

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01N 21/47

[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96197337.4

[45] 授权公告日 2002 年 12 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 1095990C

[22] 申请日 1996.7.30 [21] 申请号 96197337.4

[30] 优先权

[32] 1995.8.9 [33] US [31] 08/513,094

[86] 国际申请 PCT/US96/12415 1996.7.30

[87] 国际公布 WO97/06425 英 1997.2.20

[85] 进入国家阶段日期 1998.3.30

[73] 专利权人 里奥格兰德医学技术有限公司

地址 美国新墨西哥州

[72] 发明人 R·G·梅瑟施米特 M·R·罗宾森

审查员 宋海峰

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

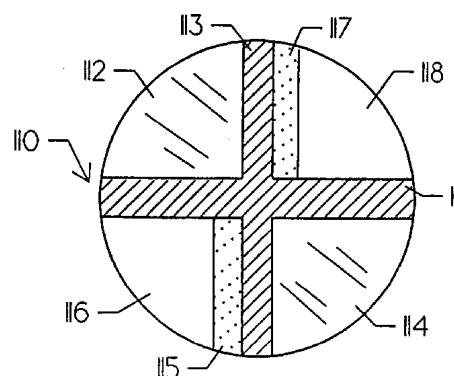
代理人 邹光新 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 9 页

[54] 发明名称 改进的漫反射监测装置

[57] 摘要

一种用于漫反射光谱测量的改进装置具有镜面反射控制器。该镜面反射控制器至少具有第一表面,而第一表面分成偶数的多个反射分区(112、114)和开放或透射分区(116、118)。反射分区数等于开放分区数。每个反射分区位于一对开放分区之间并和另一个反射分区相对。同样,每个开放分区位于一对反射分区之间并和另一个开放分区相对。在一个优选实施方案中,反射分区的总表面积等于开放分区的总表面积。在另一个实施方案中,反射分区的总表面积不等于开放分区的总表面积。在另一个优选实施方案中,不透明的间隔区(111、113)加在相邻分区之间的边界上以提高源光束和反射光束之间的分辨力,以及有选择地加上(115、117)以减小一个或多个所选分区的表面积。



1. 一种用于血液分析物非侵害测量而从人体组织获得漫反射光谱的装置, 包括:

- (a) 产生红外能量的装置;
- 5 (b) 把所述红外能量引向所述组织的装置;
- (c) 收集由所述组织反射的红外能量的装置, 以及
- (d) 分离所述反射光以获得从组织漫反射的红外能量的装置, 该分离由关于中心点对称的光学结构完成。

10 2. 根据权利要求 1 的装置, 其中分离反射光的装置的具有中心对称结构的光学结构, 由偶数个的至少四个分区形成, 一半所述分区包括用于收集漫反射光的光学元件。

3. 一种测量从照明样品上漫反射的光的装置, 包括提供照明光束的光源, 引导光束照明测试样品的装置, 反射光束探测器, 以及把反射光从样品引到探测器的装置, 其中还包括:

- 15 (a) 一种镜面反射控制器, 至少具有第一光束入射表面;
- (b) 该第一表面分成偶数个的分区, 至少四个分区, 一半所述分区是透明分区, 而另一半分区是不透明的光束反射分区; 以及
- (c) 每个透明分区位于一对反射分区之间, 并和一个透明分区相对, 每个反射分区位于一对透明分区之间, 并和一个反射分区相对, 其中所
- 20 述分区沿一个中心聚焦点对称排列。

4. 根据权利要求 3 的装置, 其中透明分区的总表面积等于反射分区的总表面积。

5. 根据权利要求 3 的装置, 其中透明分区的总表面积不等于反射分区的总表面积。

25 6. 根据权利要求 3、4 或 5 的装置, 包括一个位于多个分区的相邻对之间的不透明边界间隔区。

7. 根据权利要求 3 的装置, 包括:

- (a) 所述镜面反射控制器具有和第一光束入射表面相对的第二光束入射表面;
- 30 (b) 该第二表面分成偶数个的至少四个分区, 一半该分区是透明分区, 而另一半分区是不透明的光束反射分区; 以及
- (c) 第二表面的透明分区位置和第一表面的透明分区直接相对, 第

二表面的反射分区位置和第一表面的反射分区直接相对。

8. 根据权利要求7的装置，其中第二表面的透明分区的总表面积等于第二表面的反射分区的总表面积。

5 9. 根据权利要求7的装置，其中第二表面的透明分区的总表面积不等于第二表面的反射分区的总表面积。

10. 根据权利要求7、8或9的装置，包括一个位于第二表面多个分区的相邻对之间的不透明边界间隔区。

11. 一种测量从照明样品上漫反射的光的装置，包括提供照明光束的光源、引导光束照明测试样品的装置以及反射光束探测器，其中所述装置还包括：

(a) 一种镜面反射控制器，至少具有第一光束入射表面；

(b) 该第一表面分成多个分区，一半所述分区是透明分区，而另一半分区是不透明的光束反射分区，其中所述透明分区沿一个中心聚焦点对称排列；以及

15 (c) 不透明的边界间隔区位于相邻分区之间。

12. 根据权利要求11的装置，其中透明分区的总表面积等于反射分区的总表面积。

13. 根据权利要求11的装置，其中透明分区的总表面积不等于反射分区的总表面积。

20 14. 根据权利要求11、12^或13的装置，其中

(a) 所述多个分区包括两个以上分区，一半分区是透明分区，而另一半分区是反射分区；

(b) 每个透明分区位于一对反射分区之间，并和一个透明分区相对；以及

25 (c) 每个反射分区位于一对透明分区之间，并和一个反射分区相对。

改进的漫反射监测装置

5

技术领域

本发明总地涉及漫反射光谱测量，更具体而言，涉及一种用于光谱测量或分析人体组织中分析物浓度的改进装置，而且还具体地涉及一种包括用于这种测量系统的镜面反射控制器的改进装置。

发明背景

10

有许多资料证明需要有一种准确确定人体组织中分析物浓度的非侵害性方法。例如，Barnes 等（美国专利 No. 5, 379, 764）公开了对糖尿病患者需要频繁监测其血液中的葡萄糖含量。还应当认识到分析越频繁，葡萄糖含量有大波动的可能性就越小。这些大的波动和疾病的症状及并发症有关，其长期效应可包括心脏病、动脉硬化、失明、中风、高血压、肾衰竭和早死。如下所述，有多种系统被提出用于血液中葡萄糖的非侵害性测量。但是尽管有这些努力，对所有现有的可买到的家用葡萄糖监测形式来说还是需要对手指的刺血切口。相信对糖尿病患者已折衷地认为很少能实现最有效地采用任何形式管理糖尿病患者。

15

20

25

提出用于确定血糖含量的各种非侵害性方法一般采用定量红外光谱学作为分析的理论基础，下面将分别讨论。红外光谱测量分析 $0.7 \sim 25\mu\text{m}$ 的电磁辐射。一种物质在各种波长都有吸收。原子相互之间并不保持固定的位置关系，而是在平均间距附近来回振动。吸收适当能量的光使原子激发到更高的振动能级。原子受激到激发态只在某些分离的能级间进行，这是特定分子的特征。最基本的振动态产生在中红外频谱区（即 $2.5 \sim 25\mu\text{m}$ ）。不过就算不是不可能，由于水对光的吸收也使在这一频谱区非侵害地确定血液分析物是有问题的。这一问题可通过使用不被水衰减的更短波长的光而得以克服。基本振动态的谐波存在于较短波长，这使得能够在这些波长进行定量测定。

