



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103808918 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201410040755. 4

(22) 申请日 2014. 01. 27

(71) 申请人 上海耀研光电科技有限公司

地址 201210 上海市嘉定区菊园新区昌徐路
88号2幢3200室

(72) 发明人 王建辉 曹晓君

(74) 专利代理机构 北京凯特来知识产权代理有
限公司 11260

代理人 郑立明 赵镇勇

(51) Int. Cl.

G01N 33/53(2006. 01)

G01N 21/78(2006. 01)

G01N 21/31(2006. 01)

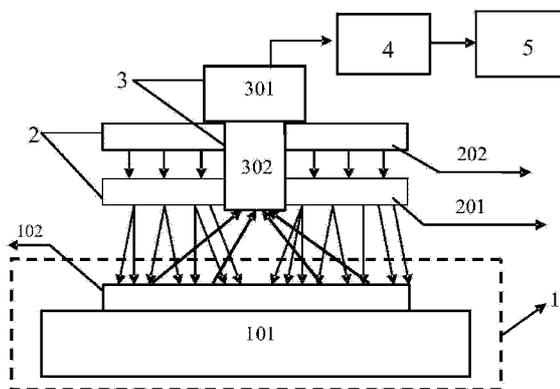
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统

(57) 摘要

本发明公开一种基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,属胶体金免疫分析领域。该检测系统包括:试纸条检测平台设有放置试纸条的试纸条放置平台;照明模块和成像模块均设置在试纸条检测平台的试纸条放置平台上方;照明模块由照明光源和设置在照明光源下方的光均匀化单元组成,其中照明光源为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源;成像模块的图像传感器采用 CMOS 图像传感器,成像模块的信号输出端与数据采集处理装置的输入端电连接。该系统采用环形矩阵照明,并辅以光均匀化单元,使输出光均匀化,检测结果更准确;成像模块采用 CMOS 图像传感器,采集速度快,可以满足动态跟踪观察反应过程的要求。



1. 一种基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,包括:
试纸条检测平台、照明模块、成像模块和数据采集处理装置;其中,
所述试纸条检测平台设有放置试纸条的试纸条放置平台;
所述照明模块和成像模块均设置在所述试纸条检测平台的试纸条放置平台上方;
所述照明模块由照明光源和设置在所述照明光源下方的光均匀化单元组成,其中所述照明光源为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源;
所述成像模块的图像传感器采用 CMOS 图像传感器,所述成像模块的信号输出端与所述数据采集处理装置的输入端电连接。
2. 根据权利要求 1 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述光均匀化单元为与所述照明光源的形状匹配的中空环形结构。
3. 根据权利要求 2 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述照明光源采用 8 个波长为 525nm,发散角为 180 度,光强为 500mcd,直径为 3mm 发光二极管,每个发光二极管采用进行遮光处理只有径向光输出的发光二极管;
所述光均匀化单元采用一面镀增透膜、另一面为打毛面,中心波长为 537nm 的均匀化玻璃板。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述成像模块的图像传感器前端设有成像透镜组,所述成像透镜组设置在所述照明模块的中空部位内。
5. 根据权利要求 1 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述数据采集处理装置包括:
微处理器芯片、显示装置、输入装置、时钟芯片、USB 控制芯片和 USB 接口;其中,
所述微处理器芯片分别与所述显示装置、输入装置、时钟芯片、USB 控制芯片电连接;
所述 USB 控制芯片与所述 USB 接口电连接。
6. 根据权利要求 5 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述显示装置采用 LCD 显示屏,通过缓冲器与所述微处理器芯片电连接。
7. 根据权利要求 5 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述数据采集处理装置还包括:微型打印机和缓冲器二;所述微型打印机通过所述缓冲器二与所述数据采集处理装置电连接。
8. 根据权利要求 5 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述数据采集处理装置通过其微处理器芯片的串行接口与所述成像模块的信号输出端电连接。
9. 根据权利要求 5 或 8 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,所述微处理器芯片采用 DSP 微处理器。
10. 根据权利要求 1 或 5 所述的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,其特征在于,还包括:USB 存储器,与所述数据采集处理装置的 USB 接口电连接。

基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及胶体金免疫分析检测仪器领域,特别是涉及使用一种基于图像传感器进行胶体金免疫分析的仪器,能用于生物检测技术、食品安全检测等领域的胶体金免疫分析的定量检测。

背景技术

[0002] 利用胶体金能与蛋白通过静电紧密结合的特性,可以作为标记物用于免疫组织化学反应,近些年来胶体金免疫分析在药物检测、生物医学等许多领域的研究已经得到发展,并越来越受到相关研究领域的重视,由它而衍生的胶体金检测技术也得到了相应发展。近年来,国内各个研究机构和公司都竞相致力于胶体金检测仪器的研究。

[0003] 近年来市场上所生产的胶体金检测仪,对于胶体金试纸条的信息采集和处理方法,不外乎两种。一种为采用电机带动线阵光电接收装置对试纸条进行线扫描采集,而后将采集到的点信息一一送入微处理器进行存储,再进行处理,所以该仪器的测量速度主要取决于电机扫描的速度,相对较慢,且电机扫描机构体积较大;为解决电机扫描方式速度慢的缺点,目前还有一种采用面阵 CCD 对试纸条的信息进行面阵拍照采集,然后将采集到的二维图像信息传到微处理器内部进行数据处理,最后给出测量结果的胶体金检测仪。

