



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103619261 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 05

(21) 申请号 201380000861. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 20

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-141239 2012. 06. 22 JP

2013-129731 2013. 06. 20 JP

(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/JP2013/067002 2013. 06. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/191261 JA 2013. 12. 27

(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 西原财光 挂江明弘

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

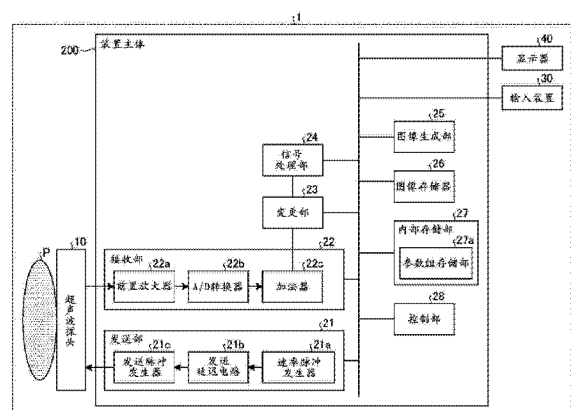
权利要求书1页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备接收部(22)和变更部(23)。接收部(22)输出超声波接收信号。变更部(23)根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,来取得与上述接收部(22)作为在影像化中使用的超声波接收信号而输出的影像化接收信号的频率特性相关的参数组,并根据所取得的参数组变更来在对上述影像化接收信号进行影像化处理中使用的中心频率以及频带。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:
接收部,其输出超声波接收信号;和
变更部,其根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,来取得与上述接收部作为在影像化中使用的超声波接收信号而输出的影像化接收信号的频率特性相关的参数组,并且根据所取得的参数组来变更在对上述影像化接收信号进行影像化处理中使用的中心频率以及频带。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述超声波诊断装置还具备参数组存储部,上述参数组存储部存储和与超声波收发条件对应的超声波接收信号的频率特性相关的参数组,
上述变更部从上述参数组存储部取得与上述影像化接收信号的超声波收发条件对应的参数组。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述变更部对上述影像化接收信号进行频率分析,来取得该影像化接收信号的参数组。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述变更部确定对上述影像化接收信号进行正交检波处理所使用的参照信号的频率作为在影像化处理中使用的中心频率,并且确定通过对上述影像化接收信号进行正交检波处理以及间拔处理而设定的通带作为影像化处理所使用的频带。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述参数组包含超声波接收信号的上限频率、超声波接收信号的下限频率以及超声波接收信号的峰值频率中的至少1个。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述变更部在接受到伴随着上述空间频率变更的设定要求时,变更在上述影像化处理中使用的中心频率以及频带。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,
上述变更部将包含上述影像化接收信号的峰值频率并且没有超过上述影像化接收信号的上限频率以及下限频率的频带确定为在上述影像化处理中使用的频带,将所确定的频带的中心频率确定为在上述影像化处理中使用的中心频率。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,在超声波诊断装置中,为了减少到生成超声波图像数据(data)为止所需的运算次数,通过接收信号的间拔(提取:decimation)来减少数据量。另外,在超声波诊断装置中,通过根据被影像化的频率空间来变更间拔率(提取率:decimation rate),从而变更图像生成用而输出的输出数据的采样频率(sampling),兼顾数据量的减少以及空间分辨率。

[0003] 但是在以往,根据间拔率的不同,有时超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率不是最优的。

[0004] 专利文献1:日本特开2008-161262号公报

发明内容

[0005] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够优化超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率的超声波诊断装置。

[0006] 本发明的超声波诊断装置具备接收部和变更部。接收部输出超声波接收信号。变更部根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,来取得与上述接收部作为在影像化中使用的超声波接收信号而输出的影像化接收信号的频率特性相关的参数(parameter)组,并根据所取得的参数组变更来在对上述影像化接收信号进行影像化处理中使用的中心频率以及频带。

附图说明

[0007] 图1是表示以往的超声波诊断装置的结构例的图。

[0008] 图2是表示图1所示的以往的检波器的结构例的图。

[0009] 图3是表示基于正交检波处理的频率调制的概要的图。

[0010] 图4是用于说明以往技术的问题的图(1)。

[0011] 图5是用于说明以往技术的问题的图(2)。

[0012] 图6是用于说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0013] 图7是表示本实施方式所涉及的变更部的结构例的图。

[0014] 图8是表示参数组存储部所存储的参数组的一个例子的图。

[0015] 图9是表示本实施方式所涉及的变更部所进行的处理的一个例子的流程图(flowchart)。

[0016] 图10A是用于说明由图9所示的流程图进行的通带的转换例子的图(1)。

[0017] 图10B是用于说明由图9所示的流程图进行的通带的转换例子的图(2)。

[0018] 图10C是用于说明由图9所示的流程图进行的通带的转换例子的图(3)。

- [0019] 图 10D 是用于说明由图 9 所示的流程图进行的通带的转换例子的图(4)。
- [0020] 图 11A 是表示通过本实施方式所涉及的变更部进行的处理确定的通带的具体例子的图(1)。
- [0021] 图 11B 是表示通过本实施方式所涉及的变更部进行的处理确定的通带的具体例子的图(2)。
- [0022] 图 11C 是表示通过本实施方式所涉及的变更部进行的处理确定的通带的具体例子的图(3)。
- [0023] 图 11D 是表示通过本实施方式所涉及的变更部进行的处理确定的通带的具体例子的图(4)。
- [0024] 图 12 是表示变形例所涉及的变更部的结构例的图。
- [0025] 图 13 是用于说明图 12 所示的分析部的图。

具体实施方式

- [0026] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。
- [0027] (实施方式)
- [0028] 首先,在针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明之前,使用图 1,针对以往的超声波诊断装置进行说明。图 1 是表示以往的超声波诊断装置的结构例的图。如图 1 所示,以往的超声波诊断装置 100 具有超声波探头 (probe) 10、装置主体 20、输入装置 30、显示器 (monitor) 40。
- [0029] 作为多个声响元件(声响元件组),超声波探头 10 具有例如多个压电振子,这些多个压电振子根据由后述的装置主体 20 所具有的发送部 21 供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 10 接收来自被检体 P 的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头 10 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。
- [0030] 如果从超声波探头 10 向被检体 P 发送超声波,则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,作为反射波信号由超声波探头 10 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赖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。
- [0031] 输入装置 30 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) 等,接受来自超声波诊断装置 100 的操作者的各种设定要求,对装置主体 20 转送接受到的各种设定要求。
- [0032] 显示器 40 显示用于超声波诊断装置 100 的操作者使用输入装置 30 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 20 中生成的超声波图像等。
- [0033] 装置主体 20 是进行超声波图像摄影的整体控制的装置,具体而言,是根据超声波探头 10 接收到的反射波来生成超声波图像数据的装置。装置主体 20 例如如图 1 所示,具有发送部 21、接收部 22、检波器 230、信号处理部 24、图像生成部 25、图像存储器 (memory) 26、

内部存储部 27、控制部 28。

[0034] 发送部 21 如图 1 所示,具有速率脉冲 (rate pulsar) 发生器 21a、发送延迟电路 21b、发送脉冲发生器 (pulsar) 21c,向超声波探头 10 供给驱动信号。速率脉冲发生器 21a 以规定的速率 (rate) 频率,反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。速率脉冲在通过发送延迟电路 21b 而具有不同发送延迟时间的状态下向发送脉冲发生器 21c 施加电压。即,发送延迟电路 21b 对速率脉冲发生器 21a 所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 10 产生的超声波会聚成束 (beam) 状并确定发送指向性所需的每个压电振子的发送延迟时间。发送脉冲发生器 21c 在基于该速率脉冲的定时 (timing),对超声波探头 10 施加驱动信号(驱动脉冲)。

