



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102293665 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201110170105. 8

CN 1529567 A, 2004. 09. 15, 说明书第 5 页第

(22) 申请日 2011. 06. 23

14 行 - 第 10 页第 17 行, 附图 1.

(30) 优先权数据

WO 02054379 A2, 2002. 07. 11, 说明书第 4 页

2010-143099 2010. 06. 23 JP

第 22-26 行.

US 6155982 A, 2000. 12. 05, 全文.

(73) 专利权人 株式会社东芝

US 20070078345 A1, 2007. 04. 05, 全文.

地址 日本东京都

审查员 张玲玲

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 冈田健吾 四方浩之

(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)

(56) 对比文件

CN 101238991 A, 2008. 08. 13, 说明书第 1 页
第 6-7 行, 第 3 页第 14-16 行, 第 7 页第 4 行 - 第
8 页第 30 行, 第 11 页第 3-13 行, 附图 2, 附图 3,
附图 4.

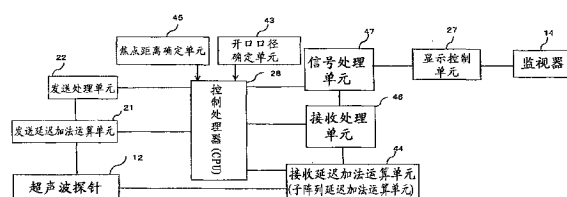
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的实施方式提供一种超声波诊断装置, 通过利用使用了二维阵列的超声波探针进行超声波收发而获得被检测体的立体图像, 可以实现图像质量的提高。本实施方式的超声波诊断装置包括: 子阵列、主阵列、开口口径设定单元和延迟模式设定单元。子阵列由二维地配置的多个超声波振子构成, 在一次接收期间中具有固定的延迟模式。主阵列由子阵列构成。开口口径设定单元设定主阵列的开口口径。延迟模式设定单元根据开口口径针对各子阵列变更延迟模式。



1. 一种超声波诊断装置,对被检测体发送超声波,基于从上述被检测体接收的信号生成超声波图像,其特征在于包括:

子阵列,由二维地配置的多个超声波振子构成,在一次接收期间中具有固定的延迟模式;

主阵列,由上述子阵列构成;

开口口径设定单元,设定上述主阵列的开口口径;以及

延迟模式设定单元,根据上述主阵列的开口口径针对各上述子阵列变更上述固定的延迟模式,

上述延迟模式设定单元变更延迟模式,以在上述主阵列的开口口径被上述开口口径设定单元进一步增大的情况下,使上述子阵列的焦点距离进一步增长。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述延迟模式设定单元变更上述延迟模式,以使第二开口口径下的子阵列的焦点距离是第一开口口径下的子阵列的焦点距离的 $\sqrt{2}$ 倍。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述开口口径确定单元使上述主阵列的开口口径在超声波发送开始后随着发送时间的经过而变化。

4. 一种超声波诊断装置,对被检测体发送超声波,基于从上述被检测体接收的信号生成超声波图像,其特征在于包括:

子阵列,由二维地配置的多个超声波振子构成,在一次接收期间中具有固定的延迟模式;

主阵列,由多个上述子阵列构成;

焦点距离确定单元,确定各个上述子阵列的焦点距离;

开口口径确定单元,与上述焦点距离对应地选择上述主阵列的开口口径;

发送延迟加法运算单元,针对各个上述子阵列对超声波的发送信号赋予延迟时间而进行加法运算处理,以使超声波波束在到达焦点时相位一致;以及

接收延迟加法运算单元,对由上述开口口径所包含的子阵列接收的信号赋予延迟时间而进行加法运算处理,

上述焦点距离确定单元确定成:在上述主阵列的开口口径增大的情况下,使上述子阵列的焦点距离进一步增长。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述焦点距离确定单元确定成:第二开口口径下的子阵列的焦点距离是第一开口口径下的子阵列的焦点距离的 $\sqrt{2}$ 倍。

6. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述开口口径确定单元使上述主阵列的开口口径在超声波发送开始后随着发送时间的经过而变化。

超声波诊断装置

[0001] 本申请基于 2010 年 6 月 23 日提交的日本专利申请第 2010-143099 号,并享受该申请的优先权。本申请通过援引该申请而包含其全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 在医疗领域,超声波诊断装置用来诊断生物体(患者)的疾病。详细地说,超声波诊断装置利用具有超声波振子的超声波探针向被检测体内发送超声波。然后,用超声波探针接收被检测体内部的因声阻抗不匹配而产生的超声波的反射波,基于这样的反射波把被检测体的内部状态图像化。

[0004] 作为超声波诊断装置,使用把多个超声波振子排列成阵列状而成的一维阵列探针。

[0005] 但是,虽然在焦点附近得到高的分辨率,但在离焦点远的部分得不到足够的分辨率,不能获得大范围内的良好的图像。

[0006] 于是,提出了各超声波振动元件具有不同的焦点距离,根据上述焦点距离改变接收时的超声波振子的开口口径的技术。

发明内容

[0007] 但是,该被提出的技术是针对把超声波振子阵列排列成直线状的情形的技术,没有考虑使用把超声波振子阵列排列成二维的超声波探针的情形。

[0008] 本发明的实施方式正是为了解决上述问题而提出的,其目的在于提供一种超声波诊断装置,通过利用使用了二维阵列的超声波探针进行超声波收发而获得被检测体的立体图像,可以实现图像质量的提高。

[0009] 为了解决上述问题,根据本发明的实施方式的超声波诊断装置,对被检测体发送超声波,基于从上述被检测体接收的信号生成超声波图像,包括:子阵列、主阵列、开口口径设定单元和延迟模式设定单元。子阵列由二维地配置的多个超声波振子构成,在一次接收期间中具有固定的延迟模式。主阵列由子阵列构成。开口口径设定单元设定主阵列的开口口径。延迟模式设定单元根据开口口径针对各子阵列变更延迟模式。

[0010] 如果使用根据本实施方式的超声波诊断装置,可以实现图像质量的提高。

附图说明

[0011] 图 1 是示出根据本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的概略构成的框图。

[0012] 图 2 是本发明的实施方式 1 中的二维矩阵阵列中的配置图。

[0013] 图 3 是示出本发明的实施方式 1 中的二维矩阵阵列的开口变化的开口变化图。

[0014] 图 4 是示出本发明的实施方式 1 中的发送延迟加法运算的示意图。

[0015] 图 5 是示出本发明的实施方式 1 中的接收延迟加法运算的示意图。

[0016] 图 6 是示出本发明的实施方式 1 中的主阵列的开口与各个子阵列的焦点的关系的示意图。

[0017] 图 7 是示出现有的主阵列的开口与各个子阵列的焦点的关系的示意图。

[0018] 图 8 是示出用根据本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置接收超声波时形成的声场分布的图。

