



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103747743 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 23

(21) 申请号 201280032994. 4

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2012. 06. 19

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/503, 695 2011. 07. 01 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01S 7/52 (2006. 01)

2013. 12. 31

G01S 15/89 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053071 2012. 06. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/005123 EN 2013. 01. 10

(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 A·K·贾殷

J-I·罗贝尔

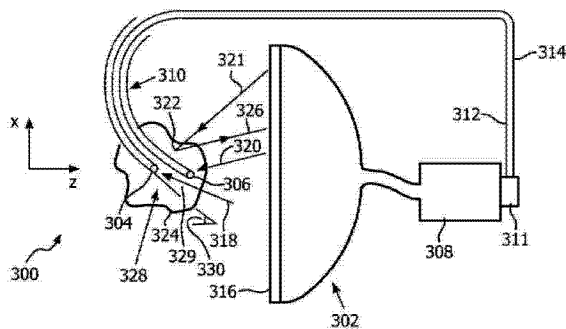
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

对超声波束形成器进行基于对象姿态的初始化

(57) 摘要

通过利用对象的位置以及任选地其取向对波束形成器(308)进行初始化来增强波束形成,以对对象(310)(例如介入式工具)进行成像。初始化利用了对位置/取向的估计。所述估计是从一个或多个传感器(304,306)的输出推导出的。这些传感器设置于与波束形成器一起工作的成像阵列(316)外部。所述估计无需基于由被反射超声而来的数据的任何成像结果而做出。可以将一个或多个传感器附着于对象,对象可以是细长的,如在医学诊断和治疗中使用针或导管的情况那样。在一些实现方式中,将一个或多个传感器附着于成像探头(302)。传感器可以是,例如超声、电磁、光学或形状传感器。或者,可以用超声发射换能器代替超声传感器。



1. 一种设备(311),其被配置为推导对对象(310)的位置和取向中的至少一个的估计并且被配置为利用所述估计来对波束形成器进行初始化以在对所述对象进行成像时与超声换能器阵列一起工作,所述估计基于处于所述阵列外部并相对于所述对象设置以感测所述位置和取向中的所述至少一个的至少一个传感器(304,306)的输出。

2. 根据权利要求1所述的设备,所述估计无需基于由被反射超声(326)而来的数据的任何成像结果而做出。

3. 根据权利要求1所述的设备,还包括所述至少一个传感器,所述传感器中的一个或多个附着于所述对象。

4. 根据权利要求3所述的设备,所述一个或多个总计为相互分开定位的至少两个传感器。

5. 根据权利要求1所述的设备,所述对象具有细长主体,所述至少一个传感器(334)适形到所述主体的至少一部分,用于在确定所述取向(330)时感测所述部分的形状。

6. 根据权利要求1所述的设备,其包括所述至少一个传感器,所述传感器中的一个或多个为电子设备。

7. 根据权利要求1所述的设备,其包括所述至少一个传感器,所述传感器中的一个或多个为超声传感器。

8. 根据权利要求1所述的设备,包括所述对象的工具(554)是刚性的并具有底座(553),所述设备包括所述至少一个传感器,所述传感器中的一个或多个被配置为光学地检测所述底座以用于所述推导。

9. 根据权利要求1所述的设备,其包括所述波束形成器(308),所述波束形成器被配置为将发射波束、接收波束或两者的入射角(350)限制到非零值以避免旁瓣和混响伪影。

10. 根据权利要求1所述的设备,其包括所述波束形成器,所述波束形成器被配置为使用所述估计来优化所述波束形成。

11. 根据权利要求1所述的设备,所述波束形成器被配置为基于所述估计来将一发射焦点(338)置于所述对象处。

12. 根据权利要求11所述的设备,所述估计是对所述位置(329)和所述取向(330)的估计,所述对象是细长的,所述波束形成器还被配置为基于所述估计来沿所述对象在不同深度放置多个发射焦点,以适形到所述对象,所述一焦点在所述多个发射焦点之中。

13. 根据权利要求1所述的设备,所述对象是细长的,所述波束形成器被配置为具有竖直方向上的引导能力,所述初始化针对形成成像平面(604),在所述成像平面中所述对象的至少尖端(328)纵向延伸。

14. 根据权利要求13所述的设备,所述至少尖端当前在另一成像平面(606)之内纵向延伸,所述平面相互不平行,所述波束形成器还被配置为对两个平面都成像以实时地同时显示。

15. 根据权利要求1所述的设备,所述对象是细长的,所述波束形成器被配置为使得波束间距在空间上足够精细,以缓和或消除能被识别为沿所述对象的中断(412-416)的成像伪影。

16. 根据权利要求1所述的设备,所述估计是对所述位置的估计,所述位置是所述对象的尖端。

17. 根据权利要求 1 所述的设备,所述估计是对所述取向的估计。

18. 根据权利要求 1 所述的设备,还被配置为执行所述推导,并且被配置为由所述波束形成器实时地进行波束形成(S714, S720)以跟踪所述对象。

19. 根据权利要求 1 所述的设备,所述推导包括计算所述估计(S710)。

20. 根据权利要求 1 所述的设备,所述对象是超声的镜面反射器。

21. 根据权利要求 1 所述的设备,其被配置为一个或多个集成电路。

22. 一种用于增强对象的可视化(706)的波束形成方法,所述方法包括:

为了增强所述可视化,利用对所述对象的位置和取向中的至少一个的估计来对波束形成器进行初始化以在对所述对象进行成像时与超声换能器阵列一起工作,所述估计基于处于所述阵列外部并相对于所述对象设置以感测所述位置和取向中的所述至少一个的至少一个传感器的输出。

23. 一种用于增强对象的可视化的计算机软件产品,所述产品包括含有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括能够由处理器运行以执行如下动作的指令,包括:

为了增强所述可视化,利用对所述对象的位置和取向中的至少一个的估计,对波束形成器进行初始化以在对所述对象进行成像时与超声换能器阵列一起工作,所述估计基于处于所述阵列外部并相对于所述对象设置以感测所述位置和取向中的所述至少一个的至少一个传感器的输出。

24. 一种被配置为推导对对象位置和取向中的至少一个的估计并且被配置为利用所述估计来对波束形成器进行初始化以与超声换能器阵列一起工作的设备,所述估计基于通过发射(112)而非反射到所述阵列的机电诱发的超声。

对超声波束形成器进行基于对象姿态的初始化

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声对对象进行成像,并且更具体而言,涉及基于对对象位置和/或取向的估计来对波束形成器进行初始化以实现该目的。

背景技术

[0002] 为了进行微创介入,需要对导管及针进行精确的可视化,并实时了解其关于解剖结构的定位。经常将术中超声用于这些目的。

[0003] 然而,许多手术工具很难用传统的脉冲回波超声成像。可视化也经常是不完全的或易产生伪影。

[0004] 例如,因为用超声对导管进行可靠的成像具有挑战性,因而使用 3D 经食管超声心动描计术(3D-TEE)来引导导管心脏介入仍受到限制。

[0005] 如果声穿透的角度不合适,导管及针就是将声音反射离开成像探针的镜面反射器。

[0006] 结果,在通过心腔期间,导管在 3D-TEE 图像上呈现出断断续续。依赖于导管与成像波束之间的局部角度,导管的某些部分是可见的,而其他部分则不可见,这也是经常发生的。例如导管的远端可能是不可见的,且可能把沿其轴的某些点误认为是其尖端。由于弱反射,来自导管的信号还可能淹没在来自周围解剖结构的信号中。

