



(10)申请公布号 CN 109152565 A

(21)申请号 201780028931.4

(22)申请日 2017.04.27

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

(51) Int.Cl.

62/334006 2016.05.10 US

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 90/00(2006.01)

2018.11.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/060019 2017.04.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/194314 EN 2017.11.16

(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 S·巴拉特 A·K·贾殷

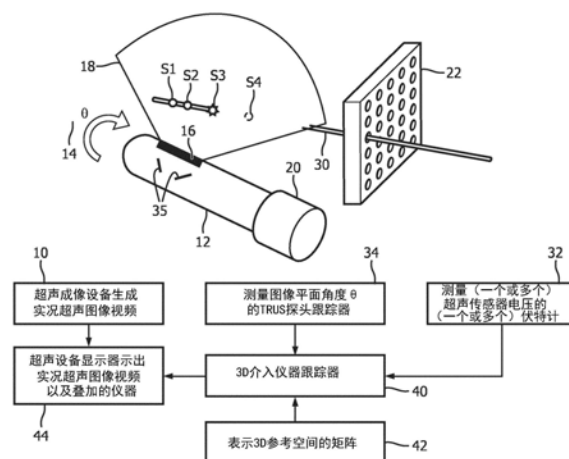
A·博尼拉斯瓦卡

权利要求书3页 说明书8页 附图7页

2D超声引导的介入中的介入仪器的3D跟踪

(57)摘要

具有超声传感器(S1、S2、S3、S4、...)的介入仪器(30)使用超声成像设备(10)来跟踪,所述超声成像设备(10)采集并显示可视化平面(18)的2D超声图像,并且针对通过旋转所述超声探头(12)并且包含所述可视化平面角度而获得平面角度(θ)范围来执行2D超声扫描。对于每个超声传感器,最佳平面基于所述平面角度范围内的其发出的信号强度来找到,并且通过根据由所述超声探头发射的射束的计时来分析所述传感器信号以在所述超声传感器最佳平面中定位其。处于其相应最佳平面中的这些位置使用由平面角度参数化的变换(42)被变换到3D参考空间,并且显示根据所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置生成的针对所述介入仪器的空间信息(TL)的视觉指示符。



1. 一种用于跟踪介入仪器 (30) 的跟踪设备, 所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器 (S1、S2、S3、S4), 所述跟踪设备包括:

超声成像设备 (10), 其包括被配置为采集二维 (2D) 超声图像的超声探头 (12); 以及

电子处理器, 其被编程为操作所述超声成像设备来执行介入仪器跟踪方法, 所述介入仪器跟踪方法包括:

操作所述超声成像设备来显示可视化平面 (18) 的 2D 超声图像;

执行对包含所述可视化平面的多个平面的 2D 超声扫掠, 并且针对所述多个平面中的每个 2D 超声平面, 检测由每个超声传感器响应于对所述平面的所述 2D 超声扫掠而发出的信号;

针对每个超声传感器, 识别:

所述多个平面中的最佳平面, 对于所述最佳平面, 检测到的由所述超声传感器发出的信号最高,

所述超声传感器在所述最佳平面中的位置, 以及

基于所述超声传感器在所述最佳平面中的所述位置的所述超声传感器在三维 (3D) 参考空间中的位置; 并且

基于所识别的所述一个或多个超声传感器在所述 3D 参考空间中的位置来确定针对所述介入仪器的空间信息, 针对所述介入仪器的空间信息包括所述介入仪器的端部位置 (T) 和取向 (L) 中的至少一个。

2. 根据权利要求 1 所述的跟踪设备, 还包括:

步进设备, 其被连接以使所述超声探头 (12) 围绕轴线 (14) 旋转以在具有由所述步进设备控制的平面角度 (θ) 的平面处采集所述 2D 超声图像,

其中, 所述多个平面跨过一平面角度范围, 所述平面角度范围包含所述可视化平面 (18) 的所述平面角度。

3. 根据权利要求 2 所述的跟踪设备, 其中, 所述超声探头是经直肠超声 (TRUS) 探头 (12)。

4. 根据权利要求 2 所述的跟踪设备, 还包括:

引导网格 (22), 其被配置为被定位为抵靠会阴并且引导所述介入仪器 (30) 通过所述引导网格的进入点;

其中, 所述电子处理器还基于所述介入仪器被引导通过的所述引导网格的所述进入点的所述 3D 参考空间中的位置 (E) 来确定所述介入仪器的所述空间信息。

5. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的跟踪设备, 还包括:

超声探头跟踪器 (34), 其被配置为跟踪所述超声探头 (12) 在所述 3D 参考空间中的位置;

其中, 所述超声传感器在所述 3D 参考空间中的位置 $P(x, y, z)$ 被识别为 $P(x, y, z) = T_{\text{探头}, \theta} \times p(x, y)$, 其中, $p(x, y)$ 是所述超声传感器在所述最佳平面中的位置, 并且 $T_{\text{探头}, \theta}$ 是依赖于所述探头的跟踪位置和所述最佳平面的参数 θ 的从所述最佳平面到所述 3D 参考空间的变换 (42)。

6. 根据权利要求 1-5 中的任一项所述的跟踪设备, 其中, 与所述介入仪器 (30) 设置在一起的所述超声传感器是压电传感器 (S1、S2、S3、S4), 并且所述跟踪设备还包括:

电信号检测器(32),其被配置为检测由每个压电传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的电信号;

其中,所述电子处理器使用所述电信号检测器来检测由每个压电传感器响应于所述2D超声扫掠发出的所述电信号而执行所述检测。

7.根据权利要求1-5中的任一项所述的跟踪设备,其中,与所述介入仪器(30)设置在一起的所述超声传感器(S1、S2、S3、S4)是重新辐射接收到的超声脉冲的超声反射式传感器,并且所述电子处理器使用所述超声探头(12)来检测由每个压电传感器响应于所述2D超声扫掠发出的所述重新辐射的超声脉冲而执行所述检测。

8.根据权利要求1-7中的任一项所述的跟踪设备,其中,所述电子处理器基于根据由所述超声探头发射的射束的计时来分析所述传感器信号而识别所述超声传感器在所述最佳平面中的位置。

9.根据权利要求1-8中的任一项所述的跟踪设备,其中,所述电子处理器将所述超声传感器的所述位置识别为时间戳记的样本,并且将所述最佳平面的所述参数识别为时间戳记的样本,并且所述电子处理器还通过内插来将所述超声传感器的所述位置的所述时间戳记的样本与所述最佳平面的所述参数的所述时间戳记的样本同步。

10.根据权利要求1-9中的任一项所述的跟踪设备,其中,由所述电子处理器执行的所述介入仪器跟踪方法还包括将所确定的针对所述介入仪器(30)的空间信息的视觉指示符显示在所述可视化平面(18)的显示的2D超声图像上。

11.一种用于跟踪介入仪器(30)的跟踪方法,所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器(S1、S2、S3、S4、...),所述跟踪方法包括:

操作包括超声探头(12)的超声成像设备(10)来显示可视化平面(18)的二维(2D)超声图像;

使所述超声探头围绕轴线(14)旋转以扫描跨越过一平面角度(θ)范围的多个平面,所述平面角度范围包含所述可视化平面的所述平面角度,并且对于所述多个平面中的每个平面,操作所述超声成像设备来执行对所述平面的2D超声扫掠;

在每个2D超声扫掠期间,检测由每个超声传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的信号;

针对每个超声传感器,识别最佳平面,对于所述最佳平面,由所述超声传感器发出的所述信号最高,并且在所述最佳平面中定位所述超声传感器;

通过使用由平面角度参数化的变换(42)来将所述超声传感器在其最佳平面中的位置变换到所述3D参考空间而确定每个超声传感器在三维(3D)参考空间中的位置;

基于所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置来确定针对所述介入仪器的空间信息(T、L);并且

将所确定的针对所述介入仪器的空间信息的视觉指示符显示在所述可视化平面的显示的2D超声图像上。

12.根据权利要求11所述的跟踪方法,其中,所述超声探头是经直肠超声(TRUS)探头(12),并且所述可视化平面(18)是所述TRUS探头的矢状面。

13.根据权利要求12所述的跟踪方法,其中,所述介入仪器(30)的所述空间信息(T、L)还基于所述介入仪器穿过引导网格(22)之处在所述3D参考空间中的位置(E)来确定。

