(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103930017 B
(45)授权公告日 2017.03.08

(21)申请号 201280049854.8
(22)申请日 2012.10.09
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103930017 A
(43)申请公布日 2014.07.16
(30)优先权数据
61/546,696 2011.10.13 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.04.10
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/055449 2012.10.09
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/054254 EN 2013.04.18
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 W·C·J·比尔霍夫 A·温克尔 B·H·W·亨德里克斯 S·福斯 G·W·吕卡森
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 蔡洪贵
(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
(56)对比文件
US 5377668 A,1995.01.03,
CN 101828103 A,2010.09.08,
US 5280788 A,1994.01.25,
CN 101332120 A,2008.12.31,
CN 1794948 A,2006.06.28,
CN 101904737 A,2010.12.08,
审查员 赵秋芬

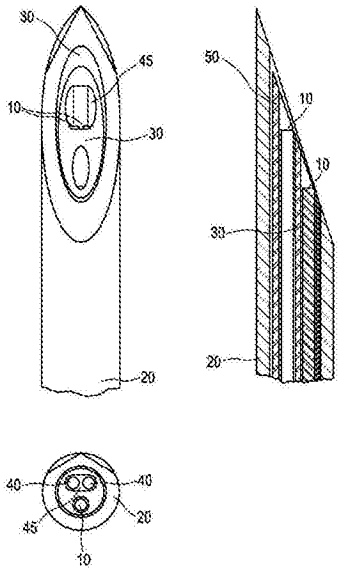
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

具有多纤维内腔的医疗探针

(57)摘要

本发明涉及一种医疗探针，所述医疗探针包括内部具有多内腔管心针的套管。所述多内腔包括至少两个内腔。所述多内腔以及所述套管两者均可具有倾斜的端部。在所述内腔中，存在直光纤(即，无角端面)，其在近端可连接至控制台。所述套管、多内腔、纤维系统所形成的所述医疗探针至少在所述多内腔的所述内腔的一个中包括一根以上的光纤。优选地，用于所述荧光检测的检测纤维和源纤维包括于所述多内腔的一个单内腔中。



CN 103930017 B

1.一种医疗探针，所述医疗探针包括：

套管(20)，所述套管(20)具有多内腔插入件(30)，和

至少两根光纤(10)，所述至少两根光纤(10)具有基本上直切的端面，且布置在所述多内腔插入件(30)的多纤维内腔(45、47)中，

其中所述多纤维内腔(45、47)的形状和尺寸适于所述至少两根光纤(10)，以使得所述至少两根光纤(10)的定向相互固定，其中所述套管(20)和所述多内腔插入件(30)具有倾斜的端部，所述至少两根光纤被定位成等于或突出超过所述多纤维内腔的凹部的下端但不延伸超过所述套管的斜面。

2.根据权利要求1所述的探针，其中所述至少两根光纤(10)包括用于荧光检测的源纤维和检测器纤维。

3.根据权利要求1所述的探针，其中所述至少两根光纤(10)抵着彼此放置以具有最小的纤维芯距离。

4.根据权利要求1所述的探针，其中所述多内腔插入件(30)的所述多纤维内腔(47)包括三根光纤(10)。

5.根据权利要求1所述的探针，其中所述多内腔插入件(30)被以比所述套管(20)的斜面的角度小的角度斜切。

6.根据权利要求1所述的探针，其中所述多纤维内腔(45、47)至少部分地涂覆有金属涂层或具有低自发荧光的涂层。

7.根据权利要求1所述的探针，其中所述探针包括活组织检查针、消融针或导管。

8.一种光学测量系统，所述光学测量系统包括根据权利要求1所述的医疗探针和能够连接所述医疗探针的光学控制台，其中所述光学控制台包括用于使光能够经由所述至少两根光纤(10)中的一根提供至所述医疗探针的远端的光源，其中散射光由所述至少两根光纤(10)中的至少一根其它的探针朝向所述光学控制台的检测器引导。

9.根据权利要求8所述的系统，其中所述检测器适于通过所述至少两根光纤(10)中的所述至少一根其它的探针来检测组织产生的荧光。

10.根据权利要求8所述的系统，其中所述光源和所述检测器中的至少一个提供波长选择。

11.根据权利要求8所述的系统，其中所述检测器适于利用检测过滤器来过滤掉激发光。

12.根据权利要求8所述的系统，其中所述系统适于通过提供纤维转换器、分光器和具有聚焦光学系统的二色性光束结合器中的至少一个而将荧光测量与漫反射测量相结合，并且其中所述至少两根光纤(10)中的所述一根光纤传输激发光以用于测量荧光和漫反射的光。

13.根据权利要求8所述的系统，其中所述系统适于推导光学组织特性以辨别不同的组织类型。

具有多纤维内腔的医疗探针

发明领域

[0001] 本发明涉及一种并入光纤以在探针的尖端执行光学测量的医疗探针，诸如活组织检查针、消融针或导管。

背景技术

[0002] 在肿瘤学领域重要的是能够从正常组织辨别肿瘤组织。典型地，在活组织检查之后或手术切除之后，在病理科检查组织。该当前工作方式的缺点是，在采取活组织检查或执行手术切除的程序期间缺乏实时反馈。将此类反馈提供至医疗装置或医疗探针(例如，活组织检查针)的方式是并入光纤以在医疗探针的尖端处执行光学测量。

[0003] 可采用各种光学方法，其中漫反射(DRS)和自发荧光测量作为最通常研究的技术。数个探针可用于执行这些测量，但是一般而言这些探针具有钝端表面并因此难以结合作为单个医疗探针的直接组成部分。

[0004] US 4,566,438公开了一种尖锐的光纤管心针，其中并入两根可在针的尖端处执行DRS和荧光测量的光纤。然而，管心针中的光纤被斜切，并因此光纤中的光的很大部分将在针的尖端处经受全内反射，从而到达光纤的包覆材料并且然后离开光纤。穿过缓冲器的此行进可导致包覆材料的显著量的不需要的自发荧光，从而妨碍组织自发荧光的测量。

