤S02，将所述光脉冲信号转化为数字光信号；

[11] 步骤S03，获取所述数字光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息；

[12] 步骤S04，生成以所述至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的所述数字光信号的散点图；

[13] 步骤S05，根据所述数字光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域

相对分离的特点，去除所述数字光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效光信号；

[14] 步骤S06，存储所述有效光信号。

[15] 一较佳实施例中，所述步骤S05是根据预设的去噪模板去除所述数字光信号中与所述预设的去噪模板对应区域内的脉冲数据；所述去噪模板是与所述数字光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上边界区域，所述边界值对应噪声数据点分布区域。

[16] 一较佳实施例中，所述预设的去噪模板至少有二个，分别对应本底检测模式和血样检测模式。

[17] 一较佳实施例中，所述步骤S05包括如下步骤：

[18] 分析得到所述数字光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值；

[19] 将所述数量值与预设值比对，当小于所述预设值时，判断为所述本底检测模式，输出第一模式信号；当大于等于所述预设值时，判断为所述血样检测模式，输出第二模式信号；

[20] 根据所述第一模式信号和所述第二模式信号调用对应的所述去噪模板进行去噪。

[21] 一较佳实施例中，所述至少二种脉冲特征信息是在峰值、相对峰值、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻和脉冲间隔的时间中的二二组合或三三组合。

[22] 一较佳实施例中，所述步骤S03获取的所述脉冲特征信息包括相对峰值和脉宽；所述步骤S04是生成以相对峰值和脉宽作为坐标轴的二维的所述数字光信号的散点图。

[23] 一较佳实施例中，所述步骤S05包括如下步骤：

[24] 识别出所述数字光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域；

[25] 去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。

[26] 一较佳实施例中，所述光信号为荧光信号。

[27] 一种光信号的去噪装置，包括光电感应器和模数转换电路，所述光电感应器用于接收光信号，生成模拟的光脉冲信号；所述模数转换电路用于将所述模拟的光脉冲信号转化为数字光信号；所述光信号的去噪装置还包括：脉冲提取模块

- 、脉冲信息组合模块、去噪模块和存储模块，
- [28] 所述脉冲提取模块用于获取所述数字光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息；
- [29] 所述脉冲信息组合模块用于生成以至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的所述数字光信号的散点图；
- [30] 所述去噪模块用于根据所述数字光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，去除所述数字光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效光信号；
- [31] 所述存储模块用于存储所述有效光信号。
- [32] 一较佳实施例中，所述去噪模块包括：去噪模板存储器和去噪单元，所述去噪模板存储器用于存储预设的至少一个与所述数字光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上的去噪模板，所述边界值对应噪声数据点分布区域；所述去噪单元用于调用所述去噪模板存储器中的所述去噪模板，去除所述数字光信号中与所述去噪模板对应区域内的脉冲数据。
- [33] 一较佳实施例中，所述去噪模板存储器中至少预设有二种所述去噪模板，分别对应本底检测模式和血样检测模式。
- [34] 一较佳实施例中，所述去噪模块还包括：脉冲信息统计单元和比较单元，所述脉冲信息统计单元用于分析得到所述数字光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值；
- [35] 所述比较单元用于将所述数量值与预设值比对，当小于所述预设值时，判断为所述本底检测模式，输出第一模式信号，当大于等于所述预设值时，判断为所述血样检测模式，输出第二模式信号；
- [36] 所述去噪单元用于根据所述第一模式信号和所述第二模式信号调用所述去噪模板存储器中对应的所述去噪模板，去除所述数字光信号中与所述去噪模板对应区域内的脉冲数据。
- [37] 一较佳实施例中，所述去噪模块包括：图像识别单元和噪声处理单元，所述图像识别单元用于识别出所述数字光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域；所述噪声处理单元用于去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。

- [38] 一较佳实施例中，所述脉冲提取模块获取的所述至少二种脉冲特征信息是在峰值、相对峰值、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻和脉冲间隔的时间中的二二组合或三三组合。
- [39] 一较佳实施例中，所述脉冲提取模块包括：脉冲识别单元、峰值缓冲器、基线缓冲器、脉宽缓冲器和相对峰值计算单元，
- [40] 所述脉冲识别单元用于获取所述数字光信号中各脉冲的峰值信息、基线信息和脉宽信息，并分别存储到所述峰值缓冲器、所述基线缓冲器和所述脉宽缓冲器中；
- [41] 所述相对峰值计算单元用于根据所述峰值缓冲器和所述基线缓冲器中的所述峰值信息和所述基线信息，计算得到相对峰值信息；
- [42] 所述脉冲信息组合模块用于生成以相对峰值和脉宽作为坐标轴的二维的所述数字光信号的散点图。
- [43] 一较佳实施例中，所述光信号为荧光信号。
- [44] 上述光信号的去噪方法和装置，是根据实验研究得到的数字光信号在其多个（二个及以上）脉冲特征信息构成的多维（二维及以上）散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，而进行的二维或多维去噪。而传统技术都只是通过单一阈值滤波的方式（即横/纵一刀切的方式）进行去噪，其去噪效果是要么留下较多的噪声信号不能去除，要么就会去除较多的有效数据。通过实验验证，与传统技术比较，本发明的光信号的去噪方法和装置能够达到更好的去噪效果，从而使得后续的检测结果更为精确。
- [45] 【附图说明】
- [46] 图1为一实施例的光信号的去噪方法步骤流程图；
- [47] 图2为数字荧光信号的二维散点图的示意图；
- [48] 图3为与图2所示的数字荧光信号的二维散点图对应的去噪模板示意图；
- [49] 图4为去噪前本底的数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图；
- [50] 图5为去噪后本底的数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图；
- [51] 图6为去噪前血样的数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图；
- [52] 图7为去噪后血样的数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图；