14. 根据权利要求11-13中的任一项所述的跟踪方法, 其中, 与所述介入仪器(30) 设置在一起的所述超声传感器是压电传感器(S1、S2、S3、S4, ...) , 并且检测由每个超声传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的信号的操作包括检测由所述压电传感器响应于所述2D超声扫掠而生成的传感器电压。

15. 根据权利要求11-14中的任一项所述的跟踪方法, 其中, 在所述最佳平面中定位所述超声传感器包括基于根据由所述超声探头发射的射束的计时来分析所述传感器信号而在所述最佳平面中定位所述超声传感器。

16. 根据权利要求11-15中的任一项所述的跟踪方法, 还包括:

使用超声探头跟踪器(34) 来生成所述平面角度的时间戳记的样本;

将时间戳分配给所述超声传感器(S1、S2、S3、S4) 在它们各自的最佳平面中的位置; 并且

通过内插来将所述超声传感器在它们各自的最佳平面中的时间戳记的位置与所述平面角度的时间戳记的样本同步。

17. 一种用于跟踪介入仪器(30) 的跟踪设备, 所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器(S1、S2、S3、S4) , 所述跟踪设备包括:

超声成像设备(10) , 其包括电子处理器和显示器(44) ; 以及

超声探头(12) , 其能够与所述超声成像设备可操作地连接, 并且能够在所述超声成像设备的控制下旋转以在由平面角度(θ) 定义的平面处采集二维(2D) 超声图像;

其中, 所述超声成像设备被编程为:

采集并显示由可视化平面角度定义的可视化平面(18) 的2D超声图像;

针对一平面角度范围执行2D超声扫掠, 所述平面角度范围包含所述可视化平面角度, 并且对于每个2D超声扫掠, 存储其平面角度和由每个超声传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的信号;

基于每个超声传感器发出的信号强度来在所述平面角度范围内识别其最佳平面, 并且通过根据由所述超声探头在所述最佳平面的所述2D超声扫掠期间发射的射束的计时来分析所述传感器信号而在其最佳平面中定位所述超声传感器;

使用由平面角度参数化的2D到3D变换(42) 来将所述超声传感器在它们各自的最佳平面中的所述位置变换到三维(3D) 参考空间; 并且

在显示的2D超声图像上显示根据所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置生成的针对所述介入仪器的空间信息(T、L) 的视觉指示符。

18. 根据权利要求17所述的跟踪设备, 其中, 所述超声探头是经直肠超声(TRUS) 探头(12)。

19. 根据权利要求17-18中的任一项所述的跟踪设备, 其中, 与所述介入仪器设置在一起的所述超声传感器是压电传感器(S1、S2、S3、S4、...) , 并且由每个超声传感器发出的所述信号包括电信号。

20. 根据权利要求17-19中的任一项所述的跟踪设备, 其中, 所述超声成像设备(10) 通过内插或数据持续性来将所述超声传感器(S1、S2、S3、S4) 在它们各自的最佳平面中的位置与针对所述2D超声扫掠的存储的平面角度同步。

2D超声引导的介入中的介入仪器的3D跟踪

技术领域

[0001] 以下总体涉及医学领域、超声引导的介入流程领域、前列腺活检领域等。

背景技术

[0002] 超声引导的介入流程 (诸如活检、短距离放射治疗粒子植入、冷冻消融、激光消融等等) 利用超声成像来将介入仪器引导到目标组织。例如,在经会阴前列腺介入中,使用经直肠超声 (TRUS) 探头的超声成像,通常与抵靠会阴的引导网格一起,用来引导针插入。在介入流程期间执行的超声成像经常是二维 (2D) 成像。为了背景化2D超声图像,预先采集的目标区域的三维 (3D) -TRUS超声图像和/或3D磁共振 (MR) 图像可以被使用 (Kruecker等人的“Fusion of transrectal ultrasound with pre-acquired MRI for prostate biopsy guidance”,MEDICAMUNDI 52/1 2008/07第25-31页 (2008))。然而,超声中的仪器对比度经常是较差的,具有间歇性的仪器可见性,导致所谓的“不可见工具”现象。

[0003] 为了解决超声中的较差的仪器对比,可以将专用超声传感器安装在介入仪器上 (Mung等人的“Tool Tracking for Ultrasound-Guided Interventions”,G.Fichtinger, A.Martel,and T.Peters (Eds.):MICCAI 2011,Part I,LNCS 6891,pp.153 60 (2011))。在一种方法中,传感器通过重新辐射接收的超声脉冲来充当主动超声应答器。在另一方法中,当接收到超声信号时,传感器输出电压。在任一方法中,使声处理传感器的超声射束的方向与超声脉冲发出与传感器响应之间的时间间隔 (“飞行时间”) 的组合的知识实现传感器的定位。如果该方法与实时3D-TRUS超声成像一起使用,那么三维空间中的定位是可实现的。

[0004] 然而,在实践中,2D超声更常用于针插入期间的实况引导。2D超声更快,能够使用更低成本的超声换能器阵列来执行,并且2D图像被容易地显示在超声设备显示器的视频显示部件上。更具体地,在经会阴前列腺活检流程中,流程前采集的3D MR数据集用来勾画活检样本将取得的靶。在活检流程开始的时候,3D TRUS图像集通过手动地将TRUS探头从前列腺基部扫描到顶点 (或当在矢状取向中进行成像时,通过围绕与它自己的平行的轴线将探头从前列腺的左侧位极限旋转到右侧位极限 (或反之亦然)) 来采集,并且从2D TRUS图像帧来重建,并且3D TRUS被配准到之前采集的MR数据集。此后,使用TRUS探头来例如使用常规的亮度或B-模式成像以矢状取向 (对于前列腺程序) 采集2D图像,以当活检针被插入时提供实况2D引导。TRUS探头使用电磁 (EM) 或一些其他TRUS探头空间跟踪技术来跟踪,并且实况2D超声图像由此被链接到重建的3D TRUS图像的对应帧,并且因此根据TRUS-MR配准被链接到MR数据集。

发明内容

[0005] 在一个公开的方面中,公开了一种用于跟踪介入仪器的跟踪设备,所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器。所述跟踪设备包括超声成像设备和电子处理器,所述超声成像设备包括被配置为采集二维 (2D) 超声图像的超声探头。所述电子处理器被编程为操作所述超声成像设备来执行介入仪器跟踪方法,包括:操作所述

超声成像设备来显示可视化平面的2D超声图像;执行对包含所述可视化平面的多个平面的2D超声扫掠,并且对于所述多个平面中的每个2D超声平面,检测由每个超声传感器响应于所述平面的所述2D超声扫掠而发出的信号;对于每个超声传感器,识别所述多个平面中的最佳平面,对于所述最佳平面,检测到的由所述超声传感器发出的信号最高,并且识别所述超声传感器在所述最佳平面中的位置,并且基于所述超声传感器在所述最佳平面中的所述位置和所述最佳平面如何与所述3D空间(例如,3D TRUS/MRI)相关的知识来识别所述超声传感器在三维参考空间中的位置;并且基于识别的所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置来确定针对所述介入仪器的空间信息,针对所述介入仪器的空间信息包括所述介入仪器的端部位置和取向中的至少一个。所述超声传感器在所述最佳平面中的所述位置可以例如基于根据由所述超声探头发射的射束的计时来分析所述传感器信号而识别。