[0019] 图 9 是示出用现有技术接收超声波时形成的声场分布的图。

[0020] 图 10 是示出本发明的实施方式 1 中的开口口径确定与焦点确定的关系的作用说明图。

[0021] 图 11 是用来说明本发明的实施方式中的开口口径的变化与焦点的关系的示意图。

[0022] 图 12 是示出本发明的实施方式 2 中的焦点确定与开口口径确定的关系的作用说明图。

具体实施方式

[0023] 下面,说明超声波诊断装置的实施方式。

[0024] (实施例 1)

[0025] 参照图 1 和图 2 说明根据本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的构成。

[0026] 图 1 是示出根据本发明的实施方式的超声波诊断装置的概略构成的框图。像该图所示的那样,根据本实施方式的超声波诊断装置包括:超声波探针 12、发送延迟加法运算单元 21、发送处理单元 22、控制处理器 (CPU) 28、开口口径确定单元 43、接收延迟加法运算单元 (子阵列延迟加法运算单元) 44、焦点距离确定单元 45、接收处理单元 46、信号处理单元 47、显示控制单元 27、监视器 14。

[0027] 超声波探针 12 具有超声波振子、匹配层、背衬 (backing) 材料等。

[0028] 超声波探针 12 在已知的背面材料上设置多个超声波振子,在该超声波振子上设置已知的匹配层。即,按背面材料、超声波振子、匹配层的顺序层叠。在超声波振子中,设置有匹配层的面作为超声波的发射面侧,该面的相反侧的面 (设置有背面材料的面) 作为背面侧。超声波振子的发射面侧与共用 (GND) 电极连接,背面侧与信号电极连接。

[0029] 作为超声波振子,可以使用压电陶瓷等的声 / 电可逆变换元件等。例如,优选使用钛酸锆酸铅 $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ 、铌酸锂 (LiNbO_3)、钛酸钡 (BaTiO_3) 或钛酸铅 (PbTiO_3) 等的陶瓷材料。

[0030] 超声波振子基于来自发送处理单元 22 的驱动信号产生超声波。产生的超声波在被检测体内的声阻抗的不连续面被反射。各超声波振子接收该反射波,产生信号,按每个信道取入到接收处理单元 46。

[0031] 匹配层是为了使超声波振子的声阻抗与被检测体的声阻抗良好地进行声匹配而设置的。匹配层可以设置一层,也可以设置两层以上。

[0032] 背衬材料防止超声波从超声波振子向后方传播。

[0033] 另外,背面材料把由超声波振子振荡出的超声波振动和接收时的超声波振动中的、对于超声波诊断装置的图像抽出而言是不需要的超声波振动成分衰减吸收。背面材料

一般使用在合成橡胶、环氧树脂或聚氨酯橡胶等中混入了钨、铁氧体、氧化锌等的无机粒子粉末等而得到的材料。

[0034] 在本发明的实施方式 1 中使用子阵列二维地排列的二维矩阵阵列。图 2 是本发明的实施方式 1 中的二维矩阵阵列中的配置图。在该图中,二维矩阵阵列由主阵列 1 构成。而且,子阵列 2 像例如超声波振子组圈 A、圈 B、圈 C、圈 D 那样地构成。主阵列 1 是把子阵列 2 排列成二维矩阵状而得到的。由于通过把子阵列作为单位使用,针对各个子阵列处理信号,所以可以减少 CPU 中的处理量,还可以减少布线等。

[0035] 图 3 是示出本发明的实施方式 1 中的二维矩阵阵列的开口变化的开口变化图。在该图中示出从开口口径最小的 S1 逐渐增大开口口径而变成 S2、S3 的状态。在图 2 中的主阵列 1 中,通过增减所使用的子阵列 2 的数目调整开口口径的大小。例如,为了增大开口口径,增加所使用的子阵列的数目。另一方面,为了减小开口口径,减少所使用的子阵列的数目。

[0036] 图 4 是示出本发明的实施方式 1 中的发送延迟加法运算的示意图。在该图中,利用发送延迟加法运算单元 21 在发送超声波时施加延迟,实施延迟聚焦。即,开口中心附近的子阵列 41c 中的从超声波振子到焦点 F 的距离和开口端部的子阵列 41a、41e 中的从超声波振子到焦点 F 的距离产生路径差。因此,为了使超声波波束会聚到焦点 F 上,使中心附近的子阵列 41c 中的超声波振子的超声波的发送定时比距离长的端部的子阵列 41a、41e 中的超声波振子迟。另外,对于开口中心与开口端部之间存在的子阵列 41b、41d,也根据到焦点 F 的距离延迟发送定时。通过这样的处理,可以设为使超声波波束在到达焦点 F 时相位一致的焦点。

[0037] 发送处理单元 22 具有信号发生器、发送混和器、频率调制 / 解调单元。然后,以施加了延迟的发送定时产生驱动脉冲信号,发送到超声波振子。

[0038] 图 5 是示出本发明的实施方式 1 中的接收延迟加法运算的示意图。利用接收延迟加法运算单元(子阵列延迟加法运算单元)44 对由开口口径中包含的子阵列的超声波振子接收的信号赋予延迟时间而进行加法运算处理。在接收时,必须以与图 4 所示的发送定时相反的定时进行延迟加法运算。即,针对从焦点 F 返回的超声波波束,使中心附近的子阵列 41c 中的超声波振子的超声波的接收定时比离焦点 F 的距离长的端部的子阵列 41a、41e 中的超声波振子提前。另外,对于端部与中心之间存在的子阵列 41b、41d,也通过根据各超声波振子与到焦点的距离使接收定时提前来进行调整。

[0039] 控制处理器(CPU)28 中的主延迟加法运算单元(未图示)中包含开口口径确定单元 43。开口口径确定单元 43 确定主阵列的开口口径的大小。为了确定开口口径的大小,可以使用矩阵开关。矩阵开关是可以多输入多输出的开关。矩阵开关通过增减与发送处理单元 22 连接的子阵列的数目来改变主阵列的开口口径的大小。例如,矩阵开关从主阵列中的多个超声波振子即 $e_1, e_2, \dots, e_n$ 中选择由 $m (\leq n)$ 个超声波振子构成的超声波振子组作为构成单位,作为子阵列,通过增减与发送处理单元 22 连接的子阵列的数目,调节主阵列的开口口径的大小。例如,在图 3 中子阵列数目最小时开口口径为 S1,使子阵列数目增加,从而可以经由开口口径 S2 成为最大开口口径 S3。

