



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102406511 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 11

(21) 申请号 201110290708. 1

(22) 申请日 2011. 09. 21

(30) 优先权数据

2011-200008 2011. 09. 13 JP

12/887, 050 2010. 09. 21 US

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 G·米勒 C·J·桑德斯

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 高科

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

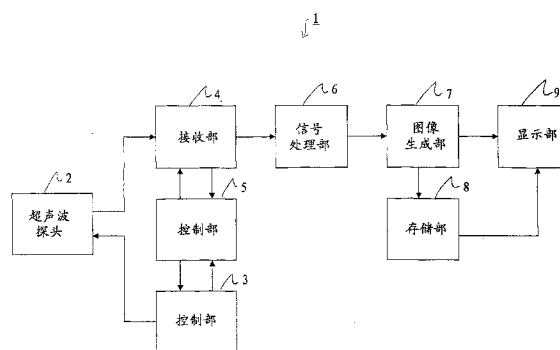
权利要求书 4 页 说明书 27 页 附图 18 页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波探头及超声波诊断装置,其目的在于提高与近距离声场有关的图像质量。超声波探头具有在排列面上二维状排列的多个振子。多个振子中的多个发送专用元件排列在设置于排列面的第1环区域。多个振子中的多个接收专用元件排列在设置于排列面、与第1环区域相邻地配置、具有与第1环区域相同的同心圆中心的第2环区域。



1. 一种超声波探头,具备在排列面二维状排列的多个振子,其特征在于:

上述多个振子中的多个发送专用元件排列在设置于上述排列面的第 1 环区域,

上述多个振子中的多个接收专用元件排列在设置于上述排列面、与上述第 1 环区域相邻地配置、具有与上述第 1 环区域相同的同心圆中心的第 2 环区域。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述第 1 环区域设置在上述第 2 环区域的内侧时,上述多个振子中的多个接收专用元件还排列在设置于上述排列面、与上述同心圆中心重叠的中心区域,

在上述第 1 环区域设置在上述第 2 环区域的外侧时,上述多个振子中的多个发送专用元件还排列在上述中心区域。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有与上述同心圆中心重叠、并作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述中心区域排列有上述多个振子中的多个接收专用元件时,上述中心区域的尺寸与焦点深度和转向角度的组合对应地动态地变化。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有与上述同心圆中心重叠、未排列上述多个发送专用元件和上述多个接收专用元件中的任一方、并作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的外侧的第 4 环区域,在上述第 4 环区域排列有上述多个振子中的多个发送专用元件和多个接收专用元件中的任一方。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于:

排列于上述第 4 环区域的多个发送专用元件和多个接收专用元件中的任一方都不发挥作用。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的外侧的第 4 环区域,在上述第 4 环区域未排列有上述多个振子中的多个发送专用元件和多个接收元件中的任一方。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域沿径方向重复设置。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的双方都具有圆环形状,

在 n 为整数、 λ 为超声波的波长、 f 为从上述排列面的中心到焦点的距离的情况下,

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域分别具有由 $r_n = \sqrt{n\lambda f + \frac{n^2 \lambda^2}{4}}$ 规定的半径 r_n 。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的至少一方中,上述多个振子相互隔开间隔地排列。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波探头,其特征在于:

对于上述多个发送专用元件的驱动信号或来自上述多个接收专用元件的接收信号通过规定的切趾函数而近似。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于:

上述切趾函数与焦点深度对应地变化。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的任一方在排列有上述多个接收专用元件时与转向角度对应地动态地变化。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波探头,其特征在于:

上述转向角度在对于空间复合开口的多个接收动作期间的各个期间中,变化为规定的角度。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的任一方排列上述多个接收专用元件,将上述多个接收专用元件中的一部分在用于生成合成开口的多个接收动作期间的各个期间中驱动。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的内侧、与上述同心圆中心重叠、并作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的内侧、与上述同心圆中心重叠的中心区域,上述多个振动子中的多个接收专用元件排列在上述中心区域,上述中心区域作为阿喇戈光斑发挥作用。

19. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

在上述排列面设置有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的内侧、与上述同心圆中心重叠的中心区域,上述多个振子中的多个发送专用元件和多个接收专用元件的任一方排列于上述中心区域。

20. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

关于上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的双方的尺寸与焦点深度和转向角度对应地变化。

21. 一种超声波诊断装置,具备:

多个发送接收元件,在排列面二维状地排列;

发送部,向上述多个发送接收元件供给超声波发送用的驱动信号;

接收部,为了超声波接收,对来自上述多个发送接收元件的回波信号进行信号处理;以及

控制部,由上述多个发送接收元件中的一部分构成的振子图案以在每个发送接收动作期间使上述排列面沿一方向移动规定量的方式控制上述发送部和上述接收部,

该超声波诊断装置的特征在于,上述振子图案具有:

第 1 环区域,排列有上述多个发送接收振子中的用于超声波发送的多个发送专用元件;以及

第 2 环区域,与上述第 1 环区域相邻地配置,具有与上述第 1 环区域相同的同心圆中

心,排列有上述多个发送接收振子中的用于超声波接收的多个接收专用元件。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制部以向上述多个发送专用元件供给驱动信号的方式控制上述发送部,以对来自上述多个接收专用元件的回波信号进行信号处理的方式控制上述接收部。

23. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制部以搭载于上述排列面的上述多个发送接收元件中的构成上述振子图案的发送接收元件以外的发送接收元件不用于超声波发送和超声波接收的双方的方式控制上述发送部和接收部。

24. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的双方的尺寸与焦点深度和转向角度的双方对应地动态地变化。

25. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述振子图案具有设置于上述第 1 环区域和第 2 环区域的内侧、与上述同心圆中心重叠的中心区域,

上述控制部在上述第 1 环区域设置于上述第 2 环区域的内侧时,将上述中心区域包含的多个发送接收元件分配为多个接收专用元件,在上述第 1 环区域设置于上述第 2 环区域的外侧时,将上述中心区域所包含的多个发送接收元件分配为多个发送专用元件。

26. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述振子图案具有设置于上述第 1 环区域及第 2 环区域的内侧、与上述同心圆中心重叠的中心区域,

上述控制部为了将上述中心区域作为阿喇戈光斑使用,不将上述中心区域所包含的多个发送接收元件分配为发送专用元件和接收专用元件的双方。

27. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述振子图案具有设置于上述第 1 环区域及上述第 2 环区域的外侧的第 4 环区域,

上述控制部不将上述中心区域所包含的多个发送接收元件分配为发送专用元件和接收专用元件的双方。

28. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域沿径方向重复设置。

29. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域的双方具有圆环形状,

在 n 为整数、 λ 为超声波的波长、 f 为从上述振子图案的中心到焦点的距离的情况下,

上述第 1 环区域和上述第 2 环区域分别具有由 $r_n = \sqrt{n\lambda f + \frac{n^2 \lambda^2}{4}}$ 规定的半径 r_n 。

30. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制部为了生成合成开口,将上述第 2 环区域所包含的上述多个接收专用元件中的一部分在多个接收动作期间的各个期间中驱动。

31. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

多个振子,二维状地排列;

控制部,向上述多个振子中的排列在第 1 环区域的振子分配发送功能,向上述多个振

子中的排列在第 2 环区域的振子分配接收功能,上述第 2 环区域与上述第 1 环区域相邻地配置,具有与上述第 1 环区域相同的同心圆中心;

发送部,向上述多个振子中的被分配了发送功能的振子供给驱动信号;以及

接收部,基于来自上述多个振子中的被分配了接收功能的振子的回波信号来生成接收信号。

超声波探头及超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 9 月 21 日提交的美国专利申请 No. 12/887,050 和 2011 年 9 月 13 日提交的日本专利申请 No. 2011-200008, 并要求其优先权, 其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本实施方式涉及超声波探头及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 如图 25 所示, 超声波诊断装置包含有处理装置、显示装置、缆线以及超声波探头。超声波探头经由缆线连接到处理装置。处理装置典型地, 为了向被检体中的关心区域发送超声波脉冲和接收由被检体反射的超声波回波, 控制超声波探头内的多个振子。处理装置为了与关心区域相关的超声波图像的显示那样的后处理, 实时接收超声波回波。

[0005] 更详细地, 多个振子连接到用于对超声波信号发送接收的多个信道。收集二维摄像数据时, 典型地, 信道数设定为 64 至 256 的范围内的数。收集三维摄像数据时, 典型地, 信道数要求 1000 以上。在上述超声波诊断装置中, 超声波探头收容有用于超声波信号发送接收的电路或其他要素那样的多个电子零件。更详细的、超声波探头为了执行超声波脉冲的发生和超声波回波的接收, 包含有振子和与其对应的电路。

[0006] 典型地, 振子作为由单一的元件执行发送功能和接收功能的发送接收元件发挥作用。由于复杂的电路构成, 搭载发送接收元件的超声波探头成本高, 电力消耗高。

发明内容

[0007] (本发明要解决的问题)

[0008] 本发明的目的在于提供一种能够提高与近距离声场相关的图像质量的超声波探头及超声波诊断装置。

[0009] (采用的方案)

[0010] 本实施方式涉及的超声波探头是具备在排列面二维状地排列的多个振子的超声波探头, 其特征在于, 上述多个振子中的多个发送专用元件排列在设置于上述排列面的第 1 环区域, 上述多个振子中的多个接收专用元件排列在设置于上述排列面、与上述第 1 环区域相邻地配置、具有与上述第 1 环区域相同的同心圆中心的第 2 环区域。

[0011] (发明效果)

[0012] 提高了与近距离声场相关的图像质量。

附图说明

[0013] 图 1 是表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0014] 图 2 是示意性地表示与第 1 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的

图。

[0015] 图 3 是示意性地表示与第 2 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0016] 图 4 是示意性地表示与第 3 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0017] 图 5 是示意性地表示与第 4 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0018] 图 6 是示意性地表示与第 5 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0019] 图 7 是示意性地表示与第 6 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0020] 图 8 是示意性地表示与第 7 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0021] 图 9 是示意性地表示与第 8 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0022] 图 10 是示意性地表示与第 9 实施方式相关的超声波探头的振子阵列的排列图案的图。

[0023] 图 11A 是用于说明根据与第 4 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的图。

[0024] 图 11B 是用于说明根据与第 4 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的其它的图。

[0025] 图 11C 是用于说明根据与第 4 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的其它的图。

[0026] 图 12 是用于说明根据与第 7 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的图。

[0027] 图 13 是用于说明根据与第 8 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的图。

[0028] 图 14 是用于说明根据与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的动作例 4 的图。

[0029] 图 15 是用于说明根据与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的动作例 4 的图。

[0030] 图 16 是用于说明根据与第 3 实施方式相关的超声波诊断装置的动作例 4 的图。

[0031] 图 17A 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的空间复合开口技术的图。

[0032] 图 17B 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的空间复合开口技术的其它的图。

[0033] 图 17C 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的空间复合开口技术的其它的图。

[0034] 图 18A 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的合成开口技术的图。

[0035] 图 18B 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的合成开口技术的

其他的图。

[0036] 图 18C 是用于说明根据与本实施方式相关的超声波诊断装置的合成开口技术的其他的图。

[0037] 图 19A 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 1 相关的超声波诊断装置的动作例的图。

[0038] 图 19B 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 1 相关的超声波诊断装置的动作例的其他的图。

[0039] 图 19C 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 1 相关的超声波诊断装置的动作例的其他的图。

[0040] 图 20A 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 2 相关的超声波诊断装置的动作例的图。

[0041] 图 20B 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 2 相关的超声波诊断装置的动作例的其他的图。

[0042] 图 20C 是用于说明与本实施方式的变形例的动作例 2 相关的超声波诊断装置的动作例的其他的图。

[0043] 图 21A 是用于说明根据与本实施方式的变形例的动作例 3 相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的动作例的图。

[0044] 图 21B 是用于说明根据与本实施方式的变形例的动作例 3 相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的动作例的其他的图。

[0045] 图 21C 是用于说明根据与本实施方式的变形例的动作例 3 相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的动作例的其他的图。

[0046] 图 22A 是用于说明利用根据与本实施方式的变形例的动作例 4 相关的超声波诊断装置的非对称开口技术的扫描的动作例的图。

[0047] 图 22B 是用于说明利用根据与本实施方式的变形例的动作例 4 相关的超声波诊断装置的非对称开口技术的扫描的动作例的其他的图。

[0048] 图 23 是用于说明利用根据与本实施方式的变形例的动作例 4 相关的超声波诊断装置的其他的非对称开口技术的扫描的动作例的图。

[0049] 图 24 是用于说明根据与本实施方式的变形例的动作例 5 有关的超声波诊断装置的移动开口扫描的动作例的图。

[0050] 图 25 是表示与现有例有关的超声波诊断装置的结构图。

[0051] 符号说明

[0052] 1、超声波诊断装置 2、超声波探头 3、发送部 4、接收部 5、控制部 6、信号处理部 7、图像生成部 8、存储部 9、显示部 10、振子阵列 11、第 1 环区域 12、第 2 环区域 13、中心区域 14、边缘区域

具体实施方式

[0053] 下面，一边参照附图一边对本实施方式涉及的超声波探头及超声波诊断装置进行说明。

[0054] 图 1 是表示本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的构成的图。如图 1 所示，本实

实施方式涉及的超声波诊断装置 1 具有超声波探头 2、发送部 3、接收部 4、控制部 5、信号处理部 6、图像生成部 7、存储部 8 以及显示部 9。

[0055] 超声波探头 2 具有振子排列面。在振子排列面上多个振子二维状地排列。即，本实施方式涉及的超声波探头 2 为二维阵列型。多个振子的集合称为振子阵列。典型地，超声波探头 2 包含有超声波发送专用的多个振子和超声波接收专用的多个振子。在此，将只用于执行发送功能的发送专用的振子称为发送专用元件，将只用于执行接收功能的接收专用的振子称为接收专用元件。另外，超声波探头 2 也可以具有用于执行超声波发送和超声波接收的双方的振子。在此，将用于执行发送功能和接收功能的双方的振子称为发送接收元件。在排列面上设置有具有规定的环形状的多个环区域。具体地，环形状具有圆环形状、椭圆环形状及多角形环形状中的任一种形状。在各环区域排他地排列有多个发送专用元件、多个接收专用元件以及多个发送接收元件中的任一种振子。各环区域的配置即振子的排列图案例如按照光学衍射理论的干涉图案来决定。

[0056] 本实施方式涉及的振子能够适用于压电振子、静电电容型微机械超声波振子 (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer :cMUT)、压电型微机械超声波振子 (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer :pMUT)、或者其他的适当的种类中的任一种振子。

[0057] 发送部 3 根据通过控制部 5 的控制，以规定的定时在每个信道重复产生额定脉冲。发送部 3 对于产生的各额定脉冲，赋予形成与规定的发送方向和发送焦点相关的超声波发送波束（以下，称为发送波束）所需的延迟时间。该延迟时间例如对于每个信道根据转向角度和发送焦点深度而决定。并且，发送部 3 以基于各延迟的额定脉冲的定时来产生驱动信号。产生的驱动信号被供给至用于超声波发送的振子，即发送专用元件或发送接收元件。接受驱动脉冲的供给的各振子产生超声波。在结构上，发送部 3 搭载有多个发送电路。各发送电路产生驱动信号。各发送电路经由信道连接到用于超声波发送的振子，即发送专用元件或发送接收元件。各发送电路将产生的驱动信号经由信道供给至发送专用元件或发送接收元件。

[0058] 接收部 4 根据通过控制部 5 的控制，从用于超声波接收的振子，即，接收专用元件或发送接收元件接收回波信号。并且，控制部 4 将接收的回波信号进行信号处理，生成与超声波接收波束（以下，称为接收波束）相关的接收信号。更详细地，接收部 4 将接收的回波信号放大，并将放大的回波信号从模拟转换为数字。接收部 4 向转换为数字的回波信号赋予与规定的转向角度和接受焦点深度对应的所需延迟时间，并将赋予了延迟时间的回波信号进行相加。一边沿接收波束变更接收焦点深度一边重复该延迟相加处理。从而，接收部 4 生成与接收波束相关的回波信号（以下，称为接收信号）。接收信号的生成也称为接收波束的形成。生成的接收信号被供给至信号处理部 6。在结构上，接收部 4 搭载有多个接收电路。各接收电路经由信道连接至接收专用元件或发送接收元件。各接收电路对于从接收专用元件或发送接收元件经由信道供给的回波信号实施信号处理。

[0059] 另外，各振子可以没有间隙地排列，也可以隔开间隙地排列。各振子隔开间隙地排列时，接收部 4 以形成接收波束分布 (profile) 为目的，对来自接收专用元件或发送接收元件的接收信号适用规定的切趾函数，并进行接收信号的加权。该切趾函数是根据接收焦点深度而变化的加权函数。另外，也可以通过发送部 3，以形成发送波束分布为目的，对于针对

发送专用元件或发送接收元件的驱动信号适用切趾函数。该切趾函数是与发送焦点深度对应地变化的加权函数。

[0060] 控制部 5 在发送动作期间,以向用于超声波发送的振子(发送专用元件或发送接收元件)供给驱动信号的方式控制发送部 3。在接收动作期间,控制部 5 以对来自用于超声波接收的振子(接收专用振子或发送接收振子)的回波信号进行信号处理的方式控制接收部 4。例如,控制部 5 控制对于发送接收元件的开关。发送接收元件通过信道经由开关选择性地连接到发送电路和接收电路。在发送动作期间,控制部 5 以将发送接收元件与发送电路连接、将发送接收元件与接收电路切断的方式切换开关。在接收动作期间,控制部 5 以将发送接收元件与发送电路切断、将发送接收元件与接收电路连接的方式切换开关。另外,发送专用元件只对发送电路经由信道进行连接。同样地,接收专用元件也只对接收电路经由信道进行连接。

[0061] 如上所述,在本实施方式中,搭载于超声波探头 2 的多个振子中包含有发送专用元件和接收专用元件。从而,本实施方式与搭载于超声波探头 2 的振子全部是发送接收元件时相比,发送部 3 和接收部 4 涉及的电路结构简单。因此,本实施方式涉及的超声波探头 2 及超声波诊断装置 1 与现有的相比,成本较低,电力消耗较低。

[0062] 信号处理部 6 对于来自接收部 4 的接收信号实施 B 模式处理,并生成 B 模式信号。另外,信号处理部 6 也可以对于来自接收部 4 的接收信号实施彩色多普勒模式处理,并生成彩色多普勒模式信号。

[0063] 图像生成部 7 根据来自信号处理部 6 的 B 模式信号产生 B 模式图像。另外,图像生成部 7 根据来自信号处理部 6 的彩色多普勒模式信号产生彩色多普勒模式图像。B 模式图像和彩色多普勒模式图像存储于存储部 8。

