



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108366780 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201680073898.2

(22)申请日 2016.12.01

(30)优先权数据

15200090.7 2015.12.15 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/079356 2016.12.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/102338 EN 2017.06.22

(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 W-J·A·德维吉斯 A·F·科伦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/15(2006.01)

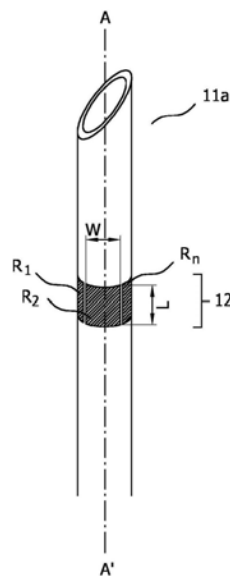
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

超声波束中的旋转确定

(57)摘要

本发明涉及确定介入设备在超声场中的旋转。提供了一种介入设备，其适合于通过将如由被附接到所述介入设备的超声接收器探测到的来自波束形成超声成像系统的发射的超声信号与所述超声信号的波束形成波束序列相关，而在所述波束形成超声成像系统的超声波束中被跟踪。所述介入设备包括纵向轴(A-A')、第一线性传感器阵列(12)，所述第一线性传感器阵列包括多个超声接收器(R₁...n)，其中，每个超声接收器具有长度(L)和宽度(W)，并且其中，所述阵列沿着所述宽度(W)的方向延伸。此外，所述第一线性传感器阵列(12)相对于所述轴(A-A')圆周地围绕所述介入设备，使得每个超声接收器的所述长度(L)相对于所述轴(A-A')被纵长地布置。



1. 一种介入设备(11、21、31、41、51、61、71),用于通过将由被附接到所述介入设备的超声接收器探测到的来自波束形成超声成像系统的发射的超声信号与所述超声信号的波束形成波束序列相关而在所述波束形成超声成像系统的超声波束中被跟踪;所述介入设备包括:

纵向轴(A-A');

第一线性传感器阵列(12、22、42、52),其包括多个超声接收器($R_{1..n}$),其中,每个超声接收器具有长度(L)和宽度(W),并且其中,所述阵列沿着所述宽度(W)的方向延伸;

其中,所述第一线性传感器阵列相对于所述轴(A-A')圆周地围绕所述介入设备,使得每个超声接收器的所述长度(L)相对于所述轴(A-A')被纵长地布置。

2. 根据权利要求1所述的介入设备(21),其中,所述长度(L)大于所述宽度(W)。

3. 根据任一项前述权利要求所述的介入设备(31),其中,所述超声接收器($R_{1..n}$)中的每个由间隙($G_{1..n}$)分开;

并且其中,从所述轴(A-A')由每个间隙($G_{1..n}$)对向的角度($\alpha_{1..n}$)小于或等于从所述轴(A-A')由每个超声接收器的所述宽度(W)对向的角度($\beta_{1..n}$)。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的介入设备(31),其中,所述第一线性传感器阵列(12、22、42、52)被附接到基板,并且所述基板以螺旋的形式围绕所述介入设备。

5. 根据权利要求3所述的介入设备(51),还包括第二线性传感器阵列(53);

其中,所述第二线性传感器阵列(53)包括每个超声接收器均由空间(S_1 、 S_2 、 S_n)分开的多个超声接收器(R_{a1} 、 R_{a2} 、 R_{an});

其中,所述第二线性传感器阵列(53)相对于所述轴(A-A')圆周地围绕所述介入设备(51),使得所述第一线性传感器阵列(52)的每个间隙($G_{1..n}$)在关于所述轴(A-A')的纵长方向上与所述第二线性传感器阵列的接收器(R_{a1} 、 R_{a2} 、 R_{an})相符。

6. 根据权利要求5所述的介入设备(51),其中,所述第一线性传感器阵列(52)和所述第二线性传感器阵列(53)相对于所述轴(A-A')被轴向地分开大于或等于1mm的距离(d)。

7. 根据权利要求1-4中的任一项所述的介入设备(61),其中:

所述第一线性传感器阵列(62)包括偶数数量的超声接收器(R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4),所述偶数数量的超声接收器相对于所述轴(A-A')被布置在直径上相对的对(P_1 、 P_2)中;

并且其中,每个超声接收器(R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4)包括具有轮询向量的压电元件;

并且其中,每对(P_1 、 P_2)中的所述超声接收器被布置为使得对于每对(P_1 、 P_2):

所述超声接收器的所述轮询向量相对于所述轴(A-A')是互相相反的;并且

所述超声接收器被并联地电连接,使得所述超声接收器的轮询向量是互相相反的。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的介入设备,其中,所述超声接收器由压电聚合物形成。

9. 一种确定根据权利要求1-8中的任一项所述的介入设备(71)相对于波束形成超声成像系统(74)的超声波束($B_{1..k}$)的旋转(Θ)的方法;所述方法包括以下步骤:

从所述第一线性传感器阵列(72)的每个超声接收器(R_1 、 R_2 、 R_n)接收指示所述波束形成超声成像系统的发射的超声脉冲的信号;

比较接收到的信号;

将具有最大接收信号或最早接收信号的所述超声接收器(R_1 、 R_2 、 R_n)与所述超声波束的

原点相关联。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括以下步骤:

基于所述超声波束的发射与所述超声波束被所述超声接收器探测到之间的时间延迟 (Δt) 确定与最大信号相关联的所述超声接收器 (R_1 、 R_2 、 R_n) 距所述超声波束 ($B_{1..k}$) 的原点的距离 (D_x)。

11. 根据权利要求9所述的方法,还包括以下步骤:

通过将由所述波束形成超声成像系统发射的多个波束 ($B_{1..k}$) 的发射的序列与由具有所述最大接收信号的所述超声接收器 (R_1 、 R_2 、 R_n) 接收的信号相关,识别与最大信号相关联的所述超声接收器 (R_1 、 R_2 、 R_n) 位于来自所述多个超声波束 ($B_{1..k}$) 中的哪一个超声波束中。

12. 根据权利要求11所述的方法,还包括以下步骤:使用所述介入设备相对于所述波束形成超声成像系统 (74) 的位置 ($B_{1..k}$, D_x) 和旋转 (Θ) 来配准由所述波束形成超声成像系统 (74) 提供的超声图像与包括所述介入设备 (71) 并且由第二成像系统提供的第二图像;所述位置 ($B_{1..k}$, D_x) 基于所确定的距离 (D_x) 和所识别的超声波束 ($B_{1..k}$) 来确定;所述旋转(φ) 基于与所述最大接收信号相关联的所述超声接收器 (R_1 、 R_2 、 R_n) 来确定。

