



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102869308 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201180022153. 0

(22) 申请日 2011. 04. 20

(30) 优先权数据

61/330, 641 2010. 05. 03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/051729 2011. 04. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/138698 EN 2011. 11. 10

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·G·G·M·维尼翁 W·T·史

J-L·罗贝尔 A·K·贾殷

L·F·古铁雷斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 8/15(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

G10K 11/34(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 10-277040 A, 1998. 10. 20,

EP 1245191 A2, 2002. 10. 02,

US 2002/0173720 A1, 2002. 11. 21,

审查员 谢春苓

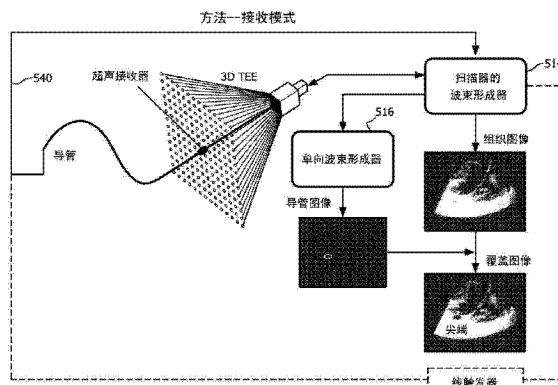
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

用于对介入工具上的(一个或多个)超声换能器进行超声跟踪的设备和方法

(57) 摘要

在一方面, 超声接收波束形成器(212)被配置成使用单向延迟对发送超声进行只单向波束形成(112)。在一些实施例中, 使用接收波束形成以实时跟踪感兴趣区域的图像内的导管、针或其他手术工具。所述工具能够在其尖端嵌有用于发送或接收发送超声的小超声发送器或接收器。任选地, 额外的换能器沿着工具固定以提供工具的取向。



1. 一种超声接收波束形成器,包括:

用于对发送超声进行只单向波束形成(112)的回顾性动态发送聚焦(RDT)接收波束形成器(212),其用于对所述发送超声的超声接收器(202)输出的信号进行处理,其中,所述发送超声包括通过具有由虚拟换能器阵列元件组成的虚拟换能器阵列的合成孔径采集放出的发送超声,进一步其中,每个虚拟换能器阵列元件包括发自实际成像阵列的一个聚焦波束的聚焦位置。

2. 根据权利要求1所述的超声接收波束形成器,其中,所述RDT接收波束形成器(212)被进一步配置成与三维成像一起使用。

3. 一种超声设备,其包括权利要求1所述的超声接收波束形成器,并且被配置成更迭进行成像帧(216)的采集与跟踪帧(222)的采集,其中,在所述成像帧上执行双向波束形成,而在所述跟踪帧上执行所述只单向波束形成。

4. 根据权利要求1所述的超声接收波束形成器,其中,所述RDT接收波束形成器(212)被进一步配置成通过所述只单向波束形成定位感兴趣区域(206)内的对象。

5. 一种超声设备,其包括权利要求4所述的超声接收波束形成器,感测超声以执行所述只单向波束形成的硬件(408)是感测在对所述感兴趣区域进行脉冲-回波成像中使用的超声的硬件。

6. 一种超声设备,其包括权利要求4所述的超声接收波束形成器,感测超声以执行所述只单向波束形成的硬件(220)是分立的,并且物理上远离感测超声以执行在对所述感兴趣区域进行脉冲回波成像中使用的接收波束形成的硬件。

7. 一种超声设备,其包括权利要求4所述的超声接收波束形成器,所述设备包括包含所述对象的多个跟踪换能器(720、730),所述多个跟踪换能器中的每个充当所述发送超声的源,或者每个充当所述发送超声的超声接收器(202),每个附接至介入工具(710),所述多个跟踪换能器相互远离以通过所述设备实时确定所述介入工具的取向,所述多个跟踪换能器中充当源的任何一些被配置成发射允许其彼此能够区分开的信号。

8. 一种包括权利要求1所述的超声接收波束形成器的超声设备,其被配置成进行实时跟踪。

9. 根据权利要求8所述的超声设备,其被进一步配置成将跟踪帧(222)实时叠加(224)在成像帧(216)上。

10. 根据权利要求9所述的超声设备,其中,用于创建所述跟踪帧的超声是通过合成孔径技术放出的。

11. 根据权利要求8所述的超声设备,其被进一步配置成在成像帧上叠加具有不同颜色映射帧的跟踪帧。

12. 根据权利要求8所述的超声设备,还包括经受所述实时跟踪的所述超声接收器(202)。

13. 一种超声设备,其包括权利要求1所述的RDT接收波束形成器(212),所述设备还包括超声换能器和超声扫描器,所述超声换能器充当所述发送超声的所述超声接收器(202),生成由用于所述只单向波束形成的所述RDT接收波束形成器处理的信号,并置于经由所述超声扫描器进行成像的感兴趣区域(206)内以使得能够在成像期间对所述感兴趣区域中的介入工具进行跟踪。

14. 一种用于对发送超声进行接收波束形成的方法,包括:

将回顾性动态发送聚焦(RDT)接收波束形成器(212,428)配置成对发送超声进行只单向波束形成,以对所述发送超声的超声接收器(202)输出的信号进行处理,其中,所述发送超声包括通过具有由虚拟换能器阵列元件组成的虚拟换能器阵列的合成孔径采集放出的发送超声,进一步其中,每个虚拟换能器阵列元件包括发自实际成像阵列的一个聚焦波束的聚焦位置。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括如下中的一个或两个:

将所述发送超声(740、750)和脉冲-回波超声(780)配置成不同频率;和
使成像帧的采集与跟踪帧的采集交替进行。

用于对介入工具上的（一个或多个）超声换能器进行超声跟踪的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对发送超声进行只单向波束形成,具体而言,涉及在实时成像期间使用这样的波束形成跟踪介入工具。

背景技术

[0002] 对于微创介入而言需要对导管进行精确的可视化以及实时知晓这些导管相对于解剖结构的定位。术中超声通常用于这种目的。但是,很多手术工具难以用常规脉冲-回波超声进行成像。例如,因为用超声可靠地对导管进行成像还是具有挑战性的,所以 3D 经食道超声心动图 (3D-TEE) 在对导管心脏介入进行引导方面的可用性仍然有限。导管是在声穿透角度不利时将声音反射远离成像探头的镜面反射器。结果,导管在其推进通过心腔的过程中断断续续出现在 3D-TEE 图像上。同样经常发生的是,取决于导管和成像波束之间的局部角度,导管的一部分可见而其他部分不可见,例如导管的末端不可见而沿导管轴 (shaft) 的某点可被误认为导管的尖端。另外,因为弱反射,来自导管的信号可能淹没于来自周围解剖结构的信号中。

[0003] 电磁 (EM) 跟踪传感器已经被安装在导管上以跟踪导管的尖端及沿导管轴的其他选定位置。但是,在 EM 扭曲的操作环境中这种传感器的定位精确度变得极差 (大约 10 mm)。此外,独立的 EM 跟踪系统增加了导管实验室的器材成本和杂乱。