[53] 图8为一实施例的光信号的去噪装置的功能模块图；

[54] 图9为另一实施例的去噪模块的功能模块图。

[55] 【具体实施方式】

[56] 为了解决荧光法检测过程中由于噪声导致的检测结果不准确的问题，提出了一种可提高荧光法检测结果精度的光信号的去噪方法和装置。

[57] 如图1所示，其为一实施例的光信号的去噪方法步骤流程图，包括如下步骤：

[58] 步骤S01，接收荧光信号，生成模拟的荧光脉冲信号。

[59] 步骤S02，将荧光脉冲信号转化为数字荧光信号。

[60] 步骤S03，获取数字荧光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息。

[61] 所述脉冲特征信息是指：峰值、相对峰值、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻、脉冲间隔的时间等信息。所述相对峰值是指实际得到的峰值相对信号基线的峰值。所述步骤S03获取的至少二种脉冲特征信息可以是上述列举的各种脉冲特征信息的任意二二组合或三三组合等。

[62] 步骤S04，生成以至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的数字荧光信号的散点图。

[63] 若以二种脉冲特征信息作为坐标轴，则生成数字荧光信号的二维散点图。

[64] 若以三种脉冲特征信息作为坐标轴，则生成数字荧光信号的三维散点图。以此类推。如图2所示，其是通过实验得到的以脉宽作为横轴，以相对峰值作为纵轴的数字荧光信号的二维散点图的示意图。图2中，数据点的分布情况呈现一大一小二个相互分离数据区域：较大数据区域10和较小数据区域12。而且通过实验分析得到：所述较小数据区域12分布的是噪声数据点，所述较大数据区域10分布的有效数据点。实际情况下，二个数据区域不一定会是像图2所示的绝对分离，会存在很小部分的粘连，但基本是分离的。

[65] 步骤S05，根据数字荧光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，去除数字荧光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效荧光信号。所述有效荧光信号即是去噪后的数字荧光信号。所述相对分离指的是：实际情况下有效数据点和噪声数据点所分布的区域不会是绝对分离的，会存在很小部分的粘连，但基本分别处于两个分离的区域。

[66] 步骤S06, 存储所述有效荧光信号。

[67] 仍以图2为例, 步骤S05即是去除所述较小数据区域12内分布的噪声数据点对应的脉冲数据。在得到数字荧光信号的散点图且得知有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点后, 要去除噪声数据点对应的脉冲数据则可以有很多种方法, 如通过预设去噪模板进行去噪和基于图像处理进行去噪等。

[68] 上述步骤S05若采用的是通过预设模板进行去噪, 可事先预设至少一个与数字荧光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上的去噪模板, 所述边界值对应噪声数据点分布区域。步骤S05则是根据预设的去噪模板去除数字荧光信号中与预设的去噪模板对应区域内的脉冲数据。

[69] 一较佳实施例中, 可预设二个不同的去噪模板, 分别在不同情况下使用。如血液细胞分析仪包括本底检测模式和血样检测模式两种。本底检测模式是指未放置血样时的空机检测, 以检查仪器是否干净。血样检测模式是指放置了待测血样的检测模式。所述预设的二个不同去噪模板分别对应这两种检测模式。

[70] 如图3所示, 其为与图2所示的数字荧光信号的二维散点图对应的去噪模板示意图。图3中所示的边界区域20和边界区域22表示预设的二个不同去噪模板。若根据边界区域20去噪, 请同时参阅图2, 即是去除图2中与边界区域20对应区域内的数据点(对应的脉冲数据), 也即是去除图2中虚线14与坐标轴围成区域内的数据点, 而这些数据点正是噪声数据点。

[71] 本案为两种检测模式设置不同的去噪模板是因为: 根据实验得到的两种检测模式下的噪声数据点的分布范围有差异, 为此而针对不同检测模式设置对应的去噪模板, 以达到更精确的去噪效果。

[72] 为了实现自动根据不同的检测模式选择不同的去噪模板, 本案提供一种自动识别检测模式方法, 如下:

[73] 首先分析得到步骤S04得到的数字荧光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值。继续以图2为例, 所述预设范围可以是: 相对峰值>512, 脉宽>10所限定的范围, 具体数值根据实验得到。

[74] 再将所述数量值与预设值比对, 当小于所述预设值(如50)时, 判断为本底检测模式, 输出第一模式信号。步骤S05则是根据所述第一模式信号调用本底检测

模式对应的去噪模板进行去噪。当大于等于所述预设值时，判断为血样检测模式，输出第二模式信号。步骤S05则是根据所述第二模式信号调用血样检测模式对应的去噪模板进行去噪。

[75] 血液细胞分析仪进行本底和血样检测时，通常是建立数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图对样本进行分析。所述数字散射信号是根据散射信号产生的前向脉冲信号进行模数转换而得来。