[0035] 驱动脉冲从发送脉冲发生器 21c 经由电缆 (cable) 传达到超声波探头 10 内的压电振子之后,在压电振子中从电信号转换成机械振动。该机械振动在生物体内部作为超声波来发送。在此,在每个压电振子中具有不同发送延迟时间的超声波被会聚并向规定方向搬运。即,发送延迟电路 21b 通过使对各速率脉冲赋予的发送延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0036] 另外,发送部 21 为了根据后述的控制部 28 的指示执行规定的扫描序列 (scan sequence),具有能够瞬时变更发送频率、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。

[0037] 超声波探头 10 所发送的超声波的反射波在到达了超声波探头 10 内部的压电振子之后,在压电振子中被从机械振动转换成模拟 (analog) 电信号(反射波信号)向接收部 22 输入。接收部 22 如图 1 所示,具有前置放大器 (pre-amplifier) 22a、A/D 转换器 22b 以及加法器 22c,将对超声波探头 10 接收到的反射波信号进行了各种处理的数据向后一级的检波器 230 输出。

[0038] 前置放大器 22a 将反射波信号在每个信道 (channel) (或者,每个振子)中放大进行增益 (gain) 调整。A/D 转换器 22b 通过对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换从而将增益校正后的反射波信号转换成数字数据。前置放大器 22a 以及 A/D 转换器 22b 被设置于每个通道(或者,每个振子)。即,前置放大器 22a 以及 A/D 转换器 22b 分别由多个电路构成。加法器 22c 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。另外,加法器 22c 对被赋予了接收延迟时间的数字数据进行加法处理。通过加法器 22c 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。即,加法器 22c 进行所谓的波束形成 (beam forming)。

[0039] 这样,发送部 21 以及接收部 22 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。即,发送部 21 作为发送波束形成器 (beam former) 来发挥作用,接收部 22 作为接收波束形成器来发挥作用。

[0040] 检波器 230 通过对从加法器 22c 输出的数据进行频率调制处理或滤波 (filtering) 处理等,来进行数据插补处理以及间拔处理。检波器 230 所输出的数据作为反射波数据,向后一级的信号处理部 24 输出。另外,针对检波器 230 进行的处理,之后详述。

[0041] 信号处理部 24 从检波器 230 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据 (B 模式 (mode) 数据)。另外,信号处理部 24 根

据从检波器 230 接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波 (echo) 分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、功率 (power) 等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0042] 图像生成部 25 根据信号处理部 24 所生成的数据来生成超声波图像数据。即,图像生成部 25 根据 B 模式数据来生成由亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像数据。另外,图像生成部 25 根据多普勒数据来生成表示移动体信息的平均速度图像数据、方差图像数据、功率图像数据、或者作为它们的组合图像的彩色多普勒图像数据。另外,图像生成部 25 还能够生成对超声波图像数据合成了各种参数的文字信息、刻度、体位标记 (body mark) 等的合成图像数据。

[0043] 在此,图像生成部 25 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,生成作为显示用图像的超声波图像数据。另外,图像生成部 25 除了扫描转换以外,例如使用扫描转换后的多个图像帧 (frame) 进行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,。

[0044] 另外,图像生成部 25 搭载有保存图像数据的存储存储器,能够进行三维图像的重建处理等。另外,例如能够从图像生成部 25 所搭载的存储存储器调出在诊断之后操作者在检查中所记录的图像。

[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 25 所生成的数据是扫描转换处理后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)”。

[0046] 图像存储器 26 是存储图像生成部 25 所生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 26 还能够存储信号处理部 24 所生成的数据。例如,图像存储器 26 所存储的 B 模式数据或多普勒数据在诊断之后由操作者调出,经由图像生成部 25 变为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 26 还能够存储检波器 230 所输出的反射波数据。

[0047] 内部存储部 27 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,内部存储部 27 根据需要,还用于图像存储器 26 所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 27 所存储的数据能够经由未图示的接口,向外部装置转送。另外,内部存储部 27 还能够存储从外部装置经由未图示的接口 (interface) 转送的数据。

[0048] 控制部 28 控制超声波诊断装置 100 的处理整体。具体而言,控制部 28 根据经由输入装置 30 由操作者输入的各种设定要求、或从内部存储部 27 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送部 21、接收部 22、检波器 230、信号处理部 24 以及图像生成部 25 的处理。另外,控制部 28 进行控制,以使得将图像存储器 26 或内部存储部 27 所存储的显示用的超声波图像数据显示于显示器 40。

[0049] 以上,针对以往的超声波诊断装置 100 的结构例进行说明。在该结构中,以往的超声波诊断装置 100 通过由检波器 230 进行频率调制处理或滤波 (filtering) 处理等,来进行数据插补处理以及间拔处理。超声波诊断装置 100 通过由检波器 230 进行间拔处理,减少向信号处理部 24 或图像生成部 25 输出的数据量,减少到生成超声波图像数据为止所

需的运算次数。以下,使用图 2 等,针对检波器 230 详细地进行说明。图 2 是表示图 1 所示的以往的检波器的结构例的图。

[0050] 如图 2 所示例的那样,检波器 230 具有正交检波电路 231、参照信号产生器 232、以及提取电路 233。正交检波电路 231 将加法器 22c 的输出信号转换成基带 (base band) 带宽的同相信号(I 信号、I:In-phase)和正交信号(Q 信号、Q:Quadrature-phase)。图 3 是表示基于正交检波处理的频率调制的概要的图。另外,图 3 所示的横轴的“freq”是频率 (frequency),图 3 所示的纵轴“power”表示超声波接收信号的各频率下的强度。如图 3 所示,超声波接收信号的频带通过使用具有频率 f_0 的参照信号的正交检波,向 0Hz 频移 (shift)。由此,上限频率是“ $f_{s1}/2$ ”的超声波接收信号如图 3 所示,变为上限频率是“ $f_{s2}/2$ ”的超声波接收信号。根据采样定理,能够将以“ $f_{s2}/2$ ”为奈奎斯特频率 (Nyquist frequency) (折回频率)的“ f_{s2} ”作为采样频率。由于“ $f_{s2} < f_{s1}$ ”,因此,通过正交检波处理,可能使采样频率变低。即,当对相同的时间长度的数据进行处理时,通过正交检波,能够减少数据量。

[0051] 具体而言,从加法器 22c 输出的数据如图 2 所示,通过正交检波电路 231,使分别具有频率 f_0 的参照信号 501 以及参照信号 502 交叉。参照信号 501 以及参照信号 502 由参照信号产生器 232 生成。以往,频率 f_0 一般被设定为超声波接收信号的中心频率。频率 f_0 是与发送条件等一起预先设定的参数之一。在此,参照信号 501 以及参照信号 502 是相位相互相差 90 度的信号。即,参照信号 501 能够表示为“ $\sin(2\pi f_0 t)$ ”的信号,参照信号 502 能够表示为“ $\cos(2\pi f_0 t)$ ”的信号。

[0052] 正交检波电路 231 对从加法器 22c 输出的超声波接收信号,进行使用了参照信号 501 以及参照信号 502 的正交检波处理。由此,超声波接收信号的频率 f_0 对基频(0Hz)进行频率调制。并且,从正交检波电路 231 输出的信号(I 信号以及 Q 信号)由提取电路 233 进行间拔处理。并且,被提取电路 233 间拔处理后的数据作为反射波数据,向信号处理部 24 输出。