发明内容

[0005] 本发明的目标是提供一种具有增加的光学检测效率的医疗探针系统。

[0006] 该目标通过根据权利要求1所述的医疗探针和通过根据权利要求9所述的光学测量系统实现。

[0007] 因此，多内腔插入件(例如，多内腔管、多内腔管心针，等等)具有可包含一根以上的纤维的至少一个多纤维内腔。因此，这些两根纤维之间不存在侧壁并且不可能发生遮蔽效应。多纤维内腔所使用的纤维是直切的或仅具有适度角使得纤维端部处的(部分)全内反射被避免。纤维的位置和定向相对于多内腔插入件并且因此也相对于多内腔插入件的其它纤维固定。医疗探针可为活组织检查针、消融针或另一不同类型的针或可用作医疗探针的导管。

[0008] 根据第一方面，至少两根光纤包括用于荧光检测的检测纤维和源纤维。这提供了下述优点：探针尖端处的荧光收集效率由于缺少侧壁而可被提高。

[0009] 根据可结合第一方面的第二方面，至少两根光纤彼此抵着放置，以具有最小纤维芯距离并且因此提高收集效率。

[0010] 根据可结合第一和第二方面的任一个中的第三方面，多内腔插入件的多纤维内腔包括三根光纤。因此，额外纤维可用于将光传输至针的尖端或从针的尖端传输。

[0011] 根据可结合第一至第三方面中的任一个的第四方面，多内腔插入件以比套管的斜面的角度小的角度斜切。因此，在将纤维组装在多内腔插入件内部时，它们可稍微突出而不突出套管的水平。

[0012] 根据可结合第一至第四方面中的任一个的第五方面，多纤维内腔可以利用金属涂层或具有低自发荧光的涂层部分地或完全地涂覆。因此，可减少来自其它针部分的不需要的自发荧光。

[0013] 根据可结合第一至第五方面中的任一个的第六方面，光学测量系统的检测器适于通过至少两根光纤中的至少一根其它光纤以提高的效率检测组织产生的荧光。

[0014] 根据可结合第一至第六方面中的任一个的第七方面，光源和检测器中的至少一个提供了波长选择。该测量能够进行漫反射测量。

[0015] 根据可结合第一至第七方面中的任一个的第八方面，检测器适于利用检测过滤器来过滤掉激发光。因此，可防止通过激发光对检测器可能造成的过载。

[0016] 根据可结合第一至第八方面中的任一个的第九方面，光学测量系统适于通过提供纤维转换器(fiber switch)、分束器和具有聚焦光学系统的二色性光束结合器中的至少一个而将荧光测量与漫反射测量相结合，并且其中至少两根光纤中的一根传输激发光以用于测量荧光和漫反射的光。

[0017] 根据可结合第一至第九方面中的任一个的第十方面，系统适于推导正常健康组织和病态组织之间不同的光学组织特性。因此，系统能够从正常组织辨别不同的组织类型，例如肿瘤组织。

[0018] 其它有利实施例限定如下。

附图说明

[0019] 本发明的这些和其它方面根据在下文中描述的实施例将是显而易见的，并且参考其进行解释。

[0020] 在附图中：

[0021] 图1示出了具有集成光纤的示例性活组织检查针的示意性前视图、顶视图和侧截面图，集成光纤受到低荧光检测效率的限制；

[0022] 图2示出了具有根据第一实施例的集成光纤的示例性活组织检查针的示意性前视图、顶视图和侧截面图；

[0023] 图3示出了具有根据第二实施例的集成光纤的示例性活组织检查针的示意性前视图、顶视图和侧截面图；和

[0024] 图4示出了基于光纤超过其内腔的凹部的突出量的由侧壁分离的光纤的所测量荧光的各种曲线。

具体实施方式

[0025] 基于包括光学控制台和活组织检查针(作为本发明可应用的医疗探针的一个实例)的用于从正常组织辨别肿瘤组织的光学测量系统，现在描述各种实施例。然而，应注意的是，本发明也可应用于另一种医疗探针，该另一种探针例如可为用于探测伤口、体腔或身体组织的具有尖端的任何细长柔韧的手术器械。

[0026] 为了提供具有并入其中的光纤的有效医疗探针，优选地满足许多要求：

[0027] 探针应为尖锐的或细的。

[0028] 将光纤集成入探针不应改变穿透到组织中的穿透特性。

[0029] 激发纤维的荧光端和荧光检测纤维之间的距离应为小的。

[0030] 探针的自发荧光相比于组织所产生的自发荧光应为小的。

[0031] 多内腔管的遮蔽效应应为小的。

[0032] 通过光纤自身产生的自发荧光相比于所测量组织信号应为小的。

[0033] 探针中的光纤可不延伸超过套管的斜面。

[0034] 探针应符合大量生产。

[0035] 探针的成本应为充分低的，以使其为一次性的(由于对所用探针杀菌的困难，它们一般是一次性的)。

[0036] 关于校正吸收和散射的荧光信号，应以一根以上的光纤进行DRS测量。

[0037] 因为所有这些限制，找到满足所有这些要求的解决方案绝非易事。

[0038] 图1示出了可为良好选项的活组织检查针的设计的实例的示意性前视图、顶视图和侧截面图。具有倾斜的端部的环绕套管20包括多内腔管30，多内腔管30具有相应的光纤10被引导通过其的三个内腔40。由于多内腔管30的倾斜的端部，在内腔40的端处形成凹部。直切光纤10的端面在内腔40的凹部中可见。此外，在上面两个内腔40之间形成凹部侧壁50。然而，具有集成光纤的图1的示例性活组织检查针受低荧光检测效率限制。因此，例如，这种设计具有关于上述点5的不良性能。更特别地，顶部位置处两根相邻光纤之间的侧壁50显著地妨碍荧光收集效率。

[0039] 下述实施例涉及作为本发明可一般地应用的医疗探针的一个实例的活组织检查针。

[0040] 图2和3示出了根据第一和第二实施例的活组织检查针的示意性前视图、顶视图和侧截面图。这些活组织检查针提供了增强的收集效率，并且各自包括内部具有多内腔管30的套管20。多内腔管30包括两个内腔并且多内腔管30以及套管20两者均具有倾斜的端部。在内腔中，提供基本上直劈的(cleaved)纤维10(即，角端面是小的，以使得界面处的全内反射不可能发生)，基本上直劈的纤维10在其近端可连接至光学控制台。类似于图1，套管20、多内腔管30和纤维系统形成了活组织检查针。然而，根据第一和第二实施例，在多内腔管30中提供包括一根以上的纤维10的多纤维内腔45、47。多纤维内腔45、47的形状和尺寸适于被封闭的或并入的光纤10，以使得被封闭或并入的光纤10的定向相互固定并且纤维被对齐。

