



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102438511 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201080022242. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 03. 23

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/165, 547 2009. 04. 01 US

(56) 对比文件

US 3963327 B1, 1976. 06. 15,

US 6208788 B1, 2001. 03. 27,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 11. 22

CN 1474175 A, 2004. 02. 11,

US 2009079964 A1, 2009. 03. 26,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/028255 2010. 03. 23

审查员 高瑞玲

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/114736 EN 2010. 10. 07

(73) 专利权人 密苏里大学董事会

地址 美国密苏里州

(72) 发明人 徐智

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张阳

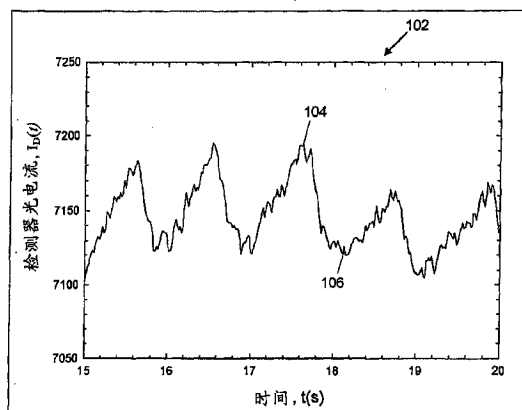
权利要求书3页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

用于无创血糖检测的光谱分析设备和相关使用方法

(57) 摘要

本发明公开了一种用于会聚光的装置和相关使用方法。该装置包括具有前端、后端、内表面和外表面的第一外壁,所述内表面限定内部部分,所述内部部分具有前端和后端,并且光源被置于所述内部部分之内。第一外壁具有在所述后端内的开口,所述开口具有开口直径。所述内部部分大致具有截头圆锥形,在所述开口处具有等于所述开口直径的横截面直径而在前端附近具有小于所述开口直径的第二横截面直径,并且所述内表面是光反射性的。光通过一孔径穿过样本,并穿过聚光透镜或第二外壁。可以利用透射衍射光栅。



1. 一种用于会聚光的装置,所述装置包括:
 - 具有前端、后端、内表面和外表面的第一外壁,所述内表面限定内部部分,所述内部部分具有前端和后端;
 - 置于所述内部部分之内的光源;
 - 其中所述第一外壁具有在所述后端内的开口,所述开口具有开口直径;
 - 其中所述内部部分具有截头圆锥形;
 - 其中所述内部部分在所述开口处具有等于所述开口直径的第一横截面直径而在前端附近具有小于所述开口直径的第二横截面直径;以及
 - 其中所述内表面是光反射性的。
2. 如权利要求 1 所述的用于会聚光的装置,其中所述第一外壁包括金属,并且所述内表面是抛光的。
3. 如权利要求 1 所述的用于会聚光的装置,其中所述截头圆锥形的半角小于 45 度,其中所述截头圆锥形的半角是相对于二等分从所述第二横截面直径延伸到所述第一横截面直径的所述截头圆锥的形状的垂线得到的。
4. 如权利要求 3 所述的用于会聚光的装置,其中所述截头圆锥形的半角大于 5 度且小于 25 度。
5. 如权利要求 1 所述的用于会聚光的装置,还包括被定位在所述开口之下用于接收穿过样本的光的聚光透镜。
6. 如权利要求 5 所述的用于会聚光的装置,其中所述聚光透镜是非球面透镜。
7. 如权利要求 5 所述的用于会聚光的装置,还包括位于所述样本和所述聚光透镜之间的孔径。
8. 如权利要求 5 所述的用于会聚光的装置,还包括:
 - 多个滤光器;
 - 其中所述多个滤光器中的每一个滤光器被定位成接收来自所述聚光透镜的光,并将经滤光的光发射到多个光检测器中的对应光检测器上;以及
 - 其中所述多个光检测器中的每一个光检测器被调谐成检测由所述多个滤光器中的对应滤光器所发射的光谱中的光。
9. 如权利要求 8 所述的用于会聚光的装置,还包括位于所述样本和所述聚光透镜之间的孔径。
10. 如权利要求 5 所述的用于会聚光的装置,还包括被定位在所述聚光透镜之下的衍射光栅。
11. 如权利要求 10 所述的用于会聚光的装置,还包括位于所述样本和所述聚光透镜之间的孔径。
12. 如权利要求 10 所述的用于会聚光的装置,还包括:
 - 多个滤光器;
 - 其中所述多个滤光器中的每一个滤光器被定位成接收来自所述聚光透镜的光,并将经滤光的光发射到多个光检测器中的对应光检测器上;以及
 - 其中所述多个光检测器中的每一个光检测器被调谐成检测由所述多个滤光器中的对应滤光器所发射的光谱中的光。

13. 如权利要求 1 所述的用于会聚光的装置,还包括:

具有前端、后端、内表面和外表面的第二外壁,所述内表面限定内部部分,所述内部部分具有前端和后端;

其中所述第二外壁的内部部分具有在所述后端内的第一开口,并且所述第二外壁的内部部分具有在所述前端内的第二开口,所述第一开口具有第一横截面直径,所述第二开口具有第二横截面直径,并且所述第一横截面直径大于所述第二横截面直径;

其中所述内部部分具有截头圆锥形并且是光反射性的;以及

其中样本能够被放置在所述第一外壁内的所述开口和所述第二外壁的前端内的所述第二开口之间。

14. 如权利要求 13 所述的用于会聚光的装置,还包括:

多个滤光器;

其中所述多个滤光器中的每一个滤光器被定位成接收来自所述第二外壁的后端内的所述第一开口的光,并将经滤光的光发射到多个光检测器中的对应光检测器上;以及

其中所述多个光检测器中的每一个光检测器被调谐成检测由所述多个滤光器中的对应滤光器所发射的光谱中的光。

15. 如权利要求 12 所述的用于会聚光的装置,还包括位于所述样本和所述聚光透镜之间的孔径。

16. 一种用于会聚光的方法,所述方法包括:

利用位于第一外壁的内部部分之内的光源,其中所述第一外壁具有前端、后端、光反射性的内表面和外表面,所述内表面限定内部部分,所述内部部分具有截头圆锥形并具有前端和后端,并且所述第一外壁具有在所述后端内的开口,所述开口具有开口直径并且所述内部部分在所述开口处具有等于所述开口直径的横截面直径而在前端附近具有小于所述开口直径的第二横截面直径。

