



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104321017 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201380024723. 9

A61B 8/08 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 05. 06

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/645, 674 2012. 05. 11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/053615 2013. 05. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/168076 EN 2013. 11. 14

(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 F·G·G·M·维尼翁 J·张

A·A·丹尼尔斯 A·K·贾殷

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

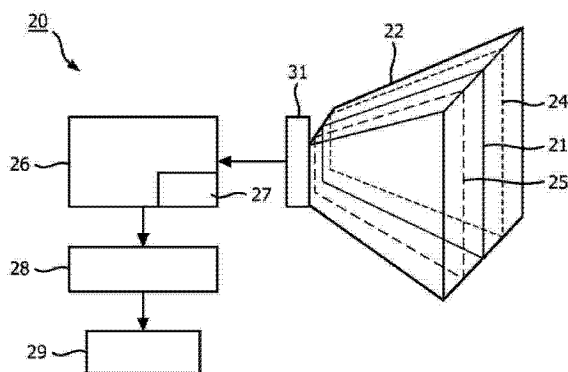
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

用于使用超声对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的超声成像装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于对镜检对象（例如活检针）和组织中的靶解剖结构进行成像的方法和超声成像装置 (20)，从而，即使当所述镜检对象的位置偏离包括所述靶解剖结构的靶平面 (21) 时，所述镜检对象也保持可视。



1. 一种使用超声对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的方法,所述方法包括:
 - 组织成像步骤 (11):
 - 将第一声波发射到所述组织的体积区域 (22) 中,所述体积区域包括定位于靶平面 (21) 的所述靶解剖结构,
 - 接收来自所述靶平面的所述第一声波的回波,并且
 - 处理接收的回波以产生组织图像,
 - 所述组织成像步骤使用组织模式特异性的参数集合,以及
 - 镜检对象成像步骤 (12):
 - 将第二声波发射到所述组织的所述体积区域中,所述体积区域包括所述镜检对象,
 - 接收来自所述靶平面的所述第二声波的回波,并且
 - 处理所述接收回波以产生镜检对象图像,
 - 所述镜检对象成像步骤使用镜检对象模式特异性的参数集合,以及
 - 显示步骤 (13),其用于显示组合的组织图像和镜检对象图像,其特征在于:
 - 所述镜检对象成像步骤适于:
 - 接收来自多个图像平面 (24、25) 的所述第二声波的回波,所述多个图像平面在围绕所述靶平面 (21) 的选定的仰角的仰角方向上分隔开,以及
 - 处理从所述靶平面和从所述多个图像平面接收的所述回波,以产生所述镜检对象图像。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述镜检对象成像步骤还适于从所述多个图像平面中的每个个体平面分割出所述镜检对象,并且因此从所分割的个体平面创建所述镜检对象图像。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,包括至少两个组织成像步骤 (11) 和至少两个镜检对象成像步骤 (12),其中,所述组织成像步骤与所述镜检对象成像步骤交错执行。
4. 一种用于对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的超声成像装置 (20),所述装置包括:
 - 阵列换能器 (31),其用于将声波发射到所述组织的体积区域 (22) 中,并且用于接收所述声波的回波;
 - 射束形成器 (26),其用于通过所述阵列换能器来控制所述声波的发射,使得将第一声波发射到所述体积区域中并且从所述靶平面接收所述第一声波的回波,所述体积区域包括定位于靶平面 (21) 的所述靶解剖结构;并且用于通过所述阵列换能器来控制所述声波的发射,使得将第二声波发射到所述体积区域中并且从所述靶平面接收所述第二声波的回波,所述体积区域包括所述镜检对象;
 - 数据处理器 (28),其用于处理所述第一声波的所述接收的回波,以产生组织图像;并且用于处理所述第二声波的所述接收的回波,以产生镜检对象图像;以及
 - 图像处理器 (29),其用于显示组合的组织图像和镜检对象图像;其特征在于:
 - 所述阵列换能器 (31) 适于具有仰角转向能力,
 - 所述射束形成器 (26) 适于控制对来自多个图像平面 (24、25) 的所述第二声波的接