[0040] 图 6 是示出本发明的实施方式 1 中的主阵列的开口与各个子阵列的焦点的关系的示意图。在该图中,开口口径确定单元 43 使开口口径在超声波发送开始后随着发送时间的

经过而变化。开口口径确定单元 43 基于预先输入的数据确定开口口径。

[0041] 在本实施方式中,焦点距离确定单元 45 根据针对子阵列由开口口径确定单元 43 选择的开口口径的大小,改变焦点的位置。通过这样的处理,针对各个子阵列以不同的焦点距离接收信号进行处理。焦点距离确定单元 45 以子阵列中的焦点距离随着开口口径增大而增大的方式确定焦点距离。

[0042] 另外,也可以把子阵列的焦点距离确定成,相对于焦点距离最短的第一开口口径下的焦点距离,焦点距离第二短的第二开口口径时的焦点距离为第一开口口径下的子阵列的焦点距离的 $\sqrt{2}$ 倍。

[0043] 用图 3 和图 6 具体地说明。例如,图 3 中开口口径最小的 S1 对应于图 6 中的子阵列 7d、7d'。像图 6 所示的那样,针对由开口口径确定单元 43 确定的子阵列 7d、7d',焦点距离确定单元 45 把焦点确定为 5d 的位置。同样地,图 3 中开口口径最大的 S3 对应于图 6 中的子阵列 7a、7a'。像图 6 所示的那样,针对由开口口径确定单元 43 确定的子阵列 7a、7a',焦点距离确定单元 45 把焦点确定为 5a 的位置。同样地,像图 6 所示的那样,在开口口径最小与最大之间的子阵列 7c、7c' 中把焦点确定为 5c;在子阵列 7b、7b' 中把焦点确定为 5b。

[0044] 然后,发送延迟加法运算单元 21 根据上述焦点距离进行延迟加法运算处理。接收延迟加法运算单元 44 以与发送延迟加法运算单元 21 的延迟定时相反的定时进行延迟加法运算单元。

[0045] 接收处理单元 46 具有:切址单元(未图示)、频率调制/解调单元(未图示)、接收缓冲单元(未图示)、接收混和器(未图示)、DBPF(未图示)、离散傅里叶变换单元(未图示)、波束存储器(未图示)。然后,以施加了延迟的接收定时接收信号并放大。把被放大的信号输出到信号处理单元 47。

[0046] 信号处理单元 47 具有 A/D 变换电路、B 模式处理电路、多普勒处理电路等。

[0047] A/D 变换电路对由接收处理单元 46 接收的信号进行 A/D 变换。

[0048] B 模式处理电路从接收处理单元 46 接收信号,进行对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明暗表现信号强度的数据。把该数据发送到显示控制单元 27,在监视器 14 上显示用亮度表现反射波的强度的 B 模式图像。

[0049] 多普勒处理电路根据从接收处理单元 46 接收的信号对速度信息进行频率分析,抽出多普勒效应造成的血流、组织、造影剂回波成分,针对多点求出平均速度、方差、功率等的血流信息。特别地,多普勒处理电路从接收处理单元 46 逐次读出多相位解调数据,计算在各范围得到的谱线,用它计算 CW 谱线图像的数据。

[0050] 显示控制单元 27 用从信号处理单元 47 接收的数据生成超声波图像。而且,与各种参数的文字信息、刻度等一起,合成生成的图像,作为视频信号输出到监视器 14。

[0051] 控制处理器(CPU)28 具有作为信息处理装置的功能,控制上述的各单元的动作。即,控制超声波诊断装置本体的动作。控制处理器 28 从存储部读出后述的用来实现三维图像的实时显示功能的专用程序、用来执行预定的扫描序列的控制程序,在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算和控制等。

[0052] 存储部存储用来通过不同的画角设定收集多个个体积数据的预定的扫描序列,用来实现三维图像的实时显示功能的专用程序,用来执行图像生成、显示处理的控制程序,诊断信息(患者 ID、医生意见等)、诊断程序、发送接收条件、身体记号(body mark)生成程序等

数组。

[0053] 图 7 是示出现有的主阵列的开口与各个子阵列的焦点的关系的示意图。像该图所示的那样,现有技术中,不管开口口径的大小如何,对于所有的子阵列 7a、7a'、7b、7b'、7c、7c'、7d、7d' 都施加延迟加法运算处理,以使得理想的焦点 5a 的位置相同,成为相同的焦点距离。在该图中,在比理想的焦点 5 距离近的实际焦点 6a 处,各个子阵列都产生延迟误差。

[0054] 图 8(a)、(b)、(c) 是示出用根据本发明的实施方式的超声波诊断装置接收超声波时形成的声场分布的图。图 8(a) 是示出焦点距离 15mm 处的声场分布的图。图 8(b) 是示出焦点距离 60mm 处的声场分布的图。图 8(c) 是示出焦点距离 120mm 处的声场分布的图。

[0055] 图 9(a)、(b)、(c) 是示出用现有技术接收超声波时形成的声场分布的图。图 9(a) 是示出焦点距离 15mm 处的声场分布的图。图 9(b) 是示出焦点距离 60mm 处的声场分布的图。图 9(c) 是示出焦点距离 120mm 处的声场分布的图。

[0056] 如果比较两图,则在焦点距离 15mm 的情况下,本发明的实施方式中的栅瓣 (grating lobe) 强度比现有技术的情况下的栅瓣强度低。另外,对于焦点距离不同的位置 (各深度) 处的栅瓣强度的差,在本发明的实施方式中的差比现有技术小。

[0057] 图 9 是示出用现有技术接收超声波时形成的声场分布的图。如果比较该图与图 8 的焦点距离 15mm 的情况,则产生栅瓣,发生因声音 S/N 下降造成的图像质量下降。另外,在焦点距离 150mm 的情况下,如果比较图 9 和图 8,则发生图像质量下降和灵敏度下降。

[0058] 图 10 是用来说明本发明的实施方式中的开口口径确定与焦点确定的关系的作用说明图。

[0059] 图 11 是用来说明本发明的实施方式中的开口口径的变化与焦点的关系的示意图。

[0060] 在图 11 中,子阵列 A 的开口口径最小,该最小的开口口径为 S1,焦点为 F1,随着子阵列的开口口径增大成 S2、S3,焦点随之成为 F2、F3。

