



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102958449 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 21

(21) 申请号 201280000628. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 05. 31

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-126733 2011. 06. 06 JP

(56) 对比文件

CN 1515229 A, 2004. 07. 28, 全文.

US 5873829 A, 1999. 02. 23, 全文.

CN 101849840 A, 2010. 10. 06, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 08. 01

审查员 初博

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/064215 2012. 05. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/169434 JA 2012. 12. 13

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 鹭见笃司 柴田千寻

(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 孙蕾

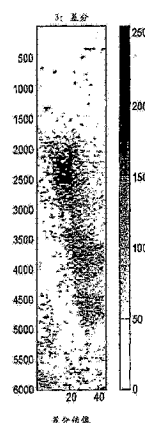
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

(57) 摘要

特征在于具备：超声波探头，具有多个振子；发送接收部，分别对振子供给驱动信号，并根据回波信号产生接收信号；信号提取部，从接收信号提取谐波信号和基波信号；计算部，根据与谐波信号的振幅对应的值和与基波信号的振幅对应的值来计算特征量；区域决定部，根据特征量与规定的阈值来决定被扫描区域中的规定区域；变更部，变更规定区域中的与谐波信号的振幅对应的值；图像产生部，根据包含具有与变更后的谐波信号的振幅对应的值的规定区域在内的被扫描区域中的谐波信号，产生校正谐波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头,具有多个振子;
发送接收部,对各上述振子供给驱动信号,并根据回波信号产生接收信号;
信号提取部,从上述接收信号提取谐波信号和基波信号;
计算部,根据与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值,计算特征量;
区域决定部,根据上述特征量与规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域;
变更部,变更上述规定区域中的与上述谐波信号的振幅对应的值;以及
图像产生部,根据上述被扫描区域中的谐波信号,产生校正谐波图像,上述被扫描区域包含具有上述变更后的与谐波信号的振幅对应的值的规定区域。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述特征量是与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值的差分值。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述变更部将上述规定区域中的与上述谐波信号的振幅对应的值变更为规定的值。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值,与关于由上述图像产生部产生的超声波图像的坐标信息相关联。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述变更部将上述规定区域中的与上述谐波信号的振幅对应的值变更为以比除了上述规定区域的上述被扫描区域的明度低的明度来显示的规定的值。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述变更部将上述规定区域中的与上述基波信号的振幅对应的值变更为规定的值,
上述图像产生部根据上述变更后的基波信号和除了上述规定区域的上述被扫描区域中的基波信号,产生与上述被扫描区域对应的校正基波图像。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述图像产生部根据上述基波信号产生基波图像,根据上述谐波信号产生谐波图像,产生使上述校正谐波图像和上述校正基波图像中的至少一方重叠于上述基波图像和上述谐波图像中至少一方而得到的重叠图像。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述超声波诊断装置还具备滤波器部,该滤波器部对上述谐波信号和上述基波信号实施空间滤波处理,
上述计算部在整个被扫描区域,计算与实施了上述空间滤波处理的谐波信号的振幅对应的值、和与实施了上述空间滤波处理的基波信号的振幅对应的值之间的差分值。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述计算部根据在整个上述被扫描区域的上述谐波信号的振幅的平均值,将与上述谐波信号的振幅对应的值进行标准化,根据在整个上述被扫描区域的上述基波信号的振幅的平均值,将与上述基波信号的振幅对应的值进行标准化,在整个上述被扫描区域,计算上述标准化了的谐波信号的振幅值与上述标准化了的基波信号的振幅值之间的差分值。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述超声波诊断装置还具备输入部,该输入部输入上述规定的阈值。
11. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:
存储部,存储由超声波诊断装置产生的接收信号;
信号提取部,从上述接收信号提取谐波信号和基波信号;
计算部,根据与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值,计算特征量;
区域决定部,根据上述特征量和规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域;
变更部,变更上述规定区域中的与上述谐波信号的振幅对应的值;以及
图像产生部,根据上述被扫描区域中的谐波信号,产生校正谐波图像,上述被扫描区域包含具有上述变更后的与谐波信号的振幅对应的值的规定区域。
12. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于,
上述特征量是与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值的差分值。

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及具有根据回波信号的非线性特性产生超声波图像的功能的超声波诊断装置、以及医用图像处理装置。

背景技术

[0002] 以往,存在一种将来自被检体的生物体组织的回波信号所包含的 2 次谐波分量(Tissue Harmonic ;组织谐波)图像化的技术(Tissue Harmonic Imaging (组织谐波成像):以下,称为 THI)。2 次谐波分量与声压的平方成正比例。因此,THI 能够产生降低了旁瓣等伪影的超声波图像。

[0003] 当对超声波的衰减少的部位进行扫描时,有时血流那样的微弱的反射回波(以下,称为自主回声)也被显示在基于 THI 的超声波图像上。该自主回声的显示存在操作者难以观察超声波图像的问题。例如,当自主回声是来自血流的反射回波,并且强度大时,存在上述部位被判定为是被检体的生物体组织,在本来的血流部分没有显示彩色像的问题。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 :日本特开 2009-18161 号公报

[0007] 专利文献 2 :日本特开 2010-17406 号公报

[0008] 非专利文献

[0009] 非专利文献 1 :阿比留岩、镰仓友男共著“超声波脉冲的非线性传送”通信学技术、US89-23、p53、1989.

发明内容

[0010] 目的在于提供一种具有产生降低了自主回声的影响的超声波图像的功能的超声波诊断装置、以及医用图像处理装置。

[0011] 本实施方式涉及的超声波诊断装置,其特征在于,具备:超声波探头,具有多个振子;发送接收部,对各上述振子供给驱动信号,并根据回波信号产生接收信号;信号提取部,从上述接收信号提取谐波信号和基波信号;计算部,根据与上述谐波信号的振幅对应的值和与上述基波信号的振幅对应的值,计算特征量;区域决定部,根据上述特征量与规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域;变更部,变更上述规定区域中的与上述谐波信号的振幅对应的值;以及图像产生部,根据上述被扫描区域中的谐波信号,产生校正谐波图像,上述被扫描区域包含具有上述变更后的与谐波信号的振幅对应的值的规定区域。

[0012] 根据本实施方式,能够产生降低了自主回声的影响的超声波图像。

附图说明

[0013] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构的结构图。

[0014] 图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的、根据差分帧数据和规定的阈值产生校正谐

波图像的处理的流程图。

[0015] 图 3 是表示第 1 实施方式所涉及的、根据谐波帧数据产生的谐波图像(二次谐波像)的一个例子的图。

[0016] 图 4 是表示第 1 实施方式所涉及的、根据基波帧数据产生的基波图像(基波像)的一个例子的图。

[0017] 图 5 是表示第 1 实施方式所涉及的、根据差分帧数据产生的差分像的一个例子的图。

[0018] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的、根据谐波校正帧数据产生的校正谐波图像的一个例子的图。

