



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105407806 B

(45)授权公告日 2018.07.06

(21)申请号 201480040259.7

(72)发明人 胜山公人

(22)申请日 2014.04.21

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105407806 A

代理人 李辉 黄纶伟

(43)申请公布日 2016.03.16

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(30)优先权数据

2013-157656 2013.07.30 JP

(56)对比文件

JP 2012245092 A, 2012.12.13,

CN 101744639 A, 2010.06.23,

JP S5844372 A, 1983.03.15,

JP 2004208859 A, 2004.07.29,

US 2010056917 A1, 2010.03.04,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.01.15

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/061198 2014.04.21

审查员 许流芳

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/015848 JA 2015.02.05

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本东京都

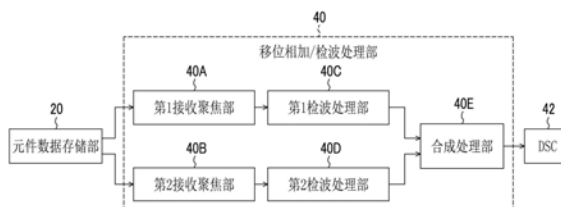
权利要求书2页 说明书24页 附图16页

(54)发明名称

超声波诊断装置及其工作方法

(57)摘要

超声波诊断装置具备:探头,该探头具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从检查对象反射的超声波;发送部,其在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波;第2接收聚焦部,其对由探头的各元件接收到的各接收信号,与由发送部发送到检查对象内部的超声波束的发送波路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。



1. 一种超声波诊断装置,其中,该超声波诊断装置具备:

探头,其具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从检查对象反射的超声波;

发送部,其以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从所述多个元件发送超声波;及

第2接收聚焦部,其对由所述探头的各元件接收到的各接收信号,与由所述发送部发送到检查对象内部的所述超声波束的发送波路径中、通过所述发送焦点相对于所述第1方向倾斜预定角度的第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

该超声波诊断装置还具备第1接收聚焦部,该第1接收聚焦部与所述第1方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

该超声波诊断装置还具备合成部,该合成部将所述第1接收聚焦部及第2接收聚焦部各自的接收聚焦结果进行合成。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述发送部以在所述探头的不同的两个以上的开口中的各开口处在所述第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从所述多个元件发送超声波,

所述第2接收聚焦部对针对各开口的所述接收信号,与所述第2方向上的共同的反射点相应地进行接收聚焦。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述第2接收聚焦部根据假设在比所述发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛或发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述第2接收聚焦部对所述第2方向的各点,假设各点上的镜面反射,在与该点不同的点上假设声源,根据相对于所假设的声源的延迟时间来进行接收聚焦。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

该超声波诊断装置还具备判定部,该判定部根据由所述第2接收聚焦部进行接收聚焦的结果来判定针的方向。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

该超声波诊断装置还具备指定所述第2方向的指定部。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

所述指定部根据与从固定针的固定部得到的方向有关的信息来指定所述第2方向。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

所述指定部根据由第2接收聚焦部进行上一次接收聚焦的结果来指定所述第2方向。

11. 一种超声波诊断装置的工作方法,其中,该超声波诊断装置的工作方法具备如下步骤:

从探头的多个元件,以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式发送超声波的步骤,所述探头具备利用发送部产生并发送超声波并且接收从检查对象反射的超声波的所述多个元件;及

对由所述探头的各元件接收到的各接收信号,与发送到检查对象物内部的所述超声波束的发送波路径中、通过所述发送焦点相对于所述第1方向倾斜预定角度的第2方向的路径上的反射相应地利用第2接收聚焦部进行第2接收聚焦的步骤。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

该超声波诊断装置的工作方法还具备利用第1接收聚焦部与所述第1方向的路径上的反射相应地进行第1接收聚焦的步骤。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

该超声波诊断装置的工作方法还具备利用合成部将所述第1接收聚焦及第2接收聚焦各自的接收聚焦结果进行合成的步骤。

14. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

利用所述发送部发送超声波束的步骤还具备以在所述探头的不同的两个以上的开口中的各开口处在第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波的步骤,

利用所述第2接收聚焦部进行第2接收聚焦的步骤还具备对针对各开口的所述接收信号,与所述第2方向上的共同的反射点相应地进行接收聚焦的步骤。

15. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

利用所述第2接收聚焦部进行第2接收聚焦的步骤还具备根据假设在比所述发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛或发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦的步骤。

16. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

利用所述第2接收聚焦部进行第2接收聚焦的步骤还具备对所述第2方向的各点,假设各点上的镜面反射,在与该点不同的点上假设声源,根据相对于所假设的声源的延迟时间来进行接收聚焦的步骤。

17. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

该超声波诊断装置的工作方法还包括根据进行所述第2接收聚焦的结果利用判定部来判定针的方向的步骤。

18. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

该超声波诊断装置的工作方法还具备利用指定部来指定所述第2方向的步骤。

19. 根据权利要求18所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

利用所述指定部指定第2方向的步骤还包括根据与从固定针的固定部得到的方向有关的信息来指定所述第2方向的步骤。

20. 根据权利要求18所述的超声波诊断装置的工作方法,其中,

利用所述指定部指定第2方向的步骤还包括根据上一次进行的第2接收聚焦的结果来指定所述第2方向的步骤。

超声波诊断装置及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断程序。

背景技术

[0002] 当通过超声波的发送和接收而描绘出针时,若针的角度为锐角,则如图18A所示,其反射从接收开口偏离,从而无法接收由针产生的反射波。于是,如图18B所示,已知有通过以发送波束与针呈垂直的方式倾斜地进行发送而接收由针产生的反射波的方法。

[0003] 然而,使发送波束倾斜而生成的图像因旁瓣的影响等而导致画质劣化,并不适合观察组织。

[0004] 于是,在专利文献1(日本特开2012-213606号公报)中提出,在第1方向上进行超声波发送而生成第1超声波图像,以针摄影为目的,在多个方向上发送超声波而生成第2超声波图像组,分析第1图像和第2图像组或第2图像组的亮度分布而生成描绘出针的针图像,并将第1图像和针图像进行合成。

[0005] 并且,作为描绘出针图像的方法,除了专利文献1以外,还提出有在专利文献2(日本特开2010-51379号公报)中记载的技术等。

[0006] 在专利文献2中提出,从第1组超声波换能器发送具有以第1方向为中心的强度分布的超声波束,第2组超声波换能器根据接收到超声波回声信号的接收信号,生成与第1方向不同的第2方向的超声波图像。

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 然而,在专利文献1中记载的技术中,由于需要1次组织摄像和多次针摄像,因此帧速率降低。

[0009] 并且,在专利文献2中记载的技术中,由于使用未进行发送聚焦的平面波,因此存在依据针的角度根本无法获得反射波而且无法描绘出针的情况。

[0010] 本发明是考虑上述情况而完成的,提供不降低帧速率而能够描绘出组织以外的针等反射体的超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断程序。

[0011] 用于解决技术课题的手段

[0012] 本发明的超声波诊断装置具备:探头,其具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从检查对象反射的超声波;发送部,其以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波;第2接收聚焦部,其对由探头的各元件接收到的各接收信号,与由发送部发送到检查对象内部的超声波束的发送波路径中、通过所述发送焦点相对于所述第1方向倾斜预定角度的第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。

[0013] 根据本发明的超声波诊断装置,探头具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从检查对象反射的超声波。

[0014] 发送部以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波。

[0015] 并且,第2接收聚焦部对由探头的各元件接收到的各接收信号,与由发送部发送到检查对象内部的超声波束的发送路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。

[0016] 如此,通过发送部进行发送聚焦,也能够由多个元件接收通过从第1方向以外的反射点的反射产生的超声波回声,因此第2接收聚焦部与第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦,从而能够描绘出针等反射体。并且,若相对于第1方向进行接收聚焦,则也能够描绘出组织,因此不会降低帧速率就能够描绘出针等反射体。即,还具备与第1方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦的第1接收聚焦部,从而不降低帧速率就能够描绘出组织,并且能够描绘出针等反射体。此时,也还可以具备将第1接收聚焦部及第2接收聚焦部各自的接收聚焦结果进行合成的合成部。

[0017] 另外,本发明可以如下:发送部以在探头的不同的两个以上的开口中的各开口处在第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波,第2接收聚焦部针对对各开口的接收信号,与第2方向的共同的反射点相应地进行接收聚焦。

[0018] 并且,第2接收聚焦部也可以根据假设在比发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛或发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦。第2接收聚焦部也可以对第2方向的各点假设各点上的镜面反射,在与该点不同的点上假设声源,根据相对于所假设的声源的延迟时间来进行接收聚焦。

[0019] 并且,本发明还可以具备判定部,该判定部根据由第2接收聚焦部进行接收聚焦的结果来判定针的方向。

[0020] 并且,还可以具备指定第2方向的指定部。该情况下,指定部也可以根据与从固定针的固定部得到的方向有关的信息来指定第2方向。也可以根据由第2接收聚焦部进行上一次接收聚焦的结果来指定第2方向。

[0021] 另一方面,本发明的超声波诊断装置的工作方法具备如下步骤:从探头的多个元件以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式发送超声波的步骤,所述探头具备利用发送部产生并发送超声波并且接收从检查对象反射的超声波的所述多个元件;及对由探头的各元件接收到的各接收信号,与发送到检查对象物内部的超声波束的发送波路径中、通过所述发送焦点相对于所述第1方向倾斜预定角度的第2方向的路径上的反射相应地利用第2接收聚焦部进行第2接收聚焦的步骤。

[0022] 根据本发明的超声波诊断装置的工作方法,从探头的多个元件,以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式发送超声波,所述探头具备产生并发送超声波并且接收从检查对象反射的超声波的所述多个元件。

[0023] 并且,对由探头的各元件接收到的各接收信号,与发送到检查对象物内部的超声波束的发送波路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行第2接收聚焦。

[0024] 如此,通过进行发送聚焦,也能够由多个元件接收通过从第1方向以外的反射点的反射而产生的超声波回声,因此通过与第2方向的路径上的反射相应地进行第2接收聚焦,从而能够描绘出针等反射体。并且,若相对于第1方向进行接收聚焦,则也能够描绘出组织,因此不会降低帧速率便能够描绘出针等反射体。即,本发明还可以具备与第1方向的路径上

的反射相应地进行第1接收聚焦的步骤,由此不会降低帧速率便能够描绘出组织,并且能够描绘出针等反射体。此时,也可以将第1接收聚焦及第2接收聚焦各自的接收聚焦结果进行合成。

[0025] 另外,本发明也可以以在探头的不同的两个以上的开口中的各开口处在第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波,在第2接收聚焦中,对相对于各开口的接收信号,与第2方向的共同的反射点相应地进行接收聚焦。

[0026] 并且,在第2接收聚焦中,也可以根据假设在比发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛或发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦。并且,对第2方向的各点,假设各点上的镜面反射,在与该点不同的点上假设声源,根据相对于所假设的声源的延迟时间来进行接收聚焦。

[0027] 并且,本发明还可以具备根据进行第2接收聚焦的结果来判定针的方向的步骤。

[0028] 并且,还可以具备指定第2方向的指定步骤。该情况下,可以根据与从固定针的固定部得到的方向有关的信息来指定第2方向。并且,也可以根据进行第2接收聚焦的上一次接收聚焦的结果来指定第2方向。

[0029] 并且,本发明的超声波诊断程序使计算机执行包含如下步骤处理:从探头的多个元件,以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式发送超声波的步骤,所述探头具备产生并发送超声波并且接收从检查对象反射的超声波的所述多个元件;及对由探头的各元件接收到的各接收信号,与发送到检查对象物内部的超声波束的发送波路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行第2接收聚焦的步骤。

[0030] 根据本发明的超声波诊断程序,从探头的多个元件,以在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式发送超声波,所述探头具备产生并发送超声波并且接收从检查对象反射的超声波的所述多个元件。

[0031] 并且,对由探头的各元件接收到的各接收信号,与发送到检查对象物内部的超声波束的发送波路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行第2接收聚焦。

[0032] 如此,通过进行发送聚焦,也能够由多个元件接收从第1方向以外的反射点的反射而产生的超声波回声,因此通过与第2方向的路径上的反射相应地进行第2接收聚焦,从而能够描绘出针等反射体。并且,若相对于第1方向进行接收聚焦,则也能够描绘出组织,因此不会降低帧速率便能够描绘出针等反射体。即,本发明还具备与第1方向的路径上的反射相应地进行第1接收聚焦的步骤,从而不会降低帧速率便能够描绘出组织,并且能够描绘出针等反射体。此时,也可以将第1接收聚焦及第2接收聚焦各自的接收聚焦结果进行合成。

[0033] 另外,本发明可以以在探头的不同的两个以上的开口中的各开口处在第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个元件发送超声波,对相对于各开口的接收信号,与第2方向的共同的反射点相应地进行第2接收聚焦。

[0034] 并且,在第2接收聚焦中,也可以根据假设在比发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛或发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦。并且,也可以对第2方向的各点,假设各点上的镜面反射,在与该点不同的点上假设声源,根据相对于所假设的声源的延迟时间来进行接收聚焦。

[0035] 并且,本发明还可以具备根据进行第2接收聚焦的结果来判定针的方向的步骤。

[0036] 并且,还可以具备指定第2方向的步骤。该情况下,也可以根据与从固定针的固定

部得到的方向有关的信息来指定第2方向。并且,也可以根据进行第2接收聚焦的上一次接收聚焦的结果来指定第2方向。

[0037] 发明效果

[0038] 如以上说明,在本发明中不会降低帧速率便能够描绘出组织以外的针等反射体。

附图说明

[0039] 图1是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略结构的框图。

[0040] 图2A是用于说明发送焦点的每一深度的由针产生的正反射的图,是表示发送焦点在比针浅的位置时的图。

[0041] 图2B是用于说明发送焦点的每一深度的由针产生的正反射的图,是表示发送焦点在比针深的位置时的图。

[0042] 图2C是用于说明发送焦点的每一深度的由针产生的正反射的图,是表示发送焦点在开口的后方时的图。

[0043] 图3A是表示与发送波束方向以外的方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦的例子图,是表示发送焦点在比针浅的位置时的图。

[0044] 图3B是表示与发送波束方向以外的方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦的例子图,是表示发送焦点在开口的后方时的图。

[0045] 图4是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的移相相加/检波处理部的概略结构的框图。

[0046] 图5A是用于说明在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦的图。

[0047] 图5B是用于说明在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦的图。

[0048] 图5C是用于说明在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦的图。

[0049] 图6是表示在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。

[0050] 图7A是用于说明在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部进行的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0051] 图7B是用于说明在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0052] 图8是用于说明在本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的、使用了多个扫描线的元件信号的 θ 方向的接收聚焦的图。