[0053] 在此,提取电路 233 的间拔(提取)处理为了减少在后一级进行处理的数据量而实施。间拔率(提取速率)越高则越能够减少数据量,但数据的采样频率变低,时间分辨率就会变低。如果由于采样频率的降低而使时间分辨率降低,则向显示器 40 输出的超声波图像数据的空间分辨率就会降低。因此,需要根据实际被影像化的空间频率,适当地设定提取速率。具体而言,在影像化的空间频率(像素速率 (pixel rate))比在由 A/D 转换器 22b 进行的模拟 / 数字转换中进行的采样频率低的情况下,能够进行基于提取电路 233 的间拔。因此,A/D 转换器 22b 中的采样频率一般而言,被固定的情况较多。

[0054] 如上所述,提取速率越高则数据减少效果越好,但数据的采样频率变低,时间分辨率(空间分辨率)就会降低。另外,如果单纯地进行间拔处理,则会产生由于折回而产生的噪音 (noise)。因此,对于正交检波处理后的数据,需要进行考虑了奈奎斯特频率(折回频率)的 LPF (Low Pass Filer) 处理。另外,在图 2 所示的结构例中,没有示出进行 LPF 处理的处理部(以下,记作 LPF),但 LPF 被设置于正交检波电路 231 与提取电路 233 之间。或者,LPF 被内置于提取电路 233。以下,说明假设为提取电路 233 内置 LPF 的例子。该 LPF 大多数情况下还兼具抑制由正交检波处理派生出的谐波成分“ $2 * f_0$ ”的效果。

[0055] 以上,是图 1 所示的以往的超声波诊断装置 100 所具有的检波器 230 的处理。

[0056] 在此,图像生成部 25 所生成的超声波图像数据的图像尺寸 (size) 往往根据显示

器尺寸 (monitor size) 或显示器分辨率, 是某一程度的一定的尺寸。另外, 有时还能够变更图像输出区域, 但在那样的情况下, 大多数情况下也是来自某一少数的所限定的选项中的选择。但是, 通过根据超声波图像数据显示的深度 (depth) 变更或 Pan/Zoom 等, 在变更影像化的摄影区域时, 图像尺寸为一定的情况下将变更影像化的空间频率。此时, 在以往的系统, 通过变更提取电路 233 的提取速率, 从而根据影像化的空间频率来变更向信号处理部 24 输出的数据 (以下, 称为“输出数据”) 的采样频率。由此在以往, 维持数据量的减少效果, 调整空间分辨率。例如, 假设将在超声波图像数据的深度方向的图像尺寸固定于 1000 像素 (pixel)。在此, 当直到深度“10cm”, 由 10000 数据表现的数据被输入至提取电路 233 时, 提取速率变为“ $1000/10000=1/10$ ”。另一方面, 当从深度“10cm”变更为深度“20cm”时, 直到深度“20cm”, 由 20000 数据表现的数据被输入至提取电路 233, 提取速率被变更为“ $1/20$ ”。此时, 超声波图像数据整体变为低空间分辨率, 但此时的空间分辨率依赖于显示显示器的分辨率等显示样式。

[0057] 另外, 在图 1 以及图 2 所示例的以往的系统, 正交检波处理中的参照信号的频率 f_0 往往考虑超声波搬运中的频率依存衰减的影响, 根据搬运时间 (深度) 来变更。另外, 在图 1 以及图 2 所示的以往的系统, 实际进行影像化所使用的通带通常不是在由奈奎斯特频率制约的频带的范围内, 设定为能够通过的最宽通带的通带。在图 1 以及图 2 所示例的以往的结构, 实际进行影像化所使用的通带在大多数情况下, 根据超声波接收信号或用于影像化的接收信号的特性, 在比由奈奎斯特频率制约的范围更窄的范围内进行设定。即, 在图 1 以及图 2 所示例的以往的系统, 影像化所使用的通带在根据提取速率设定的通带和由奈奎斯特频率制约的通带中, 选择窄的带。

[0058] 另外, 图 1 或图 2 所示的以往结构始终是一个例子, 以往的超声波诊断装置 100 也可以在 A/D 转换器 22b 的前一级进行频率调制, 变更 A/D 转换器 22b 中的采样频率。或者, 以往的超声波诊断装置 100 也可以是在加法器 22c 的前一级设置检波器, 通过设置组合了加法器 22c、信号处理部 24、以及图像生成部 25 的电路, 来减少运算次数的结构。在以往的系统, 当在 A/D 转换前进行频率调制时, 将具有与检波器 230 大概等价的功能的电路配置在 A/D 转换器 22b 的前一级, 根据实际影像化的空间频率来变更 A/D 转换器 22b 中的采样频率。

[0059] 如上所述在以往, 正交检波所使用的参照信号的频率 f_0 一般被设定为超声波接收信号的中心频率。另外, 如上所述在以往, 当通过设定变更被影像化的空间频率发生了变化时, 通过变更提取电路 233 的提取速率, 来维持数据量的减少, 调整空间分辨率。

[0060] 但是, 如以往那样, 当固定了设定正交检波处理所使用的参照信号的频率的条件时, 根据提取速率, 通常难以收集最优的信号带。针对该点, 使用图 4 以及图 5 详细地说明。图 4 以及图 5 是用于说明以往技术的问题的图。

[0061] 图 4 以及图 5 所示的超声波接收信号表示对具有到由“某一观测时间”确定的“某一深度”的同一频率特性的超声波接收信号, 根据不同频率的参照信号进行正交检波处理的结果 (参照两图的“由点画影的区域”)。另外, 在图 4 以及图 5 中, 示出分别对正交检波处理后的超声波接收信号, 通过以不同的提取速率进行间拔而设定的通带。

[0062] 在此, 图 4 是优先“提取速率高时”, 即优先“变为低空间分辨率的深部显示时”, 设定正交检波处理所使用的参照信号的频率 f_c 的例子。另外, 图 5 是优先“提取速率低时”,

即优先“变为高空间分辨率的浅部显示或 Zoom (缩放) 时的情况”, 设定正交检波处理所使用的参照信号的频率 f_0 的例子。

[0063] 图 4 所示的“4A、4B、4C”表示对图 4 所示的正交检波处理后的超声波接收信号, 还通过以不同的提取速率进行间拔而设定的通带。另外, 图 5 所示的“5A、5B、5C”表示对图 5 所示的正交检波处理后的超声波接收信号, 还通过以不同的提取速率进行间拔而设定的通带。通带 4A 或通带 5A 示例出了提取速率被较高地设定而采样频率变低的结果, 通带变窄的情况。另一方面, 通带 4C 或通带 5C 示例出了提取速率被较低地设定而采样频率变高的结果, 通带变宽的情况。另外, 通带 4B 示例出了根据通带 4A 的提取速率与通带 4C 之间的提取速率而设定的通带, 通带 5B 示例出了根据通带 5A 的提取速率与通带 5C 之间的提取速率而设定的通带。

[0064] 如图 4 所示, 通带 4A 是在超声波接收信号中能够使高灵敏度的频率(强度高的频率)有效地通过的带, 同时变为遮断带外区域(噪音区域)的带。但是, 如图 4 所示。通带 4C 是使带外区域(噪音区域)通过的带, 同时变为遮断能够进行影像化的频带的带。在此, 图 4 所示的参照信号的频率 f_0 是优先提高提取速率来设定通带 4A 时而设定的频率。其结果, 如果伴随着变更影像化的空间频率而降低提取速率, 则通带变为通带 4B 或通带 4C。由通带 4C 通过的信号带不一定最优, 而会变为使灵敏度劣化的带。

