



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103300886 B

(45) 授权公告日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201310082266. 0

(22) 申请日 2013. 03. 15

(30) 优先权数据

2012-058842 2012. 03. 15 JP

2013-048656 2013. 03. 12 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 掛江明弘 西原财光

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 李今子

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6679843 B2, 2004. 01. 20,

US 7156551 B2, 2007. 01. 02,

US 5591911 A, 1997. 01. 07,

US 5172343 A, 1992. 12. 15,

审查员 李陆美

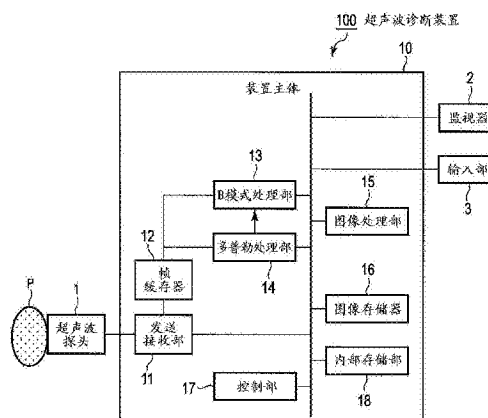
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供实现 SNR 的改善和空间分辨率的
提高的超声波诊断装置及其控制方法。超声波诊
断装置包括发送接收单元、相位差检测单元、校正
单元、相加单元和图像生成单元。发送接收单元通
过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收,针
对每扫描线获取与多个超声波束对应的多个接收
信号。相位差检测单元在各扫描线上的各采样点
上检测每扫描线的多个接收信号中时间上邻接的
接收信号间的相位差。校正单元根据各扫描线上
的各采样点上的相位差对每扫描线的多个接收信
号的至少一个进行至少包含时间延迟校正的校正
处理。相加单元针对每扫描线将包含进行了校正
处理的接收信号的多个接收信号进行相加。图像
生成单元根据针对每扫描线相加的接收信号生成
第 1 图像。



1. 一种超声波诊断装置,所述超声波诊断装置根据通过多个扫描线上进行超声波束的发送及其反射波数据的接收的超声波发送接收而获取的接收信号来生成图像,该超声波诊断装置具有:

发送接收单元,通过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收,针对每一扫描线获取与多个超声波束相对应的多个接收信号;

相位差检测单元,在各所述扫描线上的各采样点上,利用自相关处理检测每一所述扫描线的多个接收信号中的在时间上相邻接的接收信号之间的相位差;

校正单元,根据各所述扫描线上的各采样点上的所述相位差,对每一所述扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号进行至少包含时间延迟校正的校正处理;

相加单元,针对每一所述扫描线,将包含进行了所述校正处理的接收信号的所述多个接收信号进行相加;以及

图像生成单元,根据针对每一所述扫描线进行相加得到的接收信号生成第 1 图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正单元在各所述扫描线上的各采样点上,根据所述多个接收信号之间的累积相位差和接收中心频率的周期,针对每一所述接收信号计算出偏离规定时刻的延迟量,并根据各所述延迟量执行所述校正处理。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正单元根据所述多个接收信号的平均相位差、代表相位差、中央相位差的某一个以及接收中心频率的周期,针对每一所述接收信号计算出偏离规定时刻的延迟量,并根据各所述延迟量执行所述校正处理。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成单元根据通过多普勒模式获取的接收信号,生成第 2 图像,

所述超声波诊断装置还具有显示单元,该显示单元将所述第 1 图像和所述第 2 图像重叠地显示。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

还具有判定单元,该判定单元针对各所述扫描线上的各采样点,判定具有大于等于第 1 阈值的相位差的所述接收信号,

所述相加单元使用除了具有大于等于所述第 1 阈值的相位差的接收信号以外的接收信号,执行所述相加。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

还具有判定单元,该判定单元针对各所述扫描线上的各采样点,判定具有大于等于第 2 阈值的相位差的所述接收信号,

所述校正单元对具有大于等于所述第 2 阈值的相位差的接收信号,执行所述校正处理。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正单元对所述多个扫描线中被选择出的扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号,执行所述校正处理。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正单元根据存在于被选择出的区域内的采样点的所述相位差,仅对所述被选择

出的区域执行所述校正处理。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,
所述接收信号是 RF 信号。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,
所述接收信号是通过正交检波获得的 IQ 信号,

所述校正单元执行包含所述时间延迟校正以及相位延迟校正的所述校正处理。

11. 一种超声波诊断装置的控制方法, 所述超声波诊断装置根据通过在多个扫描线上进行超声波束的发送及其反射波数据的接收的超声波发送接收而获取的接收信号来生成图像, 所述超声波诊断装置的控制方法包括以下步骤:

通过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收, 针对每一扫描线获取与多个超声波束相对应的多个接收信号;

在各所述扫描线上的各采样点上, 利用自相关处理检测每一所述扫描线的多个接收信号中的在时间上相邻接的接收信号之间的相位差;

根据各所述扫描线上的各采样点上的所述相位差, 对每一所述扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号执行至少包含时间延迟校正的校正处理;

针对每一所述扫描线, 将包含进行了所述校正处理的接收信号的所述多个接收信号进行相加; 以及

根据针对每一所述扫描线进行相加得到的接收信号生成第 1 图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,

在所述校正中, 在各所述扫描线上的各采样点上, 根据所述多个接收信号之间的累积相位差和接收中心频率的周期, 针对每一所述接收信号计算出偏离规定时刻的延迟量, 并根据各所述延迟量执行所述校正处理。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,

在所述校正中, 根据所述多个接收信号的平均相位差、代表相位差、中央相位差的某一个以及接收中心频率的周期, 针对每一所述接收信号计算出偏离规定时刻的延迟量, 并根据各所述延迟量执行所述校正处理。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,