[76] 请同时参阅图4和图5，其分别是实际本底检测时，去噪前后基于数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图，横轴为数字荧光信号FL，纵轴为数字散射信号FSC。很明显可以看出，图4的左下角部分有较多的数据点，而本底检测时，所有数据点均为噪声数据点。图5是去噪后的效果，其数据点明显减少，即噪声数据基本清除。

[77] 请同时参阅图6和图7，其分别是实际血样检测时，去噪前后基于数字荧光信号和数字散射信号的二维散点图，横轴为数字荧光信号FL，纵轴为数字散射信号FSC。图6中所示方框内的数据点为血样中血小板对应数据点，很明显可以看出，方框的左边有大量数据点存在，（传统做法是直接在这幅图上把方框左侧的数据点全部“切掉”，但这样做会同时切掉有用的血小板信号，导致结果准确性降低）而这些数据点大部分是噪声数据点。在对血小板进行分析时，由于噪声数据点和血小板对应的数据点非常接近，这些噪声数据点将会作为血小板的数据点进行计算，从而导致检测出的血小板含量远高于实际血小板含量，严重失真。接着看图7，其为去噪后的结果，方框内的数据点即为血小板对应的数据点，方框周围的数据点已基本被清除干净，从而使得后续血样中的血小板检测结果更为准确。

[78] 为了进一步验证本发明的效果，在做光学法检测的同时也用阻抗法进行检测。使用的血样在阻抗法下得到的血小板值：本底检测模式的结果为0，血样检测模式的结果为 $81 \times 10^9/L$ 。通过光学法检测时去噪前后测得的数据如下表所示：

[Table 1]

		去噪前	去噪后
光学法血小板测量值（10 ⁹ /L）	本底检测模式	21	1
光学法血小板测量值（10 ⁹ /L）	血样检测模式	141	78

- [79] 可以很明显看出：去噪前，光学法血小板的检测值达到了阻抗法血小板的检测值的2倍左右，严重失真；去噪后，光学法血小板检测值恢复到正常水平，与阻抗法的血小板检测值非常接近。
- [80] 上述步骤S05若采用的是通过图像处理进行去噪，则包括如下步骤：
- [81] 首先识别出步骤S04得到的数字荧光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域。
- [82] 然后去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。
- [83] 此方式不需要预设固定的需要去除的数据点的边界，而是通过图像识别的方式去除较小分布区域内的数据，同样可以达到去除噪声的目的和效果。
- [84] 另外，本发明针对上述光信号的去噪方法还提供了一种与其对应的光信号的去噪装置。
- [85] 如图8所示，其为一实施例的光信号的去噪装置30的功能模块图，包括：光电感应器301、信号调理电路302、模数转换电路303、脉冲提取模块304、脉冲信息组合模块305、去噪模块306和存储模块307。
- [86] 光电感应器301用于接收荧光信号，生成模拟的荧光脉冲信号。
- [87] 信号调理电路302用于对所述荧光脉冲信号进行放大、滤波和限幅处理。
- [88] 模数转换电路303用于将荧光脉冲信号转化为数字荧光信号。
- [89] 脉冲提取模块304用于获取数字荧光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息。
- [90] 所述脉冲特征信息是指：峰值、相对峰值、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻，脉冲间隔的时间等信息。所述相对峰值是指实际得到的峰值相对信号基线的峰值。所述获取的至少二种脉冲特征信息可以是上述列举的各种脉冲特征信息

的任意二二组合或三三组合等。

[91] 脉冲信息组合模块305用于生成以至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的数字荧光信号的散点图。

[92] 去噪模块306用于根据数字荧光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，去除数字荧光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效荧光信号。

[93] 存储模块307用于存储所述有效荧光信号。所述有效荧光信号即是去噪后的数字荧光信号。

[94] 本实施例中，所述脉冲提取模块304进一步包括：脉冲识别单元341、峰值缓冲器342、基线缓冲器343、脉宽缓冲器344和相对峰值计算单元345。

[95] 脉冲识别单元341用于获取数字荧光信号中各脉冲的峰值信息、基线信息和脉宽信息，并分别存储到峰值缓冲器342、基线缓冲器343和脉宽缓冲器344中。

[96] 相对峰值计算单元345用于根据峰值缓冲器342和基线缓冲器343中的峰值信息和基线信息，计算得到相对峰值信息。

[97] 此时：脉冲信息组合模块305用于生成以相对峰值和脉宽作为坐标轴的二维的数字荧光信号的散点图。

[98] 本实施例中，所述去噪模块306进一步包括：脉冲信息统计单元361，比较单元362、去噪模板存储器363和去噪单元364。

[99] 去噪模板存储器363用于存储预设的至少一个与数字荧光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上的去噪模板，所述边界值对应噪声数据点分布区域。一较佳施例中，去噪模板存储器363中存储有二种去噪模板，分别对应本底检测模式和血样检测模式。

[100] 脉冲信息统计单元361用于分析得到所述数字荧光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值。仍以前述的相对峰值和脉宽的二维散点图为例，所述预设范围可以是：相对峰值>512，脉宽>10所限定的范围。

[101] 比较单元362用于将所述数量值与预设值比对，当小于所述预设值（如50）时，判断为本底检测模式，输出第一模式信号；当大于等于所述预设值时，判断为血样检测模式，输出第二模式信号。