17. 如权利要求 16 所述的用于会聚光的方法,还包括:

利用被定位在所述开口之下用于接收穿过样本的光的聚光透镜。

18. 如权利要求 17 所述的用于会聚光的方法,其中所述聚光透镜是非球面透镜。

19. 如权利要求 17 所述的用于会聚光的方法,还包括:

利用位于所述样本和所述聚光透镜之间的孔径。

20. 如权利要求 17 所述的用于会聚光的方法,还包括:

利用多个滤光器,其中所述多个滤光器中的每一个滤光器被定位成接收来自所述聚光透镜的光并将经滤光的光发射到多个光检测器中的对应光检测器上,并且所述多个光检测器中的每一个光检测器被调谐成检测由所述多个滤光器中的对应滤光器所发射的光谱中的光。

21. 如权利要求 16 所述的用于会聚光的方法,还包括:

利用具有前端、后端、内表面和外表面的第二外壁,所述内表面限定内部部分,所述内部部分呈截头圆锥形、是光反射性的、并且具有前端和后端,并且所述第二外壁的内部部分具有在所述后端内的第一开口,并且所述第二外壁的内部部分具有在所述前端内的第二开口,所述第一开口具有第一横截面直径,所述第二开口具有第二横截面直径,并且所述第一横截面直径大于所述第二横截面直径;以及

将样本放置在所述第一外壁内的所述开口和所述第二外壁的前端内的所述第二开口之间。

22. 如权利要求 21 所述的用于会聚光的方法,还包括:

利用多个滤光器,其中所述多个滤光器中的每一个滤光器被定位成接收来自所述第二外壁的后端内的所述第一开口的光并将经滤光的光发射到对应的多个光检测器上,并且所述多个光检测器中的每一个光检测器被调谐成检测由所述多个滤光器中的对应滤光器所发射的光谱中的光。

用于无创血糖检测的光谱分析设备和相关使用方法

[0001] 发明背景

[0002] 糖尿病是一种慢性疾病,当不加以控制时,会随着时间导致对包括神经、血管、眼睛、肾和心脏在内的许多身体系统的严重损害。美国国立糖尿病、消化和肾脏疾病研究院(NIDDK)估计在2007年美国有2360万人或7.8%的人口患有糖尿病。在全球,世界卫生组织(WHO)估计超过1.8亿人患有糖尿病,他们估计到2030年这一数字会增加到3.66亿,在美国有3030万。根据WHO,在2005年估计有110万人死于糖尿病。他们估计糖尿病死亡人数将在2006年至2015年之间总体上增加超过50%并且在中高收入国家中增加超过80%。

[0003] 来自糖尿病的经济负担对于个人和作为整体的社会来说都是相当大的。根据美国糖尿病协会,在美国在2007年糖尿病的年度总经济成本估计为1740亿美元。从2002年开始这一数字增加了420亿美元。这一32%的增加意味着每年80亿以上的美元量增长。

[0004] 糖尿病管理的关键点是糖尿病患者在家中自我监测血糖(SMBG)浓度。通过经常测试血糖水平,糖尿病患者可以更好地管理药物、饮食和锻炼以保持控制并且防止长期的不利健康结果。实际上,跟踪1,441名糖尿病患者若干年的糖尿病控制和并发症试验(DCCT)表明每天接受多次血糖测试的加强控制计划的那些糖尿病患者与标准治疗组相比,发展成糖尿病性眼疾病的人仅为四分之一,发展成肾疾病的人仅为一半,发展成神经疾病的人仅为三分之一,并且已经具有这三类并发症的早期形式的人进一步恶化的情况要少得多。

[0005] 然而,归因于在分析之前经皮抽血的不方便和疼痛性,会使患者对规律使用当前监测技术感到沮丧,这导致许多糖尿病患者不能坚持进行原本应该进行的良好血糖控制。因此,血糖浓度的无创测量对于糖尿病的管理来说是期望的和有益的发展。无创监测器将每天进行多次无痛测试并且更适合于患有糖尿病的儿童。根据2005年出版的论文(J. Wagner, C. Malchoff 和 G. Abbott, *Diabetes Technology & Therapeutics*, 7(4) 2005, 612-619),糖尿病患者将会更频繁地使用无创血糖监测设备执行SMBG并且具有改善的生活质量。

[0006] 存在用于血糖确定的许多无创方法。一种无创血液化学检测的技术包括收集和解析光谱数据。

[0007] 归因于正被感测的区域中除血液以外的其他组分(例如,皮肤、脂肪、肌肉、骨、间质液)的存在,从通过光谱分析法获得的光谱或其他数据提取关于血液特性(例如血糖浓度)的信息是一个复杂的问题。这些其他组分会以这样的方式影响这些信号以致使读数改变。更具体的,结果信号可能在幅度上比对应于血液的信号部分大得多,并且因此限制精确地提取血液特性信息的能力。

附图说明

[0008] 在不必按比例绘制的附图中,相似的附图标记贯穿各视图中表示大致相似的部件。具有不同字母后缀的相似的附图标记表示大致相似的部件的不同实例。附图作为例子而不是作为限制大体上例示了在本文献中论述的各个实施例。

- [0009] 图 1 根据一些实施例例示了对应于动脉血的光吸收的脉搏波的曲线图；
- [0010] 图 2 是例示了根据本发明的光学测量系统的各部件的简化框图；
- [0011] 图 3 根据一些实施例例示了用于执行生物样本的光学测量的现有光学配置；
- [0012] 图 4A 例示了用于执行生物样本的光学测量的第一备选实施例；
- [0013] 图 4B 例示了用于执行生物样本的光学测量的一个优选实施例；
- [0014] 图 4C 例示了用于执行生物样本的光学测量的第二备选实施例；
- [0015] 图 5 是示例性光漏斗和半角 (α) 的横截面图；以及
- [0016] 图 6 是示例性光漏斗和光源的横截面图。

具体实施方式

[0017] 以下的详细描述包括参考形成该详细描述的一部分的附图。附图通过例示示出了可以在其中实施本发明的具体实施例。在此处也被称为“示例”的这些实施例被充分详细地描述以使本领域的技术人员能够实施本发明。可以组合各实施例，可以使用其他实施例，或者可以进行结构和逻辑变化而不脱离本发明的范围。所以不在限制意义上进行以下详细描述，并且本发明的范围由所附权利要求及其等效方案限定。

