



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414687 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410459070. 3

(22) 申请日 2014. 09. 10

(30) 优先权数据

2013-187152 2013. 09. 10 JP

2014-137454 2014. 07. 03 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 林正树 渡边亮基

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

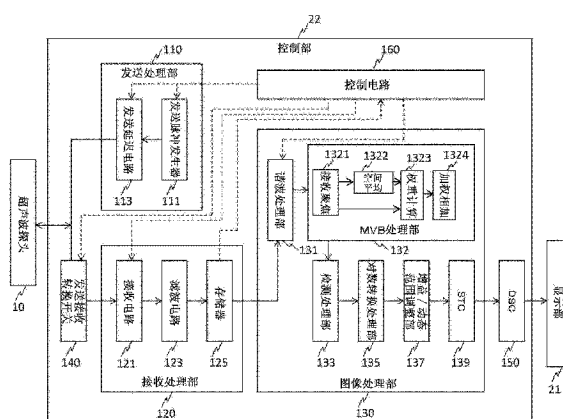
权利要求书2页 说明书15页 附图13页

(54) 发明名称

超声波测定装置、超声波图像装置及超声波测定方法

(57) 摘要

本发明提供了超声波测定装置适用自适应波束成形,得到更高分辨率的图像的超声波测定装置、超声波图像装置及超声波测定方法。超声波测定装置包括:接收处理部,将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收;谐波处理部,从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量;信号处理部,使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加;以及图像生成部,根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,具有:

接收处理部,将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收;

谐波处理部,从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量;

信号处理部,使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加;以及

图像生成部,根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述接收处理部通过具有多个通道的超声波元件阵列,将所述超声波回波作为每个所述通道的接收信号进行接收,

所述谐波处理部按每个所述通道从该通道的接收信号中提取所述谐波分量,

所述信号处理部根据提取出的每个所述通道的谐波分量的值,使每个所述通道的权重不同,并对提取出的每个所述通道的谐波分量进行加权加法。

3. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述信号处理部对提取出的每个所述通道的谐波分量进行与通道相应的延迟处理,并根据所述延迟处理后的每个所述通道的谐波分量的值,改变每个所述通道的权重。

4. 根据权利要求3所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述信号处理部针对所述延迟处理后的每个所述通道的谐波分量,从由多个所述通道构成的开口取出多个子开口,并实施空间平均法,求出每个所述通道的权重。

5. 根据权利要求2至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置具有滤波处理部,所述滤波处理部对每个所述通道的接收信号或对每个所述通道的谐波分量进行滤波处理,从而去除噪声。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述接收处理部将对所述对象物发送的、规定频率的相位差为 180° 的两个超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收,

所述谐波处理部将所述规定频率的相位差为 180° 的两个超声波有关的超声波回波的接收信号相加,从而提取所述谐波分量。

7. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述谐波处理部通过进行滤波处理,从而提取所述谐波分量。

8. 一种超声波图像装置,其特征在于,具有:

接收处理部,将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收;

谐波处理部,从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量;

信号处理部,使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加;

图像生成部,根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像;以及

显示部,显示生成的所述图像。

9. 一种超声波测定方法,其特征在于,包括:

将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收的步骤;

从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量的步骤;

使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加

权相加的步骤;以及

根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像的步骤。

超声波测定装置、超声波图像装置及超声波测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法。

背景技术

[0002] 在超声波测定装置中已知有从所发送的基本频率的超声波有关的超声波回波提取基本频率的分量,对此进行自适应波束成形的技术。自适应波束成形可以最大限度地提高来自所需方向的接收波的灵敏度,最大限度地减少来自所需方向的不需要波的灵敏度,因此被实际应用于例如雷达系统、潜水艇的声纳系统。

[0003] 作为自适应波束成形的例子,在专利文献 1 中记载了如下的超声波束形成方法:将所输入的超声波信号在观察空间中划分成多个区域,按区域计算加权值,计算针对每个像素的像素加权值,并计算波束形成值。

[0004] 【在先技术文献】

[0005] 【专利文献】

[0006] 专利文献 1:日本特开 2012-170826 号公报

[0007] 但是,如果将上述自适应波束成形直接应用于诸如将生物进行成像的超声波测定装置中,在实际使用中存在问题。

[0008] 如果是例如雷达系统,即使在远处有飞机、山脉,在中间的空间不存在大量反射电波的这样的物体。在潜水艇的声纳装置中,由于超声波在海水中传播,因此在该处不存在强的反射体。另一方面,如果是超声波测定装置的情况下,即使想从体内的指定器官、肿瘤等得到超声波回波,在该指定的器官等的周围、从探头到该指定的器官等之间,作为超声波的反射体存在许多其他的器官、脂肪、肌肉、血管壁等。因此,如果不识别每个反射体的声阻抗而进行成像,就不能得到高分辨率的图像。而且,还具有由于体内的超声波的多重反射折射形成的虚像即伪像 (artifact) 等超声波测定装置特有的问题。

[0009] 因此,即使针对超声波测定装置单一地采用上述的自适应波束成形技术,实际上不但区分不需要波变得非常困难,计算处理变得复杂,计算本身有可能不收敛。最终不能得到分辨率高的图像。

发明内容

[0010] 本发明鉴于这种情况而提出,其目的在于提供在超声波测定装置中适用自适应波束成形的同时,可以得到更高分辨率的图像的技术。

[0011] 为了解决上述问题,本发明的第一方面的超声波测定装置的特征在于,具有:接收处理部,将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收;谐波处理部,从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量;信号处理部,使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加;以及图像生成部,根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像。根据第一方面,使用根据在谐波处理中提取出的谐波分量的值而不同的权重对在谐波处理中提取出的谐波分量进行加权相

加处理。通过这样可以得到提高了方位分辨率的图像。

[0012] 所述接收处理部也可以通过具有多个通道的超声波元件阵列,将所述超声波回波作为每个所述通道的接收信号进行接收,所述谐波处理部按每个所述通道从该通道的接收信号中提取所述谐波分量,所述信号处理部根据提取出的每个所述通道的谐波分量的值,使每个所述通道的权重不同,并对提取出的每个所述通道的谐波分量进行加权加法。通过这样可以得到进一步提高了方位分辨率的图像。

[0013] 所述信号处理部也可以对提取出的每个所述通道的谐波分量进行与通道相应的延迟处理,并根据所述延迟处理后的每个所述通道的谐波分量的值,改变每个所述通道的权重。通过这样,由于使每个通道的谐波分量的相位一致,因此,提高了加权计算、加权相加的精度,可以得到进一步提高了方位分辨率的图像。

[0014] 所述信号处理部也可以对提取出的每个所述通道的谐波分量进行与通道相应的延迟处理,并根据所述延迟处理后的每个所述通道的谐波分量的值,改变每个所述通道的权重。通过这样,提高方位估计精度,可以得到进一步提高了方位分辨率的图像。

[0015] 所述超声波测定装置具有滤波处理部,所述滤波处理部对每个所述通道的接收信号或对每个所述通道的谐波分量进行滤波处理,从而去除噪声。通过这样去除噪声,可以得到进一步提高了分辨率的图像。

[0016] 所述接收处理部也可以将对所述对象物发送的、规定频率的相位差为 180° 的两个超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收,所述谐波处理部将所述规定频率的相位差为 180° 的两个超声波有关的超声波回波的接收信号相加,从而提取所述谐波分量。通过这样,谐波分量与基本波分量等其他分量的重叠将进一步减少,因此可以进行较宽的频带接收,可以提高距离分辨率。

[0017] 所述谐波处理部也可以通过进行滤波处理,从而提取所述谐波分量。通过这样,可以减少用于提取谐波分量的超声波的接收次数,提高时间分辨率(帧速率)。

[0018] 为了解决上述问题,本发明的第二方面的超声波图像装置的特征在于,具有:接收处理部,将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收;谐波处理部,从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量;信号处理部,使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加;图像生成部,根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像;以及显示部,显示生成的所述图像。通过这样可以得到提高了方位分辨率的图像。

[0019] 为了解决上述问题,本发明的第三方面的超声波测定方法的特征在于,包括:将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收的步骤;从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量的步骤;使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重,对提取出的所述谐波分量进行加权相加的步骤;以及根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像的步骤。通过这样可以得到提高了方位分辨率的图像。

附图说明

[0020] 图 1 是表示本发明的实施方式涉及的超声波图像装置的外观的一个例子的图。

[0021] 图 2(A) ~ 图 2(C) 是表示超声波换能器元件的结构的一个例子的图。

[0022] 图 3 是表示超声波换能器装置(元件芯片)的结构的一个例子。

[0023] 图 4 是表示超声波换能器元件组 UG (UG1 ~ UG64) 的结构的例子的图,图 4(A) 表示元件列数为 4 列的情况,图 4(B) 表示元件列数为 1 列的情况。

[0024] 图 5 是表示控制部的功能结构的一个例子的框图。

[0025] 图 6 是说明存储于存储器中的每个通道的数据的结构的一个例子。

[0026] 图 7 是表示实现控制部的功能的硬件结构的一个例子的图。

[0027] 图 8 是超声波图像装置进行的谐波处理的一个例子的说明图。

[0028] 图 9 是到达每个通道的信号延迟的说明图。

[0029] 图 10 是空间平均法中的子开口的说明图。

[0030] 图 11 是表示通过超声波图像装置实现的处理的一个例子的流程图 (第一部分)。

[0031] 图 12 是表示通过超声波图像装置实现的处理的一个例子的流程图 (第二部分)。

[0032] 图 13 是表示通过超声波图像装置实现的处理的一个例子的流程图 (第三部分)。

[0033] 图 14 是表示通过超声波图像装置实现的处理的一个例子的流程图 (第四部分)。

[0034] 图 15 是与 B 模式图像的显示相关的模拟环境的说明图。

[0035] 图 16(A)、图 16(B) 是与 B 模式图像的显示相关的模拟结果 (第一部分) 的说明图。

[0036] 图 17(A)、图 17(B) 是与 B 模式图像的显示相关的模拟结果 (第二部分) 的说明图。

[0037] 符号说明

[0038] 1 超声波图像装置	10 超声波探头
[0039] 11 超声波换能器器件	12 超声波换能器元件
[0040] 15 电缆	20 超声波图像装置本体
[0041] 21 显示部	22 控制部
[0042] 30 压电体层	31 第一电极层
[0043] 32 第二电极层	40 开口
[0044] 50 振动膜	60 基板
[0045] 110 发送处理部	111 发送脉冲发生器
[0046] 113 发送延迟电路	120 接收处理部
[0047] 121 接收电路	123 滤波电路
[0048] 125 存储器	130 图像处理部
[0049] 131 谐波处理部	132 MVB 处理部
[0050] 1321 接收聚焦处理部	1322 空间平均处理部
[0051] 1323 权重计算部	1324 加权相加部
[0052] 133 检测处理部	135 对数转换处理部
[0053] 137 增益 / 动态范围调整部	139 STC
[0054] 140 发送接收转换开关	150 DSC
[0055] 160 控制电路	221 CPU
[0056] 222 RAM	223 ROM
[0057] 224 HDD	225 I/F 电路
[0058] 226 通信装置	227 总线

[0059]	CL 共用电极线	DL 驱动电极线
[0060]	UE 超声波换能器元件	UG 超声波换能器元件组
[0061]	VCOM 共用电压	VR 接收信号
[0062]	VT 发送信号。	

