

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷
G01N 9/24
G01N 21/25



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410039621.7

[43] 公开日 2004 年 8 月 18 日

[11] 公开号 CN 1521495A

[22] 申请日 2004. 2. 10
[21] 申请号 200410039621.7
[30] 优先权
[32] 2003. 2. 11 [33] US [31] 60/446279
[71] 申请人 拜尔健康护理有限责任公司
地址 美国印地安纳州
[72] 发明人 J·S·雷诺 A·J·多斯曼

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 顾晋伟 孟凡宏

权利要求书 5 页 说明书 9 页 附图 9 页

[54] 发明名称 用于体液中的分析物测定的多波长
读取头

[57] 摘要

一种用于样品中的分析物浓度测定的读取头，包括用于接收样品的读取区；包含用于输出在多个波长上的光的多个发光元件的光源；具有输入端和输出端的光导管；用于接收来自光导管输出端的光，并用基本平行光束照明样品的透镜；和用于检测响应照明样品的来自样品的光的检测器。与光源光学连接的光导管输入端用来接收多个发光元件输出的光。光导管的输入端具有从多个光学元件中的至少一个的中心偏移的中心。光导管引导从光源接收的光的大部分到光导管输出端。

I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

- 1、 一种读取头，用于测定样品中的分析物浓度，该读取头包括：
用于接收样品的读取区；
5 用于输出在多个波长上的光的多个发光元件；
具有输入端和输出端的光导管，输入端与多个发光元件光学连接以接收由多个发光元件输出的光，输入端具有从多个发光元件中的至少一个的中心偏移的中心，光导管引导接收光的大部分到输出端；
透镜，用于接收来自光导管输出端的光，并用基本平行光束照明样品；和
10 用于检测响应照明样品的来自样品的光的检测器。
- 2、 权利要求1的读取头，其中检测器检测透射通过样品的光。
- 3、 权利要求1的读取头，其中检测器检测样品反射的光。
- 4、 权利要求1的读取头，其中读取区由基本光学透明的材料构成。
- 5、 权利要求1的读取头，其中读取区包括光学反射表面。
- 15 6、 权利要求1的读取头，其中光导管由聚合物制成。
- 7、 权利要求6的读取头，其中聚合物是聚丙烯酸。
- 8、 权利要求1的读取头，其中光导管在输入端和输出端之间沿着基本为直线的路径。
- 9、 权利要求1的读取头，其中光导管在输入端和输出端之间沿着具有
20 至少一个基本为直角的路径。
- 10、 权利要求1的读取头，其中光导管具有至少5厘米的长度。
- 11、 权利要求1的读取头，其中光导管具有基本正方形的横截面。
- 12、 权利要求1的读取头，其中多个发光元件放置在表面装配装置中。
- 13、 权利要求1的读取头，进一步包括一个印刷电路板，其中检测器和
25 发光元件装配在印刷电路板上。
- 14、 权利要求1的读取头，进一步包括光纤，其用于把光从样品传送到检测器。
- 15、 权利要求1的读取头，其中照明样品的基本平行光束具有基本均匀的横截面。
- 30 16、 权利要求1的读取头，进一步包括主体，其具有用于减小从光导管

输出端所输出光的直径的校准光孔，主体放置在光导管的输出端和透镜之间。

17、权利要求 1 的读取头，进一步包括主体，其具有用于减小照明样品的基本平行光的直径的样品光孔，该主体具有放置在透镜和读取区之间的样品光孔。

5 18、权利要求 1 的读取头，其中用于输出在多个波长上的光的多个发光元件包括三个发光元件。

19、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出红光。

20、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出绿光。

21、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出蓝光。

10 22、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出波长在约 600nm 到约 670nm 之间范围的光。

23、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出波长在约 520nm 到约 520nm 之间范围的光。

15 24、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出波长在约 360nm 到约 450nm 之间范围的光。

25、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出红外光。

26、权利要求 18 的读取头，其中三个发光元件之一输出波长在约 800nm 到约 1000nm 之间范围的光。

27、权利要求 1 的读取头，其中样品是生物样品。

20 28、权利要求 27 的读取头，其中生物样品是血液。

29、一种用于测量生物样品中的分析物浓度的装置，所述装置包括：

用于接收生物样品的测试条，所述测试条包括具有试剂的反应区，所述试剂与生物样品反应，用于产生血液样品中分析物浓度的比色反应指示；

用于接收至少测试条反应区的测试条接收区；和

25 用于测量在比色反应中颜色改变程度的读取头，所述读取头包括：

包括用于输出在多个波长上的光的多个发光元件的光源；

具有输入端和输出端的光导管，输入端与光源光学连接以接收由多个发光元件输出的光，输入端具有从多个发光元件中的至少一个的中心偏移的中心，光导管引导大部分接收的光到输出端；

30 校准透镜，用于接收来自光导管输出端的光，并用基本平行光束照明测试

条的反应区域；和

用于检测来自测试条中反应区的光的检测器，所述测试条含有包括与试剂反应的分析物的生物样品。

- 30、权利要求 29 的装置，其中检测器检测通过反应样品透射的光。
- 5 31、权利要求 29 的装置，其中检测器检测反应样品反射的光。
- 32、权利要求 29 的装置，其中光导管由聚丙烯酸制成。
- 33、权利要求 29 的装置，其中光导管在光导管的第一端和第二端之间沿着基本为直线的路径。
- 34、权利要求 29 的装置，其中光导管在光导管的第一端和第二端之间沿
10 着具有至少一个基本为直角的路径。
- 35、权利要求 29 的装置，其中光导管具有基本正方形的横截面。
- 36、权利要求 29 的装置，其中光源是表面装配装置。
- 37、权利要求 29 的装置，其中多个发光元件中的每一个是发光二极管。
- 38、权利要求 29 的装置，进一步包括一个印刷电路板，其中检测器和光
15 源装配在印刷电路板上。
- 39、权利要求 29 的装置，进一步包括光纤，其用于把光从反应样品传送到检测器。
- 40、权利要求 29 的装置，其中照明生物样品的基本平行光束具有基本均匀的横截面。
- 20 41、权利要求 29 的装置，进一步包括主体，其具有用于减小从光导管输出端输出光的直径的校准光孔，该主体放置在光导管的输出端和校准透镜之间。
- 42、权利要求 29 的装置，进一步包括主体，其具有用于减小照明样品的基本平行光的直径的样品光孔，该主体具有放置在校准透镜和读取区之间的样
25 品光孔。
- 43、权利要求 29 的装置，其中用于输出在多个波长上的光的多个发光元件包括三个发光元件。
- 44、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出红光。
- 45、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出绿光。
- 30 46、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出蓝光。

47、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出波长在约 600nm 到约 670nm 之间范围的光。

48、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出波长在约 520nm 到约 520nm 之间范围的光。

5 49、权利要求 43 的装置，其中三个发光元件之一输出波长在约 360nm 到约 450nm 之间范围的光。

50、一种用于测定生物样品中的分析物浓度的方法，其利用多波长读取头测量生物样品中分析物与试剂之间的比色反应，该方法包括：

在读取头的读取区中，将包括分析物的生物样品与试剂反应；
10 用具有多个波长的多个光束照明读取区；
用光导管传送多个光束到读取区；
在照明样品之前基本校准光束；和
检测样品对照明读取区的光学响应，所述样品包括已经与试剂反应的分析物。

