



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104644210 B

(45)授权公告日 2017. 11. 28

(21)申请号 201410594358.1

(22)申请日 2014.10.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104644210 A

(43)申请公布日 2015.05.27

(30)优先权数据

2013-239077 2013.11.19 JP

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县大田原市

(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

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 6682482 B1,2004.01.27,

US 6108572 A,2000.08.22,

US 2002/0147398 A1,2002.10.10,

CN 1695561 A,2005.11.16,

US 2002/0040188 A1,2002.04.04,

审查员 廖怡芳

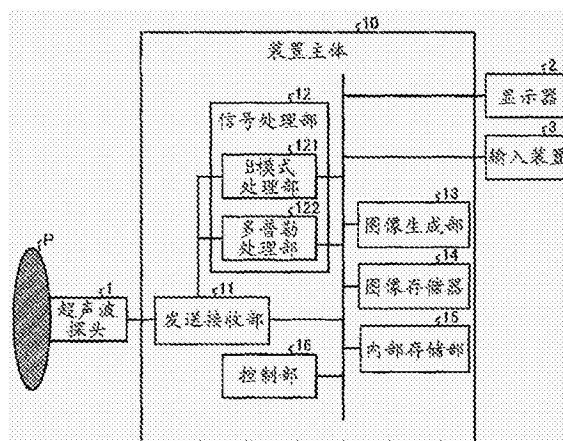
权利要求书3页 说明书27页 附图6页

(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、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;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,通过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处理,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. 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。

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;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,通过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处理,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。

5. 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;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,通过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处理,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。

6. 根据权利要求5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。

7. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送接收部,当在各扫描线中发送4次以上同一频率的超声波脉冲时,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,生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号;

信号处理部,通过生成对上述第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,合成上述多个接收信号来生成合成信号;

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

8. 根据权利要求7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。

9. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

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,生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号;

信号处理部,通过生成对上述第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,合成上述多个接收信号来生成合成信号;

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

10. 根据权利要求9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. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

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,生成与上述超声波脉冲的各个对应的多个接收信号;

信号处理部,通过生成经从上述第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,合成上述多个接收信号来生成合成信号;

图像生成部,根据上述合成信号来生成超声波图像数据。

12. 根据权利要求11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。

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(trigger)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“2f1”的2次谐波分量的极性、来自2次谐波“2f2”的2次谐波分量的极性、以及来自差音“f2-f1”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“2f2”的2次谐波分量。或者,例如,控制部16将来自2次谐波“2f2”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“f2-f1”的差音分量和“2f1”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,“f1”以及“f2”的值根据映像化的频带,由控制部16进行调整。例如,当设“f1=f”,进行将“2f”作为中心的宽频带的频带的映像化时,“f2”的值调整为“f2=3×f”。另外,例如,当设“f1=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,“f2”的值被调整为比“3×f”大的值,例如,被调整为“f2=3.5×f”。另外,例如,当设“f1=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,“f2”的值被调整为比“3×f”小的值,例如,被调整为“f2=2.5×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low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low域侧或者差音分量的low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】

$$\begin{aligned}
 S_{TX}(t) &= p(t) \cos(\omega t + \varphi) \\
 [0073] \quad &= \frac{1}{2} p(t) \{ \exp(j\omega t + j\varphi) + \exp(-j\omega t - j\varphi) \} \quad \cdots (1)
 \end{aligned}$$

[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“ $S_H(t) = S_{TX}^2(t) = p^2(t) \cos^2(\omega t + \varphi)$ ”通过欧拉公式,能够由以下的式(2)表示。

[0075] 【数学公式2】

$$\begin{aligned}
 S_H(t) &= S_{TX}^2(t) = p^2(t) \cos^2(\omega t + \varphi) \\
 [0076] \quad &= \frac{1}{4} p^2(t) \{ 2 + \exp(j2\omega t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega t - j2\varphi) \} \\
 &= \frac{1}{2} p^2(t) + \frac{1}{4} p^2(t) \{ \exp(j2\omega t + j2\varphi) + \exp(-j2\omega t - j2\varphi) \} \quad \cdots (2)
 \end{aligned}$$

[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]

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

[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]

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

[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“ $\varphi + \pi$ ”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]