具体实施方式

[0063] 以下参考附图就本发明的实施方式进行说明。

[0064] 图 1 是表示本发明的实施方式涉及的超声波图像装置的外观的一个例子的图。超声波图像装置 1 例如是手持式装置,其具有超声波探头 10 和超声波图像装置本体 20。超声波探头 10 与超声波图像装置本体 20 通过电缆 15 连接。超声波图像装置 1 不局限于手持式,也可以例如是固定式,还可以是超声波探头内置于装置本体的一体式。

[0065] 超声波探头 10 具有超声波换能器器件 11。超声波换能器器件 11 在沿扫描面扫描对象物的同时向对象物发送超声波束,并接收基于超声波束产生的超声波回波。

[0066] 以使用压电元件的类型为例,超声波换能器器件 11 具有多个超声波换能器元件 12(超声波元件阵列,参考图 2 等)以及多个开口被配置成阵列式的基板。

[0067] 在图 2 中示出了超声波换能器元件的结构的一个例子。在本实施方式中,超声波换能器元件 12 采用层压了薄的压电元件和金属板(振动膜)的单晶物(单晶片)结构。

[0068] 图 2(A) 是从形成在基板(硅基板)60 上的超声波换能器元件 12 的与元件形成面侧的基板 60 垂直的方向观察到的俯视图。图 2(B) 是表示沿着图 2(A) 的 A-A' 的截面的截面图。图 2(C) 是表示沿着图 2(A) 的 B-B' 的截面的截面图。

[0069] 超声波换能器元件 12 具有压电元件部和振动膜(隔膜、支撑部件)50。压电元件部具有压电体层(压电薄膜)30、第一电极层(下部电极)31 以及第二电极层(上部电极)32。

[0070] 压电体层 30 例如由 PZT(锆钛酸铅)薄膜形成,其被设置成至少覆盖第一电极层 31 的一部分。压电体层 30 的材料并不局限于 PZT,也可以使用例如钛酸铅(PbTiO_3)、锆酸铅(PbZrO_3)、钛酸镧铅($(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$)等。

[0071] 第一电极层 31 在振动膜 50 的上层例如由金属薄膜形成。如图 2(A) 所示,该第一电极层 31 向元件形成区域的外侧延伸,也可以是与相邻的超声波换能器元件 12 连接的配线。

[0072] 第二电极层 32 例如由金属薄膜形成,其被设置成至少覆盖压电体层 30 的一部分。如图 2(A) 所示,该第二电极层 32 被向元件形成区域的外侧延伸,也可以是与相邻的超声波换能器元件 12 连接的配线。

[0073] 超声波换能器元件 12 的下部电极(第一电极)由第一电极层 31 形成,上部电极(第二电极)由第二电极层 32 形成。具体是,第一电极层 31 中的被压电体层 30 覆盖的部分形成下部电极,第二电极层 32 中的覆盖压电体层 30 的部分形成上部电极。即,压电体层 30 被设置为夹在下部电极与上部电极之间。

[0074] 开口 40 从基板 60(硅基板)的背面(未形成有元件的面)通过反应离子蚀刻(RIE)等进行蚀刻形成。根据该开口 40 的大小决定超声波的谐振频率,该超声波被向压电体层 30 侧(在图 2(A) 中从纸面内侧向读者前方方向)放射。

[0075] 振动膜(隔膜)50 被设置成例如通过 SiO_2 薄膜和 ZrO_2 薄膜的双层结构封住开口

40. 该振动膜 50 支撑压电体层 30 和第一电极层 31、第二电极层 32 的同时,随着压电体层 30 的伸缩进行振动,产生超声波。

[0076] 在图 3 中示出了超声波换能器装置(元件芯片)的结构的一个例子。本结构例的超声波换能器器件 11 包括多个超声波换能器元件组 UG1 ~ UG64、驱动电极线 DL1 ~ DL64(广义上是第 1 ~ 第 m 驱动电极线。n 是 2 以上的整数)、共用电极线 CL1 ~ CL8(广义上是第 1 ~ 第 n 共用电极线。m 是 2 以上的整数)。另外,驱动电极线的数量(m)、共用电极线的数量(n)并不局限于图 3 所示的数量。

[0077] 多个超声波换能器元件组 UG1 ~ UG64 被沿第二方向 D2(扫描方向)配置成 64 列。UG1 ~ UG64 的每个超声波换能器元件组具有沿第一方向 D1(切片方向)配置的多个超声波换能器元件。

[0078] 在图 4(A) 中示出了超声波换能器元件组 UG(UG1 ~ UG64) 的例子。在图 4(A) 中,超声波换能器元件组 UG 由第一至第四元件列构成。第一元件列由沿着第一方向 D1 配置的超声波换能器元件 UE11 ~ UE18 构成,第二元件列由沿着第一方向 D1 配置的超声波换能器元件 UE21 ~ UE28 构成。第三元件列(UE31 ~ UE38)和第四元件列(UE41 ~ UE48)也一样。在这些第一至第四元件列上共同连接驱动电极线(DL1 ~ DL64)。并且,在第一至第四元件列的超声波换能器元件上连接有共用电极线 CL1 ~ CL8。

[0079] 并且,图 4(A) 的超声波换能器元件组 UG 构成超声波换能器器件的一个通道。即,驱动电极线 DL 相当于一个通道的驱动电极线,来自发送电路的一个通道的发送信号被输入驱动电极线 DL。并且,来自驱动电极线 DL 的一个通道的接收信号被从驱动电极线 DL 输出。另外,构成一个通道的元件列数不局限于图 4(A) 所示的 4 列,可以少于 4 列,也可以多于 4 列。如图 4(B) 所示,元件列数也可以是 1 列。

[0080] 返回图 3 的说明。驱动电极线 DL1 ~ DL64(第 1 ~ 第 m 驱动电极线)沿着第一方向 D1 布线。驱动电极线 DL1 ~ DL64 中的第 i(i 是 $1 \leq i \leq m$ 的整数)的驱动电极线 DLi(第 i 的通道)与第 i 的超声波换能器元件组 UG1 的超声波换能器元件具有的第一电极(例如下部电极)连接。

[0081] 在出射超声波的发送期间,发送信号 VT1 ~ VT64 通过驱动电极线 DL1 ~ DL64 被供应到超声波换能器元件。并且,在接收超声波回波信号的接收期间,来自超声波换能器元件的接收信号 VR1 ~ VR64 通过驱动电极线 DL1 ~ DL64 输出。

[0082] 共用电极线 CL1 ~ CL8(第 1 ~ 第 n 共用电极线)沿着第二方向 D2 布线。超声波换能器元件具有的第二电极与共用电极线 CL1 ~ CL8 中的任一条连接。具体而言,如图 3 所示,共用电极线 CL1 ~ CL8 中的第 j(j 是 $1 \leq j \leq n$ 的整数)的共用电极线 CLj 与被配置在第 j 行的超声波换能器元件具有的第二电极(例如上部电极)连接。

[0083] 共用电极线 CL1 ~ CL8 被供应共用电压 VCOM。该共用电压 VCOM 只要是恒定的直流电压即可,也可以不是 0V 即地电位(接地电位)。

[0084] 并且,在发送期间,发送信号电压与共用电压之差的电压被附加到超声波换能器元件,规定频率的超声波被放射。

[0085] 另外,超声波换能器元件的配置并不局限于图 3 所示的矩阵排列,也可以是相邻的两列元件被交替错开地配置即所谓的交错排列等。另外,在图 4(A) 和图 4(B) 中示出了一个超声波换能器元件同时用作发送元件和接收元件两者的情况,但本实施方并不局限于

此。例如可以分别设置发送元件用的超声波换能器元件和接收元件用的超声波换能器元件,且配置成阵列式。

[0086] 另外,超声波换能器元件 12 并不局限于使用压电元件的形式。可以采用例如 c-MUT(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers:电容式微加工超声传感器)等的电容元件的换能器,也可以采用整体型的换能器。

[0087] 返回图 1 的说明。在超声波图像装置本体 20 设置有显示部 21。显示部 21 显示通过设置于超声波图像装置本体 20 内的控制部 22(参考图 5)生成的显示用图像数据。显示部 21 例如可以使用液晶显示器、有机 EL 显示器以及电子纸等显示装置。

[0088] 图 5 是表示控制部 22 的功能结构的一个例子的框图。控制部 22 具有发送处理部 110、接收处理部 120、图像处理部 130、发送接收转换开关 140、DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)150 以及控制电路 160。在本实施方式中,控制部 22 被设置于超声波图像装置本体 20,但控制部 22 的至少一部分结构也可以设置在超声波探头 10 内。

[0089] 发送处理部 110 进行对对象物发送超音波的处理。发送处理部 110 具有发送脉冲发生器 111 和发送延迟电路 113。

[0090] 发送脉冲发生器 111 施加发送脉冲电压并驱动超声波探头 10。

[0091] 发送延迟电路 113 进行发送波聚焦控制,使超声波探头 10 向对象物出射与所生成的脉冲电压相应的超声波束。因此,发送延迟电路 113 对发送脉冲电压的施加定时在通道之间赋予一个时间差,使从多个振动元件产生的超声波聚焦。这样,通过使延迟时间变化,从而可以任意改变焦距。

[0092] 在线性扫描的情况下,划分全开口(在图 3 所示的例子中,64 通道),利用所划分的开口(使用开口)进行发送和接收,在将使用开口错开的同时生成每一行。使用开口例如可以是 8 通道。另外,使用开口越大,波束宽度变窄,方位分辨率提高。在扇形扫描的情况下,将全开口作为使用开口使用,在改变波束方向的同时生成每一行。

[0093] 发送接收转换开关 140 进行超声波的发送和接收的转换处理。发送接收转换开关 140 防止发送时的振幅脉冲被输入接收处理部 120,而使接收时的信号通过接收处理部 120。

[0094] 接收处理部 120 对针对所发送的超声波的超声波回波的接收波(以下称为接收波)进行接收处理。接收处理部 120 具有接收电路 121、滤波电路 123 和存储器 125。

[0095] 接收电路 121 将每个通道的接收波(模拟信号)转换成数字接收信号,并向滤波电路 123 输出。另外,在后述的图像处理部 130 进行接收波的聚焦控制。

[0096] 滤波电路 123 对从接收电路 121 输出的每个通道的接收信号通过带通滤波器等进行滤波处理,去除噪声。然后,滤波电路 123 将适用了滤波处理的每个通道的接收信号向存储器 125 输出。

[0097] 存储器 125 将从滤波电路 123 输出的每个通道的接收信号按每个通道进行存储。存储器 125 的功能可以通过使用 RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等存储装置来实现。

[0098] 图 6 是说明存储于存储器中的各通道的数据的结构的一个例子的图。存储器 125 就 M 个通道中的每一个通道,将一次的超声波的发送和与其对应的超声波回波的接收波作为 N 个采样接收信号的波形数据进行存储。另外,M 是使用开口的通道总数,N 是采样总数。

抽样总数通过例如超声波图像装置 1 的规定的采样频率（例如 50MHz）和一次的接收波的观测时间而决定。

[0099] 返回图 5 的说明。接收处理部 120 的功能例如可以通过由 LNA（低噪声放大器）、PGA（可编程增益放大器）、滤波电路以及 A/D 转换器（模拟 / 数字转换器）等组成的 AFE（模拟前端）来实现。