在所述图像生成中, 根据通过多普勒模式获取的接收信号来生成第 2 图像,

所述超声波诊断装置的控制方法还包括将所述第 1 图像和所述第 2 图像重叠地显示的步骤。

15. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,

还具有针对各所述扫描线上的各采样点判定具有大于等于第 1 阈值的相位差的所述接收信号的步骤,

在所述相加中, 使用除了具有大于等于所述第 1 阈值的相位差的接收信号以外的接收信号来执行所述相加。

16. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,

还具有针对各所述扫描线上的各采样点判定具有大于等于第 2 阈值的相位差的所述接收信号的步骤,

在所述校正中, 对具有大于等于所述第 2 阈值的相位差的接收信号执行所述校正处

理。

17. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
在所述校正中, 对所述多个扫描线中被选择出的扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号执行所述校正处理。

18. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
在所述校正中, 根据存在于被选择出的区域内的采样点的所述相位差, 仅对所述被选择出的区域执行所述校正处理。

19. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中, 所述接收信号是 RF 信号。

20. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法, 其中,
所述接收信号是通过正交检波获得的 IQ 信号,
在所述校正中, 执行包含所述时间延迟校正以及相位延迟校正的所述校正处理。

超声波诊断装置及其控制方法

[0001] 本申请主张 2012 年 3 月 15 日申请的日本专利申请号 2012-058842 和 2013 年 3 月 12 日申请的日本专利申请号 2013-048656 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] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置及其控制方法。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置是如下的装置：通过向生物体发送超声波束，并接收其反射波，对接收到的反射波应用脉冲反射法的原理，由此生成生物体内部组织（诊断对象部位）的图像。超声波诊断装置由于具有无侵入、小型、实时显示等特点，因而在医疗现场中被广泛地利用。

[0004] 这样的超声波诊断装置例如包括发送接收部、合成部、图像生成部、以及控制部。所述发送接收部在利用极性反转方法的情况下，在同一扫描线上（即，同一发送接收方向）使相位极性反转而进行 1 组以上的以 2 次为 1 组的超声波发送接收（超声波束的发送以及反射波数据的接收），并且所述合成部合成接收信号，该接收信号为各组中的多次超声波发送接收的结果而接收到的反射波数据。以下，将以这种方式在同一扫描线上执行多次超声波发送接收并合成所收集到的接收信号的一系列的处理称作“合成扫描”。

[0005] 一般情况下，在由超声波诊断装置执行的检查中，存在深部的灵敏度下降的倾向。作为提高深部的灵敏度的对策，例如，可考虑减小超声波脉冲的频率的对策，但在这种情况下空间分辨率会降低。另外，例如，可考虑停止利用对高次谐波分量进行图像化的模式（以下，谐波成像（harmonic imaging）模式）而利用将基波图像化的通常模式的对策，在这种情况下，无法获得在谐波成像模式下获得的伪影（artifact）减小的效果。

[0006] 另外，例如，如在 2008 - 178470 号公报中所公开那样，提出了如下技术：为了提高深部的灵敏度，通过增加在每一扫描线上使用的数据数来改善信号对噪声比（Signal to Noise Ratio；以下，简称为 SNR）。

[0007] 但是，在增加了在每一扫描线上使用的数据数的情况下，在合成扫描的处理中容易受到被检体的呼吸或脉动的影响，由此可能发生由于运动伪影或“渗出”引起的空间分辨率的劣化。

[0008] 此外，提出了如下技术：检测诊断对象部位（以下，简称作“对象部位”）的运动量，并根据该检测结果而仅在该对象部位的运动少的时间带间歇性地进行合成扫描。然而，该技术只能在呼吸或脉动的影响小的时间带中利用。

[0009] 鉴于以上的情况，提供一种实现了 SNR 的改善以及空间分辨率的提高了的超声波诊断装置及其控制方法。

发明内容

[0010] 本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置是根据通过在多个扫描线上进行超声波束的发送及其反射波数据的接收的超声波发送接收而获取的接收信号来生成图像的超声波诊断装置,其中,具有:发送接收单元,通过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收,针对每一扫描线获取与多个超声波束相对应的多个接收信号;相位差检测单元,在各所述扫描线上的各采样点上检测每一所述扫描线的多个接收信号中的在时间上相邻接的接收信号之间的相位差;校正单元,根据各所述扫描线上的各采样点上的所述相位差,对每一所述扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号进行至少包含时间延迟校正的校正处理;相加单元,针对每一所述扫描线,将包含进行了所述校正处理的接收信号的所述多个接收信号进行相加;以及图像生成单元,根据针对每一所述扫描线进行相加得到的接收信号生成第 1 图像。

[0011] 根据上述的超声波诊断装置,能够实现 SNR 的改善和空间分辨率的提高。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置的一个结构例的框图。

[0013] 图 2 是表示 B 模式处理部的一个结构例的框图。

[0014] 图 3 是表示多普勒处理部的一个结构例的框图。

[0015] 图 4 是表示接收信号中的、基波分量和谐波分量的接收谱强度的图。

[0016] 图 5 是基于本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置执行的超声波图像生成处理的流程图。

[0017] 图 6 是表示由以往的超声波诊断装置生成的超声波图像的图。

[0018] 图 7 是表示由本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置生成的超声波图像的图。

[0019] 符号说明

[0020] 1... 超声波探头、2... 监视器、3... 输入部、10... 装置主体、11... 发送接收部、12... 帧缓存器、13... B 模式处理部、14... 多普勒处理部、15... 图像处理部、16... 图像存储器、17... 控制部、18... 内部存储部、100... 超声波诊断装置、1301... 阈值判定电路、1302... 延迟电路、1303... 合成电路、1304... LOG 压缩电路、1305... B 模式图像处理电路、1401... 混频器、1402... 自相关电路、1403... CDI 模式图像处理电路。

