



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104644210 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201410594358. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 10. 29

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-239077 2013. 11. 19 JP

(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 深泽雄志 川岸哲也 挂江明弘

平间信

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

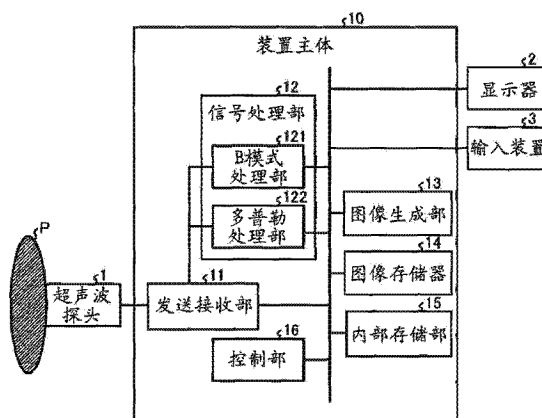
权利要求书3页 说明书28页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法，避免深部分辨率的劣化。实施方式的超声波诊断装置具备发送接收部、信号处理部、以及图像生成部。发送接收部通过各扫描线发送包含以第1相位发送的包含至少一个频率分量的第1超声波脉冲、以及与上述第1相位相差180度的第2相位发送的包含上述频率分量的第2超声波脉冲、以及以与上述第1相位以及第2相位相差90度的第3相位发送的包含上述频率分量的第3超声波脉冲的至少3个超声波脉冲，并生成与上述至少3个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。信号处理部合成上述多个接收信号生成合成信号。图像生成部根据上述合成信号生成超声波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送接收部,通过各扫描线发送至少 3 个超声波脉冲,并生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号,上述至少 3 个超声波脉冲包括:以第 1 相位发送的包含至少一个频率分量的第 1 超声波脉冲;以与上述第 1 相位相差 180 度的第 2 相位发送的包含上述频率分量的第 2 超声波脉冲;和以与上述第 1 相位以及第 2 相位相差 90 度的第 3 相位发送的包含上述频率分量的第 3 超声波脉冲;

信号处理部,合成上述多个接收信号来生成合成信号;以及

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

2. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送接收部,通过各扫描线发送至少 4 个超声波脉冲,并生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号,上述至少 4 个超声波脉冲包括:以第 1 相位发送的包含第 1 频率分量的第 1 超声波脉冲;以与上述第 1 相位相差 180 度的第 2 相位发送的包含上述第 1 频率分量的第 2 超声波脉冲;以与上述第 1 相位以及第 2 相位相差 90 度的第 3 相位发送的包含第 2 频率分量的第 3 超声波脉冲;和以与上述第 3 相位相差 180 度的第 4 相位发送的包含上述第 2 频率分量的第 4 超声波脉冲;

信号处理部,合成上述多个接收信号来生成合成信号;以及

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

3. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送接收部,通过各扫描线发送至少 6 个超声波脉冲,并生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号,上述至少 6 个超声波脉冲包括:以第 1 相位发送的包含至少 1 个频率分量的第 1 超声波脉冲;以与上述第 1 相位不同的第 2 相位发送的包含上述频率分量的第 2 超声波脉冲;以与上述第 1 相位以及上述第 2 相位不同的第 3 相位发送的包含上述频率分量的第 3 超声波脉冲;以与上述第 1 相位相差 90 度的第 4 相位发送的包含上述频率分量的第 4 超声波脉冲;以与上述第 2 相位相差 90 度的第 5 相位发送的包含上述频率分量的第 5 超声波脉冲;以与上述第 3 相位相差 90 度的第 6 相位发送的包含上述频率分量的第 6 超声波脉冲;

信号处理部,合成上述多个接收信号来生成合成信号;以及

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述信号处理部进行从上述多个接收信号中除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述信号处理部进行从上述多个接收信号中除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理。

6. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述信号处理部进行从上述多个接收信号中除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当在各扫描线中发送 4 次以上同一频率的超声波脉冲时,上述发送接收部通过各扫描

线以任意的顺序至少执行一次在第 1 相位下的第 1 发送、在与上述第 1 相位相比较相位相差 180 度的第 2 相位下的第 2 发送、在与上述第 1 相位相比较相位相差 90 度的第 3 相位下的第 3 发送、在与上述第 1 相位相比较相位相差 270 度的第 4 相位下的第 4 发送的 1 组发送，

上述信号处理部在由上述 1 组的发送得到的 4 个接收信号的合成处理中，将对上述第 1 发送的接收信号和上述第 2 发送的接收信号相加得到的加法信号、与对上述第 3 发送的接收信号和上述第 4 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为上述合成信号来生成。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述发送接收部在各扫描线中发送四次以上混合了第 1 频率分量和第 2 频率分量的双频的合成脉冲时，通过各扫描线按照任意的顺序至少执行一次基于设上述第 1 频率分量为第 1 相位且设上述第 2 频率分量为第 2 相位的合成脉冲的第 1 发送、基于设上述第 1 频率分量为与上述第 1 相位相差 180 度的相位且设上述第 2 频率分量为与上述第 2 相位相差 180 度的相位的合成脉冲的第 2 发送、基于设上述第 1 频率分量为与上述第 1 相位相差 90 度的相位且设上述第 2 频率分量为与上述第 2 相位相差 270 度的相位的合成脉冲的第 3 发送、以及基于设上述第 1 频率分量为与上述第 1 相位相差 270 度的相位且设上述第 2 频率分量为与上述第 2 相位相差 90 度的相位的合成脉冲的第 4 发送的 1 组发送，

上述信号处理部在由上述 1 组的发送得到的 4 个接收信号的合成处理中，将对上述第 1 发送的接收信号和上述第 2 发送的接收信号相加得到的加法信号、与对上述第 3 发送的接收信号和上述第 4 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为上述合成信号来生成。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述发送接收部在各扫描线中发送三次以上同一频率的超声波脉冲时，通过各扫描线按照任意的顺序至少执行一次在第 1 相位下的第 1 发送、在与上述第 1 相位相比较相位相差 90 度的第 2 相位下的第 2 发送、在与上述第 1 相位相比较相位相差 180 度的第 3 相位下的第 3 发送的 1 组的发送，

上述信号处理部在由上述 1 组的发送得到的 3 个接收信号的合成处理中，从上述第 1 发送的接收信号中减去上述第 2 发送的接收信号，对该相减得到的信号加上使上述第 2 发送的接收信号旋转 90 度相位后的信号，将从该相加得到的信号中减去使上述第 3 发送的接收信号旋转 90 度相位后的信号得到的信号作为上述合成信号来生成。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像生成部使用对上述合成信号进行滤波处理得到的信号，生成上述超声波图像数据。

11. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像生成部使用对上述合成信号进行滤波处理得到的信号，生成上述超声波图像数据。

12. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像生成部使用对上述合成信号进行滤波处理得到的信号，生成上述超声波图像数据。

13. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送接收部,通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与上述多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号;和

信号处理部,通过除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理来根据上述多个接收信号生成合成信号。

14. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

取得部,取得通过由各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲而生成的与上述多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号;和

信号处理部,通过除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理来根据上述多个接收信号生成合成信号。

15. 一种图像处理方法,其特征在于,包含:

发送接收部通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与上述多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号,

信号处理部通过除去基本波分量和在二次非线性传播中产生的低频分量的合成处理来根据上述多个接收信号生成合成信号。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 本申请主张 2013 年 11 月 19 日申请的日本专利申请号 2013-239077 的优先权，并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0003] 以往，组织谐波成像 (Tissue Harmonic Imaging :THI) 法作为得到比通常的 B 模式 (mode) 摄影空间分辨率高的 B 模式图像的方法被广泛使用。THI 法是使用接收信号所包含的非线性分量 (例如，2 次谐波分量等谐波分量) 进行映像化的方法。

[0004] 在 THI 法中，例如，进行相位调制 (PM :Phase Modulation) 法、振幅调制 (AM :Amplitude Modulation) 法、组合了 AM 法以及 PM 法的 AMPM 法等各种信号处理法。在 PM 法中，通过各扫描线发送两次使相位反转的同一振幅的超声波，并对由此得到的两个接收信号进行相加。通过该加法处理，得到基本波分量被相抵，且主要剩余在 2 次的非线性传播中产生的 2 次谐波分量的信号。在 PM 法中，使用该信号得到对 2 次谐波分量进行映像化处理的图像。

[0005] 另外，在 THI 法中，使用接收信号所包含的 2 次谐波分量与差音分量的宽频带的谐波分量，进行映像化处理的方法正在实用化。在使用差音分量的映像化法中，在各扫描线中一边使相位反转一边发送两次混合了双频的超声波，即，发送合成中心频率不同的两个基本波的波形的超声波，合成由此得到的两个接收信号。该合成信号成为包含低频率侧的 2 次谐波分量和在 2 次的非线性传播中产生的差音分量的合成谐波信号，成为比由上述的 THI 法得到的信号宽频带的谐振回波 (Harmonic echo)。

[0006] 另外，在 2 次的非线性传播中产生的谐波分量中，除了成为映像化对象的谐波分量 (例如，2 次谐波分量) 之外，还存在以直流为中心的低频分量。低频分量还被称为 0 (零 (zero)) 次谐波分量、DC 谐波分量。在此，例如，如果发送超声波是宽频带，则 0 次谐波分量有时与 2 次谐波分量重合。另外，例如，如果发送超声波是宽频带，则有时 0 次谐波分量与差音分量重合。

[0007] 此时，从发送位置变得越深，则由于频率依存性的衰减的影响，中心频率变低，因此，0 次谐波分量在深部中成为不能忽视的等级 (level)。其结果，图像的深部分辨率劣化。另外，如果通过滤波 (filter) 处理等减少 0 次谐波分量，则会与 2 次谐波分量的低域侧或者差音分量的低域侧一起减少，由于渗透 (penetration) 不足，会成为在深度方向不均匀的图像。

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于，提供一种能够避免深部分辨率的劣化的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备发送接收部、信号处理部、以及图像生成部。发送接收部通过各扫描线发送包含以第 1 相位发送的包含至少一个频率分量的第 1 超声波脉冲 (pulse)、以及与上述第 1 相位相差 180 度的第 2 相位发送的包含上述频率分量的第 2 超声波脉冲、以及以与上述第 1 相位以及第 2 相位相差 90 度的第 3 相位发送的包含上述频率分量的第 3 超声波脉冲的至少 3 个超声波脉冲,并生成与上述至少 3 个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。信号处理部合成上述多个接收信号生成合成信号。图像生成部根据上述合成信号生成超声波图像数据 (data)。

[0010] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够避免深部分辨率的劣化。

附图说明

[0011] 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例的框 (block) 图。

[0012] 图 2 是表示图 1 所示的 B 模式处理部的结构例的框图。

[0013] 图 3A 是用于说明 THI 法的图 (1)。

[0014] 图 3B 是用于说明 THI 法的图 (2)。

[0015] 图 4 是表示在第 1 实施方式中通过第 1 发送得到的接收信号的频谱 (spectrum) 的图。

[0016] 图 5 是表示在第 1 实施方式中通过第 1 发送得到的接收信号与通过第 2 发送得到的接收信号的加法信号的频谱的图。

[0017] 图 6 是表示在第 1 实施方式中得到的合成信号的频谱的图。

[0018] 图 7 是用于说明第 1 实施方式的效果的图。

[0019] 图 8 是用于说明第 4 实施方式的图。

具体实施方式

[0020] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0021] (第 1 实施方式)

[0022] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。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例的框图。如图 1 所示例的那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 (probe) 1、显示器 (monitor) 2、输入装置 3、装置主体 10。

[0023] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收来自被检体 P 的反射波转换成电信号 (反射波信号)。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬 (backing) 材料等。另外,超声波探头 1 自由拆卸地与装置主体 10 连接。

[0024] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面依次反射,反射波由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收,转换成反射波信号。反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,当所发送的超声波脉冲被移动的血流或心脏壁等表面反射时,反射波信号由于多普勒 (Doppler) 效应,依存于对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接收

频移。

[0025] 另外,第1实施方式还能够适用于超声波探头1是对被检体P二维地进行扫描的1D阵列(array)探头、或是对被检体P三维地进行扫描的机械(mechanical)4D探头或2D阵列探头的情况。

[0026] 输入装置3具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触摸指令屏(touch command screen)、脚踏开关(foot switch)、轨迹球(trackball)、操作杆(joy stick)等。输入装置3接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并将接受的各种设定要求向装置主体10传送。

[0027] 显示器2显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置3输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体10中生成的超声波图像数据等。

[0028] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体10是能够根据二维的反射波信号生成二维的超声波图像数据,能够根据三维的反射波信号生成三维的超声波图像数据的装置。其中,第1实施方式还能够适用于装置主体10是二维数据专用的装置的情况。

[0029] 如图1所例示那样,装置主体10具有发送接收部11、信号处理部12、图像生成部13、图像存储器(memory)14、内部存储部15、以及控制部16。

[0030] 发送接收部11根据后述的控制部16的指示,控制超声波探头1进行的超声波发送接收。发送接收部11具有脉冲发生器、发送延迟部、触发发生器(pulsar)等,对超声波探头1供给驱动信号。脉冲发生器以规定的脉冲重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency),重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲(rate pulse)。另外,发送延迟部将从超声波探头1产生的超声波会聚成束(beam)状,且对脉冲发生器所发生的各速率脉冲赋予确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生器以基于速率脉冲的定时(timing),对超声波探头1施加驱动信号(驱动脉冲)。

[0031] 即,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。另外,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,从而控制超声波发送的深度方向中的集束点(发送聚焦(focus))的位置。

[0032] 另外,发送接收部11为了根据后述的控制部16的指示执行规定的扫描序列(scan sequence),具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器(linear amplifier)型的发送电路或者电气地切换多个电源单元(unit)的机构来实现。

[0033] 另外,发送接收部11具有放大器(amplifier)电路、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟电路、加法器、正交检波电路等,对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理生成接收信号(反射波数据)。放大器电路在每个通道(channel)中将反射波信号放大进行增益(gain)校正处理。A/D转换器对增益校正后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟电路对数字数据(digital data)赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对通过接收延迟电路赋予了接收延迟时间的反射波信号进行加法处理。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。并且,正交检波电路将加法器的输出信号转换成基带(baseband)的同相信号(I信号、I:In-phase)和正交信号(Q信号、Q:Quadrature-phase)。并且,正交检波电路将I信号以及Q信号(以下,记作IQ信

号)作为接收信号(反射波数据)保存在未图示的帧缓冲器(frame buffer)中。另外,正交检波电路也可以将加法器的输出信号转换成 RF(Radio Frequency)信号,并保存在未图示的帧缓冲器中。IQ 信号以及 RF 信号成为具有相位信息的接收信号。

[0034] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送二维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 使超声波探头 1 发送三维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0035] 信号处理部 12 是对发送接收部 11 根据反射波信号生成的接收信号(反射波数据),进行各种信号处理的处理部。如图 1 所示,信号处理部 12 具有 B 模式处理部 121 以及多普勒处理部 122。B 模式处理部 121 从发送接收部 11 接收接收信号(反射波数据),进行对数放大处理、包络线检波处理、对数压缩处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据(B 模式数据)。另外,多普勒处理部 122 根据从发送接收部 11 接收到的接收信号(反射波数据)对速度信息进行频率分析,生成针对多点提取出基于多普勒效应的速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。在此,所谓移动体例如是指血流、心壁等组织、造影剂。B 模式处理部 121 或多普勒处理部 122 经由上述的帧缓冲器取得接收信号(反射波数据)。

