



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106488743 B

(45)授权公告日 2019.09.20

(21)申请号 201580036401.5

(22)申请日 2015.05.07

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106488743 A

(43)申请公布日 2017.03.08

(30)优先权数据  
61/990,642 2014.05.08 US  
61/990,637 2014.05.08 US  
14/274,348 2014.05.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.01.03

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2015/029737 2015.05.07

(87)PCT国际申请的公布数据  
WO2015/171923 EN 2015.11.12

(73)专利权人 劳伦斯·利弗莫尔国家安全有限  
责任公司  
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 克里斯托弗·P·J·巴季

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限  
公司 11227  
代理人 唐京桥 陈炜

(51)Int.Cl.  
A61B 6/00(2006.01)  
A61B 6/03(2006.01)  
A61B 6/08(2006.01)

(56)对比文件  
JP 特開2007-195888 A,2007.08.09,  
JP 特開2007-195888 A,2007.08.09,  
JP 特開2012-18136 A,2012.01.26,全文.  
US 2009/0147922 A1,2009.06.11,  
US 2009/0052621 A1,2009.02.26,全文.  
WO 2008/022216 A2,2008.02.21,全文.  
CN 101547648 A,2009.09.30,全文.  
US 4843619 A,1989.06.27,全文.  
US 2002/0097832 A1,2002.07.25,全文.

审查员 洪虹

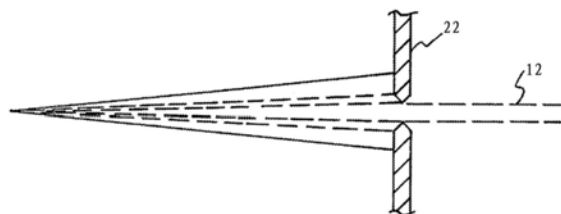
权利要求书3页 说明书8页 附图17页

(54)发明名称

使用激光康普顿X射线源的2色射线成像的方法

(57)摘要

经由激光康普顿X射线源的扫描照射产生对象的高对比度减影X射线图像。利用激光康普顿散射过程的光谱角相关性和特别设计的孔和/或检测器来产生/记录X射线的窄射束,X射线的窄射束的光谱含量包括由稍微较低能量的X射线的区域围绕的高能量X射线的同轴区域。激光康普顿源的端点能量被设置成使得高能量X射线区域包含高于要成像的对象内的特定造影剂或特定材料的k壳吸收边缘(k边缘)的光子,而外部区域包括其能量低于相同造影剂或特定材料的k边缘的光子。通过该射束对对象的扫描照射将同时记录和映射对象的高于k边缘和低于k边缘吸收响应。



CN 106488743 B

1. 一种使用由激光康普顿X射线源产生的X射线束的2色射线成像的方法,包括:  
提供X射线束,所述X射线束包括具有大于测试元件的k壳吸收边缘的能量的第一射束区域,并且其中,所述X射线束还包括具有小于所述测试元件的k壳吸收边缘的能量的第二射束区域;  
将所述X射线束引导至对象上的第一位置上,使得所述第一射束区域和所述第二射束区域不重叠;  
在所述第一射束区域和所述第二射束区域透射通过所述第一位置之后,检测所述第一射束区域的第一能量和所述第二射束区域的第二能量;  
计算所述第一能量的图案与所述第二能量的图案之间的差;以及  
显示所述差。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,显示所述差的步骤包括将所述差显示为数据或图像。
3. 根据权利要求1所述的方法,还包括:在不同位置处多次重复权利要求1所述的方法。
4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:通过重置所述对象和所述X射线束的彼此的相对位置来多次重复权利要求1所述的方法。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,使所述X射线束在所述激光康普顿X射线源和所述对象之间穿孔,使得所述X射线束的仅所述第一射束区域和所述第二射束区域传播至所述对象上。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,一次仅允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的一个传播至所述第一位置上,然后允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的另一个传播至所述第一位置上。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使用高原子序数管使由所述对象已散射的X射线的至少一部分被排除检测。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用具有用于检测所述第一能量的内部区域和用于检测所述第二能量的外部区域的X射线检测器来执行检测步骤。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用2D X射线检测器阵列来执行检测步骤。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述2D X射线检测器阵列的仅由所述第一能量完全覆盖的像素用于计算所述第一能量,并且所述2D X射线检测器阵列的仅由所述第二能量完全覆盖的像素用于计算所述第二能量。
11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使所述X射线束穿过狭缝,使得所述第一射束区域和所述第二射束区域的一个维度相同。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使所述X射线束穿孔,使得在所述第一射束区域和所述第二射束区域之间存在没有光子的区域。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用具有足够小的面积的X射线检测器来执行检测步骤,使得所述检测器一次仅可以检测所述第一能量或所述第二能量中的一个,所述方法还包括:使所述检测器在所述第一射束区域和所述第二射束区域之间抖动。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一射束区域和所述第二射束区域被穿孔以具有大约相同的面积。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第二射束区域的尺寸被设置成使得包含在

所述第二射束区域中的光子的总数等于所述第一射束区域的光子的总数。

16. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述对象之前的所述X射线束的路径中放置孔,其中,所述孔被配置成仅允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的一个通过,所述方法还包括:抖动所述孔,以允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的一个通过,然后允许另一个射束区域通过。

17. 一种使用由激光康普顿X射线源产生的X射线束的2色射线成像的设备,包括:

激光康普顿X射线源,用于提供X射线束,所述X射线束包括具有大于测试元件的k壳吸收边缘的能量的第一射束区域,并且其中,所述X射线束还包括具有小于所述测试元件的k壳吸收边缘的能量的第二射束区域;

检测器,其被配置成用于在所述第一射束区域和所述第二射束区域透射通过对象的第一位置之后检测所述第一射束区域的第一能量和所述第二射束区域的第二能量,其中,当所述X射线束被引导通过所述对象的第一位置时,所述第一射束区域和所述第二射束区域不重叠;

处理器,其被配置成用于计算所述第一能量的图案与所述第二能量的图案之间的差;以及

显示装置,其被配置成用于显示所述差。

18. 根据权利要求17所述的设备,还包括位于所述源和所述对象之间的第一孔,其中,所述孔被配置成仅允许所述第一射束区域和所述第二射束区域传播至所述对象上。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中,一次仅允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的一个传播至所述第一位置上,然后允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的另一个传播至所述第一位置上。

20. 根据权利要求17所述的设备,还包括放置在所述对象和所述检测器之间的高原子序数管,其中,所述高原子序数管被配置成用于使由所述对象已散射的X射线的至少一部分被排除检测。

21. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述检测器包括用于检测所述第一能量的内部区域和用于检测所述第二能量的外部区域。

22. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述检测器包括2D X射线检测器阵列。

23. 根据权利要求17所述的设备,还包括位于所述源和所述对象之间的狭缝,其中,所述狭缝被配置成使得所述第一射束区域和所述第二射束区域的一个维度大约相同。

24. 根据权利要求17所述的设备,还包括被放置在所述X射线束内的环,用于使所述X射线束穿孔,使得在所述第一射束区域和所述第二射束区域之间存在没有光子的区域。

25. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述检测器具有足够小的面积,使得所述检测器一次仅可以检测所述第一能量或所述第二能量中的一个,所述设备还包括:用于使所述检测器在所述第一能量区域和所述第二能量区域之间抖动的装置。

26. 根据权利要求17所述的设备,还包括放置在所述射束中的孔,以执行选自以下所构成的组的功能:(i)将所述第一射束区域和所述第二射束区域设置成具有大约相同的面积;(ii)设置所述第二射束区域的大小,使得包含在所述第二射束区域中的光子的总数等于所述第一射束区域的光子总数;以及(iii)仅允许所述第一射束区域或所述第二射束区域中的一个通过,其中,所述设备还包括用于使所述孔抖动以允许所述第一射束区域或所

述第二射束区域中的一个通过接着允许另一个射束区域通过的装置。

27. 一种使用由激光康普顿X射线源产生的X射线束的2色射线成像的方法,所述方法包括:

提供来自激光康普顿X射线源的X射线束,其中,所述X射线束包括具有大于测试元件的k壳吸收边缘的能量的第一射束区域,并且其中,所述X射线束还包括具有小于所述测试元件的k壳吸收边缘的能量的第二射束区域,并且其中,所述第一射束区域和所述第二射束区域不重叠;