[0041] 在图2所示的第一实施例中，用于荧光检测的检测纤维和源纤维包括在多内腔管30的一个多纤维内腔45中。此外，在图2的第一实施例的具体实例中，多纤维内腔45中的这些纤维抵着彼此放置，以在这些纤维之间具有最小纤维芯距离。

[0042] 在图3所示的第二实施例中，提供了包括三根光纤10的多纤维内腔47。由此，另外的光纤可用于改善检测效率。

[0043] 因此，如从图2和3可得到的，多内腔插入件30以提供所包括的光纤10的固定的距离和定向的方式形成。多纤维内腔45、47的形状适于其中所包括的光纤10的数量，以使得光纤10的位置和定向关于多内腔插入件30并因此也关于多内腔插入件30中的任何其它光纤10固定。

[0044] 在第三实施例(未示出)中，第一或第二实施例的多纤维内腔45或47可部分地或完全地涂覆有金属涂层或具有低自发荧光的涂层，以使得来自针部分(诸如，多内腔管30)的不想要的自发荧光尽可能低。

[0045] 为制造活组织检查针，多内腔管30可由塑料材料制成，其中在限定了可插入这些内腔中的光纤10之间的距离的位置处具有良好限定的内腔。在第一至第三实施例中，多内腔管30具有可包括一根以上的光纤10的至少一个多纤维内腔45、47。因此，这些两根或三根光纤10之间无侧壁，并且遮蔽效应不可能发生。多纤维内腔45、47中的这些两根或三根光纤10因此将良好适合于荧光检测。

[0046] 多纤维内腔45、47中所使用的光纤10典型地是直切的或以仅具有适度角使得纤维端部处的(部分)全内反射被避免。在全内反射发生时，纤维端处反射的光将在光纤10的包覆物中终止。取决于环绕光纤10的材料，部分的这种光将反射回光纤10的芯中并且能够离开光纤10。对漫反射而言，这不大可能是个问题，但是对荧光而言，它造成显著量的背景荧光。这妨碍了对由组织所产生的荧光的研究。

[0047] 作为选项，多内腔管30被以比套管20的斜面的角度小的角度在远端斜切。以这种方式，当将光纤10组装在多内腔管30内部时，它们在不突出超过套管20的斜面的情况下可稍微突出。这提供了不影响针在组织中的插入特性的优点。

[0048] 在多内腔管30中组装光纤10的简单方式是通过将纤维端定位成等于凹部的起始或边缘(参见图2)。在不脱离本发明的范围的情况下也想象到组装的其它方式。这种解决方案的推理可根据下述内容进行推断。

[0049] 图4示出了基于光纤超过其内腔的凹部的下端的突出量的由侧壁(如图1所示)分隔的光纤的所测得的荧光的各种曲线。在每个曲线中，第一光纤D保持在距离凹部的下边缘预定距离处，同时另一光纤A被从距离0.0mm移动至0.5mm。纤维突出超过凹部的起始或下端越少，信号越小。清楚地，纤维A和D的凹部的侧壁阻挡了部分信号。考虑到图4所示的测量结果，在纤维基本上等于凹部的起始时，凹部的壁的遮蔽效应显著，从而导致较小的信号。所以在这种情况下，虽然纤维之间的距离在它们两者突出超过凹部的起始相同量时不会改变，但是在它们突出更多时由于凹部的侧壁的降低效应，信号变得较高。因此，在荧光成像的情况下，源纤维和检测纤维之间的侧壁的存在是不想要的。因此，在上述实施例中，两根纤维之间的侧壁已经通过将它们放置在单个多纤维内腔中来移除。

[0050] 多内腔管30可以大量生产的方式生产。生产直切纤维是笔直的并且可批量进行。在多内腔管30中组装纤维可进行良好控制，从而使这些针适合大量生产。此外，由于这种组装方式，可确保相当低成本的针。

[0051] 根据上述实施例的活组织检查针可连接至光学控制台。光学控制台包括光源，该光源使光能够经由一根或多根纤维提供至光学探针的远端。散射光通过一根或多根其它纤维进行收集并且被引导朝向一个或多个检测器。在“检测”纤维处所测得的反射光的量由被探查结构(例如，组织)的吸收和散射特性确定。数据利用专用算法进行处理。关于漫反射测量，光源或检测器或两者的组合可提供波长选择。例如，光通过用作源的至少一根纤维可在远尖端之外耦合，并且扫视例如500-1600nm的波长，同时将通过至少一根检测纤维检测的光发送至宽带检测器。或者，宽带光可通过至少一根源纤维提供，同时将通过至少一根检测纤维检测的光发送至波长选择检测器，例如光谱仪。

[0052] 关于对漫反射测量的详细讨论，参见例如R.Nachabé、B.H.W.Hendriks、A.E.Desjardins、M.van der Voort、M.B.van der Mark和H.J.C.M.Sterenborg，“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with

diffuse optical spectroscopy from 900to 1600nm(具有从900至1600nm的漫射光谱的散射介质中的脂质和水浓度的评估)",J.Biomed.Opt.15,037015(2010)。

[0053] 关于荧光测量,控制台能够将激发光提供至至少一根源纤维,同时检测通过一根或多根检测纤维的组织产生的荧光。激发光源可为激光器(例如,半导体激光器)、发光二极管(LED)或过滤光源,诸如过滤汞灯。一般而言,激发光源发出的波长短于待检测荧光的波长的范围。激发光可利用检测纤维过滤掉,以避免因激发光造成的检测器的可能过载。在存在需彼此进行区别的多个荧光实体时,可使用波长选择检测器,例如光谱仪。

[0054] 在荧光测量与漫反射测量被组合的情况下,用于测量荧光的激发光可被提供至相同的源纤维作为用于漫反射的光。这可通过例如利用纤维转换器或分光器或具有聚焦光学系统的二色性光束结合器来实现。或者,单独的纤维可用于提供荧光激发光和用于漫反射测量的光。

[0055] 虽然漫反射光谱在上文已被描述以提取组织特性,但是也可想象出其它光学方法,诸如通过利用多根光纤的漫射光学断层摄影术、差分路径长度光谱、拉曼光谱。此外,在使用造影剂而不是仅查看自发荧光时,也可使用提出的光学测量系统。

