

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G21K 1/02 (2006.01)

G21K 1/10 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780044685.8

[43] 公开日 2009年9月30日

[11] 公开号 CN 101548339A

[22] 申请日 2007.11.30

[21] 申请号 200780044685.8

[30] 优先权

[32] 2006.12.4 [33] EP [31] 06125335.7

[86] 国际申请 PCT/IB2007/054865 2007.11.30

[87] 国际公布 WO2008/068690 英 2008.6.12

[85] 进入国家阶段日期 2009.6.3

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 A·特伦 J-P·施洛姆卡

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王英 刘炳胜

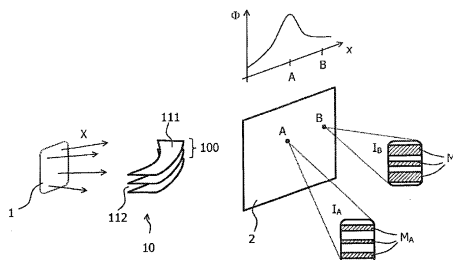
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

## [54] 发明名称

尤其适用于 X 射线的射束过滤器，其并不改变射束的能谱构成

## [57] 摘要

本发明涉及一种尤其适合在能谱 CT 应用中采用的射束过滤器(10)，其用于生成期望的辐射射束强度分布曲线，而不改变其能谱构成。在优选实施例中，所述射束过滤器(10)包括由吸收片(111)构成的叠置体，所述吸收片由楔形间隔(112)隔开并且聚焦于辐射源(1)。此外，所述吸收片在辐射的方向上具有变化的宽度。因此，在探测器区(2)的不同点(A, B)处，所述射束过滤器(10)掩蔽了所述辐射源(1)的不同份额。所述吸收片优选包括对待滤波的辐射具有高吸收特性的材料。



1、一种用于插入到辐射源和探测区(2)之间的射束过滤器(10, 20), 其中, 所述辐射源尤其是 X 射线源(1), 所述射束过滤器包括至少一个吸收体(111, 211), 当处于其工作位置时, 所述吸收体在所述探测区(2)的不同点(A, B)处掩蔽所述辐射源(1)的辐射发射区的不同份额。

2、根据权利要求1所述的射束过滤器(10, 20),

其特征在于, 所述吸收体(111, 211)包括在由所述辐射源(1)发射的辐射的整个能谱上具有高度吸收特性的材料, 优选包括具有高原子序数的材料, 最优选包括选自 Mo、W、Au、Pb、Pt、Ta 和 Re 构成的组的材料。

3、根据权利要求1所述的射束过滤器(10, 20),

其特征在于, 其包括多个这样的吸收体, 所述吸收体的形状被设计为吸收片(111, 211), 并且将所述吸收体布置成具有中间间隔(112)的叠置体(100, 200)。

4、根据权利要求3所述的射束过滤器(10, 20),

其特征在于, 所述中间间隔填充有间隔体材料(112), 尤其是聚合物, 与所述吸收片的材料相比, 所述间隔体材料对所述辐射源的所述辐射具有明显更低的衰减系数。

5、根据权利要求3所述的射束过滤器(10, 20),

其特征在于, 所述吸收片(111, 211)处于在至少一个公共点(F, L)上相交的各平面(P)内。

6、根据权利要求3所述的射束过滤器(10, 20),

其特征在于, 至少一个吸收片(111, 211)具有变化的宽度( $d_A$ ,  $d_B$ ), 所述宽度是相对于既定点(F)沿径向测量的。

7、根据权利要求6所述的射束过滤器(10, 20),  
其特征在于,所述宽度在所述吸收片(111, 211)的中央区域取得最小值( $d_A$ )。

8、根据权利要求3所述的射束过滤器(10, 20),  
其特征在于,所述吸收片(111, 211)具有变化的厚度。

9、根据权利要求1所述的射束过滤器(20),  
其特征在于,其包括可以相对于第一吸收体(111)移动的第二吸收体(211),而且在从所述辐射源(1)到所述探测区(2)的方向上来看,所述第二吸收体被布置为与所述第一吸收体成一条线。

