



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107072620 B

(45) 授权公告日 2023. 04. 25

(21) 申请号 201580062900.1

(22) 申请日 2015.11.11

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107072620 A

(43) 申请公布日 2017.08.18

(30) 优先权数据
62/082,184 2014.11.20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.05.19

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/058691 2015.11.11

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/079638 EN 2016.05.26

(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 B·J·布伦德尔 R·普罗克绍

T·克勒 E·勒斯尔 H·德尔
M·格拉斯 A·特伦

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 李光颖 王英

(51) Int.Cl.
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102076263 A, 2011.05.25
CN 103415253 A, 2013.11.27
US 2011261923 A1, 2011.10.27
WO 2005004722 A2, 2005.01.20
WO 2012077027 A1, 2012.06.14

审查员 李占

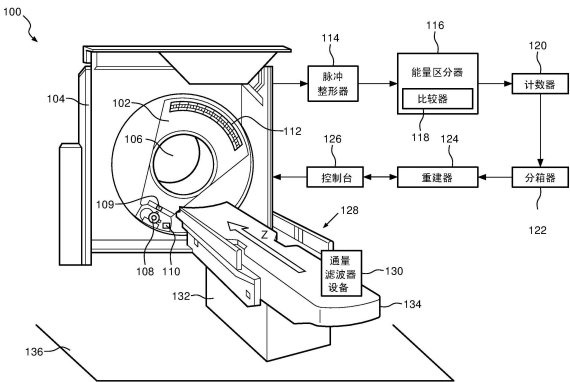
权利要求书2页 说明书8页 附图12页

(54) 发明名称

用于光子计数探测器的X射线通量降低器

(57) 摘要

一种成像系统包括辐射源(108),所述辐射源被配置为关于检查区域(106)旋转并且发射穿过所述检查区域的辐射。所述成像系统还包括辐射敏感像素(112)的阵列,其被配置为探测穿过所述检查区域的辐射并输出指示探测到的辐射的信号。辐射敏感像素的阵列被设置为跨检查区域与辐射源相对。所述成像系统还包括刚性通量滤波器设备(130),所述刚性通量滤波器设备被设置在所述辐射源与光子计数像素的辐射敏感探测器阵列之间的检查区域中。所述刚性通量滤波器设备被配置为对穿过所述检查区域并且入射在所述刚性通量滤波器设备上的辐射进行滤波。离开所述刚性通量滤波器设备的辐射具有预定通量。



1. 一种成像系统(100), 包括:

辐射源(108), 其被配置为关于检查区域(106) 旋转并且发射穿过所述检查区域(106) 的辐射;

辐射敏感探测器像素(112) 的阵列, 其被配置为探测穿过所述检查区域(106) 的辐射并且输出指示探测到的辐射的信号, 其中, 所述辐射敏感探测器像素的阵列被设置为跨所述检查区域(106) 与所述辐射源(108) 相对; 以及

刚性通量滤波器设备(130), 其被设置在所述辐射源(108) 与所述辐射敏感探测器像素(112) 的阵列之间的所述检查区域(106) 中, 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 不与所述辐射源(108) 一起围绕所述检查区域(106) 旋转并且被配置为对穿过所述检查区域(106) 并且入射在所述通量滤波器设备上的辐射进行滤波, 并且其中, 离开所述刚性通量滤波器设备(130) 的辐射具有预定通量。

2. 根据权利要求1所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 包括具有第一衰减特性的内部区域(300) 和具有第二衰减特性的外部区域(302), 其中, 所述内部区域(300) 比所述外部区域(302) 将辐射衰减更大的程度。

3. 根据权利要求1所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 包括以下中的至少一种:

四氟乙烯材料的合成含氟聚合物; 以及
铝。

4. 根据权利要求1所述的成像系统(100), 其中, 所述辐射敏感探测器像素(112) 的阵列包括光子计数像素。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 具有对应于给定辐射源电压和给定辐射源电流的厚度。

6. 根据权利要求5所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 是来自通量滤波器设备的集合的一个刚性通量滤波器设备, 每个通量滤波器设备具有对应于不同的给定辐射源电压和辐射源电流设置的不同组合的厚度。

7. 根据权利要求1至4中的任一项所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130) 至少基于预定通量值来对指向所述辐射敏感探测器像素(112) 的阵列的探测器像素的内部区域的辐射进行滤波。

8. 根据权利要求1所述的成像系统(100), 还包括:

源控制器(110), 其被配置为在至少第一通量与第二不同的通量之间调制所述辐射源(108) 的辐射源电流。

9. 根据权利要求1所述的成像系统(100), 还包括:

源控制器(110), 其被配置为贯穿扫描维持相同的通量。

10. 根据权利要求8至9中的任一项所述的成像系统(100), 其中, 所述源控制器(110) 采用基于所述辐射源相对于所述检查区域(106) 的当前角度来调制所述辐射源电流的预定模式。

11. 根据权利要求1至4中的任一项所述的成像系统(100), 还包括:

对象支撑体(128), 并且其中, 所述刚性通量滤波器设备包括滤波器(130) 和至少一个托架(402、404、502、504), 所述至少一个托架被配置为置于所述对象支撑体(128) 上并且将

所述滤波器支撑在所述对象支撑体(128)上方。

12. 根据权利要求1至4中的任一项所述的成像系统(100), 还包括:

具有桌台(134)的对象支撑体(128), 所述桌台具有沿着z方向的长轴, 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130)被设置在所述桌台(134)的内部。

13. 根据权利要求12所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130)包括通量降低元件(1102、1104), 所述通量降低元件沿着所述z方向增加或减小面积。

14. 根据权利要求12所述的成像系统(100), 其中, 所述刚性通量滤波器设备(130)包括具有多个形状的多个通量降低元件, 所述多个形状具有沿所述z方向在z范围上大于X射线射束在所述z方向上的延伸的不变截面。

15. 一种方法, 包括:

关于检查区域(106)旋转辐射源(108), 其中, 所述辐射源(108)发射穿过所述检查区域(106)的辐射;

利用被设置在所述检查区域(106)中并且不与所述辐射源(108)一起所述检查区域(106)旋转的刚性通量滤波器设备(130)来对穿过所述检查区域(106)的所述辐射进行滤波; 并且

利用被定位为跨所述检查区域(106)与所述辐射源(108)相对的辐射敏感探测器像素(112)的阵列来探测穿过所述刚性通量滤波器设备(130)的辐射, 并且生成指示其的信号。

用于光子计数探测器的X射线通量降低器

技术领域

[0001] 以下总体涉及控制入射在成像系统的光子计数探测器上的X射线通量,并且具体参考计算机断层摄影(CT)的应用进行描述。然而,以下也适用于平板、X射线、放射治疗和/或其他成像应用。

背景技术

[0002] 计算机断层摄影扫描器包括发射X射线束的X射线管。X射线束的一部分穿过定位于检查区域的视场内的对象或物体,并且根据对象或物体的辐射电密度被衰减。X射线束的另一个子部分穿过检查区域的视场而不穿过对象或物体。探测器阵列探测穿过视场的辐射并产生指示其的信号。重建器重建信号,产生体积图像数据。

[0003] 射束整形器已经被定位在X射线管与检查区域之间的X射线束的路径中。射束整形器已经被称为领结滤波器,因为它的总体物理形状类似于领结。射束整形器被整形以在射束的边缘处更大程度地衰减射束。这使得射束整形器非常适合于减少与直接转换光子计数探测器连接的边缘处的通量,其在较高通量率下遭受不足的计数率能力。

[0004] WO 2013/132361公开了一种对应的射束整形器。所述射束整形器定位于由辐射源发射的辐射束的路径中。所述射束整形器被安装在机架上,在辐射源前面,并且与辐射射束的焦斑协调地沿着路径绕检查区域旋转。

[0005] 遗憾的是,对于在衰减结构之间没有(或者具有低)衰减结构(例如,腿之间的空间)的物体或对象(例如,如腿和臂的四肢)的部分,射束整形器不太适合于直接转换光子计数探测器。这是因为,例如,射束整形器不会在这个更中心的区域足够地减少通量。结果,探测器阵列的一些中心定位的探测器元件可能接收和探测过多的通量,这能够降低重建的体积图像数据中的图像质量。

[0006] 这可以在图10中结合由间隙1006分开的对象1002和1004而看出。在图10中,发射的射束1008由射束整形器1010滤波,射束整形器1010在外围区域1012处较厚并且在中心区域1014处较薄,从而产生经滤波的射束1016,经滤波的射束1016在边缘区域1018处以更大程度被滤波,在中心区域1020处以较小程度被滤波。探测器阵列1024的接近间隙1006的区域1022表示探测器阵列1024的接收过多的通量的区域。

发明内容

[0007] 在一个方面中,一种成像系统包括辐射源,其被配置为关于检查区域旋转并且发射穿过所述检查区域的辐射。所述成像系统还包括辐射敏感像素的阵列,所述辐射敏感像素被配置为探测穿过所述检查区域的辐射并且输出指示探测到的辐射的信号。所述辐射敏感像素的阵列被设置为跨所述检查区域与所述辐射源相对。所述成像系统还包括刚性通量滤波器设备,其被设置在所述辐射源与像素的辐射敏感探测器阵列之间的所述检查区域中,并且不与所述辐射源一起旋转。所述通量滤波器设备被配置为对穿过所述检查区域并且入射在所述通量滤波器设备上的辐射进行滤波。离开所述通量滤波器设备的辐射具有预

定通量。

[0008] 在另一方面中,一种方法包括关于检查区域旋转辐射源。所述辐射源发射穿过所述检查区域的辐射。所述方法还包括利用被设置在所述检查区域中并且不与所述辐射源一起旋转的刚性通量滤波器设备来对穿过所述检查区域的所述辐射进行滤波。所述方法还包括利用被定位为跨所述检查区域与所述辐射源相对的探测器像素来探测穿过所述通量滤波器设备的辐射,并且生成指示其的信号。