30

已知葡萄糖在中红外和近红外区的多个频率处有吸收。不过血液还有其他红外活性分析物也在相近频率有吸收。由于这些吸收带的重合性，没有单个或特定频率可用于可靠的无侵害性葡萄糖测量。这样用于葡萄糖测量的光谱数据分析需要在很宽的光谱范围中计算很多光谱强

度,以获得定量测定所需的灵敏度、精度、准确性和可靠性。除了吸收带重合以外,葡萄糖测量还会进一步复杂化,这是由于葡萄糖在血液从重量上来说少数部分,而且由于被检测物质的特性和/或光学测量仪器中固有的非线性,使所得到的光谱数据可能显示有非线性的响应。

- 5 Robinson 等(美国专利 No. 4, 975, 581)公开了一种方法和装置,用于通过使用红外光谱并结合多元模型测量生物样品中的未知量的特征,该多元模型由一套已知特征值的生物样品的光谱经验地推导而来。上述特征一般是分析物(比如葡萄糖)的浓度,也可以是样品的任一化学或物理特性。Robinson 等的方法含有包括校准和预测步骤的两步过程。
- 10 在校准步骤中,红外光耦合到已知特征值的校准样品上,从而存在至少几种红外辐射波长的微分衰减随含有已知特征值的样品的不同成分和分析物而变化。通过使光穿过样品或者从样品上反射光,使红外光耦合到样品上。样品对红外光的吸收引起和光波长有关的光强变化。对这套已知特征值的校准样品测量出在至少几种波长所形成的强度变化。然后原始或变换的强度变化用多元算法与校准样品的已知特征经验地相关
- 15 以得到多元校准模型。在预测步骤中,红外光耦合到未知特征值的样品上,再把校准模型应用到从该未知样品测得的适当光波长的原始或变换强度变化上。预测步骤的结果是未知样品的估计特征值。Robinson 等的公开内容在此引入作为参考。

- 20 Dahne 等(美国专利 No. 4, 655, 225)还公开了一种方法,采用近红外光谱测量使近红外光谱中的光学能量无侵害地透过受验者的手指或耳廓。Dahne 还公开了测量反射光能量来确定分析物浓度。反射光能量进一步确定为包括从样品表面反射的光和从组织深处反射的光。Dahne 公开了是从组织深处漫反射的近红外能量含有分析物的信息,而表面的反射光能量没有分析物的信息,并干扰解释或测量从组织深处反射的光。
- 25 本发明涉及一种用于漫反射光改进测量的装置,同时可消除表面反射光的影响。

- 反射光谱测量在其他非医学应用中是已知的。一般来说,这种光谱测量涉及通过使用反射信息来区别样品的化学结构。漫反射光谱测量也是普遍已知的,并被广泛用在光谱的可见和近红外区来分析比如谷类和其他食品等材料。
- 30

概括地说,漫反射光谱测量采用的依据是样品材料会趋于以或多或

少随机的形式散射光。有一部分光将最终从样品散射回来并由探测器收集到，以提供样品的定量或定性代表。

在红外光谱测量中通常需要采用光谱的中红外区。前面描述的基频振动吸收在此处即基频区中最强。通常红外光谱采样的目的是准备样品以可用这种中红外光进行分析。反射光谱测量是一种非常通用的使样品和中红外光兼容的方法。如果样品太厚以致不能使任何光透射过，那么通常可用反射来获取结果。不过反射光谱测量由于在该模式中不止有一种光学现象产生而复杂化。样品的反射光基本上可分成两类，漫反射和镜面反射。样品的镜面反射光是没有进入样品，而从样品的上表面“如同镜面一样”反射的光。这一部分包含关于样品表面的信息。如果材料是均匀的，该表面反射光可和体材料有关。尽管镜面反射部分实际上看起来不太象吸收光谱，但它可通过称作 Kramers-Kronig 变换的变换形式和体材料的吸收光谱相关。不过大多数专家仍然同意对于样品鉴定和量化来说漫反射部分比镜面反射部分有用得多。许多申请者和其他人员作出了大量努力来增强漫反射部分，并削弱镜面反射部分以基本上使反射谱更近似于透射谱。一般这些尝试主要分为三类：阻止镜面反射的光学区分、机械区分以及设计用来使镜面反射最小的样品制备辅助方法。第四种非独立的方法是从中红外区移开以降低样品制备的要求。通过移到光谱的近红外或可见区，振动光谱测量变得更粗略和更不精确，但这通常可得到补偿，这是由于有改进的采样能力、更适当的路径长度以及阻止镜面反射更好的区分方法而使所得数据的质量和信噪比得到改善。当需要定量信息时这种方法特别有用。

大多数专家会同意如果样品材料是分层或不均匀的，那么漫反射部分就是需要的，甚至是相当重要的。镜面反射部分主要是含有关于样品表面而不是关于体内的信息。尽管如此，于1991年5月14日授予Walter M. Doyle 的美国专利 No. 5, 015, 100 描述了一种镜面反射方法的实例。光的镜面反射部分和波长极为有关，它包含关于被测试材料复折射率的信息。该复折射率包含和材料的吸收系数有关的虚部。

Doyle 指出镜面反射光谱测量的潜在应用对那些本领域的技术人员是熟知的，并指出可用数学公式即 Kramers-Kronig 关系把测得的反射光谱转换成吸收光谱。这些算得的光谱可通过和已有的吸收光谱库比较而鉴别样品。不过现有技术的工作还未用于定量测量分析，比如对诸如

患者血液等样品的成份分析。实际上,对这一目的其作用很小。因为皮肤表面只有很少的血液信息。必须使用漫反射部分。

Doyle 和 McIntosh 在 1989 年 10 月的第 16 届 FACSS 年会上提交的文章 No. 424 得出结论, Kramers-Kronig 关系不能用于从反射数据获得准确的吸收谱, 除非修改所用的公式以考虑到极化和入射角, 或者除非向实验仪器提供近似垂直入射条件的辐射。

Doyle 的专利参考描述了镜面反射系统中装置的使用, 在该系统中由样品反射的分析辐射近似于垂直入射条件, 并且提供一种解决方法以保证极化方向和入射平面平行的光线与极化方向和入射平面垂直的光线的作用基本相等。Doyle 讲到在这种装置中使用的半透明分束器可获得所需要的极化平衡, 但会牺牲辐射效率, 因为在样品前透射和样品后反射中有损耗, 在分束器中也有吸收损耗。接着 Doyle 的参考文献描述了一种采用分场分束器而具有改进辐射效率的系统, 该分束器的表面区分成奇数的多个反射叶片和透射区。

仍是授予 Doyle 的美国专利 No. 4, 852, 955 描述了一种可解决分束器效率有限问题的系统, 它采用 100% 反射的镜面截取系统孔径的一半, 而使照明和输出光束使用孔径的另一半。不过, 该参考文献使用分场分束器涉及入射光的分布, 它相对于垂直于样品表面的轴是不对称的。结果就不能保证当使用所建议的分束器时 P 极化态和 S 极化态会保持平衡。

Doyle 现有技术的局限是明显的。镜面反射只有当体材料足以由表面组份代表时才是有用的。当不是这种情况, 比如进行非侵害性血液分析物测量时, 这套方法会给出错误的结果。