10、一种X射线装置,尤其是CT扫描器,其包括辐射源(1)和根据权利要求1所述的射束过滤器(10, 20)。

## 尤其适用于 X 射线的射束过滤器，其并不改变射束的能谱构成

本发明涉及一种插入到辐射源和探测区之间的射束过滤器。此外，本发明还涉及包括这样的射束过滤器的 X 射线装置。

US 6 157 703 描述了一种被实现为具有孔口矩阵的铜或铍板的 X 射线过滤器。可以有选择地使所述孔口在相对于准直器的孔的对准位置或非对准位置之间发生移位。在非对准的情况下，位于准直器孔的前面的板的金属使 X 射线射束发生衰减，尤其去除了低能量光子，从而使所述射束的能谱“硬化”。

基于这种情况，本发明的目的在于提供一种滤波机构，其尤其适合在采用能谱分辨探测的装置中使用。

这一目的是通过根据权利要求 1 所述的射束过滤器和根据权利要求 10 所述的 X 射线装置实现的。在从属权利要求中公开了优选实施例。

根据本发明的射束过滤器被设计为插入到辐射源和探测区之间，其中，所述辐射源尤其可以是 X 射线源。此外，所述辐射源将具有一定的空间延展性，因而不能将其近似为点源。其通常包括相对小的辐射发射区，例如，X 射线管的阳极表面。“探测区”可以只是一个虚拟的几何对象，尽管其通常对应于某一探测器装置的灵敏区。所述射束过滤器包括至少一个（第一）吸收体，当处于其工作位置时（即，在被设置在辐射源和探测区之间时），所述吸收体在所述探测区的不同点处掩蔽所述辐射源的辐射发射区的不同份额（fraction）。这意味着，所述探测区上至少存在两个点，即，从所述点来看所述（空间延展的）辐射源被所述吸收体部分掩蔽，而且对于所述点而言，受到掩蔽的源区的份额是不同的。

所描述的射束过滤器的优点在于，辐射源所发射的辐射抵达所述探测区上的不同点的强度是不同的，因为这些点处于不同程度的半阴影内。因此，所述探测区内的强度分布能够精确地适应具体应用的要求。如果将要

对患者进行（例如）X 射线照射，那么能够向患者身体的中央部分提供比外围区域更高的强度。

一般而言，所述射束过滤器的吸收体可以对所述辐射源发射的辐射具有一定的透射率，从而使其掩蔽并非是彻底的。但是，在本发明的优选实施例中，所述吸收体包括在所述辐射源发射的辐射的整个能谱上具有高度吸收特性的材料。所述材料尤其可以包括具有高（平均）原子序数  $Z$  的材料，例如，钼（Mo）或钨（W），其对 X 射线具有高吸收系数。其他适当的材料包括金（Au）、铅（Pb）、铂（Pt）、钽（Ta）和铼（Re）。所述吸收体可以完全或者仅部分由上述材料中的一种构成，当然其也可以包括这些材料中的几种或所有的这些材料的混合物（合金）。使用具有高度吸收特性的材料意味着所述辐射源的受到掩蔽的点将不会通透发光，而是实际保持黑暗。因而，抵达探测区上的点的辐射强度仅由吸收体的几何结构决定，而所述几何结构能够得到非常精确的调整。另一优点在于，探测器区的某一点上的强度降低将不会暗示辐射的能谱受到了修改，因为对于辐射源的受到掩蔽的区带而言，整个能谱受到了混合抵消（blend out），而对于未受掩蔽的区带而言，整个能谱则不受影响地通过。在需要已知的明确的源辐射能谱来实现对测量的唯一解释的能谱 CT 应用中，这一不存在能谱修改的强度调整尤为有用。

在本发明的优选实施例中，所述射束过滤器包括多个吸收体，当处于其工作位置时，所述吸收体在所述探测区的不同点处掩蔽所述辐射源的不同份额。此外，优选将这些吸收体的形状设计为吸收片，并将这些吸收体布置成叠置体，其中，通过中间间隔将相邻的片隔开。这样的由吸收片构成的叠置体的运作与具有多个掩蔽或遮盖光源的薄片的百叶窗类似。所述吸收片优选是平的，尽管它们一般也可以采取其他三维形状。