[0036] 另外,图 1 所示例的 B 模式处理部 121 以及多普勒处理部 122 能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行处理。即,B 模式处理部 121 根据二维的反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 122 根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。图 2 是表示图 1 所示的 B 模式处理部的结构例的框图。

[0037] 在此,如图 2 所示例的那样,B 模式处理部 121 具有合成部 121a 和 B 模式数据生成部 121b。B 模式数据生成部 121b 对于接收信号(反射波数据),进行对数放大处理、包络线检波处理、对数压缩处理等,生成 B 模式数据。当进行通常的 B 模式摄影时,不执行基于合成部 121a 的处理,B 模式数据生成部 121b 根据从发送接收部 11 接收到的接收信号(反射波数据)生成 B 模式数据。

[0038] 另一方面,当进行基于相位调制法(PM:Phase Modulation)、振幅调制法(AM:Amplitude Modulation)、相位振幅调制法(AMPM)的谐波成像(Harmonic Imaging)、或进行基于使用差音分量的映像化法的谐波成像时,B 模式数据生成部 121b 根据合成部 121a 输出的数据(合成信号)生成 B 模式数据。另外,针对合成部 121a 的处理,之后详述。

[0039] 图像生成部 13 根据信号处理部 12(B 模式处理部 121 以及多普勒处理部 122)生成的数据生成超声波图像数据。图像生成部 13 根据 B 模式处理部 121 生成的二维的 B 模式数据生成由亮度来表示反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 13 根据多普勒处理部 122 生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、能量(power)图像数据、或者组合了这些的图像数据。

[0040] 在此,图像生成部 13 一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))成电视(television)等所代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,

生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 13 通过根据超声波探头 1 进行的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,图像生成部 13 除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,进行使用扫描转换后的多个图像帧 (frame),重新生成亮度的平均值图像的图像处理 (平滑化处理)、或在图像内使用微分滤波器 (filter) 的图像处理 (边缘 (edge) 强调处理) 等。另外,图像生成部 13 对超声波图像数据合成各种参数 (parameter) 的文字信息、刻度、体位标记 (body mark) 等。

[0041] B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 13 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据 (Raw Data)。图像生成部 13 根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据,生成显示用的二维超声波图像数据。

[0042] 另外,图像生成部 13 通过对 B 模式处理部 121 生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,来生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 13 通过对多普勒处理部 122 生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。图像生成部 13 将“三维的 B 模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据 (体数据 (volume data))”来生成。

[0043] 另外,为了生成用于将体数据显示于显示器 2 的二维图像数据,图像生成部 13 对于体数据进行各种绘制处理。作为图像生成部 13 进行的绘制 (rendering) 处理,例如,存在进行剖面重建法 (MPR:Multi Planer Reconstruction) 根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外,作为图像生成部 13 进行的绘制处理,例如,存在生成反映三维的信息的二维图像数据的体绘制 (VR:Volume Rendering) 处理。

[0044] 图像存储器 14 是存储图像生成部 13 生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 14 还能够存储 B 模式处理部 121 或多普勒处理部 122 生成的数据。图像存储器 14 所存储的 B 模式数据或多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,或者经由图像生成部 13 成为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 14 还能够存储发送接收部 11 输出的接收信号 (反射波数据)。

[0045] 内部存储部 15 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序 (program)、诊断信息 (例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议 (protocol) 或各种体位标记等各种数据。另外,根据需要,内部存储部 15 还用于保管图像存储器 14 所存储的图像数据。另外,内部存储部 15 存储的数据能够经由未图示的接口 (interface) 向外部装置转送。另外,内部存储部 15 还能够存储从外部装置经由未图示的接口转送的数据。

[0046] 控制部 16 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 16 根据经由输入装置 3 由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部 15 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、信号处理部 12 (B 模式处理部 121 以及多普勒处理部 122) 以及图像生成部 13 的处理。另外,控制部 16 进行控制,以使得将图像存储器 14 或内部存储部 15 所存储的显示用的超声波图像数据显示于显示器 2。

[0047] 另外,内置于装置主体 10 的发送接收部 11 等有时由集成电路等硬件 (hardware) 构成,有时是由软件 (software) 模块 (module) 化处理得到的程序。

[0048] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置例如通过被称为脉冲反转 (Pulse

Inversion) 法的 PM 法来进行组织谐波成像 (Tissue Harmonic Imaging: THI) 法。或者, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置例如通过使用差音分量的映像化法来进行 THI 法。图 3A 以及图 3B 是用于说明 THI 法的图。在图 3A 以及图 3B 中, 横轴表示频率 (单位: MHz), 纵轴表示接收信号的强度 (单位: dB)。

[0049] 例如, 发送接收部 11 根据控制部 16 所设定的扫描序列, 一边使相位反转一边通过各扫描线发送两次中心频率为“ f_1 ”的基本波的超声波脉冲。即, 当在一根扫描线中发送两次中心频率为“ f_1 ”的超声波时, 发送接收部 11 使第一次的发送超声波的相位极性与第二次的发送超声波的相位极性反转。由此, 发送接收部 11 在一根扫描线中, 生成两个接收信号。在此, 设通过第一次的发送“+1”得到的接收信号为“ $r(+1)$ ”, 通过第二次的发送“-1”得到的接收信号为“ $r(-1)$ ”。

[0050] 此时, 来自基本波的基本波分量的极性在“ $r(+1)$ ”与“ $r(-1)$ ”中反转。另一方面, 来自中心频率为“ $2f$ ”的 2 次谐波的 2 次谐波分量的极性在“ $r(+1)$ ”和“ $r(-1)$ ”相同。因此, 合成部 121a 将“ $r(+1)$ ”和“ $r(-1)$ ”相加, 生成合成信号。在此, “ $r(+1)$ ”和“ $r(-1)$ ”是具有相位信息的 IQ 信号或 RF 信号, 因此, 合成部 121a 所进行的加法处理成为相关 (coherent) 加法处理。

[0051] 通过该加法处理, 来自中心频率为“ f_1 ”的基本波的基本波分量 (参照图 3A 所示的“ f_1 ”) 被相抵, 来自中心频率为“ $2f_1$ ”的 2 次谐波的 2 次谐波分量 (参照图 3A 所示的“ $2f_1$ ”) 被加倍。即, 合成信号成为除去基本波分量, 主要剩余 2 次谐波分量的谐波信号。B 模式数据生成部 121b 根据合成部 121a 生成的合成信号生成 B 模式数据, 图像生成部 13 根据该 B 模式数据生成超声波图像数据 (B 模式图像数据)。使用谐波分量的映像化成为使用超声波束的中心部分的映像化。另外, 相对于主声束 (main beam), 旁瓣 (side lobe) 的声压低, 因此, 较少发生谐波。因此, 通过上述的方法得到的 B 模式图像数据的方位分辨率高于通常的 B 模式图像数据。

[0052] 但是, 由于谐波分量的带宽窄, 或者通过谐波接收, 深部区域中的“penetration”不足, 因此, 在上述的方法中, 有时不会改善距离分辨率。因此, 近年来, 作为得到方位分辨率以及距离分辨率高的 B 模式图像数据的 THI 法, 使用接收信号所包含的 2 次谐波分量和差音分量进行映像化的方法正在实用化。在使用差音分量的映像化法中, 通过各扫描线一边使相位反转一边发送多次混合中心频率不同的两个基本波而合成的波形的超声波脉冲, 并合成这些接收信号。

[0053] 例如, 设使用差音分量的映像化法所使用的 2 个基本波为中心频率为“ f_1 ”的第 1 基本波和中心频率大于“ f_1 ”的“ f_2 ”的第 2 基本波。发送接收部 11 从超声波探头 1 发送合成第 1 基本波的波形和第 2 基本波的波形得到的合成波形的超声波脉冲。该合成波形是为了产生与 2 次谐波分量具有同一极性的差音分量, 合成调整了相互的相位后的第 1 基本波的波形与第 2 基本波的波形得到的波形。该相位条件由控制部 16 进行调整。以下, 将用于产生与 2 次谐波分量具有同一极性的差音分量的相位条件记作同一极性相位条件。

[0054] 如图 3B 所示, 在基于第 1 基本波与第 2 基本波的合成波形的发送超声波的接收信号中, 包含来自中心频率为“ f_1 ”的第 1 基本波的第 1 基本波分量和来自中心频率为“ f_2 ”的第 2 基本波的第 2 基本波分量。另外, 在接收信号中, 如图 3B 所示, 包含来自中心频率为“ $2f_1$ ”的 2 次谐波的 2 次谐波分量和来自中心频率为“ $2f_2$ ”的 2 次谐波的 2 次谐波分量。

并且,当使用中心频率不同的两个基本波时,在接收信号中,如图 3B 所示,包含来自第 2 基本波与第 1 基本波的差音“ f_2-f_1 ”的差音分量。另外,在图 3B 中没有图示,但在接收信号中,还包含来自第 2 基本波与第 1 基本波的和音“ f_1+f_2 ”的和音分量。

[0055] 在此,发送接收部 11 一边使相位反转一边发送多次(例如,2 次)合成波形的发送超声波。例如,当通过一根扫描线,发送两次合成波形的发送超声波时,发送接收部 11 使第一次的发送超声波的极性与第二次的发送超声波的极性反转。由此,发送接收部 11 通过一根扫描线,生成 2 个反射波数据。在此,设通过第一次的发送“+1”得到的反射波数据为“ $R(+1)$ ”,设通过第二次的发送“-1”得到的反射波数据为“ $R(-1)$ ”。

[0056] 此时,第 1 基本波分量的极性和第 2 基本波分量的极性在“ $R(+1)$ ”和“ $R(-1)$ ”中反转。另一方面,来自 2 次谐波“ $2f_1$ ”的 2 次谐波分量的极性、来自 2 次谐波“ $2f_2$ ”的 2 次谐波分量的极性、以及来自差音“ f_2-f_1 ”的差音分量的极性在“ $R(+1)$ ”和“ $R(-1)$ ”中相同。因此,合成部 121a 对“ $R(+1)$ ”和“ $R(-1)$ ”进行相加(相关加法),生成合成信号。该合成信号成为被除去基本波分量,主要剩余差音分量以及 2 次谐波分量的谐波信号。

[0057] 另外,合成部 121a 通过滤波处理从合成信号(合成数据)中除去来自 2 次谐波“ $2f_2$ ”的 2 次谐波分量。或者,例如,控制部 16 将来自 2 次谐波“ $2f_2$ ”的 2 次谐波分量的频带设定为超声波探头 1 能够接收的频带外。由此,合成部 121a 生成提取出“ f_2-f_1 ”的差音分量和“ $2f_1$ ”的 2 次谐波分量的合成信号(合成谐波信号)。

[0058] 并且,根据合成部 121a 输出的合成数据生成 B 模式数据,图像生成部 13 根据该 B 模式数据生成超声波图像数据(B 模式图像数据)。合成部 121a 所输出的合成数据成为包含低频率侧的 2 次谐波分量和差音分量的合成谐波信号,与通过以往的 THI 法得到的信号相比较成为宽频带的谐振回波。在使用差音分量的映像化法中,通过使用该合成谐波信号进行映像化,从而能够得到空间分辨率(方位分辨率以及距离分辨率)高的 B 模式图像数据。

[0059] 另外,在使用差音分量的映像化法中,“ f_1 ”以及“ f_2 ”的值根据映像化的频带,由控制部 16 进行调整。例如,当设“ $f_1 = f$ ”,进行将“ $2f$ ”作为中心的宽频带的频带的映像化时,“ f_2 ”的值调整为“ $f_2 = 3 \times f$ ”。另外,例如,当设“ $f_1 = f$ ”,进行与“ $2f$ ”相比较将高频侧的频率作为中心的宽频带的频带的映像化时,“ f_2 ”的值被调整为比“ $3 \times f$ ”大的值,例如,被调整为“ $f_2 = 3.5 \times f$ ”。另外,例如,当设“ $f_1 = f$ ”,进行与“ $2f$ ”相比较将低频侧的频率作为中心的宽频带的频带的映像化时,“ f_2 ”的值被调整为比“ $3 \times f$ ”小的值,例如,被调整为“ $f_2 = 2.5 \times f$ ”。

[0060] 另外,在 2 次的非线性传播中产生的谐波分量中,除了成为映像化对象的谐波分量(例如,2 次谐波分量)之外,存在 0(零)次的谐波分量。0 次的谐波分量是以直流为中心的的低域的谐波分量,被称为 DC 谐波分量。即,0 次谐波分量是在二次的非线性传播中产生的低频分量。在图 3A 以及图 3B 中,示意地将 0 次谐波分量表示为“DC”。图 3A 以及图 3B 所示的“DC”在接收信号的非线性分量(谐波分量)中,是与“0 次”的项对应的分量。

[0061] 在此,例如,如果发送超声波是宽频带,则 0 次谐波分量有时与 2 次谐波分量重合。或者,例如,如果发送超声波是宽频带,则 0 次谐波分量有时与差音分量重合。

[0062] 此时,从发送位置变得越深,则由于频率依存性的衰减的影响,中心频率变低,因此,0 次谐波分量在深部中成为不能忽视的等级。其结果,图像的深部分辨率劣化。在此,合

成部 121a 能够通过滤波处理,除去与 0 次谐波分量对应的低频分量。但是,如果通过滤波处理等减少 0 次谐波分量,则与 2 次谐波分量的低域侧或者差音分量的低域侧一起减少,由于渗透不足,会成为深度方向不均匀的图像。

[0063] 因此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置为了避免深部分辨率的劣化,在控制部 16 的控制下,发送接收部 11 以及信号处理部 12(合成部 121a)进行以下说明的处理。

[0064] 即,发送接收部 11 通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,信号处理部 12(合成部 121a)通过除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理,根据多个接收信号生成合成信号。具体而言,发送接收部 11 通过各扫描线发送包含以第 1 相位发送的包含至少 1 个频率分量的第 1 超声波脉冲、以及与第 1 相位相差 180 度的第 2 相位发送的包含上述频率分量的第 2 超声波脉冲、以及以与第 1 相位以及第 2 相位相差 90 度的第 3 相位发送的包含上述频率分量的第 3 超声波脉冲的至少 3 个超声波脉冲。并且,发送接收部 11 生成与上述至少 3 个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,信号处理部 12 的合成部 121a 合成多个接收信号生成合成信号。具体而言,合成部 121a 进行从通过上述至少 3 个超声波脉冲的发送的各个得到的多个接收信号中除去基本波分量和作为低频分量的零次谐波分量的合成处理。并且,图像生成部 13 合成多个接收信号生成合成信号。具体而言,图像生成部 13 根据使用由各扫描线得到的合成信号由 B 模式数据生成部 121b 生成的 B 模式数据,生成 B 模式图像数据。