15 51、权利要求 50 的方法，其中检测进一步包括检测通过读取区中已反应的样品透射的光。

52、权利要求 50 的方法，其中检测进一步包括检测读取区中已反应的样品反射的光。

20 53、权利要求 50 的方法，其中基本校准进一步包括用安置在主体内的校准光孔减小所述多个光束的直径。

54、权利要求 50 的方法，其中读取区由基本光学透明的材料构成。

55、权利要求 50 的方法，其中读取区包括光学反射表面。

56、权利要求 50 的方法，进一步包括用安置在主体内的样品光孔减小基本平行光束的直径。

25 57、权利要求 50 的方法，其中光导管具有基本正方形的横截面。

58、权利要求 50 的方法，其中光导管由聚丙烯酸构成。

59、权利要求 49 的方法，其中照明进一步包括用三束光照明读取区。

60、权利要求 59 的方法，其中三束光之一包含红光。

61、权利要求 59 的方法，其中三束光之一包含绿光。

30 62、权利要求 59 的方法，其中三束光之一包含蓝光。

63、权利要求 59 的方法,其中三束光之一包含波长在约 600nm 到约 670nm 之间范围的光。

64、权利要求 59 的方法,其中三束光之一包含波长在约 520nm 到约 520nm 之间范围的光。

5 65、权利要求 59 的方法,其中三束光之一包含波长在约 360nm 到约 450nm 之间范围的光。

66、权利要求 18 的读取头,其中三个发光元件之一输出红外光。

67、权利要求 18 的读取头,其中三个发光元件之一输出波长在约 800nm 到约 1000nm 之间范围的光。

用于体液中的分析物测定的多波长读取头

5 技术领域

本发明一般涉及用于测定生物样品中的分析物浓度的测试系统，尤其是，涉及一种用于生物样品中的分析物浓度测定的光学读取头。

背景技术

快速获得血液样品并进行血液样品的分析经常是必要的。一个需要获得血液样品的例子与血液葡萄糖监测系统有关，使用者必须频繁地使用该系统以监测该使用者的血糖水平。

那些血液葡萄糖浓度水平无规律的人在医学上需要规律地自监测他们的血液葡萄糖浓度水平。血液葡萄糖水平不规律可由包括疾病的多种原因引起，例如糖尿病。监测血液葡萄糖浓度水平的目的是测定血液葡萄糖浓度水平，然后基于其水平是否过高或过低采取校正操作，以将水平恢复到正常范围内。没有进行校正操作会有严重的牵连。当血液葡萄糖水平降到过低时 - 一种已知为低血糖症的情形 - 人会变得神经紧张，虚弱和烦恼。那个人的判断力会减弱并且最后会昏倒。当血液葡萄糖水平过高时 - 一种已知为高血糖症的情形 - 人也会病得很严重。两种情形，低血糖症和高血糖症，都是潜在的威胁生命的急性病。

一种监测人的血液葡萄糖水平的方法是携带便携式手持血液葡萄糖测试装置。这些装置的便于携带特性使使用者不管在哪里都可以方便地测试他们的血液葡萄糖水平。通常，这些装置或者利用电化学测试，或者利用比色测试。在电化学分析中，试剂被设计与血液中的葡萄糖反应，以在布置在反应区域中的电极上产生氧化电流。电流与使用者血液中的葡萄糖浓度直接成正比。在比色分析中，试剂被设计产生可指示使用者血液葡萄糖浓度水平的比色反应指示。然后与测试装置合为一体的光学仪器读取比色反应。

与用于读取比色反应的光学仪器有关的不利因素包括尺寸，低信号通量和精确度误差，该精确度误差部分地由光学元件的机械对准（或未对准）灵敏性引起。当光学仪器需要在不止一个波长上读数时，这些问题进一步混合。提供多波长混合了这些问题，因为先有技术的装置用不同的发光元件，例如发光二

极管产生每个波长的光。将多个发光二极管对齐向样品区域提供完全相同的照明是很困难而且昂贵的。未对准和光源几何形状变更导致了来自每个发光二极管的光穿过样品时具有不同的辐射度和不同的辐射度分布。因此，需要的是一种能用多波长的光照射样品的装置，其中具有不同波长的每条光束具有穿过样品基本一致的辐射度和辐射度分布。

发明内容

用于样品中分析物浓度测定的读取头包括用于接收样品的读取区域，包括用于输出多种波长的光的多个发光元件的光源，具有输入端和输出端的光导管，用于接收来自光导管输出端的光和用基本平行光束照明样品的透镜，和用于检测响应照明样品的来自样品的光的检测器。光导管的输入端与光源光学连接，用于接收多个发光元件输出的光。光导管的输入端具有一个中心，其从多个发光元件的至少一个的中心偏移。光导管引导从光源接收的大部分光到光导管的输出端。

本发明的以上概要没有想要描述本发明的每个实施例，或者所有方面。本发明的附加特征和优势将会在下面提出的详细描述，附图和权利要求中更加明显。

附图简述

图 1 是根据本发明的一个实施例的多波长透射率读取头的功能框图。

图 2 是图 1 中所示的读取头的供选择替代的实施例。

图 3a 是图 1 中所示的读取头的另一个供选择替代的实施例。

图 3b 是图 1 中所示的读取头的另一个供选择替代的实施例。

图 4 和 5 分别是图 1 中所示的有和没有光导管的光源输出的光模拟照明强度分布曲线图。

图 6a, 6b 和 6c 是从图 1 读取头的样品光孔输出的，分别以离样品光孔 2, 5 和 10 毫米的距离检测的光束的模拟强度分布散布图，其中读取头的光导管具有圆的横截面。

图 7a, 7b 和 7c 是从图 1 读取头的样品光孔输出的，分别以离样品光孔 2, 5 和 10 毫米的距离检测的光束的模拟强度分布散布图，其中读取头的光导管具有正方形的横截面。

图 8 是根据本发明的供选择替代的实施例的多波长反射率读取头的功能框

图。

虽然本发明可以接受各种修改和供选择的替代形式，但特定的实施例会通过图中举例的方式说明，而且在这里会详细描述。然而可以理解，本发明不是想要限制于公开的特定形式。更适合地，本发明想要覆盖落入本发明的精神和
5 范围内的，如附加权利要求所限定的全部修改、等效的和供选择替代的方案。

图解实施方案的详细说明

现在转向附图首先到图 1，显示了根据本发明的一个实施例的多波长读取头 10。在应用中，读取头 10 包括于便携手持式葡萄糖测试装置中，用于测量病人（也是自测试应用中的使用者）体液中的葡萄糖浓度。具体地，当试剂与分析物反应时读取头 10 用于测量比色反应。本发明的读取头 10 用于测量反应
10 造成的试剂颜色改变的程度。试剂颜色改变的程度指示了体液中的分析物（例如，葡萄糖，果糖胺，血色素 Alc，胆固醇，等等）的浓度。比色测试在题目为“用于测定血液中分析物浓度的电化学装置的性能的控制解决方案和方法”的美国专利 US5723284 中详细描述，其整体于此引用作为参考。比色测试还在
15 美国专利 6181417B1（题目为“具有光修整盘的光度测定读取头”），5518689（题目为“光漫反射率读取头”），和 5611999（题目为“光漫反射率读取头”）中详细描述，于此其中每一个都整体引用作为参考。

根据本发明的一个实施例，读取头 10 包括一个光源，该光源包括表面装配发光二极管 12（“SMD LED”）。SMDLED 12 装配在印刷电路板 14（“PCB”）
20 上，其可包括操作包含本发明读取头 10 的装置的电子线路。SMDLED 12 是多波长 SMDLED，其输出多种波长的光，例如红，绿和蓝。根据一个实施例，表面装配装置包括，用于输出具有约 600nm 到约 670nm 范围波长的红光的红 LED，用于输出具有约 520nm 到约 580nm 范围波长的绿光的绿 LED，和用于输出具有约 360nm 到约 450nm 范围波长的蓝光的蓝 LED。根据另一个实施例，
25 红光具有约 625nm 的波长，绿光具有约 565nm 而蓝光具有约 430nm 的波长。还根据另外一个本发明的可替代选择实施例，表面装配装置包括，用于输出具有约 800nm 到约 1000nm 范围波长的红外光的红外 LED。适合与读取头 10 一起使用的 SMD LED 来自于 Kingbright Corporation of City of Industry，加利福尼亚，型号 AAA3528EMBSGC。根据另一个实施例，光源可以包括除 LED 以
30 外的其它类型光源，例如，复合封装的 LED，复合插件板上芯片的 LED，或