具体实施方式

[0021] 通常,本发明的实施方式涉及的超声波诊断装置具备:发送接收单元、相位差检测单元、校正单元、相加单元以及图像生成单元。发送接收单元通过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收,针对每一扫描线获取与多个超声波束相对应的多个接收信号。相位差检测单元在各所述扫描线上的各采样点上检测每一扫描线的多个接收信号中的在时间上相邻接的接收信号之间的相位差。校正单元基于各扫描线上的各采样点上的相位差,对每一扫描线的多个接收信号中的至少一个接收信号进行至少包含时间延迟校正的校正处理。相加单元针对每一扫描线,将包含进行了校正处理的接收信号的多个接收信号进行相加。图像生成单元根据针对每一扫描线进行相加得到的接收信号生成第 1 图像。

[0022] 以下,对本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置进行说明。

[0023] 图 1 是表示本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置的一个结构例的框图。如图 1 所示,超声波诊断装置 100 具有超声波探头 1、监视器 2、输入部 3、以及装置主体 10。

[0024] 所述超声波探头 1 具有多个压电振子。这些多个压电振子基于从下述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号,产生超声波脉冲,并接收来自被检体 P 的反射波,将其转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置在压电振子中的匹配层、以及防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0025] 当超声波脉冲从超声波探头 1 被发送到被检体 P 时,该超声波脉冲在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面上依次地被反射,作为回波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振子所接收。所接收的回波信号的振幅依存于反射超声波脉冲的不连续面上的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲在正在移动的血流或心脏壁等的表面上被反射时的回波信号由于多普勒效应,依存于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,而受到频率偏移。

[0026] 所述监视器 2 显示在用于超声波诊断装置 100 的操作者使用输入部 3 输入各种指示或设定要求的 GUI (Graphical User Interface, 图形用户界面)、装置主体 10 中生成的超声波图像、以及解析结果等。

[0027] 所述输入部 3 是鼠标、键盘、按键、面板开关、触摸命令屏幕、脚踏开关、轨迹球等,并且被连接到装置主体 10。另外,输入部 3 接受来自超声波诊断装置 100 的操作者的各种指示或设定要求,并将接受到的各种指示或设定要求转送至装置主体 10。

[0028] 所述装置主体 10 根据通过超声波探头 1 接收到的反射波来生成超声波图像。装置主体 10 如图 1 所示,具有发送接收部 11、帧缓存器 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像处理部 15、图像存储器 16、控制部 17、以及内部存储部 18。

[0029] 所述发送接收部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路以及脉冲电路等,并向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲电路反复产生用于形成规定的重复频率(Pulse Repetition Frequency; 以下,简称作 PRF)的超声波脉冲的速率脉冲。此外,PRF 也被称作速率频率。另外,发送延迟电路对脉冲电路所产生的各速率脉冲提供为了将从超声波探头 1 产生的超声波脉冲汇集成束状以确定发送指向性所需要的针对每个压电振子的发送延迟时间。另外,触发发生电路在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)。即,发送延迟电路通过改变对各速率脉冲提供的发送延迟时间,从而任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0030] 此外,发送接收部 11 为了根据下述的控制部 17 的指示来执行规定的扫描序列,而具有能够瞬时改变发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更是通过能够瞬间切换其值的线性放大式的发送电路、或者以电方式切换多个电源单元的机构来实现。

[0031] 另外,发送接收部 11 具有放大电路、A/D (模拟 / 数字) 转换器、接收延迟电路、以及正交检波电路等,并对超声波探头 1 所接收到的接收信号(反射波数据)进行各种处理来生成接收信号。

[0032] 所述放大电路针对每个信道对接收信号进行放大并进行校正处理。

[0033] 所述 A/D 转换器对进行了增益校正处理之后的接收信号进行 A/D 转换。接收延迟电路对数字数据提供确定接收指向性所需的接收延迟时间。

[0034] 所述正交检波电路将接收信号转换成基带带宽的同相信号(I 信号、I :In - phase :同相位)和正交信号(Q 信号、Q :Quadrature - phase :正交相位)。然后,正交检波电路将 I 信号和 Q 信号(以下,统称为 IQ 信号)作为接收信号保存在后级的帧缓存器 12 中。

[0035] 另外,该正交检波电路不是必要的构成要素,在不设置正交检波电路的情况下,RF (Radio Frequency,射频)信号作为接收信号被保存在后级的帧缓存器 12 中,其中 RF 信号是通过正交检波电路执行处理之前的接收信号。下述的延迟校正处理也可应用于 RF 信号。此外,以下以将 I 信号和 Q 信号作为接收信号的情况为例进行说明,但也适当提及针对 RF 信号的应用。

[0036] 所述 B 模式处理部 13 根据从发送接收部 11 输出的接收信号生成用亮度的明暗度表示信号强度的数据(B 模式数据)。图 2 是表示 B 模式处理部 13 的一个结构例的框图。如图 2 所示,B 模式处理部 13 包括阈值判定电路 1301、延迟电路 1302、合成电路 1303、检波・LOG 压缩电路 1304、以及 B 模式图像处理电路 1305。

[0037] 所述阈值判定电路 1301 将从下述的多普勒处理部 14 输出的相位差信息 $\Delta \theta$ 与例如存储在该阈值判定电路 1301 所具有的存储器(未图示)中的“规定的阈值”相比较,并根据该比较结果,针对各超声波束的每一个判定是否实施由延迟电路 1302 执行的延迟校正处理。