阻止镜面反射的机械区分的一个实例见于于 1987 年 4 月 28 日授予 Robert G. Messerschmidt 和 Donald. W. Sting 的美国专利 No. 4, 661, 706. Messerschmidt 等表明反射光的镜面反射部分和漫反射部分可机械地分离, 这得益于镜面反射部分从样品表面发射。叶片状态件在镜面反射光照射到探测器上之前将它“撇去 (skim)”。在精心对准后可获得纯的漫反射光。这种器件的一个缺点是它对收集漫射光不是十分有效。许多漫反射能量只穿进试样较浅的深度, 而阻断器件就位于这一界限。因此深度浅的漫射光被排除在外。对于在中红外区吸收非常强的样品, 所得测量结果的信噪比受到严重损害。这种器件可成功地用

于非侵害性血液分析物测量，但和本申请提出的方法相比效率要低一些。

也有用光学装置来分离漫反射和镜面反射部分。最近的一个实例描述于 Ralf Marbach 的博士论文中，题目为 “Meßverfahren zur IR-spektroskopischen Blutglucose bestimmung”（英文译作“红外光谱确定血糖的测量技术”），1993 年发行于 Duesseldorf. Marbach 采用的光学区分系统在原理上十分近似于 Harrick Scientific Corp. 在 1980 年首先推出的 Praying Mantis 漫反射仪器中所用的系统。这里的基本原理是镜面反射光从样品上反射的角度相对于表面垂直方向和入射角大小相等方向相反。因此，只在输入收集角之外收集光就是很简单的事。于是 Marbach 和 Harrick 把输入角限制在很小的范围，这样更大的输出角范围可用于收集。应当注意可对光照射进样品并从样品上收集光有一有限的空间区域。从立体角来看，对于平面样品工作空间可定为 2π 立体角弧度。在 Harrick 的器件中，输入和输出镜片对着相等的较小立体角。输入或者输出镜片对着小于 $\pi/2$ 的立体弧度。这导致可用立体角的效率小于 50%。收集漫反射光的另一关键因素是被收集光的方向性。许多样品，包括对非侵害测量所需的组织样品，有着强烈的前向散射。也就是说散射光子在发生散射后其方向只改变很小的角度。Harrick 器件要求光子在被输出镜片收集之前偏离较大角度。这种在样品各向异性情况下的低性能和比较低的效率是 Harrick 器件的严重问题。Marbach 器件对 Harrick 器件在多个方面作了改进。首先，对输入和光收集可用的总空间接近 2π 立体弧度，这也是理论极限。这通过对输入和输出光都允许有 360° 方位角实现。第二点，考虑了散射的前向性。角度只偏离几度的光线可被收集到。这种方法的弱点是输入和输出光学系统在放大倍率上完全不匹配。任何漫反射系统必须和系统的光源与探测器一致地工作。因为在近红外光谱区的探测器越大，其噪声也越大，所以应当有意使探测器尽可能小。亮的小型光源也是有利的。在 Marbach 的系统中，光源的图像在样品平面上相对于探测器的图像被放得很大。这意味着可映射到探测器上的光源能量密度是有限的。另外，从样品收集到的能量在其传到探测器时被缩小（demagnified）。能量效率再次损失。一种理想的情况会使输入和输出的放大倍率相等。Marbach 的设计另一个重要的局限和输入与输出角度的选取有关。实际

5 的光学系统善于以大的 f/number 成像。 f/number 小的系统，特别是有大的视场光阑直径，其成像容易很差。Marbach 在他的论文中指出了这一事实。在他的设计中，首要的大 f/number 、近垂直空间都留给输入光，而非理想的近掠射光用于输出。很容易想像到如果对 Marbach 所用的模式采用“后向”，器件会工作得更好，这里光源位置和探测器位置相互交换。本申请描述的器件提供了一种甚至更好的解决方案。

10 另一种对漫反射光谱消除镜面反射影响的方法是改变样品本身以降低镜面反射的倾向性。实现这一目的的一种方法是在具有低折射率的无吸收基体材料中掺入粉末样品。低折射率基体会使镜面反射部分量少而减轻镜面反射问题。不幸的是，非侵害性分析的目的不允许改变样品，所以在这里所述的应用领域中，这些掺入方法不是可选方案。

发明概述

15 本发明的装置是一种用于对含有人体组织的分析物的漫反射光进行改进测量的器件。该装置含有镜面反射控制器，可把镜面反射光或表面反射光和从组织内深处返回的漫反射光分离开。因此，只有含有分析物信息的漫反射光可到达光谱分析仪。本发明的改进镜面反射控制器包括一个用于被光源的分析光束入射的表面，该表面分成偶数的多个分区，这些分区的一半使光束清晰地穿过，而这些分区的另一半包括反射镜面，用来把反射光束从样品引向探测装置。

20 申请者发现使用基于输入和输出镜片对称分布的镜面反射控制器可降低或消除和人体组织漫反射取样有关的镜面反射光的粘污。

25 在优选的实施方案中，光源的光线通过一个光学系统聚焦到组织样品上，该光学系统优选地由透镜组成。光线穿过或入射到以下将进一步详细描述的镜面反射控制器上。已发现光束聚焦可使任意光线都进入系统中，并使镜面反射光在聚焦中心的相对边退出系统。特别地，经过镜面反射的光线通过的路径关于中心焦点对称。这样镜面反射光通过的路径是中心对称的。镜面反射控制器，光学系统是关于中心点对称的。例如，从皮肤表面镜面反射开的光线会在光束焦点的相对边退出光学系统，这对应于镜面反射控制器的相对透明区。非镜面反射光相对于其对中心焦点的入射角发生方向变化，将入射到镜面反射控制器表面的非窗口区域，并转换用于后面的光谱分析。这样，镜面反射光绝对到不了分析仪。

在镜面反射控制器的第一个优选实施方案中，有最少的四个分区，其一半是透明的，另一半是反射的。每个反射分区位于一对透明分区之间，亦相对于镜面反射控制器的中心点和另一个反射分区相对。在这个优选实施方案中，镜面反射控制器反射分区的总表面积基本上等于透明分区的总表面积。

在镜面反射控制器的第二个优选实施方案即上述实施方案的变化方案中，预定宽度的不透明间隔作为每个相邻分区之间的边界。不透明间隔可沿表面的中心线分布，以使反射分区的总表面积等于透明分区的总表面积；或者不透明间隔也可有选择地偏离中心分布，使得反射分区的总表面积不等于透明分区的总表面积。

附图简述

通过参照以下详述，并同时结合附图，本发明的其他目的和许多附带优点可被更好、更容易地理解。在附图中相同的参考标号在全部图中表示相同的部分，其中：

图 1 是显示对入射到含分析物的组织上的光具有可能响应的简化示意图，包括镜面反射、漫反射、吸收和透射；

图 2 是采用输入和输出光线关于中心焦点对称而对光谱反射的效果的示意图；

图 3 描绘了典型的对反射采样的单镜面光学结构，其中光束分成在单一中心线旁边的输入和输出边；

图 4 是采用四象限消除镜面反射光的示意图；

图 5 是漫反射光能量要到达分析仪所需的方向变化的示意图；

图 6 是含有八个象限的镜面反射控制器的示意图；

图 7 是另一个可选的一般采用矩形对称象限的镜面反射控制器的示意图；

图 8A 是显示镜面反射控制器的第一实施方案的平面图；

图 8B 是镜面反射控制器的第二实施方案的平面图；以及

图 9 是显示在光谱测量系统中使用本发明的镜面反射控制器的示意图。

优选实施方案详述

本发明涉及一种用于摄谱分析或分析物浓度测量的改进装置。在优选实施方案中，该装置用于测量病人组织中的分析物浓度，更具体地说，

本发明集中在分析组织中的葡萄糖浓度。测量的基础是在用宽带近红外光源照明后从组织样品返回的漫反射光。

首先参照图 1, 描出了入射到含分析物的组织样品上的光能的示意图。如简图所示, 组织样品 12 包括上层或表皮 16, 中间层或真皮 18 以及皮下组织 19。入射光 10 照到组织样品 12 上, 其中部分光能可能穿透组织样品, 在组织样品的另一面形成透射光 26。另外, 组织样品可能吸收一部分光能, 形成吸收光能 24 而成为热能。第三种现象包括一部分入射光 10 的镜面反射光 14。最后一部分光能可被漫反射 30。