[0018] 在该文献中，除非另外指出，术语“a 或 an(一)”用于包括一个或一个以上，并且术语“或”用于指代非排他的“或”。另外，应当理解的是在此处使用并且未另外定义的短语或术语仅仅用于描述而非限制的目的。此外，在本文献中提及的所有出版物、专利和专利文献通过引用完整地并入本文，就如同单独地通过引用被合并那样。在本文献与通过引用被并入的那些文献之间有不一致的使用的情况下，在并入的参考中的使用应当被视为是本文文献的补充；对于矛盾的或不一致，在本文献中的使用占主导。

[0019] 本发明的实施例涉及光学部件，例如用于照明和样本光学性质测量的光漏斗。尽管举例说明了人或动物体区域的光谱采样，但是实施例涉及所有类型的光学仪器，包括光学检测器、显微镜、光谱仪等。

[0020] 光谱分析法可以用于确定由诸如人的手指的生物样本吸收的光量。通过测量由手指吸收的光量，能够无创地确定人的血糖、胆固醇和血红蛋白水平。由于指尖内集中有大量毛细血管并且由于在指尖内会发生动脉血到静脉血的转化，因此指尖测量通常是优选的。然而，本发明的技术不限于使用人的手指。例如，诸如人的耳垂的其他样本的使用可以是期望的。

[0021] 当光透射通过诸如人的手指的生物样本时，光由包括皮肤、肌肉、骨、脂肪、间质液和血液的手指的各种组分吸收和散射。然而，已观察到由人的手指进行的光吸收呈现出对应于心跳的小的周期图案。图 1 描绘了与由用户心跳导致的毛细血管中的动脉血的光吸收相对应的周期检测器光电流 $I_p(t)$ 的曲线图 102。尽管该周期图案的幅度相比于检测器生成的总光电流要小，但是能够从曲线图 102 的周期图案提取相当多的信息。例如，假设人的心率为每分钟六十跳，则任一脉搏跳动的开始和该脉搏跳动的结束之间的时间为一秒。在该一秒的时间段内，光电流将具有最大或峰值 104 读数和最小或谷值 106 读数。该曲线图的峰值 104 读数对应于在毛细血管中存在最小血量的时刻，而谷值 106 读数则对应于在毛细血管中存在最大血量的时刻。通过使用由周期曲线图的峰值和谷值所提供的信息，可以排除由不在毛细血管中的主要手指组分（例如皮肤、脂肪、骨、肌肉和间质液）所进行的光

吸收和散射。不在毛细血管中的这些主要组分被排除的原因是它们在一次心跳的时间间期不太可能变化。换句话说,能够基于曲线图 102 的峰值和谷值来检测由血液所吸收的光。

[0022] 假设光感测设备生成的周期光电流的峰值为 I_p , 该周期光电流的相邻谷值为 I_v , 并且光感测设备在没有样本的情况下生成的光电流为 I_0 , 则对应于峰值和谷值光电流的透射率可以被定义为:

$$[0023] \quad T_v = \frac{I_v}{I_0} \quad (1);$$

[0024] 以及

$$[0025] \quad T_p = \frac{I_p}{I_0} \quad (2);$$

[0026] 相应的峰值和谷值吸收率为:

$$[0027] \quad A_v = -\log(T_v) \quad (3);$$

[0028] 以及

$$[0029] \quad A_p = -\log(T_p) \quad (4);$$

[0030] A_v 和 A_p 之间的差值反映仅仅由手指中的血液进行的光吸收和散射:

$$[0031] \quad \Delta A = A_v - A_p = \log\left(\frac{I_p}{I_v}\right) \quad (5);$$

[0032] 方程 (5) 中所示的算法仅仅需要监测对应于透射通过手指的光强度的光电流。因此,不需要确定在没有人的手指的情况下光感测装置所生成的光电流。

[0033] 图 2 是例示了一般地由附图标记 200 指示的当前光学测量系统的各部件的简化框图,所述光学测量系统使用“脉动”原理确定仅仅由样本(例如人的手指)中的血液所进行的吸收和散射的光量。诸如电池的电源 201 为光源 202 提供电力,所述光源生成被引导朝向用户手指顶部的多个光束 204、206、208、210。根据光学测量系统 200 的一个方面,光束 204、206、208、210 的每一个具有相同的波长范围,典型地从约 700nm 至约 1600nm。尽管光学测量系统 200 在此处被描述为生成四 (4) 个光束,但是可以预料在其他实施例中光源 202 可被改变以生成更少的光束或附加的光束。

[0034] 第一孔径 212 保证光束 204、206、208、210 照射样本(例如人的手指)的靶区。第二孔径 214 保证透射通过样本的所述光束的部分照射透镜 216。光束 204、206、208、210 由样本和光学测量系统 200 的各部件衰减,并且于是经衰减的光束 218、220、222、224 从样本射出。经衰减的光束 218、220、222、224 照射透镜 216,并且透镜 216 收集经衰减的光束 218、220、222、224,使得它们更有效地撞击在检测器块 226 上。

[0035] 检测器块 226 被定位在透镜 216 的正下方并且包括多个光感测器件 (LSD) 228、230、232、234,例如光电二极管阵列。根据光学测量系统 200 的一个方面,光感测器件 228、230、232、234 的每一个被调谐成检测光的一个特定光谱(或多个特定光谱)。例如,每个光感测器件可以与对应的干涉滤波器 (IF) 相关联,例如滤波器 236、238、240、242。干涉滤波器透射光的一个或多个光谱带或光谱线,并且基本阻挡其他的光谱带或光谱线。

[0036] 光感测器件 228、230、232、234 的每一个生成对应的光电流信号 244、246、248、250,所述光电流信号与具体光感测器件所接收的光强度成比例。由光电二极管生成的光电流信号可以被变换为另一种形式的信号,例如模拟电压信号或数字信号。

[0037] 处理器 243 耦接到检测器块 226 并且被配置成计算光电流信号 244、246、248、250 的改变。在示例性实施例中,处理器 243 执行例如在上面由编号 (5) 指示的方程中所示的算法,从而计算仅仅由手指中的血液引起的光吸收 (ΔA) 的变化。其后,对血液的光吸收的该定量计算能够被用于确定血液的特性。例如,通过比较算出的光吸收值和对应于存储在存储器 (未示出) 中的不同血糖水平的预定值,可以确定用户的血糖水平。