[0006] 在另一公开的方面中,公开了一种用于跟踪介入仪器的跟踪方法,所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器。所述跟踪方法包括:操作包括超声探头的超声成像设备显示可视化平面的二维(2D)超声图像;使所述超声探头围绕轴线旋转以扫描跨越包含所述可视化平面的所述平面角度的平面角度范围的多个平面,针对所述多个平面中的每个平面,操作所述超声成像设备执行对所述平面的2D超声扫掠;在每个2D超声扫掠期间,检测由每个超声传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的信号;对于每个超声传感器,识别最佳平面,对于所述最佳平面,由所述超声传感器发出的所述信号最高,并且在所述最佳平面中定位所述超声传感器;通过使用由平面角度参数化的变换来将所述超声传感器在其最佳平面中的位置变换到所述3D参考空间来确定每个超声传感器在三维(3D)参考空间中的位置;基于所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置来确定针对所述介入仪器的空间信息;并且将所述介入仪器的经确定的空间信息的视觉指示符显示在所述可视化平面的显示的2D超声图像上。

[0007] 在另一公开的方面中,公开了一种用于跟踪介入仪器的跟踪设备,所述介入仪器具有与所述介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器。所述跟踪设备包括:超声成像设备,其包括电子处理器和显示器;以及超声探头,其能够与所述超声成像设备可操作地连接,并且能够在所述超声成像设备的控制下旋转以在由平面角度定义的平面处采集二维超声图像。所述超声成像设备被编程为:采集并显示由可视化平面角度定义的可视化平面的2D超声图像;针对包含所述可视化平面角度的平面角度范围执行2D超声扫掠,并且对于每个2D超声扫掠,存储其平面角度和由每个超声传感器响应于所述2D超声扫掠而发出的信号;基于所述平面角度范围内的其发出的信号扩展识别每个超声传感器的最佳平面,并且通过根据由所述超声探头在所述最佳平面的所述2D超声扫掠期间发射的射束的计时来分析所述传感器信号而在所述超声传感器的最佳平面中定位所述超声传感器;使用由平面角度参数化的2D到3D变换将所述超声传感器在其相应最佳平面中的所述位置变换到三维(3D)参考空间;并且在显示的2D超声图像上显示从所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置生成的针对所述介入仪器的空间信息的视觉指示符。

[0008] 一个优点在于在介入流程期间使用2D实况超声成像来提供三维介入仪器信息。

[0009] 另一优点在于在介入流程期间提供更准确且可靠的介入仪器跟踪。

[0010] 另一优点在于在没有提供超声成像和能够执行实况3D超声成像的经直肠超声(TRUS)探头硬件的代价的情况下提供前述优点。

[0011] 在阅读并理解本公开后,对于本领域技术人员来说将会变得显而易见的是,给定的实施例可以提供前述优点中的零个、一个、两个或全部,和/或可以提供其他优点。

附图说明

[0012] 本发明可以采取各种部件和部件的布置以及各种过程操作和过程操作的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。为了更好地可视化,可以省略某些特征或者尺寸可以不按照比例。

[0013] 图1图解性地示出了经直肠超声 (TRUS) 探头、其二维 (2D) 图像平面、介入仪器 (图示性活检针) 以及被设置在沿着该仪器的预定位置处的超声传感器、以及用于引导介入仪器的引导网格,其中选定的测量参数包括所指示的TRUS探头旋转角度。

[0014] 图2图解性地示出了沿着在图1中指定的轴线观察的图1的TRUS探头,其中可视化平面具有被指示的指定角度 $\theta=0^\circ$,以及两个额外的图像平面通过分别在正或负角度内旋转TRUS探头来接近,以灰色的虚线来指示。

[0015] 图3图解性地示出了使用图1的设备确定介入仪器端部和取向的说明性方法。

[0016] 图4针对被设置在沿着介入仪器的长度的一部分的间隔开的位置处的四个传感器的根据TRUS探头的角度(θ)图解性地绘制了超声传感器电压。

[0017] 图5图示了用于通过内插使数据流同步的合适方法。

[0018] 图6图示了用于通过数据持续性来使数据流同步的合适方法。

[0019] 图7图解性地图示了基于被设置在沿着介入仪器的长度的一部分的间隔开的位置处的超声传感器的经确定的3D位置并且可选地进一步基于引导网格中的介入仪器的已知进入点来确定介入仪器端部和取向。

具体实施方式

[0020] 如上面描述的,流程前MR图像和/或重建的3D TRUS图像提供了用于规划经会阴介入的3D背景,而2D TRUS图像往往用于针插入期间的实况引导。在典型的取向中,探头的矢状超声阵列在实况引导中使用。鉴于此,成像平面有时被称为“矢状”面。然而,应理解该矢状面是关于TRUS探头的矢状阵列的,并不一定与患者的矢状面对齐。例如,TRUS探头可以围绕其轴线被旋转,并且该程序仍然被认为在“矢状图像引导”下,即使成像的矢状面可以相对于患者的矢状面被旋转或被倾斜。术语“矢状面”、“矢状图像引导”等当在本文中使用时要在这种意义上理解,即矢状面是使用TRUS探头的矢状阵列成像的平面。

[0021] 使用2D-TRUS成像作为实况引导工具隐含地假设针位于由TRUS探头成像的矢状面中。然而,由于针插入期间的解剖约束和针-组织相互作用,一般不可能确保针在插入期间完全矢状可视化平面中,并且在实践中给定的矢状图像经常仅包含针的一部分。这导致针的位置误差和不良的可见性,并且两种劣化机制随着针远离超声可视化平面的偏差增加而增加。针被有效地“投影”到矢状可视化平面上,并且不告知医生针在身体中的3D位置和取向。

[0022] 这些问题可以通过执行3D超声成像来克服。然而,该方法具有实质缺点,包括潜在增加的超声成像设备成本和3D图像空间中的更复杂的(并且潜在地混淆的)实况可视化。通常,外科医生在常规的二维矢状面察看是最舒适的,而非尝试在3D透视或者以其他方式显

示的三维空间表示中可视化针位置。

[0023] 本文中公开的介入仪器跟踪设备和方法有利地保留了经由2D超声成像矢状面可视化的常规方法,具有使TRUS探头围绕其轴线旋转的能力用来提取额外的三维信息的修正。虽然利用对使用TRUS探头的经会阴前列腺介入的图示性参考来进行描述,但是公开的方法容易地用于涉及其他解剖结构(诸如肝脏)的超声引导的介入中、和/或用于执行诸如短距离放射治疗粒子植入、冷冻消融、激光消融等的其他流程。

[0024] 参考图1,超声引导的介入系统包括与超声探头12可操作地连接(例如使用合适的连接电缆和配合连接器)的超声成像设备10。在图示性范例中,超声探头是被定尺寸并且被成形用于插入到患者的直肠内的经直肠超声(TRUS)探头12。这样的TRUS探头通常用于执行经会阴前列腺介入。TRUS探头12为大致圆柱形的,并且因此具有定义的轴线14。超声换能器阵列16位于圆柱形TRUS探头12的侧壁上,以便执行对二维(2D)图像平面18的声处理和成像。诸如能够被手动地移动的电缆、配合件或其他机械部件的步进设备或诸如步进马达20的步进设备能够例如在超声成像设备10的电子处理器(例如微处理器或微控制器)的控制下自动地使TRUS探头12围绕轴线14旋转(但是替代地预期执行这种控制的单独电子处理器)。在一个替代性实施例中,步进马达20被省略,步进设备未被机动化,并且替代地TRUS探头12被外科医生或其他外科手术团队成员手动地旋转。TRUS探头12围绕轴线14的旋转使超声换能器阵列16围绕轴线14转动,并且因此图像平面能够被旋转到选定的角度,在本文中所述选定的角度在不失一般性的情况下被指定为(图像)平面角度 θ 。

[0025] 对于经会阴前列腺介入流程的图示性范例,针插入期间的实况引导经常采用矢状面的超声成像。相应地,在本文中的范例中,可视化平面被指定为矢状面,并且方便起见,被指定为 $\theta=0^\circ$ 。应意识到,其他介入流程可以采用适于用来引导介入流程的超声探头的定位和取向的不同可视化平面。

[0026] 经会阴前列腺介入通常也利用被定位为抵靠前列腺患者(未示出)的会阴的引导网格22,并且介入仪器30(例如,活检针)被引导通过引导网格22的进入点。任选的引导网格22的使用通过相继地插入活检针30而通过网格22的指定进入点来提供用于系统地对前列腺的区域进行采样的方便工具。应意识到,在其他超声引导的介入中,网格22可以不被使用,或如果被使用,可以依据目标组织或器官而被定位为抵靠解剖结构的一些其他部分。