漫反射光 30 由于和组织样品中的不同部分接触而要经过几次折射。最终一部分漫反射光能 30 回到组织样品 12 的表面, 并经过皮肤表面退回到测量仪器。这样镜面反射光 14 和漫反射光 30 混合, 并被引回到本发明的装置。

在反射光中只有漫反射光 30 包含分析物或葡萄糖的信息。被镜面反射的光包含无血表皮的信息, 但不包含葡萄糖的信息。因而本发明的目的是通过将漫反射光 30 与镜面反射光 14 分离而只用漫反射光来分析。镜面反射光 14 可视作粘污光、因为它并不包含分析所需的信息。

申请者发现和组织的漫反射采样有关的问题可通过使输入和输出镜片基于中心对称分布而降至最小程度。在中心对称结构中, 光线 10 通过含有透镜的光学系统聚焦到组织样品 12 上。已发现用这一实施方案时, 从组织 12 的表面镜面反射开的光线会在光束焦点的相对面逸出光学系统。任何进入系统并经过镜面反射的光线在中心点的相对面逸出系统。

现参照图 2, 给出的示意图示出了光线穿过使光束聚焦的透镜系统的基本原理和效果。如图 2 所示, 画出的光线 A、B、C 穿过关于中心点分成四个象限的大致圆形的透明盘。这些象限包括第一象限 32, 第二象限 34、第三象限 38 和第四象限 36。如图所示, 输入光能 A42 在第一象限入射到盘上并穿过。由于中心点对称结构, 因镜面反射而成的输出光能 A48 在第三象限返回穿过盘。同样, 输入光能 B40 也入射到第一象限 32。由镜面反射而得到的输出光能 B46 逸出第三象限 38。相似地, 入射到第二象限 34 的输入光能 C44, 其镜面反射光部分如输出光能 C50 所示从第四象限 36 逸出。

和中心点对称的基本原理相比, 用于反射采样的典型的单镜面光学结构包括相对于单一中心线分成输入和输出边的光束。该结构如图 3 所

示。再一次画出了具有输入边 52 和输出边 54 的大致圆形盘。这两边由经过圆盘直径的中心线分开。穿过盘的输入光线 A42、B40、C50 具有镜面反射部分或输出光能 A48、B46、C44，它们实际上由输出镜片采集并将由任一探测器检测到。

- 5 申请者发现，和镜面反射有关的问题可通过设计含有如图 1 所示中心点对称原理的镜面反射控制器而消除，从而克服用于反射采样的标准的单一镜面光学结构具有的问题。现参照图 4，画出了分成四个象限的大致圆形盘。对图 4 的结构，第一象限 32 和第三象限 38 定义为输入象限。第二象限 34 和第四象限 36 定义为输出象限。在该实施方案中，光源入射到圆盘上。不过输入象限允许光能穿过，而输出象限是不透明的。
- 10 这样只有入射到输入象限的光才穿过镜面反射控制器而接触到组织样品。

- 从组织样品反射回的光，既包括镜面反射光又包括漫反射光，都入射到镜面反射控制器的另一面上。不过正如对图 1 所解释的，所有从组织样品返回的镜面反射光将入射到第一或第三象限 32，38 上，并穿过
- 15 这些透明区。相反的是，大量漫反射光将入射到第二象限 34 和第四象限 36，而没有任何镜面反射的干扰。然后漫反射光可从第二和第四象限 34、36 的表面反射并引向分析仪。这样只有漫反射光被分析。

- 如图 5 所示，光线 56 的漫反射部分在它被输出镜片收集到之前
- 20 必须经过至少 45 度的方向变化。应当认识到能够成功完成这一方向变化而没被吸收的光子数会少于那些可成功经过更小的方向变化的光子数。申请者认识到光学系统的效率可通过把光束进一步分成多个对称分布的输入和输出区而得到提高。一个这样的可选实施方案如图 6 所示。在图 6 中，光束关于中心点分成八个分离的楔形象限。在八象限结构中，位于输入象限中心的光线只需经过 22.5 度的方向变化。申请者认识到象
- 25 限数还可增加。另外，如图 7 所示，光束可分成 16 个大致方形的象限，它们也关于中心点对称。

- 图 8A 公开了一种大致如 110 所示的镜面反射控制器。镜面反射控制器 110 的表面分成偶数的多个分区，这里示为透明分区 116 和 118 以及反射分区 112 和 114。透明分区 116 和 118 用于使入射到镜面反射控制器 110 表面的任何光束穿过或透射过。
- 30 相反的是，反射分区 112 和 114 用于阻断入射光束并使其一部分反

射到预定位置。

在图 8A 的实施方案中，每个分区 112、114、116 和 118 的大小相等，这样透明分区 116 和 118 的总表面积等于反射分区 112 和 114 的总表面积。还有，每个反射分区 112 和 114 位于一对透明分区 116 和 118 之间；同样地，每个透明分区 116 和 118 位于一对反射分区 112 和 114 之间。最后，每个反射分区比如 112 和另一个反射分区比如 114 相对；而每个透明分区比如 116 和另一个透明分区比如 118 相对。

现参照图 8B，显示了图 8A 的装置的另一个实施方案。在图 8B 中，镜面反射控制器 110 再次分成多个反射分区 112 和 114 以及透明分区 116 和 118。每个反射分区比如 112 和 114 位于一对透明分区 116 和 118 之间，同样，每个透明分区 116 和 118 位于一对反射分区比如 112 和 114 之间，每个反射分区和另一个反射分区相对，而每个透明分区和另一个透明分区相对。

在图 8B 中，还示出了一套沿每个分区 112、116、114 和 118 之间的边界分布的不透明间隔区 113 和 111。间隔区 111 和 113 的作用是在送去照明样品的分析光束和从样品反射回的数据光束之间得到更准确的分辨力。在反射分区和透明分区之间的不透明间隔区可实现这种所需的改进，例如通过防止透射和反射光束在各个相邻分区中的串扰来完成。

当沿圆形镜面反射控制器的表面比如 110 的直径使用不透明间隔区 111 和 113 时，这在反射分区 112、114 和透明分区 116、118 之间形成剩余表面积的相等分割。由于对某些样品的分析可能需要使反射分区的表面积不等于透明分区的表面积，可通过增加不透明间隔区 115 和 117 来实现，如图 8B 所示。为说明方便，不透明区 115 显示为加在不透明间隔区 113 上以减小透明分区 116 的表面积；同样，不透明区 117 加在不透明间隔区 113 上以减小透明分区 118 的表面积。

在如图 8B 所示的实施方案中，在系统中光源的分析光束透射过透明分区 116 和 118，而样品的漫反射光由分区 112 和 114 反射到探测器，很明显增加不透明区 115 和 117 会减小源光束照射样品的百分比。

现参照图 9，示出了使用本发明装置的漫反射光谱测量系统的示意图。显示的镜面反射控制器 110 具有透明区 118 和反射区 114。应当认识到镜面反射控制器 110 不必是如图 8A 和 8B 所示的圆形结构，而可以是，例如椭圆形或矩形的。