[0004] 但这种采用面阵 CCD 的胶体金检测仪虽然速度相比电机扫描的方式快,由于采集到的信息量较大,CCD 只能等到所有的图像信息都采集完后,再将电信号经放大电路放大后传输给微处理器,存在浪费时间,影响图像采集速度的问题,并且 CCD 及其附加的驱动电路和放大电路也增加了整体设备的体积和成本。由于免疫层析反应是一个动态过程,所以胶体金显色也属动态过程,而现有技术中均不能以秒量级速度得到准确的检测结果,因此也就无法实现对反应过程的跟踪观察,无法更深入地研究免疫层析反应过程。即使免疫组织化学反应失败,在检测速度慢的情况下,也无法很好地分析反应失败的原因。另外,现有技术中,为获得照明的均匀性,对光源一般只提数量要求,从两个二极管增加到四个甚至六个二极管的对称排布,但仅仅依靠增加光源的数量,并不能保证照明的均匀性,存在因光照不均匀无法保证采集到图像准确性的问题。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题是提供一种基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,能解决现有胶体金检测仪不能以秒量级速度准确采集到图像数据,处理速度无法满足动态跟踪观察反应过程的问题。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供一种基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,包括:

[0007] 试纸条检测平台、照明模块、成像模块和数据采集处理装置;其中,

[0008] 所述试纸条检测平台设有放置试纸条的试纸条放置平台;

[0009] 所述照明模块和成像模块均设置在所述试纸条检测平台的试纸条放置平台上

方；

[0010] 所述照明模块由照明光源和设置在所述照明光源下方的光均匀化单元组成，其中所述照明光源为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源；

[0011] 所述成像模块的图像传感器采用 CMOS 图像传感器，所述成像模块的信号输出端与所述数据采集处理装置的输入端电连接。

[0012] 进一步的，上述检测系统中，所述照明光源为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源；所述光均匀化单元为与所述照明光源的形状匹配的中空环形结构。

[0013] 进一步的，上述检测系统中，所述照明光源采用 8 个波长为 525nm，发散角为 180 度，光强为 500mcd，直径为 3mm 发光二极管，每个发光二极管采用进行遮光处理只有径向光输出的发光二极管；

[0014] 所述光均匀化单元采用一面镀增透膜、另一面为打毛面，中心波长为 537nm 的均匀化玻璃板。

[0015] 进一步的，上述检测系统中，所述成像模块的图像传感器前端设有成像透镜组，所述成像透镜组设置在所述照明模块的中空部位内。

[0016] 进一步的，上述检测系统中，所述数据采集处理装置包括：

[0017] 微处理器芯片、显示装置、输入装置、时钟芯片、USB 控制芯片和 USB 接口；其中，

[0018] 所述微处理器芯片分别与所述显示装置、输入装置、时钟芯片、USB 控制芯片电连接；

[0019] 所述 USB 控制芯片与所述 USB 接口电连接。

[0020] 进一步的，上述检测系统中，所述显示装置采用 LCD 显示屏，通过缓冲器与所述微处理器芯片电连接。

[0021] 进一步的，上述检测系统中，所述数据采集处理装置还包括：微型打印机和缓冲器二；所述微型打印机通过所述缓冲器二与所述数据采集处理装置电连接。

[0022] 进一步的，上述检测系统中，所述数据采集处理装置通过其微处理器芯片的串行接口与所述成像模块的信号输出端电连接。

[0023] 进一步的，上述检测系统中，所述微处理器芯片采用 DSP 微处理器。

[0024] 进一步的，上述检测系统还包括：USB 存储器，与所述数据采集处理装置的 USB 接口电连接。

[0025] 本发明的有益效果为：该检测系统的照明模块采用环形矩阵照明模式，并辅以光均匀化单元，使输出光更加均匀化，能将试纸条被检测的试纸条照的更清楚，使检测结果更加准确；由于成像模块采用的图像传感器采用 CMOS 图像传感器，采集速度比 CCD 快，且具有自动增益，自动白平衡，动态范围大。另外 CMOS 图像传感器体积小，功耗低，使整机的功耗低且体积小。该检测系统结构简单、体积小，检测时对图像采集速度快，配合数据采集处理装置，可以满足动态跟踪观察反应过程的要求。

附图说明

[0026] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用

的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域的普通技术人员来讲,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附图。

[0027] 图 1 为本发明实施例提供的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统的结构示意图;

[0028] 图 2 为本发明实施例提供的检测系统的照明模块示意图;

[0029] 图 3 为本发明实施例提供的检测系统的数据采集处理装置的结构示意图;

[0030] 图 4 为本发明实施例提供的检测系统的 USB 存储器与数据采集处理装置连接部分的示意图;

[0031] 图 5 为本发明实施例提供的检测系统对滴加 HCG 标准溶液后测得的 T/C 值与原样品浓度梯度绘制的工作曲线;