者激光二极管可以用作多种波长输出光的光源。

SMD LED12 输出的多波长的光照亮了样品，这将在下面进一步详细描述。因为中间波长可以用于修正用于评估样品的特定波长中的误差，仪器性能通过用多波长的光照明样品得到提高。例如，当样品是血液时，光的特定波长在约
5 400nm 到约 600nm 范围内（和其它范围）更大部分地被自然产生的发色团（例如血色素）吸收。比色测量的精度受限于由干扰的吸收物的未知水平引起的吸收。例如，血液的血细胞比容含量从样品到样品和从科目到科目已知在一个宽的范围内变化。如果得到纯间质液样品，血细胞比容含量达到零。血细胞比容中血色素的强烈吸收导致了普遍的可变“背景”吸收，其不能从相关比色试剂
10 发生改变的吸收中区别出来。然而，适当选择辅助波长可以用于补偿在相关波长的测量，例如，通过在两个波长上的吸收值的比率。此外，多个辅助波长可以用于补偿干扰吸收测量的其它现象，如机械偏心度，来自样品的散射变化，和来自漫反射测量中散射膜的散射变化。

SMD LED 12 输入光到光导管 16 以引导光到样品。根据本发明的一个实
15 施例，用光学透明材料例如聚丙烯酸模制。在其它实施例中，光导管 16 用其它光学透明材料例如聚碳酸酯、或聚酯模制。SMD LED 12 发出的光从 SMD LED 12 里反射离开 SMD LED 12 中的白色圆锥形反射体 13。光通过全内部反射沿着光导管 16 被引导。光导管 16 的优点是能在其输出端 18 传送大量光，这些光是被 SMD LED 12 输入到光导管 16 中的。根据本发明的一个实施例，
20 光导管 16 具有约 2.3mm*2.3mm 面积的正方形横截面，约 5cm 长。根据本发明的一个实施例，SMD LED 12 的圆锥形反射体 13 具有约 2.4mm 的直径。SMD LED 12 和光导管 16 紧密结合，导致了 SMD LED 12 输出的光的 92%被光导管 16 捕获。

图 3a 和 3b 中描述的光导管 16 是弯曲的，以阐明光导管 16 可以如下方式
25 模制：其具有一个或多个约 90 度的转弯，而传送的光的强度没有明显的衰减，同时在传送的光的照明分布中也没有明显的中断。光导管 16 的该特性允许光源 12 和所照射的样品沿着非直线照明路线放置。在可选择替代的实施例中，光导管 16 沿着具有除了直角以外的任何角度的非直线路线放置。

光导管 16 传送来自 SMD LED 12 的光到放置在聚丙烯酸光导管 16 的输出
30 端 18 上的校准光学装置。校准光学装置包括具有校准光孔 20 的主体，和输出

基本平行光束的校准透镜 22。基本平行光束被引导通过置于另一个主体上的样品光孔 24，以减小平行光束的直径-这个狭窄的基本平行光束用参考数 26 标记。适合与图 1 所示实施例的读取头 10 一起使用的校准透镜 22 来自于 Edmund Industrial Optics of Barrington，新泽西，编号 NT45-117，该透镜是具有 3 毫米
5 焦距的玻璃平凸透镜。

离开样品光孔 24 的平行光束 26 被引导到生物样品上（例如血液，胞内材料，胞外流体，间质液及其组合，等等），该样品置于样品空间（format）32 的读取区 30 中。生物样品包括与同样放置在读取区中的试剂反应的分析物。（在每次使用之前将试剂放置在读取区 30 中）。根据本发明的一个实施例，样品空
10 间 32 从病人那里收集样品。例如，刺穿病人的指尖，并在病人的指尖上取得一滴血。使空间 32 与血滴接触，并通过毛细管通道（未示）收集血液，例如，提取血液到空间 32 的读取区 30，在那里血液中的分析物（例如葡萄糖）与置于空间 32 的读取区 30 中的试剂反应。可选择替代地，生物样品通过分离收集装置直接置于读取区 30 中。

15 还可选择替代地，使用其中放有试剂的测试条收获包含分析物（例如葡萄糖）的生物样品（例如血液）。血液移到测试传感器中，分析物与试剂反应以产生比色反应。测试传感器插入到读取头 10 的读取区 30 中用于分析。在图 1 中所示读取头 10 的实施例中，其中测量了透过样品的光，其中发生比色反应的测试传感器的至少部分结构由基本光学透明材料构成。在图 8 所示读取头 100
20 的实施例中，其中如下讨论测量了从样品反射的光，其中发生比色反应的测试传感器的后侧应该由漫反射材料构成，而测试条的前侧应该由基本光学透明材料构成。这样的结构允许光照明样品，并从样品反射。

回来参照图 1，被引导到安置于空间的读取区 30 样品上的基本平行光束 26 被透射通过样品，并通过读取区 30 而到达检测器 34。透射光标记为参考数 36。
25 因为光透射通过空间，空间 32 由光学透明材料构成，以至于空间 32 不会明显地使透射光 36 改变或衰减。空间 32 可以由光学透明材料模制，例如聚丙烯酸，聚碳酸酯或者聚酯。

透射通过样品的光 36 被检测器 34 接收，检测器输出指示收到光的信号。来自于 Texas Advance Optoelectronic Solutions, Inc., 型号 TAOS TSL250R 的
30 CMOS 单片电路检测器/放大器适合用作根据本发明一个实施例的检测器 34。

指示接收光的信号由检测器 34 输出到与罩住读取头 10 的装置的电子器件电连接的导线（未示）上。

检测器输出的信号与存储在罩住读取头 10 的装置的存储器（未示）中的参考信号对比。在将样品置于读取区 30 中之前，参考信号通过照明读取区 30 得到。参考信号然后与透射通过样品的光得到的信号对比。两者之间光吸收的不同用于确定待评估样品中特定分析物的浓度。

根据本发明的一个实施例，读取头 10 具有以下尺寸的结构：光导管 16，由聚丙烯酸构成，具有约 2.3mm*2.3mm 正方形横截面，长约 5cm；校准光孔 24 具有约 0.76mm 的直径；样品光孔 24 具有约 0.5mm 的直径，导致了用于照明读取区 30 的直径约为 0.75mm 的光束，读取区 30 位于距样品光孔 24 约 2mm 之处。读取头 10 的尺寸可以根据本发明的可替代实施例改变，并且通过实例提供了特定尺寸的描述。元件可以因此定级，以在各种根据本发明的可替代实施例中提供更多的 LED 波长和/或光束波形和尺寸。

现在参照图 2，根据读取头 10 的可替代实施例，检测器 34 与包含读取头 10 的装置的其它电子器件置于 PCB14 上。当所传送的光从空间 32 输出时，光孔 37 接收透射光 36，并将该光输入到光纤 38，其用管道输送透射光到安置在 PCB14 上的检测器 34 中。适合与图 2 所示实施例的读取头 10 一起使用的光纤 38 来自于 Edmund Industrial Optics of Barrington，新泽西，编号 NT02-535。这个实施例提供的优点是具有放置在相同 PCB 14 上并在装置中相同位置的电子器件。