[0007] 对静脉导管成像也是困难的。

[0008] 同样,难以对经常用于活检、神经阻滞、药物递送、热疗以及射频(RF)消融等的针进行可视化,特别是当针较细并应用于深层组织位置的时候。如果声穿透的角度垂直于针,则可见性就会大大提高。然而,获得合适的角度通常仅限于针的浅插入。另外,由于组织非均质性及不对称的针斜面,针经常偏离其计划的轨迹,即使是在使用针导向器的时候也是如此。如果针偏离成像平面,它就变得不可见。临床医生经常轻摇针头以查看其在图像显示器上的位置。

[0009] 已经将电磁(EM)传感器附着到介入工具及超声探头,以确定工具姿态,即,在获得的图像中的位置和取向(SonixGPS 规格表、UltraSonix, http://www.ultrasonix.com/webfm_send/117)。

[0010] 在 Cheung 等人在 *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 30, No. 5 (2004) 的题为“Enhancement of Needle Visibility in Ultrasound-Guided Percutaneous Procedures”的报告提出的技术中,使用超声探头判断工具姿态。基于该判断生成波束形成参数以在更好的角度对工具进行声穿透。

发明内容

[0011] 本发明旨在解决一个或多个以上问题。

[0012] 在本发明的一个方面中,推导对对象位置和/或取向的估计。利用该估计对波束形成器进行初始化。在为对象成像时,波束形成器与超声换能器阵列一起工作。该估计基

于阵列外部并相对于对象设置以感测位置 / 取向的至少一个传感器的输出。

[0013] 根据另一方面,无需基于由被反射超声而来的数据的任何成像结果而做出所述估计。

[0014] 在一个方面中,传感器中的至少一个附着于对象。

[0015] 作为子方面,至少两个相互分开的传感器附着于对象。

[0016] 在不同方面中,对象具有细长主体,至少一个传感器顺应主体的至少一部分,以在确定取向时感测该部分的形状。

[0017] 在替代方面中,一个或多个传感器是电子设备。

[0018] 在又一不同方面中,一个或多个传感器为超声传感器。

[0019] 在另一方面中,包括对象的工具是刚性的并具有底座。至少一个传感器被配置为光学地检测所述底座,以实现与所述估计的推导。

[0020] 在相关方面中,所述波束形成器被配置为将发射波束、接收波束或两者的入射角限制到非零值,以避免旁瓣和混响伪影。

[0021] 在一个其他相关方面中,该波束形成器被配置为使用所述估计来优化波束形成。

[0022] 在另一方面中,波束形成器被配置为基于所述估计来将发射焦点置于对象处。

[0023] 在以上方面的一个子方面中,所述估计是对位置和取向的估计,对象是细长的,波束形成器还被配置为基于所述估计沿对象在不同深度放置多个发射焦点以适形到对象。

[0024] 在一个版本中,对象是细长的,波束形成器被配置为在竖直方向上具有引导能力。初始化针对形成成像平面,在所述成像平面中至少对象的尖端纵向延伸的。

[0025] 作为以上版本的子方面,至少尖端当前在另一成像平面之内纵向延伸,所述平面相互不平行。波束形成器还被配置为对两个平面都成像,以实时地同时显示。

[0026] 在不同的方面中,对象是细长的,波束形成器被配置为使波束间距在空间上足够精细,以缓解或消除可被识别为沿对象中断的成像伪影。

[0027] 作为又一方面,该估计值包括对位置的估计,所述位置是对象尖端的位置。

[0028] 在互补的方面中,所述估计包括对取向的估计。

[0029] 在一个额外的方面中,实时地进行推导和波束形成器的波束形成以跟踪对象。

[0030] 作为又一方面,推导包括计算估计值。

[0031] 在又一方面中,对象是超声的镜面反射器。

[0032] 在一些实施例中,一种用于执行上述功能的设备被配置为一个或多个集成电路。

[0033] 在一些版本中,推导出对象位置和取向中的至少一个的估计值。利用所述估计对波束形成器进行初始化。波束形成器与超声换能器阵列一起工作。所述估计基于通过发射而非反射到达阵列的机电诱发的超声。

[0034] 下文借助于以下附图进一步阐述了基于工具姿态的超声波束形成的初始化的新颖性技术的细节,附图未按比例绘制。

附图说明

[0035] 图 1A、1B 是用于在双向波束形成与单向波束形成之间进行比较的概念图;

[0036] 图 2A、2B 是相应地描述协同孔径采集方案以及使用虚拟换能器的相同方案的概念图;

- [0037] 图 3A-3C 是示范性超声换能器及形状传感器实施例的示意图；
- [0038] 图 4 是用于减轻或消除视觉伪影的波束形成参数考虑的示意图及概念图；
- [0039] 图 5A、5B 是基于电磁的和基于光学的传感器实施例的示意图；
- [0040] 图 6 是形成为在纵向包含介入工具的成像平面的概念图；以及
- [0041] 图 7 包括三个流程图，分别涉及波束形成器初始化、成像数据采集以及成像数据显示。

具体实施方式

[0042] 根据一个实施例，为了对介入工具进行成像，在单向波束形成中使用附着到工具的超声换能器。

[0043] 图 1A、1B 通过说明性和非限制性范例提供了双向波束形成及单向波束形成之间的比较。图 1A 表示双向波束形成，其示出了用于发出超声的 N 个元件 104 的成像阵列 102，该超声入射到反射器 106。由于超声（从成像阵列到反射体并返回成像阵列）来回往返，可以将此描述为“双向”或“往返”波束形成。在接收到（反射回的超声）时，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。在这里，假设反射器 106 在阵列 102 的成像平面中，但同样的原理对于利用二维阵列进行三维波束形成也是成立的。该阵列 102 发出波束 108，波束在反射器 106 被反射并返回阵列 102 的所有元件 104。对于元件 i 而言，脉冲飞行了距离 $r(P) + d(i, P)$ 上。每个元件 104 都连续测量返回超声的幅度。对于每个元件 104，该测量最大值之前的时间，即“往返飞行时间”指示总飞行距离。从这些测量通过几何方式计算反射器 106 的相对位置。至于反射器 106 的反射率，可以通过应用与点 P 对应的充分时间延迟之后，对所有 i（即所有元件 104 上）上的所接收迹线求和来指示。

[0044] 从图 1B 看出，超声换能器在仅单向（接收）波束形成中产生的超声未考虑回波。相反，如这里所示，充当发射器 110 的超声换能器发射脉冲 112，该脉冲入射在阵列 102 的每个元件 104 上。于是，该波束形成基于通过发射而非反射到达的超声。与双向波束形成的情况相反，这里成像所依据的脉冲超声的飞行距离为 $d(i, P)$ 。从发射脉冲 112 到元件 104 读取幅度的时间决定了该元件 i 的值 $d(i, P)$ 。于是，可以通过几何方式推导发射器 110 的位置，并通过在应用充分大时间延迟之后对所有 i 上接收的迹线求和来计算反射率。