[0032] 图 6 为本发明实施例提供的检测系统对滴加 HBsAg 标准溶液后测得的 T/C 值与原样品浓度梯度绘制的工作曲线。

具体实施方式

[0033] 下面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。基于本发明的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明的保护范围。

[0034] 图 1 所示为本发明实施例提供的基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统,该检测系统包括:试纸条检测平台 1、照明模块 2、成像模块 3 和数据采集处理装置 4;

[0035] 其中,试纸条检测平台 1 设有放置试纸条的试纸条放置平台 101,该试纸条放置平台 101 上每次可插入一个待检验的胶体金试纸条 102;

[0036] 照明模块 2 和成像模块 3 均设置在试纸条检测平台 1 的试纸条放置平台 101 上方,照明模块 2 的光照端和成像模块 3 的图像采集端均对应于试纸条检测平台 1 的试纸条放置平台 101 上放置胶体金试纸条 101 的位置;

[0037] 照明模块 2 由照明光源 201 和设置在所述照明光源 201 下方的光均匀化单元 202 组成,其中所述照明光源 201 为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源;

[0038] 成像模块 3 的图像传感器采用 CMOS 图像传感器 301,成像模块 3 的信号输出端与数据采集处理装置 4 的输入端电连接。

[0039] 如图 2 所示,上述检测系统的照明模块 2 由照明光源 201 和设置在照明光源下方的光均匀化单元 202 组成;其中,照明光源 201 为由多个发光二极管按环形阵列均匀分布形成的中空环形发光二极管阵列光源;光均匀化单元 202 为与照明光源的形状匹配的中空环形结构,光均匀化单元可对获得的环形光源做进一步均化处理,获得较好的均匀光。这种中空环形发光二极管阵列光源与光均匀化单元配合形成的照明模块,照明光的均匀性好,从而使测量结果准确度高,多个发光二极管形成的环形阵列光源发出的均匀光照射在被测试纸条表面,通过漫反射方式照亮试纸条工作区域,可以突出原本难以看清的部分,从而使最终的测量结果更加可靠。本发明通过采用中空环形发光二极管阵列光源与设置的中空环形光均匀化单元配合形成的照明模块,克服了现有技术中,为获得照明的均匀性,对光源一般

只提数量要求,从两个二极管增加到四个甚至六个二极管的对称排布,而仅仅依靠增加光源的数量,并未能提高照明均匀性,也不能照清楚被检测的试纸条原本难以看清的部分,无法保证最终获得准确的图像数据的问题。

[0040] 上述照明模块 2 中,照明光源采用 8 个波长为 525nm,发散角为 180 度,光强为 500mcd,直径为 3mm 发光二极管,每个发光二极管采用进行遮光处理只有径向光输出的发光二极管;所述光均匀化单元采用一面镀增透膜、另一面为打毛面,中心波长为 537nm 的均匀化玻璃板,该均匀化玻璃板可使光均匀透过。

[0041] 上述检测系统中,成像模块 3 (结构参见图 1)的 CMOS 图像传感器 301 前端设有成像透镜组 302,成像透镜组 302 设置在照明模块 2 的中空部位内。通过设置的成像透镜组 302,使得在照明光源的照射下,胶体金试纸条 101 信息通过成像透镜组投射到 CMOS 图像传感器 301 上后,将光信号转化为电信号,再输出给数据采集处理装置 4 后进行信息提取并做试纸条浓度算法分析,最终给出准确的测量结果。

[0042] 如图 3 所示,上述检测系统中,数据采集处理装置 4 包括:

[0043] 微处理器芯片 401、显示装置 404、输入装置 405、时钟芯片 406、USB 控制芯片 407 和 USB 接口 4070;其中,

[0044] 微处理器芯片 401 分别与显示装置 404、输入装置 405、时钟芯片 406、USB 控制芯片 407 电连接;

[0045] USB 控制芯片 407 与 USB 接口 4070 电连接。

[0046] 上述数据采集处理装置 4 中,显示装置 404 采用 LCD 显示屏,通过缓冲器 402 与微处理器芯片 401 电连接。

[0047] 上述数据采集处理装置 4 还包括:微型打印机 403 和缓冲器二 4021;微型打印机 403 通过缓冲器二 4021 与微处理器芯片 401 电连接。

[0048] 上述数据采集处理装置通过其微处理器芯片 401 的串行接口 408 与成像模块 3 的信号输出端电连接。

[0049] 上述数据采集处理装置 4 的微处理器芯片采用 DSP 微处理器。

[0050] 上述检测系统还包括:USB 存储器 5,与数据采集处理装置 4 的 USB 接口 4070 电连接。通过设置的 USB 存储器与数据采集处理装置的 USB 接口配合,实现对外设的 USB 存储器的读与写,提高整个系统的数据存储空间,能够实现海量数据的存储,解决了串行接口传输数据存在的速度慢、效率低,不便于处理大数据量的问题。现有的胶体金检测仪器对于测得的胶体金检测数据,往往采用仪器内存来存储,而内存容量往往有限,如果检测数量增加,无法满足存储的要求,就必须要通过串行接口与上位机进行频繁地传输,其过程较麻烦且传输效率低浪费时间。另外,对于测得的图像数据,有时是需要先存储起来再进行分析研究的,但因图像数据的存储容量往往比较大,非常占内存,几个试纸条图像就可以把内存占满,这时再借助串行接口上传,速度极为缓慢,影响了后续检测和检测的效率。而本发明通过在数据采集处理装置中设置 USB 控制芯片和 USB 接口,可以连接外部的 USB 存储器,则很好的克服了现有胶体金检测仪器的数据存储容量太小,无法实现海量存储的问题。

