

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G21K 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880010613.6

[43] 公开日 2010 年 3 月 31 日

[11] 公开号 CN 101689408A

[22] 申请日 2008.4.4

[21] 申请号 200880010613.6

[30] 优先权

[32] 2007.4.4 [33] US [31] 60/910,090

[86] 国际申请 PCT/US2008/059478 2008.4.4

[87] 国际公布 WO2008/156896 英 2008.12.24

[85] 进入国家阶段日期 2009.9.30

[71] 申请人 加利福尼亚大学董事会

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 吉尔·特拉维施 罗德尼·B·约德
詹姆斯·罗森茨韦格

[74] 专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理有限公司

代理人 梁兴龙 武玉琴

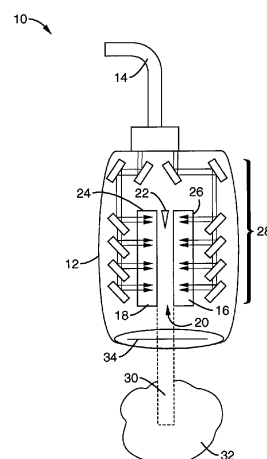
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 7 页

[54] 发明名称

激光致动的微型加速器平台

[57] 摘要

本发明提供一种谐振激光动力的微型加速器平台，它能够产生相对论性或近相对论性电子和任何的 X-射线。该装置具有被优选呈锥形的窄真空间隙隔开的一对平行的板对称的介电板。在一个实施例中，这些板具有包括许多周期槽的反射层的顶面，当激光被导向反射体上时，周期槽在结构场中产生纵向周期。导入间隙内的电子沿着板的长度被加速。板的反射面优选为高折射率和低折射率材料的交替叠层。



1. 一种微型加速器平台，包括
电子源；
具有包括多个槽的反射面和活性面的第一介电板；
具有包括多个槽的反射面和活性面的第二介电板，所述第二介电板的活性面对应着所述第一介电板的活性面，在两个所述活性面之间形成间隙；和
光辐射源，设置成使光束导向所述第一和第二介电板的所述反射面上；
其中从所述电子源发射的电子在所述第一和第二介电板的活性面之间的所述间隙内被加速。
2. 如权利要求 1 所述的平台，其中所述第一和第二介电板的所述开槽的反射面包括高折射率和低折射率介电材料的多个交替层。
3. 如权利要求 1 所述的平台，其中所述第一和第二介电板的所述开槽的反射面包括金属反射体。
4. 如权利要求 1 所述的平台，还包括：用于聚焦加速电子流的装置。
5. 如权利要求 3 所述的平台，其中所述用于聚焦加速电子流的装置包括在所述第一和第二介电板的反射面中交替系列的斜槽。
6. 如权利要求 1 所述的平台，其中所述第一和第二介电板的活性面被定向成使所述板之间的间隙呈渐缩形状。
7. 如权利要求 1 所述的平台，还包括：用于使电子流转换成 X-射线的装置。

8. 一种微型加速器平台，包括
电子源；
具有包括多个槽的反射面和活性面的第一介电板；
具有反射面和活性面的第二介电板，所述第二介电板的活性面对着
所述第一介电板的活性面，在两个所述活性面之间形成间隙；和
光辐射源，设置成使光束导向所述第一介电板的所述反射面上；
其中从所述电子源发射的电子在所述第一和第二介电板的活性面之
间的所述间隙内被加速。

9. 如权利要求 8 所述的平台，其中所述第一介电板的所述开槽的反射面包括高折射率和低折射率介电材料的多个交替层。

10. 如权利要求 8 所述的平台，其中所述第一和第二介电板的所述开槽的反射面包括金属反射体。

11. 如权利要求 8 所述的平台，还包括：用于聚焦加速电子流的装置。

12. 如权利要求 11 所述的平台，其中所述用于聚焦加速电子流的装置包括在所述第一介电板的反射面中交替系列的斜槽。

13. 如权利要求 8 所述的平台，其中所述第一和第二介电板的活性面被定向成使所述板之间的间隙呈渐缩形状。

14. 如权利要求 8 所述的平台，还包括：用于使电子流转换成 X-射线的装置。

15. 一种辐射源，包括：
抽空的壳体；和

设置在所述抽空的壳体内的微型加速器平台组件，所述平台组件包括：

被真空间隙隔开的一对介电板，每个板在对着所述间隙的一侧上具有反射层，至少一个反射层具有多个周期槽；

电子源，用于在所述真空间隙内发射电子；和

光源，用于使光束导向所述介电板的所述反射层；

其中来自所述电子源电子被加速。

16. 如权利要求 15 所述的辐射源，还包括：

血管通路系统，用于将所述微型加速器平台组件输送进体内并到达体内的某个位置。

17. 如权利要求 16 所述的辐射源，其中所述血管通路系统包括柔性光纤导管。

18. 如权利要求 15 所述的辐射源，其中所述第一和第二介电板的所述开槽的反射面包括高折射率和低折射率介电材料的多个交替层。

19. 如权利要求 15 所述的辐射源，其中所述光束被反射镜垂直导向所述介电板的所述开槽的反射面。

20. 如权利要求 15 所述的辐射源，其中所述光束被光纤缆垂直导向所述介电板的所述开槽的反射面。

21. 如权利要求 15 所述的辐射源，还包括：用于使电子流转换成 X-射线的装置。

22. 如权利要求 21 所述的辐射源，其中所述用于转换电子流的装置包括铅板。

-
23. 如权利要求 15 所述的辐射源, 所述电子源还包括:
铁电晶体基底;
与所述铁电晶体基底耦合的发射器阵列; 和
加热元件。
24. 如权利要求 23 所述的辐射源, 其中所述发射器阵列包括石墨针。
25. 如权利要求 23 所述的辐射源, 其中所述铁电晶体基底包括铌酸
锂。

激光致动的微型加速器平台

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求于 2007 年 4 月 4 日提交的美国临时申请 No. 60/910,090 的优先权，在此并入其全部内容作为参考。

关于联邦资助研究和发展的声明

[0002] 本发明是在由能源部授予的授权号 No. DE-FG03-92ER40693 的政府支持下完成的。政府享有本发明的某些权利。

在光盘上所提交资料的结合参考

[0003] 不适用。

技术领域

[0004] 本发明总体上涉及电离辐射源，更具体而言，涉及一种用于产生相对论性和近相对论性电子或韧致辐射 X-射线的完整的微型激光致动的电子加速器平台。该装置产生的电离辐射和它的小型尺寸使本发明的装置特别适用于微创激光内窥镜临床操作。

背景技术

[0005] 已证实电离辐射的应用是治疗哺乳动物的肿瘤和其他细胞增生的方法。虽然用目前的方法可成功治疗某些类型的癌症，但是癌症仍然是重大疾病，且一直是死亡的主要原因。