将所述第一射束区域引导至对象的第一位置上;

从所述第一射束区域获得在所述第一位置处传播通过所述对象的任何光子的一部分的第一能量测量;

将所述第二射束区域引导至所述第一位置上;

从所述第二射束区域获得在所述第一位置处传播通过所述对象的任何光子的一部分的第二能量测量;

计算所述第一能量测量与所述第二能量测量之间的差;以及  
显示所述差。

28. 一种使用由激光康普顿X射线源产生的X射线束的2色射线成像的设备,所述设备包括:

激光康普顿X射线源,用于提供X射线束,其中,所述X射线束包括具有大于测试元件的k壳吸收边缘的能量的第一射束区域,并且其中,所述X射线束还包括具有小于所述测试元件的k壳吸收边缘的能量的第二射束区域;

检测器,其被配置和定位成用于获得第一能量测量和第二能量测量,其中,所述第一能量测量是对来自所述第一射束区域的在对象上的第一位置处传播通过所述对象的任何光子的一部分的测量,并且其中,所述第二能量测量是对来自所述第二射束区域的在所述第一位置处传播通过所述对象的任何光子的一部分的测量,并且其中,当传播通过所述对象时,所述第一射束区域和所述第二射束区域不重叠;

用于计算所述第一能量测量与所述第二能量测量之间的差的装置;以及  
用于显示所述差的装置。

## 使用激光康普顿X射线源的2色射线成像的方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年5月8日提交的题为“Two-Color Radiography System and Method with Laser-Compton X-Ray Sources”的美国临时申请61/990642的权益,该申请通过引用并入本文。这是2014年5月9日提交的题为“Modulated Method for Efficient, Narrow-Bandwidth, Laser Compton X-Ray and Gamma-Ray Sources,”的美国专利申请序列号14/274348的部分延续申请,美国专利申请序列号14/274348通过引用并入本文。美国专利申请序列号14/274,348要求于2013年5月10日提交的题为“Modulated, Long-Pulse Method for Efficient, Narrow-Bandwidth, Laser Compton X-Ray and Gamma-Ray Sources,”的美国临时专利申请第61/821,813号的权益,美国临时专利申请第61/821,813号通过引用并入本文。美国专利申请序列号14/274,348要求2014年5月8日提交的题为“Ultralow-Dose, Feedback Imaging System and Method Using Laser-Compton X-Ray or Gamma-Ray Source”的美国临时专利申请61/990,637的权益,美国临时专利申请61/990,637通过引用并入本文。美国专利申请序列号14/274,348要求于2014年5月8日提交的题为“Two-Color Radiography System and Method with Laser-Compton X-Ray Sources”的美国临时申请61/990,642的权益,美国临时申请61/990,642通过引用并入本文。

[0003] 关于联邦资助研究或开发的声明

[0004] 根据美国能源部与劳伦斯利弗莫尔国家安全有限责任公司之间的用于劳伦斯利弗莫尔国家实验室运作的合同号DE-AC52-07NA27344,美国政府享有本发明的权利。

### 技术领域

[0005] 本发明涉及经由激光康普顿散射产生X射线和伽玛射线,并且更具体地,涉及利用激光康普顿X射线源的减影射线成像。

### 背景技术

[0006] 在常规的2D的X射线/伽玛射线成像中,使用平的X射线或伽玛射线场来照射患者或对象,并且所发射的信号被记录在2D膜或检测器的阵列上。对象内的材料密度的变化引起用于贯穿辐射的射束传输的变化,并且这些变化显示为膜或检测器阵列上的阴影。这种成像技术的动态范围由检测器系统的响应函数以及对象的厚度和对象的次级X射线散射来确定。此外,该对象的所有部分经受相同的输入通量(每单位面积的光子),并且撞击到对象上的总剂量按照对象的面积以及贯穿对象的最密集的区域所需的通量(即分辨对象内关注的结构所需的通量)来设置。在该成像模式中,整个对象经受高剂量。

[0007] 对于其中期望的对象为小密度或低密度的一些成像过程,注射或摄入更高原子序数的造影剂,以提供关于目标结构的特定信息。例如在冠状动脉造影术中,目标是对血管成像,特别是定位血管孔减小或阻塞的区域。因为血液和血管是软组织并且尺寸小,与它们存在的背景基质相比,它们的总X射线衰减减小,因此在常规的全身X射线图像中很难(如果不是

不可能的话)充分地分辨它们。为了克服该问题,将通常比周围生物材料更高原子序数的致密材料注入血流中,以增加关注区域中的X射线衰减,并且通过这样做来提高对比度。用于人体成像任务的造影剂当然必须被证明是生物惰性的或至少相对地生物惰性。对于冠状动脉造影术,含碘化合物已经用作造影剂。应当注意,尽管该过程的确改善了对比度并提供了所需的空間信息,但是患者接收的剂量可能非常高。一些冠状动脉造影术可使患者暴露于全年允许的剂量。

[0008] 为了提高对比度以及/或者降低在所期望的对比度水平下图像所需剂量,已经建议并证明2色减影成像。在该模式下,用可调的准单能X射线源照射患者两次。在一种情况下,X射线源的能量设置稍微高于造影剂的k壳吸收边缘,而在另一种情况下,其设置为略低于造影剂的k壳吸收边缘。如图1所示,对比材料的吸收横截面围绕k壳吸收区域显著地变化,而周围材料的吸收横截面可以相对不变。如果两个图像被归一化为在不包含造影剂的区域中具有相同的信号,则归一化图像的减影将是其内容主要由造影剂引起的图像。

[0009] 虽然使用来自同步加速器X射线源的滤波光进行的早期实验证明该过程可以显著地增加图像对比度以及/或者减少至患者的剂量,但是由于缺乏临床兼容性的准单能X射线源,其在真实世界的临床环境中的实施相对受限。同步加速器源昂贵(>1亿美元)、较大(直径>100m)并且相对不常见。此外,同步加速器源的输出是恒定的,并且不能快速调整,也不容易横跨对象进行扫描。

[0010] 还应当注意,一些人已经尝试通过改变撞击在旋转阳极式上的电子束的端点能量来将常规的韧致辐射源用于k边缘成像,使得最高能量光子高于或略低于期望的k边缘吸收。然而,在实践中,这不能很好地工作,因为韧致辐射源的总X射线含量从电子束的端点能量延伸至DC,因此高于k边缘的射束谱的部分与总X射线产生相比相对小,因此图像由背景吸收来控制。在该模式下,患者的剂量也较高,因为它主要来自源的韧致辐射光谱的低能量尾部。在某种程度上,这个问题可以通过用低原子序数材料使射束衰减来最小化,所述低原子序数材料优先地使光谱的相对于高能部分的低能量部分减少,但这当然减少了可用于成像的总X射线通量,增加了照射X射线束内的图像劣化散射X射线含量的比例,并且需要更高电流的阳极装置,以在对象处产生相同数量的有用的高于和低于k边缘的光子。

[0011] 注意,k壳边缘而不是外壳吸收边缘(即L和M通常用于2色临床成像),因为去除k壳电子所需的X射线能量通常落在临床射线成像的关注的X射线区域中,而外壳吸收发生在较低的X射线能量处。然而,如果对象和源是兼容的,则可以使用外壳吸收边缘在较低能量处实现相同的2色图像减影方案。

## 发明内容

[0012] 描述了一种用于通过激光康普顿X射线源的扫描照射来创建对象的高对比度减影X射线图像的新方法。本发明利用激光康普顿散射过程的光谱角相关性和特别设计的孔和/或检测器来产生/记录X射线的窄射束,X射线的窄射束的光谱含量包括由具有略微较低能量的X射线的区域围绕的高能X射线的同轴区域。激光康普顿源的端点能量被设置成使得高能X射线区域包含高于要成像的对象内的特定的造影剂或特定材料的k壳吸收边缘(k边缘)的光子,而外部区域包括其能量低于相同造影剂或特定材料的k边缘的光子。通过该射束照射对象将同时记录由射束的相应部分照射的区域的对象的高于k边缘吸收响应和低于

k边缘吸收响应。通过扫描射束或相对于射束扫描对象,可以建立对象的全高于和低于k边缘空间响应。这些空间响应在被适当地归一化和相互减影时产生对对象内特定造影剂或特定材料的存在或不存在的敏感的图,并且因而减影图像表示对对象内存在的造影剂或特定材料的高对比度射线成像。