[0027] 介入仪器30包括与介入仪器设置在一起的一个或多个超声传感器;在不失一般性的情况下,说明性范例包括四个这样的超声传感器S1、S2、S3、S4;然而,传感器的数量能够是一个、两个、三个、说明性的四个、五个或更多个。在此背景下,术语“与...设置在一起”包含被设置在仪器30的表面上的超声传感器、或被设置在仪器30内部(例如被嵌入在仪器30内)的设置的传感器。每个超声传感器S1、S2、S3、S4响应于通过来自超声换能器阵列16的超声射束的声处理而发出信号。说明性超声传感器S1、S2、S3、S4是响应于声处理而生成电信号(例如电压)的压电传感器。这样的传感器合适地包括压电材料,诸如锆钛酸铅(PZT)和聚偏二氟乙烯(PVDF)聚合物的复合膜,但是表现出足够强的压电效应的基本上任何生物相容性材料都可以被例如与用于提取电信号响应的电极一起使用。每个压电传感器S1、S2、S3、S4合适地包括例如被固定到针30或与针30设置在一起(即在针30上或中)以将压电传感器电压承载离开介入仪器30的导线/迹线(未示出)。替代地,微射频发射器可以与压电传感器集成在一起以无线地输出传感器电压。在替代性实施例(未图示)中,超声传感器可以是

重新辐射接收的超声脉冲的超声反射式传感器,在此情况下传感器信号是可以由对超声反射式传感器进行声处理的相同超声换能器阵列16接收的重新辐射的超声脉冲。

[0028] 应意识到,公开的部件(例如超声探头12以及其步进马达20、和介入仪器30)仅仅是说明性范例,并且实施期望功能的其他硬件配置可以被采用。例如,步进马达可以位于其他地方,并且经由驱动轴和可选传动装置与TRUS探头12可操作地连接。在其他程序中,超声探头可以是除了图示性TRUS探头12之外的其他探头。

[0029] 继续参考图1并且简略地参考图2,对于2D超声成像,超声换能器16的线性阵列或者更一般地具有大致线性尺寸外型的超声换能器16的阵列通常被使用。这样的具有线性形状因子的换能器阵列被方便地安装在大致圆柱形探头主体的侧面上,使得公开的使超声探头围绕轴线(例如圆柱体轴线)旋转的方法一般可应用于采用2D超声引导的许多介入流程。图2示出了沿着轴线14向下看的TRUS探头12的“端部”视图,以图示如何将TRUS探头12以正角度或替代地负角度旋转离开可视化平面18(角度 $\theta=0^\circ$),得到相比于 $\theta=0^\circ$ 可视化平面18倾斜的探测2D成像平面。一般来说,通过这样的旋转探测的成像平面包含(或接近)旋转轴线14(但是说明性轴线14在图像平面的可视化部分外部,因为它在换能器阵列16“后面”)。

[0030] 如在图2中看见的,活检针30(一般)不精确地定位于可视化平面18中。因此,四个超声传感器S1、S2、S3、S4中,仅一个传感器S3位于可视化平面18中。两个传感器S1、S2相对于可视化平面18位于负角度($-\theta$)处。一个传感器S4相对于可视化平面18位于正角度($+\theta$)处。在图1中,这通过使针30的一部分位于可视化平面18“后面”来图解性地示出,如从以虚线示出的图1的角度观察的。这包括传感器S4。

[0031] 位于可视化平面18中的传感器S3能够如下进行定位。超声探头12执行平面18的2D超声扫掠。在该扫掠期间,超声射束被扫掠穿过2D平面18,并且在某个时刻,该射束与传感器S3相交并且对传感器S3进行声处理。作为响应,压电传感器S3发出被检测的传感器电压。伏特计32检测由超声传感器S3输出的该电压。(更一般地,压电传感器可以输出一些其他电信号,诸如电容或电流的改变,并且电信号检测器检测由压电传感器响应于2D超声扫掠而发出的电信号)。检测到的传感器信号被时间戳记。超声传感器S3在可视化平面18中的位置能够基于根据超声扫描器10导出的飞行时间和超声射束角度信息来确定。在这种情况下,飞行时间对应于超声射束脉冲的发出与传感器电压的检测之间的时间间隔。该时间乘以声音在前列腺组织中的速度提供了距超声换能器16的距离。该距离以及超声射束角度定位了平面18中的传感器S3。(注意,如果超声反射式传感器被使用,那么飞行时间是超声脉冲发出与重新发出的检测之间的回波时间间隔-在这种情况下,时间间隔乘以声音的速度是从超声换能器到反射式传感器的距离的两倍,并且因此应用0.5的因子)。本领域技术人员应意识到,这种2D定位方法类似于在2D亮度模式(b-模式)成像中采用的定位方法,除了响应信号是由于传感器而非来自被成像的组织的超声反射。

[0032] 如果高程超声射束扩散为使得它也部分地使这些传感器经声处理,则这样的2D定位方法也可以检测平面外的传感器S1、S2和S4。在这种情况下,响应于超声射束的传感器信号将会由于部分声处理而更弱;如果传感器在平面18外部太远,那么它根本不会被声处理,导致传感器“不可见性”。还应意识到,平面外的传感器如果被声处理则将会在平面18中被错误地定位在由飞行时间给出的距离处(因为它被假设为位于平面中)。随着传感器远离可视化平面18的距离增加,这种定位误差变得更大。

[0033] 继续参考图1,在本文中公开的实施例中,该误差通过由三维(3D)介入仪器跟踪器40实施(例如,在一些实施方式中通过超声成像设备10的微处理器或微控制器控制换能器阵列16和步进马达20的合适编程并且读取伏特计32来执行公开的方法而体现)的以下方法来校正。代替执行单个平面18的单个2D超声扫掠,执行多个平面的2D超声扫掠。各种平面角度 θ 经由步进马达20的操作来实现。选定的多个平面包含(但不一定包括)可视化平面18。对于每个2D超声扫掠,检测由每个超声传感器S1、S2、S3、S4响应于2D超声扫掠而发出的传感器信号。(在一些情况下,检测到的传感器信号可以是空信号,即,如果传感器在2D扫描平面外面太远,那么检测到的传感器信号为零)。对于每个超声传感器,从多个平面之中识别最佳平面,对于所述最佳平面来说由于超声传感器发出的传感器信号是最高的。对于该最佳平面,超声传感器使用如已经针对传感器S3描述的飞行时间和超声射束角度信息来进行定位。(在传感器S3的情况下,最佳平面是可视化平面18,因为传感器S3位于该平面18中)。然后,每个超声传感器S1、S2、S3、S4的位置通过将每个超声传感器在其最佳平面中的位置变换到3D参考空间而在三维(3D)参考空间中被确定。这使用通过平面角度 θ 参数化的变换42来合适地完成。介入仪器30的空间信息(例如端部位置和取向)基于一个或多个超声传感器S1、S2、S3、S4在3D参考空间中的位置来确定。在执行这种变换中,超声探头12的位置并且具体地角度 θ 可以通过TRUS探头跟踪器34来监测;替代地,角度可以根据步进马达20的旋转编码来确定。介入仪器的经确定的空间信息的视觉指示符(例如,其端部位置和/或指示其取向的线)被显示在超声设备10的显示器44上,例如被叠加在可视化平面的显示2D超声图像上或者与可视化平面的显示2D超声图像一起显示(例如b-模式超声视频)。替代地,针30的3D取向可以被显示在预先采集并重建的3D-TRUS图像中、或在预先采集并重建的3D MRI数据集中。还预期空间信息包括对针轨迹的预测,例如通过延伸目前的针取向。

[0034] 超声探头跟踪器34跟踪超声探头12相对于3D参考空间的位置和取向。探头跟踪器34可以采用任何合适的探头跟踪技术。例如,探头跟踪器34可以采用电磁跟踪,并且包括电磁(EM)场发生器和与超声探头12设置在一起(例如在超声探头12上或中)的图示性EM传感器35。替代地,探头跟踪器可以采用检测与超声探头设置在一起(在超声探头上或中)的光学反射器或LED的光学跟踪技术,或可以采用包括具有空间编码的关节的多关节臂的机器人编码器,等等。