[0053] 图9A是用于说明在本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的、使用了多个扫描线的元件信号的 θ 方向的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0054] 图9B是用于说明在本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收

聚焦部进行的、使用了多个扫描线的元件信号的 θ 方向的接收聚焦(考虑到与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0055] 图10是表示在本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置10的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。

[0056] 图11是用于说明在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部进行的接收聚焦的图。

[0057] 图12A是用于说明在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)图。

[0058] 图12B是用于说明在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部中进行的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0059] 图13是表示在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。

[0060] 图14是表示在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中使用共用的发送焦点的1个各元件接收信号而生成1条扫描线的RF信号时的处理流程的一例的流程图。

[0061] 图15A是用于说明在发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部进行的接收聚焦的图。

[0062] 图15B是用于说明在发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部进行的接收聚焦的图。

[0063] 图16是用于说明在发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中的第2接收聚焦部进行的接收聚焦(考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波的情况)的图。

[0064] 图17A是用于说明图16中的DX2、DY2的求解方法的图。

[0065] 图17B是用于说明图16中的DX2、DY2的求解方法的图。

[0066] 图18A是表示针的反射从接收开口偏离的情形的图。

[0067] 图18B是表示通过将发送波束倾斜地进行发送而接收由针产生的反射的例子的图。

具体实施方式

[0068] 以下,参考各附图,对本发明的实施方式的一例进行说明。

[0069] (第1实施方式)

[0070] 图1是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略结构的框图。

[0071] 如图1所示,超声波诊断装置10具备超声波探针12、与超声波探针12连接的发送部14及接收部16、A/D转换部18、元件数据存储部20、图像生成部24、显示控制部26、显示部28、控制部30、操作部32及存放部34。

[0072] 超声波探针12具有在通常的超声波诊断装置中使用的探头36。探头36具有呈一维或二维阵列状排列的多个元件即超声波换能器。当拍摄受检体的超声波图像时,这些超声波换能器按照分别从发送部14供给的驱动信号向受检体发送超声波束,并且接收来自受检

体的超声波回声而输出接收信号。在本实施方式中,探头36的多个超声波换能器内的形成一组规定数量的超声波换能器分别产生1个超声波束的各成分,且一组规定数量的超声波换能器产生向受检体发送的1个超声波束。

[0073] 各超声波换能器由在压电体的两端形成电极的元件(振子)构成,所述压电体例如包括以PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以PVDF(聚偏氟乙烯)(polyvinylidene fluoride)为代表的高分子压电元件、以PMN-PT(铌镁酸铅-钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等。即,探头36形成由作为多个超声波元件的多个振子呈一维或二维阵列状排列的振子阵列。

[0074] 若对这种振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压,则压电体伸缩,从各振子产生脉冲状或连续波状的超声波,通过合成这些超声波而形成超声波束。并且,各振子通过接收所传输的超声波而伸缩,从而产生电信号,这些电信号作为超声波的接收信号而被输出。

[0075] 发送部14例如包含多个脉冲发生器,根据按照来自控制部30的控制信号而选择的发送延迟图案,以从探头36的多个超声波换能器(以下称作超声波元件)发送的超声波束成分形成1个超声波束的方式,调节各超声波元件的驱动信号的延迟量,并将被调整的驱动信号提供给构成组的多个超声波元件。由此,从多个超声波元件发送超声波,并通过进行发送聚焦而产生并发送超声波束。

[0076] 接收部16按照来自控制部30的控制信号,通过探头36的各超声波元件从受检体接收由超声波束与受检体之间的相互作用产生的超声波回声,并对接收信号即每一个超声波元件的模拟元件信号进行增幅,之后将被增幅的模拟元件信号提供给A/D转换部18。

[0077] A/D转换部18与接收部16连接,并将从接收部16供给的模拟元件信号转换成数字元件数据。A/D转换部18将经过A/D转换的数字元件数据提供给元件数据存储部20。

[0078] 元件数据存储部20依次存放从A/D转换部18输出的数字元件数据。并且,元件数据存储部20将从控制部30输入的与帧速率有关的信息(例如,表示超声波的反射位置的深度、扫描线的密度、视场宽度的参数)、与上述数字元件数据(以下简称为元件数据)相关联地进行存放。

[0079] 图像生成部24在控制部30的控制下,由存储于元件数据存储部20中的元件数据生成声线信号(接收数据),并由该声线信号生成超声波图像。具体而言,图像生成部24具有移相(phasing)相加/检波处理部40、DSC42、图像制作部44及图像存储器46。

[0080] 移相相加/检波处理部40按照在控制部30设定的接收方向,从预先存储的多个接收延迟图案中选择1个接收延迟图案,并根据所选择的接收延迟图案,分别对元件数据赋予延迟并相加,由此进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理而生成超声波回声的焦点缩小接收数据(声线信号)。

[0081] 并且,移相相加/检波处理部40对通过接收聚焦处理而生成的接收数据,按照超声波的反射位置的深度实施了基于距离的衰减的校正之后,通过实施包络检波处理而生成与受检体内的组织有关的断层图像信息即B模式图像数据。

[0082] DSC(digital scan converter)42将在检波处理部40生成的B模式图像数据转换成按照通常的电视信号的扫描方式的图像数据(光栅转换)。

[0083] 在图像制作部44中,对从DSC42输入的B模式图像数据实施灰度处理等各种必要的图像处理而制作用于供检查和/或显示的B模式图像数据之后,输出到显示控制部26或者存

放到图像存储器46,以显示所制作的检查用或显示用B模式图像数据。

[0084] 图像存储器46暂时存放由图像制作部44制作的检查用B模式图像数据。存放于图像存储器46中的检查用B模式图像数据根据需要被显示控制部26读取,以便在显示部28中显示。

[0085] 显示控制部26根据由图像制作部44实施了图像处理后的检查用B模式图像信号,使超声波图像显示于显示部28。

[0086] 显示部28包括例如LCD等显示装置,在显示控制部26的控制下显示超声波图像。

[0087] 控制部30根据操作人员从操作部32输入的指令对超声波诊断装置10的各部进行控制。

[0088] 当操作人员经由操作部32输入各种信息时,尤其输入在图像生成部24的移相相加/检波处理部40中使用的延迟时间计算所需信息时,控制部30根据需要将从操作部32输入的上述各种信息提供给发送部14、接收部16、元件数据存储部20、图像生成部24及显示控制部26等各部。

[0089] 操作部32用于使操作人员进行输入操作,包括键盘、鼠标、追踪球、触摸面板等。

[0090] 并且,操作部32具备输入装置,该输入装置用于使操作人员根据需要对各种信息进行输入操作,尤其对与在上述延迟时间计算中使用的探针12的探头36的多个超声波元件、受检体的检查对象区域的声速、超声波束的焦点位置、探头36的发送开口及接收开口等有关的信息等进行输入操作。

[0091] 存放部34存放从操作部32输入的各种信息,尤其是与上述探针12、声速、焦点位置、发送开口及接收开口等有关的信息等、或发送部14、接收部16、元件数据存储部20、图像生成部24及显示控制部26等由控制部30控制的各部的处理和动作所需信息,以及用于实施各部的处理和动作的动作程序和处理程序等。存放部34能够使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等记录介质。

[0092] 另外,移相相加/检波处理部40、DSC42、图像制作部44及显示控制部26可以由CPU以及使CPU执行各种处理的动作程序构成,也可以设为数字电路等硬件结构。

[0093] 然而,在如同上述那样构成的超声波诊断装置10中,通过进行发送聚焦而发送超声波束,通过发送聚焦而形成的声波(超声波束)在比发送焦点浅或深的区域向各方向传输。由此,即使在发送波束方向的由针产生的正反射从接收开口偏离的情况下,如图2A~2C的单点划线所示,朝向发送波束方向以外的方向的声波的由针产生的正反射也会被捕捉到接收开口。通过发送聚焦而形成的声波的由针产生的反射,与相对于通过发送聚焦形成的焦点将针作为镜面反射面、且在其对称位置上存在焦点的情况是等效的。因此,若将发送焦点看作是虚拟声源,则如图2A、图2C所示,与相对于针在发送焦点的对称位置上存在虚拟声源的情况下的声波等效的反射被捕捉到接收开口。另外,图2B的情况为实际形成声源的情况。但是反射扩展的范围由元件的方向性、发送开口和深度、频率等来决定,而非向所有方向扩展,因此未必会捕捉到与上述虚拟声源和声源等效的反射波。即,通过发送开口和深度、频率等而决定比发送焦点浅或深的区域中声波的扩展范围,只有被其两端的由针产生的正反射方向所夹持的范围内的反射会扩展。发送波束方向的正反射能够看作是该反射的一部分。

[0094] 于是,本实施方式所涉及的超声波诊断装置10着眼于通过发送聚焦形成的超声波

束的声波在发送波束方向以外的方向上也进行传播,并如图3A、图3B所示,对由探头36的各超声波元件接收的各接收信号,与发送波束方向以外的方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦,从而良好地描绘出针等组织以外的反射体。在本实施方式中,根据假设在比发送焦点浅的区域及深的区域发送波呈球面波状收敛/发散而设定的延迟时间来进行接收聚焦。

[0095] 在本实施方式中,在移相相加/检波处理部40中,与发送波束方向以外的方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。图4是表示本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10中的移相相加/检波处理部40的概略结构的框图。

[0096] 具体而言,如图4所示,移相相加/检波处理部40具备第1接收聚焦部40A、第2接收聚焦部40B、第1检波处理部40C、第2检波处理部40D及合成处理部40E。

[0097] 第1接收聚焦部40A相对于超声波束的发送方向(在本实施方式中为垂直方向),从预先存储的多个接收延迟图案中选择1个接收延迟图案,并根据所选择的接收延迟图案,分别对元件数据赋予延迟并相加,由此进行接收聚焦。

[0098] 第2接收聚焦部40B相对于超声波束的发送方向(垂直方向),通过发送焦点倾斜 θ 角度而进行接收聚焦。

[0099] 在此,关于相对于发送方向倾斜 θ 角度的接收聚焦,根据图5A~图5C进行说明。

[0100] 如图5A所示,在发送波束为垂直的情况下,反射点的深度可以由 $V \times T_0/2$ 给定。将所述发送波束倾斜 θ 角度的方向的反射点的深度也可以由 $V \times T_0/2$ 给定。在此, T_0 表示垂直方向或倾斜 θ 的方向的往复超声波传播时间, V 表示声速。

[0101] 接着,关于 θ 方向的反射点距发送焦点的距离 DX 、 DY ,由图5B可知由下式给定。在此, FD 表示发送焦点的深度。

$$[0102] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0103] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0104] \quad T_t = T_0/2$$

[0105] 接着,关于从开口的中心起第 j 个元件距反射点的距离 X 、 Y ,由图5C可知由下式给定。

$$[0106] \quad X = DX - j \times EP$$

$$[0107] \quad Y = DY + FD$$

[0108] 在此, EP 为元件的间隔, j 为将中心元件设为0而取正负的值。

[0109] 因此,可知自反射点返回到第 j 个元件的声波的传输时间可以由下式给定。

$$[0110] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0111] 从该开口发送的超声波经过 T_t 后在反射点被反射,进而在 T_r 后返回到第 j 个元件。即,来自该反射点的反射波在发送之后,经过 $T = T_t + T_r$ 后返回到第 j 个元件。

[0112] 因此,能够利用下式将各元件的信号相加,从而提取来自该反射点的反射波即进行接收聚焦。

$$[0113] \quad RF(i, T_0) = \sum ELE(i, j, T)$$

[0114] 在此, i 表示该开口所对应的扫描线, $ELE(i, j, T)$ 表示扫描线 i 上的元件 j 在时间 T 上的信号, $RF(i, T_0)$ 表示接收聚焦后的扫描线 i 的 θ 方向的时间 T_0 (相当于深度)的RF信号。

[0115] 即,以满足下式的方式进行相对于发送方向倾斜 θ 角度的接收聚焦。

$$[0116] \quad RF(i, T_0) = \sum ELE(i, j, T)$$

[0117] $T = T_t + T_r$

[0118] $T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$

[0119] $X = DX - j \times EP$

[0120] $Y = DY + FD$

[0121] $DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$

[0122] $DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$

[0123] $T_t = T_0 / 2$

[0124] 在此,

[0125] $RF(i, T_0)$: 第*i*个扫描线的时间 T_0 上的RF信号。其中, 将发送瞬间的时间设为0。

[0126] $ELE(i, j, T)$: 通过与第*i*个扫描线对应的发送而得到的元件信号中的第*j*个元件在时间*T*上的数据。其中, *j*为将相当于第*i*个扫描线位置的元件设为0而取正负的值。

[0127] Σ : 与*j*相关的相加

[0128] T_t : 发送波到达反射点期间的时间

[0129] T_r : 反射波到达元件为止的时间

[0130] V : 声速

[0131] EP : 元件间隔

[0132] FD : 发送焦点的深度

[0133] θ : 相对于发送方向倾斜的接收聚焦方向的角度

[0134] 另外, 如图3B所示, 在发送焦点形成于发送开口的后方的情况下, 将发送焦点的深度 FD 设为负值。

[0135] 另一方面, 第1检波处理部40C对由第1接收聚焦部40A生成的接收数据, 根据超声波的反射位置的深度实施因距离产生的衰减的校正之后, 通过实施包络检波处理而生成与受检体内的组织有关的断层图像信息即B模式图像数据。

[0136] 同样地, 第2检波处理部40D对由第2接收聚焦部40B生成的接收数据, 根据超声波的反射位置的深度实施因距离产生的衰减的校正之后, 通过实施包络检波处理而生成与针等反射体有关的图像信息即B模式图像数据。

[0137] 并且, 合成处理部40E进行将由第1检波处理部40C生成的B模式图像数据(图像A)和由第2检波处理部40D生成的B模式图像数据(图像B)合成的处理。具体而言, 由于由上式生成的 $RF(i, T_0)$ 相对于垂直方向倾斜 θ 角度, 因此以使图像A和图像B的坐标匹配的方式进行坐标转换(扫描转换), 并且将图像A和图像B以规定比率合并而生成显示用图像。另外, 此时, 可以以如下方式进行处理: 以图像B的高亮度像素程度强调的方式进行灰度转换, 或者仅提取高亮度像素作为针, 或者仅提取在预先确定的范围内的像素, 或者通过Hough转换等而检测直线而仅提取检测出的直线周边的像素。并且, 也可以进一步进行根据图像A和图像B的亮度而进行色相或色度转换等处理。

