



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103687548 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201380000862. 8

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013. 06. 05

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-128051 2012. 06. 05 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/065587 2013. 06. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/183669 JA 2013. 12. 12

(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 吉新宽树 西原财光 挂江明弘

川岸哲也 平间信

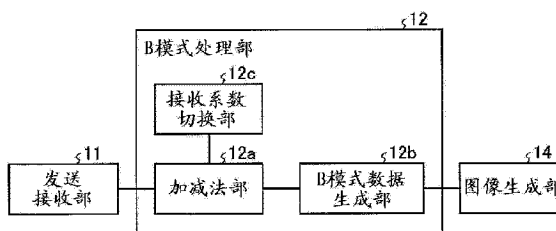
权利要求书2页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波成像方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备收发部(11)、加减法部(12a)以及图像生成部(14)。收发部(11)在被投放了造影剂的被检体的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第1组超声波收发和第2组超声波收发来输出多组的量的反射波数据,在上述第1组超声波收发中进行多次使振幅调制后的超声波发送或者进行多次使振幅以及相位调制后的超声波发送来生成反射波;上述第2组超声波收发与上述第1组的超声波收发相比相位调制不同。加减法部(12a)对多个组的量的反射波数据进行相加或者相减。图像生成部(14)根据从加减法部输出的数据来生成造影图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

收发部,其在被投放了造影剂的被检体的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第1组超声波收发和第2组超声波收发来输出多组的量的反射波数据,在上述第1组超声波收发中进行多次使振幅调制后的超声波发送或者多次使振幅以及相位调制后的超声波发送来接收反射波,上述第2组超声波收发与上述第1组超声波收发相比相位调制不同,

加减法部,其对上述多组的量的反射波数据进行相加或者相减;以及

图像生成部,其根据从上述加减法部输出的数据来生成造影图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部在上述第1组超声波收发中进行使振幅以及相位双方调制的振幅相位调制法,在上述第2组超声波收发中进行仅使振幅调制的振幅调制法,交替进行至少2组以上上述第1组超声波收发和上述第2组超声波收发。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部在上述第1组超声波收发以及上述第2组超声波收发中,分别将振幅调制大的发送超声波的极性设为同一极性。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部使在上述第2组超声波收发中进行多次的各发送超声波的极性分别从在上述第1组超声波收发中进行多次的各发送超声波的极性反转。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部在交替进行4组以上上述第1组超声波收发和上述第2组超声波收发时,使第奇数进行的第1组超声波收发和第偶数进行的第1组超声波收发的发送极性反转,使第奇数进行的第2组超声波收发和第偶数进行的第2组超声波收发的发送极性反转。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,还具备:

输入部,其为了进行超声波造影而接受切换要求并且接受在第2模式中进行的组数,上述切换要求从进行1种超声波收发的第1模式向交替进行多组上述第1组超声波收发和上述第2组超声波收发的上述第2模式切换;和

控制部,其当上述输入部接受到上述切换要求以及上述组数时,设定上述第2模式中的超声波收发条件。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,还具备:

输入部,其为了进行超声波造影而接受切换要求,上述切换要求从进行1种超声波收发的第1模式向交替进行多组上述第1组超声波收发和上述第2组超声波收发的第2模式切换;和

控制部,其当上述输入部接受到上述切换要求时,根据通过使上述第2模式的组数发生变化而生成的造影图像数据的信噪比,来设定上述第2模式下的发送组数。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部使用平面波或者漫射波作为发送超声波,进行并列同时接收处理。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部根据上述第1组超声波收发和上述第2组超声波收发的合计组数,来对超声波的发送输出进行调整。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述收发部根据上述第 1 组超声波收发和上述第 2 组超声波收发的合计组数,来对深度方向的增益进行调整。

11. 一种超声波成像方法,其中,包含:

收发部在被投放了造影剂的被检体的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发来输出多组的量的反射波数据,在上述第 1 组超声波收发中进行多次使振幅调制后的超声波发送或者多次使振幅以及相位调制后的超声波发送来接收反射波,上述第 2 组超声波收发与上述第 1 组超声波收发相比相位调制不同;

加减法部对上述多组的量的反射波数据进行相加或者相减;并且

图像生成部根据从上述加减法部输出的数据来生成造影图像数据。

超声波诊断装置以及超声波成像方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波成像方法。

背景技术

[0002] 近年来,静脉投放型的超声波造影剂被产品化,利用超声波诊断装置来进行被称为CHI (Contrast Harmonic Imaging) 的造影回波 (echo) 法。造影回波法的目的在于例如在心脏或肝脏等的检查中,从静脉注入超声波造影剂来增强血流信号,进行血流动态的评价。大多数超声波造影剂将微小气泡(微泡 (micro bubble))作为反射源。但是,由于气泡这样的易碎 (delicate) 的基本材料的性质,即使进行通常的诊断水平 (level) 的超声波照射,气泡也会由于超声波的机械作用而破碎,结果导致来自扫描 (scan) 面的信号强度降低。

[0003] 从而,为了实时地 (real time) 观察逆流的动态的样子,需要通过低声压的超声波发送来进行图像化等相对地减少气泡由于扫描而破碎。在基于这样的低声压的超声波发送的图像化中,信号 / 噪音比 (S/N 比) 也会降低。为了对其进行补偿,提出了如相位调制法 (PM:Phase Modulation) 或振幅调制法 (AM:Amplitude Modulation)、相位振幅调制法 (AMPM) 那样的各种信号处理法。通过这些影像化方法,能够实时地显示高 S/N 比的造影图像。超声波造影被用于根据实时性或高空间分辨率,在 X 射线 CT 装置或 MRI 装置中无法视觉化的微小构造(例如,微小血管构造)的仔细检查中。另外,超声波造影能够观察肿瘤血管的不规则的转移或营养血管,因此,有时对鉴别有用。另外,超声波造影除了腹部之外,还能够用于浅表区域。

[0004] 当观察微小病变时,为了得到空间分辨率而使用高频 (6MHz 以上) 的超声波探头 (probe),但深部灵敏度降低。另外,即使在对腹壁厚的患者进行扫描的情况下,深部灵敏度也降低。这是由于在以高频发送的超声波中频率依赖性衰减大能够观察的区域 (渗透: penetration) 停留在浅层区域。为了得到观察深度,一般的情况是降低频率,但此时,空间分辨率降低。临床上,需要在直到深部为止一直维持空间分辨率的状态下进行病变的观察,但有时仍不能得到满足。

[0005] 专利文献 1:美国专利申请公开第 6682482 号说明书

发明内容

[0006] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够以高泡 (bubble) 组织比和高深部灵敏度来进行超声波造影的超声波诊断装置。

[0007] 本发明的超声波诊断装置具备收发部、加减法部以及图像生成部。收发部在被投放了造影剂的被检体的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第 1 组 (set) 超声波收发和第 2 组超声波收发来输入多组的量的反射波数据 (data)。在上述第 1 组超声波收发中进行多次使振幅调制后的超声波发送或者使振幅以及相位调制后的超声波发送来接收反射波,在上述第 2 组超声波收发中与上述第 1 组的超声波收发相比相位调制不同。加减法部对多组

的量的反射波数据进行相加或者相减。图像生成部根据从加减法部输出的数据来生成造影图像数据。

附图说明

- [0008] 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。
- [0009] 图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的 B 模式 (mode) 处理部的结构例的框图。
- [0010] 图 3A 是表示进行 AM 时加减法部以及接收系数切换部所进行的处理的一个例子的图。
- [0011] 图 3B 是表示进行 AMPM 时加减法部以及接收系数切换部所进行的处理的一个例子的图。
- [0012] 图 4 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发一个例子的图(1)。
- [0013] 图 5A 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发一个例子的图(2)。
- [0014] 图 5B 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发一个例子的图(3)。
- [0015] 图 5C 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发一个例子的图(4)。
- [0016] 图 5D 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发一个例子的图(5)。
- [0017] 图 6 是表示由于并用 AMPM 以及 AM 而生成的残留回波的一个例子的图。
- [0018] 图 7 是表示第 1 实施方式所涉及的残留回波对策用的超声波收发一个例子的图。
- [0019] 图 8 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波收发的超声波造影结果的一个例子的图。
- [0020] 图 9 是用于说明第 2 实施方式的图。
- [0021] 图 10 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图 (flowchart)。
- [0022] 图 11 是用于说明第 3 实施方式的图。
- [0023] 图 12 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。
- [0024] 图 13 是用于说明第 4 实施方式的图(1)。
- [0025] 图 14 是用于说明第 4 实施方式的图(2)。
- [0026] 图 15 是用于说明第 4 实施方式的图(3)。

具体实施方式

[0027] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0028] (第 1 实施方式)

[0029] 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 1、显示器 (monitor) 2、输入装置 3 以及装置主体 10。

[0030] 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 所具有的收发部 11 供给的驱动信号来产生超声波。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 的反射波并转换成电气信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振

子的匹配层和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 可自由拆卸地与装置主体 10 连接。

[0031] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则所发送的超声波被被检体 P 体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的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,所发送的超声波脉冲 (pulse) 被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号会由于多普勒 (Doppler) 效应,而依赖于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0032] 另外,即使超声波探头 1 是二维地对被检体 P 进行扫描的 1D 阵列探头 (array probe) 或者是三维地对被检体 P 进行扫描的机械 (mechanical) 4D 探头或 2D 阵列探头,第 1 实施方式也能够适用。

[0033] 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)、操纵杆 (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,并对装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。

[0034] 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。

[0035] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波信号来生成超声波图像数据的装置。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据二维反射波信号来生成二维超声波图像数据,根据三维反射波信号生成三维超声波图像数据的装置。其中,第 1 实施方式即使在装置主体 10 是二维数据专用的装置的情况下也能够适用。

[0036] 装置主体 10 如图 1 所示例的那样,具有收发部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 (memory) 15、内部存储部 16、控制部 17。