显示的光源或能量源 130 可提供如 132、134 和 136 所示的分析源光束。源光束 132、134 和 136 照到镜面反射控制器 110 的第一表面上。如 136 所示的那部分源光束入射到镜面反射控制器 110 的反射区 114，并如箭头所示被反射开。如 132 和 134 所示的那部分源光束穿过镜面反射控制器 110 的透明区 118，并接着被椭圆镜面 140 反射到样品 150 上的目的焦点上。

漫反射光束 152 从样品 150 反射到镜面 140，并由此到反射表面 114，如箭头所示。漫反射光束 152 反射到椭圆镜面 60 上，光束由该镜面聚焦到探测器 170，并进行分析。

10 为和漫反射光束 152 比较，镜面反射光束 154 在图 9 中示出。如图 9 所示，镜面反射光束 154 由样品 150 反射到镜面 140。然后该镜面反射光束穿过透明区 116，该透明区的透明象限和光束进入穿过的输入象限 118 相对。因而镜面反射光 154 不象如上所述对漫反射光束 152 那样被反射到分析仪 170。

15 在图 9 中，镜面反射控制器 110 可以是通常已知的单一元件类型，具有如图 8A 和 8B 所示的反射和透明分区。或者，根据制作目的的需要，镜面反射控制器 110 可以是具有第一和第二表面的所需厚度的组件，每个表面以如图 8A 和 8B 所示的相同方式处理。第一表面上的反射和透明分区可和第二表面上的反射和透明分区直接相对以得到所需结果。