- [102] 去噪单元364用于根据所述第一模式信号和第二模式信号调用去噪模板存储器363中对应的去噪模板，去除数字荧光信号中与去噪模板对应区域内的脉冲数据。
- [103] 请参阅图9，其为另一实施例的去噪模块406的功能模块图，其包括：图像识别单元461和噪声处理单元462。
- [104] 图像识别单元461用于识别出数字荧光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域。
- [105] 因为，通过多次实验测试得到，数字荧光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分别分布在二个不同大小是区域，且噪声数据点分布区域较小。基于此特征，本发明提出了该种采用图像处理的方式去除噪声。
- [106] 噪声处理单元462用于去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。
- [107] 综上所述，本发明的光信号的去噪方法和装置，是根据实验研究得到的数字荧光信号在其多个（二个及以上）脉冲特征信息构成的多维（二维及以上）散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，而进行的二维或多维去噪。即在建立了数字荧光信号的多维散点图之后，便可以很方便且准确的去除噪声数据，如本案提供的预设去噪模板方式和图像处理方式等。
- [108] 而传统技术都只是通过单一阈值滤波的方式（即横/纵一刀切的方式）进行去噪，其去噪效果是要么留下较多的噪声信号不能去除，要么就会去除较多的有效数据。
- [109] 通过实验验证，与传统技术比较，本发明的光信号的去噪方法和装置能够达到更好的去噪效果，从而使得后续的检测结果更为精确。
- [110] 以上的光信号的去噪方法和装置只是以荧光信号进行的举例说明，其他光信号，如散射信号等，均可采用上述光信号的去噪方法和装置进行去噪。
- [111] 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本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。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种光信号的去噪方法，其特征在于，包括如下步骤：
步骤S01，接收光信号，生成模拟的光脉冲信号；
步骤S02，将所述光脉冲信号转化为数字光信号；
步骤S03，获取所述数字光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息；
；
步骤S04，生成以所述至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的所述数字光信号的散点图；
步骤S05，根据所述数字光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，去除所述数字光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效光信号；
步骤S06，存储所述有效光信号。
- [权利要求 2] 根据权利要求1所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述步骤S05是根据预设的去噪模板去除所述数字光信号中与所述预设的去噪模板对应区域内的脉冲数据；所述去噪模板是与所述数字光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上边界区域，所述边界值对应噪声数据点分布区域。
- [权利要求 3] 根据权利要求2所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述预设的去噪模板至少有二个，分别对应本底检测模式和血样检测模式。
- [权利要求 4] 根据权利要求3所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述步骤S05包括如下步骤：
分析得到所述数字光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值；
将所述数量值与预设值比对，当小于所述预设值时，判断为所述本底检测模式，输出第一模式信号；当大于等于所述预设值时，判断为所述血样检测模式，输出第二模式信号；
根据所述第一模式信号和所述第二模式信号调用对应的所述去噪

模板进行去噪。

- [权利要求 5] 根据权利要求1所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述至少二种脉冲特征信息是在峰值、相对峰值、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻和脉冲间隔的时间中的二二组合或三三组合。
- [权利要求 6] 根据权利要求1所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述步骤S03获取的所述脉冲特征信息包括相对峰值和脉宽；所述步骤S04是生成以相对峰值和脉宽作为坐标轴的二维的所述数字光信号的散点图。
- [权利要求 7] 根据权利要求1所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述步骤S05包括如下步骤：
识别出所述数字光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域；
去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。
- [权利要求 8] 根据权利要求1所述的光信号的去噪方法，其特征在于，所述光信号为荧光信号。
- [权利要求 9] 一种光信号的去噪装置，包括光电感应器和模数转换电路，所述光电感应器用于接收光信号，生成模拟的光脉冲信号；所述模数转换电路用于将所述模拟的光脉冲信号转化为数字光信号；其特征在于，所述光信号的去噪装置还包括：脉冲提取模块、脉冲信息组合模块、去噪模块和存储模块，
所述脉冲提取模块用于获取所述数字光信号中各脉冲的至少二种脉冲特征信息；
所述脉冲信息组合模块用于生成以至少二种脉冲特征信息作为坐标轴的二维或二维以上的所述数字光信号的散点图；
所述去噪模块用于根据所述数字光信号的散点图中有效数据点和噪声数据点分布区域相对分离的特点，去除所述数字光信号中噪声数据点对应的脉冲数据，生成有效光信号；
所述存储模块用于存储所述有效光信号。