[0065] 另外, 如图 5 所示, 通带 5C 变为在超声波接收信号中能够使高灵敏度的频率(强度高的频率)有效地通过的带。但是, 在超声波接收信号中尽管存在更高灵敏度的频带, 但为了使低灵敏度的频带(强度低的频带)通过, 因此通带 5A 变为使灵敏度以及分辨率劣化的带。在此, 图 5 所示的参照信号的频率 f_0 是优先使提取速率变低设定通带 5C 时而设定的频率。其结果, 如果伴随着变更被影像化的空间频率来提高提取速率, 则通带变为通带 5B 或通带 5A。由通带 5A 通过的信号带不一定最优, 而变为使灵敏度劣化的带。

[0066] 如上所述, 在以往技术中, 参照信号的频率并不依赖于提取速率, 而被固定于超声波接收信号的中心频率。因此, 在以往技术中, 根据提取速率有时频率通带不一定是最优的设定。即在以往, 根据提取速率的不同, 有时超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率不一定最优。

[0067] 因此, 在本实施方式中, 为了使超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率最优, 进行以下说明的处理。图 6 是用于说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0068] 如图 6 所示, 本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 与上述的以往的超声波诊断装置 100 相同, 具有超声波探头 10、输入装置 30 以及显示器 40。并且, 本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 代替以往的超声波诊断装置 100 所具有的装置主体 20, 而具有装置主体 200。

[0069] 图 6 所示的装置主体 200 与图 1 所示的装置主体 20 相同, 具有接收部 22、发送部 21、信号处理部 24、图像生成部 25、图像存储器 26 以及控制部 28。图 6 所示的接收部 22、发送部 21、信号处理部 24、图像生成部 25、图像存储器 26 以及控制部 28 与使用图 1 说明的接收部 22、发送部 21、信号处理部 24、图像生成部 25、图像存储器 26 以及控制部 28 相同地构成。

[0070] 另外, 图 6 所示的装置主体 200 与图 1 所示的装置主体 20 相同, 具有内部存储部 27。图 6 所示的内部存储部 27 存储图 1 所示的内部存储部 27 的各种数据。但是, 图 6 所

示的内部存储部 27 与图 1 所示的内部存储部 27 不同,具有参数组存储部 27a。

[0071] 并且,图 6 所示的装置主体 200 代替检波器 230 而具有变更部 23。在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中,使用参数组存储部 27a 所存储的参数组,变更部 23 进行以下的处理。

[0072] 变更部 23 根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,取得与影像化所使用的超声波接收信号(以下,称为“影像化接收信号”)的频率特性相关的参数组。接收部 22 输出超声波接收信号。影像化接收信号是根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,接收部 22 作为在影像化中使用的超声波接收信号而输出的超声波接收信号。例如,影像化接收信号是根据空间频率的变化,由加法器 22c 输出的超声波接收信号。并且,在本实施方式中,变更部 23 参照参数组存储部 27a,取得影像化接收信号的参数组。参数组存储部 27a 存储与和超声波收发条件对应的超声波接收信号的频率特性相关的参数组。变更部 23 根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,从参数组存储部 27a 取得与影像化接收信号的超声波收发条件对应的参数组。并且,变更部 23 根据所取得的参数组变更在对影像化接收信号进行影像化处理所使用的中心频率以及频带。由此,变更部 23 变更作为数字数据的影像化接收信号的采样频率(频率解调)。在此,变更部 23 在接受到伴随空间频率变更的设定要求时,变更进行影像化处理所使用的中心频率以及频带。例如,作为伴随空间频率变更的设定要求,能够例举操作者经由输入装置 30 进行的深度(depth)变更要求、Pan 处理要求、Zoom 处理要求、图像输出区域变更要求。

[0073] 在此,作为影像化处理所使用的中心频率,本实施方式所涉及的变更部 23 根据所取得的参数组,确定对影像化接收信号进行正交检波处理所使用的参照信号的频率。另外,作为影像化处理所使用的频带,本实施方式所涉及的变更部 23 根据所取得的参数组来确定通过对影像化接收信号进行正交检波处理以及间拔处理设定的通带。

[0074] 即,变更部 23 与检波器 230 相同进行正交检波处理以及提取处理。图 7 是表示本实施方式所涉及的变更部的结构例的图。

[0075] 如图 7 所示,变更部 23 具有正交检波电路 231、参照信号产生器 232、以及提取电路 233。以赋予同一附图标记的方式,变更部 23 所具有的正交检波电路 231、参照信号产生器 232 以及提取电路 233 是与图 2 所示的检波器 230 所具有的正交检波电路 231、参照信号产生器 232 以及提取电路 233 相同的电路。

[0076] 其中,如图 7 所示,本实施方式所涉及的变更部 23 与检波器 230 不同,具有参照频率运算器 234。参照频率运算器 234 根据从参数组存储部 27a 取得的参数组来确定参照信号的频率。并且,参照频率运算器 234 将所确定的参照信号的频率向参照信号产生器 232 转送。参照信号产生器 232 根据从参照频率运算器 234 接收到的参照信号的频率,来生成图 7 所示的参照信号 51 以及参照信号 52。正交检波电路 231 对从加法器 22c 输出的超声波接收信号(影像化接收信号),进行使用了参照信号 51 以及参照信号 52 的正交检波处理。

[0077] 以往,参照信号产生器 232 根据预先设定的频率,生成了参照信号 501 以及参照信号 502。对此,在本实施方式中,参照信号产生器 232 根据从参照频率运算器 234 接收到的频率,来生成参照信号 51 以及参照信号 52。

[0078] 以下,针对参照频率运算器 234 为了确定参照信号的频率而使用的参数组和参照频率运算器 234 使用参数组确定参照信号的频率的方法,具体地进行说明。另外,以下,将

“参照信号的频率”记作“参照频率”。

[0079] 参数组存储部 27a 所存储的参数组是与针对每个超声波收发条件预先求得的超声波接收信号的频率特性相关的多个信息,是用于确定参照频率的多个信息。参数组例如根据通过对各种模型 (phantom) 根据各种超声波收发条件进行超声波收发而得到的超声波接收信号求得。或者,参数组能够根据通过对实际上进行超声波检查的被检体 P 根据各种超声波收发条件进行超声波收发而得到的超声波接收信号求得。

[0080] 在该处理中求得的参数组被保存于参数组存储部 27a。图 8 是表示参数组存储部所存储的参数组的一个例子的图。

[0081] 参数组所包含的参数例如如图 8 所示,是超声波接收信号的“变为第 n 强度的峰值 (peak) 频率”。当“n=1”时,峰值频率例如变为基本波的频率。另外,当“n=2”时,峰值频率例如变为 2 次谐波的频率。

[0082] 另外,参数组所包含的参数例如如图 8 所示,是超声波接收信号的“重心频率”。另外,参数组所包含的参数例如如图 8 所示,是超声波接收信号的“带宽”、或超声波接收信号的“相对带宽”。作为超声波接收信号的“带宽”,使用“-6dB 的带宽”或“-20dB 的带宽”。另外,作为超声波接收信号的“相对带宽”,使用“-6dB 的相对带宽”或“-20dB 的相对带宽”。

[0083] 另外,参数组所包含的参数例如如图 8 所示,是超声波接收信号的“上限频率”或超声波接收信号的“下限频率”。“上限频率”以及“下限频率”在超声波接收信号的频带中,变为想要影像化的超声波诊断信号的频率区域的上限值以及下限值。