20 如此描述了本发明的优选实施方案后，那些本领域的技术人员会在所附权利要求的范围内轻易地理解其他有用的实施方案。

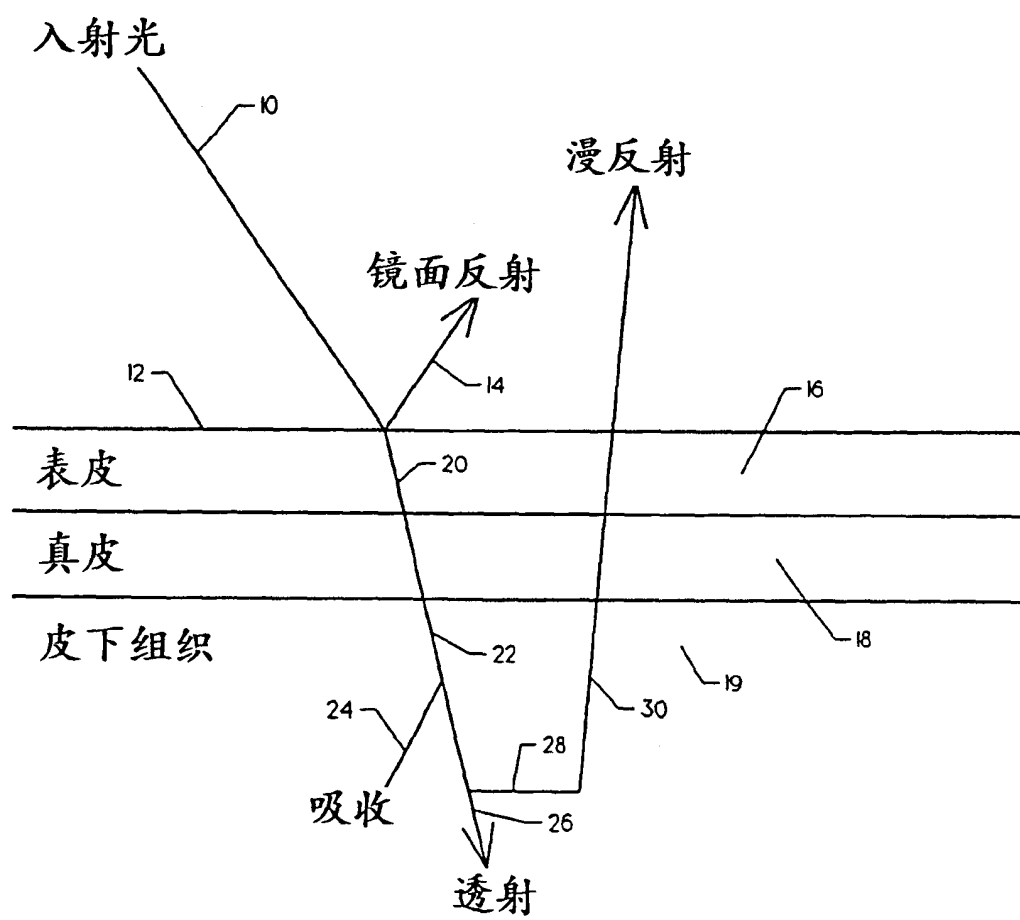


图 1

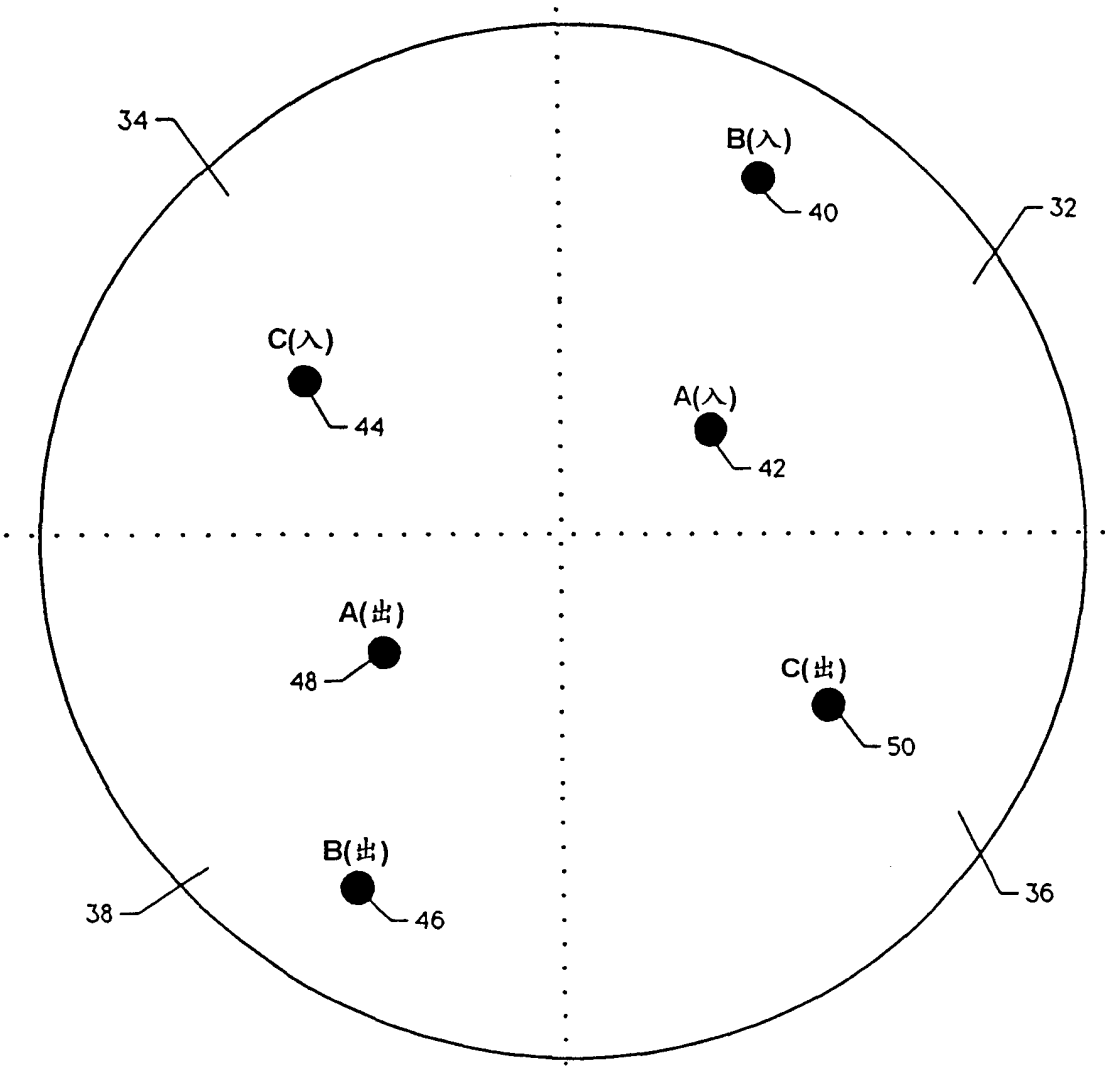


图 2