[0064] 显示部 9 显示来自图像生成部 7 或存储器 8 的 B 模式图像。另外,显示部 9 显示来自图像生成部 7 或存储器 8 的彩色多普勒模式图像。

[0065] 以上,完成了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构的说明。

[0066] 本实施方式涉及的振子的排列图案具有几个优点。作为其优点,可以列举出例如削减了与开关和电子调焦相关的电子零件数,提高了大开口径下的近距离的摄像性能,分离了用于优化中心频率和带宽的振子堆,以及增强了高谐波信号频率。上述优点中的削减了电子零件数有助于削减制造成本、电力消耗及超声波探头的尺寸。用于接收发送的振子堆的分离可以针对经由关于各环区域的声匹配层或 PZT 变化的振子阵列的各部分优化中心频率和带宽。

[0067] (超声波探头的实施方式)

[0068] 以下,将本实施方式涉及的超声波探头 1 的构成分为多个实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,将振子排列面上的一方的方向称为竖直方向,将另一方的方向称为横向方向。竖直方向与横向方向相互正交。

[0069] [第 1 实施方式]

[0070] 图 2 是示意性地表示与第 1 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 10 的排列图案的图。振子阵列 10 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0071] 如图 2 所示,在振子阵列 10 上沿径方向设置有交互排列的第 1 环区域 11 和第 2 环区域 12。在此,所谓径方向,就是环区域 11、12 的径方向。第 1 环区域 11 和第 2 环区域 12

具有圆环形状。第 1 环区域 11 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 12 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,在第 1 环区域 11 排列有多个发送专用元件,第 2 环区域 12 排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成圆环状。即,第 1 环区域 11 是排列成圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 12 是排列成圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 12 以与第 1 环区域 11 相接的方式进行设置,具有与第 1 环区域 11 大致相同的中心点。

[0072] 如图 2 所示,多个第 1 环区域 11 和多个第 2 环区域 12 是共有同心圆中心的同心圆环区域。各第 2 环区域 12 以半径比内侧的第 1 环区域 11 大、与内侧的第 1 环区域 11 的外周相接的方式进行设置。

[0073] 用语“环区域”意味着由大致平行的一对外周线和内周线规定的区域或者包围规定的中心部分或圆环状的孔部的带形状的区域。环区域包括圆环环状、椭圆环环状及多角形环环状,但不仅限于这些特定的形状,也可以是不同形状的环状的任意的组合。例如,为多角形环环状时,是规定多角形状的一对多角形状的外周。另外,环区域未限定为特定的形状或尺寸。另外,上述定义是针对振子的空间位置关系的定义,不必限定于发送动作期间的超声波发送中的发送专用元件的驱动图案或序列。同样地,上述定义也不必限定于接收动作期间的超声波接收中的接收专用元件的驱动图案或序列。

[0074] 如图 2 所示,振子阵列 10 还具有中心区域 13 和边缘区域 14。中心区域 13 设置在最内的第 1 环区域 11 的内侧。中心区域 13 以将多个第 1 环区域 11 与多个第 2 环区域 12 的同心圆中心重叠的方式设置。中心区域 13 以与第 1 环区域 11 的内周相接的方式进行设置。或者,中心区域 13 也可以在与第 1 环区域 11 之间隔开间隙地设置。在中心区域 13 上排他地排列有与在第 2 环区域 12 排列的振子同种类的振子。例如,在第 2 环区域 12 上排列有多个接收专用元件时,在中心区域 13 上也排列有多个接收专用元件。

[0075] 环区域 11、12 具有根据菲涅耳衍射原理的空间位置关系。从内侧算起的第 n 个环区域 11、12 以与由下述方程式 (1) 规定的半径 r_n 重叠的方式进行设置。另外,半径 r_n 是来自振子阵列 10 的中心点的距离。

$$[0076] \quad r_n = \sqrt{n\lambda f + \frac{n^2 \lambda^2}{4}} \quad \cdots (1)$$

[0077] 在此, n 为整数, λ 为超声波的波长。 f 为从振子阵列 10 的中心点到发送焦点的距离。振子阵列 10 与距离 f 相比较短时,半径 r_n 由下述近似式 (2) 表示。

$$[0078] \quad r_n \cong \sqrt{n\lambda f} \quad \cdots (2)$$

[0079] 从同心圆中心算起的第 n 环区域 11、12 以分别与振子阵列 10 上的第 n 次的菲涅耳区域(菲涅耳环)一致的方式进行设置。在各次的菲涅耳区域,多个发送专用振子和多个接收专用振子以将个发送专用振子和多个接收专用振子沿径方向交替排列的方式排他地进行排列。从同一菲涅耳区域发送的超声波在发送焦点相位的正负一致。各菲涅耳区域(第 1 环区域 11)每间隔一个地进行排列。从而,从各第 1 环区域 11 发送的超声波的发送焦点每次错开一个波长。即,发送部 3 可以通过向每个第 1 环区域 11 供给同一驱动信号,来发送在发送焦点 f 会聚的超声波。此时,在供给至各第 1 环区域 11 的驱动信号上的接收延迟时间错开中心频率的一个周期。这样,由于可以针对每个第 1 环区域 11 改变发送延迟

时间,因此不需复杂的发送延迟时间的控制。另外,随之,能够使同一第1环区域11内的发送专用元件共通连接。通过利用该菲涅耳区域的原理,可以大幅削减与发送相关的电子电路规模。

[0080] 另外,相位的正负一致的超声波从反射源到达各次的菲涅耳区域(第2环区域12)。到达相邻的菲涅耳区域的超声波的相位正负反转。由于在接收时利用动态聚焦,因此接收焦点的深度变化。来自中心轴上的任意点的超声波通过各第2环区域12内的多个接收专用元件在同时刻进行接收。接收部4对来自同一第2环区域12的回波信号赋予与从接收焦点算起的搬运时间差对应的共通的接收延迟时间。从而,根据本实施方式,不再需要接收延迟时间的控制。此外,随之,能够使同一第2环区域12内的接收专用元件共通连接。另外,接收部4在赋予接收延迟时间之前,可以将回波信号相加。这样,通过利用菲涅耳区域的原理,能够大幅削减与接收相关的电子电路规模。

[0081] 边缘区域14设置于振子阵列10中的最外的环区域11的外侧。边缘区域14可以不含有发送专用元件及接收专用元件等的振子,也可以含有不能发挥作用的振子。所谓不能发挥作用的振子例如就是切断了与发送电路的连接发送专用元件、切断了与接收电路连接的接收专用元件。或者,在边缘区域14也可以没有排列能够发挥作用的发送专用元件或能够发挥作用的接收专用元件。或者,边缘区域14可以提高强度而含有多个发送专用元件,也可以为了提高灵敏度而含有多个接收专用元件。

[0082] 例如,振子阵列10含有10000个振子。具体地,在横向方向排列有100个振子,在竖直方向排列有100个振子。设为10000个振子中含有M个发送专用元件,N个接收专用元件,0个不能发挥作用的振子。M、N和0的总计为10000。例如,M个为3750个,N个为3750个,0个为2500个。另外,3750个发送专用元件任意地分配给各第1环区域11。各第1环区域11可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。同样地,3750个接收专用元件任意地分配给各第2环区域12。各第2环区域12可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。另外,接收专用元件也可以排列在中心区域13。

[0083] 一般地,在平面波中包含具有圆形状的切断区域时,在该切断区域的中心轴上产生强亮点。该亮点被称为阿喇戈光斑。为了近距离地形成具有发送焦点的发送波束,需要驱动具有以通过该发送焦点的轴为中心的圆形的发送开口的振子组。各振子发送的球面波的等相位面通过在1点进行相互加强来连结焦点。在此,考虑在圆形的发送开口中,例如位于开口中心的振子放射的球面波(以下,称为中心的球面波)。该中心的球面波几乎不会帮助对波束发送方向进行左右方向(扫描方向)的会聚。这也很明显是由于发送焦点附近的中心的球面波的等相位面在左右方向较大地扩展。

[0084] 因此,本实施方式涉及的超声波诊断装置1及超声波探头2通过设为在超声波发送中不使用上述那样的不会帮助左右方向的会聚的振子,可以形成比波束宽度窄的波束。即,由于在超声波发送中不利用开口中心,所以通过在开口中心产生阿喇戈光斑,从而即使在近距离也可以得到比较细的波束。在本实施方式中,中心区域13排他地包含有发送专用元件或接收专用元件。中心区域13排他地包含有接收专用元件时,中心区域13不用于发送。从而,此时,中心区域13在发送动作期间作为阿喇戈光斑发挥作用。在中心区域13不用于发送时,由于阿喇戈光斑的效果,可以形成比较细的发送波束。另一方面,中心区域13排他地包含有发送专用元件时,中心区域13不用于接收。从而,此时,中心区域13在接收动

作期间作为阿喇戈光斑发挥作用。在中心区域 13 不用于接收时,由于阿喇戈光斑的效果,可以形成比较细的接收波束。从而,与将中心区域用于发送和接收的双方的情况相比,本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 及超声波探头 2 可以提高图像质量。

[0085] [第 2 实施方式]

[0086] 图 3 是示意性地表示与第 2 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 20 的排列图案的图。振子阵列 20 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0087] 如图 3 所示,振子阵列 20 沿径方向设置有交替排列的第 1 环区域 21 和第 2 环区域 22。在此,所谓径方向,就是环区域 21、22 的径方向。第 1 环区域 21 和第 2 环区域 22 具有椭圆环形状。第 1 环区域 21 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 22 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,在第 1 环区域 21 排列有多个发送专用元件,在第 2 环区域 22 排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成椭圆环状。即,第 1 环区域 21 是排列成椭圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 22 是排列成椭圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 22 以连接第 1 环区域 21 的方式进行设置,具有与第 1 环区域 21 大致相同的中心点。

[0088] 如图 3 所示,多个第 1 环区域 21 和多个第 2 环区域 22 是共有同心圆中心的椭圆环区域。各第 2 环区域 22 以半径比内侧的第 1 环区域 21 大、与内侧的第 1 环区域 21 的外周相接的方式进行设置。

[0089] 如图 3 所示,振子阵列 20 还具有中心区域 23 和边缘区域 14。中心区域 23 是第 1 环区域 21 的内侧,以至少包含同心圆中心的方式进行配置。中心区域 23 以与第 1 环区域 21 的内周相接的方式设置。或者,中心区域 23 也可以在中心区域 23 与第 1 环区域 21 之间隔开间隙地设置。与第 2 环区域 22 同样地,在中心区域 23 排他地排列有多个发送专用元件或多个接收专用元件。边缘区域 14 设置于振子阵列 20 中的最外的环区域 21 的外侧。

[0090] [第 3 实施方式]

[0091] 图 4 是示意性地表示与第 3 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 30 的排列图案的图。典型地,振子阵列 30 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0092] 如图 4 所示,振子阵列 30 设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 31 和第 2 环区域 32。在此,所谓径方向,就是环区域 31、32 的径方向。第 1 环区域 31 和第 2 环区域 32 具有多角环形状。多角环形状作为圆形状的近似来使用。第 1 环区域 31 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 32 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,在第 1 环区域 31 上排列有多个发送专用元件,第 2 环区域 32 上排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成多角环状。即,第 1 环区域 31 是排列成椭圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 32 是排列成多角环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 32 以与第 1 环区域 31 相接的方式进行设置,具有与第 1 环区域 31 大致相同的中心点。

[0093] 如图 4 所示,多个第 1 环区域 31 和多个第 2 环区域 32 是共有同心圆中心的多角环区域。各第 2 环区域 32 以半径比内侧的第 1 环区域 31 大、与内侧的第 1 环区域 31 的外周相接的方式进行设置。

[0094] 如图 4 所示, 振子阵列 30 还具有中心区域 33 和边缘区域 14。中心区域 33 配置在第 1 环区域 31 的内侧, 至少与同心圆中心重叠。中心区域 33 以与第 1 环区域 31 的内周相接的方式排列设置。或者, 中心区域 33 也可以在与第 1 环区域 31 之间隔开间隙地设置。在中心区域 33 上, 排他地排列有与排列于第 2 环区域 32 的振子同种类的振子。边缘区域 14 设置于振子阵列 30 中的最外的环区域 31 的外侧。

[0095] 另外, 振子阵列 30 中的 M 个发送专用元件、N 个接收专用元件及 0 个不能发挥作用的振子的个数的对应关系与第 1 实施方式相同。另外, 各第 1 环区域 31 可以是相同的尺寸, 也可以不是相同的尺寸。同样地, 各第 2 环区域 32 也可以是相同的尺寸, 也可以不是相同的尺寸。

[0096] [第 4 实施方式]

[0097] 图 5 是示意性地表示与第 4 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 40 的排列图案的图。典型地, 振子阵列 40 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0098] 如图 5 所示, 在振子阵列 40 上设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 41 和第 2 环区域 42。在此, 所谓径方向, 就是环区域 41, 42 的径方向。第 1 环区域 41 和第 2 环区域 42 具有圆环形状。第 1 环区域 41 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方, 第 2 环区域 42 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此, 设为在第 1 环区域 41 排列有多个发送专用元件, 第 2 环区域 42 排列有多个接收专用元件。换言之, 多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成圆环状。即, 第 1 环区域 41 是排列成圆环形状的多个发送专用元件的集合, 第 2 环区域 42 是排列成圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 42 以与第 1 环区域 41 相接的方式进行设置, 具有与第 1 环区域 41 大致相同的中心点。

[0099] 如图 5 所示, 多个第 1 环区域 41 和多个第 2 环区域 42 是共有同心圆中心的同心圆环区域。各第 2 环区域 42 以半径比内侧的第 1 环区域 41 大、与内侧的第 1 环区域 41 的外周相接的方式进行设置。

[0100] 如图 5 所示, 振子阵列 40 还具有中心区域 43 和边缘区域 14。中心区域 43 具有圆形状。中心区域 43 配置在第 1 环区域 41 的内侧, 至少与同心圆中心重叠。中心区域 43 以与第 1 环区域 41 的内周相接的方式设置。或者, 中心区域 43 也可以在与第 1 环区域 41 之间隔开间隙地设置。在中心区域 43 上, 可以不设置发送专用元件和接收专用元件的双方。或者, 也可以在中心区域 43 设置不能发挥作用的振子。在中心区域 43 上排列的振子的个数可以比在其他区域排列的振子更稀疏地排列。从而, 削减电路成本、电力消耗及尺寸。通过中心区域 43, 可以改善波束宽度, 改善沿竖直方向及横向方向的近距离声场的分辨率, 结果, 提高图像质量。中心区域 43 与产生光学衍射理论中的阿喇戈光斑的第 1 菲涅耳区域的内侧的不透明的光学圆盘区域相对应。中心区域 43 作为阿喇戈光斑发挥作用。边缘区域 14 设置于振子阵列 40 中的最外的环区域 42 的外侧。

[0101] 环区域 41、42 具有根据菲涅耳衍射原理的规定的空间位置关系。从内侧算起的第 n 个环区域 41、42 以与由上述方程式 (1) 规定的半径 r_n 重叠的方式进行设置。在此, n 为整数, λ 为超声波的波长, f 为从振子阵列 40 的中心点到发送焦点的距离。振子阵列 40 比距离 f 更短时, 半径 r_n 由上述近似式 (2) 表示。

[0102] 从同心圆中心算起的第 n 环区域 41、42 以分别与振子阵列 40 上的第 n 次菲涅耳区域一致的方式进行设置。在各次的菲涅耳区域上,多个发送专用振子或多个接收专用振子以将多个发送专用振子和多个接收专用振子沿径方向交替排列的方式排他地进行排列。相位的正负成为一致的超声波从反射源到达各次的菲涅耳区域。到达相邻的菲涅耳区域的超声波的相位正负反转。因此,通过使各环区域 41、42 和第 n 菲涅耳区域一致,提高近距离声场的图像质量性能。

[0103] 例如,振子阵列 40 含有 10000 个振子。具体地,在横向方向排列有 100 个振子,在竖直方向排列有 100 个振子。10000 个振子中含有 M 个发送专用元件、 N 个接收专用元件、 O 个不能发挥作用的振子。 M 、 N 和 O 的总计为 10000。例如, M 个为 3750 个, N 个为 3750 个, O 个为 2500 个。另外,3750 个发送专用元件任意地分配在第 1 环区域 41、41A 及 41B。各第 1 环区域 41 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。同样地,3750 个接收专用元件任意地分配在第 2 环区域 42。各第 2 环区域 42 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。

[0104] 在中心区域 43 不用于发送时,由于阿喇戈光斑的效果,可以形成比较细的发送波束。另外,在中心区域 43 不用于接收时,由于阿喇戈光斑的效果,可以形成比较细的接收波束。从而,与不存在阿喇戈光斑的情况相比,第 4 实施方式涉及的超声波探头 2 可以提高图像质量。

[0105] [第 5 实施方式]

[0106] 图 6 是示意性地表示与第 5 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 50 的排列图案的图。典型地,振子阵列 50 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0107] 如图 6 所示,在振子阵列 50 上设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 51 和第 2 环区域 52。在此,所谓径方向,就是环区域 51、52 的径方向。第 1 环区域 51 和第 2 环区域 52 具有椭圆环形状。第 1 环区域 51 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 52 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,在第 1 环区域 51 排列有多个发送专用元件,在第 2 环区域 52 排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成椭圆环状。即,第 1 环区域 51 是排列成椭圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 52 是排列成椭圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 52 以与第 1 环区域 51 相接的方式进行设置,具有与第 1 环区域 51 大致相同的中心点。

[0108] 如图 6 所示,多个第 1 环区域 51 和多个第 2 环区域 52 是共有同心圆中心的椭圆环区域。各第 2 环区域 52 以半径比内侧的第 1 环区域 51 大、与内侧的第 1 环区域 51 的外周相接的方式进行设置。

[0109] 如图 6 所示,振子阵列 50 还具有中心区域 53 和边缘区域 14。中心区域 53 具有椭圆形状。中心区域 53 配置在第 1 环区域 51 的内侧,与同心圆中心重叠。中心区域 53 以与第 1 环区域 51 的内周相接的方式设置。或者,中心区域 53 也可以在与第 1 环区域 51 之间隔开间隙地设置。中心区域 53 作为阿喇戈光斑发挥作用。因此,在中心区域 33 上,例如没有排列发送专用元件和接收专用元件的双方。或者,在中心区域 53 上也可以排列有不能发挥作用的振子。或者,在中心区域也可以稀疏地排列有多个振子。从而,削减电路的成本、电力消耗量及尺寸。通过中心区域 53,可以改善波束宽度,改善与竖直方向及横向方向相关