[0084] 另外,参数组所包含的参数并不限于超声波接收信号的频率特性本身的信息,例如,如图 8 所示,也可以是“峰值频率”、“上限频率”、或能够推定“下限频率”的“发送频率”或“发送频率的整数倍的频率”。例如,“发送频率的 2 倍频率”与谐波成像 (harmonic imaging) 所使用的 2 次谐波对应。假设当将“上限频率”、“下限频率”以及“峰值频率”3 种设定为参数组的项目时,参数组存储部 27a 例如存储根据由“超声波收发条件 :C1”得到的超声波接收信号求得的“上限频率、下限频率、峰值频率”、根据由“超声波收发条件 :C2”得到的超声波接收信号求得的“上限频率、下限频率、峰值频率”、根据由“超声波收发条件 :C3”得到的超声波接收信号求得的“上限频率、下限频率、峰值频率”等。

[0085] 变更部 23 使用图 8 所示的参数组的 1 个参数、或者多个参数确定参照频率。以下,针对将超声波接收信号的“峰值频率 (n=1)”“上限频率”以及“下限频率”作为参数组确定参照频率的情况,使用图 9、图 10A、图 10B、图 10C 以及图 10D 进行说明。图 9 是表示本实施方式所涉及的变更部进行的处理的一个例子的流程图。另外,图 10A ~ 图 10D 是用于说明由图 9 所示的流程图进行的通带的转换例子的图。

[0086] 如图 9 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的控制部 28 判定是否从操作者处经由输入装置 30 接受到变更要影像化的超声波图像数据的空间频率的设定 (步骤 (step) S101)。在此,当没有接受变更空间频率的设定时 (步骤 S101 否定),控制部 28 待机到接受设定到为止。

[0087] 另一方面,当接受到变更空间频率的设定时 (步骤 S101 肯定),通过控制部 28 的控制,参照频率运算器 234 取得与为了接收变为处理对象的影像化接收信号而使用的超声波收发条件建立了对应的参数组 (峰值频率、上限频率以及下限频率) (步骤 S102)。在此,“影像化接收信号”是根据通过变更空间频率的设定而变更后的超声波收发条件收集到的超声

波接收信号。

[0088] 并且,参照频率运算器 234 以所取得的峰值频率为中心,设定能够设定的最宽的通带(步骤 S103)。在此,所谓“能够设定的最宽的通带”是指根据接收部 22 所具有的 A/D 转换器 22B 的采样频率以及提取速率,在满足采样定理的范围内能够设定的最宽的带的区域。在图 10A 中,向上的箭头表示超声波接收信号(影像化接收信号)的峰值频率、上限频率以及下限频率。例如,图 10A 所示的“峰值频率、上限频率以及下限频率”是与影像化接收信号的超声波收发条件相同或者类似的与“超声波收发条件:C3”建立了对应的“上限频率、下限频率、峰值频率”。另外,在图 10A 中,梯形的框线表示上述的“能够设定的最宽的通带”。

[0089] 并且,参照频率运算器 234 判定峰值频率是否是接近下限频率的频率(步骤 S104)。在此,当峰值频率是接近下限频率的频率时(步骤 S104 肯定),参照频率运算器 234 判定在步骤 S103 中设定的通带的下端是否比下限频率小(步骤 S105a)。

[0090] 在此,当在步骤 S103 中设定的通带的下端是下限频率以上的频率时(步骤 S105a 否定),参照频率运算器 234 判定在步骤 S103 中设定的通带是否是位于影像化接收信号的上限频率以及下限频率之间的带。并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S103 中设定的通带的中心设定为参照频率,使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0091] 另一方面,当在步骤 S103 中设定的通带的下端比下限频率小时(步骤 S105a 肯定),参照频率运算器 234 进行移频处理,以使得在步骤 S103 中设定的通带的下端与下限频率一致(步骤 S106a、参照图 10B)。

[0092] 并且,参照频率运算器 234 判定在步骤 S106a 中移频(shift)后的通带的上端是否比上限频率大(步骤 S107a)。在此,当在步骤 S106a 中移频后的通带的上端是上限频率以下的频率时(步骤 S107a 否定),参照频率运算器 234 判定为在步骤 S106a 中设定的通带是位于影像化接收信号的上限频率以及下限频率之间的带。并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S106a 中设定的通带的中心设定为参照频率,使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0093] 另一方面,当在步骤 S106a 中移频后的通带的上端比上限频率大时(步骤 S107a 肯定),参照频率运算器 234 以在步骤 S106a 中移频后的通带的上限没有超过上限频率的方式,来限制在步骤 S106a 中移频的通带宽度(步骤 S108a、参照图 10C)。在图 10C 中,虚线表示接受带限制之前的通带,实线表示接受了带限制之后的通带。在此,上限频率以及下限频率表示想要影像化的信号区域,上限频率以及下限频率的外侧是不想影像化的噪音区域。因此,从优化 S/N 的观点出发,如图 10C 所示,希望通过压缩通带来遮断噪音区域。因此,在步骤 S108a (以及后述的步骤 S108b)的处理中,将通带限制在“上限频率”以及“下限频率”的区域内。另外,在步骤 S103 中设定的通带设定“能够设定的最宽的通带”,因此,不能扩大,但能够通过设定滤波系数变窄。

[0094] 并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S108a 限制的通带的中心设定为参照频率(参照图 10D),使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0095] 另一方面,当峰值频率是接近上限频率的频率时(步骤 S104 否定),参照频率运算器 234 判定在步骤 S103 中设定的通带的上端是否大于上限频率(步骤 S105b)。

[0096] 在此,当在步骤 S103 中设定的通带的上端是上限频率以下的频率时(步骤 S105b

否定),参照频率运算器 234 判定为在步骤 S103 中设定的通带是位于影像化接收信号的上限频率以及下限频率之间的带。并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S103 中设定的通带的中心设定为参照频率,使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0097] 另一方面,当在步骤 S103 中设定的通带的上端大于上限频率时(步骤 S105b 肯定),参照频率运算器 234 以在步骤 S103 中设定的通带的上端与上限频率一致的方式来进行移频(步骤 S106b)。

[0098] 并且,参照频率运算器 234 判定在步骤 S106b 中移频后的通带的下端是否小于下限频率(步骤 S107b)。在此,当在步骤 S106b 中移频后的通带的下端是下限频率以上的频率时(步骤 S107b 否定),参照频率运算器 234 判定为在步骤 S106b 中设定的通带是位于影像化接收信号的上限频率以及下限频率之间的带。并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S106b 中设定的通带的中心设定为参照频率,使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0099] 另一方面,当在步骤 S106b 中移频后的通带的下端比下限频率小时(步骤 S107b 肯定),参照频率运算器 234 以在步骤 S106b 中移频后的通带的下限没有超过下限频率的方式来限制在步骤 S106b 中移频的通带宽度。

[0100] 并且,参照频率运算器 234 将在步骤 S108b 中限制的通带的中心设定为参照频率,使参照信号产生器 232 产生参照信号(步骤 S109),结束处理。

[0101] 这样,变更部 23 将包含影像化接收信号的峰值频率并且没有超过影像化接收信号的上限频率以及下限频率的频带确定为影像化处理所使用的频带。并且,变更部 23 将所确定的频带的中心频率确定为影像化处理所使用的中心频率。即,在本实施方式中,通过进行图 9 所示例的处理,通常能够根据下限频率在上限频率的内侧设定通带,且使峰值频率进入通带内。由此,在本实施方式中,通常能够在将 S/N 的劣化限制在最低限度,维持最优的空间分辨率的状态下,将反射波数据向后一级的信号处理部 24 输出,生成超声波图像数据。其结果,在本实施方式中,能够使超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率最优。