- [权利要求 10] 根据权利要求9所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述去噪模块包括：去噪模板存储器和去噪单元，所述去噪模板存储器用于存储预设的至少一个与所述数字光信号的散点图对应的设有边界值的二维或二维以上的去噪模板，所述边界值对应噪声数据点分布区域；所述去噪单元用于调用所述去噪模板存储器中的所述去噪模板，去除所述数字光信号中与所述去噪模板对应区域内的脉冲数据。
- [权利要求 11] 根据权利要求10所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述去噪模板存储器中至少预设有二种所述去噪模板，分别对应本底检测模式和血样检测模式。
- [权利要求 12] 根据权利要求11所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述去噪模块还包括：脉冲信息统计单元和比较单元，所述脉冲信息统计单元用于分析得到所述数字光信号的散点图中在预设范围内的数据点的数量值；
所述比较单元用于将所述数量值与预设值比对，当小于所述预设值时，判断为所述本底检测模式，输出第一模式信号，当大于等于所述预设值时，判断为所述血样检测模式，输出第二模式信号；
所述去噪单元用于根据所述第一模式信号和所述第二模式信号调用所述去噪模板存储器中对应的所述去噪模板，去除所述数字光信号中与所述去噪模板对应区域内的脉冲数据。
- [权利要求 13] 根据权利要求9所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述去噪模块包括：图像识别单元和噪声处理单元，所述图像识别单元用于识别出所述数字光信号的散点图中的一大一小两个数据点分布区域；所述噪声处理单元用于去除较小分布区域内数据点对应的脉冲数据。
- [权利要求 14] 根据权利要求9所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述脉冲提取模块获取的所述至少二种脉冲特征信息是在峰值、相对峰值

、脉宽、脉冲面积、脉冲产生的时刻和脉冲间隔的时间中的二二组合或三三组合。

[权利要求 15]

根据权利要求9所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述脉冲提取模块包括：脉冲识别单元、峰值缓冲器、基线缓冲器、脉宽缓冲器和相对峰值计算单元，

所述脉冲识别单元用于获取所述数字光信号中各脉冲的峰值信息、基线信息和脉宽信息，并分别存储到所述峰值缓冲器、所述基线缓冲器和所述脉宽缓冲器中；

所述相对峰值计算单元用于根据所述峰值缓冲器和所述基线缓冲器中的所述峰值信息和所述基线信息，计算得到相对峰值信息；

所述脉冲信息组合模块用于生成以相对峰值和脉宽作为坐标轴的二维的所述数字光信号的散点图。

[权利要求 16]