[0035] 总的来说,在针插入期间,TRUS探头12通过步进设备(例如通过步进马达20)来旋转,其中图像平面的旋转范围包含针30上的所有传感器S1、S2、S3、S4。针对每个传感器识别最佳平面,并且该最佳平面中的其位置被确定。这些位置然后使用由平面角度 θ 参数化的2D位置的变换而被变换到3D参考空间。针优选地在探头旋转期间被保持静止。在一种方法中,用户接口上能够存在‘开始’和‘停止’按钮,用户能够点击所述‘开始’和‘停止’按钮来指示探头旋转期间的数据采集的开始和结束。以下量在探头旋转期间进行采集:传感器电压;基于2D平面中的飞行时间和声处理射束角度的2D扫掠平面中的2D跟踪的传感器估计;以及TRUS探头的旋转位置(角度 θ)。这些量中的每一个(或这些量的每个样本)被时间戳记。可以采用内插来使2D位置和角度 θ 的数据样本同步。

[0036] 通常,不期望将超声传感器定位在介入仪器30的端部处,因为该端部经常包括或嵌入有用于执行活检、消融程序等的功能装置。相应地,在合适的方法中,传感器S1、S2、S3、S4具有预先确定(即,已知)的沿着针30的位置,并且端部相对于传感器的这些已知位置的

位置也被预先确定(已知),并且能够因此从针30上的传感器S1、S2、S3、S4的跟踪的3D位置来获得。一般来说,需要沿着针30的至少两个超声传感器来确定其取向;然而,如果引导网格22被使用,那么用于确定取向的第二位置可以是介入仪器30被引导通过的引导网格22的预先确定(已知)的进入点。

[0037] 参考图3,描述了使用图1的设备确定介入仪器端部和取向的图示性方法。在操作50中,2D超声扫掠在包含可视化平面18的角度范围内被执行,并且平面角度 θ 和传感器电压被记录为时间戳记的值。角度范围也优选被选择为包含针30上的大多数或所有超声传感器S1、S2、S3、S4的可能位置。

[0038] 继续参考图3并且进一步参考图4,在操作52中,针对每个传感器识别最佳平面。该最佳平面是2D超声扫掠产生最大传感器信号的平面。图4通过根据平面角度 θ (即TRUS探头12的旋转位置)绘制传感器电压图示了该操作52。注意,图4绘制了具有不同任意电压偏移的传感器,使得四个传感器S1、S2、S3、S4的四个曲线被间隔开。对于每个传感器,峰值在其电压对角度曲线中被观察到,并且对应于该峰值的平面角度是针对该传感器的最佳平面角度(并且因此标引最佳平面)。注意,对于图1和2的范例,传感器S3位于可视化平面18中,使得对于该范例,角度 $\theta_3=0$ 。继续参考图3,在操作54中,每个传感器在其最佳平面中的2D位置被确定。这可以使用在其最佳平面的2D超声扫掠期间针对其最佳平面中的传感器收集的飞行时间和超声射束角度信息来完成。

[0039] 此时,存在已经针对每个传感器收集的两条信息:其最佳平面(θ)和该最佳平面中的其2D位置,在本文中被表示为 $p(x,y)$ 。在图示性范例中,这两条信息来自不同源:最佳平面通过TRUS探头跟踪器34来测量;而该平面中的位置 $p(x,y)$ 使用超声设备10和伏特计32来确定。在操作56中,这些值例如通过内插来同步。在一种合适的同步方法中,数据流被采集并且被存储在普通计算机(例如超声成像设备10的电子设备)中。因此,系统时钟能够用来调制/解读数据。使用持续或内插来从以更低帧率采集的数据流(经常其为 $p(x,y)$)“填入”缺失数据,并且然后被暂时匹配到以更高帧率采集的数据流(经常TRUS探头角度 θ)。同步的数据流然后能够被组合以估计针的3D取向。

[0040] 简略地参考图5,描述了用于执行同步操作56的图示性内插方法。图5示出了时间戳(标记为“时刻”的列)、2D传感器位置(被标记为“针跟踪数据”的列)和平面角度 θ (被标记为“探头跟踪数据”的列)。为了图示内插,考虑到在时刻 T_4 处,针跟踪和探头跟踪数据两者中存在缺失的条目。缺失数据可以使用当前时间点 T_4 紧前面和紧后面的数据的加权平均值来内插。对于针跟踪数据,这得到内插 (X_1,Y_1) 和 (X_2,Y_2) ,诸如: $(a_4X_1+b_4X_2,a_4Y_1+b_4Y_2)$,其中,针对权重 a_4 和 b_4 的可能值是: $a_4=(T_6-T_4)/(T_6-T_3)$,并且 $b_4=(T_4-T_3)/(T_6-T_3)$ 。类似地, $c_4=(T_5-T_4)/(T_5-T_3)$,并且 $d_4=(T_4-T_3)/(T_5-T_3)$ 。注意,该方法必须被以一些时间迟滞来实施,因为它利用缺失条目之前和之后的数据用于内插。

[0041] 简要参考图6,在用于执行同步操作56的替代性实施例中,最新数据能够被持续,直至该数据的下一个数据点到达。该技术能够在没有任何时间迟滞的情况下被实时执行,但是会遭受相比于图5的内插方法稍微降低的准确性。

[0042] 返回参考图3,在操作60中,每个传感器的2D位置使用通过平面角度 θ 参数化的(一个或多个)2D-3D变换42被变换到3D参考空间。通过“参数化”,它意味着(一个或多个)变换42依赖于平面角度 θ ,或换言之变换42操作为根据 $P(x,y,z)=T_{\text{探头},\theta} \times p(x,y)$ 来识别超声传

感器在3D参考空间中的位置 $P(x, y, z)$, 其中 $T_{探头, \theta}$ 是变换42, 并且 $p(x, y)$ 是最佳平面中的位置。变换42的精确公式化3D参考空间的选择或定义。在一个实施例中, 变换42为如下:

$$[0043] \quad P(x, y, z) = T_{EM, \theta}^{FG} \times T_{US}^{EM} \times p(x, y)$$

[0044] 其中, T_{US}^{EM} 是从最佳2D-US图像平面到被附接到超声探头12的EM传感器35的变换(可以从EM跟踪系统的US探头校准获得)。US探头校准通常独立于探头位置, 并且是预先计算的配准矩阵。另一个变换 $T_{EM, \theta}^{FG}$ 是从超声探头12上的EM传感器35到TRUS探头跟踪器34的EM场发生器(FG)的变换, 其建立3D参考空间坐标系。该变换 $T_{EM, \theta}^{FG}$ 是最佳平面角度 θ 的函数。更一般地, 如果另一探头跟踪技术被使用, 则变换 $T_{EM, \theta}^{FG}$ 由到该跟踪器的3D参考空间坐标系内的合适变换来代替。

[0045] 继续参考图3并且进一步参考图7, 在操作62中, 基于3D传感器位置 $P(x, y, z)$ 以及已知的传感器间和传感器-端部间距来确定介入仪器30的空间信息(例如其端部位置和取向)。在一个变体实施例中, 这也基于介入仪器30被引导通过的引导网格22的预先确定的(已知的)进入点。图7通过图示3D参考空间图示了该方法, 其中, 每个传感器S1、S2、S3、S4的位置 $P(x, y, z)$ 被绘制。介入仪器30被引导通过的引导网格22的进入点也被绘制为点E。针30的取向然后被绘制为经过这些点的线L, 通过线性回归来合适地确定。介入仪器30的端部的端部位置T通过沿着最佳拟合线L测量的四个传感器S1、S2、S3、S4的已知端部到传感器间距来合适地确定。根据四个传感器S1、S2、S3、S4的中的每一个的端部到传感器距离确定的端部位置可以被平均以提供更大的准确性。