[0009] 一种刚性通量滤波器设备,被配置为被设置在辐射源与光子计数像素的辐射敏感探测器阵列之间的检查区域中,其中,所述刚性通量滤波器设备被配置为对穿过所述检查区域并且入射在所述刚性通量滤波器设备上的辐射进行滤波,并且其中,离开所述刚性通量滤波器的辐射具有预定通量,所述刚性通量滤波器设备包括聚四氟乙烯材料或铝中的至少一种,并且具有对应于给定辐射源电压和给定辐射源电流的厚度。

附图说明

[0010] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的而不应被解释为对本发明的限制。

[0011] 图1示意性地图示了与通量滤波器设备连接的具有光子计数探测器像素的探测器阵列的范例成像系统。

[0012] 图2示意性地图示了通量滤波器设备的范例。

[0013] 图3示意性地图示了通量滤波器设备的另一范例。

[0014] 图4示意性地图示了通量滤波器设备的另一范例。

[0015] 图5示意性地图示了通量滤波器设备的另一范例。

[0016] 图6示意性地图示了通量滤波器设备的另一范例。

[0017] 图7示意性地图示了通量滤波器设备的另一范例。

[0018] 图8图示了用于利用范例成像系统来采用通量滤波器设备的方法。

[0019] 图9图示了用于利用范例成像系统来采用通量滤波器设备的另一方法。

[0020] 图10图示了通量滤波器设备的现有技术范例的范例。

[0021] 图11示意性地图示了被配置为被设置在对象支撑体的桌台上的通量滤波器设备的范例的透视图。

[0022] 图12示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备的上下视图。

[0023] 图13示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备的第一截面图。

[0024] 图14示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备的第二截面图。

[0025] 图15结合扫描胸部示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备。

[0026] 图16结合扫描下肢示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备。

[0027] 图17示意性地图示了其中图11的通量滤波器设备从桌台的侧面安装和移除的范例。

[0028] 图18示意性地图示了其中图11的通量滤波器设备从桌台的后部安装和移除的范例。

[0029] 图19示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备的变型。

[0030] 图20示意性地图示了图11的范例通量滤波器设备的另一变型。

[0031] 图21图示了用于采用图11的通量滤波器设备的方法。

具体实施方式

[0032] 图1示意性地图示了诸如计算断层摄影 (CT) 扫描器的范例成像系统100。成像系统100包括旋转机架102和固定机架104。旋转机架102可旋转地由固定机架104支撑。旋转机架102被配置为关于纵轴或z轴绕检查区域106旋转。

[0033] 成像系统100还包括由旋转机架102可旋转地支撑的辐射源108, 例如X射线管。辐射源108与旋转机架102一起绕检查区域106旋转并且被配置为发射穿过检查区域106的辐射。成像系统100还包括辐射源控制器110。辐射源控制器110被配置为调制辐射发射。为此, 辐射控制器110可以改变阴极的加热电流、供应给辐射源108的电压, 控制允许或禁止电子流动的网格开关, 将物理滤波器移入和移出辐射射束, 等等。

[0034] 成像系统100还包括射束整形器109。射束整形器109被设置于辐射源108与检查区域106之间的X射线束的路径中。射束整形器109被整形以在射束的边缘处更大程度地衰减射束。这使得射束整形器非常适合于减少与直接转换光子计数探测器连接的边缘处的通量, 所述直接转换光子计数探测器在较高通量率下遭受不足的计数率能力。射束整形器109的范例是领结滤波器, 其具有类似于领结的形状。

[0035] 成像系统100还包括沿z轴方向布置的辐射敏感像素112的阵列。像素112被定位为跨检查区域106与辐射源108相对, 探测穿过检查区域106的辐射, 并且生成指示探测到的辐射的信号。在图示的范例中, 像素112包括直接转换光子计数探测器像素。利用这样的像素, 生成的信号将包括具有峰值幅度或峰值高度的电流或电压, 其指示探测到的光子的能量。直接转换光子计数探测器像素可以包括任何合适的直接转换材料, 例如CdTe、CdZnTe、Si、Ge、GaAs或其它直接转换材料。

[0036] 成像系统100还包括脉冲整形器114, 脉冲整形器114处理由探测器像素112输出的电信号, 并且生成诸如电压的脉冲或指示探测到的光子的能量的其它脉冲。成像系统100还可以包括能量区分器116, 其对脉冲进行能量区分。在图示的范例中, 能量区分器116包括至少一个比较器118, 比较器118将脉冲的幅度与对应于感兴趣能量的至少一个能量阈值进行比较。比较器118产生指示探测到的光子的能量是否高于或低于阈值的输出信号。

[0037] 成像系统100还包括计数器120, 计数器120针对每个阈值增大(或减小)计数值。例如, 当针对特定阈值的比较器118的输出指示脉冲的幅度超过对应阈值时, 将针对该阈值的计数值增大。成像系统100还可以包括将经计数的脉冲分配给对应于不同能量范围的能量分箱的分箱器122。例如, 可以针对两个阈值之间的能量范围定义分箱。利用该范例, 分箱器122会将导致针对较低阈值的而非针对较高阈值的计数的光子分配给针对两个阈值之间的能量范围定义的分箱。

[0038] 成像系统100还包括重建器124, 重建器124使用谱和/或常规重建算法重建经分箱的数据, 并且生成谱和/或常规体积图像数据。成像系统100还包括计算系统, 所述计算系统用作操作者控制台126, 并且包括输出设备(例如显示器)和输入设备(例如, 键盘、鼠标、等等)。驻留在控制台126上的软件控制系统100的操作, 从而响应于选定的扫描协议来控制管电流的调制。

[0039] 成像系统100还包括具有基座132和桌台134的对象支撑体128。桌台134可移动地

被固定到基座132并且被配置为在扫描之前、期间和之后,水平地平移入和移出检查区域106,以用于患者加载、患者扫描和患者卸载。基座132固定到检查室的地板136或置于其上。基座132被配置为垂直向上和向下移动并因此上下移动桌台134,例如以用于加载和卸载患者,并且用于针对扫描将患者定位在适当的高度处,例如,基于要被扫描的区域、扫描视场的等中心点和/或以其他方式。

[0040] 提供了一种用于扫描在衰减结构之间不包括结构或包括低衰减结构的物体或对象的部分的通量滤波器设备130。对于这样的扫描,通量滤波器设备130被配置为至少衰减朝着辐射敏感像素的阵列的探测器像素的内部区域穿过的辐射(其对应于无结构或低衰减结构),使得离开通量滤波器设备130并且入射在探测器像素的内部区域上的辐射具有在预定通量范围内的通量。通常,通量滤波器设备130被配置为跨辐射射束均匀地衰减辐射。

[0041] 简要地转到图2、3、4、5、6、7和8,图示了通量滤波器设备130的非限制性范例。

[0042] 图2示出了其中通量滤波器设备130被放置在并置于结构202和204(例如,腿)上的实施例,其中,结构202与204之间具有空气间隙206。在该范例中,滤波器设备130跨结构202和204以及空气间隙206均匀地衰减辐射。图3也示出了其中通量滤波器设备130被放置在并置于结构202和204上的实施例,其中,结构202和204之间具有空气间隙206。然而,在该范例中,滤波器设备130包括:内部区域300,内部区域300衰减穿过空气间隙206的辐射,以防止过多的通量到达探测器阵列112;以及外部区域302,其仅轻微地衰减辐射。

[0043] 图4类似于图2,除了通量滤波器设备130包括滤波器部分400和托架402和404,托架402和404被配置为置于对象支撑体128上并且将滤波器部分400保持在结构202和204以及其间的空气间隙206的上方。托架402和404是细长且刚性的,并且包括仅轻微地衰减X射线辐射的材料。图5类似于图3,除了通量滤波器设备130包括托架502和504,托架502和504将内部和外部部分300和302保持在结构202和204以及在其之间的空气间隙206上方。同样,托架502和504包括仅轻微衰减X射线辐射的材料。

[0044] 图6类似于图5,除了通量滤波器设备130不包括外部部分302。利用图4-6所示的配置,应当意识到,通量滤波器设备130可以仅包括托架402、404、502或504中的单个,或者托架402、404、502或504中的多于两个。此外,托架402、404、502或504中的一个或多个可以被配置为可延伸,这将允许基于被扫描的对象的尺寸来调节通量滤波器设备130的高度。范例可延伸托架可以包括伸缩构件、基座构件和附接到基座构件的一个或多个延伸构件、可互换和不同尺寸的托架的集合等。

[0045] 图7示出了其中图2的通量滤波器设备130被放置在结构202和204以及结构202与204之间的空气间隙206下方的范例。

[0046] 继续参考图1-7,在一个实例中,通量滤波器设备130是刚性结构,其中,所述通量滤波器设备不会弯曲到和符合所述通量滤波器设备被放置于其上的物体的形状。相反,通量滤波器设备130保持其形状,而与物体的形状无关。图示的通量滤波器设备130包括对辐射进行衰减的材料,使得接收未衰减的辐射或低衰减的辐射的光子计数探测器像素112不饱和。图示的通量滤波器设备130包括通过光电吸收和通过康普顿散射来衰减辐射的材料。合适的材料包括相比于水或典型软组织具有相对更高的光电吸收的高原子权重 Z (例如 $Z \geq 13$)材料。

