



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105407806 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201480040259. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 04. 21

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-157656 2013. 07. 30 JP

(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

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/015848 JA 2015. 02. 05

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 胜山公人

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 黄纶伟

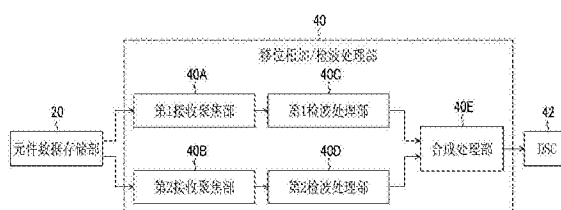
权利要求书3页 说明书26页 附图16页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断程序

(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所述第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。

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1~3中任一项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1~4中任一项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1~4中任一项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1~6中任一项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1~6中任一项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. 一种超声波诊断方法,其中,该超声波诊断方法具备如下步骤:

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

束的发送波路径中所述第 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。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断方法,其中,

该超声波诊断方法还具备与所述第 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 所述的超声波诊断方法,其中,

该超声波诊断方法还具备将所述第 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 ~ 13 中任一项所述的超声波诊断方法,其中,

发送所述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,

进行所述第 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 ~ 14 中任一项所述的超声波诊断方法,其中,

进行所述第 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 ~ 14 中任一项所述的超声波诊断方法,其中,

进行所述第 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 ~ 16 中任一项所述的超声波诊断方法,其中,

该超声波诊断方法还具备根据进行所述第 2 接收聚焦的结果来判定针的方向的步骤。

18. 根据权利要求 11 ~ 16 中任一项所述的超声波诊断方法,其中,

该超声波诊断方法还具备指定所述第 2 方向的步骤。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波诊断方法,其中,

指定所述第 2 方向的步骤还具备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 所述的超声波诊断方法,其中,

指定所述第 2 方向的步骤还具备根据进行第 2 接收聚焦的上一次接收聚焦的结果来指定所述第 2 方向的步骤。

21. 一种超声波诊断程序,其中,该超声波诊断程序用于使计算机执行包含如下步骤的处理:

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所述第 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。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断程序,其中,

所述处理还包括与所述第 1 方向的路径上的反射相应地进行第 1 接收聚焦的步骤。

23. 根据权利要求 22 所述的超声波诊断程序, 其中,

所述处理还包括将所述第 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。

24. 根据权利要求 21 ~ 23 中任一项所述的超声波诊断程序, 其中,

发送所述超声波的步骤还包括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的步骤,

进行所述第 2 接收聚焦的步骤还包括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。

25. 根据权利要求 21 ~ 24 中任一项所述的超声波诊断程序, 其中,

进行所述第 2 接收聚焦的步骤还包括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。

26. 根据权利要求 21 ~ 24 中任一项所述的超声波诊断程序, 其中,

进行所述第 2 接收聚焦的步骤还包括对所述第 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。

27. 根据权利要求 21 ~ 26 中任一项所述的超声波诊断程序, 其中,

还具备根据进行所述第 2 接收聚焦的结果来判定针的方向的步骤。

28. 根据权利要求 21 ~ 26 中任一项所述的超声波诊断程序, 其中,

还具备指定所述第 2 方向的步骤。

29. 根据权利要求 28 所述的超声波诊断程序, 其中,

指定所述第 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。

30. 根据权利要求 28 所述的超声波诊断程序, 其中,

指定所述第 2 方向的步骤还包括根据进行第 2 接收聚焦的上一次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、超声波诊断及超声波诊断程序

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] 本发明的放射线信号处理装置具备: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。

[0013] 根据本发明的放射线信号处理装置,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方向进行接收聚焦方向,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接收聚焦部对针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。

[0022] 根据本发明的超声波诊断方法,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方向进行接收聚焦方向,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,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装置的声线信号生成程序,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方向进行接收聚焦方向,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的图,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的图,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进行被显示控制部 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 的移相相加部 38 中使用的延迟时间计算所需信息时,控制部 30 根据需要将操作部 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,而并非向所有方向扩展,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,只有被其两端的方向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。

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

[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 Tr 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 $T = T_t + Tr$ 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] $RF(i, T_0) = \sum ELE(i, j, T)$

[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,转移到转步骤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。

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

[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。

$$[0165] \quad RF(i, T_0) = \sum ELE(i, j, T)$$

[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。

$$[0167] \quad RF(i, T_0) = \sum ELE(i, j, T)$$

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

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

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

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

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

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

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

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

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

[0177] 与上述第 1 实施方式的第 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 DX_2 可以如下表示。

$$[0191] \quad DX_2 = DX - k \times EP$$

[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。

$$[0194] \quad \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX_2^2 + DY^2}$$

[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:

$$[0197] \quad T_{t2} = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX_2^2 + DY^2}) / V$$

[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 Σ 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。

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

$$[0209] \quad T = T_t2 + T_r$$

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

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

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

$$[0213] \quad T_t2 = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2 + DY^2}) / V$$

$$[0214] \quad DX2 = DX - k \times EP$$

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

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

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

[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)。

$$[0226] \quad DX2 = DX - k \times EP \times \sin(\theta) \times \sin(\theta)$$

[0227] 并且, 可知 $DY2$ 可以由下式给定。

$$[0228] \quad DY2 = DY - k \times EP \times \sin(\theta) \times \cos(\theta)$$

[0229] $DX3$ 、 $DY3$ 分别为 $DX2$ 、 $DY2$ 的 2 倍, 因此可以如下表示。

$$[0230] \quad DX3 = 2 \times DX2$$

$$[0231] \quad DY3 = 2 \times DY2$$

[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,

$$[0235] \quad X = DX3 - j \times EP$$

$$[0236] \quad Y = DY3 + FD$$

[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。

$$[0238] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

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

[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。

$$[0242] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

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

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

$$[0245] \quad X = DX3 - j \times EP$$

$$[0246] \quad Y = DY3 + FD$$

$$[0247] \quad DX3 = 2 \times DX2$$

$$[0248] \quad DY3 = 2 \times DY2$$

$$[0249] \quad DX2 = DX - k \times EP \times \sin(\theta) \times \sin(\theta)$$

$$[0250] \quad DY2 = DY - k \times EP \times \sin(\theta) \times \cos(\theta)$$

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

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

$$[0253] \quad Tt = T0/2$$

[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]

$$DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\phi + \theta)$$

[0274]

$$DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\phi + \theta)$$

[0275] $T_t = T_0/2$

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

[0279] 并且,距离可以如下得出。

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

[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。

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

[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]

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

[0288]

$$Y = DY + FD \times \cos(\varphi)$$

[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。

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

$$[0291] \quad T = T_{t2} + T_r$$

[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。

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

$$[0295] \quad T = T_{t2} + T_r$$

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

[0297]

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

[0298]

$$Y = DY + FD \times \cos(\varphi)$$

$$[0299] \quad T_{t2} = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2 + DY^2}) / V$$

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

[0301]

$$DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0302]

$$DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

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

[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,该声波将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]

$$DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0308]

$$DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

[0309] $T_t = T_0/2$

[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]

$$DX_2 = DX - k \times EP \times \sin(\varphi + \theta) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0313]

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

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

[0315] $DX_3 = 2 \times DX_2$ [0316] $DY_3 = 2 \times DY_2$

[0317] 可知若 DX_3 、 DY_3 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] $T_r = \text{sqrt}(X^2 + Y^2) / V$