[0019] 图 7 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0020] 图 8 是表示第 2 实施方式所涉及的、针对构造物回波以及自主回声的差分值的正负的对对应表的一个例子的图。

[0021] 图 9 是表示第 2 实施方式涉及的、根据差分帧数据和规定的阈值产生校正谐波图像的处理的流程图。

[0022] 符号说明

[0023] 1...超声波诊断装置、11...超声波探头、12...装置主体、13...显示部、14...输入部、21...发送接收部、23...B 模式处理部、25...滤波器部、31...存储部、33...计算部、35...区域决定部、37...变更部、39...图像产生部、41...控制处理器(CPU)、43...接口部

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图,说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置。另外,在以下的说明中,针对具有大致相同的结构的构成要素,添加同一符号,重复说明只在必要时进行。

[0025] (第 1 实施方式)

[0026] 图 1 表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的方框结构图。如该图所示,超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11、装置主体 12、显示部 13、输入部 14,该输入部 14 与装置主体 12 连接,用于将来自操作者的各种指示、命令、信息取入装置主体 12。另外,也可以将心电图仪、心音图仪、脉波计、呼吸传感器所代表的未图示的生物体信号测量部以及网络经由接口部 43 连接于本超声波诊断装置 1。

[0027] 超声波探头 11 具有作为压电陶瓷等音响/电可逆转换元件的压电振子。多个压电振子并列,设置于超声波探头 11 的顶端。另外,说明一个压电振子构成一通道的结构。压电振子响应从后述的发送接收部供给的驱动信号来产生超声波。压电振子响应在被检体的生物体组织中反射的超声波(以下,称为反射波)的接收,产生回波信号。

[0028] 装置主体 12 具有发送接收部 21、B 模式处理部 23、存储部 31、计算部 33、区域决定部 35、变更部 37、图像产生部 39、控制处理器(中央运算处理装置:Central Processing Unit;以下称为 CPU)41、接口部 43。另外,装置主体 12 也可以具有产生多普勒信号的多普勒处理部(未图示)。

[0029] 发送接收部 21 具有未图示的触发生成电路、发送延迟电路、脉冲发生器电路、前置放大器电路、模拟数字(Analog to Digital;以下,称为 A/D)转换器、接收延迟电路、加法器等。脉冲发生器电路反复发生用于以规定的额定频率形成发送超声波的速率脉冲。脉冲

发生器例如以 5kHz 的额定频率反复发生速率脉冲。该速率脉冲按照通道数量进行分配, 发送至发送延迟电路。发送延迟电路对各速率脉冲赋予在每个通道中将超声波会集成束状并决定发送指向性所需的延迟时间。触发发生电路以基于该速率脉冲的定时, 对超声波探头 11 的每个振子施加电压脉冲。由此, 超声波束被发送至被检体。

[0030] 前置放大器电路在每个通道中将经由超声波探头 11 取入的来自被检体的回波信号放大。A/D 转换器将被放大后的回波信号转换成数字信号。接收延迟电路对转换成数字信号的回波信号赋予用于决定接收指向性所需的延迟时间。加法器将被提供了延迟时间的多个回波信号相加。通过该相加, 发送接收部 21 产生强调了来自与接收指向性对应的方向的反射分量的接收信号。根据该发送指向性和接收指向性来决定超声波发送接收的综合的指向性(根据该指向性, 决定所谓的“超声波扫描线”)。另外, 发送接收部 21 也可以具有同时接收由一次超声波发送在多个扫描线上产生的回波信号的并列接收功能。

[0031] B 模式处理部 23 具有信号提取部 231、包络线检波器 233、对数转换器 235 等。信号提取部 231 从接收信号提取基波信号和谐波信号。所谓基波信号是指具有与发送超声波的中心频率(以下, 称为基本频率)相等的频率的接收信号。所谓谐波信号是指具有与基本频率的任意整数倍相等的频率的接收信号。以下, 为了简化说明, 设被提取的谐波信号为具有基本频率 2 倍的频率的接收信号(以下, 称为 2 次谐波信号)。

[0032] 具体而言, 信号提取部 231 例如通过带宽限制滤波来去掉基波信号和 3 次以上的谐波信号, 并从接收信号提取 2 次谐波信号。信号提取部 231 例如通过带宽限制滤波来去掉谐波信号, 并从接收信号提取基波信号。信号提取部 231 将所提取出的基波信号和 2 次谐波信号分别输出至包络线检波器 233。

[0033] 包络线检波器 233 对从信号提取部 231 输出的基波信号以及 2 次谐波信号执行包络线检波。包络线检波器 233 将被包络线检波后的信号输出至后述的对数转换器 235。另外, 包络线检波器 233 也可以将被包络线检波后的信号输出至后述的存储部 31。

[0034] 对数转换器 235 对被包络线检波后的信号实施对数转换, 并相对强调弱的信号。被对数转换后的信号被输出至后述的存储部 31 和图像产生部 39。

[0035] 存储部 31 存储焦点深度不同的多个接收延迟模式、本超声波诊断装置 1 的控制程序、诊断协议、发送接收条件等各种数据组、与基波信号相关的对数转换后的数据(以下, 称为基波数据)、与 2 次谐波信号相关的对数转换后的数据(以下, 称为谐波数据)、由后述的图像产生部 39 产生的超声波图像、后述的计算部 33 所使用的计算程序、后述的区域决定部 35 所使用的规定的阈值、后述的变更部 37 所使用的规定的值、用于控制计算部 33 和区域决定部 35 和变更部 37 的图像处理程序等。存储部 31 对每帧存储基波数据。以下, 将 1 帧中的基波数据的集合称为基波帧数据。存储部 31 对每帧存储谐波数据。以下, 将 1 帧中的谐波数据的集合称为谐波帧数据。另外, 存储部 31 也可以对每帧存储关于基波信号被包络线检波后的信号和关于 2 次谐波信号被包络线检波后的信号。

[0036] 计算部 33 根据与谐波数据的振幅对应的值和与基波数据的振幅对应的值, 在整个被扫描区域(帧)中来计算特征量。所谓特征量是指与振幅相关的量。例如, 所谓与振幅相关的特征量是指与谐波数据的振幅对应的值和与基波数据的振幅对应的值的差分(Diff(x,y))。上述文章中的 x 例如表示超声波扫描的扫描线信号列中的深度方向的坐标, y 表示扫描方向的坐标。另外, 坐标 x 与坐标 y 也可以是由后述的图像产生部 39 产生的超

声波图像上的坐标。此时,与谐波数据的振幅对应的值与由图像产生部 39 根据谐波数据产生的谐波图像中的坐标相关联。另外,与基波数据的振幅对应的值与由图像产生部 39 根据基波数据产生的基波图像中的坐标相关联。