现在参照图 3a，显示了读取头 10 的另外一个可替代实施例。如在与图 2 有关的可替代实施例中讨论的，图 3a 所示的实施例包括都安置在 PCB 14 上的 SMD LED 12 和检测器 34。然而，图 3a 所示读取头 10 的实施例中，光导管 16 弯曲或变形以从 SMD LED 12（安置在 PCB 14 上）传送光到检测器 34（也安置在 PCB 14 上）。图 3 所示读取头 10 的实施例的优点在于它由精简数量的部件构成，例如，删除了与图 1 有关的从检测器 34 到 PCB14 的导线（未示出），或者与图 2 有关的光纤 38。在由于空间限制不允许直线光导管的地方，具有图 3 的非直线光导管在应用中是有用的。

现在参照图 3b，显示了读取头 10 的另外一个可替代实施例。图 3b 的读取头与图 1 的相似。但是，图 3b 实施例中的光导管 16 包括两个沿着其在 SMD LED

12 和光导管 16 的输出端 18 之间路径的基本为 90 度的转弯。

读取头 10 提供的优点在于,其供给从光源到读取区 30 的提高了的光通量。通量是通过光源(例如 SMD LED 12)和光导管 16 之间紧密结合提高的。在光导管 16 的输出端 18 的均匀照明也提高了校准光孔 20 处的光能级。好的信号水平通过校准光学装置保持,通过使用微光学装置以基本上校准光。根据一个实施例,基本平行样品光束 26 在直径约 1mm 的样品上直径减少到约 0.75mm,而不会将信号减小到不可接受的水平。利用模仿读取头 10 的 LightTools®软件模型的信号通量评估预测了检测器在约 680nm 的波长上电流约为 384nA。

10 光学元件的机械校准变化可以引起透射率精确性问题。样品光束直径,散度,强度分布和样品的位置都能导致精确性误差。当需要在两个或三个波长上进行透射率读取时这些问题尤其普遍。本发明的读取头 10 减少了这些类型的误差。具体地,正方形的光导管 16 减少了与使用 SMD LED 12 的多个 LED 输出的多波长光有关的光束几何和强度变化。没有在共有轴上输出光的 SMD LED 12 的 LED 管芯会引起 SMD LED 12 的不均匀强度分布输出。因此 SMD LED 12 的一个或多个 LED 管芯将从光导管 16 的输入端中心偏移。然而,由于其低成本和输出多波长光的能力,带有多个管芯的 SMD LED 12 是理想的。发明者发现,尽管 SMD LED 12 的 LED 管芯从光导管 16 的中心偏移,但是具有正方形横截面的聚丙烯酸光导管 16 在光导管 16 的输出端 18 为每个波长产生了均匀的照明分布。另外,不考虑 SMD LED 12 输出的光的波长,这种安排导致了基本同一的光束直径,散度和校准。

现在参照图 4 和 5,图 1 的读取头 10 在计算机上利用 LightTools®软件模型模拟。曲线图显示了穿过检测器 34 正面沿着其 X-轴和 Y-轴需要光导管 16(图 5)和不需要光导管 16(图 4)的照明强度。SMD LED 12 中的 LED 管芯模拟成从 SMD LED 12 组的 Y 轴偏移约 0.43mm(以说明在 SMD LED 中的三个 LED 管芯,每个在 SMD LED 组中从中心偏移约 0.43mm)。图 4 显示了当去除光导管 16 时,沿检测器 34 的 Y 轴的照明分布相当不均匀,并包括“热点”(即相当高的强度的区域)。沿着检测器的 X 轴,强度分布稍微均衡,然而,由于没有光导管 16,强度较低。

30 如从图 5 中可以看到,光导管 16 的加入导致了穿过检测器 34 正面的照

明分布和强度的明显提高,其至少一部分是由于光导管 16 中连续的侧壁反射。发明者发现,至少 5cm 的具有约 2.3mm^2 的横截面的光导管,明显地提高了侧壁内反射的数量,以在光导管 16 的输出端 18 产生均匀的照明。

发明者还发现,具有正方形横截面的光导管比具有圆横截面的光导管产生更好的结果。现在参照图 6 和 7,显示了对于读取头 19 (图 1) 的强度分布曲线。然而,使用的与图 6 有关的读取头 10 提供了具有圆横截面(直径约 2.3mm)的光导管 16,而使用的与图 7 有关的读取头 10 采用具有正方形横截面(约 $2.3\text{mm} \times 2.3\text{mm}$)的光导管 16。图 6 和 7 每个都包括与三个不同检测器相关的三个强度分布曲线,三个检测器安置在离样品光孔 24 的 2, 5 和 10 毫米处。圆光导管(图 6)在三个检测器的每一个上产生不均匀强度分布,且在每个检测器上分布不同。正方形光导管(图 7)在三个检测器的每一个上产生基本均匀的强度分布。圆光导管的辐照度约 $4.9\mu\text{W}/\text{cm}^2$,正方形光导管的辐照度约 $6.8\mu\text{W}/\text{cm}^2$ 。因此,正方形光导管 16 导致更大量的光传送到样品,以及与样品光孔和检测器之间距离无关的更加均匀的照明分布。

参照图 8,显示了根据本发明的可替代实施例的多波长漫反射率读取头(“反射率读取头”) 100。象图 1-3 显示的多波长透射率读取头 10 一样,反射率读取头 100 包括安置在 PCB 14 上用于输入多波长光到光导管 16 的 SMD LED 12。光通过全内反射沿着光导管 16 引导到校准光学装置,其包括校准光孔 20 和输出基本平行光束 26 到样品空间 102 的校准透镜 22。光 26 照明放置在样品空间 102 的读取区 108 的样品。样品空间 102,或者至少是空间的读取区 108 由漫反射膜(例如纸或者聚苯乙烯膜)构成。根据本发明的一个实施例,反射率读取头 100 的光导管 16 具有与图 1 所示透射率读取头 10 有关的描述相似的正方形横截面。

光 26 从样品散射离开,该散射光指定为参考数 110。散射光 110 包括从样品表面反射的光,从样品内部反射的光,和反射离开空间 102 的样品读取区 108 的光。一些散射光 110 被光纤 114 收集,其用管路传送收集的散射光回到检测器 34。根据本发明的一个实施例,光纤 114 具有约 0.51 的数值孔径,其转化为可观察区,该可观察区限定为近似 30 度的用于观察约 1mm 样品的接受光锥。落入光纤 114 的接受光锥之中的散射光 110 经过管路传送到检测器 34。

光学元件的机械校准变动引起了漫反射精确度问题。进一步地,样品光束

直径，散度，强度分布和位置都影响误差。这些类型的误差和问题是直接影响基于反射率的系统的精度的因素。反射率读取头 100 的几个元件对减少这些类型的误差有贡献。具有正方形横截面的光导管 16 减少了光束的几何变化。SMD LED 12 输出不均匀的强度分布，其由光导管 16 校平，导致了在样品上对每个
5 波长基本一致的光束直径，散度和校准，而不考虑 SMD LED 12 中 LED 管芯的位置。光导管 16 允许在光导管 16 中连续的侧壁反射，其导致了基本一致的辐照分布。

漫反射率的应用还对样品高度灵敏度引起的精确度问题敏感。样品高度灵敏度指样品空间 102 读取位置或高度引起的反射率变化量。例如，样品位置在
10 样品和仪表之间变化，并且每个位置引起了与标称样品位置相对应的反射率的改变，导致精确度误差。减小的样品高度灵敏度性能，通过用平行光 26 照明读取区 108 中的样品实现。当样品移向和移开标称读取高度时，平行光在照明读取区 108 产生较少的变化。类似地，样品倾斜灵敏度也通过用平行光 26 照明样品减小。样品倾斜指样品在读取区 108 内的取向。例如，在读取区 108 的
15 样品可以不保持垂直于光束 26，并且倾斜中的变化会引起性能问题。此外，如上面讨论的，光导管 16 和 SMD LED 12 的紧密结合允许光导管 16 收集 SMD LED 12 输出的光的大部分（约 92%）。