优选采用间隔体材料填充前述叠置体的相邻吸收片之间的中间间隔，例如，所述间隔体材料可以是聚合物，尤其是固态聚合物、泡沫聚合物或聚合物胶。所述间隔体材料为整个叠置体提供了稳定性和明确的尺寸，并且允许将整个叠置体作为致密块处理。所述间隔体材料对所述辐射源的辐射所具有的衰减系数应当显著低于所述吸收片的材料的衰减系数。例如，对于所述辐射源发射的辐射（的整个能谱）而言，所述间隔体的衰减系数

可以小于所述吸收片的衰减系数的大约 5%，优选小于其 1%左右。

在具有吸收片的射束过滤器的另一优选实施例中，所述片处于在至少一个公共点上相交的平面内。如果将所述辐射源布置为使其包括所述交点，那么所发射的辐射将基本在所述平面的方向上传播。因此，所述辐射将撞击到与所述片平面平行的吸收片上，从而确保高吸收效率。应当注意，如果所述平面是确切的平面，并且在两个公共点上相交，那么它们必然沿整条线相交。

在前述实施例的进一步演变当中，至少一个吸收片具有变化的宽度，其中，所述宽度是相对于既定点沿径向测量的。所述点优选是所述吸收片所处的平面的公共交点，因为其将确保起始于所述点的射线将撞击到其平面内的对应吸收片的整个宽度上。

在前述情况下，所述吸收片的变化宽度优选在所述吸收片的中央区域取得最小值。如参照附图所述，其将在穿过射束过滤器的辐射的中央区域产生强度峰值，这一点在（例如）CT 应用中是有利的。

所述吸收片任选具有变化的厚度，其中，所述厚度可以在同一吸收片上的不同点之间以及不同吸收片上的各点之间变化。所述吸收片的厚度是能够通过对其进行调谐而跨越所述探测区建立期望的强度分布曲线的另一参数。

在本发明的进一步演变中，所述射束过滤器包括第二吸收体，所述第二吸收体可以相对于前述第一吸收体移动，并且被布置为在从辐射源到探测区的方向上来看与所述第一吸收体成一条线。因此，所述辐射源发射的光线必须接连通过所述第一和第二吸收体。由于所述吸收体能够相对于彼此移动，因而有可能有选择地改变分别受到所述第一和第二吸收体掩蔽的辐射源的各区带之间的重叠，进而改变总的掩蔽程度。因而，能够通过使所述第二吸收体相对于所述第一吸收体移动而相对简单地改变跨越探测区的强度分布。

本发明还涉及一种 X 射线装置，尤其是采用计算机断层摄影（CT）扫描器的形式的 X 射线装置，其包括辐射源和上述类型的射束过滤器。已经解释过了，所述射束过滤器几乎能够在相关联的探测区建立任何期望的强度分布曲线，同时将对辐射源的能谱的变化降至最低，甚至使其不发生变

化。这一点对于能谱 CT 扫描器尤为有用，因为其要求通过受到 X 射线辐射的对象的辐射具有已知的、明确的能谱。

本发明的这些和其他方面参考下文描述的实施例将变得明了且得到阐述。将借助于附图以举例方式描述这些实施例，在附图中：

图 1 通过透视图示意性地示出了根据本发明的具有射束过滤器的 X 射线装置；

图 2 示出了具有一个由吸收片构成的叠置体的射束过滤器的第一实施例的几何结构；

图 3 示出了图 2 的射束过滤器的顶视图；

图 4 示出了沿图 3 的 IV-IV 线得到的截面图；

图 5 示出了沿图 3 的 V-V 线得到的截面图；

图 6 通过与图 4 和图 5 中类似的表示方式示出了射束过滤器的第二实施例，所述射束过滤器包括两个由吸收片构成的叠置体；

图 7 示出了在使所述由吸收片构成的叠置体相对于彼此移位时的图 6 所示的射束过滤器。

在附图中，采用同样的附图标记或者相差 100 的整数倍的附图标记表示等同或类似的部件。

在下文中将相对于在 X 射线装置中，尤其是在能谱 CT 扫描器中的应用说明根据本发明的射束过滤器，但是本发明不限于此，也可以有利地结合其他类型的电磁辐射应用本发明。

能谱 CT 是一项非常有前景的技术，其能够实现对体内的不同元素的辨别。一般而言，能谱 CT 基于这样的事实，即，各种化学元素在衰减系数的能量依赖性方面表现出显著的差异。为了测量这一能量依赖性，在探测器一侧需要某种能量鉴别。此外，进入待成像的对象的辐射的主能谱必须覆盖一个宽的能量范围。能谱 CT 的一个重要部分就是测量光吸收对衰减系数的影响，所述测量有赖于对能量相当低的光子的探测。