[0045] 尽管可以经由延迟逻辑器件在时域中实施单向波束形成，但如上所述，也可以通过公知的傅里叶波束形成算法在频域中实施。

[0046] 图 2A、2B 分别绘示了协同孔径采集方案和使用虚拟阵列元件的同一方案。两个方案在本发明的各个方面都是可用的。

[0047] 现在参考图 2A，对于成像阵列 202，N 个元件 204 的每个顺序地向介质中发出脉动，即脉冲。令 $r_{i,p}(t)$ 为元件 i 发出脉冲时由接收器 P（在导管、针或其他介入工具上）接收的时域信号。（每次元件发射时都记下时间的原点。）假设接收器 P 在阵列的成像平面中，但同样的原理对于利用二维阵列进行三维射束形成也是成立的。从 i 到 P 的行程时间为

$$[0048] \quad t_{i,p} = d(i, P) / c \quad (\text{方程 1})$$

[0049] 其中 $d(i, P)$ 是元件 i 和接收器 P 之间的距离，c 是介质中的声速。于是， $r_{i,p}(t)$ 在 $t_{i,p}$ 处具有其最大值。对于视场内部的每个点 Q，通过在 $i=1$ 到 N 上的如下求和运算来形成接收器在空间中的图像：

[0050] $s(Q) = \sum r_{i,P}(t_{i,Q})$ (方程 2)。

[0051] 如现有技术中的标准做法那样,可以任选地使用切趾法功能。

[0052] 对于 $Q=P$,亦即,在接收器的位置,量 $s(Q)$ 将得到最大化。

[0053] 现在参考图 2B,图示的利用虚拟阵列元件方案进行回顾动态发射(RDT)类似于上述协同孔径方案——用“虚拟元件”构成的“虚拟阵列”取代成像阵列。每个虚拟元件都是从实际(物理)成像阵列发射的一个聚焦波束的焦点位置。虚拟元件与来自成像阵列的聚焦波束一样多。成像阵列向介质中发出 N 个波束,扫过视场。令 $r_{i,P}(t)$ 为向介质中发出编号为 i 的波束时由介质中的接收器 P 接收的时域信号。现在在发射波束时记下时间原点。从虚拟元件 i 到 P 的行程时间为

[0054] $t_{i,P} = d(i,P)/c$ (方程 3)

[0055] 发射的波束聚焦在虚拟阵列元件位置所花的时间是

[0056] $t_i = d(i)/c$ (方程 3)

[0057] 其中 $d(i)$ 是成像阵列的有源孔径中心和发射束 i (即虚拟换能器 i) 焦点之间的距离。在通常的发射方案中,所有的发射都聚焦在同一深度,因此 $d(i)$ 不取决于 i ; 将其称为 d_1 , 且

[0058] $t_i = d_1/c$ (方程 4)

[0059] 于是在发射波束 i 和在点 P 处接收对应脉冲之间花了时间 $t_1 + t_{i,P}$ 。于是,量 $r_{i,P}(t)$ 在 $t_1 + t_{i,P}$ 处具有其最大值。

[0060] 对于视场内部的每个点 Q ,通过在 $i=1$ 到 N 上进行求和形成接收器在空间中的图像:

[0061] $s(Q) = \sum r_{i,P}(t_1 + t_{i,Q})$ (方程 2)

[0062] 对于 $Q=P$ (接收器的位置),量 $s(Q)$ 将最大化。如更早描述的协同孔径情况中那样,可以向方程(2)的和的不同项应用权重,为一些波束赋予更大重要性,为其他波束赋予较小重要性。最优的权重设计是现有技术中公知的。

[0063] 实际上,由于虚拟阵列元件不是准时的且具有受实际发射的成像波束形状支配的特定方向性,因而如现有技术中已知的,必须要进行一些发射束模拟,以计算每个波束在每个点 Q 的精确理论到达时间。

[0064] 利用虚拟阵列元件使用回顾性动态发射(RDT)提供了在所有深度处被跟踪对象的最优(衍射受限)分辨率。

[0065] 图 3A 通过例示性的非限制性范例示出了超声成像设备 300。它包括:超声成像探头 302;超声传感器(即包括充当接收器的换能器的电子设备)304、306。传感器 304、306 在探头外部,即与探头独立并与其间隔开。设备 300 还包括波束形成器 308;导管、针或其他工具 310,沿其附着或以其他方式放置传感器;估计和初始化模块 311,其用于做出或计算工具姿态估计并将其供应给波束形成器 308,以对波束形成器进行初始化;以及从传感器到模块 311 的导线输入部 312、314。备选地,可以将传感器 304、306 和模块 311 实现为彼此无线通信。探头 302 包括在成像中与波束形成器 308 一起工作的换能器阵列 316。探头是二维的(2D)或 1.75D,能够进行三维(3D)成像,但是可以使用一维阵列进行 2D 成像。表示为“ x ”的横向以及表示为“ z ”的轴向处于图的平面中。

[0066] 波束形成器 308 或其可以根据上述 RDT 工作的部件提供了从导线输入部 312、314

到达的信号的仅单向的波束形成。在图 3 中由左侧示出的从换能器阵列 316 到超声传感器 304 的箭头 318 以及从阵列到另一传感器 306 的箭头 320 表示单向波束形成。单向波束形成例如基于扫描换能器阵列 316 时逐个元件的发射以及发射的超声在传感器 304、306 处的到达。

[0067] 波束形成器 308 也可以进行双向波束形成,在此是 2D 的,但可以是 3D 的。在横向上,2D 成像提供了这里称为靶平面的“切片”。从阵列 316 到感兴趣区域 324 中的点 322 的箭头表示发射束 321。由返回阵列 316 的箭头表示对应的接收束 326。

[0068] 在成像中对 3D 区域中的所有点 322 进行声照射和处理。

[0069] 同样地,在相应的单向波束形成操作中利用所有传感器,这里是传感器 304、306 两者。

[0070] 在感兴趣区域 324 之内为导管 310 的尖端 328,在任何给定时刻,其处于相应的位置 329 和取向 330 (在这一视图中仅示出了一个角分量),即 3D 空间中的点和方向。基于传感器 304、306 在工具上的已知附着点以及由波束形成器 308 基于仅单向波束形成计算的传感器的空间位置,在工作中确定位置 329 和取向 330 (或“姿态”)。针对传感器 304、306 中的每个获得独立的单向波束形成结果。波束形成在与感兴趣区域的规则脉冲回波图像相同的坐标系中的感兴趣区域中定位传感器 304、306。通过包括在导管 310 中,相对于它设置传感器 304、306,以感测其位置和 / 或取向。任选地,例如,可以从导管上的给定传感器 304、306 的输出仅导出导管 310,例如尖端 328 的位置 329。注意,在任何情况下,无需基于被反射超声达到的数据的任何成像结果而做出所述姿态估计。

[0071] 在一个实施例中,与工具特异的帧(通过本文中的新技术针对帧的工具内容优化适应地确定的最优波束形成参数)交替或以其他方式散布组织特异的帧(为了观察解剖结构优化波束形成和其他参数(脉冲长度、频率、滤波器……))。两种类型的帧都归入脉冲-回波采集(或“成像”)帧的种类。

[0072] 另一方面,通过利用在适当时刻切换成接收模式的传感器 304、306 扫描换能器阵列 316 来采集初始化帧,在下文中将对其予以更为详细的说明。将这些帧用于做出工具姿态估计,以相对于工具特异的帧对波束形成器 308 进行初始化。