[0046] 在图示性实施例中, 步进马达20被配置为使超声探头12围绕其轴线14旋转。在另一预期的实施例中, 步进马达被配置为使超声探头沿着横向于2D可视化平面的线性方向(即沿着垂直于可视化平面)平移, 在此情况下包含可视化平面的多个平面是一组平行平面。

[0047] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式的情况下可能想到修改或替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这种修改和替代, 只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

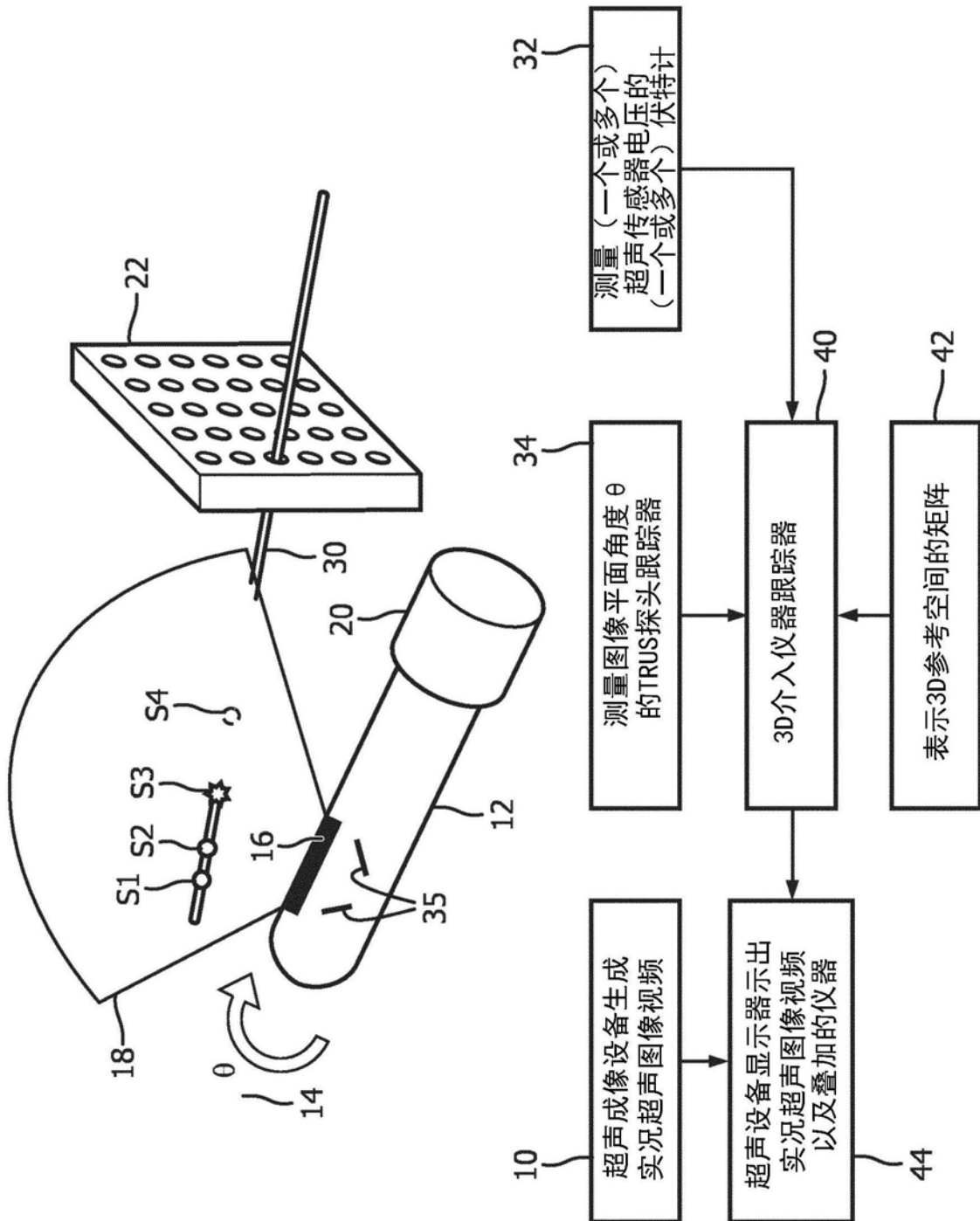


图1

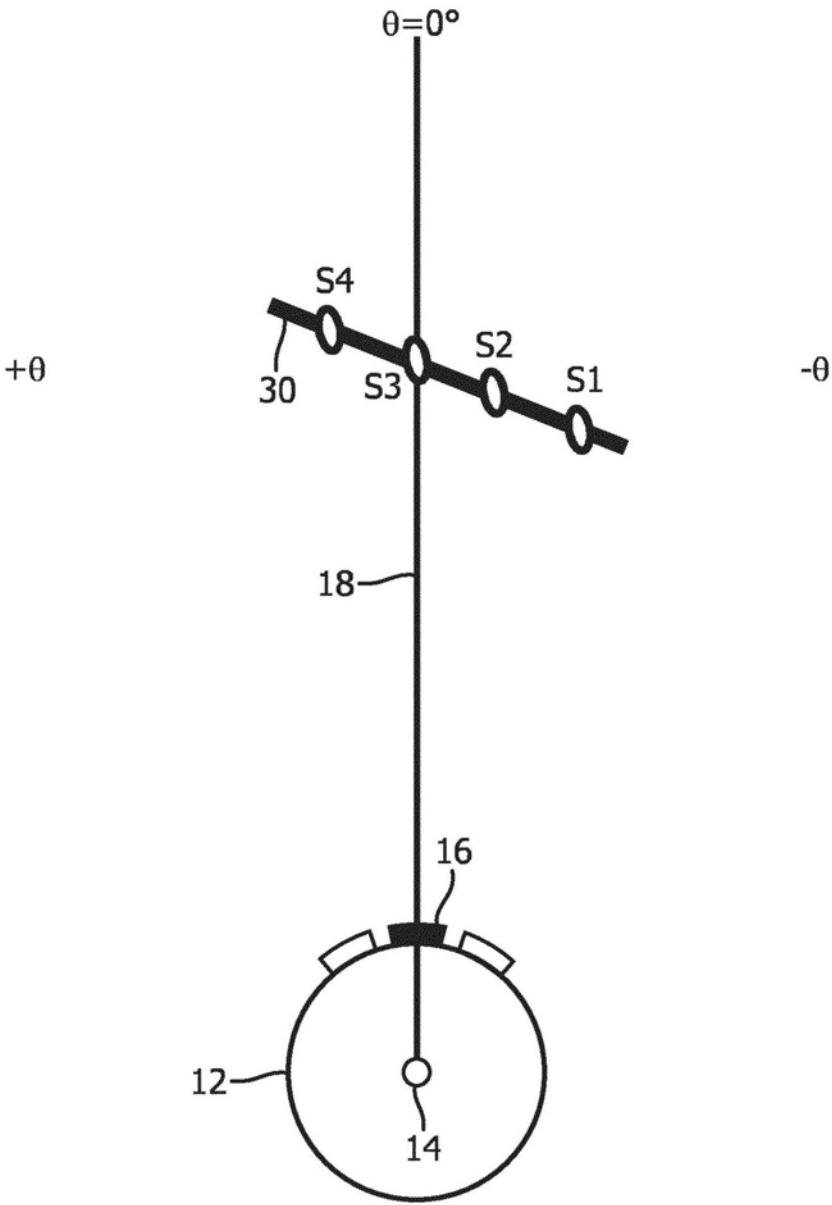


图2

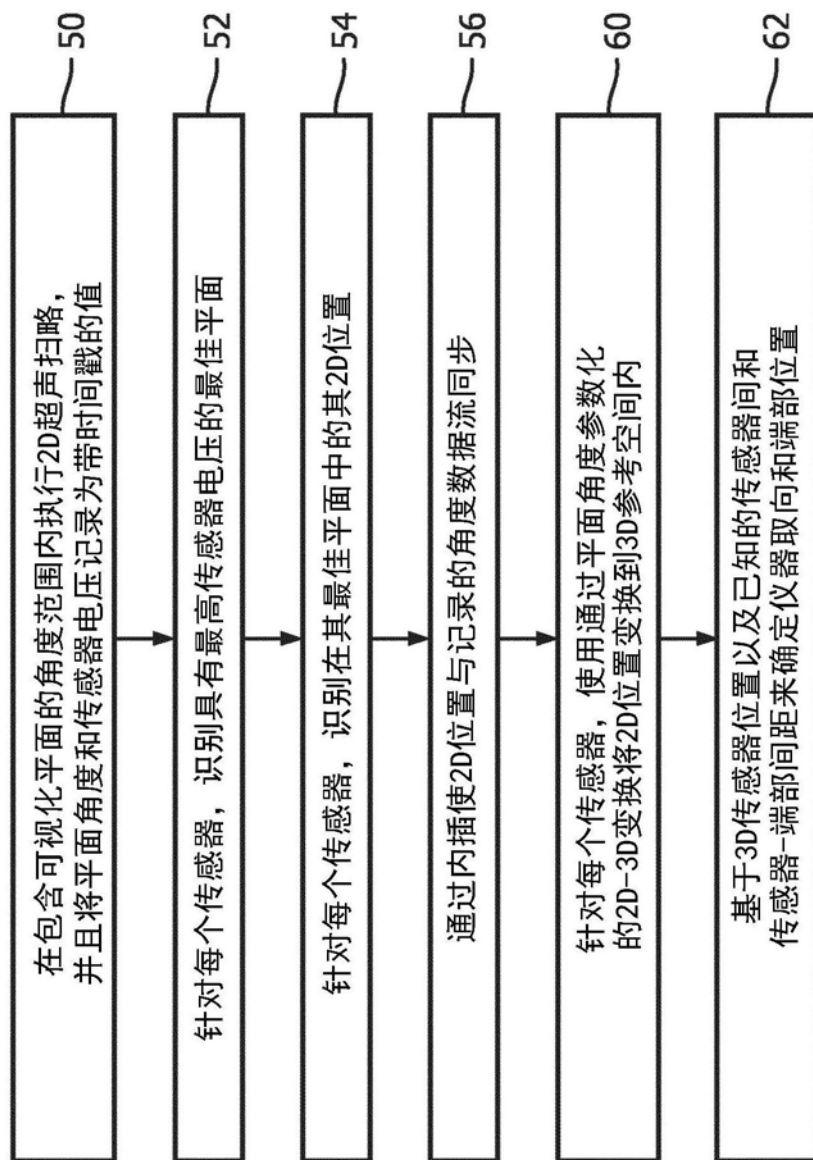


图3

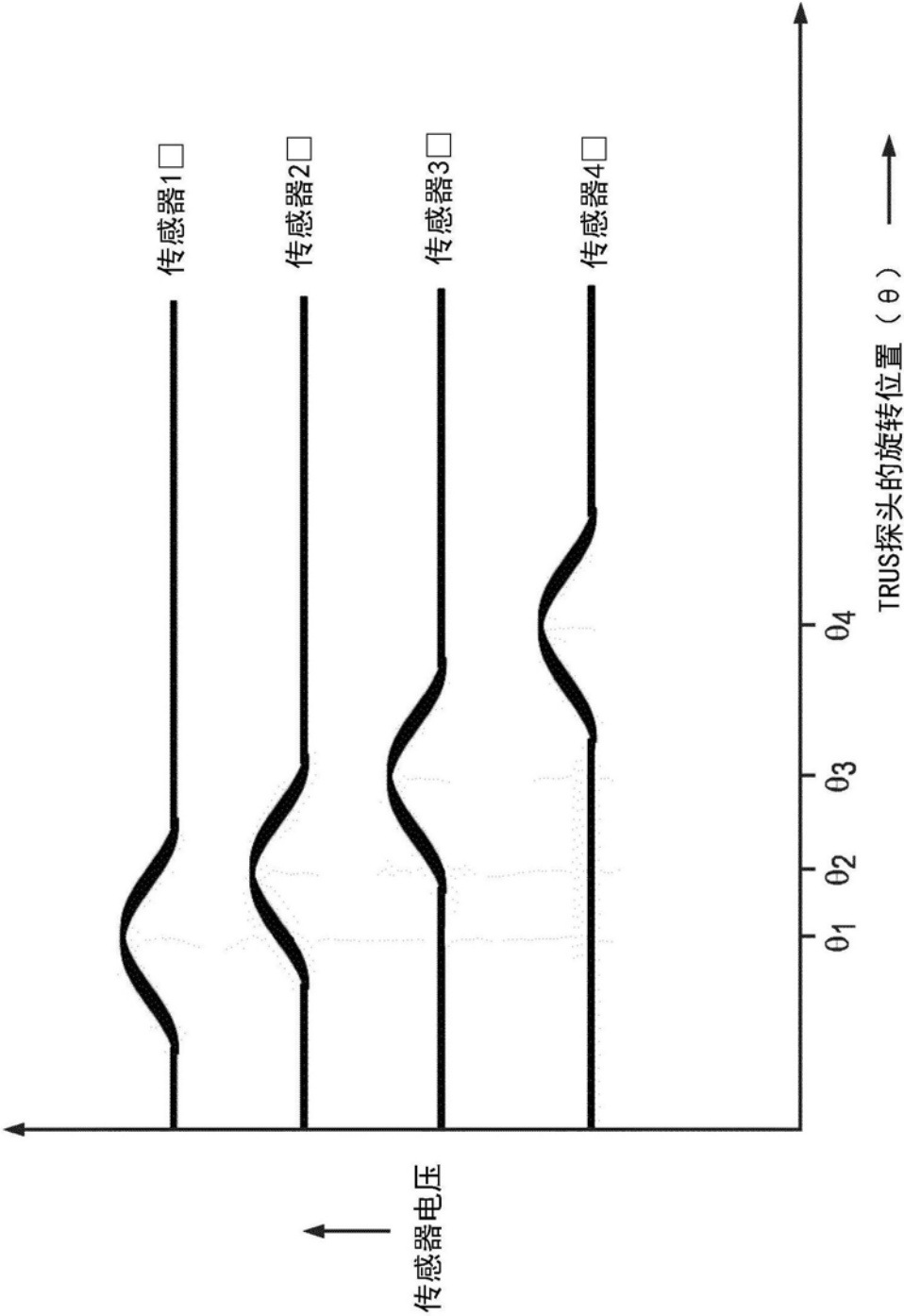