[0038] 更具体而言,阈值判定电路 1301 例如判定与各超声波束有关的相位差信息 $\Delta \theta$ 所表示的值是否为小于等于“可允许的相位差的上限值(第 1 阈值)”的值,并根据该判定结果生成控制信号并输出至合成电路 1303。

[0039] 该控制信号是为了控制合成电路 1303 以使得在由合成电路 1303 进行的合成处理(相加处理)中不使用如下数据的信号,该数据是:即使由于相位偏差大而实施了延迟校正处理也不适合作为在合成处理中使用的数据(以下,称作不适合数据)。

[0040] 所述延迟电路 1302 根据从自相关电路 1402 输出的相位差信息 $\Delta \theta$,针对各超声波束的每一个计算出以特定的(例如,第 1 次)超声波束为基准的延迟量,对各接收信号实施延迟该延迟量的延迟校正处理(相位延迟校正 / 时间延迟校正),由此校正这些接收信号的相位。通过这种校正,例如,由患者的呼吸或脉动等引起的“接收信号之间的相位偏差”被消除。此外,在省略正交检波电路并将 RF 信号作为接收信号的情况下,执行仅将时间延迟校正作为对象的延迟校正处理。

[0041] 详细而言,关于某一扫描线上的多次超声波发送接收中针对第 n 速率的延迟量,计算出为以第 1 速率为基准直至第(n - 1)速率为止的相位差的积分值,或者通过对平均相位 $\times (n - 1)$ 乘以接收中心频率的周期来计算出。此外,关于自相关处理,也可以在空间上间除而计算之后,根据附近的实测到的延迟量对各扫描线上的每个采样点(或者各像素的每个像素)的延迟量进行内插。另外,不局限于平均相位差,也可以使用代表相位差、中央相位差等。

[0042] 然而,由于不需要针对不用于合成处理的不适合数据进行延迟校正处理,因此阈值判定电路 1301 也可以生成控制延迟电路 1302 以使得不对不适合数据实施延迟校正处理那样的控制信号,并将该控制信号输出至延迟电路 1302。

[0043] 所述合成电路 1303 针对每一扫描线,将通过延迟电路 1302 进行了相位校正后的接收信号以及没有作为不适合数据被排除的接收信号进行合成(相加)。即,合成电路 1303

由于执行按照从阈值判定电路 1301 输出的控制信号的处理,因此,对于上述的不适合数据,在合成处理中不使用。其结果,与一个扫描线上的多次超声波发送接收有关的接收信号将被获得为针对各扫描线的每一个扫描线通过合成电路 1303 进行相加后的相加信号。

[0044] 所述检波·LOG 压缩电路 1304 从合成电路 1303 接收到接收信号,并进行检波处理以及 LOG 压缩处理。此外,在省略正交检波电路并将 RF 信号作为接收信号的情况下,在检波·LOG 压缩电路 1304 中执行包络线检波。

[0045] 所述 B 模式图像处理电路 1305 从检波·LOG 压缩电路 1304 接收到接收信号,并生成用亮度的明暗度表示信号强度的数据(B 模式数据)。

[0046] 所述多普勒处理部 14 如图 3 所示,包括混频器(mixer)1401、自相关电路 1402、以及 CDI (Color Doppler Imaging,彩色多普勒成像)模式图像处理电路 1403。图 3 是表示多普勒处理部 14 的一个结构例的框图。

[0047] 所述混频器 1401 针对从发送接收部 11 接收的接收信号变更接收中心频率的设定。由该混频器 1401 执行的处理是为了提高由 CDI 模式图像处理电路 1403 执行的“利用了多普勒效应的生物体信号的运动(速度)检测处理”的精度处理。

[0048] 换言之,混频器 1401 是为了对由 CDI 模式图像处理电路 1403 执行的 CDI 处理提供基波分量而使接收信号的基带偏移的电路。

[0049] 图 4 是表示接收信号中的、基波分量和谐波分量的接收谱强度的图。如图 4 所示,当对频率较高的分量、即谐波分量(高次谐波分量)的谱分布进行关注时,可知较大地受到传播时的衰减的影响。在本发明的一个实施方式中,鉴于这样的状况,通过混频器 1401,设定接收中心频率以使得在 CDI 处理中利用基波分量,并对能够检测的速度范围进行宽带宽化。

[0050] 此外,上述的混频器 1401 的处理是为了提高由 CDI 模式图像处理电路 1403 执行的“运动检测”的性能的处理,而不是必须的处理。因此,也可以设为不设置混频器 1401 的结构,在以这种方式构成的情况下,CDI 模式图像处理电路 1403 使用谐波信号的频率进行处理。

[0051] 所述自相关电路 1402 通过公知的自相关处理,针对与在同一扫描线上的多次超声波发送接收有关的超声波束的接收信号,在时间上相邻接的超声波束的接收信号之间检测相位差,并生成表示该检测到的相位差的相位差信息 $\Delta \theta$ 。进而,自相关电路 1402 根据在时间上相邻接的接收信号之间的相位差信息 $\Delta \theta$ 和接收信号的中心频率,计算出在时间上相邻接的接收信号之间的时间差信息 Δt 。

[0052] 换言之,自相关电路 1402 关于各扫描线针对在该扫描线上的各采样点或各像素(即,各超声波束的每一个的深度)的接收信号,在相邻接的超声波束之间检测相位差,并计算出上述的相位差信息 $\Delta \theta$ 以及时间差信息 Δt 。以这种方式生成的相位差信息 $\Delta \theta$ 和时间差信息 Δt 被输出至 B 模式处理部 13。