[0319] 其中,

[0320]

$$X = DX_3 + FD \times \sin(\varphi) - j \times EP$$

[0321]

$$Y = DY_3 + FD \times \cos(\varphi)$$

[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] $RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$ [0324] $T = FD/V + T_r$

[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] $RF(i, T_0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$ [0328] $T = FD/V + T_r$ [0329] $T_r = \text{sqrt}(X^2 + Y^2) / V$

[0330]

$$X = DX_3 + FD \times \sin(\varphi) - j \times EP$$

[0331]

$$Y = DY_3 + FD \times \cos(\varphi)$$

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

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

[0334]

$$DX2 = DX - k \times EP \times \sin(\varphi + \theta) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0335]

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

[0336]

$$DX = (V \times Tt - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0337]

$$DY = (V \times Tt - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

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

[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 的处理开始的处理,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]

$$DX = (V \times T_t - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0367]

$$DY = (V \times T_t - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

[0368] $T_t = T_0/2$

[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]

$$x_i = FD \times \sin(\varphi)$$

[0372]

$$y_i = R + FD \times \cos(\varphi)$$

[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 $k \times EP$ 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]

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

[0376]

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

[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]

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

[0379]

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

[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]

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

[0382]

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

[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。

$$Tt2 = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX2^2 + DY2^2}) / V$$

[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 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。

$$Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0388] 其中,

[0389]

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

[0390]

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

[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。

$$RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$T = Tt2 + Tr$$

[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。

$$RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

$$T = Tt2 + Tr$$

$$Tr = \sqrt{X^2 + Y^2} / V$$

[0400]

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

[0401]

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

$$[0402] \quad Tt2 = (FD + \text{sign}(DY) \times \sqrt{DX^2 + DY^2}) / V$$

[0403]

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

[0404]

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

[0405]

$$DX=(V\times Tt-FD)\times\sin(\varphi+\theta)$$

[0406]

$$DY=(V\times Tt-FD)\times\cos(\varphi+\theta)$$

$$[0407] \quad Tt = T0/2$$

[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]

$$DX=(V\times Tt-FD)\times\sin(\varphi+\theta)$$

[0411]

$$DY=(V\times Tt-FD)\times\cos(\varphi+\theta)$$

$$[0412] \quad Tt = T0/2$$

[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] 就扫描线 i+k 的发送焦点与扫描线 i 的发送焦点之间的距离而言,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]

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

[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。

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

[0420] 接着,在图 17B 中,为了求出 β 而首先求出 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 。

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

[0425]

$$\alpha_3 = \arcsin(\sin(\varphi) \times FD/Rb)$$

[0426] 根据以上内容可知, β 可以由下式给定。

[0427]

$$\begin{aligned} \beta &= 180^\circ - \alpha_1 - \alpha_2 - \alpha_3 \\ &= (k \times EP/2) + \varphi + \theta - \arcsin(\sin(\varphi) \times FD/Rb) \end{aligned}$$

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

[0430] 根据以上内容, DX_2 、 DY_2 可以由下式给定。

[0431]

$$DX_2 = 2 \times Rb \times \sin(k \times EP/2) \times \sin(\beta) \times \sin(\varphi + \theta) + DX$$

[0432]

$$DY_2 = 2 \times Rb \times \sin(k \times EP/2) \times \cos(\beta) \times \sin(\varphi + \theta) + DY$$

[0433] 其中,

[0434]

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

[0435]

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

[0436] 由于 DX_3 、 DY_3 分别为 DX_2 、 DY_2 的 2 倍, 因此可以如下表示。

[0437] $DX_3 = 2 \times DX_2$

[0438] $DY_3 = 2 \times DY_2$

[0439] 从图 17A 可知, 扫描线 $(i+k)$ 相对于扫描线 i 倾斜 $k \times EP$ 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 $\varphi + k \times EP$ (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]

$$FD \times \sin(\varphi + k \times EP)$$

[0442]

$$FD \times \cos(\varphi + k \times EP)$$

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

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

[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]

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

[0450]

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

[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。

$$[0452] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

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

[0454] 在此, i+k 表示扫描线, j 表示元件, 两个 $\sum$ 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。

$$[0456] \quad RF(i, T0) = \sum \sum ELE(i+k, j, T)$$

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

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

[0459]

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

[0460]

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

$$[0461] \quad DX3 = 2 \times DX2$$

$$[0462] \quad DY3 = 2 \times DY2$$

[0463]

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

[0464]

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

[0465]

$$DX = (V \times Tt - FD) \times \sin(\varphi + \theta)$$

[0466]

$$DY = (V \times Tt - FD) \times \cos(\varphi + \theta)$$

[0467] 其中,

[0468]

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

[0469]

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

[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 $RF(i, T0)$ 的 θ 偏离。即,也可以在用于生成 $RF(i-n, T0)$ ……、 $RF(i-1, T0)$ 、 $RF(i, T0)$ 、 $RF(i+1, T0)$ ……、 $RF(i+n, T0)$ 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,在描绘出针的良好的图像中,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。