[0061] 回到图 10,开口口径确定单元 43 把子阵列 A 的开口口径的大小确定为 S1。焦点距离确定单元 45 确定焦点 F1。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的焦点 F1 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。开口口径确定单元 43 把子阵列 B 的开口口径的大小确定为 S2。焦点距离确定单元 45 确定焦点 F2。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的焦点 F2 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。开口口径确定单元 43 把子阵列 C 的开口口径的大小确定为 S3。焦点距离确定单元 45 确定焦点 F3。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的焦点 F3 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。开口口径确定单元 43 把子阵列 N 的开口口径的大小确定为 SN。焦点距离确定单元 45 确定焦点 FN。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的焦点 FN 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。通过本实施方式,即使在以焦点距离短的部分为对象的图像中,也可以防止产生栅瓣,不会发生因声音 S/N 下降造成的图像质量下降。而且,即使在以焦点距离长的部分为对象的图像中,也可以减小深度方向上的图像质量之差,在整个拍摄视野上获得均匀的图像

质量。

[0062] (实施例 2)

[0063] 下面,用附图说明本发明的超声波诊断装置的实施方式 2。本实施方式与实施方式 1 的区别点在于,首先确定焦点距离,与其对应地确定开口口径。本实施方式中的各单元与实施方式 1 相同。

[0064] 图 12 是用来说明本发明的实施方式中的焦点距离确定与开口口径确定的关系的动作的作用说明图。

[0065] 焦点距离确定单元 45 确定图 11 所示的焦点距离最小的子阵列 A 的焦点 F1。开口口径确定单元 43 确定开口口径 S1。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的开口口径 S1 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。焦点距离确定单元 45 确定子阵列 B 的焦点 F2。开口口径确定单元 43 确定开口口径 S2。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的开口口径 S2 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。焦点距离确定单元 45 确定子阵列 C 的焦点 F3。开口口径确定单元 43 确定开口口径 S3。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的开口口径 S3 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。焦点距离确定单元 45 确定子阵列 N 的焦点 FN。开口口径确定单元 43 确定开口口径 SN。接收延迟加法运算单元 44 对接收信号实施与被确定的开口口径 SN 对应的延迟加法运算处理,发送给接收处理单元 46。信号处理单元 47 对进行了延迟加法运算处理的接收信号进行信号处理。通过本实施方式,即使在以焦点距离短的部分为对象的图像中,也可以防止产生栅瓣,不会发生因声音 S/N 下降造成的图像质量下降。而且,即使在以焦点距离长的部分为对象的图像中,也可以减小深度方向上的图像质量的差,在整个拍摄视野上获得均匀的图像质量。

[0066] 在上述实施方式中示出了以根据主阵列的开口口径增大子阵列中的焦点距离的方式确定焦点距离的焦点距离确定单元 45,但也可以设置根据主阵列的开口口径针对各子阵列变更延迟模式的单元(延迟模式设定单元)。

[0067] 作为延迟模式设定单元的一例,具有:根据主阵列的开口口径预先存储被使用的子阵列的第一存储单元、以及针对各子阵列预先存储延迟模式的第二存储单元。如果主阵列的开口口径变化,则根据该开口口径从第一存储单元读出被使用的子阵列,进而从第二存储单元读出针对各子阵列的延迟模式。由此,可以根据主阵列的开口口径针对各子阵列变更延迟模式。

[0068] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式都是作为例子提出的,并非用来限定本发明的范围。这些新的实施方式可以以其它的各种方式实施,在不脱离发明的主要构思的范围内,可以进行各种省略、改写、变更。这些实施方式及其变形都包含在发明的范围和主要构思内,并且包含在权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