13. 一种包括指令的计算机程序产品,所述指令当在处理器上被运行时被配置为令所述处理器执行根据权利要求9所述的方法的步骤。

14. 一种超声跟踪单元 (75), 包括根据权利要求1-8中的任一项所述的介入设备 (71); 以及

处理器 (78), 其被配置为执行根据权利要求9所述的方法的步骤。

15. 一种超声成像布置 (79), 包括:

波束形成超声成像系统 (74); 以及

根据权利要求14所述的超声跟踪单元 (75)。

超声波束中的旋转确定

技术领域

[0001] 本发明涉及确定超声波束中的介入设备的旋转。超声波束可以是医学超声成像系统的波束。

背景技术

[0002] 由于特别在不利入射角处的诸如针、导管和介入工具的医学设备的反射性的镜面性质,其通常难以在超声图像中进行可视化。

[0003] 在对该问题的一个解决方案中,公开W0/2011/138698公开了将超声接收器附接到医学设备。超声接收器探测来自超声成像探头的超声场的超声信号,并且利用超声接收波束形成器处理这些信号。超声接收波束形成器被配置用于对来自超声场的发射的超声的仅单向波束形成,并且用来跟踪超声接收器并且因此医学设备相对于超声场的位置。

[0004] 在对该问题的另一解决方案中,美国专利US6216029B1描述了一种用于朝向超声图像内的目标引导针的布置。其中,通过将三个红外超声转发器附接到超声探头,来确定超声探头相对于远程定位的位置感测单元的位置。转发器响应于由形成位置感测单元的一部分的红外超声收发器发射的红外信号而生成编码的超声信号。由位置感测单元接收的超声信号为控制器提供三角测量信息以计算超声探头在三维空间中的位置。US6216029B1还描述了用于定位针相对于位置感测单元的位置的类似布置。随后,针尖的轨迹基于超声探头和针相对于位置感测单元的位置被显示在超声图像中。

[0005] 文件US20040193042A1公开了一种被操作为指导介入设备的3D超声诊断成像系统。在一个范例中,来自超声成像探头的超声脉冲由介入设备上的换能器接收,以基于脉冲的飞行时间确定其位置。

发明内容

[0006] 在试图减轻已知定位系统的缺点中,提供了可以在波束形成超声成像系统的超声波束中被跟踪的介入设备。该设备能够使用围绕介入设备并且被配置为探测来自超声成像系统的发射的超声信号的超声接收器来跟踪。信号可以是单向发射的超声信号。相对于波束形成超声成像系统的超声接收器的位置并且因此介入设备的位置能够通过将如由超声接收器探测到的发射的超声信号与发射的超声信号的波束形成波束序列相关来确定。介入设备包括超声接收器的第一线性传感器阵列,所述第一线性传感器阵列圆周地围绕介入设备的纵向轴。每个超声接收器具有长度和宽度,并且该阵列沿着宽度方向延伸。第一线性传感器阵列关于纵向轴圆周地围绕介入设备,使得每个超声接收器的长度相对于所述轴被纵长地布置。这样一来,提供了介入设备,其中,阵列中的超声接收器沿相对于纵向轴的径向方向具有不同视角。

[0007] 当介入设备位于波束形成超声成像系统的波束中时,由超声接收器中的每一个探测到的信号根据介入设备围绕其纵向轴相对于波束的原点的旋转角度而改变。例如,朝向超声波束的原点被相对地旋转使得它面向超声波束的超声接收器将会探测到相对更大的

信号,因为它截取波束的相对大的横截面积。相比之下,由于被接收器截取的相对更小的横截面波束面积,被相对旋转远离同一超声波束的原点的超声接收器将会探测到相对更小的信号。当介入设备被旋转使得超声接收器在超声波束的原点的相对侧面上时,由于被介入设备的主体遮住,信号被进一步减少。

[0008] 因此,通过比较由介入设备上的每个超声接收器探测到的超声信号的相对量值,介入设备围绕其纵向轴的旋转能够相对于超声波束的原点来确定。在优选操作模式下,提供最大探测信号的接收器或一组接收器因此用来识别最靠近超声波束的原点(即顶点)的介入设备的部分。或者,提供最早探测信号的接收器或一组接收器可以用来识别最靠近超声波束的原点(即顶点)的介入设备的部分。

[0009] 根据本发明的另一方面,第一线性传感器阵列中的每个超声接收器的长度大于其宽度。这改善了感测能够在其上被实现的介入设备的轴向范围,并且还改善了由每个接收器探测到的信号的信噪比。

[0010] 根据本发明的另一方面,超声接收器之间的间隙相对于超声接收器宽度来限定。这种布置减小了介入设备在其上对超声信号具有降低的灵敏度的总旋转角度,由此改善了角度旋转能够被确定的准确性。

[0011] 根据本发明的另一方面,第一线性传感器阵列以螺旋的形式围绕介入设备的纵向轴。螺旋围绕布置提供了将超声换能器和与之相关联的电互连附接到介入设备的鲁棒方法。此外,这提供了用于将电互连路由到介入设备的近端的高效布置。

[0012] 根据本发明的另一方面,介入设备包括第二线性传感器阵列,所述第二线性传感器阵列相对于纵向轴圆周地围绕介入设备。此外,第一线性传感器阵列中的超声接收器之间的每个间隙沿关于轴的纵长方向与第二线性传感器阵列中的接收器相符或对齐。这种布置改善了在对应于第一线性传感器阵列的间隙的旋转角度处的旋转灵敏度。

[0013] 根据本发明的另一方面,第一线性传感器阵列包括偶数数量的超声接收器,所述偶数数量的超声接收器相对于纵向轴被布置在直径上相对的对中。超声接收器被电连接,使得由每对中的接收器探测到的超声信号被减去。这种布置简化了与超声接收器相关联的电互连的复杂性。

[0014] 本发明的其他方面在从属权利要求中进行限定,包括各种方法、计算机程序产品和超声成像布置。

附图说明

[0015] 图1在图1A中图示了根据本发明的第一方面的包括超声接收器 $R_1 \dots R_n$ 的第一线性传感器阵列12的介入设备11a的侧视图,并且在图1B中以平面视图图示了以相对于源S处的波束的原点的旋转角度 Θ 被定位在超声波束B中的同一介入设备11b,并且在图1C中图示了随着介入设备的旋转角度 Θ 被改变由每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的信号 Sig 。

[0016] 图2以侧视图图示了本发明的第二实施例,其中,围绕介入设备21的纵向轴A-A'的每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 的长度L大于其宽度W。

[0017] 图3以平面视图图示了本发明的第三实施例,其中,围绕介入设备31的纵向轴A-A'的第一传感器阵列32的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 被间隙 G_1 、 G_2 、 G_n 分开。