[0013] 该技术可以用于各种X射线成像任务,以在对对象的固定X射线剂量下增加图像对比度或者减少获得期望对比度的X射线图像所需的X射线剂量。特别值得注意的是,该方法获得对象的高于和低于k边缘图二者,而不需要对X射线源的端点能量或X射线源的任何整体射束滤波的任何调整,因此可以在不使用通常存在于常规旋转阳极式X射线源的较低能量的非穿透性X射线照射该对象的情况下这样做。可能的应用包括但不限于:冠状动脉血管造影术,其中血液掺杂有碘作为造影剂并用于提供动脉阻塞的图像;或低剂量乳腺成像,其中乳房注射有基于钆的造影剂,并且用于对与癌前病变材料相关联的血管形成进行成像。在这两种情况下,造影剂的减影X射线图像可以提供至关重要的信息,并且以与常规X射线成像相同或更好的图像质量和/或显著更低的剂量来这样做。

[0014] 本发明具有多种用途,包括高对比度X射线成像、医学X射线成像例如血管造影和乳腺成像、对象或患者中的特定原子物质的减影X射线成像以及使用X射线对多成分部位的非破坏性评估,例如计算机芯片和部件的元件特定射线成像。

## 附图说明

[0015] 被合并入本公开内容并构成本公开内容的一部分的附图连同用于说明本发明的原理的说明书一起示出了本发明的实施方式。

[0016] 图1示出了各种元件的k边缘吸收系数与能量。

[0017] 图2A示出了来自有孔激光康普顿X射线源的射束的宽孔宽带宽光谱。

[0018] 图2B示出了来自有孔激光康普顿X射线源的射束的同轴高能量窄带光谱。

[0019] 图2C示出了来自有孔激光康普顿X射线源的射束的环绕同轴光谱的窄带较低能量光谱。

[0020] 图2D示出了来自图2A至图2C的孔射束的角度相关谱。

[0021] 图3A示出了用于对高于k边缘激光康普顿X射线源成像的配置。

[0022] 图3B示出了用于对低于k边缘激光康普顿X射线源成像的配置。

[0023] 图4A示出了本发明的两像素模式的实施方式。

[0024] 图4B示出了用于图4A的两像素模式的两像素检测器的实施方式。

[0025] 图5A示出了本发明的“多像素”模式的实施方式。

[0026] 图5B示出了用于图5A的实施方式的检测器,其中,检测器由对向射束的高能量部分和低能量部分二者的2D像素阵列组成。

[0027] 图6A示出了本发明的“等空间维度(equal spatial dimension)”模式的实施方式,其中,射束穿过狭缝,使得射束部的水平或垂直维度相等。

[0028] 图6B示出了用于图6A的实施方式的检测器。

[0029] 图7A示出了本发明的“不连续环形射束”模式的实施方式。

[0030] 图7A示出了本发明的“不连续环形射束”模式的实施方式,其中,射束是产生具有高能量和低能量X射线含量的不同环形射束的一组孔/束块。

- [0031] 图7B示出了用于图7A的实施方式的检测器。
- [0032] 图7C示出了位于X射线束中的环形射束块90的放大图。
- [0033] 图8A示出了根据本发明的“抖动检测器”模式。
- [0034] 图8B至图8D示出了图8A的实施方式的检测器在射束中的不同位置。
- [0035] 图9A和图9B示出了根据本发明的“抖动孔”模式。

### 具体实施方式

[0036] 在本发明中,激光康普顿散射过程用于产生由具有两个不同的X射线谱的两个不同的空间区域组成的X射线束;一个轴上区域具有较高能量的光子,而围绕它的另一个区域具有较低能量的光子。然后将该射束用于扫描成像模式中,以产生对象的2色减影X射线图像。对于激光康普顿X射线束能量的适当设置,该减影图像将仅对射线成像对象内的特定材料的存在高度敏感。在不调整激光康普顿X射线源端点能量的情况下(即不调节X射线源)获得这种高对比度低剂量图像。

[0037] 激光康普顿散射(有时也称为反康普顿散射)是能量激光脉冲从相对论电子的短持续时间束散射的过程。该方法已被认为是用于产生准单能X射线和伽玛射线辐射的短持续时间脉冲的方便的方法。当与电子相互作用时,入射激光引起束内电子的横向运动。当在实验室的其余帧中观察时,来自该运动的辐射看起来是高能光子的向前定向的多普勒加速束。对于碰撞头,激光康普顿源的全光谱从DC延伸至4伽玛平方与入射激光能量的乘积,其中,伽玛是电子束的归一化能量,即,当电子能量=511keV时,伽玛=1。可以通过改变电子束的能量和/或激光光子的能量来调节激光康普顿源的端点能量。通过该过程已产生了范围从几keV至大于MeV的高能辐射束,并且被广泛应用。

[0038] 辐射的康普顿光的光谱是关于电子束的传播方向是高角度关联的,其中,电子束具有仅沿正向方向发射的最高能量光子。参见图2。利用设置在激光康普顿射束的路径中的适当设计的孔,可以容易地产生其带宽( $\Delta E/E$ )通常为10%或更小的准单能X射线或伽马射线束。

[0039] 激光康普顿X射线源还高度准直,特别是与常规旋转阳极式X射线或伽玛射线韧致辐射源相比。用于发射激光康普顿源的半带宽光谱的锥角对于伽玛大约为1弧度或具有毫弧度的量级,而对于最窄带宽的锥角,光谱的同轴部分可以具有10微弧度的量级。典型的旋转阳极式源具有约0.5弧度的射束发散度。这种高度的准直使得激光康普顿X射线源理想地适合于逐像素的成像模式。

[0040] 此外,来自激光康普顿X射线源的输出取决于在碰撞点(相互作用点)处同时存在激光光子和电子。去除或完全消除了源的输出,从而使得容易快速打开或关闭X射线或伽马射线输出。

[0041] 如图2A至图2D所示,本发明利用激光康普顿X射线束的角度相关光谱输出的两个区域;射束的包含最高能量光子的同轴部分和紧密围绕射束的包含较低能量的光子的该部分的区域。周围区域的范围、周围区域的光谱含量和周围区域中的相对于射束的同轴部分的光子的总数可以通过使整个射束通过固定大小的适当的孔和/或束块来容易地设置。通过使用固定的激光脉冲能量和固定的电子束电荷来操作激光康普顿X射线源,激光康普顿X射线源的总输出以及两个关注区域中的总X射线光子的比率可以保持不变和恒定。



[0042] 具体地,图2A示出了来自激光康普顿X射线源的发散输出射束10的横截面侧视图。在页面的平面中穿过射束10的中心截取横截面。在下面的讨论中,术语“轴”是指射束10在其上传播的中心光轴。射束10的能量在中心同轴区域12中最高,并且随着射束相对于中心轴线的径向距离而下降。因此,区域14具有比区域12更少的能量,并且区域16具有比区域14更少的能量。尽管图2A、2B和2C所示的区域具有彼此不同的分离线,实际上,存在从在正中心处的最高能量束到在外半径处的最低能量的连续的能量变化。该图包括圆形孔20的横截面图。在图2A中,孔20具有以下开口直径:允许区域12和14通过,并且虽然允许区域16的小部分通过但阻挡区域16的大部分。图2D的曲线40下面的区域是射束区域12、14和16的部分的能量的组合的光的宽孔宽带光谱(X射线能量)。图2B示出了窄直径孔22的使用。图2D的曲线42下面的区域表示仅射束区域12的同轴高能量窄带光谱。图2C示出了孔24的使用,孔24具有允许射束区域12和14通过而不允许区域16通过的直径。束块26被定位成阻挡射束区域12,因此仅区域14可以朝向目标传播。注意,在侧视图中示出了射束14,因此射束在没有能量的中心区域实际上是圆形,因为射束区域12已经被孔26阻挡。因此,图2D的曲线44下面的区域表示仅射束区域14的窄带低能量光谱。注意,本文所述的许多示例性实施方式使用圆形孔,但是本发明不限于特定的孔形状。精确的透射光谱将取决于孔和/或束块的形状和尺寸以及激光器的偏振。