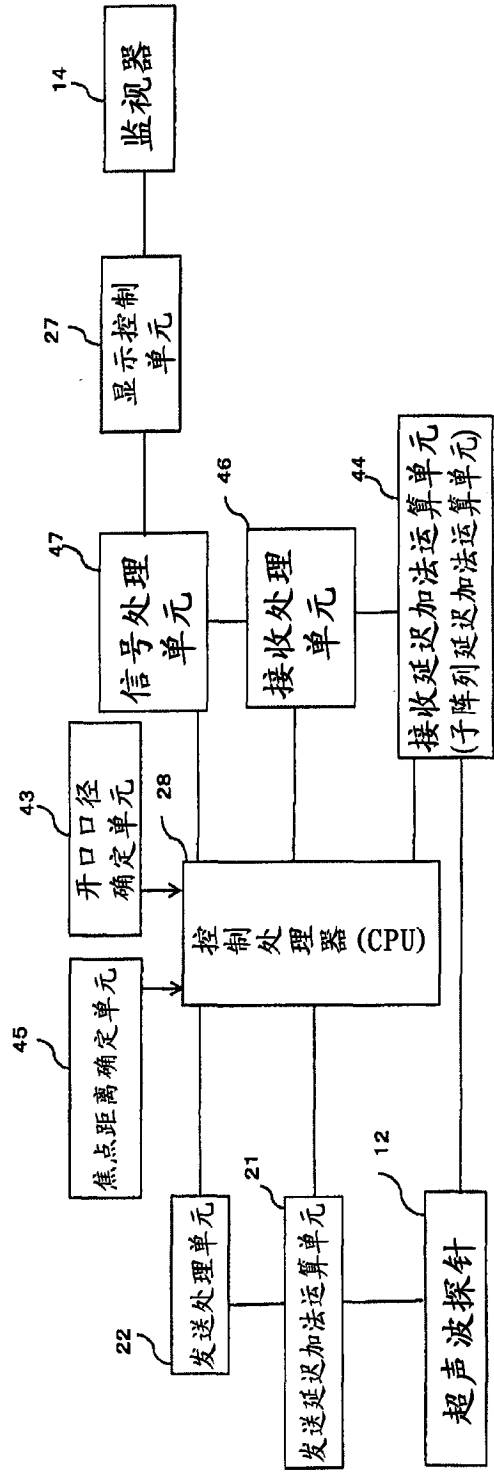


图 1

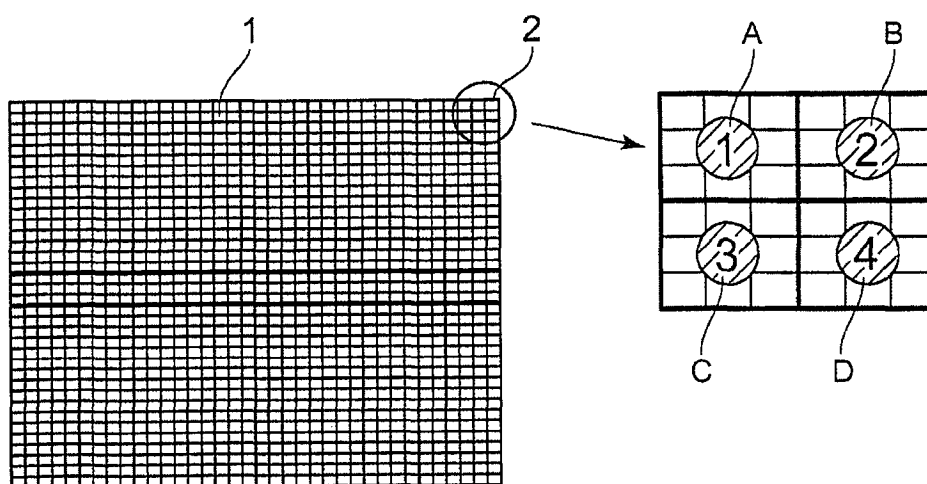


图 2

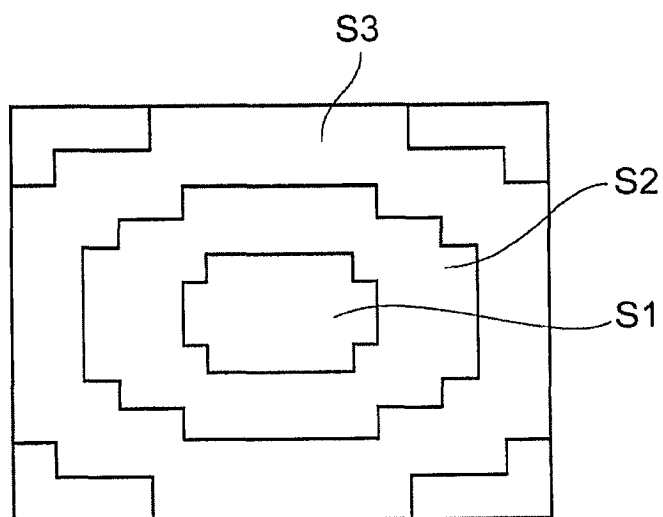


图 3

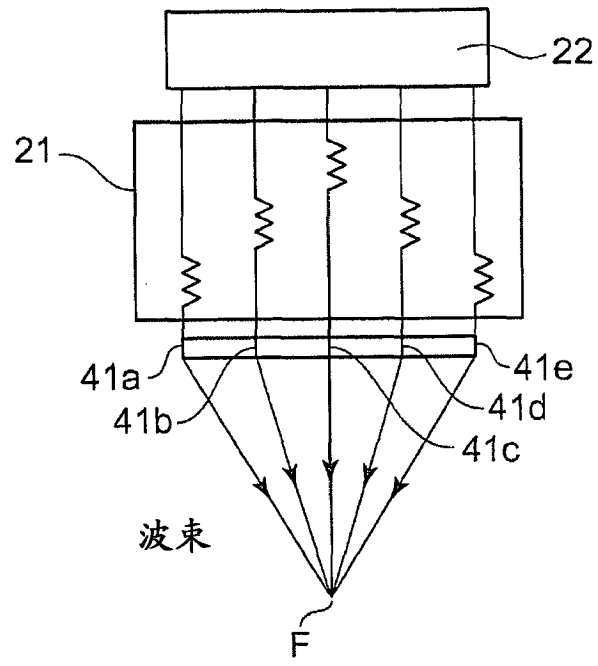


图 4

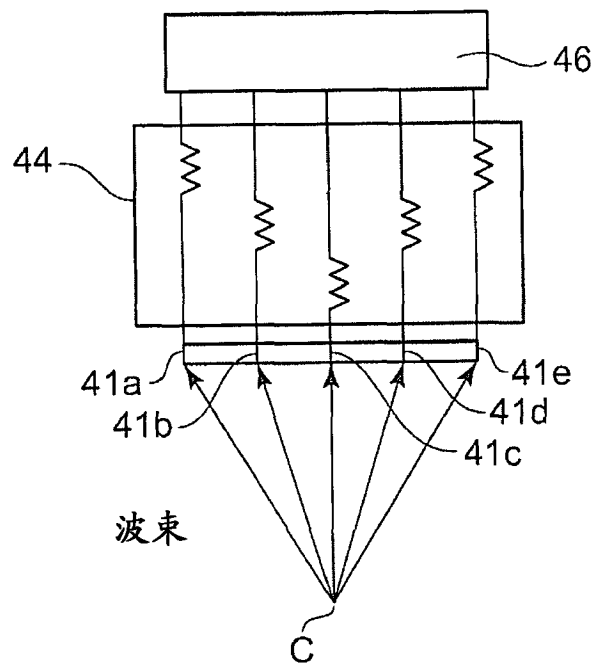