[0051] 上述检测系统工作时,试纸条检测平台 1 上设置的试纸条 102 通过照明模块 2 照明下,在成像模块 3 上成像后,由成像模块 3 输出图像转成的电信号输出至数据采集处理装置 4,数据采集处理装置 4 对电信号处理、分析后,需要存储的数据输出至与数据采集处理

装置 4 连接的 USB 存储器 5 存储。

[0052] 下面结合附图和具体实施例对本发明的检测系统作进一步说明。

[0053] 图 1 是本发明基于图像传感器的胶体金免疫分析的检测系统的结构示意图。由图 1 可见,该检测系统包括:试纸条检测平台 1、照明模块 2,成像模块 3 和数据采集处理装置 4 和 USB 存储器 5;

[0054] 其中,试纸条检测平台上设有试纸条放置平台 101,试纸条放置平台 101 上设置试纸条 102;

[0055] 照明模块 2 由作为照明光源 201 的中空环形发光二极管阵列光源和光均匀化单元 202 组成。由作为照明光源 201 的中空环形发光二极管阵列光源发出的平行光透过光均匀化单元 102 后,被进一步均匀。

[0056] 成像模块 3 由作为图像传感器的 CMOS 图像传感器 301 和设置在 CMOS 图像传感器前端的成像透镜组 302 组成。

[0057] 如图 2 所示,照明模块 2 的作为照明光源 201 的中空环形发光二极管阵列光源由多个发光二极管围绕成像模块 3 的成像透镜组 302 的光轴呈环形对称排布,以得到环形平行光。

[0058] 如图 3 所示,数据采集处理装置 4 包括微处理器芯片 DSP401、缓冲器 402、LCD 屏 403、微型打印机 404、键盘 405、时钟芯片 406、USB 控制芯片 407 和与成像模块 3 的 CMOS 图像传感器 301 通信的串行接口 408。

[0059] 如图 4 所示,该检测系统中,实现连接外部 USB 存储器 5 进行海量数据存储的结构包括:与微处理器芯片 DSP401 连接的 USB 控制芯片 407(由 RAM 缓冲器 4071 和串口传输模块 4072 连接而成)和 USB 接口 4070(两者构成了 USB 控制模块),USB 接口 4071 连接外部的 USB 存储器 5。

[0060] 利用本发明的检测系统进行检测时:将滴有样品溶液的胶体金试纸条 102 固定在试纸条放置平台 101 上后,以照明模块 2 对试纸条放置平台 101 上的胶体金试纸条 102 进行照明,采用成像模块 3 的成像的 CMOS 图像传感器 301 对胶体金试纸条 102 进行检测,获得胶体金试纸条 102 的图像数据,然后数据采集处理装置 4 将试纸条的图像数据进行信号处理后,最终得到试纸条上所滴样品溶液的浓度,可通过外置的与数据采集处理装置 4 连接的 USB 存储器 5(如 U 盘)将测得的测量结果数据进行存储。

[0061] 试纸条放置平台 101 是根据所检测试纸条盒的几何尺寸来进行设计的,最终使试纸条能够镶嵌在该平台上,将待测面裸露在成像模块 3 的视野内即可。

[0062] 照明模块 2 的选用,首先使用分光光度计测出待测胶体金溶液的吸收光谱,得到其吸收峰和吸收光谱宽度。按照测得的胶体金溶液吸收光谱,设计二极管照明光源,使光源照射到被测胶体金标记物上的光谱在胶体金溶液吸收光谱范围内。为得到较好的均匀光照明,照明光源 201 采用与胶体金溶液吸收光谱范围相一致的多个发光二极管进行环形阵列排布,排布结构是围绕所述的成像透镜组光轴对称环形排布,且发光二极管的发光亮度和发散角度适中。除此之外,还可采用专业的机械工艺对发光二极管的表面进行细微打磨,以获得合适的均光效果,再设置光均匀化单元 202,对平行光的强度进行衰减弱化,最终使光度更加均匀。

[0063] 照明模块 2 发出来的均匀光照到胶体金试纸条 101 上后,该胶体金试纸条 101 的

每点会对光有不同程度的吸收,每个点发出的光会通过成像透镜组 302 后在 CMOS 图像传感器 301 的感光二极管上被捕获,并产生输出电流,其电流的强度则与胶体金试纸条 101 上图像的光强度信息成正比。根据郎伯比尔定律,该信号的大小恰好与胶体金试纸条上溶液的浓度成正比。该电信号再经 CMOS 图像传感器 301 中的放大器后,再由 CMOS 图像传感器 301 中的 A/D 放大器直接转换成对应的数字信号,数字信号合并之后被直接送交数据采集处理装置 4 的微处理器芯片 DSP401 进行图像信号处理。