[0047] 通常,通量滤波器设备130提供光电吸收与射束硬化之间的预定折中。这种材料的

一个范例包括聚四氟乙烯 (PTFE)，它是四氟乙烯的合成氟聚合物，铝 (Al) 等。合适的PTFE材料的范例是Teflon®，其是美国杜邦公司的产品。

[0048] 通量滤波器设备130的厚度取决于诸如管电压 (V)、管电流 (I)、射束调节器 (例如，患者前滤波器) 设置 (B) 的扫描协议参数。可以通过扫描器的理论物理模型或校准流程，基于函数 $F(V, B, I)$ 来估计中心探测器像素的最大通量。对于后者而言，针对所有可能的V和B设置和一个电流 (I_{calib})，测量中心探测器上的通量 $F_{\text{Calib}}(V, B, I_{\text{Calib}})$ 。对于针对具有扫描协议参数 $F_{\text{扫描}}、B_{\text{扫描}}、I_{\text{扫描}}$ 的扫描的探测器上的最大通量 F_{Max} ，通量滤波器设备130将具有满足下

$$\text{式的线性吸收} \mu_A \text{ 和厚度 } t_A: F_{\text{max}} \geq \frac{I_{\text{扫描}}}{I_{\text{Calib}}} F_{\text{Calib}}(V_{\text{扫描}}, B_{\text{扫描}}, I_{\text{Calib}}) e^{-\mu_A t_A}.$$

[0049] 可以针对扫描协议参数 $F_{\text{扫描}}、B_{\text{扫描}}、I_{\text{扫描}}$ 的一个或多个不同组合创建通量滤波器设备130的集合。用于扫描的特定通量滤波器设备130然后可以由临床医师从包括针对扫描协议参数 $F_{\text{扫描}}、B_{\text{扫描}}、I_{\text{扫描}}$ 的一个或多个不同组合的通量滤波器设备130的通量滤波器设备130的集合中选择。在一个实例中，用户选择协议，并且控制台126呈现识别针对该协议的合适的通量滤波器设备130的信息。取决于配置，通量滤波器设备130可以被放置在物体或对象 (图2) 上以覆盖结构以及结构之间的任何无衰减区域或者低衰减区域，或者在对象支撑体128 (图3) 上以覆盖结构以及结构之间的任何无衰减或低衰减区域。

[0050] 图8图示了根据本文中描述的实施例的方法。

[0051] 应当意识到，以下动作的排序是出于说明的目的而不是限制性的。这样一来，本文中还可预期其他顺序。此外，可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个其他动作。

[0052] 在802处，将物体或对象加载到对象支撑体上。

[0053] 在804处，在控制台处选择扫描协议。

[0054] 在806处，基于扫描协议参数和物体或对象来选择通量滤波器设备。

[0055] 在808处，选定的通量滤波器设备放置在物体或对象上或上方。

[0056] 在810处，执行扫描。

[0057] 在812处，重建投影数据以生成体积图像数据。

[0058] 图9图示了根据本文中描述的实施例的另一方法。在该范例中，所述对象是人或动物患者，并且通量滤波器设备130被放置为使得患者位于通量滤波器设备130与对象支撑体128之间，例如，如图2-6所示。

[0059] 应当意识到，以下动作的排序是出于说明的目的而不是限制性的。这样一来，本文中还可预期其他顺序。此外，可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个其他动作。

[0060] 在902处，将患者定位到对象支撑体128上。

[0061] 在904处，在控制台126处选择扫描协议。在该范例中，选定的扫描协议使得辐射源控制器110利用在至少第一通量与第二不同通量之间调制辐射发射的调制模式来调制辐射发射。如下所述，这种调制可以取决于辐射源108的角度。

[0062] 例如，一个调制模式将使控制器110调制辐射发射，使得当辐射源从3点钟位置旋转通过6点钟位置 (在6点钟位置处，辐射源108在设置于检查区域106中的对象支撑体的部分之下)，到9点钟位置 (或者如果系统逆时针旋转的话，从9点钟位置，通过6点钟位置到3点钟位置) 时，通量较低。

[0063] 此外，该调制模式将使控制器110调制辐射发射，使得当辐射源从9点钟位置旋转

动通过12点钟位置(在12点钟位置处,辐射源108与设置于检查区域106中的对象支撑体的部分相对),到3点钟位置(或者从3点钟位置,通过12点钟位置到9点钟位置)时,通量较高。

[0064] 可以通过控制辐射源108的阴极中的加热电流来调制通量。在另一实例中,两个通量中较低的通量是没有通量,例如使用网格开关、物理滤波器等来限制辐射穿过检查区域106。

[0065] 在906处,基于扫描协议参数,从通量滤波器设备130的集合选择通量滤波器设备130。

[0066] 在908处,选定的通量滤波器设备130被放置在患者上或上方,如本文和/或其他地方所述。

[0067] 在910处,使用调制模式来扫描患者。

[0068] 例如,在扫描期间,辐射源控制器110调制辐射发射,使得在辐射源从3点钟位置,通过6点钟位置旋转到9点钟位置时,通量是较低的通量(或者对逆时针旋转从9点钟位置,通过6点钟位置到3点钟位置),并且在辐射源从9点钟位置,通过12点钟位置旋转到3点钟位置时,通量是较高的通量(或者对逆时针旋转从3点钟位置,通过12点钟位置到9点钟位置)。

[0069] 在912处,重建所述投影数据以生成体积图像数据。

[0070] 在图9中,滤波器设备130与对象支撑体128相对放置,物体202和204处于滤波器设备130与对象支撑体128之间,如图2-6所示。在其中滤波器设备130被放置在物体202和204与对象支撑体128之间的实施例中,如图7所示,通量被调制为使得在辐射源从9点钟位置,通过12点钟,旋转到3点钟位置时,通量处于较低水平处,当辐射源从3点钟位置,通过6点钟位置旋转到9点钟时,通量处于较高通量处。通常,所利用的特定调制模式被选择为使得其在其通过患者之前衰减通量,而不是之后,因为患者之前的任何衰减意味着X射线剂量的减少,而之后的衰减意味着剂量的浪费。

[0071] 更具体地,通过这样调制辐射发射,针对患者的辐射剂量被降低,而辐射源108位于其中穿过物体或对象的辐射随后被滤波的位置,相对于其中辐射在穿过患者之前被滤波的位置。在辐射源108处于其中辐射在穿过患者之前被滤波的位置处时,由探测器看到的通量被减小并且患者剂量被降低。在辐射源108处于其中穿过物体或对象的辐射随后被滤波的位置处时,由探测器看到的通量降低但不减少患者剂量,这导致浪费的剂量,其中,穿过患者的X射线被滤波并且不会对生成体积图像数据有贡献。上述调制模式降低了该剂量低效率,其包括不被用于生成体积图像数据的针对患者的剂量。

[0072] 图11-14图示了其中通量滤波器设备130可移除地安装在桌台134内或内部的实施例。图11示出了通量滤波器设备130的透视图。图12示出了通量滤波器设备130的上下视图。图13示出了通量滤波器设备130沿着图12的线A-A的第一截面图。图14示出了通量滤波器设备130沿着图12的线B-B的第二截面图。

[0073] 通量滤波器设备130包括一个或多个通量降低元件。为了清楚和简明起见,在该范例如中示出了两个通量降低元件1102和1104。每个通量降低元件1102(或1104)具有直角三角形的形状,具有沿z轴延伸的第一边1106(或1108)、沿着与第一边1106(或1108)垂直的x轴延伸的第二边1110(或1112),以及第三边1114(或1116),所述第三边与在第一边1106(或1108)与第二边1110(或1112)的交点处形成的直角相对。本文中也预期其它形状。

[0074] 通量降低元件1102和1104在桌台134的腔中相对于彼此在x/z平面中对齐,其中,

第一边1106和1108彼此面对。一个或多个通量降低元件1102和1104的位置可以手动地和/或通过外部控制来在x和/或z方向上调节。基于侦察和/或其他扫描,一个或多个通量降低元件1102和1104被定位成使得它们将X射线吸收材料添加到具有低吸收和/或无吸收的区域。

[0075] 图15示意性图示了其中一个或多个通量降低元件1102和1104衰减穿过患者1506的肺部1504(即,低吸收)的X射线1502的范例。图16示意性地图示了其中一个或多个通量降低元件1102和1104衰减穿过患者1608的腿1606之间的空白空间1604(即,不吸收)和/或患者1608的腿1606的内边缘1610(即低吸收)的X射线1602的范例。为了清楚起见,未示出穿过患者1506和1608的较高衰减部分的X射线。

[0076] 对于覆盖胸部和下肢的至少子部分的扫描,一个或多个通量降低元件1102和1104至少在x方向上从其中在用于扫描肺(图15)的一个或多个通量降低元件1102和1104之间存在非零间隙1508的位置被移动到其中一个或多个通量降低元件1102和1104抵靠并且在腿之间形成连续的额外的X射线吸收区域以用于扫描下肢(图16)的不同位置。移动可以是连续的或分立的。在扫描期间移动通量降低设备130非常适合于在z方向上具有很大程度的扫描,其中,在没有这种移动的情况下通量降低元件1102和1104将不能完全覆盖低吸收的区域。否则,通量降低元件1102和1104相对于桌台134保持静止。

[0077] 在图11-16中,通量滤波器设备130被安装为使得第一侧1106和1108接近旋转机架104。该配置非常适合于:患者躺在桌台134上,其头部接近并且其脚远离旋转机架104。在变型中,通量滤波器设备130被安装为使得第一侧1106和1108远离旋转机架104到旋转机架104。该配置非常适合于:患者躺在桌台134上,其头部远离并且其脚接近旋转机架104。此外,图13-16中示出了具有弯曲侧面的通量滤波器设备130。应当理解,所示的曲率是非限制性的,并且通量滤波器设备130可以具有其它曲率半径,平坦侧面,不规则侧面和/或其它形状的侧面。

[0078] 图17示意性地图示了实施例,其中,一个或多个通量降低元件1102和1104从桌台134的侧面1702从桌台134被安装和移除。图18示意性地图示了实施例,其中,一个或多个通量降低元件1102和1104从桌台134的背面1802从桌台134被安装和移除。在另一实例,一个或多个通量降低元件1102和1104可以从桌台134的前部1804和/或桌台134的其它区域安装在桌台134中和从桌台134移除。一个或多个通量降低元件1102和1104通过通路被安装和移除。