在现代的 CT 扫描器中，出于降低剂量的目的，可以采用所谓的“蝴蝶结型”过滤器根据患者的体形调整沿扇方向的光子通量，即，患者中央的

较大厚度需要较高的强度，而对于其身体外围的逐渐降低的厚度而言，较低的强度就够了。可以通过厚度发生变化的诸如铝的轻金属实现这样的过滤器。但是，这种用于能谱 CT 的方案缺点在于，所述过滤器将改变初级辐射沿扇方向的能谱形状。对于光吸收的测量具有很高的重要性的低能量光子将尤其受到衰减。因此，这将降低所述扇形的边缘范围 (regime) 内的能谱解卷积的可能性，其中，在所述边缘范围内，所述蝴蝶结型过滤器表现出了其最大厚度。

出于这些原因，需要一种替代的射束过滤器，其允许控制 X 射线射束，尤其是扇形射束的强度分布曲线，与此同时将对辐射能谱的修改降至最低或者在理想的情况下不存在修改。

为了实现上述目的，这里提出了采用一个或多个吸收体，从探测区的不同点来看所述吸收体对所述辐射源构成了不同程度的遮蔽或掩盖。图 1 示出了原理设置，其包括位于空间延展的 X 射线源 1 (例如，X 射线管的阳极区域) 和探测器区 2 (例如，数字 X 射线探测器的闪烁器材料或直接转换材料) 之间的射束过滤器 10。射束过滤器 10 包括由被中间间隔 112 隔开的吸收片 111 构成的叠置体 100。辐射源 1 发射的 X 射线 X 在抵达探测器区 2 之前必须通过射束过滤器 10。这些射线中的一些将自由通过中间间隔 112，而其他射线将撞击到吸收片 111 上，在该处这些射线将基本上被完全吸收。因此，通过对所述辐射的“部分全吸收”(“部分”是相对于所述射束的整个射线集合而言的，“全”是相对于单独的受到吸收的射线而言的) 实现了 X 射线射束的衰减，其中，经衰减的辐射基本上保持了其初始的能谱图。

图 1 通过示出图像  $I_A$  和  $I_B$  的放大草图说明了这一滤波原理，其中，借助所述图像  $I_A$  和  $I_B$  分别从探测区 2 上的中心点 A 和外围点 B 看到了辐射源 1 的区域。由于吸收片 111 的具体形状的原因，中心图像  $I_A$  中遮蔽了辐射源 1 的区带  $M_A$  的总面积小于外围图像  $I_B$  中遮蔽了辐射源 1 的区带  $M_B$  的总面积。因此，如探测区上面的沿通过点 A 和 B 的线 x 的强度  $\Phi$  的分布曲线所示，照射中心点 A 的射束强度将高于照射外围点 B 的射束强度 (应当注意，如果将诸如患者的中央厚度最大的对象安置在射束过滤器 10 和探测区 2 之间，那么所述强度分布曲线将重新得到均衡)。由于在要么完全通过要么不



通过的方式下,点 A 和 B 处的总辐射仅由自由通过射束过滤器 10 的辐射构成(而不是或者仅在最低的程度由通过吸收片的辐射构成),因而抵达点 A 和 B 的总辐射的能谱构成基本保持相同。

图 2 示出了根据本发明的射束过滤器 10 的第一实施例的主要几何结构。这一射束过滤器 10 包含由基本具有相同形状的吸收片 111 构成的叠置体 100,其中,所述形状对应于两个对边以不同的弯曲半径弯曲的四边形(其中,所述凸边的弯曲半径大于所述凹边的弯曲半径)。平的吸收片 111 中的每者均处于平面 P 上,其中,所有的这些平面 P 都通过公共线 L,进而通过公共“焦点”F 相交(公共焦点 F 还处于吸收片 111 的对称线上)。