[0037] 所谓与振幅对应的值例如是振幅值。另外,也可以不是振幅值而是像素值、亮度值。此外,为了使说明具体,设被扫描区域是被检体的心脏。另外,计算部 33 也可以在图像整个区域,计算根据由后述的图像产生部 39 产生的基波图像中的像素值和谐波图像中的像素值决定的特征量。

[0038] 具体而言,计算部 33 读取存储于存储部 31 的基波帧数据。计算部 33 读取存储于存储部 31 的谐波帧数据。计算部 33 从谐波帧数据中的振幅值(以下,称为高次振幅值($\text{Harm}(x,y)$))减去基波帧数据中的振幅值(以下,称为基本振幅值($\text{Fund}(x,y)$))。即,差分 $\text{Diff}(x,y)$ 由 $\text{Diff}(x,y) = \text{Harm}(x,y) - \text{Fund}(x,y)$ 来计算。另外,计算部 33 也可以从基本振幅值减去高次振幅值。另外,计算部 33 也可以计算差分值的绝对值。通过上述差分,计算部 33 对每帧产生由深度方向的坐标(x)和扫描方向的坐标(y)规定的被扫描区域上的各位置处的差分值的集合(以下,称为差分帧数据)。另外,当涉及多个帧收集接收信号时,上述计算分别针对多个帧的每一个来计算。

[0039] 区域决定部 35 根据被扫描区域上的各位置处的差分值和规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域。具体而言,区域决定部 35 读取存储于存储部 31 的规定的阈值。区域决定部 35 将差分帧数据中的各个差分值与规定的阈值进行比较。区域决定部 35 确定与规定的阈值以上的差分值相关的被扫描区域上的位置(x,y)。规定的阈值能够由操作者经由后述的输入部 14,适当地变更。区域决定部 35 决定根据被确定出的位置构成的区域。即,所谓规定区域是指由被确定出的位置构成的区域。

[0040] 针对与从高次振幅值减去了基本振幅值时相关的规定区域进行说明。一般而言,如果将来自心肌等构造物的反射回波(以下,称为构造物回波)的振幅值作为基准,则来自心腔内的血流的反射回波(以下,称为自主回声)的振幅值相对较低。存在该构造物回波的振幅值和自主回声的振幅值的差当在基本振幅值时比较大,但当在高次振幅值时变得相对小的情况。因此,如果从高次振幅值减去基本振幅值,则由于从构造物回波的谐波振幅值减去了基波振幅值的值和从自主回声的谐波振幅值减去了基波振幅值的值之间产生差异,因此,由差分值是规定阈值以上的被扫描区域上的位置构成的规定区域与存在自主回声的区域对应。另外,当进行差分的顺序相反时,存在自主回声的区域与差分值是规定阈值以下的区域对应。

[0041] 变更部 37 将由区域决定部 35 决定的规定区域中的与谐波帧数据的振幅对应的值变更为规定的值。所谓与振幅对应的值例如是振幅值、像素值、亮度值等。以下,作为与振幅对应的值,使用高次振幅值进行说明。关于使用了像素值、亮度值的计算,在之后变形例中进行详述。所谓规定的值例如是零。另外,变更部 37 也能够将规定区域中的高次振幅值变更为与差分值的大小对应的值。具体而言,变更部 37 将谐波帧数据中规定区域所包含的高次振幅值变更为零。以下,将规定区域内的高次振幅值变更为零的谐波帧数据称为谐波校正帧数据。

[0042] 另外,变更部 37 也可以将规定区域中的与基波信号的振幅对应的值变更为规定的值。以下,将规定区域内的基本振幅值变更为零的基波帧数据称为基波校正帧数据。另

外,变更部 37 也可以对由后述的图像产生部 39 产生的超声波图像,将规定区域的灰度等级、明度、亮度值、或者像素值等变更为规定的值。

[0043] 图像产生部 39 将超声波扫描的扫描线信号列转换成电视等所代表的一般的视频格式的扫描线信号列,产生作为显示图像的超声波诊断图像。图像产生部 39 根据谐波校正帧数据,产生校正谐波图像。另外,图像产生部 39 也可以根据谐波数据,产生谐波图像。另外,图像产生部 39 也可以根据谐波校正帧数据,产生校正谐波图像。此外,图像产生部 39 也可以根据基波数据产生基波图像。图像产生部 39 也可以产生使谐波图像重叠于校正谐波图像而得到的重叠谐波图像。另外,图像产生部 39 也可以产生使基波图像重叠于校正基波图像而得到的重叠基波图像。图像产生部 39 例如也可以产生使对像素值分配了蓝色(Blue)的谐波图像重叠于对规定区域外的像素值分配了红色(Red)和绿色(Green)的校正谐波图像的重叠谐波图像。此时,重叠谐波图像的规定区域外由白色来显示,规定区域由蓝色来显示。

[0044] 另外,图像产生部 39 也可以根据从未图示的多普勒处理部输出的彩色多普勒信号,来产生彩色多普勒图像。另外,图像产生部 39 也能够产生使彩色多普勒图像重叠于谐波图像或者校正谐波图像的规定区域而得到的多普勒重叠图像。

[0045] CPU41 根据由操作者从输入部 14 输入的模式选择、接收延迟模式列表的选择、发送开始、结束,来读出存储于存储部 31 的发送接收条件和装置控制程序,并按照这些来控制装置主体 12。另外,CPU41 也可以按照从存储部 31 读出的图像处理程序,来控制计算部 33 与区域决定部 35 和变更部 37。

[0046] 接口部 43 是与输入部 14、网络、未图示的外部存储装置以及生物体信号测量部相关的接口。由装置主体 12 得到的超声波图像等的的数据以及解析结果等能够经由接口部 43 和网络向其他的装置传送。

[0047] 显示部 13 根据来自图像产生部 39 的输出,显示校正谐波图像、谐波图像、校正基波图像、基波图像、重叠谐波图像、重叠基波图像等超声波图像。

[0048] 输入部 14 与接口部 43 连接,将来自操作者的各种指示、命令、信息、选择、设定取入装置主体 12。输入部 14 具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备检测显示画面上显示的光标的坐标,并将检测到的坐标输出至 CPU41。另外,输入设备也可以是设计成覆盖显示画面的触摸面板。此时,输入部 14 检测按照电磁感应式、磁致伸缩式、感压式等的坐标读取原理触摸指示出的坐标,并将所检测到的坐标输出至 CPU41。另外,如果操作者操作输入部 14 的结束按钮或者 FREEZE 按钮,则超声波的发送接收结束,装置主体 12 变为暂时停止状态。另外,输入部 14 也可以按照操作者的指示,对装置主体 12 输入规定的阈值。另外,输入部 14 也可以具有用于按照操作者的指示来调整规定区域的灰度等级的标度盘。

[0049] (规定区域决定功能)

[0050] 所谓规定区域决定功能是指根据从接收信号提取出的谐波信号和基波信号,决定与被扫描区域中的自主回声相关的区域的功能。以下,说明与规定区域决定功能相关的处理(以下,称为规定区域决定处理)。