[0079] 图19示出了其中通量滤波器设备130包括多个面板1902的变型。多个面板1902在z方向上具有大于z方向上的射束的尺寸的不变截面。在扫描期间,多个面板1902可以在桌台134内移动,使得多个面板1902的位置相对于旋转机架102不改变。多个面板1902可以如结合图17和18所描述的和/或以其他方式从桌台134安装和移除。

[0080] 图20示出了其中一个或多个中空容器2002设置在桌台134内部的变型。在该变型中,一个或多个中空容器2002可以通过导管2006填充有高吸收气体2004(例如,氙)。一个或多个中空容器2002的吸收可以通过经由压力调节器2008调节一个或多个中空容器2002内的气体的压力来进行修改。气体2004和/或中空容器2002可以驻留在对象支撑体128的基座132、固定机架104、桌台134的未被辐照的部分和/或其他中。

[0081] 在图20的变型中,一个或多个中空容器2002可以包括可膨胀和/或柔性容器,例如

袋、气球等。所述可膨胀和/或柔性容器可以用在桌台134的内部和/或外部。例如,所述可膨胀和/或柔性容器可以利用高吸收气体2004和/或其它吸收气体来填充(或预填充),并且然后被定位在桌台134外部的肢体之间。在该实例中,所述可膨胀和/或柔性容器衰减穿过图2-6和16中所示的空气间隙206和1604的辐射,以防止过度的通量到达探测器阵列112。所述可膨胀和/或柔性容器可以经由肢体、支撑或保持设备和/或以其他方式被挤压并保持就位。

[0082] 利用图11-20的配置,可以如本文所述地调节管电流,以在额外衰减材料在患者1506和1608与探测器阵列112之间时减小通量,使得X射线首先穿过患者1506和1608,并且然后穿过通量滤波器设备130的额外衰减材料,并且当额外的衰减材料不在患者1506和1608与探测器阵列112之间时增加通量,使得X射线首先穿过额外的衰减材料,并且然后穿过患者1506和1608。这将便于减轻剂量低效率,如本文所述。

[0083] 图21图示了根据本文中描述的实施例的另一方法。

[0084] 应当意识到,以下动作的排序是出于说明的目的而不是限制性的。这样一来,本文中也预期其他顺序。另外,可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个其他动作。

[0085] 在2102处,将患者定位在对象支撑体128上。

[0086] 在2104处,在控制台126处选择扫描协议。在该范例中,选定的扫描协议使得辐射源控制器110根据辐射源108的角度利用在至少较低通量和不同的较高通量之间调制辐射发射的调制模式来调制辐射发射。

[0087] 在2106处,基于扫描协议参数,从通量滤波器设备130的集合选择通量滤波器设备130。

[0088] 在2108处,选定的通量滤波器设备130被移动到桌台134中的位置中。如本文描述的,这可以包括将物理机械设备1102和1104移动到位置中和/或向一个或多个中空容器2002中填充高吸收气体2004。

[0089] 在2110处,使用调制模式并如果需要的话移动通量滤波器设备130来扫描患者。

[0090] 在2112处,重建投影数据以生成体积图像数据。

[0091] 通常,本文所述的通量滤波器设备130的不同实施例可以与具有光子计数探测器的X射线和CT系统一起使用以解决计数率问题。通量滤波器设备130的不同实施例可用于扫描胸部、肢体等的医学应用,以及牙科和/或非医学应用,例如无损探测等。

[0092] 已经参考优选的实施例描述了本发明。他人在阅读并理解了前述详细说明之后可以进行修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和变化,只要其落了权利要求书或其等价方案的范围内。