[0100] 另外，接收处理部 120 的结构不局限于图示的例子。例如，也可以将滤波电路 123 设置在谐波处理部 131 与 MVB 处理部 132 之间，针对每个通道的谐波分量进行滤波处理。这种情况下，也可以利用软件实现滤波电路的功能。

[0101] 图像处理部 130 获取存储于接收处理部 120 的存储器 125 的接收信号，并进行各种图像处理。图像处理部 130 具有谐波处理部 131、MVB（Minimum Variance Beamforming：最小方差波束形成）处理部 132、检测处理部 133、对数转换处理部 135、增益 / 动态范围调整部 137 以及 STC（Sensitivity Time Control：灵敏度时间控制）139。此外，也可以将 MVB 处理部称为信号处理部。另外，也可以将图像处理部 130 的功能中与图像生成相关的功能（通过检测处理部 133、对数转换处理部 135、增益 / 动态范围调整部 137 以及 STC 139 实现。）称为图像生成部。

[0102] 谐波处理部 131 根据存储于存储器 125 中的每个通道的接收信号，按每个通道提取谐波分量（也称为高次谐波分量）。将在后面对谐波处理进行具体说明。

[0103] MVB 处理部 132 根据通过谐波处理部 131 提取出的每个通道的谐波分量，进行约束了方向的自适应波束成形即 MVB 处理。因此，MVB 处理部 132 具有接收聚焦处理部 1321、空间平均法处理部 1322、权重计算部 1323 以及加权相加部 1324。将在后面对 MVB 处理进行具体说明。

[0104] 检测处理部 133 对 MVB 处理后的接收信号进行绝对值（整流）处理，然后通过低通滤波器提取非调制信号。

[0105] 对数转换处理部 135 对所提取的非调制信号进行 Log 压缩，为了容易同时确认接收信号的信号强度的最大部分和最小部分而转换表示格式。

[0106] 增益 / 动态范围调整部 137 调整信号强度和关心区域。例如在增益调整处理中，对 Log 压缩后的输入信号附加直流分量。另外，在动态范围调整处理中，对 Log 压缩后的输入信号乘以任意数。

[0107] STC 139 根据深度校正放大度（亮度），整个画面得到统一亮度的图像。

[0108] 另外，图像处理部 130 的功能可以通过各种处理器（CPU 等）、ASIC（门阵列等）等硬件、程序等实现。

[0109] DSC 150 对 B 模式图像数据进行扫描转换处理。例如，DSC 150 通过双线性等的内插处理，将线信号转换成图像信号。并且，DSC 150 向显示部 21 输出图像信号。由此，图像被显示在显示部 21。

[0110] 控制电路 160 控制发送脉冲发生器 111、发送延迟电路 113、发送接收转换开关 140、接收电路 121、存储器 125 以及谐波处理部 131 等。

[0111] 以上的超声波图像装置 1 的结构是在说明本实施方式的特征时说明了主要结构，但并不局限于上述结构。不会因组成要素的分类方法、名称而限制本发明。超声波图像装置 1 的结构可以根据处理内容分类成更多的组成要素。另外，一个组成要素也可以为进行更多

的处理而分类。并且,各组成要素的处理可以由一个硬件执行,也可以由多个硬件执行。

[0112] 图 7 是表示实现控制部的功能的硬件结构的一个例子的图。如图 7 所示,控制部 22 例如可以通过具有以下部件的计算机实现:作为运算装置的 CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)221、易失性存储装置的 RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)222、非易失性存储装置的 ROM(Read Only Memory:只读存储器)223、硬盘驱动器(HDD)224、连接控制部 22 及其单元的接口(I/F)电路 225、与外部设备进行通信的通信装置 226 以及将上述这些相互连接的总线 227。

[0113] 上述控制部 22 的至少一部分功能例如可以通过 CPU 221 将存储在 ROM 223 或 HDD 224 的规定程序读入 RAM 222 后执行来实现。另外,规定的程序例如事先安装于 ROM 223 或 HDD 224,还可以通过通信装置 226 从网络下载安装或更新。

[0114] 以下就谐波处理进行具体说明。在本实施方式中,谐波处理是指在用于实现超声波回波的图像的高分辨率的谐波成像中提取谐波分量的处理。

[0115] 谐波成像是将谐波分量(高次谐波分量)可视化的方式。在此,通过在介质中传播的超声波(疏密波)的速度具有声压高的部分快、声压低的部分慢的性质。因此,即使是单一的正弦波,在传播过程中也逐渐发生变形,波形发生变化,在基本波中将要包含未包含的基本频率的整数倍的高次谐波分量(也称为非线性成分)(非线性效果)。该非线性效果与超声波的基本波成分的声压的平方成比例地增加,并且与传播距离成比例地积累。

[0116] 谐波成像被大致分为两大部分,即,超音波在传播组织时将组织本身产生的高次谐波分量可视化的组织谐波成像、和将超音波造影剂的微小气泡在进行共振、崩溃时产生的高次谐波分量可视化的造影谐波成像。在本实施方式中使用组织谐波成像。

[0117] 另外,谐波成像有两个优点。由于高次谐波分量的振幅具有与发送超声波的振幅的平方成比例的特征,因此,高次谐波分量的振幅在声压高的发送波束中心强,但从波束中心起越向端部迅速减弱。因此,在谐波成像中,产生非线性效果的范围被限制在波束中心,最终,与其他方法相比,方位分辨率有所提高。这是第一个优点。

[0118] 超音波图像上出现的噪音的主要原因是由于多重反射引起的噪音和旁瓣引起的噪音。在此,所反射的超声波回波声压低,不产生高次谐波分量本身。因此,多重反射引起的噪音减少。而且,旁瓣声压低,旁瓣也不产生高次谐波分量本身。因此,旁瓣引起的噪音也减少。这样,在谐波成像上可以减少多重反射引起的噪音和旁瓣引起的噪音。这是第二个优点。

[0119] 提取谐波分量使用过滤法和相位转化法的其中一种。

[0120] 过滤法是指通过频率滤波器(高通滤波器)分离基本波成分和高次谐波分量,例如只提取二次谐波,然后进行可视化的方法。例如,就分离并提取二次谐波的情况进行说明。如果使基本波频带的中心频率为 f_0 ,二次谐波频带的中心频率为 $2f_0$,则由于所接收的基本波分量和二次谐波分量分别具有一定的带宽,因此,基本波分量与二次谐波重叠,不能将两者分离。最终图像质量变差。为了减少该基本波分量与二次谐波之间的重叠,需要增加脉冲宽度。但是,一旦增加脉冲宽度,距离分辨率就降低。

[0121] 相转化法是指为了改进过滤法的缺点而开发的一种方法。该方法是向同一方向连续两次发送超音波。其特征是,第二次的发送波与第一次的发送波相位相差 180° 。并且,从活体、造影剂反射回来的接收波通过其非线性的传播特性而包括高次谐波分量,因此

形成变形波形。具有这样的关系：虽然由于使发送波进行第一次和第二次反转，基本波分量（一次）进行了反转，但二次谐波未进行反转（同相位）。最终，如果将两次的接收波相加，基本波分量被去除，二次谐波的振幅形成两倍地保持下来，因此只可以使二次谐波可视化。另外，由于只能提取二次谐波，所以可以进行较宽频带的发送和接收，也改进了距离分辨率降低的过滤法的缺点。

[0122] 另外，如果将接收波分量的偶数次数用 $2a$ (a 是 1 以上的自然数)，奇数的次数用 $2a-1$ 表示，则在第一次的接收波和第二次的接收波，次数 $2a$ 的分量是同相关系，次数 $2a-1$ 的成分是反相关系。即，如果对第一次的接收波和第二次的接收波进行加法处理，则次数 $2a$ 的分量保留下来。

[0123] 在本实施方式中，使用相转化法进行说明。图 8 是说明超声波图像装置进行的谐波处理的一个例子。如图 8 所示，超声波图像装置 1 发送频率 $1f$ 的第一超声波脉冲和频率为 $1f$ 、以及频率 $1f$ 且与第一超声波脉冲的相位差为 180° （相位被反转）的第二超声波脉冲，通过对第一超声波脉冲的接收信号和第二超声波脉冲的接收信号进行相加处理，提取次数 $2a$ 的高次谐波。

[0124] 在此，如图 6 所述，设通道总数为 M 个，抽样总数为 N 个试样。并且，将第 m ($1 \sim M$) 个通道的接收信号表示为 x_m ，通道 m 上的采样点 n ($1 \sim N$) 上的接收信号表示为 $x_m[n]$ 。并且，将第一超声波脉冲（正相）的接收信号的数据表示为 $x_{pos_m}[n]$ ，将第二超声波脉冲（逆相）的接收信号的数据表示为 $x_{neg_m}[n]$ 。

[0125] 谐波处理部 131 按每个通道对第一超声波脉冲的接收信号的数据和第二超声波脉冲的接收信号的数据进行相加，去掉次数 $2a-1$ 的分量（基本波、三次谐波...），提取次数 $2a$ 的分量（二次谐波、四次谐波...）。谐波处理部 131 利用以下的公式 (1) 可以求出每个通道的每个采样点的谐波分量 $x_{Harmonic_m}[n]$ 。

$$[0126] \quad x_{Harmonic_m}[n] = x_{pos_m}[n] + x_{neg_m}[n] \dots (1)$$

[0127] 使用滤波法的情况下，利用以下公式 (2) 求出谐波分量。 $filter$ 表示滤波分量。

$$[0128] \quad x_{Harmonic_m}[n] = filter * x_m[n] \dots (2)$$

[0129] 为了便于理解说明，以下将提取了谐波分量的每个通道的数据如公式 (3) 所示地进行简化显示。

$$[0130] \quad x_m = x_{Harmonic_m} \dots (3)$$

[0131] 以下就 MVB 处理进行具体说明。

[0132] 首先，为了与 MVB 处理进行比较，就现有的波束成形处理进行说明。现有的波束成形是使每个通道的信号相位一致然后进行相加（调相加法），使信号放大的处理。由于可以只放大相位一致的信号，因此可以提取从所需要的方向来的波。该处理等同于傅立叶变换。

[0133] 在此，现有的波束成形中，每个通道的信号使用固定值的权重（加权）进行加权相加。例如，权重使用方形窗、汉宁窗等窗函数等。虽然根据窗函数，接收波的频谱的主波瓣和旁瓣的形状发生变化，但接收方向性是固定的。主波瓣是指针对向所需要的方向的波的灵敏度，旁瓣是针对所需要的方向以外的波的灵敏度。主波瓣越细，旁瓣的程度越低，方位分辨率就越好。

[0134] 主波瓣和旁瓣的形状取决于开口和频率。如果开口无穷大，灵敏度特性则成为 δ 函数，只能从一个指定角度进行接收。实际上使用有限的开口，因此，必然产生旁瓣。另外，

如果是相同的开口,则频率越高,主波瓣就越细。

[0135] 但问题在于在所需要的方向以外也具有灵敏度、对波进行接收。即,由于主波瓣的扩散或旁瓣,也接收了所需要的方向以外的波。

[0136] 例如,在线性扫描中,从开口起相对垂直方向生成一行图像。因此,希望尽量获取来自只存在于正面的物体(即,所需要方向=0度)的反射信号。因此,在发送时,使每个通道具有延迟时间,发送正面的声压更强的超声波束。但是,由于超声波具有在球面上扩散的性质,因此到达位于正面以外的角度的反射体形成反射。因此,接收信号中也包含所需要方向以外的不需要的波。如上所述,在现有的波束成形中,针对来自所需要方向以外的不需要的波也具有接收灵敏度,因此方位分辨率变差。