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

[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】

$$[0089] \quad S1(t)+S2(t)=\alpha \cdot p^2(t)+\frac{\alpha}{2}p^2(t)\{\exp(j2\omega t+j2\phi)+\exp(-j2\omega t-j2\phi)\} \quad \cdots(6)$$

[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]

$$S3(t)=\frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t+j\phi)-\exp(-j\omega t-j\phi)\}+\frac{\alpha}{2}p^2(t)-\frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t+j2\phi)+\exp(-j2\omega t-j2\phi)\} \quad \cdots(7)$$

[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]

$$S4(t)=-\frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega t+j\phi)-\exp(-j\omega t-j\phi)\}+\frac{\alpha}{2}p^2(t)-\frac{\alpha}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega t+j2\phi)+\exp(-j2\omega t-j2\phi)\} \quad \cdots(8)$$

[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]

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

[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、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】

$$[0122] \quad S_{TX}(t) = p_0(t)\cos(\omega_0 t + \phi_0) + p_1(t)\cos(\omega_1 t + \phi_1) \quad \cdots (10)$$

[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】

$$\begin{aligned}
 [0126] \quad S_H(t) &= S_{TX}^2(t) = \{p_0(t)\cos(\omega_0 t + \phi_0) + p_1(t)\cos(\omega_1 t + \phi_1)\}^2 \\
 &= \frac{1}{2}p_0^2(t) + \frac{1}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\phi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi_0)\} \\
 &\quad + \frac{1}{2}p_1^2(t) + \frac{1}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\phi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\phi_1)\} \\
 &\quad + \frac{1}{2}p_0(t)p_1(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\phi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi_0)\}\{\exp(j2\omega_1 t + j2\phi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\phi_1)\} \\
 &= \frac{1}{2}p_0^2(t) + \frac{1}{4}p_0^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\phi_0) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi_0)\} \\
 &\quad + \frac{1}{2}p_1^2(t) + \frac{1}{4}p_1^2(t)\{\exp(j2\omega_1 t + j2\phi_1) + \exp(-j2\omega_1 t - j2\phi_1)\} \\
 &\quad + \frac{1}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j2(\omega_1 + \omega_0)t + j2(\phi_1 + \phi_0)) + \exp(-j2(\omega_1 + \omega_0)t - j2(\phi_1 + \phi_0))\} \\
 &\quad + \frac{1}{2}p_0^2(t)p_1^2(t)\{\exp(j2(\omega_1 - \omega_0)t + j2(\phi_1 - \phi_0)) + \exp(-j2(\omega_1 - \omega_0)t - j2(\phi_1 - \phi_0))\} \quad \cdots (11)
 \end{aligned}$$

[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】

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

[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】

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

[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 $(\phi_0 + \pi, \phi_1 + \pi)$ 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 $(\phi_0 + \pi/2, \phi_1 - \pi/2)$ 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 $(\phi_0 - \pi/2, \phi_1 + \pi/2)$ 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】

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

[0138] 【数学公式15】

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

[0140] 【数学公式16】

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

[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】

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

[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“ ω_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部分辨率的劣化。

[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)、($\phi_0+\pi$ 、 $\phi_1+\pi$)、($\phi_0+\pi/2$ 、 $\phi_1-\pi/2$)、($\phi_0-\pi/2$ 、 $\phi_1+\pi/2$)”,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音分量的THI法得到的图像数据的深部分辨率的劣化。

[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部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部分辨率,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部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]

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

[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]

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

[0165] 【数学公式20】

[0166]

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

[0167] 【数学公式21】

[0168]

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

[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]

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

[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相位相比较相位相差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相位相比较相位相差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相位相比较相位相差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]

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

[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、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、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、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、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、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“ $S_{TXC}(t)=p(t)\cos(\omega_0 t+\phi)$ ”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】

$$\begin{aligned} S_{TXC}(t) &= p(t)\cos(\omega_0 t + \phi) \\ [0205] \quad &= \frac{1}{2}p(t)\{\exp(j\omega_0 t + j\phi) + \exp(-j\omega_0 t - j\phi)\} \quad \dots(24) \end{aligned}$$

[0206] 并且,式(24)所示的“ $S_{TXC}(t)$ ”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“ $S_{TXC}^2(t)=p^2(t)\cos^2(\omega_0 t+\phi)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式(25)表示。