[0037] 收发部 11 根据后述的控制部 17 的指示,控制超声波探头 1 进行的超声波收发。收发部 11 具有脉冲产生器、发送延迟部、脉冲发生器 (pulsar) 等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲产生器以规定的速率 (rate) 频率,反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲产生器所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲发生器以基于速率脉冲的定时 (timing),向超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,发送延迟部通过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。

[0038] 另外,收发部 11 为了根据后述的控制部 17 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) 型发送电路、或者电切换多个电源单元 (unit) 的机构来实现。

[0039] 另外,收发部 11 具有放大器电路 (amplifier)、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来生成反射波数据。放大器电路将反射波信号按每个信道 (channel) 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, 强调反射波信号的来自与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) 带宽的同相位信号 (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”) 作为反射波数据保存于未图示的帧缓冲器 (frame buffer)。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, 并保存于未图示的帧缓冲器。

[0040] 收发部 11 在对被检体 P 进行二维扫描时, 从超声波探头 1 发送二维的超声波束。并且, 收发部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维反射波信号来生成二维反射波数据。另外, 收发部 11 在对被检体 P 进行三维扫描时, 从超声波探头 1 发送三维超声波束。并且, 收发部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维反射波信号生成三维反射波数据。

[0041] B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 是对收发部 11 根据反射波信号生成的反射波数据, 进行各种信号处理的信号处理部。B 模式处理部 12 从收发部 11 接收反射波数据, 进行对数放大、包络线检波处理等, 来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 13 根据从收发部 11 接收到的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、功率 (power) 等移动体信息的数据 (多普勒数据)。在此, 所谓移动体, 例如是指血流或心脏壁等组织、造影剂。B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 经由上述的帧缓冲器取得反射波数据。

[0042] 另外, 图 1 所示例的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维反射波数据以及三维反射波数据这双方进行处理。即, B 模式处理部 12 根据二维反射波数据生成二维 B 模式数据, 根据三维反射波数据生成三维 B 模式数据。另外, 多普勒处理部 13 根据二维反射波数据生成二维多普勒数据, 根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。

[0043] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据来生成超声波图像数据。图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的二维 B 模式数据来生成由亮度来表示反射波强度的二维 B 模式图像数据。另外, 图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所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、功率图像数据或者对它们进行组合后的图像数据。

[0044] 在此, 图像生成部 14 一般的情况是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 14 通过根据超声波探头 1 对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 14 除了扫描转换以外, 例如还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) 等作为各种图像处理。另外, 图像生成部 14 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。

[0045] 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 14 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用超声波图像数据。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 14 根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据, 来生成显示用的二维超声波图像数据。

[0046] 另外,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 所生成的三维 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 14 通过对多普勒处理部 13 所生成的三维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 14 将“三维 B 模式图像数据或三维多普勒图像数据”生成为“三维超声波图像数据(体数据(volume data))”。

[0047] 另外,图像生成部 14 为了生成用于将体数据显示于显示器 2 的各种二维图像数据,对体数据进行绘制(rendering)处理。作为图像生成部 14 所进行的绘制处理,例如存在进行断面重建法(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 14 所进行的绘制处理,例如存在生成反映了三维信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0048] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用图像数据的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。图像存储器 15 所存储的 B 模式数据或多普勒数据例如在诊断之后能够由操作者调出,经由图像生成部 14 变为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 15 还能够存储收发部 11 所输出的反射波数据。

[0049] 内部存储部 16 存储用于进行超声波收发、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,内部存储部 16 根据需要还用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 16 所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 16 还能够存储从外部装置经由未图示的接口转送来的数据。

[0050] 控制部 17 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 17 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 16 读取到的各种控制程序以及各种数据,控制收发部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 以及图像生成部 14 的处理。另外,控制部 17 进行控制,以使得将图像存储器 15 或内部存储部 16 所存储的显示用超声波图像数据显示于显示器 2。

[0051] 另外,内置于装置主体 10 的收发部 11 等还有时由集成电路等硬件(hardware)构成,还有时是由软件(software)进行模块(module)化而成的程序。

[0052] 在此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置是作为超声波造影能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)的装置。上述的 B 模式处理部 12 能够通过使检波频率进行变化,来改变影像化的频带。B 模式处理部 12 通过上述的功能,将被投放了超声波造影剂的被检体 P 的摄像部位中的反射波数据分离成将在摄像部位流动的超声波造影剂(微小气泡、气泡)作为反射源的反射波数据和将存在于摄像部位的组织作为反射源的反射波数据。由此,图像生成部 14 能够生成将流动的气泡以高灵敏度影像化后的造影图像数据。

[0053] 在来自微小气泡的反射波信号中,包含大量的作为非线性信号的谐波分量。造影图像数据根据二次谐波(second harmonic)分量生成。例如,B 模式处理部 12 根据反射波数据通过滤波处理分离成谐波分量和基本波分量。但是,在滤波处理中,有时会没有充分地进行基本波分量的除去,而未生成基本波分量被抑制而谐波分量被强调的造影图像数据。另外,在 CHI 中,为了使微小气泡不会破碎,需要以低声压进行超声波发送。但是,在基于低声压的超声波发送的图像化中,造影图像数据的信号/噪音比(S/N 比)降低。

[0054] 另一方面,作为即使在低声压的超声波发送也能够提高造影图像数据的 S/N 比的超声波收发法,知道有相位调制法 (PM :Phase Modulation)、振幅调制法 (AM :Amplitude Modulation)、或相位振幅调制法 (AMPM)。第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置是能够执行 AM、PM 以及 AMPM 的装置。

[0055] 在 AM 中,收发部 11 根据控制部 17 所设定的扫描序列,例如如 (0.5, 1, 0.5) 那样,在各扫描线发送 3 次以相同相位极性将振幅的比率调制成“1 :2 :1”的超声波。并且,收发部 11 将 3 个反射波数据向 B 模式处理部 12 输出。在此,设 (0.5, 1, 0.5) 的反射波数据为 R1、R2 以及 R3。B 模式处理部 12 对进行了“R1-R2+R3”的加减法处理的数据进行包络线检波处理生成 B 模式数据,图像生成部 14 根据从 B 模式处理部 12 输出的 1 帧的量的 B 模式数据、或者 1 体积(volume)的量的 B 模式数据来生成超声波图像数据。

[0056] 另外,在 AMPM 中,收发部 11 根据控制部 17 所设定的扫描序列,例如,如 (-0.5, 1, -0.5) 那样,将振幅的比率调制为“1 :2 :1”,并且在各扫描线发送 3 次使第 1 次以及第 3 次的发送超声波的极性和第 2 次的发送超声波的极性反转后的超声波。在此,设 (-0.5, 1, -0.5) 的反射波数据为 R1、R2 以及 R3。B 模式处理部 12 对进行了“R1+R2+R3”的加法处理的数据进行包络线检波处理来生成 B 模式数据,图像生成部 14 根据从 B 模式处理部 12 输出的 1 帧的量的 B 模式数据、或者根据 1 容积的量的 B 模式数据来生成超声波图像数据。

[0057] 为了执行上述的 AM 或 AMPM,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 如图 2 所示例的那样构成。图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部的结构例的框图。另外,图 3A 是表示当进行时加减法部以及接收系数切换部所进行的处理的一个例子的图,图 3B 是表示进行 AMPM 时加减法部以及接收系数切换部所进行的处理的一个例子的图。

[0058] 如图 2 所示例的那样,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 具有加减法部 12a、B 模式数据生成部 12b 以及接收系数切换部 12c。加减法部 12a 以及接收系数切换部 12c 是当进行基于 AM 或 AMPM 的超声波收发时发挥作用的处理部。

[0059] 例如,如图 3A 所示,当进行 (0.5, 1, 0.5) 的 AM 时,加减法部 12a 接收收发部 11 所输出的反射波数据“R1, R2, R3”。反射波数据是具有相位信息的 IQ 信号或 RF 信号。接收系数切换部 12c 在进行 AM 时,通过控制部 17 的控制,将接收系数 (1, -1, 1) 向加减法部 12a 输出。加减法部 12a 根据接收系数 (1, -1, 1),如图 3A 所示,通过“ $1 \times R1 + (-1) \times R2 + 1 \times R3$ ”合成 3 个反射波数据。并且,加减法部 12a 将合成数据向 B 模式数据生成部 12b 输出,B 模式数据生成部 12b 根据合成数据生成 B 模式数据,并向图像生成部 14 输出。

[0060] 另外,例如如图 3B 所示,当进行 (-0.5, 1, -0.5) 的 AMPM 时,加减法部 12a 接收收发部 11 所输出的反射波数据“R1, R2, R3”。接收系数切换部 12c 在进行 AMPM 时,通过控制部 17 的控制,将接收系数 (1, 1, 1) 向加减法部 12a 输出。加减法部 12a 根据接收系数 (1, 1, 1),如图 3B 所示通过“ $1 \times R1 + 1 \times R2 + 1 \times R3$ ”合成 3 个反射波数据。并且,加减法部 12a 将合成数据向 B 模式数据生成部 12b 输出,B 模式数据生成部 12b 根据合成数据生成 B 模式数据,向图像生成部 14 输出。

[0061] AM 或 AMPM 是提取造影剂的非线性响应,而删除 (cancel) 来自组织的线性信号并特别地描绘造影剂的影像法,。因此,通过 AM 或 AMPM 生成的超声波图像数据变为即使在低声压也抑制来自组织的信号,强调来自造影剂的谐波分量的造影图像数据。即,能够通过进行 AM 或 AMPM,改善 S/N 比。

[0062] 在此,振幅调制通过发送声压或者发送元件数的控制来实现。但是由于构成收发部 11 的电路的非线性,来自组织的信号还不能完全地删除,会有残留。例如,在基于发送元件数的振幅调制中,小振幅的超声波发送通过基于偶数信道或者奇数信道的发送来实现。当进行(0.5,1,0.5)的 AM 时,第 1 次的“0.5”的超声波发送由偶数信道进行,第 2 次的“1”的超声波发送由全部信道(channel)进行,第 3 次的“0.5”的超声波发送由奇数信道进行。另外,当进行(-0.5,1,-0.5)的 AMPM 时,第 1 次的“-0.5”的超声波发送由偶数信道进行,第 2 次的“1”的超声波发送由全部信道进行,第 3 次的“-0.5”的超声波发送由奇数信道进行。