收,所述多个图像平面在围绕所述靶平面(21)的选定的仰角的仰角方向上分隔开,以及

- 所述数据处理器(28)适于处理从所述靶平面和从所述多个图像平面接收的回波,以产生所述镜检对象图像。

5. 根据权利要求4所述的超声成像装置,其中,所述数据处理器(28)还适于从所述多个图像平面分割出所述镜检对象。

用于使用超声对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的超声成像装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声对诸如针状器械的镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的方法,所述方法包括组织成像步骤、镜检对象成像步骤以及显示步骤,所述组织成像步骤包括:将第一声波发射到组织的体积区域中,所述体积区域包括定位于靶平面的靶解剖结构;接收来自靶平面的所述第一声波的回波;并且处理所述接收的回波以产生组织图像,所述组织成像步骤使用组织模式特异性的参数集合,所述镜检对象成像步骤包括:将第二声波发射到组织的所述体积区域中,所述体积区域包括镜检对象;接收来自靶平面的所述第二声波的回波;并且处理所述接收的回波以产生镜检对象图像,所述镜检对象成像步骤使用镜检对象模式特异性的参数集合,所述显示步骤包括显示组合的组织图像和镜检对象图像。

[0002] 本发明还涉及实施根据本发明所述的方法的装置。

[0003] 更具体而言,本发明涉及使用超声对活检针进行成像的方法和用于对活检针进行成像的超声成像装置。

背景技术

[0004] 超声通常用于在介入外科手术程序期间对针插入进行成像。例如,这样的针可以是用于从身体中的靶解剖结构中退回液体的穿刺针,或从身体中的靶解剖结构中移除样本的活检针。针也可以用于将药物或其他物质施予到相对于身体中的靶解剖结构的特异性的位置。

[0005] 在这样的程序期间,针轨迹的精度是高度重要的。针不应该干扰或损伤不与正在进行的程序关联的解剖结构。一些程序可以指向诸如动脉的身体中的小区域,或诸如心脏的靠近大的解剖结构的区。因此,针放置的准确度是至关重要的。

[0006] 超声常常用于对针和靶解剖结构进行成像以支持介入程序的成像方法。诸如 X 射线或 EM(电磁)引导的其他成像备选方法遭受各种缺点,例如,辐射暴露的风险、仅仅 2D 视图、额外的安装时间、追踪误差或诸如活检针的镜检对象的可视性的缺乏。

[0007] Cheung 和 Rohling's 在“Enhancement of needle visibility in ultrasound-guided percutaneous procedures(Ultr.Med.Biol.(2004)30:第 617-624 页)”中描述了根据前言所述的用于对镜检针和组织中的靶解剖结构进行成像的方法。这里,通过显示镜检对象图像(也称为针特异性的图像)和组织图像的组合,增强了超声图像中的针的可视化,而没有对组织中的靶解剖结构的可视化的质量做出让步。使用组织模式特异性的参数集合获得的组织图像描绘组织中的靶解剖结构,但是可能以低质量来描绘针,或甚至根本不描绘针,然而使用镜检对象模式特异性的参数集获得的镜检对象图像描绘具有高对比度的针,但是可能几乎不描绘背景组织。通过对其采取加权平均,组合两个图像来产生示出针和靶解剖结构二者的图像(常常称为针增强图像)。

[0008] 在组织成像步骤中和在镜检对象成像步骤中的超声成像的特性被优化以允许最

佳可能的响应。通过分别使用组织模式特异性的参数集合或镜检对象模式特异性的参数集合来设置这些特性。这些参数集合可以包括,例如,超声波的频率、与射束转向和射束密度有关的参数、焦点深度、接收回波的速率(帧速率)以及控制所接收的回波的处理类型(例如,腔处理和时间滤波)的参数。

[0009] 在以上描述的方法中,针对要被显示的针的有利几何配置是所谓的“平面内”几何配置,其中,在包括靶解剖结构的靶平面中包含针的长轴。然而,在绝大多数情况下,由于例如组织异质性和斜面非对称性,针的位置偏离靶平面。

[0010] 现在,已知方法的问题是在组合(针增强)图像中未示出(或未充分示出)这样的平面外的针。临床医生不得不移动成像换能器,发射并接收声波,以对针进行定位,但是然后丢失定位于原始靶平面的靶解剖结构。此外,由于临床医生不知道针相对于原始靶平面被定位到哪里,因此他没有怎样移动换能器以找到针的指示。