[0006] 用放射疗法治疗的大多数癌症患者从大型外部线性加速器接受外部高能辐射束，通常为电子或 X-射线。使用这些方法达到的精度非常高，特别是使用计算机控制的 PET (正电子放射计算机断层扫描)或

CAT (计算机轴向断层扫描)辅助源来产生精确定向的辐射束(“立体定向放射外科治疗”)。虽然这些放射治疗中的大部分是治疗癌症,但是放射外科治疗也是诸如大脑中动静脉畸形(AVS)等其他罕见疾病的治疗选择。用于这些医疗目的的辐射能量根据所用方法而不同,但一般范围为 6 MeV~12 MeV。

[0007] 然而,外部电离辐射源会将不希望的辐射剂量投向周围的健康组织,这是因为辐射束必须穿透健康器官和组织的大部分区域以到达靶组织。二次损伤皮肤、骨骼、内部器官和其他健康组织是放射治疗的显著的不希望负面影响。因此,对外部放射治疗的挑战是使投向靶肿瘤组织的治疗辐射剂量最大,同时使接触周围健康组织的辐射最小。

[0008] 在被称为术中放射治疗(IORT)的相关操作中,在肿瘤手术过程中,向肿瘤部位发出短脉冲辐射。辐射可来自外部 X-射线或电子束(由大型线性加速器产生)以及小型放射源。典型的 IORT 病例涉及到不能安全彻底地去除的肿瘤,包括乳腺癌(乳房肿瘤切除术)、直肠/结肠癌、妇科和泌尿癌的复发形式、头颈部肿瘤以及软组织肉瘤。

[0009] 已开发出放射治疗用的内部辐射源的放置,用于减少外部放射治疗对健康组织干预的负面影响。例如,可以通过内部接触被植入或通过导管输送的放射性物质来治疗患者。也被称为内放射治疗或 IRT 的近距离放射治疗是某些癌症治疗的特定选择。通常,放射源材料以放射性物质(例如,铱-192 和铯-90)的“种子”或小球形式被直接引入到体内。在前列腺癌治疗的一些病例中,从插入肿瘤的数百个种子中产生数周或数月的低能量辐射。大多数常规近距离放射治疗产生 50 keV 的低能光子或 β 粒子。因此,这些粒子对周围组织的穿透非常有限,这对患者的健康组织是有利的。

[0010] 近距离放射治疗的另一种类型是短时间(数十分钟,重复数天)获得更高剂量的高剂量率(HDR)近距离放射治疗。这通常是通过将放射性同位素经由导管引入感染区且在剂量完成时再将其抽出来实现的。HDR 近距离放射治疗的另一种类型以乳腺癌术后治疗为例进行说明。在一个系统中,装满液体的球囊导管在肿瘤切除后余下的空间内膨胀,并

利用放射性同位素向肿瘤部位周围的组织发出高但局部的辐射剂量。用这些方法治疗的癌症通常靠近体表或靠近身体上的通口。

[0011] 近距离放射治疗还用于以下的心血管疾病治疗的血管成形术。当通过经皮冠状动脉介入治疗(PCI)从冠状动脉去除斑块时,通常将管状丝网支架插入动脉中,以维持其形状。为了防止因异常细胞在支架内生长而使动脉重新闭塞的支架内再狭窄,通常可使用由经导管引入动脉的放射性同位素产生的辐射对该部位进行治疗(“血管内近距离放射治疗”)。

[0012] 利用放射性同位素作为电离辐射源存在很多危险和缺点。首先,植入的放射源将持续放出电离辐射,往往超过了患者的生命极限,并产生在一定时间损害健康组织的危险。处理放射性物质的医生及其他医务人员可能随着时间推移受到电离辐射。还存在关于放射性物质的获得、维持和处置的进一步的管理负担。因此,植入放射性物质是不可取的,因为它们不能被关闭和开启,使用复杂,而且为了安全操作必须充分屏蔽和控制。

[0013] 已开发出避免将放射性物质放入患者体内且减少外部辐射源对健康器官和组织的辐射沉积的几种装置。例如,一种市售装置使用微型 X-射线管,在体内发出 50 kV 的 X-射线脉冲。微型 X-射线管避免组织处于放射性物质的周围,但仅限于非常具体的能量范围(10~50 kV),并且没有能力选择或准直所产生的辐射束。产生的频谱宽,峰值在低能量,并且辐射束同样在宽角度扩散。

[0014] 为了给 X-射线管提供动力,使用 X-射线技术可能还需要将高压(50 kV)直接导入患者体内。虽然这些装置被微型化,但是 X-射线管在每个方向上仍然占据几个毫米,并且(因为需要电压隔离)必须安装在刚性厚实的支持件内,而不是安装在限制其有效性的狭窄导管上。

[0015] 微型 X-射线管发生器的另一个问题是管的阳极会产生过度热量。过度热量也可能会损害周围的健康组织或血管。其他微型 X-射线管的设计是使管子处于能够提供一些隔热并使流体循环以消除热量的膨

胀球囊内。然而，这些设计仍然需要在体内产生大电压以致动装置，并且体积庞大。

[0016] 进一步的内部设计提供了一种柔性的 X-射线辐射传输针，其中通过中空玻璃纤维或其他反射光束传输管来传输 X-射线或电子。针尖插入肿瘤或其他组织中，并通过针向该部位传递辐射。然而，由于反射的原因，使得最低治疗辐射的照射时间较长，因此辐射强度存在大量损失。

[0017] 因此，需要开发一种微小尺寸的装置，它能利用来自位于或靠近目标肿瘤部位的辐射源的电离放射治疗体内癌症，并使邻近器官和组织最少地暴露在辐射中。还需要一种向靶组织部位提供电离辐射的导管定位装置，不需要向体内输入大电压、过度热量或放射性物质。还需要一种微型装置，可以选择电离辐射的强度和持续时间，从而控制靶组织的照射，不会使医务人员或患者暴露在危险材料中或者需要采取辐射安全措施。还需要一种制造相对便宜、易于使用的装置，其适用于难以接近器官的肿瘤治疗、冠状动脉支架植入、AVM 异常的破坏和其他用途等各方面。本发明满足了这些需求以及其他需求，并且是对现有技术的装置和治疗的全面改进。

发明内容

[0018] 本发明是一种能够产生并加速电子或产生 X-射线的微型谐振激光动力的结构。本发明的一个应用是医疗装置，它能够向体内的器官、肿瘤或血管直接传递治疗剂量的电离辐射。产生的辐射由能量约 1 MeV~约 5 MeV 的相对论性电子(β 粒子)的脉冲构成。这种辐射产生是通过亚毫米尺寸的电子加速器实现的，该电子加速器可安装在光纤导管内，并能通过腹腔镜插入组织或器官。该装置特别适于进行医学近距离放射治疗，其中通过引入体内的小型或局部辐射源将治疗辐射直接传递到所需部位。然而，该装置可用在需要加速电子或 X-射线的任何情况下。