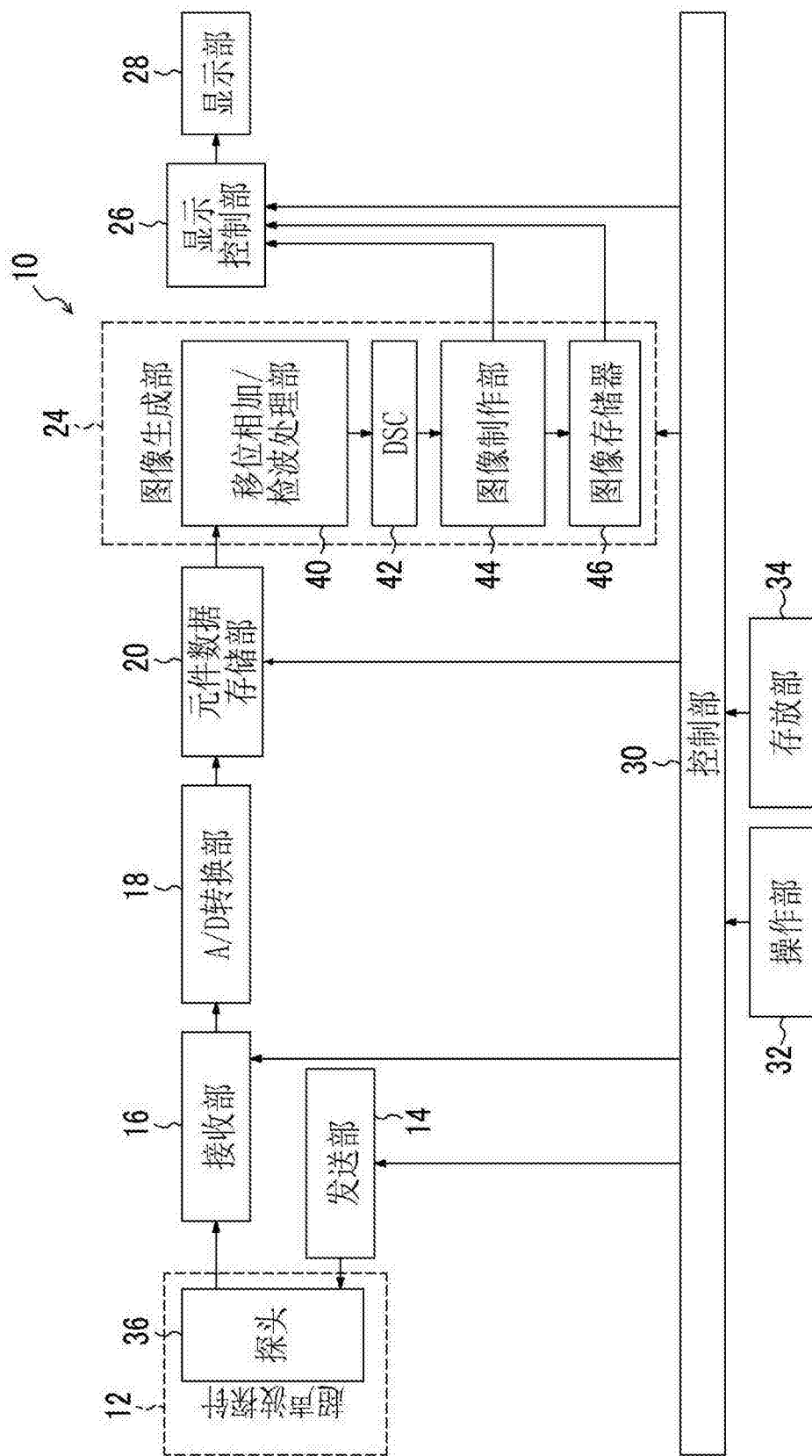


图 1

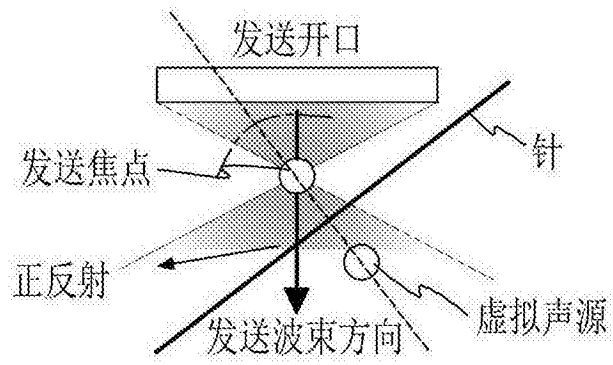


图 2A

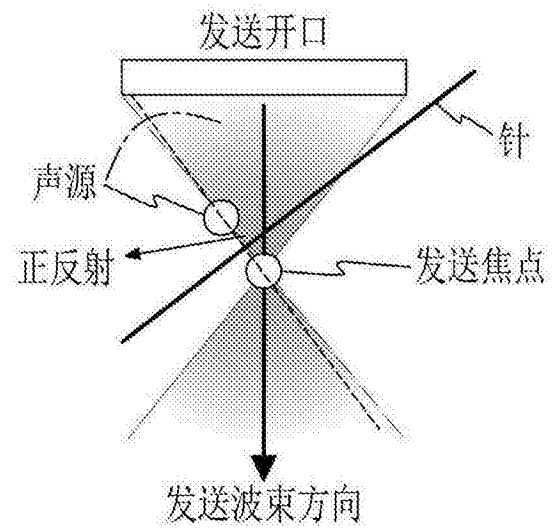


图 2B

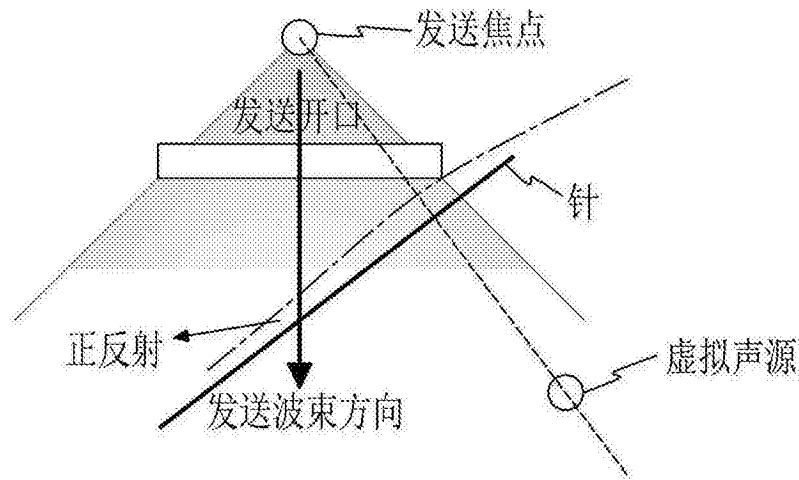


图 2C

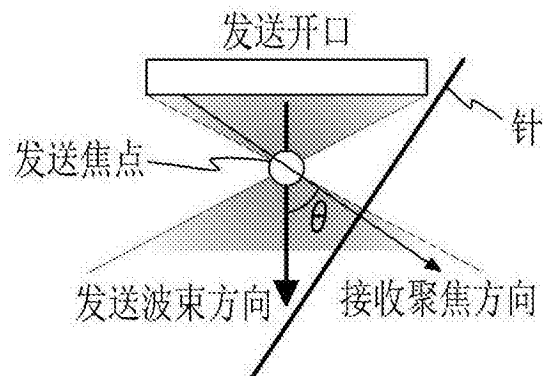


图 3A

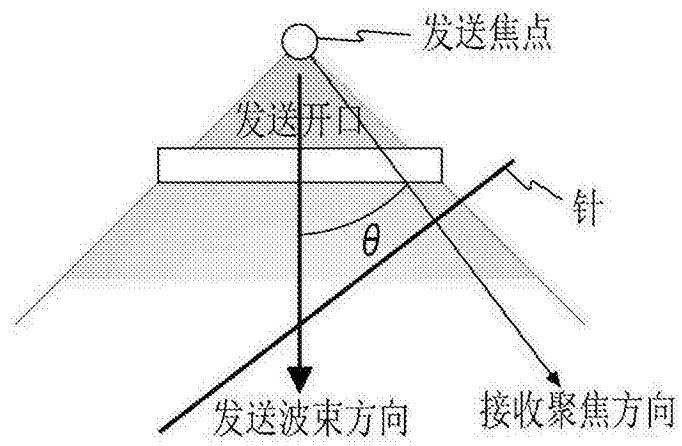