发明内容

[0011] 本发明的目的是克服现有技术的以上问题。根据本发明,通过提供根据前言所述的方法实现该目的,其中,镜检对象成像步骤适于 i) 接收来自多个图像平面的所述第二声波的回波,所述多个图像平面在围绕靶平面的选定的仰角的仰角方向上分隔开;并且 ii) 处理从靶平面和从多个图像平面接收的回波,以产生镜检对象图像。

[0012] 发明人已经认识到,在组织成像步骤中保持对包括靶解剖结构的靶平面进行成像,并且同时在镜检对象成像步骤中对包围所述靶解剖结构的组织的体积区域进行成像而不需要移动换能器是重要的。

[0013] 根据本发明,在镜检对象成像步骤中使用镜检对象模式特异性的参数集合来采集多个图像平面,所述多个图像平面在仰角方向上分隔开。这给出 3 维(针特异性的)图像集合。从该 3 维(针特异性的)图像集合中获得镜检对象图像,所述镜检对象图像提供对象(例如针)的详细图像,所述对象在三个维度中能够被精确定位并且在长度和方向上被量化。

[0014] 多个图像平面可以包括靶平面,所述靶平面包括靶解剖结构。该靶平面可以落在多个图像平面的中心,但这不是必要的。也不必将仰角平面的顶点中心化在产生超声波的阵列换能器的中心处,或不使仰角平面平行。

[0015] 在组织成像步骤中,获得定位于靶平面的靶解剖结构的 2 维组织图像,而在镜检对象成像步骤中,从 3 维(针特异性的)图像集合中获得诸如针的镜检对象图像。因此,他们之间的关系允许这些图像的组合以显示组合(针增强)图像,在所述组合(针增强)图像中相对于靶解剖结构示出了对象(例如针)。即使当对象不直接与靶平面一致时,这样的组合图像也允许操作者看到所述对象(诸如针)。应当注意,不移动换能器已经获得这些图像是有利的。

[0016] 在显示步骤中,将平面组织图像(示出靶解剖结构)与镜检对象的体积绘制进行组合。用这种方式,即使当镜检对象移动远离靶平面时,维持镜检对象与靶解剖结构一起的同步显示。

[0017] 通过平均可以组合来自多个图像平面中的个体平面的数据,以形成镜检对象图像。然而,在实施例,3 维分割算法用于从多个图像平面分割出镜检对象(例如针),以创

建议示出所述对象的镜检对象图像。在又一实施例中,在多个图像平面中的平面中的每个被用作个体快照,以产生示出镜检对象(中部分)的分隔开的图像,然后所述分隔开的图像以类似拼图的形式被配合在一起。

[0018] 根据本发明,在镜检对象成像步骤中采集多个图像平面,所述多个图像平面在围绕靶平面的选定的仰角的仰角方向上分隔开。应当注意,靶平面可以落在多个图像平面的中心(导致关于靶平面对称布置的图像平面),但这对于本发明不是必要的。许多商业可获得的阵列换能器的仰角的角度范围可以宽至 +45 至 -45 度。如果仰角平面彼此平行,所有平面跨越的横向范围可以宽至仰角探头覆盖范围。根据本发明的实施例,优选在相对于靶平面的 -10 度与 +10 度之间的范围。就成像质量和成像速率而言,这样的范围已经被发现是最有效的,而同时是足够大的以捕获镜检对象。由于同样的原因,当在镜检对象成像步骤中(使用例如线性阵列换能器)采集多个平行的图像平面时,优选在 -15mm 至 +15mm 之间的成像范围。

[0019] 在本发明的又一实施例中,以比在组织成像步骤中对靶平面进行成像的成像速率更低的成像速率,在镜检对象成像步骤中对多个图像平面中的图像平面进行成像。这允许维持用于显示组合的组织图像和镜检对象图像的优化帧速率,而在图像处理器硬件上没有过度负担。优选以高成像速率对组织图像进行成像,以给出在靶平面的组织的实时和最详细的图像。镜检对象图像需要更少的细节,并且因此导出该镜检对象的多个图像的更低成像速率是可能的。

[0020] 本发明的又一实施例涉及以交错方式执行的多个组织成像步骤和多个镜检对象成像步骤。该实施例具有减少在组织图像与镜检对象图像之间的任何时间滞后的优点。

[0021] 还通过提供超声成像装置实现本发明的目的,所述超声成像装置用于对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像,所述装置包括

[0022] 阵列换能器,其用于将声波发射到组织的体积区域,并且用于接收所述声波的回波,所述阵列换能器适于具有仰角转向能力;