虽然本发明易于接受各种更改和可替代形式，其中已经通过附图中的实例和这里详细描述的方式显示了特定实施例。然而可以理解，本发明不是想要限
20 制在特定的公开形式，相反地，是想要覆盖落入本发明的精神和范围内的，如权利要求所限定的所有更改、等效、和可替代形式。

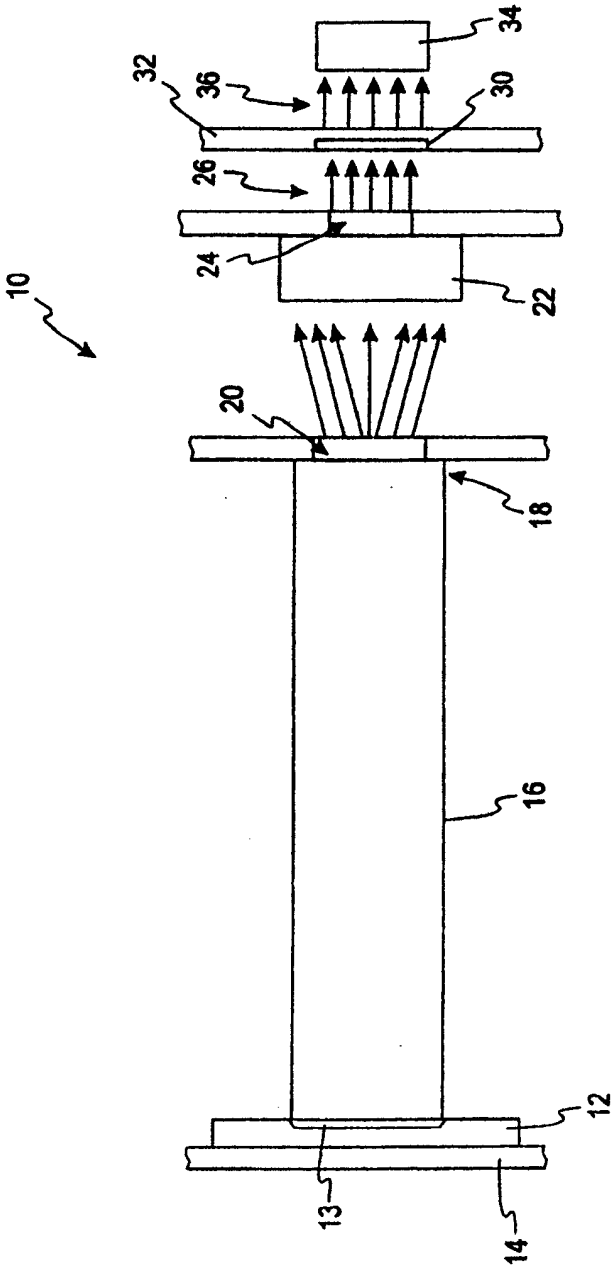


图 1