[0051] 图 2 是表示规定区域决定处理的流程的流程图。

[0052] 在对被检体的超声波发送接收之前,按照经由输入部 14 输入的操作者的指示,执

行患者信息的输入、发送接收条件、各种超声波数据收集条件的设定以及更新等。这些设定以及更新被存储于存储部 31。如果这些输入 / 选择 / 设定结束,则操作者将超声波探头 11 抵接于被检体体表面的规定的位置。接着,由发送接收部 21 向超声波振子供给用于产生超声波的驱动信号。根据该驱动信号,对被检体发送超声波。

[0053] 根据与被发送给被检体的超声波对应的反射波的接收(即,超声波扫描),产生回波信号。根据所产生的回波信号,产生接收信号(步骤 Sa1)。

[0054] 从接收信号提取谐波信号和基波信号(步骤 Sa2)。根据谐波信号,产生谐波帧数据(步骤 Sa3)。图 3 是表示根据谐波帧数据产生的谐波图像(2 次谐波像)的一个例子的图。根据基波信号,产生基波帧数据(步骤 Sa4)。图 4 是表示根据基波帧数据产生的基波图像(基波像)的一个例子的图。另外,增益校正图 3 和图 4 中的超声波图像以使得心肌是相同的亮度。在图 3 和图 4 中,不同的亮度的区域主要表示基于自主回声的像。

[0055] 产生从谐波帧数据减去了基波帧数据的差分帧数据(步骤 Sa5)。图 5 是表示根据差分帧数据产生的差分帧像的一个例子的图。增益校正图 5 中的差分帧像以使得能够容易地视觉确认基于自主回声的像。根据差分帧数据和规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域(步骤 Sa6)。所谓规定的阈值例如是零。该规定区域表示自主回声所存在的区域。产生将规定区域中的谐波帧数据的振幅值变更为规定的值的谐波校正帧数据(步骤 Sa7)。根据谐波校正帧数据,产生校正谐波图像(步骤 Sa8)。图 6 是表示根据谐波校正帧数据产生的校正谐波图像的一个例子的图。对图 3 和图 6 进行比较,明显减少了基于自主回声的像。

[0056] (变形例)

[0057] 与第 1 实施方式不同之处在于,根据所决定的规定区域,将谐波图像中的规定区域内的像素值的明度变更为规定的明度。所谓明度例如是指灰度等级。另外,也可以不是像素值的明度,而是亮度值、像素值等。以下,针对进行与第 1 实施方式不同的动作的构成要素进行说明。

[0058] 变更部 37 将谐波图像中的规定区域内的像素值的明度变更为规定的值。所谓规定的值例如是零。另外,变更部 37 也可以将基波图像中的规定区域内的像素值的明度变更为规定的值。另外,变更部 37 也可以将谐波图像中的规定区域内的亮度值变更为规定的亮度值。所谓规定的亮度值例如是亮度的最小值或者最大值。另外,变更部 37 也可以将基波图像中的规定区域内的亮度值变更为规定的亮度值。另外,变更部 37 也可以将所显示出的谐波图像中的规定区域内的像素值变更为规定的像素值。另外,变更部 37 也可以将规定区域中的与谐波信号的振幅对应的值变更为以比除了规定区域的被扫描区域的亮度低的亮度显示的规定的值。

[0059] 显示部 13 显示变更了规定区域内的像素值的明度的谐波图像。显示部 13 显示变更了规定区域内的像素值的明度的基波图像。

[0060] 根据以上所述的结构,能够获得以下的效果。

[0061] 根据本超声波诊断装置 1,通过使用谐波信号和基波信号,能够决定自主回声所存在的区域。通过变更所决定的区域中的振幅值或者明度,能够产生降低了自主回声的影响的超声波图像。由此,根据本超声波诊断装置 1,在谐波图像等的 B 模式图像中,例如,提高心脏的瓣膜的活动的视觉确认性以及心脏的内膜等的构造物的视觉确认性。此外,也能够

产生使彩色多普勒图像重叠于谐波图像或者校正谐波图像的规定区域而得到的多普勒重叠图像。由此,将能够使彩色多普勒图像重叠于本来的血流部分。由此,将能够使在本来的血流部分显示彩色多普勒图像。

[0062] 另外,作为上述实施方式的变形例,当由医用图像处理装置来实现本超声波诊断装置 1 的技术思想时,成为例如具有图 1 的结构图中的虚线内的构成要素的例子。此时,规定区域决定中的各处理除了步骤 Sa1 中的处理变更为从存储部 31 读出接收信号以外,与第 1 实施方式以及变形例相同。此外,各实施方式所涉及的各功能能够通过将执行该处理的程序安装于工作站等的计算机,并将其在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序也能够保存于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的存储介质中并分发。

[0063] (第 2 实施方式)

[0064] 以下,参照附图,说明第 2 实施方式。

[0065] 图 7 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的结构的一个例子的图。

[0066] 第 2 实施方式与第 1 实施方式的构成要素的不同在于具有滤波器部 25。以下,针对在第 2 实施方式与第 1 实施方式的构成要素中,进行不同的动作的构成要素进行说明。

[0067] 滤波器部 25 产生对存储于存储部 31 的谐波帧数据施加了空间滤波器的第 1 帧数据。滤波器部 25 产生对存储于存储部 31 的基波帧数据施加了空间滤波器的第 2 帧数据。所谓空间滤波器例如是低通滤波器(Low Pass Filter:以下,称为 LPF)。LPF 对基波帧数据以及谐波帧数据实施空间上圆滑化处理。例如,LPF 抑制心肌的散斑噪音。

[0068] 计算部 33 使用第 1 帧数据所包含的多个振幅值($HarmA(x, y)$),来计算平均值(以下,称为第 1 平均值)。第 1 平均值通过将针对第 1 帧数据中的多个振幅值的和($\sum x, y (HarmA(x, y))$)除以第 1 帧数据的样本数来计算。计算部 33 使用第 2 帧数据所包含的多个振幅值($FundA(x, y)$),来计算平均值(以下称为第 2 平均值)。第 2 平均值通过将针对第 2 帧数据中的多个振幅值的和($\sum x, y (FundA(x, y))$)除以第 2 帧数据的样本数来计算。

[0069] 计算部 33 分别利用第 1 平均值对第 1 帧数据所包含的多个振幅值($HamA(x, y)$)进行标准化。以下,将利用第 1 平均值进行标准化的第 1 帧数据称为第 1 标准化帧数据。计算部 33 分别利用第 2 平均值对第 2 帧数据所包含的多个振幅值进行标准化。以下将利用第 2 平均值进行标准化的第 2 帧数据称为第 2 标准化帧数据。