根据权利要求8所述的光信号的去噪装置，其特征在于，所述光信号为荧光信号。

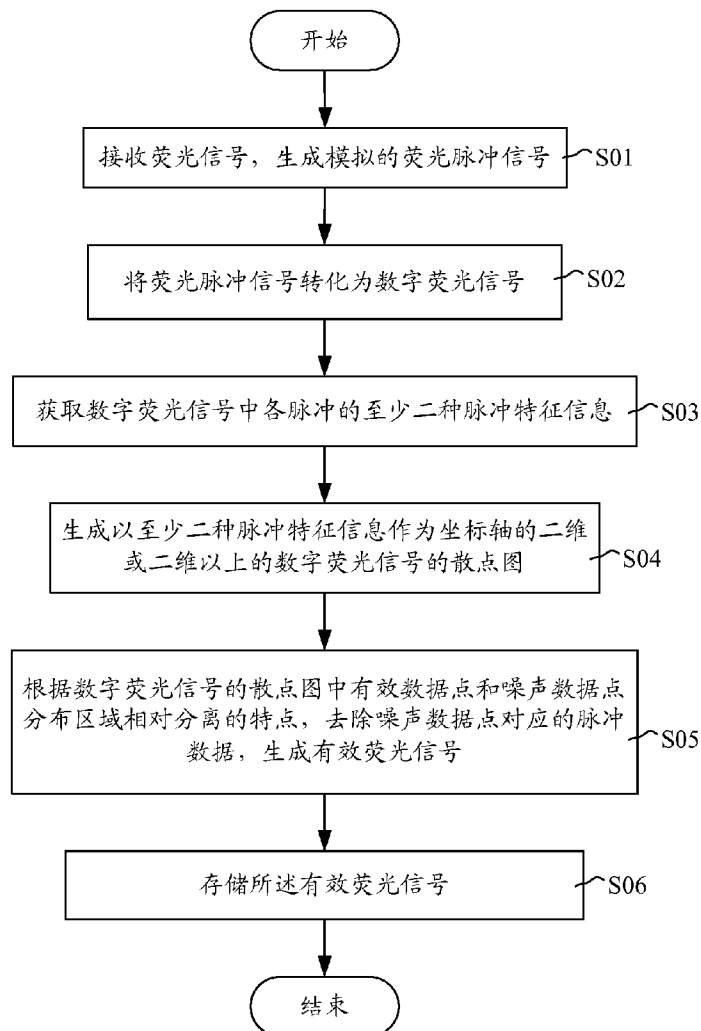


图 1

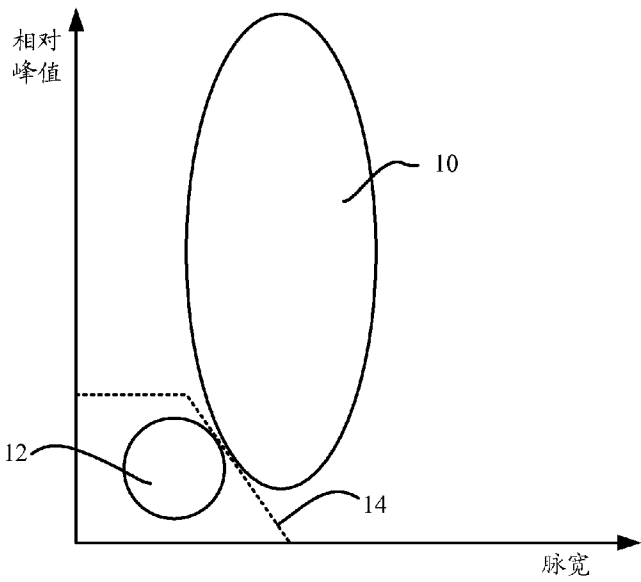


图 2

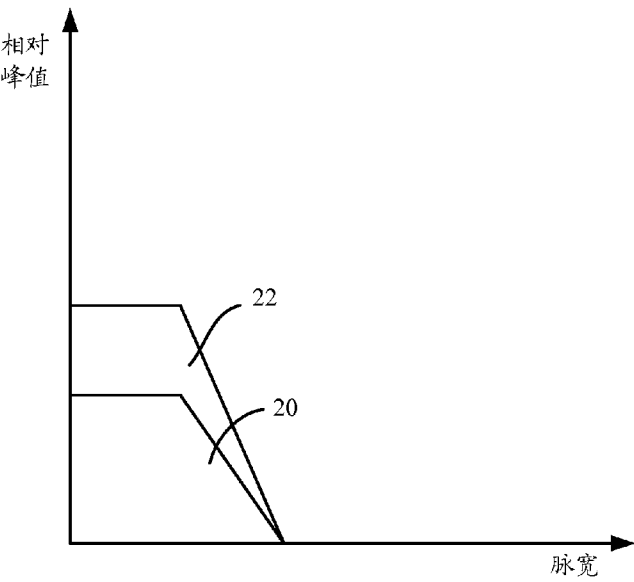


图 3

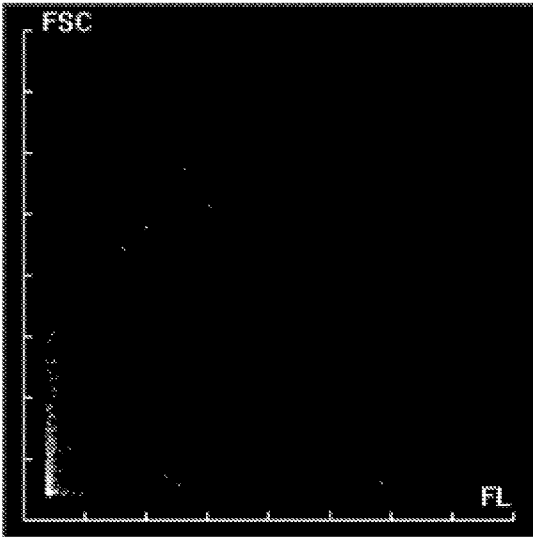


图 4

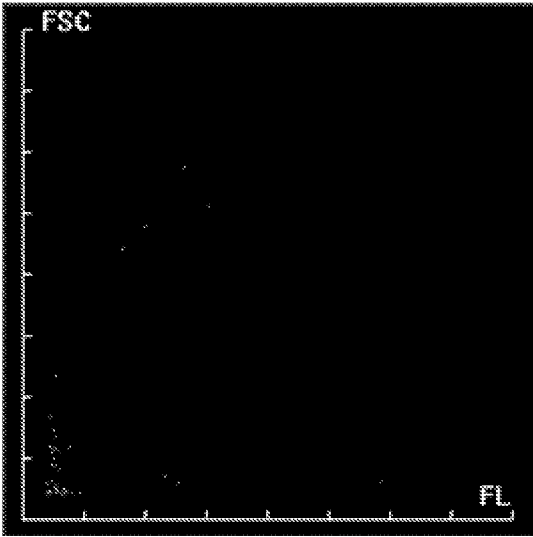


图 5

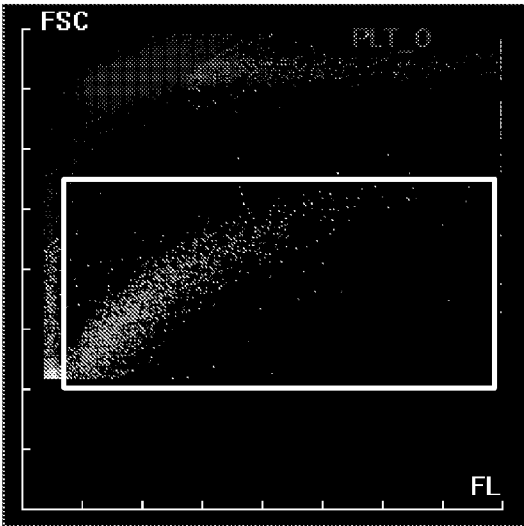


图 6

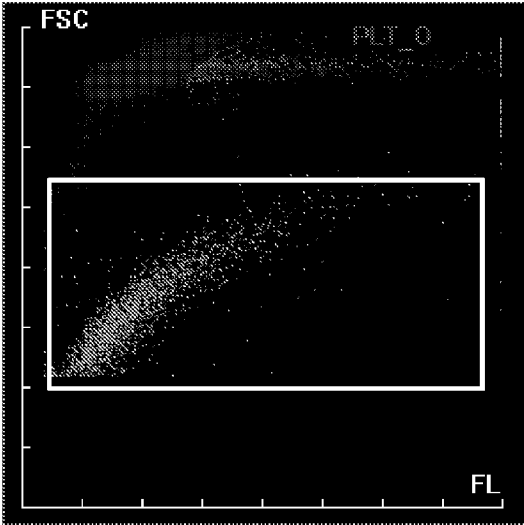


图 7

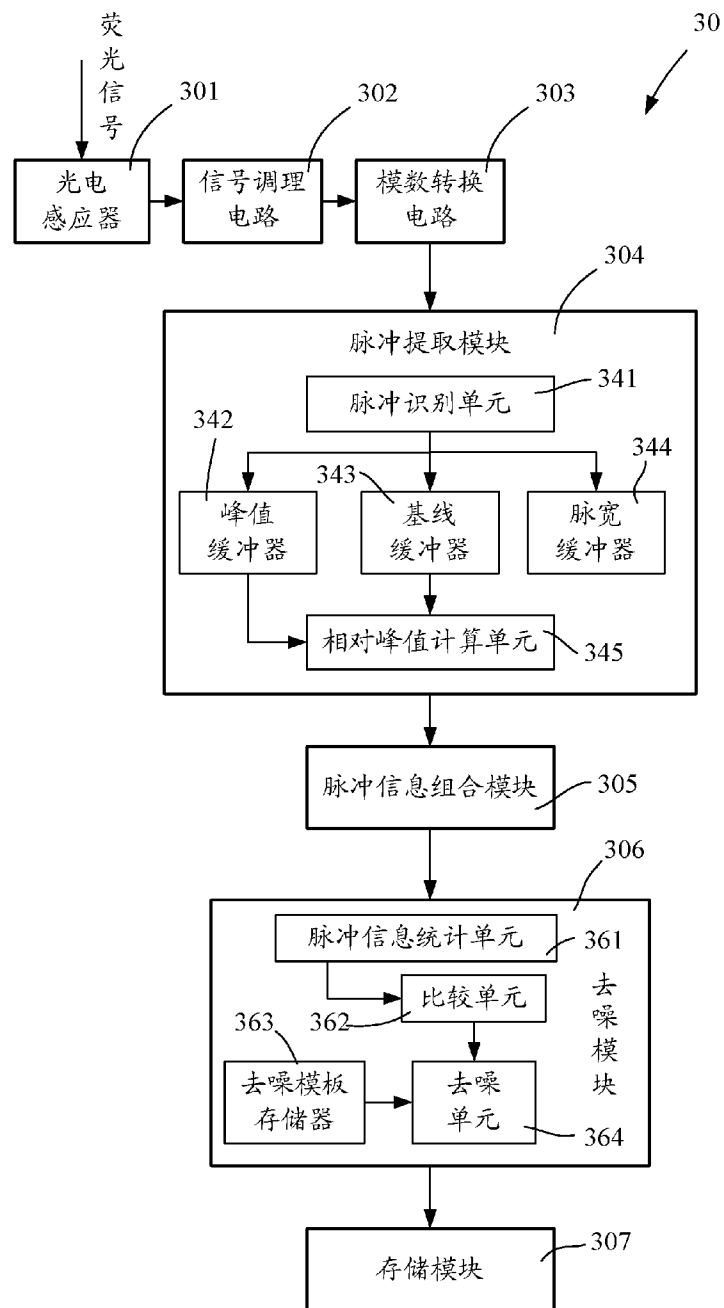


图 8

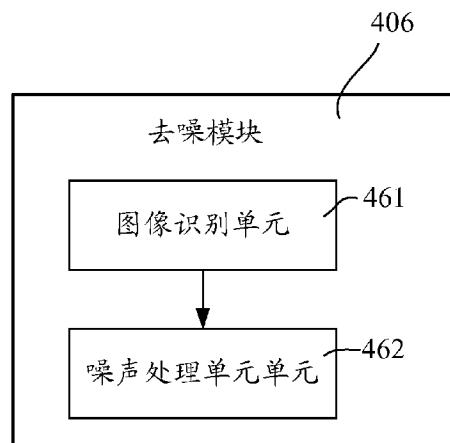


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2012/083605

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01D 3/302 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: G01D3, G01N33, G01N15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS; CPRSABS; CNKI; VEN: light signal, light+, fluorescence, noise+, pulse, denoising, filter+, coordinate, scatter diagram, chart, diagram, scatterplot, distribution

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 101206218 A (SYSMEX CORP) 25 Jun. 2008 (25.06.2008) description, page 3, paragraph 2 to page 4, paragraph 3, page 5, paragraph 14 to page 11, paragraph 2	1-2,5-10,13-16
Y	CN 101672759 A (SHENZHEN MINDRAY BIO MEDICAL ELECTRONICS) 17 Mar. 2010 (17.03.2010) description, page 6, paragraphs 2-3, figures 1-17, abstract	1-2,5-10,13-16
A	CN 201503272 U (SHENZHEN HASEE COMPUTER CO LTD) 09 Jun. 2010 (09.06.2010) the whole document	1-16
A	CN 101762448 A (SHENZHEN MINDRAY BIO MEDICAL ELECTRONICS) 30 Jun. 2010 (30.06.2010) the whole document	1-16
A	CN 101067867 A (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS) 07 Nov. 2007 (07.11.2007) the whole document	1-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 27 Dec. 2012 (27.12.2012)	Date of mailing of the international search report 24 Jan. 2013 (24.01.2013)
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer PENG, Zhiping Telephone No. (86-10) 62085741