[0065] 在第 1 实施方式中,针对用于避免通过使用图 3A 等说明的 PM 法生成的 B 模式图像数据中的深部分辨率的劣化的处理方法进行说明。

[0066] 第 1 实施方式所涉及的发送接收部 11 在各扫描线中发送四次以上同一频率的超声波脉冲。此时,发送接收部 11 通过各扫描线按照任意的顺序,至少执行一次第 1 相位的第 1 发送、与第 1 相位相比较相位相差 180 度的第 2 相位的第 2 发送、与第 1 相位相比较相位相差 90 度的第 3 相位的第 3 发送、以及与第 1 相位相比较相位相差 270 度的第 4 相位的第 4 发送的 1 组(set)发送。

[0067] 并且,第 1 实施方式所涉及的合成部 121a 在通过 1 组发送得到的 4 个接收信号的合成处理中,将对第 1 发送的接收信号和第 2 发送的接收信号进行相加的加法信号、与对第 3 发送的接收信号和第 4 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为合成信号来生成。

[0068] 以下,针对上述的处理的一个例子,使用数式等进行说明。在以下的一个例子中,针对超声波发送按照第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送、第 4 发送的顺序,在同一扫描线上进行 1 组,通过对由该 1 组发送得到的 4 个接收信号进行加减法处理,形成一根接收束(合成信号)的情况进行说明。以下,由“ ϕ (phi)”表示第 1 发送的初始相位。此时,第 2 发送的初始相位成为“ $\phi + \pi$ ”,第 3 发送的初始相位成为“ $\phi + \pi/2$ ”,第 4 发送的初始相位成为“ $\phi - \pi/2$ ”。

[0069] 即,在第 1 发送中发送的超声波脉冲和在第 2 发送中发送的超声波脉冲的相位极性反转。另外,在第 3 发送中发送的超声波脉冲和在第 4 发送中发送的超声波脉冲的相位极性反转。另外,在第 3 发送中发送的超声波脉冲的相位与在第 1 发送中发送的超声波脉冲的相位相比前进 90 度。另外,在第 4 发送中发送的超声波脉冲的相位与在第 2 发送中发

送的超声波脉冲的相位相比前进 90 度。

[0070] 假设由“ $\sin \theta$ ”表示第 1 发送的超声波脉冲,则第 2 发送的超声波脉冲成为“ $-\sin \theta$ ”,第 3 发送的超声波脉冲成为“ $\cos \theta$ ”,第 4 发送的超声波脉冲成为“ $-\cos \theta$ ”。

[0071] 在此,如果设时间为“ t ”,设表示振幅的包络线信号为“ $p(t)$ ”,设作为中心频率的角频率为“ ω ”,则作为发送信号(超声波脉冲)的“ $S_{TX}(t) = p(t)\cos(\omega t + \phi)$ ”通过欧拉(Euler)公式,能够由以下的式(1)表示。另外,式(1)所示的“ j ”表示虚数。

[0072] 【数学公式 1】

[0073]

$$\begin{aligned} S_{TX}(t) &= p(t)\cos(\omega t + \phi) \\ &= \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} \quad \cdots(1) \end{aligned}$$

[0074] 并且,式(1)所示的“ $S_{TX}(t)$ ”是在组织内传播中产生的 2 次的非线性分量的 2 次谐波分量“ $S_H(t) = S_{TX}^2(t) = p^2(t)\cos^2(\omega t + \phi)$ ”通过欧拉公式,能够由以下的式(2)表示。

[0075] 【数学公式 2】

[0076]

$$\begin{aligned} S_H(t) &= S_{TX}^2(t) = p^2(t)\cos^2(\omega t + \phi) \\ &= \frac{1}{4}p^2(t)\{2 + \exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \\ &= \frac{1}{2}p^2(t) + \frac{1}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \cdots(2) \end{aligned}$$

[0077] 将式(1)所示的基本波和式(2)所示的 2 次的非线性分量相加得到的信号到达被检体 P 的目标(target)并反射。在此,如果设“基本波”对“2 次非线性项”的比为“ α ”,则对基本波和 2 次的非线性分量相加得到的信号由以下的式(3)表示。

[0078] 【数学公式 3】

[0079]

$$S(t) = \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \cdots(3)$$

[0080] 根据控制部 16 的指示,发送接收部 11 根据第 1 初始相位“ ϕ ”进行第一次的发送。并且,发送接收部 11 对于第 1 发送的反射波信号进行放大处理或接收延迟加法处理等,生成输出接收信号“ $S1$ ”。将表示深度方向的时间“ t ”作为参数的接收信号“ $S1(t)$ ”能够由以下的式(4)表示。另外,式(4)表示在发送路径的传播中产生的谐波在接收路径中大致没有衰减,与式(3)等效。

[0081] 【数学公式 4】

[0082]

$$S1(t) = \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \cdots(4)$$

[0083] 信号处理部 12(合成部 121a)将通过接收延迟加法得到的接收信号“ $S1$ ”保存在本装置内的存储器中。图 4 是表示在第 1 实施方式中由第 1 发送得到的接收信号的频谱的

图。在图 4 中,横轴表示频率(单位:MHz),纵轴表示接收信号的强度(单位:dB)。如图 4 所示,接收信号“S1”的频率特性成为基本波分量占支配作用的频谱。

[0084] 接着,根据控制部 16 的指示,发送接收部 11 根据第 2 初始相位“ $\phi + \pi$ ”进行第二次的发送。并且,发送接收部 11 对第 2 发送的反射波信号进行放大处理或接收延迟加法处理等,生成输出接收信号“S2”。接收信号“S2(t)”能够由以下的式(5)表示。

[0085] 【数学公式 5】

[0086]

$$S2(t) = -\frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(5)$$

[0087] 信号处理部 12(合成部 121a)从存储器读出接收信号“S1”,与接收信号“S2”相加。并且,合成部 121a 将加法信号“S1+S2”保存在存储器中。加法信号“S1(t)+S2(t)”能够由以下的式(6)表示。

[0088] 【数学公式 6】

[0089]

$$S1(t) + S2(t) = \alpha \cdot p^2(t) + \frac{\alpha}{2}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(6)$$

[0090] 在此,在式(4)的右边以及式(5)的右边的各个中,第 1 项是基本波分量,第 2 项是 0 次谐波分量(在二次的非线性传播中产生的低频分量),第 3 项是 2 次谐波分量。如式(4)以及式(5)所示,0 次谐波分量能够只由“ α ”和“ $p(t)$ ”表示。

[0091] 另外,式(4)的右边的第 1 项和式(5)的右边的第 1 项的符号相反,式(4)的右边的第 2 项和式(5)的右边的第 2 项的符号相同,式(4)的右边的第 3 项和式(5)的右边的第 3 项的符号相同。从而,如式(6)所示,加法信号“S1(t)+S2(t)”成为基本波分量被相抵,0 次谐波分量以及 2 次谐波分量成为 2 倍的信号。

[0092] 图 5 是表示在第 1 实施方式中由第 1 发送得到的接收信号与由第 2 发送得到的接收信号的加法信号的频谱的图。在图 5 中,横轴表示频率(单位:MHz),纵轴表示接收信号的强度(单位:dB)。如图 5 所示,加法信号“S1+S2”的频率特性成为基本波分量被除去,出现 0 次谐波分量以及 2 次谐波分量的频谱。

[0093] 接着,按照控制部 16 的指示,发送接收部 11 根据第 3 初始相位“ $\phi + \pi/2$ ”进行第 3 次的发送。并且,发送接收部 11 对第 3 发送的反射波信号进行放大处理或接收延迟加法处理等,生成输出接收信号“S3”。接收信号“S3(t)”能够由以下的式(7)表示。

[0094] 【数学公式 7】

[0095]

$$S3(t) = \frac{j}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) - \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) - \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(7)$$

[0096] 信号处理部 12(合成部 121a)从存储器读出加法信号“S1+S2”,将对接收信号“S3”乘以负号的信号和“S1+S2”相加。换言之,合成部 121a 从“S1+S2”中减去“S3”。并且,合成部 121a 将信号“S1+S2-S3”保存在存储器中。

[0097] 最后,按照控制部 16 的指示,发送接收部 11 根据第 4 初始相位“ $\phi - \pi/2$ ”进行第 4 次的发送。并且,发送接收部 11 对第 4 发送的反射波信号进行放大处理或接收延迟加法处理等,生成输出接收信号“S4”。接收信号“S4(t)”能够由以下的式(8)表示。

[0098] 【数学公式 8】

[0099]

$$S4(t) = -\frac{j}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) - \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) - \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots (8)$$

[0100] 信号处理部 12(合成部 121a)从存储器读出信号“S1+S2-S3”,将对接收信号“S4”乘以负号(minus)的信号和“S1+S2-S3”相加。换言之,合成部 121a 从“S1+S2-S3”中减去“S4”。并且,合成部 121a 将信号“S1+S2-S3-S4”,即,信号“S1+S2-(S3+S4)”作为合成信号。使用表示深度方向的时间“t”,信号“S1(t)+S2(t)-S3(t)-S4(t)”能够由以下的式(9)表示。

[0101] 【数学公式 9】

[0102]

$$\begin{aligned} S1(t)+S2(t)-S3(t)-S4(t) &= \alpha \cdot p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \\ &= 2\alpha \cdot p^2(t)\cos(2\omega t + 2\phi) \quad \dots (9) \end{aligned}$$

[0103] 在此,分别在式(7)的右边以及式(8)的右边,第1项是基本波分量,第2项是0次谐波分量,第3项是2次谐波分量。另外,式(7)的右边的第1项与式(8)的右边的第1项的符号相反,式(7)的右边的第2项与式(8)的右边的第2项的符号相同,式(7)的右边的第3项与式(8)的右边的第3项的符号相同。从而,信号“S3(t)+S4(t)”成为基本波分量被相抵,0次谐波分量以及2次谐波分量成为2倍的信号。

[0104] 另外,“S1+S2”的0次谐波分量的符号和“S3+S4”的0次谐波分量的符号相同。另一方面,“S1+S2”的2次谐波分量的符号和“S3+S4”的2次谐波分量的符号相反。从而,当进行“S1+S2-(S3+S4)”的合成处理时,如式(9)所示,除了基本波分量之外,0次谐波分量相抵,能够只提取2次谐波分量。换言之,“S1+S2-(S3+S4)”成为对4个接收信号所包含的2次谐波分量进行相加的信号。例如,“S1+S2-(S3+S4)”成为将“S1”所包含的2次谐波分量放大到4倍的强度的信号。

[0105] 图6是表示在第1实施方式中得到的合成信号的频谱的图。在图6中,横轴表示频率(单位:MHz),纵轴表示接收信号的强度(单位:dB)。如图6所示,信号“S1+S2-S3-S4”的频率特性成为除去0次谐波分量,放大2次谐波分量的频谱。

[0106] 发送接收部 11 在形成 1 帧相应(或者,1 容积相应)的扫描范围的各扫描线中,进行一次上述的 1 组的 4 次发送。并且,合成部 121a 在各扫描线生成发送接收部 11 所生成输出的 4 个接收信号(S1、S2、S3、S4)的合成信号“S1+S2-S3-S4”。并且,B 模式数据生成部 121b 对于合成部 121a 输出的各扫描线的合成信号“S1+S2-S3-S4”,进行包络线检波处理、对数压缩处理等,生成 1 帧相应(或者,1 容积相应)的 B 模式数据。

[0107] 并且,图像生成部 13 根据该 B 模式数据,生成 B 模式图像数据,显示器 2 通过控制部 16 的控制,生成 B 模式图像数据。由此,基本波分量以及 0 次谐波分量被相抵,得到根据只放大 2 次谐波分量的信号形成的图像。图 7 是用于说明第 1 实施方式的效果的图。

[0108] 图 7 的左图所示的图像数据 100 表示通过以往的 PM 法生成的 B 模式图像数据。例如,图 7 的左图所示的图像数据 100 表示通过由各扫描线进行上述的第 1 发送和第 2 发送而生成的 B 模式图像数据。另外,图 7 的右图所示的图像数据 200 表示通过上述的 4 次发送生成的 B 模式图像数据。如图 7 所示,在图像数据 100 中,在深部区域中,产生由于作为

在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量而造成的伪影 (artifact) 降低了深部分辨率。另一方面,如图 7 所示,在图像数据 200 中,深部区域中的伪影消失,深部分辨率提高。

[0109] 如上所述,在第 1 实施方式中,当进行使用 PM 法的 THI 法时,在一根扫描线中,例如,在映像化处理中使用取使正弦波的超声波脉冲相位反转发送 2 次得到的接收信号的加法信号、与使余弦波的超声波脉冲相位反转发送 2 次得到的接收信号的加法信号的差分得到的合成信号。根据上述的发送波形的控制,合成信号成为基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量被相抵,只放大 2 次谐波分量得到的信号。从而,在第 1 实施方式中,能够避免通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[0110] 另在,在上述中,设第一次至第 4 次的发送的初始相位分别为“ ϕ 、 $\phi + \pi$ 、 $\phi + \pi/2$ 、 $\phi - \pi/2$ ”,但该发送的顺序没有限制,只要遵守各相位的关系以及加减法处理的关系,则发送的顺序能够变更为任意的顺序。另外,在上述中,针对通过各扫描线执行一次第 1 发送~第 4 发送的 1 组的情况进行了说明。但是,本实施方式也可以是通过各扫描线执行多组第 1 发送~第 4 发送的 1 组的情况。即使通过各扫描线执行多组第 1 发送~第 4 发送的 1 组,在第 1 实施方式中,也能够避免通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[0111] (第 2 实施方式)

[0112] 在第 2 实施方式中,针对用于避免通过使用差音分量的 THI 法得到的图像数据的深部分辨率的劣化的处理进行说明。

[0113] 第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置与图 1 或图 2 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成。另外,在第 2 实施方式中,发送接收部 11 也通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,信号处理部 12(合成部 121a)通过除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理,根据多个接收信号生成合成信号。其中,在第 2 实施方式中,发送接收部 11 以及信号处理部 12 进行以下的处理。

[0114] 即,第 2 实施方式所涉及的发送接收部 11 在各扫描线中发送 4 次以上混合了第 1 频率分量(第 1 频率的第 1 超声波脉冲)和第 2 频率分量(第 2 频率的第 2 超声波脉冲)的双频的合成脉冲。此时,发送接收部 11 通过各扫描线以任意的顺序至少执行一次以下说明的“第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送、第 4 发送的 1 组发送”。

[0115] 第 2 实施方式所涉及的第 1 发送是基于将第 1 频率分量作为第 1 相位,将第 2 频率分量作为第 2 相位的合成脉冲的发送。另外,第 2 实施方式所涉及的第 2 发送是基于设第 1 频率分量为与第 1 相位相差 180 度的相位,设第 2 频率分量为与第 2 相位相差 180 度的相位的合成脉冲的发送。

[0116] 另外,第 2 实施方式所涉及的第 3 发送是基于设第 1 频率分量为与第 1 相位相差 90 度的相位,设第 2 频率分量是与第 2 相位相差 270 度的相位的合成脉冲的发送。另外,第 2 实施方式所涉及的第 4 发送是基于设第 1 频率分量为与第 1 相位相差 270 度的相位,设第 2 频率分量为与第 2 相位相差 90 度的相位的合成脉冲的发送。