[0056] 在利用根据上述实施例的活组织检查针的光学测量系统中,算法可用于推导光学组织特性,诸如不同组织发色团(例如,血红蛋白、氧合血红蛋白、水、脂肪,等等)的散射系数和吸收系数。

[0057] 更详细地,算法可描述如下。光谱拟合可通过利用反射光谱的解析推导公式执行,例如在T.J.Farrel,M.S.Patterson和B.C.Wilson,"A diffusion theory model of spatially resolved,steady-state diffuse reflectance for the non-invasive determination of tissue optical properties(用于组织光学特性的非侵入确定的空间分辨稳态漫反射的漫射理论模型)",Med.Phys.19(1992),第879-888页,或R.Nachabé、B.H.W.Hendriks、A.E.Desjardins、M.van der Voort、M.B.van der Mark和H.J.C.M.Sterenborg,"Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900to 1600nm(具有从900至1600nm的漫射光学光谱的散射介质中的脂质和水浓度的评估)",J.Biomed.Opt.15,037015(2010)中所述。反射率分布R由下式给出:

[0058]

$$R(\rho)=\int_0^{\infty}R(\rho,z_0)\delta(z_0-1/\mu_t')dz_0$$

$$=\frac{a'}{4\pi}\left[\frac{1}{\mu_t'}\left(\mu_{eff}+\frac{1}{\tilde{r}_1}\right)\frac{e^{-\mu_{eff}\tilde{r}_1}}{\tilde{r}_1^2}+\left(\frac{1}{\mu_t'}+2z_b\right)\left(\mu_{eff}+\frac{1}{\tilde{r}_2}\right)\frac{e^{-\mu_{eff}\tilde{r}_2}}{\tilde{r}_2^2}\right] \quad (1)$$

where

$$\tilde{r}_1=\left[x^2+y^2+(1/\mu_t')^2\right]^{1/2}$$

$$\tilde{r}_2=\left[x^2+y^2+((1/\mu_t')+2z_b)^2\right]^{1/2}$$

$$\mu_{eff}=\sqrt{3\mu_a[\mu_a+\mu_s(1-g)]}$$

[0059] 在该公式中,描述与组织交互作用的概率的三个宏观参数为:吸收系数μ_a和散射系数μ_s,两者单位为cm^{-1}以及g(散射角的平均余弦)。此外,我们具有给出与组织交互作用的

总偶然性的总减小衰减系数μ_t'：

[0060] $\mu_t'=\mu_a+\mu_s(1-g)$. (2)

[0061] 反照率(albedo)a'为相对于交互作用的总概率的散射概率：

[0062] $a'=\mu_s/\mu_t'$. (3)

[0063] 假定在深度$z_0=1/\mu_t'$的点源和无边界不匹配，因此$z_b=2/(3\mu_t')$。此外，假定散射系数可写为：

[0064] $\mu_s'(\lambda)=a\lambda^{-b}$. (4)

[0065] 正常组织中决定可见和近红外范围的吸收性的主要吸收组分为血液(即，血红蛋白)、水和脂肪。应注意，血液决定了可见范围中的吸收性，同时水和脂肪决定了在近红外范围中的吸收性。

[0066] 总吸收系数为例如血液、水和脂肪的吸收系数的线性组合。通过拟合上面的公式同时利用散射的幂法则(power law)，可确定血液、水和脂肪的体积分数以及散射系数。利用这种方法，所测得的光谱可转变成可用于辨别不同组织的生理参数。

[0067] 辨别光谱差异的另一种方式为利用主成分分析。这种方式允许光谱差异的分类，并因此允许组织之间的辨别。也可能从光谱提取特征。

[0068] 所测得的荧光可受可妨碍组织分析的组织中光的吸收和散射影响。在一些情况下，可更佳的是，校正所测得的荧光用于这些散射和吸收效果。如何从所测得的荧光提取固有荧光可见于例如Zhang等人，Optics Letters(《光学快报》)25(2000)，第1451页，并且以引用的方式包括在本文中。

[0069] 概括地说，已基于包括内部具有多内腔管心针的套管的示例性活组织检查针对医疗探针进行了描述。多内腔包括至少两个内腔。多内腔以及套管两者均具有倾斜的端部。在内腔中存在可在近端处连接至控制台的直光纤(即，无角端面)。套管、多内腔、纤维系统所形成的医疗探针至少在多内腔的一个内腔中包括一根以上的光纤。用于荧光检测的检测纤维和源纤维优选地包括在多内腔的一个单内腔中。

[0070] 尽管本发明在附图和前述说明书中已详细地解释和描述，但是此类解释和描述应视为说明性的或示例性的而非限制性的；本发明不限于所公开的实施例并且可用于其中光纤置于内腔或多内腔中的各种类型的医疗探针。此外，应注意，本发明的上下文中所用的术语“医疗探针”可以某种方式说明为，包括例如介入装置，诸如针，特别是消融针(诸如用于射频消融术)或多个柔韧的导管类装置。所公开实施例的其它变型可由本领域的技术人员在实践所要求的本发明过程中通过研究附图、公开内容和所附权利要求书理解和实现。在权利要求书中，单词“包括”不排除其它元件或步骤，并且不定冠词“一个(a)”或“一种(an)”不排除复数。在相互不同的从属权利要求中记载某些措施的事实并不表明这些措施的组合不可有利地使用。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

