



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108430331 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201680075139.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.12.15

代理人 蔡洪贵

(30)优先权数据

15201523.6 2015.12.21 EP

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.21

G01N 29/28(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/081089 2016.12.15

G21K 1/02(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/108544 EN 2017.06.29

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·西蒙 W·吕腾 T·佐尔夫

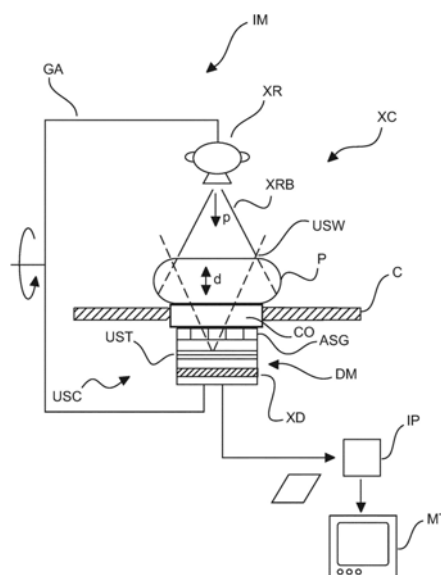
权利要求书1页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

超声波兼容的X射线防散射格栅

(57)摘要

一种填充有填充材料的防散射装置(ASG)。填充材料(202)具有与人体或动物组织的声阻抗相对应的声阻抗。此外,混合式X射线/超声成像器(IM)包括这样的防散射装置(ASG)。



1. 一种用于X射线成像的防散射组件 (ASG), 所述防散射组件包括填充有填充材料 (202) 的格栅 (G), 所述填充材料 (202) 具有与人体或动物组织的声阻抗相对应的声阻抗。
2. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述声阻抗在1.4MRayls到1.8MRayls的范围内。
3. 根据权利要求1或2所述的组件, 其中, 所述声阻抗大约为1.5MRayls。
4. 根据前述权利要求中的任一项所述的组件, 其中, 所述填充材料是凝胶和/或所述填充材料包括硅树脂和/或所述填充材料包括聚合物。
5. 根据前述权利要求中的任一项所述的组件, 其中, 所述格栅 (g) 的板片 (203) 之间的距离匹配超声中心频率的波长的一半。
6. 根据权利要求1到4中的任一项所述的组件, 其中, 所述格栅的节距小于超声中心频率的波长的十分之一。
7. 根据前述权利要求中的任一项所述的组件, 其中, 所述组件包括保持器部件 (201、204), 以便将所述填充材料保持在所述格栅内。
8. 根据前述权利要求中的任一项所述的组件, 其中, 所述组件包括用于将超声波耦合到人体或动物患者的身体中的耦合结构 (C0)。
9. 一种检测器模块 (DM), 包括:
超声换能器 (UST); 和
根据前述权利要求中的任一项所述的组件, 所述组件联接到所述超声换能器。
10. 根据权利要求9所述的检测器模块, 其中, 所述检测器模块进一步包括X射线检测器 (XD)。
11. 根据权利要求9或10所述的检测器模块, 其中, 所述超声换能器 (UST)、所述ASG组件和所述X射线检测器被直列式布置。
12. 根据权利要求11所述的检测器模块, 其中, 所述ASG组件相对于超声传播方向被布置在所述超声换能器 (UST) 的前方。
13. 一种组合式X射线和超声成像系统 (IM), 包括根据权利要求9到12中的任一项所述的检测器模块或根据权利要求1到8中的任一项所述的组件。
14. 一种成像系统, 包括:
X射线成像部件 (XC);
US成像部件 (USC); 和
根据权利要求1到8中的任一项所述的防散射组件, 所述防散射组件用于所述X射线成像部件。
15. 根据权利要求14所述的成像系统, 其中, 所述防散射格栅能够被布置成, 在所述US成像部件的操作期间, 处于所述X射线部件的X射线源与所述US成像部件的超声换能器之间。

超声波兼容的X射线防散射格栅

技术领域

[0001] 本发明涉及一种防散射格栅、检测器模块和成像设备。

背景技术

[0002] 越来越多的成像应用将X射线成像与超声波 (US) 成像相组合。在US2008/0242979 中公开了一种具有用于X射线和超声波的单独检测器的乳房摄影系统。

[0003] 然而,已经证明这种多模式成像在应用中是麻烦的。举例来说,一些目前的设置需要在两个后续操作中进行成像,一个用于X射线,另一个用于超声 (US)。而且,此类设置中的图像质量仍然低于预期。

发明内容

[0004] 因此,可能需要改进的多模式US和X射线成像。

[0005] 本发明的目的是通过独立权利要求的主题来解决的,其中进一步的实施例被并入从属权利要求中。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于X射线成像的防散射组件,该防散射组件包括填充有填充材料的格栅,所述填充材料具有与人体组织或动物组织的声阻抗相对应的声阻抗。

[0007] 所提出的防散射格栅 (ASG) 可以被用于组合式X射线和超声波成像以用于同时成像。整个US和X射线成像可以在单个操作中完成,而不是随后在两个成像操作中完成。填充的ASG可与X射线检测器和超声换能器一起集成到单个检测器模块中。ASG甚至可以在US成像期间保持在适当位置。

[0008] 较早的ASG对US来说是不透明的,并且这可能会诱使组合式US和X射线成像器的用户完全去掉ASG,这继而导致X射线图像质量保持低于标准值。另一方面,所提出的ASG由于其US透明度而鼓励用于组合式X射线和US成像,从而同时确保高质量的X射线和超声波成像。

[0009] 根据一个实施例,声阻抗在1.4MRayls到1.8MRayls的范围内。具体来说,根据一个实施例,声阻抗大约为1.5MRayls。已经发现这些具体的声阻抗针对人体或动物组织的范围提供了具体声阻抗的良好近似值。

[0010] 在结构上,并且根据一个实施例,填充材料是凝胶。根据一个实施例,填充材料包括硅树脂。根据一个实施例,填充材料包括聚合物。

[0011] 根据一个实施例,格栅的板片之间的距离匹配超声中心频率的波长的一半。这允许实现更好的US透明度。

[0012] 根据一个实施例,格栅具有由单元格 (cell) 形成的2D结构,尤其是蜂窝结构。单元格中心到单元格中心的节距 (pitch) 匹配超声中心频率的波长的一半。