[0117] 并且,第 2 实施方式所涉及的信号处理部 12(合成部 121a)在由上述 1 组的发送

得到的四个接收信号的合成处理中,将对第 1 发送的接收信号和第 2 发送的接收信号相加得到的加法信号、与对第 3 发送的接收信号和第 4 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为合成信号来生成。该合成处理成为除去基本波分量和作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量的合成处理。并且,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号生成超声波图像数据。具体而言,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号根据 B 模式数据生成部 121b 生成的 B 模式数据,生成 B 模式图像数据。

[0118] 以下,针对上述的处理的一个例子,使用数式进行说明。在以下的一个例子中,针对混合了双频(角频率“ ω_0 ”的单频以及角频率“ ω_1 ”的单频)的超声波脉冲(合成脉冲)的超声波发送按照第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送的第 4 发送顺序,在同一扫描线上进行 1 组,通过对由该一组的发送得到的四个接收信号进行加减法处理,从而形成一根接收束(合成信号)的情况进行说明。以下,由“ ϕ_0 ”表示以“ ω_0 ”设定的第 1 发送信号的初始相位,由“ ϕ_1 ”表示以“ ω_1 ”设定的第 2 发送信号的初始相位。(ϕ_0 、 ϕ_1) 根据用于产生与 2 次谐波分量具有同一极性的差音分量的相位条件来设定。

[0119] 此时,在第 1 发送中发送将 (ω_0 、 ω_1) 的初始相位以 (ϕ_0 、 ϕ_1) 混合的超声波脉冲,在第 2 发送中发送将 (ω_0 、 ω_1) 的初始相位以 ($\phi_0 + \pi$ 、 $\phi_1 + \pi$) 混合的超声波脉冲。另外,在第 3 发送中发送将 (ω_0 、 ω_1) 的初始相位以 ($\phi_0 + \pi/2$ 、 $\phi_1 - \pi/2$) 混合的超声波脉冲,在第 4 发送中发送将 (ω_0 、 ω_1) 的初始相位以 ($\phi_0 - \pi/2$ 、 $\phi_1 + \pi/2$) 混合的超声波脉冲。

[0120] 在此,如果设时间为“ t ”,表示作为中心频率的角频率“ ω_0 ”的单频的振幅的包络线信号为“ $p_0(t)$ ”,表示作为中心频率的角频率“ ω_1 ”的单频的振幅的包络线信号为“ $p_1(t)$ ”,则将两个单频信号以初始相位 (ϕ_0 、 ϕ_1) 混合相加的发送信号“ $S_{TX}(t)$ ”能够由以下的式 (10) 表示。

[0121] 【数学公式 10】

[0122]

$$S_{TX}(t) = p_0(t)\cos(\omega_0 t + \phi_0) + p_1(t)\cos(\omega_1 t + \phi_1) \quad \cdots (10)$$

[0123] 在此,在式 (10) 中,如果设“ $\omega_0 t + \phi_0$ ”为“ θ_0 ”,设“ $\omega_1 t + \phi_1$ ”为“ θ_1 ”,则第 1 发送的超声波脉冲的发送波形成为“ $p_0(t)\cos \theta_0 + p_1(t)\cos \theta_1$ ”。另外,由于初始相位成为 ($\phi_0 + \pi$ 、 $\phi_1 + \pi$),因此,第 2 发送的超声波脉冲的发送波形成为“ $-(p_0(t)\cos \theta_0 + p_1(t)\cos \theta_1)$ ”。另外,由于初始相位成为 ($\phi_0 + \pi/2$ 、 $\phi_1 - \pi/2$),因此,第 3 发送的超声波脉冲的发送波形成为“ $-p_0(t)\sin \theta_0 + p_1(t)\sin \theta_1$ ”。另外,由于初始相位成为 ($\phi_0 - \pi/2$ 、 $\phi_1 + \pi/2$),因此,第 4 发送的超声波脉冲的发送波形成为“ $p_0(t)\sin \theta_0 - p_1(t)\sin \theta_1$ ”(= “ $-(p_0(t)\sin \theta_0 + p_1(t)\sin \theta_1)$ ”)。即,第 1 发送的超声波脉冲与第 2 发送的超声波脉冲是相同的发送波形,但相位极性反转。另外,第 3 发送的超声波脉冲与第 4 发送的超声波脉冲是相同的发送波形,但相位极性反转。

[0124] 并且,式 (10) 所示的“ $S_{TX}(t)$ ”是在组织内传播中产生的 2 次的非线性分量的 2 次谐波分量“ $S_H(t) = S_{TX}^2(t)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式 (11) 表示。另外,式 (11) 所示的“ j ”表示虚数。

[0125] 【数学公式 11】

[0126]

$$\begin{aligned}
S_H(t) &= S_{TX}^2(t) = \{p_0(t)\cos(\omega_0 t + \varphi_0) + p_1(t)\cos(\omega_1 t + \varphi_1)\}^2 \\
&= \frac{1}{2}p_0^2(t) + \frac{1}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_1^2(t) + \frac{1}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\}\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
&= \frac{1}{2}p_0^2(t) + \frac{1}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_1^2(t) + \frac{1}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j2(\omega_1 + \omega_0)t + j2(\varphi_1 + \varphi_0)) + \exp(-j(\omega_1 + \omega_0)2t - j2(\varphi_1 + \varphi_0))\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j2(\omega_1 - \omega_0)t + j2(\varphi_1 - \varphi_0)) + \exp(-j(\omega_1 - \omega_0)2t - j2(\varphi_1 - \varphi_0))\} \quad \dots(11)
\end{aligned}$$

[0127] 在此,在式(11)的右边,第1项是“ ω_0 ”的0次谐波分量,第2项是“ ω_0 ”的2次谐波分量。另外,在式(11)的右边,第3项是“ ω_1 ”的0次谐波分量,第4项是“ ω_1 ”的2次谐波分量。另外,在式(11)的右边,第5项是“ ω_0 ”与“ ω_1 ”的和音分量(和频率分量),第6项是“ ω_0 ”与“ ω_1 ”的差音分量(差频率分量)。

[0128] 对式(10)所示的基本波和式(11)所示的2次的非线性分量进行相加的信号到达被检体P的目标并反射。在此,如果设“基本波”对“2次非线性项”的比为“ α ”,则对基本波和2次的非线性分量相加得到的信号由以下的式(12)表示。

[0129] 【数学公式 12】

[0130]

$$\begin{aligned}
S(t) &= \frac{1}{2}p_0(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\varphi_0) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi_0)\} \\
&\quad + \frac{1}{2}p_1(t)\{\exp(j\omega_1 t + j\varphi_1) + \exp(-j\omega_1 t - j\varphi_1)\} \\
&\quad + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
&\quad + \frac{\alpha}{2}p_1^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
&\quad + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)) + \exp(-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0))\} \\
&\quad + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j(\omega_1 - \omega_0)t + j(\varphi_1 - \varphi_0)) + \exp(-j(\omega_1 - \omega_0)t - j(\varphi_1 - \varphi_0))\} \quad \dots(12)
\end{aligned}$$

[0131] 根据控制部16的指示,发送接收部11进行设(ω_0 、 ω_1)的初始相位为(φ_0 、 φ_1)的第一次发送。并且,发送接收部11对第1发送的反射波信号进行放大处理或接收延迟加法处理等,生成输出接收信号“S1”。将表示深度方向的时间“t”作为参数的接收信号“S1(t)”能够由以下的式(13)表示。

[0132] 【数学公式 13】

[0133]

$$\begin{aligned}
S1(t) = & \frac{1}{2}p_0(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\varphi_0) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi_0)\} \\
& + \frac{1}{2}p_1(t)\{\exp(j\omega_1 t + j\varphi_1) + \exp(-j\omega_1 t - j\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_1^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0)\}\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 - \omega_0)t + j(\varphi_1 - \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 - \omega_0)t - j(\varphi_1 - \varphi_0)\}\} \quad \dots(13)
\end{aligned}$$

[0134] 以下,根据控制部 16 的指示,发送接收部 11 进行设 (ω_0, ω_1) 的初始相位为 $(\varphi_0 + \pi, \varphi_1 + \pi)$ 的第二次发送,生成输出接收信号“S2”。另外,发送接收部 11 进行设 (ω_0, ω_1) 的初始相位为 $(\varphi_0 + \pi/2, \varphi_1 - \pi/2)$ 的第三次发送,生成输出接收信号“S3”。另外,发送接收部 11 进行设 (ω_0, ω_1) 的初始相位为 $(\varphi_0 - \pi/2, \varphi_1 + \pi/2)$ 的第 4 次发送,生成输出接收信号“S4”。

[0135] 接收信号“S2(t)”能够由以下的式 (14) 表示,接收信号“S3(t)”能够由以下的式 (15) 表示,接收信号“S4(t)”能够由以下的式 (16) 表示。

[0136] 【数学公式 14】

[0137]

$$\begin{aligned}
S2(t) = & -\frac{1}{2}p_0(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\varphi_0) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi_0)\} \\
& - \frac{1}{2}p_1(t)\{\exp(j\omega_1 t + j\varphi_1) + \exp(-j\omega_1 t - j\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_1^2(t) + \frac{\alpha}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0)\}\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 - \omega_0)t + j(\varphi_1 - \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 - \omega_0)t - j(\varphi_1 - \varphi_0)\}\} \quad \dots(14)
\end{aligned}$$

[0138] 【数学公式 15】

[0139]

$$\begin{aligned}
S3(t) = & \frac{j}{2}p_0(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\varphi_0) - \exp(-j\omega_0 t - j\varphi_0)\} \\
& - \frac{j}{2}p_1(t)\{\exp(j\omega_1 t + j\varphi_1) - \exp(-j\omega_1 t - j\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t) - \frac{\alpha}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_1^2(t) - \frac{\alpha}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0)\}\} \\
& - \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp\{j(\omega_1 - \omega_0)t + j(\varphi_1 - \varphi_0)\} + \exp\{-j(\omega_1 - \omega_0)t - j(\varphi_1 - \varphi_0)\}\} \quad \dots(15)
\end{aligned}$$

[0140] 【数学公式 16】

[0141]

$$\begin{aligned}
S4(t) = & -\frac{j}{2}p_0(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\varphi_0) - \exp(-j\omega_0 t - j\varphi_0)\} \\
& + \frac{j}{2}p_1(t)\{\exp(j\omega_1 t + j\varphi_1) - \exp(-j\omega_1 t - j\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t) - \frac{\alpha}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_1^2(t) - \frac{\alpha}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
& + \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp[j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)] + \exp\{-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0)\}\} \\
& - \frac{\alpha}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp[j(\omega_1 - \omega_0)t + j(\varphi_1 - \varphi_0)] + \exp\{-j(\omega_1 - \omega_0)t - j(\varphi_1 - \varphi_0)\}\} \quad \dots (16)
\end{aligned}$$

[0142] 信号处理部 12(合成部 121a) 进行“S1+S2-S3-S4”的运算处理,生成合成信号。即,合成部 121a 进行“S1+S2-(S3+S4)”的运算处理。将表示深度方向的时间“t”作为参数的合成信号“S1(t)+S2(t)-S3(t)-S4(t)”能够由以下的式 (17) 表示。

[0143] 【数学公式 17】

[0144]

$$\begin{aligned}
S1(t) + S2(t) - S3(t) - S4(t) = & \alpha p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\varphi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi_0)\} \\
& + \alpha p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\varphi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\varphi_1)\} \\
& + 2\alpha p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp[j(\omega_1 + \omega_0)t + j(\varphi_1 + \varphi_0)] + \exp\{-j(\omega_1 + \omega_0)t - j(\varphi_1 + \varphi_0)\}\} \\
& = 2\alpha p_0^2(t)\cos(2\omega_0 t + \varphi_0) + 2\alpha p_1^2(t)\cos(2\omega_1 t + \varphi_1) + 4\alpha p_0^2 p_1^2 \cos\{(\omega_1 - \omega_0)t + (\varphi_1 - \varphi_0)\} \quad \dots (17)
\end{aligned}$$

[0145] 在式 (17) 所示的合成信号中,除去基本波分量、0 次谐波分量、“ ω_0 ”以及“ ω_1 ”的和音分量(和频率分量)。并且,在式 (17) 所示的合成信号中,增强并保留“ ω_0 ”的 2 次谐波分量(第 1 项)、“ ω_1 ”的 2 次谐波分量(第 2 项)、“ ω_0 ”以及“ ω_1 ”的差音分量(第 3 项)。另外,当“ $\omega_0 < \omega_1$ ”,“ ω_1 ”的 2 次谐波分量有时被设定为超声波探头 1 的可接收频带外。或者,“ ω_1 ”的 2 次谐波分量有时通过滤波处理除去。

[0146] 发送接收部 11 在形成 1 帧相应(或者,1 容积相应)的扫描范围的各扫描线中,进行一次上述的 1 组的 4 次发送。并且,合成部 121a 通过各扫描线生成发送接收部 11 所生成输出的 4 个接收信号(S1、S2、S3、S4)的合成信号“S1+S2-S3-S4”。并且,B 模式数据生成部 121b 对于合成部 121a 输出的各扫描线的合成信号“S1+S2-S3-S4”,进行包络线检波处理、对数压缩处理等,生成 1 帧相应(或者,1 容积相应)的 B 模式数据。并且,图像生成部 13 根据该 B 模式数据生成 B 模式图像数据,显示器 2 通过控制部 16 的控制,生成 B 模式图像数据。

[0147] 由此,基本波分量以及 0 次谐波分量被相抵,能够生成显示根据放大了 2 次谐波分量以及差音分量(差频率分量)的信号形成的 B 模式图像数据。

[0148] 如上所述,在第 2 实施方式中,当进行使用差音分量的 THI 法时,为了得到通过合成处理除去基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量且放大了 2 次谐波分量以及差音分量(差频率分量)的信号,一边调整相位一边发送四次混合了双频的超声波脉冲。从而,在第 2 实施方式中,能够避免通过使用差音分量的 THI 法得到的图像数据的深分辨率的劣化。

[0149] 另外,在上述中,设第一次至第四次的发送的初始相位分别为“(φ_0 、 φ_1)、($\varphi_0 + \pi$ 、 $\varphi_1 + \pi$)、($\varphi_0 + \pi/2$ 、 $\varphi_1 - \pi/2$)、($\varphi_0 - \pi/2$ 、 $\varphi_1 + \pi/2$)”,该发送的顺序没有限制,

只要遵守各相位的关系以及加减法处理的关系,则发送的顺序能够变更为任意的顺序。另外,在上述中,针对通过各扫描线执行一次第 1 发送~第 4 发送的 1 组的情况进行了说明。但是,本实施方式也可以是通过各扫描线执行多组第 1 发送~第 4 发送的 1 组的情况。即使通过各扫描线执行多组第 1 发送~第 4 发送的 1 组,在第 2 实施方式中,也能够避免通过使用差分分量的 THI 法得到的图像数据的深分辨率的劣化。

[0150] (第 3 实施方式)

[0151] 在第 3 实施方式中,针对通过与在第 1 实施方式中说明的方法不同的方法,避免通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深分辨率的劣化的情况进行说明。