[0018] 图4以侧视图图示了本发明的第四实施例,其中,包括超声接收器 $R_1 \dots R_n$ 的第一线性

传感器阵列42被附接到基板,并且该基板以螺旋的形式环绕介入设备41的纵向轴A-A'。

[0019] 图5以侧视图图示了本发明的第五实施例,其中,第一线性传感器阵列52和第二线性传感器阵列53都围绕介入设备51的纵向轴A-A'。

[0020] 图6以平面视图图示了本发明的第六实施例,其中,包括偶数数量的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 的第一线性传感器阵列62围绕介入设备61的纵向轴A-A',并且其中,超声接收器相对于轴被布置在直径上相对的对 P_1 、 P_2 中。

[0021] 图7图示了超声成像布置79,其中,本发明的各种实施例可以被使用,所述布置包括波束形成超声成像系统74和超声跟踪单元75。

具体实施方式

[0022] 为了图示本发明的原理,描述了各种实施例,其中,其旋转被确定的介入设备是针。然而,应意识到本发明还适于确定其他介入设备的旋转,例如导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤器设备、球囊设备、支架、二尖瓣夹子、小叶左心耳闭合设备、动脉瓣膜、起搏器、静脉线、排出线、外科手术工具(例如组织密封设备或组织切割设备)。此外,所描述的实施例涉及确定介入设备在如波束形成超声成像系统的2D超声成像探头的各种波束中的旋转。还应意识到,本发明适于其他类型的波束形成超声成像系统,例如3D成像探头、经食道探头(TEE)、经胸探头(TTE)、经鼻探头(TNE)、心内探头(ICE)。

[0023] 图1在图1A中图示了根据本发明的第一方面的包括超声接收器 $R_{1..n}$ 的第一线性传感器阵列12的介入设备11a的侧视图,并且在图1B中以平面视图图示了以相对于源S处的波束的原点的旋转角度 Θ 被定位在超声波束B中的同一介入设备11b,并且在图1C中图示了随着介入设备的旋转角度 Θ 被改变由每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的信号Sig。在图1A中图示的针具有纵向轴A-A',包括三个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 的线性传感器阵列12圆周地围绕所述纵向轴A-A'。每个超声接收器具有长度L和宽度W,并且阵列沿着宽度方向延伸。因此,当阵列相对于纵向轴A-A'圆周地围绕介入设备,每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 的长度L相对于轴A-A'被纵长地布置。这样一来,介入设备11a提供有相对于纵向轴A-A'具有不同径向视角的三个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 。图1B图示了如图1A中的同一介入设备,即以平面视图图示了以相对于源S处的波束的原点的旋转角度 Θ 被定位在超声波束B中的项目11b。波束B可以是诸如2D超声成像探头的波束形成超声成像系统的超声波束。由2D超声成像探头生成的整个超声场通常包括多个波束(例如波束B)的扇形区,所述多个波束一起用来探测并且因此生成通过感兴趣区域的切片的平面图像。因此在图1B中的 $\Theta = 0^\circ$ 处,源S处的波束原点在超声接收器 R_1 与 R_n 之间。如所指示的,介入设备11b的纵向轴A-A'垂直于附图的平面。参考图1B,图1C图示了随着介入设备的旋转角度 Θ 被改变由每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的信号Sig。角度 Θ 是围绕介入设备的轴A-A'的相对于波束B的原点的旋转角度。因此,随着介入设备11b从 $\Theta = 0^\circ$ 被顺时针旋转,信号Sig最初朝向针对超声接收器 R_1 的其最大值增加,到达平稳阶段,然后再次朝向 $\Theta = 120^\circ$ 减小,在 $\Theta = 120^\circ$ 的角度处来自超声接收器 R_2 的信号开始增加。

[0024] 由于图1中的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 每个对围绕轴A-A'的整个 360° 视角的部分敏感,通过比较由接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的信号中的每个,介入设备11围绕轴A-A'相对于波束B的原点的旋转 Θ 能够被确定。例如,当超声接收器 R_1 朝向超声波束B被相对地旋转使得它面向波束B的源S的中心时,超声接收器 R_1 将会探测到相对更大的信号,因为它截取波束B的最大

可能的大横截面积。相比之下,由于被接收器 R_2 截取的减小的横截面波束面积,在该旋转位置处被相对旋转远离超声波束B的超声接收器 R_2 将会探测到相对更小的信号。当介入设备11b被旋转使得超声接收器 R_1 在超声波束的相对侧面上(即直接背离源S)时,由于被介入设备11b的主体遮住,其探测到的信号被进一步减少。这种布置通常提供了每个超声接收器具有沿基本上垂直于轴A-A'(即在垂直方向的大约 ± 10 度内)的方向的最大灵敏度。

[0025] 因此,通过比较由每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的超声信号 Sig_1 、 Sig_2 、 Sig_n 的相对量值,介入设备11b围绕其纵向轴A-A'的旋转能够相对于超声波束B的原点(即波束源S的中心)来确定。在优选操作模式下,探测最大信号的超声接收器或一组接收器用来指示最靠近超声波束B的源S的中心(即顶点)的介入设备的部分。在备选操作模式下,探测最早信号的超声接收器或一组接收器用来指示最靠近超声波束B的源S的中心(即顶点)的介入设备的部分。这两种模式也能够被组合地使用。

[0026] 虽然图1图示了具有三个超声接收器的第一线性感测阵列12,两个或更多个接收器原则上足以用于确定介入设备的旋转。这是因为两个接收器能够至少用来指示图示的针的两个可能的 180° 部分中的哪一个最靠近源S的中心。清楚地,通过增加阵列中的超声接收器的数量,由每个传感器感测的旋转角度减小,由此改善设备的角度分辨率。在具有大量接收器的布置中,来自若干超声换能器的信号因此可以提供最靠近其最大水平的信号。因此,可以有益的是,通过分析由超声接收器探测到的信号,并且例如通过将诸如高斯或阶跃函数的函数拟合到其空间分布并且识别基于对应于高斯函数的峰值或对应于阶跃函数的中心的接收器来识别旋转来确定这些探测到的信号的量值的几何中心,来确定最靠近超声源S的中心的接收器。

[0027] 图2以侧视图图示了本发明的第二实施例,其中,围绕介入设备21的纵向轴A-A'的每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 的长度L大于其宽度W。通过减小阵列中的每个超声接收器的宽度来改善图1实施例的线性感测阵列的角度分辨率的缺点是,这减少了由每个超声接收器探测到的信号的信噪比。然而,发明人已经进一步认识到信噪比的这种减少能够部分地通过增加每个超声接收器的长度来补偿。此外,对于本发明所考虑的介入设备,以此方式增加每个接收器的长度允许沿着轴A-A'的更长长度的介入设备的旋转的确定。这样一来,当否则更短的传感器位于有限的超声波束之外时,设备的旋转能够被确定。当否则更短的传感器位于平面外的位置中时,旋转能够在其上被确定的介入设备的轴的这种延伸在平面超声成像系统中是特别有用的。