[0038] 与基于手指的脉动检测方法相关联的困难是低信噪 (“S/N”) 比,原因是周期图案的幅度 (即,峰值和谷值之间的差值) 典型地为透射通过样本 (例如人的手指) 的光强度所生成的总光电流的 1% -2%。为了在 ΔA 的确定中获得 100 : 1 的 S/N 比,被用于测量由样本进行的光吸收的设备的基线噪声应当在 10Hz 的带宽内不大于 3.0×10^{-5} 的吸收率 (峰峰)。

[0039] 然而,在 10Hz 带宽内的 3.0×10^{-5} 的吸收率 (峰峰) 基线噪声水平难以用一些电池供电的手持式无创血液化学测量设备所使用的低光强度水平来获得。

[0040] 一种已知的解决方案涉及数据平均。为了增加 S/N 比,由下面的方程定义的 ΔA 的平均值被用于进一步的计算以提取血糖浓度: $\overline{\Delta A} = \sum_{j=1}^M \Delta A_j$ 。在该方程中, M 是在脉动测量的

时间间隔内的心跳次数。然而,归因于心跳速率为每秒一次量级的这一事实,因此该方法需要较长的数据采集时间。例如,为了使 S/N 比增加 5 倍将需要 25 秒,并且为了使 S/N 比增加 10 倍将需要 100 秒。与之相比,当前商用的抽血式血糖仪可以在 5 秒内确定血糖水平。此外,归因于手指运动、光强度漂移、温度变化等,长检测时间将显著地增加测量误差。

[0041] 另一种解决方案涉及增加光照射强度。然而,由于一些设备的尺寸限制,不可能或者不能有效地增加照射强度以实现期望的基线噪声水平 (例如电池耗竭)。因此,需要一种系统和方法来增加可以由这样的设备检测的光强度的量而不显著增加设备尺寸、光照射强度和电池功耗。

[0042] 图 3 描绘了用于测量样本 (例如人的手指) 所吸收的光量的常规现有技术装置的配置。灯 302 生成从 700nm 至 1600nm 的近红外 (“NIR”) 辐射或光束。所生成的 NIR 光束进入入射孔径 304 并且穿过样本。透射通过样本的 NIR 光束穿过出射孔径 306 照射在透镜 308 上。透镜 308 准直光束并且将它们投射到滤波器阵列 310 上并且然后投射到检测器阵列 312 上。该装置也包括壁壳 314 以防止杂散光到达光检测器。

[0043] 图 3 中所示的光学系统具有很低的光强度效率。光经由入射孔径 304 进入样本。典型地,为了容纳儿童的小手指尺寸,入射孔径 304 具有大约 0.25 (1/4) 英寸或更小的直径。透射通过样本的光通过出射孔径 306 被收集。出射孔径 306 典型地具有大约 0.25 (1/4) 英寸或更小的直径。从灯 302 发射的多数光强度由于小照射立体角而不能到达靶区。图 3 中所示的光学配置也具有用于光收集的小立体角。光从出射孔径 306 发射到样本下方的整个 2π 立体角中。使用图 3 中所示的光学系统收集的总光强度典型地是通过孔径 306 发射的光强度的大约 10%。此外,从 700nm 至 1600nm 的整个光强度分布被透射到检测器阵列 312 中的每个检测器,并且每个检测器典型地仅仅检测 ~ 10 nm 的相对窄的波长带宽。因而,高达 98% (或更多) 的光强度被浪费。

[0044] 图 4A 描绘了根据示例性的第一备选实施例的用于执行生物样本的光学检测的光学测量系统 400。该系统包括可以根据下面参考图 5 所述的技术构造的光照射漏斗 412。

诸如灯的小光源 402 被布置在光照射漏斗 412 的内部部分中,并且生成多个光束 404、406、408、410。光束 404、406、408、410 的每一个具有例如从约 700nm 至约 1600nm 的相同波长范围。尽管光学测量系统 400 在此处被描述为生成四 (4) 个光束,但是可以预料在其他实施例中可以改变光源以生成更少的光束或附加的光束。

[0045] 来自光源 402 的光束 404、406、408、410 通过出射开口 416 离开光照射漏斗 412,光束中的一些由漏斗的侧壁反射。光照射漏斗 412 的出射开口 416 的直径大于或等于靠近前端的漏斗直径 414。光源 402 的电极 413 和 415 连接到灯控制板 401。例如,根据一个实施例,漏斗直径 414 为约 0.125 (1/8) 英寸并且出射开口 416 的直径为约 0.25 (1/4) 英寸。因此,与图 3 中所示的配置相比,光照射漏斗 412 将光束 404、406、408、410 聚焦到朝着样本顶部的大致相同方向。与图 3 的配置相比,光照射漏斗可以显著地增加靶区所接收的总光强度,并且因此显著地增加 S/N 比。

[0046] 图 5 描绘了示例性光漏斗 512 的横截面视图。光漏斗 512 可以被用作光照射漏斗,例如图 4A、4B 或 4C 中的 412,或光收集漏斗,例如图 4C 中的 434。示例性光漏斗 512 包括具有直径 D1 的大致圆柱形的外壁 502,和由具有大致截头圆锥形的内壁 506 限定的内部部分。漏斗的内部部分在前端 504 处具有直径 D2。漏斗在后端处具有出射开口 508。开口 508 (光出口) 具有大于 D2 的直径 D3。两端之间的分离距离为 L,并且内表面的截头圆锥形的半角为 α 。半角可以小于例如约 45 度。在示例性实施例中,半角 α 的值为约 5 度至约 25 度。光漏斗 512 可以由塑料、金属或其他合适的材料或化合物 / 材料层形成,具有任何期望的 (一个或多个) 折射率。根据一个方面,光漏斗 512 由金属形成并且内壁 506 的表面被制成为高反射。使用光照射漏斗,靶区所接收的总光照射强度可以比图 3 中所示的光照射配置增加 3 至 4 倍。