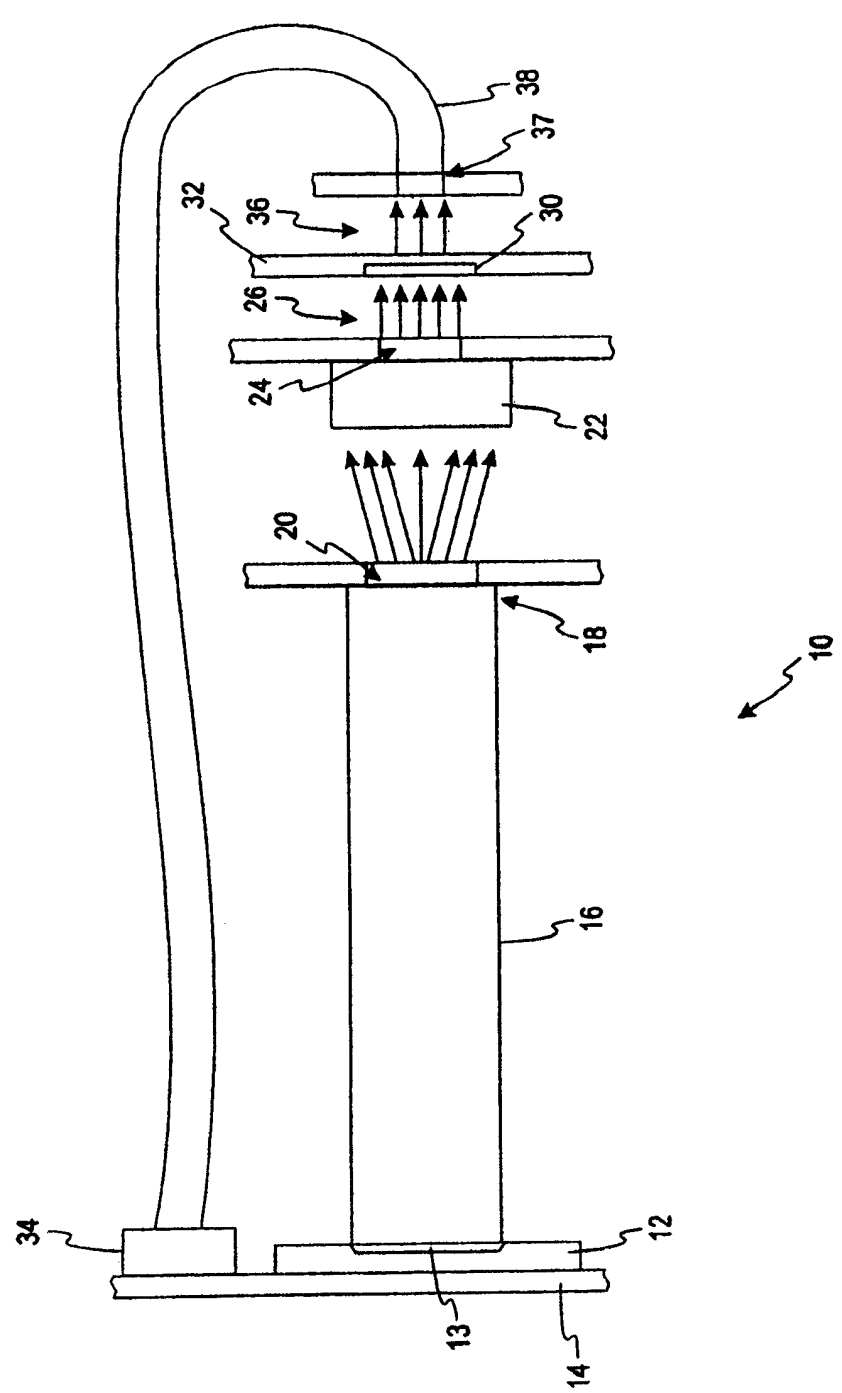


图 2

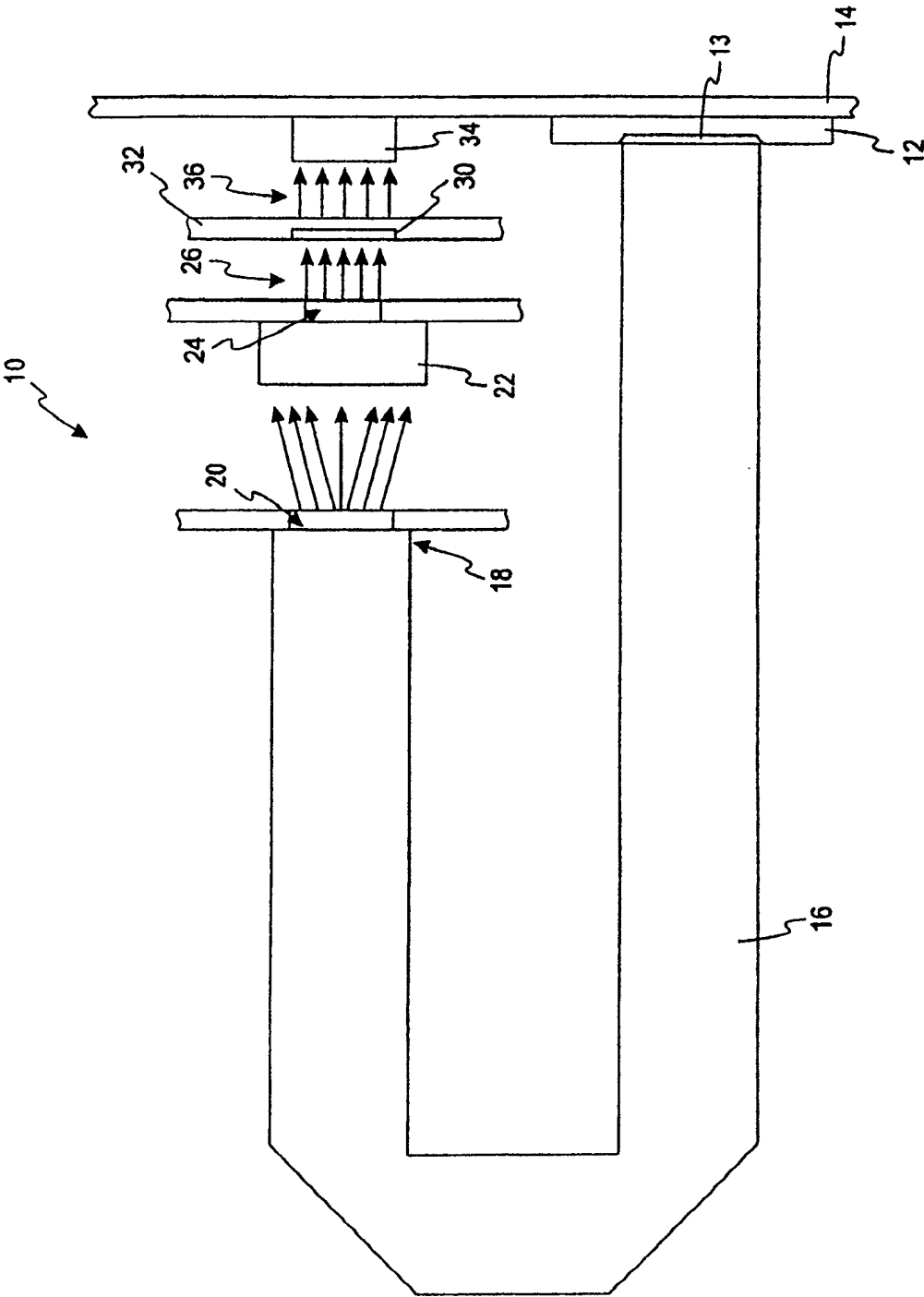


图 3a

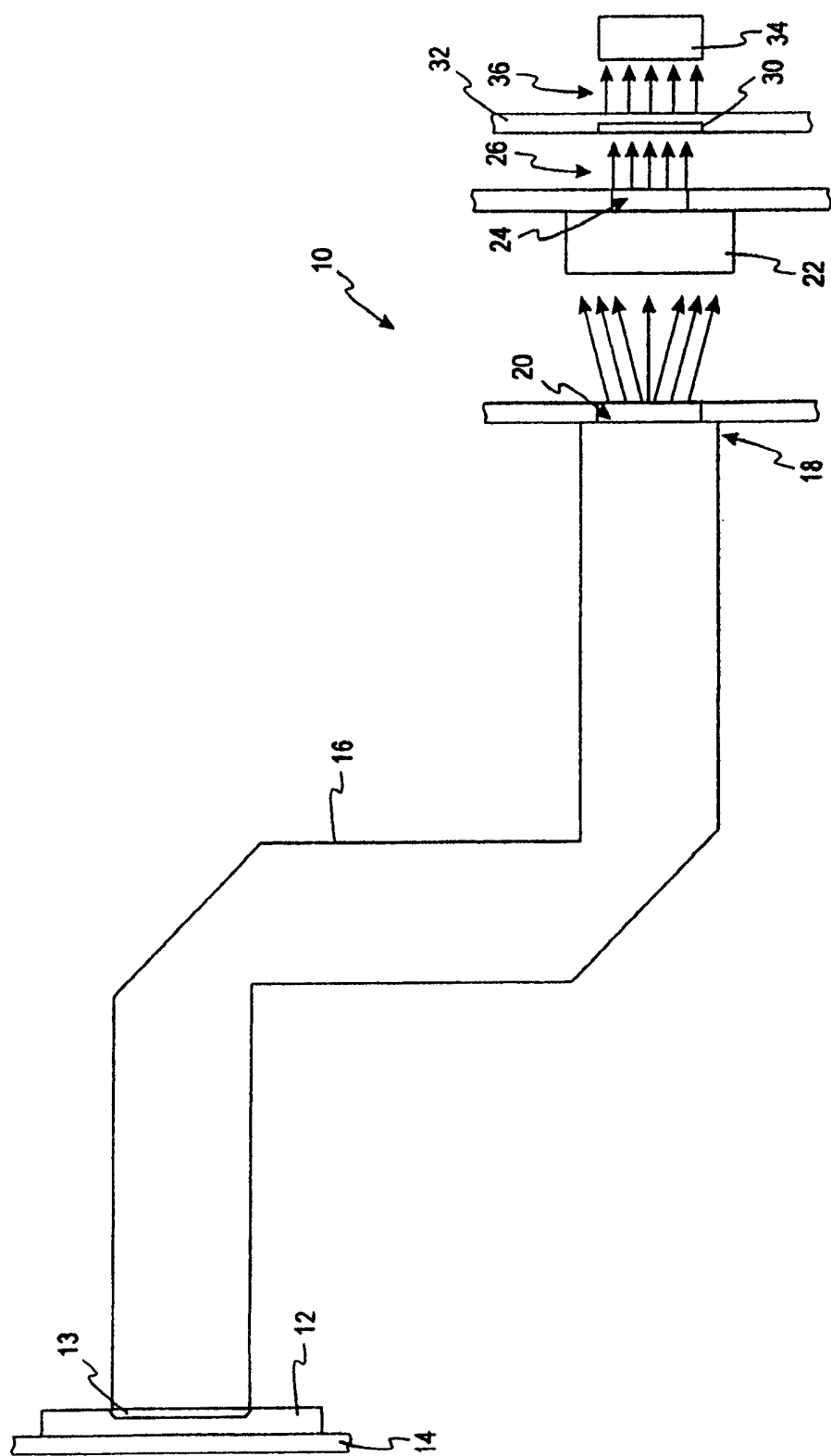


图 3b

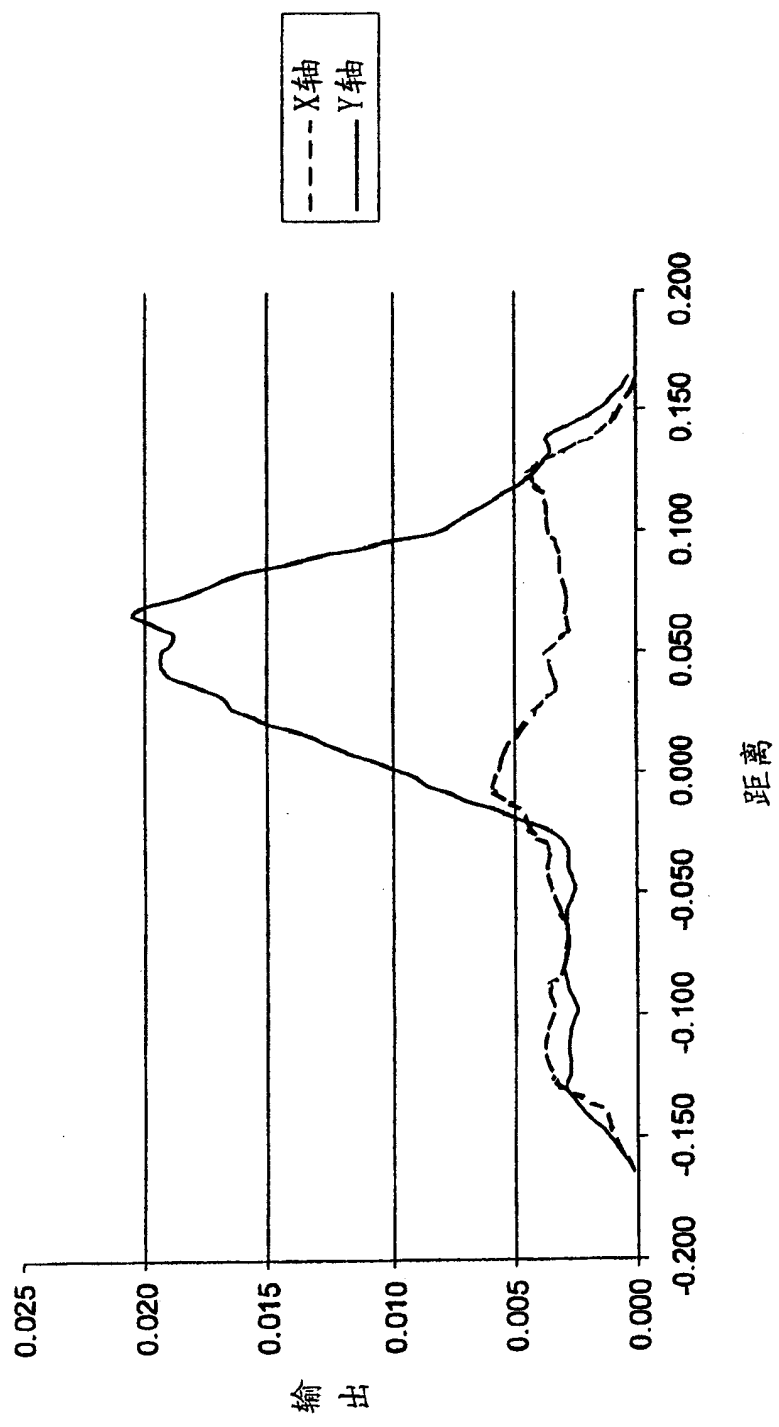


图 4