[0138] 在此, 即使由第2接收聚焦部40B进行的接收聚焦的方向未必与针垂直, 但是只要接收聚焦的方向的由针产生的正反射方向不偏离接收开口, 就能够描绘出针。即, 由于来自针的正反射是将来自针上各点的反射进行累计的结果, 只要累计的结果不为零(正反射偏离接收开口), 就能够通过与针上的点反射匹配的接收聚焦而捕捉并描绘通过针产生的正反射的一部分。该理由与在发送波束方向及接收波束方向均作为垂直方向而生成的超声波

图像中,即使针并非水平也能够进行描绘的理由是相同的。

[0139] 另外,关于第1接收聚焦部40A及第2接收聚焦部40B各自的接收聚焦方向,可以通过对操作部32等进行操作来指定,也可以通过获取与由固定针的夹具得到的方向有关的信息来指定。或者也可以根据进行了上一次接收聚焦的结果来指定此次接收聚焦方向。

[0140] 接着,对本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10的动作、作用及超声波图像的制作方法进行说明。

[0141] 图6是表示在本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。

[0142] 在步骤100中,在扫描线 n 被复位($n=0$)之后,转移到步骤102,在扫描线 n 被增加1($n=n+1$)之后,转移到步骤104。

[0143] 在步骤104中,实施发送聚焦而获取各元件接收信号,并转移到步骤106。即,当操作人员将超声波探针12抵接于受检体的表面开始进行测定时,按照从发送部14供给的驱动信号,从探头36发送超声波束。并且,探头36接收由于所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,并通过接收部16使模拟元件信号增幅,并由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换成数字元件数据,将数字元件数据存储并保持于元件数据存储部20中。

[0144] 在步骤106中,对各元件接收信号在与发送波束相同的方向上实施接收聚焦而生成组织摄像用图像A,并转移到步骤108。即,第1接收聚焦部40A从元件数据存储部20获取各元件接收信号,并实施垂直方向的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第1检波处理部40C对声线信号进行处理,生成组织摄像用图像A的B模式图像信号。

[0145] 在步骤108中,对各元件接收信号在相对于发送波束倾斜 θ 角度的方向上实施接收聚焦而生成针摄像用图像B,并转移到步骤110。即,第2接收聚焦部40B从元件数据存储部20获取各元件接收信号,并实施相对于垂直方向倾斜 θ 角度方向的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第2检波处理部40D对声线信号进行处理,生成针摄像用图像B的B模式图像信号。

[0146] 在步骤110中,判定是否为 $n=N$ 。即,对所有扫描线判定上述处理是否结束,当该判定被否定时转移到步骤102,并重复上述处理,当判定被肯定时转移到步骤112。

[0147] 在步骤112中,将如同上述那样生成的图像A和图像B分别扫描转换并进行合成,由合成处理部40E生成1帧的显示图像,从而结束一系列的处理。通过进行从步骤100的处理开始的,生成下一帧的显示图像。

[0148] 如此,本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10进行发送聚焦而产生超声波束,并接收超声波信号,通过进行发送方向的接收聚焦而生成组织摄像用图像,通过进行与发送方向不同方向的接收聚焦而生成组织以外的反射体(针)摄像用图像,因此通过1次超声波发送便能够描绘组织以外的反射体。

[0149] 在上述第1实施方式中,第2接收聚焦部40B在相对于垂直方向倾斜 θ 角度的方向上进行接收聚焦。另外,如图2A~图2C所示,也可以考虑来自针的反射波成为如下声波而进行接收聚焦,所述声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效。

[0150] 在此,根据图7A及图7B说明考虑到成为如下声波而进行接收聚焦的情况,所述声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效。

[0151] 首先,根据图7A,由下式求出DX、DY是与上述相同的。

$$[0152] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0153] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0154] \quad T_t = T_0/2$$

[0155] 接着,如图7B那样假设通过反射点的针,在发送焦点的对称位置上虚拟地假设声源。从发送焦点到该声源的距离DX2、DY2可以由下式给定。

$$[0156] \quad DX2 = 2 \times DX$$

$$[0157] \quad DY2 = 2 \times DY$$

[0158] 并且,从第j个元件到声源的距离X、Y可以由下式给定。

$$[0159] \quad X = DX2 - j \times EP$$

$$[0160] \quad Y = DY2 + FD$$

[0161] 从声源返回到第j个元件的声波的传播时间可以由下式给定。

$$[0162] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0163] 可以认为超声波从该开口被发送之后到形成发送焦点为止的时间为FD/V,在该瞬间开始从虚拟的声源向第j个元件进行传播,因此,可以认为超声波从该开口被发送之后,经过T=FD/V+Tr后,来自反射点的反射波返回到第j个元件。

[0164] 因此,通过利用下式将各元件的信号相加而能够提取来自该反射点的反射波即能够进行接收聚焦。

$$[0165] \quad RF(i, T_0) = \sum E_{LE}(i, j, T)$$

[0166] 即,考虑到成为如下声波而进行接收聚焦时,以满足下式的方式进行,所述声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效。

$$[0167] \quad RF(i, T_0) = \sum E_{LE}(i, j, T)$$

$$[0168] \quad T = FD/V + T_r$$

$$[0169] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0170] \quad X = DX2 - j \times EP$$

$$[0171] \quad Y = DY2 + FD$$

$$[0172] \quad DX2 = 2 \times DX$$

$$[0173] \quad DY2 = 2 \times DY$$

$$[0174] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0175] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0176] \quad T_t = T_0/2$$

[0177] 与上述第1实施方式第2接收聚焦部40B中的接收聚焦的方式不同点在于:假设与垂直方向呈 θ 角度通过反射点的针,假设发送焦点相对于针的对称位置为DX2、DY2的声源,并计算从假设的声源向各元件传播的时间;以及此时视为在形成发送焦点的同时形成假设的声源,并加上直到形成发送焦点之前的时间FD/V。

[0178] 通过如此进行接收聚焦,能够与来自针的正反射相应地进行接收聚焦,因此能够比第1实施方式更良好地描绘出针。然而,不仅是聚焦反射,还与作为与周围反射的累计结果的正反射相应地进行接收聚焦,由此也会对周围反射进行接收聚焦。因此,即使聚焦反射偏离针上的点,只要周围反射中包含针上的点就会描绘出针,其结果,针的前端的描绘性能

比第1实施方式降低。

[0179] (第2实施方式)

[0180] 接着,对于本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。另外,由于基本结构与第1实施方式相同,因而省略详细的说明,对差异进行说明。

[0181] 在第1实施方式中,为了生成倾斜 θ 角度的方向的1扫描线的RF信号,使用了共用发送焦点的1个各元件接收信号。在第2实施方式中,不仅对为了生成1扫描线的RF信号而使用共用发送焦点的各元件接收信号进行说明,而且对使用包括周围的多个各元件接收信号的例子进行说明。

[0182] 即,在第2实施方式中,发送部14以在探头36的不同的两个以上的开口中的各开口处在第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式,从多个超声波元件发送超声波。当使用由元件数据处理部22得到的元件数据来实施相对于垂直方向倾斜 θ 角度的方向的接收聚焦而生成接收数据(声线信号)时,第2接收聚焦部40B使用多个扫描线的各元件接收信号进行接收聚焦。

[0183] 在此,参考图8,对使用多个扫描线的元件信号的 θ 方向的接收聚焦进行说明。

[0184] 首先,根据图8对未假设镜面反射的方法进行说明。

[0185] 扫描线 i 的 θ 方向的反射点离发送焦点的距离DX、DY如上所述可以由下式给定。

$$[0186] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0187] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0188] \quad T_t = T_0/2$$

[0189] 接着,求出该反射点离扫描线 $(i+k)$ 的发送焦点的距离。

[0190] 由于扫描线 $(i+k)$ 相对于扫描线 i 相隔 $k \times EP$,因此DX2可以如下表示。

$$[0191] \quad DX2 = DX - k \times EP$$

[0192] 在此, k 是将第 i 个扫描线设为0而取正/负的值。

[0193] 并且,距离可以如下给定。

$$[0194] \quad \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX2^2 + DY^2}$$

[0195] 在此,当DY为负的情况下,为了使距离也为负值而乘以 $\text{sign}(DY)$ 。

[0196] 可知从扫描线 $(i+k)$ 的开口发送的声波到达反射点为止的时间为如下:

$$[0197] \quad T_{t2} = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX2^2 + DY^2}) / V$$

[0198] 另一方面,可知从反射点返回到扫描线 $(i+k)$ 的开口的第 j 个元件(将相当于扫描线 $(i+k)$ 的位置的元件设为0而取正负值)的声波的传播时间为如下:

$$[0199] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0200] 其中,

$$[0201] \quad X = DX - (k+j) \times EP$$

$$[0202] \quad Y = DY + FD。$$

[0203] 因此,利用下式将各扫描线的各元件的信号相加,由此能够提取来自该反射点的反射波即能够进行接收聚焦。

$$[0204] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0205] \quad T = T_{t2} + T_r$$

[0206] 在此, $i+k$ 表示扫描线, j 表示元件,两个 \sum 中的一个为与 k 有关的累计,另一个为与

j有关的累计。

[0207] 即,使用多个扫描线的元件信号的 θ 方向的接收聚焦(未假设镜面反射的方法)以满足下式的方式进行。

$$[0208] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0209] \quad T = T_t + T_r$$

$$[0210] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0211] \quad X = DX - (k+j) \times EP$$

$$[0212] \quad Y = DY + FD$$

$$[0213] \quad T_t = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2 + DY^2}) / V$$

$$[0214] \quad DX_2 = DX - k \times EP$$

$$[0215] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0216] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0217] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0218] 如此,通过使用多个扫描线的各元件接收信号进行接收聚焦,与第1实施方式相比,能够提高组织以外的针等反射体的描绘。

[0219] 接着,参考图9A及图9B说明考虑到来自针的反射波成为如下声波而进行接收聚焦的情况,所述声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效。

[0220] 首先,扫描线i的 θ 方向的反射点距发送焦点的距离DX、DY如上所述可以由下式给定(图9A)。

$$[0221] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0222] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0223] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0224] 接着,在扫描线i+k的发送焦点相对于针的对称位置上虚拟地假设声源,并求出从扫描线i+k的发送焦点到所述声源的距离DX3、DY3。

[0225] 首先,在图9B中,可知DX2可以由下式给定(在此,k是将第i个扫描线设为0而取正/负的值)。

$$[0226] \quad DX_2 = DX - k \times EP \times \sin(\theta) \times \sin(\theta)$$

[0227] 并且,可知DY2可以由下式给定。

$$[0228] \quad DY_2 = DY - k \times EP \times \sin(\theta) \times \cos(\theta)$$

[0229] DX3、DY3分别为DX2、DY2的2倍,因此可以如下表示。

$$[0230] \quad DX_3 = 2 \times DX_2$$

$$[0231] \quad DY_3 = 2 \times DY_2$$

[0232] 可知若DX3、DY3已知,则从声源返回到扫描线(i+k)的开口的第j个元件(将相当于扫描线(i+k)的位置的元件设为0而取正负值)的声波的传播时间为如下:

$$[0233] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0234] 其中,

$$[0235] \quad X = DX_3 - j \times EP$$

$$[0236] \quad Y = DY_3 + FD$$

[0237] 因此,利用下式将各扫描线的各元件的信号相加,从而能够提取来自该反射点的

反射波即进行接收聚焦。

$$[0238] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0239] \quad T = FD/V + Tr$$

[0240] 在此, $i+k$ 表示扫描线, j 表示元件, 两个 \sum 中的一个表示有关 k 的累计, 另一个为有关 j 的累计。

[0241] 即, 第2接收聚焦部40B中的接收聚焦以满足下式的方式进行。

$$[0242] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0243] \quad T = FD/V + Tr$$

$$[0244] \quad Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0245] \quad X = DX_3 - j \times EP$$

$$[0246] \quad Y = DY_3 + FD$$

$$[0247] \quad DX_3 = 2 \times DX_2$$

$$[0248] \quad DY_3 = 2 \times DY_2$$

$$[0249] \quad DX_2 = DX - k \times EP \times \sin(\theta) \times \sin(\theta)$$

$$[0250] \quad DY_2 = DY - k \times EP \times \sin(\theta) \times \cos(\theta)$$

$$[0251] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\theta)$$

$$[0252] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\theta)$$

$$[0253] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0254] 接着, 对本发明的第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作、作用及超声波图像的制作方法进行说明。

[0255] 图10是表示在本发明的第2实施方式的超声波诊断装置10的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。

[0256] 在步骤200中, 在扫描线 n 被复位 ($n=0$) 之后, 转移到步骤202, 在扫描线 n 被增加1 ($n=n+1$) 之后, 转移到步骤204。

[0257] 在步骤204中, 实施发送聚焦而获取各元件接收信号, 转移到步骤206。即, 当操作人员将超声波探针12抵接于受检体的表面并开始测定时, 按照从发送部14供给的驱动信号, 从探头36发送超声波束。并且, 探头36接收由于所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声, 由接收部16对模拟元件信号进行增幅, 并由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换为数字元件数据, 数字元件数据被存储并保持于元件数据存储部20中。

[0258] 在步骤206中, 判定是否 $n=N$ 。即, 对所有扫描线判定上述处理是否结束, 当该判定被否定时, 返回到步骤202并重复上述处理, 当判定被肯定时, 转移到步骤208。

[0259] 在步骤208中, 在扫描线 n 被复位 ($n=0$) 之后, 转移到步骤210, 在扫描线 n 被增加1 ($n=n+1$) 之后, 转移到步骤212。

[0260] 在步骤212中, 在与发送波束相同的方向上对各元件接收信号实施接收聚焦, 生成组织摄像用图像A, 之后转移到步骤214。即, 第1接收聚焦部40A从元件数据存储部20获取各元件接收信号, 实施垂直方向的接收聚焦而生成接收数据(声线信号), 第1检波处理部40C对声线信号进行处理, 生成组织摄像用图像A的B模式图像信号。

[0261] 在步骤214中, 在与发送波束倾斜 θ 角度的方向上对各元件接收信号实施接收聚

焦,生成针摄像用图像B,之后转移到步骤216。即,第2接收聚焦部40B从元件数据存储部20获取各元件接收信号,实施相对于垂直方向倾斜 θ 角度的方向的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第2检波处理部40D对声线信号进行处理,生成针摄像用图像B的B模式图像信号。