图 3B

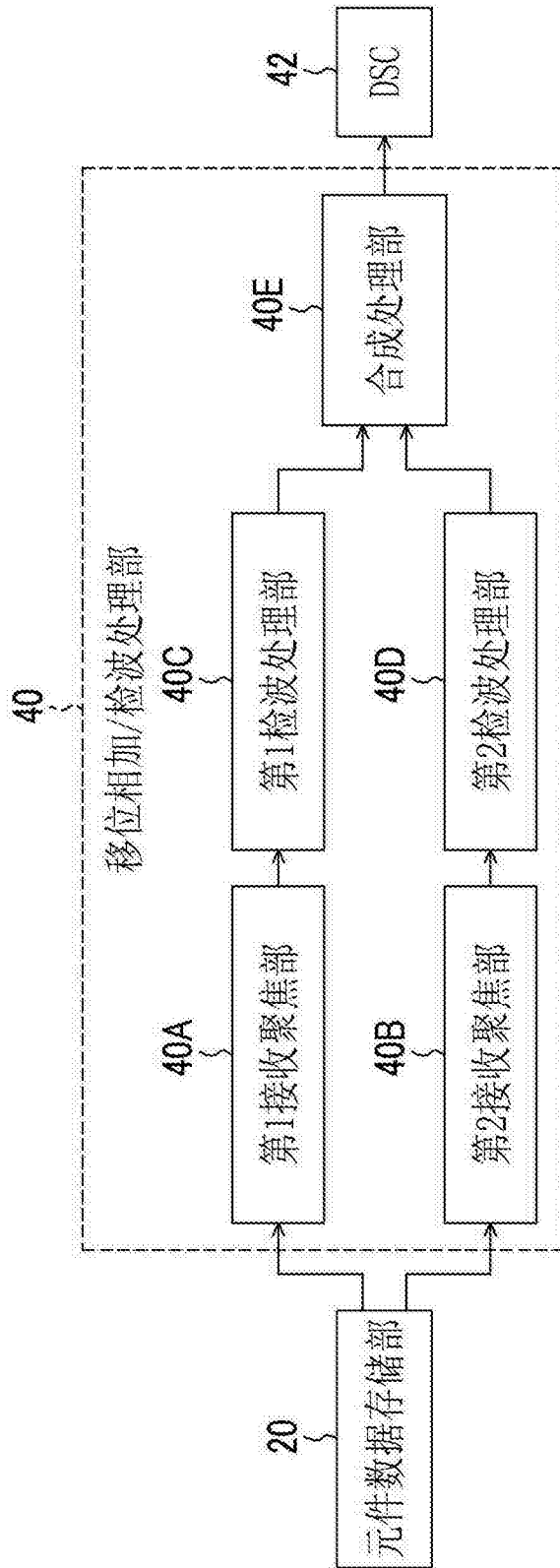


图 4

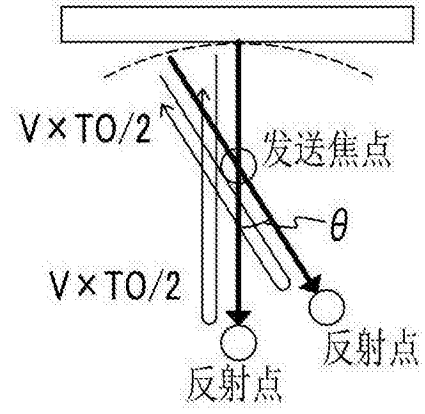


图 5A

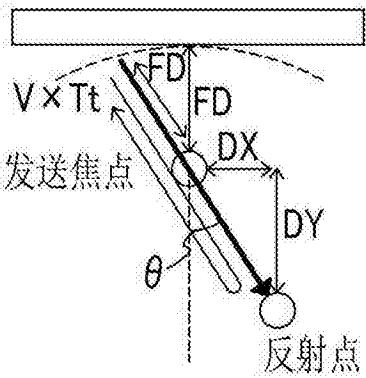


图 5B

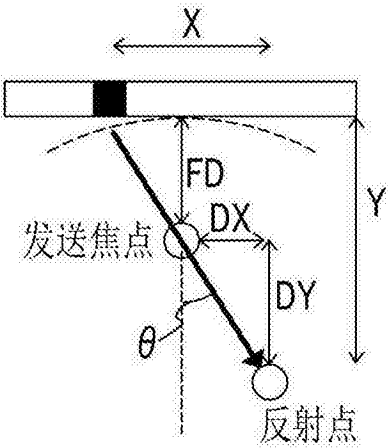


图 5C

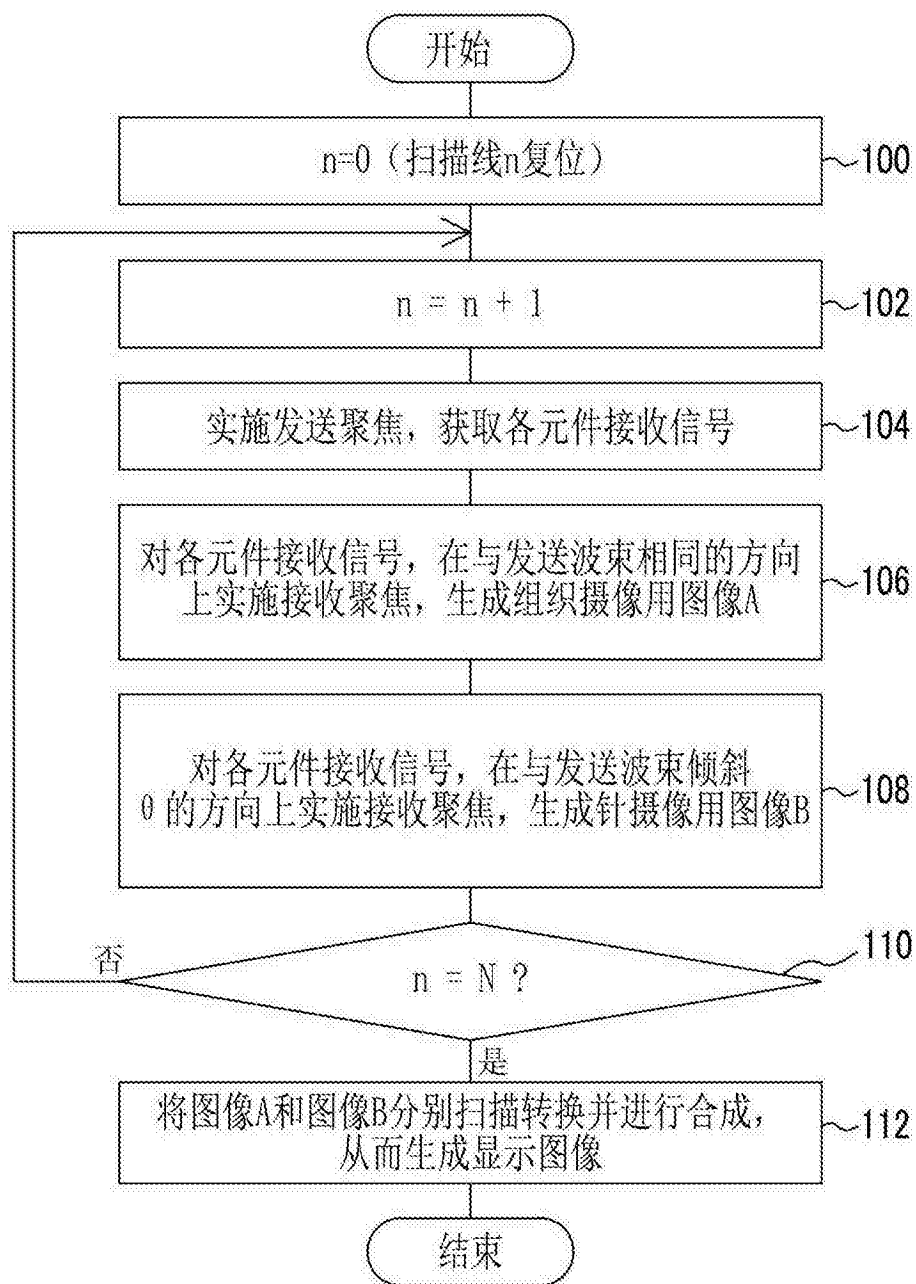


图 6