[0023] 射束形成器,其用于通过阵列换能器控制声波的发射,使得第一声波被发射到包括定位于靶平面的靶解剖结构的体积区域中,并且从靶平面接收所述第一声波的回波;并且用于通过阵列换能器控制声波的发射,使得第二声波被发射到包括镜检对象的体积区域中,并且从靶平面接收所述第二声波的回波,所述射束形成器适于控制对来自多个图像平面的所述第二声波的接收,所述多个图像平面在围绕靶平面的选定的仰角的仰角方向上分隔开;

[0024] 数据处理器,其用于处理所述第一声波的所述接收的回波,以产生组织图像,并且用于处理所述第二声波的所述接收的回波,以产生镜检对象图像,所述数据处理器适于处理从靶平面和从多个图像平面接收的回波,以产生镜检对象图像;以及

[0025] 图像处理器,其用于显示组合的组织图像和镜检对象图像。

[0026] 应当注意,可以通过专用硬件以及通过适当的固件实施所要求的功能的通用处理器来形成数据处理器和图像处理器。

[0027] 应当注意,国际专利申请 W0 2008/126015 描述了在平行于彼此的体积区域中扫描多个平面切片的超声诊断成像系统。通过将数据投影在仰角维度中来组合个体切片的图像数据,以产生所谓的“厚切片”图像。然后将单个新采集的切片与先前采集的切片进

行组合,以高帧速率显示厚切片图像。因此所描述的方法旨在在组织成像步骤中提供能够以高帧速率生成的空间复合图像。

附图说明

[0028] 参考附图将进一步阐明本发明的原理和其优选实施例,其中:

[0029] 图 1A 和 1B 示出了根据本发明的方法的实施例的流程图;

[0030] 图 2 示意性地图示了根据本发明的超声成像装置的部分;并且

[0031] 图 3A、3B 和 3C 图示了如何根据本发明的实施例获得各种图像。

具体实施方式

[0032] 图 1A 图示了根据本发明的方法的实施例 10。实施例 10 包括以下组织成像步骤 11:将第一声波发射到体积区域 22 中;接收来自靶平面 21 的所述第一声波的回波(所述靶平面包括靶解剖结构);并且处理所述接收的回波以产生组织图像。在该组织成像步骤 11 中,使用组织模式特异性的参数集合,从而确保组织中的靶解剖结构的优化成像。实施例 10 还包括以下镜检对象成像步骤 12:将第二声波发射到所述体积区域 22 中;接收来自多个图像平面 24、25 的所述第二声波的回波,所述多个图像平面 24、25 在围绕靶平面 21 的选定的仰角的仰角方向上分隔开;并且处理从靶平面和从多个图像平面接收的回波,以产生镜检对象图像。在该镜检对象成像步骤 12 中,使用镜检对象模式特异性的参数集合,从而确保诸如针的镜检对象的优化成像。在实施例 10 的显示步骤 13 中,将组织图像和镜检对象图像(常常称为所谓的针特异性的图像)二者组合成单个图像(常常称为所谓的针增强图像)以用于显示。

[0033] 在又一实施例中,镜检对象成像步骤 12 包括分割子步骤 121。在该分割子步骤中,从多个图像平面的每个个体平面分割出镜检对象。然后在镜检对象成像步骤 12 中从被分割的个体平面创建镜检对象图像。

[0034] 图 1B 图示了根据本发明的方法的备选实施例 101。参考图 1A,该实施例 101 包括如以上所述的组织成像步骤 11、镜检对象成像步骤 12 以及显示步骤 13。然而,如由循环 111 指示的,多次并且以交错方式执行组织成像步骤 11 和镜检对象成像步骤 12。首先,对靶平面 21 的组织图像进行成像。接下来,对第一多个图像平面进行成像。该第一多个图像平面由例如围绕靶平面 21 的三个图像平面组成。接下来,对靶平面 21 的后续组织图像进行成像,在其之后对第二多个图像平面进行成像。该第二多个图像平面由例如邻近第一多个图像平面的三个图像平面组成。该循环 111 继续直到对多个图像平面中的所有平面进行成像。应当注意,以备选方式可以细分多个图像平面,并且甚至不必连续地对多个图像平面中的平面进行成像。在又一实施例中,每当在组织成像步骤 11 中的一个中对这样的组织图像进行成像时,在显示步骤 13 中将靶平面 21 的组织图像与最后可用的镜检对象图像进行组合。