[0019] 近距离放射治疗并不局限于任何一个医疗目的或操作。几种不同形式的这种治疗可用于治疗诸如前列腺、子宫颈、胸部、头颈部和

肺部等可接近器官的表面肿瘤和癌症。在相关应用中，可以在照射肿瘤床之后立即进行手术切除肿瘤(术中放射治疗或 IORT)。在治疗冠状动脉疾病中安装动脉支架期间也可以使用近距离放射治疗，它可以阻止支架周围的血管重新闭塞，而无需使用药物。

[0020] 本发明没有放射性同位素；产生的辐射是仅在短暂脉冲期间开放的窄束。装置内的任何地方都没有辐射，在工作时，不需要屏蔽。产生的电子束具有可以在制造时选定的相对较窄的能量峰值。

[0021] 根据本发明的一个方面，提供一种辐射源，包括容纳微型加速器平台组件的抽空的壳体，所述平台组件具有被真空间隙隔开的一对介电板，每个板包括在对着所述间隙的一侧上的反射层和活性面，至少一个反射层具有多个周期槽。光源，用于使光束导向所述介电板的所述反射层；电子源，用于在所述真空间隙内发射和加速电子。

[0022] 根据本发明的另一方面，提供一种微型加速器平台，它包括电子源、具有包括多个槽的反射面和活性面的第一介电板和具有包括多个槽的反射面和活性面的第二介电板，所述第二介电板的活性面对所述第一介电板的活性面，在两个所述活性面之间形成间隙。光辐射源，设置成使光束导向所述第一和第二介电板的所述反射面上，并且从所述电子源发射的电子在所述两个介电板的活性面之间的所述间隙内被加速。

[0023] 本发明的另一方面提供一种微型加速器平台，它包括：具有包括多个槽的反射面和活性面的第一介电板以及具有反射面和活性面的第二介电板，所述两个活性面彼此对着并在其间形成间隙。所述第二板的反射面可以是金属反射体。光辐射源，设置成使光束导向所述第一介电板的开槽的反射面上，并且电子源在所述间隙内发射电子，然后加速电子。

[0024] 在本发明的另一方面，提供一种辐射源，它的电子源包括铁电晶体基底、与所述铁电晶体基底耦合的发射器阵列和加热元件。所述发射器阵列优选由石墨针制成，所述铁电晶体基底优选由铌酸锂制成。

[0025] 在说明书的下面部分将说明本发明的其他方面，其中详细描述的目的是完全没有任何限制地公开本发明的优选实施例。

附图说明

[0026] 参照附图能更充分地理解本发明，附图仅是说明性的，在附图中：

[0027] 图 1 是根据本发明的具有对称的一对介电晶片/板的一个微型加速器平台实施例的侧视示意图。

[0028] 图 2 是根据本发明的具有成对的介电晶片/板的微型加速器平台另一个实施例的侧视示意图，其中一个板的反射面包括周期耦合槽，另一介电板设置在简单的反射面上。

[0029] 图 3 是图 1 所示实施例的成对周期板结构的示意图。

[0030] 图 4A 是板结构的一个实施例的示意侧视图，详细显示了高折射率和低折射率材料的交替层和槽。

[0031] 图 4B 是根据本发明的板结构的一个实施例的示意俯视图，详细显示了周期槽。

[0032] 图 5 是具有从垂直略微旋转且每隔几个结构周期符号交替的耦合槽的板结构的另一个实施例的示意俯视图。

[0033] 图 6 是根据本发明的集成粒子发射器的一个实施例的示意图。

[0034] 图 7A 是沿着模拟加速器结构的粒子能量图。

[0035] 图 7B 是使用斜槽结构聚焦的图，显示了最初 20 个结构周期内的 x 和 y 的值。

具体实施方式

[0036] 更具体地参照附图，以图 1~图 7B 所示的装置为例说明本发明。应理解的是，在不背离本文公开的基本构思的情况下，这些装置在

结构方面和各个部分的细节方面可以变化，并且方法的具体步骤和顺序也可以变化。

[0037] 下面参照图 1 和图 2，示意性示出了用于产生高强度相对论性或近相对论性的电子束和任选的韧致辐射 X-射线的微型加速器平台 (MAP) 的两个实施例。一般地，装置 10 和系统包括封装在壳体 12 内的 MAP，壳体 12 的大小可以调节，而与在动物或人类患者体内使用的标准内窥镜系统连接。整个结构的尺寸通常小于 1 立方毫米，并且可收容在与导管连接的小型一次性尖端。虽然本发明特别适用于体内放置，然而，可以理解的是，本发明可以用于有利地使用电离辐射束的任何外部。

[0038] 在图 1 和图 2 所示的实施例中，提供了优选通过光纤缆 14 传导至壳体 12 的激光光源。在治疗室内可产生选定波长或波长范围的激光，并通过光纤缆 14 沿导管传输至加速器。这样，电子完全在患者体内产生、加速并发射，并且能达到现有的近距离放射治疗源当前不能达到的能量范围。因此，医务人员可以将辐射源放置在靠近肿瘤部位的合适位置处，并向肿瘤传递可控的高强度剂量的电离辐射。在传递所需剂量之后，可通过切断激光光源关闭辐射，使得健康组织在治疗期间不会受到照射。

[0039] 图 1 所示实施例的加速器具有并排排列的一对硅晶片或板 16、18，在这两个晶片之间存在狭窄的真空间隙 20。电子源 22 位于间隙 20 的近端，间隙 20 的远端是打开的。晶片 16、18 优选比它们的间隔距离 20 宽很多，形成'夹心'或'板对称'的几何形状。

[0040] 两个晶片 16、18 的外表面 24、26 被至少一层反射材料覆盖，并具有如图 4A 和图 4B 所示的填充介电材料的槽的周期阵列。或者，槽可向真空打开。激光从上方撞击在结构上并通过槽进入真空间隙 20。

[0041] 在图 4A 所示的本发明实施例中，在 Bragg 状结构配置中，使用不同介电材料的交替层来代替反射材料。选择结构尺寸和其他参数，以在结构内捕集激光辐射，从而在间隙 20 的区域内形成电场谐振。

[0042] 使来自光纤缆 14 的激光分布在加速器内，从而将激光导向晶片 16、18 的外表面 24、26，在图 1 和图 2 中概念性地示出光线从很多

微型镜子 28 反射到晶片表面上。虽然用一系列碾磨过的反射面可使晶片 16、18 被照射,然而,可以理解的是,可以许多不同的方式来提供激光,例如使晶片 16、18 的表面 24、26 直接面向功能光纤表面。

[0043] 装置 10 内的真空间隙 20 在一端具有电子源 22,产生初始速度约为 0.3 倍光速的电子,最后通过间隙 20 加速,然后作为光束 30 发射以治疗肿瘤组织 32。由于电子从激光场中获取能量,因此晶片结构和间隙 20 优选为渐缩形状,使加速场的相速度增加,以与电子速度相匹配。在一个实施例中,经过约 500 个结构周期之后,能量接近 1~2 MeV 的电子从壳体结构 12 的近端 34 发射。