[0043] 为了产生2色减影X射线图像,窄发散激光器康普顿X射线束跨对象进行扫描,或者相对于固定射束或者扫描射束和对象的结合对对象进行光栅扫描。为了说明性目的(参见图3A和3B),假设射束是固定的并且在z方向上传播,并且在x-y平面中对对象进行光栅扫描。2色减影图像的目的是在该对象内检测特定原子材料的存在,该特定原子材料或者自然地发生或已被人工地添加作为造影剂。选择用于激光康普顿源的射束能量,使得同轴高能量X射线束光子高于原子材料/造影剂的k壳吸收边缘,并且外侧周围的低能量X射线束光子低于k壳吸收阈值。对于扫描中的每个位置,透射的X射线束撞击在与X射线束对准并且相对于X射线束在空间中保持固定的电子X射线敏感检测器上。检测器单独记录从X射线束的内部和外部撞击在其上的弹道光子的数量。在完全扫描对象之后,射束的内部和外部都将暴露出对象的全部2维范围。由检测器根据射束内部部分的位置记录的X射线光子数表示对象对高于造影剂的k边缘的光子的衰减,而检测器针对射束的外部部分记录的X射线光子数量表示对象对由低于造影剂的k边缘的光子的衰减。对于对象的内部由不同于造影剂的吸收原子的原子组成的材料,包含在X射线束的两个区域中的光子的相对衰减基本上相同。因此,通过扫描获得的适当归一化的数字减影的两个图像将在除了造影剂存在的地方之外的所有地方处于第一阶零。该技术提供用于对象内的造影剂或特定原子材料的成像的高灵敏度和低剂量模式,只要它们在原子重量上与对象的整个基质显著不同。

[0044] 更具体地,图3A示出了由图2B的系统提供的射束区域12。激光康普顿X射线源被配置为使得射束区域12具有高于对象50中关注的材料的k边缘的能量。注意,示例对象50可以是人体组织,但是当然其它对象可以放置在射束中。射束区域12在z方向上传播通过对象50并到达X射线检测器52上。这样的检测器在本领域中是已知的。而且,图中将对象描绘成人。在这种情况下,人可以摄取或被注射含有关注的材料的造影剂。可以在x-y平面中对人或对象进行光栅扫描,以收集和获得未被造影剂吸收的高于k边缘的X射线光子的图像。图3B示出了由图2C的系统提供的射束14。在该情况下,仅射束区域14被允许传播通过对象50并且

到达X射线检测器52上。可以在x-y平面中对人或对象进行光栅扫描,以收集和获得穿过对象的低于K边缘的光子的图像。如本文所讨论的,通过扫描获得的适当归一化的数字减影的两个图像在除了造影剂存在的地方之外的所有地方处于第一阶零。

[0045] 一个具体示例是血管造影术,其中,将含碘造影剂注射到血流中。碘是原子序数53,并且具有33.2keV的k边缘吸收能量。周围组织通常由较低原子重量的原子例如碳、氧、氢等组成。这些原子在碘的33.2keV k边缘处或附近处其衰减不显著变化。因此,具有调节到碘k边缘的激光康普顿X射线束的2色减影图像将产生碘的位置的高对比度图,因此产生包含碘的血管的高对比度图像。

[0046] 以下是使用激光康普顿X射线源的2色减影成像的一些示例性变型。本发明不限于这些示例。

[0047] 1.图4A示出了本发明的两像素模式的实施方式。图4B示出了用于图4A的两像素模式的两像素检测器的实施方式。在该实例中,检测器仅包含两个检测区域;一个对着射束的同轴高能区域(射束区域12),而另一个对着射束的期望的周围的低能量区域(射束区域14)。这种检测器可以由用于产生硅X射线二极管的相同的微制造技术来构造。替选地,如果检测器的像素被放进与两个区域相关联的两个组中,则可以使用诸如X射线CCD的2D检测器。这种模式的优点是检测器的潜在简单性和数据减少。然而,图像的空间分辨率将限于两个区域中的射束的空间范围。图4A包括在对象50和两个像素X射线检测器56之间的高Z管70。高Z管70与射束的直径匹配,以防止散射的X射线到达检测器54。图4B示出了两个像素X射线检测器54的面。内部圆形像素区域64记录“高于”k边缘光子,而外部环形像素区域66记录“低于”k边缘光子。

[0048] 2.图5A示出了本发明的“多像素”模式的实施方式。图5B示出了用于图5A的实施方式的示例性检测器的面,其中,检测器由对着射束的高能部分和低能部分二者的2D像素阵列组成。图5A的元件与图4A的元件相同,并且以等同地标记这样的元件,不同之处在于,该实施方式使用2D X射线检测器阵列56。在该实例中,检测器是高分辨率2D检测器,例如(但不限于)2D X射线CCD检测器。图像的空间分辨率将由CCD元件的间距和激光康普顿X射线源的源尺寸来确定。图像的数值配准和减影将需要比上述变型1更多的计算。在利用阵列类型的检测器的实施方式中,仅使用完全在高能区域内的像素来计算该区域的能级。低能区域也是如此。仅使用完全在用于检测较低能量束区域的阵列区域内的像素来计算较低束能级。在计算中丢弃不完全在相应射束区域内的像素。图5B示出了检测器阵列的面。内部像素区域74记录“高于”k边缘光子,而外部像素区域76记录“低于”k边缘光子。

[0049] 3.在利用等面积模式的实施方式中,两个X射线区域的面积被设置为相同。这可以通过放置在射束中的孔来实现,以限制外部环绕射束的范围,或者通过限制由射束的外部区域所对着的检测器的范围,使得由射束的该部分照射的区域与被射束的内部部分照射的区域相等。该模式减少了与图像重建相关联的计算开销,并且确保射束的一部分不会比另一部分更多地对对象进行采样。

[0050] 4.在使用等通量模式的实施方式中,设置周围区域的大小,使得该区域中包含的光子的总数与同轴区域的光子的总数相等。由两个区域记录的图像被自然归一化,从而简化了图像重建。

[0051] 5.图6A示出了本发明的“等空间维度”模式的实施方式,其中,射束穿过狭缝,使得

射束部的水平或垂直维度相等。图6B示出了用于图6A的实施方式的检测器56。以等同地标记与图5A的元件相同的元件。在该实例中,整个射束通过狭缝孔80,使得周围区域在水平或垂直维度上被限制为与同轴高能X射线区域的宽度相同。这简化了扫描和数据检索算法。图6B示出了检测器阵列的面。内部像素区域84记录“高于”k边缘光子,而外部像素区域86记录“低于”k边缘光子。

[0052] 6. 图7A示出了本发明的“不连续环形射束”模式的实施方式。等同地标记与图5A的元件相同的元件。放置环形孔90,使得其在射束区域12'和射束区域14'之间产生没有光子的区域92。图7B示出了用于图7A的实施方式的检测器的面。用于线性偏振激光的激光康普顿X射线束轮廓是椭圆形的。在该模式中,圆环状遮蔽物被放置在射束中,以产生射束的两个不同光谱区域。这是物理创建单独射束区域的最简单的方法。

[0053] 7. 图8A示出了根据本发明的“抖动检测器”模式。等同地标记与图5A的实施方式的元件相同的元件。图8B至图8D示出了图8A的实施方式的射束中的检测器的各种位置。在该实例中,包括X射线二极管和准直孔/管的单像素检测器58对着与X射线束的高能量部分相等的区域。在X射线束保持固定的情况下,检测器在横向于激光的传播方向的平面中抖动,使得其交替地截取射束的低能量部分和高能量部分。图8B示出了处于“靠上”位置的检测器58,使得仅在“低于”k边缘光子14处进行截取。图8C示出了处于“中间”位置的检测器,使得仅在“高于”k边缘光子12处进行截取。图8D示出了处于“靠下”位置的检测器,使得仅在“低于”k边缘光子14处进行截取。这种模式使得能够使用尽可能最快、尽可能最简单和/或最不昂贵的检测器来构造X射线图像。然而,这确实使对象经受的剂量增加2倍。