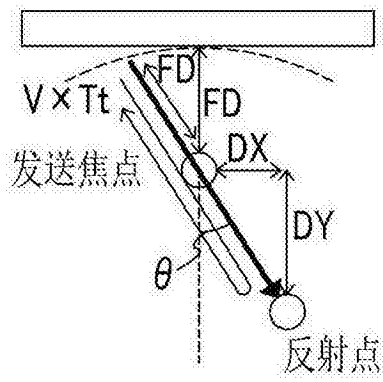


图 7A

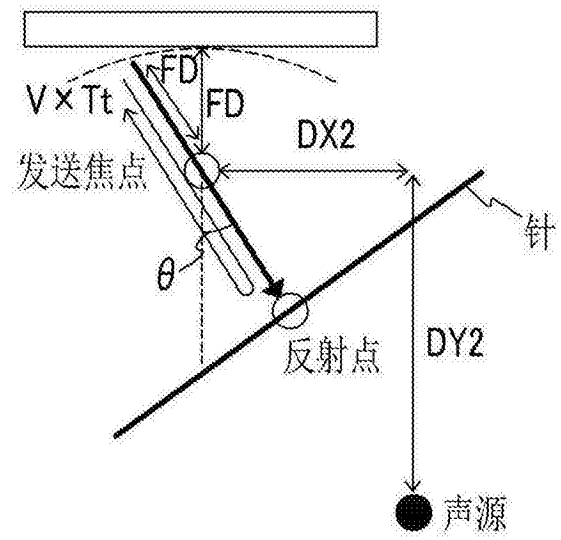


图 7B

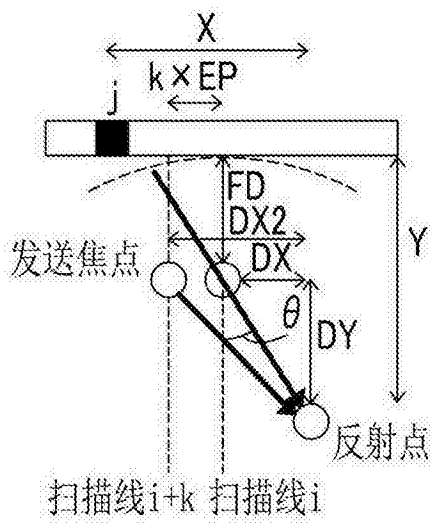


图 8

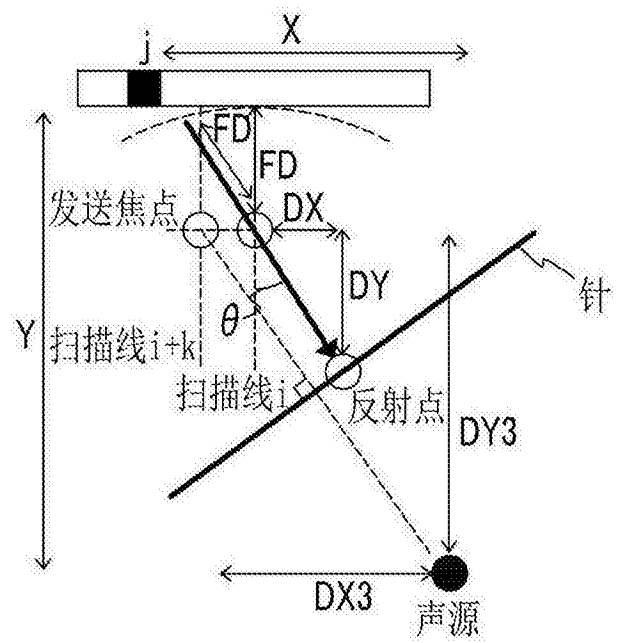


图 9A

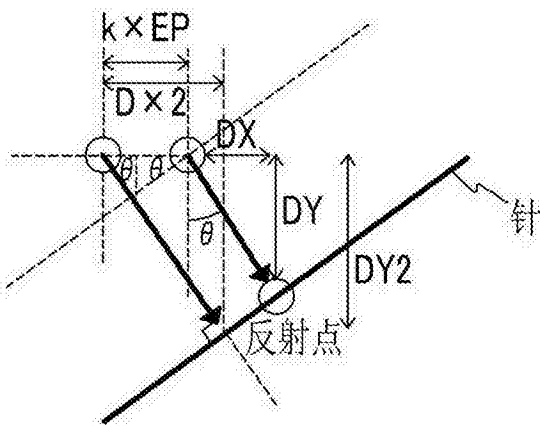


图 9B

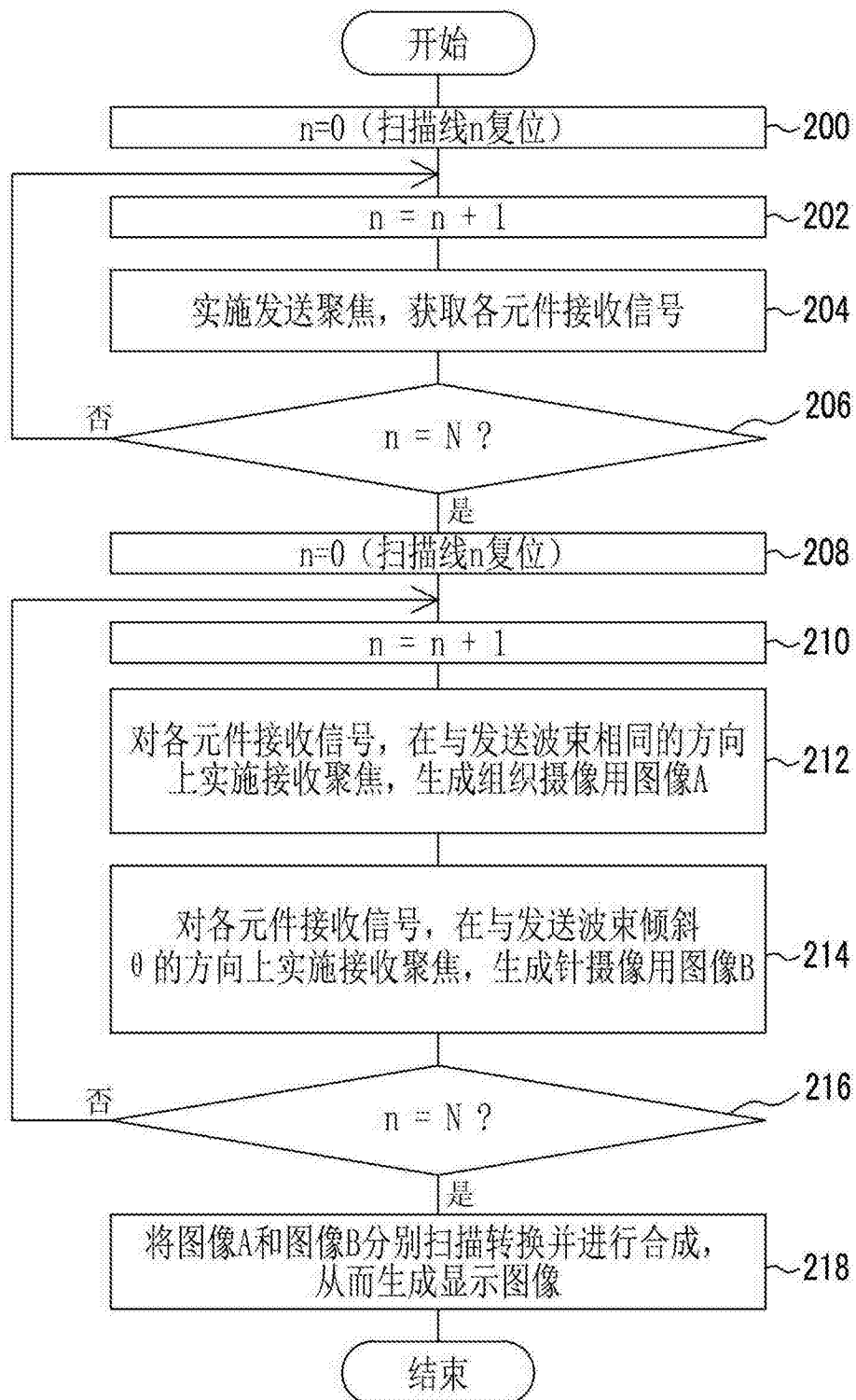