[0004] D. H. R. Vilkomerson 等人 (后文称之为“Vilkomerson”) 的题为“Ultrasound needle tip localization system”的美国专利 US 4249539 公开了附接在要由 B 模式超声扫描器成像的活检针尖端的有源 (active) 超声换能器。一旦感测到来自成像探头的信号,位于针尖端处的换能器立即发送回短脉冲。针上的超声换能器因而仅充当“超级反射器”,其在声穿透时再射出强超声信号。成像范式 (paradigm) 并未修改而“超级反射器”只不过被看作超声图像中的非常明亮的点。此外,该专利中描述的所有实施例因为没有适当的发送聚焦,所以导致针尖端的横向分辨率非常差。

发明内容

[0005] 在一个方面,本发明涉及一种用于可靠地确定导管或其他手术工具 (例如,活检针) 相对于周围解剖结构的实时三维的位置 (尤其是尖端的位置) 和取向两者的超声跟踪设备及方法。充当源或接收器的一个或多个小超声换能器被放置 (嵌入) 在导管或手术工具上的已知位置处。

[0006] 在超声接收器的情况下,超声接收器的 3D 位置能够通过脉冲-回波采集期间超声波束扫过视野时对由超声接收器接收到的信号进行波束形成来获得。根据该技术,超声扫描器使用具有虚拟换能器的合成孔径进行扫描。效果是允许进行敏感的特异性导管成像,同时具有完美的精确度和与相同深度处的超声成像扫描器的分辨率相同的分辨率。

[0007] 在 (一个或多个) 超声换能器可以是发送器或接收器的其他实施例中,借助

于频率或借助于时序（例如，使成像帧和跟踪帧交替进行、或者以其他方式更迭进行（interspersing））来分开跟踪和脉冲回波图像采集。例如，在时序分开的情况下，这样的发送器可以通过超声扫描器的线或帧触发器被触发为发送有效，所述触发器在时间上中断其对感兴趣介质的脉冲－回波成像。声音然后从发送器传播至成像阵列的各个元件。通过调整超声扫描器的波束形成延迟以说明被跟踪超声发送器与成像阵列之间发送超声的只单向传播能够精确地对发送器进行成像。

[0008] 本文所用的术语“发送超声”指的是与脉冲－回波成像中所处理的超声回波相反的、还未反射回以进行处理的超声。关于本文所提出的各方面，对于具有发送器的那些实施例而言，从发送器发射发送超声以供超声扫描器接收，而对于具有接收器的那些实施例而言，由扫描器发射发送超声以供接收器接收。

[0009] 本文所用的术语“只单向”接收波束形成或者“单向”接收波束形成是使用“单向”波束形成延迟的接收波束形成。本文所用的术语“单向”波束形成延迟是说明了超声朝换能器传播的持续时间的波束形成延迟，其中基于换能器的输出执行所述波束形成。这不同于使用双向延迟的、即使用脉冲的延迟和回波的延迟的“双向”或“脉冲－回波”波束形成。关于本文所提出的各方面，基于其输出执行波束形成的换能器，对于具有发射器的那些实施例而言是超声扫描器，而对于具有接收器的那些实施例而言是接收器。

[0010] 根据本发明的一方面，超声接收波束形成器被配置成使用单向延迟对发射超声进行只单向波束形成。

[0011] 根据相关方面，超声接收波束形成器被配置成进行三维成像。

[0012] 在另一方面，包括所述波束形成器的超声设备被配置成更迭进行成像帧的采集和跟踪帧的采集，其中，在所述成像帧上执行双向波束形成，而在所述跟踪帧上执行所述只单向波束形成。

[0013] 根据另一相关方面，超声接收波束形成器被配置成通过所述波束形成定位感兴趣区域内的对象。

[0014] 在又一方面，对于包括所述波束形成器的超声设备而言，所述对象是充当发送超声的源的超声换能器。

[0015] 在再一方面，超声设备被配置成使超声扫描器通过线触发器或帧触发器触发来自所述源的声音发射，和 / 或被配置成所述源触发所述扫描器为图像采集有效。

[0016] 作为另一相关版本，对于包括所述超声接收波束形成的超声设备而言，感测超声以执行所述只单向波束形成的硬件是感测在对感兴趣区域进行脉冲－回波成像中使用的超声的硬件。

[0017] 在一个另外的方面，超声设备包括超声接收波束形成器，感测超声以执行只单向波束形成的硬件是分立的，并且物理上远离感测超声以执行在对感兴趣区域进行脉冲回波成像中使用的接收波束形成的硬件。

[0018] 作为又一方面，超声设备包括超声接收波束形成器，和包括感兴趣区域内对象的多个跟踪换能器，所述多个（跟踪换能器）中的每个充当发送超声的源，或每个充当发送超声的接收器，每个附接至介入工具。多个跟踪换能器相互远离以通过所述设备实时确定所述工具的取向。多个跟踪换能器中充当源的任何一些被配置成发射允许其彼此能够区分开的信号。

- [0019] 在替代的方面,超声设备包括被配置成进行实时跟踪的波束形成器。
- [0020] 在另一方面,超声设备被配置为实时地将跟踪帧叠加在成像帧上。
- [0021] 在一个其他方面,用于创建所述跟踪帧的超声是通过合成孔径技术放出的。
- [0022] 在又一方面,超声设备被配置成在成像帧上叠加具有不同颜色映射的跟踪帧。
- [0023] 在某些版本中,超声设备还包括经受所述实时跟踪的超声接收器。
- [0024] 在具体版本中,超声接收波束形成器被配置为用于只单向波束形成的回顾性动态发送(RDT)接收波束形成器,所述发送超声是通过具有虚拟换能器的合成孔径放出的。
- [0025] 在相关方面,超声设备包括所述 RDT 接收波束形成器、超声换能器以及超声扫描器,所述换能器充当发送超声的接收器并置于经受由所述扫描器进行成像的感兴趣区域内。
- [0026] 作为一个其他方面,一种用于对发送超声进行接收波束形成的方法包括为将接收波束形成器配置成使用单向延迟对发送超声进行只单向波束形成。
- [0027] 在额外方面,所述方法还包括如下一个或两个:
- [0028] 将发送超声和脉冲回波超声配置成不同频率;和
- [0029] 使成像帧的采集与跟踪帧的采集交替进行。
- [0030] 在不同但相关的方面,一种被配置用于定位超声发送器和超声接收器中、置于感兴趣区域内的至少一个的设备,被配置成:
- [0031] 从如下的至少一个放出发送超声:
- [0032] 从所述发送器放出发送超声至超声扫描器以对感兴趣区域进行成像;和
- [0033] 从所述扫描器放出发送超声至所述接收器;以及
- [0034] 对接收到的发送超声进行只单向波束形成,所述接收到的发送超声与脉冲回波成像超声频率或时序分开,或者所述接收到的发送超声是通过具有虚拟换能器的合成孔径放出的。
- [0035] 在另外的相关版本中,超声设备被配置成自动而无需用户干预地计算相对于超声扫描器的超声接收器的成像深度,将发送聚焦深度切换到所述成像深度,并且放出其聚焦深度为成像深度的成像波束。所述设备被进一步配置成使用所述接收器的输出定位所述接收器。
- [0036] 下文参考附图给出了新颖的超声跟踪设备及方法的细节,其中附图未按比例画出。