[0137] 因此,在本实施方式中使用 MVB 处理。自适应波束成形是通过根据入射波改变每个通道的加权使灵敏度特性动态地变化,使无用波(不要波)不具有灵敏度的处理。由于自适应波束成形是约束了方向、使无用波不具有灵敏度,因此可以解决无用波导致方位分辨率降低的问题。另外,如上所述,MVB 处理部 132 对谐波处理部 131 提取出的每个通道的谐波分量进行 MVB 处理。

[0138] 具体而言,接收聚焦处理部 1321 为了形成每个通道的相位一致的信号,将每个通道的接收信号(谐波分量)乘以就每个通道事先确定的延迟时间 D_m 的延迟。这样,可以用公式(4)求出第 m 通道的输出信号 x_m 。另外,每个通道的输出信号可以如公式(5)所示。

[0139] $x_m[n-D_m[n]] \dots (4)$

$$[0140] \quad \mathbf{X}[n] = \begin{bmatrix} x_1[n-D_1[n]] \\ x_2[n-D_2[n]] \\ \vdots \\ x_M[n-D_M[n]] \end{bmatrix} \dots (5)$$

[0141] 如图 9 所示,从位于超声波换能器装置的深度方向 Z 的反射物反射的超声波形成球面波后到达每个通道的元件。因此,反射信号到达每个通道的元件的时间取决于从反射物到每个通道的直线距离 q_m ,离反射物越远的元件,超声波越晚到达。延迟时间 D_m 如公式(6)所示通过几何计算求出,取决于通道的位置 p_m 和深度距离 Z 。 c 是声速(固定值)。

$$[0142] \quad q_m = \sqrt{p_m^2 + Z^2}$$

$$[0143] \quad D_m = q_m/c \dots (6)$$

[0144] 接收聚焦处理基本上与现有的波束成形中的调相处理相同。

[0145] 接收聚焦处理部 1321 计算出的输出信号在被设定成使用空间平均法的情况下,被向空间平均处理部 1322 输出。未被设定成使用空间平均法的情况下,被向权重计算部 1323 和加权相加部 1324 输出。为了便于理解,首先就不使用空间平均法的情况进行说明。

[0146] 权重计算部 1323 计算附加在每个通道的接收信号上的权重。

[0147] 就权重的计算方法进行说明。如果设每个通道的权重为 w_m ,由加权相加部 1324 输出的输出 z 是每个通道的权重 w_m 与从接收聚焦处理部 1321 输出的每个通道的延迟处理后的信号 x_m 相乘总和的结果,用公式(7)表示。

$$[0148] \quad z[n] = \sum_{m=1}^M w_m[n] x_m[n - D_m[n]] \quad \dots (7)$$

[0149] 如果用向量表示法表示,则形成数学公式 (8) 和 (9)。H 是复共轭转置 (complex conjugate transpose), * 是复共轭。

$$[0150] \quad z[n] = \mathbf{w}[n]^H \mathbf{X}[n] \dots (8)$$

$$[0151] \quad \mathbf{w}[n] = \begin{bmatrix} w_1^*[n] \\ w_2^*[n] \\ \vdots \\ w_M^*[n] \end{bmatrix} \quad \dots (9)$$

[0152] 相关矩阵 R 由数学公式 (10) 和 (11) 给出。

$$[0153] \quad \mathbf{R}[n] = E[\mathbf{X}[n]\mathbf{X}[n]^T] \dots (10)$$

[0154]

$$E[z[n]^2] = \mathbf{w}[n]^H \mathbf{R}[n] \mathbf{w}[n] \quad \dots (11)$$

[0155] 在数学公式 (10) 和 (11) 中计算使 $z[n]$ 的方差最小化的权重,因此,一旦解决数学公式 (12) 和 (13) 所示的有条件的最小化问题,就可以如数学公式 (14) 所示地求出权重。

$$[0156] \quad \min_{\mathbf{w}[n]} \mathbf{w}[n]^H \mathbf{R}[n] \mathbf{w}[n] \quad \dots (12)$$

$$[0157] \quad \text{受限于 } \mathbf{w}[n]^H \mathbf{a} = 1 \dots (13)$$

$$[0158] \quad \mathbf{w}[n] = \frac{\mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}} \quad \dots (14)$$

[0159] 在此, $\mathbf{a}$ 是导向矢量。在本实施方式中,由于已经被调相,因此方向是 0 度。因此使 $\mathbf{a}$ 为 1 即可。

[0160] 加权相加部 1324 利用权重计算部 1323 计算的每个通道的权重和接收聚焦处理部 1321 计算的每个通道的接收信号进行加权相加。即,利用公式 (7) 进行运算,得到输出 z 。加权相加部 1324 计算出的信号向检测处理部 133 输出。

[0161] 就使用空间平均法的情况进行说明。空间平均处理部 1322 从由 M 个通道组成的开口抽出多个子开口 (sub-aperture), 然后进行取各个平均值的处理即称为空间平均法的处理。空间平均法是防止在直接使用每个通道的值时,因具有相关性的干扰波的影响,方位估计精度变差而进行的处理。另外,除了空间平均法,也可以进行每个通道的时间方向采用平均值的时间平均法的处理。通过空间平均处理部 1322 进行了处理的信号被向权重计算部 1323 和加权相加部 1324 输出。

[0162] 例如,如图 10 所示,考虑从通道总数为 M 的开口抽出 K 个 ($K = M - S + 1$) 通道数量为 S 的子开口的情况。这种情况下,第 s 的每个子开口的输入矢量可以用数学公式 (15) 表

示。

$$[0163] \quad \tilde{\mathbf{x}}_s[n] = \begin{bmatrix} x_s[n-D_s[n]] \\ x_{s+1}[n-D_{s+1}[n]] \\ \vdots \\ x_{s+S-1}[n-D_s[n]] \end{bmatrix} \dots (15)$$

[0164] 另外,相关矩阵用数学公式(16)表示。

$$[0165] \quad \tilde{\mathbf{R}}[n] = \frac{1}{M-S+1} \sum_{s=1}^{M-S+1} \tilde{\mathbf{x}}_s[n] \tilde{\mathbf{x}}_s^H[n] \dots (16)$$

[0166] 此时利用公式(17)求出最佳权重。

$$[0167] \quad \tilde{\mathbf{w}}[n] = \frac{\tilde{\mathbf{R}}[n]^{-1} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \tilde{\mathbf{R}}[n]^{-1} \mathbf{a}} \dots (17)$$

[0168] 加权相加部 1324 利用权重计算部 1323 计算出的每个通道的权重和空间平均处理部 1322 计算的每个通道的接收信号进行加权相加。即,利用公式(18)进行运算,得到输出 z 。加权相加部 1324 计算的信号被向检测处理部 133 输出。

$$[0169] \quad z[n] = \frac{1}{M-S+1} \sum_{s=1}^{M-S+1} \tilde{\mathbf{w}}[n]^H \tilde{\mathbf{x}}_s[n] \dots (18)$$

[0170] 下面就通过超声波图像装置实现的动作流程进行说明。

[0171] 图 11 ~ 图 14 是表示通过超声波图像装置实现的处理的一个例子的流程图(第一部分~第四部分)。另外,图 11 ~ 图 14 的流程图表示生成一帧图像的流程。

[0172] 首先,控制电路 160 将表示生成图像的行的编号即扫描线编号 1 默认为 1 ($1 = 1$) (步骤 S100)。扫描线编号 1 是表示形成图 3 所示的超声波换能器装置的超声波换能器元件组 UG1 ~ UG64 中的哪个元件组的编号。例如将设置在任意端的元件组,在此是超声波换能器元件组 UG1 的扫描线编号 1 设为“1”。另外,将与扫描线编号“1”相邻的元件组,这里是超声波换能器元件组 UG2 的扫描线编号 1 设为“2”。这样,对所有的元件组都标注扫描线编号 1。超声波换能器元件组 UG1 ~ UG64 与扫描线编号 1 的关系存储在 ROM 等存储器中即可。

[0173] 然后,控制电路 160 通过在步骤 S100 中默认的扫描线编号 1 或与后述的步骤 S128 中更新的扫描线编号 1 对应的使用开口的全通道,发送和接收频率 $1f$ 、相位为 0° 的超声波脉冲(步骤 S101 ~ 步骤 S106)。例如,扫描线编号“1”时的使用开口的通道是超声波换能器元件组 UG1 ~ UG8,扫描线编号“2”时的使用开口的通道是超声波换能器元件组 UG2 ~ UG9。扫描线编号与所对应的使用开口的通道的关系存储在 ROM 等存储器中即可。

[0174] 发送脉冲发生器 111 生成用于发送频率 $1f$ 、相位 0° 的超声波脉冲的脉冲电压(步骤 S101)。发送延迟电路 113 进行发送聚焦控制(步骤 S102), 超声波探头 10 向对象物发射与在步骤 S101 生成的脉冲电压对应的超声波束(步骤 S103)。

[0175] 控制电路 160 通过发送接收转换开关 140 进行发送和接收的切换处理。超声波探头 10 利用使用开口的全通道接收所射出的超声波束在对象物进行反射后返回的接收波,使接收到的信号通过接收处理部 120。接收电路 121 将使用开口的每一个通道的接收波(模拟信号)转换成数字接收信号后向滤波电路 123 输出(步骤 S104)。

[0176] 滤波电路 123 对使用开口的每个通道的接收信号进行带通滤波处理(步骤 S105)。控制电路 160 将从滤波电路 123 输出的使用开口的每个通道的接收信号存储在存储器 125 中(步骤 S106)。

[0177] 然后,控制电路 160 通过在与步骤 S100 中初始设定的扫描线编号 1 或在后述的步骤 S128 中更新的扫描线编号 1 对应的使用开口的全通道,进行频率 $1f$ 、相位 180° 的超声波脉冲的发送和接收(步骤 S111 ~ 步骤 S116, 参考图 9)。即,在步骤 S111 ~ 步骤 S116 中,控制电路 160 针对在步骤 S101 ~ 步骤 S106 中发送和接收到的超声波脉冲,发送和接受相位差为 180° (相位反转后)的超声波脉冲。

[0178] 发送脉冲发生器 111 生成用于发送频率 $1f$ 、相位 180° 的超声波脉冲的脉冲电压(步骤 S111)。发送延迟电路 113 进行发送聚焦控制(步骤 S112),超声波探头 10 向对象物发射与在步骤 S111 生成的脉冲电压对应的超声波束(步骤 S113)。步骤 S114 的处理与步骤 S104 相同,步骤 S115 的处理与步骤 S105 相同,步骤 S116 的处理与步骤 S106 相同,因此省略说明。

[0179] 然后,控制电路 160 向谐波处理部 131 发出指令,谐波处理部 131 按使用开口的每个通道获取在步骤 S106 中保存于存储器 125 的正相的接收信号和在步骤 S116 中保存于存储器 125 的反相的接收信号,对其进行相加处理,从而提取高次谐波分量(步骤 S121)。具体如上所述。