[0013] 根据一个实施例,格栅的节距小于超声中心频率的波长的十分之一。

[0014] 医用超声换能器含有一个以上的工作频率。以下频率是通常用于超声检查的中心

频率的指南：

[0015] 2.5MHz：深腹部、产科和妇科成像；

[0016] 3.5MHz：一般腹部、产科和妇科成像；

[0017] 5.0MHz：血管、乳房、盆腔成像；

[0018] 7.5MHz：乳房、甲状腺；

[0019] 10.0MHz：乳房、甲状腺、浅静脉、浅表肿块、肌肉骨骼成像；

[0020] 15.0MHz：浅表结构、肌肉骨骼成像；

[0021] 20.0MHz到45.0MHz：血管内超声。

[0022] 根据一个实施例，该组件包括保持器部件以便将填充材料保持在格栅内。

[0023] 根据一个实施例，保持器部件包括联接到所述格栅的辐射射出面或辐射射入面的至少一个覆盖物部分。

[0024] 根据一个实施例，该组件包括耦合结构（例如，软硅树脂US匹配层）以促进进入患者身体中的良好的超声耦合。这种结构可以设置在要接触身体的格栅上（在辐射射入侧上）。替代性地，耦合结构仅形成该组件的临时部分。举例来说，该耦合结构可以被插入到患者支撑结构中。然后，当经由耦合结构由该组件形成接触时，该组件被耦合到患者。

[0025] 根据一个实施例，该耦合结构是一次性的并且由手动或自动分配器系统提供。该分配器系统可以附接到组件或患者支撑结构，例如，患者台。根据一个实施例，该格栅包括至少两个板片，在两个板片之间具有间隙，并且其中所述间隙完全填充有所述填充材料。

[0026] 尤其是，该格栅在排除空气的封闭处被填充。

[0027] 根据另一方面，提供了一种检测器模块，包括：

[0028] 超声换能器；和

[0029] 根据前述权利要求中的任一项所述的组件，该组件联接到所述超声换能器。

[0030] 根据一个实施例，该模块进一步包括X射线检测器。

[0031] 根据一个实施例，该超声换能器、该防散射组件和该X射线检测器被直列式（in-line）布置。尤其是，超声波经过防散射组件以到达超声换能器。这允许紧凑的布置结构和方便的多模式成像操作。

[0032] 根据一个实施例，ASG组件相对于超声传播方向被布置在超声换能器的前方。

[0033] 根据一个实施例，X射线检测器和超声换能器被布置在同一个晶片的相反面上。“晶片”包括“硅晶片”、“硅检测器平面”或“组合式固态成像平面”或其它中的任何一个。

[0034] 根据一个实施例，X射线检测器和超声换能器被布置在各自的晶片上，并且这两个晶片背靠背地联接。

[0035] 根据另一方面，提供了一种组合式X射线和超声波成像系统，其包括根据上文所提及的实施例中的任一个所述的检测器模块或者包括根据上文所提及的实施例中的任一个所述的组件。

[0036] 根据另一方面，提供了一种成像系统，包括：

[0037] X射线成像部件；

[0038] US成像部件，和

[0039] 防散射装置，该防散射装置用于所述X射线成像部件。

[0040] 在一个实施例中，防散射格栅装置能够被布置成，在US成像部件的操作期间，处于

所述X射线部件的X射线源与所述US成像部件的超声检测器之间。这允许成像系统的简单操作,因为在使用超声成像部件之前不必移除防散射装置。

[0041] 一种制造防散射装置组件的方法,包括:

[0042] 提供具有至少两个板片的格栅结构,所述两个板片具有限定在两者之间的间隙;
和

[0043] 将填充材料布置到所述间隙中。这可以通过填充或迫使填充材料进入到所述间隙中来实现。

[0044] 替代性地,该防散射装置通过交替地在彼此顶部或并排沉积板片材料条和填充材料条而构成。

[0045] 本文中使用的术语“防散射组件(装置)”包括防散射格栅(ASG)装置和准直器,尤其是后准直器以及具有格栅结构并且适于减少X射线散射的其它装置。

附图说明

[0046] 将参照以下附图描述本发明的示例性实施例,其中:

[0047] 图1示出了多模式成像系统;

[0048] 图2示出了整个散射格栅组件的不同实施例;和

[0049] 图3示出了混合式US/X射线检测器模块的不同实施例的横截面。

具体实施方式

[0050] 参照图1,示出了成像系统IM的部件。

[0051] 成像系统IM是多模式的,因为它组合了以不同原理工作的两个成像部件:存在X射线成像部件XC并且存在超声成像部件USC。可能的、非详尽的应用领域包括乳房摄影或心血管成像。

[0052] 每个成像部件可以单独地并且彼此独立地工作。可以使用一个部件来获取第一图像集合,并且随后可以使用另一部件来获取第二图像集合。优选地,两个部件,超声和X射线,可以同时工作以在待成像对象P的同时获取图像集合。该对象是人体或动物(尤其是,哺乳动物)患者。本文中主要设想的是人类患者或其解剖部分。因此,在下文中我们将把该对象称为患者P。在一个实施例中,患者P在成像期间被支撑在支撑结构C(例如,沙发或台或其它)上。

[0053] 两种成像模式(超声US和X射线)两者都允许查询关于患者P的内部结构的信息。然后将超声波成像和X射线成像彼此分开地观看。优选地,来自两种模式的图像流可以通过由图像处理部件IP实施的适合的配准技术融合成组合式图像流。这个部件包括可视化器,该可视化器可以将图像值映射到适合的颜色或灰度值。然后这些值被用于驱动适合的视频电路,以在US成像或X射线成像或组合式图像的显示单元MT上实现显示。举例来说,在组合式图像中,两个图像集合可以彼此重叠(overlay)(可能用不同的颜色编码来呈现),从而在视觉上和图像内容上彼此补充。更具体地,通过在X射线图像上重叠来自US成像的软组织图像结构,仍然可以显示通常在X射线中不可辨别的图像结构(例如,软组织)。另一可视化选项包括在X射线图像上重叠功能信息,例如,从US部件获得的流量或速度信息。优选地,这种组合式X射线+US可视化包括几何校正,因为US信息通常是扭曲的。

[0054] 首先转向超声波部件USC,其包括超声换能器UST。优选地但也不必然,超声换能器UCT是CMUT类型(电容式微加工超声换能器)。超声成像的潜在对比原则是从不同组织结构反射超声波的不同程度。超声换能器UST双重操作:它产生超声波USW,其沿着方向d(与X射线方向p相反)朝向患者传播。然后出射波以不同程度的强度反射离开组织类型。所反射的入射波然后返回到换能器UST,并且然后在那里被检测到。经由多个换能器单元格TC产生和检测超声波(参见图3)。换能器单元格以1D阵列线性地布置,或者优选地,以2D阵列按行和列布置。以1D或2D形成的布置结构遵循一定的“节距(pitch)”,即,一定的(换能器单元格/单元长度的)空间频率。在CMUT中,每个换能器单元格TC围绕形成在硅基板SS中的微小腔室或凹陷来组织。存在覆盖每个腔室的相应的膜片部分以形成多个腔室-膜片结构,每个单元格TC一个。一对相应的电极被布置成夹持每个腔室-膜片结构以形成相应的单元格TC。通过在该对电极上施加电压时促使膜片振动来产生出射超声波USW。相反地,可以通过入射(反射的)声波使膜片振动,并且然后将这个信息转换成电压波动信号。然后电压信号通过A/D电路转换成数字信号,该数字信号可以由图像处理器IP编译成超声(US)图像。US图像可以被存储或处理,例如,被呈现以用于在显示单元上观看。医疗US成像中所使用的US频率通常在1.5MHz到3.5MHz的范围内,但在某些(非医疗)情况下可设想到这个范围的变化。