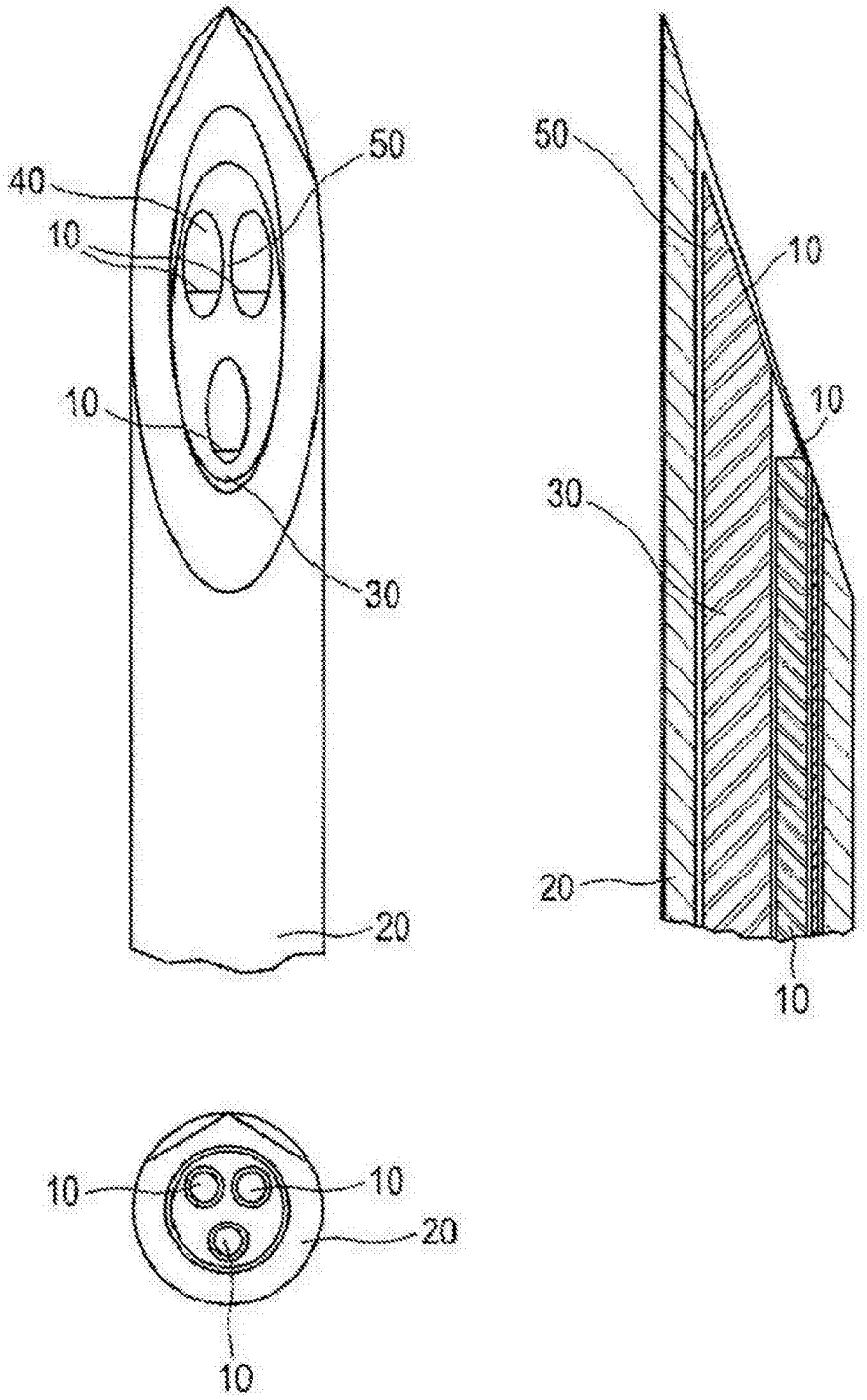


图1

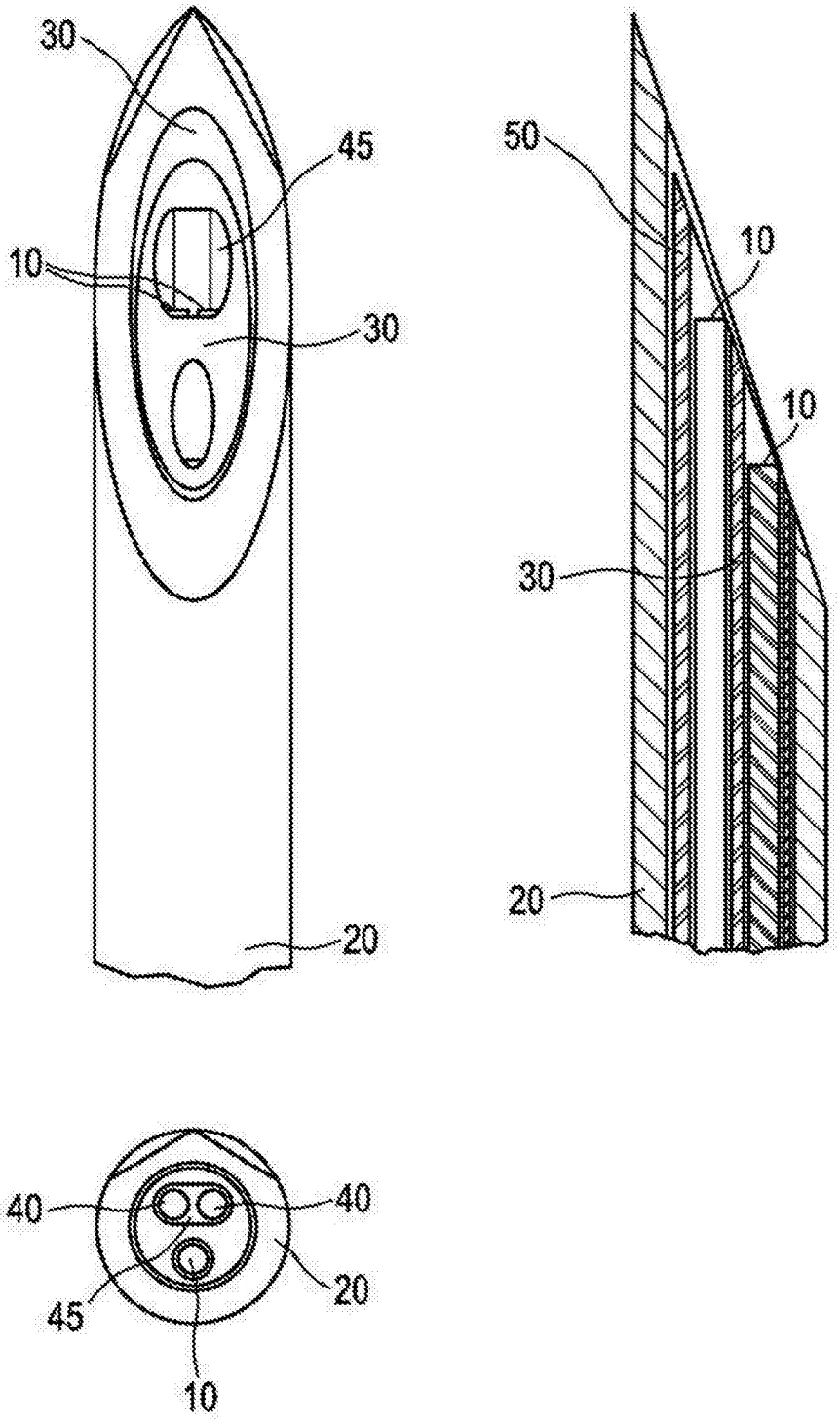


图2

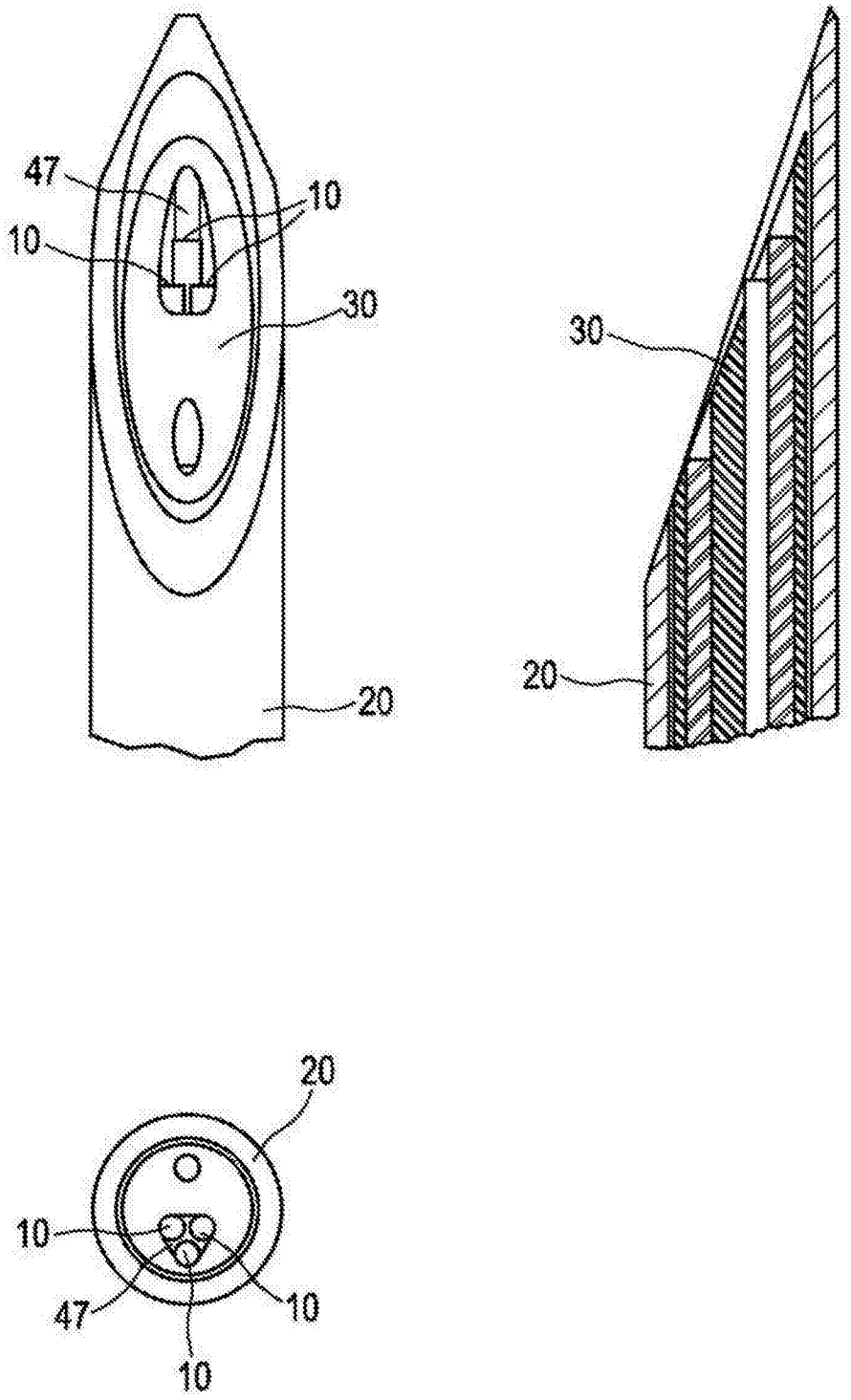