[0063] 但是,由于该间拔发送时的电路的串扰(cross talk)等,“偶数信道+奇数信道”的发送声压有时不一定与“全部信道”的发送声压一致,振幅的比率不是“1:2:1”。此时,残留组织信号。

[0064] 另外,当观察微小病变时,为了得到空间分辨率需要使用高频的超声波探头 1,但频率依赖性衰减较大,因此,深部灵敏度降低。另外,在对腹壁厚的被检体 P 进行扫描的情况下,由于频率依赖性衰减也会较大,因此,深部灵敏度降低。为了提高深部灵敏度,需要降低发送超声波的频率,因此,空间分辨率降低。

[0065] 因此,提出了一种改善 S/N 比并兼顾空间分辨率和深部灵敏度的方法。该方法是通过增加在同一扫描线收发的数据数来兼顾空间分辨率和深部灵敏度的方法。在该方法中,在同一扫描线附近进行多次基于 AM 或 AMPM 的超声波收发。通过该方法,即使在深部区域中的衰减程度高的、频率比较高的超声波收发的情况下,也能够维持 S/N 比和空间分辨率并提高深部灵敏度。另外,以下将上述方法记作“以往方法”。

[0066] 但是,反复同一组超声波收发来增加数据数的“以往方法”虽然能够改善深部灵敏度,但除了增强来自造影剂的信号之外,还增强来自组织的信号(除去残留分量),有时会损害造影剂的特异性。即,在“以往方法”中,有时气泡组织比降低。

[0067] 因此,为了以高气泡组织比和高深部灵敏度来进行超声波造影,第 1 实施方式所涉及的收发部 11 在投放了造影剂的被检体 P 的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发,来输出多组的量的反射波数据。另外,第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发在同一扫描线附近进行。另外,第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发交替进行。

[0068] 在此,第 1 组超声波收发是进行多次使振幅调制后的超声波发送来接收反射波的扫描序列。或者,第 1 组超声波收发是进行多次使振幅以及相位调制后的超声波发送来接收反射波的扫描序列。另外,第 2 组超声波收发是将与第 1 组超声波收发相比只有相位调制不同的超声波发送与在第 1 组超声波收发中进行的超声波发送次数进行相同的次数,来接收反射波的扫描序列。另外,组数变为偶数。第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发是进行多次超声波发送并接收反射波的扫描序列。另外,例如,当在同一扫描线附近,进行 1 次第 1 组超声波收发并进行 1 次第 2 组超声波收发时,则变为进行了合计 2 组的超声波收发。另外,例如在同一扫描线附近中,进行 1 次第 1 组超声波收发并进行 1 次第 2 组超声波收发,进行 1 次第 1 组超声波收发并进行 1 次第 2 组超声波收发时,将进行合计 4 组超声波收发。

[0069] 并且,第 1 实施方式所涉及的加减法部 12a 对多个组的量的反射波数据进行相加

或者相减。并且,第 1 实施方式所涉及的图像生成部 14 根据从加减法部 12a 输出的数据,生成造影图像数据。图 4、图 5A、图 5B、图 5C 以及图 5D 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波收发的一个例子的图。

[0070] 在第 1 扫描序列中,收发部 11 在第 1 组超声波收发中进行调制振幅以及相位这双方的振幅相位调制法,在第 2 组超声波收发中,进行只调制振幅的振幅调制法。并且,在第 1 扫描序列中,收发部 11 至少交替进行 2 组以上第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发。另外,在第 1 扫描序列中,收发部 11 分别在第 1 组超声波收发以及第 2 组超声波收发中,将振幅调制大的发送超声波的极性设为同一极性。

[0071] 图 4 表示第 1 扫描序列的一个例子。在图 4 中,设 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 为第 1 组超声波收发, $(0.5, 1, 0.5)$ 的 AM 为第 2 组超声波收发。另外,在图 4 所示例的第 1 扫描序列中,通过重复 2 次“AMP+AM”,来进行合计 4 组超声波收发。由此,收发部 11 生成 12 个反射波数据。

[0072] 加减法部 12a 通过针对 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 的反射波数据使用上述 $(1, 1, 1)$ 的接收系数,针对 $(0.5, 1, 0.5)$ 的 AM 的反射波数据使用上述 $(1, -1, 1)$ 的接收系数,来合成 12 个反射波数据。

[0073] 如上所述,由于间拔发送时的电路的串扰等,残留组织信号。第 1 扫描序列在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中使小振幅的极性交替反转。由此,第 1 扫描序列变为抑制组织信号的除去残留的序列(sequence)。另外,第 1 扫描序列变为通过使在造影剂的动作中主要的大的振幅的极性在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中相同,来提高造影剂灵敏度的序列。

[0074] 在第 2 扫描序列中,与第 1 扫描序列相同,收发部 11 在第 1 组超声波收发中进行 AMPM,在第 2 组超声波收发中进行 AM。并且,在第 2 扫描序列中,与第 1 扫描序列相同,收发部 11 至少交替进行 2 组以上第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发。

[0075] 其中,在第 2 扫描序列中,在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中,使大振幅的极性交替反转,在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中,使小振幅的极性相同。

[0076] 图 5A 表示合计组数是“2”的第 2 扫描序列的一个例子。在图 5A 中,将 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 作为第 1 组超声波收发,将 $(-0.5, -1, -0.5)$ 的 AM 作为第 2 组超声波收发。另外,在图 5A ~ 图 5D 中,括弧内所示的值是接收系数。

[0077] 在图 5A 所示的情况下,加减法部 12a 针对 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 的反射波数据,由于是 AMPM,因此使用 $(1, 1, 1)$ 的接收系数来合成第 1 组反射波数据。另外,加减法部 12a 针对 $(-0.5, -1, -0.5)$ 的 AM 的反射波数据,由于是 AM,因此通过使用 $(1, -1, 1)$ 的接收系数来合成第 2 组反射波数据。并且,在图 5A 所示的情况下,加减法部 12a 从第 1 组反射波数据中减去第 2 组反射波数据。第 2 扫描序列是通过使小振幅的速率的极性相同,从第 1 组反射波数据中减去第 2 组反射波数据,从而删除组织的除去残留的序列。

[0078] 另外,加减法部 12a 针对 $(-0.5, -1, -0.5)$ 的 AM 的反射波数据,也可以通过使用 $(-1, 1, -1)$ 的接收系数,来将第 1 组反射波数据和第 2 组反射波数据相加。

[0079] 在第 3 扫描序列中,收发部 11 使在第 2 组超声波收发中进行多次的各发送超声波的极性分别从在第 1 组超声波收发中进行多次的各发送超声波的极性反转。具体而言,作为第 3 扫描序列,存在通过 AMPM 进行第 1 组以及第 2 组双方,第 2 组 AMPM 的极性全部从第

1 组 AMPM 的极性反转的第 1 种情况。另外,作为第 3 扫描序列,存在通过 AM 进行第 1 组以及第 2 组双方,第 2 组 AM 的极性全部从第 1 组 AM 的极性反转的第 2 种情况。

[0080] 图 5B 表示执行合计组数是“2”的第 1 种情况的第 3 扫描序列的一个例子。在图 5B 中,将 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 作为第 1 组超声波收发,将 $(0.5, -1, 0.5)$ 的 AMPM 作为第 2 组超声波收发。

[0081] 图 5B 所示的情况下,加减法部 12a 针对 $(-0.5, 1, -0.5)$ 的 AMPM 的反射波数据,由于是 AMPM,因此使用 $(1, 1, 1)$ 的接收系数来合成第 1 组反射波数据。另外,加减法部 12a 针对 $(0.5, -1, 0.5)$ 的 AM 的反射波数据,由于是 AMPM,因此使用 $(1, 1, 1)$ 的接收系数来合成第 2 组反射波数据。并且,图 5B 所示的情况下,加减法部 12a 对第 1 组反射波数据和第 2 组反射波数据进行相加。执行第 1 种情况的第 3 扫描序列变为通过在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中使小振幅的极性交替反转,来抑制组织信号的除去残留的序列。

[0082] 另外,加减法部 12a 针对 $(0.5, -1, 0.5)$ 的 AMPM 的反射波数据,也可以通过使用 $(-1, -1, -1)$ 的接收系数,从第 1 组反射波数据中减去第 2 组反射波数据。

[0083] 图 5C 表示执行合计组数是“2”的第 2 种情况的第 3 扫描序列的一个例子。在图 5C 中,将 $(0.5, 1, 0.5)$ 的 AM 作为第 1 组超声波收发,将 $(-0.5, -1, -0.5)$ 的 AM 作为第 2 组超声波收发。

[0084] 在图 5C 所示的情况下,加减法部 12a 针对 $(0.5, 1, 0.5)$ 的 AM 的反射波数据,由于是 AM,因此使用 $(1, -1, 1)$ 的接收系数来合成第 1 组反射波数据。另外,加减法部 12a 针对 $(-0.5, -1, -0.5)$ 的 AM 的反射波数据,由于是 AM,因此使用 $(1, -1, 1)$ 的接收系数来合成第 2 组反射波数据。并且,在图 5C 所示的情况下,加减法部 12a 将第 1 组反射波数据和第 2 组反射波数据相加。执行第 2 种情况的第 3 扫描序列也变为通过在第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发中使小振幅的极性交替反转,来抑制组织信号的除去残留的序列。

[0085] 在此,虽然根据发送频率,但有时由于组间的相位调制,气泡的响应弱。特别地,在执行第 2 种情况的第 3 扫描序列中,由于相位调制大,因此,气泡的响应弱的可能性高。因此,组织信号的残存可能上升,为了刻意提高造影剂的灵敏度,也可以如图 5D 所示,从第 1 组反射波数据中减去第 2 组反射波数据。