的近距离声场的分辨率,结果,提高图像质量。边缘区域 14 设置于振子阵列 50 中的最外的环区域 52 的外侧。

[0110] 另外,振子阵列 50 中的 M 个发送专用元件、N 个接收专用元件及 0 个不能发挥作用的振子的个数的对应关系与第 1 实施方式相同。另外,各第 1 环区域 51 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。同样地,各第 2 环区域 52 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。

[0111] [第 6 实施方式]

[0112] 图 7 是示意性地表示与第 6 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 60 的排列图案的图。典型地,振子阵列 60 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0113] 如图 7 所示,在振子阵列 60 上设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 61 和第 2 环区域 62。在此,所谓径方向,就是环区域 61,62 的径方向。第 1 环区域 61 和第 2 环区域 62 具有多角环形状。第 1 环区域 61 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 62 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,设为在第 1 环区域 61 排列有多个发送专用元件,在第 2 环区域 62 排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成多角环状。即,设为第 1 环区域 61 是排列成多角环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 62 是排列成多角环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 62 以与第 1 环区域 61 相接的方式进行设置,具有与第 1 环区域 61 大致相同的中心点。

[0114] 如图 7 所示,多个第 1 环区域 61 和多个第 2 环区域 62 是共有同心圆中心的多角环区域。各第 2 环区域 62 以半径比内侧的第 1 环区域 61 大、且与内侧的第 1 环区域 61 的外周相接的方式进行设置。

[0115] 如图 7 所示,振子阵列 60 还具有中心区域 63 和边缘区域 14。中心区域 63 具有多角形状。中心区域 63 设置在第 1 环区域 61 的内侧,至少与同心圆中心重叠。中心区域 63 以与第 1 环区域 61 相接的方式设置。或者,中心区域 63 也可以在与第 1 环区域 61 之间隔开间隙地设置。中心区域 63 作为阿喇戈光斑发挥作用。因此,在中心区域 63 上,例如没有设置发送专用元件和接收专用元件的双方。或者,在中心区域 63 上也可以排列不能发挥作用的振子。或者,也可以稀疏地排列多个振子。通过这样的结构,削减电路的成本、电力消耗量及尺寸。通过中心区域 63,可以改善波束宽度,改善与竖直方向及横向方向相关的近距离声场的分辨率,结果,提高图像质量。边缘区域 14 设置于振子阵列 60 中的最外的环区域 61 的外侧。

[0116] 另外,振子阵列 60 中的 M 个发送专用元件、N 个接收专用元件及 0 个不能发挥作用的振子的个数的对应关系与第 1 实施方式相同。另外,各第 1 环区域 61 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。同样地,各第 2 环区域 62 可以是相同的尺寸,也可以不是相同的尺寸。

[0117] [第 7 实施方式]

[0118] 图 8 是示意性地表示与第 7 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 70 的排列图案的图。典型地,振子阵列 70 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0119] 如图 8 所示,在振子阵列 70 上设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 71 和第 2 环区域 72。在此,所谓径方向,就是环区域 71、72 的径方向。第 1 环区域 71 和第 2 环区域 72 具有圆环形状。第 1 环区域 71 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 72 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,设为在第 1 环区域 71 排列有多个发送专用元件,第 2 环区域 72 排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成椭圆环状。即,设为第 1 环区域 71 是排列成圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 72 是排列成圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 72 以与第 1 环区域 71 相接的方式进行设置,具有与第 1 环区域 71 大致相同的中心点。

[0120] 如图 8 所示,多个第 1 环区域 71 和多个第 2 环区域 72 是共有同心圆中心的同心圆环区域。各第 2 环区域 72 以半径比内侧的第 1 环区域 71 大、与内侧的第 1 环区域 71 的外周相接的方式进行设置。

[0121] 如图 8 所示,振子阵列 70 在第 1 环区域 71 和第 2 环区域 72 之间具有任意的环区域 75。在第 3 环区域 75,排列有多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方。第 3 环区域 75 中的发送专用元件或接收专用元件可以是不能发挥作用的,也可以是能够发挥作用的。或者,在第 3 环区域 75,也可以不排列发送专用元件和接收专用元件的任一方。

[0122] 如图 8 所示,振子阵列 70 还具有中心区域 73 和边缘区域 14。中心区域 73 具有圆形状。中心区域 73 设置在第 1 环区域 71 的内侧,至少与同心圆中心重叠。中心区域 73 以与第 1 环区域 71 相接的方式进行设置。或者,中心区域 73 在与第 1 环区域 71 之间隔开间隙地设置。中心区域 73 作为阿喇戈光斑发挥作用。因此,在中心区域 73 上,例如未设置有发送专用元件和接收专用元件的双方。或者,在中心区域 73 上也可以排列有不能发挥作用的振子。或者,在中心区域 73 上,也可以稀疏地排列有多个振子。通过这样的结构,削减电路的成本、电力消耗量及尺寸。通过中心区域 73,可以改善波束宽度,改善沿竖直方向及横向方向的近距离声场的分辨率,结果,提高图像质量。边缘区域 14 设置于振子阵列 70 中的最外的环区域 72 的外侧。

[0123] 另外,振子阵列 70 中的 M 个发送专用元件、N 个接收专用元件及 0 个不发挥作用的振子的个数的对应关系与第 1 实施方式相同。另外,各第 1 环区域 71 可以是同一尺寸,也可以不是同一尺寸。同样地,各第 2 环区域 72 可以是同一尺寸,也可以不是同一尺寸。

[0124] 在上述说明中,第 7 实施方式涉及的环区域设为圆环区域。但第 7 实施方式涉及的环区域也可以是椭圆环区域,也可以是多角环区域。在为椭圆环区域时,发送专用元件和接收专用元件在椭圆环区域的第 1 环区域和椭圆环区域的第 2 环区域分别配置。另外,中心区域、边缘区域及第 5 区域也可以分别是椭圆环区域。同样地,在为多角环区域时,发送专用元件和接收专用元件在多角环区域的第 1 环区域和多角环区域的第 2 环区域分别配置。另外,中心区域、边缘区域及第 5 区域也可以分别是多角环区域。另外,环区域是椭圆环区域或多角环区域时的第 7 实施方式未示出,设为在图 8 的第 7 实施方式的说明和该段落的说明中所公开的内容。

[0125] [第 8 实施方式]

[0126] 图 9 是示意性地表示与第 8 实施方式相关的超声波探头中的振子阵列 80 的排列图案的图。典型地,振子阵列 80 具有二维状地排列的多个发送接收元件、多个发送专用元

件和多个接收专用元件。

[0127] 如图9所示,在振子阵列80上设置有第1环区域81、第2环区域82及第4环区域86。例如,第1环区域81、第4环区域86及第2环区域82沿径方向依次排列。在此,所谓径方向,就是环区域81,82,86的径方向。第1环区域81、第2环区域82及第4环区域86具有圆环形状。第1环区域81排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第2环区域82排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。第4环区域86包含多个发送接收元件。在此,在第1环区域81上排列有多个发送专用元件,第2环区域82上排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件、多个接收专用元件和多个发送接收元件各自排列成圆环状。即,第1环区域81是排列成圆环形状的多个发送专用元件的集合,第2环区域82是排列成圆环形状的多个接收专用元件的集合,第4环区域86是排列成圆环形状的多个发送接收元件的集合。第4环区域86以与第1环区域81的外周相接的方式进行设置。第2环区域82和第4环区域86具有与第1环区域81大致相同的同心圆中心点。

[0128] 如图9所示,多个第1环区域81、多个第2环区域82和多个环区域86是共有同心圆中心的同心圆环区域。各第2环区域82以半径比内侧的第4环区域86大、与内侧的第4环区域86的外周相接的方式进行设置。各第4环区域86以半径比内侧的第1环区域81大、与内侧的第1环区域81的外周相接的方式进行设置。

[0129] 如图9所示,振子阵列80还具有中心区域83和边缘区域14。中心区域83具有圆形状。中心区域83设置在第1环区域81的内侧,至少与同心圆中心重叠。中心区域83以与第1环区域81相接的方式进行设置。或者,中心区域83在与第1环区域81之间隔开间隙地设置。中心区域83作为阿喇戈光斑发挥作用。因此,例如在中心区域83上,未设置有发送专用元件和接收专用元件的双方。或者,在中心区域83上,也可以排列有不能发挥作用的振子。或者,在中心区域83上,也可以稀疏地排列有多个振子。通过这样的结构,削减电路的成本、电力消耗量及尺寸。通过中心区域83,可以改善波束宽度,改善与竖直方向及横向方向相关的近距离声场的分辨率,结果,提高图像质量。

[0130] 另外,振子阵列80中的M个发送专用元件、N个接收专用元件及0个不发挥作用的振子的个数的对应关系与第1实施方式相同。另外,各第1环区域81可以是同一尺寸,也可以不是同一尺寸。同样地,各第2环区域82可以是同一尺寸,也可以不是同一尺寸。

[0131] 在上述说明中,假设第8实施方式涉及的环区域为圆环区域。但第8实施方式涉及的环区域也可以是椭圆环区域,也可以是多角环区域。在为椭圆环区域时,发送专用元件和接收专用元件在椭圆环区域的第1环区域和椭圆环区域的第2环区域上分别地配置。另外,中心区域、边缘区域也可以分别是椭圆环区域。同样地,在为多角环区域时,发送专用元件和接收专用元件在多角环区域的第1环区域和多角环区域的第2环区域上分别地配置。另外,中心区域、边缘区域也可以分别是多角环区域。另外,环区域是椭圆环区域或多角环区域时的第8实施方式未示出,设为在图9的第8实施方式的说明和该段落的说明中所公开的内容。

[0132] [第9实施方式]

[0133] 图10是表示与第9实施方式相关的超声波探头的振子阵列90的排列图案的图。第9实施方式涉及的振子阵列90与缺少阿喇戈光斑的图8的第7实施方式涉及的振子阵

列对应。振子阵列 90 具有多个不重叠的环区域。典型地,振子阵列 90 具有二维状地排列的多个发送专用元件和多个接收专用元件。

[0134] 如图 10 所示,在振子阵列 90 上设置有沿径方向交替排列的第 1 环区域 91 和第 2 环区域 92。在此,所谓径方向,就是环区域 91,92 的径方向。第 1 环区域 91 和第 2 环区域 92 具有圆环形状。第 1 环区域 91 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方,第 2 环区域 92 排他地包含多个发送专用元件和多个接收专用元件中的另一方。在此,设为在第 1 环区域 91 上排列有多个发送专用元件,第 2 环区域 92 上排列有多个接收专用元件。换言之,多个发送专用元件和多个接收专用元件各自排列成圆环状。即,设为第 1 环区域 91 是排列成圆环形状的多个发送专用元件的集合,第 2 环区域 92 是排列成圆环形状的多个接收专用元件的集合。第 2 环区域 92 与第 1 环区域 91 相接地设置,具有与第 1 环区域 91 大致相同的中心点。

[0135] 如图 10 所示,振子阵列 90 在第 1 环区域 91 和第 2 环区域 92 之间具有任意的环区域 95。在环区域 95 上,排列有多个发送专用元件和多个接收专用元件中的一方。环区域 95 中的发送专用元件或接收专用元件可以不能发挥作用,也可以能够发挥作用。或者,在环区域 95 上也可以没有排列发送专用元件和接收专用元件的任一方。

[0136] 如图 10 所示,多个第 1 环区域 91、多个第 2 环区域 92 和多个环区域 95 是共有同心圆中心的同心圆环区域。各第 2 环区域 92 以半径比内侧的第 1 环区域 91 大、与内侧的第 1 环区域 91 的外周相接的方式进行设置。

[0137] 如图 10 所示,振子阵列 90 还具有中心区域 93 和边缘区域 14。中心区域 93 具有圆形状。中心区域 93 设置在第 1 环区域 91 的内侧,至少包含同心圆中心。中心区域 93 与第 1 环区域 91 相邻地排列设置。或者,中心区域 93 在与第 1 环区域 91 之间隔开间隙地设置。中心区域 93 包含与第 2 环区域 92 相同的振子。边缘区域 14 设置于振子阵列 90 中的最外的环区域 91 的外侧。

[0138] (超声波诊断装置的动作例)

[0139] 以下,将第 1~第 9 实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的动作分为多个动作例进行说明。

[0140] [动作例 1]

[0141] 动作例 1 涉及的超声波诊断装置 1 通过将超声波波束电气地进行转向,将扫描区域二维或三维地进行扫描。动作例 1 能够适用第 1~第 9 实施方式涉及所有超声波探头。但是,为了具体地进行以下说明,作为动作例 1 涉及的超声波探头,例举出第 1 实施方式涉及的超声波探头。另外,设为图 2 的第 1 环区域 11 包含发送专用元件,第 2 环区域 12 包含接收专用元件,中心区域 13 包含接收专用元件。

[0142] 以收到超声波扫描的开始指示为契机,控制部 5 开始超声波扫描。在超声波扫描中,控制部 5 以一边使超声波波束转向,一边由超声波波束重复扫描扫描区域的方式来控制发送部 3 和接收部 4。另外,发送动作和接收动作交替进行。

[0143] 控制部 5 根据规定的扫描序列,为了超声波发送而控制发送部 3,为了超声波接收而控制接收部 4。以下,针对发送部 3 和接收部 4 的动作更详细地进行说明。

[0144] 在发送动作中,发送部 3 为了超声波发送,使第 1 环区域 11 内的发送专用元件工作。具体地,发送部 3 对各驱动信号赋予与发送波束的转向角度和发送焦点深度对应的用

于发送发送波束的延迟时间。被赋予了延迟时间的驱动信号被供给至各发送专用元件。通过将驱动信号供给发送专用元件,从超声波探头 2 发送与发送转向角度和发送焦点深度对应的发送波束。另外,发送波束的转向角度规定为从振子排列面的中心轴向发送波束的中心轴偏转的角度。另外,振子排列面的中心轴是正交于振子排列面且通过振子排列面的中心点的轴。

[0145] 在接收动作中,接收部 4 为了超声波接收,使第 2 环区域 12 及中心区域 13 所包含的接收专用元件工作。具体地,接收专用元件接收由被检体反射的超声波,并产生与接收的超声波对应的回波信号。回波信号经由接收信道供给至接收部 4。接收部 4 对来自各接收信道(即每个接收专用元件)的回波信号赋予用于形成根据接收波束的转向角度和接收焦点深度的接收波束的延迟时间。被赋予了延迟时间的回波信号通过接收部 4 进行相加。通过该延迟相加处理,电气地形成与接收波束的转向角度和接收焦点深度对应的接收波束。即,通过延迟相加处理,生成与接收声束相关的接收信号。接收信号供给至信号处理部 6。

[0146] 在这样的动作例 1 中,控制部 5 根据扫描序列,一边变更转向角度和焦点深度,一边重复发送动作和接收动作。从而,动作例 1 涉及的超声波诊断装置可以用超声波重复扫描扫描区域。另外,由于在中心区域 13 不包含发送专用元件,因此,中心区域 13 在发送时,作为阿喇戈光斑起作用。从而,从振子阵列 10 发送的发送波束与在中心区域 12 包含有发送专用元件时相比变细。

[0147] [动作例 2]

[0148] 动作例 2 涉及的超声波诊断装置 1 利用中心区域不用于发送接收的超声波探头 2 执行超声波扫描。动作例 2 能够通过第 4~第 8 实施方式涉及的超声波探头 2 而加以利用。为了具体地进行以下说明,作为动作例 2 涉及的超声波探头 2,例举出第 4 实施方式涉及的超声波探头 2。另外,设为图 5 的第 1 环区域 41 包含发送专用元件,第 2 环区域 42 包含接收专用元件,中心区域(阿喇戈光斑)43 未包含振子。另外,动作例 2 与动作例 1 大致相同。除了必要的地方,对相同的处理内容省略说明。

[0149] 以收到超声波扫描的开始指示为契机,控制部 5 开始进行动作例 2 涉及的超声波扫描。在动作例 2 涉及的超声波扫描中,控制部 5 以用超声波重复扫描规定的扫描区域的方式控制发送部 3 和接收部 4。

[0150] 在发送动作中,发送部 3 为了超声波发送,使第 1 环区域 41 所包含的发送专用元件工作。通过发送专用元件的工作,从超声波探头 2 发送按照扫描序列的与转向角度和发送焦点深度对应的发送波束。由于中心区域 43 未包含有发送专用元件,因此,不从中心区域 43 发送发送波束。中心区域 43 由于作为阿喇戈光斑发挥作用,因此,来自超声波探头 2 的发送波束的发送焦点在近距离声场被优化。从而提高了发送波束的指向性。

[0151] 在接收动作中,接收部 4 为了超声波接收,对来自各第 2 环区域 42 所包含的接收专用元件的回波信号实施延迟相加处理。通过基于接收部 4 的延迟相加处理,产生与接收波束有关的接收信号。由于在中心区域未含有接收专用元件,因此不从中心区域 43 向接收部 4 供给回波信号。由于中心区域 43 作为阿喇戈光斑而发挥作用,因此,接收波束的接收焦点在近距离声场中被优化。从而提高接收波束的指向性。

[0152] 这样,动作例 2 涉及的超声波诊断装置 1 以及超声波探头 2 具有在发送时和接收时都作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域 43。从而,动作例 2 涉及的超声波诊断装置 1 及

超声波探头 2 可以使发送波束和接收波束都变细。

[0153] [动作例 3]

[0154] 动作例 3 涉及的超声波诊断装置 1 执行动态光斑扫描。动作例 3 能够根据第 4～第 8 实施方式涉及的超声波探头 2 而加以利用。另外,为了具体地进行以下说明,作为动作例 3 涉及的超声波探头 2,例举出第 4 实施方式涉及的超声波探头。另外,在以下的说明中,对于具有与 4 实施方式大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要进行重复说明。

[0155] 图 11A 是用于说明利用与第 4 实施方式相关的超声波诊断装置的动态光斑扫描的图。在动态光斑扫描中,发送动作和接收动作交替重复。动态光斑扫描是在接收动作期间使阿喇戈光斑的尺寸动态地变化的扫描方式。为了使阿喇戈光斑的尺寸变化,中心区域 43 需要包含具有接收专用元件及发送接收元件那样的接收功能的振子。为了具体地进行以下说明,设为图 5 的中心区域 43 包含有接收专用元件。另外,设为图 5 的第 1 环区域 41 包含发送专用元件,第 2 环区域 42 包含接收专用元件。

[0156] 以收到超声波扫描的开始指示为契机,控制部 5 开始进行用于动态光斑扫描的超声波扫描。对于发送动作,控制部 5 以与动作例 2 相同的方法来控制发送部 3。对于接收动作,控制部 5 根据用于动态光斑扫描的扫描序列来控制接收部 4。以下,针对接收动作中的接收部 4 的动作进行更详细的说明。