[0053] 所述 CDI 模式图像处理电路 1403 通过利用了多普勒效应的 CDI,根据从发送接收部 11 接收到的接收信号,对速度信息进行频率解析,提取由多普勒效应引起的血流或组织、造影剂回波分量,并生成针对多点提取了平均速度、方差、能量等的移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0054] 所述图像处理部 15 根据通过 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据以及通过多普勒

处理部 14 生成的多普勒数据来生成超声波图像。具体而言,图像处理部 15 根据 B 模式数据生成 B 模式图像,根据多普勒数据生成多普勒图像。

[0055] 另外,图像处理部 15 将超声波扫描的扫描线信号列转换成以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列(扫描转换),并生成作为显示图像的超声波图像(B 模式图像、多普勒图像、将 B 模式图像和多普勒图像重叠的图像)。

[0056] 所述图像存储器 16 是存储通过图像处理部 15 生成的超声波图像、通过对超声波图像进行图像处理而生成的图像的存储器。例如,在诊断之后,操作者能够调出在检查过程中所记录的图像,能够以静止图像的方式或者使用多张图以动画的方式再现。另外,图像存储器 16 根据需要而存储发送接收部 11 通过后的图像亮度信号、其他的原始数据、以及经由网络获得的图像数据等。

[0057] 所述控制部 17 控制超声波诊断装置 100 中的处理整体。具体而言,控制部 17 基于由操作者经由输入部 3 输入的各种指示或设定要求、从内部存储部 18 读入的各种程序以及各种设定信息,来控制发送接收部 11、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、以及图像处理部 15 的处理,或者控制为通过监视器 2 显示图像存储器 16 所存储的超声波图像等。

[0058] 所述内部存储部 18 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的装置控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的见解等)、诊断协议或各种设定信息等各种数据等。另外,内部存储部 18 根据需要还被用于图像存储器 16 所存储的图像的保管等。

[0059] 此外,内置在装置主体 10 的发送接收部 11 等有时由集成电路等的硬件构成,但有时是以软件的方式模块化后的程序。

[0060] 以下,对由本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置 100 执行的超声波图像生成处理的流程进行说明。图 5 是由本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置执行的超声波图像生成处理的流程图。在此,说明以对高次谐波分量进行图像化的谐波成像模式动作的例子。另外,在此说明利用“通过使超声波束的相位极性反转来抵消基波分量的方法(以下,称作极性反转方法)”的例子。

[0061] 首先,说明极性反转方法的原理。极性反转方法中,通过在同一扫描线上至少进行 2 次超声波发送接收,从而抵消接收信号中包含的基波分量,并提取高次谐波分量。

[0062] 例如,在第 1 次发送中,将超声波束的相位极性设为正极,在第 2 次发送中,将超声波束的相位极性设为相对于第 1 次相位极性反转后的负极。当将通过第 2 次发送接收获得的接收信号彼此进行相加时,基波分量彼此之间由于其相位相反因此被抵消,但在超声波传播过程中产生的高次谐波分量彼此之间由于相位一致,因此被加强。

[0063] 在此,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置 100 在同一扫描线上进行多组在同一扫描线上使相位极性反转而反复执行的 2 次 1 组的超声波发送接收。即,作为 1 组超声波发送接收,进行以正极进行的超声波发送接收和以负极进行的超声波发送接收。例如,所述发送接收部 11 将 2 次 1 组的超声波发送接收进行 4 组。

[0064] 当由该超声波诊断装置 100 执行的检查开始时,控制部 17 从内部存储部 18 读取初始设定的扫描条件,并按照该读取的初始设定使扫描开始。发送接收部 11 首先开始基于通常模式的超声波束的发送(步骤 S1)、以及作为反射波数据的接收信号的接收(步骤 S2)。

[0065] 在此,根据成为扫描对象的部位等当时的状况,变更扫描条件。扫描条件例如是超声波发送接收的模式、重复频率(PRF)、Depth(深度)等。

[0066] 接下来,发送接收部 11 对超声波探头 1 所接收到的接收信号实施上述的各种处理之后,通过正交检波电路转换成基带带宽的 I 信号和 Q 信号(以下,统称作接收信号)(步骤 S3),并保存到帧缓存器 12 中(步骤 S4)。混频器 1401 针对 I 信号和 Q 信号,将接收中心频率的设定变更为基波分量的中心频率(步骤 S5)。

[0067] 然后,自相关电路 1402 根据接收信号,通过公知的自相关处理,生成相位差信息 $\Delta \theta$ 以及时间差信息 Δt (步骤 S6),并输出至阈值判定电路 1301。此外,在如本例那样使用极性反转方法的情况下,例如,提取多次超声波发送接收中的仅与奇数速率或偶数速率有关的接收信号,在这些速率之间进行自相关处理。

[0068] 之后,接收到相位差信息 $\Delta \theta$ 以及时间差信息 Δt 的阈值判定电路 1301 将它们与相对应的阈值进行比较,并根据该比较结果,针对各接收信号判定是否进行由延迟电路 1302 执行的延迟校正(详细情况后述)(步骤 S7),并将根据该判定结果生成的控制信号输出至合成电路 1303。

[0069] 另一方面,延迟电路 1302 从帧缓存器 12 读出接收信号,针对各超声波束的每一个超声波束,基于相位差信息 $\Delta \theta$ 计算出延迟量,并根据该延迟量对各接收信号实施延迟校正处理(步骤 S8),使由患者的呼吸或脉动等引起的“接收信号之间的位相偏差”消除。合成电路 1303 对以这种方式由诊断对象部位的运动引起的相位偏差被校正后的接收信号进行合成处理(步骤 S9)。

[0070] 然后,针对该合成后的接收信号,检波·LOG 压缩电路 1304 进行检波处理以及 LOG 压缩处理(步骤 S10),B 模式图像处理电路 1305 生成 B 模式数据(步骤 S11)。