[0028] 图3以平面视图图示了本发明的第三实施例,其中,围绕介入设备31的纵向轴A-A'的第一传感器阵列32的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 被间隙 G_1 、 G_2 、 G_n 分开。此外,在第三实施例中,从轴A-A'由每个间隙 G_1 、 G_2 、 G_n 对向的角度 α_1 、 α_2 、 α_n 小于或等于从轴A-A'由每个超声接收器的宽度W对向的角度 β_1 、 β_2 、 β_n 。如参考图1C图示的,介入设备对超声波束的灵敏度在每个超声传感器之间的间隙中被降低。有利地,第三实施例的布置减小了在其上介入设备对超声具有低灵敏度的总旋转角度,由此改善了角度旋转能够被确定的准确性。

[0029] 图4以侧视图图示了本发明的第四实施例,其中,包括超声接收器 $R_{1..n}$ 的第一线性传感器阵列42被附接到基板,并且该基板以螺旋的形式围绕介入设备41的纵向轴A-A'。基板可以例如是由诸如PET、PMMA、PVDF等的聚合物形成的箔。基板可以包括被电连接到接收器以便实现到外部电路的电接触的电线或轨道。如上面描述的,通过减小每个超声接收器

的宽度W来改善介入设备的旋转灵敏度的缺点是由每个接收器探测到的信号中的减少。图4中的布置通过提供每个都观察相同或重叠的角度范围的多个个体接收器来补偿每个接收器的减小的宽度。此外,个体接收器能够例如使用外部电路被动态地分组在一起。这能够用来跨过任何预定旋转范围提供增加的信号。例如,介入设备41可以被配置为在第一模式下或在第二模式下进行操作,在所述第一模式下来自每个接收器对第一角度范围的部分敏感的第一接收器组的信号被电分组在一起并且被求和以提供具有第一角度分辨率的第一旋转信号,在所述第二模式下来自每个接收器对第二角度范围的部分敏感的第二接收器组的信号被电分组在一起并且被求和以提供具有第二角度分辨率的第二旋转信号。因此,相对更高或相对更低的角度分辨率可以通过动态地调整接收器分组来实现。图4的螺旋围绕布置提供了将超声换能器 $R_{1..n}$ 和与之相关联的电互连附接到介入设备41的鲁棒方法。此外,这提供了用于将电互连路由到介入设备的近端的高效布置,在所述近端处,其可以例如与信号处理单元和/或处理器接口连接。

[0030] 图5以侧视图图示了本发明的第五实施例,其中,第一线性传感器阵列52和第二线性传感器阵列53都围绕介入设备51的纵向轴A-A'。第二线性传感器阵列53包括每个被空间 S_1 、 S_2 、 S_n 分开的多个超声接收器 R_{a1} 、 R_{a2} 、 R_{an} 。第二线性传感器阵列53相对于其轴A-A'圆周地围绕介入设备51,使得第一线性传感器阵列52的超声接收器之间的每个间隙 G_1 、 G_2 、 G_n 沿关于轴A-A'的纵长方向与第二线性传感器阵列的接收器 R_{a1} 、 R_{a2} 、 R_{an} 相符。参考图1C,相比于在与超声接收器相符的旋转角度处,在与阵列中的超声接收器之间的间隙相符的旋转角度 Θ 处探测到相对更小的超声接收器信号。因此,第二线性传感器阵列53的超声接收器沿关于轴A-A'的纵长方向与第一线性传感器阵列的间隙相符的图5的布置51在对应于第一线性传感器阵列52的间隙的旋转角度处提供了改善的旋转灵敏度。

[0031] 优选地在第五实施例中,第一线性传感器阵列52和第二线性传感器阵列53相对于轴A-A'被轴向地分开大于或等于1mm的距离d。相距第一线性感测阵列52的最靠近超声波束源的超声接收器位置提供了介入设备上的指示其位置和其旋转的点。同样地,相距第二线性感测阵列53的最靠近超声波束源的超声接收器位置提供了介入设备上的指示其位置和其旋转的第二点。因为这些最近接收器的位置是相对于介入设备固定的,这些点能够一起用来确定介入设备的轨迹。对轨迹的改善的灵敏度通过沿着介入设备的轴将两个线性传感器阵列偏移至少1mm来提供。

[0032] 图6以平面视图图示了本发明的第六实施例,其中,包括偶数数量的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 的第一线性传感器阵列62围绕介入设备61的纵向轴A-A',并且其中,超声接收器相对于轴被布置在直径上相对的对 P_1 、 P_2 中。此外,在第六实施例中,每个超声接收器包括具有轮询向量(polling vector)的压电元件,如通过 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 中的每一个中的箭头指示的。此外,如在图6中图示的,每对中的超声接收器被布置为使得对于每对:i)超声接收器的轮询向量相对于轴A-A'互相相反;并且ii)超声接收器被并联地电连接,使得其轮询向量是互相相反的。

[0033] 压电元件固有地具有这样的轮询向量,这指示当超声波的压缩相位冲击其上时将会跨过压电元件的电极生成的电信号的极性。因此,图6的布置提供了来自每个接收器对的组合信号指示其探测信号中的差。这样一来,来自从该对中的最靠近探测器到超声波束的组合信号被增强,由此改善来自每对的探测信号的信噪比。此外,通过以成对的方式提供信

号,减少了需要实现到介入设备的末端以便分析和/或处理探测信号的电连接的数量,由此简化了与超声接收器相关联的电互连的复杂性。

[0034] 所描述的实施例中的超声接收器优选是压电设备。因此许多类型的硬或软压电材料适合于使用,这些在本领域中是众所周知的。然而,优选地,超声接收器由压电聚合物形成。压电聚合物有利地提供了增加的柔性,并且因此可以共形地围绕诸如针的介入设备的轴。合适的压电聚合物包括聚偏氟乙烯,即PVDF或PVDF共聚物,例如聚偏二三氟共聚物(P(VDF-TrFE))或PVDF三元共聚物,例如P(VDF-TrFE-CTFE)。超声接收器可以例如通过将压电材料和与之相关联的电互连夹在两个PET片层的两个压敏粘合(即PSA)表面之间以形成箔来形成,以便于其到介入设备的附接。除了来自上面描述的PET片层中的一个的PSA层的使用外,超声换能器一般可以使用各种技术被附接到介入设备。这样的技术包括沉积、印刷、和粘合剂的使用。

[0035] 图7图示了超声成像布置79,其中,本发明的各种实施例可以被使用,所述布置包括波束形成超声成像系统74和超声跟踪单元75。波束形成超声成像系统74包括示范性2D平面超声成像探头76和控制台77。如所图示的,2D平面超声成像探头76生成包括多个超声波束 $B_{1..k}$ 的扇形区的形式的超声场。2D平面超声成像探头76例如通过有线或无线手段被可操作地连接到控制台77,如通过连接箭头指示的。如图所示,控制台77包括成像系统处理器ISP、成像系统接口ISI和显示器DISP。控制台77可以用来监督医学程序。2D超声成像探头76包括发射并从感兴趣体积VOI接收超声能量的超声收发器(未示出)的一维阵列。控制台77还可以包括电子驱动器和接收器电路(未示出),所述接收器电路被配置为放大和/或调整由2D超声成像探头76发射或接收的信号相位,以便生成并且探测波束 $B_{1..k}$ 中的超声信号。