[0086] 第 1 扫描序列~第 3 扫描序列能够根据发送频率或造影剂的种类,适当地选择合适的序列。序列的选择也可以由操作者手动设定,例如也可以由控制部 17 自动设定。

[0087] 然而,如第 1 扫描序列或第 2 扫描序列那样,当并用 AMPM 以及 AM 时,有时产生由于残留回波而导致的伪影。近年来的造影剂以低声压进行影像化,因此由于残留回波而导致的伪影的影响少,但当存在高回波时,有时发生多重反射,由于残留回波而导致的伪影(artifact)变得显著。当使没有进行相位调制的 AM 为第 2 组时,基于一个之前的发送的回波(残留回波)进入当前的接收期间,没有除去残留回波而变为伪影。图 6 是表示由于并用 AMPM 以及 AM 而生成的残留回波的一个例子的图。

[0088] 图 6 是表示当进行图 4 所示的第 1 扫描序列时而生成的残留回波的图。如图 6 所示,第 2 组以及第 4 组的 AM 中的残留回波变为 $(-0.5, 0.5, 1)$ 。由于接收系数是 $(1, -1, 1)$,因此,第 2 组以及第 4 组残留回波分别如图 6 所示,变为“ $-0.5-0.5+1=0$ ”。另一方面,如图 6 所示,第 1 组以及第 3 组的 AMPM 中的残留回波变为 $(0.5, -0.5, 1)$ 。由于接收系数是 $(1, 1, 1)$,因此第 1 组以及第 3 组残留回波分别如图 6 所示,变为“ $0.5-0.5+1=1$ ”。即,在第 1 扫

描序列中,产生残留回波的影响。另外,在第 2 扫描序列也同样地产生残留回波的影响。特别地,在进行合计 4 组以上第 1 以及第 2 扫描序列时,残留回波的影响变大。

[0089] 因此,当交替进行 4 组以上第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发时,收发部 11 使第奇数进行的第 1 组超声波收发和第偶数进行的第 1 组超声波收发的发送极性反转。另外,收发部 11 使第奇数进行的第 2 组超声波收发和第偶数进行的第 2 组超声波收发的发送极性反转。图 7 是表示第 1 实施方式所涉及的残留回波对策用的超声波收发的一个例子的图。

[0090] 图 7 表示将图 4 所示的第 1 扫描序列作为残留回波对策用的扫描序列的情况。如图 7 所示,第 3 组(第 2) AMPM 是将第 1 组(第 1) AMPM 反转后的序列,第 4 组(第 2) AM 是将第 2 组(第 1) AM 反转后的序列。

[0091] 如图 7 所示,第 1 组 AMPM 中的残留回波变为 $(-0.5, -0.5, 1)$ 。由于接收系数是 $(1, 1, 1)$,因此第 1 组残留回波如图 7 所示,变为 $-0.5-0.5+1=0$ 。另外,如图 7 所示,第 2 组 AM 中的残留回波变为 $(-0.5, 0.5, 1)$ 。由于接收系数是 $(1, -1, 1)$,因此,第 2 组残留回波如图 7 所示,变为 $-0.5-0.5+1=0$ 。另外,如图 7 所示,第 3 组 AMPM 中的残留回波变为 $(0.5, 0.5, -1)$ 。由于接收系数是 $(1, 1, 1)$,因此,第 3 组残留回波如图 7 所示,变为 $0.5+0.5-1=0$ 。另外,如图 7 所示,第 4 组 AM 中的残留回波变为 $(0.5, -0.5, -1)$ 。由于接收系数是 $(1, -1, 1)$,因此,第 2 组残留回波如图 7 所示,变为 $0.5+0.5-1=0$ 。

[0092] 即,在图 7 所示的扫描序列中,能够减轻残留回波的影响。另外,即使在将第 2 扫描序列作为残留回波对策用的扫描序列的情况下,也能够通过进行与上述相同的反转,来减轻残留回波的影响。其中,在残留回波对策用的扫描序列中,需要合计组数是 4 的倍数。

[0093] 图 8 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波收发的超声波造影结果的一个例子的图。图 8 的左图表示通过 1 次 AMPM 生成的造影图像数据 100,图 8 的中图表示通过由“以往方法”重复 4 次(4 组) AMPM 而生成的造影图像数据 200。另外,图 8 的右图表示通过图 4 所示例的“AMPM+AM”生成的造影图像数据 300。如果对造影图像数据 100 和造影图像数据 200 进行比较,则造影图像数据 200 这一方来自造影剂的信号强度到深部变高,来自组织的信号强度也整体性地变高。另一方面,造影图像数据 300 的来自造影剂的信号强度与造影图像数据 200 相同,到深部为止变高,且来自组织的信号强度被抑制在与造影图像数据 100 相同的程度。

[0094] 这样,在第 1 实施方式中,能够通过使用上述各种扫描序列,来一边极力抑制来自组织的信号增加,一边以高气泡组织比和高深部灵敏度进行超声波造影。另外,第 1 实施方式还能够适用于接收系数切换部 12c 的功能作为加减法部 12a 的功能被编入的情况。

[0095] (第 2 实施方式)

[0096] 在第 2 实施方式中,针对根据操作者的切换要求从以往的超声波造影向在第 1 实施方式中说明的超声波造影进行切换的情况,使用图 9 等进行说明。图 9 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0097] 在第 2 实施方式中,输入装置 3 为了进行超声波造影而接受从进行 1 种超声波收发的第 1 模式向交替进行多组第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发的第 2 模式切换的切换要求。另外,输入装置 3 接受在第 2 模式下进行的组数。

[0098] 例如,操作者通过初始设定为第 1 模式的“1 组 AMPM”,进行超声波造影。当参照图

9 的左图所示的第 1 模式的造影图像,判定为观察深度的造影灵敏度差时,操作者例如操作输入装置 3 所具有的触摸指令屏上的开关 (switch),输入向第 2 模式切换的切换要求。另外,第 2 模式例如初始设定第 1 扫描序列。并且,操作者例如根据观察深度设定在第 2 模式下进行的组数。另外,操作者也可以从观察深度和实时性的平衡 (balance) 出发选择合适的组数。另外,操作者还能够从在第 1 实施方式中说明的各种扫描序列中选择第 2 模式的扫描序列。

[0099] 当输入装置 3 接受了切换要求以及组数时,控制部 17 设定第 2 模式中的超声波收发条件。例如,当设定了图 4 所示例的“AMPM+AM”时,根据基于所设定的组数的“AMPM+AM”的扫描序列,控制部 17 设定收发部 11 进行的收发条件。由此,操作者能够参照图 9 的右图所示的第 2 模式的造影图像。在图 9 的右图所示的第 2 模式的造影图像中,与第 1 模式的造影图像相比较,在维持气泡组织比的状态下,提高了观察深度的造影灵敏度。

[0100] 另外,第 2 实施方式也可以由判断出想要优先实时性的操作者,再次进行从第 2 模式向第 1 模式的切换。

[0101] 接着,使用图 10,针对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子进行说明。图 10 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。

[0102] 如图 10 所示例的那样,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判定是否接受到造影模式的摄影要求(步骤 (step)S101)。在此,当没有接受到造影模式的摄影要求时(步骤 S101 否定),控制部 17 待机到接受到要求为止。

[0103] 另一方面,当接受到造影模式的摄影要求时(步骤 S101 肯定),控制部 17 根据第 1 模式的超声波收发,对扫描条件进行初始化(步骤 S102),开始第 1 模式的扫描(步骤 S103)。

[0104] 并且,控制部 17 判定是否接受到扫描条件的变更要求(步骤 S104)。另外,在上述的步骤 S104 中,控制部 17 判定是否接受到从第 1 模式向第 2 模式的变更要求。在此,当接受到扫描条件的变更要求时(步骤 S104 肯定),控制部 17 判定是否选择了在第 2 模式下进行的组数(步骤 S105)。

[0105] 在此,当没有选择组数时(步骤 S105 否定),控制部 17 待机到组数被选择为止。另一方面,当选择了组数时(步骤 S105 肯定),控制部 17 重新设定扫描条件,按照新的扫描条件开始扫描(步骤 106)。在上述的步骤 S106 中,控制部 17 开始第 2 模式的扫描。

[0106] 在步骤 S106 之后或者当没有接受到向第 2 模式的扫描条件的变更要求时(步骤 S104 否定),控制部 17 判定是否接受到结束要求(步骤 S107)。在此,当没有接受到结束要求时(步骤 S107 否定),控制部 17 返回步骤 S104,判定是否接受到扫描条件的变更要求。另外,在步骤 S106 之后,因为步骤 S107 为否定,因此当返回到步骤 S104 时,控制部 17 判定是否接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求。当根据接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求,从而步骤 S104 为肯定之后,控制部 17 在步骤 S105 中接受的组数变为“1”、或者多个(通过“以往方法”进行组收发时的组数)。另外,控制部 17 在步骤 S106 中重新设定扫描条件并开始的扫描变为第 1 模式的扫描。另外,在接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求之后,当所接受的组数是多个时,控制部 17 也可以执行第 2 模式。

[0107] 另一方面,当接受到结束要求时(步骤 S107 肯定),控制部 17 结束处理。

[0108] 如上所述,在第 2 实施方式中,能够提供根据操作者的要求来切换第 1 模式和第 2 模式的用户界面 (user interface)。

[0109] (第 3 实施方式)

[0110] 在第 3 实施方式中,针对当从第 1 模式向第 2 模式切换时,自动设定第 2 模式的发送组数的情况,使用图 11 等进行说明。图 11 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0111] 第 3 实施方式所涉及的输入装置 3 接受从第 1 模式向第 2 模式切换的切换要求。控制部 17 在输入装置 3 接受到切换要求时,根据通过使第 2 模式的组数发生变化而生成的造影图像数据的信噪比,来设定第 2 模式下的发送组数。