[0070] 通过该标准化,第 1 标准化帧数据中的振幅($HarmN(x, y)$)的平均值与第 2 标准化帧数据中的振幅($FundN(x, y)$)的平均值大致相同。此时,例如针对心肌那样的构造物,第 1 标准化帧数据中的振幅值($HarmN(x, y)$)对于被扫描区域的相同的位置,与第 2 标准化帧数据中的振幅值($FundN(x, y)$)大致相同。例如,当对根据第 1 标准化帧数据产生的图像和根据第 2 标准化帧数据产生的图像进行比较时,构造物以相同的亮度来显示。即,图 3 的 2 次谐波图像中的构造物的亮度与图 4 的基波图像中的构造物的亮度对于被扫描区域的相同的位置是大致相同的。

[0071] 计算部 33 计算根据第 1 标准化帧数据中的振幅值($HarmN(x, y)$)与第 2 标准化帧数据中的振幅值($FundN(x, y)$)决定的特征量。所谓特征量例如是从第 1 标准化帧数据中的振幅值($HarmN(x, y)$)减去第 2 标准化帧数据中的振幅值($FundN(x, y)$)的第 1 差分值得($Diff(x, y)$)。计算部 33 针对每帧产生由深度方向的坐标(x)和扫描方向的坐标(y)

规定的被扫描区域上的各位置处的第 1 差分值的集合(以下,称为第 3 帧数据)。由于计算部 33 计算标准化后的第 1、第 2 帧数据中的振幅值的差分,因此,与心肌那样的构造物相关的振幅值大致为零。在第 3 帧数据中不是零的振幅值是自主回声所导致的振幅值。

[0072] 区域决定部 35 根据第 3 帧数据中的第 1 差分值(Diff (x、y))和规定的阈值,来决定被扫描区域中的规定区域。具体而言,区域决定部 35 读出存储于存储部 31 的规定的阈值。区域决定部 35 将第 3 帧数据中的各个第 1 差分值和规定的阈值进行比较。区域决定部 35 确定与规定阈值以上的第 1 差分值相关的被扫描区域上的位置(x、y)。区域决定部 35 决定由所确定的位置构成的区域。即,所谓规定区域是指由所确定的位置构成的区域。

[0073] 在第 2 实施方式中,能够使规定的阈值为零。由于标准化,由构造物回波所导致的振幅值在第 1 标准化帧数据和第 2 标准化帧数据中大致相等。另一方面,由自主回声所导致的第 1 标准化帧数据中的振幅值比第 2 标准化帧数据中的振幅值大。从而,由第 1 差分值是正的被扫描区域上的位置构成的规定区域与自主回声所存在的区域对应。另外,当进行差分的顺序相反时,自主回声所存在的区域与第 1 差分为负的区域对应。图 8 是表示根据进行差分的顺序的差异,与构造物回波以及自主回声对应的第 1 差分值的正负的对应该的一个例子的图。

[0074] 变更部 37 将与对应于规定区域的谐波帧数据的振幅对应的值变更为规定的值。所谓与振幅对应的值例如是振幅值。另外,与振幅对应的值也可以是像素值、亮度值等。以下,作为与振幅对应的值,使用谐波帧数据中的振幅值(以下,称为谐波振幅值(Harm (x、y)))进行说明。所谓规定的值例如是从规定区域内的谐波振幅值减去了第 3 帧数据中的第 1 差分值而得到的第 2 差分值。另外,第 2 差分值也可以由上述计算部 33 来计算。以下,将规定区域内的谐波振幅值变更为第 2 差分值的谐波帧数据称为谐波校正帧数据。

[0075] 图像产生部 39 根据谐波校正帧数据,产生校正谐波图像。另外,图像产生部 39 也能够根据谐波帧数据和规定区域,产生将规定区域的灰度等级变更为规定的值的谐波图像。另外,图像产生部 39 也可以根据从未图示的多普勒处理部输出的彩色多普勒信号,来产生彩色多普勒图像。另外,图像产生部 39 也能够产生将彩色多普勒图像重叠于谐波图像或者校正谐波图像的规定区域而得到的多普勒重叠图像。

[0076] (规定区域决定功能)

[0077] 所谓规定区域决定功能是指根据从接收信号提取出的谐波信号和基波信号,决定与被扫描区域中的自主回声相关的区域的功能。以下,说明与规定区域决定功能相关的处理(以下,称为规定区域决定处理)。

[0078] 图 9 是表示规定区域决定处理的流程的流程图。

[0079] 从由发送接收部 21 产生的接收信号,提取谐波信号和基波信号。根据谐波信号,产生谐波帧数据。根据基波信号,产生基波帧数据。对谐波帧数据和基波帧数据分别执行滤波器处理,分别产生第 1、第 2 帧数据(步骤 Sb1)。

[0080] 使用第 1 帧数据中的多个振幅值来计算第 1 平均值(步骤 Sb2)。使用第 2 帧数据中的多个振幅值来计算第 2 平均值(步骤 Sb3)。产生利用第 1 平均值对第 1 帧数据进行了标准化的第 1 标准化帧数据和利用第 2 平均值对第 2 帧数据进行了标准化的第 2 标准化帧数据(步骤 Sb4)。产生包括从第 1 标准化帧数据中的振幅值减去了第 2 标准化帧数据中的振幅值而得到的第 1 差分值的第 3 帧数据(步骤 Sb5)。根据第 3 帧数据中的各个第 1 差分

值和规定的阈值,决定被扫描区域中的规定区域(步骤 Sb6)。

[0081] 在规定区域中,计算从谐波帧数据中的振幅值减去了第 3 帧数据的第 1 差分值得到的第 2 差分值(步骤 Sb7)。产生将规定区域内的谐波帧数据中的振幅值变更为第 2 差分值的校正谐波帧数据(步骤 Sb8)。根据校正谐波帧数据,产生校正谐波图像(步骤 Sb9)。

[0082] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0083] 根据本超声波诊断装置 1,对谐波信号和基波信号,为了除去散斑噪音等的噪音而施加了滤波器。接着,为了降低与谐波信号和基波信号中的构造物相关的振幅差,对执行了滤波的谐波信号和基波信号,利用各自的振幅的平均值进行标准化。通过使用标准化的谐波信号和标准化的基波信号,能够导出基于自主回声的振幅值的增量。由此,能够决定自主回声所存在的区域。此外,通过从所决定区域中的谐波信号减去基于自主回声的振幅值的增量,能够产生降低了自主回声的影响的超声波图像。由此,根据本超声波诊断装置 1,在谐波图像等的 B 模式图像中,例如,提高心脏的瓣膜的活动的视觉确认性以及心脏的内膜等构造物的视觉确认性。此外,也能够产生使彩色多普勒图像重叠于谐波图像或者校正谐波图像的规定区域而得到的多普勒重叠图像。由此,将能够使彩色多普勒图像重叠于本来的血流部分。由此,将能够使在本来的血流部分显示彩色多普勒图像。