图 5

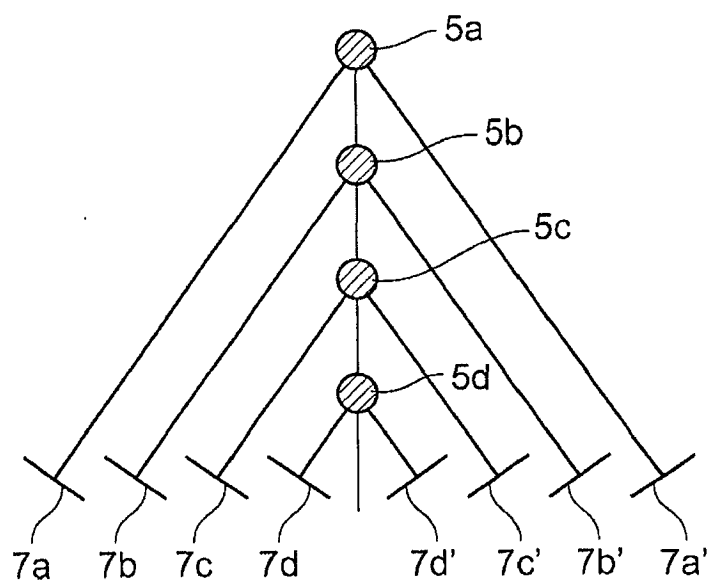


图 6

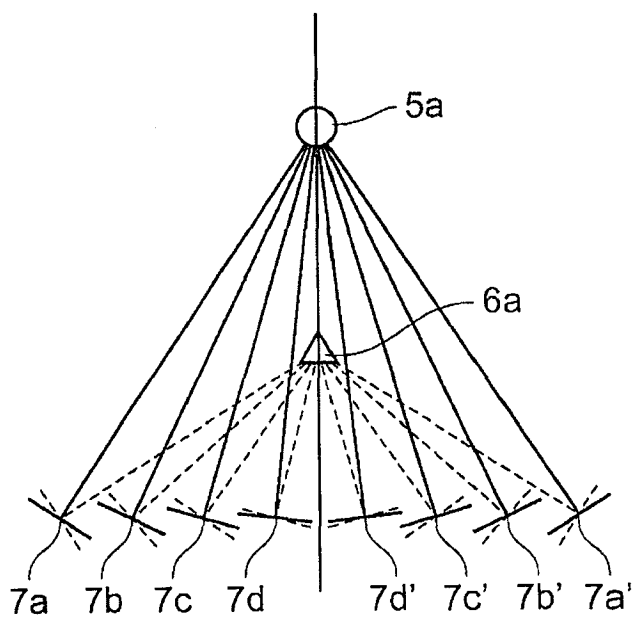


图 7

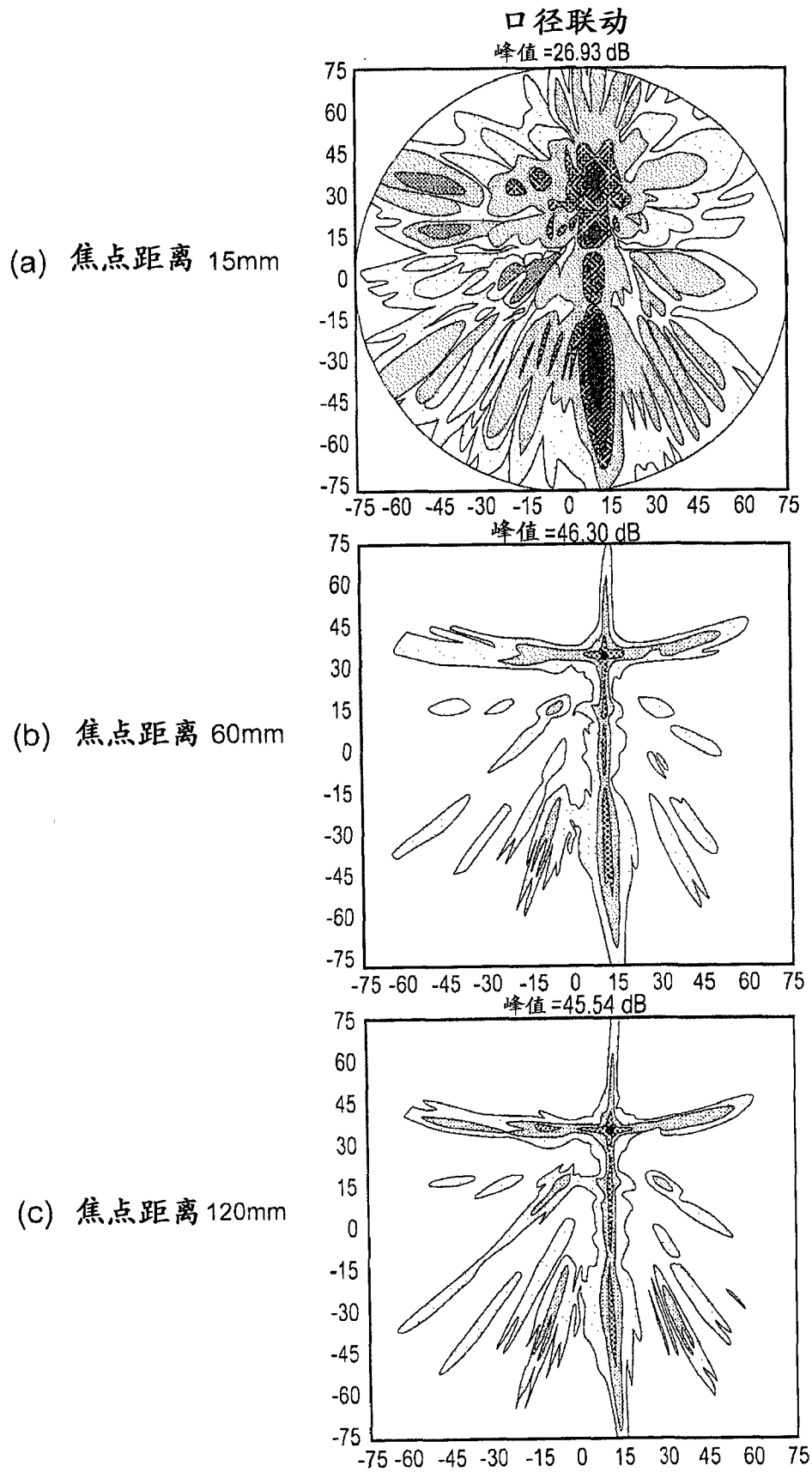
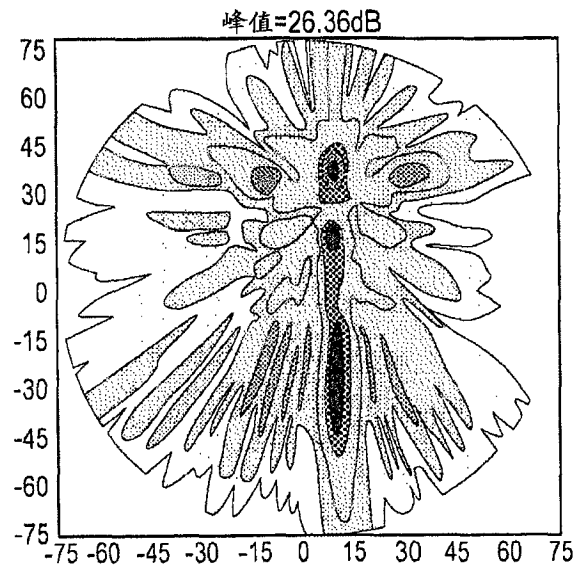
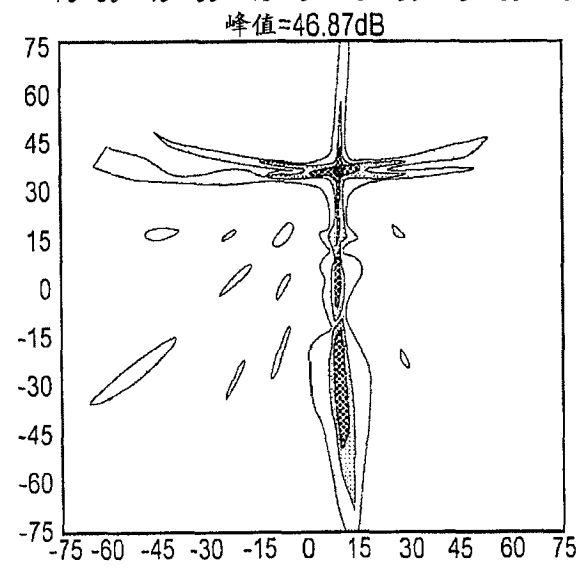