[0180] 然后,MVB 处理部 132 根据在步骤 S121 中谐波处理部 131 提取出的使用开口的每个通道的谐波分量,进行约束了方向的自适应波束成形即 MVB 处理(步骤 S122)。具体如上所述。即,接收聚焦处理部 1321 针对每个通道的谐波分量实施就每个通道事先决定的延迟处理,空间平均法处理部 1322 针对接收聚焦处理部 1321 实施了延迟处理的信号进行空间平均法处理。然后,权重计算部 1323 计算针对每个通道的权重,加权相加部 1324 利用计算出的权重对每个通道的信号进行加权相加。

[0181] 然后,检测处理部 133 对在步骤 S122 通过 MVB 处理部 132 输出的扫描线编号 1 的高次谐波分量进行绝对值(整流)处理,通过低通滤波器提取非调制信号即进行包络检波(步骤 S123)。然后,对数转换处理部 135 进行对数转换处理(步骤 S124)。

[0182] 然后,增益/动态范围调整部 137 对信号强度和关心区域进行调整(步骤 S125)。然后,STC 139 根据深度校正放大程度(亮度)(步骤 S126)。

[0183] 然后,控制电路 160 判断表示生成图像的行的编号即扫描线编号 1 是否小于扫描线数 L (步骤 S127)。如果是图 3 所示的超声波换能器装置的情况下,扫描线数 L 就是超声波换能器元件组 $UG1 \sim UG64$ 的数。

[0184] 如果扫描线编号 1 小于扫描线数 L (步骤 S127 为是),则控制电路 160 就向扫描线编号 1 加“1”,更新扫描线编号 1(步骤 S128)。然后返回步骤 S101(图 11)的处理。

[0185] 而如果扫描线编号 1 不小于扫描线数 L (步骤 S127 为否),即扫描线编号 1 与扫描线数 L 一致,控制电路 160 就向图像处理部 130 发出指令,图像处理部 130 通过在步骤 S121

至步骤 S126 处理的全部扫描线的信号生成帧图像,然后进入步骤 S131 的处理。

[0186] DSC 150 根据图像处理部 130 生成的所有扫描线的信号(帧图像)进行扫描转换处理,生成 B 模式图像数据(显示用图像数据)后输出到显示部 21(步骤 S131)。显示部 21 显示所生成的显示用图像数据(步骤 S132)。由此结束图 11~图 14 所示的流程图的处理。

[0187] 最后就通过适用了本实施方式的超声波图像装置显示的 B 模式图像和通过使用现有技术的超声波图像装置显示的 B 模式图像进行比较。

[0188] 就具有以下(A)~(D)功能的超声波图像装置在相同的环境下进行了模拟。另外,(A)~(C)相当于现有的技术,(D)相当于本实施方式。

[0189] (A)通过针对被检体发送的规定频率的超音波有关的超声波回波的接收波获取基本波分量,根据获取到的基本波成分生成 B 模式图像。(B)通过针对被检体发送的规定频率的超音波有关的超声波回波的接收波获取高次谐波分量,根据获取到的高次谐波分量生成 B 模式图像。(C)通过针对被检体发送的规定频率的超音波有关的超声波回波的接收波获取基本波分量,针对获取到的基本波成分实施自适应波束成形,然后生成 B 模式图像。(D)通过针对被检体发送的规定频率的超音波有关的超声波回波的接收波获取高次谐波分量,针对所获取的高次谐波分量实施自适应波束成形,然后生成 B 模式图像。

[0190] 图 15 是与 B 模式图像的显示相关的模拟环境的说明图。如本图所示,利用超声波探头检查被检体。在被检体内部,在距其表面 30mm 深的位置间隔 5mm 地设置了两个反射物。

[0191] 图 16 是与 B 模式图像的显示相关的模拟结果(第一部分)的说明图。图 17 是与 B 模式图像的显示相关的模拟结果(第二部分)的说明图。图 16(A)是上述现有的超声波图像装置(A)的模拟结果。图 16(B)是上述现有的超声波图像装置(B)的模拟结果。图 17(A)是上述现有的超声波图像装置(C)的模拟结果。图 17(B)是相当于本实施方式的上述的超声波图像装置(D)的模拟结果。

[0192] 通过图 16~图 17 所示的 B 模式图像的显示例和亮度值曲线图可得知,(C)与(A)和(B)进行比较,方位分辨率得以提高。并且,(D)与(C)进行比较,方位分辨率进一步提高。

[0193] 以上就本发明的实施方式进行了说明。根据本实施方式,超声波图像装置使用自适应波束成形的同时可以得到更高分辨率的图像。

[0194] 即,在本实施方式中,针对在谐波处理中提取的谐波分量使用了自适应波束成形。通过这样可以得到提高了方位分辨率的图像。最终为了能够承受实际使用,超声波图像装置可以使用自适应波束成形。另外,高次谐波是在超声波的传播过程中产生的微小信号,因此 S/N 比差,但通过自适应波束成形可以抑制噪音。另外,在提取高次谐波时,由于相位偏移等有可能产生伪信号,可以通过自适应波束成形进行抑制。

[0195] 以上通过实施方式就本发明进行了说明,但本发明的技术范围并不限于上述实施方式所记载的范围。可以与上述实施方式进行各种修改和改进,这是本领域的技术人员熟知的。另外,通过权利要求书显而易见,进行了这样的修改或改进的方式也被包含于本发明的技术范围。另外,本发明不局限于超声波图像装置,可以以各种方式提供超声波图像装置的图像处理方法、超声波图像装置的程序以及存储该程序的存储介质等。另外,本发明也可以作为超声波测定装置提供,即超声波图像装置本体 20 不具有显示部 21,而是将所生成的

显示用图像数据向外部的显示部输出。并且可以以各种方式提供超声波测定装置的图像处理方法、超声波测定装置的程序以及存储该程序的存储介质等。另外,本发明也可以不包含超声波探头,而将超声波图像装置本体称为超声波图像装置,将超声波测定装置本体称为超声波测定装置。

[0196] 另外,本发明可以应用于划分探头的开口,通过子开口生成行的线性扫描、通过调整每个通道的延迟时间使超声波束形成角度的扇形扫描以及使用凸状探头的偏移扇形扫描等任何一种扫描方式。另外,也可以应用于开口合成法这样的不是按每行进行发送和接收的扫描方式。

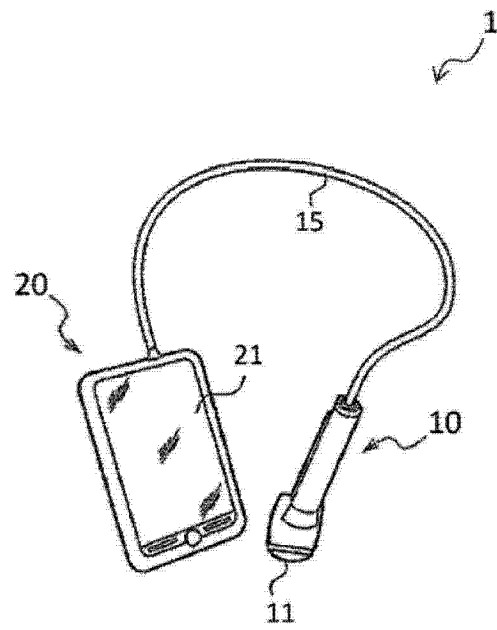


图 1

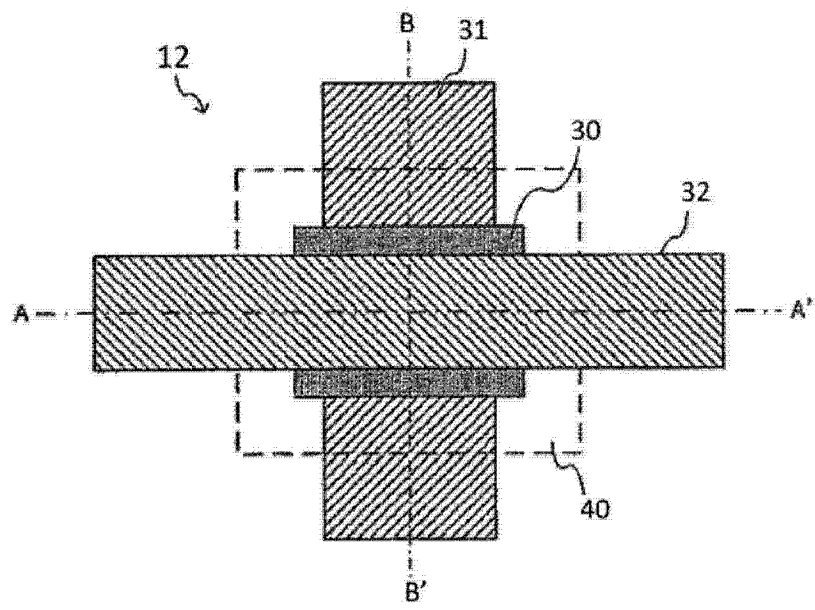


图 2(A)

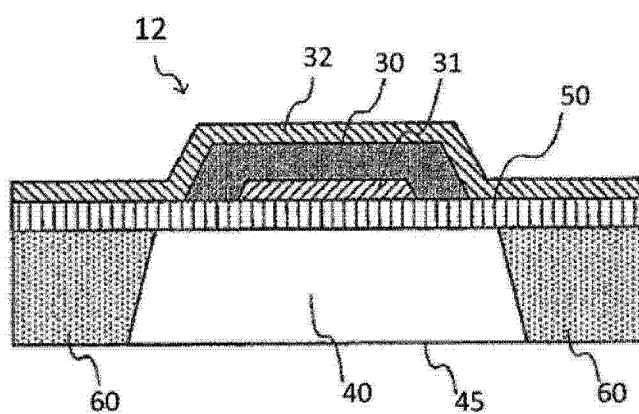


图 2(B)

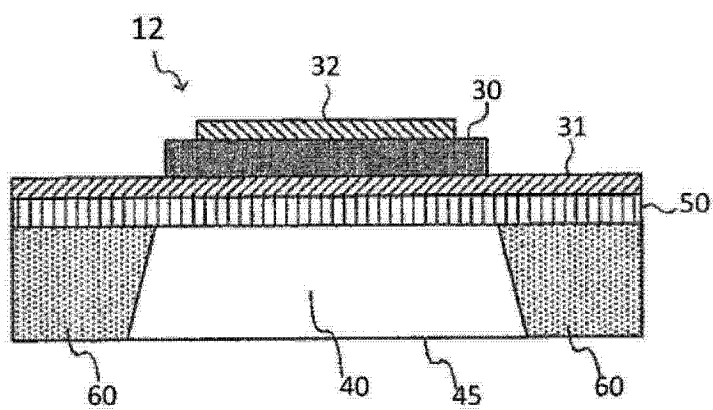


图 2(C)