图 10

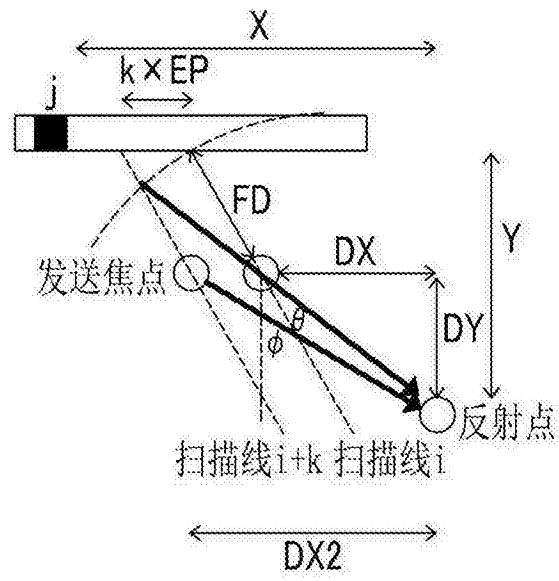


图 11

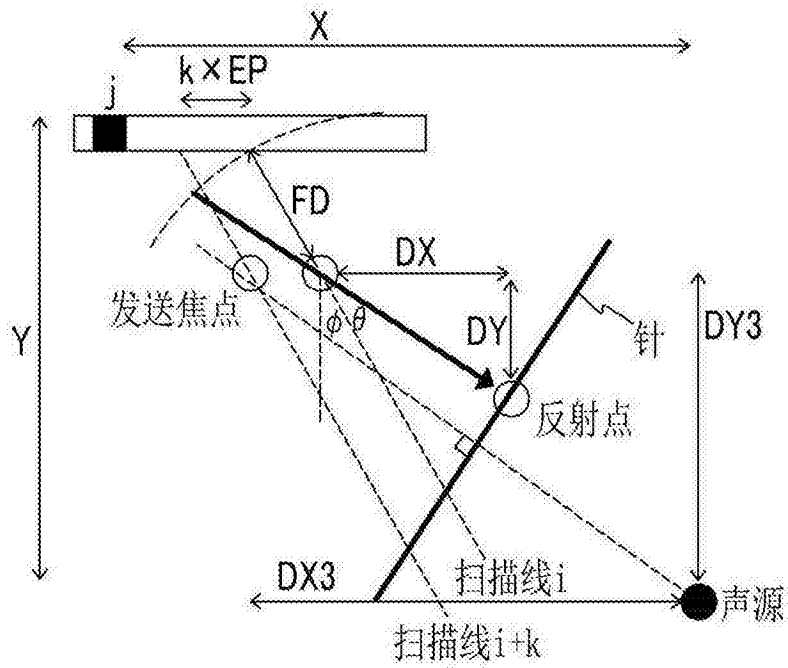


图 12A

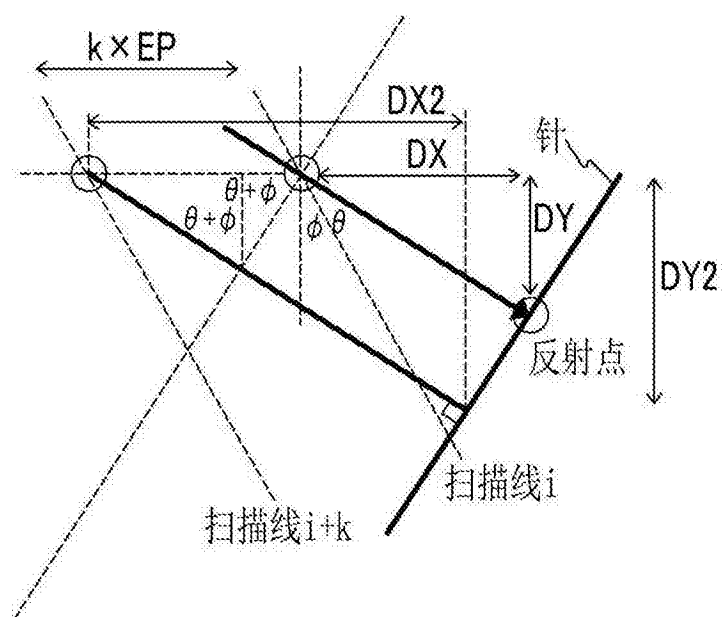


图 12B

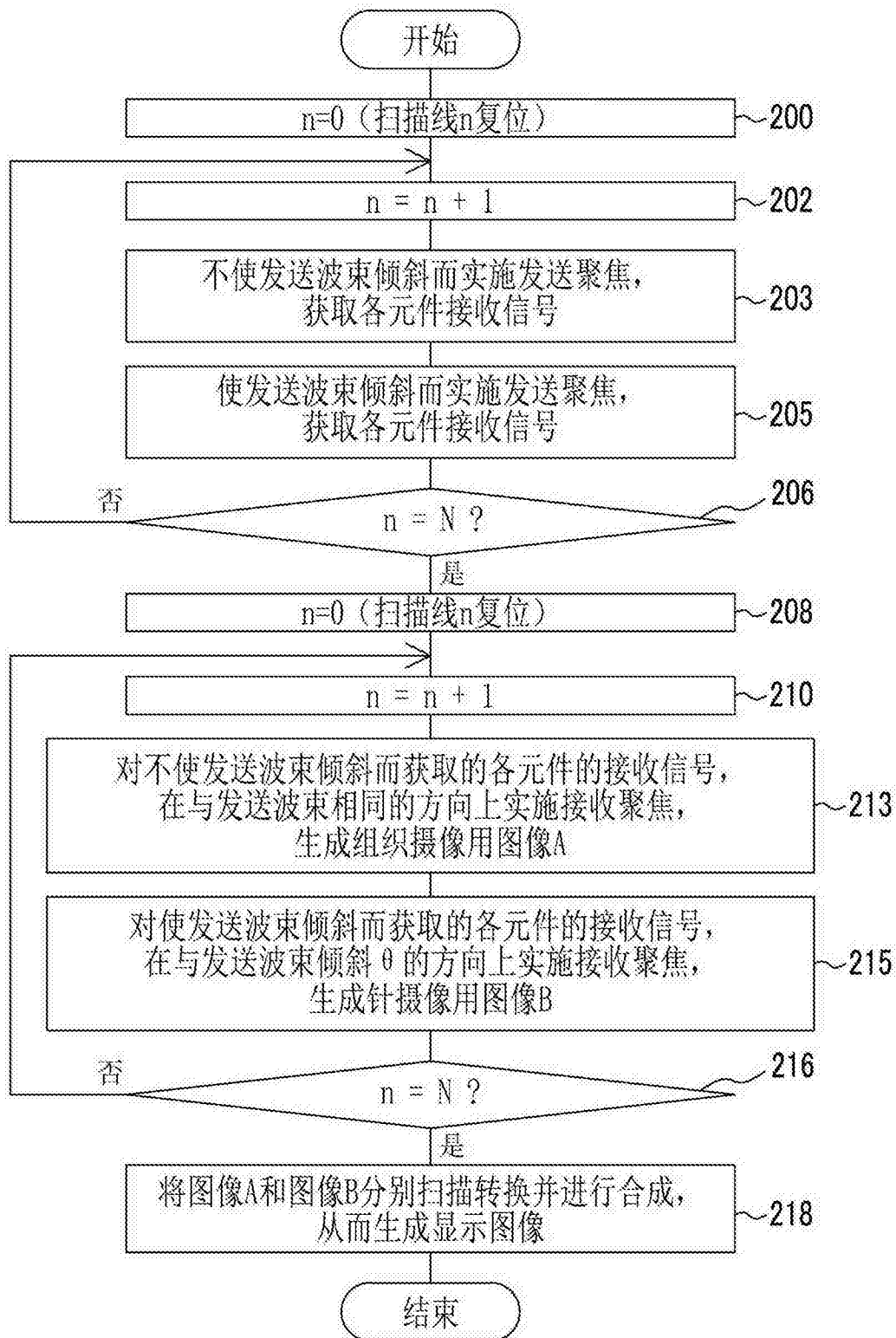


图 13

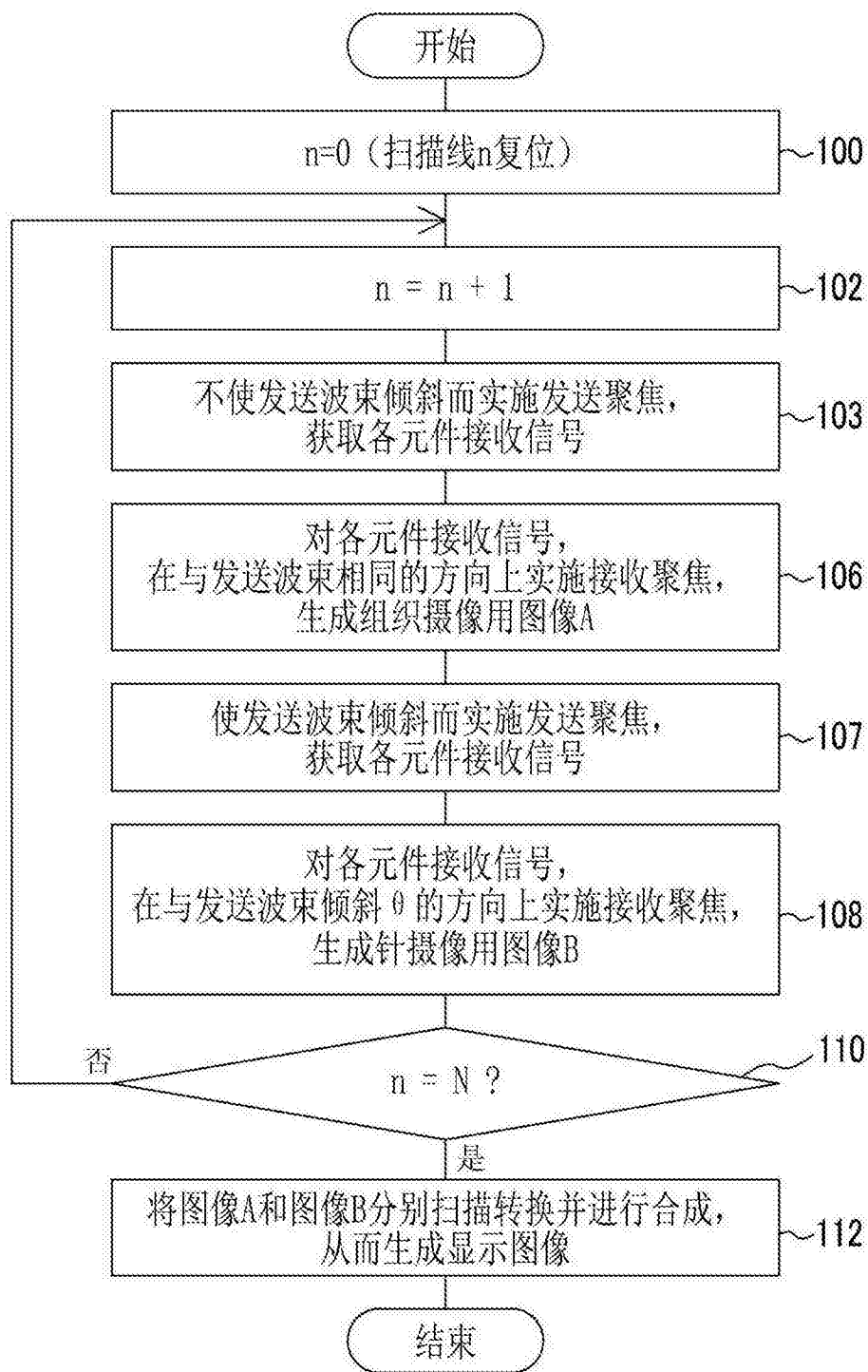


图 14

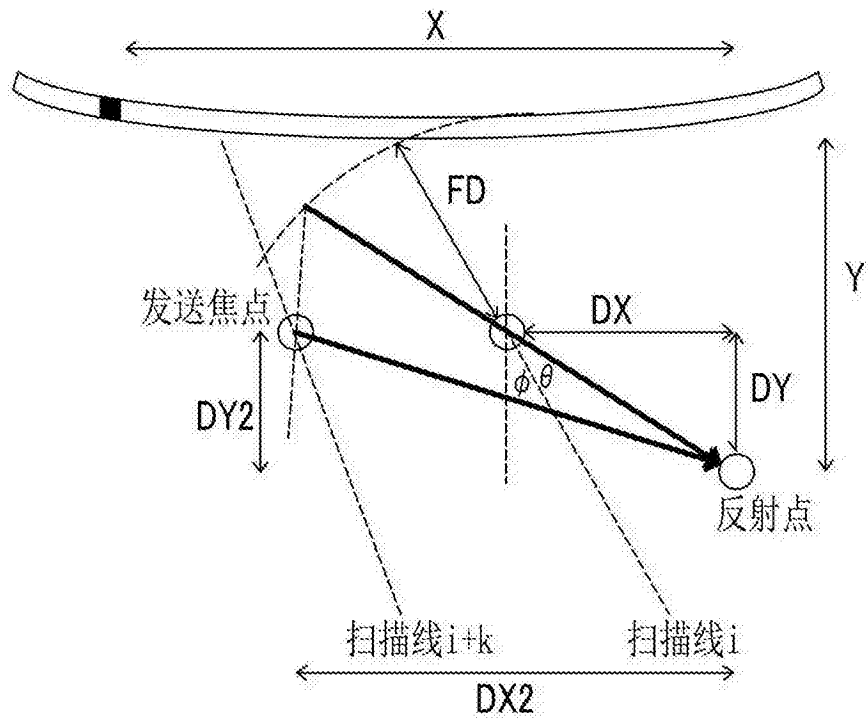