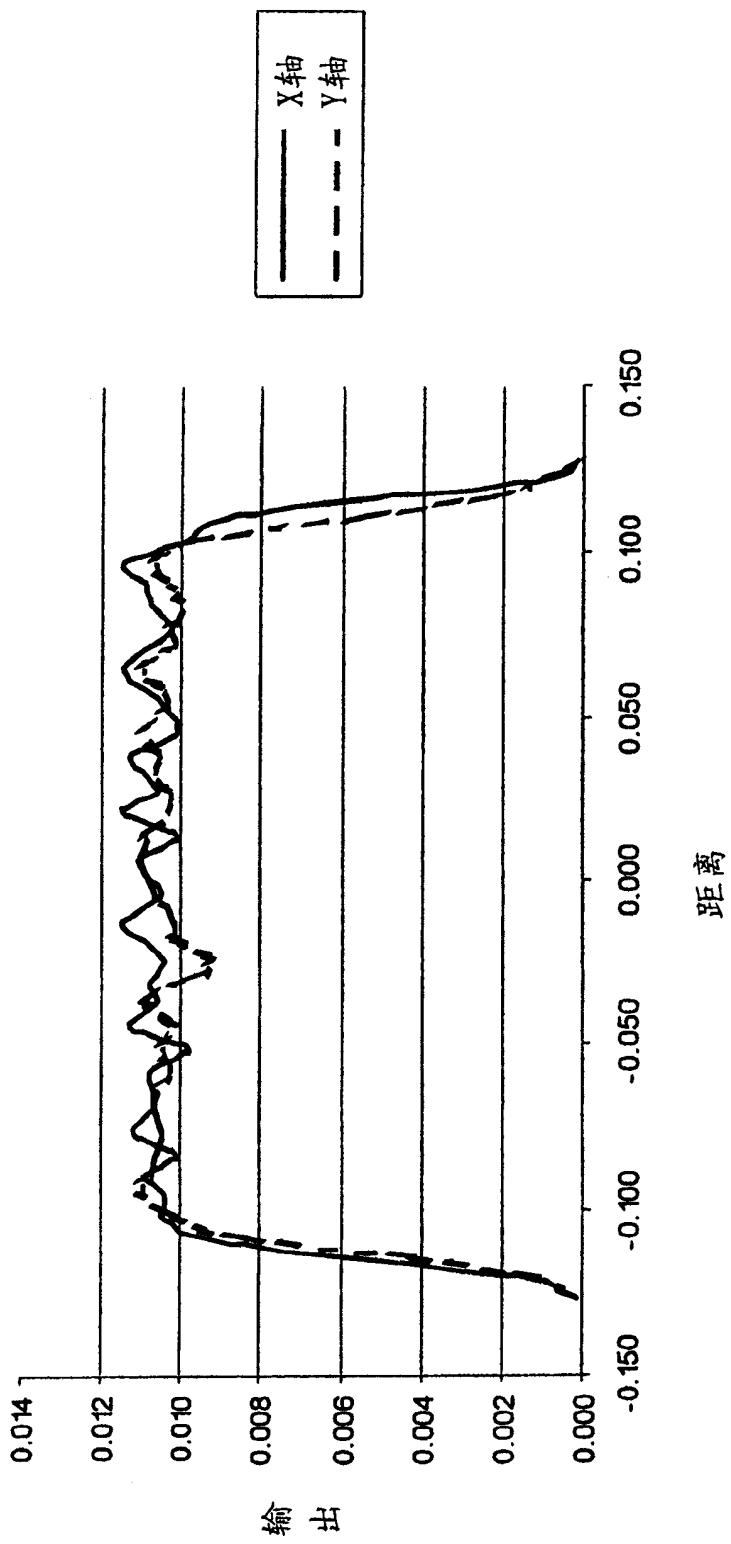


图 5

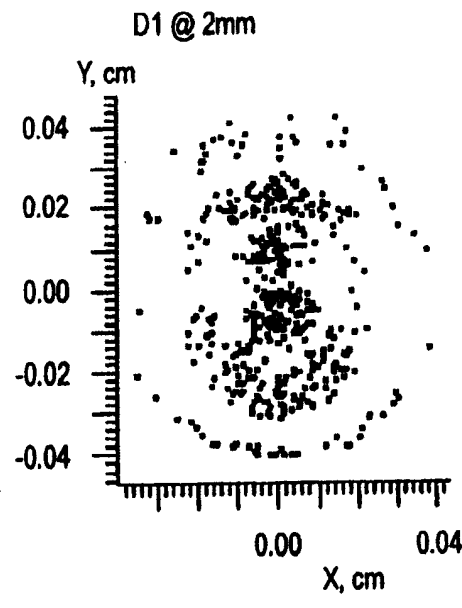


图 6a

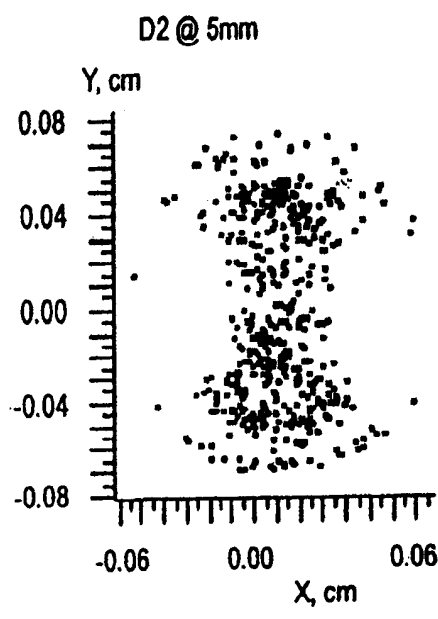


图 6b

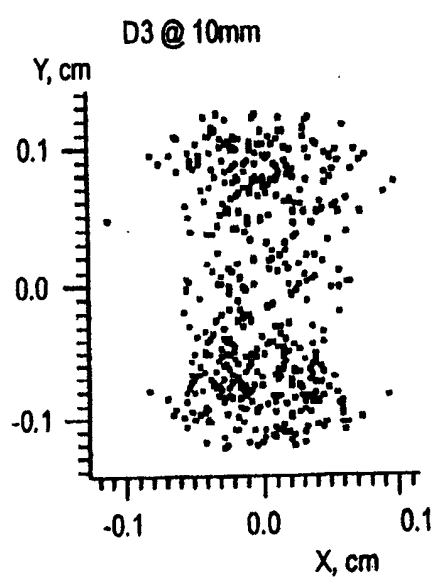


图 6c