图3

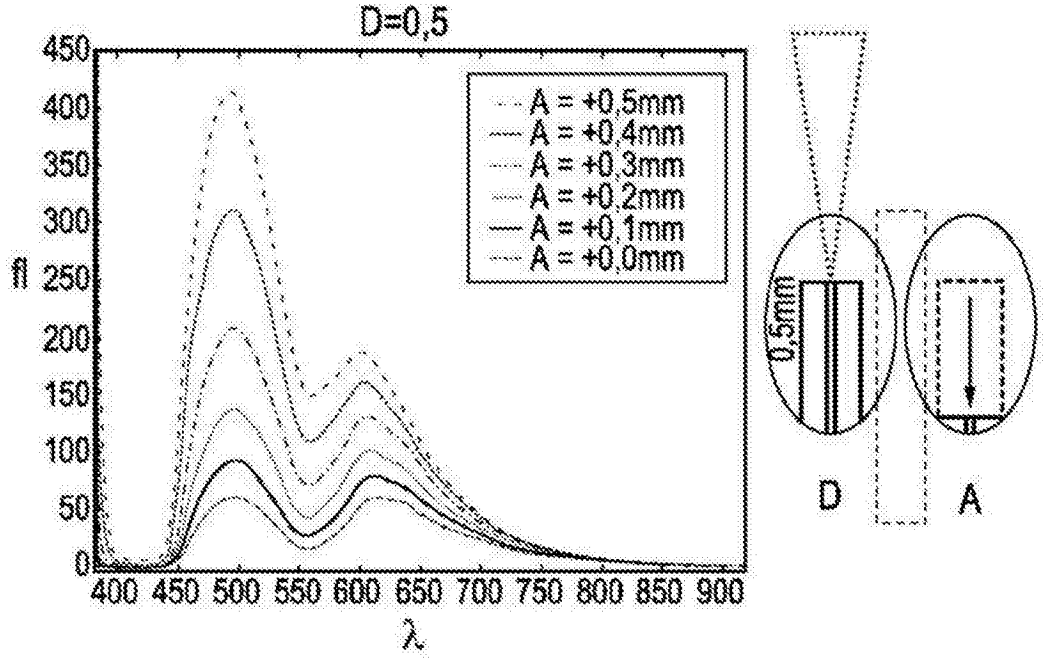

D=0,5
A = +0,5mm
A = +0,4mm
A = +0,3mm
A = +0,2mm
A = +0,1mm
A = +0,0mm
fl
λ
0,5mm
D
A