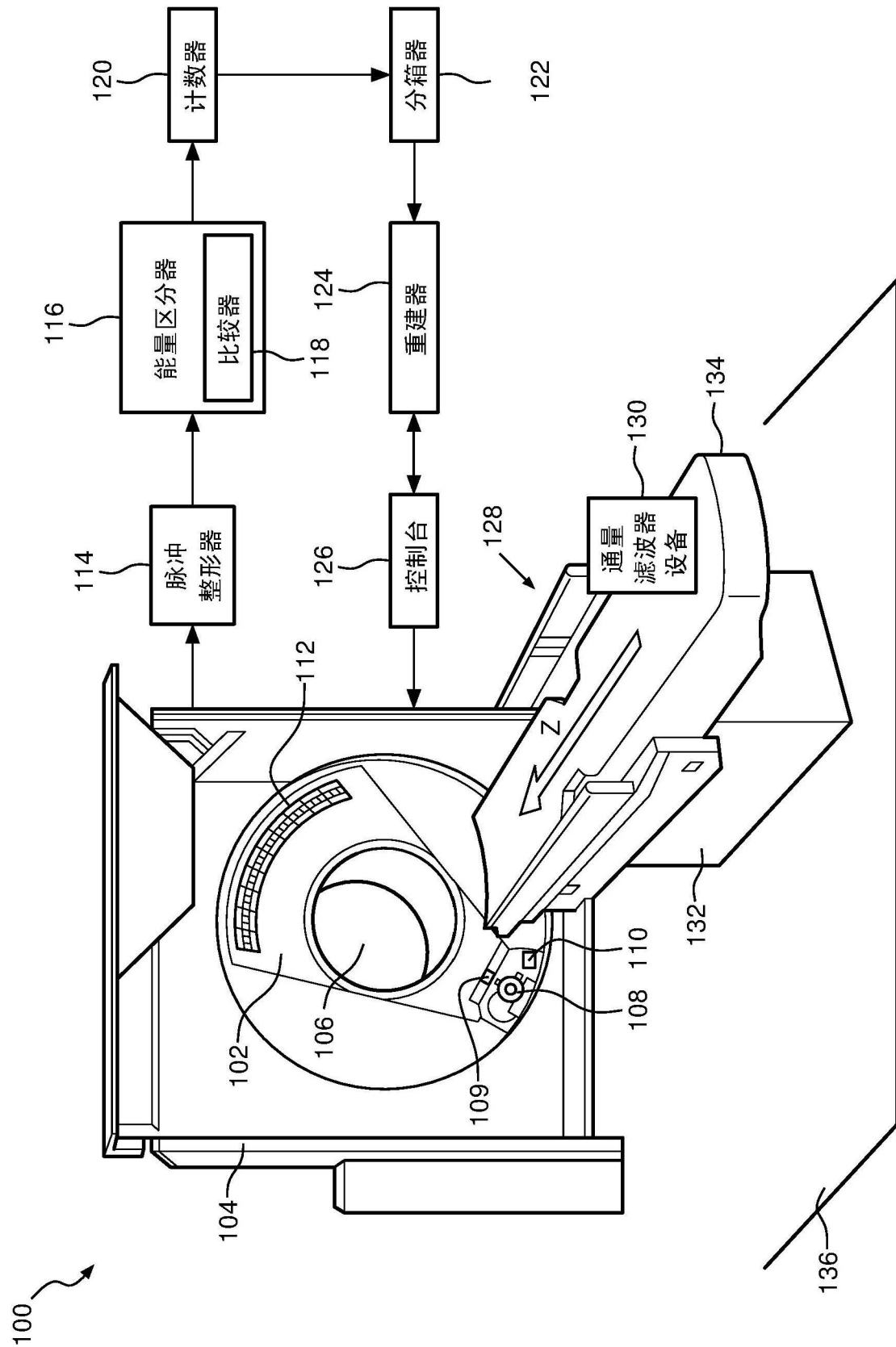


图1

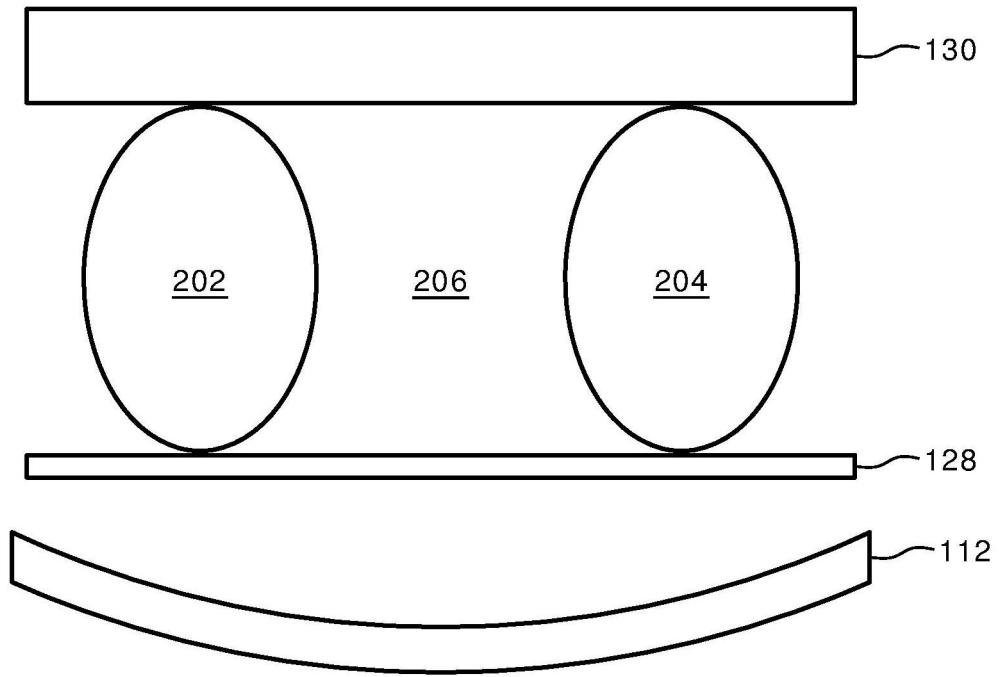


图2

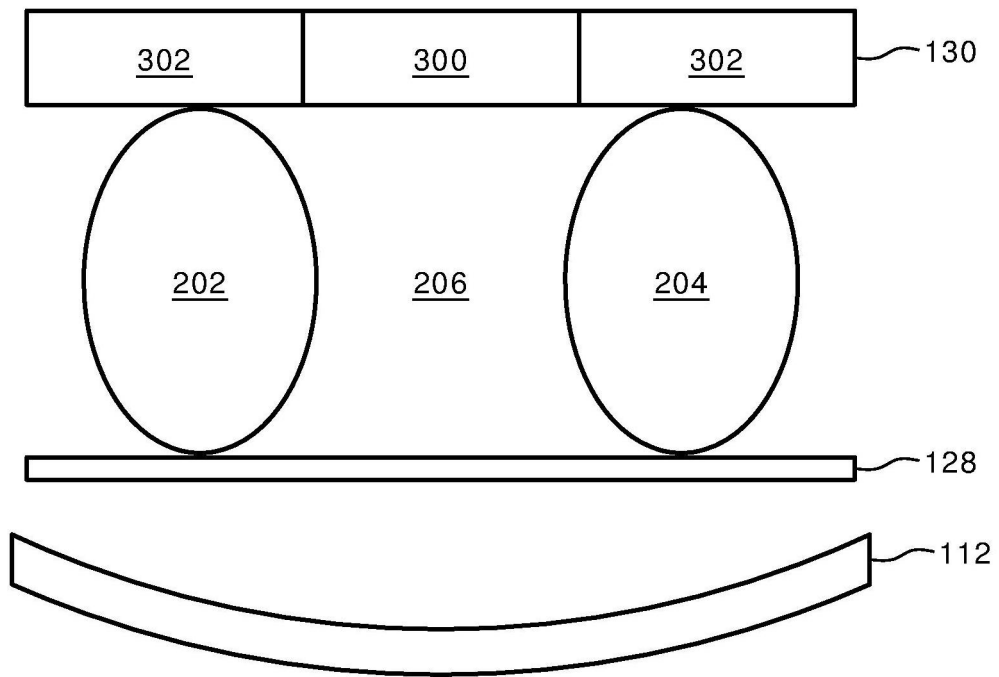


图3

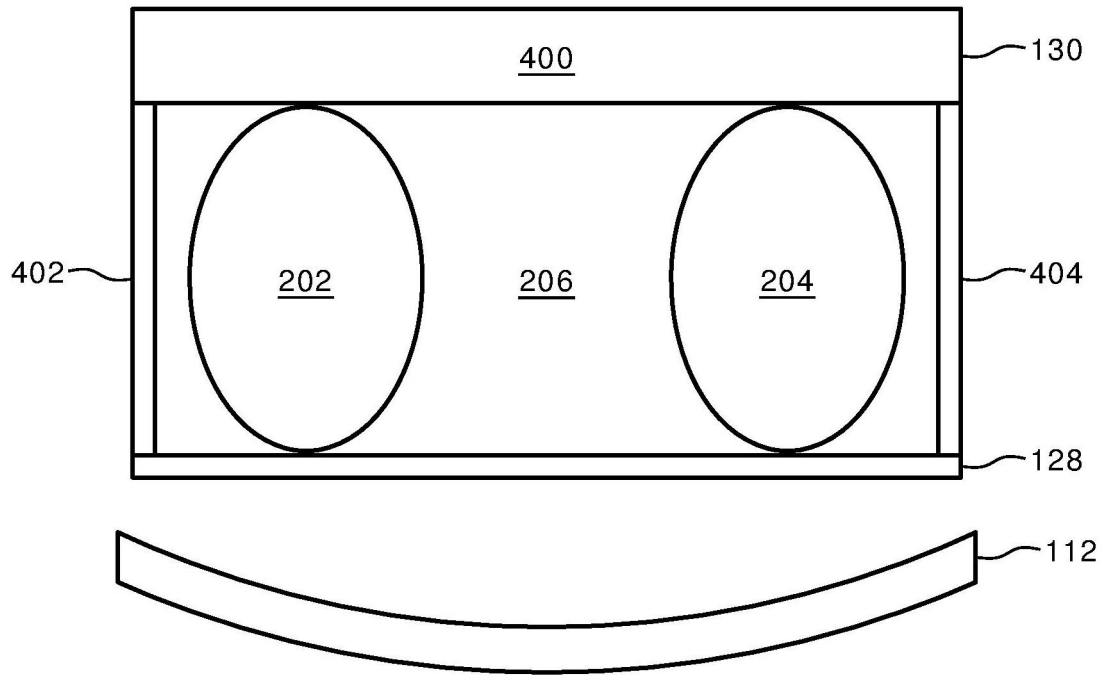


图4

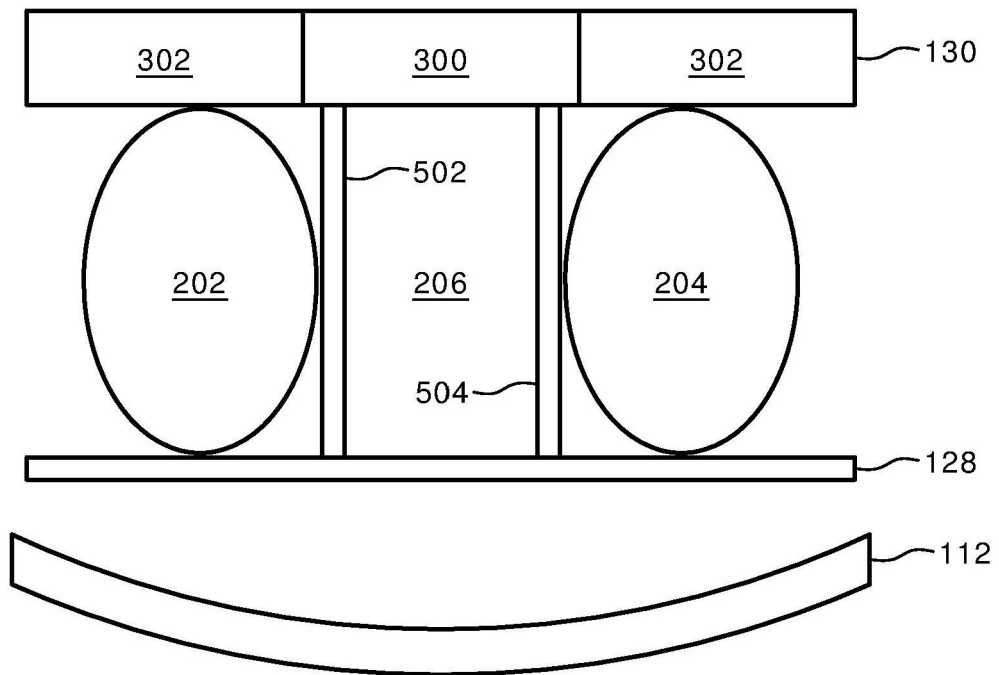


图5