[0054] 8. 图9A和图9B示出了根据本发明的“抖动孔”模式。等同地标记与图5A的实施方式的元件相同的元件。在该实例中,使用对着射束区域12和14二者的整个区域的固定检测器60。在产生X射线束的激光电子相互作用点之后并且在对象之前,将可移动的孔或束块110放置在射束中。该孔的作用是以交替方式阻挡与激光康普顿X射线源的脉冲输出同步的射束的同轴高能量部分和射束的周围低能量部分。图9A示出了处于“中间”位置的孔110,使得仅包括高能X射线的射束区域12通过。图9B示出了处于“靠上”位置的孔110,使得仅包括低能量X射线的射束区域14通过。该交替束块可以以多种方式构造。例如,通过将高Z材料的适当形状放置在低Z盘上,并且以放置孔的速率使盘在射束中旋转,使得期望的射束部分被阻挡,并且允许期望的射束部分传输。该模式交替地记录对象的高于k边缘和低于k边缘的衰减。该模式使得能够使用快速、简单和/或廉价的检测器来构造X射线图像,并且不将对象暴露于比上述实例1至6更高的剂量。然而,使用这种模式需要2倍的时间来积聚图像。应当注意,抖动检测器和抖动孔模式二者可以组合,并且这将使得能够使用更小面积的X射线检测器。原则上,本公开内容中所示的散射抑制管70也可以与孔和/或检测器同步抖动,并且这样做将允许更小的管直径,并且更好地从被成像对象的背表面出现的不期望的散射X射线光子。

[0055] 9. 本发明的实施方式被称为双环形模式。在该实例中,不使用射束的同轴部分,而是选择射束的两个环形部分。因为射束的光谱含量的能量根据角度而减小,所以可以选择包含比外环更高能量光子的内环。如上所述,这两个环可以用于构造2色减影图像。除了两个射束具有类似的形状因子之外,该方式没有固有的优点。在该实施方式中,尽管内环不集中在X射线束的光轴上,但是可以向上调节源功率,使得内环具有高于关注材料的k边缘的

能级。

[0056] 10. 在另一种实施方式中,不使用孔来限制激光康普顿射束的范围,而是全射束入射在要成像的对象上。通过从射束路径移除对象,可以在下游2D检测器上获得完整激光康普顿射束的轮廓。该检测器上的像素位置将与X射线光子能量的特定范围相关,然后如上所述可以用于产生2色减影射线成像。该模式适合于以下应用,其中,激光康普顿源跨对象扫描,并且移动孔以限制外部射束范围将是不切实际的。

[0057] 11. 在另一模式中,使用时间选通检测器来记录到达检测器的高于和低于k边缘光子的弹道光子,并且区分在探询下也可能到达检测器位置的由对象散射的任何光子。检测器的选通时间必须是激光康普顿X射线脉冲的持续时间的量级,即,几皮秒至几十皮秒。时间选通需要与X射线脉冲同步。该模式不仅能够通过消除来自图像的背景散射X射线光子而在固定剂量下实现更高的对比度,而且还通过确保仅正确能量的弹道光子存在于相应的高于和低于k边缘图像中来改善减影图像。该模式可以由选通的2D检测器或选通的单像素检测器来实现。

[0058] 本发明的上述描述是为了说明和描述的目的而给出的,并且不旨在穷举或将本发明限制为所公开的精确形式。鉴于上述教导,许多修改和变型是可能的。所公开的实施方式仅意在说明本发明的原理及其实际应用,从而使得本领域的其他技术人员能够以各种实施方式最佳地使用本发明,并且具有适合于预期的特定用途的各种修改。本发明的范围由所附权利要求限定。