[0102] 针对通过图 9 所示例的处理确定的通带的具体例子,进一步使用图 11A、图 11B、图 11C 以及图 11D 进行说明。图 11A、图 11B、图 11C 以及图 11D 是表示通过本实施方式所涉及的变更部所进行的处理而确定的通带的具体例子的图。

[0103] 例如,假设变更部 23 接收具有图 11A 所示的那样的频率特性的超声波接收信号。图 11A 所示的超声波接收信号的频带与图 4 以及图 5 所示的超声波接收信号的频带相同。

[0104] 参照频率运算器 234 根据超声波收发条件,取得峰值频率、下限频率以及上限频率。并且,参照频率运算器 234 如图 11A 所示,将所取得的峰值频率、下限频率以及上限频率设定为超声波接收信号。在此,图 11B、图 11C 以及图 11D 表示当设定了通带(可通过带)分别不同的提取速率时,参照频率运算器 234 所确定的通带的具体例子。

[0105] 使用图 11B,针对在将提取速率设定为高并且通带较窄的情况下,确定参照频率的方法进行说明。首先,参照频率运算器 234 确认将“峰值频率”设定为通带的中心是否与“下限频率”或者“上限频率”相关。在图 11B 所示的情况下,参照频率运算器 234 即使将“峰值频率”设定为通带的中心,通带也与“下限频率”以及“上限频率”无关,因此,将“峰值频率”确定为参照频率。在图 11C 所示的情况下,参照频率运算器 234 即使将“峰值频率”设定为通带的中心,通带也与“下限频率”以及“上限频率”无关,因此,将“峰值频率”确定为

参照频率。

[0106] 另一方面,在图 11D 所示的情况下,如果以“峰值频率”为中心来设定通带,则通带还会被设定在“下限频率”之外,因此,参照频率运算器 234 进行移频处理,以使得通带的下限变为“下限频率”。即,参照频率运算器 234 确定为以“下限频率”为基准,比基准的频率高的频带变为通带。

[0107] 在此,根据图 11B 所示的参照频率而确定的通带与优先提取速率高并且通带窄的情况设定参照信号的频率时的通带(图 4 所示的通带 4A)类似。另一方面,根据图 11D 所示的参照频率确定的通带与优先提取速率低并且通带宽的情况设定参照信号的频率时的通带(图 5 所示的通带 5C)类似。

[0108] 如使用图 11A ~ 图 11D 说明的那样,在本实施方式中,能够不依赖间拔率(提取速率)地设定最优的参照频率。

[0109] 以往,根据被影像化的空间频率的变化,只变更超声波接收信号的带宽,而不变更其带本身。因此在以往,有时根据被影像化的空间频率的变化,超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率不是最优。

[0110] 对此,在本实施方式中,如上所述,通过根据被影像化的空间频率的变化,变更参照频率,从而能够将通带变更为“能够使高灵敏度的频率有效地通过且遮断噪音区域的通带”。由此,在本实施方式中,能够不依赖于影像化的空间频率的变化,总是使最优的超声波接收信号的频带进行影像化处理,能够使超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率最优。

[0111] 另外,上述的参照频率的确定方法能够使用从图 8 所示例的多个参数中选择的一个或者多个参数来执行。另外,在本实施方式中,也可以在加法器 22c 的前一级进行变更部 23 所进行的处理。例如,影像化接收信号也可以是根据空间频率的变化,前置放大器 22a 所输出的超声波接收信号。或者,例如,影像化接收信号也可以是根据空间频率的变化,A/D 转换器 22b 所输出的超声波接收信号。另外,在本实施方式中,针对根据空间频率的变化,变更正交检波处理的参照频率的情况进行了说明。但是,本实施方式也可以是根据空间频率的变化变更在能够对声响信号进行分析的其他处理中所使用的用于频率转换的中心频率的情况。上述的其他处理例如是频率转换、LPF、包络线检波等的组合处理。

[0112] 另外,近年来,超声波诊断装置的小型化取得了发展,例如将构成装置主体 20 的处理部的一部分被保存于超声波探头 10 内部的超声波诊断装置、或装置主体 20 被保存于超声波探头 10 内部的超声波诊断装置正在实用化。在该超声波诊断装置中,例如能够通过将图 6 所示的发送部 21、接收部 22 以及变更部 23 至少内置于超声波探头 10,来进行上述变更处理。

[0113] 在此,在上述实施方式中,针对变更部 23 参照参数组存储部 27a,取得影像化接收信号的参数组的情况进行了说明。即,在上述实施方式中,针对与影像化接收信号的超声波收发条件或者和影像化接收信号的超声波收发条件类似的超声波接收条件建立了对应的参数组作为影像化接收信号的参数组来使用的情况进行了说明。但是,实际得到的影像化接收信号的频率特性和根据该影像化接收信号的超声波收发条件预先得到的超声波接收信号的频率特性有时不一定一致。因此,变更部 23 也可以进行以下说明的变形例。变形例所涉及的变更部 23 对作为影像化处理对象的影像化接收信号进行频率分析,取得该影像化接收信号的参数组。针对该变形例,使用图 12 以及图 13 进行说明。图 12 是表示变形例

所涉及的变更部的结构例的图,图 13 是用于说明图 12 所示的分析部的图。

[0114] 如图 12 所示,变形例所涉及的变更部 23 与图 7 相比较,还具备分析部 235。分析部 235 对作为影像化处理对象的影像化接收信号进行频率分析,取得该影像化接收信号的参数组。分析部 235 例如通过频率分析取得操作者所指定的项目的参数。假设,设定了“上限频率”、“下限频率”以及“峰值频率”。此时,分析部 235 如图 13 所示,通过频率分析来计算影像化接收信号 R 的峰值频率 P。并且,分析部 235 如图 13 所示,例如将峰值频率 P 的强度变为“-20dB”的强度的 2 个频率作为下限频率 L 以及上限频率 U 来计算。另外,用于计算下限频率 L 以及上限频率 U 的 dB 的值能够任意地变更。另外,用于计算下限频率 L 的 dB 的值和用于计算上限频率 U 的 dB 的值也可以是不同的值。

[0115] 并且,分析部 235 将通过频率分析计算出的“上限频率 U”、“下限频率 L”以及“峰值频率 P”通知给参照频率运算器 234。由此,参照频率运算器 234 确定作为影像化处理所使用的频带的通带,确定作为影像化处理所使用的中心频率的参照频率。并且,参照频率运算器 234 将所确定的参照频率通知给参照信号产生器 232。另外,在本变形例中进行的处理在图 9 的流程图中,除了步骤 S102 的参数组的取得处理由分析部 235 来进行的点以外,其他都相同,因此,省略说明。

[0116] 这样,在本变形例中,通过频率分析,计算影像化所使用的超声波接收信号本身的参数组,确定通带以及参照频率。由此,在本变形例中,能够适当地确定与被摄影的被检体 P 的摄影部位的特性对应的最优的通带以及参照频率。从而,在本变形例中,能够可靠地使超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率最优。另外,在本变形例中,不需要预先求出每个超声波收发条件的参数组,因此,能够使通带设定处理的大概全部自动化。

[0117] 在此,分析部 235 也可以将计算出的参数组保存于参数组存储部 27a。例如,分析部 235 将“上限频率 U”、“下限频率 L”以及“峰值频率 P”与影像化接收信号 R 的超声波收发条件建立对应,并保存于参数组存储部 27a。通过该处理,参数组存储部 27a 能够蓄积各种超声波收发条件下的参数组。