[0035] 图 2 图示了根据本发明的超声成像装置的部分,所述超声成像装置实施根据本发明的以上所述的方法的实施例。阵列换能器 31 利用超声来声处理包括靶解剖结构的体积区域 22。体积区域 22 包括二维靶平面 21 和多个图像平面,这里由定位于直接邻近靶平面 21 和在靶平面 21 的对侧上的两个图像平面 24、25 图示。射束形成器 26 成形并控制来自阵

列换能器 31 的入射超声。射束形成器 26 通过使用来自组织模式特异性的参数集合的参数来提供用于生成靶平面 21 的 2 维组织图像的能力,并且通过使用来自镜检对象模式特异性的参数集合的参数来提供用于生成 3 维多个图像平面 24、25 的能力。射束形成器包括模块 27,所述模块 27 提供以不同的角度和 / 或横向仰角对诸如平面 24 和 25 的仰角平面进行成像的能力。将由超声阵列换能器 31 返回并接收的超声供给到数据处理器 28,用于产生组织图像并且用于产生镜检对象图像。将这两个图像供给到图像处理器 29,用于显示组合的组织图像和镜检对象图像。

[0036] 在实施例中,数据处理器 28 适于从多个图像平面分割出镜检对象,以产生仅示出所述对象的镜检对象图像。为了这个最终目的,数据处理器 28 可以包括为该分割处理定制的专用硬件。

[0037] 图 3A 示出了阵列换能器 31 和靶平面 21 以及多个图像平面 24、25、34 和 35。在组织成像步骤 11 中对靶平面 21 进行成像以产生组织图像。在镜检对象成像步骤 12 中对多个图像平面 24、25、34 和 35 进行成像。根据该实施例,现在使用镜检对象特异性的参数集合,在镜检对象成像步骤中也对靶平面 21 进行成像。这由又一图像平面 36 表示,所述又一图像平面 36 与靶平面 21 一致。

[0038] 图 3B 相对于针 37 示出了阵列换能器 31 和靶平面 21。从图中能够看到,针不与靶平面 21 对齐,并且不完全沿着靶平面 21,而处在相对于其的角度。针 37 的实线指示在靶平面 21 前面的针的部分,而虚线指示处于靶平面 21 后面的针的部分。

[0039] 图 3C 图示了当如在图 2B 中描绘的可视化这样的平面外的针时,根据本发明在各种步骤中获得的图像。在组织成像步骤 11 中,获得靶平面 21 的组织图像 39。接下来,在镜检对象成像步骤 12 中获得针对若干仰角的多个 40 图像平面。这里,已经选择具有靶平面本身(由又一图像平面 36 表示)和关于靶平面 21 在正角度方向上的三个仰角以及在负角度方向上的三个仰角。在图中利用零标注由又一图像平面 36 表示的靶平面位置,并且利用正的或负的一、二或三标注提升的图像平面。应当注意,该数目的提升的图像平面仅仅是示例性的,并不应被解释为限制。在显示步骤 13 中,将组织图像 39 和多个 40 图像平面组合成要被显示的最终图像 38。通过将来自多个 40 图像平面的 3 维图像信息叠加在 2 维组织图像上能够完成该组合。备选地,通过首先将来自多个 40 图像平面的 3 维图像信息组合成镜检对象图像,并且随后将该镜检对象图像叠加在组织图像上,能够完成该组合。通过平均可以例如组合在多个 40 图像平面中的来自个体平面的信息,以形成镜检对象图像。应当注意,将图像组合成要被显示的最终图像 38 不仅限于叠加技术,也可以使用其他技术,包括在彼此旁边示出组织图像和镜检对象图像。

[0040] 本发明的实施例涉及光学分割子步骤 121。在该子步骤中,可利用在与多个 40 图像平面相同范围上制造多个 41 分割图像。已知分割算法能够用于从多个 40 图像平面分割出镜检对象(例如,在该范例中的针),以形成多个 41 分割图像。在显示步骤 13 中,现在将组织图像 39 和多个 41 分割图像组合成最终图像 38。备选地,将多个 41 分割图像组合成镜检对象图像,所述镜检对象图像仅示出所述对象(例如,在该范例中的针)。