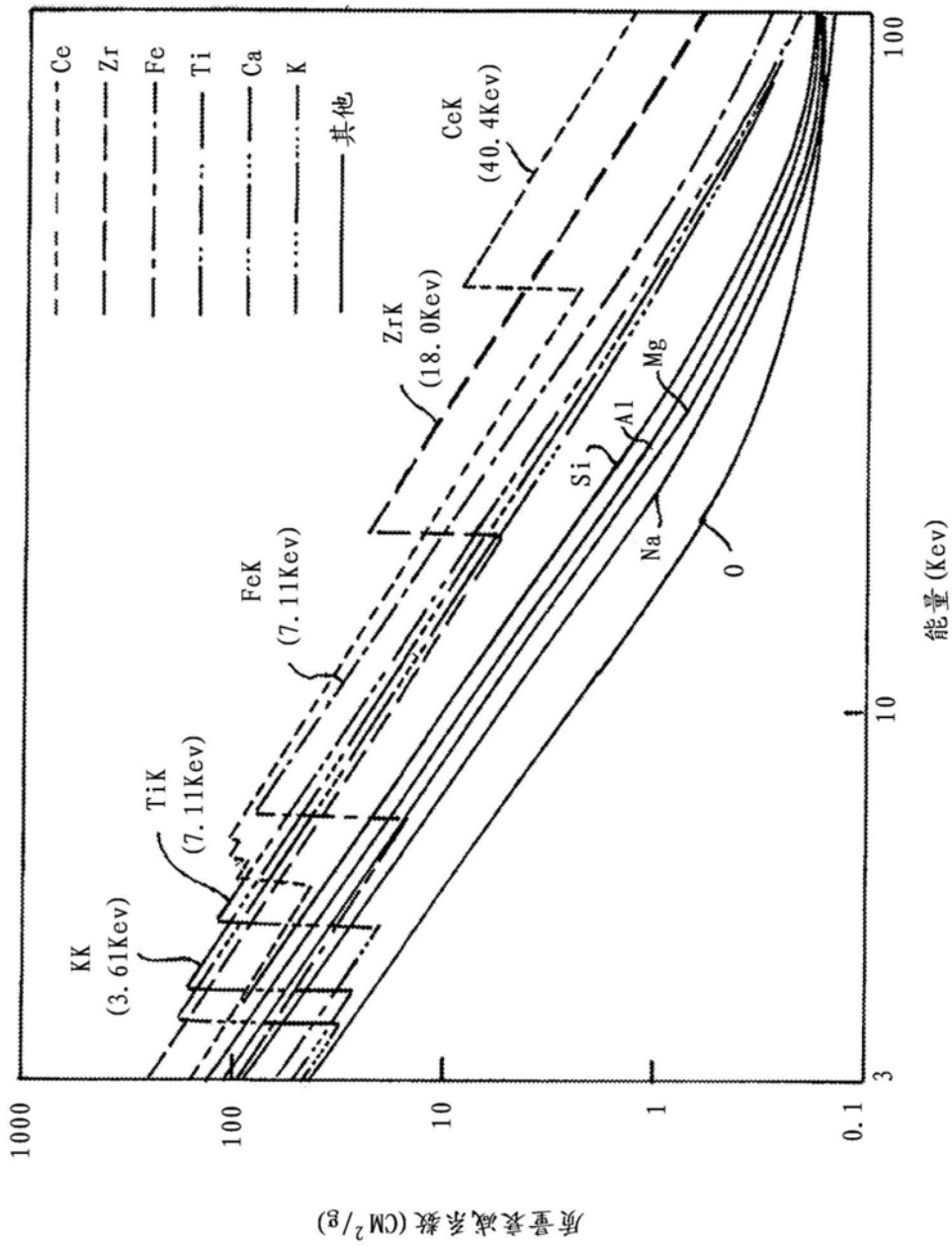


图1

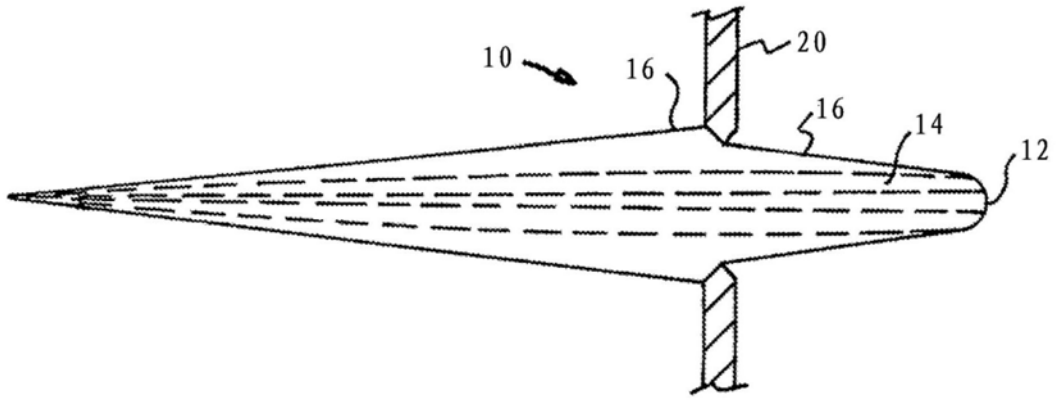


图2A

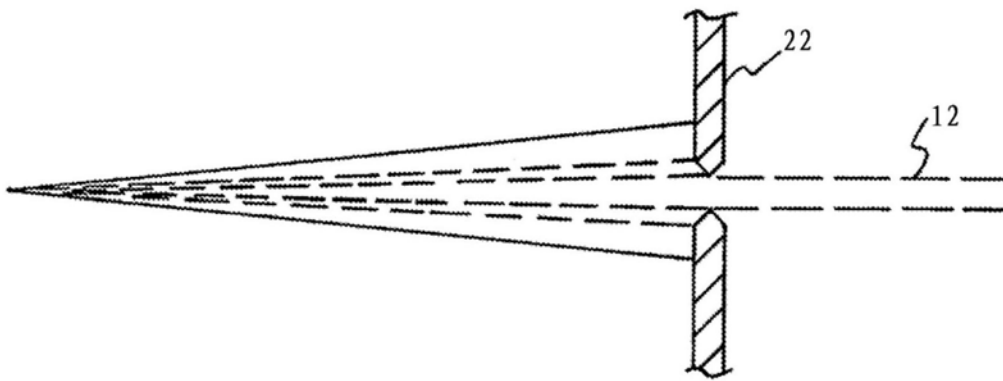


图2B

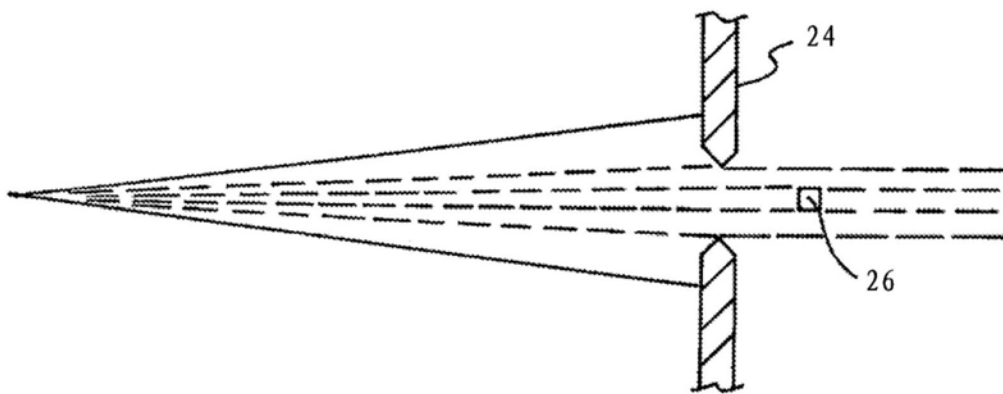


图2C

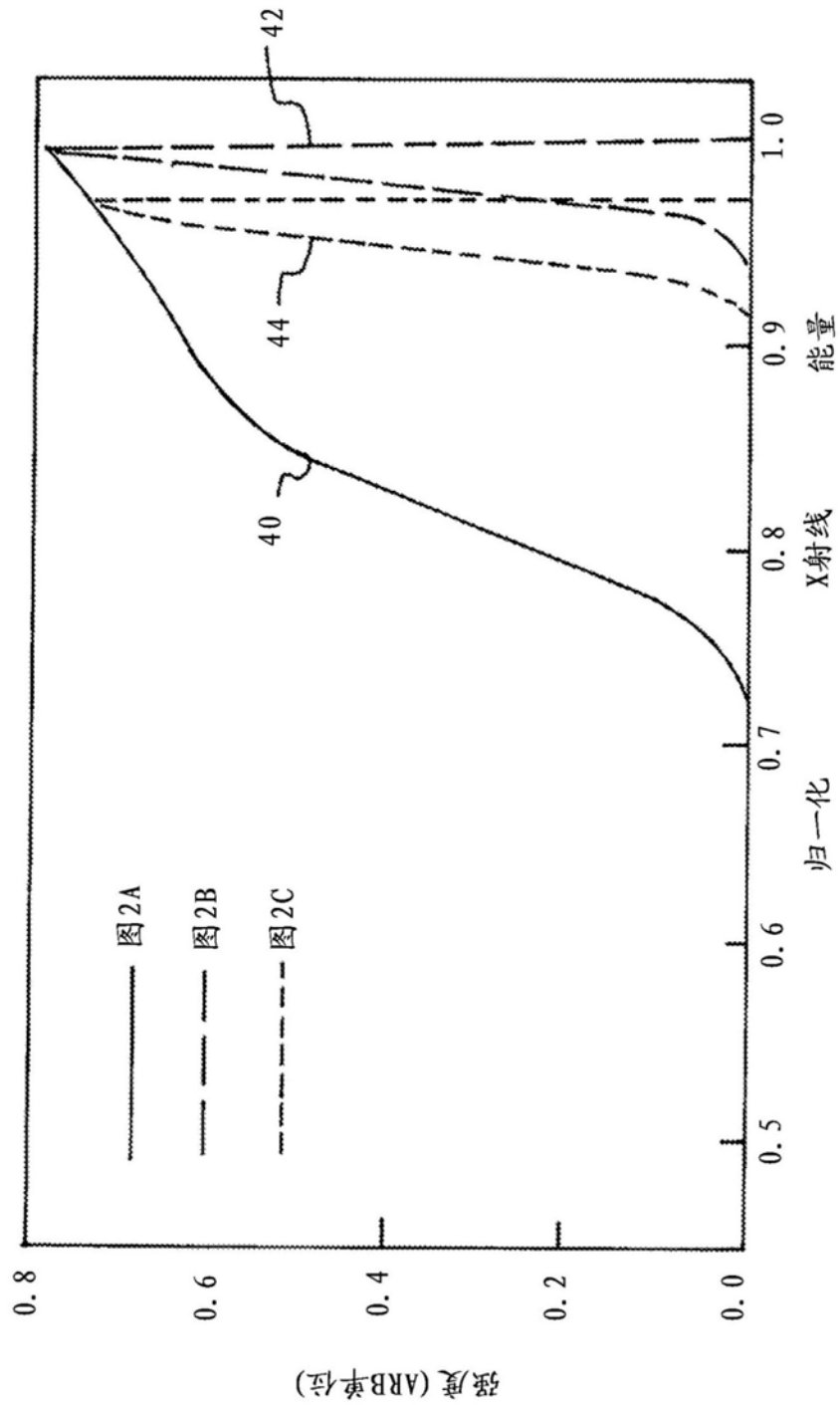


图2D

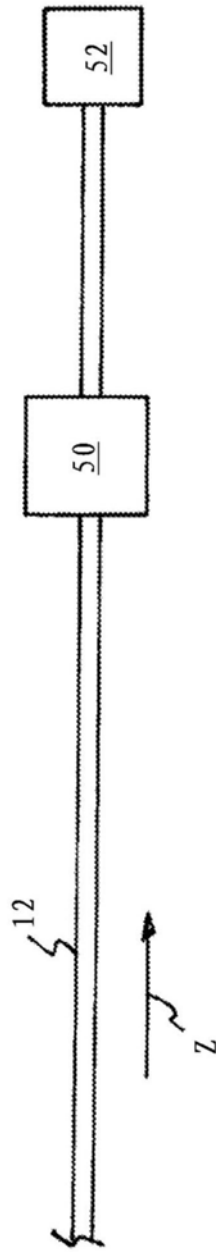


图3A



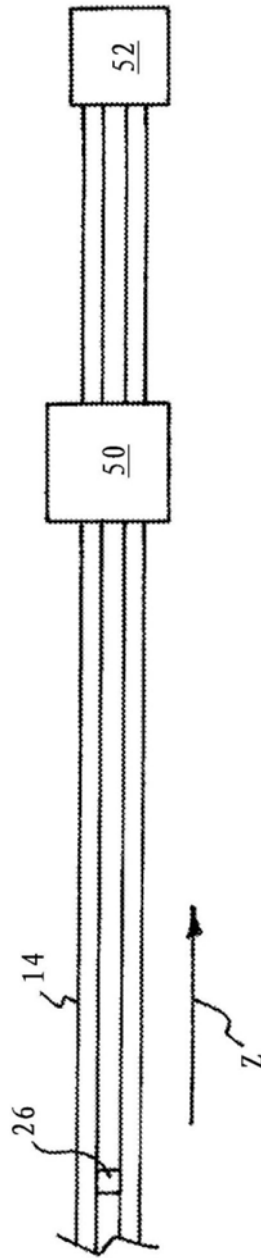


图3B