[0207] 【数学公式25】

$$\begin{aligned} S_{TXC}^2(t) &= p^2(t)\cos^2(\omega_0 t + \phi) \\ [0208] \quad &= \frac{1}{4}p^2(t)\{2 + \exp(j2\omega_0 t + j2\phi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi)\} \\ &= \frac{1}{2}p^2(t) + \frac{1}{4}p^2(t)\{\exp(j2\omega_0 t + j2\phi) + \exp(-j2\omega_0 t - j2\phi)\} \quad \dots(25) \end{aligned}$$

[0209] 另外,式(24)所示的“ $S_{TXC}(t)$ ”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“ $S_{TXC}^3(t)=p^3(t)\cos^3(\omega_0 t+\phi)$ ”根据欧拉公式,能够由以下的式(26)表示。

[0210] 【数学公式26】

[0211]

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

[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“ $S_{TX}(t)$ ”由以下的式(27)表示。

[0213] 【数学公式27】

[0214]

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

[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“ $S_{TX}(t)$ ”。此时,接收信号“ $S_{TX}(t)$ ”的基本波分量成为式(27)的右边的第1项,接收信号“ $S_{TX}(t)$ ”的0次谐波分量成为式(27)的右边的第2项。另外,接收信号“ $S_{TX}(t)$ ”的2次谐波分量成为式(27)的右边的第3项,接收信号“ $S_{TX}(t)$ ”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“ $S_{TX0}(t)$ ”由以下的式(28)表示,由第2发送得到的接收信号“ $S_{TX1}(t)$ ”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】

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

[0219] 【数学公式29】

[0220]

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

[0221] 【数学公式30】

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

[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】

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

[0230] 【数学公式33】

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

[0232] 【数学公式34】

$$\begin{aligned}
S_{TX3}(t) = & \frac{1}{8} \left\{ 4p(t) + 3\beta p^3(t) \right\} \left\{ \exp \left(j\omega_0 t + j\frac{\pi}{6} \right) + \exp \left(-j\omega_0 t - j\frac{\pi}{6} \right) \right\} + \frac{\alpha}{2} p^2(t) \\
[0233] \quad & + \frac{\alpha}{4} p^2(t) \left\{ \exp \left(j2\omega_0 t + j\frac{\pi}{3} \right) + \exp \left(-j2\omega_0 t - j\frac{\pi}{3} \right) \right\} \\
& + \frac{\beta}{8} p^3(t) \left\{ \exp \left(j3\omega_0 t - j\frac{\pi}{2} \right) + \exp \left(-j3\omega_0 t + j\frac{\pi}{2} \right) \right\} \quad \dots (34)
\end{aligned}$$

[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]

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

[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】

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

[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,设第一次至第六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的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定于图示,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。