[0047] 图 6 描绘了一般地由附图标记 600 指示的示例性光学装置,所述光学装置包括诸如灯的光源 606 和光照射漏斗 612。用于灯功率控制的印刷电路板 (“PCB”) 602 可以位于光照射漏斗的前端附近或与其接触。诸如灯的光源 606 经由穿过漏斗的前端的线连接到板 602。诸如灯的光源 606 可被安装到 PCB 602。PCB 602 通过连接到电源的电力线 604 接收电力,所述电源诸如图 2 中所示的电源 201,例如电池。当电力通过电力线 604 供应时,诸如灯的光源 606 生成多个光束,例如图 4A、4B 和 4C 中所示的光束 404、406、408 和 410。诸如灯的光源 606 在漏斗内部的位置能够被调节以最大化大开口 608 (光出口) 所接收的照射强度。

[0048] 在示例性实施例中,光照射漏斗 612 经由螺钉、柱或其他连接件安装到 PCB 602。光照射漏斗 612 的内表面的截头圆锥形用于把来自灯的图 4A、4B 和 4C 中所示的光束 404、406、408、410 会聚并聚焦为朝向手指的大致锥形光束。

[0049] 再次参考图 4A,光束 404、406、408、410 由样本和光学测量系统 400 的各部件衰减。经衰减的光束然后通过出射孔径 418,由诸如非球面透镜的聚光透镜 420 收集。离开诸如非球面透镜的聚光透镜 420 的光束 421 然后可以穿过滤波器 426 到达检测器 428。

[0050] 使用诸如非球面透镜的聚光透镜 420 进行光收集的优点在于其用于光收集的大立体角。在被适当配置时,与图 3 中所示的光收集配置相比,在诸如非球面透镜的聚光透镜 420 用于收集从靶区发出的光的情况下,每个检测器所接收的总光强度可以增加 3 至 4 倍。与图 3 中所示的光学配置相比,利用光照射漏斗 412 和作为光收集器的聚光透镜 420 (例如

非球面透镜)的组合可以使每个检测器所接收的总光强度增加约 9 至约 16 倍。

[0051] 检测器块 428 位于诸如非球面透镜的聚光透镜 420 的下方,并且可以包括多个光感测器件,例如光电二极管阵列。每个光感测器件检测光的特定光谱。在示例性实施例中,干涉滤波器 426 被置于每个光感测器件的顶部。

[0052] 诸如图 2 中所示的处理器 243 的处理器可以耦接到检测器块 428 并且被配置成计算光感测器件所生成的电流信号的变化。例如,如上面参考图 2 所述,处理器 243 执行例如方程 (5) 中所示的算法以计算仅仅由手指中的血液导致的光吸收 (ΔA) 的变化。其后,血液的光吸收的该定量计算能被用于确定血液的特性。

[0053] 图 4B 例示了用于执行生物样本的光学检测并且一般地由附图标记 460 指示的光学配置的优选实施例。光源 402 生成多个光束 404、406、408、410。光源 402 例如可以是白炽光源或红外发光二极管。根据光学测量系统 460 的一个方面,光束 404、406、408、410 的每一个具有例如从 700nm 至 1600nm 的相同波长范围。尽管光学测量系统 460 在此处被描述为生成四 (4) 个光束,但是可以预料在其他实施例中光源能被改变以生成更少的光束或附加的光束。来自光源 402 的光束 404、406、408、410 通过出射开口 416 离开光照射漏斗 412。光照射漏斗 412 的出射开口 416 的直径大于或等于在顶部上的开口 414 的直径,光源 402 的两个电极 413 和 415 通过所述开口 414 连接到灯控制板 401。例如,根据一个实施例,入射开口 414 的直径为大约 0.125 (1/8) 英寸并且出射开口 416 的直径为大约 0.25 (1/4) 英寸。因此,与图 3 中描绘的配置相比,光照射漏斗 412 将光束 404、406、408、410 聚焦到朝向用户手指顶部的大致相同方向。与图 3 的配置相比,光照射漏斗可以显著地增加靶区所接收的总光强度,并且因此显著地增加 S/N 比。

[0054] 在由附图标记 460 指示的图 4B 中描绘的示例性的优选实施例中,光束 404、406、408、410 由样本和光学测量系统的各部件衰减。经衰减的 NIR 光束然后通过出射孔径 418,由诸如非球面透镜的聚光透镜 420 收集,并且被投射到透射光栅器件 422 上。透射衍射光栅 422 将混合 NIR 光束的各种波长分量成角地分解成波长在箭头 430 描绘方向上单调增加的光谱。换句话说,由于衍射角取决于波长,因此光束的不同波长分量由衍射光栅 422 送至不同方向。离开透射衍射光栅 422 的光谱 424 然后可以由可选的干涉滤波器阵列 426 窄化。光由光检测器阵列 428 (例如光电二极管)检测。阵列 428 中的检测器可以被定位成使得被调谐到光的具体光谱的检测器接收来自透射衍射光栅 422 的在该光谱内的光。例如,滤波器阵列 426 中的每个干涉滤波器的中心波长可被布置成单调地增加以与来自透射衍射光栅 422 的光谱的相应波长分量一致。将显见的是,诸如滤波器阵列 426 的滤波器的使用是可选而非必要的。

[0055] 与从 700nm 至 1600nm 的整个光强度分布被送至每个检测器的图 3 中的收集光学结构相比,利用透射衍射光栅的方法将使送至每个检测器的光谱限制到靠近检测器 (和/或相应滤波器) 的中心波长的波长分量。结果是,与参考图 4A 所述的光收集配置相比,浪费的光量大幅减小,并且光电二极管所接收的光强度可以增加 10 倍至 20 倍。因此,与图 3 中所示的光学配置相比,利用光照射漏斗 412、作为光收集器的聚光透镜 420 (例如非球面透镜) 和作为波长分离器件的透射光栅 422 的组合可以使光电二极管所接收的光强度增加大约 100 至大约 200 倍。