[0055] 现在更详细地转到X射线部件XC,这包括例如X射线管的X射线源XR和X射线辐射敏感检测器XD组件。检测器组件可以是间接转换型或直接转换型的平板检测器单元(FPD)。

[0056] 间接转换型的检测器组件XD包括例如由碘化铯或硫氧化钆或任何其它适合的材料形成的闪烁层。闪烁层用于将撞击的X射线辐射转换为光,该光由与闪烁层相对布置的光电二极管系统检测到。光电检测器将所检测到的光转化为电信号。光电二极管系统以行和列布置成2D阵列中的检测器像素。然而,本文中不排除如用于扇形束CT中的检测器像素的仅仅1D的结构。

[0057] 直接转换类型的检测器组件XD可以省去闪烁层并且由可以经由电极系统将撞击的X射线辐射(经由在层中形成的电子空穴对)直接转化为电荷信号的材料(例如,非晶硒)形成。电极以行和/或列布置以限定检测器像素。

[0058] 独立于X射线检测器类型并且类似于上文所解释的换能器单元格系统,检测器像素的相应系统以适合的节距(检测器像素的空间频率)排列。此外,检测器XD包括适合的读出电路以收集各种电信号。然后适合的A/D电路将电信号转换为数字信号,该数字信号然后可以由图像处理模块IP处理为独立或融合的图像。就像US成像一样,X射线成像可独立或与显示装置MT上的US图像一起存储、处理或显示。

[0059] X射线中的潜在的图像对比度赋予原则是对象内部密度的变化。以X射线束XRB的形式提供X射线辐射,该X射线束沿着主方向p从X射线源穿过患者然后朝向X射线检测器XD传播。从X射线源发射的X射线辐射依据组织密度的变化而经历不同程度的衰减。衰减的不同程度被编码在辐射中,该辐射在相对于X射线源的远侧一侧处从患者射出,然后由检测器XD检测。遗憾的是,所检测到的辐射中编码的信息内容通常会受到X辐射通过对象时导致的散射成分(scatter contribution)的影响。与患者P体内的物质相互作用的X辐射衰减是由于吸收和散射造成的。它主要是人们希望成像的吸收分量。由瑞利散射和康普顿散射组成的散射成分通常被认为是令人讨厌的,因为它会降低图像对比度。为了减少这种散射成分(并且因此增加图像对比度),成像系统IM包括防散射格栅ASG,其包括由铅、钨或其它高Z材

料形成的板片系统限定的格栅结构以阻挡散射。

[0060] 在图像采集操作期间,会产生X射线辐射和声波并且与患者相互作用。患者驻留在X射线源与检测器模块DM中间(可能在支撑结构C上)。在一个实施例中,设想到不仅将X射线检测器XD和超声换能器UST集成到所述检测器模块DM中,而且还将ASG集成。具体地,ASG、X射线检测器XD和超声换能器UST这三个部件可以相对于X射线源XR直列式布置。此外,ASG、X射线检测器XD和超声换能器UST这三个部件可以布置在单个壳体或框架中。这种集成的直列式布置是可行的,因为与传统X射线成像中使用的ASG不同,本文中提出的ASG具有不仅使其对超声波来说是透明的而且与超声成像兼容的结构。更具体来说,与传统的ASG不同,所提出的ASG填充有具有与人体或动物(尤其是哺乳动物)组织的声阻抗相匹配的声阻抗的填充材料。由于这种匹配,ASG可以保持在US成像期间由换能器USC产生的超声锥USW内。具体的声阻抗是材料特性。它是由给定材料中的给定声压导致的粒子速度的测度。如本文中所提出的ASG中的填充材料充当US阻抗适配器部件以轻微地使US波阻抗(来自和进入换能器UST)适应于预期的组织内波传播速度,因此减少(如果不是完全消除的话)不想要的US反射。即使超声波在US成像期间行进穿过ASG组件,这也确保良好的US图像质量。由于(具体来说)它们的板片的声阻抗的不匹配,常规的ASG导致产生将会影响超声图像质量的禁止性的反射模式。可肯定的是,即使在所提出的ASG中,板片的声阻抗仍然保持不变。然而,在所提出的ASG中,板片被嵌置在具有正确声阻抗的填充材料内以匹配人体或动物组织的声阻抗。结果,与没有这样的填充材料的常规ASG相比,在整个ASG的覆盖区域上取得的平均声阻抗更好地匹配组织内的US阻抗。

[0061] 本文在一个实施例中设想到的组合式检测器模块DM具有分层结构,其中ASG在X射线源的近侧被布置为顶层。然后ASG联接到超声换能器UST,中层,并且底层由X射线检测器XD形成。此外,在具体的US成像期间,三个部件ASG、UST和XD被直列式布置。ASG在顶部上位于X射线源的近侧,并且US超声换能器UST和X射线检测器XR在ASG后面被布置在X射线源的远侧。当然,如果需要的话,举例来说,如果只希望使用US成像部件US,仍然可以从US/X射线的视场中移除ASG。在这种情况下,无论使用哪种成像部件(X射线或US),所提出的成像系统都赋予用户灵活性,使ASG仍然留在视场内。这允许降低成像设备的复杂性,并且允许紧凑地构成或在空间有限的条件下使用。从上文将理解,本文中使用的空间限定词“顶部”、“近侧”和“底部”、“远侧”、“后面”或“前面”是相对于X射线源的位置而取得的。换句话说,词语顶部或近侧指的是更靠近于X射线源,而底部或下面或远侧指的是进一步远离X射线源XR。

[0062] 在成像器IM的组合使用中,即,在X射线和超声成像采集期间,促使检测器模块DM与患者的身体接触。在一个实施例中,借助于具有适当声阻抗(接近1.5MRayls)的耦合结构C0来实现耦合。耦合结构C0允许产生与患者无空气接触的相对大的区域。优选地,耦合结构是使患者舒适的软或液体US接触凝胶形成的包装件/衬垫。替代地,也可以使用硅树脂层。在一个实施例中,耦合结构C0是永久联接到格栅组件ASG的辐射入射侧的分离的结构。然而,优选地,耦合结构C0是一次性的,因此经由适合的紧固装置(例如Velcro或其它)可移除地联接到ASG。由于磨损或卫生,这允许用于新的耦合结构C0来无障碍的更换耦合结构C0。紧固装置被布置在US路径的外部,举例来说,在ASG的侧部上。在一个实施例中,(一次性)耦合结构C0由附接到ASG或患者支撑件C的自动分配器系统提供。优选地,支撑结构C在整个或