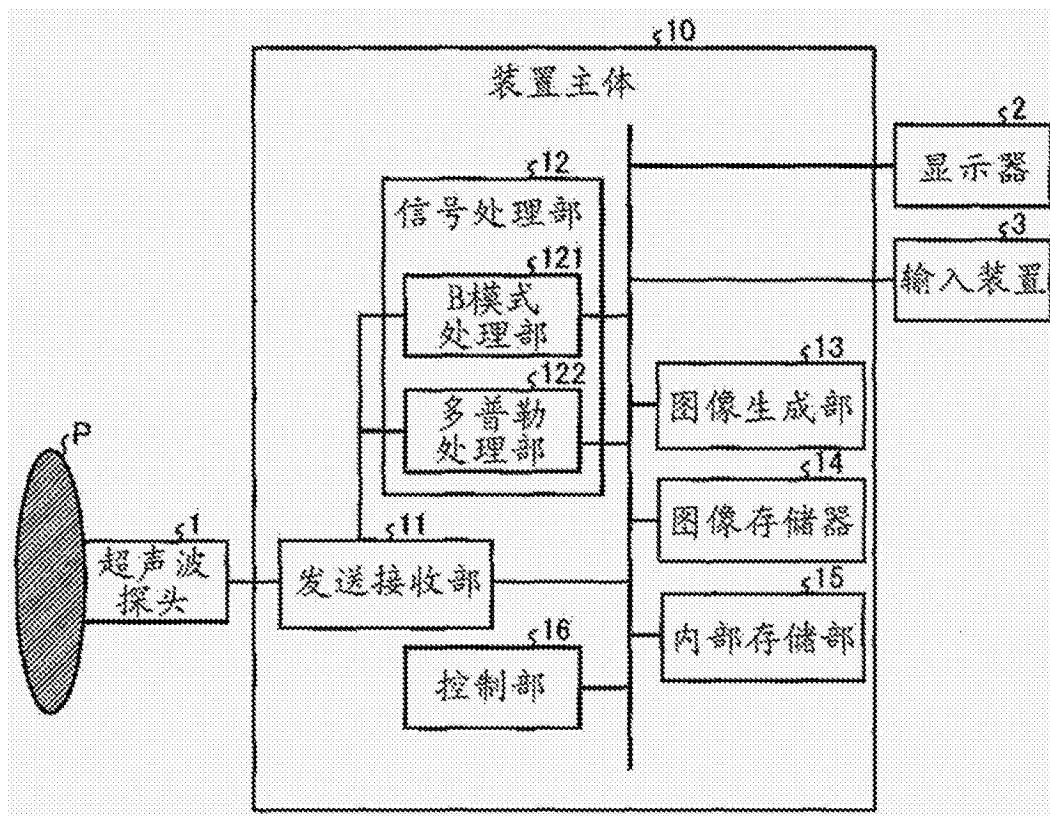


图1

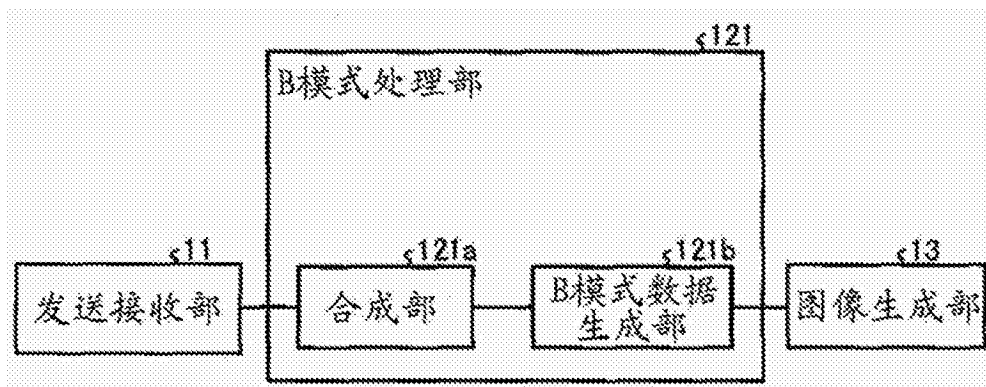


图2

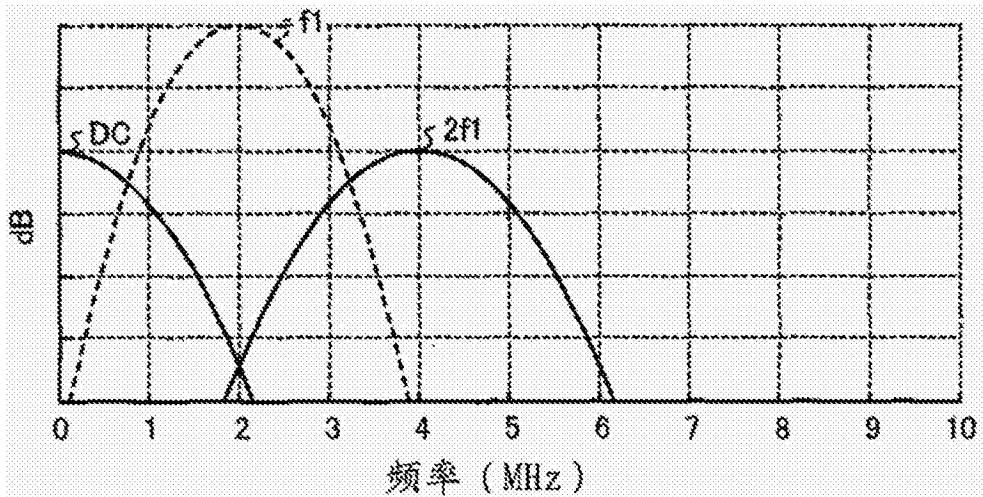


图3A