[0084] 另外,作为上述实施方式的变形例,当由医用图像处理装置来实现本超声波诊断装置 1 的技术思想时,成为例如具有图 7 的结构图中的虚线内的构成要素的例子。此时,规定区域决定中的各处理除了步骤 Sb1 中的处理变为从存储部 31 读出第 1、第 2 帧数据以外,与第 2 实施方式都相同。此外,各实施方式所涉及的各项能够通过将该执行的程序安装于工作站等的计算机,能够通过将其在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序能够保存于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质并分发。

[0085] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意味着限定本发明的范围。这些新的实施方式能够以其他的各种形态进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或要旨内,并且包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

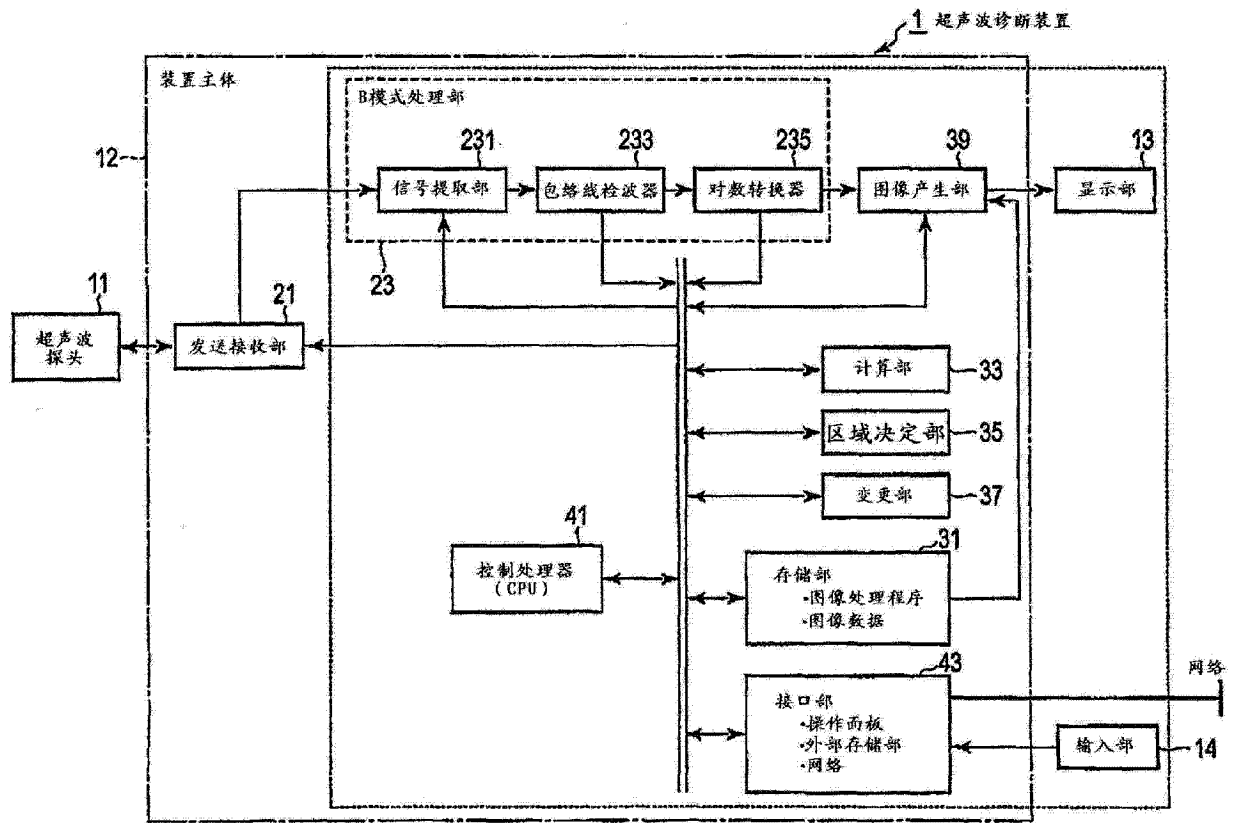