附图说明

- [0037] 图 1 是提供双向波束形成和只单向波束形成之间比较的概念图;
- [0038] 图 2 是描绘使用带有虚拟换能器的合成孔径的配置的示意图,其中固定在导管上的接收超声换能器置于感兴趣区域内;
- [0039] 图 3 是在顶部图中描绘合成孔径采集方案并在底部图中描绘使用虚拟换能器的相同方案的概念图;
- [0040] 图 4 是示出了作为发射器的超声换能器的示意图;
- [0041] 图 5 是示出了将被跟踪接收器处的接收信号反馈回到超声扫描器的波束形成模块并执行单向波束形成的示意图;

[0042] 图 6 是示出了发射聚焦深度被切换到接收器的测量图像深度的实施例的流程图；以及

[0043] 图 7 示出了具有两个嵌入式发射器的介入工具。

具体实施方式

[0044] 图 1 通过说明性而非限制性的示例提供双向波束形成和只单向波束形成之间的比较。表示双向波束形成的顶部图示出了 N 个元件 104 组成的成像阵列 102 放出撞击在反射器 106 上的超声。由于超声波出去并回来（从成像阵列至反射器并回到成像阵列），因此我们称之为“双向”或“往返”波束形成。一旦接收（已反射回的超声），波束形成确定反射器 106 的反射率以及反射器相对于阵列 102 的位置。阵列 102 发送出波束 108，其反射离开反射器 106 并返回到阵列 102 的所有元件 104。对元件 i ，脉冲的射程在距离 $r(P)+d(i,P)$ 上。每个元件 104 持续测量返回超声的幅度。对每个元件 104，到该测量最大值的时间、即“射程往返时间”指示总的射程距离。由于射程的 $r(P)$ 一程（leg）是恒定的，因此确定返程距离 $r(i,P)$ 。根据这些测量，通过几何方式计算反射器 106 的相对位置。关于反射器 106 的反射率，其能够通过求和所有 i （即所有元件 104）的最大值而得以指示。

[0045] 如底部图所见，只单向（接收）波束形成，不存在回波。取而代之的是，如在发送器 110 的情况下，其发射入射在阵列 102 的每个元件 104 上的脉冲 112。与双向波束形成的情况相反，此处射程为距离 $d(i,P)$ 。从脉冲 112 发射直到元件 104 处的最大幅度读数的时间确定该元件 i 的值 $d(i,P)$ 。因而，能够以几何方式导出发送器 110 的位置，并且能够通过求和最大幅度读数来计算反射率。

[0046] 尽管如上所述单向波束形成能够在时域经延迟逻辑执行，但是其也能够通过公知的傅里叶波束形成算法执行。

[0047] 图 2 描绘出使用具有虚拟换能器的合成孔径的配置，其中固定到导管 204（或者其他柔性或刚性的介入工具或仪器）的接收超声换能器 202 置于感兴趣区域 206（例如患者或受试动物的心脏的一部分）内，该感兴趣区域经受通过超声扫描器进行的成像。当通过所述扫描器对感兴趣区域 206 进行成像时，该扫描器的成像探头 208 示于附图中，发送超声的接收器 202 的输出 210 是由波束 - 空间波束形成器 212 只单向波束形成的，该波束 - 空间波束形成器使用具有虚拟换能器的合成孔径、即使用回顾性动态发送聚焦（RDT）中使用的技术进行成像。

[0048] 所述扫描器的前端引导从在例如 TEE（经食道超声心动图）中使用的成像探头 208 进行发送和接收波束形成。例如，导管上的（一个或多个）接收器 202 通过所述扫描器的线触发器 209（每当 TEE 探头发射不同的发送波束时发射触发器信号）被触发为接收有效（换言之，以使处于零时刻的时钟开始测量单向延迟）。为此目的，将接收器 202 进行电连接，例如从所述扫描器延伸通过导管 204 并到达该接收器的有线电缆。

[0049] 实际上，本文所提出的对该实施例和下文描述的所有实施例的三维成像具有特殊价值。

[0050] 所述扫描器的波束形成器 214 对经波束形成的信号进行处理以作为组织图像 216 显示。

[0051] 通过导管 204 上的（一个或多个）接收器 202 接收到的信号被发给 RDT 波束形成

器 212。此外,感测超声以执行所述只单向波束形成的硬件 218、即(换能器硬件)是分立的,并且物理上远离感测超声以执行对感兴趣区域 206 进行脉冲-回波成像中使用的接收波束形成的硬件 220,该硬件 220 例如包括成像阵列的换能器元件。如上所述,接收波束形成是使用单向延迟对发送超声进行只单向波束形成。

[0052] RDT 波束形成器 212 的输出被反馈回到所述超声扫描器的后端以处理并显示得到的图像 222。

[0053] 有利地,波束形成定位出感兴趣区域 206 中的所述超声接收器并在与感兴趣区域、即解剖结构的规则脉冲-回波图像相同的坐标系中产生所述接收器的图像。

[0054] 能够很方便地将接收器图像 222 叠加在所述解剖结构的图像 216 上,参见附图中的覆盖图像 224,例如具有全动态范围的灰度图像,或者表示所述图像的图标,该图像此处为叠加在来自规则脉冲-回波成像序列的所述解剖结构的图像 216 上的、导管 204 的尖端的图像。关于图标或预定义的图示(例如十字或星),其能够被放置于跟踪帧 222 中最大强度的位置处。例如,如果给定图标为纯色,其颜色映射恒定为该颜色;然而,底层的解剖结构图像具有不同的颜色映射,例如具有对应于所用的灰度的不同的颜色映射。

[0055] 具体而言,跟踪帧 222 的动态范围理想的是成像帧 216 的一半以考虑到引入约为常规双向成像的两倍的副瓣的只单向波束形成。跟踪帧 222 被实时叠加在成像帧 216 上;如上所述,理想地以不同颜色显示他们。这允许明确识别出被跟踪设备 218,并避免具有从有效源接收到的潜在很强的信号(与由组织反向散射的较弱的脉冲-回波信号相比)的亮度图像的饱和。任选地,跟踪帧中具有最大亮度的点被简单地分离出来并作为针尖端位置。在所计算出的位置处的针尖端的示意图然后能够被叠加在解剖结构的图像上。所计算出的被跟踪接收器 218 的位置能够被叠加在实时手术中的超声成像显示上和/或术前共同配准的 CT 或 MR 图像。注意,如果使用允许对针或导管 204 进行 3D 跟踪的 2D 超声探头,能够在跟踪帧 222 期间执行 3D 单向波束形成,即便所显示的脉冲回波-成像帧是更易于可视化的 2D 的。这允许看到介入工具 204,甚至当其位于成像平面外时,并且允许知晓其相对于当前成像平面的位置,使得能够对工具和成像进行引导。

[0056] 或者,尽管图 2 中未示出,但是波束-空间波束形成器 212 可以是所述扫描器的波束形成器 214 的一部分,即来自(一个或多个)接收器 202 的信号可以被反馈回到具有扫描器的波束形成器 214 的扫描器,在这种情况下,波束形成器 214 使得反馈回的信号具有分立的只单向波束形成功能。

[0057] 图 3 在顶部图中描绘合成孔径采集方案,并在底部图中描绘使用虚拟换能器的相同方案。两种方案都用于本发明的各方面,尽管具有虚拟换能器的一个方面(RDT 实施例)是在图 2 中说明的。

[0058] 现在转到图 2 中顶部图,成像阵列的 N 个元件连续发出冲击(impulse)、即脉冲到介质中。当元件 i 射出冲击时,让 $r_{i,P}(t)$ 为介质中接收器 P 所接收的瞬时信号。(每当元件射出时记录时间原点)由 i 到 P 的行进时间为