[0157] 在接收动作中,接收部 4 为了超声波接收,使第 2 环区域 42 及中心区域 43 所包含的接收专用元件工作。与各第 2 环区域 42 所包含的接收专用元件相关的接收动作与动作例 2 相同,因此,省略在此的说明。在此,对于与中心区域 43 所包含的接收专用元件相关的接收动作进行说明。为了实现动态光斑,接收部 4 可以使中心区域 43 内的接收专用元件个别地工作或停止。工作中的接收专用元件对超声波接收发挥作用,停止中的接收专用元件不对超声波接收发挥作用。即,接收部 4 为了在接收动作中使阿喇戈光斑的尺寸随着时间的经过而动态地变化,使中心区域 43 内的接收专用元件个别地工作或停止。具体地,使阿喇戈光斑的尺寸增大时,接收部 4 使不对超声波接收发挥作用的接收专用元件的占有范围从同心圆中心圆侧向外侧扩大。相反地,在使阿喇戈光斑的尺寸减小时,不对超声波接收发挥作用的接收专用元件的占有范围从外侧朝向同心圆中心缩小。接收部 4 在各时刻的阿喇戈光斑的尺寸根据接收波束的形成中的转向角度和接收焦点深度的组合来决定。

[0158] 例如,阿喇戈光斑 43 的尺寸从第 1 尺寸 43A 向第 2 尺寸 43B、或者从第 2 尺寸 43B 向第 1 尺寸 43A 变化。尺寸不只限定于图 11A 所示的两个尺寸,也可以比图 11A 大或小。

[0159] 在接收动作中,接收部 4 从对超声波接收发挥作用的接收专用元件供给回波信号。并且,与动作例 2 相同地,接收部 4 通过对供给的回波信号实施延迟相加处理,产生与接收波束相关的接收信号。接收信号供给至信号处理部 6。如果接收动作完成,则控制部 5 开始发送动作。

[0160] 在这样的动作例 3 中,控制部 5 通过使发送动作和接收动作交替重复,可以一边实现动态光斑一边用超声波重复扫描扫描区域。

[0161] 另外,在上述动作说明中,例举出具有圆环形状的环区域的实施方式 4 涉及的超声波探头进行说明。但是,动态光斑扫描并不限于此,具有图 11B 所示的椭圆环区域的第 5 实施方式涉及的超声波探头 2、具有图 11C 所示的多角环区域的第 6 实施方式涉及的超声

波探头也能够实现。在第 5 实施方式中,为了实现动态光斑,接收部 4 通过上述方法使中心区域 53 包含的接收专用元件个别地工作或停止。通过该工作和停止,阿喇戈光斑的尺寸如图 11B 所示,例如从第 1 尺寸 53A 向第 2 尺寸 53B、或者从第 2 尺寸 53B 向第 1 尺寸 53A 动态地变化。同样地,在第 6 实施方式中,为了实现动态光斑,接收部 4 通过上述方法使中心区域 63 包含的接收专用元件个别地工作或停止。通过该工作和停止,阿喇戈光斑的尺寸如图 11C 所示,例如从第 1 尺寸 63A 向第 2 尺寸 63B、或者从第 2 尺寸 63B 向第 1 尺寸 63A 动态地变化。

[0162] 另外,对于动态光斑扫描,具有如图 12 所示的能够排列任意种类的振子的第 3 环区域 75 的第 7 实施方式涉及的超声波探头 2 也能够实现。在第 7 实施方式中,为了实现动态光斑,接收部 4 通过上述方法使中心区域 73 包含的接收专用元件个别地工作或停止。通过该工作和停止,阿喇戈光斑的尺寸如图 12 所示,例如从第 1 尺寸 73A 向第 2 尺寸 73B、或者从第 2 尺寸 73B 向第 1 尺寸 73A 动态地变化。或者,对于动态光斑扫描,具有如图 13 所示的能够排列发送接收元件的环区域 86 的第 8 实施方式涉及的超声波探头 2 也能够实现。在第 8 实施方式中,为了实现动态光斑扫描,接收部 4 通过上述方法使中心区域 83 包含的接收专用元件个别地工作或停止。通过该工作和停止,阿喇戈光斑的尺寸如图 13 所示,例如从第 1 尺寸 83A 向第 2 尺寸 83B、或者从第 2 尺寸 83B 向第 1 尺寸 83A 动态地变化。

[0163] [动作例 4]

[0164] 动作例 4 涉及的超声波诊断装置 1 执行使环区域的尺寸变化的环尺寸变化扫描。环区域的尺寸静态或动态地变化。动作例 4 能够根据第 1 ~ 第 9 实施方式涉及的超声波探头 2 而加以利用。另外,为了具体地进行以下说明,作为动作例 4 涉及的超声波探头 2,例举出第 1 实施方式涉及的超声波探头 2。另外,在以下的说明中,对于具有与 1 实施方式大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0165] 图 14 是用于说明根据与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置 2 的动作例 4 的图。所谓环区域 11、12 的尺寸的动态变化,意味着随着时间的经过而连续地变化,所谓静态的变化意味着以规定的定时离散地变化。为了具体地进行以下的说明,第 1 环区域 11 包含发送专用元件,第 2 环区域 12 包含接收专用元件。

[0166] 以接收到超声波扫描的开始指示为契机,控制部 5 开始进行环尺寸变化扫描。在扫描期间,控制部 5 根据用于环尺寸变化扫描的扫描序列控制发送部 3 和接收部 4。在动作例 4 中,发送动作和接收动作交替执行。在超声波发送时,发送部 3 使第 1 环区域 11 的尺寸静态地变化。在超声波接收时,接收部 4 可以使第 2 环区域 12 的尺寸静态地变化或动态地变化。

[0167] 各环区域 11、12 根据扫描期间的焦点深度使尺寸变化。例如,发送部 3 通过以与扫描期间的发送焦点深度或时间对应的规定的序列,使第 1 环区域 11 内的规定部分的发送专用元件工作或停止,从而改变第 1 环区域 11 的尺寸。例如,如图 14 所示,通过使第 1 环区域 11 的内周部分的发送专用元件停止,从第 1 尺寸 11L 切换至第 2 尺寸 11S。另外,发送部 3 如图 14 所示,通过驱动第 1 环区域 11 内的外周侧部分的发送专用元件,从第 2 尺寸 11S 切换至第 1 尺寸 11L。尺寸的切换在超声波发送的间隔中进行。尺寸的切换可以在每发送一次超声波时进行,也可以在每发送规定次数的超声波时进行。尺寸的变化不限于上述两个尺寸间的变化。有效的尺寸变化根据由上述方程式 (1) 表现的条件而决定。为了简

单化,在图 14 中,只示出最内的环区域 11 的尺寸变化。但是其他环区域 11、12 的尺寸的变化也同样进行。

[0168] 另外,接收部 4 也可以通过同样的方法使第 2 环区域 11 的尺寸变化。即,接收部 4 通过以根据扫描期间中的接收焦点深度或时间的规定的序列来使第 2 环区域 12 内的规定部分的接收专用元件工作或停止,从而改变第 2 环区域 12 的尺寸。

[0169] 尺寸的变化方式根据变化对象的环区域 11、12 内的振子的种类而不同。典型地,在排列有发送专用元件的第 1 环区域 11 的情况下,发送部 3 根据视野深度(显示的图像的最大深度)、焦点深度(发送焦点位置,可以根据影像模式或由用户任意选择。)及影像模式改变第 1 环区域 11 的尺寸。在排列有接收专用元件的第 2 环区域 12 的情况下,接收部 4 根据视野深度、焦点深度及影像模式改变第 2 环区域 12 的尺寸。另外,接收部 4 也可以像阿喇戈光斑那样,在扫描期间使第 2 环区域 12 的尺寸动态地变化。显然,对于第 1 环区域 11,为了波束线,环形拓扑图静态地变化,在第 2 环区域 12 的情况下,在波束线内环形拓扑图动态地变化。

[0170] 例如,第 1 环区域 11 和第 2 环区域 12 根据与基于用户的视野深度或不同的影像模式的选择对应的焦点深度的变化来改变尺寸。另外,环区域 12 不仅根据与基于用户的图像深度或不同的影像模式的选择对应的焦点深度,还根据对于接收动作期间的相同的接收波束的接收焦点深度的变化动态地改变尺寸。对于动态变化,在第 1 环区域 11 中,接收专用元件使从规定的同心圆中心算起的相对位置或环形的厚度变化。

[0171] 在环形尺寸变化扫描中,发送部 3 可以使发送波束转向,也可以不转向。在不转向时,发送波束在规定的一方方向上继续发送。此时,发送部 3 通过切换第 1 环区域的尺寸,可以一边切换发送焦点深度一边发送发送波束。即,可以一边在一定方向上发送发送波束一边改变发送焦点深度。同样地,接收部 4 通过切换第 2 环区域的尺寸,可以一边切换接收焦点深度,一边形成接收波束。从而,超声波诊断装置 1 可以执行图像质量优良的一方方向的超声波扫描。通过由用户移动超声波探头 2,超声波诊断装置 1 可以扫描任意的二维状或三维状的扫描区域。

[0172] 另外,在上述动作说明中,例举出与具有圆环形状的区域 11 的实施方式 4 相关的超声波探头进行说明。但是,环区域的尺寸的变化并不限于此,与具有如图 15 所示的椭圆环区域的第 2 实施方式相关的超声波探头、与具有如图 16 所示的多角环区域的第 3 实施方式相关的超声波探头 2 也同样能够实现。第 2 实施方式的情况下,例如,接收部 4 以与接收焦点深度或时间对应的规定的序列使第 2 环区域 22 内的规定部分的接收专用元件工作或停止。通过该工作或停止,如图 15 所示,第 2 环区域 22 的尺寸可以从第 1 尺寸 21L 向第 2 尺寸 21S、或从第 2 尺寸 21S 向第 1 尺寸 21L 切换。另外,在第 3 实施方式的情况下,例如,发送部 3 以与发送焦点深度或时间对应的规定的序列使第 1 环区域 31 内的规定部分的发送专用元件工作或停止。通过该工作或停止,如图 16 所示,第 1 环区域 31 的尺寸可以从第 1 尺寸 31L 向第 2 尺寸 31S、或从第 2 尺寸 31S 向第 1 尺寸 31L 切换。

[0173] [动作例 5]

[0174] 在动作例 5 中,对于空间复合开口(spatial compounding aperture)技术进行说明。空间复合开口技术能够适用于第 1~第 9 实施方式涉及的所有超声波探头 2。但是,为了具体地进行以下说明,作为具体例,列举出第 2 实施方式涉及的超声波探头 2 来说明空

间复合开口技术。另外,在以下的说明中,对于具有与 2 实施方式大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0175] 空间复合开口技术是对于单一的发送波束方向的超声波发送以多个接收波束方向进行超声波接收而提高图像质量的技术。在利用空间复合开口技术的扫描中,控制部 5 按照用于空间复合开口技术的扫描序列控制发送部 3 和接收部 4。即使在空间复合开口技术中,发送动作和接收动作也交替进行。在发送动作中,单一的发送波束方向的超声波发送在每个发送动作期间反复进行。在接收动作中,与不同的接收波束方向相关的超声波接收在每个接收动作期间依次进行。这样,接收波束的转向角度在每个接收动作期间通过发送部 3 而变化成规定的角度。在以下的详细说明中,为了说明的简单,将接收波束方向假设为两个方向。另外,接收波束方向的数量不限于两个方向,也可以是两个方向以上。

[0176] 在接收动作中,以发送部 3 以规定的转向角度(发送波束方向)发送发送波束的方式使发送专用元件工作。图 17A 表示发送动作期间的发送开口和发送波束的波束方向。如图 17A 所示,在发送动作期间,发送以规定的转向角度(发送波束方向)转向的发送波束。如果发送动作期间结束,则控制部 5 开始第 1 接收动作。

[0177] 在第 1 接收动作期间,接收部 4 以第 1 转向角度(接收波束方向)形成接收波束。更详细地,基于来自接收专用元件的回波信号,接收部 4 生成与以第 1 转向角度转向的接收波束相关的接收信号。图 17B 表示第 1 接收动作期间的接收开口和接收波束的波束方向。该接收波束方向是从第 1 次的发送动作中的发送波束方向逆时针旋转 30 度的方向。如图 17B 所示,在第 1 接收动作期间,形成以第 1 转向角度转向的接收波束。如果第 1 接收动作期间结束,则控制部 5 开始发送动作。

[0178] 下一次的发送动作与上次的发送动作一样地进行。即,在与上次的发送波束方向相同的发送波束方向发送发送波束。如果发送动作期间结束,则控制部 5 开始第 2 接收动作。

[0179] 在第 2 接收动作中,接收部 4 以第 2 转向角度(接收波束方向)形成接收波束。更详细地,基于来自接收专用元件的回波信号,接收部 4 生成与以第 2 转向角度转向的接收波束相关的接收信号。图 17C 表示第 2 接收动作期间的接收开口和接收波束的波束方向。该接收波束的方向是从第 2 次的发送动作中的波束方向逆时针旋转 30 度的方向。如图 17C 所示,在第 2 接收动作期间,生成与以第 2 转向角度转向的接收波束相关的第 2 接收信号。如果第 2 接收动作期间结束,则控制部 5 开始发送动作。

[0180] 这样,依次重复发送动作、第 1 接收动作、发送动作及第 2 接收动作。如果对于一次的超声波发送进行所有的超声波接收,则变更发送波束方向,上述的发送接收动作再次通过控制部 5 进行重复。这样,控制部 5 可以通过利用了空间复合开口技术的扫描用超声波扫描扫描区域。

[0181] [动作例 6]

[0182] 在动作例 6 中,对于合成开口(synthetic aperture)技术进行说明。合成开口技术能够适用于第 1~第 9 实施方式涉及的所有超声波探头 2。但是,为了具体地进行以下说明,作为具体例,列举出第 2 实施方式涉及的超声波探头 2 来说明合成开口技术。另外,在以下的说明中,对于具有与 2 实施方式大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0183] 在动作例 6 中,控制部 5 按照用于利用了合成开口技术的扫描的扫描序列来控制发送部 3 和接收部 4。接收部 4 为了在每个接收动作期间生成合成开口,而使第 2 环区域 22 及中心区域 23 内的接收专用元件的一部分工作,并使其余的接收专用元件停止。

[0184] 图 18A 是表示发送动作中的发送开口的图。大致相同的发送动作重复规定的次数。图 18B 是表示第 1 接收动作中的接收开口的图。振子阵列所包含的接收专用元件中的左半部分的接收专用元件为了接收与通过第 1 发送动作发送的发送波束对应的超声波而使用。图 18C 是表示第 2 接收动作中的接收开口的图。振子阵列所包含的接收专用元件中的右半部分的接收专用元件为了接收与通过第 2 发送动作发送的发送波束对应的超声波而使用。

[0185] 如上所述,发送专用元件的活性化图案并不只限定于特定的序列。合成开口技术的其他例子虽然未图示,但在以下例示。

[0186] 1. 在第 1 发送动作中,在振子阵列的第 1 半区域(例如,左半部分)排列的发送专用元件(t1)为了发送超声波而工作。与第 1 发送动作同时,在第 1 半区域排列的接收专用元件(r1)为了接收超声波而工作。

[0187] 2. 在第 2 发送动作中,在第 1 半区域排列的发送专用元件(t1)为了发送超声波而工作。与第 2 发送动作同时地,在振子阵列的第 2 半区域(例如右半部分)排列的接收专用元件(r2)为了接收超声波而工作。

[0188] 3. 在第 3 发送动作中,在第 2 半区域排列的发送专用元件(t2)为了发送超声波而工作。与第 3 发送动作同时地,在振子阵列的第 1 半区域排列的接收专用元件(r1)为了接收超声波而工作。

[0189] 4. 在第 4 发送动作中,在第 2 半区域排列的发送专用元件(t2)为了发送超声波而工作。与第 4 发送动作同时地,在振子阵列的第 2 半区域排列的接收专用元件(r2)为了接收超声波而工作。

[0190] (本实施方式的效果)

[0191] 如上所述,本实施方式涉及的超声波探头 2 具备发送专用元件和接收专用元件。另外,超声波探头 2 也可以具有阿喇戈光斑。从而,与只具备发送接收元件的现有的超声波探头相比,用于发送接收的电路构成较简单。另外,发送专用元件和接收专用元件以按照光学衍射理论的排列图案排列。对于发送动作或接收动作,波束宽度在近距离声场被优化,结果,优化了的波束宽度提高了图像质量。旁瓣在近距离声场被优化,结果,优化了旁瓣降低了图像的噪声。从而,本实施方式涉及的近距离声场的性能与现有的相比提高了近距离声场的性能。随之,由于不再需要将用于接收波束形成的电路构成做成高规格,因此,本实施方式涉及的超声波探头 2 及超声波诊断装置 1 可以实现近距离声场中的图像质量提高、降低成本、削减电力消耗。

[0192] (变形例)

[0193] 上述第 1~9 实施方式涉及的超声波探头设为具有发送专用元件和接收专用元件。但是本实施方式涉及的超声波探头并不限于此。变形例涉及的超声波探头只具有发送接收元件。以下,对于变形例涉及的超声波探头及超声波诊断装置进行说明。另外,在以下的说明中,对于具有与第 1~9 实施方式大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0194] 变形例涉及的控制部 5 按照第 1～9 实施方式涉及的排列图案对于多个发送接收元件的各个分别地分配发送功能和接收功能。即,在第 1～9 实施方式涉及的排列图案中设置有发送专用元件时,对与其位置对应的变形例 1 涉及的发送接收元件分配给发送功能,在设置有接收专用元件时,对与其位置对应的变形例 1 涉及的发送接收元件分配给接收功能。另外,在第 1～9 实施方式涉及的排列图案中设置有发送接收元件时,对与其位置对应的变形例涉及的发送接收元件按照扫描序列分配给发送功能和接收功能。此外,在未设置有振子时,对与其位置对应的变形例涉及的发送接收元件解除发送功能和接收功能的双方。

[0195] 另外,分配给发送功能与可以向发送接收元件供给驱动信号同义。具体地,分配给发送功能就是将发送接收元件与发送电路连接,或可以通过电气控制从发送电路向发送接收元件供给驱动信号。反之,解除发送功能与不能向发送接收元件供给驱动信号同义。具体地,解除接收功能就是切断发送接收元件与发送电路的连接,或不能通过电气控制从发送电路向发送接收元件供给驱动信号。分配给接收功能与可以处理来自发送接收元件的回波信号同义。具体地,分配给接收功能就是将发送接收元件与接收电路连接,或接收电路可以处理来自发送接收元件的回波信号。反之,解除接收功能与不能处理来自发送接收元件的回波信号同义。具体地,解除接收功能就是切断发送接收元件与接收电路的连接,或通过接收电路等除去来自发送接收元件的回波信号。