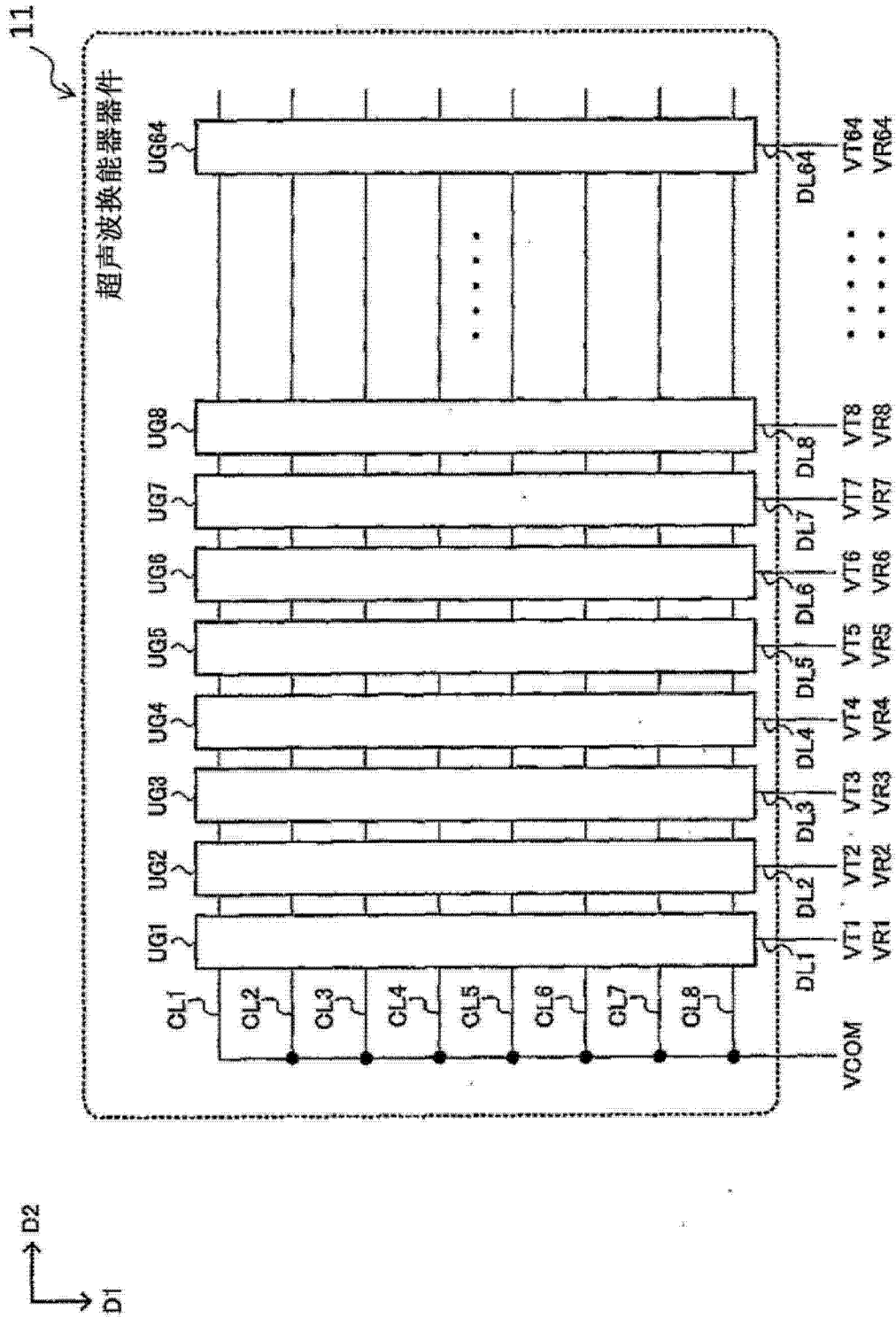


图 3

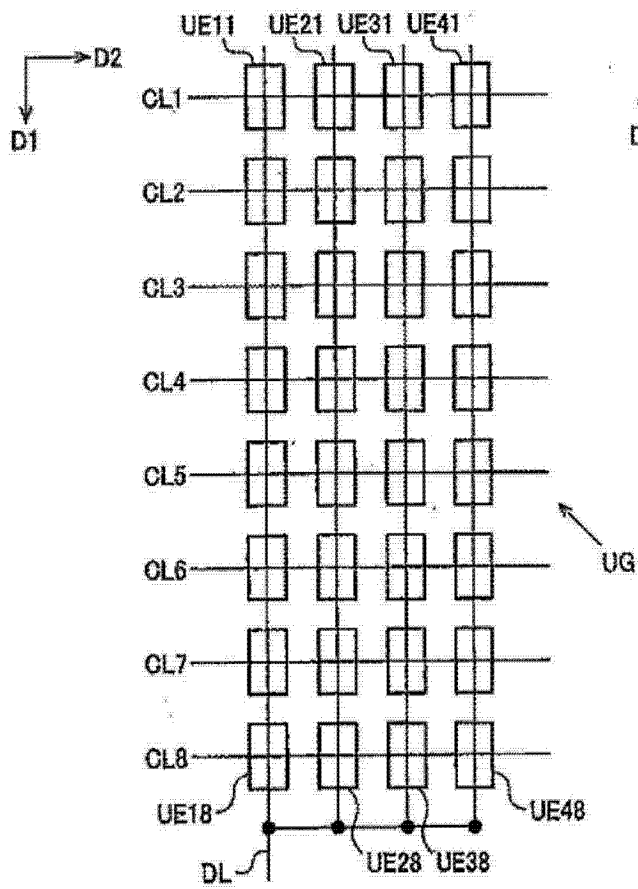


图 4(A)

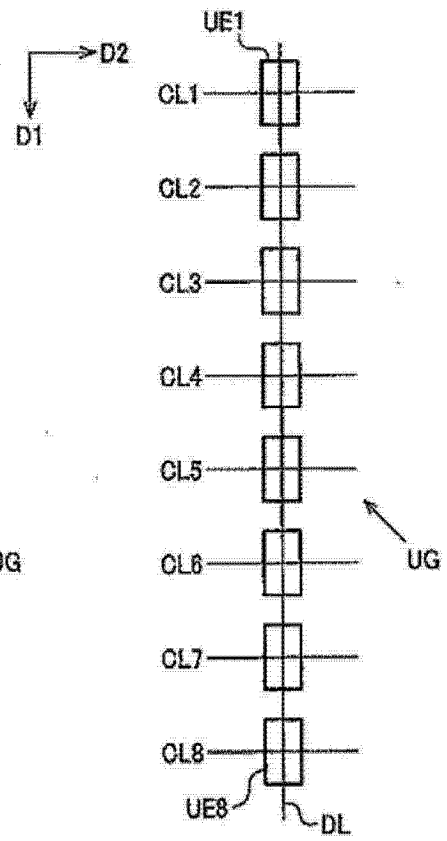


图 4(B)