[0059] $t_{i,P} = d(i,P)/c$ (等式 1)

[0060] 其中 $d(i,P)$ 为元件 i 与接收器 P 之间的距离,而 c 为介质的声速。因而 $r_{i,P}(t)$ 在 $t_{i,P}$ 时具有最大值。对于视野内的每点 Q ,接收器在空间中的图像通过在 $i = 1$ 到 N 上取总和形成:

[0061] $s(Q) = \sum r_{i,p}(t_{i,Q})$ 。 (等式 2)

[0062] 任选地使用切趾函数,正如本领域的标准实践。

[0063] 量 $s(Q)$ 将在 $Q = P$ 时最大化;亦即;在接收器的位置处最大化。

[0064] 现在参照附图 3 的底部图,具有虚拟换能器的 RDT 方案类似于上述合成孔径方案——成像阵列被替换为由“虚拟元件”组成的“虚拟阵列”。每个虚拟元件是发自真实(物理)成像阵列的一个聚焦波束的聚焦位置。存在与来自成像阵列的聚焦波束一样多的虚拟元件。成像阵列发出 N 条波束到介质中,以扫描视野。当第 i 条波束被射入介质(即虚拟元件 i 发射冲击)时,让 $r_{i,p}(t)$ 为介质中接收器 P 所接收的瞬时信号。当发射波束时立刻记录时间原点。从虚拟元件 i 到 P 的行进时间为

[0065] $t_{i,p} = d(i,P)/c$ (等式 3)

[0066] 被发送波束聚焦在虚拟换能器的该位置处所需的时间为

[0067] $t_i = d(i)/c$ (等式 3)

[0068] 其中 $d(i)$ 是成像阵列的有效孔径的中心与发送波束 i (即虚拟换能器 i)的焦点之间的距离。在通常的发送方案中,所有发送都聚焦在相同深度,所以 $d(i)$ 不依赖于 i ;我们称之为 d_1 且

[0069] $t_1 = d_1/c$ (等式 4)

[0070] 因而在波束 i 的发射与点 P 处的相应冲击的接收之间耗时 $t_1+t_{i,p}$ 。量 $r_{i,p}(t)$ 因而在 $t_1+t_{i,p}$ 时具有最大值。

[0071] 对于视野内的每点 Q ,接收器在空间中的图像通过在 $i = 1$ 到 N 上取总和形成:

[0072] $s(Q) = \sum r_{i,p}(t_{i,Q})$ 。 (等式 2)

[0073] 量 $s(Q)$ 将在 $Q = P$ 、即接收器的位置时最大化。

[0074] 现实中,由于虚拟换能器不是准时并且具有由实际发送的成像波束的形状支配的特定指向性,因此如本领域所公知的,需要执行一些发送波束仿真以计算每个波束 i 在每点 Q 处的确切理论到达时间。

[0075] RDT 波束形成器 212 将由波束-空间(如 RDT)超声接收器所接收的数据进行波束形成,从而提供被跟踪对象在所有深度处的最优(衍射受限的)分辨率。

[0076] 图 4 示出了作为发送器 402 的超声换能器;但是,能够用该发送器实现的本发明的实施例或者能够用接收器、例如上述接收器 202 来执行。

[0077] 为了简化描述,首先假设有效源、即发送器 402 被放置于被跟踪的手术工具 404 上。因为互易性,向超声扫描器发送信号的有效源能够被替换为从超声扫描器接收信号的超声接收器,而不改变用于其定位的信号处理。

[0078] 小的超声“被跟踪”源、即发送器 402 被放置于导管、针或其他介入工具 404 的尖端处。理想地,被跟踪源 402 尽可能是全方向的(单极辐射图)以便能够从空间的任何方向来自其的信号。被跟踪源能够发射短脉冲(任选地,具有发送代码的更复杂波形),该短脉冲理想地(但不是必须地)具有与手术中成像超声的成像脉冲的频带不同的频带以避免跟踪脉冲和成像脉冲之间的干扰。要么简单地使用接收滤波器要么使用更复杂的脉冲特征(signature)识别算法可以区分开对跟踪脉冲和成像脉冲的接收。

[0079] 用于感测来自被跟踪源 402 的信号的设备是用于生成手术中超声解剖图像 416 的相同超声探头 408(理想地进行 3D 跟踪的 2D 探头)和扫描器。

[0080] 扫描器利用其线触发器（设计为在每个波束的发射时射出）或帧触发器 426（设计为在每帧的发射时射出）触发来自被跟踪源 402 的声音发射，然后声音从该源传播至成像阵列 102 的各个元件 104。

[0081] 或者，被跟踪源 402 能够是触发由超声扫描器进行图像采集的源；这在手术工具 404 上源的占空比和开 / 关次数已经优化成最佳处置安全和效率的情况下（在被跟踪源实际用于处置的情况下）可能是值得期待的。然后，实际上，超声设备被配置成超声扫描器通过线触发器或帧触发器触发来自源 402 的声音发射和 / 或被配置成所述源触发所述扫描器对于图像采集有效。

[0082] 为了对源 402 进行跟踪必须对超声扫描器进行的最重要修改是调整其接收波束形成延迟，例如，图 1 中的 $[r(P)+d(i,P)]/c$ ，以说明（从被跟踪源到探头 408 的）只单向超声传播。图 4 中，这实施为单向波束形成器 428，其功能与扫描器的波束形成器 430 的脉冲 - 回波接收波束形成器是分立的。

[0083] 超声扫描器使成像帧（关闭来自成像探头 408 的有效超声发射、介入工具 404 上的被跟踪源 402，并且执行常规的双向波束形成以进行脉冲 - 回波成像）与跟踪帧（关闭来自成像探头的发射、打开介入工具上的被跟踪源，并且执行只单向波束形成）交替。任选地，如果被跟踪源 402 设计有与成像频率不同的频率，无需在成像帧或跟踪帧期间打开 / 关闭被跟踪源 / 成像探头：对于跟踪帧 422，时间接收滤波器正好被修改成考虑有效源的不同标称频率。

[0084] 如上所述，被跟踪源能够被替换为被跟踪接收器。在一个这样的实施例中，以合成孔径的方式逐一打开超声扫描器的各个元件，如上参照附图 3 的顶部图示所述。如在被跟踪源的实施例中一样，使所创建的成像帧与所创建的跟踪帧交替，但是不同于被跟踪源的实施例，不能从一种模式切换到另一种以利于创建基于不同频率的差别。

[0085] 对于图 5 中所示的实施例，其中扫描器在跟踪模式期间同样地以合成孔径的方式进行发送，被跟踪接收器 202 处接收的信号此处通过有线电连接 540 被反馈回到超声扫描器的波束形成模块 514，并执行单向波束形成 516（由于互易性，发自成像阵列 102 的各个元件 104 的并在仪器尖端感测的信号等同于发自仪器尖端的并由成像阵列的各个元件接收的信号）。

[0086] 应当注意到，合成孔径发送方案亦可用于执行脉冲 - 回波成像。在该情况下，关于具有虚拟换能器的合成孔径的实施例，脉冲 - 回波发送序列将不受跟踪方案的影响。