仅在患者与检测器模块发生接触的指定区域处是X射线和US透明的。

[0063] 举例来说,支撑结构C可以包括适当限定的空隙或孔(如图1中所示),通过该空隙或孔可以经由耦合结构C0建立与患者身体的接触。耦合结构C0可以被牢固地布置成位于所述孔中的插入物。替代性地,如果台架被布置成允许检测器模块从上方接近患者,那么在支撑结构C中不需要这样的空隙。在这种情况下,X射线曝光源被定位于患者和支撑件C下方。

[0064] 在成像期间,患者被定位于在一侧的检测器模块DM与在另一侧的X射线源XR之间。然后,将X射线源XR定位在离患者适合的成像距离处。然后X射线图像采集可与超声图像采集一起开始以获取两组图像数据,然后该图像数据可以通过图像处理系统IP处理成图像。在一个实施例中,X射线源和检测器模块被布置在共同的台架GA上。台架可以是可旋转的或者可移动的,以相对于患者P适当地定位X射线源XR和/或检测器模块DM,以能够获取人体解剖的特定部分的相关图像。然而,台架GA是可选的,因为本文中还设想到纯粹的墙壁安装式或地板安装式成像系统IM,其中患者实际上在指定区域站在房间中,其中X射线源和检测器模块各自适当地安装在房间内,但未必如如图1中所示的C形臂型成像器IM的示例那样彼此物理联接。还应当理解,所提出的ASG可以用作任何现有的组合式US和X射线成像器的附加装置。

[0065] 现在转到图2,其更详细地示出了所提出的ASG的不同视图和实施例。

[0066] 图2A示出了如本文所设想的ASG组件的横截面侧视图。ASG组件包括1D(一维)或2D(二维)的格栅结构。格栅由小型壁或条系统形成,板片203由铅、钨或其它高Z材料形成,以阻挡X射线辐射内的不需要的散射成分。2D ASG可以提供比1D更高的机械刚度。具体来说,这在使用比如铅的相对软的材料制作板片时是有用的。作为板片材料的铅可能是有利的,因为它提供了较低的声阻抗(与钨相比),并且这允许US波甚至以倾斜的角度传播。

[0067] 在1D的布置结构中,板片203被组织为以规则的距离分开且沿着单个方向(在根据图2A的Z方向上)延伸的平行的单个组。在具有2D结构的格栅的一个实施例中,存在彼此交叉以形成由板片所界定的单元格构成的矩形格栅的两组平行板片203。然而,2D结构可能未必被实现为矩形格栅,如图2C中所示的,其中板片被布置为蜂窝结构,其中板片形成非矩形单元格,例如,圆形、多边形(例如,六边形)单元格或其它形状的单元格。由于5到10的较高宽高比和US反射壁,蜂窝式ASG就像用于超声的波导。然而,这是没有问题的,因为US的图像分辨率通常在250 μ m以上。无论ASG被布置成1D还是2D结构,在板片之间都会形成间隙。这些间隙中的一些或所有如本文所提出的那样填充有填充材料202,填充材料202具有与上文所提及的人体组织的声阻抗相对应的声阻抗。

[0068] 用于格栅的板片可以通过对薄箔进行冲压和分段(staging)来制造,与制造用于SPECT的类似准直器所使用的方法不同。

[0069] 优选地,两个板片之间的给定间隙完全填充有填充材料202。更具体来说,填充材料延伸间隙的整个长度、宽度和高度。更具体来说,一旦填充有填充材料202,则在间隙中不存在或者存在最小的空气封闭(air enclosure)。优选地,填充材料由聚合物制成。举例来说,填充材料可以作为一种类型的胶来施加,具体来说,丙烯酸胶。替代性地或另外,可以使用凝胶材料作为填充材料102。在实施例中,填充材料是常规的超声成像中目前使用的常规US凝胶,以用于在与超声探头接触之前施加在患者的皮肤上。在另一实施例中,使用硅树脂或硅树脂凝胶作为填充材料202。硅树脂是有利的,因为它提供了机械刚度和相对低的超声

吸收度。RTV (室温硫化) 硅树脂在这个方面中特别有利, 因为硅树脂具有接近水的声阻抗 (仅有5%的差异), 因此理想地模拟一系列人体或动物组织, 并且已经证明其具有长期稳定性。具体来说, 可以使用 (透明) 硅树脂密封剂。

[0070] 在上述填充材料实施例的任一种中, 优选地选择材料的 (具体) 声阻抗以最佳匹配一系列人体或动物组织。通常, 声阻抗 Z 由材料中的声速 v 乘以其密度 ρ 给出: $Z = v * \rho$ 。如上文所提及的, 在一个实施例中, 材料具有类似于水的具体声阻抗。优选地, 声阻抗应当在1.4MRayls到1.8MRayls之内。而且, 1.4MRayls到1.99MRayls的范围是可接受的。申请人已经发现这是人体组织阻抗的相关声阻抗区间并且允许减少反射。相关的人体组织 (物质) 包括水、血、脂肪、肝组织、脑组织、肾组织、心脏组织、肌肉组织、眼组织和皮肤。在这个区间之外离得越远, 反射将增加越多。优选地并且理想地, 声阻抗越接近1.5MRay, 在US反射减少方面越好。具体来说, 可以使用具有大约1.53MRayls的声阻抗的 (透明的) 硅树脂密封剂。其它适合的更具体的示例性实施例包括处于1.6MRayls或1.69MRayls的乙酸乙酯 (大约18%或28%的乙酸) 或者处于1.73MRayls到1.79MRayls的 (低密度) 聚乙烯。

[0071] 应当注意的是, 填充材料的声阻抗是在特定温度等的测试条件下建立的。而且, 声阻抗可以用除上文所示的以外的其它数量来描述, 并且所有这些都是本文中所设想的声阻抗的等同定义。

[0072] 在一个实施例中, ASG组件进一步包括一个或多个保持器部件以确保填充材料被保持在格栅内。在一个实施例中, 保持器部件包括两个覆盖层201、204, 一个覆盖层201布置在格栅的顶部上 (在辐射入射面上) 并且另一个在格栅的底部 (辐射出射面) 上。这种构造不仅将填充材料保持在适当位置, 而且还用于加强整个格栅以防弯曲。由于保持器部件应当具有较高的刚性, 因此保持器部件材料可以被制成比填充物本身更不US透明。在一个实施例中, 顶部覆盖物201和背部覆盖物204包括低密度聚乙烯 (LDPE) 以提供机械刚性, 并且允许与超声换能器UST和X射线检测器XD精确地机械对准。