[0044] 可以看到,晶片 16、18 的几何形状避开了现有技术中已知的标准线性加速器的许多限制。在图 2 所示的实施例中,高场被限制在真空/介电间隙 20 内或保持远离金属边界,且横向尾场受到抑制。此外,介电材料可耐受非常高的电场,短期内不会被击穿,并且介电结构允许用微加工和分层法以极高的精度加工出小型结构。

[0045] 在图 2 中示意性示出 MAP 结构的另一个实施例。在该实施例中,电子加速器的介电晶片具有不同于图 1 所示的结构。下面参照图 2,导光管 36 与装置壳体 38 连接,并与具有外部可控激光波长、强度和其他特性的激光光源(图未示)连接。导光管 36 优选为柔性光纤缆,其大小可调节而通过导管插在壳体 38 上。

[0046] 激光通过导管 36 经过图 2 功能性示出的一系列反射面 44 被传导至板或晶片 42 的外表面 40。一个板 42 是具有每隔长度 p 被宽度 w 的槽中断的反射面(Bragg 状叠层) 40 的准周期板,其中 p 是轴向位置的缓慢变化函数。槽的深度 d 与反射面的厚度相同。如图 4A 和图 4B 所示,在反射面的内侧上是具有厚度 t 和介电常数 ϵ 的介电材料均匀层。

[0047] 另一个板 44 是放置在反射体 46 上的介电材料,并且没有如在板 42 中所看到的耦合槽。板结构 42、44 可以是被宽度为 g 的真空间隙 48 平行隔开的。

[0048] 电子源 50 位于真空间隙 48 的一端。在一个实施例中,电子源 50 包括被沉积的电子发射栅极覆盖的铁电晶体(FEC)。诸如铌酸锂等

铁电晶体在受热时会自发产生极化电荷，从而产生每厘米兆伏级的法线取向的表面电场。这种热电效应产生相对长寿命的场(几秒的弛豫时间)。

[0049] 可通过场驱动发射或在另一个实施例中通过光电子发射使电子从被覆盖的栅极发射。长寿命的热电表面场将用作恒定场加速区，从而使电子以 28 keV 的动能离开阴极区。

[0050] 在另一个实施例中，设有由因来自间隙 48 的加速电子碰撞而发射 X-射线的材料制成的端板 52。这种材料包括钨、铅和金等。

[0051] 下面参照图 3，示意性示出了本发明的成对开槽的介电结构的加速器的晶片/板结构和阴极电子源。在该实施例中，加速器具有一对晶片，每个晶片具有介电基底 54、56，其上具有以优选周期阵列形式被槽 62 中断的至少一层反射面 58、60。槽 62 用介电材料填充或者可以向壳体的真空打开。激光 68 被导向成对的晶片结构的外表面上。

[0052] 图 3 所示的对称板结构被间隙 66 分开。介电层 54、56 之间的间隙 66 可以是均匀的，也可以是变化的。然而，间隙 66 优选呈渐缩形状，通常是考虑到槽 62 之间的间距和介电层 54、56 的宽度来确定的。

[0053] 间隙间距 g 不是定值，但是与介电材料厚度 t 和基底介电板 54、56 的材料的介电常数 ϵ (参见下文)有关。较大的 g 值产生较大的电子束孔径，并且使电子束射入和加速更容易而无边界影响。然而，比 λ 的近似值大的 g 值，导致在介电层内的高场且显著场不均匀性为 $\beta < 0.5$ 。因此， $g = \lambda$ 的值是最有效的折中，产生具有实际电子孔径的容许场。实际上，调节间隙也是调整结构的最简单方式。

[0054] 设有能够在两个板之间的间隙 66 内注入并加速电子的电子源 64。集成的粒子发射枪被用在加速器 10 的一个实施例中。枪 64 的作用是在结构的其余空间产生足够强度和能量的电子流，电子流被场捕集并加速。具有两个阶段的操作：(1)电子发射和(2)加速达到阈值 β_0 。

[0055] 理想情况下，枪 64 的发射时间与结构的周期时间(填充时间和激光脉冲长度)很好地匹配。然而，实际上，在错误时间(相)发射的电

子未被捕集且未被加速，或者是很快变成未捕集。一般而言，枪可通过场发射、光电子发射(即光电效应)或热离子发射进行操作。

[0056] 将来自阴极 64 表面的电子加速到所需值 β_0 (例如 25 keV)可通过外加电场实现，如通常由 DC 枪完成。然而，在实践中，优选的是不使用外高电压源。利用热电晶体中内场的这种枪是可生产的。在这种晶体中，可以在诸如 LiNbO_3 和 LiTaO_3 等晶体表面处产生数十 KV 的电场。如在图 6 中更详细地显示，这种枪由使场产生晶体的温度循环的合适加热器和产生电子的第二晶体或场发射器构成。

[0057] 在图 4A 和图 4B 中示意性示出板或晶片结构 54、56 的一个实施例的细节，以显示一种类型板的整体结构。图 4 所示的结构意图显示一种可能的多层实施例，并未按比例绘制。加速器优选具有每边约 1 mm 或更小的微型尺寸，这样可以通过导管将它放置在体内，但电离辐射流仍具有治疗强度并位于起端且扩散。可以选择板结构的尺寸以产生所需特性的电子束，并提高生产效率和节省材料。

[0058] 整个板的尺寸(长度 L 和宽度 W)不是关键参数，只需要足够大以防边缘效应干扰加速。选择不当会降低加速器的性能，但不会阻碍操作。

[0059] 总长度 L ：最佳为 np ，其中 n 是周期数，通常为 1000。周期数 n 通常根据场梯度和所需的输出能量而设定， p 是槽之间的间距。

[0060] 总宽度 W ：比影响场的任何其他尺寸大得多，而且比电子发射区(即电子枪)大。如果 $W \gg g$ ，那么满足该条件。因此， W 的范围为约 10 微米~约 1000 微米。

[0061] 图 4A 示出槽用介电材料填充的实施例的板结构的侧视图。该介电材料可以由与底板介电材料相同的材料组成。可选择地，槽介电材料可以是不同于板介电材料的介电材料。此外，在一个实施例中，可以不使用槽介电结构并向周围真空打开。

[0062] 每个板具有厚度为 t 的基底介电材料 74。在该装置中，板也可以采用许多不同类型的介电材料。材料选择要考虑到在材料工作波长

下的传输和该波长下的复折射率(介电常数),包括所谓的损耗因数、击穿电压及材料薄膜的沉积和结晶化性质。在工作波长下的理想材料具有高传输(>0.9)性能、高折射率(>1.5)、低损耗因数、高击穿电压(>100 MV),且能够形成外延或单晶膜。