图4a

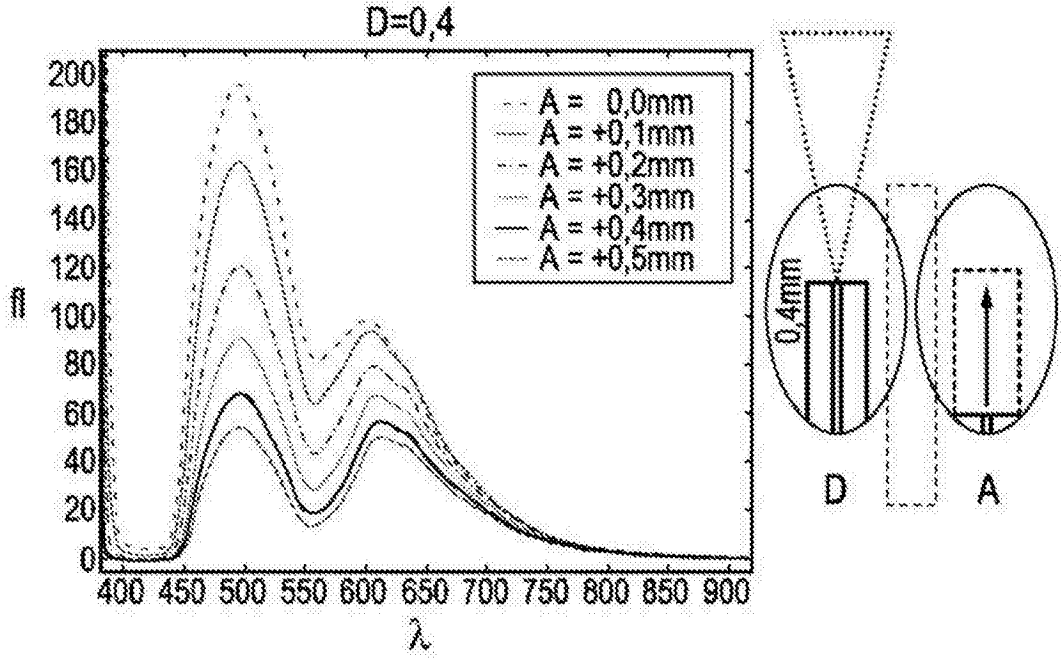

D=0,4
A = 0,0mm
A = +0,1mm
A = +0,2mm
A = +0,3mm
A = +0,4mm
A = +0,5mm
fl
λ
0,4mm
D
A

图4b

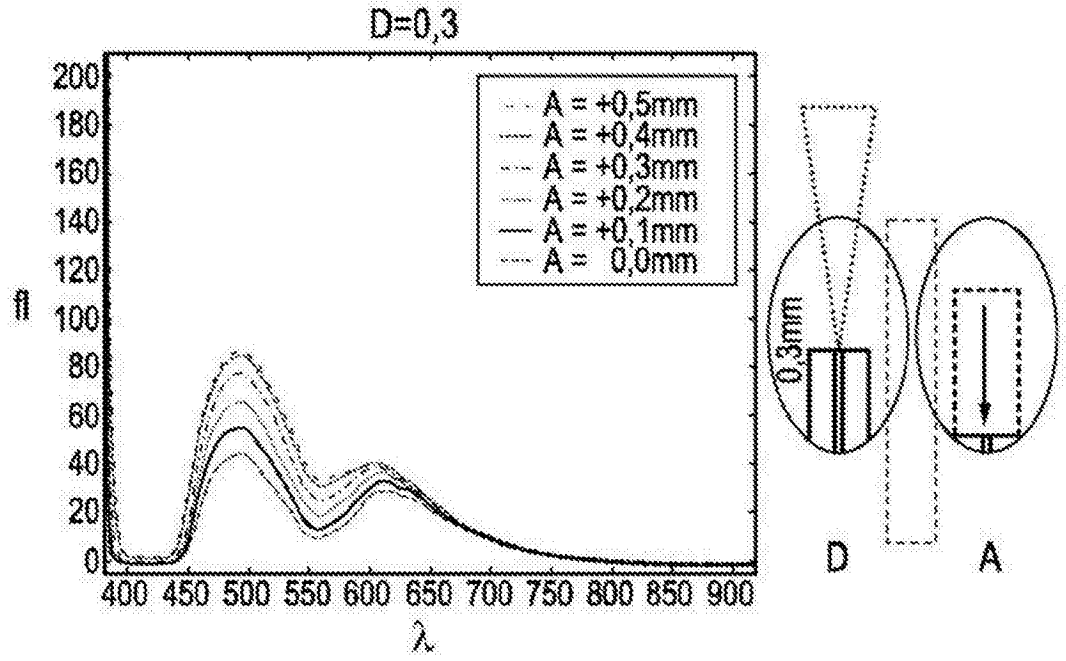

D=0,3
A = +0,5mm
A = +0,4mm
A = +0,3mm
A = +0,2mm
A = +0,1mm
A = 0,0mm
fl
λ
0,3mm
D
A