[0041] 如在图 3B 中能够看出,针不完全沿着靶平面 21,而处在相对于其的角度。针的部分在靶平面 21 的前面,而针的部分在靶平面 21 的后面。如在图 3C 中示出的,这导致在多个 40 图像平面中的每个个体图像平面,所述每个个体图像平面示出在所述个体图像平面中的

不同位置的针（的部分）。

[0042] 在本发明的实施例中，取决于偏离靶平面 21 的个体图像平面的位置，对如在组合的最终图像 38 中示出的针（更一般地，镜检对象）进行编码。来源于不同的个体图像平面的针的每个部分在组合的最终图像 38 中示出的重建针中具有不同的编码。由于颜色的使用容易被操作者吸收和理解，因此优选编码技术是对针进行颜色编码。来源于在靶平面 21 前面的个体图像平面的组合的最终图像 38 中示出的针的部分可以被着色成红色，而来源于靶平面 21 后面的个体图像平面的针的部分可以被着色成蓝色。

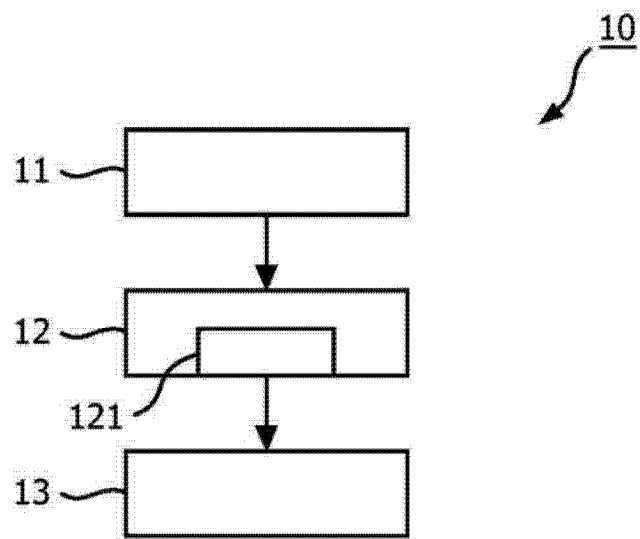


图 1A

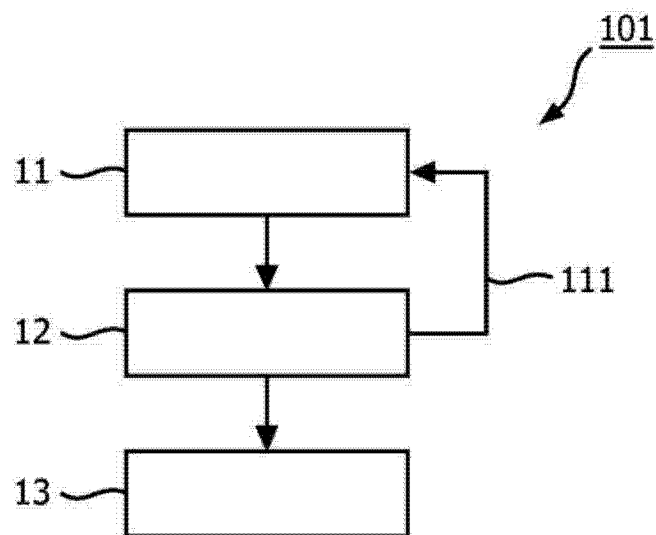


图 1B