在将射束过滤器 10 应用到(例如)诸如图 1 所示的装置的 X 射线装置中时,将辐射源 1 的位置设置为使其包括前述焦点 F。于是源 1 发射的辐射大致从焦点 F 沿径向传播(未必对于所有的射线都是这样,因为辐射源 1 不是数学意义上的点,而是具有一定的有限延展度)。射束过滤器 10 的一个重要方面在于,沿以焦斑 F 为原点的半径  $r$  测量的其吸收片 111 的宽度是变化的。从图 3 所示的由吸收片 111 构成的叠置体 100 的顶视图中能够很好地看到,这一宽度在吸收片 111 的边缘取得最大值  $d_B$ ,并朝向吸收片 111 的中央逐渐降低,在所述中央处其取得其最小值  $d_A$ 。

图 4 和图 5 分别示出了沿图 3 的 IV-IV 线和 V-V 线的截面图。可以看出,射束过滤器 10 包括由(在这一例子中为五个)吸收片 111 构成的叠置体 100,所述五个吸收片由(四个)中间间隔体 112 隔开,所述中间间隔体对于 X 辐射而言是透明的,而且其可以由(例如)聚甲基丙烯酸亚胺硬泡沫材料(在市场上可以以来自德国 Degussa 的 Rohacell®的名称买到)构成。吸收片 111 通常由高度吸收的材料构成,例如,由钼或钨构成。此外,由于所述吸收片布置在各平面 P 内(图 2),因而所述吸收片朝向 X 辐射源 1 聚焦。如各图针对平行于所述设置的中心对称轴传播的 X 射线所示,与吸收片 111 具有短宽度  $d_A$  的射束过滤器 10 的中心部分相比,吸收片 111 具有高宽度  $d_B$  的射束过滤器 10 的边缘部分吸收了辐射源 1 所发射的辐射中的更大的份额。

可以通过各种方式修改所描述的射束过滤器 10 的设计,例如,通过:

- 相对于间隔体片 112 的厚度改变高度吸收片 111 的厚度(垂直于所述

片平面测量的),

- 使整个叠置体 100 倾斜,
- 使吸收片 111 适当变形。

图 6 和图 7 示出了射束过滤器 20 的具有可调的吸收特性的第二设计, 所述射束过滤器 20 包含由两个分别由吸收片 111 和 211 构成的叠置体 100 和 200, 其中, 这些叠置体中的每者具有类似于上述射束过滤器 10 的设计。将由吸收片 111、211 构成的两个叠置体 100、200 沿 X 射线传播方向一前一后放置。因此, X 射线必须在其抵达探测器之前经过叠置体 100、200 二者。如果使叠置体 100、200 相对于彼此发生移位, 那么能够改变 X 射线辐射源 1 的受到吸收片 111、211 掩蔽的区域。就这一方面而言, 图 6 示出了使两个叠置体 100、200 的吸收片对准的布置, 而图 7 则示出了使第二叠置体 200 相对于第一叠置体 100 发生一定移位的布置, 所述移位导致在输出端导致了降低的射束强度。

在所描述的具有多层结构的初级射束过滤器的实施例中, 由于衰减是通过部分全吸收实现的, 因而几乎不改变辐射的能谱形状。有利地, 可以将所述射束过滤器应用到医疗 CT, 尤其是能谱 CT 当中。

最后要指出的是, 在本申请中, “包括” 一词不排除其他元件或步骤的存在, “一” 并不排除多个, 且单个处理器或其他单元可以实现若干装置的功能。本发明体现在每个新颖的特征要素和特征要素的每种组合中。此外, 权利要求中的附图标记不应被视为对其范围的限制。