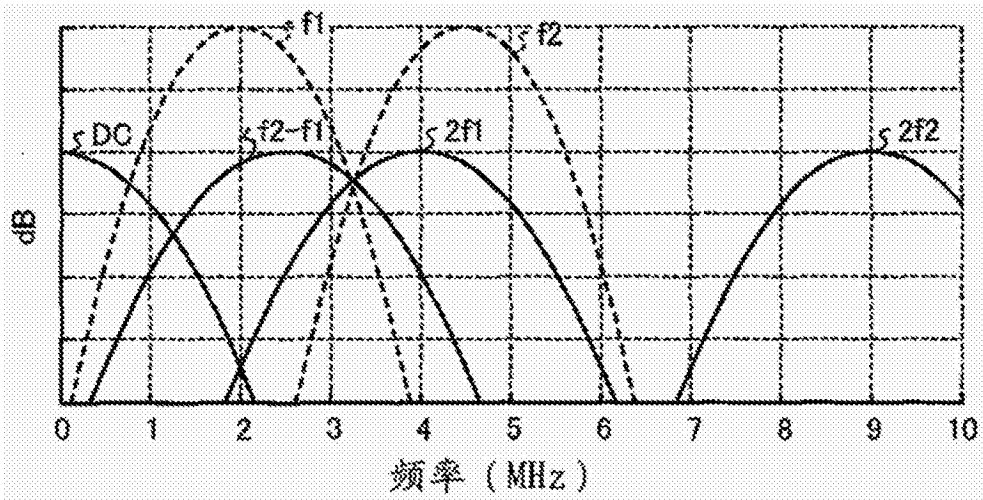


图3B

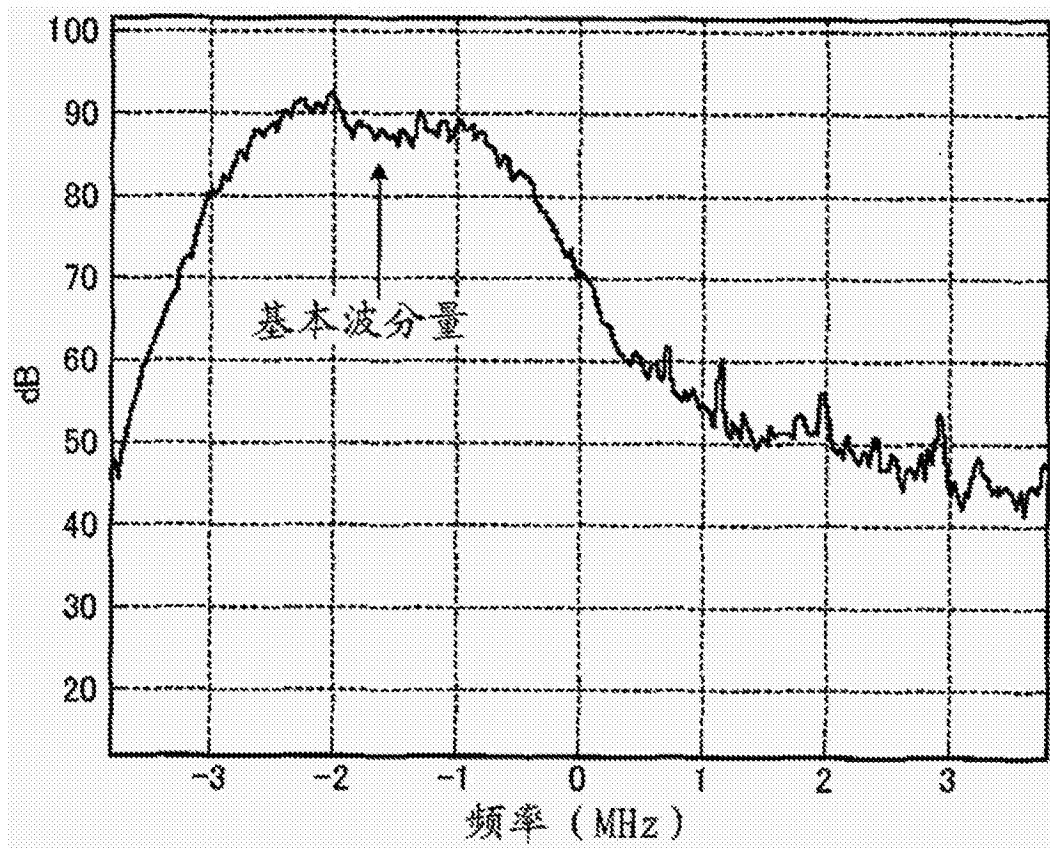


图4

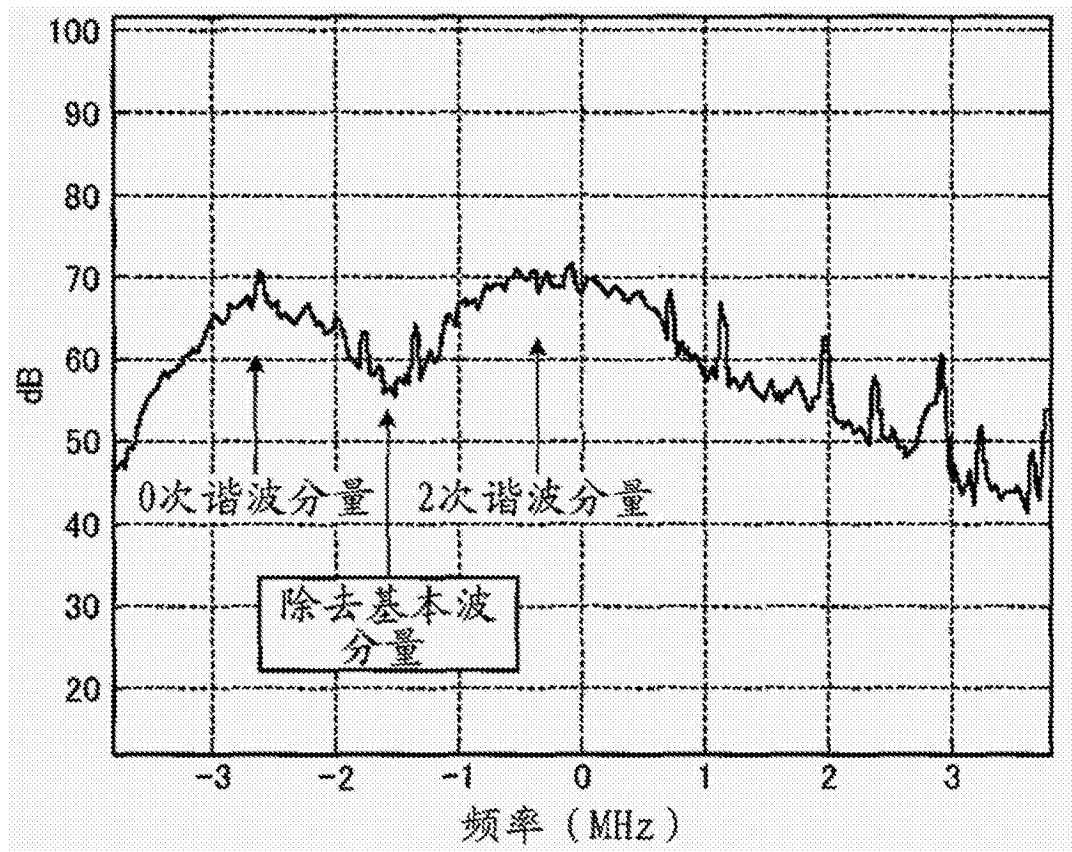


图5