[0073] 优选地, 至少一个或两个覆盖物201、204具有是待使用声波的半个中心波长的若干倍的厚度。这允许减少US成像中的伪影。尽管如图中所示的两个覆盖物部分是优选的, 但在替代性实施例中, 在格栅的出射面处仅使用单个覆盖物204。

[0074] 作为另一替代方案, 不是具有两个分离的保持器 (顶部和底部覆盖物), 而是在本文中还想其它解决方案。举例来说, 整个格栅可适合地封装, 例如, 收缩包装在塑料箔中, 以确保填充材料保持在适当位置。

[0075] ASG的顶部覆盖物也可以用作经由阻抗匹配耦合结构C0直接界面连接患者的检测器覆盖物。

[0076] ASG的工作能力通过i) 板片的空间频率与ii) (在X辐射的传播方向上测量到的) 板片的深度或高度之间的比率来描述。这个比率有时被称为格栅比率或宽高比率。对于2D格栅, 则存在两个比率, 每个方向一个比率。1:4、1:8或1:12的格栅比率是常见的, 但在某些应用中也可能需要其它值。“格栅节距” (即, 板片系列的空间频率的倒数) 通常等于X射线检测器XD像素的节距, 或是其整数倍, 或稍微更低。举例来说, 空间频率可以在每厘米30到60个板片的范围中。如果板片的节距是约250 μm , 那么格栅板片的高度是大约1mm到2mm。在一个实施例中, 格栅节距也对应于超声换能器UST中的换能器单元格矩阵的格栅节距。使用其节距与超声波阵列的检测器节距和X射线像素节距 (或节距的倍数) 匹配的ASG允许防止或减

少莫尔 (Moiré) 效应。在X射线检测器中, 格栅通常与像素矩阵不完全对齐, 因此与X射线像素节距的一些不匹配是可接受的以适应US换能器阵列的节距。200 μm 到500 μm 之间的板片距离已经被证明是尤其有利的, 因为这满足了US和X射线两者的大部分节距要求。

[0077] 根据所需要的宽高比进行板片空间布置的准确度对于它们的工作是重要的。而且, 优选的是使板片以令人满意的精度平行延伸。为了确保这一点, 尤其是针对1D格栅的情况, 使用跨过板片延伸的一组间隔物205以提供稳定性。这在图2B中予以示出。更具体来说, 图2B示出了在x方向上(即, 在X射线束XB的行进方向上或平行于超声波USW的传播方向)的平面图。2D格栅本质上更稳定, 并且不需要这样的间隔元件。事实上, 如图2B中所示的格栅视为1D格栅, 具体来说, 因为不需要间隔物205遵循板片203的宽高比率或间距。在一些实施例中, 板片倾斜以用X射线源的焦斑进行聚焦。对于进一步远离ASG中心的板片来说倾斜增加。这允许更有效地使用辐射。为了实现格栅的更好的US兼容性, ASG节距优选地小于超声中心频率的十分之一。

[0078] 在一个实施例中, 1D ASG的板片距离匹配超声中心频率的波长的一半。举例来说, 3MHz的US (非常常见) 在水中具有 $\lambda=500\mu\text{m}$ 的波长, 因此250 μm 的ASG格栅等于 $\lambda/2$ 。

[0079] 假如ASG是2D的, 具体来说, 在ASG具有如图2C中所示的蜂窝结构或类似的情况下, 单元格中心到单元格中心的节距匹配超声中心频率的波长的一半。

[0080] 在一个实施例中, ASG组件可移除地布置在检测器模块DM中。举例来说, 用户可操作的释放机构允许用户随意地将ASG安装在模块DM的壳体中或将其从模块DM的壳体卸下。举例来说, 组合式模块DM的壳体可以包括具有捕获机构(例如, 卡扣配合或门锁机构)的轨道, ASG可滑动地接收和固定在该捕获机构中。替代性地, 轨道可以形成为超声换能器UST的顶面的带凸缘的边缘部分, 并且当需要时ASG可以滑到US换能器UST上。

[0081] 在一个实施例中, 用户具有由他或她支配的填充有各自具有不同的声阻抗的不同填充材料的一组不同的ASG格栅。这允许从其填充材料对于手头的超声任务具有最佳配合的声阻抗的组中“挑选”ASG。另一选项是具有填充有这样的填充材料的单个ASG组件, 即, 该填充材料的声阻抗可以随意改变以便匹配各种组织类型的一系列声阻抗。通过适当的处理(例如, 通过加热、化学或其它方式)来实现不同的声阻抗, 以使得填充材料(优选地、可逆地)更软或更硬, 从而对不同的组织类型进行声阻抗调整。

[0082] 不是选择填充材料来匹配具体组织类型(脂肪、肌肉等)(这在一些实施例中可能适当的), 而是替代地可以计算不同(相关)人体组织的声阻抗的平均值(可能加权), 并且然后选择填充材料以匹配如此计算的平均声阻抗。权重表示希望成像的组织混合物的预期组成。

[0083] 现在参照图3, 图3示出了如本文中在不同实施例中设想到的检测器模块DM的横截面侧视图。尽管图3中的图示主要涉及间接转换型检测器组件XD, 但下文可以同样应用于直接转换型检测器组件。

[0084] 首先参照图3A)中的实施例, 其示出了布置在检测器模块DM的顶部上的ASG组件。换句话说, 检测器模块中的ASG组件在X射线源的近侧, 其中X射线束XRB在方向p上传播。如图所示, 超声波沿着方向d传播。在图3A的实施例中, X射线检测器XD的光电二极管PD检测器层303形成在硅树脂基板(或晶片)SS的一侧(远侧)上, 而换能器UTC布置在同一硅晶片SS的另一侧(近侧)上。换句话说, 当制造图3A的实施例时, 基板SS在两侧上被处理。在所示的实

施例中,X射线检测器光子层是与Si光子检测器集成的CMOS X射线检测器,但也设想到其它解决方案。在X射线源XR的远侧的闪烁体层304从下面联接到光电二极管层303的远侧面。

[0085] 图3B的施例类似于图3A中所示的施例,然而,这次换能器UST和检测器XD的若干部分形成在单独的硅晶片SSa、SSb上,并且这些晶片然后背靠背地彼此附接,如图3B中所示。优选地,超声换能器UST和X射线检测器XD都以CMOS工艺制造在不同的晶片SSa、SSb上。硅晶片SSa、SSb优选地变薄,并且然后背靠背地附接。闪烁体405或者(视情况而定)直接转换材料层优选地放置于X射线源XR的远侧,因为这在安装或连接两个基板SSa、SSb时更有利,否则必须将闪烁体层405或直接转换材料层夹在两者之间。然而,在一些施例中,仍然设想到这样的夹式解决方案。