[0056] 图 4C 例示了一般地由附图标记 462 指示的示例性的第二备选实施例。尽管光学测

量系统 462 在此处被描述为生成四 (4) 个光束,但是可以预料在其他实施例中光源能被改变以生成更少的光束或附加的光束。来自光源 402 的光束 404、406、408、410 通过出射开口 416 离开光照射漏斗 412。光照射漏斗 412 的出射开口 416 的直径大于或等于在顶部上的开口 414 的直径,光源 402 的两个电极 413 和 415 通过所述开口 414 连接到灯控制板 401。例如,根据一个实施例,入射开口 414 的直径为大约 0.125(1/8) 英寸并且出射开口 416 的直径为大约 0.25(1/4) 英寸。光照射漏斗 412 照射样本(例如手指)。光束 404、406、408、410 由样本和光学测量系统的部件衰减。经衰减的光束 436、438、444、446 从样本射出。经衰减的光束 436、438、444、446 通过入射开口 442(第一开口)进入光收集漏斗 434 并且通过出射开口 440(第二开口)离开光收集漏斗 434。光收集漏斗 434 的入射开口 442 的直径小于或等于出射开口 440 的直径。例如,根据一个实施例,出射开口 440 的直径为大约 0.625(5/8) 英寸并且入射开口 442 的直径为大约 0.25(1/4) 英寸。光收集漏斗 434 可以将收集光投射到滤波器阵列 426 上。

[0057] 光收集漏斗 434 可以根据下面参考图 5 所述的技术被构造。例如,示范性光收集漏斗 434 具有大致圆柱形的外壁 502 和由截头圆锥形的内壁 506 限定的中心开口。光收集漏斗 434 也可以由塑料、金属或其他合适的材料或化合物/材料层形成,具有任何期望的(一个或多个)折射率。光收集漏斗 434 可以由金属形成并且截头圆锥形内壁的表面可被制造成高反射。已观察到光收集漏斗 434 的总收集效率超过 80%,这是使用图 3 中所示的传统光学收集结构所获得的八倍。与图 3 中的光学配置相比,利用光照射漏斗 412 和光收集漏斗 434 的组合可以使检测器所接收的光强度增加大约 20 至大约 30 倍。

[0058] 滤波器阵列 426 和检测器阵列 428 位于光收集漏斗 434 的出射开口 440 的下方并且包括多个光感测器件,例如图 2 中所示的光感测器件 228、230、232、234,诸如光电二极管阵列。在示范性实施例中,光感测器件各自检测光的一个特定波长。

[0059] 本发明的实施例也可以包括使用如上所述的装置或光收集系统的方法。光源可以通过照射漏斗接触靶区,足以生成透射、转射或反射光。透射、转射或反射光可以进入光收集系统并且被引导到例如一个或多个检测器。

[0060] 因此,示出并描述了新发明的若干实施例。从前面的描述显见,本发明的某些方面不受此处例示的各示例的具体细节限制,并且因此可以预料本领域的技术人员将会想到其他修改和应用或其等价物。当在前面的说明书中使用术语“具有”和“包括”以及类似术语在“可选的”或“可以包括”而不是“必须”的意义上使用。然而,本领域的技术人员在考虑说明书和附图之后将显见本构造的许多变化、修改、变型以及其他用途和应用。不脱离本发明的精神和范围的所有这样的变化、修改、变型以及其他用途和应用被认为由本发明涵盖,本发明仅仅由如下的权利要求限定。应当理解的是此处公开的实施例包括在任何从属权利要求中描述的特征的任何和所有组合。