[0262] 在步骤216中,判定是否 $n=N$ 。即,对所有扫描线判定上述处理是否结束,当该判定被否定时,返回到步骤210并重复上述处理,当判定被肯定时,转移到步骤218。

[0263] 在步骤218中,将如同上述那样生成的图像A和图像B分别扫描转换并进行合成,由合成处理部40E生成1帧的显示图像,从而结束一系列的处理。通过进行从步骤200的处理开始的,生成下一帧的显示图像。

[0264] 通过这样进行处理,可以进行使用多个扫描线的各元件接收信号的接收聚焦。由此,与第1实施方式相比,能够提高组织以外的针等反射体的描绘性能。

[0265] (第3实施方式)

[0266] 接着,对本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。

[0267] 来自针的反射波成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况的声波等效,但是其范围由发送开口、深度、频率等决定并受到限定,因此有时上述实施方式中无法描绘出针为锐角。

[0268] 于是,在本实施方式中,使发送波束方向倾斜而与针接近于垂直的基础上,比发送波束更加倾斜地进行接收聚焦。

[0269] 基本结构与第1、第2实施方式相同,由于只有处理不同,因此,以下只对差异进行说明。

[0270] 第3实施方式所涉及的超声波诊断装置由于使发送波束倾斜,因此如下进行由第2接收聚焦部40B进行的接收聚焦。

[0271] 首先,参考图11,对未假设镜面反射的情况进行说明。

[0272] 设扫描线 i 倾斜 φ 角度,进而倾斜 θ 角度的方向的反射点距发送焦点的距离 DX 、 DY 可以由下式给定。

$$[0273] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0274] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0275] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0276] 接着,求出该反射点距扫描线 $(i+k)$ 的发送焦点的距离。

[0277] 由于扫描线 $(i+k)$ 相对于扫描线 i 相距 $k \times EP$, DX_2 可以如下表示。

$$[0278] \quad DX_2 = DX - k \times EP$$

[0279] 并且,距离可以如下得出。

$$[0280] \quad \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX_2^2 + DY^2}$$

[0281] 在此,在 DY 为负的情况下,为了使距离也为负值而乘以 $\text{sign}(DY)$ 。

[0282] 可知从扫描线 $(i+k)$ 的开口发送的声波到达反射点为止的时间为如下。

$$[0283] \quad T_{t2} = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX_2^2 + DY^2}) / V$$

[0284] 另一方面,可知从反射点返回到扫描线 $(i+k)$ 的开口的第 j 个元件(将相当于扫描线 $(i+k)$ 的位置的元件设为0而取正负值)的声波的传播时间为如下。

$$[0285] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0286] 其中，

$$[0287] \quad X=DX+FD \times \sin (\varphi) - (k+j) \times EP$$

$$[0288] \quad Y=DY+FD \times \cos (\varphi)$$

[0289] 因此，利用下式将各扫描线的各元件信号相加，由此能够提取来自该反射点的反射波即进行接收聚焦。

$$[0290] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0291] \quad T=T_t+T_r$$

[0292] 在此， $i+k$ 表示扫描线， j 表示元件，两个 \sum 中的一个为有关 k 的累计，另一个为有关 j 的累计。

[0293] 即，在相对于倾斜 φ 角度的发送波束进一步倾斜 θ 角度的方向上进行接收聚焦的情况下，以满足下式的方式，进行由第2接收聚焦部40B进行的接收聚焦。

$$[0294] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0295] \quad T=T_t+T_r$$

$$[0296] \quad T_r = \sqrt{X^2+Y^2} / V$$

$$[0297] \quad X=DX+FD \times \sin (\varphi) - (k+j) \times EP$$

$$[0298] \quad Y=DY+FD \times \cos (\varphi)$$

$$[0299] \quad T_t = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2+DY^2}) / V$$

$$[0300] \quad DX_2 = DX - k \times EP$$

$$[0301] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin (\varphi + \theta)$$

$$[0302] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos (\varphi + \theta)$$

$$[0303] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0304] 另外，若不实施有关 k 的累计，则使用共用发送焦点的一个各元件接收信号。

[0305] 接着，参考图12A、图12B说明考虑到成为如下声波而进行接收聚焦的情况，该声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效。

[0306] 设扫描线 i 倾斜 φ 角度，进而倾斜 θ 角度的方向的反射点距发送焦点的距离 DX 、 DY 可以由下式给定(图12A)。

$$[0307] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin (\varphi + \theta)$$

$$[0308] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos (\varphi + \theta)$$

$$[0309] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0310] 接着，在扫描线 $i+k$ 的发送焦点相对于针的对称位置上虚拟地假设声源，求出从扫描线 $i+k$ 的发送焦点到所述声源的距离 DX_3 、 DY_3 。

[0311] 因此，首先在图12B中求出 DX_2 、 DY_2 。可知 DX_2 、 DY_2 可以由下式给定。(在此， k 是将第 i 个扫描线设为0而取正/负的值)。

$$[0312] \quad DX_2 = DX - k \times EP \times \sin (\varphi + \theta) \times \sin (\varphi + \theta)$$

$$[0313] \quad DY_2 = DY - k \times EP \times \sin (\varphi + \theta) \times \cos (\varphi + \theta)$$

[0314] 由于 DX_3 、 DY_3 分别为 DX_2 、 DY_2 的2倍，因此成为如下。

$$[0315] \quad DX_3 = 2 \times DX_2$$

$$[0316] \quad DY_3 = 2 \times DY_2$$

[0317] 可知若DX3、DY3已知,则从声源返回到扫描线(i+k)的开口的第j个元件(将相当于扫描线(i+k)的位置的元件设为0而取正负值)的声波的传播时间为如下。

$$[0318] \quad Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0319] 其中,

$$[0320] \quad X = DX3 + FD \times \sin(\varphi) - j \times EP$$

$$[0321] \quad Y = DY3 + FD \times \cos(\varphi)$$

[0322] 因此,利用下式将各扫描线的各元件的信号相加,由此能够提取来自该反射点的反射波即进行接收聚焦。

$$[0323] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0324] \quad T = FD/V + Tr$$

[0325] 在此,i+k表示扫描线,j表示元件,两个 \sum 中的一个为有关k的累计,另一个为有关j的累计。

[0326] 即,当考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的声波,在相对于倾斜了 φ 角度的发送波束进一步倾斜 θ 角度的方向上进行接收聚焦的情况下,第2接收聚焦部40B以满足下式的方式进行接收聚焦。

$$[0327] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0328] \quad T = FD/V + Tr$$

$$[0329] \quad Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0330] \quad X = DX3 + FD \times \sin(\varphi) - j \times EP$$

$$[0331] \quad Y = DY3 + FD \times \cos(\varphi)$$

$$[0332] \quad DX3 = 2 \times DX2$$

$$[0333] \quad DY3 = 2 \times DY2$$

$$[0334] \quad DX2 = DX - k \times EP \times \sin(\varphi + \theta) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0335] \quad DY2 = DY - k \times EP \times \sin(\varphi + \theta) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0336] \quad DX = (V \times Tt - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0337] \quad DY = (V \times Tt - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0338] \quad Tt = T0/2$$

[0339] 另外,若不实施有关k的累计,则使用共用发送焦点的一个各元件接收信号。

[0340] 图13是表示在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分进行的处理流程的一例的流程图。另外,对于与第2实施方式相同的处理,标注相同的符号进行说明。

[0341] 在步骤200中,在扫描线n被复位(n=0)之后,转移到步骤202,在扫描线n被增加1(n=n+1)之后,转移到步骤203。

[0342] 在步骤203中,不使发送波束倾斜而实施发送聚焦,获取各元件接收信号,之后转移到步骤205。即,当操作人员将超声波探针12抵接于受检体的表面而开始进行测定时,按照从发送部14供给的驱动信号,从探头36发送超声波束。并且,探头36接收由于所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,并由接收部16将模拟元件信号进行增幅,由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换为数字元件数据,数字元件数据被存储

并保持于元件数据存储部20中。

[0343] 在步骤205中,使发送波束倾斜而实施发送聚焦,获取各元件接收信号,之后转移到步骤206。即,按照从发送部14供给的驱动信号,从探头36发送超声波束。此时,与步骤203不同,发送波束倾斜地被发送。并且,探头36接收通过所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,并由接收部16将模拟元件信号进行增幅,由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换为数字元件数据,数字元件数据被存储并保持于元件数据存储部20中。

[0344] 在步骤206中,判定是否为 $n=N$ 。即,对所有扫描线判定上述处理是否结束,当该判定被否定时转移到步骤202,并重复上述处理,当判定被肯定时转移到步骤208。

[0345] 在步骤208中,在扫描线 n 被复位($n=0$)之后,转移到步骤210,在扫描线 n 被增加1($n=n+1$)之后,转移到步骤213。

[0346] 在步骤213中,对不使发送波束倾斜而获取的各元件接收信号,在与发送波束相同的方向上实施接收聚焦而生成组织摄像用图像A,之后转移到步骤215。即,第1接收聚焦部40A从元件数据存储部20获取在步骤203中获取的各元件接收信号,实施垂直方向的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第1检波处理部40C对声线信号进行处理,生成组织摄像用图像A的B模式图像信号。

[0347] 在步骤215中,对使发送波束倾斜而获取的各元件接收信号,在与发送波束倾斜 θ 角度的方向上实施接收聚焦而生成针摄像用图像B,之后转移到步骤216。即第2接收聚焦部40B从元件数据存储部20获取在步骤205中获取的各元件接收信号,对发送波束实施进一步倾斜 θ 角度的方向上的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第2检波处理部40D对声线信号进行处理,生成针摄像用图像B的B模式图像信号。

[0348] 在步骤216中,判定是否为 $n=N$ 。即对所有扫描线判定上述处理是否结束,当该判定被否定时转移到步骤210,并重复上述处理,当判定被肯定时转移到步骤218。

[0349] 在步骤218中,将如同上述那样生成的图像A和图像B分别扫描转换并进行合成,由合成处理部40E生成1帧的显示图像,从而结束一系列的处理。通过进行从步骤200的处理开始的,生成下一帧的显示图像。

[0350] 另外,在图13中,对使用多个扫描线的各元件接收信号而生成1扫描线的RF信号的情况进行了说明,但是如第1实施方式那样,为了生成1扫描线的RF信号而使用共用发送焦点的1个各元件接收信号的情况下,也可以进行在图14中示出的处理来代替图13中示出的处理。

[0351] 图14是表示在本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置中使用共用发送焦点的1个各元件接收信号而生成1扫描线的RF信号的情况的处理流程的一例的流程图。另外,对于与第1实施方式相同的处理,标注相同的符号进行说明。

[0352] 在步骤100中,在扫描线 n 被复位($n=0$)之后,转移到步骤102,在扫描线 n 被增加1($n=n+1$)之后,转移到步骤103。

[0353] 在步骤103中,不使发送波束倾斜而在垂直方向上实施发送聚焦,获取各元件接收信号,之后转移到步骤106。即,当操作人员将超声波探针12抵接于受检体的表面而开始进行测定时,按照从发送部14供给的驱动信号,从探头36发送超声波束。并且,探头36接收由于所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,由接收部16将模拟元

件信号进行增幅,由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换为数字元件数据,数字转换元件数据被存储并保持于元件数据存储部20中。

[0354] 在步骤106中,对各元件接收信号,在与发送波束相同的方向上实施接收聚焦而生成组织摄像用图像A,之后转移到步骤107。即,第1接收聚焦部40A从元件数据存储部20获取各元件接收信号,实施垂直方向的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第1检波处理部40C对声线信号进行处理,生成组织摄像用图像A的B模式图像信号。

[0355] 在步骤107中,使发送波束倾斜而实施发送聚焦,获取各元件接收信号,之后转移到步骤108。即,按照从发送部14供给的驱动信号,从探头36发送超声波束。此时,与步骤103不同,发送波束倾斜地被发送。并且,探头36接收由于所发送的超声波束与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,由接收部16将模拟元件信号进行增幅,并由A/D转换部18将已增幅的模拟元件信号转换为数字元件数据而存储并保持于元件数据存储部20中。

[0356] 在步骤108中,对各元件接收信号,在相对于发送波束(倾斜的发送波束)倾斜 θ 角度的方向上实施接收聚焦而生成针摄像用图像B,之后转移到步骤110。即,第2接收聚焦部40B从元件数据存储部20获取通过倾斜的发送波束得到的各元件接收信号,并实施相对于发送波束进一步倾斜 θ 角度的方向上的接收聚焦,生成接收数据(声线信号),第2检波处理部40D对声线信号进行处理,从而生成针摄像用图像B的B模式图像信号。

[0357] 在步骤110中,判定是否为 $n=N$ 。即,对所有扫描线判定上述处理是否结束,当该判定被否定时转移到步骤102,并重复上述处理,当判定被肯定时转移到步骤112。

[0358] 在步骤112中,将如同上述那样生成的图像A和图像B分别扫描转换并进行合成,由合成处理部40E生成1帧的显示图像,从而结束一系列的处理。通过进行从步骤100的处理开始的,生成下一帧的显示图像。

[0359] 这样,本发明的第3实施方式所涉及的超声波诊断装置与上述各实施方式不同而需要2次超声波发送,但是能够可靠地描绘出在上述各实施方式中无法描绘出的角度的针等组织以外的反射体。从而,由于能够可靠地描绘出针等反射体,因此在上述各实施方式中无法检测出针等组织以外的反射体的情况下,通过进行模式等的切换而能够弥补上述各实施方式的缺点。

[0360] (第4实施方式)

[0361] 接着,对第4实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。

[0362] 在第4实施方式中,对于在第3实施方式中使用凸面型超声波探针时由第2接收聚焦部40B进行的接收聚焦进行说明。

[0363] 对于使用凸面型超声波探针将发送波束倾斜 φ 角度而发送时的第2接收聚焦部40B的接收聚焦进行说明。

[0364] 首先,参考图15A及图15B,对未假设镜面反射的情况进行说明。

[0365] 设扫描线 i 倾斜 φ 角度,进而倾斜 θ 角度的方向上的反射点距发送焦点的X方向、Y方向的距离DX、DY可以由下式给定(图15A)。

$$[0366] \quad DX = (V \times Tt - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0367] \quad DY = (V \times Tt - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0368] \quad Tt = T0/2$$