图 8

(a) 焦点距离 15mm



(b) 焦点距离 60mm



(c) 焦点距离 120mm

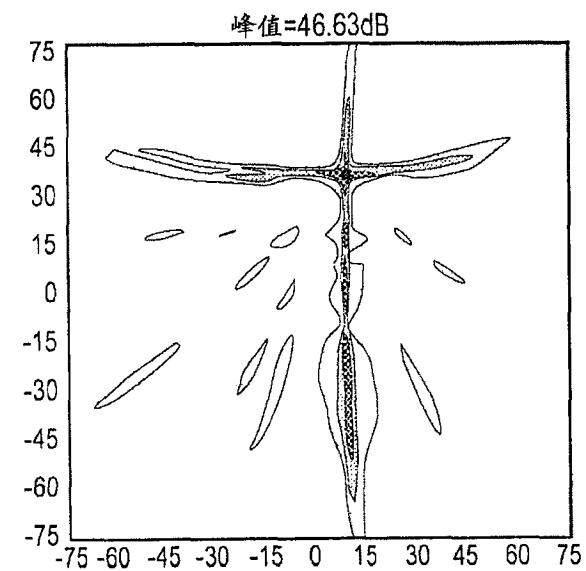


图 9

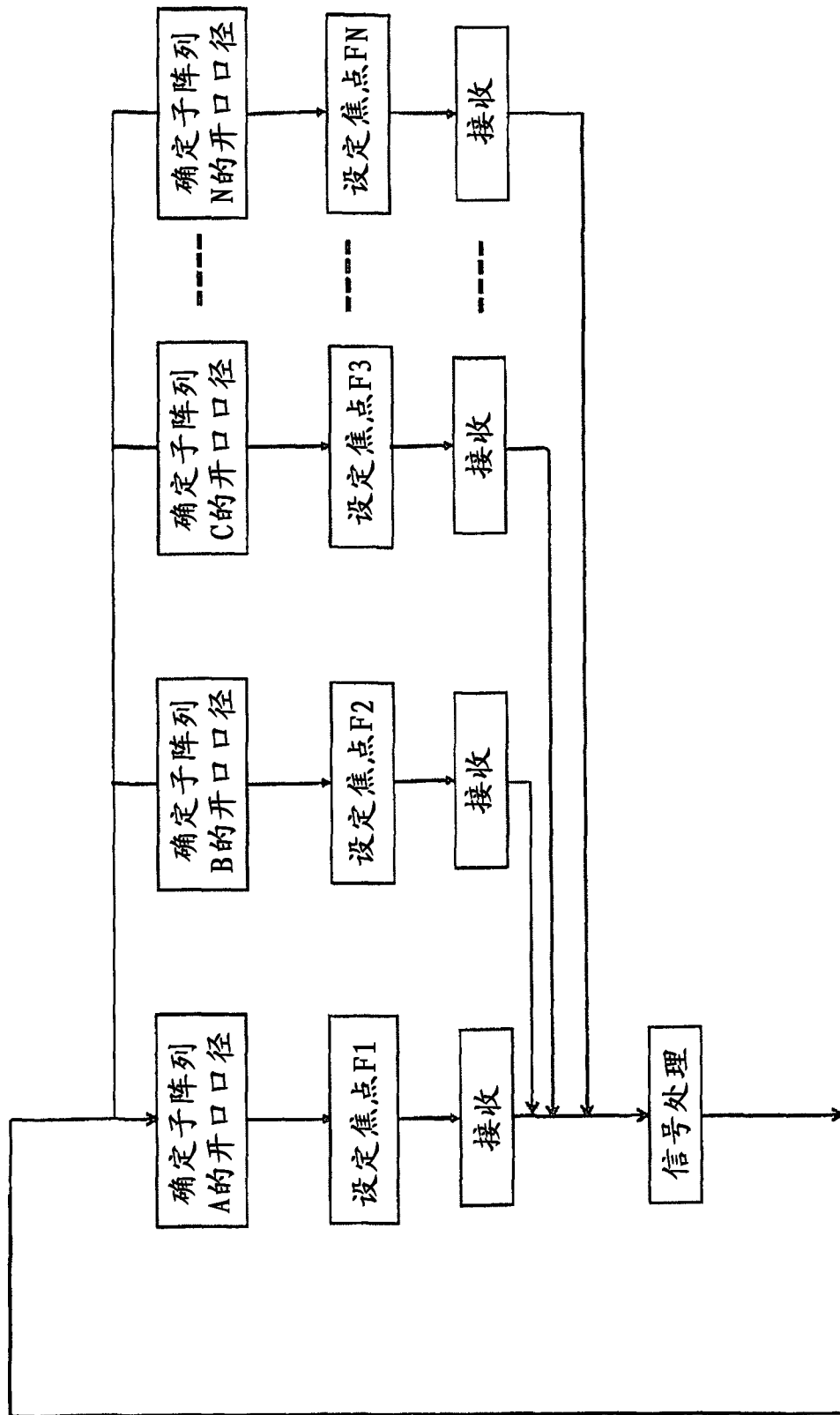
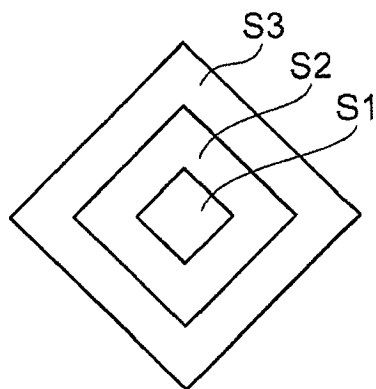