[0063] 优选的制造工艺和合适材料的选择与在微芯片和微结构(MEMS)制造中使用的那些类似。对于板而言,硅具有许多有利特性,但在波长小于约 $1.2\mu\text{m}$ 时是不透明的。碳化硅(SiC)在所需的 800~1064 nm 带具有传输;具有优异的击穿电压和优异的热性能(以便控制高平均功率);但是在易于制造和获得大块材料方面通常不如硅。诸如熔融氧化硅、石英和蓝宝石等玻璃提供优异的体积和表面特性,并具有可接受的击穿电压,但具有较低折射率,因此,可以制造较低效率的结构。最后,金刚石也许是理想的板材料,但价格昂贵且难以大规模生产。

[0064] 介电常数 ϵ : 基底 74 的介电常数根据选定用于画出形成间隙的板内部的边线的材料而定。较高的 ϵ 值产生更有效结构,因为更小的场被限制在这些结构中的介电材料内。然而,实际上,可进行微加工的材料 ϵ 值的范围并不大,大多数材料的 ϵ 值为 2~4;碳化硅($\epsilon = 6.8$)是最实际的选择之一。

[0065] 介电厚度 t : 一旦确定了间隙间距 g 和材料的介电常数 ϵ , 基底介电材料 74 的厚度 t 优选通过下式被固定:

$$\frac{\gamma\beta}{\epsilon} \sqrt{\epsilon - \frac{1}{\beta^2}} = \cot \left[\frac{\omega t}{c} \sqrt{\epsilon - \frac{1}{\beta^2}} \right] \coth \left[\frac{\omega g}{\gamma\beta c} \right]$$

其中 ω 是激光角频率, γ 是电子相对论性因子 $(1-\beta^2)^{-1/2}$ 。然而,只针对没有耦合槽微扰的无限宽结构,该式才是正确的,因此 t 可能需要通过物理耦合结构模拟进行校正。此外, t 也可以随着 β 增加而变化。

[0066] 槽宽度 w : 图 4A 和图 4B 所示的槽 72 的宽度不必经过分析计算。然而,对于结构内的合理场约束通常有必要使 $w < p$ 。如图 3 所示,槽 62 允许激光 68 耦合进结构中,并在板结构之间的间隙 66 内干扰其附近的加速电子场(以及谐振频率)。

[0067] 较宽的槽 72 提供更好的耦合(更有效地利用激光能), 但产生更大干扰(较小的波型纯净度)。因此, 最佳槽 72 的宽度的选择是折中的。槽的尺寸也受到易于制造性的限制。模拟结果表明宽的最佳值约为 $\lambda/10$ 。对于 800 nm 的设计, 例如, 可选择约 50 nm 的折中值, 但表明 10 nm~100 nm 的 w 值也起作用。

[0068] 槽深度 d : 槽 72 的深度 d 的理论最佳值是能产生理想的阻抗匹配的值。例如, 对于任何波导耦合器, 正好是四分之一波长的长度不会干扰腔场。在这种情况下, 可使用下式计算理想槽深度 d :

$$d_{\text{理想}} = \lambda_g \left(\frac{1}{4} + m \right), \quad m = 0, 1, 2, 3, \dots$$

其中 λ_g 是合适的自由空间激光波长。(槽可以填充真空或介电材料, 在介电材料的情况下会减小槽内的场幅度。在任一种情况下, λ_g 都是材料中的激光波长)。如果 d 是理想值, 则不会干扰结构场。然而, 诸如大纵横比等有关制造问题使得在一些应用中使用理想槽不具有吸引力。模拟结果表明, 如果对真空间隙 g 略微调整以弥补所产生的小失谐, 那么比计算所得的理想值小很多的 d 值效果好。对于 800 nm 的设计, 例如, 在模拟中 80 nm 的槽深度产生可接受的场不均匀性(小于 5%), 同时槽的纵横比从 1: 4 (即 50 nm: 200 nm)减小到小于 1: 2, 大大缓解了制造限制。

[0069] 图 4A 所示的基底介电材料 74 具有许多高折射率材料层 76 和低折射率材料层 78 的交替层, 这些层被槽 72 界定, 且都具有与槽深度 d 相等的厚度。交替层 76、78 的厚度的优选范围为约 50 nm~约 300 nm。层数可以变化, 且主要由提供所需特性的制造质量确定。通常, 使用九层以上的高折射率材料层 76 和低折射率材料层 78, 并将这些层设置在板的基底介电材料 74 上。Bragg 结构的性能主要影响装置的效率, 不是核心问题。此外, 可以使用额外的激光功率来达到结构加热过高的点。

[0070] 现有技术中已经开发了在基板上制作材料的交替薄膜或层的制造方法。例如, Bragg 型反射叠层(全介电装置所需的)商业上已从宽范围的高折射率材料和低折射率材料制成。在纳米激光器中使用的一种

普通的"夹心"结构是 InGaAsP 叠层。在大体积的光学器件中,通常使用氧化物和氟化物(例如 MgF_2)的膜。已开发的利用加工的材料薄叠层来制造垂直腔表面发射激光器(VCSEL)和其他光子带隙(PBG)结构的技术也可用来制造本发明的板结构。

[0071] 如图 4B 的俯视图所示,槽 72 之间的反射面 70 的间距 p 优选固定为自由空间激光波长 λ 乘以归一化的电子速度 β 所获得的值,即 $p=\beta\lambda$ 。选择特定激光和结构内期望的电子速度,从而确定 p 值,随着电子加速, p 值在开始时快速增加,然后朝着结构的端部缓慢增加。

[0072] 因此,基本上可以选择任何激光频率,并且这种选择通常主要受激光的市售可得性引导。常见的选择是波长 $\lambda=800\text{ nm}$ 、 1064 nm 、 1550 nm 和 $10\mu\text{m}$ 的激光。选定的激光应能够维持必要的脉冲重复率,并且板材料和基板的光学特性(例如,耗损)在该频率下必须是合理的。

[0073] 对于给定电子注入能量和轴线上的场强度,可以求出板结构内任一点的 β 值。轴线上的场强度通常可确定电子的每单位长度上的(大致恒定的)能量增益。数学上来讲,理想的共振轨迹为

$$\beta_r = \sqrt{1 - \frac{1}{(1 + \beta_0 + Az)^2}}$$

其中 β_0 是注入速度, A 是每单位长度(按合适单位)的加速度。对于稳定注入, $\beta_0^2 \geq 1 - 1/\epsilon$ 。由此,周期数由所需的输出能量和 A 值确定。 A 的梯度与入射激光的场强度成比例,入射激光的场强度主要受限于反射体和介电基板的电击穿阈值。一般而言,这种极限值能很好地表征,但理想的是在几何结构中用短脉冲(小于 1 皮秒)来实验确定,然而可以认为场强度至少为 1 GV/m 。