[0064] 数据采集处理装置 5 的微处理器芯片 DSP401 作为整个系统数据采集和信号处理的核心,主要通过接收来自键盘 405 的命令,来指挥各个外设执行相应的功能,如在显示装置 404(可采用 LCD 屏)上的显示内容、微型打印机 403 的打印、通过串行接口 408 进行胶体金试纸条 101 的数据信息采集、数据通过 USB 控制芯片 407 可以传输到 USB 存储器 5 等。

[0065] 显示装置 404 通过两个缓冲器 402 与微处理器芯片 DSP401 相连,实时显示信号处理的结果,该显示装置 404 还将获得的图像数据还原成图像显示出来,以供检测者观看,直观且方便。微型打印机 403 也通过两个缓冲器 402 与微处理器芯片 DSP401 相连,方便用户打印相关的测量结果。时钟芯片 406 通过三个 I/O 口与微处理器芯片 DSP401 连接,以串行读写的方式来读写时间数据,若系统时间有误,用户可以及时通过键盘实时修改。通过 USB 控制芯片 407 把存储在内部数据存储器中的测量结果传输到 USB 存储器 5 中,从而传输到电脑中去。

[0066] 利用 USB 存储器进行海量数据的存储具体过程为:首先,在微处理器芯片 DSP401 的控制下,由 CMOS 图像传感器 301 采集到胶体金试纸条 101 的图像数据,存入微处理器芯片 DSP401 的内存后进行数据信号处理和计算,其结果存在 DSP401 的内存中,当容量增加到一定程度,即 DSP401 的内存也不能满足存储要求时,则 DSP401 将会选择将计算结果数据以批量传输的方式先通过 USB 控制芯片的 RAM 缓冲器 4071,最终通过串口传输模块 4072 和 USB 接口进入到 USB 存储器 5 中。如果在测量过程中,对图像数据存有疑问,可以将采得的图像数据保存到 USB 存储器 5 中,再由 USB 存储器 5 将它们传到 PC 机进行数据处理。

[0067] 本发明检测系统的工作过程如下:

[0068] 该检测系统开机上电后,显示装置 404 (LCD 屏)显示用户提示信息,通过键盘 405 的输入设定被测样品种类即样品 ID 号、被检项目、操作者、阴阳性参考值,存储、打印和查看检测结果,同时可以修改系统的时间、启动“检测”命令等。

[0069] 将待测样品溶液滴入到胶体金试纸条 102 上,使样品溶液中的抗原与胶体金试纸条 102 的抗体充分结合后即显色反应完毕后,将胶体金试纸条 102 置于试纸条放置平台 101 上。照明光源 201 (即中空二极管环形阵列光源),发出的平行光束经过光均匀化单元 202 后,在胶体金试纸条 102 表面形成的光斑足可以覆盖整个试纸条的被测区域,并且光照均匀,以保证本发明具有较高的稳定性与灵敏度。胶体金试纸条 102 上有两个带,一个为监控带(C带),其目的是为了检验试纸条是否合格,该带的样品溶液结合浓度是固定不变的;另外一个是被检测带(T带),该带的显色程度取决于样品溶液的浓度,最终取 T/C 为最终样品的浓度值。

[0070] 按键盘 405 上的“检测”键,即启动图像采集动作。胶体金试纸条 102 的被检测区吸收了来自照明模块 2 的光后,受微处理器芯片 DSP401 的指挥,通过成像模块 2 的成像透镜组 302 在 CMOS 图像传感器 301 的感光元件上成像,将胶体金试纸条 102 的图像光强度信

息转化为电信号,其大小与吸光度的大小成正比,将多次成像获得的图像电信号再由微处理器芯片 DSP401 采集后存入内部数据存储器后进行运算取平均值,获得一幅图像的数据,将其进行滤波处理后,再进行插值处理后,成像于 LCD 屏幕(即显示装置 404)上;然后利用平均值图像数据进行数据处理,在显示装置 404 (LCD 屏)上分别以 X、Y 作为横、纵坐标实时绘出试纸条上一维方向上各点的吸光度值曲线,即带有 T 带和 C 带信息的曲线,再通过检测算法,得到 T/C 的值,即该样品溶液的浓度,进而对样品溶液中所含的待测生物分子含量作出准确的判断,该值也可以和对应种类的阴阳性参考值做比较,以得到准确的阴阳性判断。该判断结果被送入内部数据存储器存储,通过 USB 存储器 5 可将检测结果输出。同时,在采集图像数据的过程中,可以通过按键操作,将采集的大容量图像数据通过 USB 控制器 407 存入 USB 存储器 5 中,以供 PC 机重构图像,有助于进一步研究。

[0071] 实施例:

[0072] 如图 1 所示,照明模块 2 中的照明光源 201,采用 8 个波长为 525nm,发散角为 180 度,光强为 500mcd,直径为 3mm 发光二极管,呈环形阵列排列,再在每个二极管上进行遮光处理,使其只有径向光输出,然后将发光二极管围绕所述的成像透镜组光轴对称环形排布。光均匀化单元 202 采用均匀化玻璃板,其一面镀增透膜,中心波长为 537nm,使光充分透过去,另一面打毛,散射充分,并将其置于发光二极管阵列 201 下方,因此在试纸条 102 上可以得到亮度和强度均匀的光。

[0073] 成像模块 3 的 CMOS 图像传感器 301 可采用美国 OmniVision 公司生产的 OV528 串行接口传输图像传感器模块,分辨率 VGA 为 640×480,传输速度为 115200bit/s,镜头为 1/4",直接输出未压缩格式输出,减小压缩和解压带来的时间浪费,该 CMOS 图像传感器比 CCD 体积小,功耗低。通过采用新型 CMOS 图像传感器,它的图像采集速度比 CCD 快,且具有自动增益,自动白平衡,动态范围大,可有效提高检测效率。

[0074] 标准样品 I :采用浓度为 400mIU/ml、200mIU/ml、100mIU/ml、50mIU/ml、25mIU/ml 的 HCG。

[0075] 标准样品 II :浓度含量为 100%、50%、25%、12.5%、6.25% 的 100ng/ml 的 HBsAg。

[0076] 数据采集处理装置 4 的微处理器芯片 DSP401 可采用 Freescale 公司生产的 DSP 芯片 MC56F8366,为哈佛结构,支持并行处理,主频 60MHz,达到 60 兆条指令的执行速度;采用多重流水线结构,可以同时完成读指令,指令译码,指令执行等几个阶段;片内具有 512K 的程序闪存,4K 的程序存储器,8K 的数据闪存,32K 的数据存储器;16 个 12 位的模数转换器 A/D,两个串行通信接口(SCIs),含有 16 位数据线和地址线,另外还有大量 I/O 口,利于芯片的扩展。通过采用处理速度极快的 DSP 微处理器进行图像数据处理,与获取图像速度快于 CCD 的 CMOS 图像传感器配合,所以整个数据采集与信号处理速度快于现有技术,且 DSP 芯片的高度集成,也省去了许多外扩芯片,进一步提高了整机的集成度。

[0077] USB 控制芯片 407 可采用美国 CYPRESS 公司生产的 SL811HST,USB 存储器 5 可采用 128M 朗科 U 盘,USB1.1 传输协议,也可以采用 USB2.0 或 USB3.0 传输协议的容量更大的 USB 存储器。在 DSP401 的指挥下,对 U 盘 5 进行批量写操作,U 盘 5 采用可使 DSP 芯片 401 与 U 盘 5 之间的通信速度可达 150kbit/s,最终实现测量结果海量存储。

[0078] 本实施例的检测系统完成一次检测所需时间为 6 秒钟,优于现有 CCD 的胶体金检测仪的检测速度。

[0079] 如图 5、6 所示,为滴加 HCG 和 HBsAg 两种标准溶液系列后,与测得的 T/C 值与原样品浓度梯度绘制的工作曲线,其中,横坐标为 T/C 值,纵坐标为原样品浓度梯度,两种标准浓度溶液的 CV 值均在 95% 以上,优于现有技术。

[0080] 本检测系统将所有元器件和系统集成在一起,整机一体化,体积小,其体积为宽 195mm× 深 185mm× 高 115mm,重量小于 1.6kg,体积和重量均优于现有的 CCD 的胶体金检测仪,可以携带到野外进行现场快速检测。

[0081] 本发明实施例的基于 CMOS 图像传感器的胶体金免疫分析检测系统,针对胶体金的显色特征,采用多个发光二极管呈环形分布,再辅以光均匀化单元对照明进行均匀化处理,降低了系统的光源背景噪声特定的照明光源,及采用 CMOS 图像传感器作为图像接收元件并与采用微处理器芯片 DSP 的数据采集处理装置配合,提高了检测速度,降低了功耗,缩小了体积。另外数据存储采用 DSP 微处理器构成的数据采集处理装置控制 USB 芯片,能够连接外部大容量 U 盘,实现快速海量数据存储,避免了原有的小内存和串行接口与上位机的缓慢传输速度慢,效率低的问题。

[0082] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明披露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应该以权利要求书的保护范围为准。