[0086] 与其中CMOS检测器层包括集成式光子检测器PD的图3A中的施例不同,图3B中的施例的特征是联接到大面积光检测器层404的单独的CMOS检测器层。然而,这在所有施例中可能不是如此,并且如图3A中所示的集成式光检测器可以替代地用于图3B施例中。相反地,图3A的施例可以包括如图3B中所示的单独的大面积光检测器层404,而不是集成式光电二极管。

[0087] 作为上述的另一变体,超声换能器UST和X射线检测器XD可以形成在由不同材料形成的不同基板上,而不是形成在由相同材料形成的晶片上。更具体来说并且根据一个施例,基于玻璃或箔的X射线检测器层联接到换能器UST的背侧(即,远侧)。再者,有利地,换能器是CMUT型的,因此基本上是薄硅晶片,当X射线检测器层联接到该薄硅晶片时,该薄硅晶片易于处理。检测器像素的矩阵可以由薄膜电子器件制成,例如,a-Si、有机材料、非晶态氧化物或LTPS(低温多晶硅)。

[0088] 检测器层XD可颠倒地附接到换能器UST层,即闪烁体或直接X射线转换层在X射线源XR的远侧。可替代地,闪烁体层或直接X射线转换材料层可以安装在X射线源的近侧,但在这种情况下,US换能器UST必须安装在X射线转换层或闪烁体层的顶部上。

[0089] 作为又一个施例,换能器UST和X射线检测器是完全自发的装置,不共享任何物理接口,而是仅布置成堆叠体,与服务器壳体中的硬驱动模块不同。优选地,整个堆叠体可以安装在单个壳体中。优选地,US换能器和X射线检测器仍然至少彼此联接,以确保在同时US和X射线成像操作期间的对准。US透明的ASG被放置在US换能器模块UST的顶部上。可选地,在US换能器UST与X射线检测器XD之间布置中间层,以提供US波束的阻尼以进一步避免来自反射的伪影。

[0090] 检测器模块DM的任何上述施例可以被容纳在单个壳体或框架中。

[0091] 在上述施例中的任一个中,超声换能器UST优选地是CMUT类型的,但在本文中还可设想到其它解决方案,例如,压电型US换能器。优选地,在CMUT施例中,相关联的读出电路同样相应地与基板SS或SSa上的CMUT结构集成。在检测器模块DM的上述施例中的任一个中,AGS组件适合联接到US换能器UST的近侧面。这可以通过胶合(例如,用硅树脂)来实施,或者AGS可释放地联接到US换能器UST的近侧面。

[0092] 如在检测器模块DM的所有前述施例中可见,X射线辐射首先通过ASG,并且然后穿过超声换能器UST。

[0093] 通常,超声换能器将被布置在X射线检测器的顶部上,因为X射线检测器(尤其是其闪烁体或其直接转换层)通常对于超声是不透明的。然而,如果X射线检测器组件XD可由超

声透明的材料制造,那么本文中还想将X射线检测器布置在超声换能器的顶部上,其中两个都定位在ASG下方。

[0094] 在一些实施例中,ASG、超声换能器UST和X射线检测器的占地面积(footprint)(表面积)在形状和表面积上重合。然而,这在所有实施例中可能并非如此,其中至少超声换能器T的占地面积小于下面的X射线检测器的视场或占地面积。

[0095] 举例来说,在一些实施例中,超声换能器UST可以被布置成作为仅仅一个条跨过下面的X射线检测器的视场延伸。作为数值的示例,换能器UST可以布置成相对于下面的X射线检测器占地面积的大约10cm的整个宽度仅具有大约1cm的宽度的条。假如超声换能器的占地面积与X射线检测器XD的占地面积不重合,那么ASG的所有板片并不都需要如上所提出的填充有填充材料。只有与下面的UST矩阵对齐的那些板片间隙填充有填充材料。其余板片间隙可以填充有虚假结构,例如纤维素结构,或者以其它方式仅用作稳定器。

[0096] 如果出于任何原因选择用填充材料仅填充格栅中的一些间隙,则仍可以使用全视角UST换能器,但是这可以通过仅激活换能器单元格矩阵中与所填充的间隙对齐的选定部分来操作。可以最小化对US波束的干扰。为了保持较低的X射线能见度,X射线检测器的其余部分可以由与US换能器相同的材料堆叠形成的未处理晶片覆盖。替代性地,并且较不优选地,可以通过X射线图像的软件增益校正来消除X射线吸收度的差异。在US换能器占地面积之外填充ASG区域允许在X射线检测器的整个视场内实现均匀的X射线吸收度。这允许减少X射线图像中的图像伪影。

[0097] 针对上文在图1到图3中描述的“填充的”ASG组件设想到各种制造方法。在一个实施例中,作为板片系统的格栅结构设置在被保持在正确空间位置中的中间矩阵结构中。然后将这个矩阵结构与板片一起定位于真空室中。更具体来说,矩阵结构被适合地稳定并且在该板片矩阵结构的一侧上建立真空。填充材料在另一侧,并且由于真空所施加的吸力而被迫进入到间隙中,从而使基质材料移位。在填充材料是凝胶或其它半流体的情况下,可以有利地使用这种类型的真空辅助将填充材料引入板片间隙中。然而,这种制造方法也可以与硅树脂一起使用,其中以液体形式提供的硅树脂然后被吸入间隙中,然后留下来固化。以这种晶片的方式,可以生产填充的ASG,然后将其切割成所期望的形状。

[0098] 使用RTV硅树脂的优点在于它可以以双组分体系制备。双组分材料混合成液体,并且然后将其施加到板片之间的间隙,并且然后在几分钟或几小时内硬化。临时性纤维基质材料可以最初用于将板片保持在适当的位置,然后当填充材料(例如,双组分RTV硅树脂)施加到格栅时,将该临时性纤维基质材料排出或溶解。

[0099] 在替代性的制造实施例中,通过在彼此顶部交替地沉积填充材料层和板片材料层来建立ASG结构。举例来说,填充材料和板片材料被布置成条,并且这些条抵靠着工作台并排或在彼此顶部交替地放置,该工作台具有其中已经形成有凸缘或挡块的足够光滑的表面。然后将填充材料形成的条(例如,硅树脂条)放置在工作台上以抵靠着凸缘搁置,并且然后继续交替地沉积填充条和板片条,以便逐渐建立ASG组件,该ASG组件具有对应于工作板的占地面积的占地面积。然后将这个分层结构(“ASG晶片”)切割成所期望的形状以得到ASG组件,并且然后准备供使用。填充材料条和板片条在这个交替沉积过程中胶合在一起,并且工作板的表面使得ASG晶片在胶接触工作台时不容易被粘住。ASG晶片因此可以容易地释放而不会造成损坏。