[0074] 图 5 是图 3 所示的板结构 54、56 的另一个实施例的俯视图。图 5 所看到的板结构具有带有周期槽 84 的上表面 80。示出了沿下介电层加速的电子的轨迹 82,以便参照。在该实施例中,使用倾斜结构实现电子在数百周期的稳定加速,该结构沿图 3 所示的小(y)方向聚焦,而沿(x)方向交替横向射出。从垂直以小角度(优选 β 相关角)旋转耦合槽 84,实际上利用非零横向速度使散射 F_x 反向。槽 84 沿板结构的长度交替设置。

如图 7B 所示, 在几个结构周期后, 当电子越过中心线时, 槽的角度改变为相反符号。

[0075] 图 6 示出图 3 的集成电子源 64 的一个实施例。通过场发射产生电子, 然后在准 DC 电场中加速至约 25 keV 或更大。图 6 中概念性示出的阴极设计具有沉积在诸如铌酸锂(LiNbO₃)或 LiTaO₃ 等铁电晶体基底 88 上的小型场发射区 86 (如石墨针的阵列)。铁电晶体(FEC)通常具有热电特性, 使得它们在受热或冷却时在晶体表面上出现暂时极化。已证实产生的暂时极化电荷与材料的温度升高和热电系数成比例。极化电荷最终被材料中的主体传导而中和。然而, 该过程通常会有持续几秒的中和时间。

[0076] 从发射区 86 发射并在表面场内加速的电子获得的总能量取决于铁电晶体 88 的尺寸和特性。例如, 圆形铌酸锂 FEC 的半径优选为约 0.5 mm。

[0077] 因此, 在图 6 所示的实施例中, 阴极操作是分为两个阶段的过程。首先, 通过加热器 90 对阴极进行加热, 从而提供准 DC 静电场。然后, 阴极通过场发射从发射器 86 的尖端产生电子。电子被注入板之间的间隙 66 并被加速。通常, 在阴极 64 和加速结构之间小于 1 毫米的间隙允许电子以足够高的能量注入该间隙, 以便捕集和加速。

[0078] 参照以下实施例能更好地理解本发明, 实施例仅是说明性目的, 在任何情况下都不应解释为限制在所附权利要求书中限定的本发明范围。

实施例 1

[0079] 为了说明微型粒子加速器的功能, 对能够在 1~2 MeV 能量下产生和加速电子束且每个尺寸测得为 1 mm 或更小的谐振激光动力的结构进行评价。该加速器结构具有被狭窄的真空间隙隔开并被(多个)反射层上下界定的一对平行介电板。板的总长度为 1 mm 并具有约 1600 个结构周期。反射体内的周期槽用于提供使辐射耦合进间隙的手段, 并且还用于增强结构场内的纵向周期。选择结构的尺寸(真空间隙和介电厚度), 使

结构在激光频率下发生谐振，这样通过具有相速度(c)的纵驻波来控制场模式。已证实加速场通常比入射激光场大 4~10 倍。

[0080] 由于结构尺寸随着电子束的速度而变化，因此随着电子束能量增加而使间隙呈渐缩锥形。如图 3 所示，间隙在锥形顶部处的范围 $a=0.05\mu\text{m}\sim 0.1\mu\text{m}$ ，底部处的范围 $b=0.27\mu\text{m}\sim 0.31\mu\text{m}$ 。还可以通过周期为 $2\pi/k_z$ 的耦合槽在 z 方向上调整结构，槽间距是渐缩的且等于 $\beta\lambda$ ，其中 λ 是自由空间激光波长。

[0081] 对可以在数百周期允许稳定加速的一种方法进行评价，该方法使用沿(y)方向保持聚焦而沿(x)方向交替横向射出的倾斜耦合槽结构。

[0082] 使用通过分析场的单粒子跟踪对该结构进行评价。如在图 7A 中所看到的，示出假定在间隙内来自 GW 级激光器的场强度为 3.5 GV/m 的情况下粒子能量沿结构的变化。可以看出，粒子在轴线上的能量增益似乎很平稳，在刚刚行进 1 mm 后达到 1 MeV 的输出能量。

[0083] 图 7B 示出使用斜槽结构的聚焦，显示了在最初 20 个结构周期内的 x 和 y 的值。该结构沿 y 方向(虚线)聚焦并沿 x 方向(实线)交替散射。

[0084] 因此，提供了一种能够产生电子束或 X-射线的基于板对称介电材料的微型相对论性电子加速器。装置的大小可适用于导管系统，例如，以便放置在体内其他方式达不到的部位，并且简单的设计允许用常规微制造技术形成该结构。

[0085] 尽管上述说明包含许多细节，然而这些细节不应解释为限制本发明的范围，仅仅是为本发明的一些目前优选的实施例提供说明。因此，可以理解的是，本发明的范围完全包括对本领域技术人员来说显而易见的其他实施例，因而本发明的范围仅受所附权利要求书的限制，其中提到单数的元素不是指"一个和仅一个"的意思，除非明确说明，而是指"一个或更多个"的意思。本领域技术人员所知道的上述优选实施例的各元素的所有结构、化学品和功能等同物均被明确地并入本文参考，并意图被本发明的权利要求书覆盖。此外，对装置或方法而言，不必须解决本发明所要解决的每一个问题，因为它被包含在本发明的权利要求书

中。此外，无论在权利要求书中是否明确描述了元素、成分或方法步骤，本发明公开的任何元素、成分或方法步骤都不是奉献给公众的。根据美国专利法 35 U.S.C. 112 第 6 段的规定来解释本文未要求保护的元素，除非使用短语"用于……的装置"明确描述了该元素。