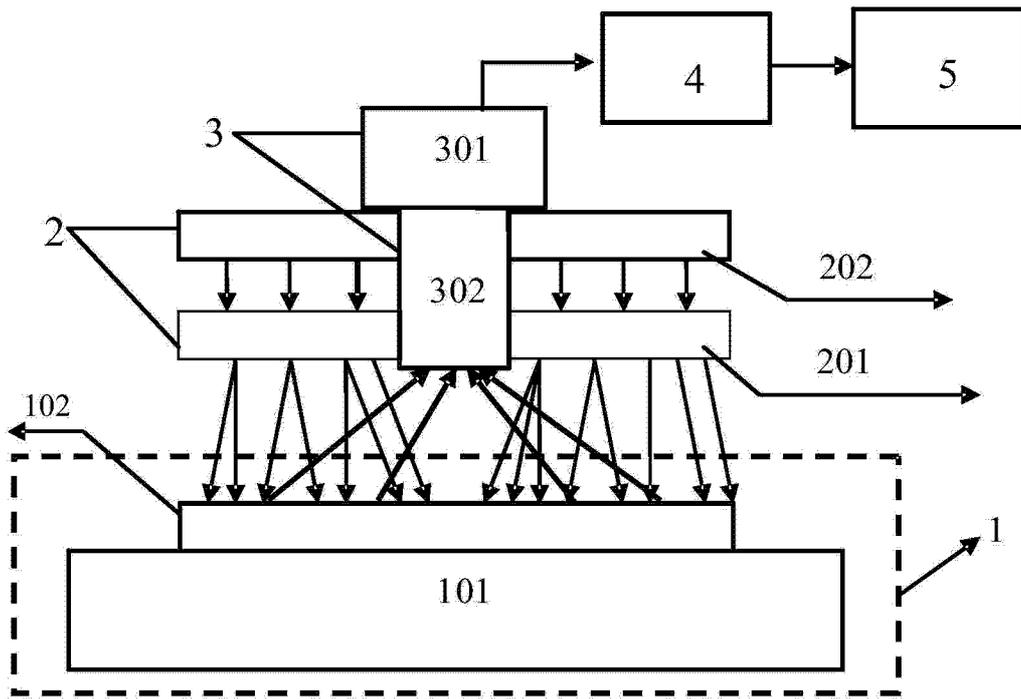


图 1

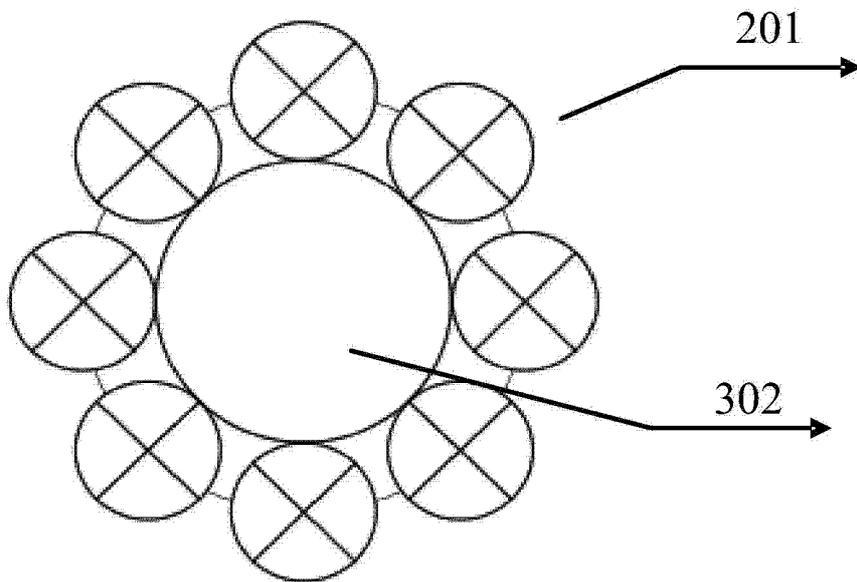


图 2

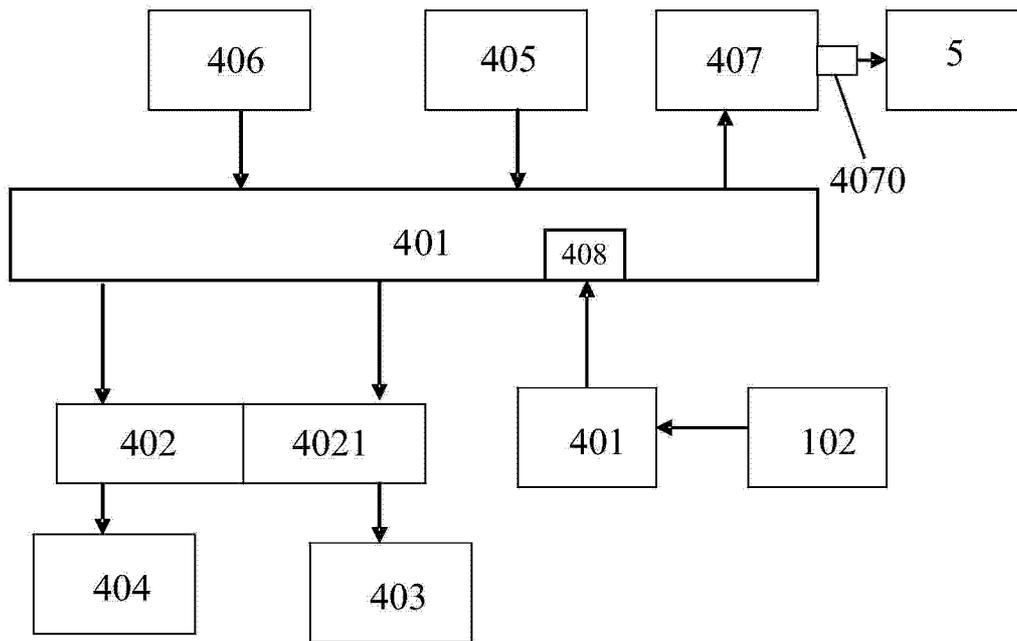


图 3