图 1

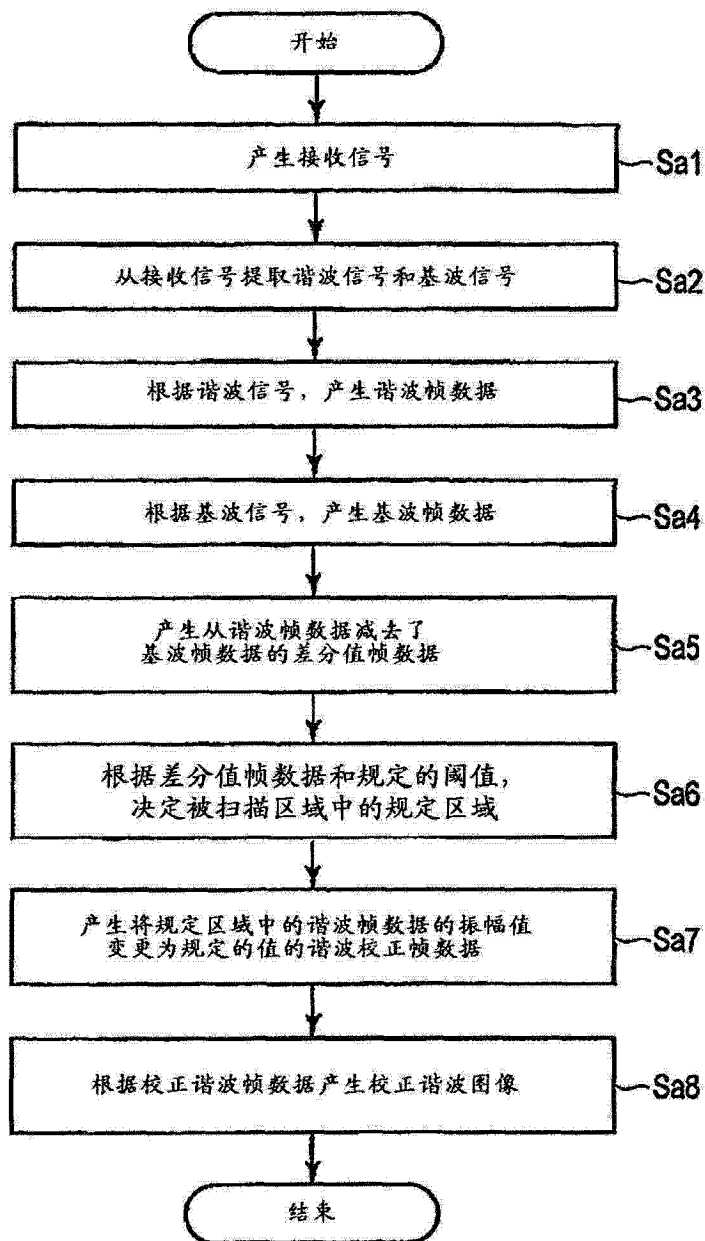


图 2

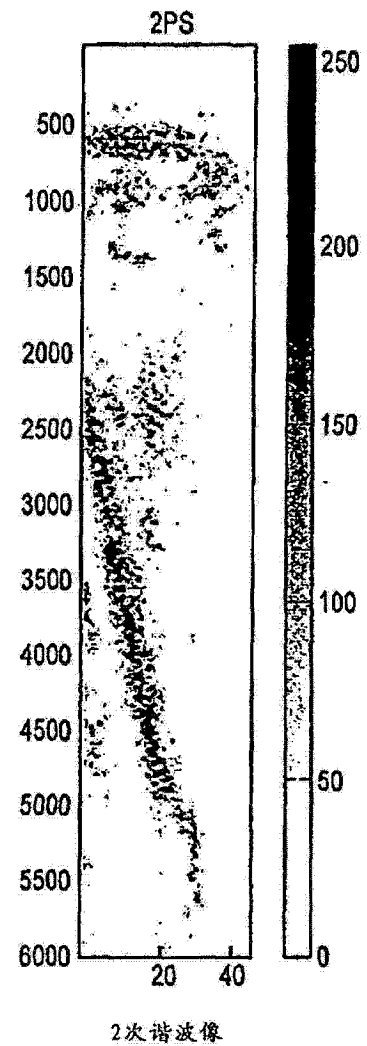


图 3

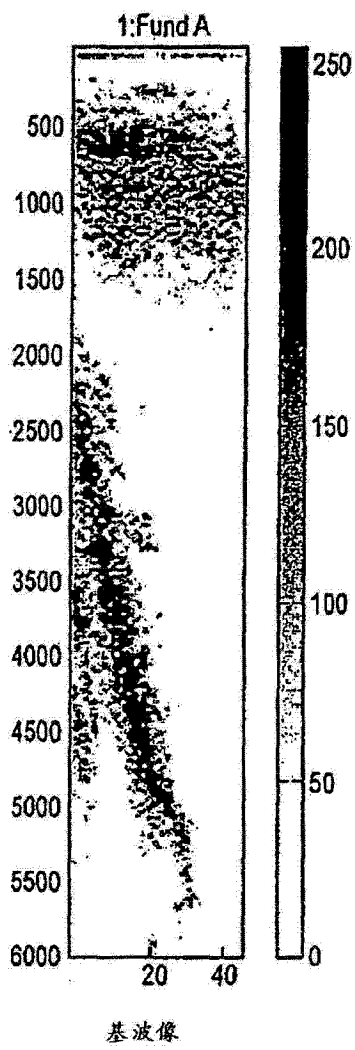


图 4

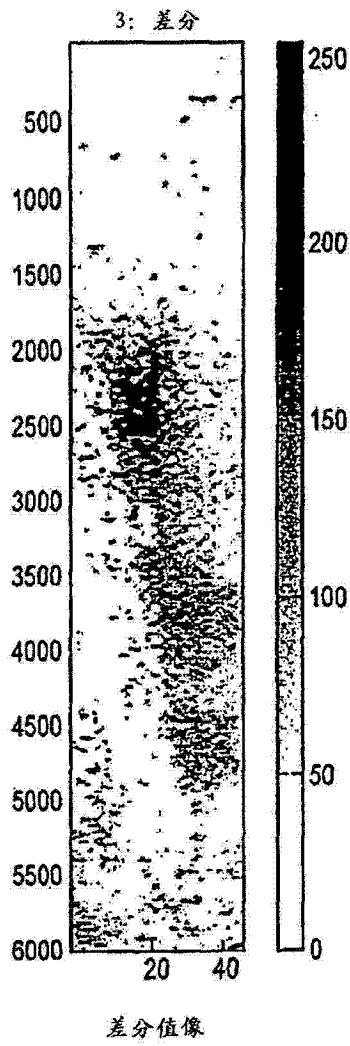


图 5

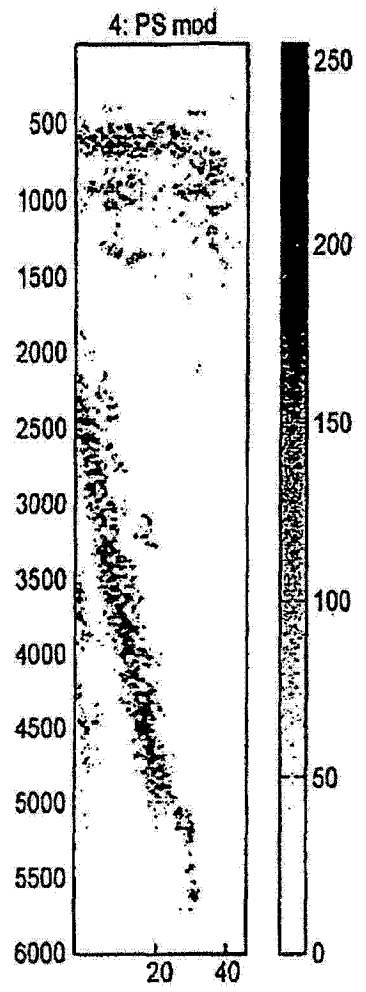


图 6

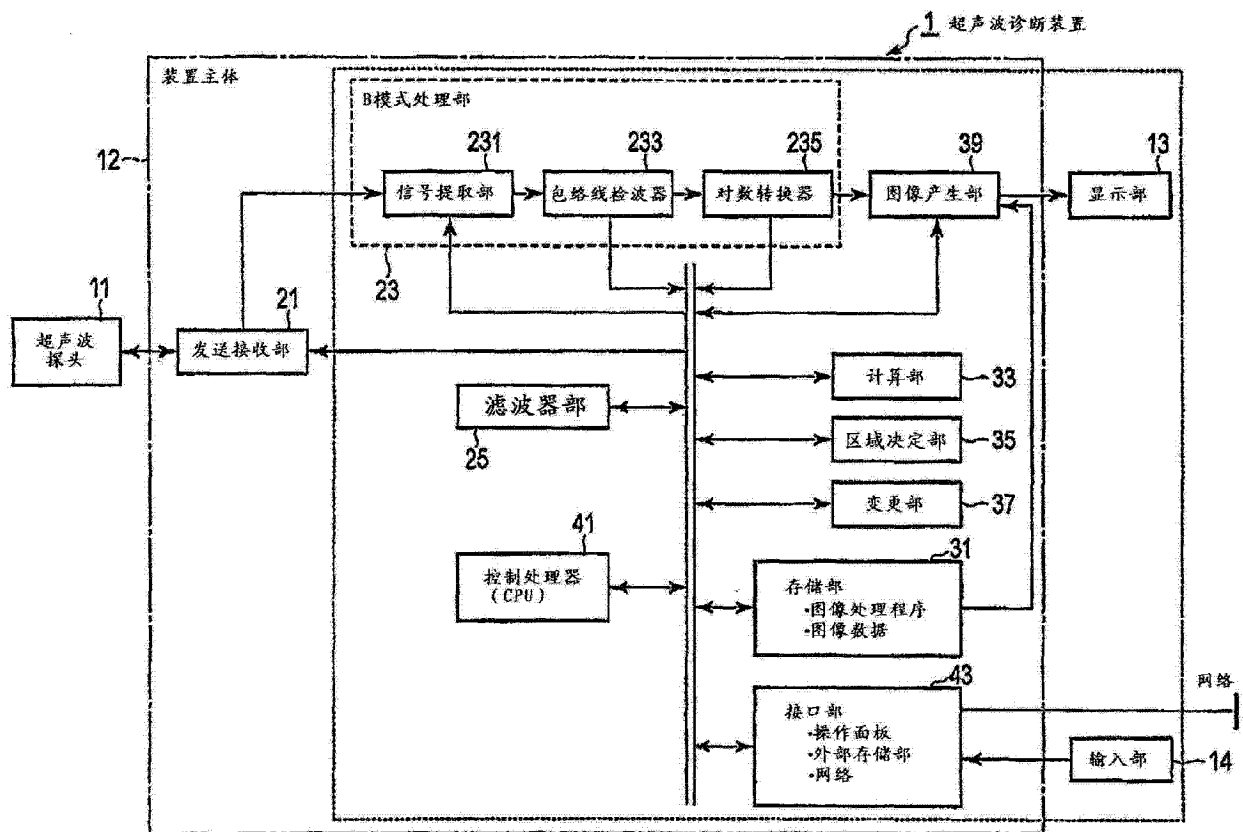


图 7

	标准化的 基波信号的振幅: f	标准化的 谐波信号的振幅: h	差分的顺序	
			$h-f$	$f-h$
自主回声	小	大	正	负
构造物回波	大	小	负	正

图 8

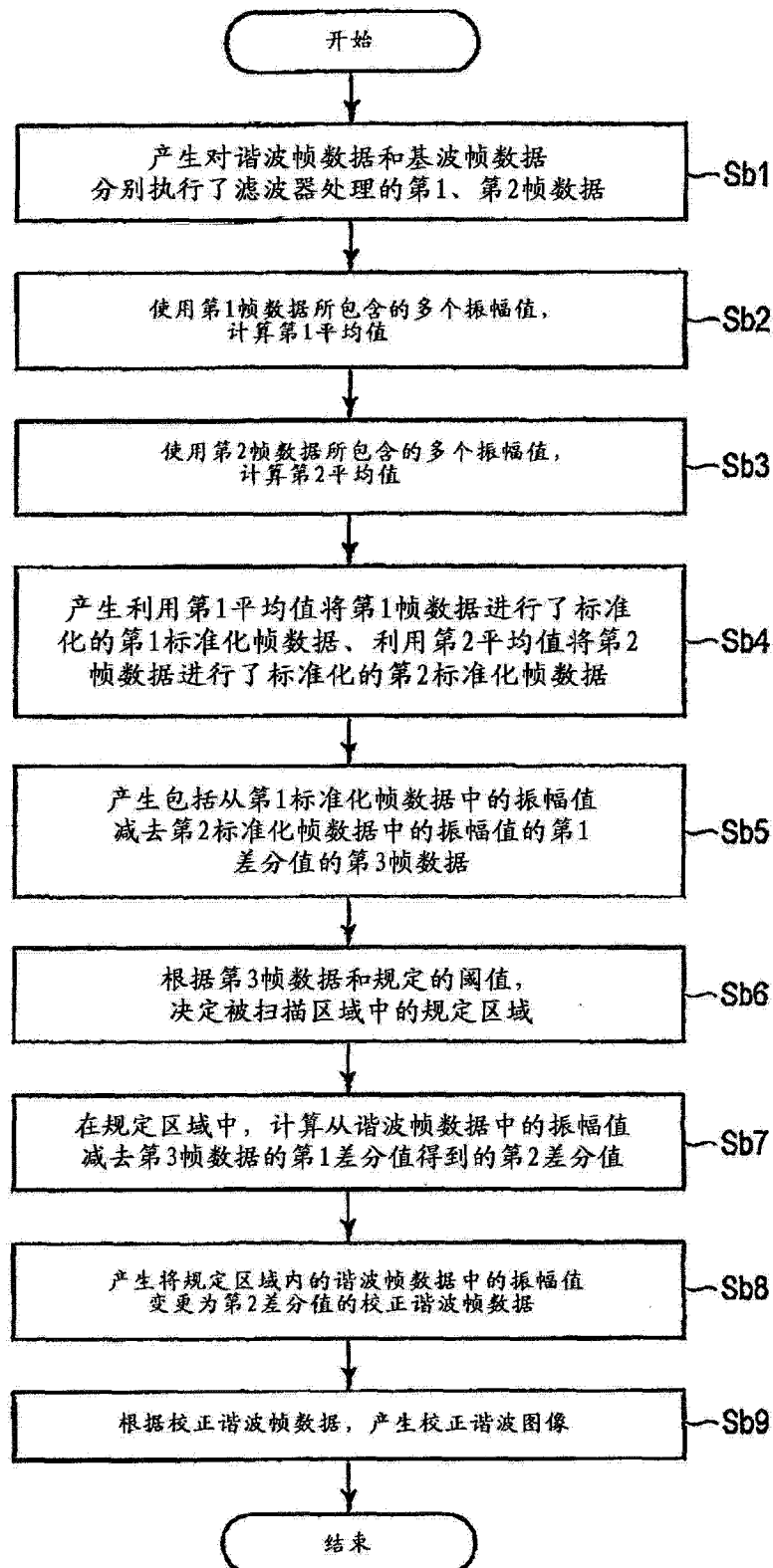


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN102958449B	公开(公告)日	2015-01-21
申请号	CN201280000628.0	申请日	2012-05-31
[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	鷺见笃司 柴田千寻		
发明人	鷺见笃司 柴田千寻		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/145 G01S15/8979 G01S7/52077 A61B8/4488 G01S7/52038 A61B8/5207		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2011126733 2011-06-06 JP		
其他公开文献	CN102958449A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

特征在于具备：超声波探头，具有多个振子；发送接收部，分别对振子供给驱动信号，并根据回波信号产生接收信号；信号提取部，从接收信号提取谐波信号和基波信号；计算部，根据与谐波信号的振幅对应的值和与基波信号的振幅对应的值来计算特征量；区域决定部，根据特征量与规定的阈值来决定被扫描区域中的规定区域；变更部，变更规定区域中的与谐波信号的振幅对应的值；图像产生部，根据包含具有与变更后的谐波信号的振幅对应的值的规定区域在内的被扫描区域中的谐波信号，产生校正谐波图像。