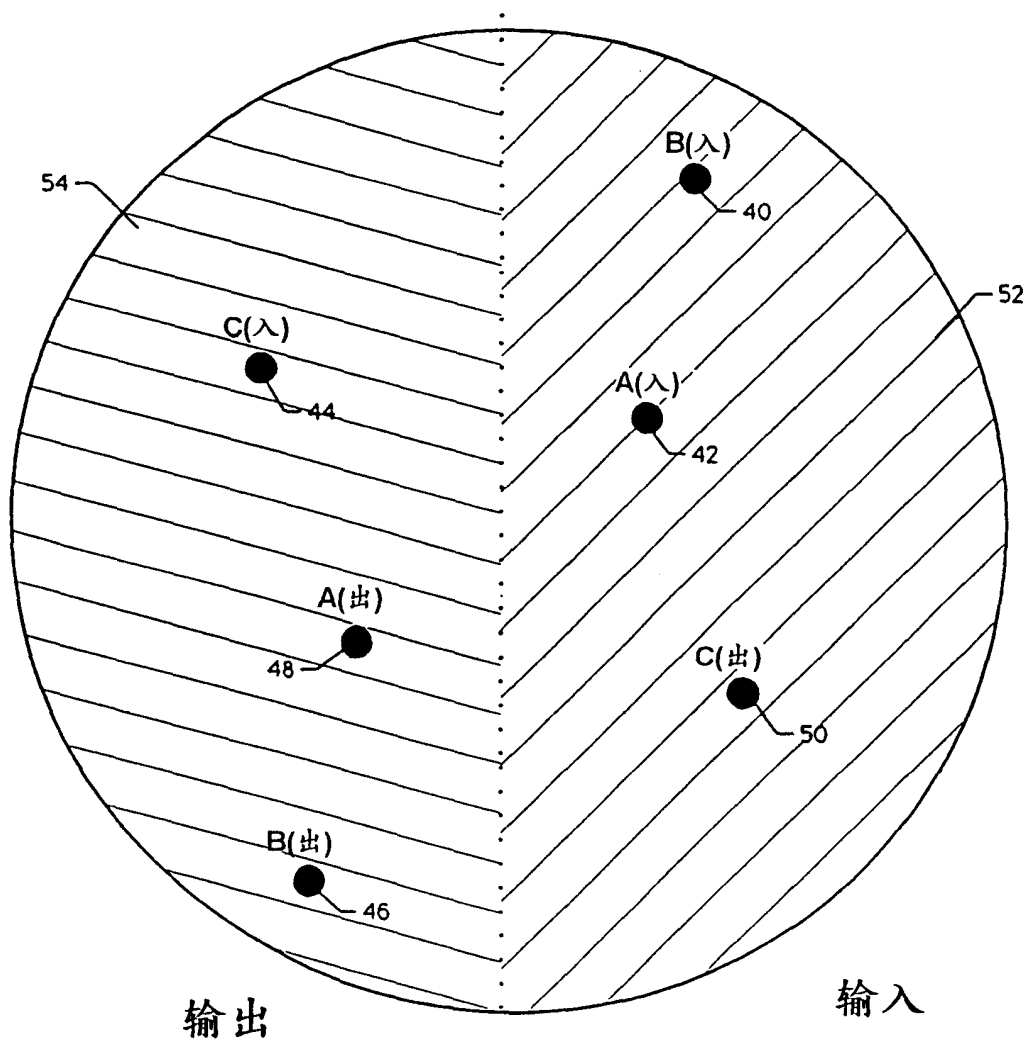


图 3

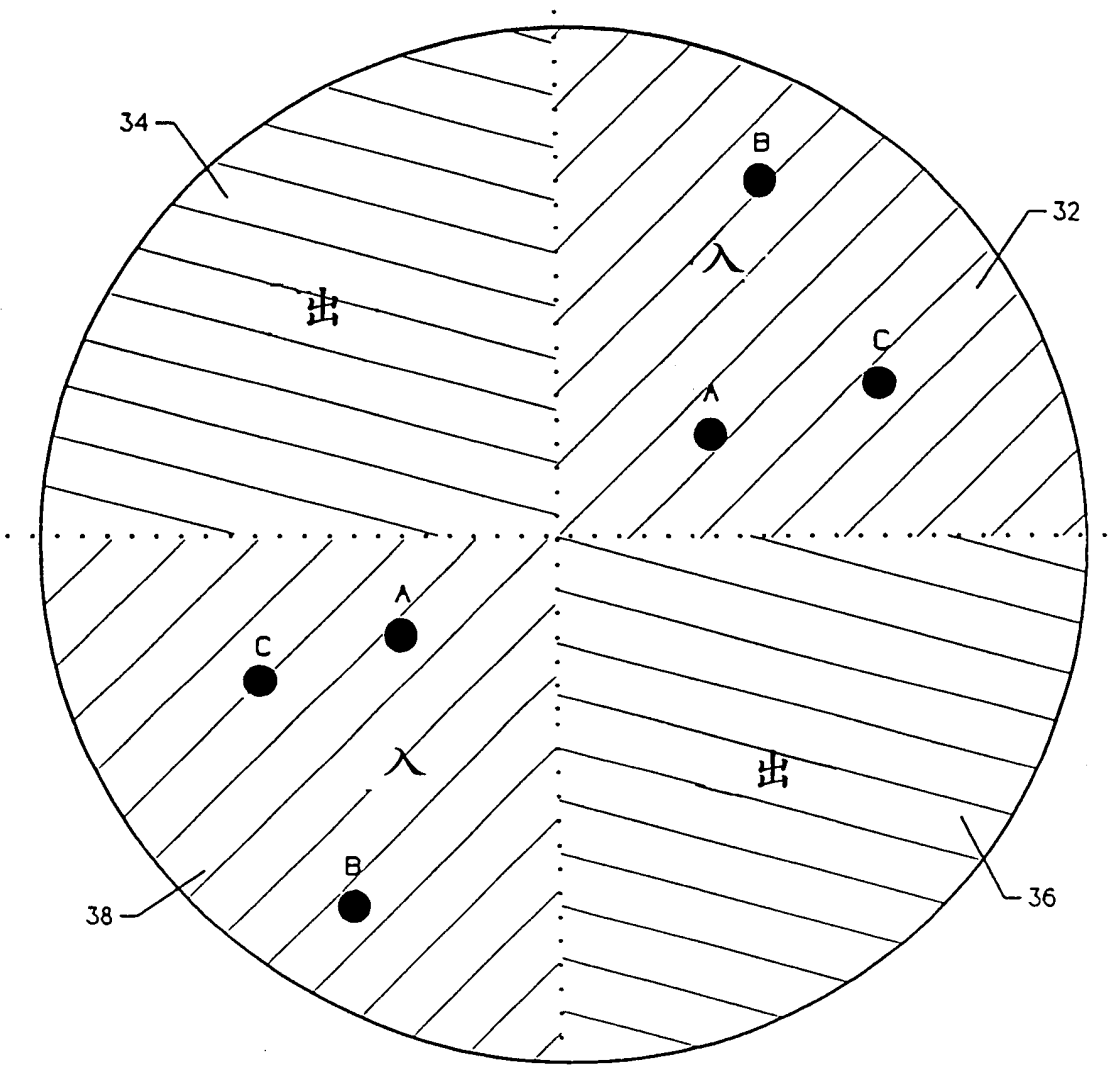


图 4

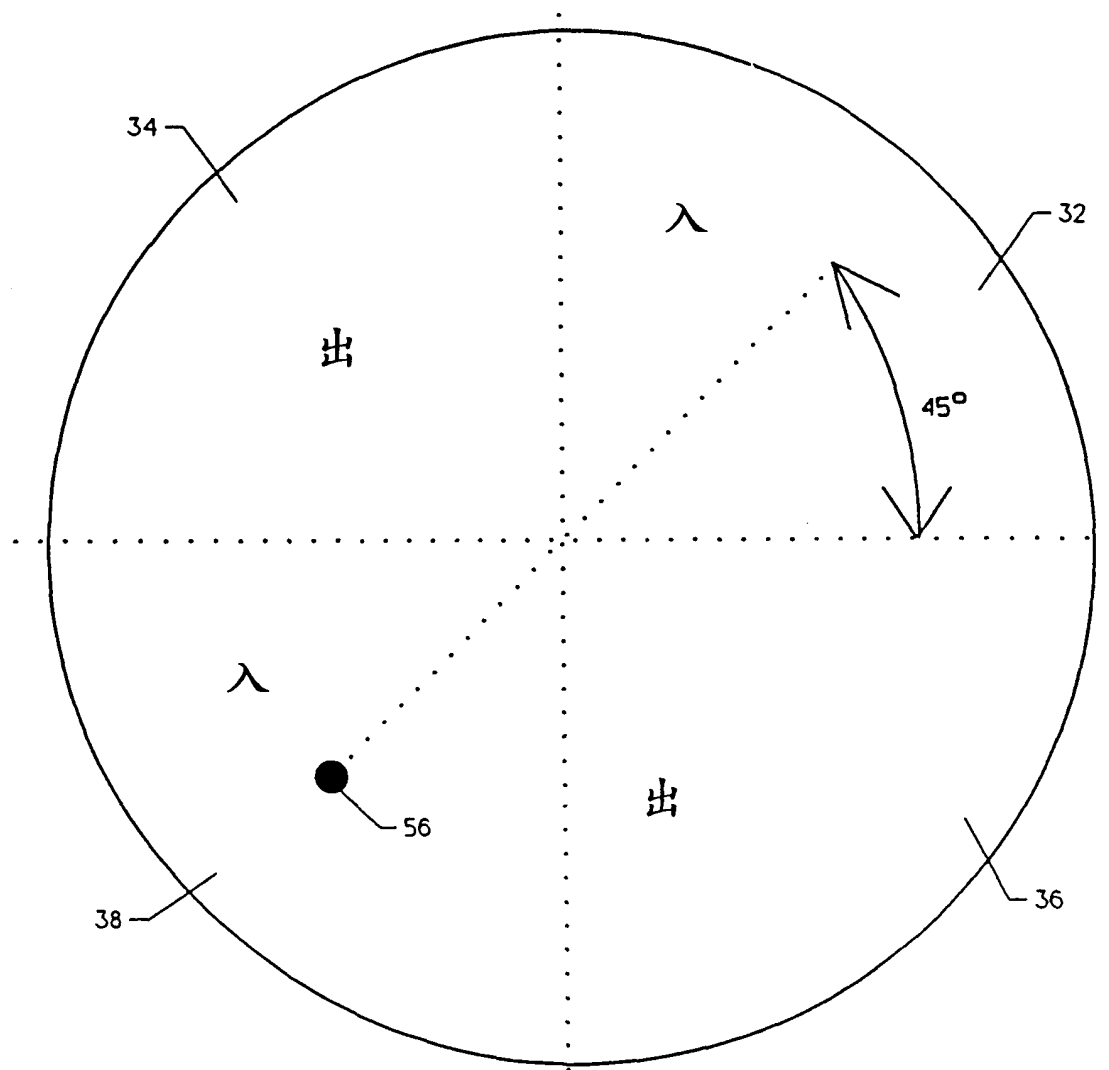


图 5

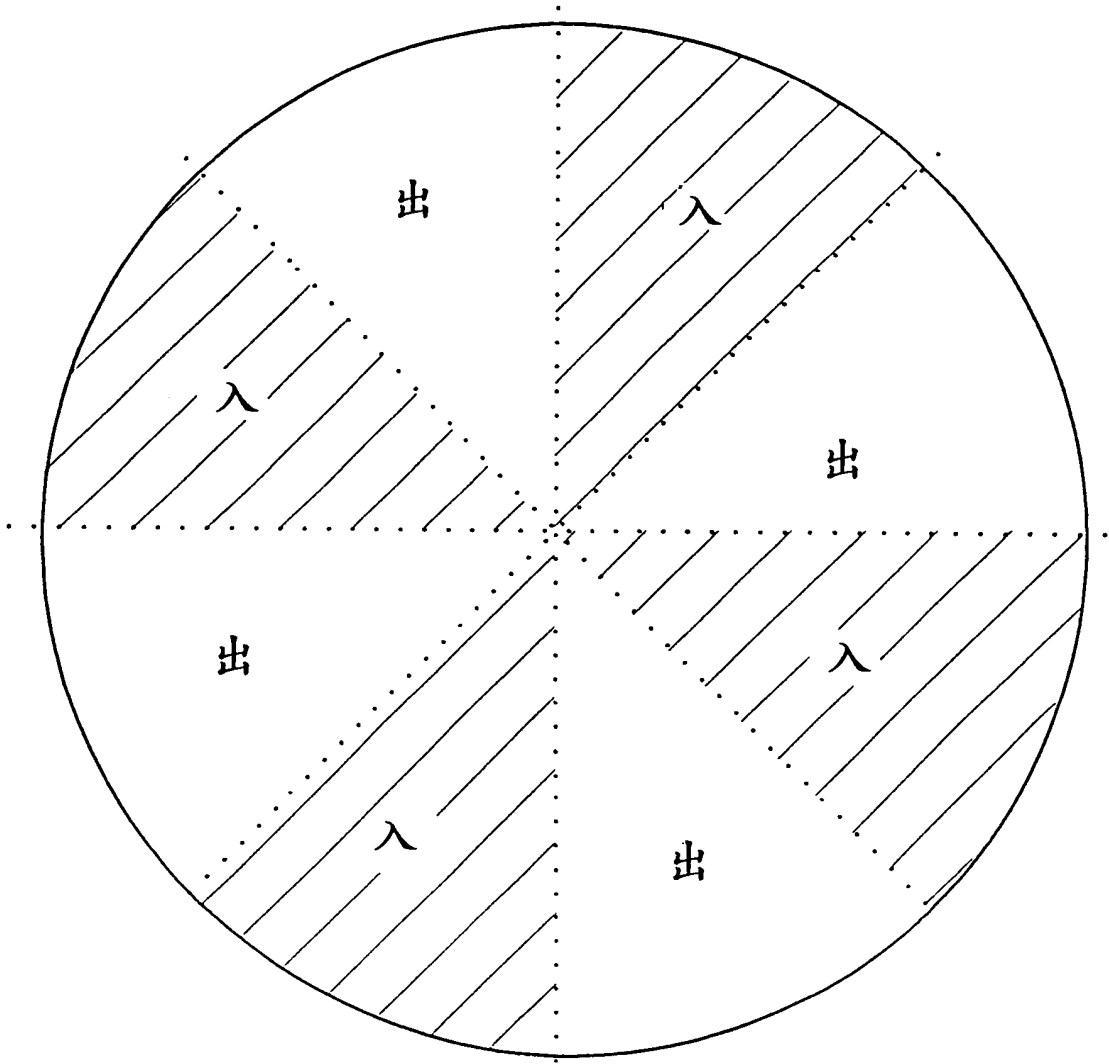