[0073] 利用频率或利用定时(例如,将成像帧与初始化帧进行交替或以其他方式分散)来分开初始化和脉冲-回波图像采集。通过并入了探头 302 和波束形成器 308 的扫描器(未示出)的行触发器触发传感器 304、306 工作在接收状态(换言之,在测量单向延迟时在时间零启动时钟)。每次探头 302 发射不同的发射束,就发射触发信号。如下文更详细所述,在形成一个或多个显示图像时,组合组织特异的帧和工具特异的帧。可以使初始化帧的动态范围是成像帧的一半,以仅考虑诱发常规双向成像大致两倍旁瓣的单向波束形成。

[0074] 尽管上文将超声成像设备 300 描述为利用超声传感器 304、306 作为接收器来实现,但也可以将换能器配置为超声发射器 110。如在压电元件的情况下那样,它们以电动机方式工作,并尽可能是全向的。对于发射器而言,通过时间或频率的、同样地分离工具姿态估计(或“初始化”)采集和上文结合接收器所述的成像采集也是成立的。对于频率分离,发射器(或“被跟踪源”)110 能够发射短脉冲(任选地,具有发射代码的更复杂波形),其能够(但未必一定)具有与手术中成像超声的成像脉冲不同的频带,以避免初始化和成像脉冲之间的干扰。可以简单利用接收滤波器或更完善的脉冲特征标识算法来区分初始化和成像脉

冲的接收。

[0075] 此外,对于发射器 304、306,也通过时间或频率分开它们以实现初始化帧的目的。该分离将一个发射器与另一个发射器的射频数据区分开,以实现它们的独立定位。

[0076] 声音从发射器 110 到换能器阵列 316 的个体元件 102 传播。因为可逆性的原因,向超声扫描器的个体元件 104 发送信号的发射器 110 在类似意义上替代了前面实施例中论述的从超声扫描器的个体元件接收信号的超声接收器,而不会改变为其定位而进行的信号处理。可以通过调节超声扫描器的波束形成延迟以补偿被跟踪(一个或多个)超声发射器 110 和换能器阵列 316 之间发射超声的仅单向传播,对发射器 110,像接收器 304、306 一样进行精确成像。用于感测来自发射器 110 的信号的设备是用于形成手术中超声解剖图像的相同的超声探头 302 (例如用于 3D 跟踪的 2D 探头)和扫描器,所述手术中超声解剖图像是从组织特异的帧和工具特异的帧的某种组合获得的。

[0077] 扫描器利用其行触发器(被设计为在发射每个波束时启动)或帧触发器(设计为在发射每个帧时启动)触发从(一个或多个)发射器 110 发出声音,然后从(一个或多个)发射器向换能器阵列 316 的个体元件 104 发生声传播。

[0078] 备选地,发射器 110 可以是触发超声扫描器的图像采集的发射器。在已经为了实现在最佳治疗安全性和效力(在发射器实际用于治疗的情况下)而优化手术工具 310 上的(一个或多个)发射器占空比和开/关时间的情况下,可能希望这样做。那么实际上,超声成像设备 300 被配置为通过行触发器或通过帧触发器由超声扫描器触发从(一个或多个)发射器 110 发射声音和/或由(一个或多个)发射器触发扫描器工作进行图像采集。

[0079] 可以修改超声扫描器以通过调节其接收波束形成延迟,例如图 1 中的 $[r(P)+d(i,P)]/c$ 来跟踪发射器 110,以补偿(从发射器到探头 302 的)仅单向超声传播。

[0080] 超声扫描器交替布置成像帧(来自成像探头 302 的有源超声发射,关闭介入式工具 310 上的(一个或多个)发射器 110,执行常规的双向波束形成进行脉冲-回波成像)和初始化帧(关闭来自成像探头的发射,打开介入式工具上的发射器,进行仅单向波束形成)。任选地,如果发射器 110 被设计为具有与成像频率不同的频率,则在成像或初始化帧期间不必打开/关闭发射器/成像探头:对于初始化帧,恰好修改时域接收滤波器以考虑发射器 110 的不同标称频率。

[0081] 在替代的超声成像设备 300 的手动实施例中,可以响应于用户从候选姿态中做出选择来导出姿态估计值,而不是在工作中导出。由射束形成器 308 中的软件将每个候选与预设的波束形成参数相关联。用户手动选择被认为最好地匹配当前介入几何性质的候选。由估计和初始化模块 331 供应并推导所选的候选,以接下来输出到波束形成器 308。

[0082] 估计和初始化模块 311 可以被实现为一个或多个集成电路,用于导出估计值并使用导出的估计值对射束形成器进行初始化。

[0083] 为实现更容易的可视化,可以采集成像平面或切片 330,如图 3B 所示,其示出了 x/z 平面的侧视图。在本范例中,尖端在成像平面 330 之内纵向延伸。

[0084] 为了进行显示,可以将组织特异的帧和工具特异的帧融合在一起。可以使用两个帧的加权平均。或者,可以用不同颜色中叠加工具特异的帧。或者,在双显示中,左侧屏幕画面可以显示组织特异的帧,右侧屏幕画面显示工具特异的帧。

[0085] 如果尖端 328 相对于成像平面 330 倾斜,则可以对包含尖端的一个或多个平面成

像,如下文在范例中进一步所述,以提供尖端远端紧周围的解剖结构的更准确显示。

[0086] 图 3C 示出了形状传感器 334 的示范性使用作为超声传感器 304、306 的替代或补充,形状传感器例如是由外界刺激展宽或挤压的光纤布拉格光栅。在这里,形状传感器 334 沿光纤分布,光纤沿导管或其他工具 310 纵向延伸。导管 310 近端处的光纤连接到可通信地连接到波束形成器 308 的光频域反射计(OFDR)(未示出)。在授予 Froggatt 等人的美国专利 7772541(在下文中称为“Froggatt”)中提供了诸如导管的用于医学仪器的形状传感器范例,在此通过引用将其全部公开并入本文。如 Froggatt 中那样,形状传感器 334 适形到导管 310 的至少一部分以感测该部分的形状。它们还允许检测传感器处的方位(即位置)。基于这些测量,计算探头 302 的成像空间中导管 310 的位置 329 和取向 330。波束形成器 308 在沿导管 310 形成发射焦点 338 时使用对位置 329 和取向 330 的估计。如果导管 310 的取向使得其图像深度沿导管变化,则发射焦点 338 就处在不同深度以适形到导管。发射束 344、346 在其焦深处具有最丰富的角频谱含量,从而使得朝向探头 302 的超声反射概率最大化。相应地基于探头的估计优化波束形成。尽管在图 3C 中将焦点 338 示为存在于导管 310 外部,但它们可以处于别处,例如在辐射中心中。

[0087] 图 3C 中示出了两个发射束 344、346 之间的间距 342。有时沿着细长的工具 310,例如导管或针可以看到中断,即中断伪影,这可能是由于因来自工具相邻部分的回波造成相消干涉而导致的。可以通过使发射和/或接收束的空间采样更精细,例如如下文进一步所示,来缓解或消除伪影。