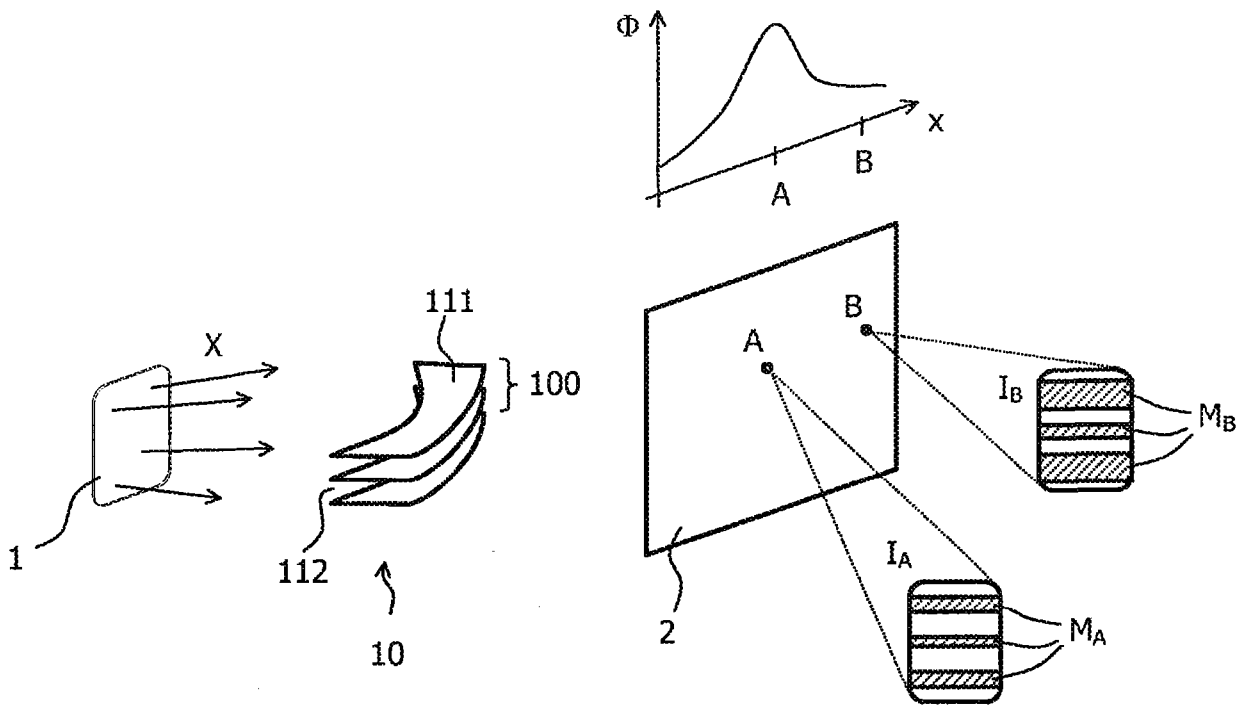


图1

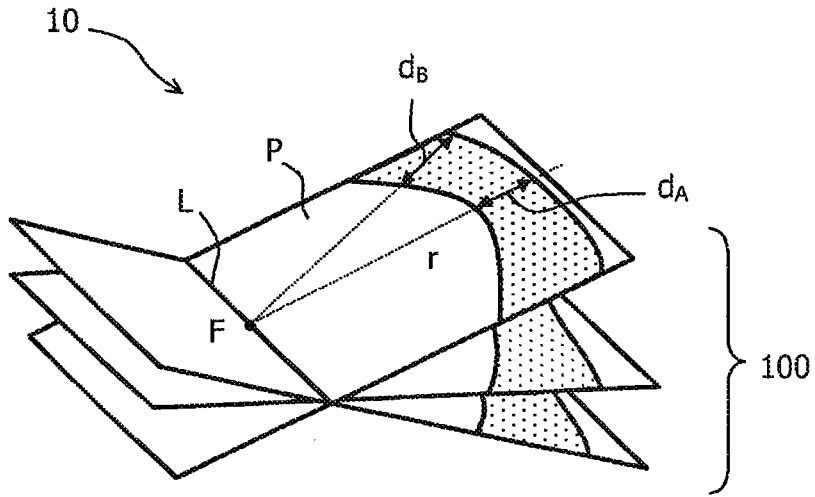


图2