图 6

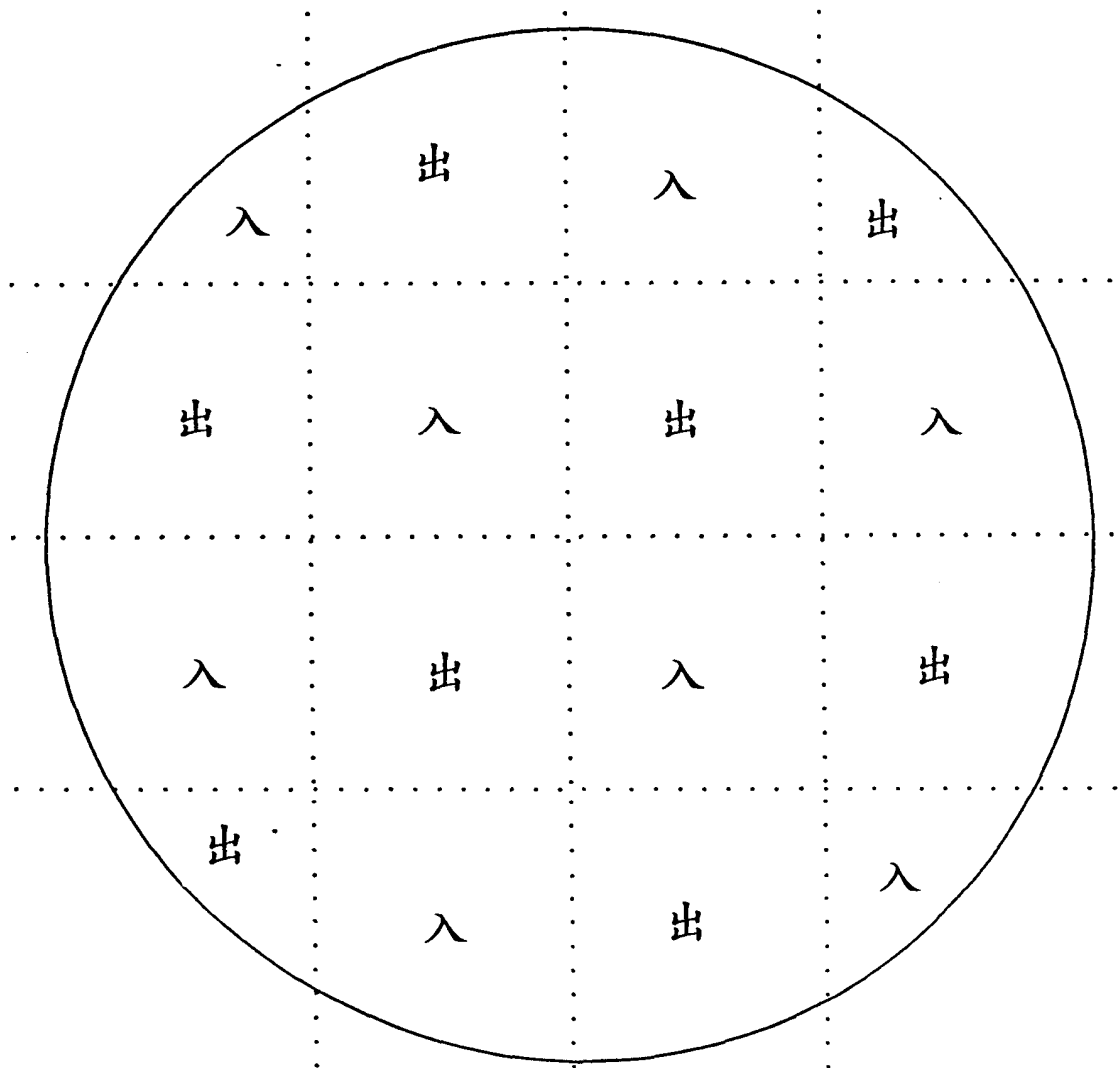


图 7

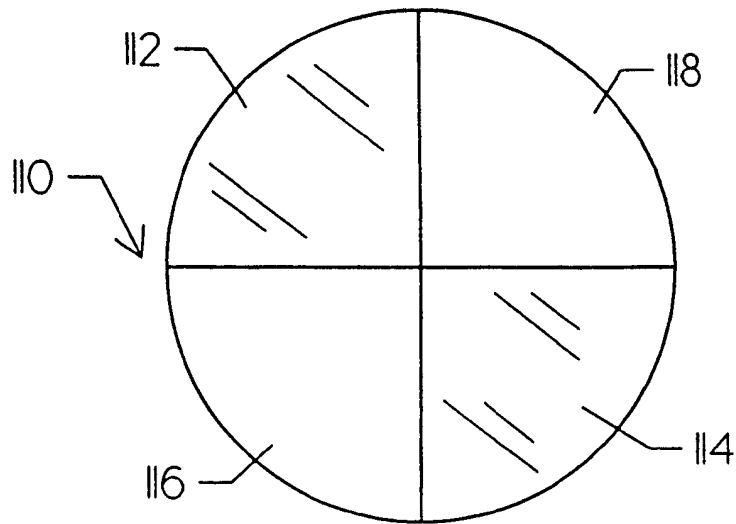


图 8 A

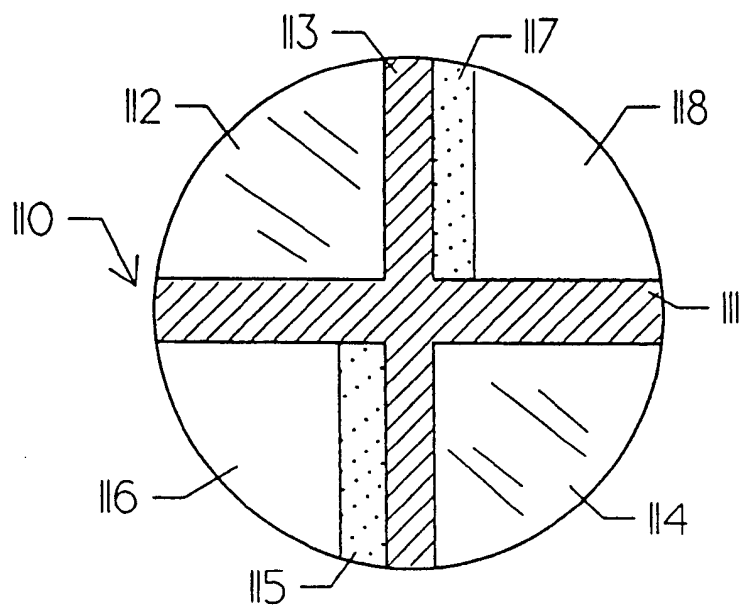


图 8 B