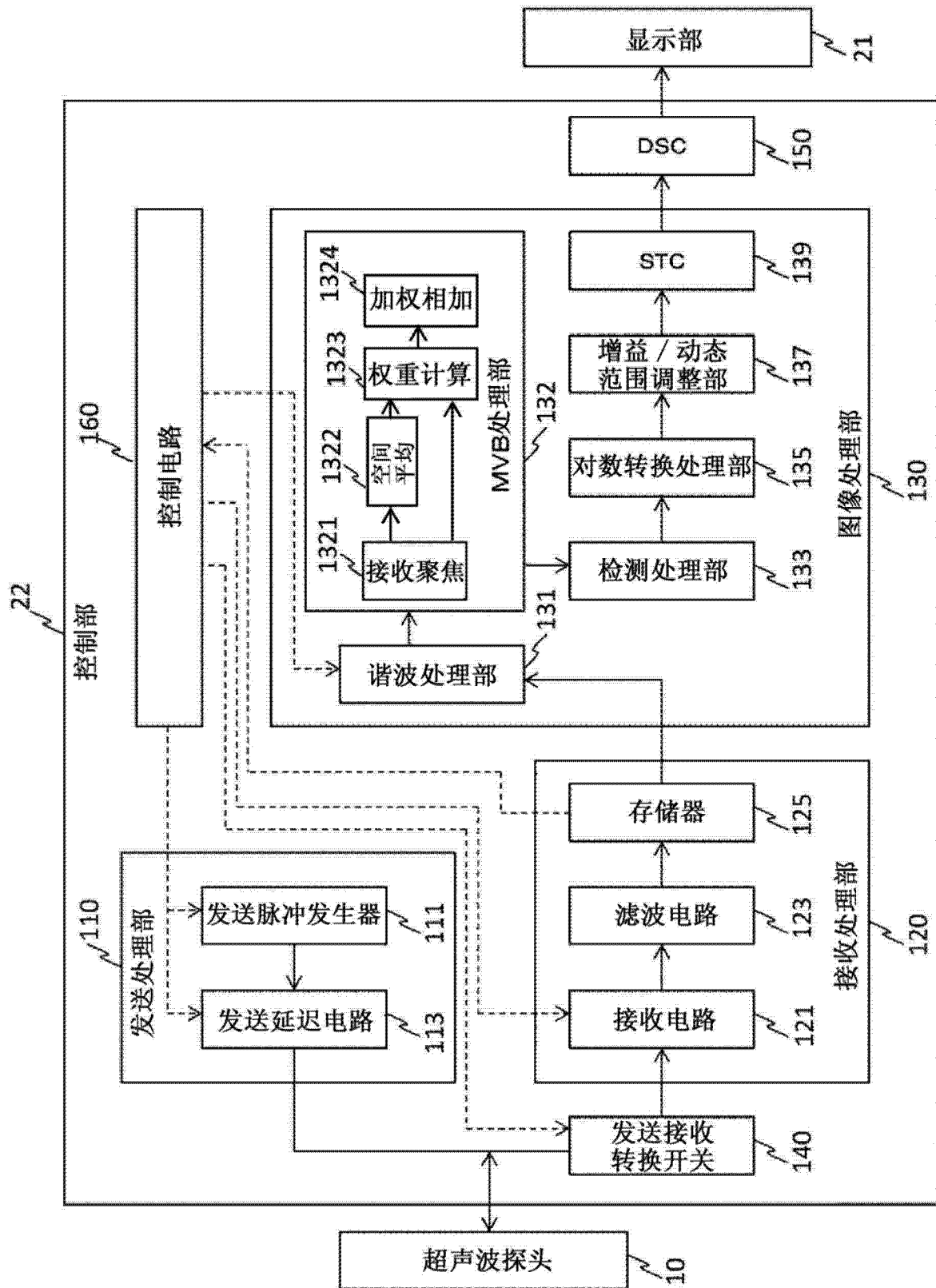


图 5

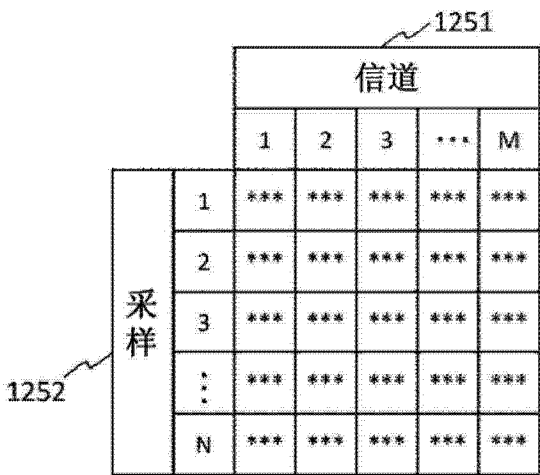


图 6

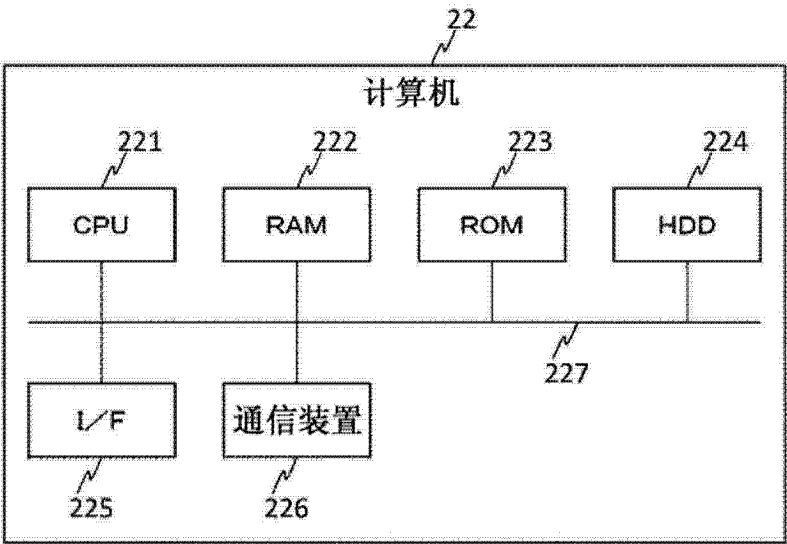


图 7

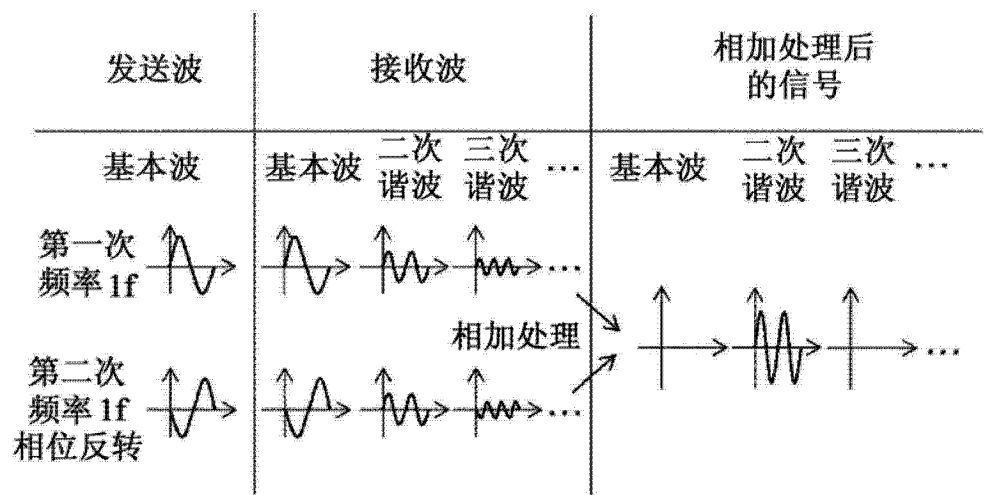


图 8

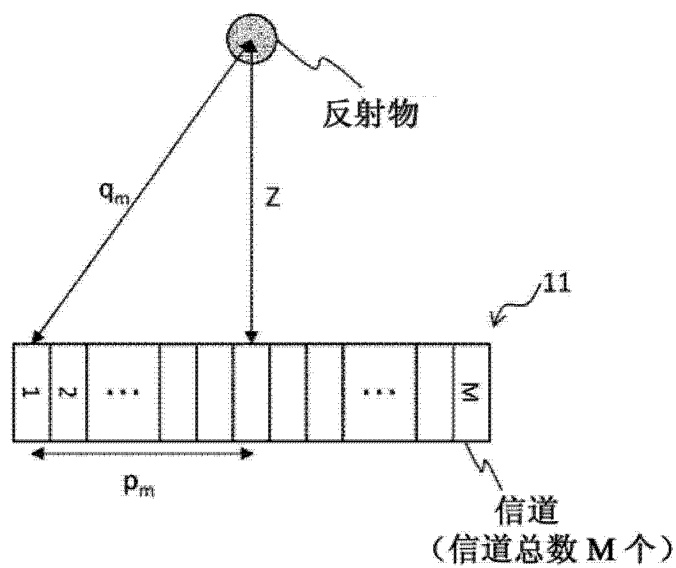


图 9

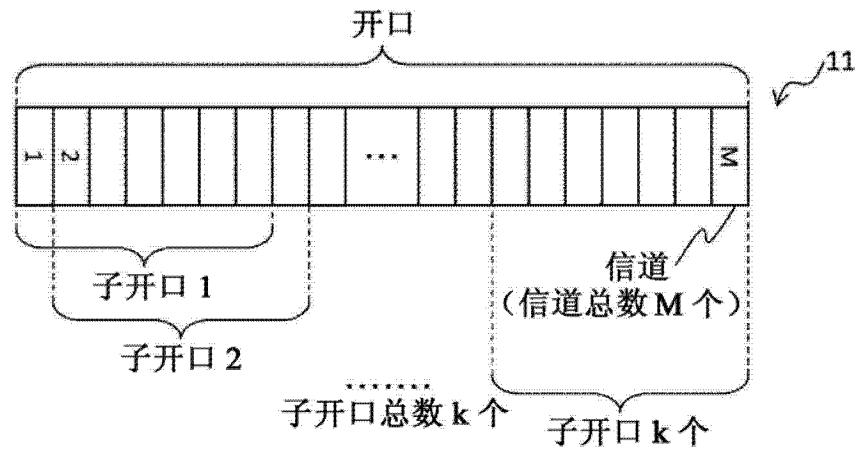


图 10

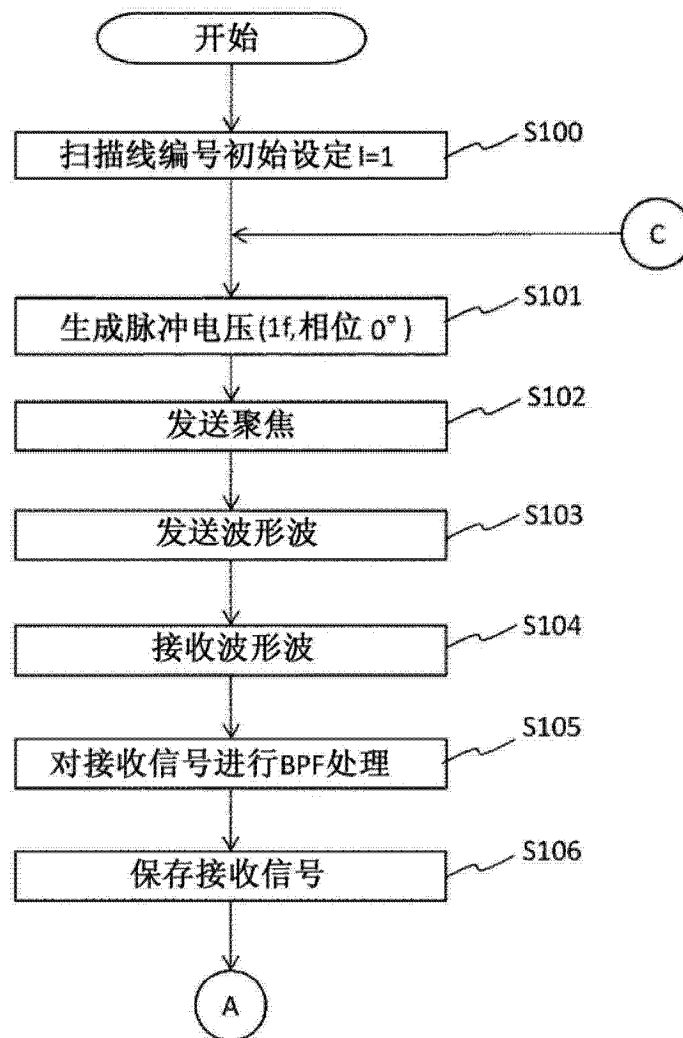


图 11

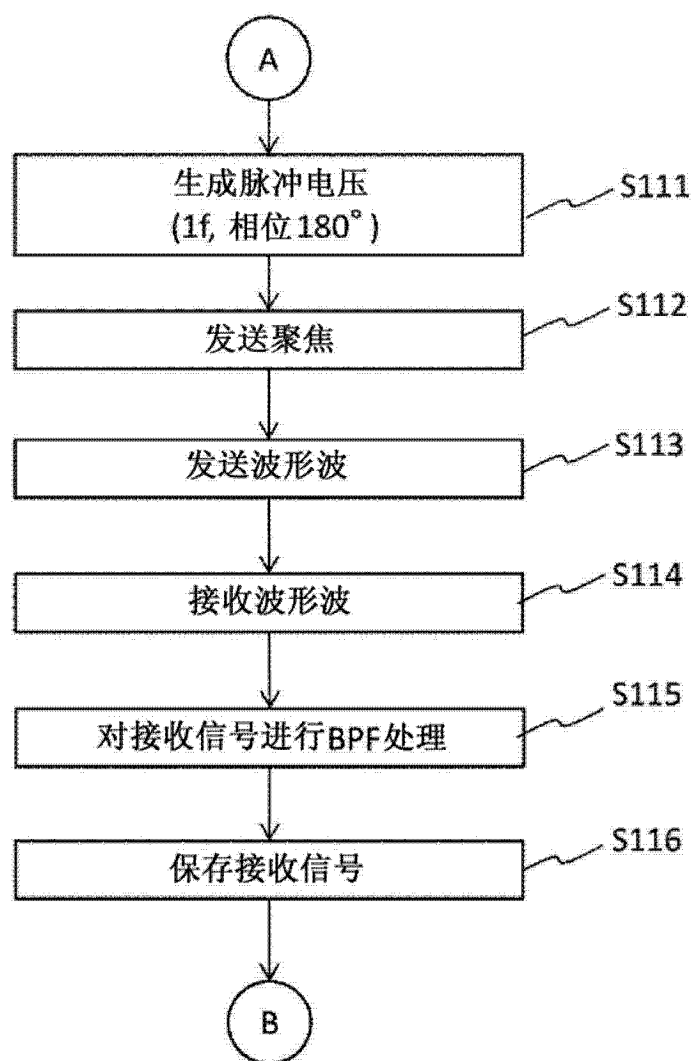


图 12

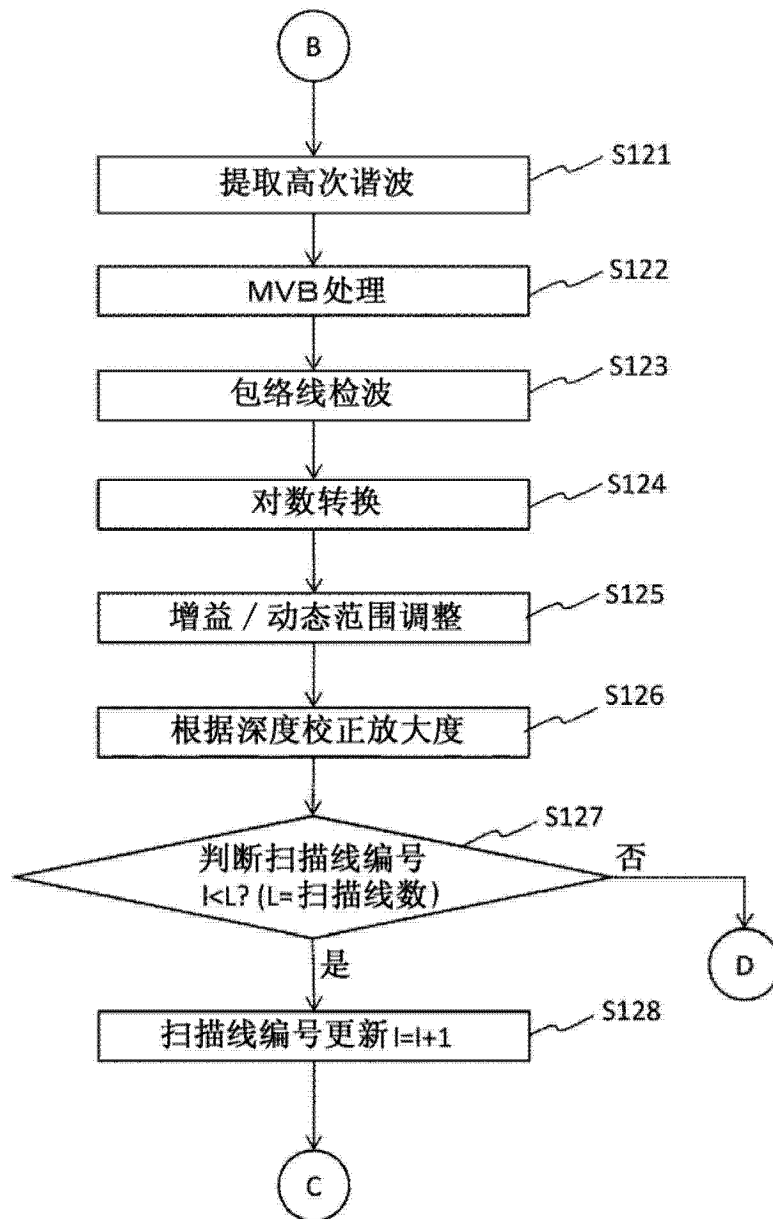


图 13

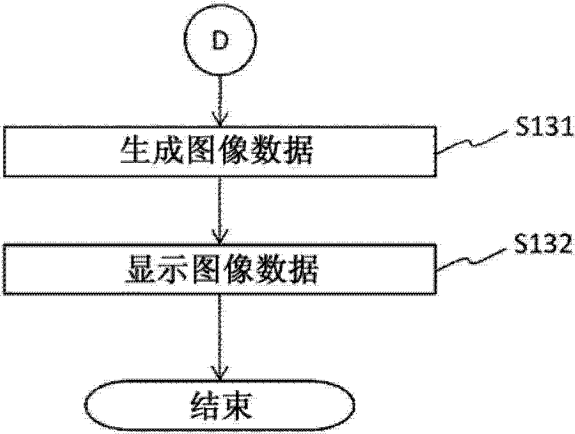


图 14

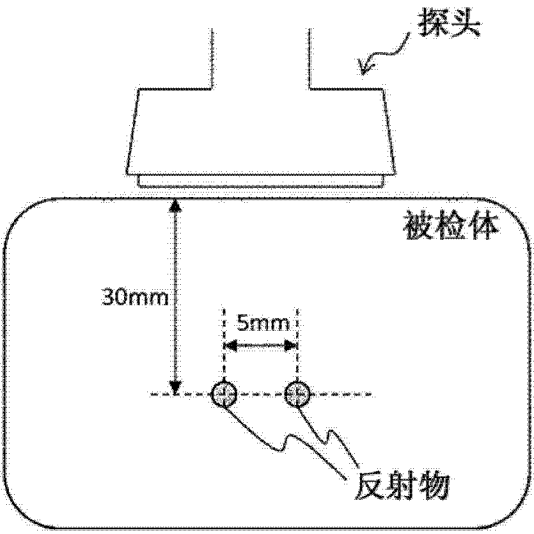
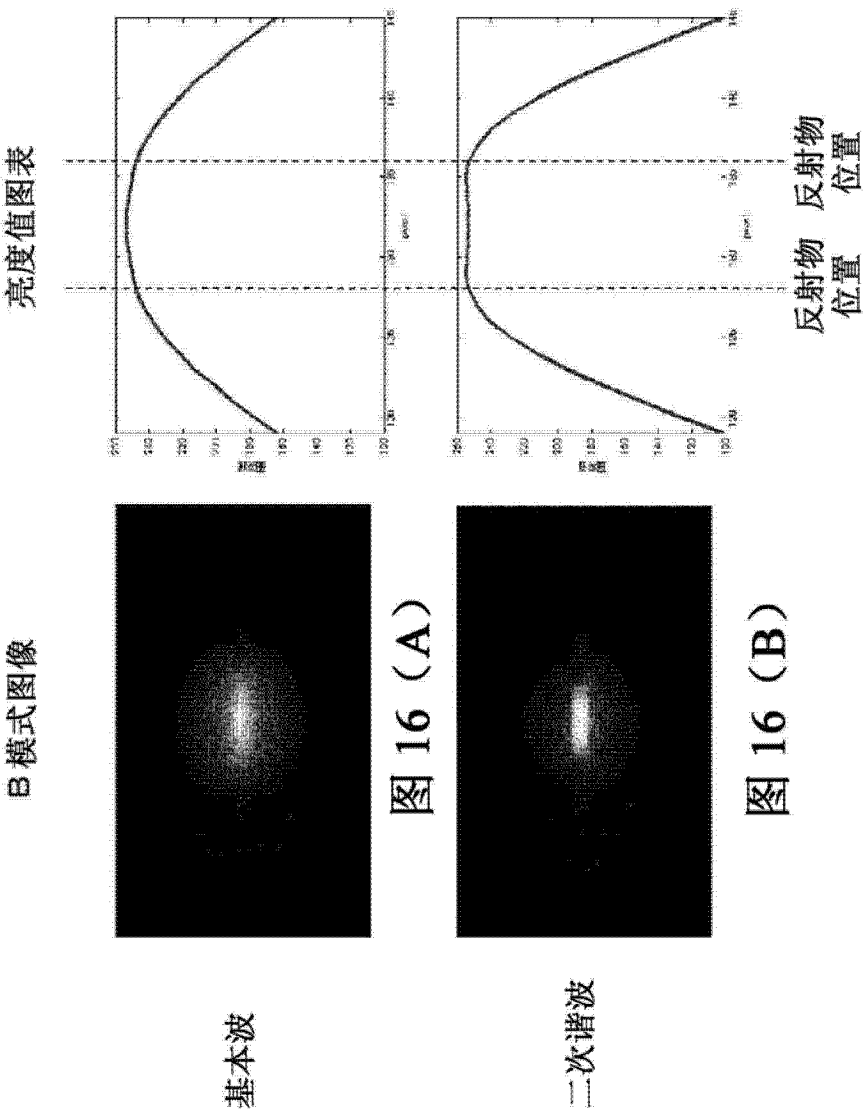
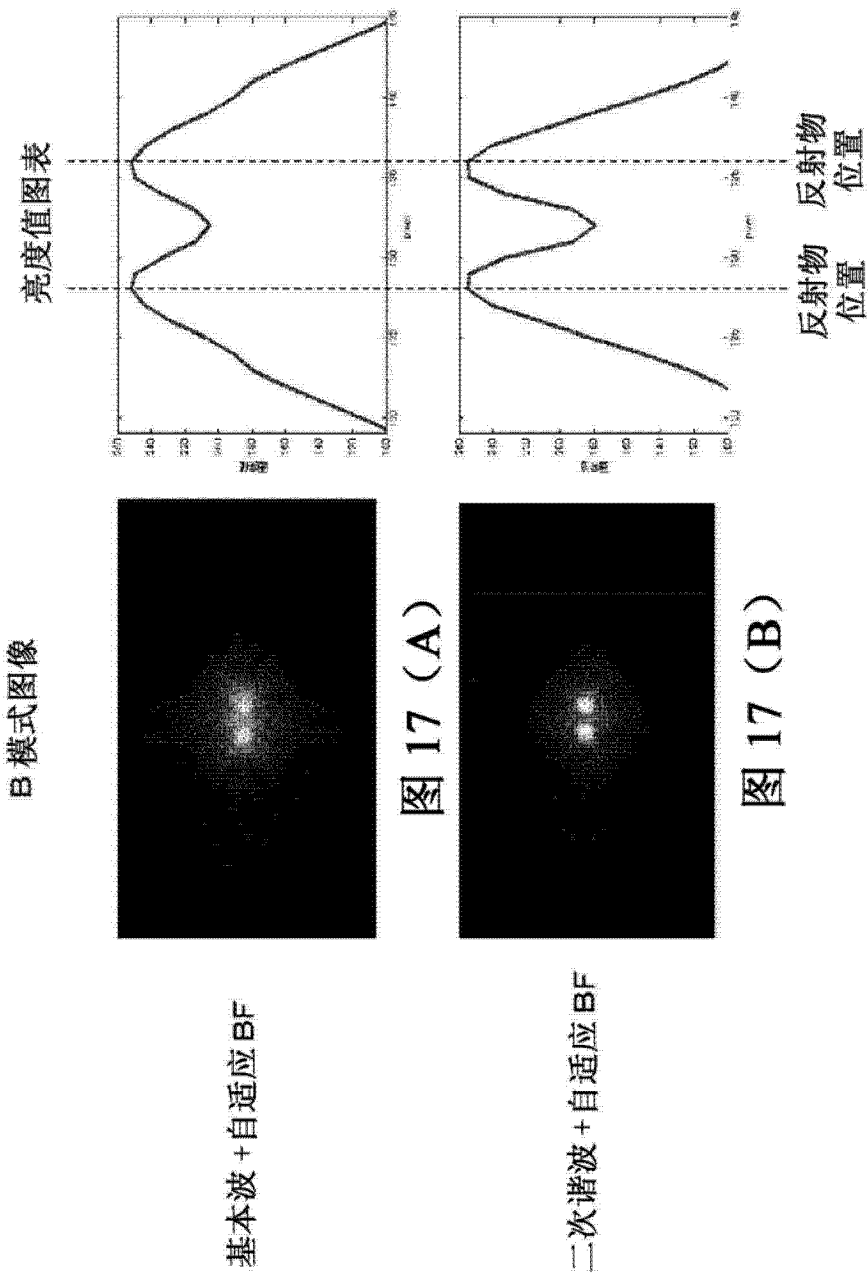


图 15





专利名称(译)	超声波测定装置、超声波图像装置及超声波测定方法		
公开(公告)号	CN104414687A	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201410459070.3	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	林正树 渡边亮基		
发明人	林正树 渡边亮基		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 G01S15/8927 G01S7/52038 A61B8/5207 B06B1/0603 A61B8/4427 A61B8/462 A61B8/145 G01S15/8915 G01S15/8925 G10K11/346 A61B8/5269 A61B8/4494 G01S7/52047 G01S7/52085		
代理人(译)	余刚		
优先权	2014137454 2014-07-03 JP 2013187152 2013-09-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了超声波测定装置适用自适应波束成形，得到更高分辨率的图像的超声波测定装置、超声波图像装置及超声波测定方法。超声波测定装置包括：接收处理部，将向对象物发送的超声波有关的超声波回波作为接收信号进行接收；谐波处理部，从接收到的所述接收信号中提取所述超声波回波的谐波分量；信号处理部，使用根据提取出的所述谐波分量的值而不同的权重，对提取出的所述谐波分量进行加权相加；以及图像生成部，根据进行了所述加权相加后的信号来生成图像。