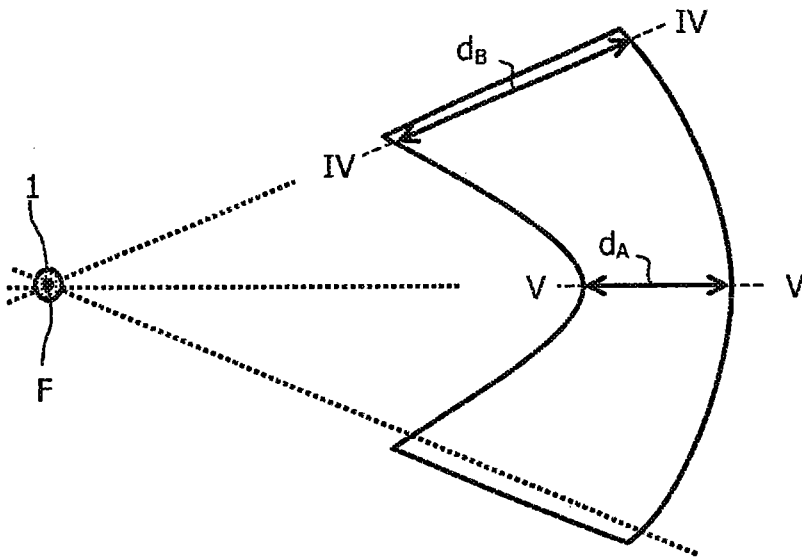


图3

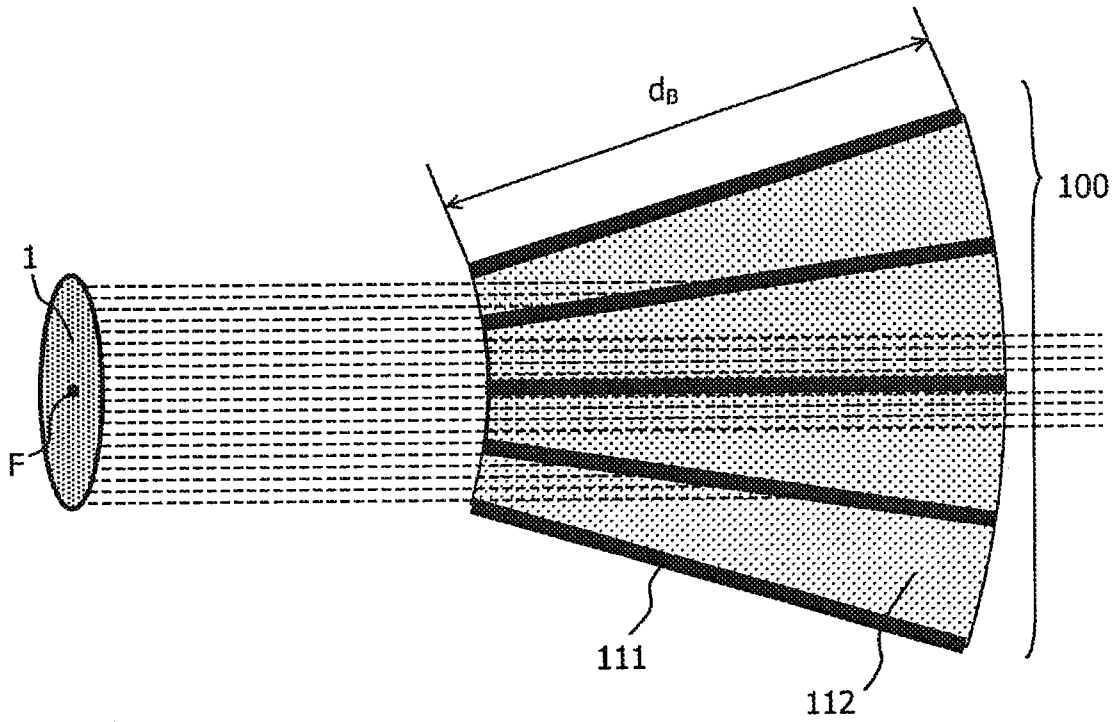


图4

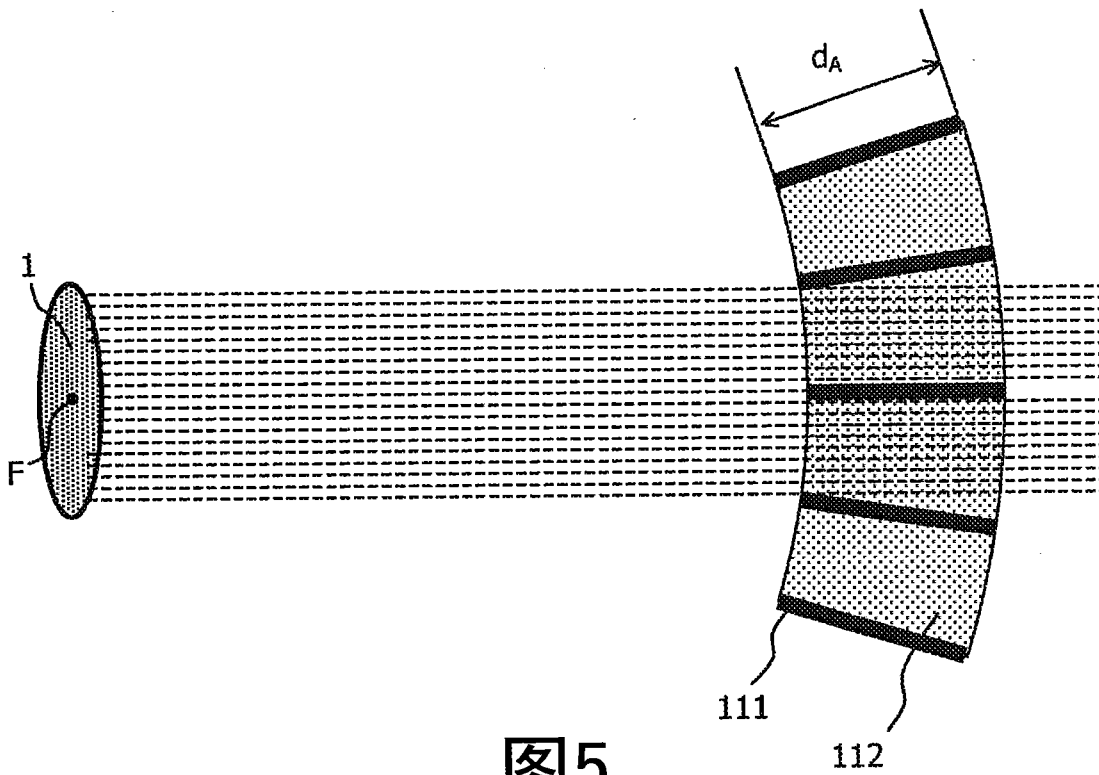