[0036] 电子驱动器和接收器电路因此可以用来操纵发射的和/或接收的超声波束方向。控制台77还可以包括用于存储程序和应用的存储器(未示出)。存储器可以例如存储被配置为控制2D超声成像探头76发射和/或接收的超声信号的序列的超声波束控制软件。然而应注意,虽然超声成像系统项目中的一些在上面被描述为位于控制台77内,但是这些项目中的一些可以替代地位于2D超声成像探头76内,例如Philips VISIQ超声成像系统中的情况也是如此。

[0037] 超声跟踪单元75包括跟踪处理器78和介入设备71,两个单元借助于有线或无线通信进行通信,如通过连接箭头指示的。无线通信可以例如使用光学、红外或RF通信链接来提供。超声跟踪单元75还可以包括被配置为放大由圆周地设置在介入设备71的纵向轴A-A'周围的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 探测到的信号的电路(未示出)。

[0038] 在操作中,超声跟踪单元75可以用来跟踪介入设备71在2D超声成像探头76的超声波束 $B_{1..k}$ 的一个中的旋转,并且以及位置和取向。

[0039] 为了跟踪介入设备71在2D超声成像探头76的超声波束 $B_{1..k}$ 的一个中的旋转,以下方法步骤能够被使用:

[0040] 从第一线性传感器阵列72的每个超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 接收指示波束形成超声成像系统的发射的超声脉冲的信号。此处,发射的脉冲指的是已经从波束形成超声系统(即2D超声成像探头76)发射的脉冲;

[0041] 比较接收的信号。此处,所述比较可以包括比较探测到的信号的量值或幅度或时

间;

[0042] 将具有最大接收信号或最早接收信号的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 与超声波束的原点相关联。此处,关联步骤识别旋转地最靠近超声波束(即波束 $B_{1..k}$ 的一个)的原点(即顶点)的接收器的旋转位置 Θ 。

[0043] 为了确定介入设备71相距2D超声成像探头76的超声波束 $B_{1..k}$ 的一个的源的距离,以下方法步骤能够被使用:

[0044] 计算超声波束的发射与其由超声接收器的探测之间的时间延迟 Δt ;

[0045] 通过将时间延迟乘以超声传播的速度来确定超声波束的源与超声接收器之间的距离 D_x 。

[0046] 具体地,上面确定的距离是超声波束的原点与第一线性传感器阵列72的最近超声接收器被附接到的介入设备71的部分之间的距离,该距离使用如此描述的飞行时间方法来确定。注意,尽管超声传播的速度可以在感兴趣体积VOI内改变,但是这不被转变为对应超声图像中的距离或范围误差,因为这样的变化也被反映在超声图像上。

[0047] 为了识别来自多个超声波束 $B_{1..k}$ 的哪一个超声波束由波束形成超声成像系统74发射,与最大信号相关联的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 被定位,以下方法步骤能够被使用:

[0048] 将多个波束的发射的波束序列与由具有最大接收信号的超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 接收的信号相关。

[0049] 换言之,多个波束的每个波束的发射的时间与最大信号的探测的时间相匹配,同时补偿发射与探测之间的时间延迟,以识别与最大信号相关联的波束 $B_{1..k}$ 。这样一来,提供了超声接收器相对于波束形成成像系统的角度,因为该角度由识别的波束的波束角度限定。

[0050] 探测器位于哪一个超声波束中的识别基于以下原理。2D超声成像探头发射规律地采样波束 $B_{1..k}$ 的阵列中的感兴趣体积VOI的超声波束。由超声接收器 R_1 、 R_2 、 R_n 在通过超声成像系统的一个图像的采集期间探测到的时间信号在二维 $B_{1..k}$ 中通过时间“数据矩阵”来进行格式化。为了确定超声接收器在哪一个波束中,探测的时间与每个波束的发射的时间相关(即相比较)以确定最佳拟合探测到的信号的位置。为了以比由超声波束的间距给定的分辨率更好的分辨率接收角度位置信息,“数据矩阵”在时间维度上的最大强度投影“MIP”被执行以产生1D MIP向量,高斯拟合被应用于所述1D MIP向量上。高斯中心用来估计接收器在超声坐标系中的角度坐标。

[0051] 总的来说,上面描述的方法(即旋转的跟踪、距离的确定和即超声波束的识别)提供了介入设备相对于波束形成超声成像系统的位置和旋转的准确指示。参考图7,这些随后可以用来将由波束形成超声成像系统74提供的超声图像与包括介入设备71并且由第二成像系统(未在图7中示出)提供的第二图像进行配准。该配准可以通过基于如由超声跟踪单元75提供的介入设备的位置和/或取向对齐超声与第二成像系统的坐标系来执行。第二成像系统可以例如是PET、SPECT、CT、X射线或MR成像系统。在上面描述的情况下,超声图像提供了通过感兴趣体积的2D图像切片。通过将该图像与第二成像系统的图像进行组合,提供了改善的导航,因为在第二图像中可见的特征通常提供有价值的标记。来自第二成像系统的图像可以是实况图像、或之前生成的“导航”图像。

[0052] 上面描述的方法中的任一种可以例如由跟踪处理器78或由在图7中示出的控制台

77的成像系统处理器ISP执行。此外,这些单元中的每一个的功能可以被组合成单个处理器或被分布在单独的处理器之间。此外,该方法可以以当被在处理器上运行时令处理器执行这些方法步骤的指令的形式被记录。计算机程序产品可以通过专用硬件以及能够运行与适当的软件相关联的软件的硬件来提供。当由处理器来提供功能时,能够由单个专用处理器、由单个共享处理器或由其中一些能够被共享的多个独立处理器来提供功能。此外,对术语“处理器”或“控制器”的明确的使用不应被解释为专指能够运行软件的硬件,并且能够隐含地包括但不限于,数字信号处理器“DSP”硬件、用于存储软件的只读存储器“ROM”、随机存取存储器“RAM”、非易失性存储设备等。此外,本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用存储介质或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用存储介质或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合使用的程序代码。出于本说明书的目的,计算机可用存储介质或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或输送用于由指令运行系统、装置或设备使用或与指令运行系统、装置或设备结合使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统、或装置或设备、或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机软盘、随机存取存储器“RAM”、只读存储器“ROM”、硬磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器“CD-ROM”、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0053] 应当理解,权利要求1的设备、权利要求9的方法和权利要求13的计算机程序产品具有类似的和/或相同的优选实施例,特别地,如在从属权利要求中限定的。此外,尽管被单独描述,实施例也能够进行组合,如在从属权利要求中限定的。