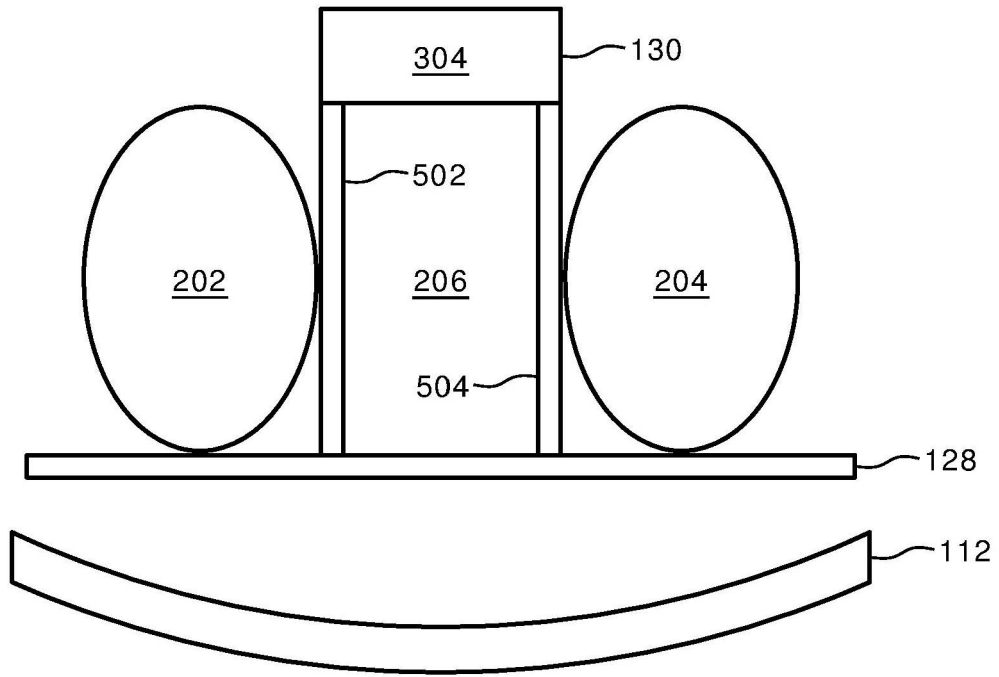


图6

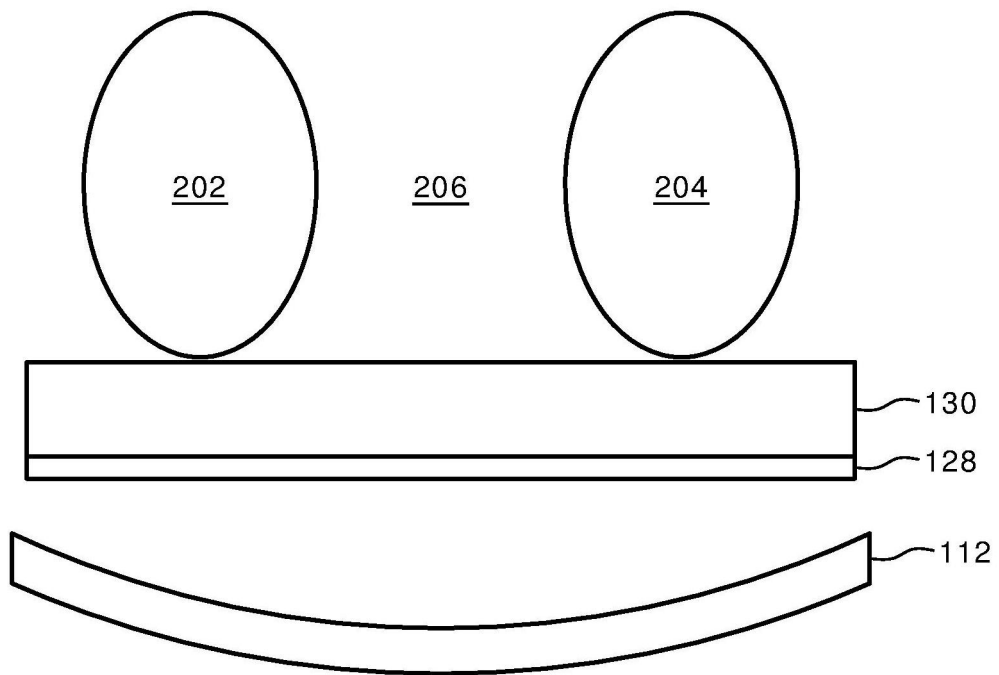


图7

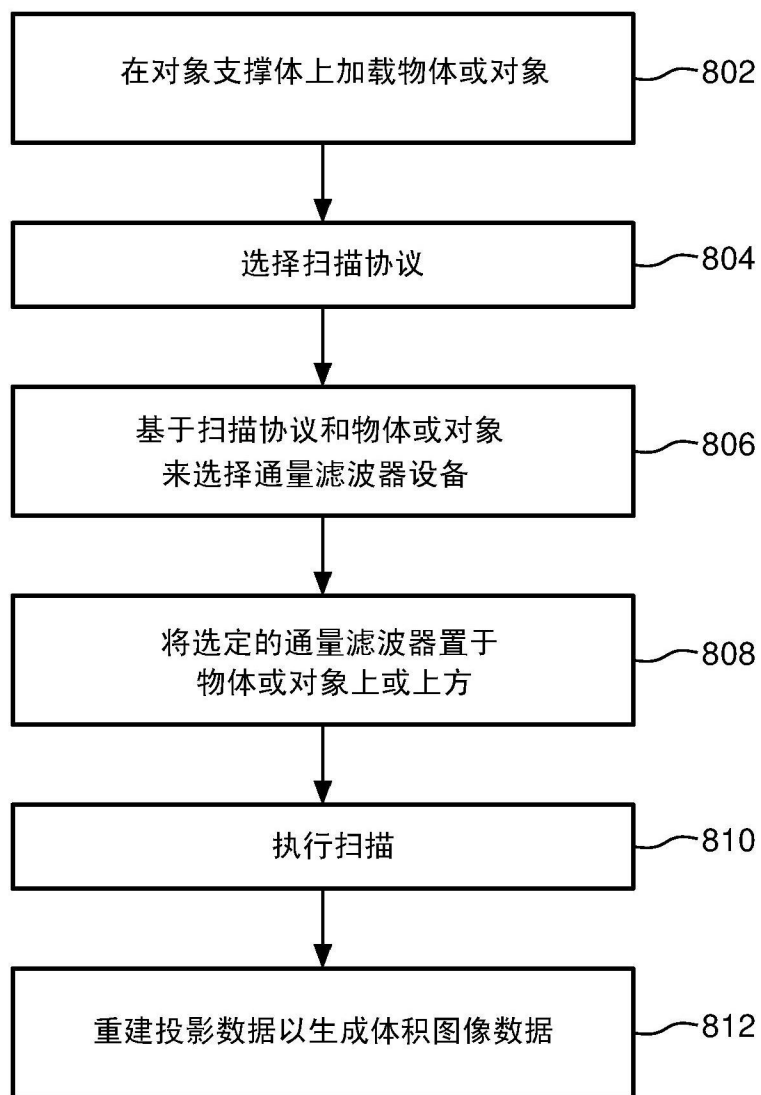


图8

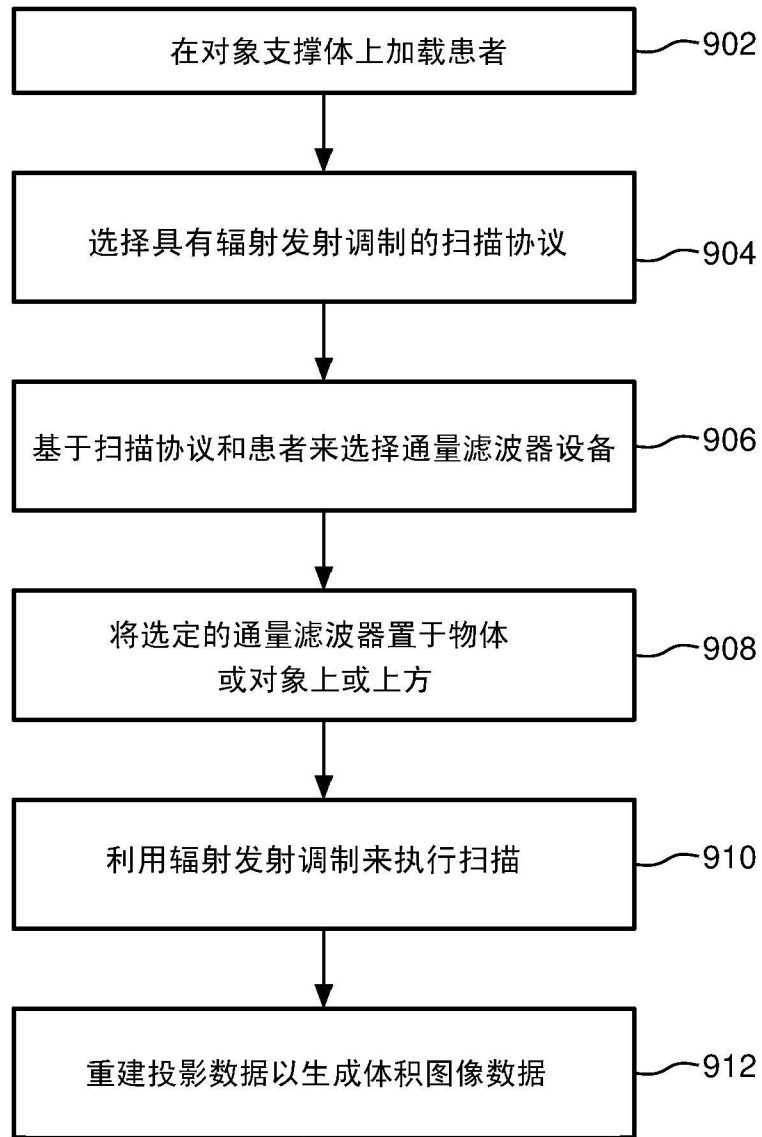


图9

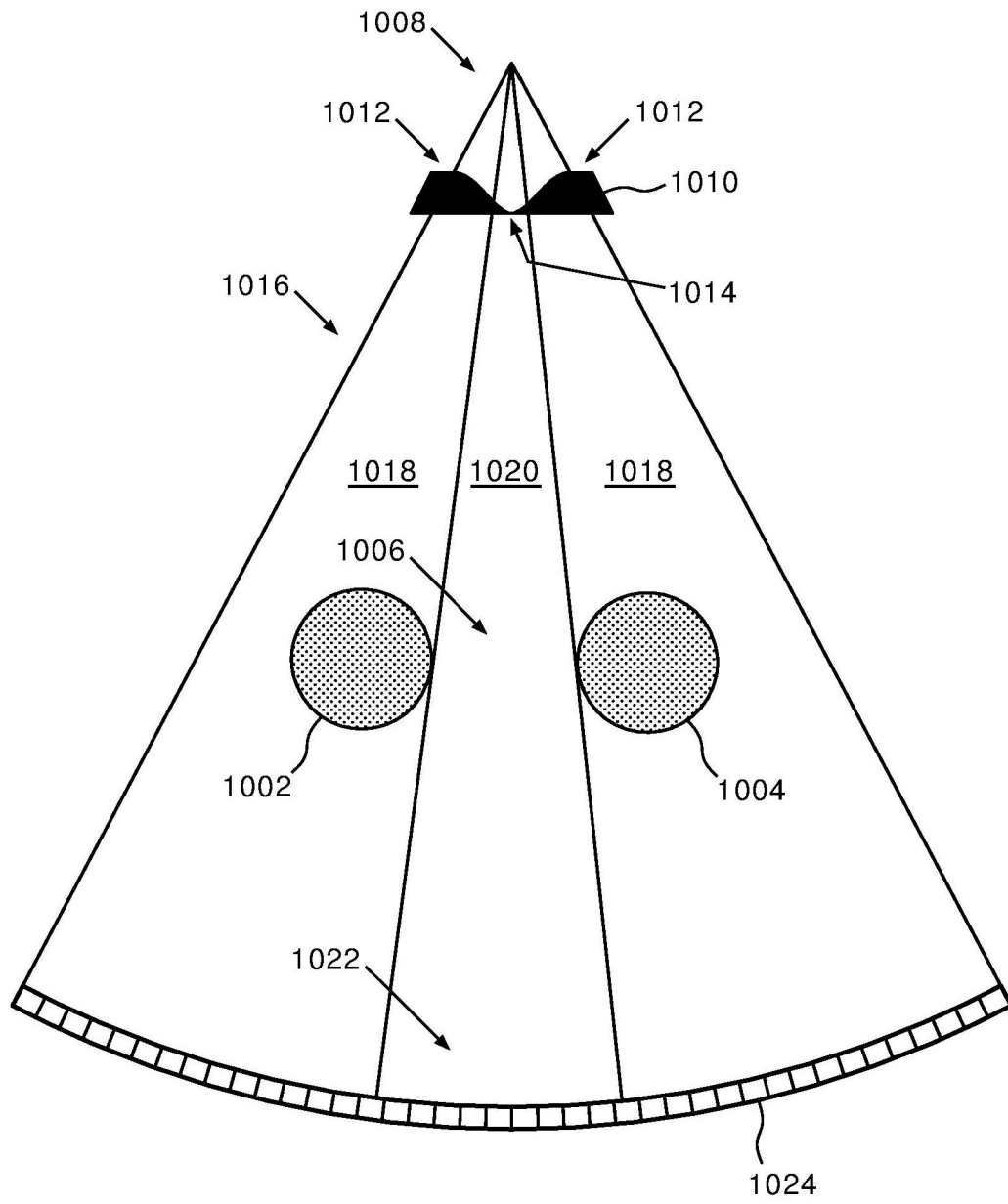


图10

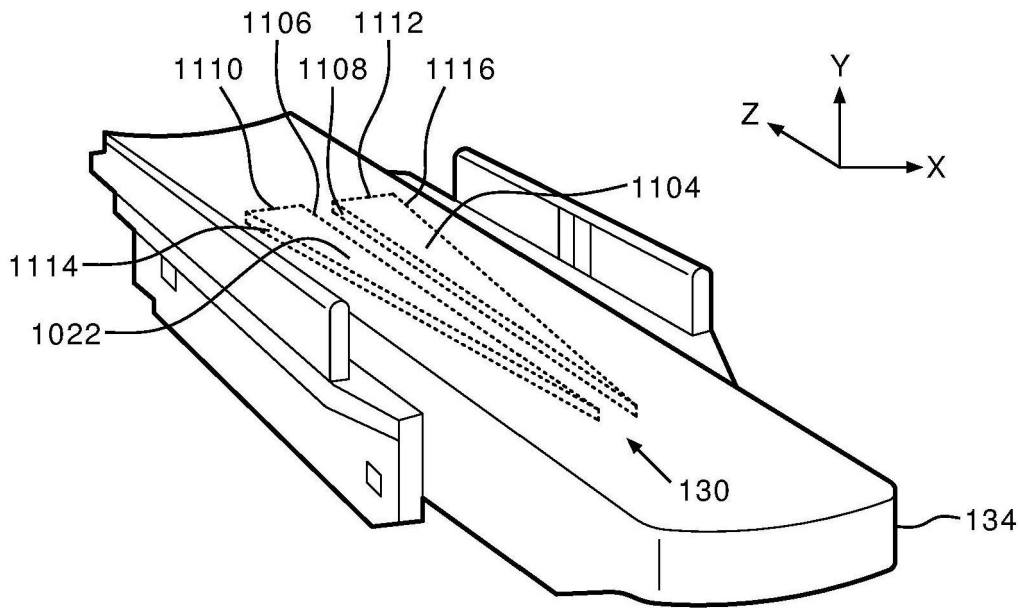