[0152] 在第 1 实施方式中,为了维持通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深分辨率,至少进行一次一边变更相位条件一边在同一扫描线上发送四次同一频率的超声波脉冲的 1 组发送接收。但是,在第 1 实施方式中,例如,为了得到一根扫描线的接收束需要进行 4 次发送接收,因此,有时帧频降低,另外,由于 4 次发送接收的期间的体运动,有时产生运动伪影。

[0153] 因此,在第 3 实施方式中,针对以比第 1 实施方式少的发送接收次数,避免通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深分辨率的劣化的情况进行说明。

[0154] 第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置与图 1 或图 2 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成。另外,在第 3 实施方式中,发送接收部 11 通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,信号处理部 12(合成部 121a)通过除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理,根据多个接收信号生成合成信号。其中,在第 3 实施方式中,发送接收部 11 以及信号处理部 12 进行以下的处理。

[0155] 即,第 3 实施方式所涉及的发送接收部 11 在各扫描线中发送三次以上同一频率的超声波脉冲。此时,发送接收部 11 通过各扫描线按照任意的顺序至少执行一次以下说明的“第 1 发送、第 2 发送、以及第 3 发送的 1 组的发送”。

[0156] 作为 1 组发送,第 3 实施方式所涉及的发送接收部 11 执行第 1 相位的第 1 发送、与第 1 相位相比较相位相差 90 度的第 2 相位的第 2 发送、以及与第 1 相位相比较相位相差 180 度的第 3 相位的第 3 发送。

[0157] 并且,第 3 实施方式所涉及的信号处理部 12(合成部 121a)在通过上述 1 组发送得到的 3 个接收信号的合成处理中,从第 1 发送的接收信号中减去第 2 发送的接收信号。并且,合成部 121a 对该减法后的信号,加上使第 2 发送的接收信号旋转 90 度相位的信号。并且,合成部 121a 将从该相加后的信号中减去使第 3 发送的接收信号旋转 90 度相位的信号得到的信号作为合成信号来生成。该合成处理成为除去基本波分量和作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量的合成处理。并且,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号生成超声波图像数据。具体而言,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号根据 B 模式数据生成部 121b 生成的 B 模式数据,生成 B 模式图像数据。

[0158] 以下,针对上述的处理的一个例子,使用数式进行说明。在以下的一个例子中,针对角频率“ ω ”的超声波脉冲的超声波发送按照第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送的顺序,在同一扫描线上进行 1 组,通过对由该 1 组的发送得到的 3 个接收信号进行加减法处理等,形成一根接收束(合成信号)的情况进行说明。

[0159] 如果设“基本波”对“2次非线性项”的比为“ α ”，则将基本波和2次的非线性分量相加得到的信号到达目标并反射得到的接收信号由以下的式(18)表示。

[0160] 【数学公式 18】

[0161]

$$S(t) = \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(18)$$

[0162] 在此，如果设第1发送的初始相位为“ ϕ ”，则第2发送的初始相位成为“ $\phi + \pi/2$ ”，第3发送的初始相位成为“ $\phi + \pi$ ”。此时，由第1发送得到的接收信号“S1”通过“t”由以下的式(19)表示，由第2发送得到的接收信号“S2”通过“t”由以下的式(20)表示，由第3发送得到的接收信号“S3”通过“t”由以下的式(21)表示。

[0163] 【数学公式 19】

[0164]

$$S1(t) = \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(19)$$

[0165] 【数学公式 20】

[0166]

$$S2(t) = \frac{1}{2}p(t)\{j\exp(j\omega t + j\phi) - j\exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) - \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(20)$$

[0167] 【数学公式 21】

[0168]

$$S3(t) = -\frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t + j\phi) + \exp(-j\omega t - j\phi)\} + \frac{\alpha}{2}p^2(t) + \frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \quad \dots(21)$$

[0169] 合成部121a从接收信号“S1”中减去接收信号“S2”。即，合成部121a得到“S1-S2”。并且，合成部121a使接收信号“S2”旋转90度相位得到“jS2”，将“S1-S2”和“jS2”相加。即，合成部121a得到“S1-(1-j)S2”。

[0170] 并且，合成部121a使接收信号“S3”旋转90度相位得到“jS3”，从“S1-(1-j)S2”中减去“jS3”。合成部121a将“S1-(1-j)S2-jS3”作为相符合的扫描线的合成信号（接收束）来输出。

[0171] 如果使用时间“t”，则“S1-(1-j)S2-jS3”，即，“S1+jS2-(S2+jS3)”由以下的式(22)表示。

[0172] 【数学公式 22】

[0173]

$$\begin{aligned} S1(t) - (1-j)S2(t) - jS3(t) &= \alpha \frac{1-j}{2} p^2(t) \{\exp(j2\omega t + j2\phi) + \exp(-j2\omega t - j2\phi)\} \\ &= \alpha p^2(t) \cos(2\omega t + 2\phi) + \alpha p^2(t) \sin(2\omega t + 2\phi) \quad \dots(22) \end{aligned}$$

[0174] 上述的“S1”是与在第1实施方式中说明的“S1”相同的信号，上述的“jS2”是相当于在第1实施方式中说明的“S2”的信号。另外，上述的“S2”是与在第1实施方式中说明的“S3”相同的信号，上述“jS3”是相当于在第1实施方式中说明的“S4”的信号。其结果，在式(22)所示的合成信号中，除去基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的0次谐波分量，放大2次谐波分量。

[0175] 发送接收部 11 在形成 1 帧相应（或者，1 容积相应）的扫描范围的各扫描线中，进行一次上述的一组的三次发送。并且，合成部 121a 通过各扫描线生成发送接收部 11 所生成输出的 3 个接收信号（S1、S2、S3）的合成信号“ $S1-(1-j)S2-jS3$ ”。并且，B 模式数据生成部 121b 对合成部 121a 输出的各扫描线的合成信号“ $S1-(1-j)S2-jS3$ ”，进行包络线检波处理、对数压缩处理等，生成 1 帧相应（或者，1 容积相应）的 B 模式数据。并且，图像生成部 13 根据该 B 模式数据，生成 B 模式图像数据，显示器 2 通过控制部 16 的控制，生成 B 模式图像数据。

[0176] 由此，基本波分量以及 0 次谐波分量被相抵，能够生成显示根据放大了 2 次谐波分量的信号形成的 B 模式图像数据。

[0177] 如上所述，在第 3 实施方式中，通过使由 3 次发送得到的接收信号的一部分相位旋转的处理，转换成能够除去基本波分量以及 0 次谐波分量的 4 个接收信号，进行用于除去基本波分量以及 0 次谐波分量的合成处理。由此，在第 3 实施方式中，能够避免通过使用 PM 法的 THI 法得到的图像数据的深分辨率的劣化，同时提高帧频（frame rate），且与第 1 实施方式相比较能够降低产生运动伪影（motion artifact）的可能性。

[0178] 另外，在上述中，设从第一次到第三次的发送的初始相位分别为“ ϕ 、 $\phi + \pi/2$ 、 $\phi + \pi$ ”，但该发送的顺序没有限制，只要遵守各相位的关系以及加减法处理的关系，则发送的循序能够变更为任意的顺序。另外，在上述中，针对通过各扫描线执行一次第 1 发送～第 3 发送的 1 组的情况进行了说明。但是，本实施方式也可以是由各扫描线执行多组第 1 发送～第 3 发送的 1 组的情况。即使通过各扫描线执行多组第 1 发送～第 3 发送的 1 组，在第 3 实施方式中，也能够避免深分辨率的劣化。

[0179] （第 4 实施方式）

[0180] 在第 4 实施方式中，作为在第 1 实施方式中说明的方法的变形例，针对能够进行与第 1 实施方式相比较使用宽频带的谐波分量的映像化的情况进行说明。

[0181] 第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置与图 1 或图 2 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成。另外，在第 4 实施方式中，发送接收部 11 也通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲，生成与多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且，信号处理部 12（合成部 121a）通过除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理，根据多个接收信号生成合成信号。其中，在第 4 实施方式中，发送接收部 11 以及信号处理部 12 进行以下的处理。

[0182] 第 4 实施方式所涉及的发送接收部 11 通过各扫描线发送包含：以第 1 相位发送的包含第 1 频率分量的第 1 超声波脉冲、以与第 1 相位相差 180 度的第 2 相位发送的包含第 1 频率分量的第 2 超声波脉冲、以与第 1 相位以及第 2 相位相差 90 度的第 3 相位发送的包含第 2 频率分量的第 3 超声波脉冲、以及以与第 3 相位相差 180 度的第 4 相位发送的包含第 2 频率分量的第 4 超声波脉冲的至少 4 个超声波脉冲。并且，发送接收部 11 生成与至少 4 个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。换言之，第 4 实施方式所涉及的发送接收部 11 通过各扫描线以 90 度为单位至少发送 4 次相位不同，且频率分量不同的超声波脉冲。具体而言，第 4 实施方式所涉及的发送接收部 11 在各扫描线中发送 4 次以上第 1 频率分量（例如，角频率“ ω_0 ”）的超声波脉冲和第 2 频率分量（例如，角频率“ ω_1 ”）的超声波脉冲。此时，发送接收部 11 通过各扫描线按照任意的顺序至少执行一次以下说明的“第 1 发送、第 2

发送、第 3 发送、以及第 4 发送的 1 组的发送”。

[0183] 在第 4 实施方式所涉及的第 1 发送中,作为第 1 超声波脉冲,以第 1 相位(例如,初始相位 ϕ)发送第 1 频率分量的超声波脉冲。另外,在第 4 实施方式所涉及的第 2 发送中,作为第 2 超声波脉冲,以与第 1 相位相比相位相差 180 度的第 2 初始相位“ $\phi + \pi$ ”发送第 1 频率分量的超声波脉冲。另外,在第 4 实施方式所涉及的第 3 发送中,作为第 3 超声波脉冲,以与第 1 相位相比相位相差 90 度的第 3 初始相位“ $\phi + \pi/2$ ”发送第 2 频率分量的超声波脉冲。另外,在第 4 实施方式所涉及的第 4 发送中,作为第 4 超声波脉冲,以与第 3 相位相比相位相差 180 度的第 4 初始相位“ $\phi - \pi/2$ ”发送第 2 频率分量的超声波脉冲。第 4 初始相位与第 1 相位相比相位相差 270 度。

[0184] 并且,第 4 实施方式所涉及的信号处理部 12(合成部 121a)合成多个接收信号生成合成信号。具体而言,合成部 121a 在由上述 1 组的发送得到的 4 个接收信号的合成处理中,将对第 1 发送的接收信号和第 2 发送的接收信号相加得到的加法信号、与对第 3 发送的接收信号和第 4 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为合成信号来生成。该合成处理成为除去基本波分量和作为低频分量的 0 次谐波分量的合成处理。并且,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号生成超声波图像数据。具体而言,图像生成部 13 使用由各扫描线得到的合成信号,根据 B 模式数据生成部 121b 生成的 B 模式数据生成 B 模式图像数据。

[0185] 即,如在第 1 实施方式中说明的那样,基本波分量通过第 1 发送的接收信号与第 2 发送的接收信号的相加除去,另外,通过第 3 发送的接收信号与第 4 发送的接收信号的相加除去。即,如果第 1 发送与第 2 发送的中心频率相同,且第 3 发送与第 4 发送的中心频率相同,则能够除去基本波分量。另外,在第 1 实施方式中,0 次谐波分量通过从第 1 发送的接收信号和第 2 发送的接收信号的加法信号中,减去第 3 发送的接收信号与第 4 发送的接收信号的加法信号来除去。在此,作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量不依存于中心频率。

[0186] 从而,如果遵守各相位的关系以及加减法处理的关系,即,如果在第 1 相位的第 1 发送与第 2 相位的第 2 发送中中心频率相同,在第 3 相位的第 3 发送与第 4 相位的第 4 发送中中心频率相同,则能够进行基本波分量以及 0 次谐波分量的除去。因此,在第 4 实施方式中,通过以第 1 频率分量进行第 1 发送和第 2 发送,以第 2 频率分量进行第 3 发送和第 4 发送,从而能够得到放大 2 次谐波的频带的合成信号。

[0187] 例如,上述的超声波发送按照第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送、第 4 发送的顺序,在同一扫描线上进行 1 组,通过由该一组的发送得到的 4 个接收信号的加减法处理形成的一根接收束(合成信号)由以下的式(23)表示。

[0188] 【数学公式 23】

[0189]

$$S(t) = \frac{\alpha}{2} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_0 t + j2\phi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi) \} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_1 t + j2\phi) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\phi) \} \quad \dots (23)$$

[0190] 在式(23)所示的合成信号中,除去基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的 0 次谐波分量,成为只有中心频率不同的 2 次谐波分量的信号。图 8 是用于说明第 4 实施方式的图。在图 8 中,虚线表示基本波分量,一点锁线表示 0 次谐波分量,实线表示 2 次谐波分量。另外,图 8 的左上图表示“ ω_0 ”的接收信号的频谱,图 8 的右上图

表示“ ω_1 ”的接收信号的频谱,图8的下图表示上述的合成信号的频谱。

[0191] 在第4实施方式中,通过“(第1发送的接收信号+第2发送的接收信号)-(第3发送的接收信号+第4发送的接收信号)”的合成处理,如图8所示,能够得到组合了中心频率不同的2个2次谐波的宽频带的频谱的合成信号。由此,在第4实施方式中,基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的0次谐波分量相抵,能够生成显示根据宽频带的2次谐波分量的信号形成的B模式图像数据。

[0192] 如上所述,在第4实施方式中,与第1实施方式是相同的帧频,但与第1实施方式相比较,能够进行基于宽频带的谐波分量的映像化。即,在第4实施方式中,能够生成显示比第1实施方式高画质的B模式图像数据。

[0193] 另外,在上述中说明的发送的顺序没有限制,只要遵守各超声波脉冲的中心频率、各超声波脉冲的相位的关系以及加减法处理的关系,则发送的顺序能够变更为任意的顺序。另外,在上述中,针对通过各扫描线执行一次第1发送~第4发送的1组的情况进行了说明。但是,本实施方式还可以是通过各扫描线执行多组第1发送~第4发送的1组的情况。即使通过各扫描线执行多组第1发送~第4发送的1组,在第4实施方式中,也能够得到上述的效果。

[0194] 另外,在第4实施方式中,当通过同一扫描线进行多次上述的1组的超声波发送接收时,也可以对各组变更各组的2个中心频率。例如,第4实施方式也可以是以“ ω_0 、 ω_1 ”进行第1组,以“ ω_2 、 ω_3 ”进行第2组,得到组合了四种中心频率的2倍的频率的谐波分量的合成信号的情况。此时,根据上述的一个例子,还能够生成显示高画质的B模式图像数据。

[0195] 另外,在得到宽频带的谐波分量的观点下,也可以一边变更中心频率一边进行多次将在第3实施方式中说明的3次发送作为1组的超声波发送接收。在该第3实施方式所涉及的变形例中,例如,将中心频率“ ω_0 ”的3次发送作为第1组来进行,将中心频率“ ω_1 ”的3次发送作为第2组来进行。并且,在第3实施方式所涉及的变形例中,分别在第1组以及第2组中进行在第3实施方式中说明的合成处理,进一步将由此得到的两个合成信号相加,得到只有宽频带的2次谐波分量的最终的合成信号。由此,虽然帧频降低,但能够生成显示比第3实施方式高画质的B模式图像数据。