[0112] 例如,通过控制收发部 11,从而控制部 17 将第 1 扫描序列的发送组数依次变更为“2、4、6、…”,使图像生成部 14 生成进行了超声波收发时的造影图像数据、和不进行超声波发送而只进行超声波接收时的造影图像数据。控制部 17 根据对每个发送组数生成的造影图像数据的对,计算每个发送组数的 S/N 比。并且,控制部 17 如图 11 所示例的那样,推定 S/N 比变为最高的最优组数。并且,控制部 17 根据最优组数,设定第 2 模式的扫描条件。另外,控制部 17 例如也可以限定于操作者根据 B 模式图像数据设定的关心区域来计算 S/N 比。

[0113] 接着,使用图 12,针对第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子进行说明。图 12 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。

[0114] 如图 12 所示例的那样,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判断是否接受到造影模式的摄影要求(步骤 S201)。在此,当没有接受到造影模式的摄影要求时(步骤 S201 否定),控制部 17 待机到接受到要求为止。

[0115] 另一方面,当接受到造影模式的摄影要求时(步骤 S201 肯定),控制部 17 根据第 1 模式的超声波收发,对扫描条件进行初始化(步骤 S202),开始第 1 模式的扫描(步骤 S203)。

[0116] 并且,控制部 17 判定是否接受到扫描条件的变更要求(步骤 S204)。另外,在上述的步骤 S204 中,控制部 17 判定是否接受到从第 1 模式向第 2 模式的变更要求。在此,当接受到扫描条件的变更要求时(步骤 S204 肯定),控制部 17 通过一边使第 2 模式中的发送组数进行变化一边计算造影图像数据的 S/N 比(步骤 S205),推定最优发送组数,来设定发送组数(步骤 S206)。

[0117] 并且,控制部 17 重新设定扫描条件,按照新的扫描条开始扫描(步骤 207)。在上述的步骤 S207 中,控制部 17 开始第 2 模式的扫描。

[0118] 在步骤 S207 之后或者当没有接受到扫描条件的变更要求时(步骤 S204 否定),控制部 17 判定是否接受到结束要求(步骤 S208)。在此,当没有接受到结束要求时(步骤 S208 否定),控制部 17 返回步骤 S204,判定是否接受到扫描条件的变更要求。另外,在步骤 S207 之后,由于步骤 S208 为否定,因此,当返回到步骤 S204 时,控制部 17 判定是否接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求。

[0119] 在此,当接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求之后,控制部 17 在步骤 S205 中计算出的 S/N 比例如是使 1 种 AMPM 的发送组数发生变化时的造影图像数据的 S/N 比。另外,在接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求之后,当控制部 17 在步骤 S206 中设定的发送组数是多个时,在步骤 S207 中重新设定扫描条件而开始的扫描变为通过“以往方法”进行的第 1 模式的扫描。另外,在接受到从第 2 模式向第 1 模式的变更要求之后,控制部 17 也可以在步骤 S205 中,与第 1 模式一起还计算出第 2 模式下的 S/N 比,根据计算结果,在步骤 S206 中,根据在第 2 模式中进行组收发时的组数重新设定扫描条件。此时,在步骤 S207

中重新设定扫描条件而开始的扫描变为第 2 模式的扫描。

[0120] 另一方面,当接受到结束要求时(步骤 S208 肯定),控制部 17 结束处理。

[0121] 如上所述,在第 3 实施方式中,自动设定第 2 模式的发送组数,因此,能够减少向第 2 模式切换时的操作者的负担。

[0122] (第 4 实施方式)

[0123] 在第 4 实施方式中,针对上述的第 1~第 3 实施方式中的 3 个变形例,使用图 13~图 15 进行说明。图 13~图 15 是用于说明第 4 实施方式的图。

[0124] 首先,针对第 1 变形例进行说明。在第 2 实施方式中,第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发的合计组数被手动地设定。另外,在第 3 实施方式中,第 1 组超声波收发和第 2 组超声波收发的合计组数被自动设定为由 S/N 比推定出的最优组数。任意情况下,在维持气泡组织比的状态下都提高了深部的造影灵敏度。

[0125] 因此,第 1 变形例所涉及的收发部 11 根据合计组数,对超声波的发送输出进行调整。具体而言,收发部 11 根据合计组数,使超声波的发送声压降低。例如,收发部 11 如图 13 所示,根据由 S/N 比的计算推定出的最优组数,使发送声压降低。或者,收发部 11 根据由操作者设定的组数,使发送声压降低。

[0126] 在第 1 变形例中,在维持气泡组织比的状态下,当提高深部的造影灵敏度时,能够通过降低声压来减低造影剂破坏的可能性。

[0127] 接着,针对第 2 变形例进行说明。一般而言,即使是同一反射源,由于反射源所位于的深度的不同,反射波强度也不同。具体而言,反射源的位置越深则反射波强度越衰减。因此,在以往的超声波诊断装置中,与深度方向成比例,换言之,与接收时间成比例地进行逐渐提高增益的灵敏度校正。该增益校正被称为 STC(Sensitivity Time Control)。STC 例如根据操作者所输入的设定,由收发部 11 所具有的放大器电路进行。

[0128] 在此,在作为第 1 模式的 AMPM 中,来自气泡的信号“S (AMPM)”如图 14 所示例的那样,变为以深度方向中的发送焦点附近为峰值的凸形状。另外,在 AMPM 中,系统噪音(system noise)“N”如图 14 所示例的那样,沿着深度方向大致一定。另一方面,在作为第 2 模式的第 1 扫描序列的“AMPM+AM”中,如图 14 所示例的那样,在维持“N”的状态下,来自气泡的信号“S (AMPM+AM)”变得比“S (AMPM)”高。

[0129] 即,第 2 模式的 S/N 比在深部方面与第 1 模式的 S/N 比相比提高。因此,在第 2 变形例中,收发部 11 所具有的放大器电路根据合计组数,对深度方向的增益进行调整。具体而言,通过控制部 17 的控制,放大器电路对 AMPM 中的增益曲线“C (AMPM)”的形状进行调整。由此,放大器电路设定“AMPM+AM”中的增益曲线“C (AMPM+AM)”。更具体而言,由于即使提高深部的增益也不会强调噪音,因此放大器电路提高“C (AMPM)”的深部中的增益,设定“C (AMPM+AM)”。

[0130] 例如,当最优组数由控制部 17 来推定时,计算该最优组数中的深度方向的 S/N 比。控制部 17 根据计算出的深度方向的 S/N 比,在没有强调深部中的噪音的范围内,设定 C (AMPM+AM) 的深部中的形状,通知给放大器电路。

[0131] 另外,在“AMPM+AM”中,如图 14 所示例的那样,即使在浅的部位,也会提高来自气泡的信号。因此,如果通过“C(AMPM)”进行增益校正,则有时在浅的部位中亮度饱和,相反造影信号的识别性降低。因此,放大器电路为了使亮度不饱和,也可以设定降低了“C(AMPM)”

的浅的部位中的增益的“C (AMPM+AM)”。

[0132] 接着,针对第3变形例进行说明。第1实施方式中说明的第2模式的各种扫描序列在1根扫描线上进行多次超声波收发,因此帧频降低。因此,在第3变形例中,收发部11使用平面波或者漫射波作为发送超声波,进行并列同时接收处理。

[0133] 图15表示通过平面波进行8波束并列同时接收的情况。在图15中,实线的箭头表示所发送的平面波的深度方向中的中心轴,由虚线的箭头表示在第1次同时接收的反射波波束。收发部11如图15所示,在1次的超声波收发中,接收8根扫描线上的反射波信号。由此,收发部11能够在1次超声波收发中,根据8根扫描线上的反射波来生成数据。从而,在第3变形例中,当执行第2模式的各种扫描序列时,能够避免帧频减低。

[0134] 另外,在上述的第1~第4实施方式中说明的超声波成像方法能够由个人计算机(personal computer)或工作站(workstation)等的计算机(computer)执行预先准备的超声波成像程序来实现。该超声波成像程序能够经由因特网(internet)等网络(network)来发布。另外,该超声波成像程序还能够通过记录于硬盘(hard disk)、软盘(flexible disk)(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读的非暂时性的记录介质中,由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0135] 以上,如所说明那样,根据第1实施方式~第4实施方式,能够以高气泡组织比和高深部灵敏度进行超声波造影。

[0136] 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,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略,置换,变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或主旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