[0087] 作为使用如上述实施例中的只单向波束形成的替换，被跟踪接收器能够通过接收器的深度处进行聚焦来相对精确地定位。因而，图 5 中将没有只单向波束形成 516。具体而言，超声扫描器不停发出规则的成像（聚焦）波束。从波束发射到由被跟踪接收器接收的时间指示接收器的深度，例如如果反射器 106 是接收器，图 1 中的 $r(P)$ 。该信息被反馈回到超声扫描器，该超声扫描器将被跟踪接收器 202 的深度处的发送聚焦深度设置成该深度处的最优横向分辨率。生成在被跟踪接收器的位置处感测到的最大幅度的成像波束的位置对应于被跟踪接收器 202 的横向（或角度，取决于成像几何结构）位置。

[0088] 参照图 6，自动而无需用户干预的步骤包括：计算相对于超声扫描器的超声接收器的成像深度（步骤 S610），将发送聚焦深度切换到该成像深度（步骤 S620），并且放出其聚焦深度为该成像深度的（同时具有跟踪功能和脉冲 - 回波成像功能的）成像波束（步

骤 S630)。当接收器 202 的成像和实时跟踪继续时(步骤 S640),处理返回到步骤 S610 以根据被跟踪接收器 202 的当时-现在位置不断更新聚焦深度。亦示于图 6 中的是这样的过程,其中接收步骤 S630 中放出的成像波束(步骤 S650),并根据所接收的波束,定位接收器 202(步骤 S660),将其相应地表示在感兴趣区域 206 的所显示图像 224 中。当实时成像/跟踪继续时(步骤 S670),处理分支返回到步骤 S650。

[0089] 结果是同 RDT 技术一样的对导管的衍射受限的定位精确度。但是,本文的发送聚焦深度必须随着导管的前进而进行物理修改。

[0090] 图 7 示出了附接有两个相互远离的发送器 720、730 的介入工具 710。在介入工具 710 上具有两个或更多发送器、或者两个或更多接收器,允许可靠精确地识别介入工具或导管相对于周围组织的位置和取向,这对于手术程序的可视化相当有用,并且仅使用标准超声成像时通常是困难的任务。这提供对介入工具的路径的可视化和预测,从而使得在介入期间可靠安全地避开例如以多普勒或血管对比模式中示出的大血管。图 7 中介入工具 710 上两个发送器 720、730(或者接收器,如适当的话)的配置能够在本发明的上述任何实施例中实施。

[0091] 如上所述,在除了具有虚拟换能器的合成孔径的实施例以外的实施例中,实时解剖结构或脉冲-回波超声通过频带或时序持续与实时跟踪中发送器或接收器所用的超声分离。如果通过时序,跟踪帧 422 的采集与成像帧 416 的采集交替。作为具有发送器的实施例的替换,分离能够通过频带实现。发送器 720、730 以频率 f_1 、 f_{2640} 、 f_{650} 发送。这在不同于来自以频率 f_{3780} 发射超声的超声扫描器 770 的脉冲-回波超声 760 的频带。

[0092] 本发明的一方面是一种用于可靠精确地识别介入工具或导管相对于周围组织的位置的超声跟踪方法,这在使用标准超声成像时通常是困难的任务。例如,根据本文所提出的内容,能够精确定位活检针的尖端,从而将活检针的尖端区别于沿着轴、在以传统脉冲-回波 B 模式对针进行成像时经常被误认为是尖端的点。另外,来自所述针或导管的尖端的超声发射不需要反射来自超声扫描器的波束,从而使得能够看到所述针或导管,即使在成像波束将被反射远离超声扫描器的情况下或当针远离成像平面时。此外,所提出的跟踪技术将工作所有超声成像模式中,包括灰度组织成像以及对比和多普勒流成像(如上所述)。关于成像血管分布(例如血管流和组织灌注),在对比成像模式中抑制了来自组织的所有信号和针对导管或针的反射信号,因而导管在对比模式不可见。有利地,本发明的上述实施例避免该缺陷。

[0093] 新颖的跟踪方法和设备同样克服了对手术工具进行电磁跟踪的需求(从而减少了要包括在手术室中的器材数量)以及对为跟踪校准和手术中图像共同配准所必须做的所有相关联计算的需求。在本发明的各实施例中,介入工具的位置自动与手术中的超声共同配准。该新的跟踪方法提高了成本效益并方便与医院中可用的大量超声扫描器兼容。

[0094] 应当注意到,上述实施例说明了而不是限制了发明,并且在不脱离权利要求书的范围的情况下本领域技术人员能够设计出很多替代实施例。例如,如上所述,根据本发明的各种方法和设备中适于被跟踪源或被跟踪接收器的一些实施例能够组合为单一实施例,例如通过重复方法步骤但对于其他情况或装置,在单一设备中提供执行这两种情况的元件。在权利要求中,任何置于括号中的附图标记不应解释为限制权利要求。动词“包括”及其近义词的使用不排除存在不同于权利要求中那些的元件或步骤。元件前的冠词“一”或“一个”

不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件,借助于具有计算机可读存储介质的适当编程的计算机和 / 或借助于具有机器可访问存储介质的集成电路来执行。相互不同的从属权利要求中记载的特定手段并不表明不能使用这些手段的组合以获利。