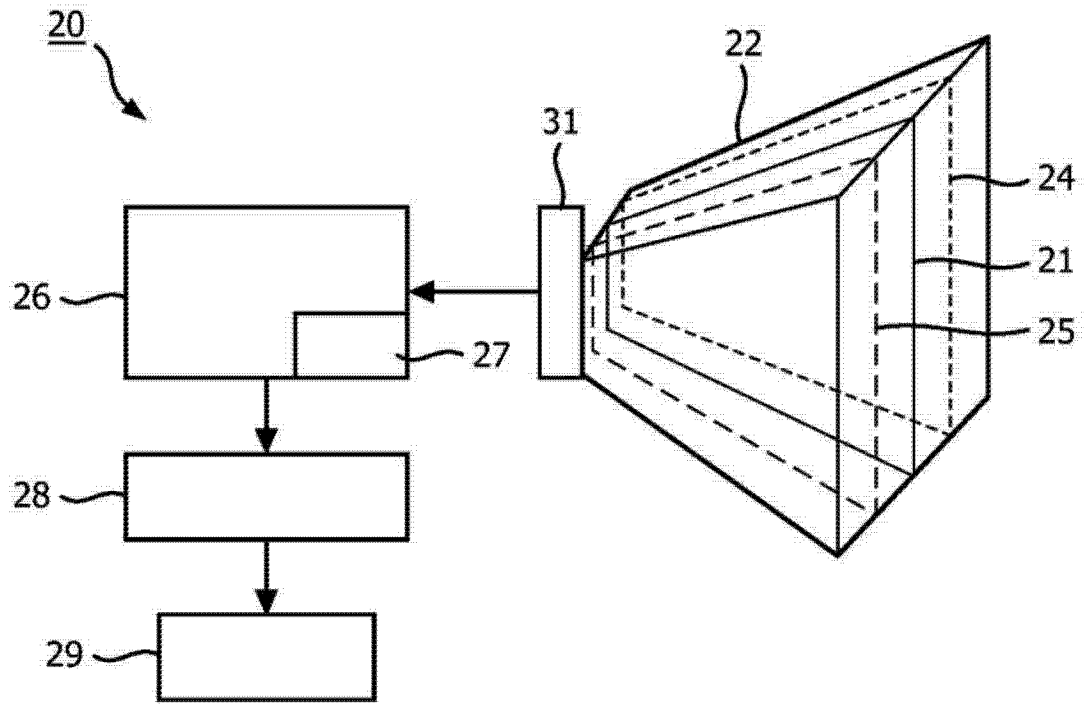


图 2

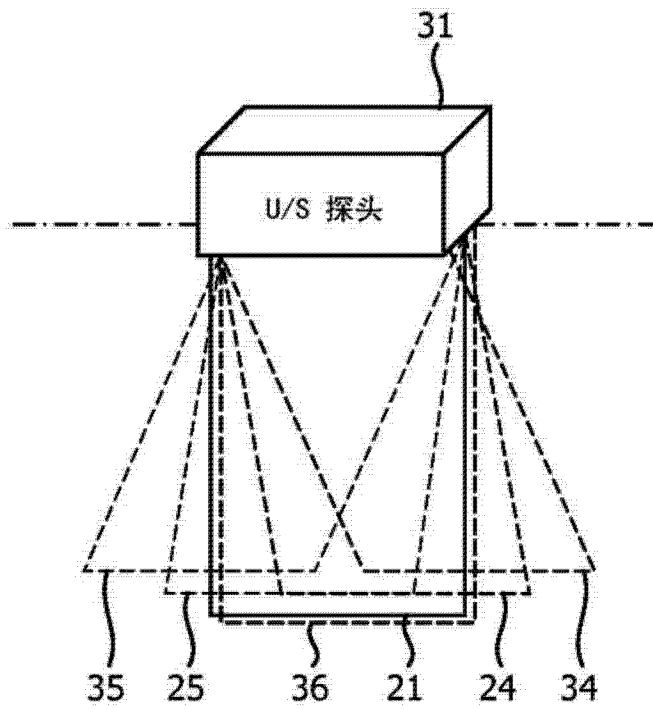


图 3A

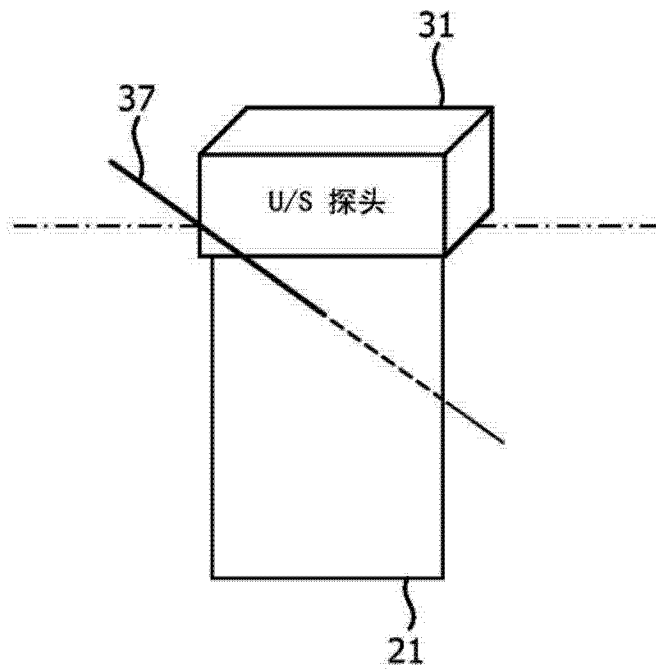


图 3B

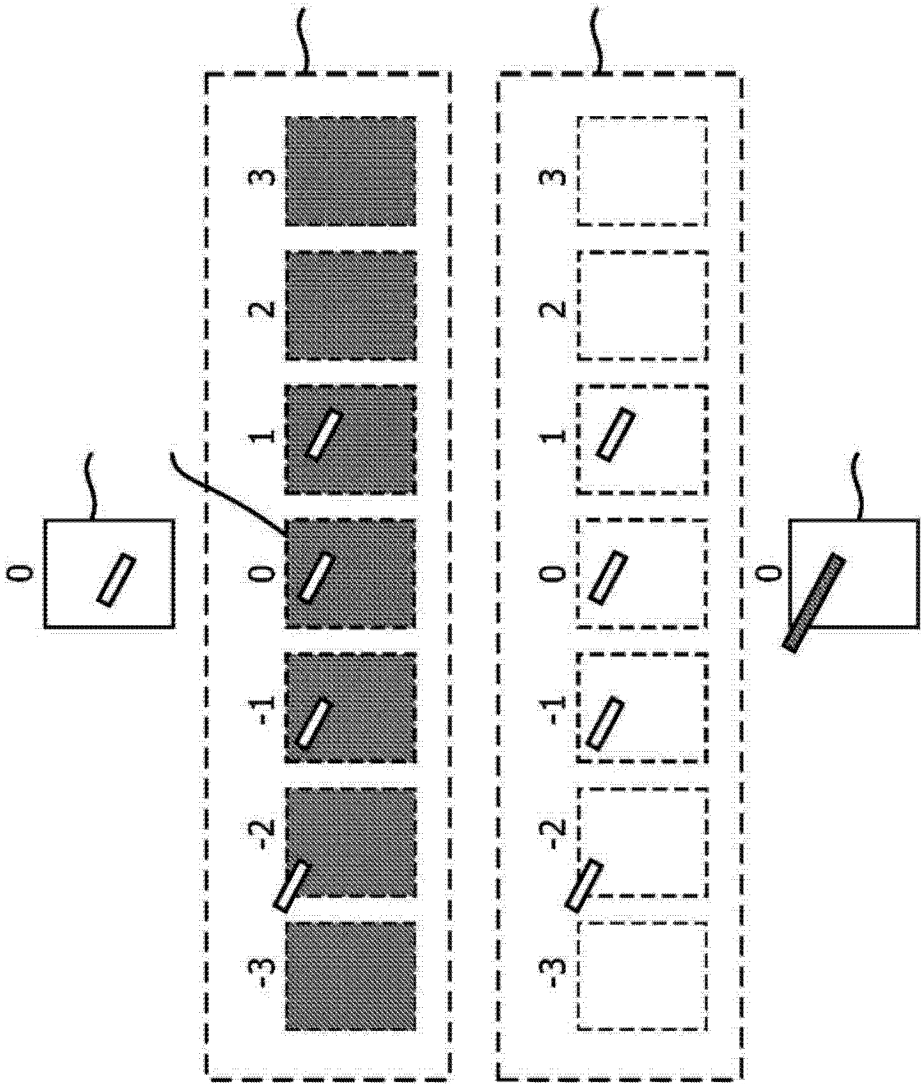


图 3C

专利名称(译)	用于使用超声对镜检对象和组织中的靶解剖结构进行成像的超声成像装置和方法		
公开(公告)号	CN104321017A	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	CN201380024723.9	申请日	2013-05-06
[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	FGGM维尼翁 J张 AA丹尼尔斯 AK贾殷		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 J·张 A·A·丹尼尔斯 A·K·贾殷		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B2019/5276 A61B8/466 A61B8/5246 A61B2019/5263 A61B8/523 A61B8/0841 A61B8/4416 A61B8/14 A61B8/463 A61B2034/2063 A61B2090/378 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G09G5/38 G09G2340/12		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/645674 2012-05-11 US		
其他公开文献	CN104321017B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于对镜检对象(例如活检针)和组织中的靶解剖结构进行成像的方法和超声成像装置(20)，从而，即使当所述镜检对象的位置偏离包括所述靶解剖结构的靶平面(21)时，所述镜检对象也保持可视。