[0196] (第5实施方式)

[0197] 在第5实施方式中,针对为了得到除去基本波分量以及作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的0次谐波分量的信号,在组间通过各扫描线以90度为单位至少发送三次相位不同的超声波脉冲,生成各超声波脉冲的接收信号的情况进行说明。

[0198] 在第5实施方式中,接收部11通过各扫描线发送发送条件不同的多个超声波脉冲,生成与多个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,信号处理部12(合成部121a)通过除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理,根据多个接收信号生成合成信号。其中,在第5实施方式中,发送接收部11以及信号处理部12进行以下的处理。

[0199] 第5实施方式所涉及的发送接收部11通过各扫描线发送包含:以第1相位发送的包含至少一个频率分量的第1超声波脉冲、以与第1相位不同的第2相位发送的包含频率分量的第2超声波脉冲、以与第1相位以及第2相位不同的第3相位发送的包含频率分量的第3超声波脉冲、以与第1相位相差90度的第4相位发送的包含频率分量的第4超声波

脉冲、以与第 2 相位相差 90 度的第 5 相位发送的包含频率分量的第 5 超声波脉冲、以与第 3 相位相差 90 度的第 6 相位发送的包含频率分量的第 6 超声波脉冲的至少 6 个超声波脉冲,生成与至少 6 个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。并且,合成部 121a 合成多个接收信号生成合成信号,图像生成部 13 根据合成信号生成超声波图像数据。

[0200] 即,第 5 实施方式所涉及的发送接收部 11 在各扫描线中发送 6 次以上同一频率的超声波脉冲。此时,发送接收部 11 通过各扫描线按照任意的顺序至少执行一次基于第 1 组的发送和第 2 组的发送的 2 组的发送。在此,上述的第 1 组的发送成为第 1 相位的第 1 发送(第 1 超声波脉冲的发送)、与第 1 相位相比相位相差 120 度的第 2 相位的第 2 发送(第 2 超声波脉冲的发送)、以及与第 1 相位相比较相位相差 240 度的第 3 相位的第 3 发送(第 3 超声波脉冲的发送)的三次发送。另外,上述的第 2 组的发送成为与第 1 相位相比较相位相差 90 度的第 4 相位的第 4 发送(第 4 超声波脉冲的发送)、与第 2 相位相比较相位相差 90 度的第 5 相位的第 5 发送(第 5 超声波脉冲的发送)、以及与第 3 相位相比较相位相差 90 度的第 6 相位的第 6 发送(第 6 超声波脉冲的发送)的 3 次发送。即,在第 2 组的发送中进行的第 4~第 6 发送的各个的相位成为使在第 1 组的发送中进行的第 1~第 3 发送的各个相位前进 90 度的相位。

[0201] 并且,第 5 实施方式所涉及的合成部 121a 在通过上述 2 组的发送得到的 6 个接收信号的合成处理中,将对第 1 发送的接收信号、第 2 发送的接收信号以及第 3 发送的接收信号相加得到的加法信号、与对第 4 发送的接收信号、第 5 发送的接收信号以及第 6 发送的接收信号相加得到的加法信号的差分信号作为合成信号来生成。

[0202] 以下,针对上述的处理的一个例子,使用数式等进行说明。在以下的一个例子中,针对超声波发送按照第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送的顺序进行一次第 1 组的发送,之后,按照第 4 发送、第 5 发送、第 6 发送的顺序进行一次第 2 组的发送,其结果,通过在同一扫描线上得到的 6 个接收信号的加减法处理,形成一根接收束(合成信号)的情况进行说明。以下,设第 1 发送的初始相位为“ ϕ (phi)”。此时,第 2 发送的初始相位成为“ $\phi + 2\pi/3$ ”,第 3 发送的初始相位成为“ $\phi + 4\pi/3$ ”。另外,第 4 发送的初始相位成为“ $\phi + \pi/2$ ”,第 5 发送的初始相位成为“ $(\phi + 2\pi/3) + \pi/2 = \phi + 7\pi/6$ ”,第 6 发送的初始相位成为“ $(\phi + 4\pi/3) + \pi/2 = \phi + 11\pi/6$ ”。

[0203] 在此,如果设时间为“ t ”,设表示振幅的包络线信号为“ $p(t)$ ”,设作为中心频率的角频率为“ ω_0 ”,则作为发送信号(超声波脉冲)的基本波的“ $S_{\text{TXC}}(t) = p(t) \cos(\omega_0 t + \phi)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式(24)表示。另外,式(24)所示的“ j ”表示虚数。

[0204] 【数学公式 24】

[0205]

$$\begin{aligned} S_{\text{TXC}}(t) &= p(t) \cos(\omega_0 t + \phi) \\ &= \frac{1}{2} p(t) \{ \exp(j\omega_0 t + j\phi) + \exp(-j\omega_0 t - j\phi) \} \quad \dots(24) \end{aligned}$$

[0206] 并且,式(24)所示的“ $S_{\text{TXC}}(t)$ ”是在组织内传播中产生的 2 次的非线性分量(0 次谐波分量以及 2 次谐波分量)的“ $S_{\text{TXC}}^2(t) = p^2(t) \cos^2(\omega_0 t + \phi)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式(25)表示。

[0207] 【数学公式 25】

[0208]

$$\begin{aligned}
S_{\text{TXC}}^2(t) &= p^2(t) \cos^2(\omega_0 t + \varphi) \\
&= \frac{1}{4} p^2(t) \{2 + \exp(j2\omega_0 t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi)\} \\
&= \frac{1}{2} p^2(t) + \frac{1}{4} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_0 t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi) \} \quad \dots(25)
\end{aligned}$$

[0209] 另外,式(24)所示的“ $S_{\text{TXC}}(t)$ ”是在组织内传播中产生的3次的非线性分量(3次谐波分量)的“ $S_{\text{TXC}}^3(t) = p^3(t) \cos^3(\omega_0 t + \varphi)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式(26)表示。

[0210] 【数学公式 26】

[0211]

$$\begin{aligned}
S_{\text{TXC}}^3(t) &= p^3(t) \cos^3(\omega_0 t + \varphi) \\
&= \frac{1}{8} p^3(t) \{2 + \exp(j2\omega_0 t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi)\} \{ \exp(j\omega_0 t + j\varphi) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi) \} \\
&= \frac{1}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t + j3\varphi) + \exp(-j3\omega_0 t - j3\varphi) + 3 \exp(j\omega_0 t + j\varphi) + 3 \exp(-j\omega_0 t - j\varphi) \} \quad \dots(26)
\end{aligned}$$

[0212] 对式(24)所示的基本波、式(25)所示的2次的非线性分量、以及式(26)所示的3次的非线性分量相加得到的信号到达被检体P的目标并反射。在此,如果设“基本波”对“2次非线性项”的比为“ α ”,“基本波”对“3次非线性项”的比为“ β ”,则对基本波、2次的非线性分量、以及3次的非线性分量相加得到的信号“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”由以下的式(27)表示。

[0213] 【数学公式 27】

[0214]

$$\begin{aligned}
S_{\text{TX}}(t) &= \frac{1}{2} p(t) \{ \exp(j\omega_0 t + j\varphi) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi) \} \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
&\quad + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_0 t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi) \} \\
&\quad + \frac{\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t + j3\varphi) + \exp(-j3\omega_0 t - j3\varphi) \} + \frac{3\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j\omega_0 t + j\varphi) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi) \} \\
&= \frac{1}{8} \{ 4p(t) + 3\beta p^3(t) \} \{ \exp(j\omega_0 t + j\varphi) + \exp(-j\omega_0 t - j\varphi) \} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
&\quad + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_0 t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\varphi) \} + \frac{\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t + j3\varphi) + \exp(-j3\omega_0 t - j3\varphi) \} \\
&\quad \dots(27)
\end{aligned}$$

[0215] 如果在发送路径的传播中产生的谐波在接收路径中大致没有衰减,则由到达被检体P的目标的信号得到的接收信号也能够表示为式(27)的“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”。此时,接收信号“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”的基本波分量成为式(27)的右边的第1项,接收信号“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”的0次谐波分量成为式(27)的右边的第2项。另外,接收信号“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”的2次谐波分量成为式(27)的右边的第3项,接收信号“ $S_{\text{TX}}(t)$ ”的3次谐波分量成为式(27)的右边的第4项。

[0216] 并且,在使相位各偏移120度的第1组的发送中,重新将第1初始相位表现为“ $\phi = -2\pi/3$ ”,将第2初始相位表现为“ $\phi = 0$ ”,将第3初始相位表现为“ $\phi = 2\pi/3$ ”。如果使用该表现和式(27),则由第1发送得到的接收信号“ $S_{\text{TX0}}(t)$ ”由以下的式(28)表示,由第2发送得到的接收信号“ $S_{\text{TX1}}(t)$ ”由以下的式(29)表示,由第3发送得到的接收信号

“ $S_{TX2}(t)$ ”由以下的式 (30) 表示。

[0217] 【数学公式 28】

$$\begin{aligned}
 S_{TX0}(t) &= \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \left\{ \exp\left(j\omega_0 t - j\frac{2\pi}{3}\right) + \exp\left(-j\omega_0 t - j\frac{2\pi}{3}\right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
 [0218] \quad &+ \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp\left(j2\omega_0 t - j\frac{4\pi}{3}\right) + \exp\left(-j2\omega_0 t - j\frac{4\pi}{3}\right) \right\} \\
 &+ \frac{\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t) + \exp(-j3\omega_0 t) \} \quad \dots(28)
 \end{aligned}$$

[0219] 【数学公式 29】

[0220]

$$\begin{aligned}
 S_{TX1}(t) &= \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \{ \exp(j\omega_0 t) + \exp(-j\omega_0 t) \} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
 &+ \frac{\alpha}{4} p^2(t) \{ \exp(j2\omega_0 t) + \exp(-j2\omega_0 t) \} + \frac{\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t) + \exp(-j3\omega_0 t) \} \quad \dots(29)
 \end{aligned}$$

[0221] 【数学公式 30】

$$\begin{aligned}
 S_{TX2}(t) &= \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \left\{ \exp\left(j\omega_0 t + j\frac{2\pi}{3}\right) + \exp\left(-j\omega_0 t - j\frac{2\pi}{3}\right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
 [0222] \quad &+ \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp\left(j2\omega_0 t + j\frac{4\pi}{3}\right) + \exp\left(-j2\omega_0 t - j\frac{4\pi}{3}\right) \right\} \\
 &+ \frac{\beta}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t) + \exp(j3\omega_0 t) \} \quad \dots(30)
 \end{aligned}$$

[0223] 发送接收部 11 生成接收信号“ $S_{TX0}(t)$ ”、接收信号“ $S_{TX1}(t)$ ”以及接收信号“ $S_{TX2}(t)$ ”，合成部 121a 对这三个接收信号相加。加法信号“ $S_{TX0}(t) + S_{TX1}(t) + S_{TX2}(t)$ ”由以下的式 (31) 表示。

[0224] 【数学公式 31】

$$[0225] \quad S_{TX0}(t) + S_{TX1}(t) + S_{TX2}(t) = \frac{3\alpha}{2} p^2(t) + \frac{3\beta}{8} p^3(t) \exp(j3\omega_0 t) \quad \dots(31)$$

[0226] 如式 (31) 的右边所示,通过将由第 1 组发送得到的三个接收信号相加,从而三个接收信号所包含的基本波分量以及 2 次谐波分量被相抵,得到放大了 0 次谐波分量以及 3 次谐波分量的加法信号。

[0227] 另外,在使第 1 组的发送偏移 90 度进行的第 2 组发送中,当使用上述的表现时,第 4 初始相位被定义为“ $\phi = -\pi/6$ ”,第 5 初始相位被定义为“ $\phi = \pi/2$ ”,第 6 初始相位被表现为“ $\phi = -5\pi/6$ ”。当使用该表现和式 (27) 时,通过第 4 发送得到的接收信号“ $S_{TX3}(t)$ ”由以下的式 (32) 表示,由第 5 发送得到的接收信号“ $S_{TX4}(t)$ ”由以下的式 (33) 表示,由第 6 发送得到的接收信号“ $S_{TX5}(t)$ ”由以下的式 (34) 表示。

[0228] 【数学公式 32】

$$\begin{aligned}
S_{TX3}(t) = & \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \left\{ \exp\left(j\omega_0 t + j\frac{\pi}{6}\right) + \exp\left(-j\omega_0 t + j\frac{\pi}{6}\right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
[0229] \quad & + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp\left(j2\omega_0 t + j\frac{\pi}{3}\right) + \exp\left(-j2\omega_0 t - j\frac{\pi}{3}\right) \right\} \\
& + \frac{\beta}{8} p^3(t) \left\{ \exp\left(j3\omega_0 t - j\frac{\pi}{2}\right) + \exp\left(-j3\omega_0 t + j\frac{\pi}{2}\right) \right\} \quad \dots(32)
\end{aligned}$$

[0230] 【数学公式 33】

$$\begin{aligned}
S_{TX4}(t) = & \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \left\{ \exp\left(j\omega_0 t + \frac{\pi}{2}\right) + \exp\left(-j\omega_0 t - \frac{\pi}{2}\right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
[0231] \quad & + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp(j2\omega_0 t + \pi) + \exp(-j2\omega_0 t - \pi) \right\} \\
& + \frac{\beta}{8} p^3(t) \left\{ \exp\left(j3\omega_0 t - j\frac{\pi}{2}\right) + \exp\left(-j3\omega_0 t + j\frac{\pi}{2}\right) \right\} \quad \dots(33)
\end{aligned}$$

[0232] 【数学公式 34】

$$\begin{aligned}
S_{TX5}(t) = & \frac{1}{8} \{4p(t) + 3\beta p^3(t)\} \left\{ \exp\left(j\omega_0 t + j\frac{\pi}{6}\right) + \exp\left(-j\omega_0 t - j\frac{\pi}{6}\right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
[0233] \quad & + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp\left(j2\omega_0 t + j\frac{\pi}{3}\right) + \exp\left(-j2\omega_0 t - j\frac{\pi}{3}\right) \right\} \\
& + \frac{\beta}{8} p^3(t) \left\{ \exp\left(j3\omega_0 t - j\frac{\pi}{2}\right) + \exp\left(-j3\omega_0 t + j\frac{\pi}{2}\right) \right\} \quad \dots(34)
\end{aligned}$$

[0234] 发送接收部 11 生成接收信号“ $S_{TX3}(t)$ ”、接收信号“ $S_{TX4}(t)$ ”以及接收信号“ $S_{TX5}(t)$ ”，合成部 121a 对这三个接收信号进行相加。加法信号“ $S_{TX3}(t) + S_{TX4}(t) + S_{TX5}(t)$ ”由以下的式 (35) 表示。

[0235] 【数学公式 35】

[0236]

$$S_{TX3}(t) + S_{TX4}(t) + S_{TX5}(t) = \frac{3\alpha}{2} p^2(t) - \frac{3\beta j}{8} p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t) + \exp(-j3\omega_0 t) \} \quad \dots(35)$$