[0088] 被引导的波束相对于工具主体以 60 到 90 度角,即 30 度或更小的入射角对被成像工具 310 进行声照射,生成朝向探头 302 的良好反射。如图 3C 中所示,入射角 350 在 30 度范围之内。朝向探头 302 的良好反射提供了容易看到的超声图像。针对工具反射优化发射和接收波束角。该优化能够包括将相干性因子,即相关汇总的信号与不相干汇总的信号比值最大化,由此增强可见性,减少旁瓣并提高信噪比(SNR)。在低 SNR 的情况下可以使用维纳滤波器。在授予 Ustuner 等人的美国专利 No. 7744532 和如下文章中论述了相干性因子和 Weiner 滤波技术:“Weiner Beamforming and Coherence factor in Ultrasound Imaging”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 57, No. 6, 2010 年 6 月。

[0089] 避免工具主体和超声波束之间的正交角,即恰好 90 度,能够防止或缓解视觉伪影,例如,如图 4 中所示。波束形成器 308 被配置为将发射束、接收束或两者的入射角 408 限制到非零值,以避免旁瓣和混响伪影。于是,防止或缓解了混响和旁瓣伪影 410,这是由带圈的“x”表示的。

[0090] 此外,接收束 402、404 间隔开空间间隔 406。波束间距 406 在空间上足够精细,以缓解或消除可能被识别为沿介入式工具 310 的中断 412、414、416 的成像伪影。在图 4 中用缺失的图像 418 替换中断 412 来表示这种情况。

[0091] 图 5A 图示了基于(电磁)EM 感测的超声成像设备 500。它包括超声探头 502、附着于针 506 或其他介入医学工具的 EM 传感器(或“换能器”)504、附着于探头的 EM 传感器 508、EM 场发生器 510、波束形成器 512 和估计和初始化模块 513。EM 场发生器 510 生成在 EM 传感器 504、508 中感生电流的场。EM 传感器被配置为向 EM 场发生器 510 无线传送感生电流的度量,EM 场发生器继而设计成接收该度量。基于该感生电流,计算传感器 504、508

相对于 EM 场发生器 510 的位置和取向。估计和初始化模块 513 进行这种计算,将电磁跟踪空间与探头 502 的成像空间对准,并向波束形成器 512 提供结果。基于该结果,波束形成器 512 与换能器阵列 514 协同进行成像。在授予 Stanton 等人的共有美国专利 No. 7933007 中提供了跟踪医学工具时使用 EM 传感器的范例。在授予 Shen 等人的共有美国专利公开 No. 2010/0168556 中公开了一种也向工具附着光传感器的类似系统。在此通过引用将两篇文献全文并入。尽管本文上面描述了感生电流数据的无线通信,但也可以通过超声探头 502 中的导线和下行到工具 506 的导线传输数据。而且,可以在探头 502 中和工具 506 中提供超过一个 EM 传感器。通过超声成像标准,粗略估计 EM 定位。不过,使用根据本文提出的内容带有超声波束形成的反馈来微调对象 506 的成像。

[0092] 图 5B 中示出了基于图像的估计方法,任选地由 EM 传感器增强。充当光学传感器的两个照相机 550、552 瞄准针 554 的基部 553 和探头 556,因此相对于针设置以感测其位置/取向。在探头 556 的周边附近、接近换能器阵列 558 以及任选地在针 554 基部 553 周围提供标记。将两个摄像机 550、552 的位置和取向以及来自摄像机的图像都提供给估计和初始化模块 563。从被成像的标记可以估计刚性工具的位置 329 和工具的取向 330。还将如结合图 5A 所述基于 EM 传感器 564、566 的输出确定的位置和取向数据提供给估计和初始化模块 563。可以使用基于图像的数据来更新基于 EM 的数据,并将姿态估计值与波束形成器 562 的图像空间配准。在授予 Pasveer 等人的共有美国专利公开 No. 2010/0194879 中有这种布置的范例,在此通过引用将整个公开并入本文。

[0093] 图 6 示出了介入式工具的截面 602,至少其尖端在两个独立的成像平面 604、606 中纵向延伸。在工具与靶平面倾斜地延伸时,这种成像特别有用。

[0094] 通过利用具有高度引导能力,例如具有 2D 或 1.75D 成像阵列的超声探头,来采集倾斜平面 604、606。实时地,递增地逐个平面地改变高度以生成“厚切片”。将厚切片与靶平面数据的采集实时交替或以其他方式分散。在工具特异的帧中采集厚切片,并且在组织特异的帧中采集靶平面数据。从采集的厚切片,提取对应于(一个或多个)倾斜平面的图像数据。

[0095] 可以向用户显示靶平面的组织特异性的内容,在一个或多个倾斜成像平面 604、606 (尤其是其工具特异的内容)旁边。或者,可以在靶平面上叠加工具的投影。在显示器上,可以包括平面相对取向的指示符。该指示符例如可以是成像探头的示意图,两个倾斜平面 604、606 从其开始延伸,示出了它们彼此的相对位置。

[0096] 图 7 分别由波束形成器初始化 702、成像数据采集 704 和成像数据显示 706 的示范性过程的流程图构成。

[0097] 根据波束形成器初始化过程 702,采集姿态数据(步骤 S708)。从采集的姿态数据,计算姿态,即位置 329 和取向 330 (步骤 S710)。利用计算的姿态对波束形成器进行初始化(步骤 S712)。如果不对初始化进行更新(步骤 S714),通常是实时发生的,该处理返回步骤 S708。

[0098] 在同时的数据采集过程 704 中,使用估计的姿态采集一个或多个工具特异的图像(步骤 S716)。然后采集组织特异的图像(步骤 S718)。如果要更新成像数据采集(步骤 S720),通常是实时发生的,该处理返回到步骤 S716。

[0099] 在也是同时的数据显示过程 706 中,由当前采集的成像数据形成显示(步骤

S722)。该显示可以包括一个工具特异的图像,在组织特异的图像旁边。如果工具相对于靶平面倾斜,可以取而代之地连同对平面相对取向的指示一起在靶平面(尤其是其组织特异的内容)旁边放置一个或多个包含工具的平面 604、606 (尤其是其工具特异的内容)。如果要更新图像显示(步骤 S724),通常是实时发生的,该处理返回步骤 S722。

[0100] 通过利用对象的位置以及任选的其取向对射束形成器进行初始化,增强射束形成,以对对象,例如介入式工具进行成像。初始化利用了位置/取向的估计值。估计值是从一个或多个传感器的输出推导的。这些传感器设置于与射束形成器一起工作的成像阵列外部。无需基于被反射超声达到的数据的任何成像结果而做出所述估计。可以将一个或多个传感器附着于对象,对象可以是细长的,如在医学诊断和治疗中使用针或导管的情况那样。在一些实现方式中,将一个或多个传感器附着于成像探头。传感器可以是,例如超声、电磁、光学或形状传感器。备选地,可以用超声发射换能器代替超声传感器。

[0101] 本文上面论述的新颖性技术的临床应用包括希望确定手术工具的位置和取向但不能仅利用标准超声成像确定的任何流程。

[0102] 尽管可以在提供医学诊断系统或为人或动物受治疗者提供治疗时有利地应用所述新颖性装置和方法,但权利要求覆盖的期望范围不受此限制。更宽泛地,设想了增强的体内、体外或活体外的增强成像。