图11

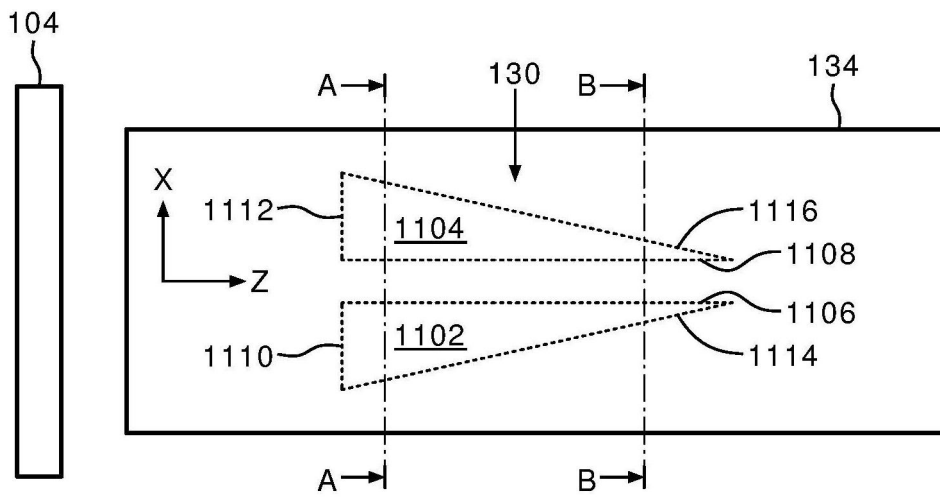


图12

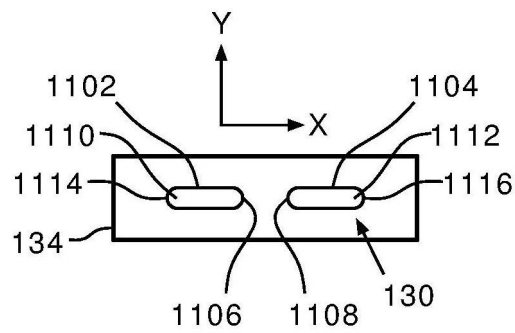


图13

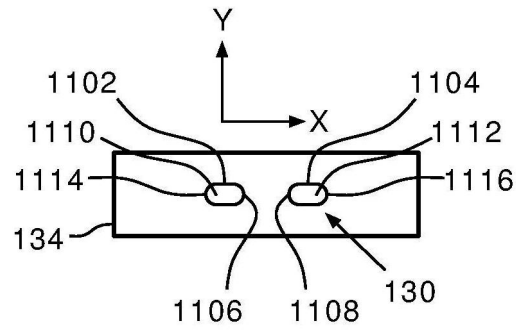


图14

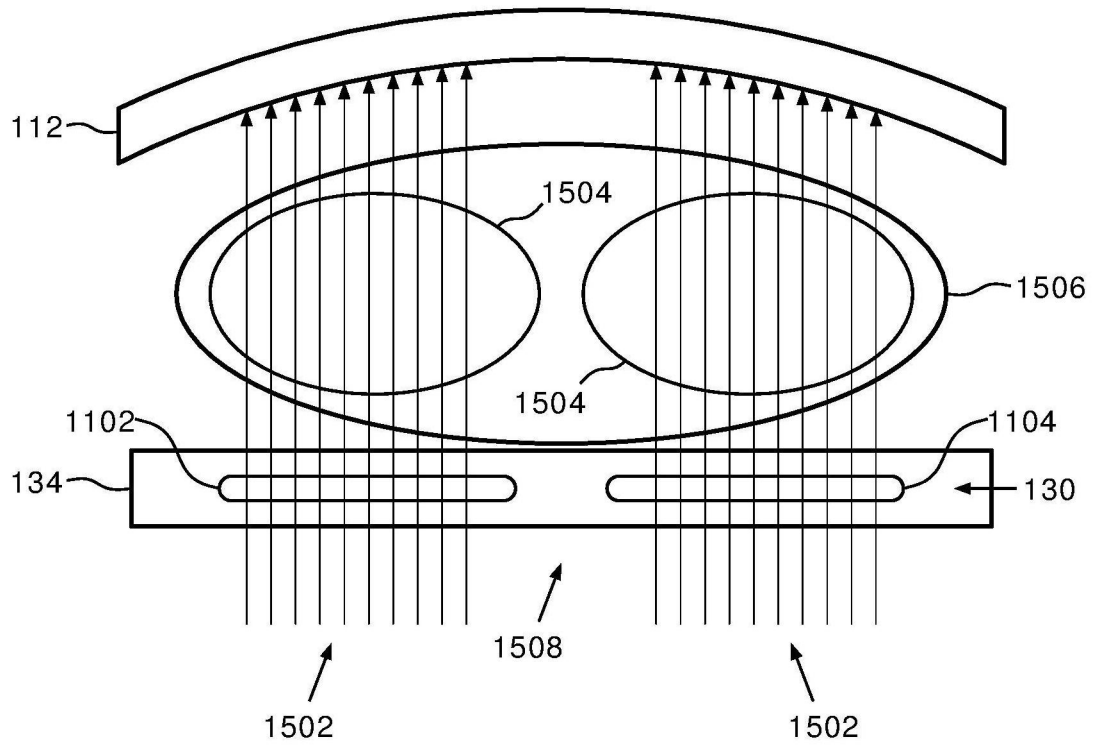


图15

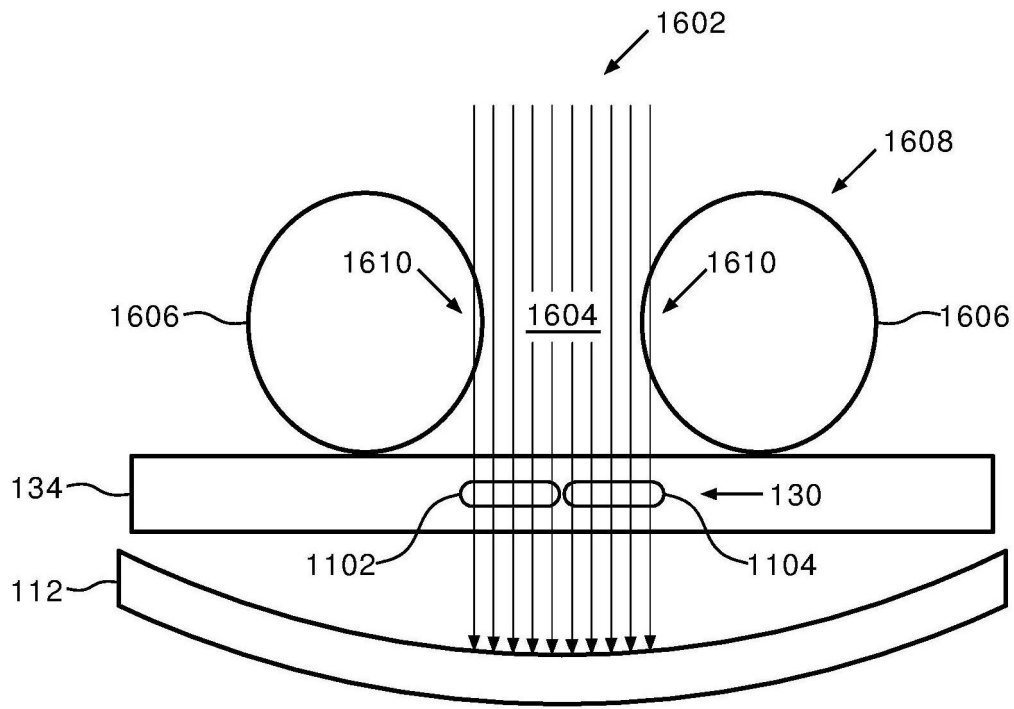