[0369] 接着,求出该反射点距扫描线 $(i+k)$ 上的发送焦点的X方向、Y方向距离。

[0370] 首先,根据图15B求出扫描线*i*上的发送焦点相对于扫描线(*i+k*)上的发送焦点的X方向、Y方向距离。以凸面中心为原点,扫描线*i*上的发送焦点的*x*、*y*坐标为如下。

$$[0371] \quad x_i = FD \times \sin(\varphi)$$

$$[0372] \quad y_i = R + FD \times \cos(\varphi)$$

[0373] 在此,R表示凸面型超声波探针的半径。

[0374] 从图15B可知,扫描线(*i+k*)相对于扫描线*i*倾斜*k*×EP角度,因此扫描线*i*相对于*y*方向倾斜 φ 角度,与此相对,扫描线(*i+k*)相对于*y*方向倾斜 $\varphi+k \times EP$ (在此,EP为扫描线之间的角度。*k*是将第*i*个扫描线设为0而取正/负的值)。因此,扫描线(*i+k*)上的发送焦点的*x*、*y*坐标可以如下表示。

$$[0375] \quad x_{i+k} = R \times \sin(k \times EP) + FD \times \sin(\varphi + k \times EP)$$

$$[0376] \quad y_{i+k} = R \times \cos(k \times EP) + FD \times \cos(\varphi + k \times EP)$$

[0377] 根据上式,扫描线*i*上的发送焦点相对于扫描线(*i+k*)上的发送焦点的X方向、Y方向距离分别可以由下式求出。

$$[0378] \quad x_i - x_{i+k} = FD \times \sin(\varphi) - R \times \sin(k \times EP) - FD \times \sin(\varphi + k \times EP)$$

$$[0379] \quad y_i - y_{i+k} = R + FD \times \cos(\varphi) - R \times \cos(k \times EP) - FD \times \cos(\varphi + k \times EP)$$

[0380] 因此,反射点相对于扫描线(*i+k*)上的发送焦点的X方向距离DX2及Y方向距离DY2可以由下式求出。

$$[0381] \quad DX2 = DX + FD \times \sin(\varphi) - FD \times \sin(\varphi + k \times EP) - R \times \sin(k \times EP)$$

$$[0382] \quad DY2 = DY + FD \times \cos(\varphi) - FD \times \cos(\varphi + k \times EP) + R - R \times \cos(k \times EP)$$

[0383] 可知从扫描线(*i+k*)的开口发送的声波到达反射点为止的时间为如下。

$$[0384] \quad T_{t2} = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX2^2 + DY2^2}) / V$$

[0385] 在此,当DY为负时,由于在形成发送焦点之前到达反射点因此乘以 $\text{sign}(DY)$ 。

[0386] 另一方面,从图15B可知,从反射点返回到扫描线(*i+k*)的开口的第*j*个元件(将相当于扫描线(*i+k*)的位置的元件设为0而取正负值)的声波的传播时间如下。

$$[0387] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0388] 其中,

$$[0389] \quad X = DX + FD \times \sin(\varphi) - R \times \sin((k+j) \times EP)$$

$$[0390] \quad Y = DY + FD \times \cos(\varphi) + R - R \times \cos((k+j) \times EP)$$

[0391] 在此,EP为扫描线之间的角度,并且也是元件之间角度。

[0392] 因此,利用下式将各扫描线的各元件的信号相加,由此能够提取来自该反射点的反射波即进行接收聚焦。

$$[0393] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0394] \quad T = T_{t2} + T_r$$

[0395] 在此,*i+k*表示扫描线,*j*表示元件,两个 \sum 中的一个为有关*k*的累计,另一个为有关*j*的累计。

[0396] 即,当使用凸面型超声波探针将发送波束倾斜 φ 角度而进行发送时,以满足下式的方式,进行进一步倾斜 θ 角度的方向上的接收聚焦。

$$[0397] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0398] \quad T = T_t2 + T_r$$

$$[0399] \quad T_r = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0400] \quad X = DX + FD \times \sin(\varphi) - R \times \sin((k+j) \times EP)$$

$$[0401] \quad Y = DY + FD \times \cos(\varphi) + R - R \times \cos((k+j) \times EP)$$

$$[0402] \quad T_t2 = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2 + DY^2}) / V$$

$$[0403] \quad DX2 = DX + FD \times \sin(\varphi) - FD \times \sin(\varphi + k \times EP) - R \times \sin(k \times EP)$$

$$[0404] \quad DY2 = DY + FD \times \cos(\varphi) - FD \times \cos(\varphi + k \times EP) + R - R \times \cos(k \times EP)$$

$$[0405] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0406] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0407] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0408] 接着,参考图16、图17A及图17B说明考虑到成为如下声波而进行接收聚焦的情况,该声波与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的。

[0409] 设扫描线*i*倾斜角度 φ ,进而倾斜 θ 角度的方向上的反射点距发送焦点的距离DX、DY可以由下式给定。

$$[0410] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0411] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

$$[0412] \quad T_t = T_0 / 2$$

[0413] 接着,在扫描线*i+k*的发送焦点相对于针的对称位置上虚拟地假设声源,求出从扫描线*i+k*的发送焦点到所述声源的距离DX3、DY3。

[0414] 为此,首先在图17A(或图17B)中求出DX2、DY2。在此,图17A及图17B为用于说明DX2、DY2的求解方法的图,图17B为由图17A的虚线包围的部分的放大图。

[0415] 为了求出DX2、DY2,首先求出图17B的箭头A的距离。为此,首先求出扫描线*i+k*上的发送焦点与扫描线*i*上的发送焦点之间的距离和图17B的角度 β 。

[0416] 关于扫描线*i+k*的发送焦点与扫描线*i*的发送焦点之间的距离,观察图17A可知,凸面中心与各发送焦点所形成的三角形为以凸面中心为顶点的等腰三角形。若将该边的长度设为Rb,则通过余弦定理可以由下式给定。

$$[0417] \quad R_b = \sqrt{R^2 + FD^2 + 2 \times R \times FD \times \cos(\varphi)}$$

[0418] 并且,可知由于该等腰三角形的顶点(凸面中心)的角度为 $k \times EP$,因此扫描线*i+k*的发送焦点与扫描线*i*的发送焦点之间的距离可以由下式给定。

$$[0419] \quad 2 \times R_b \times \sin(k \times EP / 2)$$

[0420] 接着,在图17B中,为了求出 β 而首先求出 α_1 、 α_2 、 α_3 。

[0421] 由于 α_1 为上述等腰三角形的底角,因此可知为 $90^\circ - (k \times EP / 2)$ 。

[0422] 由图17B容易可知 α_2 为 $90^\circ - \varphi - \theta$ 。

[0423] 可知 α_3 与图17A的 α_3 相等。并且,可知图17A的 α_3 可以利用正弦定理,

[0424] 根据 $R_b / \sin(180^\circ - \varphi) = FD / \sin(\alpha_3)$,可以由下式给定。

$$[0425] \quad \alpha_3 = \arcsin(\sin(\varphi) \times FD / R_b)$$

[0426] 根据以上内容可知, β 可以由下式给定。

$$\beta=180^{\circ}-\alpha_1-\alpha_2-\alpha_3$$

$$[0427] \quad = (k \times EP/2) + \varphi + \theta - \arcsin (\sin (\varphi) \times FD/Rb)$$

[0428] 根据以上内容可知,图17B的箭头A的距离可以由下式求出。

$$[0429] \quad 2 \times Rb \times \sin (k \times EP/2) \times \sin (\beta)$$

[0430] 根据以上内容,DX2、DY2可以由下式给定。

$$[0431] \quad DX2=2 \times Rb \times \sin (k \times EP/2) \times \sin (\beta) \times \sin (\varphi + \theta) + DX$$

$$[0432] \quad DY2=2 \times Rb \times \sin (k \times EP/2) \times \cos (\beta) \times \sin (\varphi + \theta) + DY$$

[0433] 其中,

$$[0434] \quad \beta= (k \times EP/2) + \varphi + \theta - \arcsin (\sin (\varphi) \times FD/Rb)$$

$$[0435] \quad Rb=\sqrt{R^2+FD^2+2 \times R \times FD \times \cos (\varphi)}$$

[0436] 由于DX3、DY3分别为DX2、DY2的2倍,因此可以如下表示。

$$[0437] \quad DX3=2 \times DX2$$

$$[0438] \quad DY3=2 \times DY2$$

[0439] 从图17A可知,扫描线(i+k)相对于扫描线i倾斜k×EP角度,因此,与扫描线i相对于y方向倾斜φ角度,与此相对,扫描线(i+k)相对于y方向倾斜φ+k×EP(在此,k是将第i个扫描线设为0而取正/负的值)。

[0440] 因此,相对于扫描线(i+k)的起点(开口的中心),发送焦点的X方向、Y方向距离如下表示。

$$[0441] \quad FD \times \sin (\varphi + k \times EP)$$

$$[0442] \quad FD \times \cos (\varphi + k \times EP)$$

[0443] 并且,从图17A还可知,相对于扫描线(i+k)的开口的第j个元件,扫描线(i+k)的起点(开口的中心)的X方向、Y方向距离为如下。

$$[0444] \quad R \times (\sin (k \times EP) - \sin ((k+j) \times EP))$$

$$[0445] \quad R \times (\cos (k \times EP) - \cos ((k+j) \times EP))$$

[0446] 根据以上内容可知,从声源返回到扫描线(i+k)的开口的第j个元件的声波的传播时间为如下。

$$[0447] \quad Tr=\sqrt{X^2+Y^2}/V$$

[0448] 其中,

$$[0449] \quad X=DX3+FD \times \sin (\varphi + k \times EP) + R \times (\sin (k \times EP) - \sin ((k+j) \times EP))$$

$$[0450] \quad Y=DY3+FD \times \cos (\varphi + k \times EP) + R \times (\cos (k \times EP) - \cos ((k+j) \times EP))$$

[0451] 因此,利用下式将各扫描线的各元件的信号相加,由此能够提取来自该反射点的反射波即进行接收聚焦。

$$[0452] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0453] \quad T=FD/V+Tr$$

[0454] 在此,i+k表示扫描线,j表示元件,两个∑中的一个为与k有关的累计,另一个为与j有关的累计。

[0455] 即,考虑到成为与将针作为镜面反射面且在其对称位置上存在声源的情况等效的

声波而进行接收聚焦的情况下,第2接收聚焦部40B以满足下式的方式进行接收聚焦。

$$[0456] \quad RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$[0457] \quad T = FD/V + Tr$$

$$[0458] \quad Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

$$[0459] \quad X = DX_3 + FD \times \sin(\varphi + k \times EP) + R \times (\sin(k \times EP) - \sin((k+j) \times EP))$$

$$[0460] \quad Y = DY_3 + FD \times \cos(\varphi + k \times EP) + R \times (\cos(k \times EP) - \cos((k+j) \times EP))$$

$$[0461] \quad DX_3 = 2 \times DX_2$$

$$[0462] \quad DY_3 = 2 \times DY_2$$

$$[0463] \quad DX_2 = 2 \times R_b \times \sin(k \times EP/2) \times \sin(\beta) \times \sin(\varphi + \theta) + DX$$

$$[0464] \quad DY_2 = 2 \times R_b \times \sin(k \times EP/2) \times \cos(\beta) \times \sin(\varphi + \theta) + DY$$

$$[0465] \quad DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

$$[0466] \quad DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

[0467] 其中,

$$[0468] \quad \beta = (k \times EP/2) + \varphi + \theta - \arcsin(\sin(\varphi) \times FD/R_b)$$

$$[0469] \quad R_b = \sqrt{R^2 + FD^2 + 2 \times R \times FD \times \cos(\varphi)}$$

[0470] 该情况下,与使用直线型超声波探针的情况同样地,能够提高针的描绘性能,但是针的前端的描绘性能会降低。

[0471] 另外,对于在第4实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分进行的处理流程,与第3实施方式相比,仅通过由凸面型超声波探针代替超声波探针而进行相同的处理,因此省略详细的说明。

[0472] 并且,在进行第4实施方式的第2接收聚焦部40B的接收聚焦时的上述式子中,设为 $\varphi=0$,由此相当于不使发送波束倾斜的情况。并且,若不实施有关k的累计,则使用共用发送焦点的一个各元件接收信号。

[0473] 在凸面型超声波探针的情况下,发送波束的方向按照每一条扫描线不同。即,被n元件分离的扫描线的发送波束的方向存在 $n \times EP$ 角度差异。考虑到该每一条扫描线的发送波束方向的不同,则上述式子中,也可以不依赖于扫描线而始终在同一方向上实施接收聚焦而使各 $RF(i, T_0)$ 的 θ 偏离。即,也可以在用于生成 $RF(i-n, T_0)$ 、 $RF(i-1, T_0)$ 、 $RF(i, T_0)$ 、 $RF(i+1, T_0)$ 、 $RF(i+n, T_0)$ 的接收聚焦中,将 θ 分别设为 $\theta+n \times EP$ 、 $\theta+EP$ 、 θ 、 $\theta-EP$ 、 $\theta-n \times EP$ 。

[0474] 另外,在上述各实施方式中,将接收聚焦的方向设为 θ 。在针导件等上将针进行固定而入射的情况下,只要将预先通过固定夹具而确定的 θ 经由操作部32等进行设定即可。并且,由自由臂(free-hand)将针入射的情况下,也可以在多个方向上进行接收聚焦而生成针图像之后,选择描绘出针最好的图像。作为描绘出针最好的图像的判断方法,可以设为在设想包含有针的规定区域的亮度分布中包含最高亮度的图像或平均亮度为最大的图像,或者通过Hough转换等进行直线检测且在该直线上的亮度为最大的图像等。

[0475] 并且,描绘的对象不仅是针,在产生正反射的任何反射体的描绘中均有效。即,在

产生正反射的反射体中,有时根据发送波束方向而不会有充分的正反射返回到接收开口,描绘降低,如上所述,利用通过发送聚焦而形成的声波在各方向上进行传播,不会进行多余的发送而能够良好地描绘出反射体。

[0476] 并且,上述各实施方式在不产生正反射的反射体的描绘中也是有效的。即,以往,当反射体不在探针下方而进行描绘时需要发送转向(使发送波束倾斜的发送)的情况下,利用通过发送聚焦形成的声波不仅在探针下方扩展而且还扩展到该反射体,也能够不实施多余的各方向的发送转向而进行描绘。此时,由于利用的是扩展的声波,因此与发送转向相比画质下降,但是可以如第2实施方式那样通过利用多个元件数据而提高画质。

[0477] 并且,在上述各实施方式中,对生成针的图像的情况进行了说明,但是不仅在针的图像生成中有效,而且在针的方向检测中也有效。即,在多个方向上进行接收聚焦而生成针图像之后,能够判定在与描绘出针最好的图像的方向垂直的方向上入射有针。并且,在描绘出针的良好图像中,能够通过Hough转换等进行直线检测,并将该直线的方向判定为针的方向。