[0100] 应指出的是,本发明的实施例是参照不同主题描述的。尤其是,一些实施例是参照方法类型的权利要求来描述的,而其它实施例是参照装置类型的权利要求来描述的。然而,本领域技术人员将从上面和下面的描述中得出以下结论:除非另外指出,否则除了属于一种类型的主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为在本申请中公开。然而,所有特征都可组合,从而提供超出所述特征简单加和的协同效应。

[0101] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示并描述了本发明,但这样的图示和描述被认为是图示性或范例性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和从属权利要求,本领域技术人员在实施所主张的本发明时,能够理解并实现所公开实施例的其他变型。

[0102] 在权利要求中,词语“包括”并不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中记载的特定措施并不表示不能有利地使用这些措施的组合。在权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

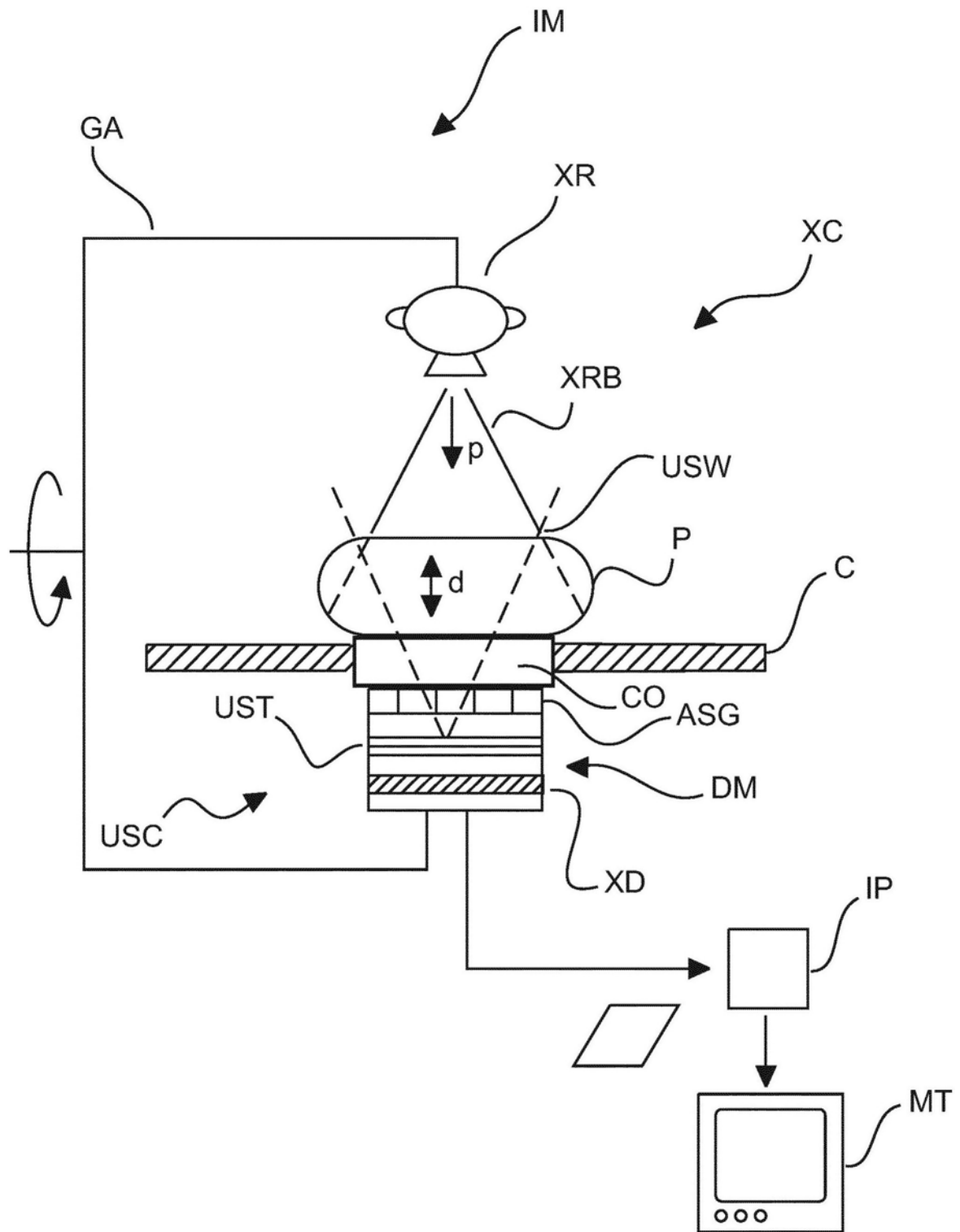


图1

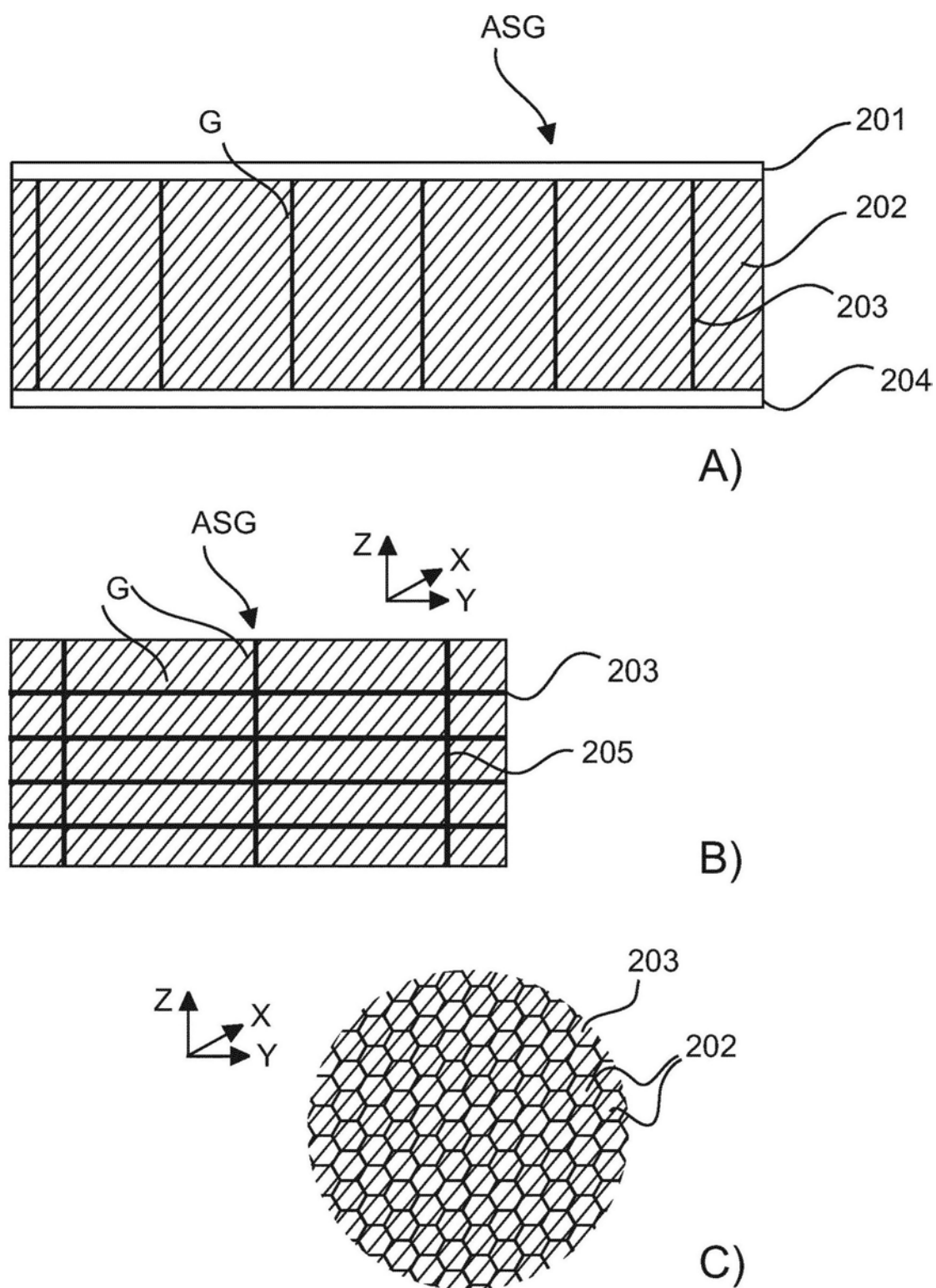


图2

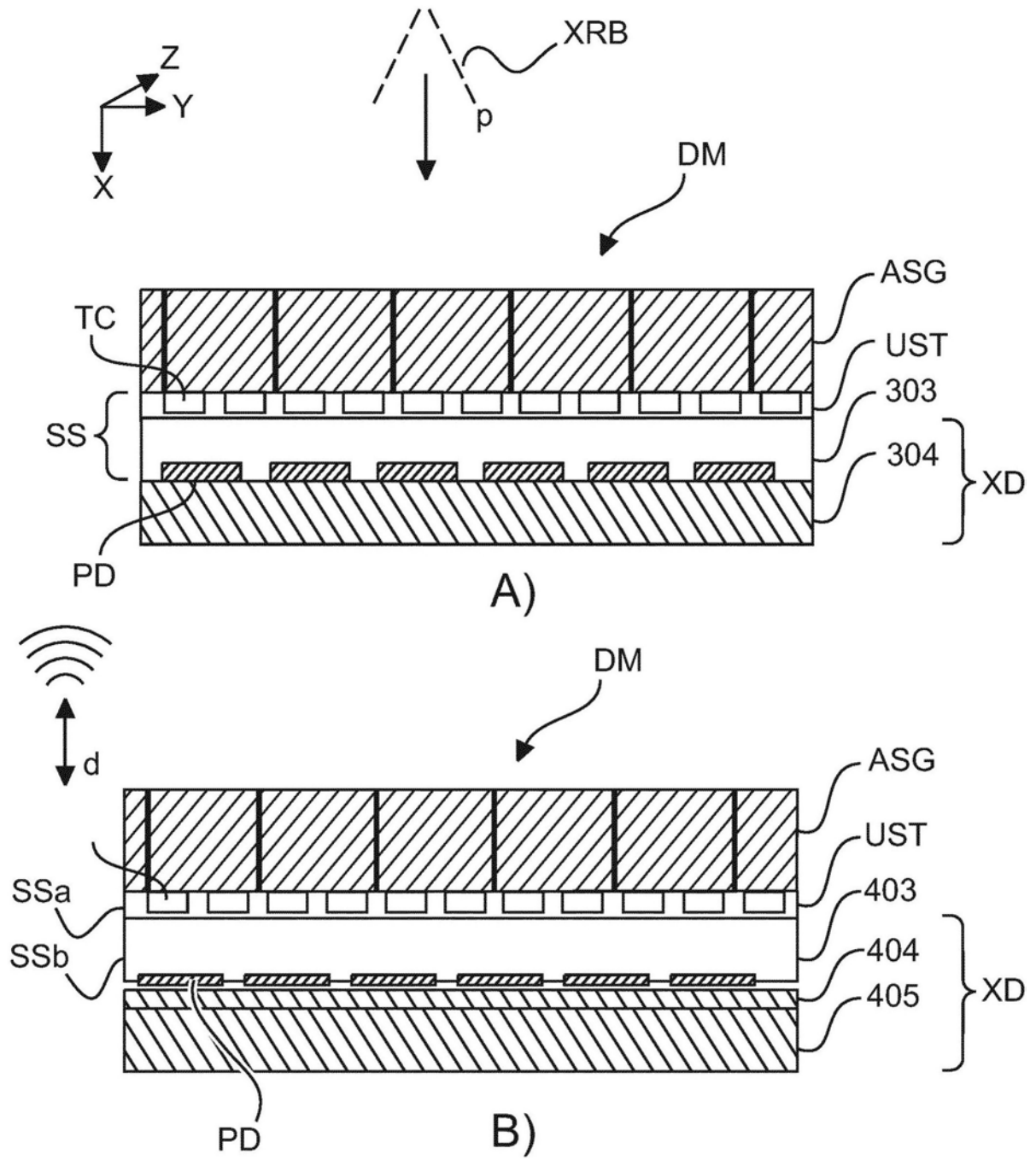


图3

专利名称(译)	超声波兼容的X射线防散射格栅		
公开(公告)号	CN108430331A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201680075139.X	申请日	2016-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	M西蒙 W吕腾 T佐尔夫		
发明人	M·西蒙 W·吕腾 T·佐尔夫		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/08 A61B8/00 G01N29/28 G21K1/02		
CPC分类号	A61B6/4291 A61B6/4417 A61B6/502 A61B6/508 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/4281 A61B8/4416 G01N29/28 G21K1/02 G21K1/025		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	2015201523 2015-12-21 EP		
其他公开文献	CN108430331B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种填充有填充材料的防散射装置(ASG)。填充材料(202)具有与人体或动物组织的声阻抗相对应的声阻抗。此外，混合式X射线/超声成像器(IM)包括这样的防散射装置(ASG)。