图5

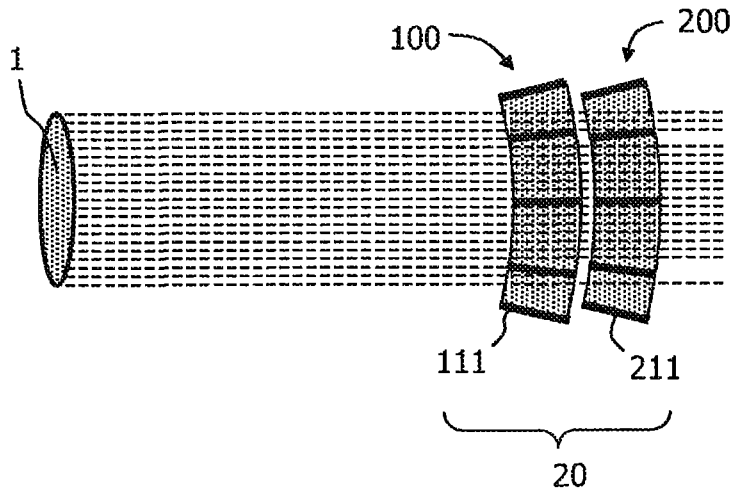


图6

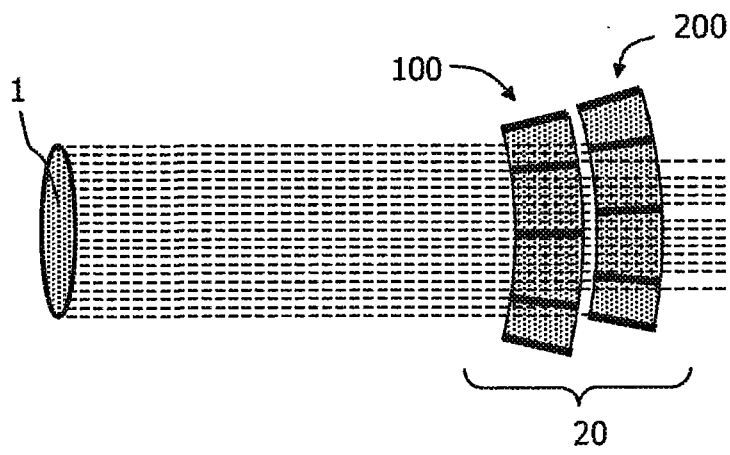


图7