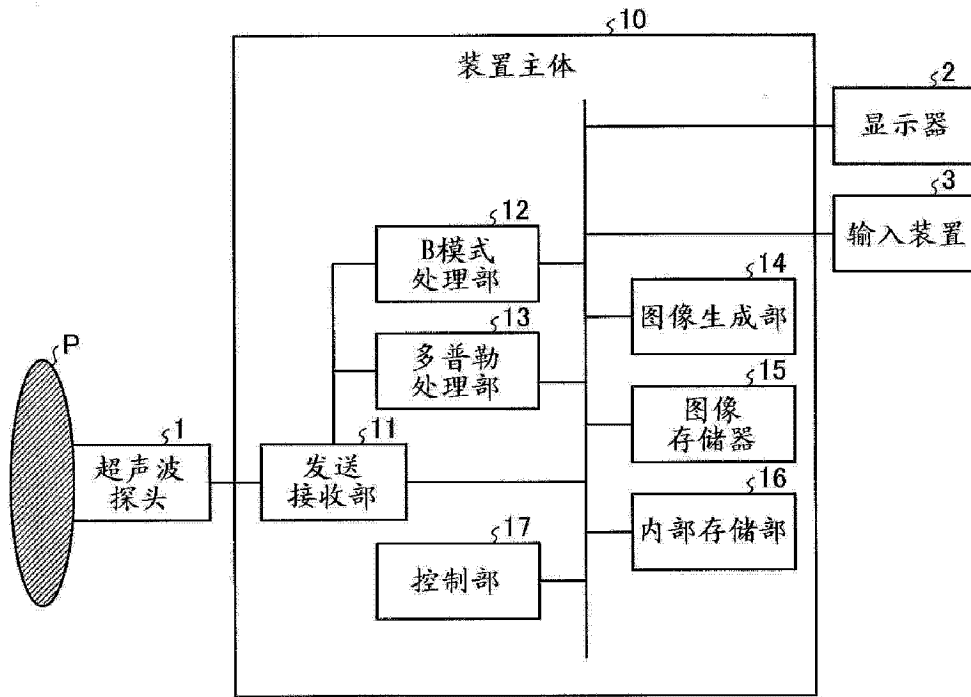


图 1

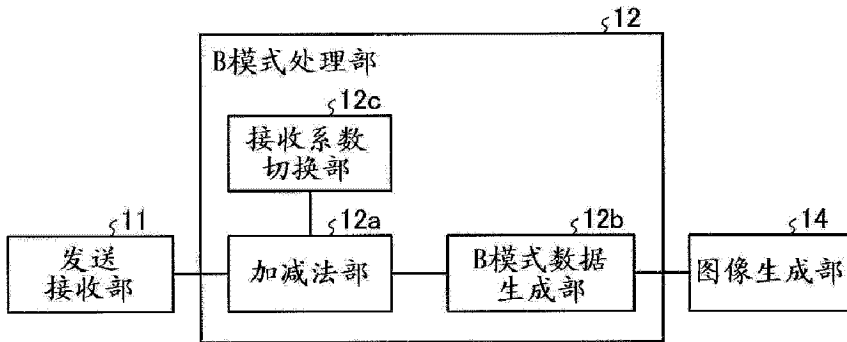


图 2

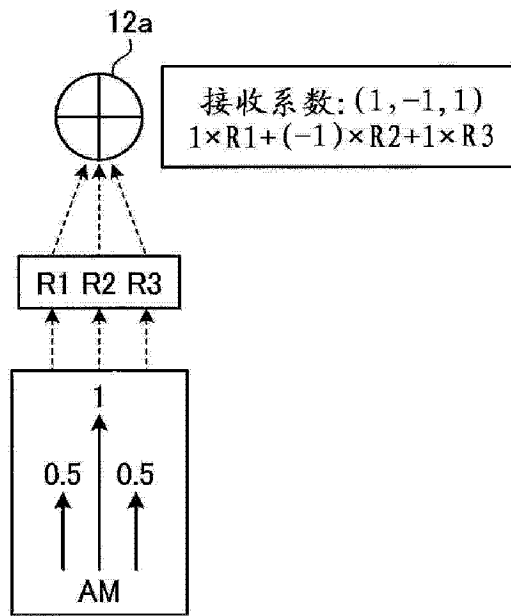


图 3A

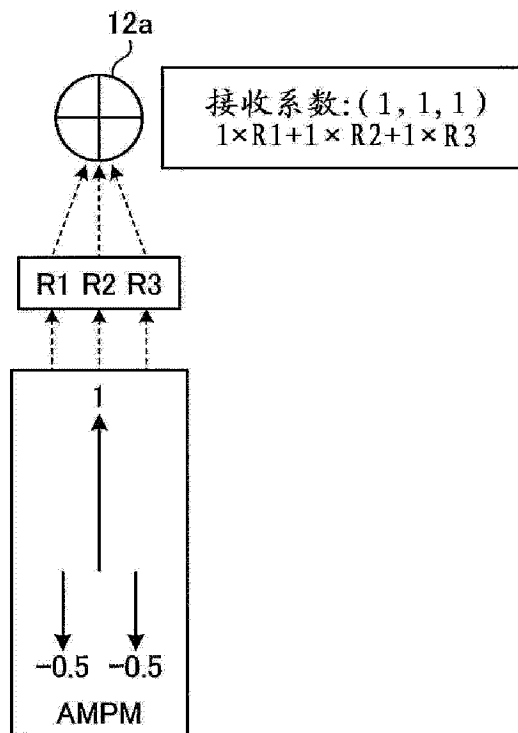


图 3B

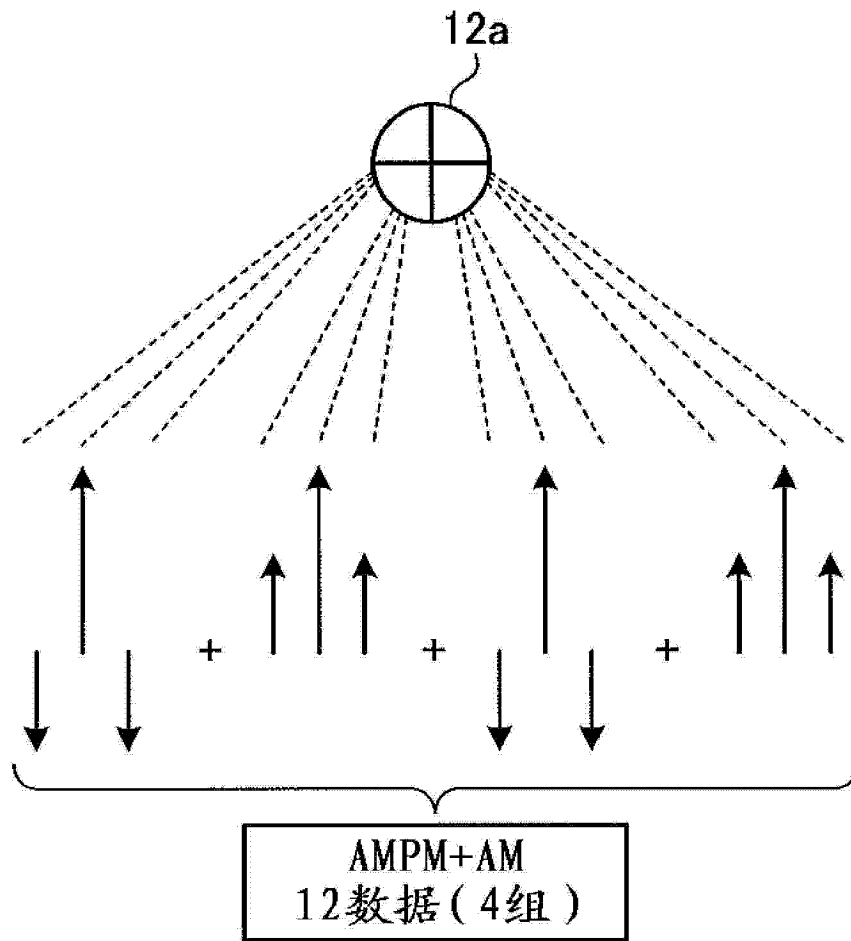


图 4

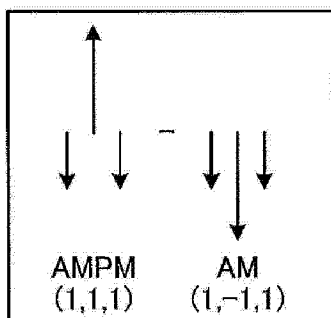


图 5A

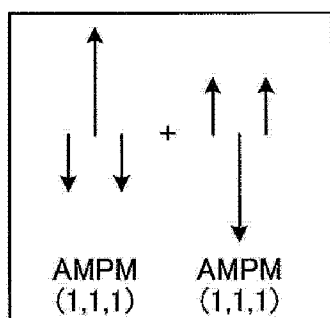


图 5B

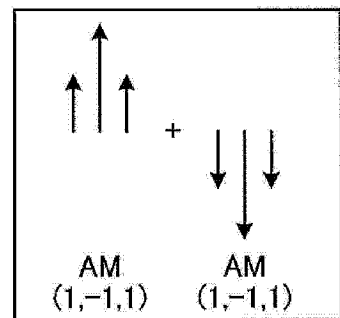


图 5C

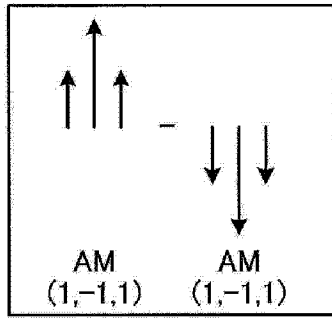


图 5D

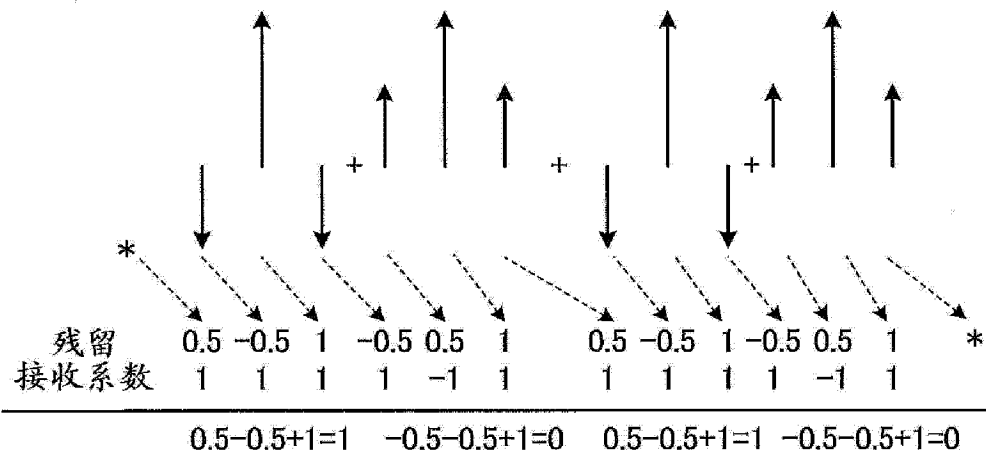


图 6

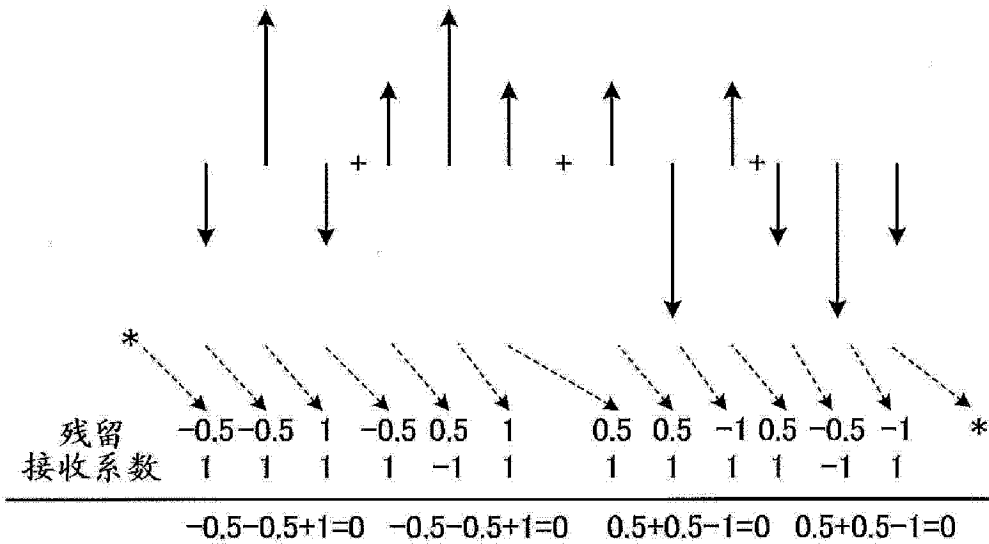


图 7

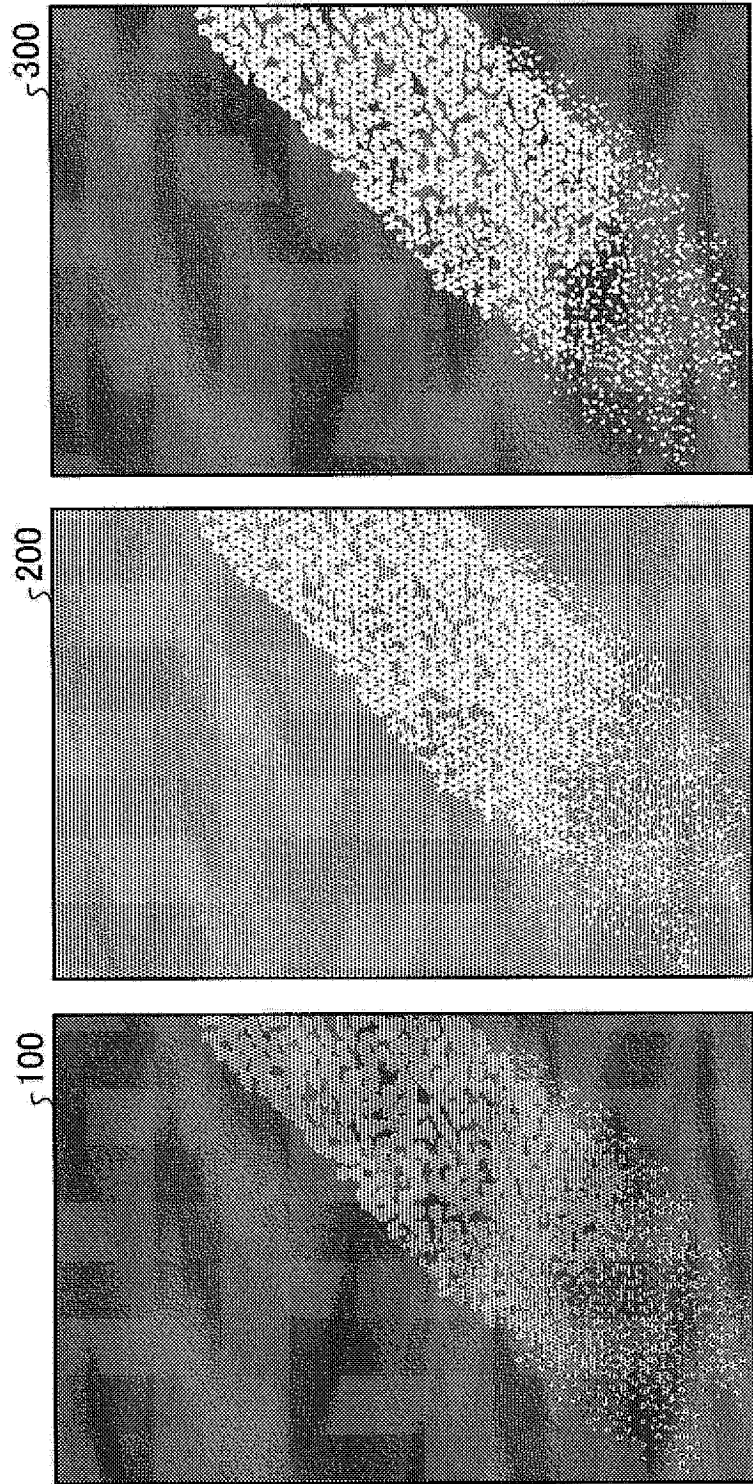