[0237] 如式 (35) 的右边所示，通过将由第 2 组发送得到的三个接收信号相加，3 个接收信号所包含的基本波分量以及 2 次谐波分量被相抵，得到放大 0 次谐波分量以及 3 次谐波分量的加法信号。

[0238] 并且，合成部 121a 例如将由加法信号“ $S_{TX0}(t) + S_{TX1}(t) + S_{TX2}(t)$ ”差分了加法信号“ $S_{TX3}(t) + S_{TX4}(t) + S_{TX5}(t)$ ”得到的差分信号作为合成信号来生成。此时，合成信号“ $S_{TX0}(t) + S_{TX1}(t) + S_{TX2}(t) - S_{TX3}(t) - S_{TX4}(t) - S_{TX5}(t)$ ”由以下的式 (36) 表示。

[0239] 【数学公式 36】

$$\begin{aligned}
 & S_{TX0}(t) + S_{TX1}(t) + S_{TX2}(t) - S_{TX3}(t) - S_{TX4}(t) - S_{TX5}(t) \\
 [0240] \quad & = \frac{3\beta}{4} (1+j)p^3(t) \{ \exp(j3\omega_0 t) + \exp(-j3\omega_0 t) \} \quad \dots (36)
 \end{aligned}$$

[0241] 在此,式(31)所示的0次谐波分量和式(35)所示的0次谐波分量的符号相同。另一方面,式(31)所示的3次谐波分量和式(35)所示的3次谐波分量的符号相反。从而,在第5实施方式中生成的合成信号如式(36)的右边所示,第1组加法信号以及第2组加法信号所包含的0次谐波分量被相抵,成为放大第1组加法信号以及第2组加法信号所包含的3次谐波分量而提取出的信号。

[0242] 发送接收部11在形成1帧相应(或者,1容积相应)的扫描范围的各扫描线中,进行一次上述的2组的6次发送。并且,合成部121a通过各扫描线生成发送接收部11所生成输出的6个接收信号的合成信号。并且,B模式数据生成部121b对于合成部121a输出的各扫描线的合成信号,进行包络线检波处理、对数压缩处理等,生成1帧相应(或者,1容积相应)的B模式数据。

[0243] 并且,图像生成部13根据该B模式数据生成B模式图像数据,显示器2通过控制部16的控制,生成B模式图像数据。由此,基本波分量、作为在二次的非线性传播中产生的低频分量的0次谐波分量以及2次谐波分量被相抵,得到根据只放大提取出3次谐波分量的信号形成的图像。

[0244] 如上所述,在第5实施方式中,当进行对3次谐波分量进行映像化的THI法时,在一根扫描线中,进行使相位各偏移120度的3次发送的第1组发送和相位分别与第1组的3次发送各相差90度的3次发送的第2组发送。并且,在第5实施方式中,在映像化中使用取由第1组的发送得到的接收信号的加法信号与由第2组的发送得到的接收信号的加法信号的差分的合成信号。通过上述的发送波形的控制,合成信号成为基本波分量、作为低频分量的0次谐波分量以及2次谐波分量被相抵,只放大了3次谐波分量的信号。从而,在第5实施方式中,能够避免通过对3次谐波分量进行映像化的THI法得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[0245] 另外,在上述中,设第一次至第6次的发送的初始相位分别为“ ϕ 、 $\phi+2\pi/3$ 、 $\phi+4\pi/3$ 、 $\phi+\pi/2$ 、 $\phi+7\pi/6$ 、 $\phi+11\pi/6$ ”或者“ $-2\pi/3$ 、 0 、 $2\pi/3$ 、 $-\pi/6$ 、 $\pi/2$ 、 $-5\pi/6$ ”,但该发送顺序没有限制,只要遵守各相位的关系以及加减法处理的关系,则发送的顺序能够变更为任意的顺序。另外,在上述中,针对通过各扫描线执行一次第1组以及第2组的2组发送的情况进行了说明。但是,本实施方式还能够通过各扫描线执行多次第1组以及第2组的2组发送,即使通过各扫描线执行多次第1组以及第2组的2组发送,在第5实施方式中,也能够避免通过对3次谐波分量进行映像化处理的THI法得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[0246] 另外,在第5实施方式中,为了得到宽频带的谐波分量,与在第4实施方式中说明的概念相同,当通过各扫描线进行多次第1组以及第2组的2组发送时,也可以一边变更中心频率一边进行多次。

[0247] 另外,图像生成部13也可以使用对由上述的第1~第5实施方式得到的合成信号进行滤波处理得到的信号,生成超声波图像数据。例如,合成部121a或者B模式数据生成部

121b 对于合成信号,进行用于提取 4 次谐波分量或 5 次谐波分量的滤波处理等,根据操作者设定的映像化频带,进行滤波处理。并且,B 模式数据生成部 121b 根据滤波处理后的合成信号生成 B 模式数据,图像生成部 13 根据该 B 模式数据生成 B 模式图像数据。通过上述的处理,能够根据操作者所希望的映像化频带,生成显示维持深部分辨率的 B 模式图像数据。

[0248] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中,针对进行从通过由各扫描线发送多次至少 1 个频率分量的相位以 90 度为单位不同的超声波脉冲而生成的多个接收信号中,除去基本波分量和在二次的非线性传播中产生的低频分量的合成处理的情况进行了说明。但是,如果能够进行除去基本波分量和低频分量的合成处理,例如,多个超声波脉冲各个的相位也可以以 45 度为单位而不同。

[0249] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中说明的图像处理方法也可以适用于作为谐波成像的另一个例子的 CHI (Contrast Harmonic Imaging) 法。另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中说明的图像处理方法为了防止帧频的降低,也可以并用并列同时接收来进行。

[0250] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中说明的图像处理方法也可以由独立于超声波诊断装置而设置的图像处理装置来执行。该图像处理装置例如具有从超声波诊断装置或存储介质等取得发送接收部 11 生成的多个接收信号的取得部和具有与信号处理部 12 以及图像生成部 13 相同的功能的处理部。并且,该图像处理装置通过这些处理部,执行在上述的第 1~第 5 实施方式中说明的图像处理方法。由此,能够避免由谐波成像得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[0251] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中,针对通过除去基本波分量和零次谐波分量的合成处理,避免由包含相位旋转的扫描序列得到的接收信号组的深部分辨率的劣化的情况进行了说明。但是,例如,为了避免深部分辨率的劣化,相反,由上述的各种扫描序列得到的接收信号组也可以进行强调零次谐波分量的合成处理等,与用户的任意的观察目的对应的合成处理。

[0252] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中图示的各装置各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・综合的具体方式并不限于图示,能够根据各种负荷或使用状况等以任意的单位功能性或者物理性地分散综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分能够通过 CPU 以及由该 CPU 分析执行的程序来实现,或者作为基于布线逻辑 (wired logic) 的硬件来实现。

[0253] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中说明的图像处理方法能够通过个人计算机 (personal computer) 或工作站 (workstation) 等计算机执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网 (internet) 等网络 (network) 来发布。另外,该图像处理程序还能够通过存储于硬盘 (hard disk)、软盘 (flexible disk) (FD)、CD-ROM、MO、DVD 等计算机可读的非暂时的记录介质中,通过由计算机从非暂时的记录介质中读出来执行。

[0254] 以上,如所说明的那样,根据第 1~第 5 实施方式,能够避免深部分辨率的劣化。

[0255] 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,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,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与包含于发明的