[0196] 通过这样向各发送接收元件分配给发送功能和接收功能,即使是只搭载有发送接收元件的超声波探头 2 也可以执行与上述第 1～9 实施方式相同的动作。即,变形例涉及的超声波诊断装置 1 能够执行上述的本实施方式的动作例 1～5。

[0197] 因此,变形例涉及的超声波诊断装置 1 由于阿喇戈光斑的效果,在中心区域不用于发送时,可以使发送波束变细,在中心区域不用于接收时,可以使接收波束变细。因此,变形例涉及的超声波诊断装置 1 可以提高近距离声场中的图像质量。

[0198] 接着,对于变形例涉及的超声波诊断装置中特有的动作分成几个动作例进行说明。

[0199] [变形例的动作例 1]

[0200] 变形例的动作例 1 涉及的控制部 5 与转向角度和焦点深度的组合对应地,使被分配了发送功能的发送接收元件的占有区域与被分配了接收功能的发送接收元件的占有区域的形状动态地变化。以下,一边参照图 19A、19B 及 19C 一边对变形例的动作例 1 涉及的超声波诊断装置 1 的动作进行说明。

[0201] 图 19A 是表示与变形例的动作例 1 相关的发送接收功能的第 1 分配图案的图。在变形例的动作例 1 涉及的超声波探头 2 的振子排列面 109 上,二维状地排列多个发送接收元件。多个发送接收元件构成有振子阵列 100。振子阵列 100 具有多个第 1 环区域 101 和多个第 2 环区域 102。第 1 环区域 101 和第 2 环区域 102 沿径方向交替地排列。多个第 1 环区域 101 和多个第 2 环区域 102 具有相同的同心圆中心。第 1 环区域 101 和第 2 环区域 102 彼此相接。对于第 1 环区域 101 上排列的发送接收元件分配给发送功能和接收功能中的一方。对于第 2 区域 102 上排列的发送接收元件分配给发送功能和接收功能中的另一方。振子阵列 100 在最内的第 1 环区域 101 的内侧具有中心区域 103。对于中心区域 103 分配与分配给在第 2 区域 102 排列的发送接收元件的功能相同的功能。在此,设为对第 1 环区

域 1041 内的发送接收元件分配给发送功能,对第 2 环区域 102 内的发送接收元件分配给接收功能,对中心区域 103 内的发送接收元件分配给接收功能。另外,振子阵列 100 在最外的环区域(在图 19A 中最外的第 1 环区域 101)的外侧具有边缘区域 104。对于排列于边缘区域 104 的发送接收元件未分配给发送功能和接收功能的双方。

[0202] 以下,根据需要,将分配了发送功能的发送接收元件的占有区域的第 1 环区域 101 称为发送区域 101,将被分配了接收功能的发送接收元件的占有区域的第 2 环区域 102 和中心区域 103 总称为接收区域 102、103。

[0203] 在各接收动作期间,控制部 5 基于与超声波发送相关的转向角度和接收焦点深度来决定接收区域 102、103 的形状。基于决定的形状,控制部 5 决定接收区域 102、103 占振子阵列 100 的存在范围。另外,控制部 5 基于接收区域 102、103 的存在范围来决定发送区域 101 的存在范围。发送区域 101 的存在范围例如决定为中心区域 103 与最内的第 2 环区域 102 之间的区域、第 2 环区域 102 之间的区域、第 2 环区域与边缘区域 104 之间的区域。另外,将振子阵列 100 中的除了接收区域 102、103 的存在范围和发送区域 101 的存在范围以外的剩余部分决定为边缘区域 104 的存在范围。

[0204] 如果决定了各区域 101、102、103、104 的存在范围,则控制部 5 根据决定了的存在范围个别地执行发送接收元件的发送接收功能的分配和解除。具体地,控制部 5 对决定了接收区域 102、103 的存在范围内的发送接收元件分配接收功能,对决定了发送区域 101 的存在范围内的发送接收元件分配发送功能。另外,控制部 5 不向决定了的边缘区域 104 的存在范围内的发送接收元件分配发送功能和接收功能的双方。即,向发送接收元件分配了发送功能时,解除发送功能,向发送接收专用元件分配了接收功能时,解除接收功能。

[0205] 典型地,各区域 101、102、103 的形状与转向角度对应地变化。即,随着转向角度从 0 度变大,各区域 101、102、103 在倾斜方向延伸。在此,考虑正交于发送波束的中心轴,描绘了同心圆环形状的排列图案的假想平面。将假想的平面中描绘出的排列图案沿转向的发送波束的中心轴投影在振子阵列 100 上。振子阵列 100 的各区域 101、102、103 的形状变化成与通过投影生成的环形状相同的形状。例如,如图 19A 所示,第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 103 具有圆形状。图 19A 所示的分配图案与 0 度的转向角度(相对于振子阵列 100 的正交轴的倾斜角度)对应。图 19B 是表示变形例 2 涉及的发送接收功能的第 2 分配图案的图。图 19B 所示的第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 103 具有椭圆形状。图 19B 所示的分配图案关于竖直方向对应于 0 度且关于横向方向对应于 30 度。图 19C 是表示变形例 2 涉及的发送接收功能的第 3 分配图案的图。图 19C 所示的第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 103 具有椭圆形状。图 19C 所示的分配图案关于竖直方向对应于 30 度且关于横向方向对应于 30 度。

[0206] 如果进行发送接收功能的分配,则进行超声波的发送接收。即,从发送区域 101 产生超声波,通过接收区域 102、103 接收超声波。

[0207] 这样,控制部 5 可以在每个接收动作期间与转向角度和焦点深度对应地使发送区域 101 和接收区域 102、103 的形状变化。

[0208] [变形例的动作例 2]

[0209] 变形例的动作例 2 涉及的超声波探头具有在发送时和接收时的双方作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域。以下,一边参照图 20A、20B 及 20C 一边说明变形例的动作例 2

涉及的超声波诊断装置 1 的动作例。另外,在以下的说明中,对于具有与变形例的动作例 1 大致相同的功能的构成要素,添加相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0210] 图 20A 是表示变形例的动作例 2 涉及的发送接收功能的第 1 分配图案的图。变形例的动作例 2 涉及的超声波探头的振子阵列 100 具有作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域 105。未向排列于中心区域 105 的发送接收元件分配发送功能和接收功能的双方。中心区域 105 设置在最内的第 2 环区域 102 的内周的内侧。

[0211] 在各接收动作期间,控制部 5 基于与超声波接收相关的转向角度和接收焦点深度的组合来决定中心区域 105 的形状和大小。基于决定的形状,控制部 5 决定中心区域 105 占振子阵列 100 的存在范围。并且,控制部 5 基于中心区域 105 的形状(或存在范围)来决定发送区域 101 的存在范围和接收区域 102 的存在范围。例如,发送区域 101 的存在范围和接收区域 102 的存在范围以发送区域 101 和接收区域 102 包围中心区域 105 的方式决定。此时,发送区域 101 和接收区域 102 的各个的动径方向的长度可以以变为一定的方式来决定。另外,控制部 5 通过与变形例的动作例 1 同样的方法来决定边缘区域 104 的存在范围。

[0212] 或者,控制部 5 可以首先根据与超声波接收相关的转向角度和接收焦点深度来决定接收区域 102 的形状。此时,基于决定了的形状来决定接收区域 102 占振子阵列 100 的存在范围。并且,控制部 5 基于决定了的中心区域 105 的存在范围来决定发送区域 101 的存在范围、边缘区域 104、及中心区域 105 的存在范围。中心区域的存在范围决定为最内的发送区域 101 的内周的内侧。开始决定的存在范围的种类可以任意地选择。

[0213] 如果决定了各区域 101、102、103、104 的存在范围,则控制部 5 与决定了的存在范围对应地个别地执行发送接收元件的发送接收功能的分配和解除。具体地,控制部 5 向决定了的接收区域 102 的存在范围内的发送接收元件分配接收功能,向决定的发送区域 101 的存在范围内的发送接收元件分配发送功能,不向决定了的边缘区域 104 的存在范围内的发送接收元件分配发送功能和接收功能的双方。另外控制部 5 也不向决定了的中心区域 105 的存在范围内的发送接收元件分配发送功能和接收功能的双方。

[0214] 典型地,各区域 101、102、105 的形状与转向角度对应地变化。即,随着转向角度从 0 度变大,中心区域 105 在转向角度的倾斜方向上延伸。随着接收焦点深度变浅(接收焦点接近振子阵列 100),各中心区域 105 的大小变小。例如,如图 20A 所示,第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 105 具有圆形状。图 20A 所示的分配图案与 0 度的转向角度相对应。图 20B 是表示变形例的动作例 2 涉及的发送接收功能的第 2 分配图案的图。图 20B 所示的第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 105 具有椭圆形状。图 20B 所示的分配图案关于竖直方向对应于 0 度且关于横向方向对应于 30 度。图 20C 是表示变形例的动作例 2 涉及的发送接收功能的第 3 分配图案的图。图 20C 所示的第 1 环区域 101、第 2 环区域 102、及中心区域 105 具有椭圆形状。图 20C 所示的分配图案关于竖直方向对应于 30 度且关于横向方向对应于 30 度。

[0215] [变形例的动作例 3]

[0216] 变形例的动作例 3 涉及的超声波诊断装置执行动态光斑扫描。以下,一边参照图 21A、21B 及 21C 一边说明变形例的动作例 3 涉及的超声波探头及超声波诊断装置的动作例。另外,在以下的说明中,对于具有与变形例的动作例 2 大致相同的功能的构成要素,标记相

同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0217] 图 21A 是表示变形例的动作例 3 涉及的发送接收功能的第 1 分配图案的图。变形例的动作例 3 涉及的超声波探头的振子阵列 100 具有作为阿喇戈光斑发挥作用的中心区域 105。

[0218] 在各接收动作期间,控制部 5 为了实现动态光斑,使中心区域 105 内的发送接收元件个别地工作或停止。具体地,控制部 5 在各接收动作期间,以中心区域 105 的尺寸随时间的经过而动态地变化的方式,对中心区域 105 所包含的发送接收元件分配或解除接收功能。减少中心区域 105(阿喇戈光斑)的尺寸时,控制部 5 从中心区域 105 的外缘侧向中心对中心区域 105 内的发送接收元件分配接收功能。相反,增大中心区域 105(阿喇戈光斑)的尺寸时,控制部 5 从最内的第 2 环区域 102 的内周侧向外周侧,解除最内的第 2 环区域 102 内的发送接收元件的接收功能。各时刻的中心区域 105(阿喇戈光斑)的尺寸根据接收波束的形成中的转向角度与接收焦点深度的组合而决定。

[0219] 例如,中心区域 105(阿喇戈光斑)的尺寸从第 1 尺寸 105A 向第 2 尺寸 105B,或从第 2 尺寸 105B 向第 1 尺寸 105A 变化。尺寸不只限定于图 21A 所示的两个尺寸。

[0220] 这样,在各接收动作期间,可以使中心区域 105(阿喇戈光斑)的大小随着时间经过而动态地变化。从而,变形例 4 涉及的超声波诊断装置 1 可以执行动态光斑扫描。

[0221] [变形例的动作例 4]

[0222] 变形例的动作例 4 涉及的超声波诊断装置 1 执行利用非对称开口技术的扫描。非对称开口技术能够适用于第 1~9 实施方式涉及的所有排列图案。但是,为了具体地进行以下说明,作为具体例,例举出第 2 实施方式涉及的排列图案来说明非对称开口技术。另外,在以下的说明中,对于具有与变形例的动作例 1 大致相同的功能的构成要素,标记相同的符号,只在需要时进行重复说明。

[0223] 图 22A 是表示波束不能到达的位于中央位置时的对称开口的一例的图。图 22B 是表示用于增大扫描范围的假设顶点模式(virtual apex mode)中的非对称开口的一例子的图。此时,波束的起点交叉于基于振子阵列中的三维声场内的转向角度的不同位置。并且,图 22B 是表示发送动作期间和接收动作期间中的非对称开口的一例的图。波束从振子阵列的中心分离,并在扫描面的端部转向时,开口从振子阵列的端部分离,结果,生成非对称开口。

[0224] 接着,一边参照图 23,一边对于椭圆配置的振子阵列中的其他非对称开口技术进行说明。图 23 中的振子阵列包含椭圆环区域,具有与图 3 的第 2 实施方式的振子阵列相同的结构。另外,非对称开口技术不仅适用于第 2 实施方式,也适用于第 1~第 9 实施方式的所有实施方式。

[0225] 图 23(a) 表示波束像图 23(a) 的箭头那样转向时的对称开口的一个例子的图。椭圆配置的中心或波束的起点通过在图 23(b) 及 (c) 延伸的虚线来表示。在近距离声场中收到波束时,靠近开口中的焦点的端部变大。典型地,如果从声场的更深的部分接收超声波,则切趾函数的中心如图 23(b) 及 (c) 所示,更靠近波束的起点。

[0226] 图 23(b) 是表示声场的第 1 深度位置中的椭圆配置的非对称开口的一个例子的图。在第 1 深度位置中,开口由虚线表示的那样,从波束的起点的中心分离,在将切趾加权适用于各振子之后,生成非对称开口。对照性地,图 23(c) 是表示声场的第 2 深度位置中的

椭圆配置的非对称开口的一个例子的图。在第 1 深度位置中,开口如用虚线所示的那样,从波束的起点的中心进一步分离,在将切趾加权适用于各振子之后,生成更对照性的开口。结果,随着深度位置的变化,其效果是歪曲了将切趾加权适用于各振子之后的有效的对称性。

[0227] [变形例的动作例 5]

[0228] 变形例的动作例 5 涉及的超声波诊断装置 1 执行利用移动开口 (walking aperture) 技术的超声波扫描 (以下,称为移动开口扫描)。以下,一边参照图 24 一边说明变形例的动作例 5 涉及的超声波诊断装置 1 的动作例。

[0229] 如图 24 所示,变形例的动作例 5 涉及的超声波探头 2 具有振子阵列 240。振子阵列 240 具有二维状地排列的多个发送接收专用元件。在振子阵列 240 上只排列有发送接收专用元件。振子阵列 240 沿至少一方方向具有比较大的开口尺寸。例如,振子阵列 240 如图 24 所示,关于横向方向具有比较大的开口尺寸。振子阵列 240 的关于水平方向的宽度与关于横向方向的最大开口宽度相对应。

[0230] 如图 24 所示,变形例的动作例 5 涉及的控制部 5 与变形例 1 相同,分配与第 1 ~ 9 实施方式相关的具有同心圆环形状的排列图案 250。即,控制部 5 根据第 1 ~ 9 实施方式涉及的排列图案,对振子阵列 240 的局部部分内的多个发送接收元件的各个分别地分配发送功能和接收功能。由此在局部部分构筑排列图案 250。换言之,振子阵列 240 具有比排列图案 250 更大的开口尺寸。另外,不向振子阵列 240 中的排列图案 250 以外的区域所包含的发送接收元件分配发送功能和接收功能的双方的功能。局部部分的位置按照与移动开口扫描相关的扫描序列决定。在此,为了具体地进行以下的说明,排列图案 250 假设为第 1 实施方式涉及的排列图案。

[0231] 在图 24(a) 中,在振子阵列 240 的第 1 局部部分构成用于发送接收第 1 波束 BEAM1 的排列图案 250。在图 24(b) 中,在振子阵列 240 的第 2 局部部分构成用于发送接收第 2 波束 BEAM2 的规定的排列图案 250。在图 24(c) 中,在振子阵列 240 的第 3 局部部分构成用于发送接收第 3 波束 BEAM3 的规定的排列图案 250。这些第 1 局部部分、第 2 局部部分、及第 3 局部部分为了在规定的时间序列接收对应的波束而连续地构筑。在图 24 中,示例出了三个局部部分中的排列图案 250,但一连串的附加部分为了发送接收与其对应的波束而任意地构筑。

[0232] 接着,对于基于通过控制部 5 的控制而进行的移动开口扫描中的动作流程进行说明。以接收到移动开口扫描的开始指示为契机,控制部 5 开始移动开口扫描。在移动开口扫描中,控制部 5 如图 24 所示,以排列图案 250 的阵子阵列 24 沿规定的方向移动的方式控制发送部 3 和接收部 4。排列图案 250 的移动方向设定为具有排列图案 250 能够移动的长度的方向。排列图案 250 可以为了进行二维扫描而一维状排列,也可以为了进行三维扫描而二维状排列。在图 24 中,移动方向是横向方向。控制部 5 以在每个发送接收期间排列图案 250 发送接收超声波的方式控制发送部 3 和接收部 4。发送接收方法可以适用于所有的上述变形例 1 ~ 5。以下,说明移动开口扫描的具体例。

[0233] 典型地,控制部 5 在排列图案 250 上在与振子阵列 240 的横向方向相关的一端部与另一端部之间往复移动。排列图案 250 可以随着时间的经过而连续地移动,也可以在每个规定的发送接收次数移动一定距离。规定的发送接收次数可以是 1 次,也可以是多次。各位置的发送接收次数可以任意地设定。发送波束的发送方向在移动开口扫描整体上为一

定。发送方向例如设定为阵子阵列 240 的排列面的正交方向,即,转向角度设定为 0 度。

[0234] 例如,控制部 5 在每个发送接收期间使排列图案 250 沿横向方向移动一定量。在排列图案 250 移动之后,控制部 5 以发送接收超声波的方式控制发送部 3 和接收部 4。在发送动作期间,发送部 3 从发送区域 101 发送发送波束。如上所述,第 1 环区域 101 和第 2 环区域 102 按照菲涅耳区域(菲涅耳环)的原理进行排列。因此,发送部 3 可以通过向每个第 1 环区域 101 供给同一驱动信号,来发送在发送焦点 f 会聚的超声波。此时,在供给至各第 1 环区域 101 的驱动信号上的接收延迟时间错开中心频率的一个周期。这样,由于可以针对每个第 1 环区域 101 改变发送延迟时间,因此不再需要控制复杂的发送延迟时间。另外,随之,能够使同一的第 1 环区域 101 内的发送接收元件共通连接。通过利用该菲涅耳区域的原理,可以大幅削减与发送相关的电子电路规模。