图 15A

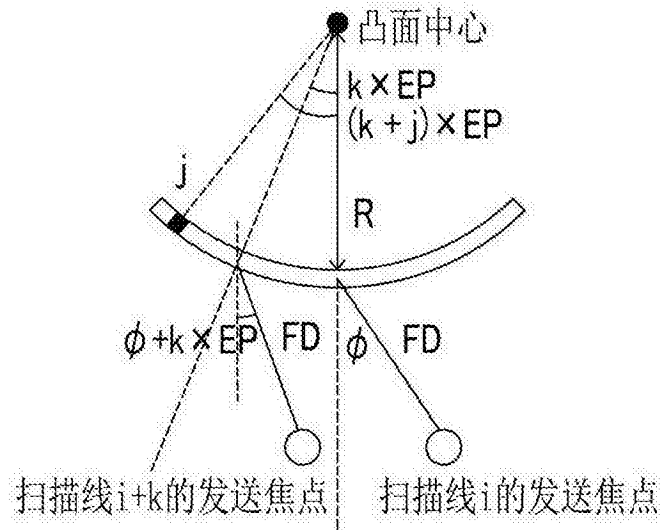


图 15B

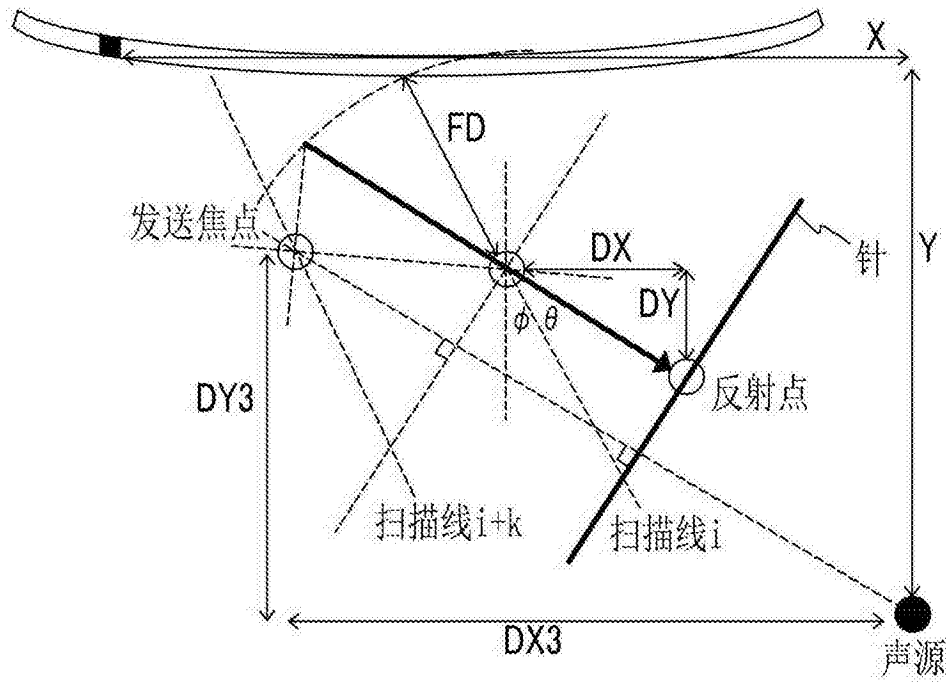


图 16

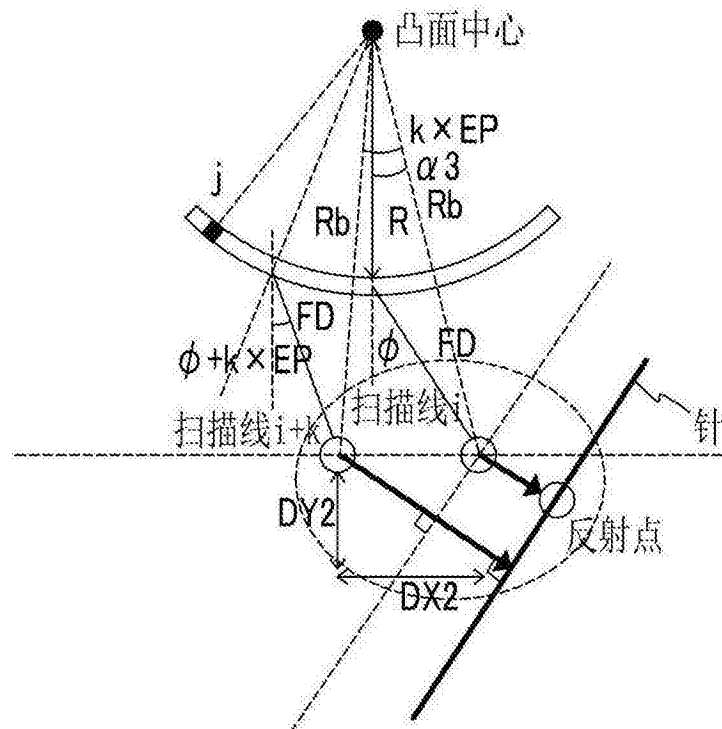


图 17A

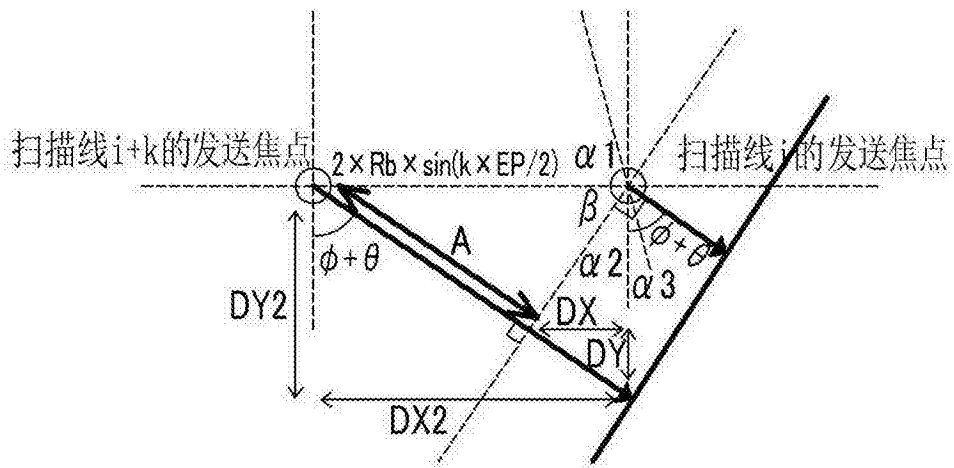


图 17B

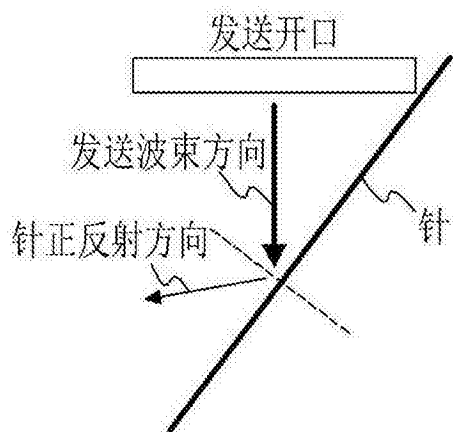


图 18A

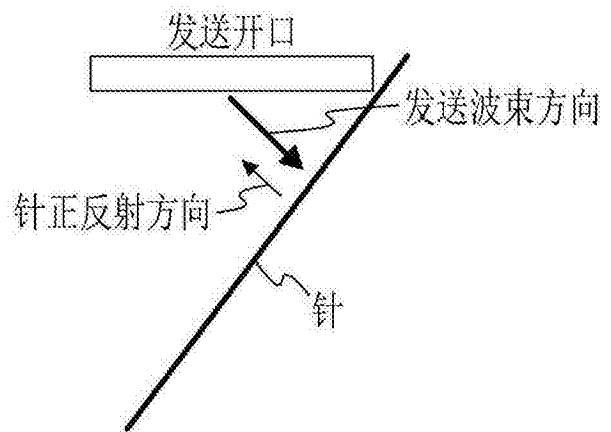


图 18B

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断程序		
公开(公告)号	CN105407806A	公开(公告)日	2016-03-16
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	CN105407806B		
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。