图 10

开口的变化



开口与焦点的关系

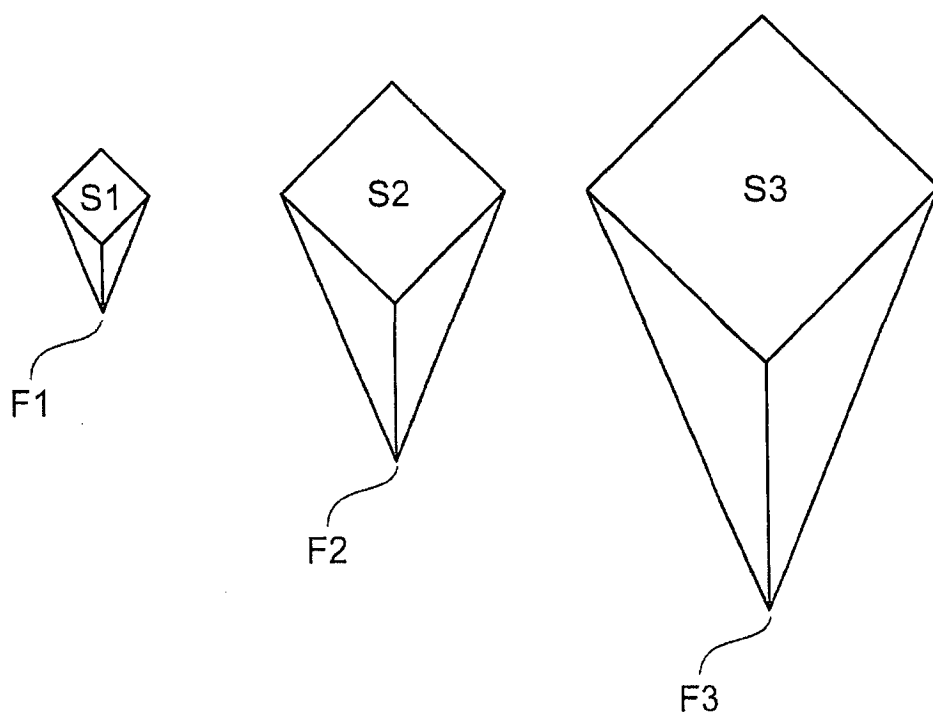


图 11

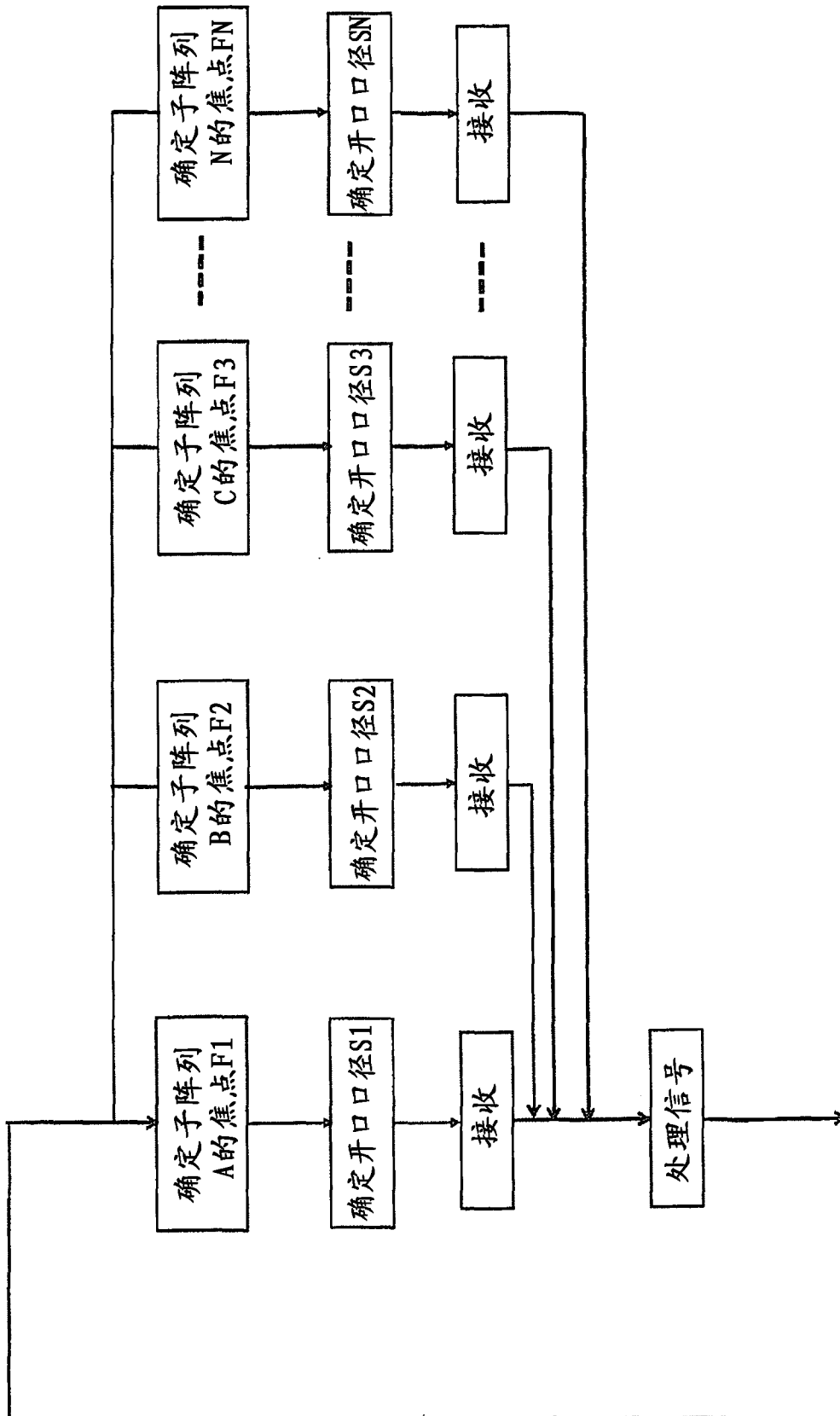


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102293665B	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	CN201110170105.8	申请日	2011-06-23
[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	冈田健吾 四方浩之		
发明人	冈田健吾 四方浩之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S15/8925 G10K11/346 G01S7/52046		
代理人(译)	高科		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	2010143099 2010-06-23 JP		
其他公开文献	CN102293665A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式提供一种超声波诊断装置，通过利用使用了二维阵列的超声波探针进行超声波收发而获得被检测体的立体图像，可以实现图像质量的提高。本实施方式的超声波诊断装置包括：子阵列、主阵列、开口口径设定单元和延迟模式设定单元。子阵列由二维地配置的多个超声波振子构成，在一次接收期间中具有固定的延迟模式。主阵列由子阵列构成。开口口径设定单元设定主阵列的开口口径。延迟模式设定单元根据开口口径针对各子阵列变更延迟模式。