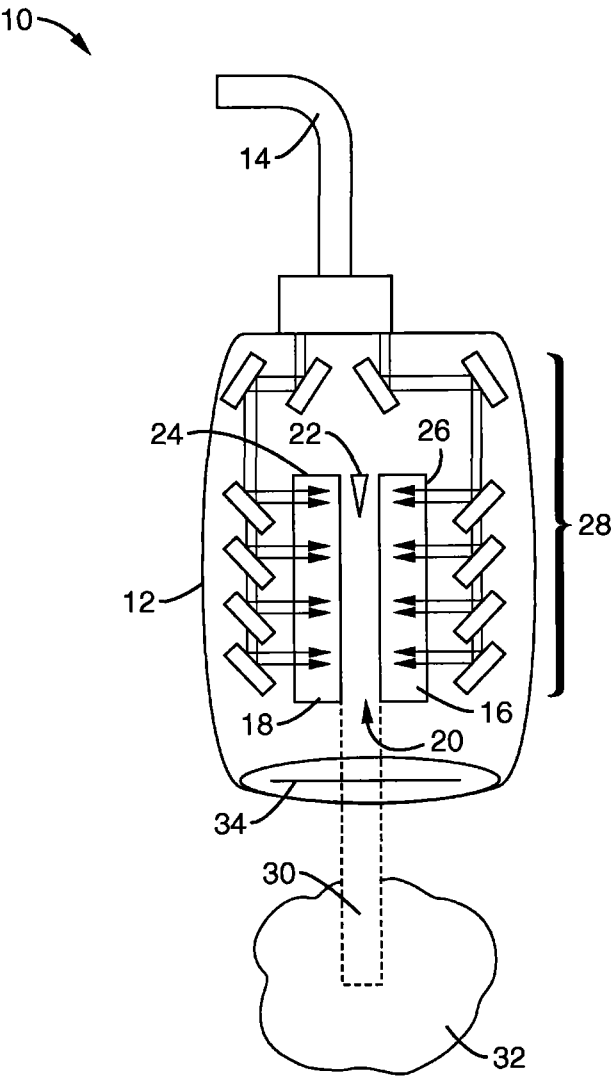


图1

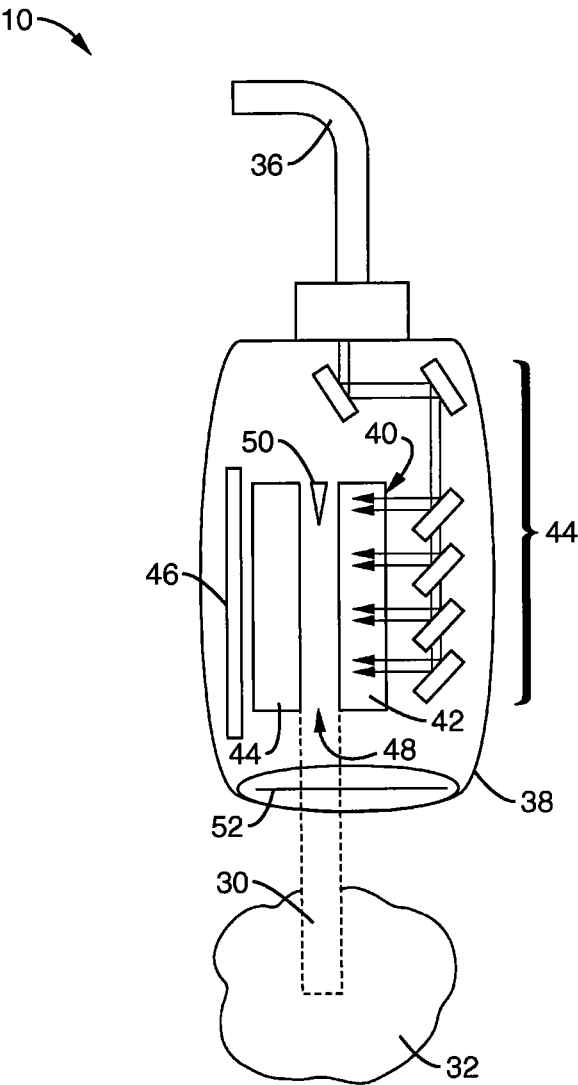


图2

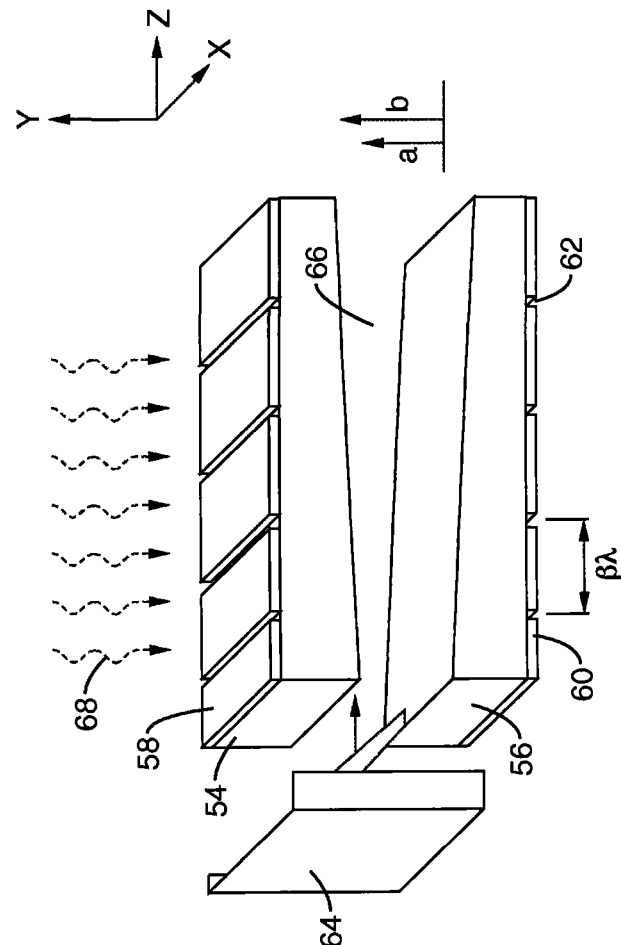


图 3

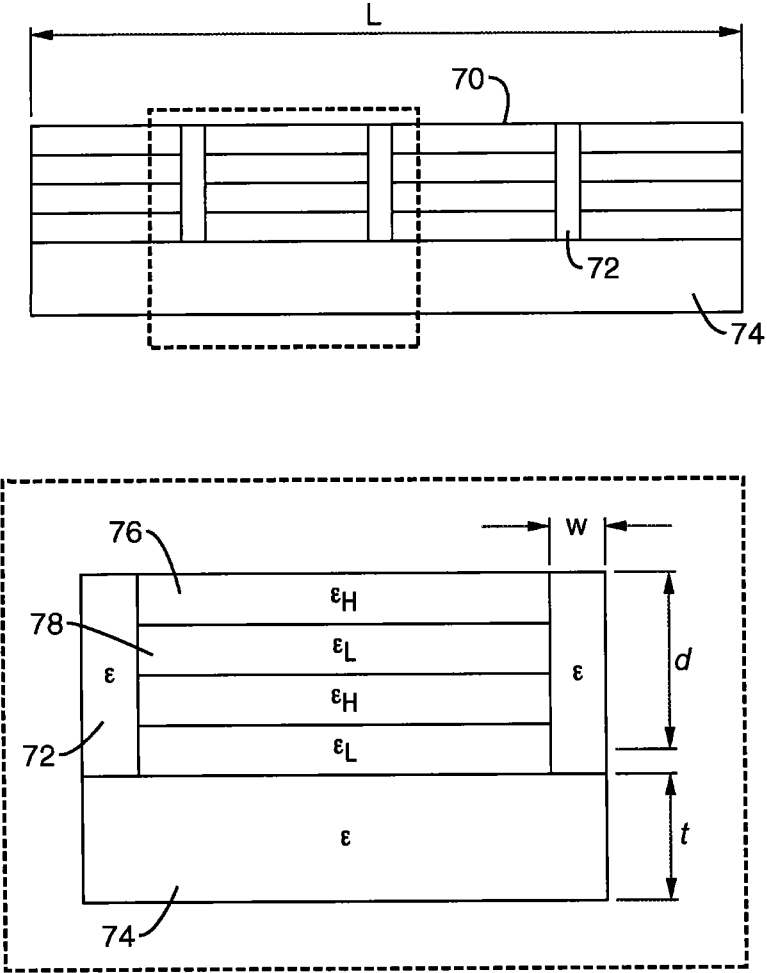


图4A

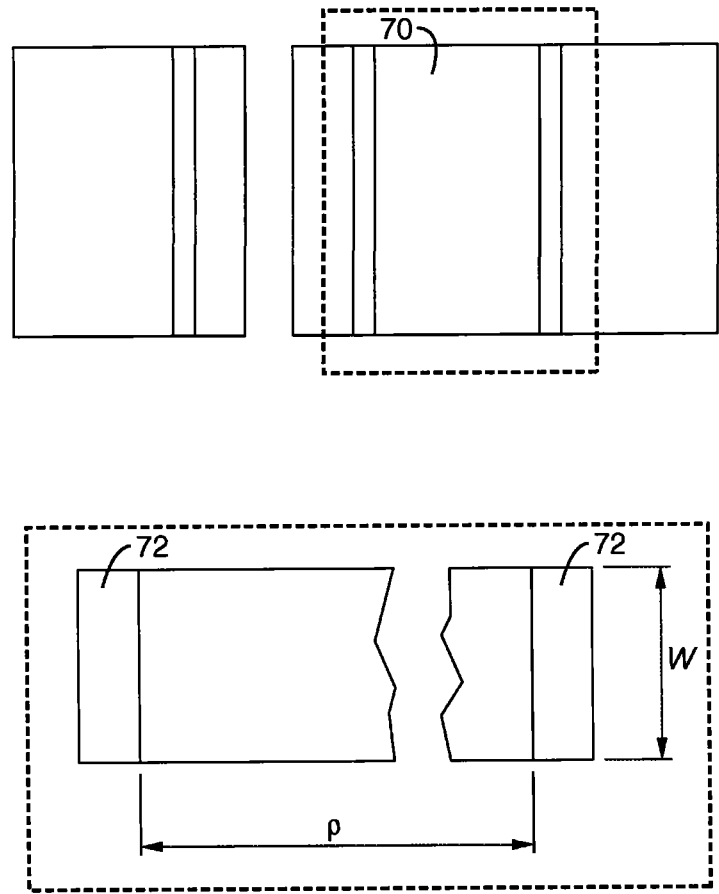