图4

T ₁		θ ₁
T ₂		θ ₂
T ₃	(X ₁ , Y ₁)	θ ₃
T ₄	(a ₄ X ₁ +b ₄ X ₂ , a ₄ Y ₁ +b ₄ Y ₂)	c ₄ θ ₃ +d ₄ θ ₄
T ₅	(a ₅ X ₁ +b ₅ X ₂ , a ₅ Y ₁ +b ₅ Y ₂)	θ ₄
T ₆	(X ₂ , Y ₂)	θ ₅
T ₇	(a ₇ X ₂ +b ₇ X ₃ , a ₇ Y ₂ +b ₇ Y ₃)	θ ₆
T ₈	(X ₃ , Y ₃)	c ₈ θ ₆ +d ₈ θ ₇
T ₉	(a ₉ X ₃ +b ₉ X ₄ , a ₉ Y ₃ +b ₉ Y ₄)	θ ₇
T ₁₀	(a ₁₀ X ₃ +b ₁₀ X ₄ , a ₁₀ Y ₃ +b ₁₀ Y ₄)	θ ₈
T ₁₁	(X ₄ , Y ₄)	θ ₉
T ₁₂	(a ₁₂ X ₄ +b ₁₂ X ₅ , a ₁₂ Y ₄ +b ₁₂ Y ₅)	θ ₁₀
T ₁₃	(a ₁₃ X ₄ +b ₁₃ X ₅ , a ₁₃ Y ₄ +b ₁₃ Y ₅)	θ ₁₁
T ₁₄	(X ₅ , Y ₅)	θ ₁₂
时间	针跟踪数据	探头跟踪数据