[0071] 另外,与由 B 模式处理部 13 执行的上述的步骤 S7 至步骤 S11 的处理并行地,多普勒处理部 14 通过 CDI 模式图像处理电路 1403 生成多普勒数据(步骤 S12)。

[0072] 然后,图像处理部 15 根据通过 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据以及通过多普勒处理部 14 生成的多普勒数据,生成超声波图像,并且将超声波扫描的扫描线信号列转换成视频格式的扫描线信号列(扫描转换),生成作为显示图像的超声波图像(B 模式图像、多普勒图像、以及它们的重叠图像)(步骤 S13)。

[0073] 如以上所说明的那样,根据本发明的一个实施方式,能够提供实现了 SNR 的改善和空间分辨率的提高了的超声波诊断装置。

[0074] 图 6 是表示通过以往的超声波诊断装置生成的超声波图像的图。图 7 是表示通过本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置生成的超声波图像的图。图 6 和图 7 是针对同一生物体内部组织(诊断对象部位)的超声波图像。

[0075] 在此,在图 6 和图 7 中用黑色表示的部分是由于诊断对象部位的运动而未被进行图像化的部分,用白色表示的部分是被进行了图像化的部分。如图 6 和图 7 所示,通过以往的超声波诊断装置未被图像化的部位使用本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置被进行了图像化,可知实现了 SNR 的改善以及空间分辨率的提高。

[0076] 此外,本发明的一个实施方式涉及的超声波诊断装置 100 并不限于利用极性判定方法的谐波成像进行动作的情况,对于利用滤波法的谐波成像等进行动作的情况,同样也能够应用。

[0077] 另外,在上述实施方式中,将与各扫描线有关的多个接收信号的每一个接收信号设为了阈值判定电路 1301 的判定处理、以及延迟电路 1302 的延迟校正处理的对象。相对

于此,例如对于具有小于等于规定的阈值(第2阈值)的相位差的接收信号,由身体运动等引起的对相位的影响可忽略,因此不需要进行校正。从而,对于具有小于等于规定的阈值(第2阈值)的相位差的接收信号,可以设为阈值判定电路1301的判定处理、以及延迟电路1302的延迟校正处理的对象以外。由此,能够排除不需要延迟校正的接收信号并仅将需要延迟校正的接收信号设为对象,由此实现运算处理的高效化。

[0078] 另外,在上述实施方式中,将与一帧(或者一容积)内的各扫描线有关的多个接收信号设为阈值判定电路1301的判定处理、以及延迟电路1302的延迟校正处理的对象。然而,并不局限于该例,也可以仅将与一帧(或一容积)内的所期望的局部区域(例如,任意选择出的至少一个扫描线或关心区域(ROI))有关的多个接收信号设为阈值判定电路1301的判定处理、以及延迟电路1302的延迟校正处理的对象。此时,关于作为处理对象的局部区域,可以由用户通过手动操作来选择,在规定的亮度以上的区域、被检测出运动较多的运动的区域这样的情况下,也可以根据通过超声波扫描获得的信息而自动地进行选择。