[0103] 尽管已经在附图和前面的描述中详细例示和描述了本发明,但这样的例示和描述被认为是例示性或示范性的而非限制性的;本发明不限于公开的实施例。

[0104] 例如,细长工具可以是在治疗癌症时用于插入放射性种子的施用器。作为另一范例,在具有多个超声跟踪换能器的工具上,该类型可以混合有一些发射器和其他接收器。而且,在单个实施例中混合传感器可能涉及到超声、形状、EM、光学或其他类型的传感器。

[0105] 本领域的技术人员通过研究附图、公开和所附权利要求,在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,量词“一”、“一个”不排除多个。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

[0106] 可以在适当计算机可读介质,例如光存储介质或固态介质上瞬时地、暂时或更长时间地存储计算机程序。仅在不是瞬时的传播信号的意义,这样的介质是非暂态的,而是包括诸如寄存器存储器、处理器高速缓存和 RAM 的其他形式计算机可读介质。

[0107] 单个处理器或其他单元可以完成权利要求中列举的几个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不表示不能有利地使用这些措施的组合。

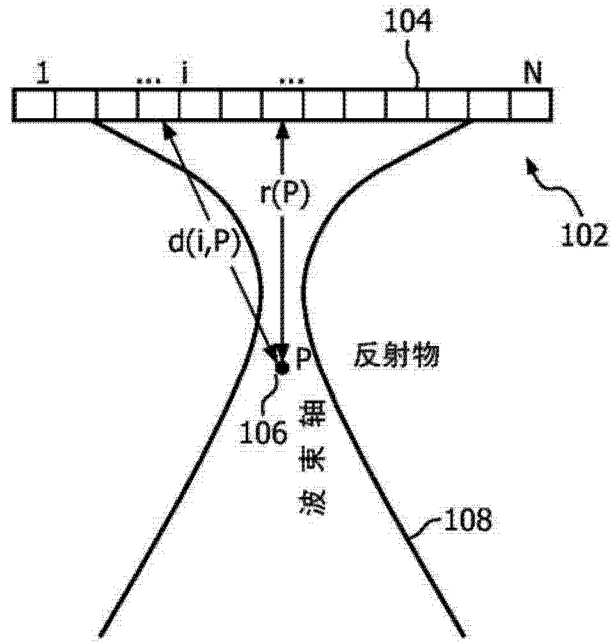


图 1A 现有技术

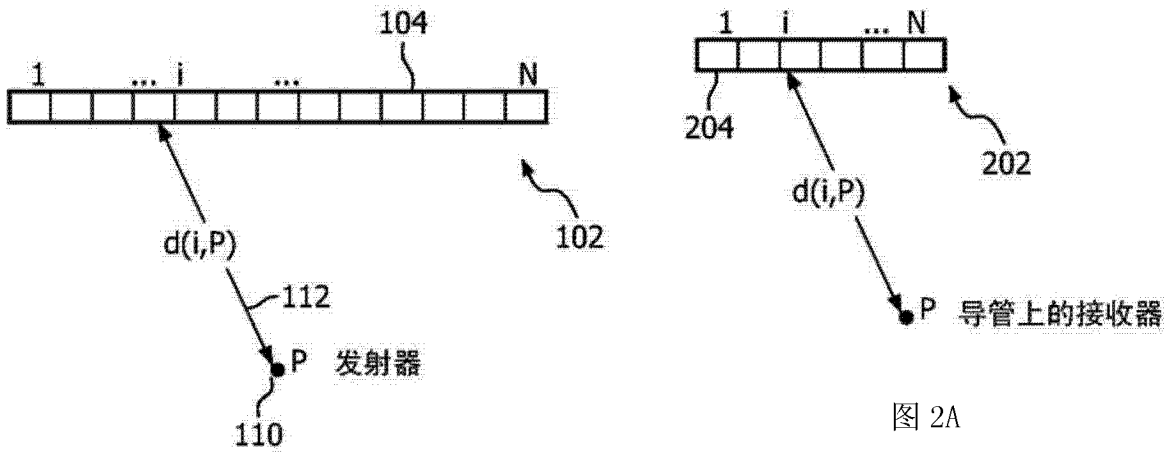


图 2A

图 1B