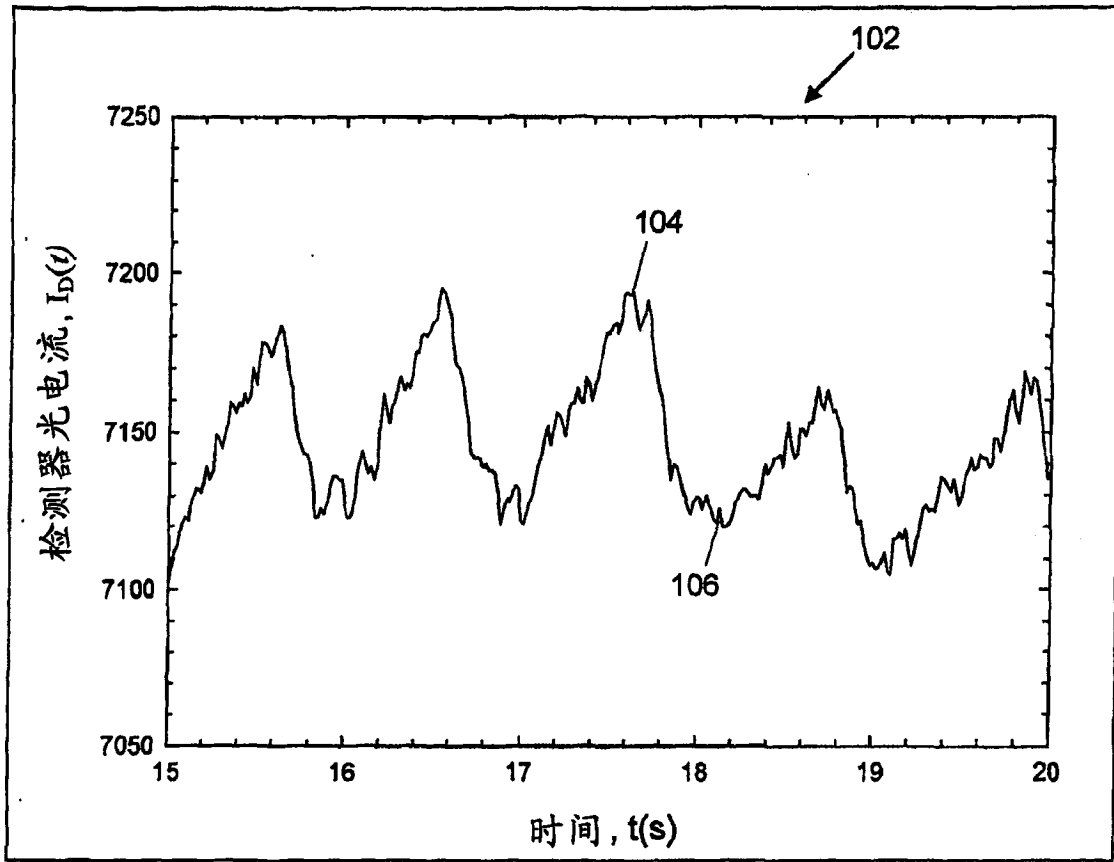


图 1

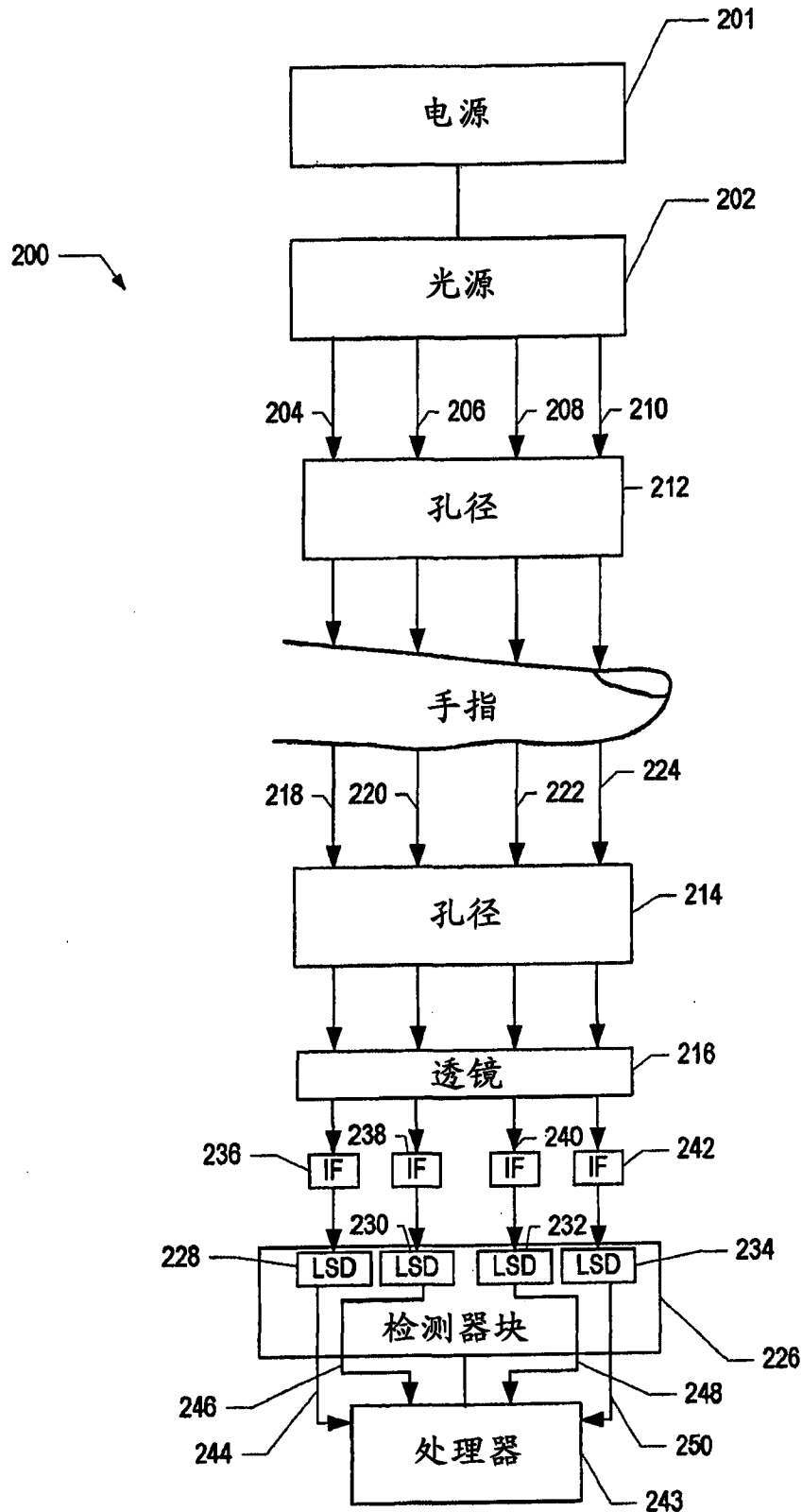


图 2

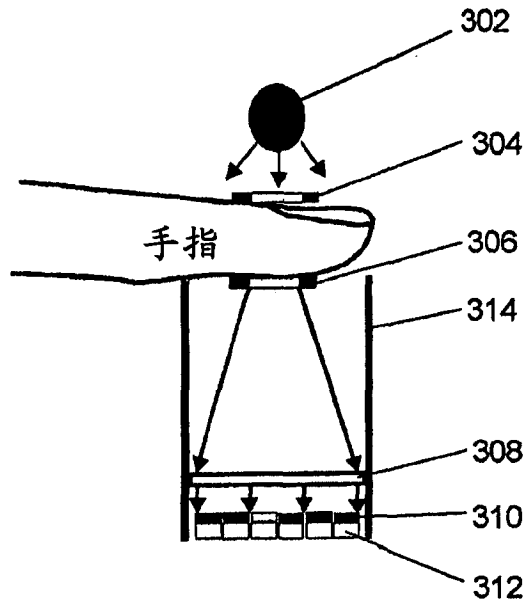


图3 现有技术

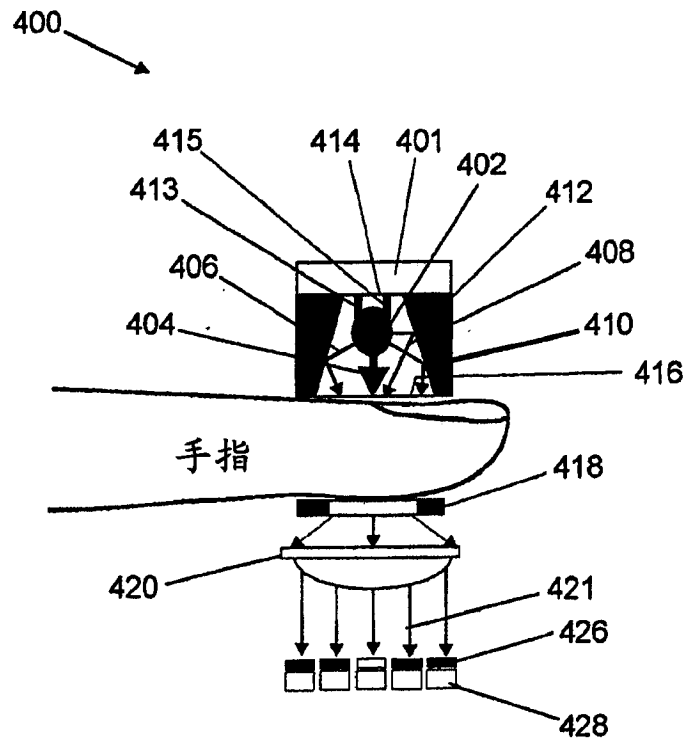


图4A

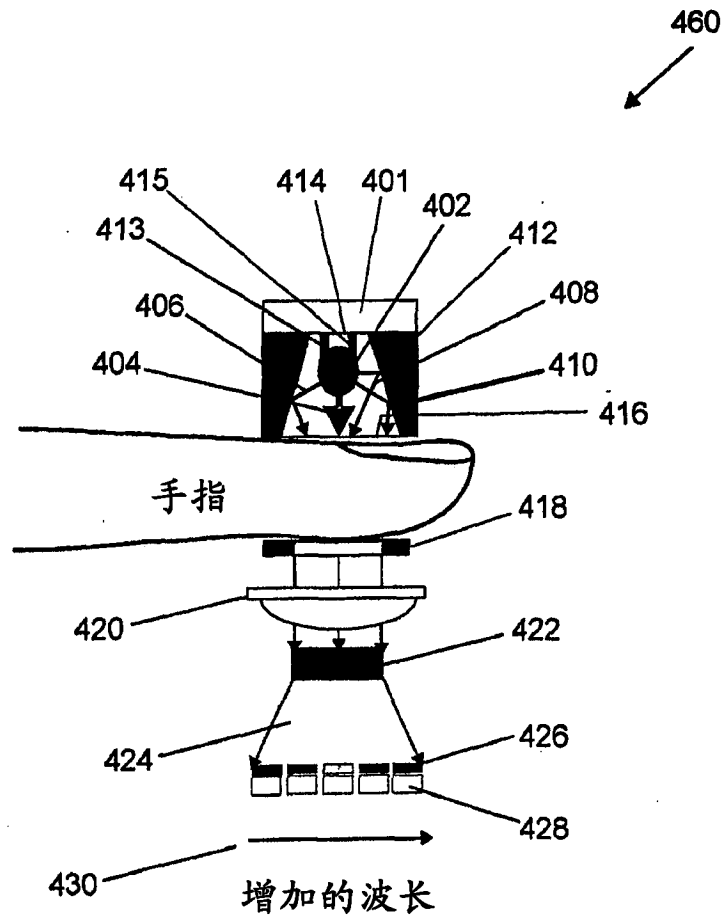