图16

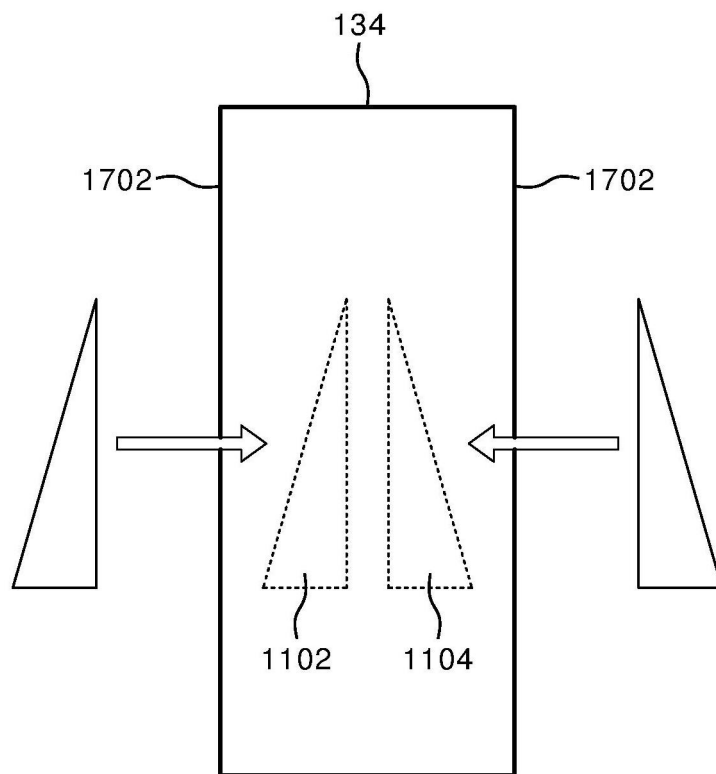


图17

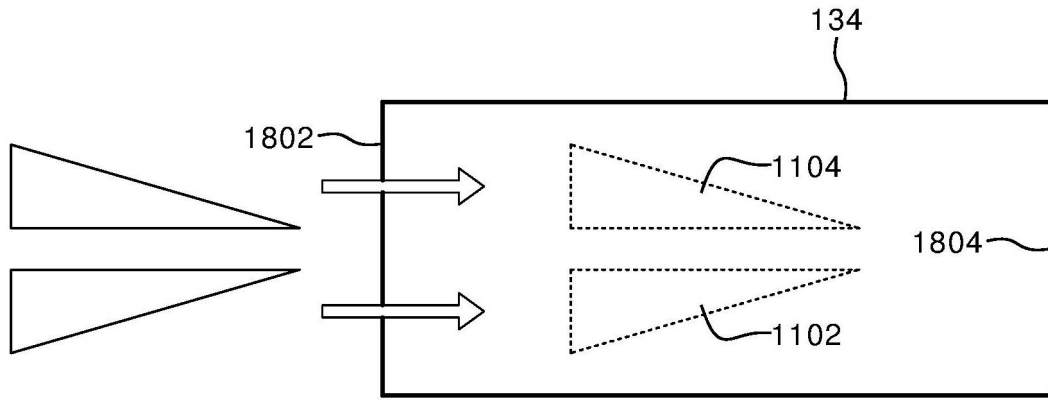


图18

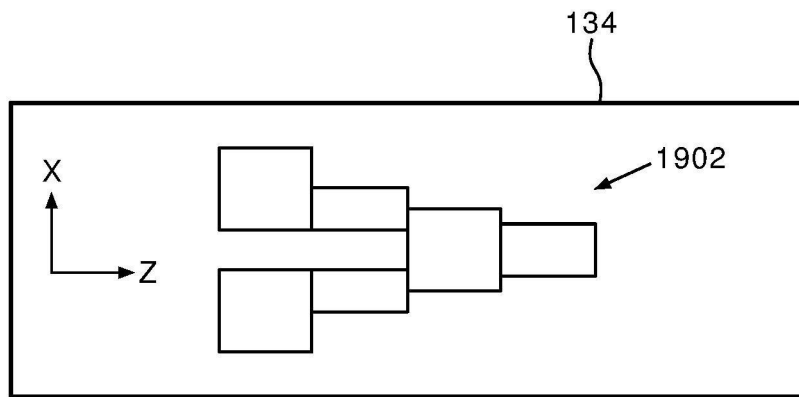


图19

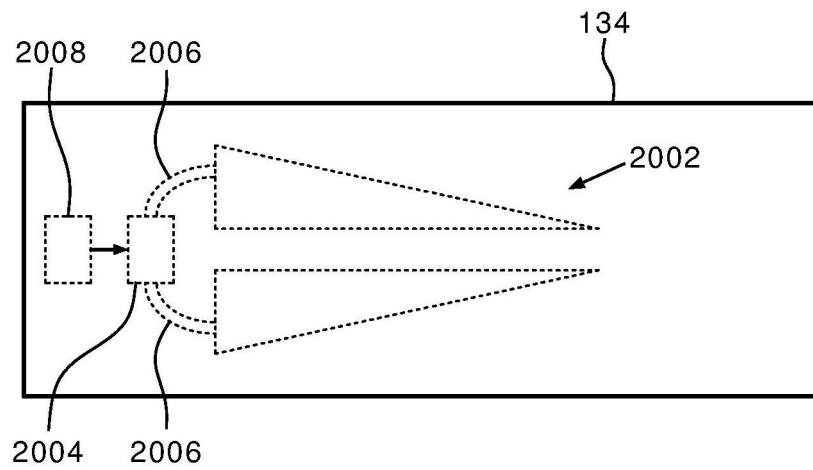


图20

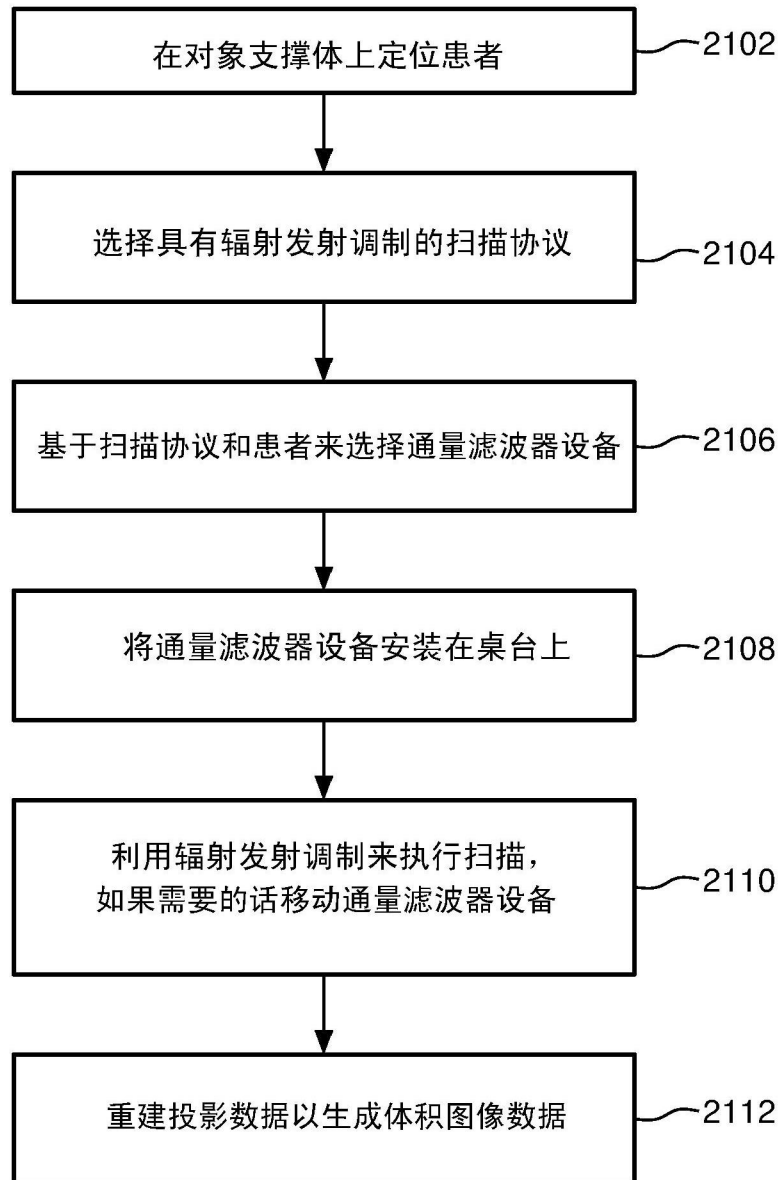


图21