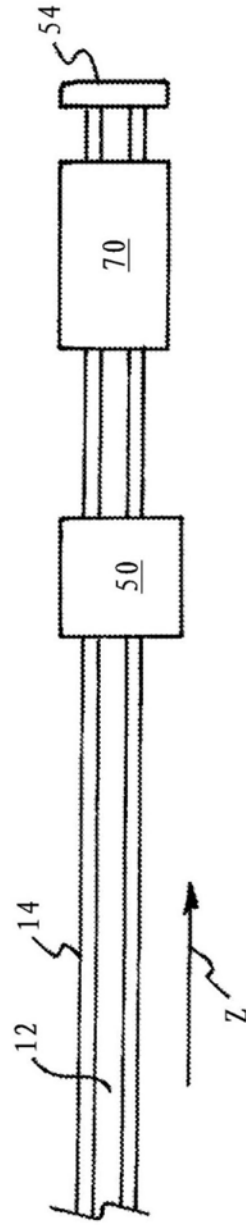


图4A

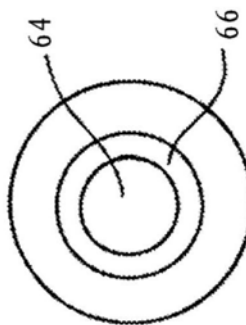


图4B

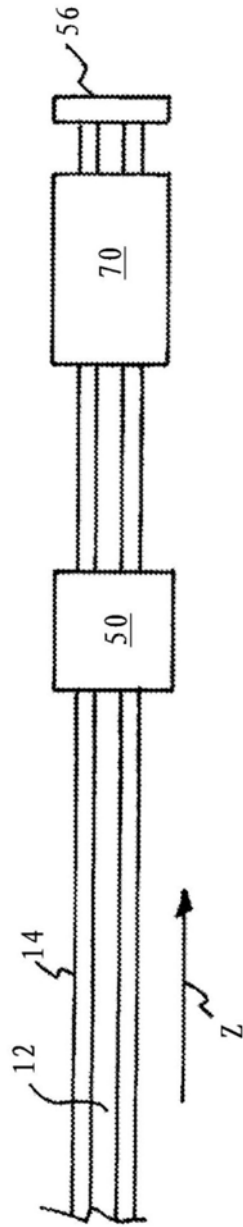


图5A

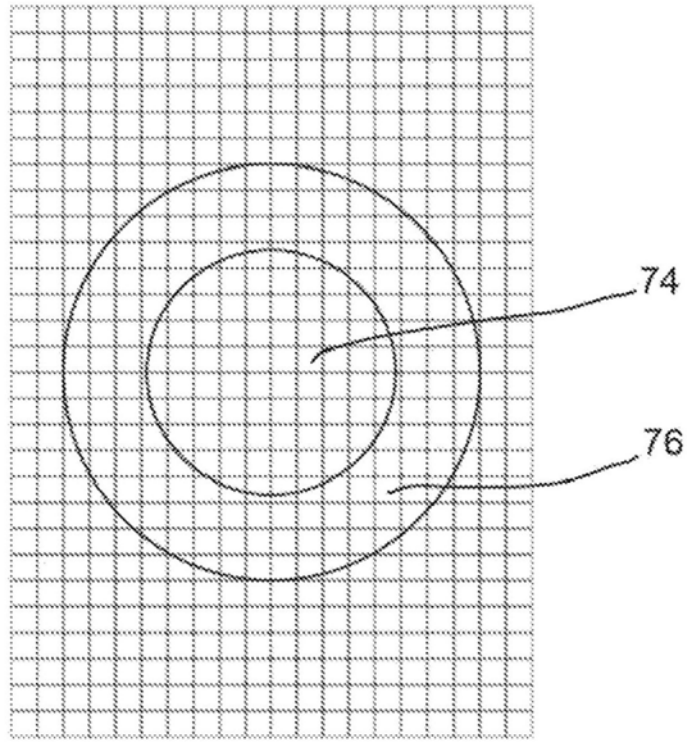


图5B

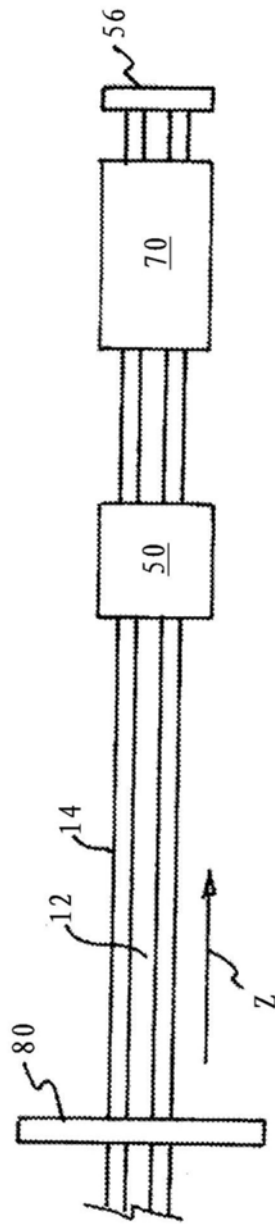


图6A

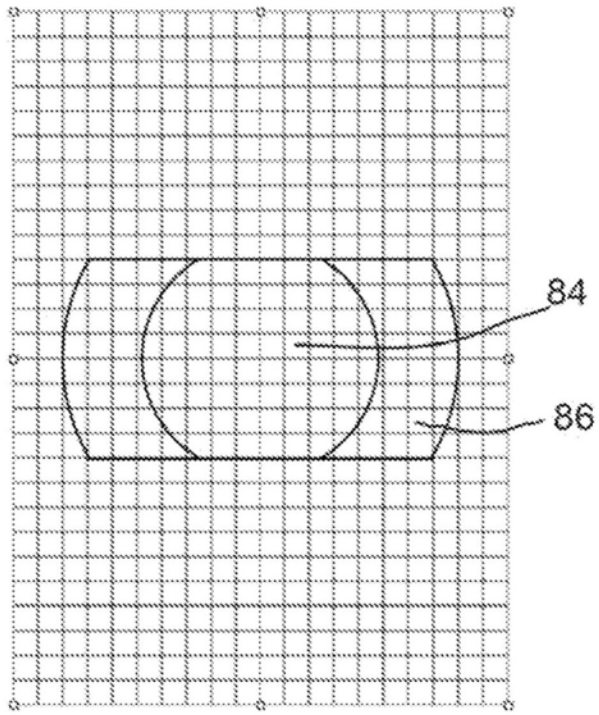


图6B

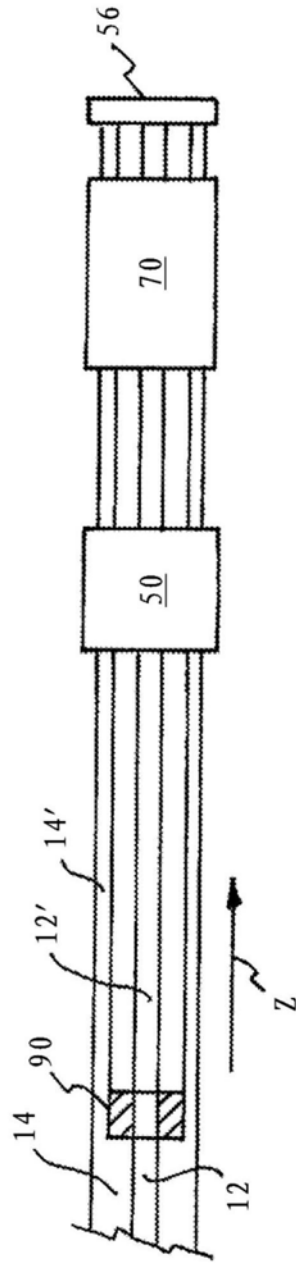


图7A

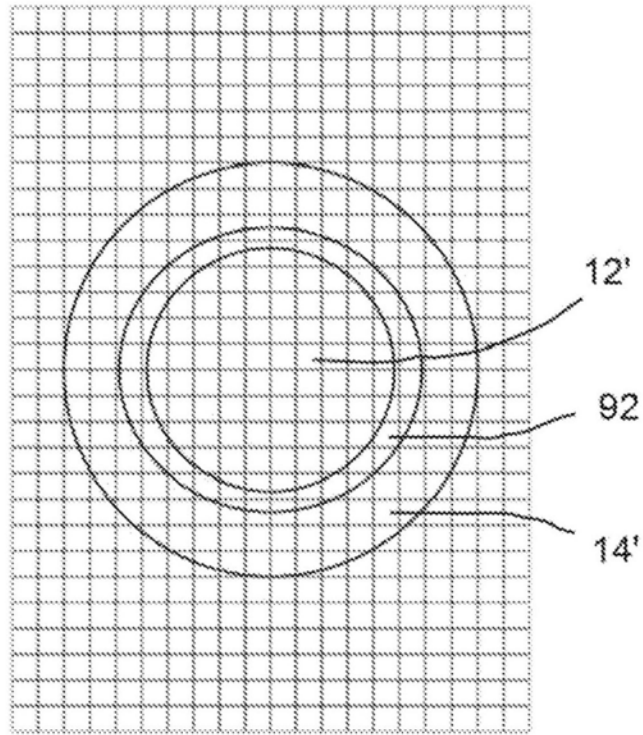