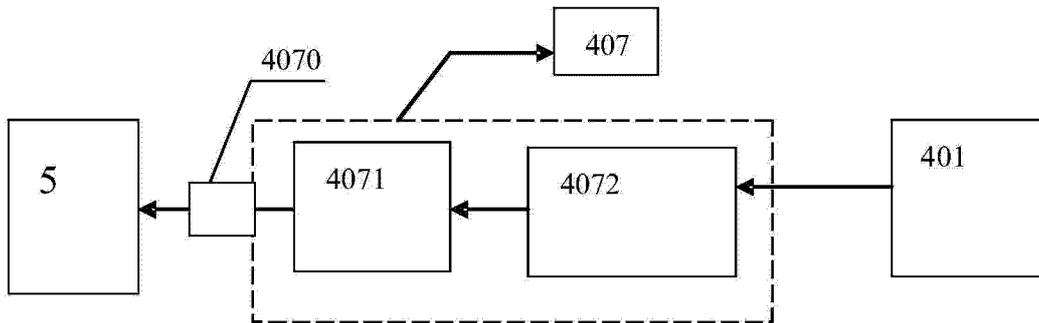


图 4

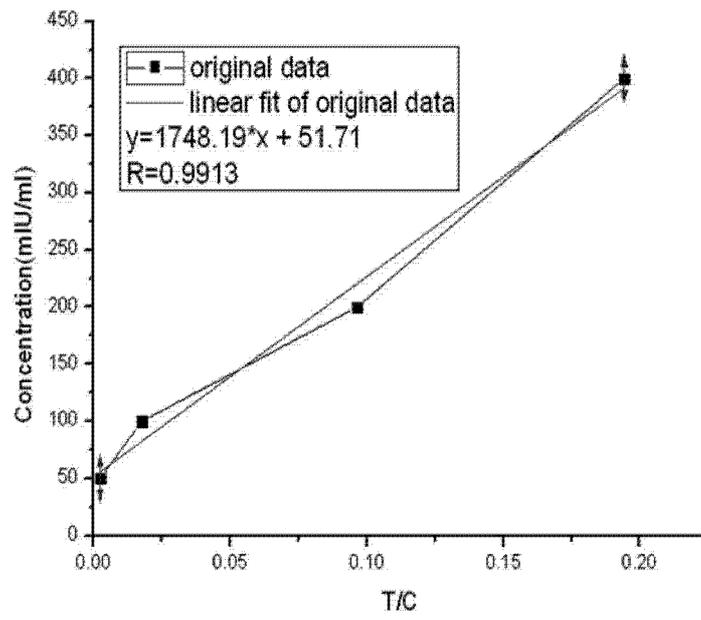


图 5

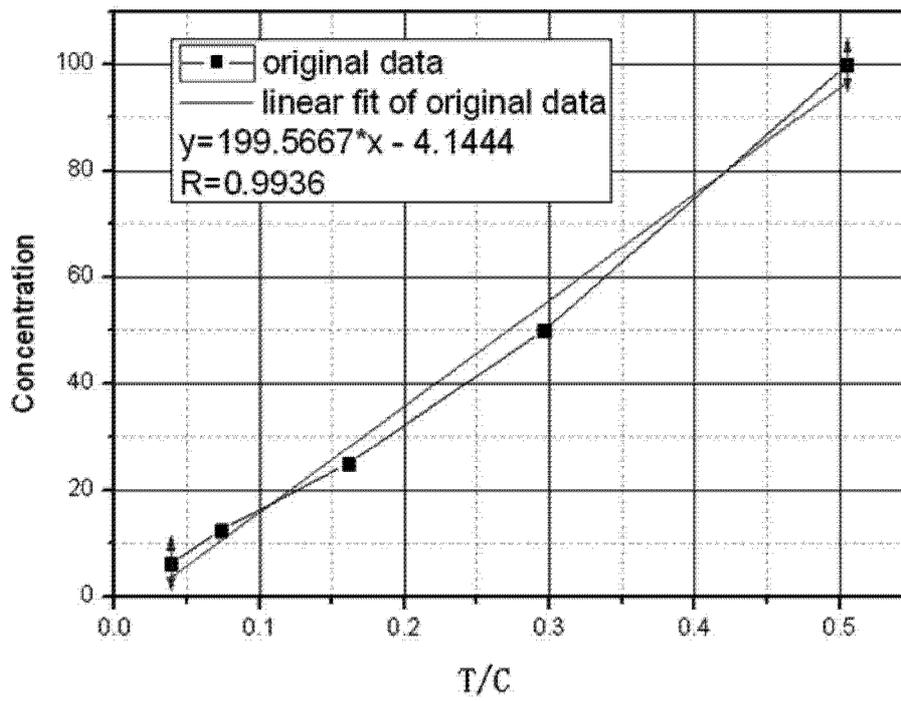


图 6