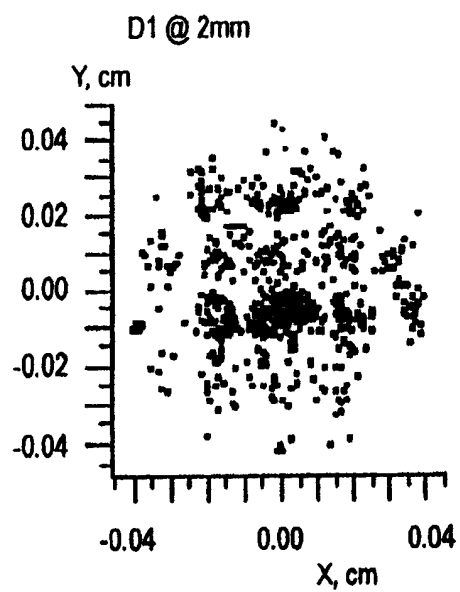


图 7a

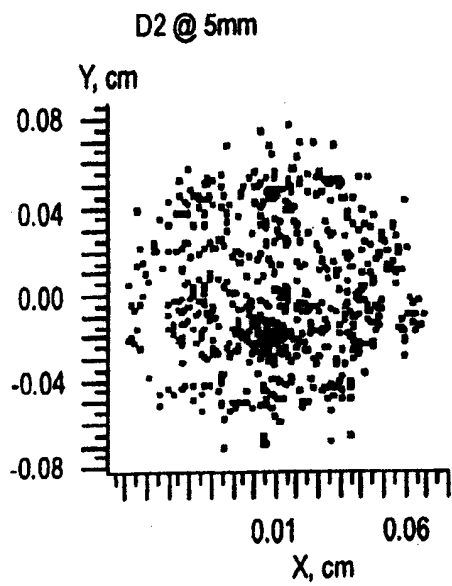


图 7b

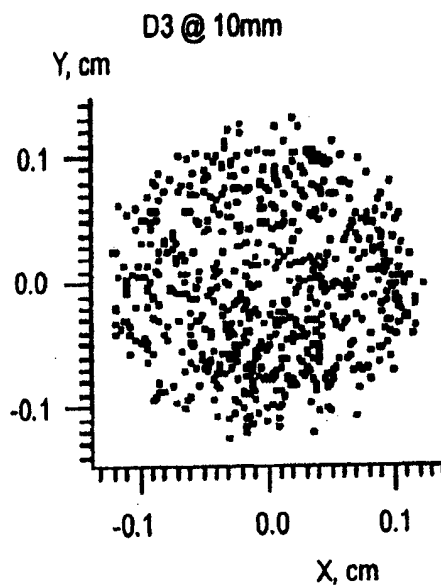


图 7c

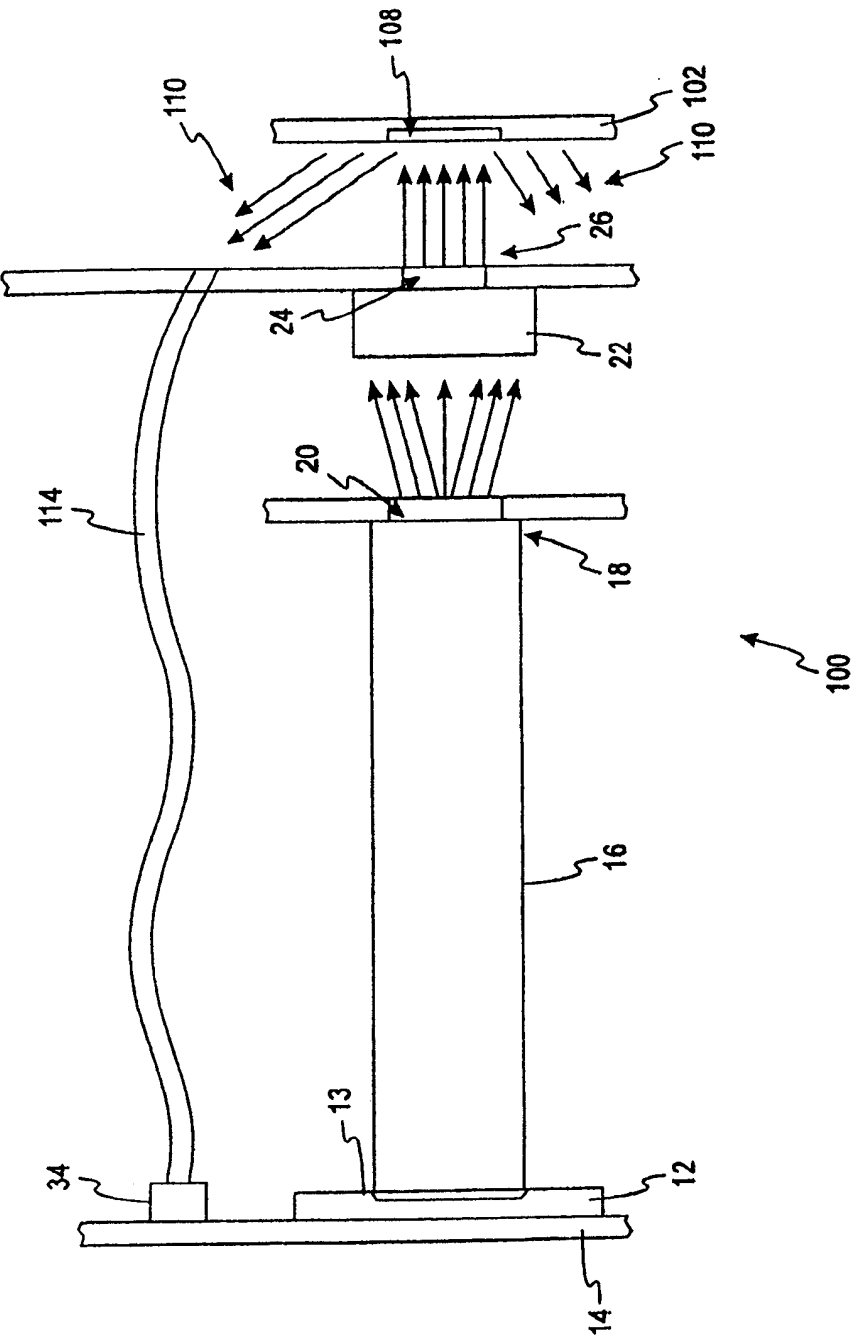


图 8