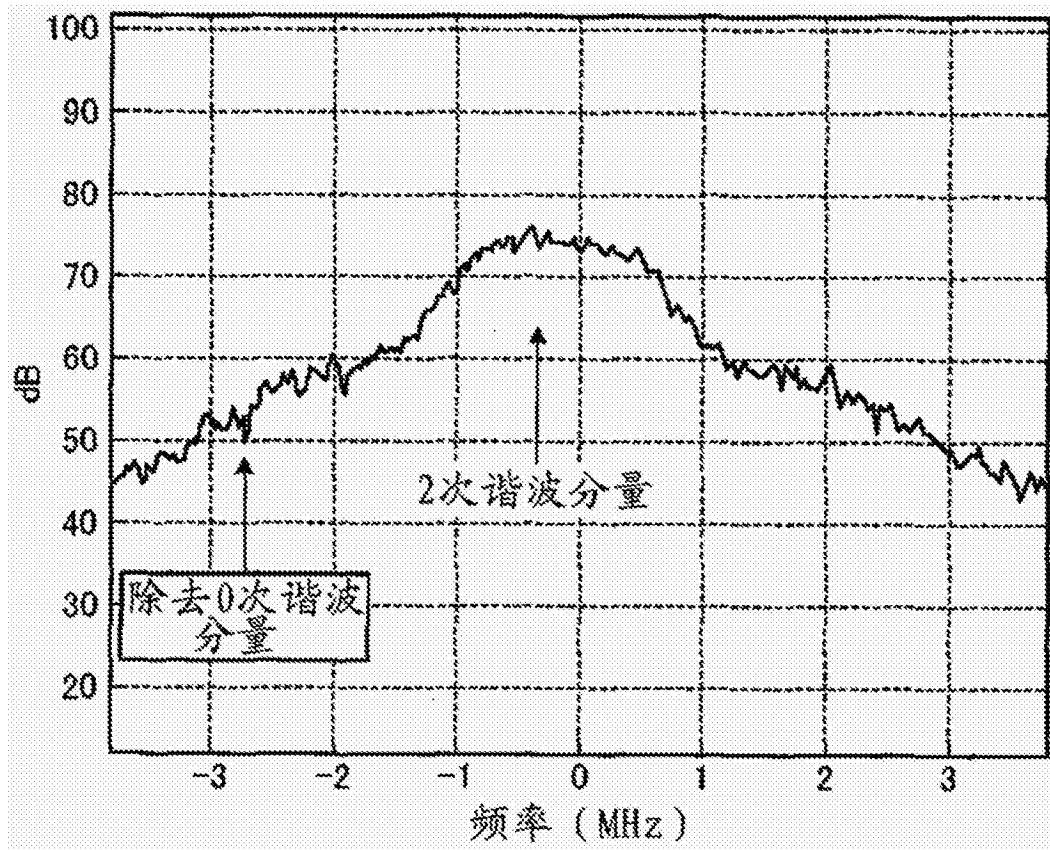


图6

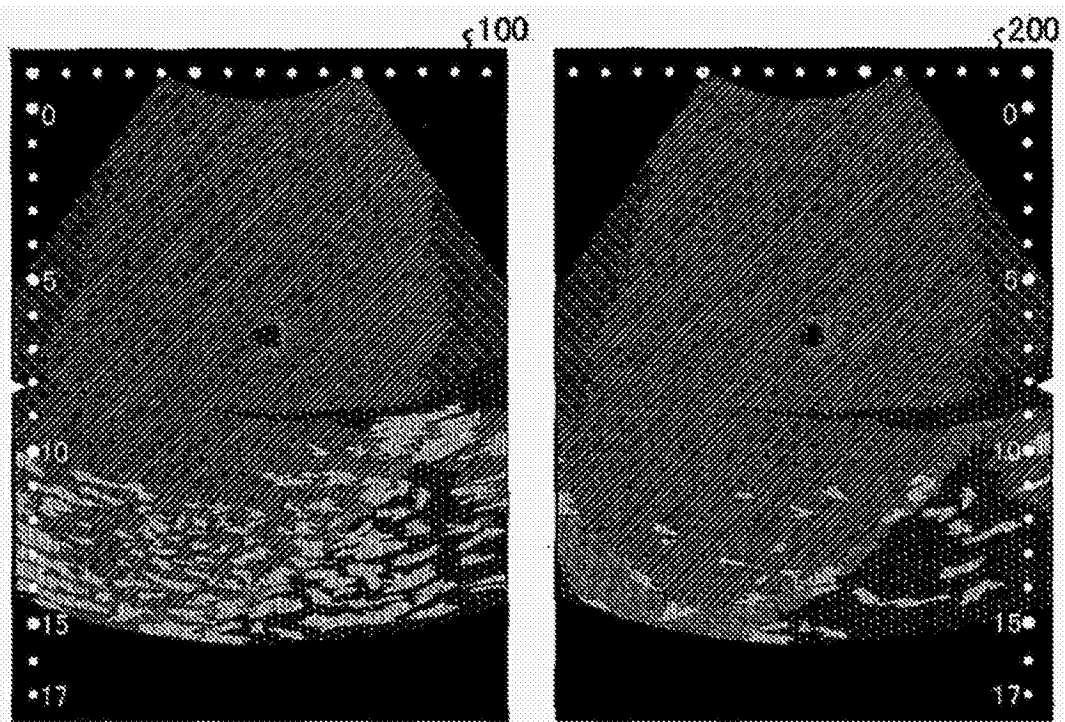


图7

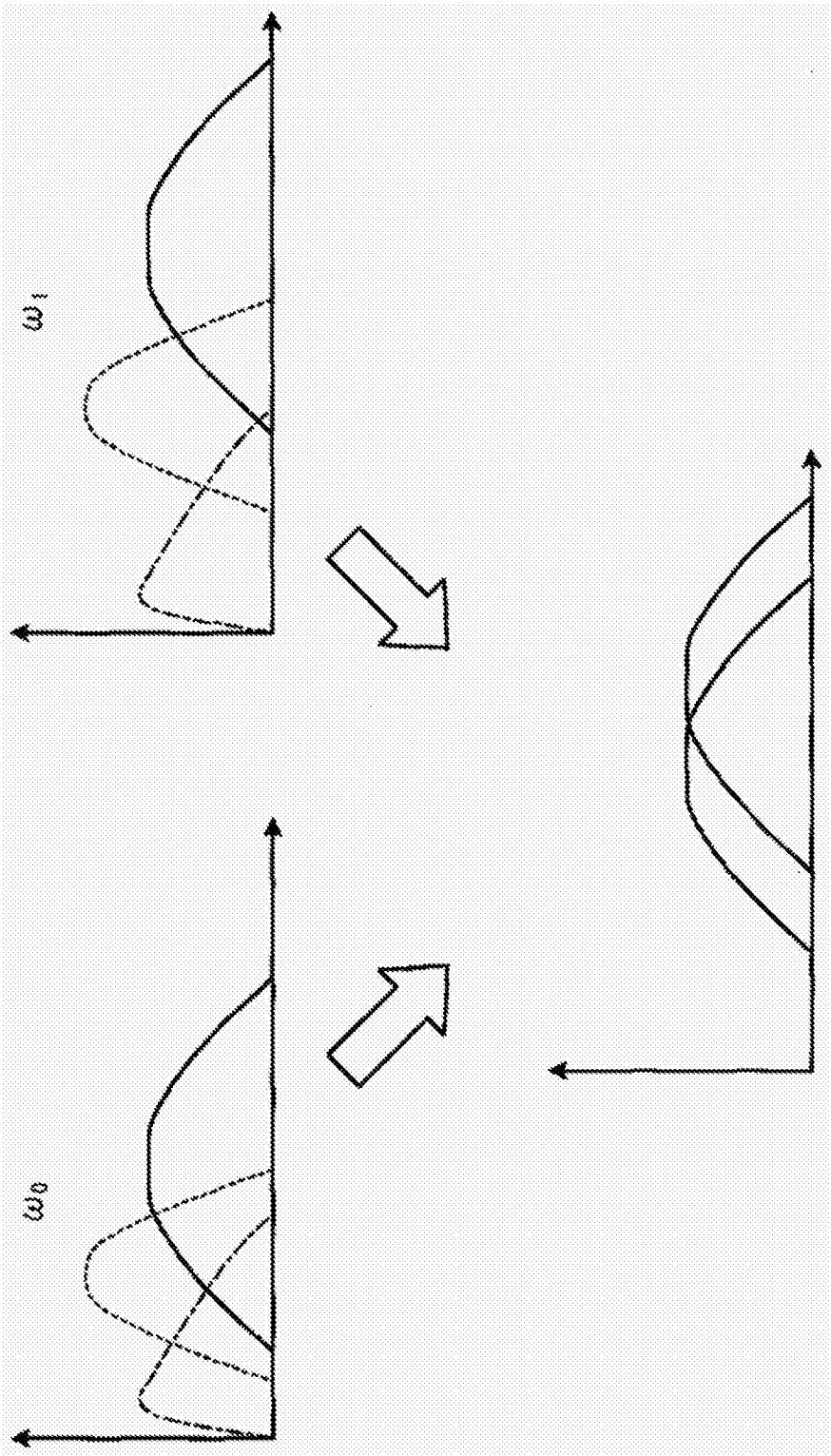


图8

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	CN104644210B	公开(公告)日	2017-11-28
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)	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	CN104644210A		
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、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。