[0235] 在接收动作期间,接收部 4 基于来自接收区域 102 的回波信号形成接收波束。如上所述,来自中心轴上的任意点的超声波通过各第 2 环区域 102 内的多个发送接收元件在同一时刻被接收。接收部 4 对来自同一第 2 环区域 102 的回波信号赋予与从接收焦点算起的搬运时间差对应的共通的接收延迟时间。因此,可以不再需要对于同一第 2 环区域 102 内的发送接收元件的接收延迟时间的控制。此外,随之,能够使同一第 2 环区域 102 内的接收专用元件共通连接。另外,接收部 4 在赋予接收延迟时间之前,可以将回波信号相加。这样,通过利用菲涅耳区域的原理,能够大幅削减与接收相关的电子电路规模。

[0236] 如果发送动作和接收动作结束,则控制部 5 使排列图案 250 沿横向方向移动一定量。排列图案 250 的移动通过向发送接收元件分配和解除发送接收功能而进行。更详细地,控制部 5 根据排列图案 250 的目前位置和移动量,特定阵子阵列 240 上的移动之后的排列图案 250 的存在范围。并且,控制部 5 按照排列图案 250 对于特定了的存在范围内的各发送接收元件分配发送功能和接收功能的至少一方。另外,在对特定的存在范围外的各发送接收元件分配有发送功能或接收功能时,控制部 5 解除其发送功能或接收功能。从而进行排列图案 250 的移动。

[0237] 这样,在移动开口扫描中,控制部 5 以一边使排列图案 250 沿移动方向移动一边进行超声波的发送接收的方式控制发送部 3 和接收部 4。从而,变形例的动作例 5 涉及的超声波诊断装置 1 即使在使发送波束固定于一方的方向进行扫描时,也可以不移动超声波探头 2 就能够扫描二维状或三维状的扫描区域。

[0238] (变形例的效果)

[0239] 如上所述,变形例涉及的超声波探头 2 只具备发送接收元件。但是,变形例涉及的超声波诊断装置可以根据基于第 1~9 实施方式中的光学衍射原理的排列图案,个别地切换发送接收元件的发送功能和接收功能。从而,变形例涉及的超声波诊断装置 1 与第 1~9 实施方式一样,可以执行在近距离声场被优化的超声波发送接收。

[0240] 从而,根据本实施方式,能够提供一种能够提高与近距离声场相关的图像质量的超声波探头及超声波诊断装置。

[0241] 另外,为了说明的简单,将本实施方式涉及的动作例 1~6 与变形例的动作例 1~5 个别地说明。本实施方式涉及的超声波诊断装置能够将本实施方式涉及的动作例 1~6 与变形例的动作例 1-5 分别进行适当的组合并执行。

[0242] 另外,针对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而示

出的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式可以通过其他各种方式来实施,在不脱离发明要旨的范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含在发明范围或要旨内一样,包含在权利要求范围内所述的发明与其均等范围内。