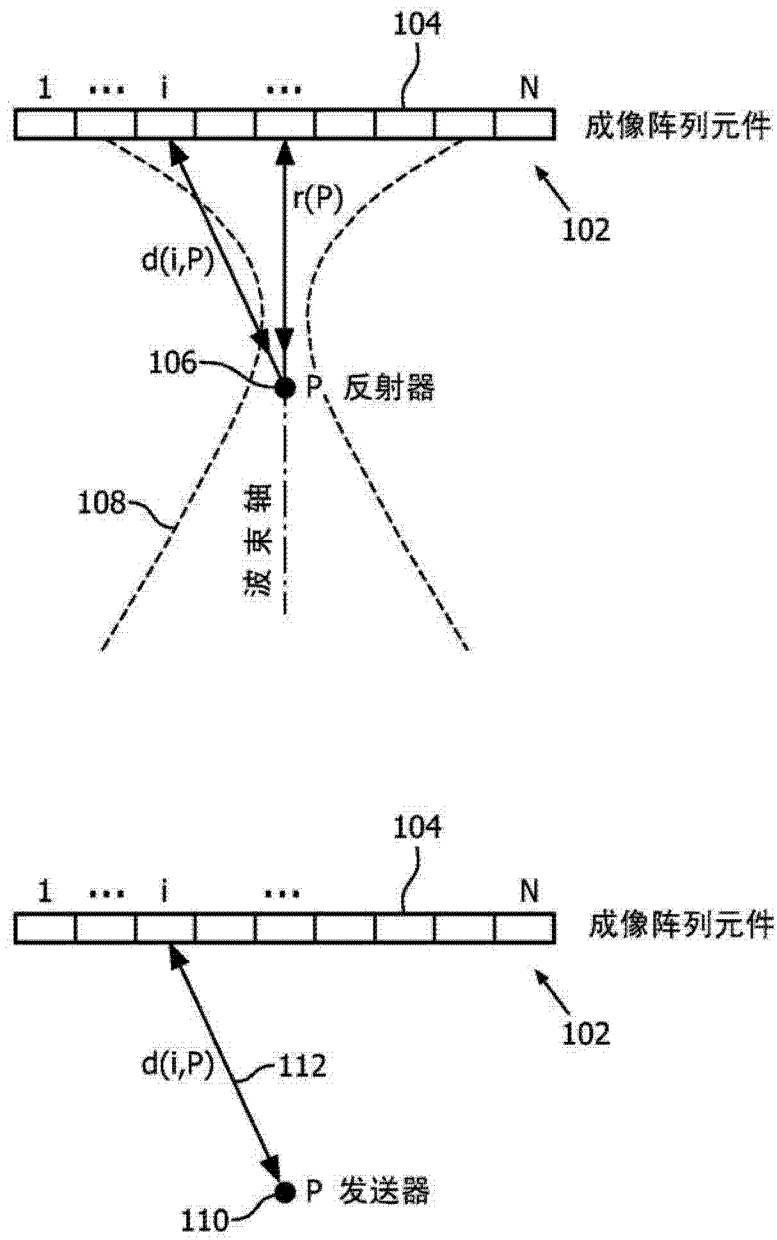


图 1

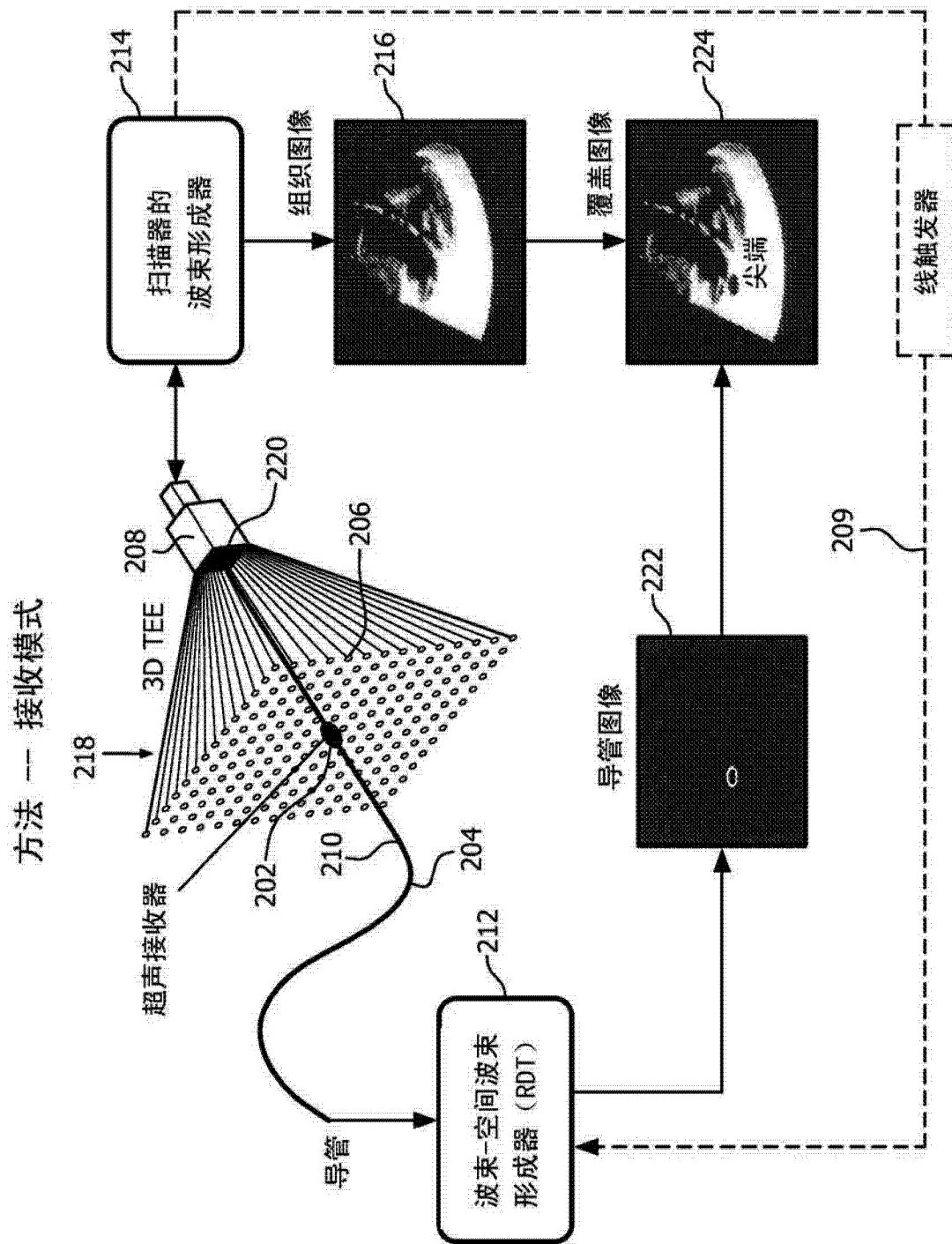


图 2

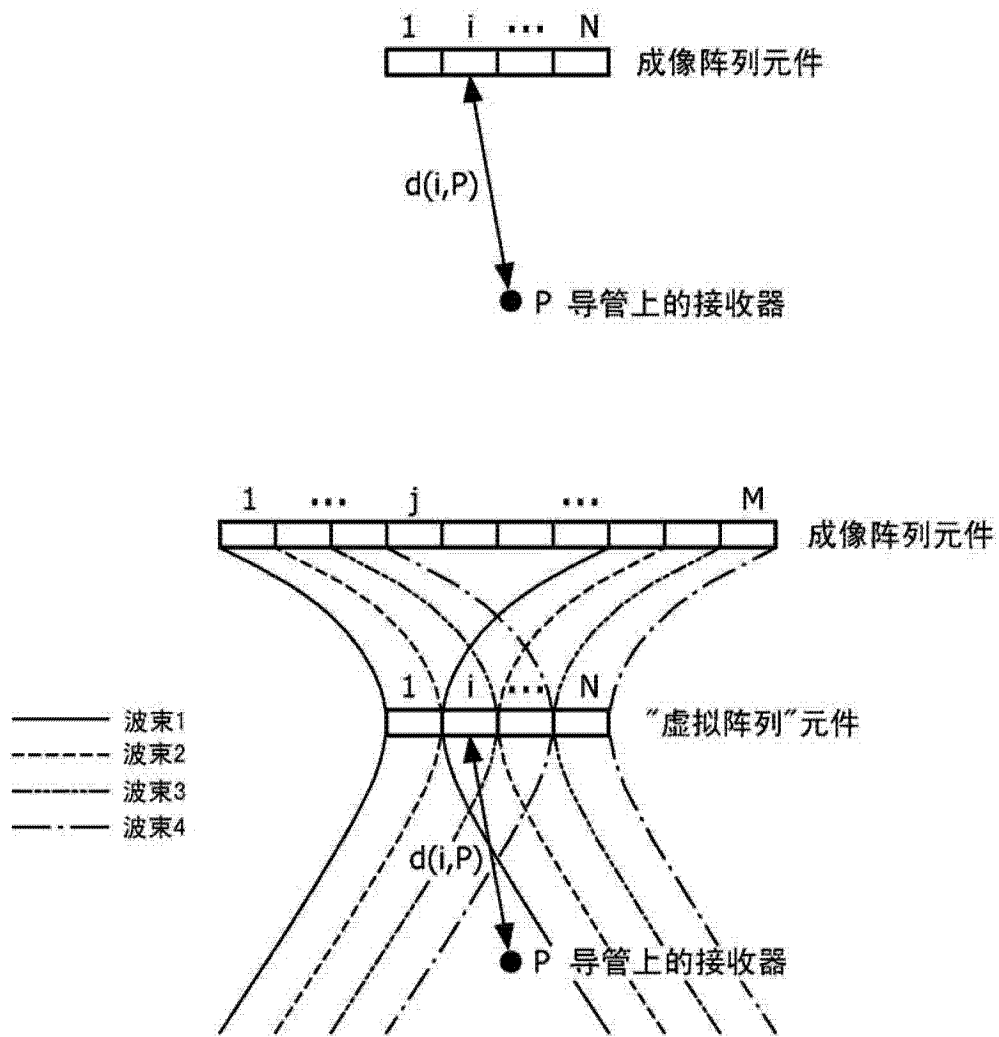


图 3

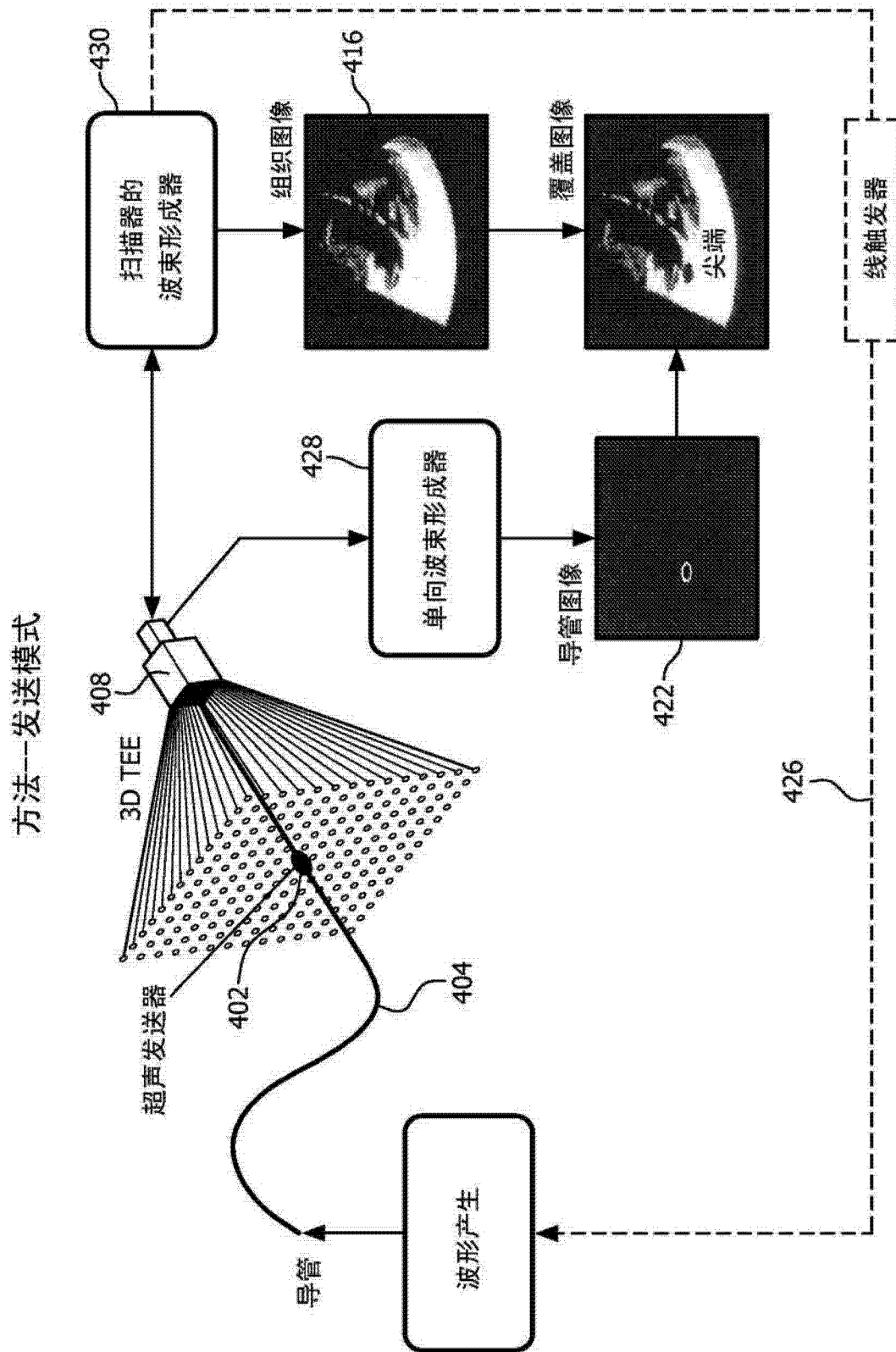


图 4

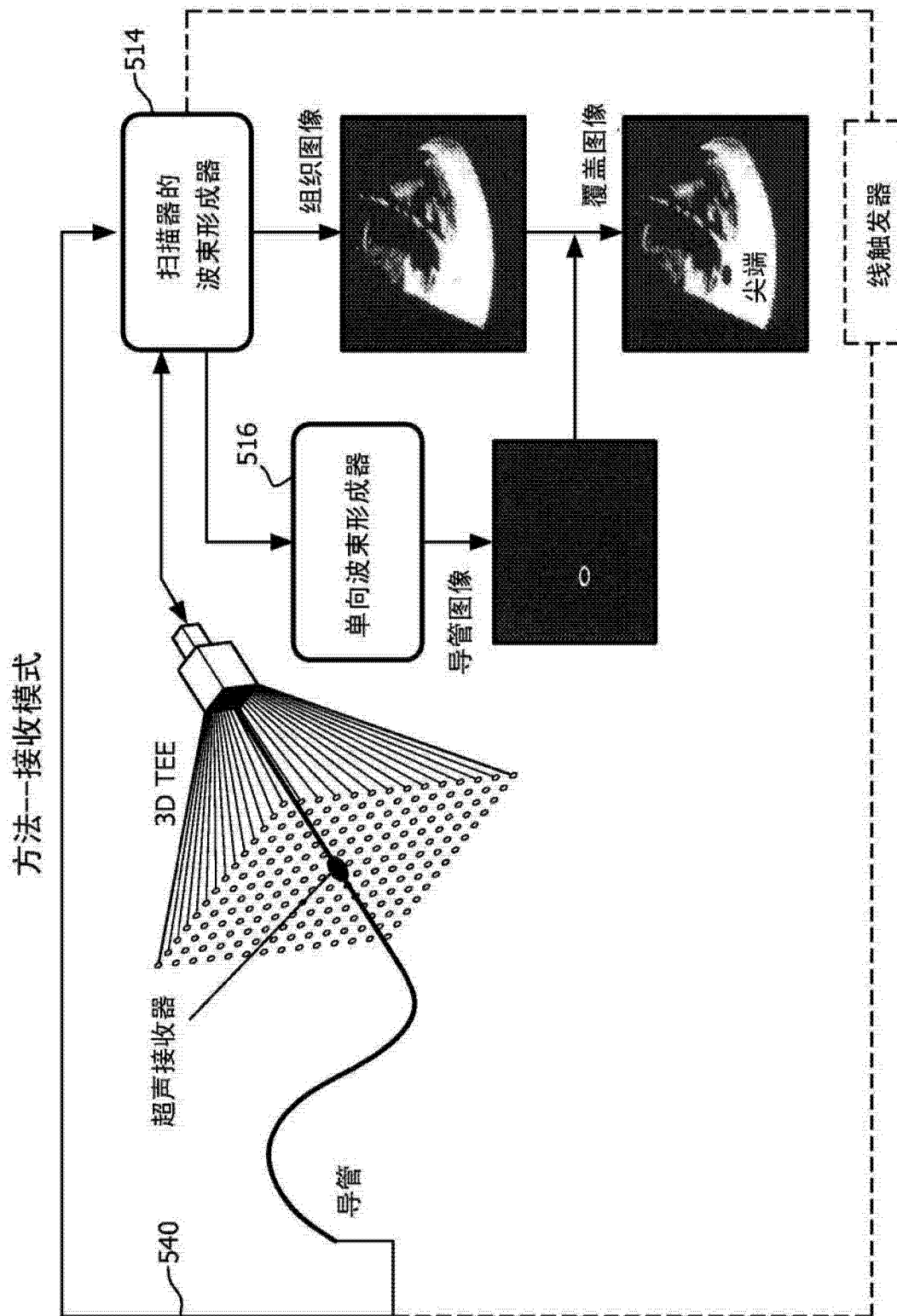


图 5

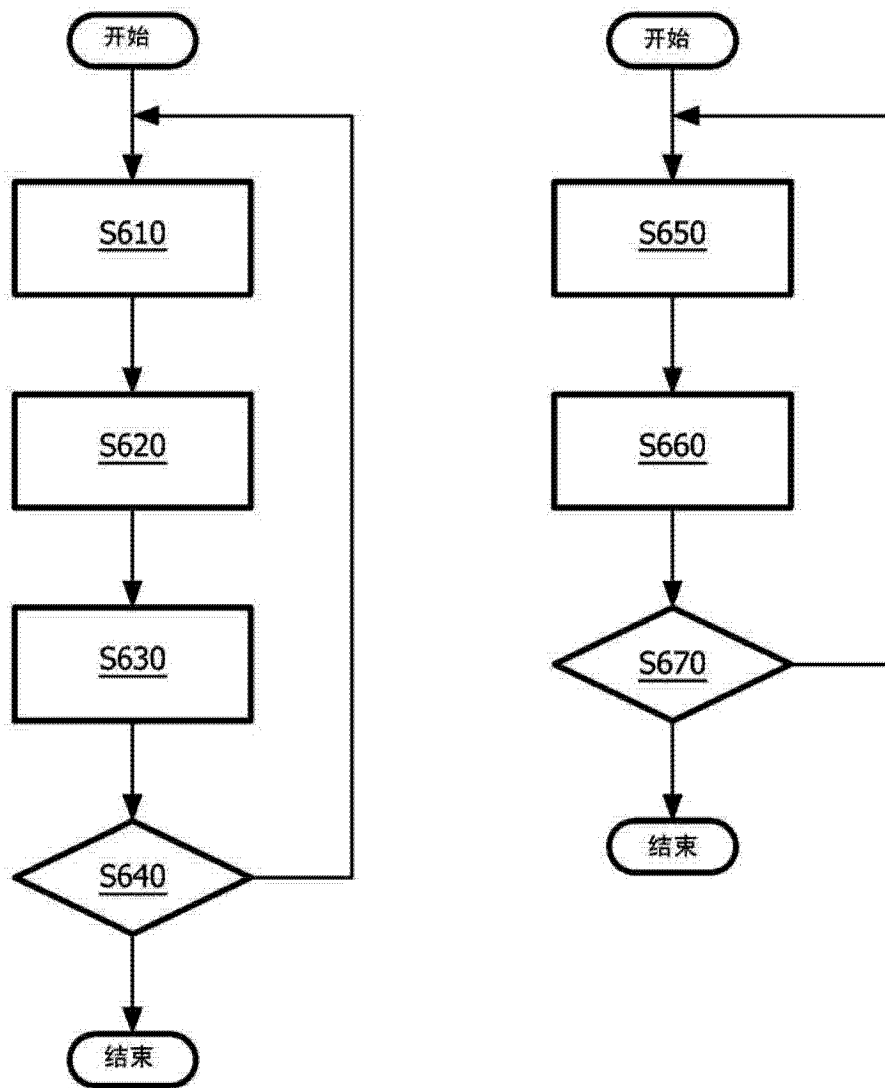


图 6

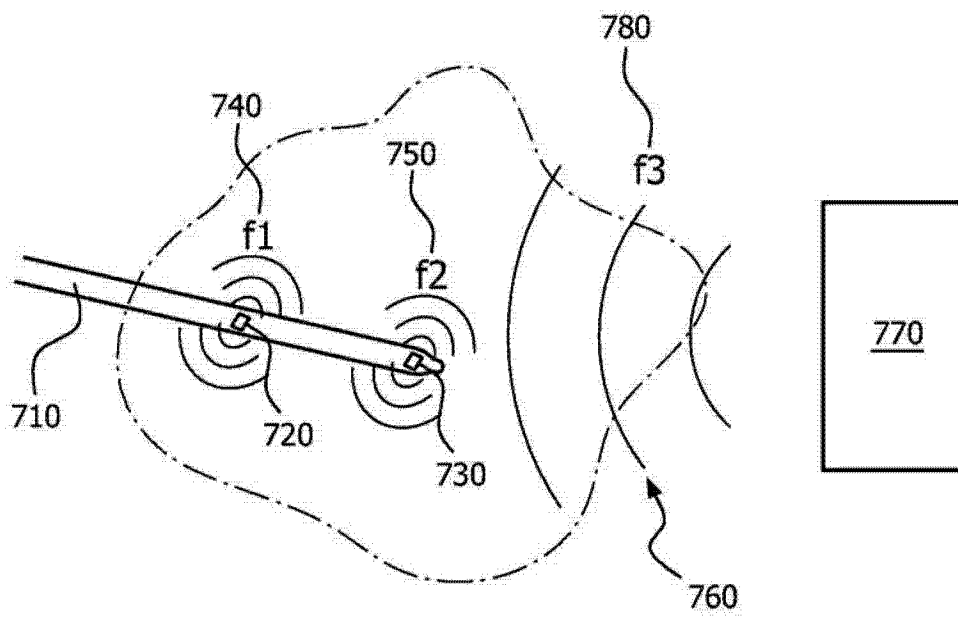


图 7

专利名称(译)	用于对介入工具上的(一个或多个)超声换能器进行超声跟踪的设备和方法		
公开(公告)号	CN102869308B	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201180022153.0	申请日	2011-04-20
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	FGGM维尼翁 WT史 J L罗贝尔 AK贾殷 LF古铁雷斯		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 W·T·史 J·L·罗贝尔 A·K·贾殷 L·F·古铁雷斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/15 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/5207 A61B34/20 A61B2090/3782 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8993 G01S15/8997		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/330641 2010-05-03 US		
其他公开文献	CN102869308A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一方面，超声接收波束形成器（212）被配置成使用单向延迟对发送超声进行只单向波束形成（112）。在一些实施例中，使用接收波束形成以实时跟踪感兴趣区域的图像内的导管、针或其他手术工具。所述工具能够在其尖端嵌有用于发送或接收发送超声的小超声发送器或接收器。任选地，额外的换能器沿着工具固定以提供工具的取向。