图 8

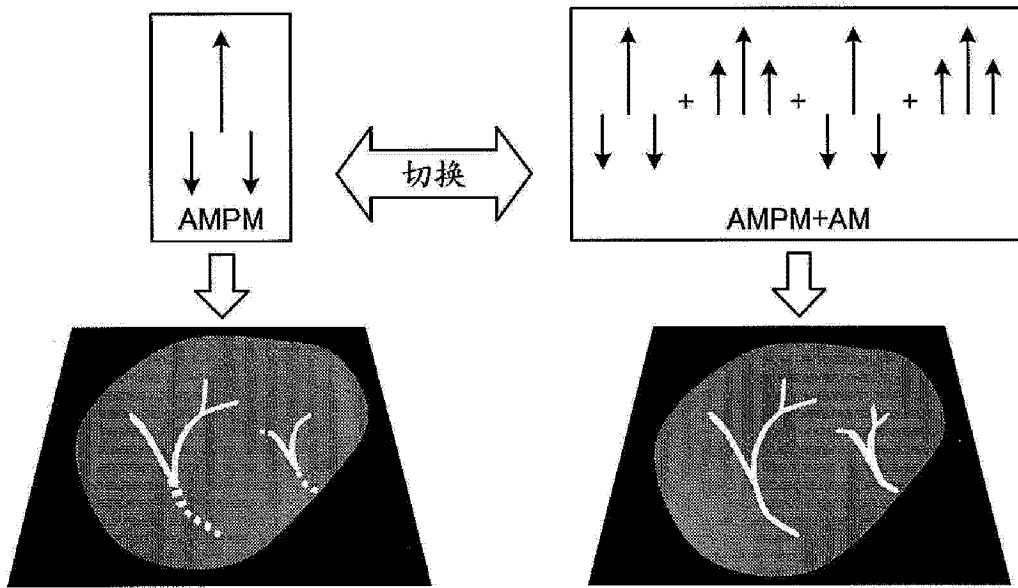


图 9

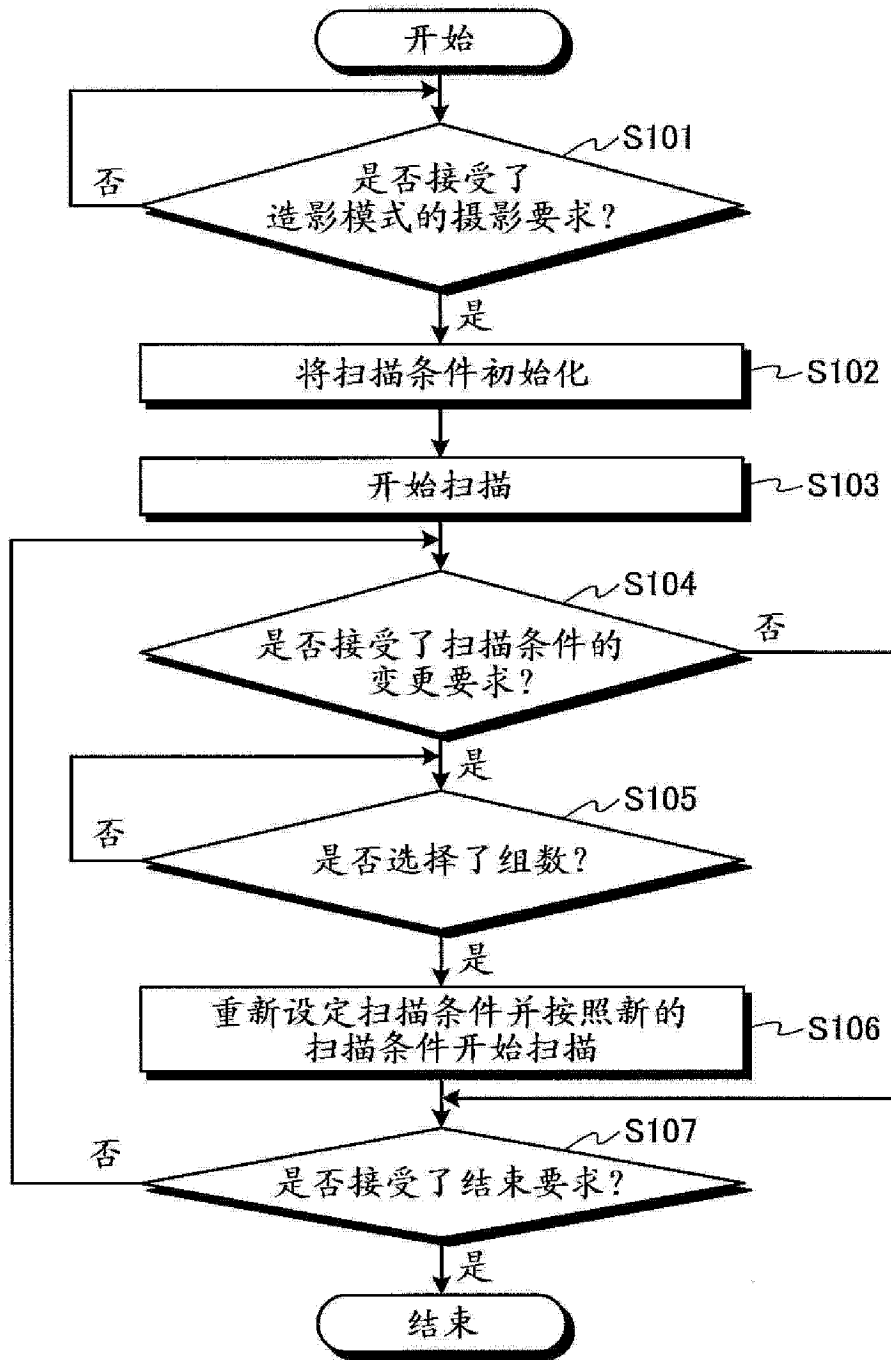


图 10

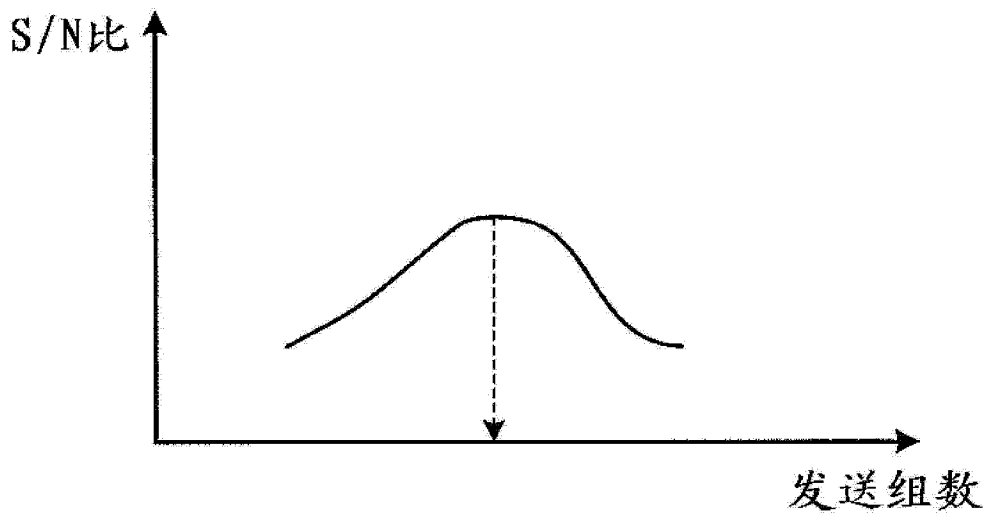


图 11

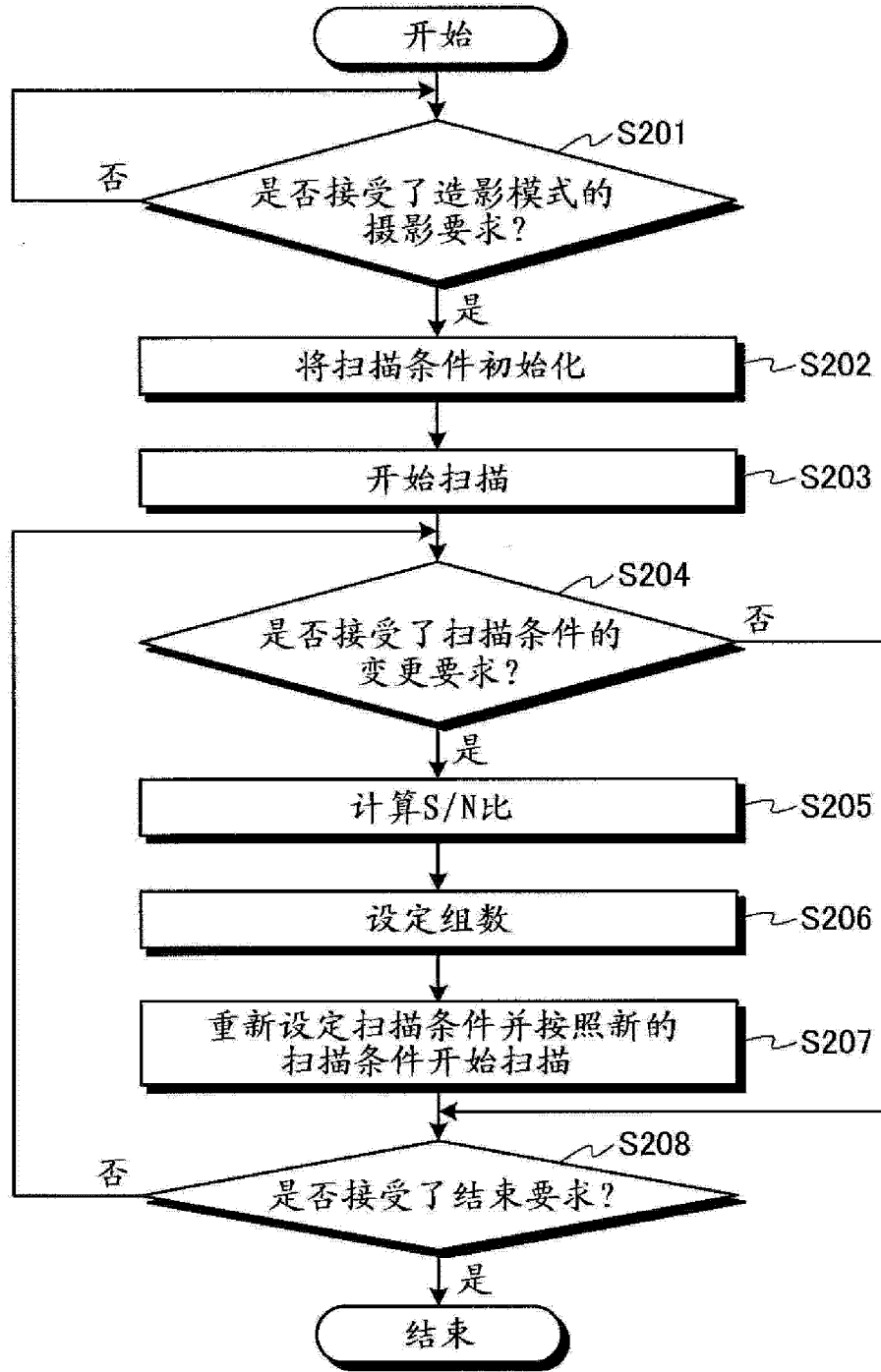


图 12

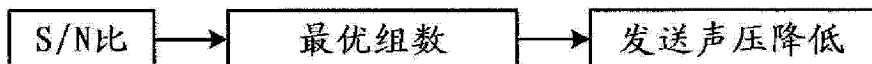


图 13

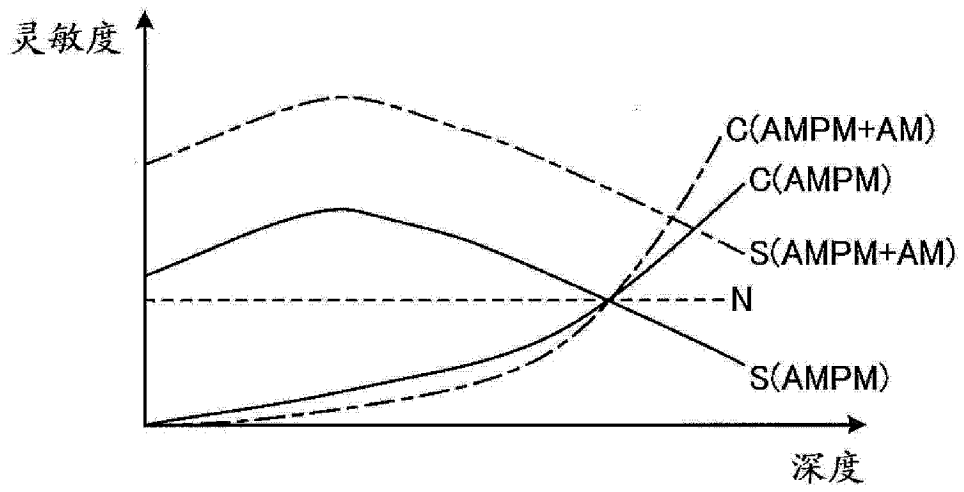


图 14

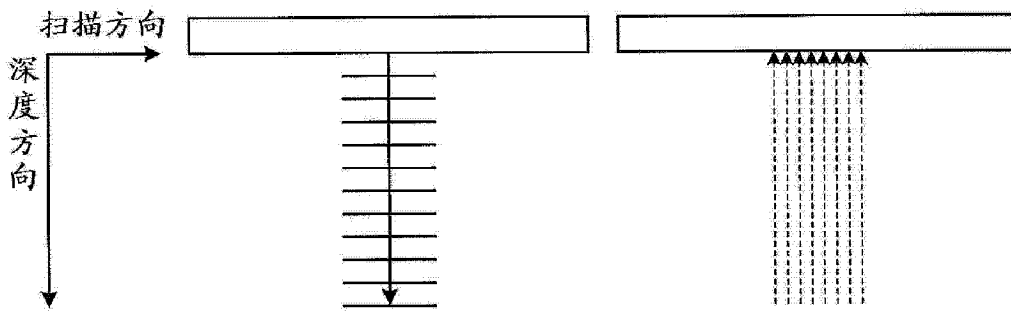


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波成像方法		
公开(公告)号	CN103687548A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201380000862.8	申请日	2013-06-05
[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	吉新宽树 西原财光 挂江明弘 川岸哲也 平间信		
发明人	吉新宽树 西原财光 挂江明弘 川岸哲也 平间信		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 G01S7/52038 A61B8/481 G01S7/52046 G01S15/8963 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012128051 2012-06-05 JP		
其他公开文献	CN103687548B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备收发部(11)、加减法部(12a)以及图像生成部(14)。收发部(11)在被投放了造影剂的被检体的摄影部位的同一扫描线上,进行多组第1组超声波收发和第2组超声波收发来输出多组的量的反射波数据,在上述第1组超声波收发中进行多次使振幅调制后的超声波发送或者进行多次使振幅以及相位调制后的超声波发送来生成反射波;上述第2组超声波收发与上述第1组的超声波收发相比相位调制不同。加减法部(12a)对多个组的量的反射波数据进行相加或者相减。图像生成部(14)根据从加减法部输出的数据来生成造影图像数据。