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/CN2012/083605

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003/0165869 A1 (APPLERA CORP ET AL) 04 Sept. 2003 (04.09.2003) the whole document	1-16
A	US 2005/0255485 A1 (APPLERA CORP ET AL) 17 Nov. 2005 (17.11.2005) the whole document	1-16
A	US 2007/0105230 A1 (BECKMAN COULTER INC) 10 May 2007 (10.05.2007) the whole document	1-16
A	US 2011/0084967 A1 (INT BUSINESS MACHINES CORP) 14 Apr. 2011 (14.04.2011) the whole document	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2012/083605

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101206218 A	25.06.2008	CN 101206218 B	07.12.2011
		EP 1936352 A	25.06.2008
		JP 2008175807 A	31.07.2008
		US 2008199947 A	21.08.2008
		US 8017078 B	13.09.2011
CN 101672759 A	17.03.2010	NONE	
CN 201503272 U	09.06.2010	NONE	
CN 101762448 A	30.06.2010	NONE	
CN 101067867 A	07.11.2007	CN 101067867 B	21.07.2010
		US 2007258620 A	08.11.2007
		US 7889899 B	15.02.2011
US 2003/0165869 A1	04.09.2003	US 7272506 B	18.09.2007
		WO 03074739 A	12.09.2003
		AU 2003212476 A	16.09.2003
		US 2008082273 A	03.04.2008
		US 2011022555 A	27.01.2011
		US 8090543 B	03.01.2012
		US 2012143872 A	07.06.2012
US 2005/0255485 A1	17.11.2005	WO 2005113818 A	01.12.2005
		US 2010203525 A	12.08.2010
US 2007/0105230 A1	10.05.2007	US 7344890 B	18.03.2008
		WO 2007056622 A	18.05.2007
		EP 1949073 A	30.07.2008
		JP 2009515194 A	09.04.2009
US 2011/0084967 A1	14.04.2011	KR 20110039190 A	15.04.2011

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2012/083605

A. 主题的分类

G01D 3/032 (2006.01) i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: G01D3, G01N33, G01N15

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS, CPRSABS, CNKI, CNTXT: 光信号, 光, 荧光, 噪声, 脉冲, 抗噪, 去噪, 抑噪, 坐标, 散点图, 脉冲, 分布

VEN: light+, fluorescence, nois+, denoising, filt+, chart, diagram, pulse, scatterplot

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	CN101206218A (希森美康株式会社) 25.6 月 2008 (25.06.2008) 说明书第 3 页第 2 段到第 4 页第 3 段, 第 5 页第 14 段到第 11 页第 2 段	1-2,5-10,13-16
Y	CN101672759A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 17.3 月 2010 (17.03.2010) 说明书第 6 页第 2-3 段, 附图 1-17, 摘要	1-2,5-10,13-16
A	CN201503272U (深圳市神舟电脑股份有限公司) 09.6 月 2010 (09.06.2010) 全文	1-16
A	CN101762448A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 30.6 月 2010 (30.06.2010) 全文	1-16
A	CN101067867A (美国西门子医疗解决公司) 07.11 月 2007 (07.11.2007) 全文	1-16

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。

☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

27.12 月 2012 (27.12.2012)

国际检索报告邮寄日期

24.1 月 2013 (24.01.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:

中华人民共和国国家知识产权局

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088

传真号: (86-10)62019451

受权官员

彭志萍

电话号码: (86-10) 62085741

C(续). 相关文件		
类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	US2003/0165869A1 (APPLERA CORP ET AL) 04.9 月 2003 (04.09.2003) 全文	1-16
A	US2005/0255485A1 (APPLERA CORP ET AL) 17.11 月 2005 (17.11.2005) 全文	1-16
A	US2007/0105230A1 (BECKMAN COULTER INC) 10.5 月 2007 (10.05.2007) 全文	1-16
A	US2011/0084967A1 (INT BUSINESS MACHINES CORP) 14.4 月 2011 (14.04.2011) 全文	1-16

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2012/083605

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 101206218 A	25.06.2008	CN 101206218 B	07.12.2011
		EP 1936352 A	25.06.2008
		JP 2008175807 A	31.07.2008
		US 2008199947 A	21.08.2008
		US 8017078 B	13.09.2011
CN 101672759 A	17.03.2010	无	
CN 201503272 U	09.06.2010	无	
CN 101762448 A	30.06.2010	无	
CN 101067867 A	07.11.2007	CN 101067867 B	21.07.2010
		US 2007258620 A	08.11.2007
		US 7889899 B	15.02.2011
US 2003/0165869 A1	04.09.2003	US 7272506 B	18.09.2007
		WO 03074739 A	12.09.2003
		AU 2003212476 A	16.09.2003
		US 2008082273 A	03.04.2008
		US 2011022555 A	27.01.2011
		US 8090543 B	03.01.2012
		US 2012143872 A	07.06.2012
US 2005/0255485 A1	17.11.2005	WO 2005113818 A	01.12.2005
		US 2010203525 A	12.08.2010
US 2007/0105230 A1	10.05.2007	US 7344890 B	18.03.2008
		WO 2007056622 A	18.05.2007
		EP 1949073 A	30.07.2008
		JP 2009515194 A	09.04.2009
US 2011/0084967 A1	14.04.2011	KR 20110039190 A	15.04.2011