图7B



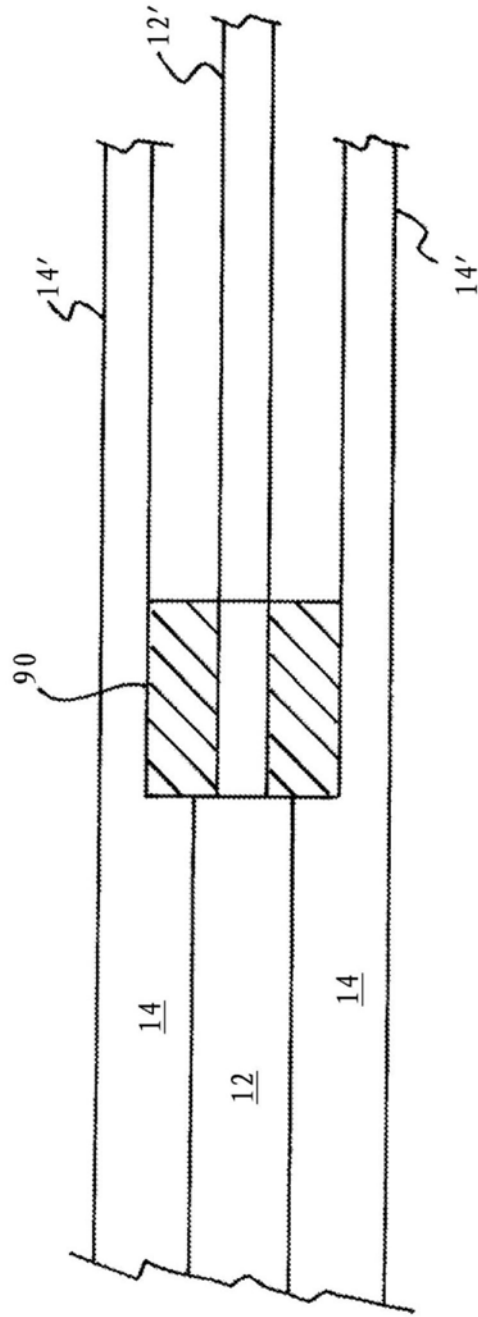


图7C

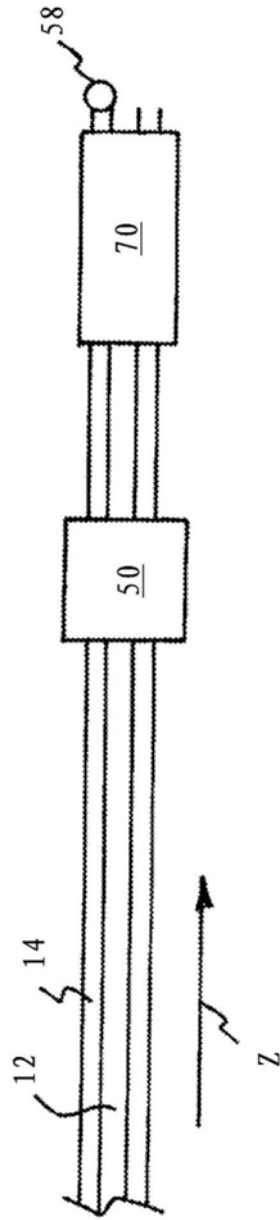


图8A

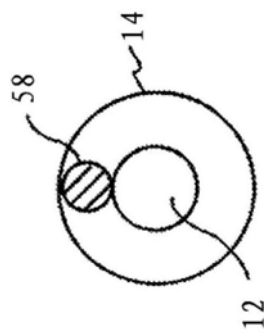


图8B

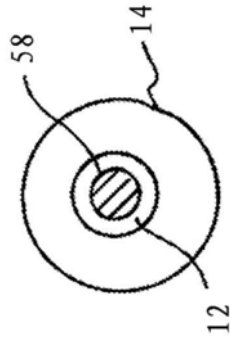


图8C

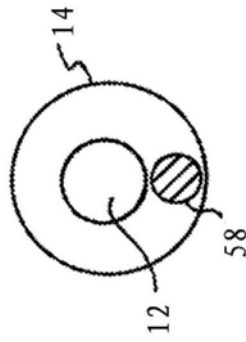


图8D

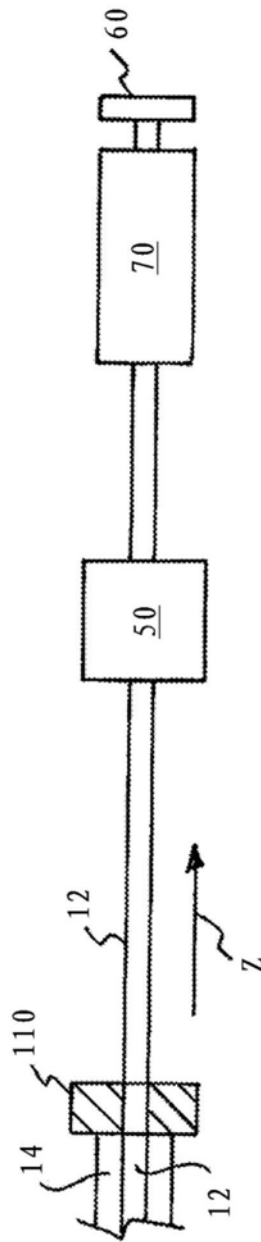


图9A

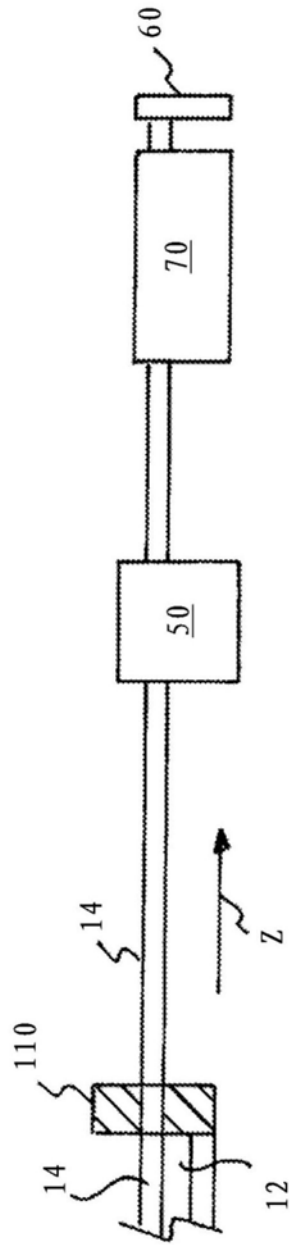


图9B