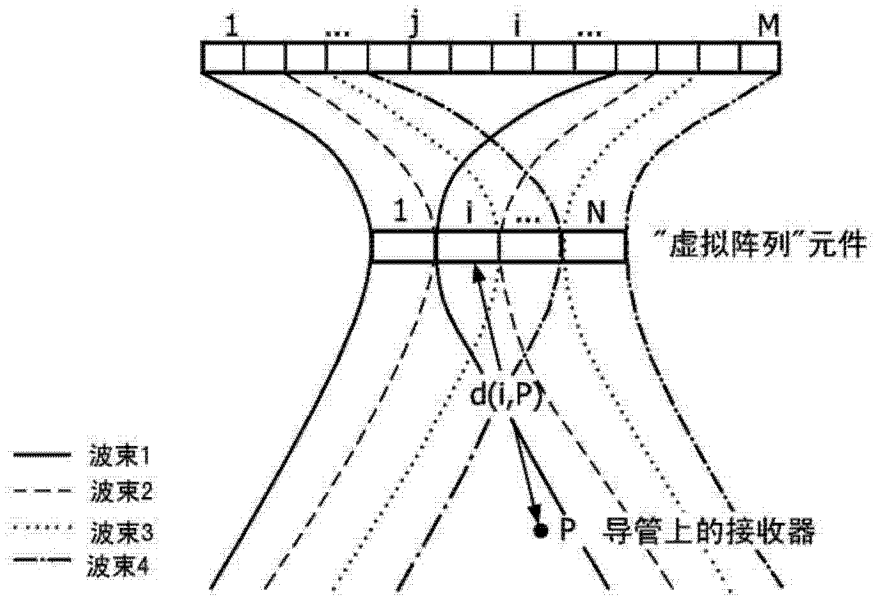


图 2B

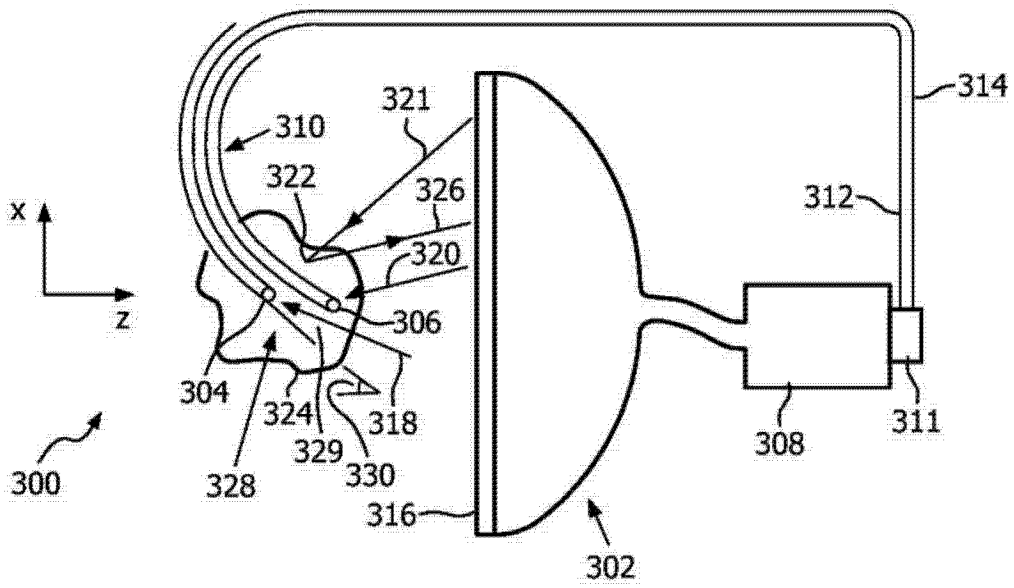


图 3A

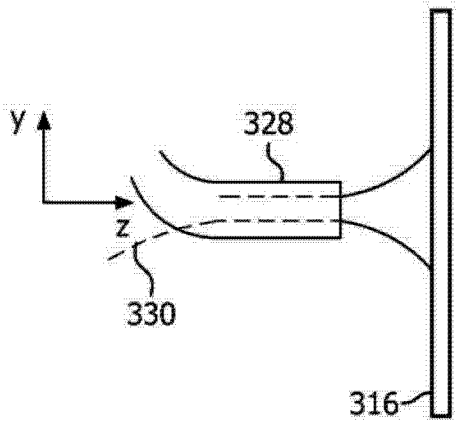


图 3B

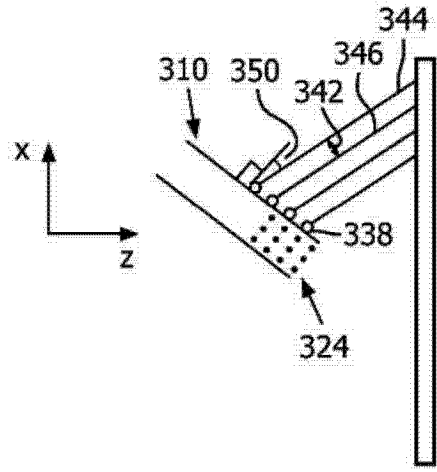


图 3C

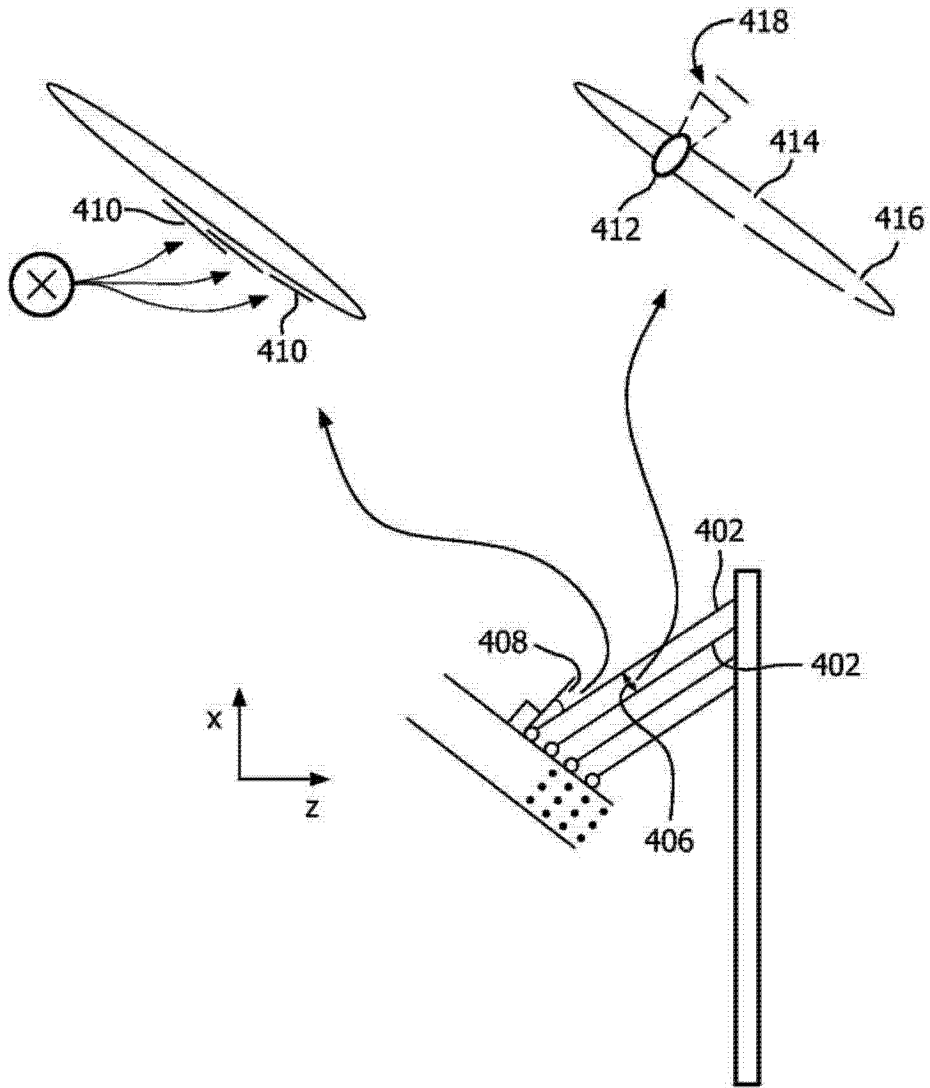


图 4

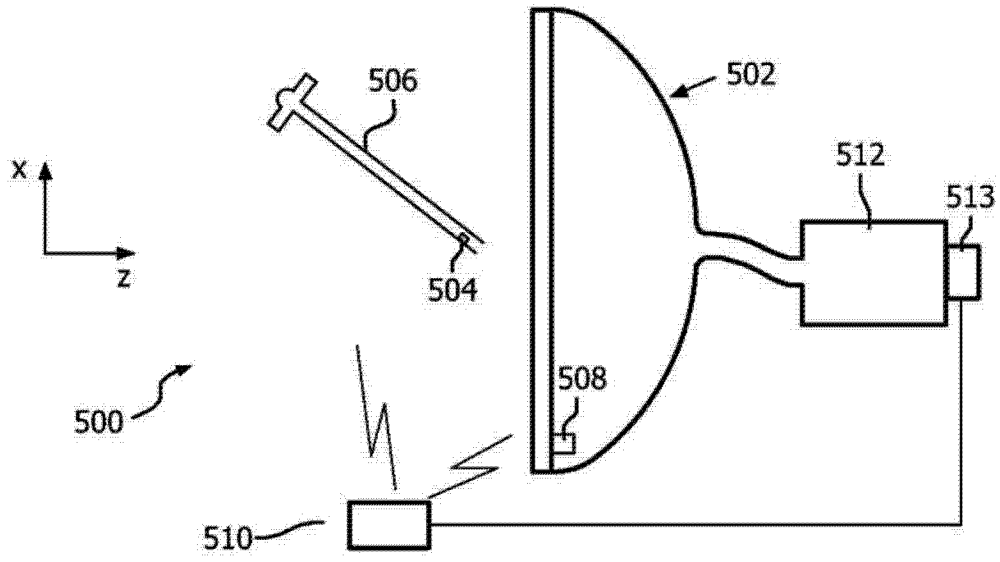


图 5A

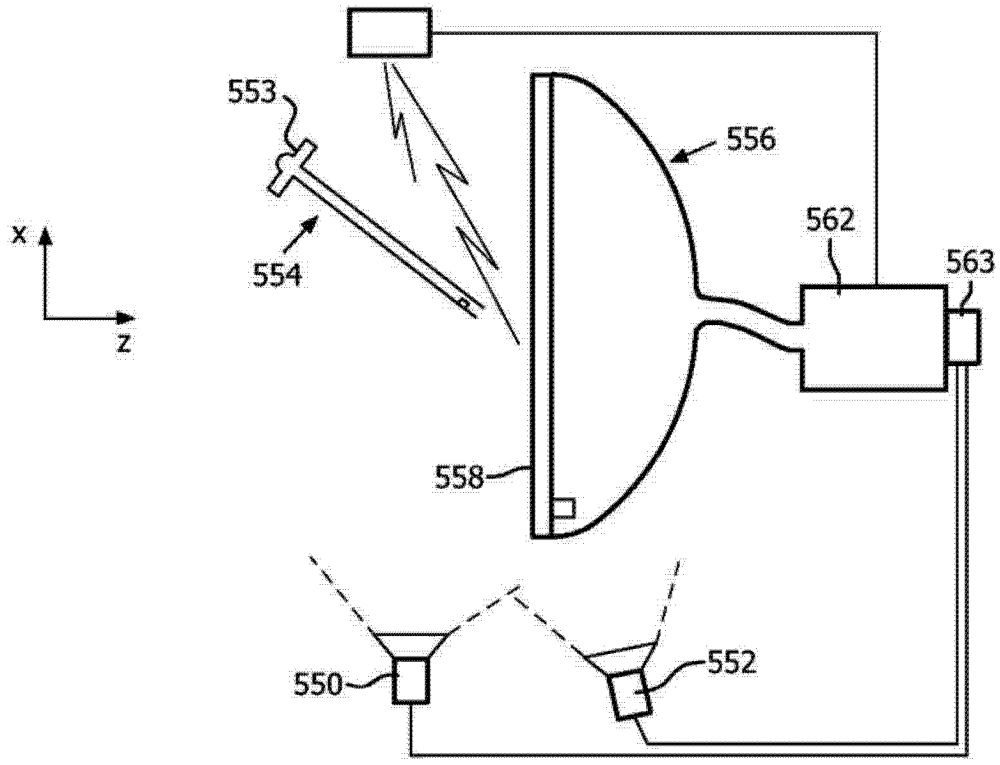


图 5B

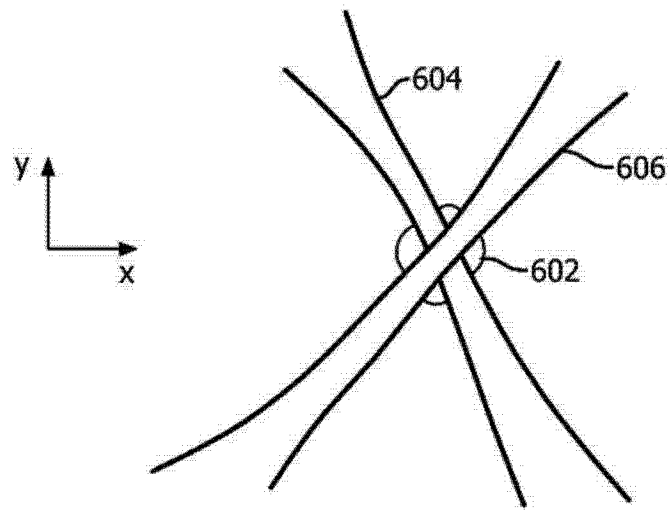


图 6

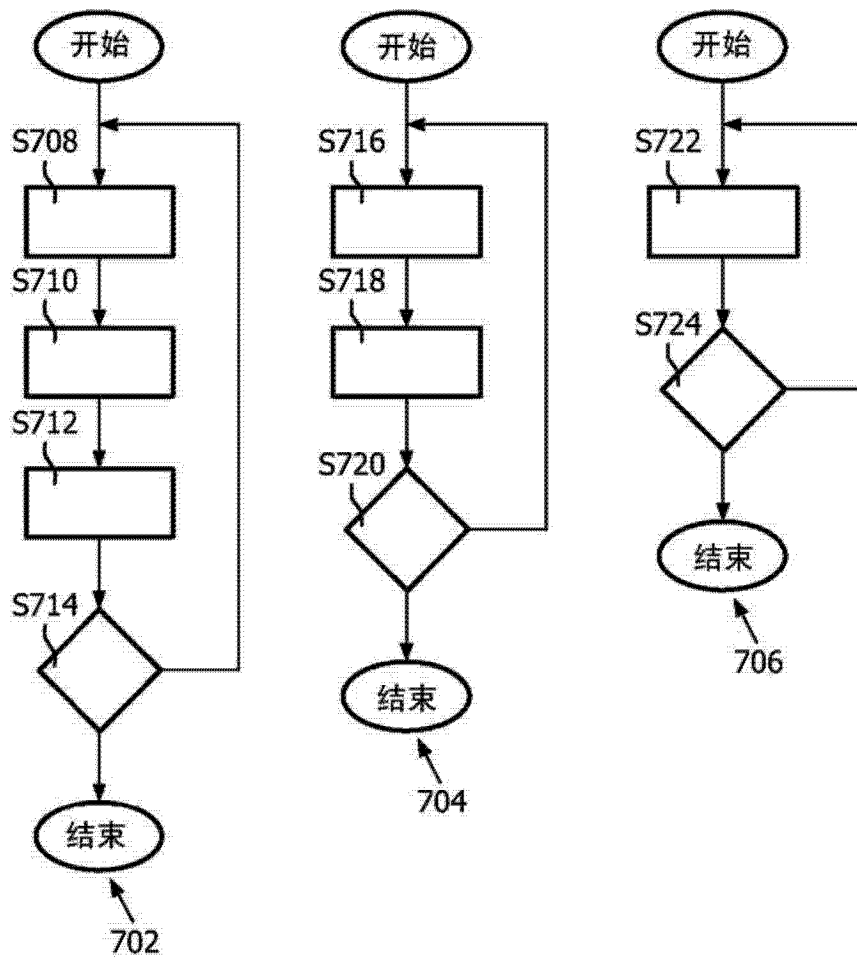


图 7

专利名称(译)	对超声波束形成器进行基于对象姿态的初始化		
公开(公告)号	CN103747743A	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	CN201280032994.4	申请日	2012-06-19
[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 AK贾殷 JI罗贝尔		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷 J·I·罗贝尔		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/4488 A61M25/0108 G01S15/899 A61B8/585 A61B2019/5276 A61B8/463 A61B8/5269 G01S7/52047 G01S15/8997 A61B8/0841 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2090/378		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/503695 2011-07-01 US		
其他公开文献	CN103747743B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过利用对象的位置以及任选地其取向对波束形成器 (308) 进行初始化来增强波束形成, 以对对象 (310) (例如介入式工具) 进行成像。初始化利用了对位置/取向的估计。所述估计是从一个或多个传感器 (304 , 306) 的输出推导出的。这些传感器设置于与波束形成器一起工作的成像阵列 (316) 外部。所述估计无需基于由被反射超声而来的数据的任何成像结果而做出。可以将一个或多个传感器附着于对象, 对象可以是细长的, 如在医学诊断和治疗中使用针或导管的情况那样。在一些实现方式中, 将一个或多个传感器附着于成像探头 (302) 。传感器可以是, 例如超声、电磁、光学或形状传感器。或者, 可以用超声发射换能器代替超声传感器。