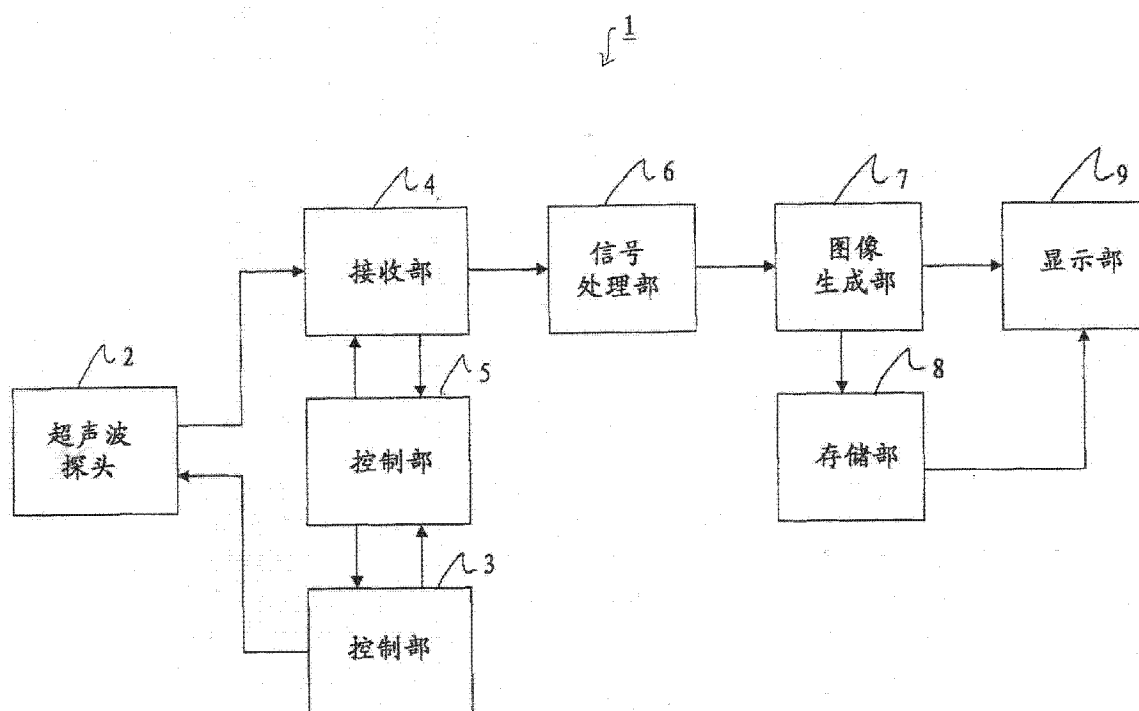


图 1

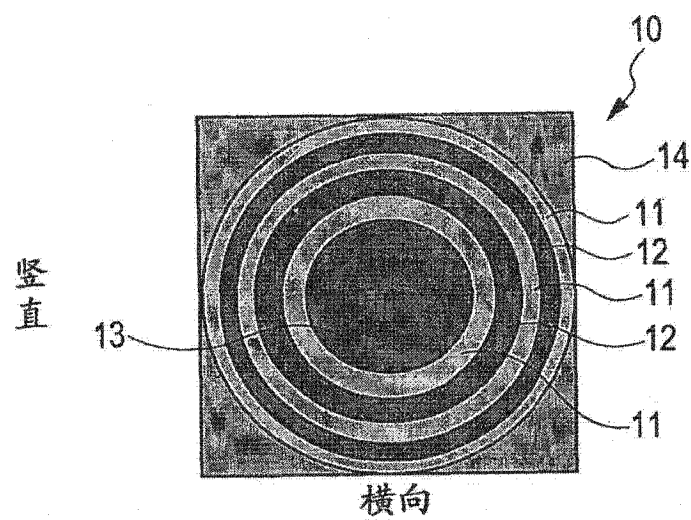


图 2

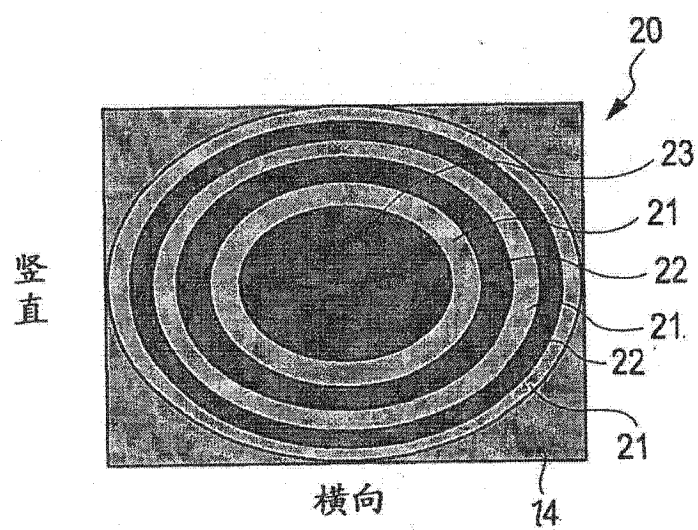


图 3

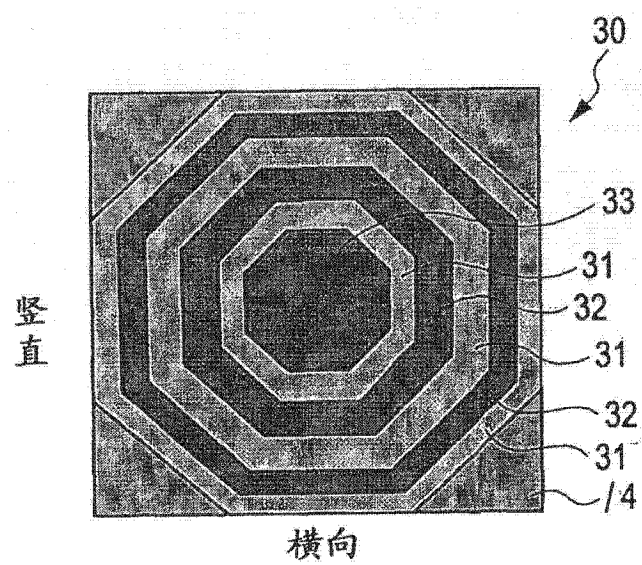


图 4

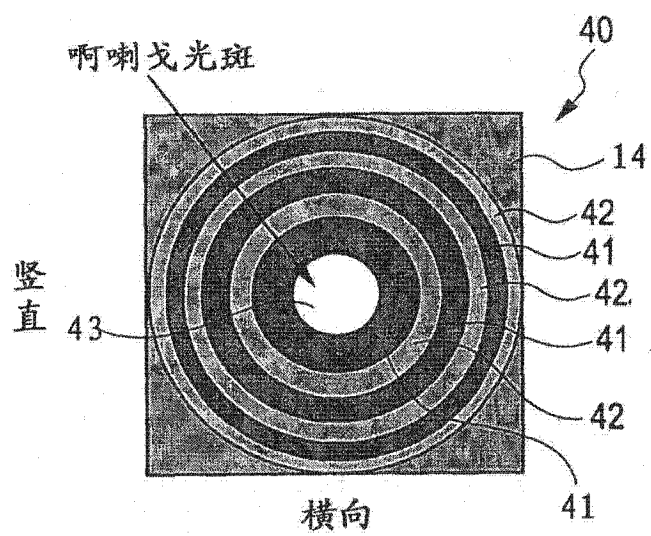


图 5

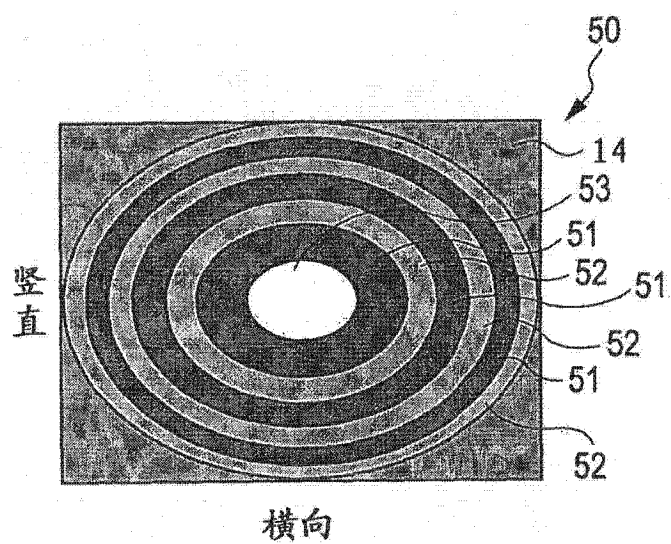


图 6

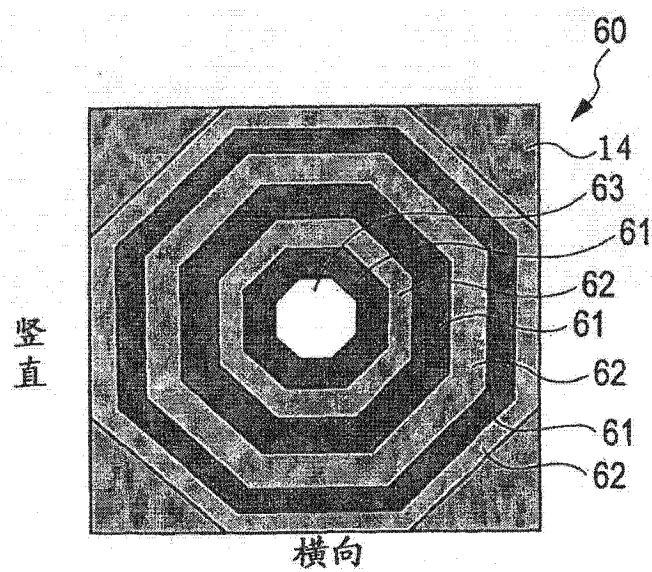


图 7

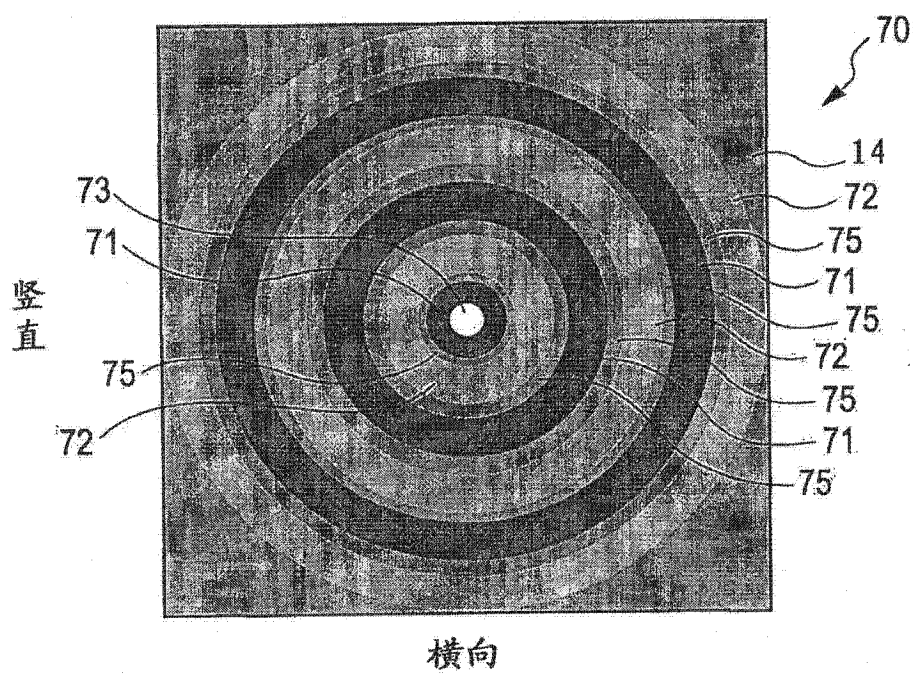


图 8

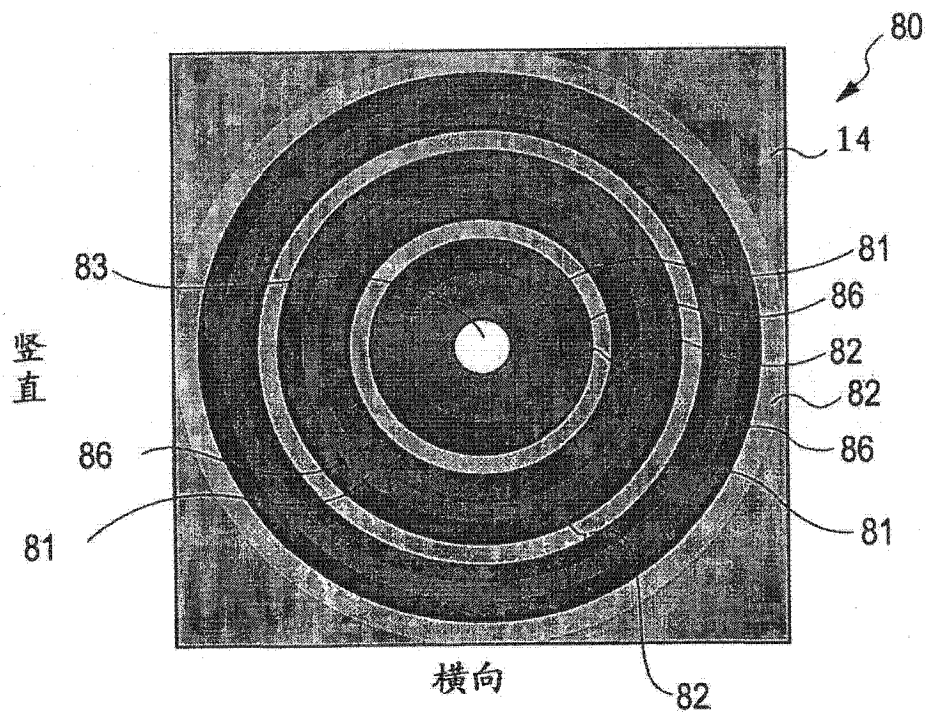


图 9

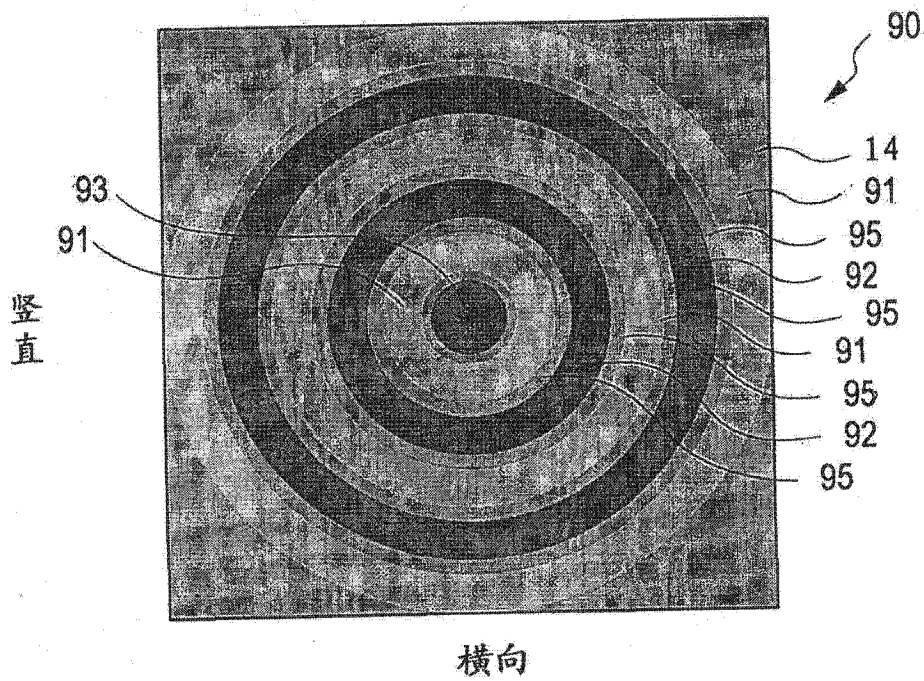


图 10

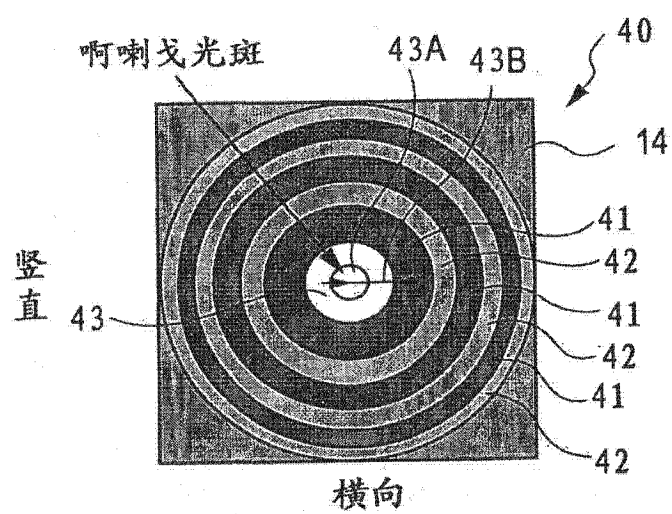


图 11A

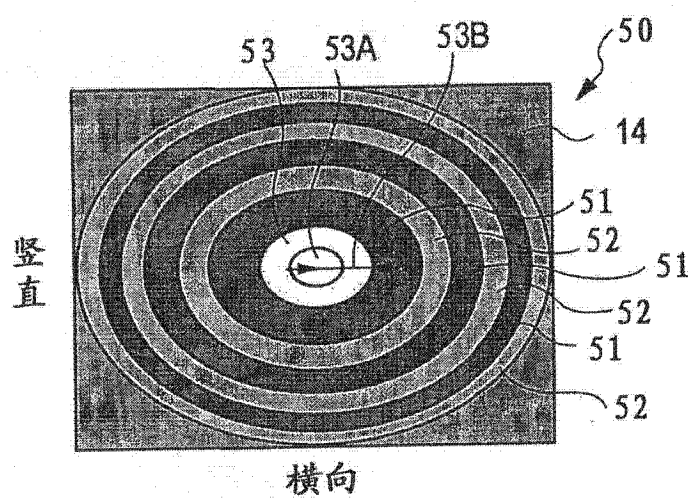


图 11B

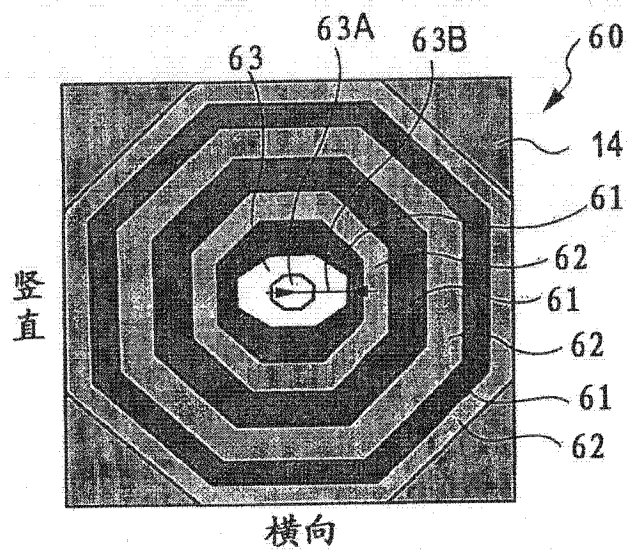


图 11C

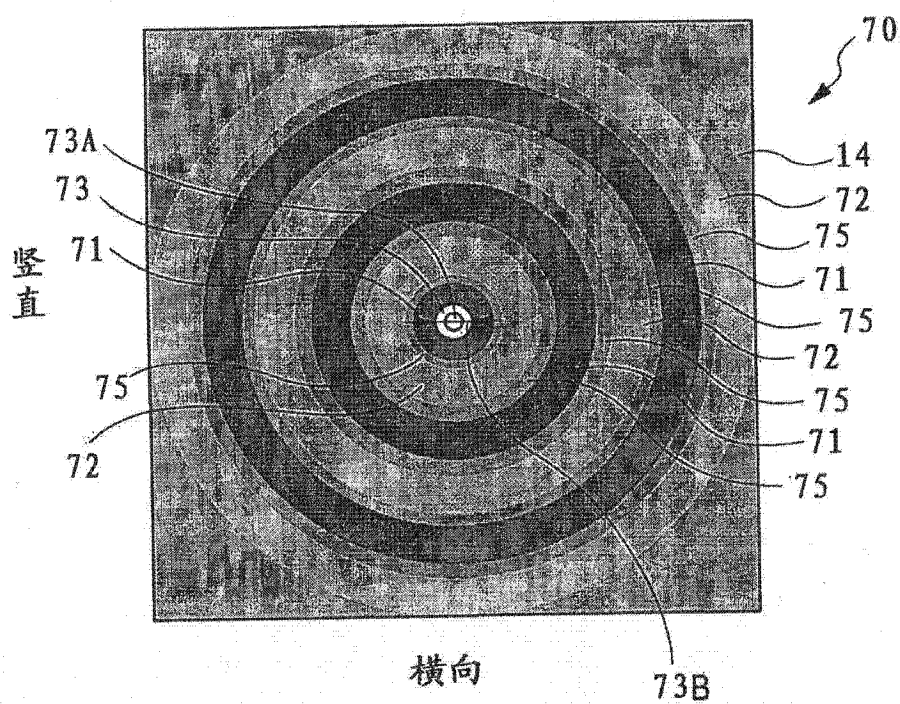


图 12

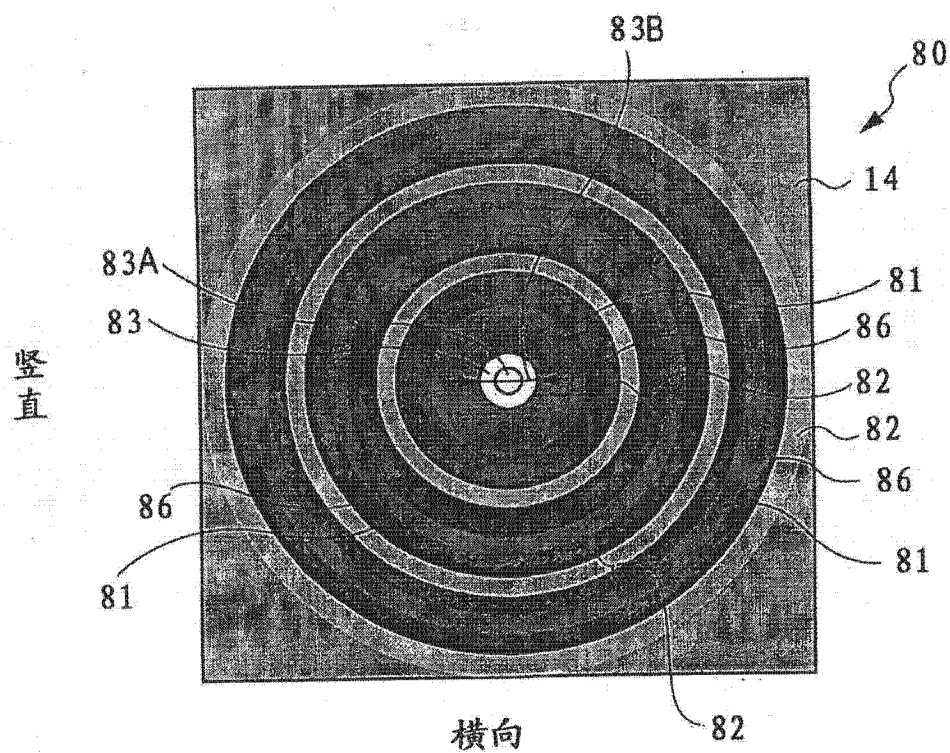


图 13

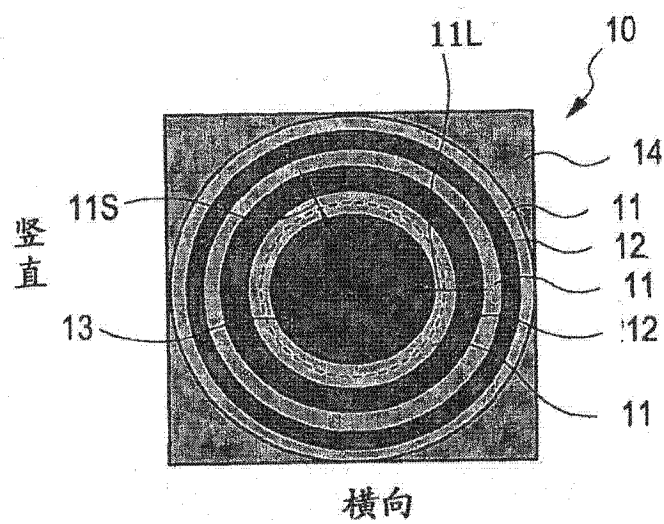


图 14

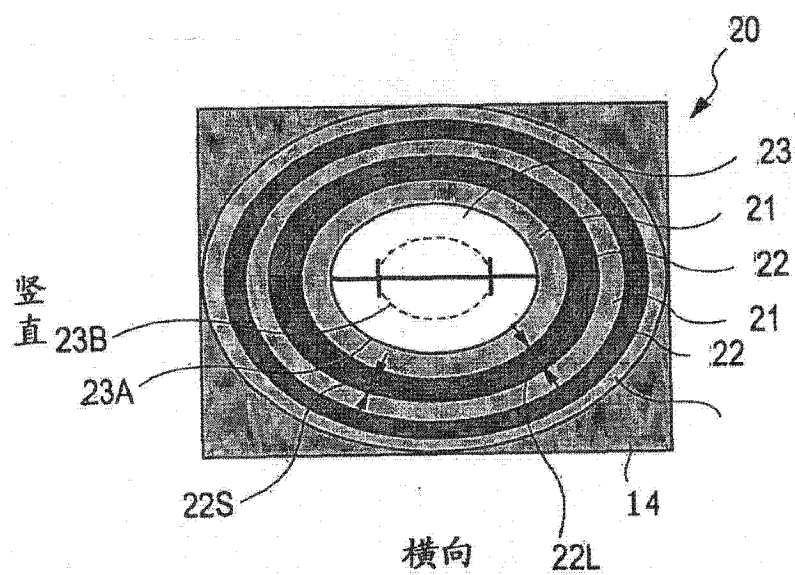


图 15

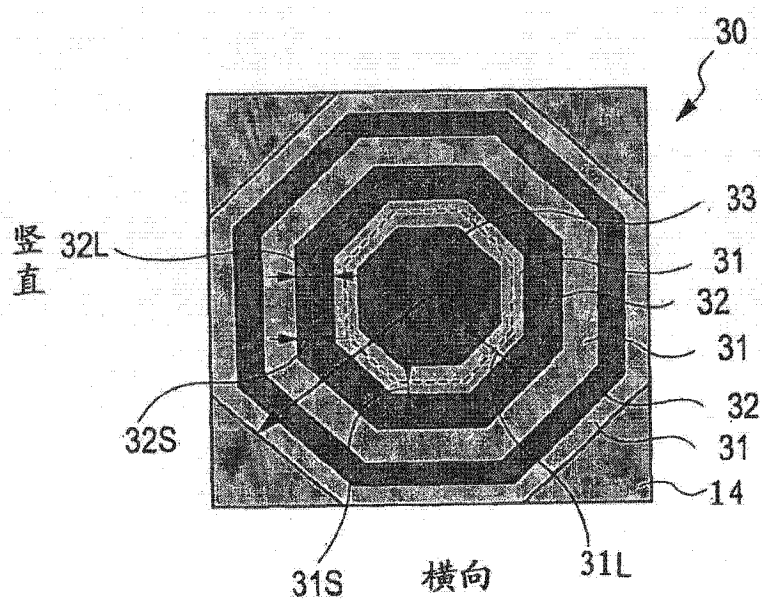


图 16

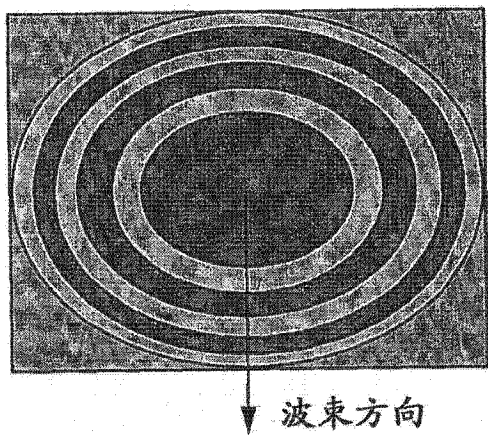


图 17A

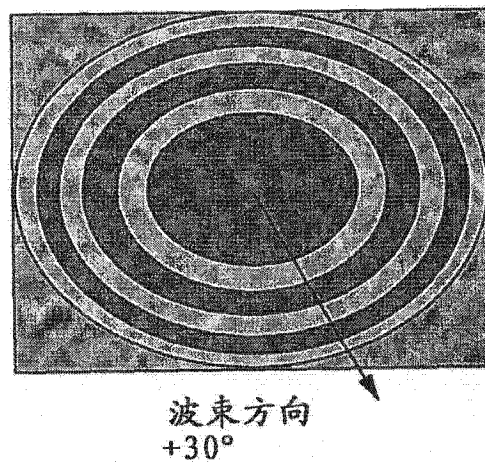


图 17B

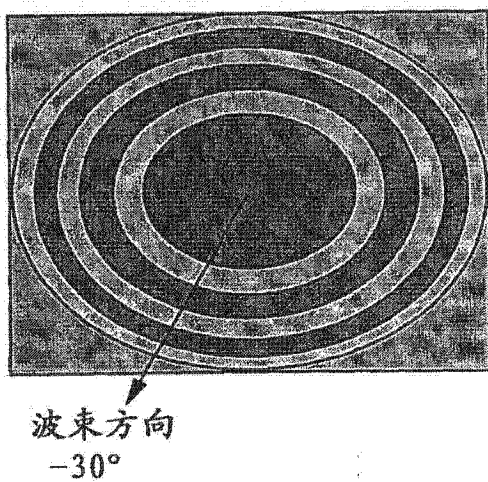


图 17C

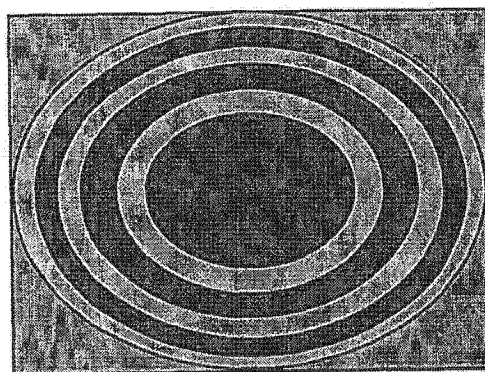


图 18A

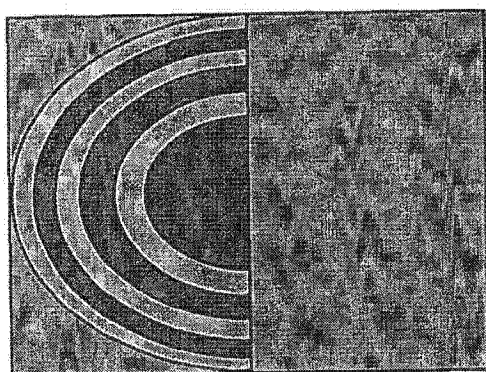


图 18B

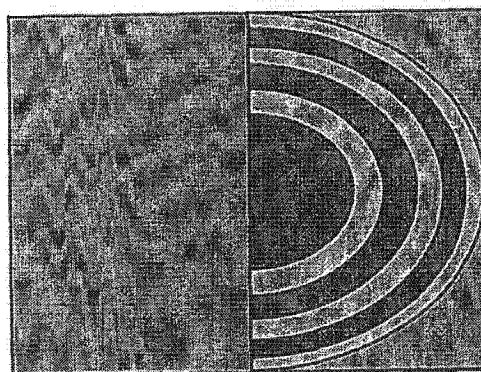


图 18C

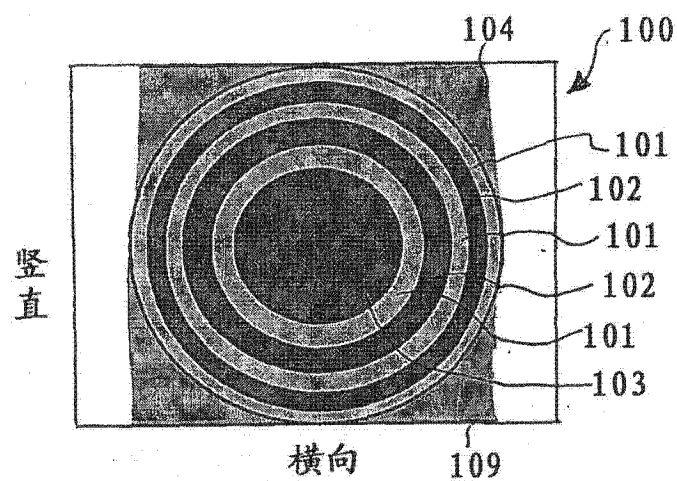


图 19A