图4c

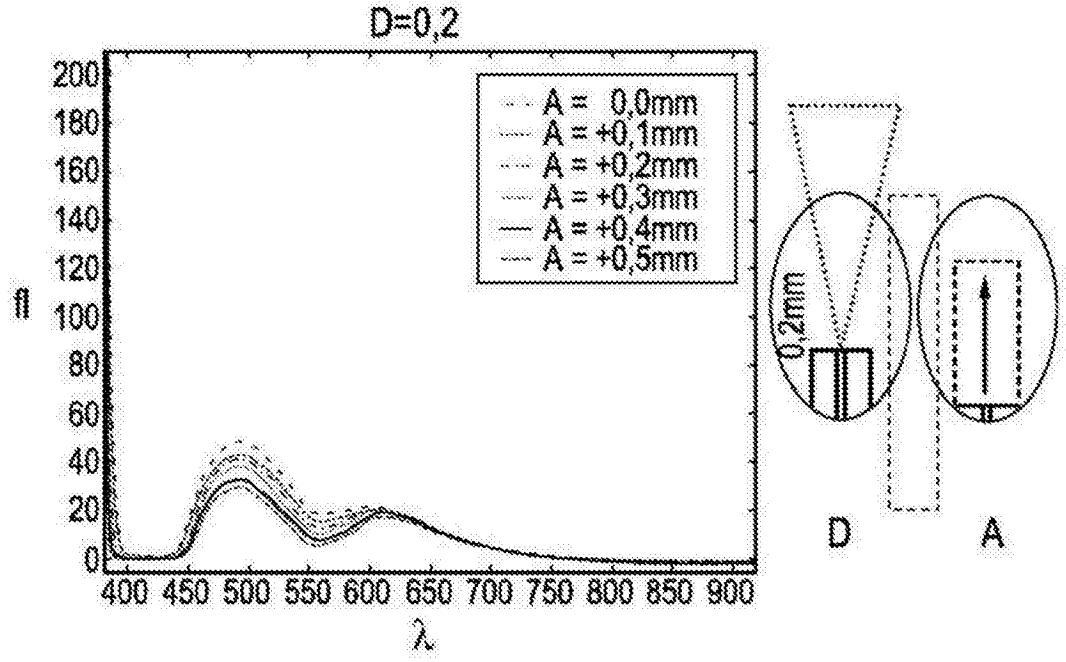

D=0,2
A = 0,0mm
A = +0,1mm
A = +0,2mm
A = +0,3mm
A = +0,4mm
A = +0,5mm
fl
λ
0,2mm
D
A

图4d

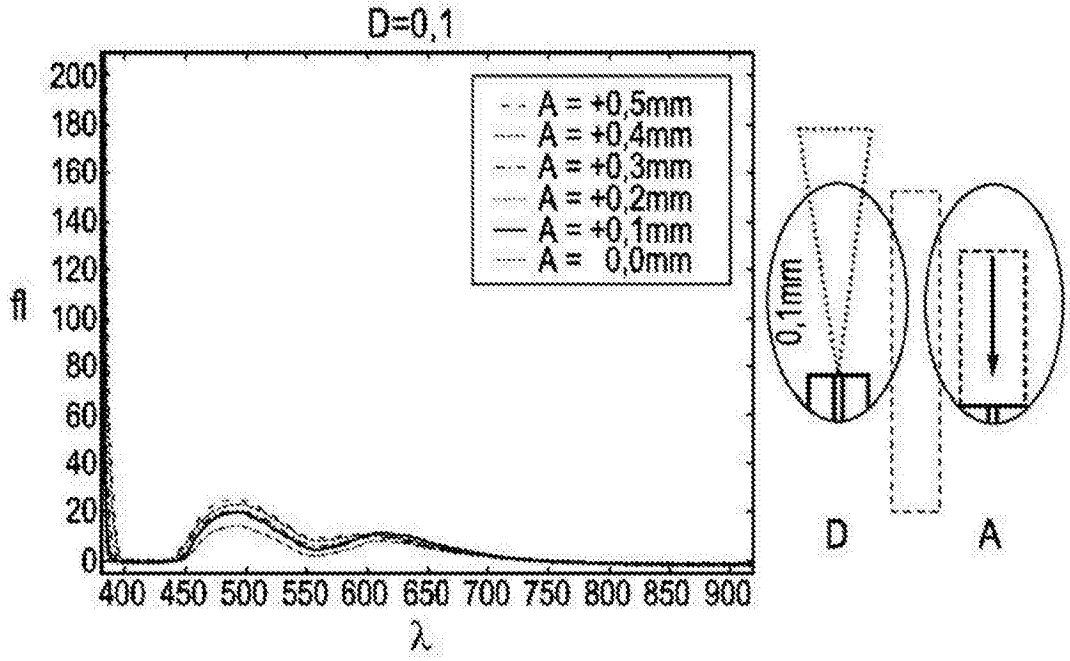

D=0,1
A = +0,5mm
A = +0,4mm
A = +0,3mm
A = +0,2mm
A = +0,1mm
A = 0,0mm
fl
λ
0,1mm
D
A

图4e

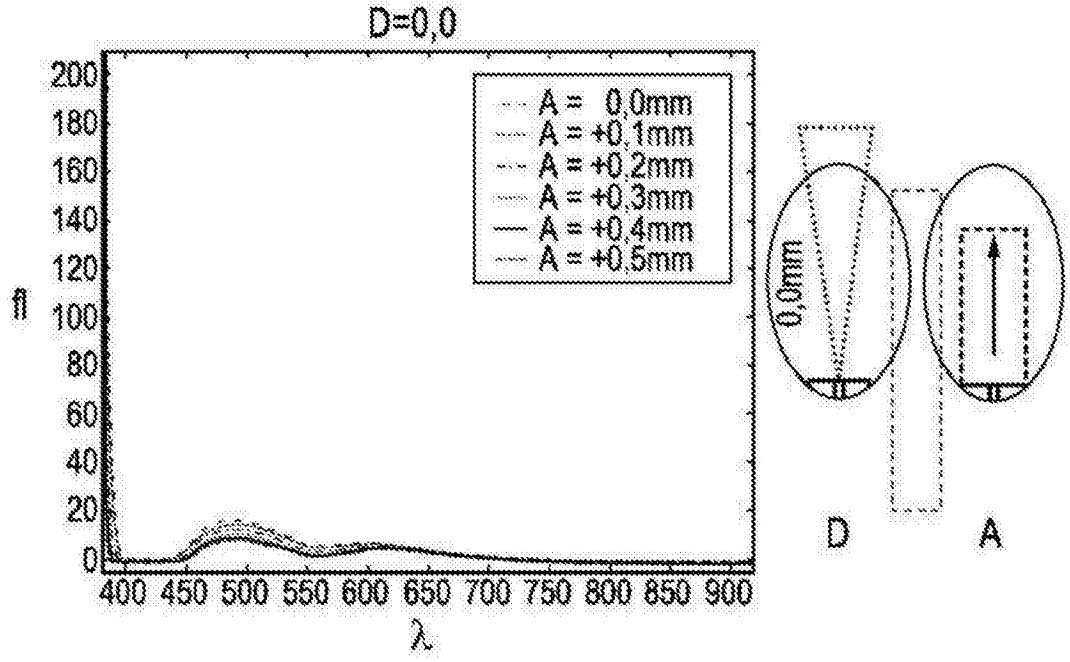

D=0,0
A = 0,0mm
A = +0,1mm
A = +0,2mm
A = +0,3mm
A = +0,4mm
A = +0,5mm
fl
λ
0,0mm
D
A

图4f