图5

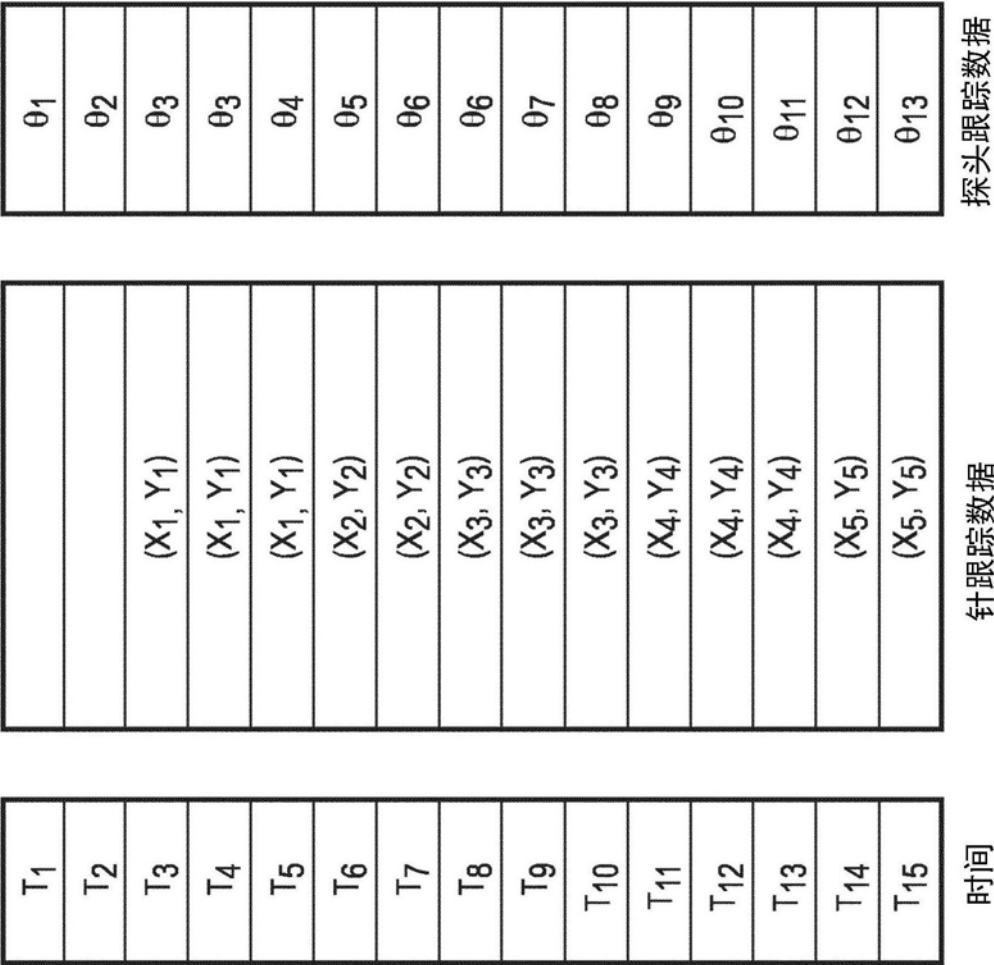


图6

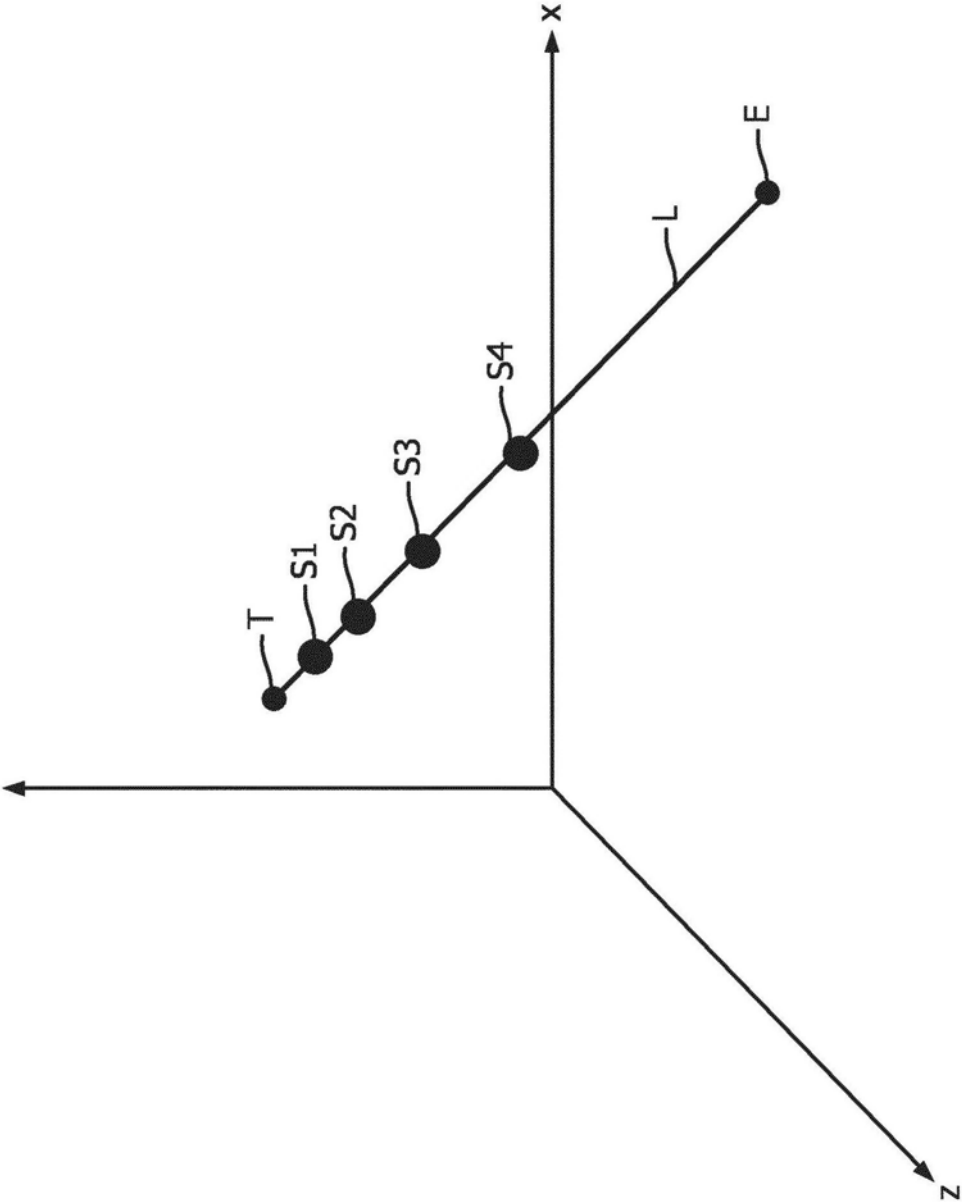


图7

专利名称(译)	2D超声引导的介入中的介入仪器的3D跟踪		
公开(公告)号	CN109152565A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201780028931.4	申请日	2017-04-27
[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	S巴拉特 AK贾殷 A博尼拉斯瓦卡		
发明人	S·巴拉特 A·K·贾殷 A·博尼拉斯瓦卡		
IPC分类号	A61B8/08 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B34/20 A61B2017/00274 A61B2017/3413 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2034/2059 A61B2034/2063 A61B2090/367 A61B2090/3929 A61B2090/3983		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/334006 2016-05-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具有超声传感器(S1、S2、S3、S4、...)的介入仪器(30)使用超声成像设备(10)来跟踪，所述超声成像设备(10)采集并显示可视化平面(18)的2D超声图像，并且针对通过旋转所述超声探头(12)并且包含所述可视化平面角度而获得平面角度(θ)范围来执行2D超声扫描。对于每个超声传感器，最佳平面基于所述平面角度范围内的其发出的信号强度来找到，并且通过根据由所述超声探头发射的射束的计时来分析所述传感器信号以在所述超声传感器最佳平面中定位其。处于其相应最佳平面中的这些位置使用由平面角度参数化的变换(42)被变换到3D参考空间，并且显示根据所述一个或多个超声传感器在所述3D参考空间中的位置生成的针对所述介入仪器的空间信息(T、L)的视觉指示符。