[0079] 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。

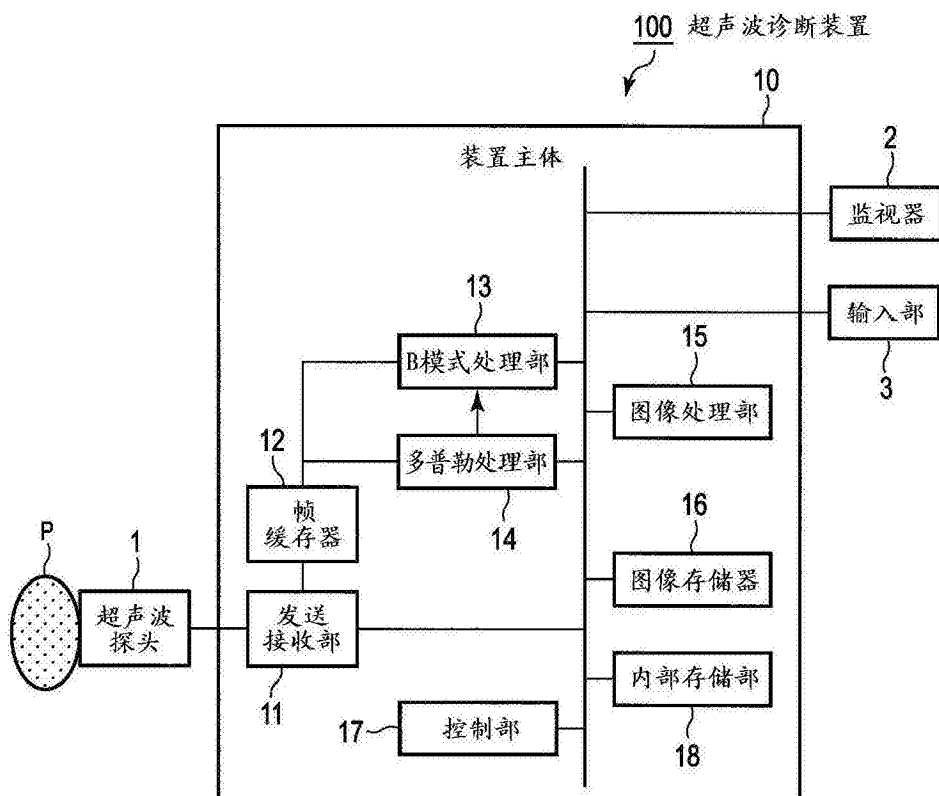


图 1

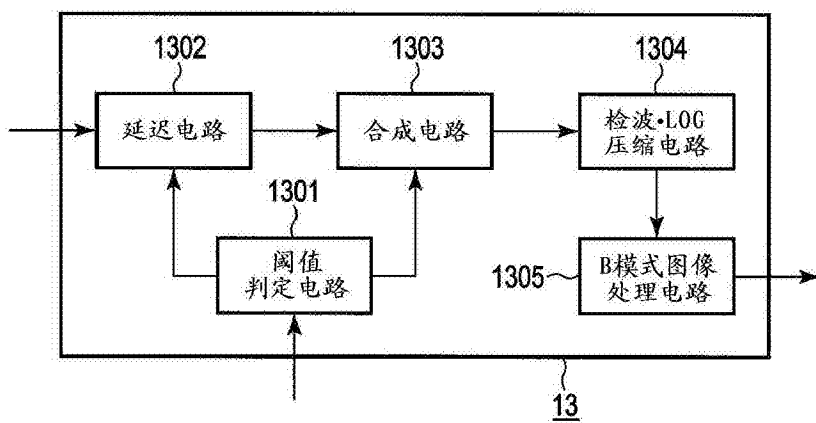


图 2

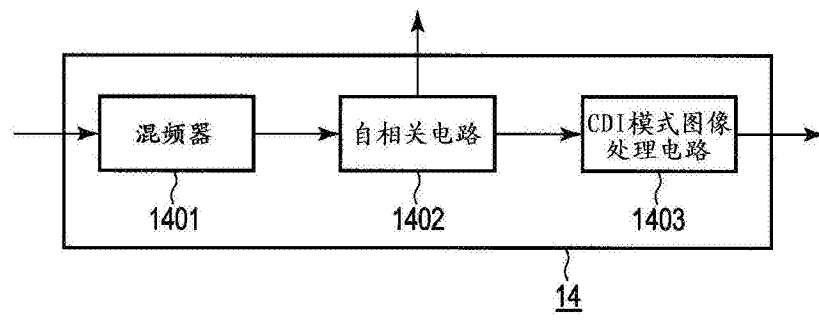


图 3

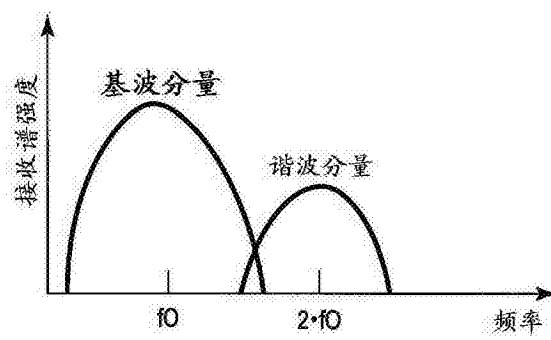


图 4

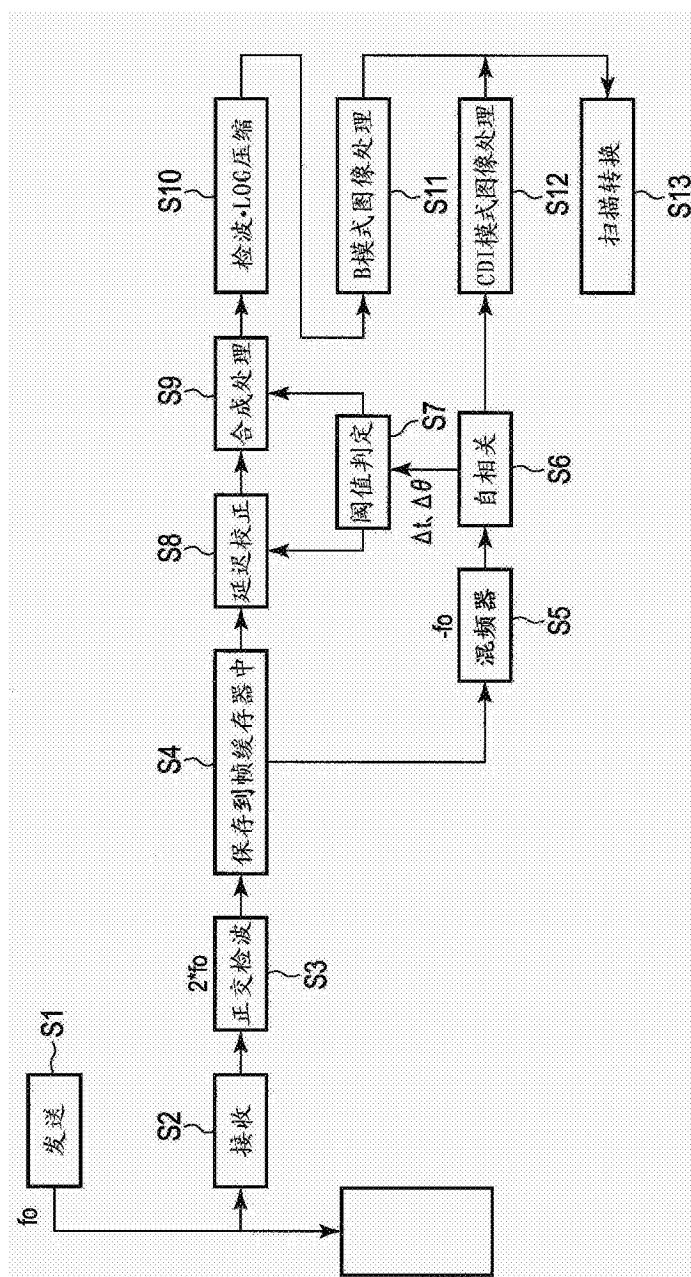


图 5

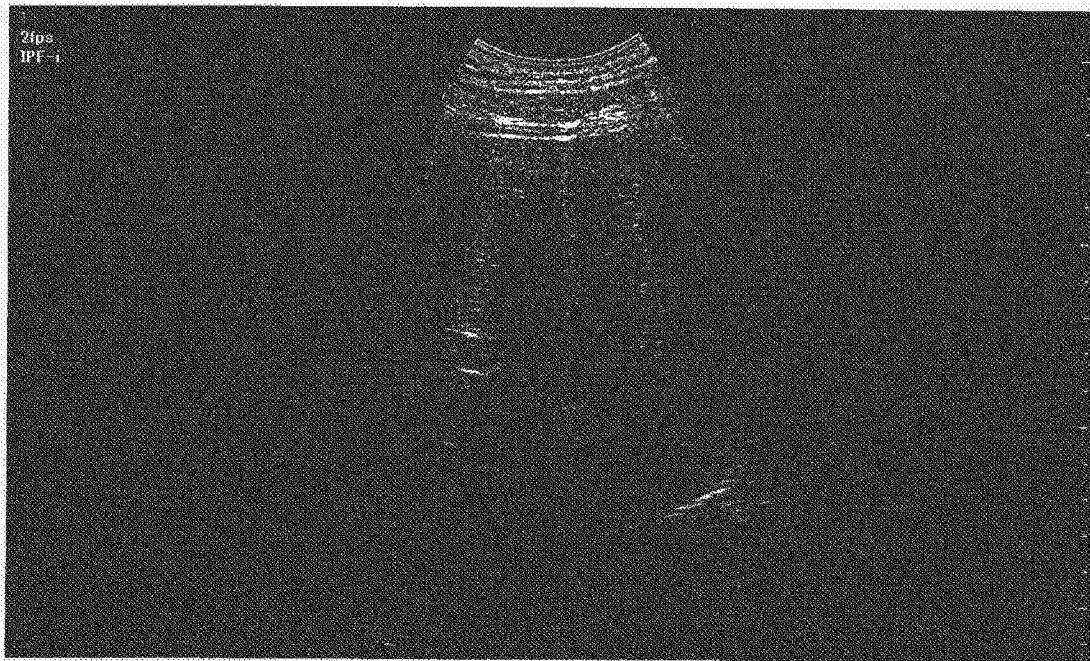
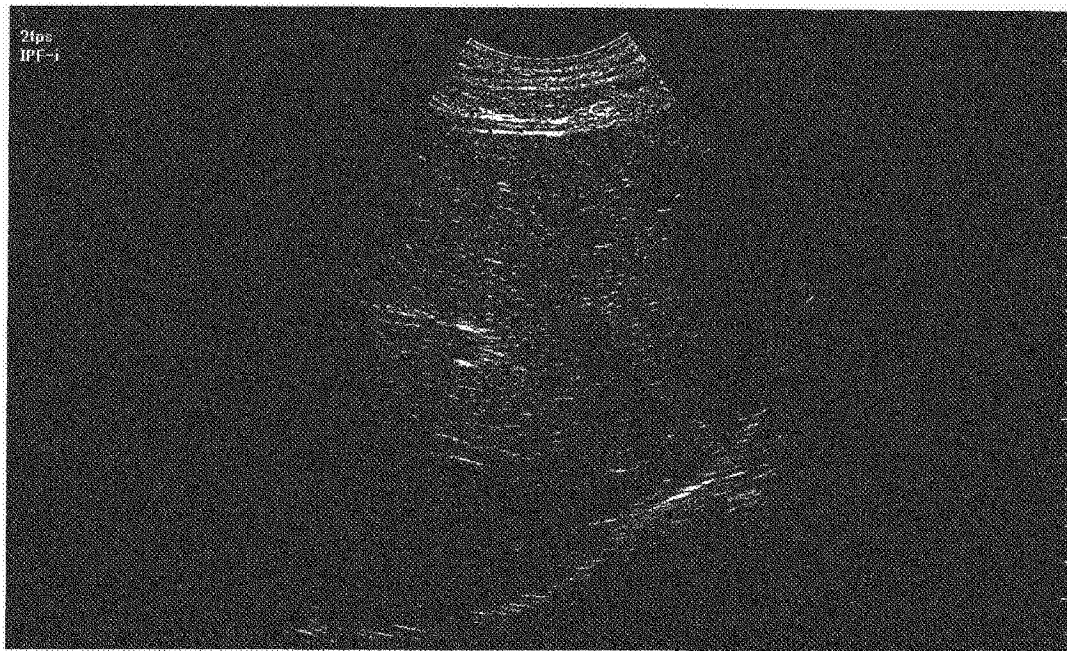


图 6



运动较快的部分中的灵敏度下降得到改善!

图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN103300886B	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201310082266.0	申请日	2013-03-15
[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	掛江明弘 西原财光		
发明人	掛江明弘 西原财光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S7/52038 G01S7/52046 G01S15/8963		
优先权	2012058842 2012-03-15 JP 2013048656 2013-03-12 JP		
其他公开文献	CN103300886A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供实现SNR的改善和空间分辨率的提高了的超声波诊断装置及其控制方法。超声波诊断装置包括发送接收单元、相位差检测单元、校正单元、相加单元和图像生成单元。发送接收单元通过在同一扫描线上进行多次超声波发送接收，针对每扫描线获取与多个超声波束对应的多个接收信号。相位差检测单元在各扫描线上的各采样点上检测每扫描线的多个接收信号中时间上邻接的接收信号间的相位差。校正单元根据各扫描线上的各采样点上的相位差对每扫描线的多个接收信号的至少一个进行至少包含时间延迟校正的校正处理。相加单元针对每扫描线将包含进行了校正处理的接收信号的多个接收信号进行相加。图像生成单元根据针对每扫描线相加的接收信号生成第1图像。