[0478] 另外,在上述各实施方式中,对B模式图像的生成进行了说明,但是不仅在B模式图像生成中有效,而且在多普勒图像生成中也有效。

[0479] 并且,在上述各实施方式中的各部进行的处理也可以作为程序存储于各种存储介质中流通。

[0480] 另外,在上述各实施方式中说明的超声波诊断装置的结构、动作等为一个例子,在不脱离本发明的主旨的范围内,当然能够根据情况而进行变更。

[0481] 以引证的方式将日本专利申请2013-157656号的公开内容全部并入本说明书中。关于本说明书中记载的全部文献、专利申请及技术标准,以与具体且分别记载了各文献、专利申请及技术标准的情况相同的程度,以引证的方式并入本说明书中。

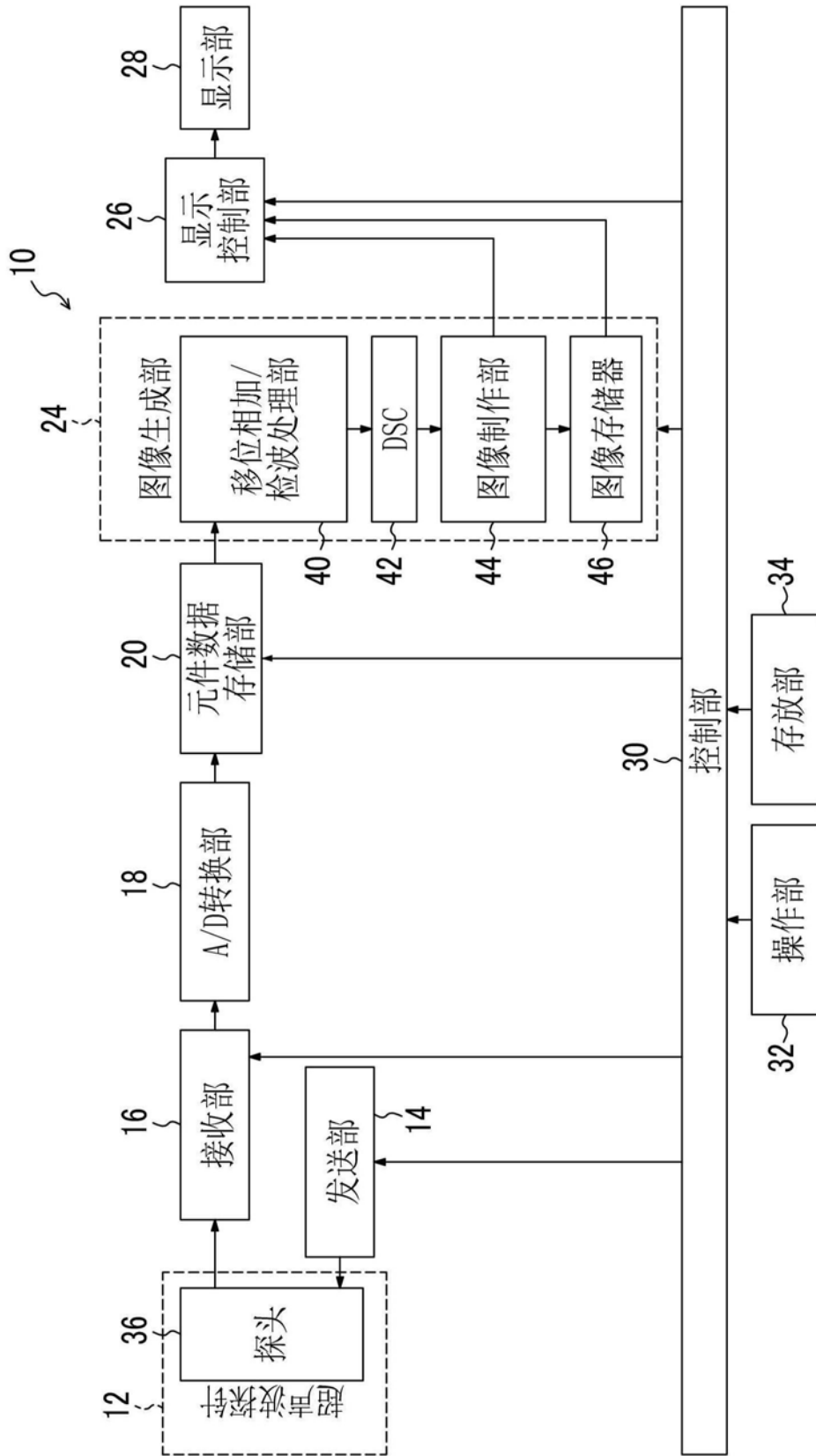


图1

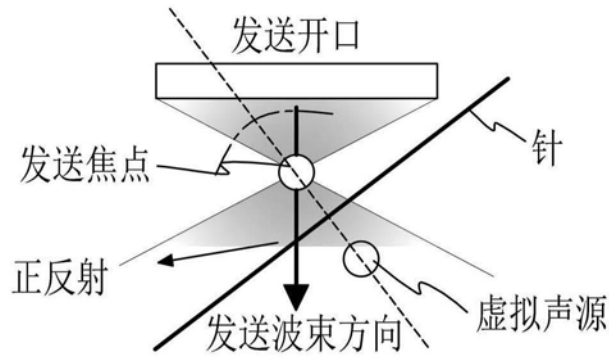


图2A

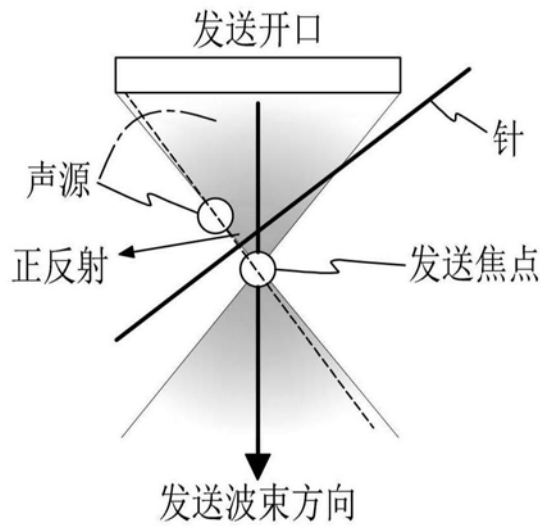


图2B

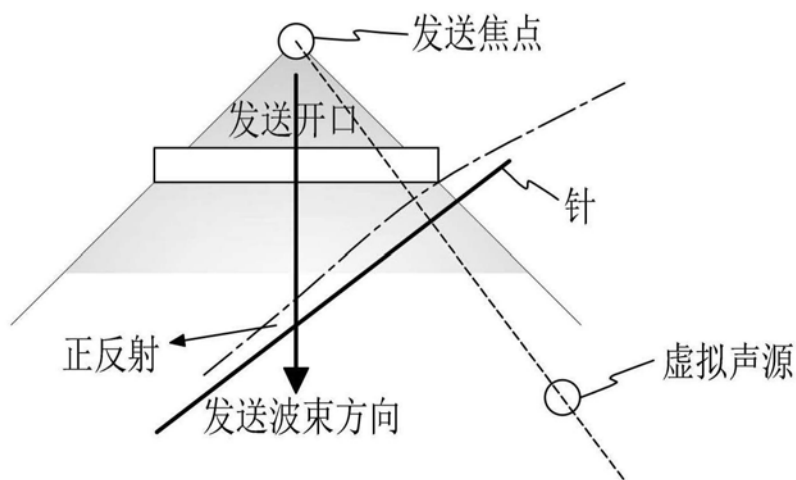


图2C

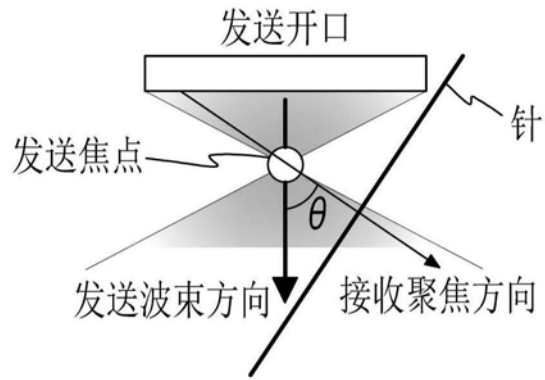


图3A

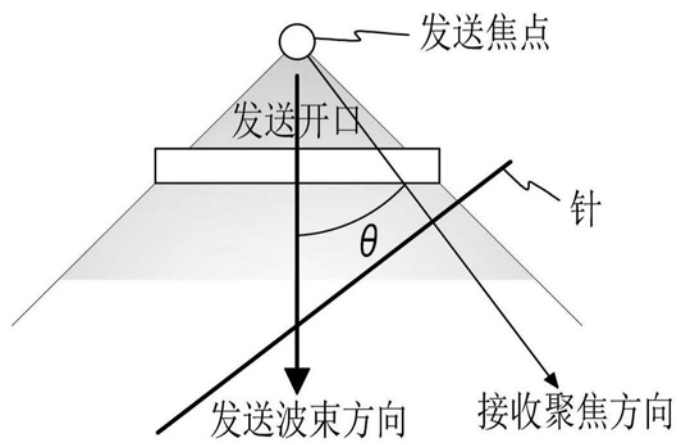


图3B

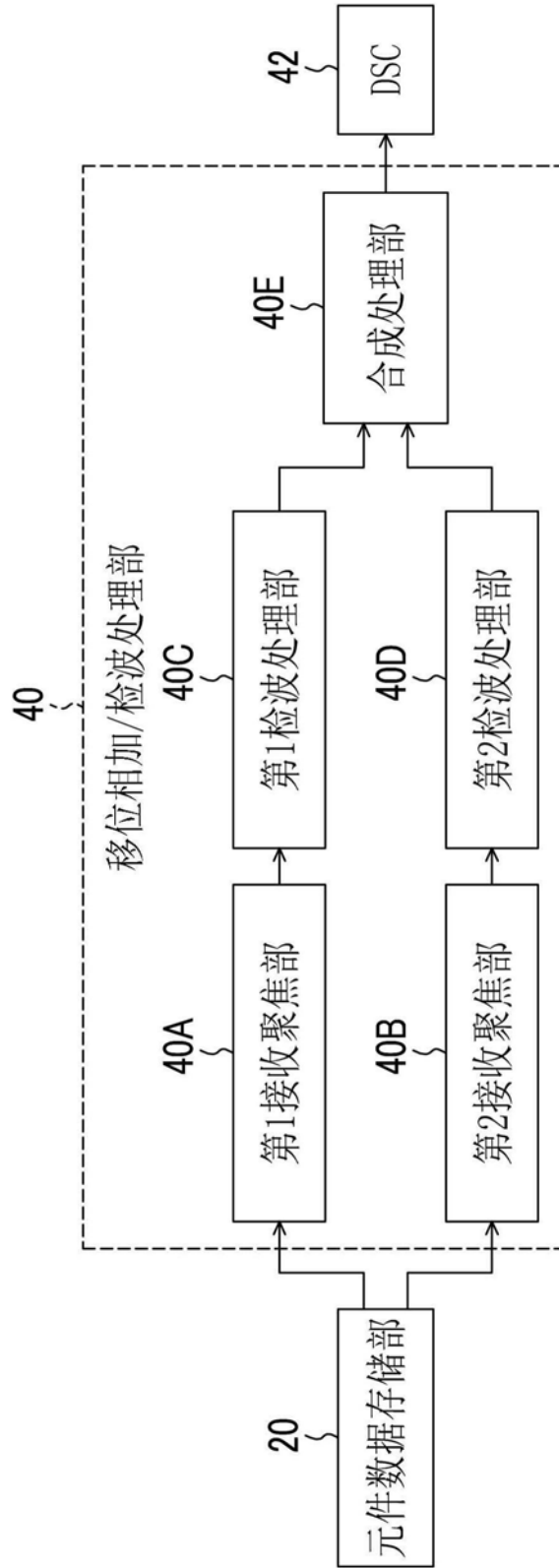


图4

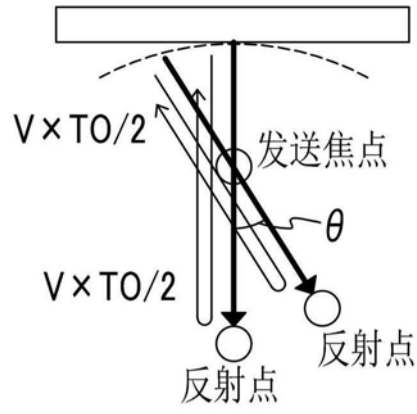


图5A

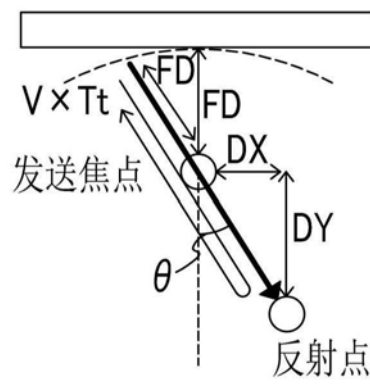