范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

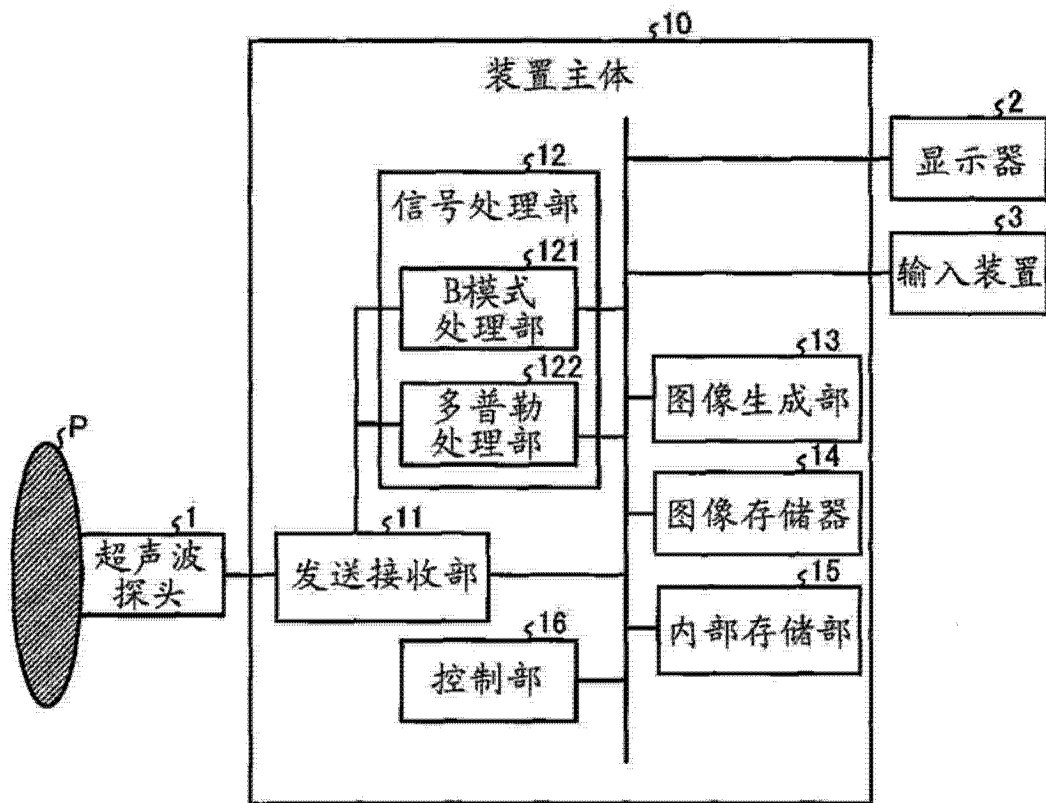


图 1

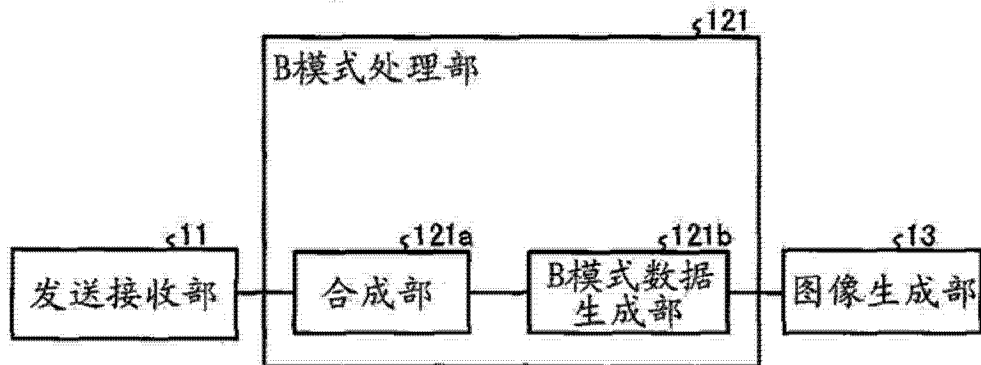


图 2

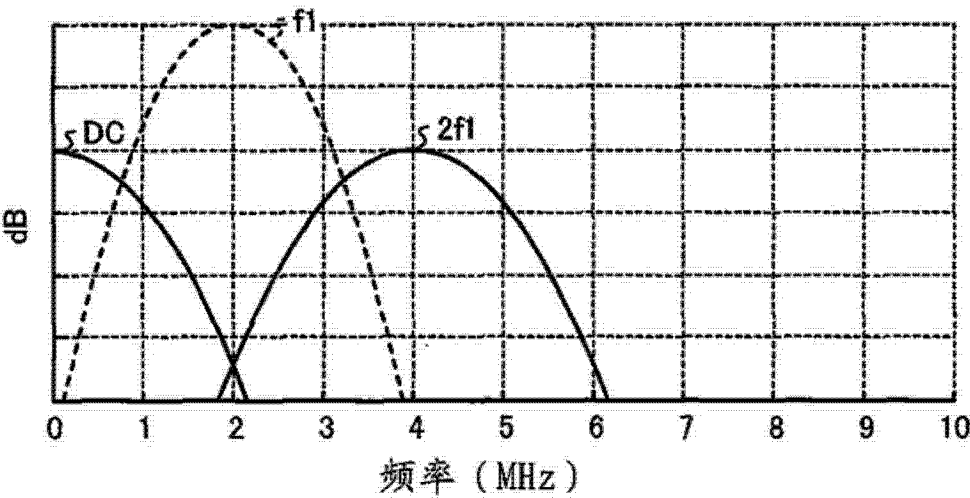


图 3A

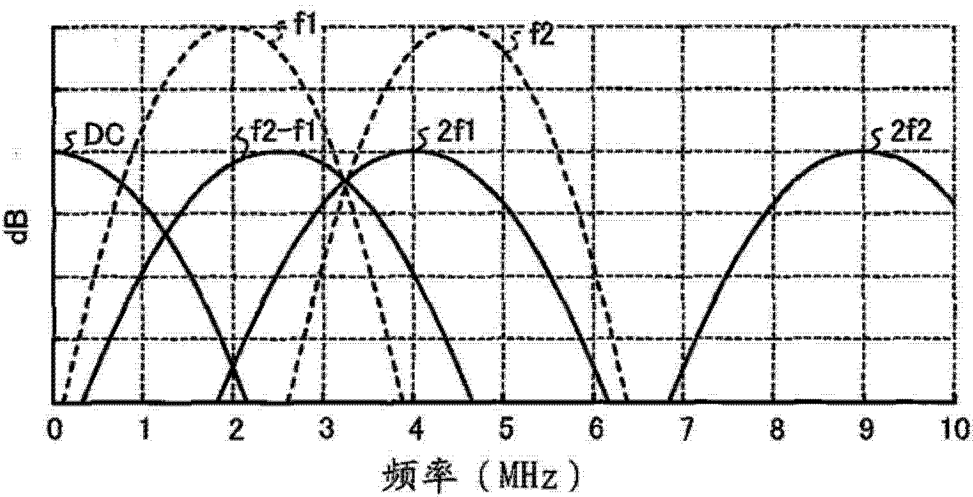


图 3B

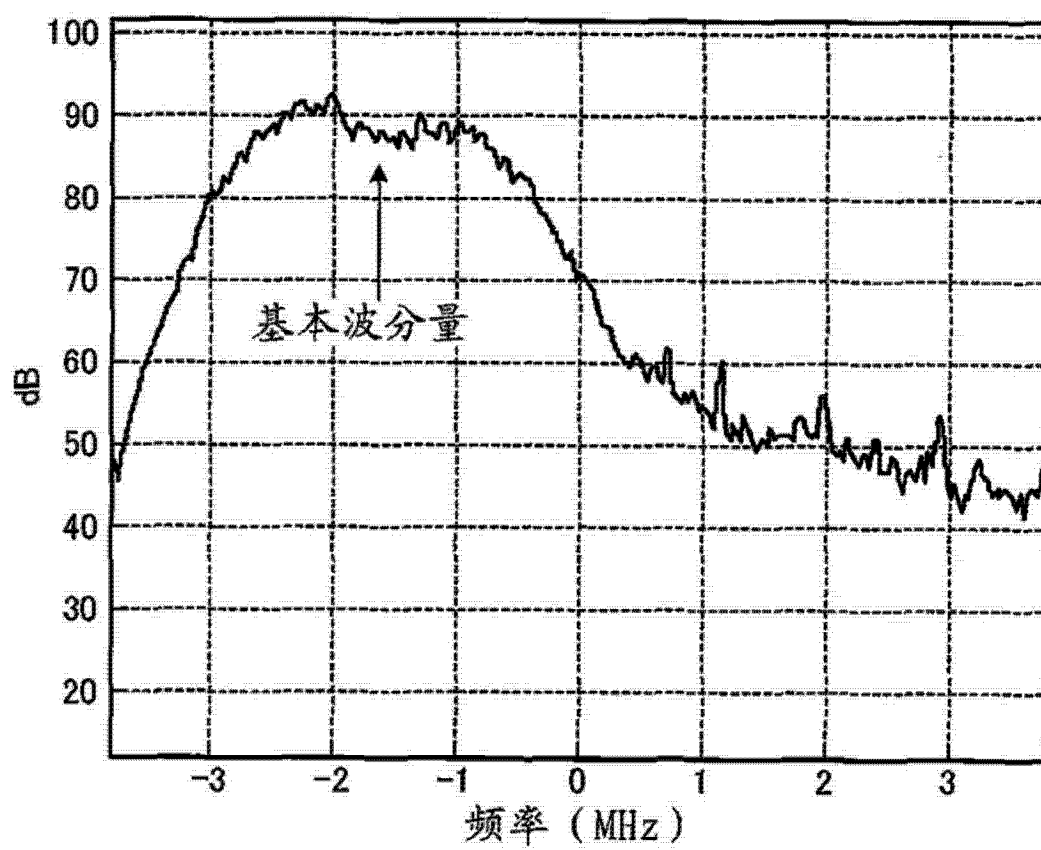


图 4

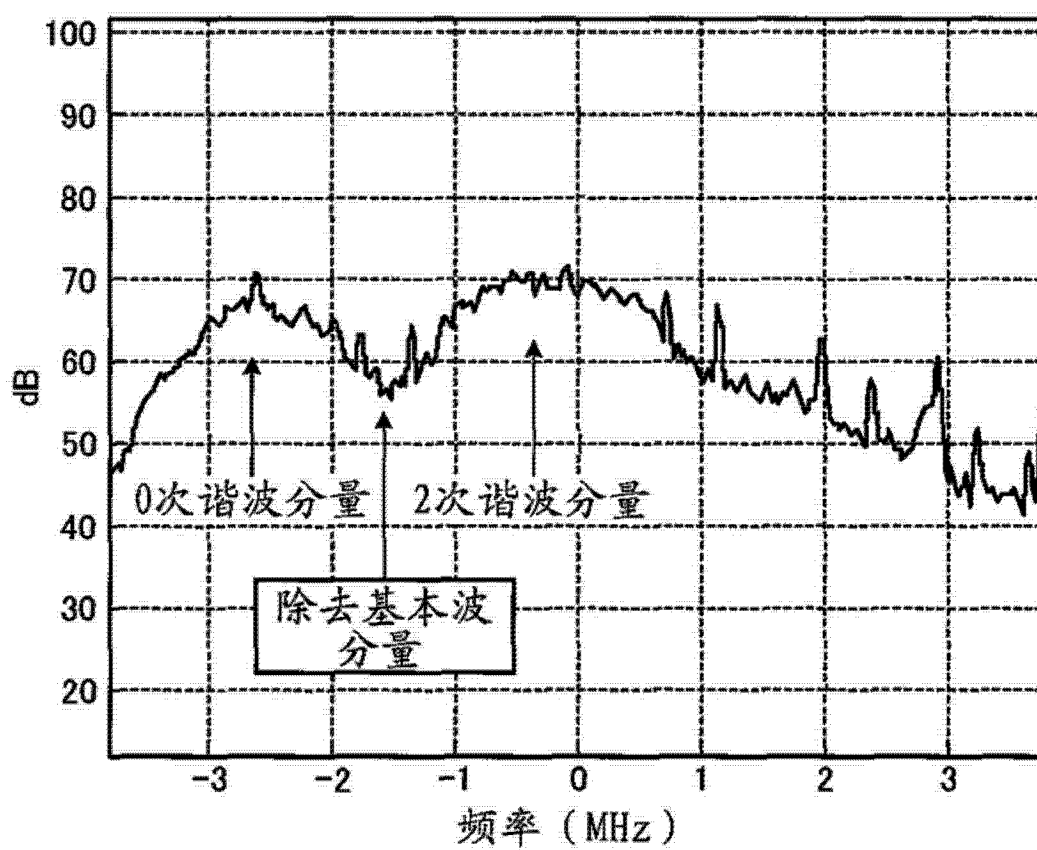


图 5

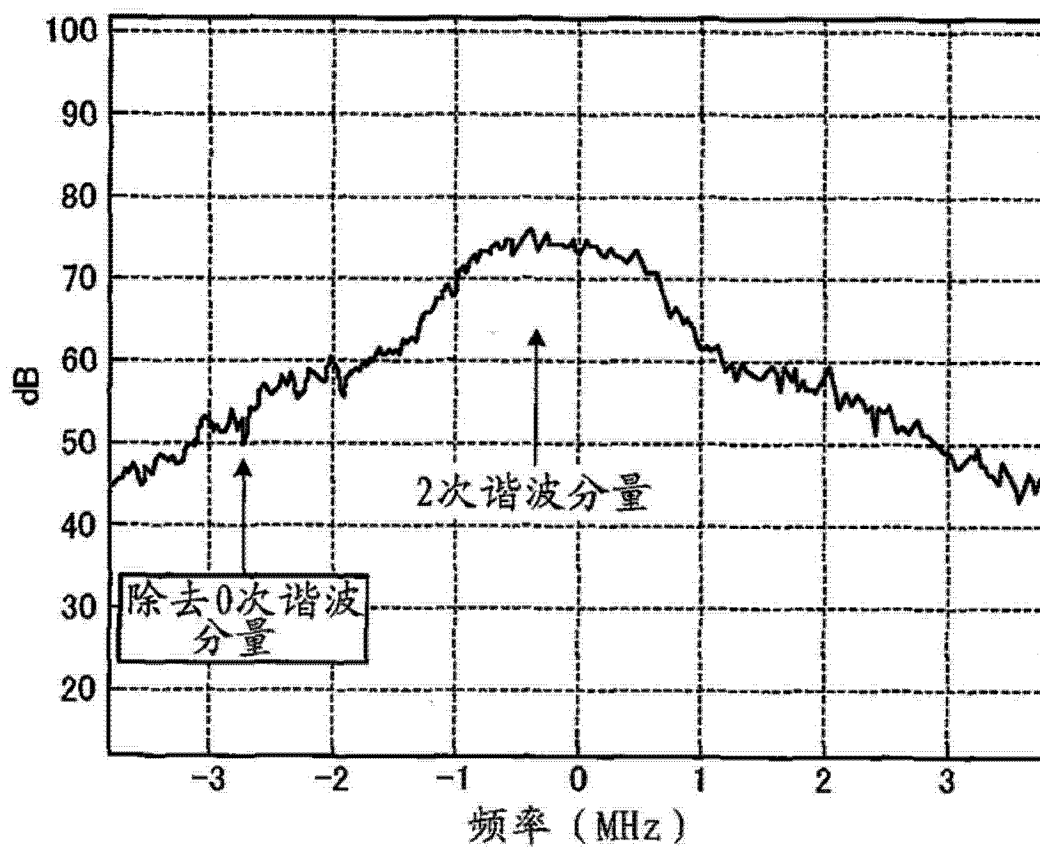


图 6

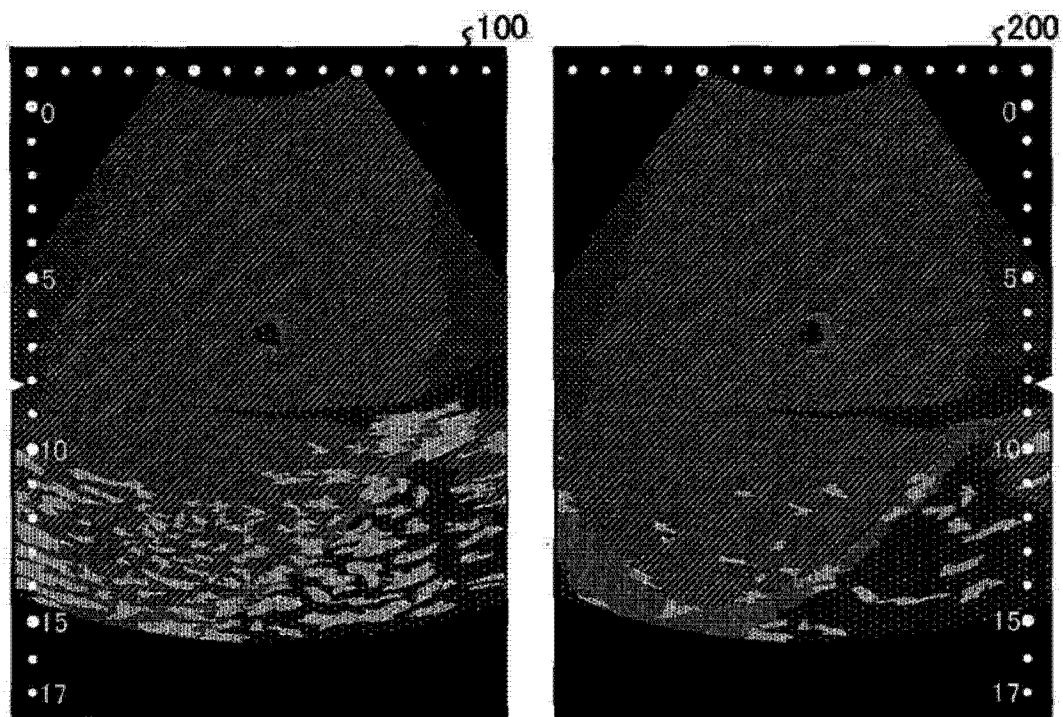


图 7

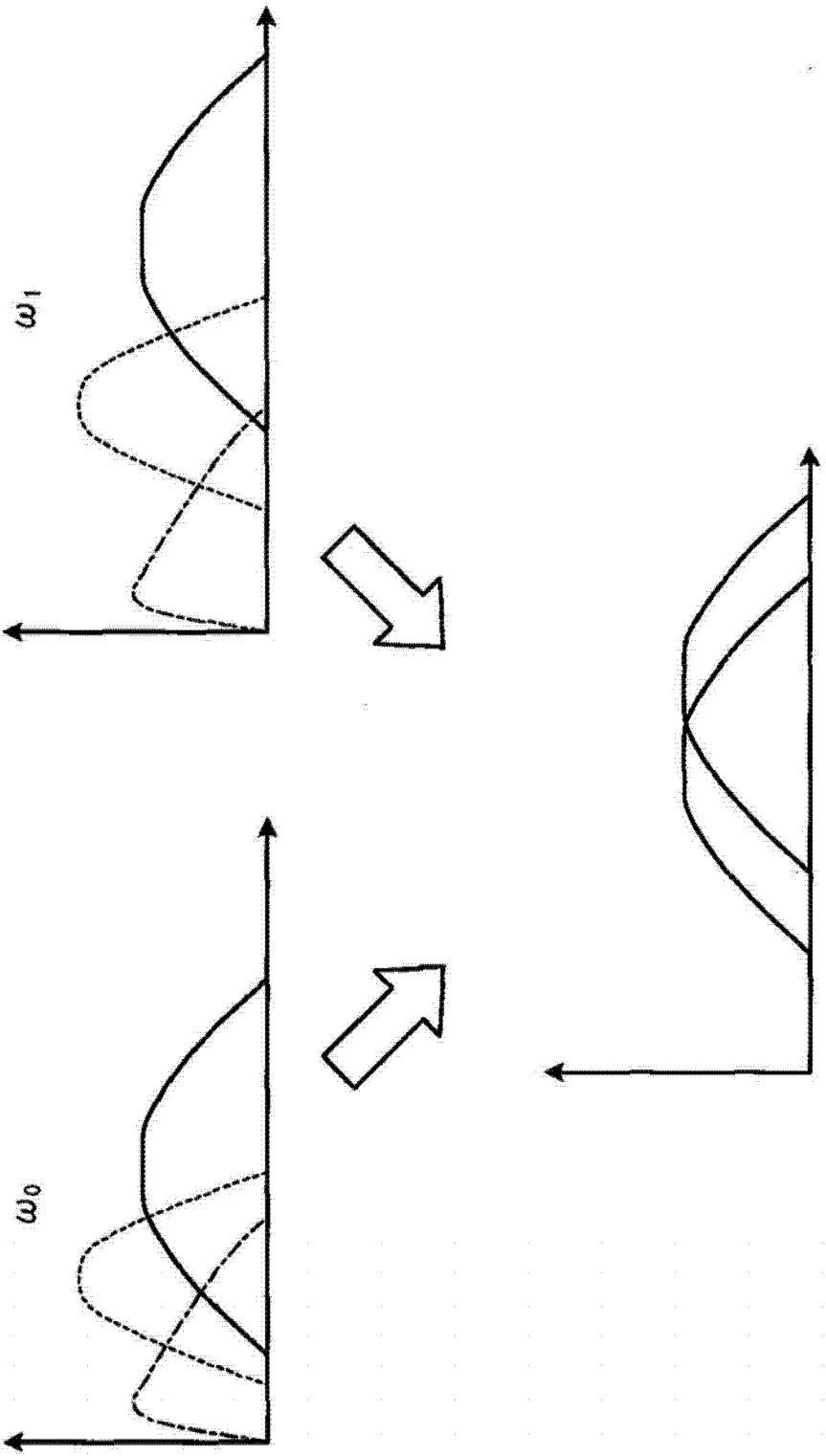


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN104644210A	公开(公告)日	2015-05-27
申请号	CN201410594358.1	申请日	2014-10-29
[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	深泽雄志 川岸哲也 挂江明弘 平间信		
发明人	深泽雄志 川岸哲也 挂江明弘 平间信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5253 G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8952 G01S15/8963		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013239077 2013-11-19 JP		
其他公开文献	CN104644210B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法，避免深部分辨率的劣化。实施方式的超声波诊断装置具备发送接收部、信号处理部、以及图像生成部。发送接收部通过各扫描线发送包含以第1相位发送的包含至少一个频率分量的第1超声波脉冲、以及与上述第1相位相差180度的第2相位发送的包含上述频率分量的第2超声波脉冲、以及以与上述第1相位以及第2相位相差90度的第3相位发送的包含上述频率分量的第3超声波脉冲的至少3个超声波脉冲，并生成与上述至少3个超声波脉冲的各个对应的多个接收信号。信号处理部合成上述多个接收信号生成合成信号。图像生成部根据上述合成信号生成超声波图像数据。