图 4B

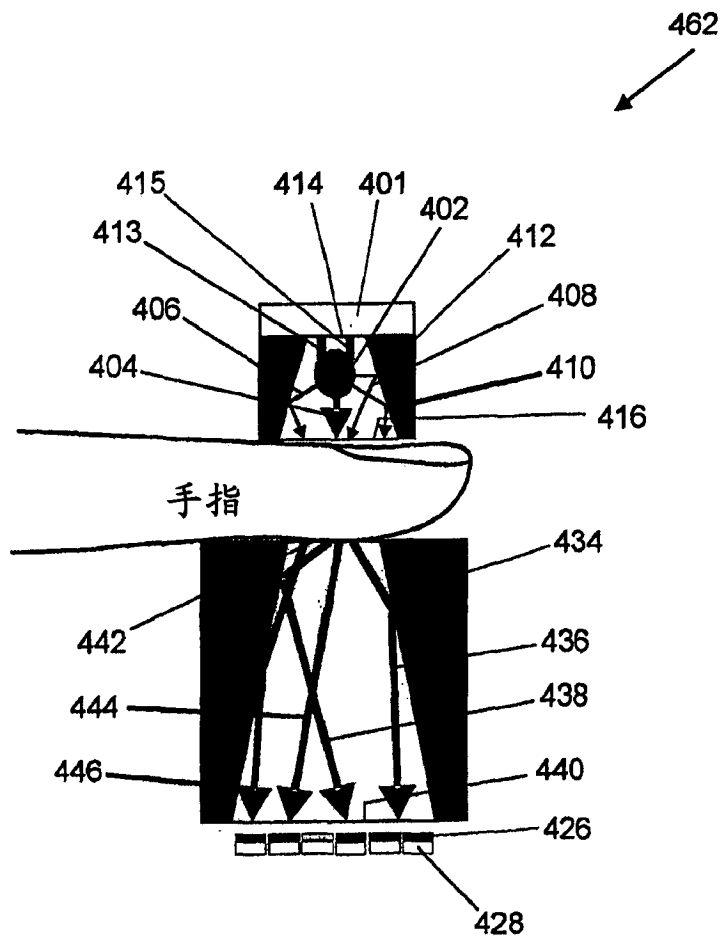


图 4C

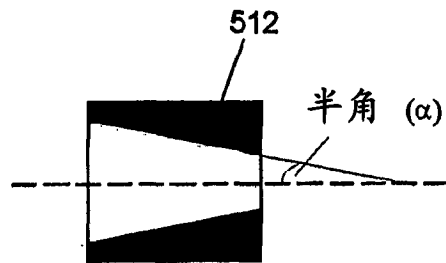
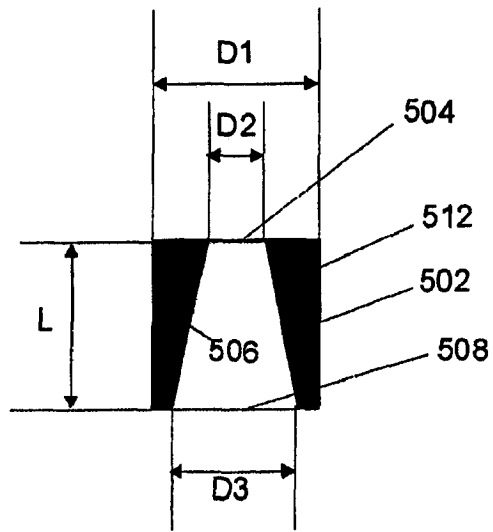


图 5

600 →

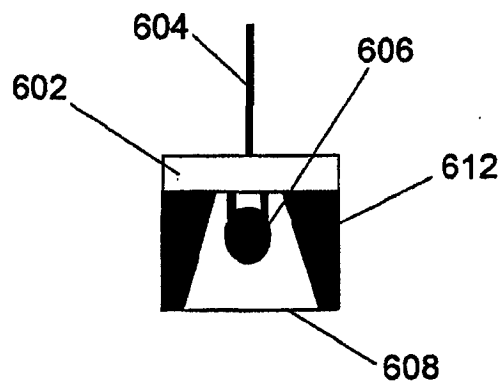


图 6