图5B

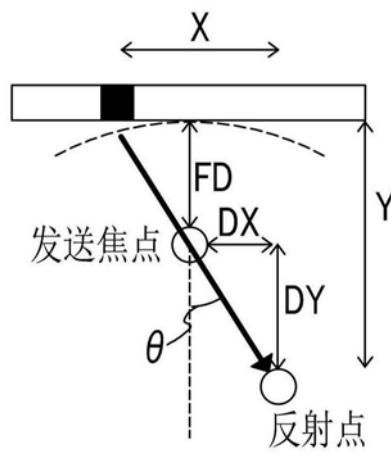


图5C

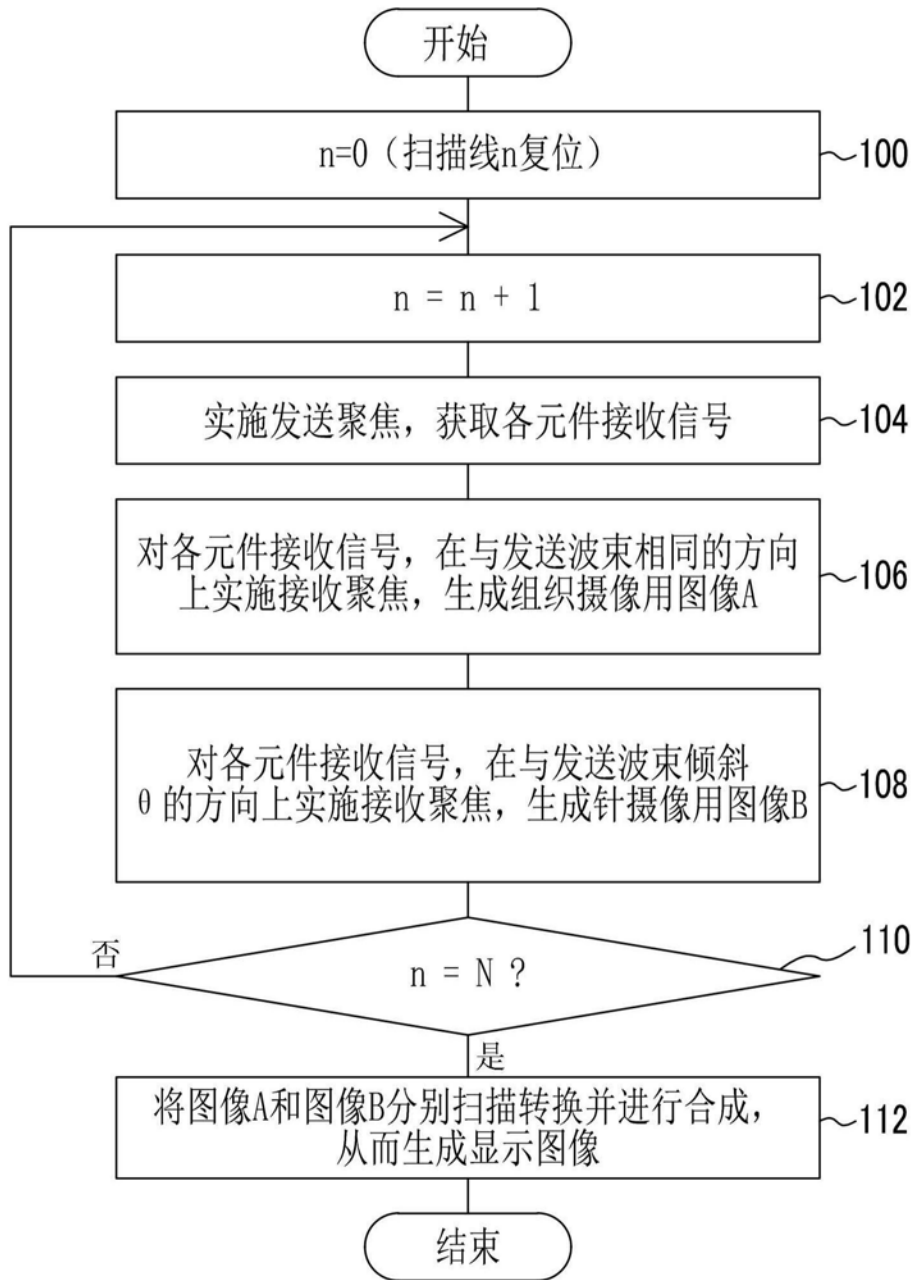


图6

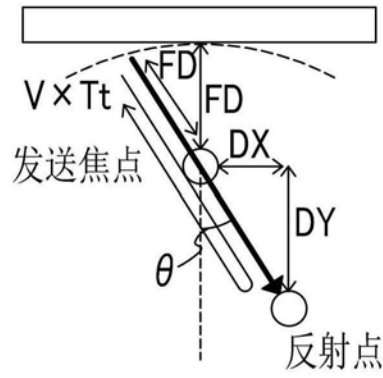


图7A

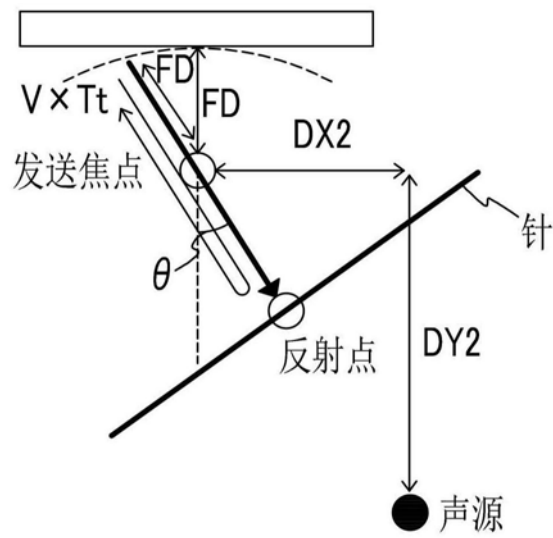


图7B

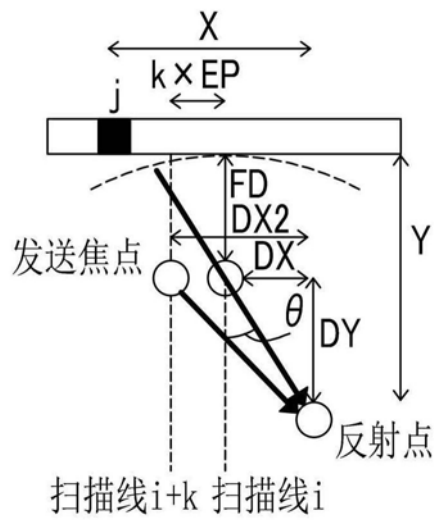


图8

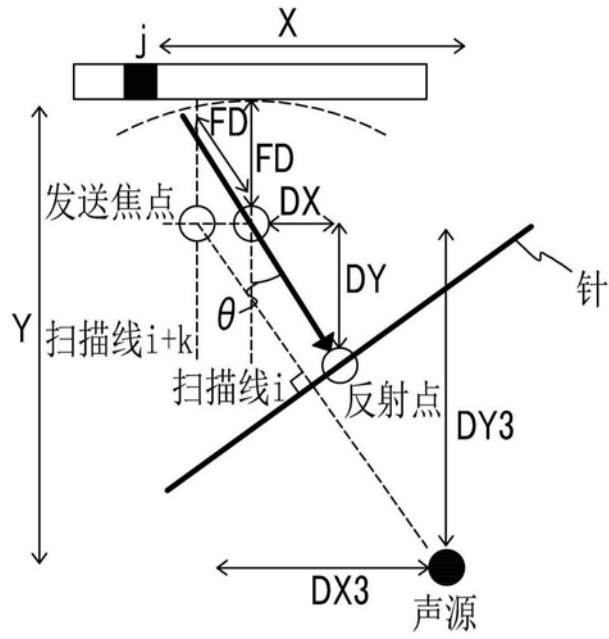


图9A

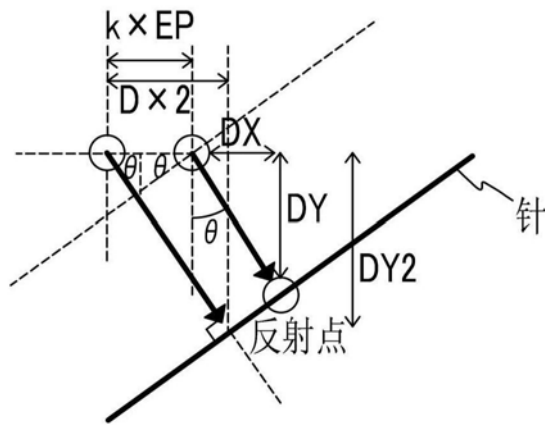


图9B

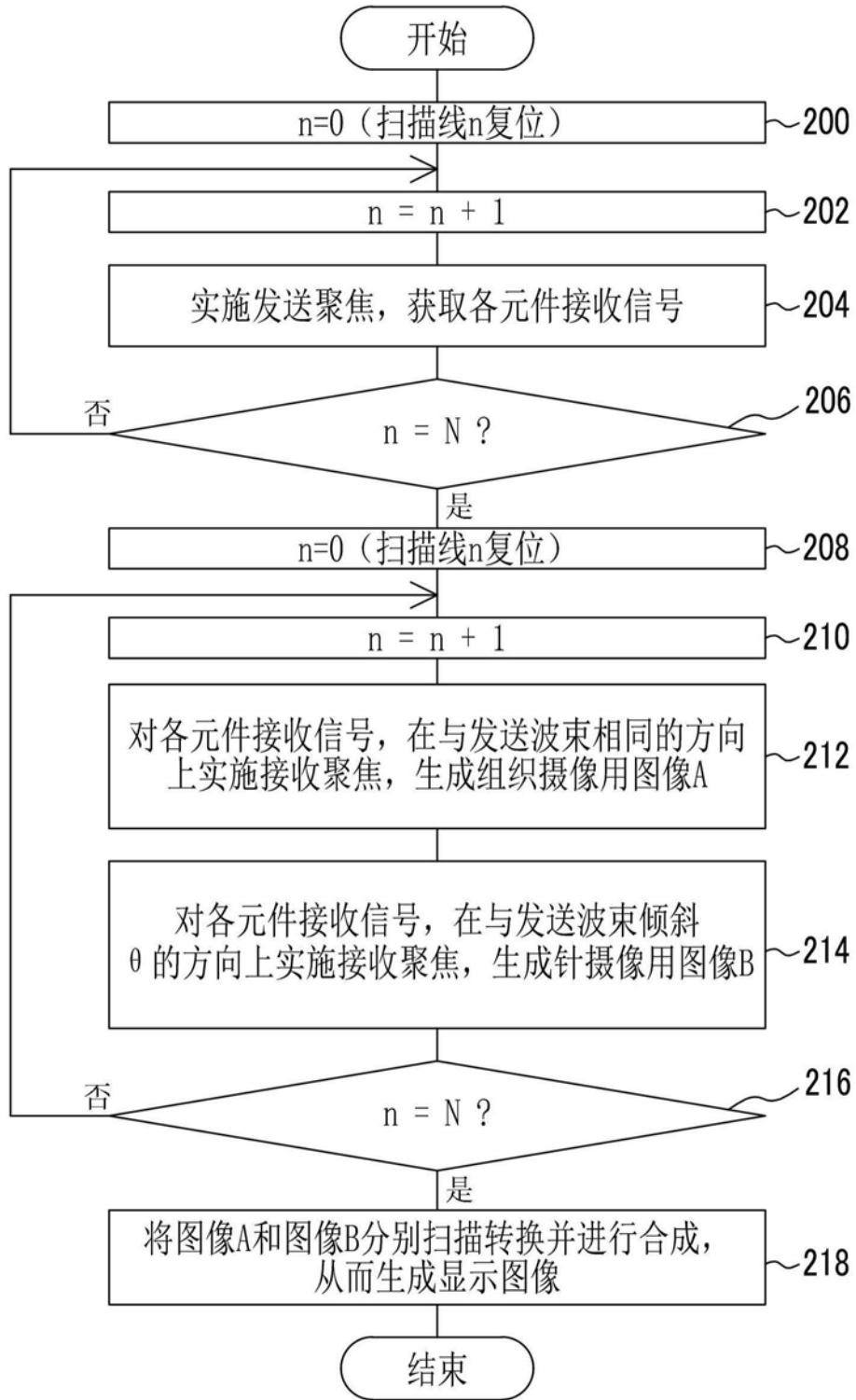


图10

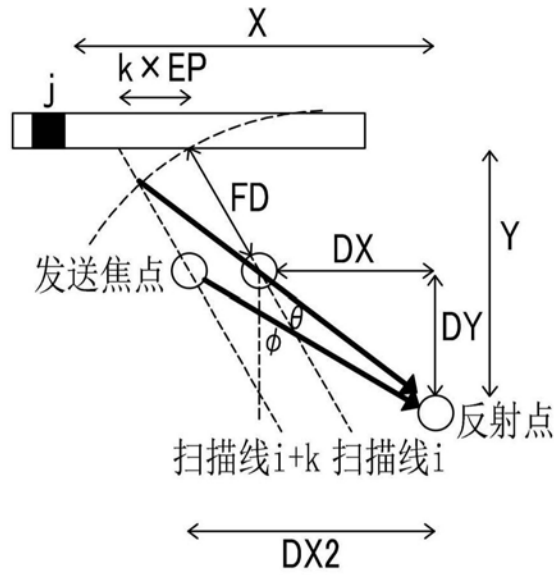


图11

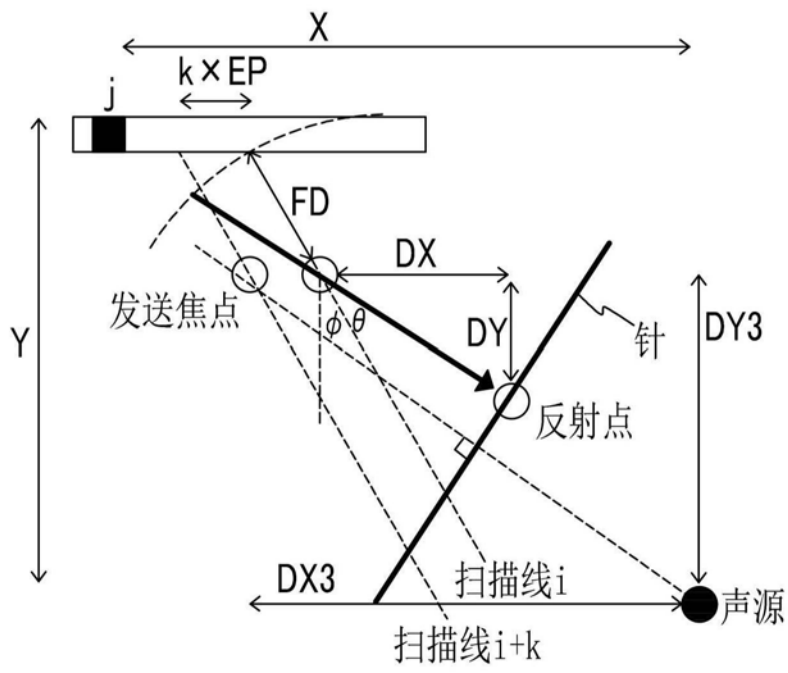


图12A

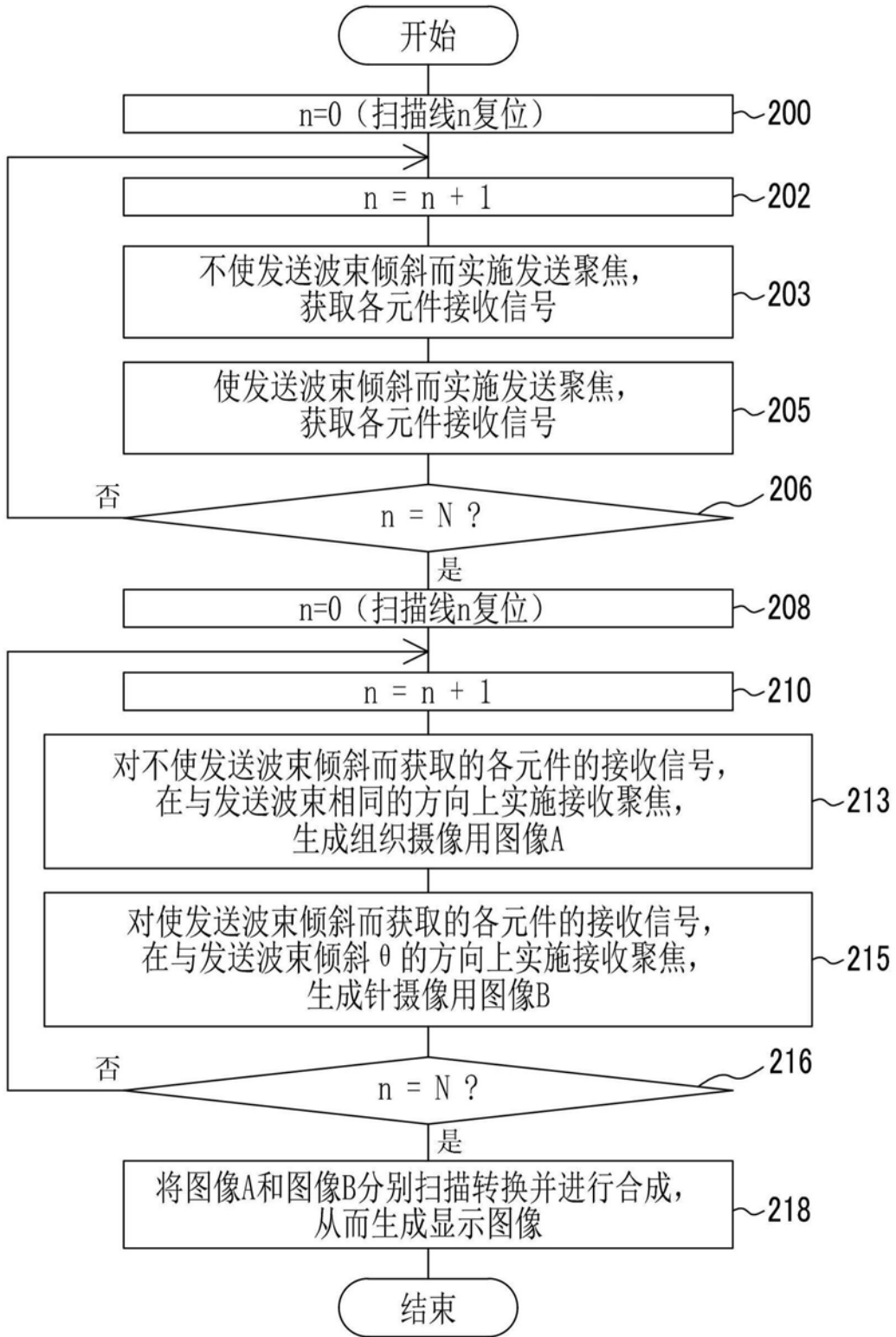


图13

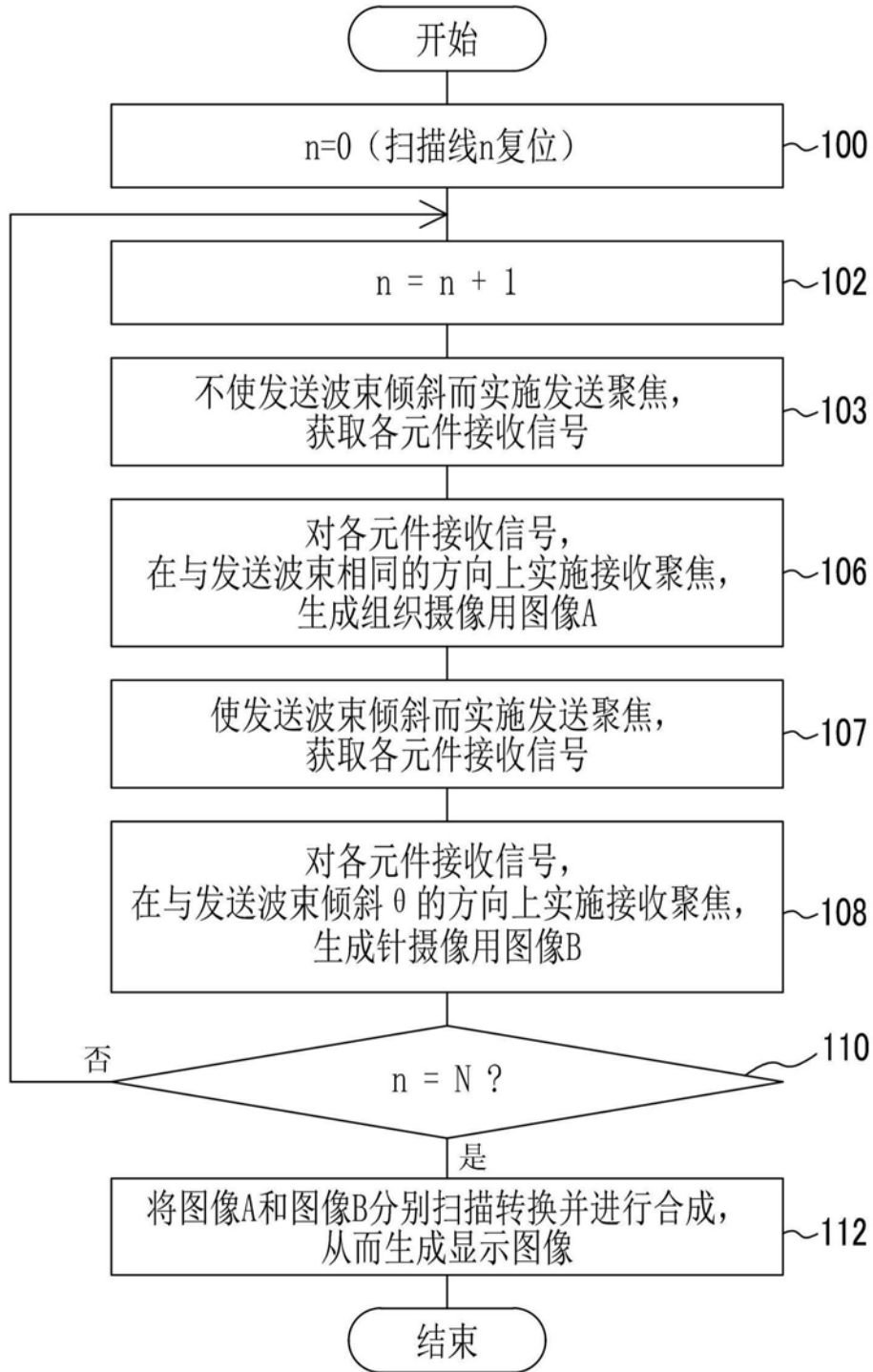


图14

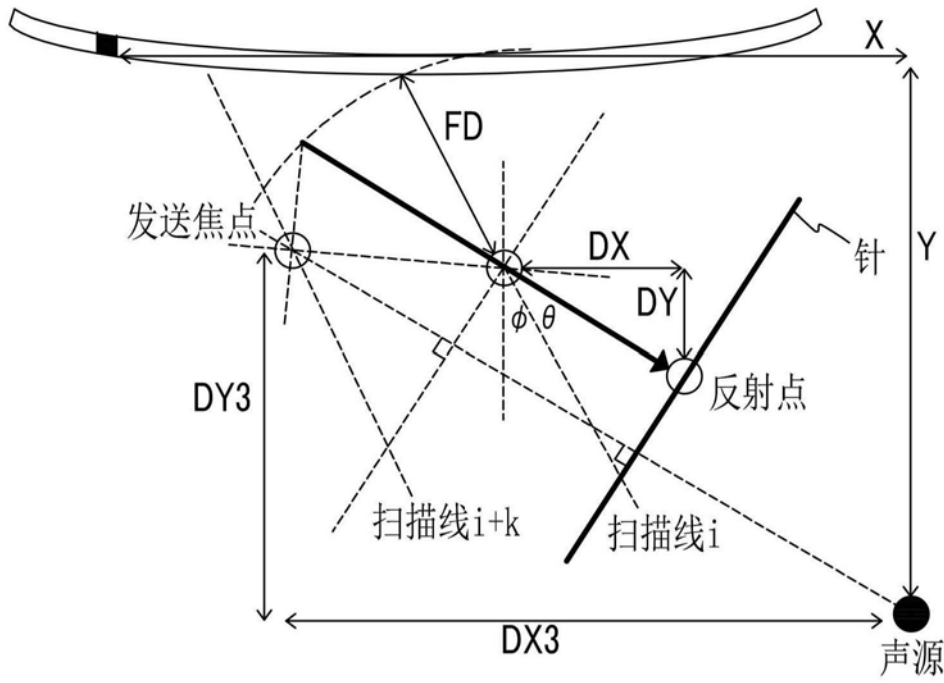


图16

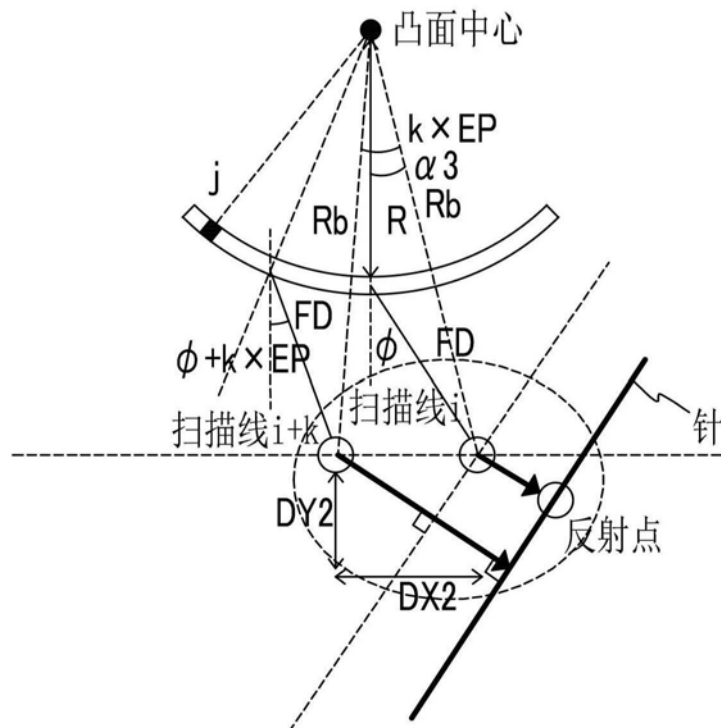


图17A