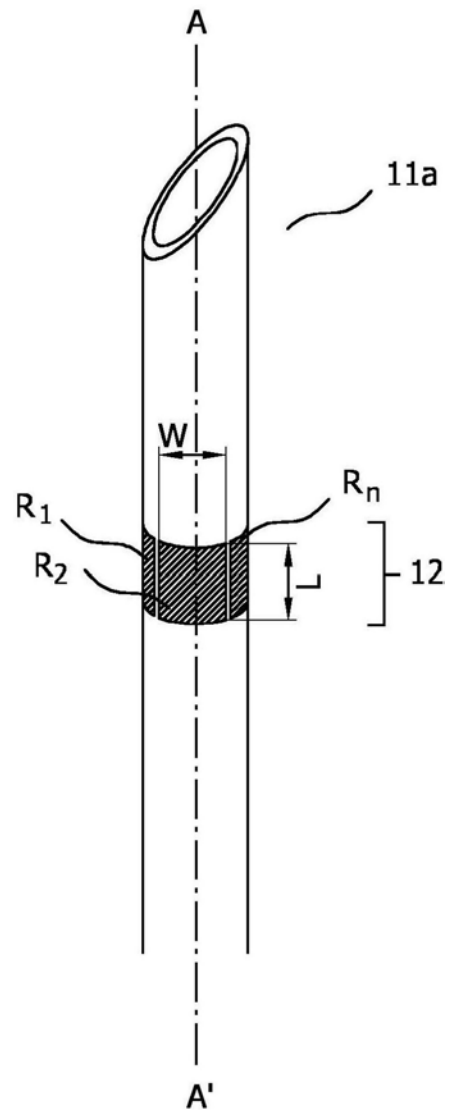


图1A

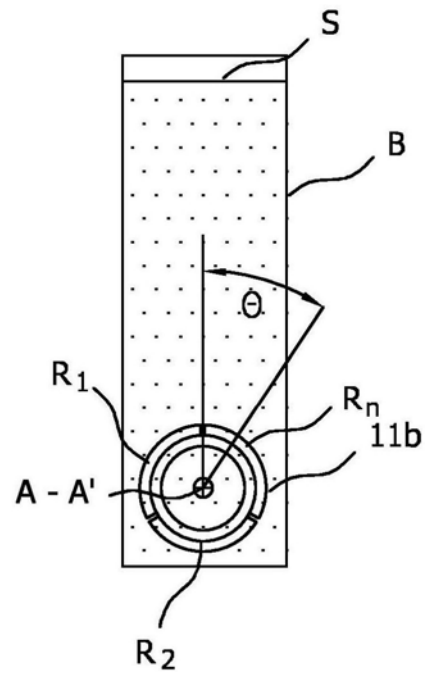


图1B

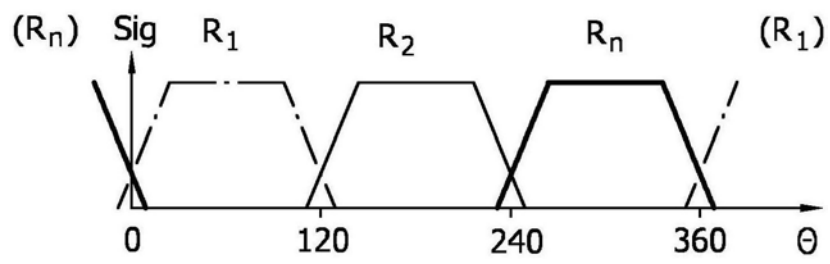


图1C

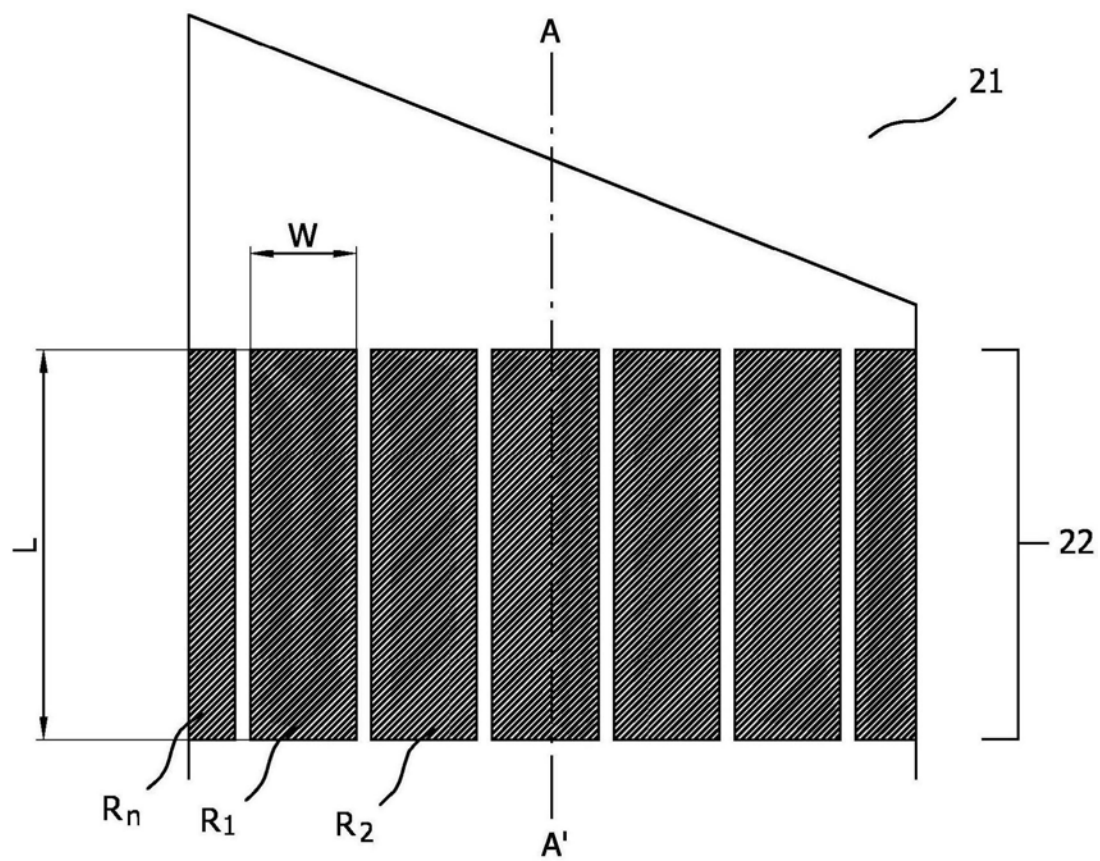


图2

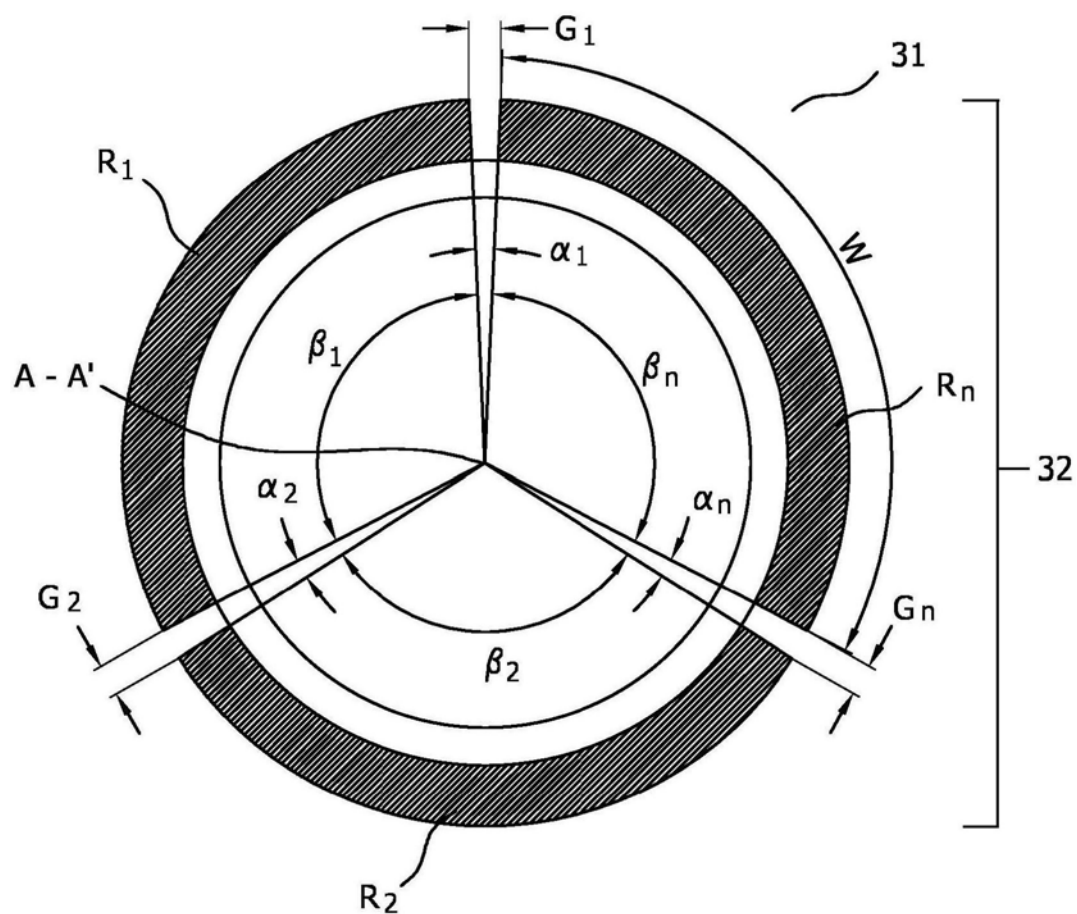


图3

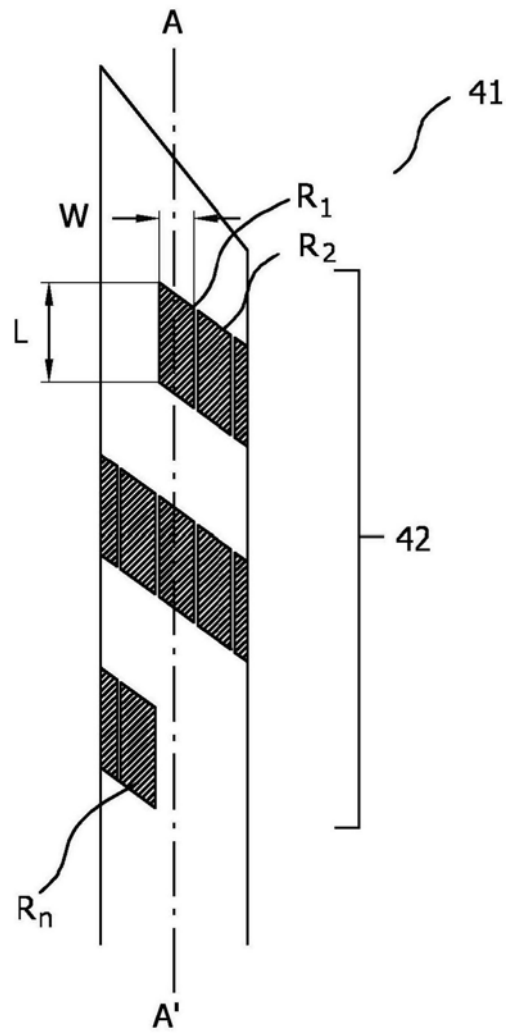


图4

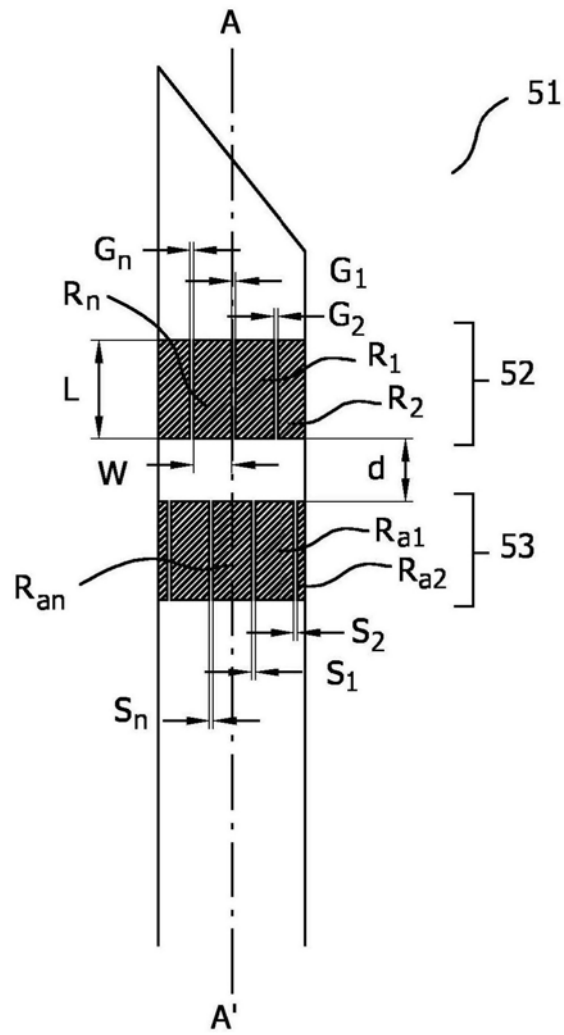


图5

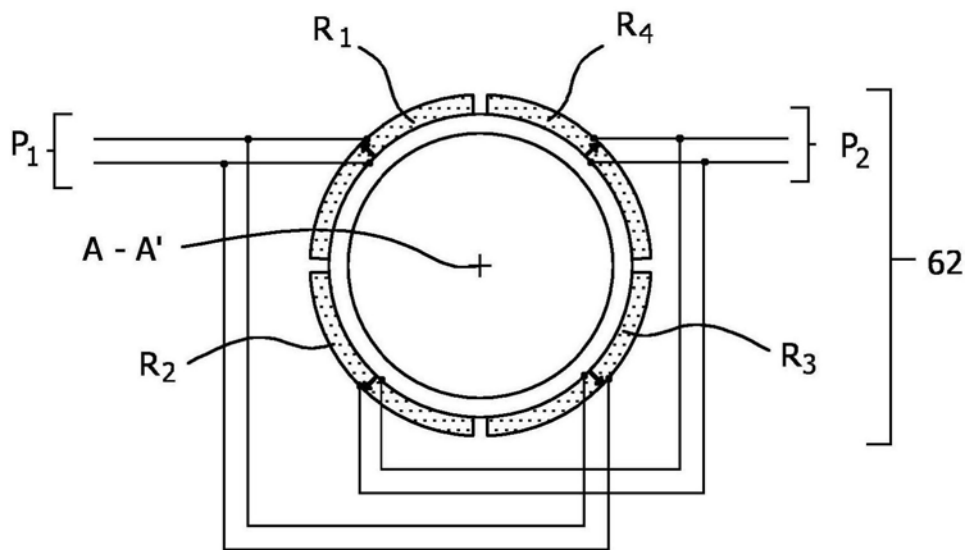


图6

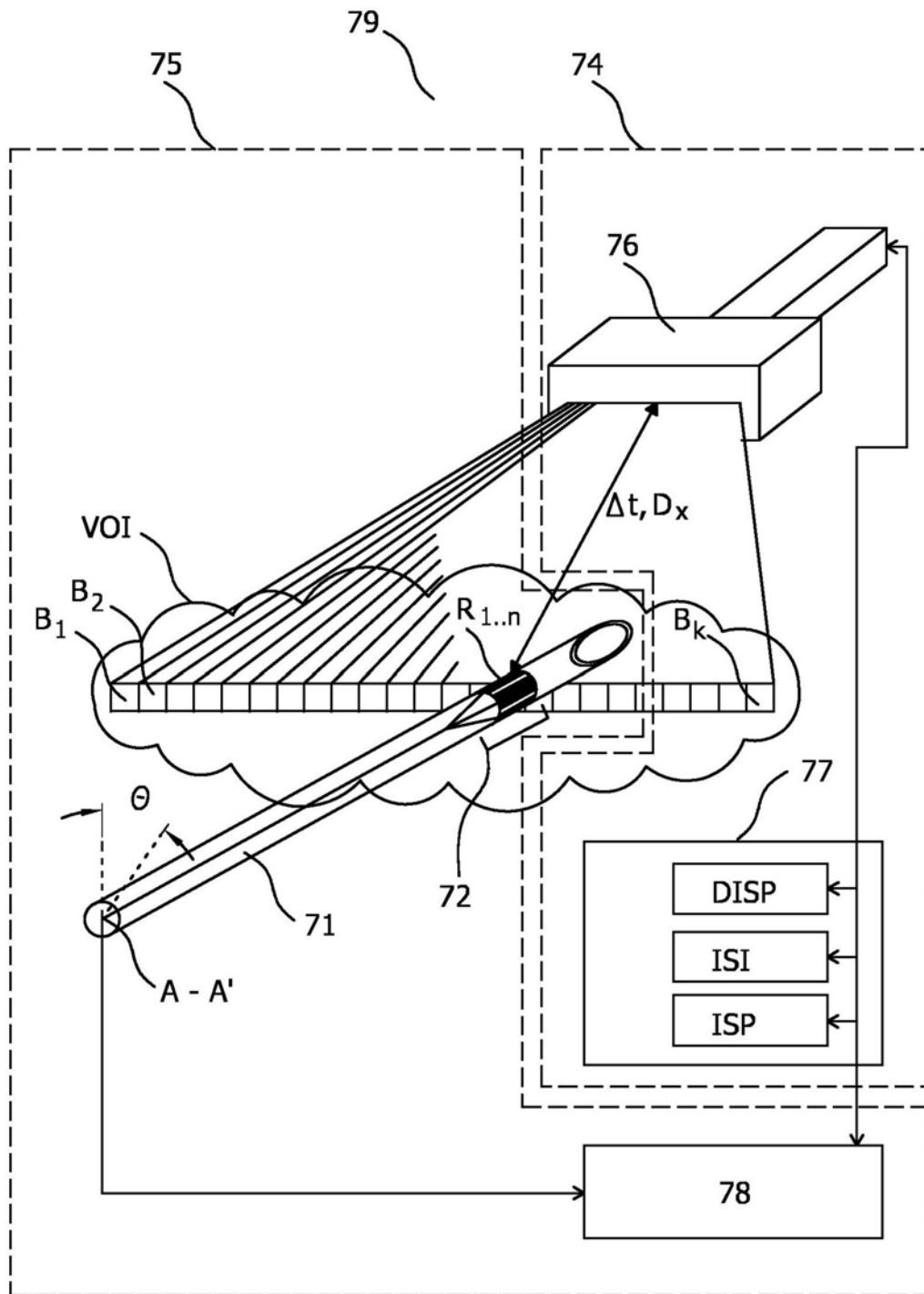


图7

专利名称(译)	超声波束中的旋转确定		
公开(公告)号	CN108366780A	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201680073898.2	申请日	2016-12-01
[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	W J A 德维吉斯 A F 科伦		
发明人	W-J·A·德维吉斯 A·F·科伦		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 A61B8/15		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/15 A61B8/4245 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B17/3403 A61B34/20 A61B2017/3413 A61B2034/2063 A61B2034/2065 A61M2025/0166		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	2015200090 2015-12-15 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及确定介入设备在超声场中的旋转。提供了一种介入设备，其适合于通过将如由被附接到所述介入设备的超声接收器探测到的来自波束形成超声成像系统的发射的超声信号与所述超声信号的波束形成波束序列相关，而在所述波束形成超声成像系统的超声波束中被跟踪。所述介入设备包括纵向轴(A-A')、第一线性传感器阵列(12)，所述第一线性传感器阵列包括多个超声接收器(R1..n)，其中，每个超声接收器具有长度(L)和宽度(W)，并且其中，所述阵列沿着所述宽度(W)的方向延伸。此外，所述第一线性传感器阵列(12)相对于所述轴(A-A')圆周地围绕所述介入设备，使得每个超声接收器的所述长度(L)相对于所述轴(A-A')被纵长地布置。