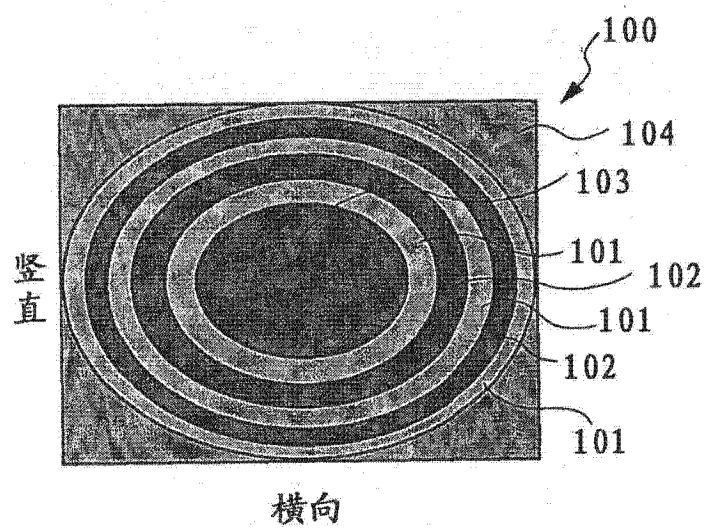


图 19B

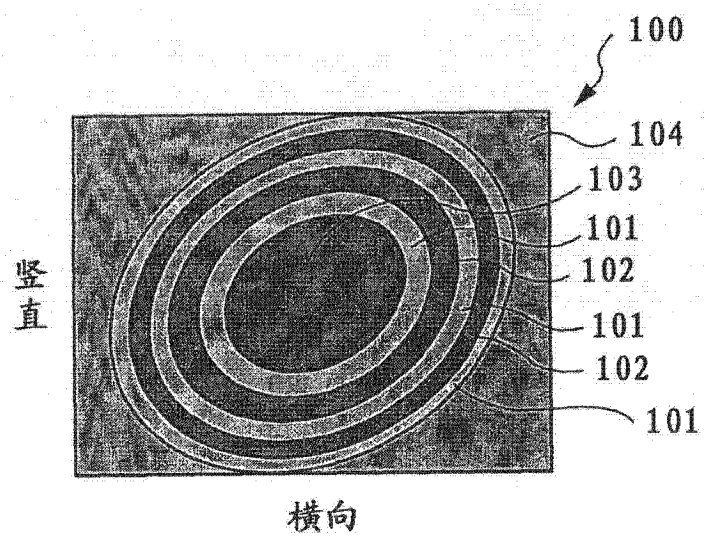


图 19C

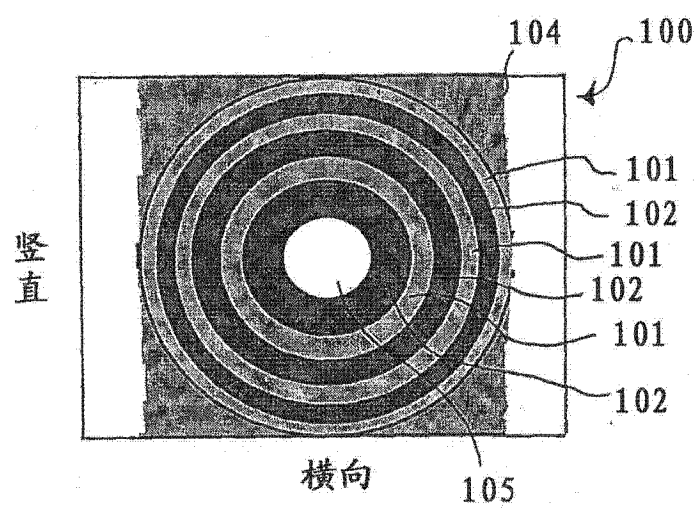


图 20A

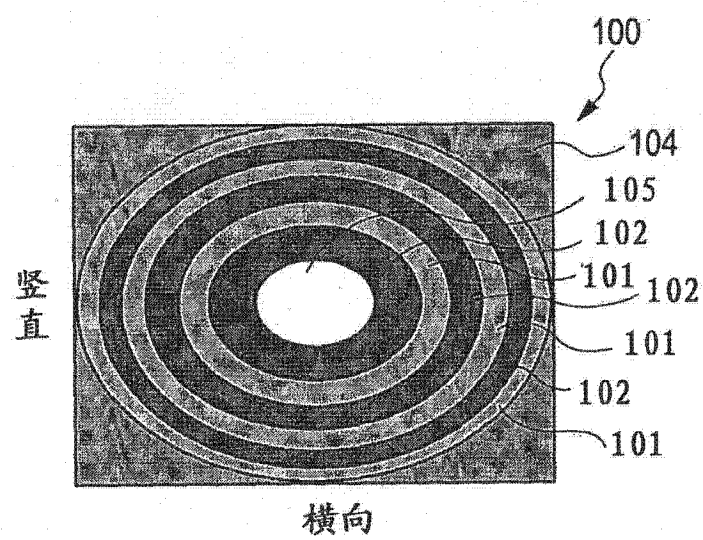


图 20B

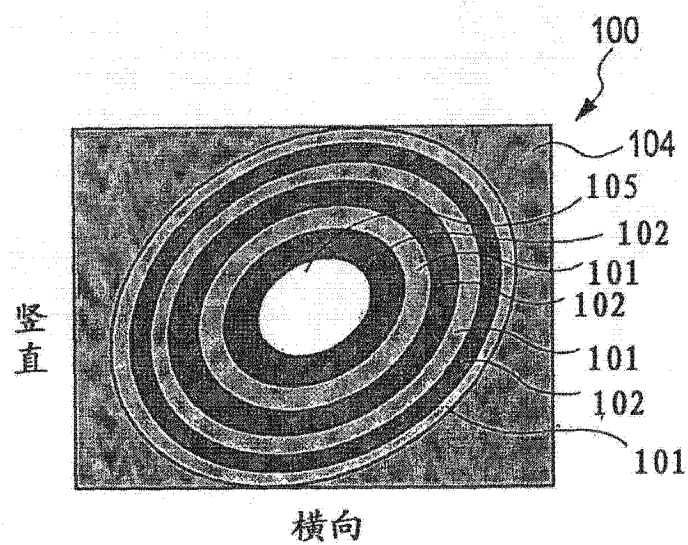


图 20C

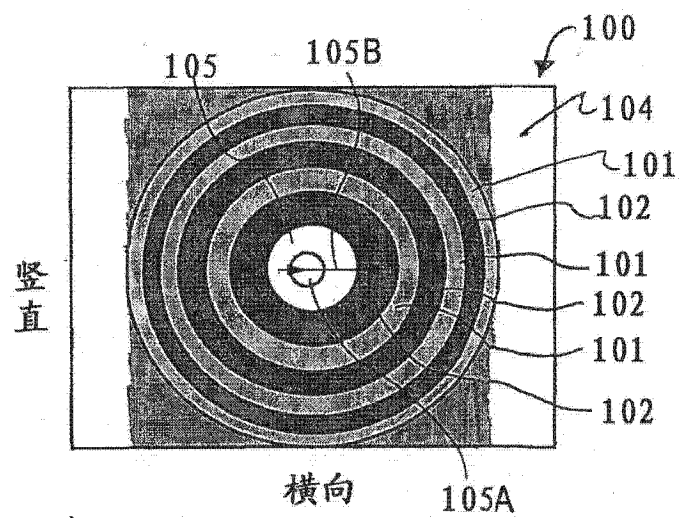


图 21A

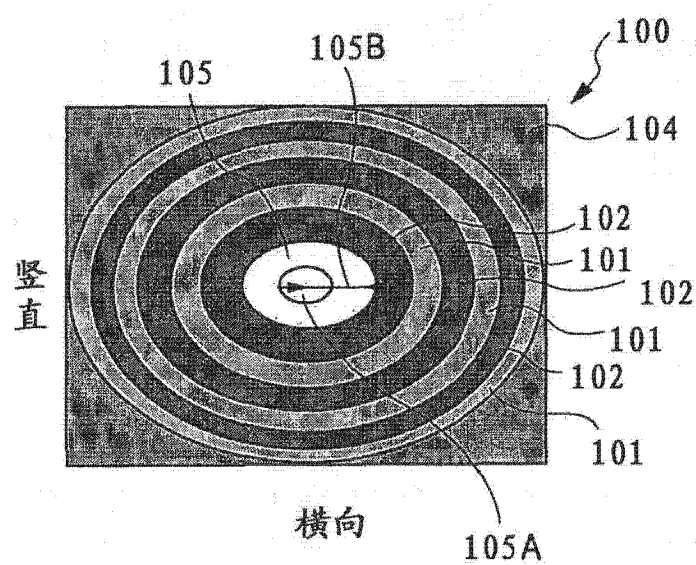


图 21B

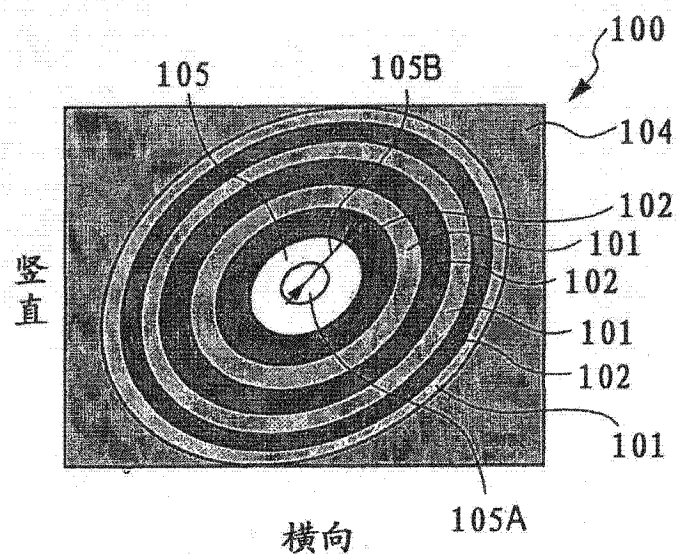


图 21C

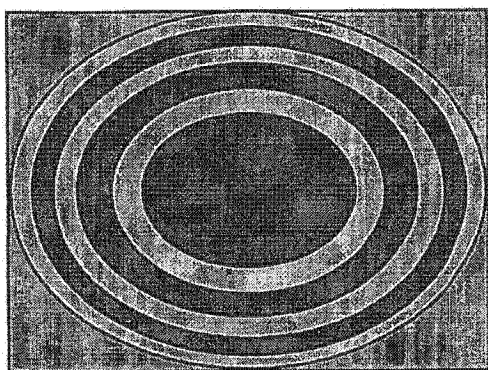


图 22A

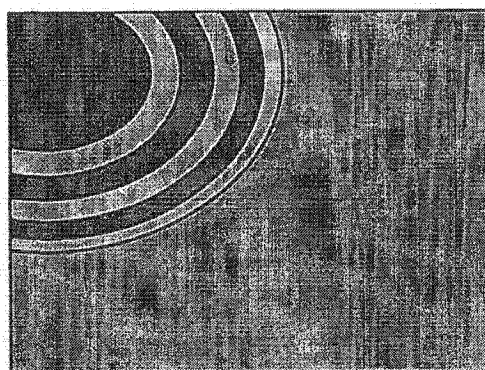


图 22B

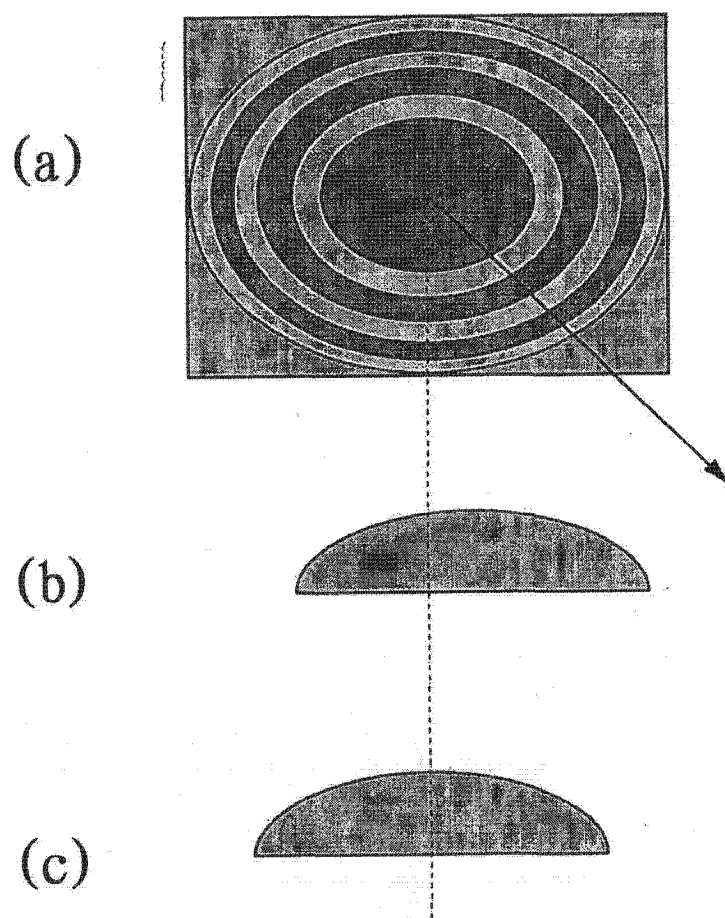


图 23

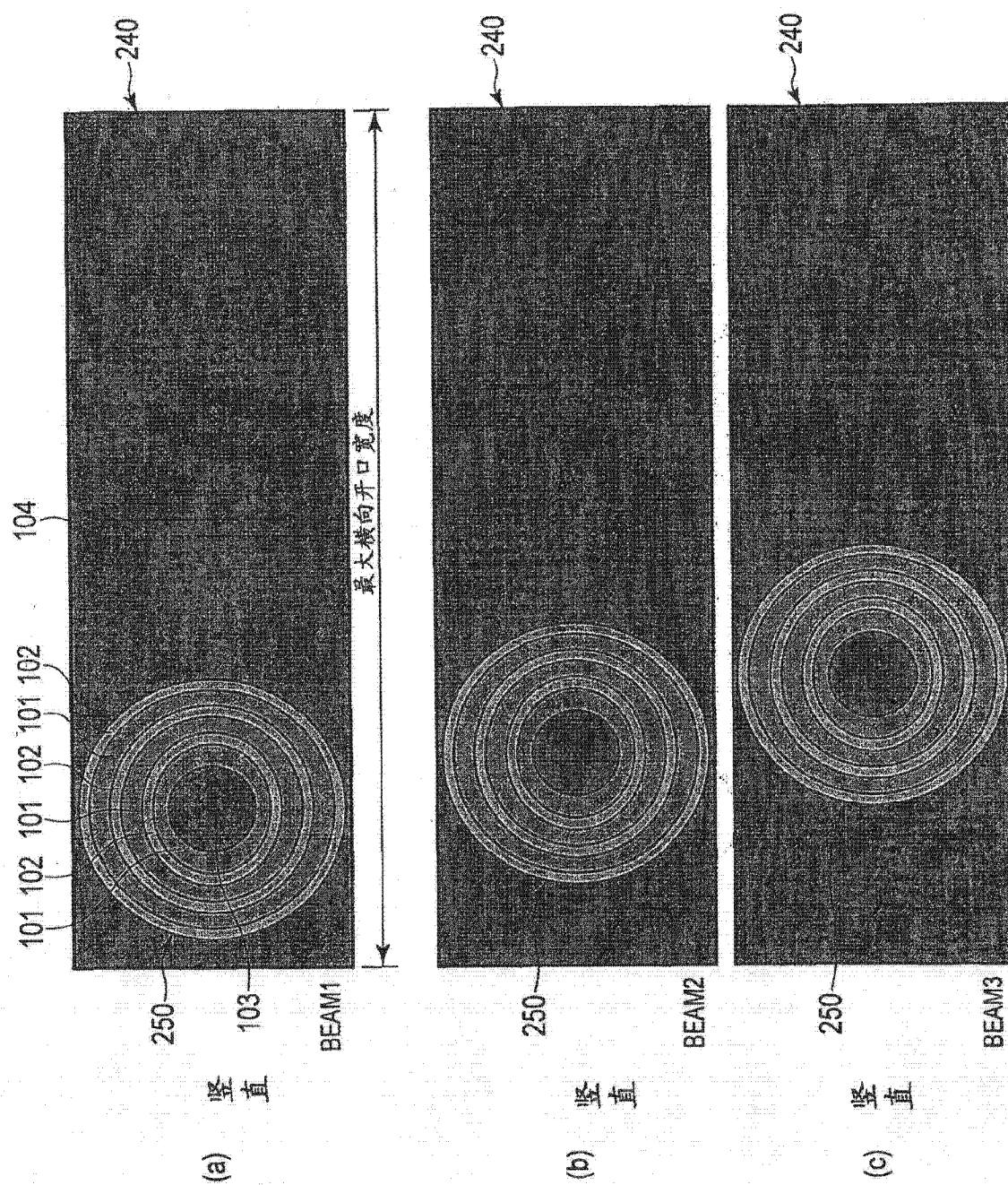


图 24

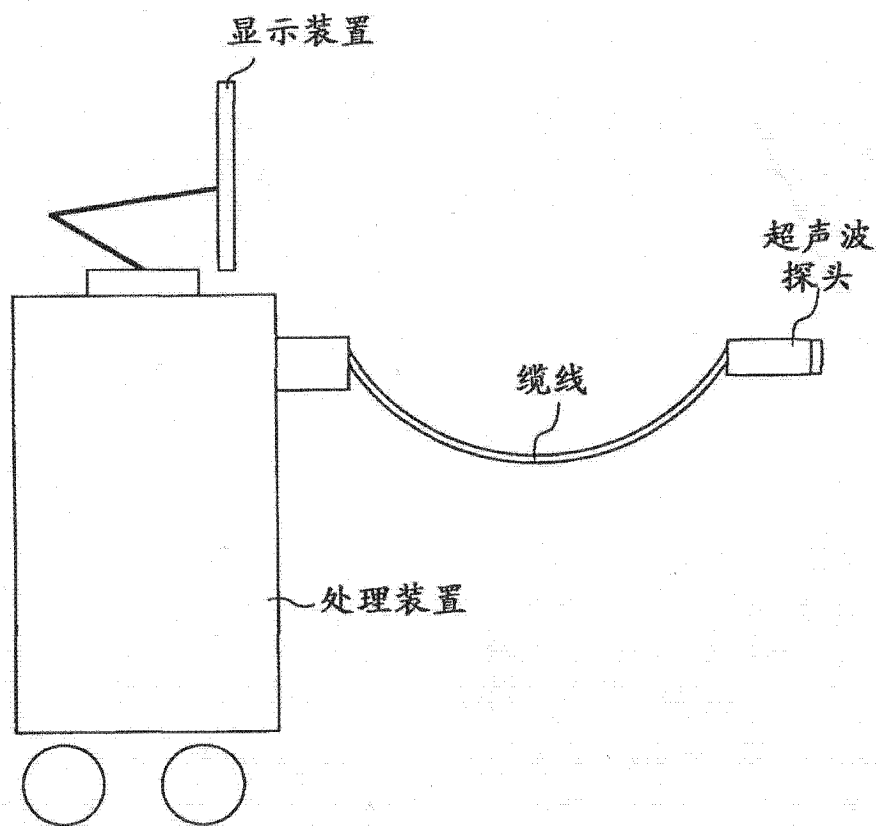


图 25

专利名称(译)	超声波探头及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102406511A	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	CN201110290708.1	申请日	2011-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	G米勒 CJ桑德斯		
发明人	G·米勒 C·J·桑德斯		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	高科		
优先权	2011200008 2011-09-13 JP 12/887050 2010-09-21 US		
其他公开文献	CN102406511B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波探头及超声波诊断装置，其目的在于提高与近距离声场有关的图像质量。超声波探头具有在排列面上二维状排列的多个振子。多个振子中的多个发送专用元件排列在设置于排列面的第1环区域。多个振子中的多个接收专用元件排列在设置于排列面、与第1环区域相邻地配置、具有与第1环区域相同的同心圆中心的第2环区域。