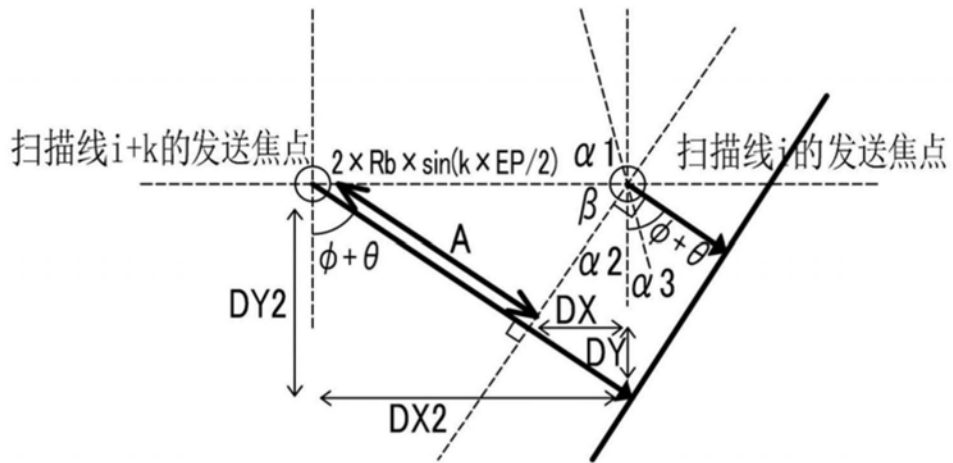


图17B

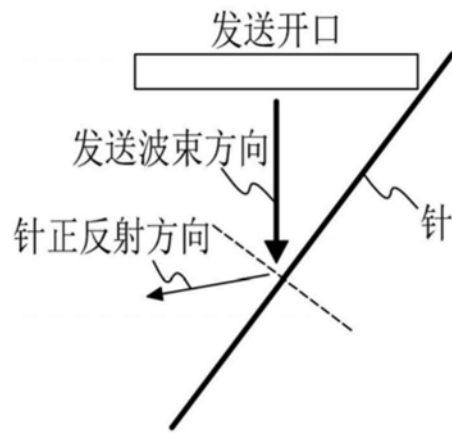


图18A

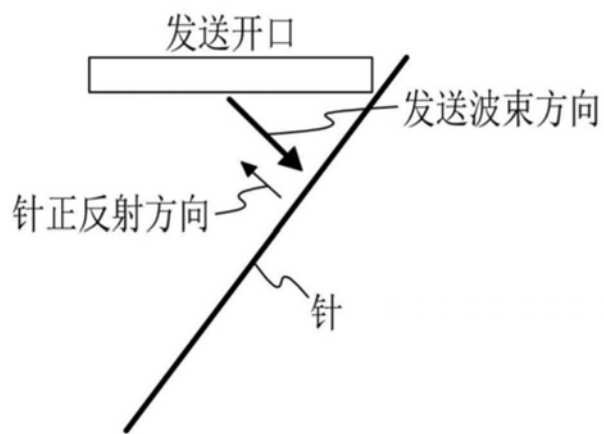


图18B

专利名称(译)	超声波诊断装置及其工作方法		
公开(公告)号	CN105407806B	公开(公告)日	2018-07-06
申请号	CN201480040259.7	申请日	2014-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	胜山公人		
发明人	胜山公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/0841 A61B8/5207 G01S7/52028 G01S15/8915 G01S15/8995		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013157656 2013-07-30 JP		
其他公开文献	CN105407806A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：探头，该探头具备多个元件，该多个元件产生并发送超声波，并且接收从检查对象反射的超声波；发送部，其在预先确定的第1方向上形成发送焦点而发送超声波束的方式，从多个元件发送超声波；第2接收聚焦部，其对由探头的各元件接收到的各接收信号，与由发送部发送到检查对象内部的超声波束的发送波路径中第1方向以外的第2方向的路径上的反射相应地进行接收聚焦。