图4B

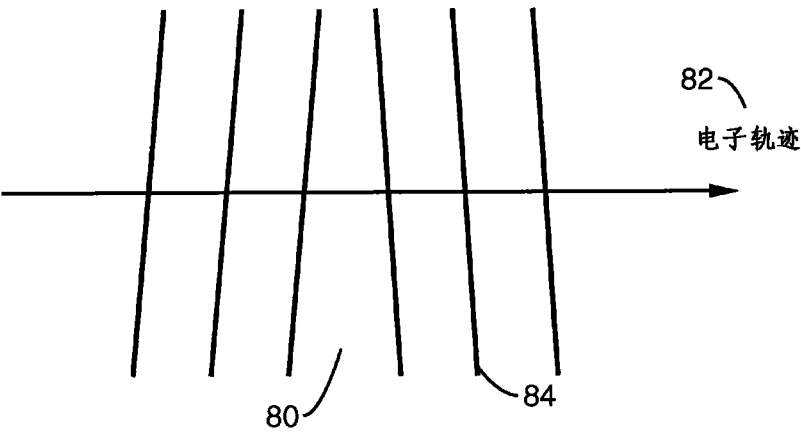


图5

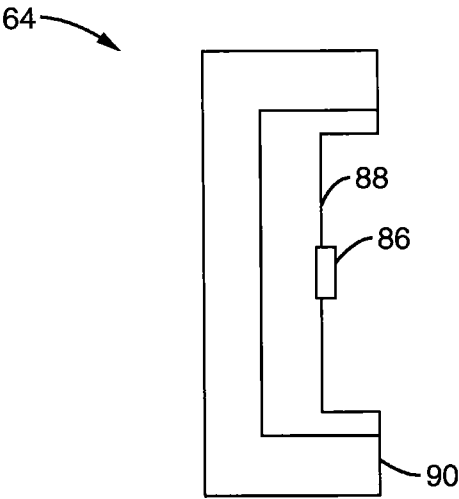


图6

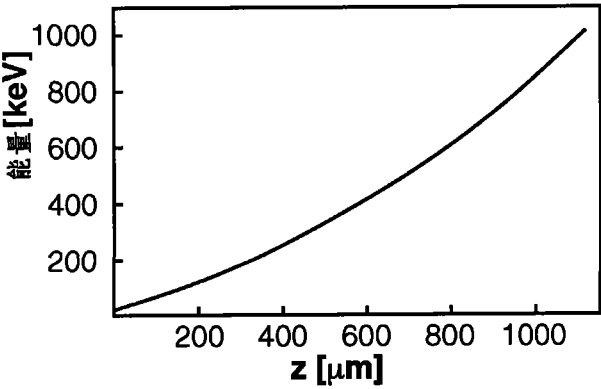


图7A

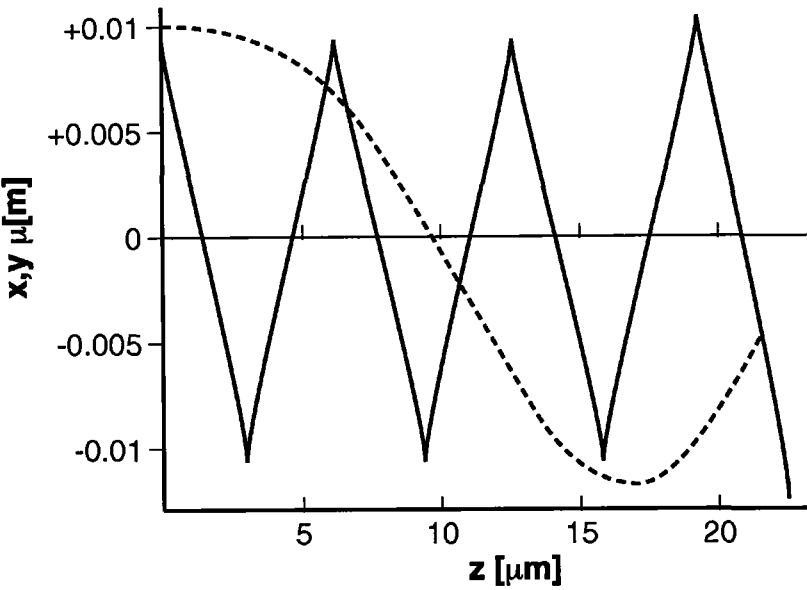


图7B