[0118] 通过蓄积频率分析所得到的参数组,从而本变形例能够并用使用了分析部 235 的参数组的取得处理和使用参数组存储部 27a 的参数组的取得处理。即,操作者能够指定是使用分析部 235 还是使用参数组存储部 27a。例如,在操作者想要优先实时性时,指定使用参数组存储部 27a 的处理,当想要优先超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率时,指定使用分析部 235 的处理。

[0119] 另外,在上述的实施方式中说明的内容除了通过频率分析取得参数组的点以外,都能够适用于本变形例。

[0120] 另外,图示出的各装置各构成要素是功能概念性的,不一定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。例如,参照频率运算器 234 也可以编入控制部 28。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,或者能够作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件(hardware)来实现。

[0121] 以上,如所说明的那样,根据本实施方式以及变形例,能够使超声波图像数据的灵敏度以及空间分辨率最优。

[0122] 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各种方式进行实施,在不脱离发明主旨的范围内,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。

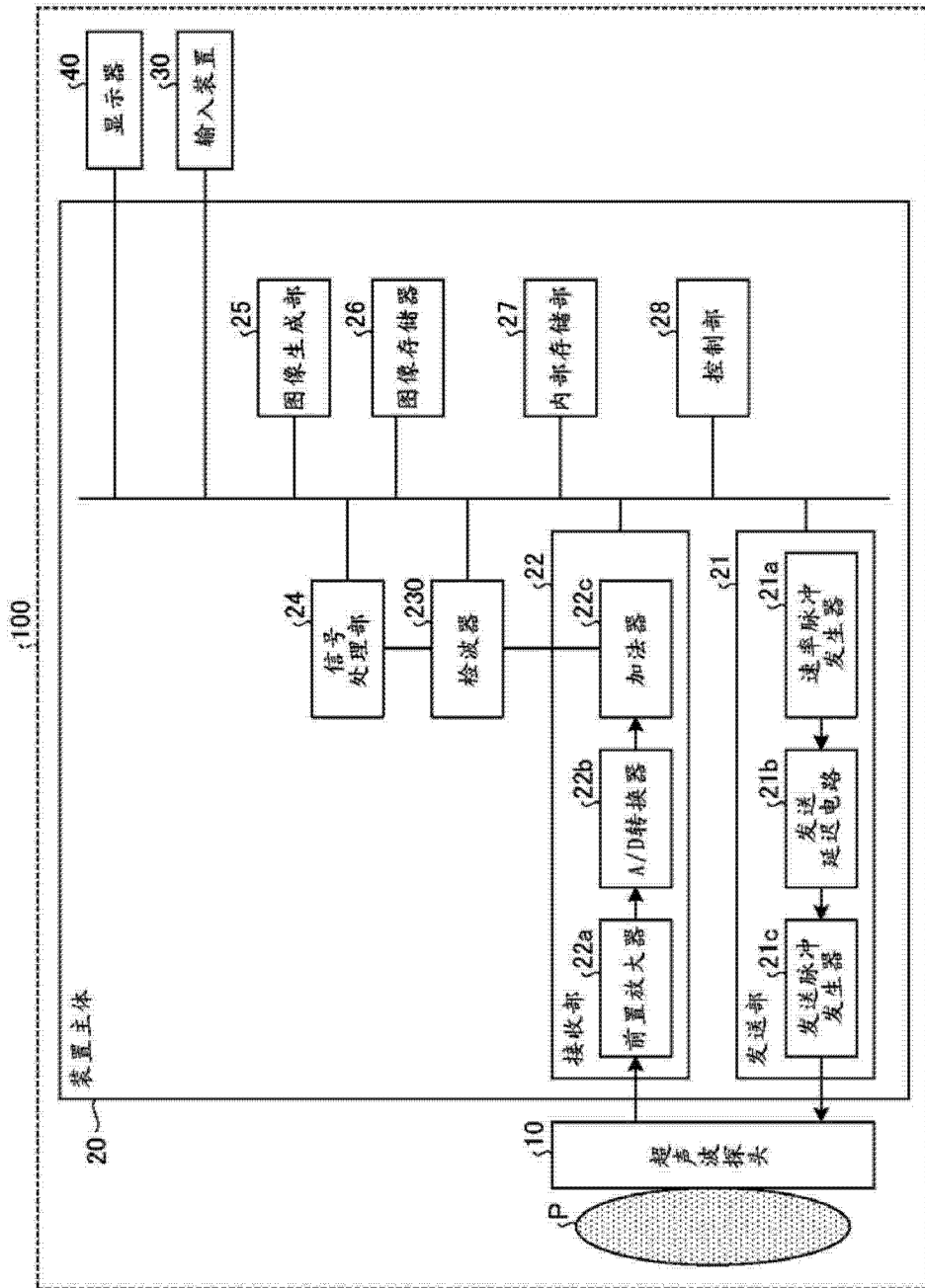


图 1

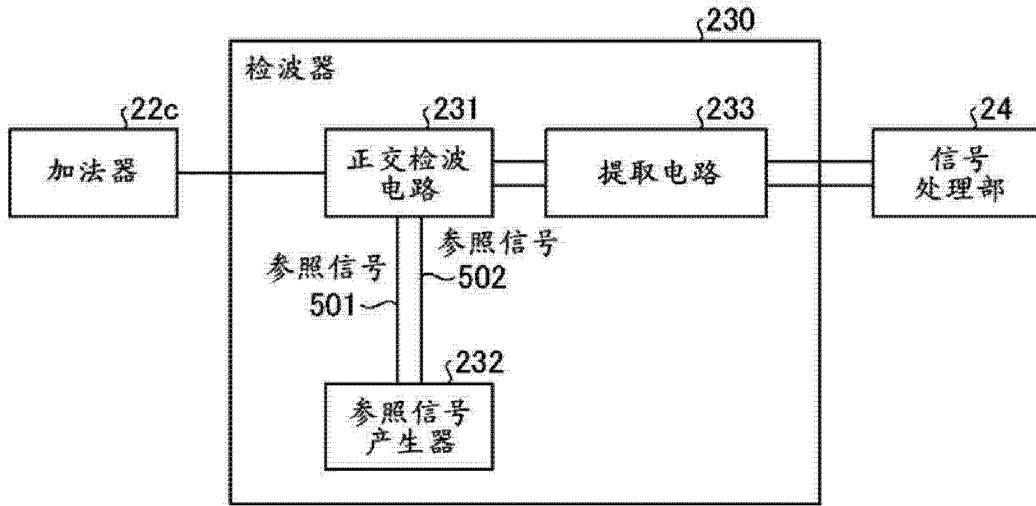


图 2



图 3

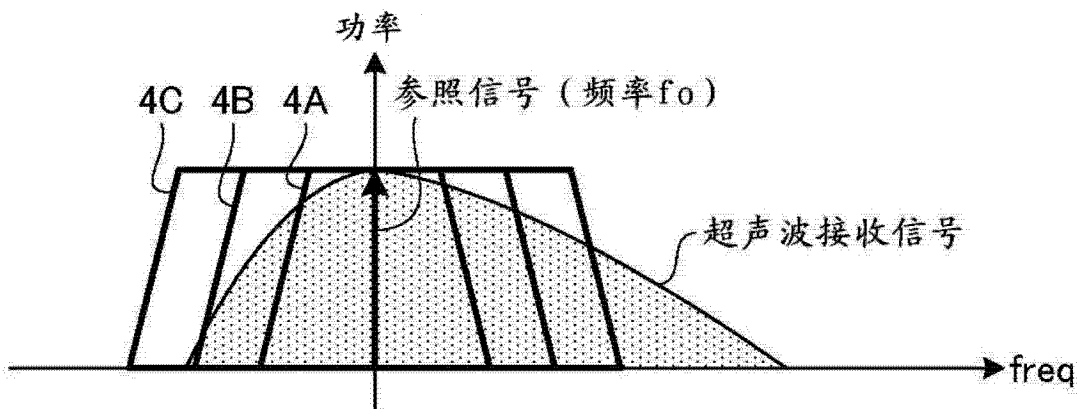


图 4

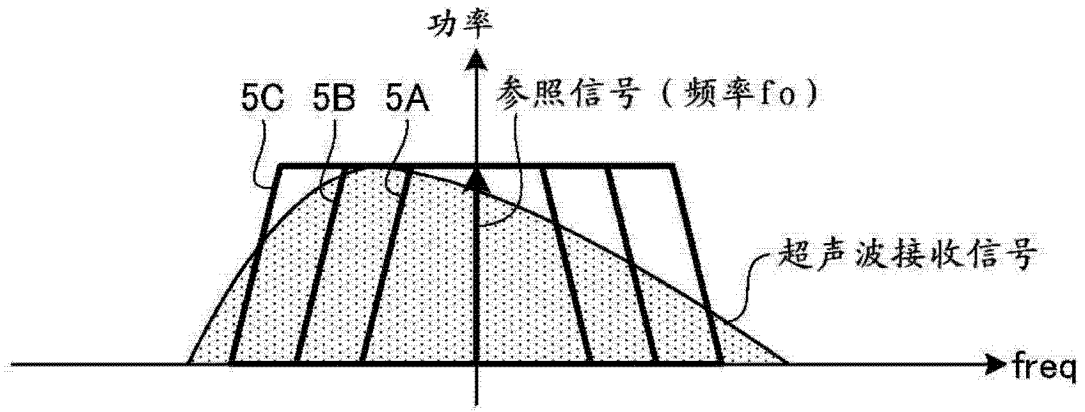


图 5

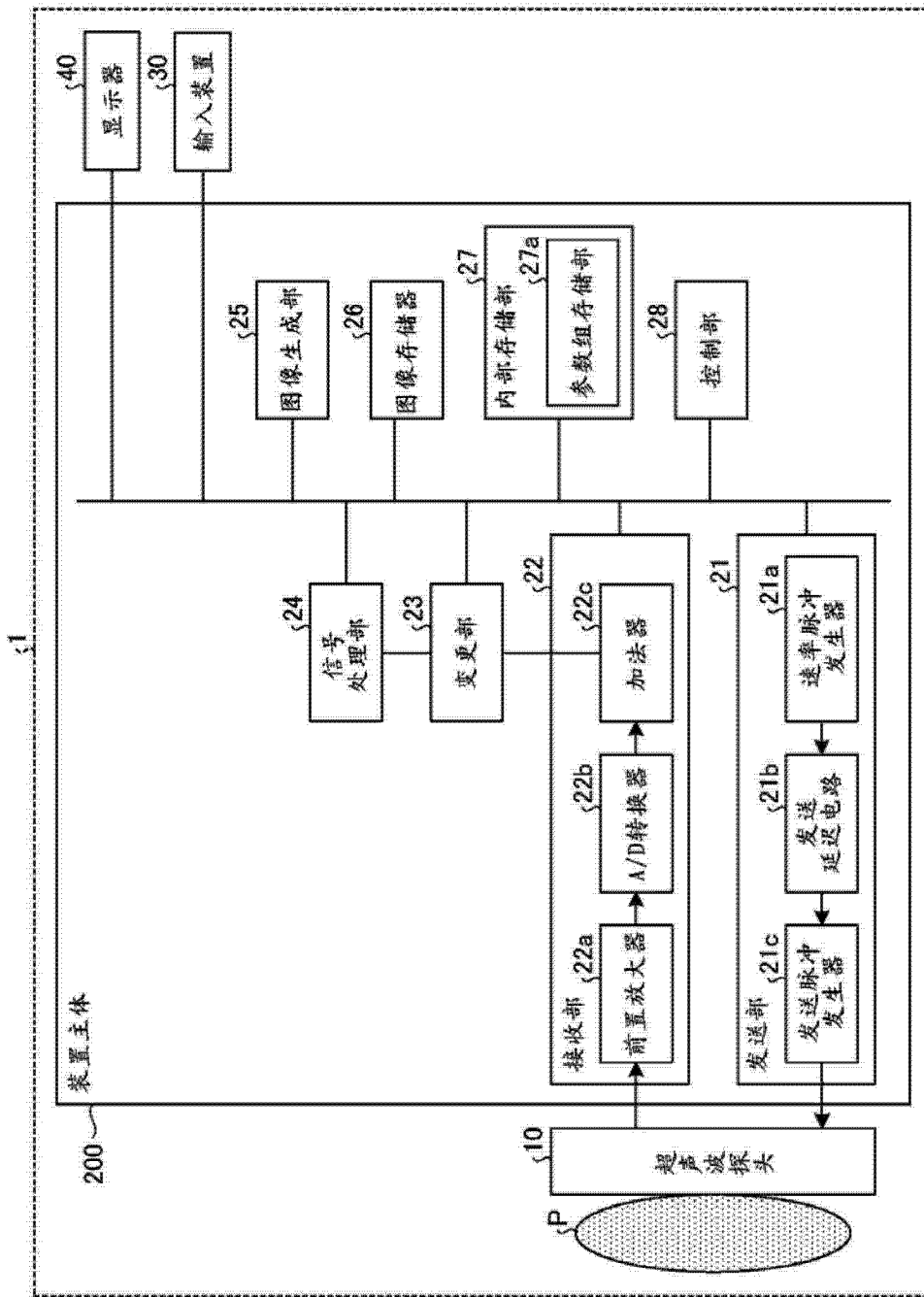


图 6

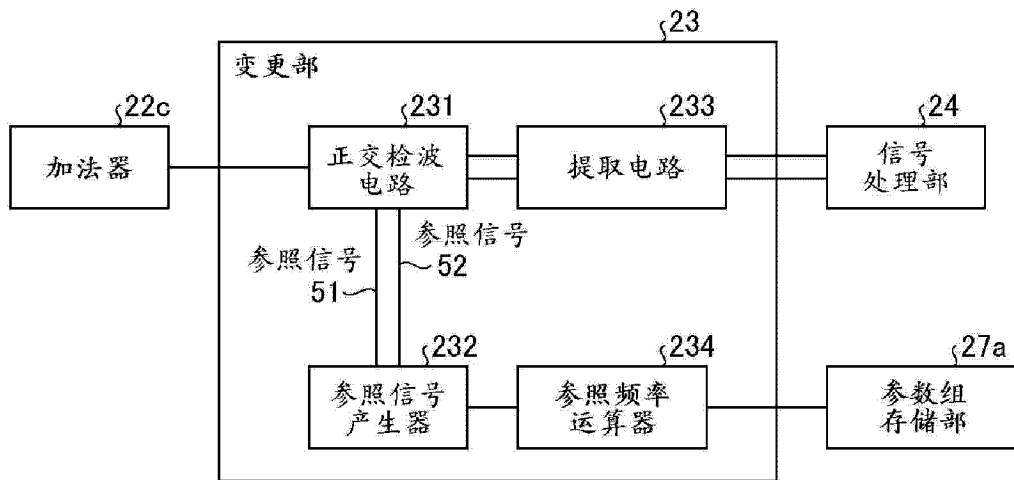


图 7

变为第n强度的峰值频率
重心频率
宽带
比带
上限频率
下限频率
发送频率
发送频率的整数倍的频率

图 8

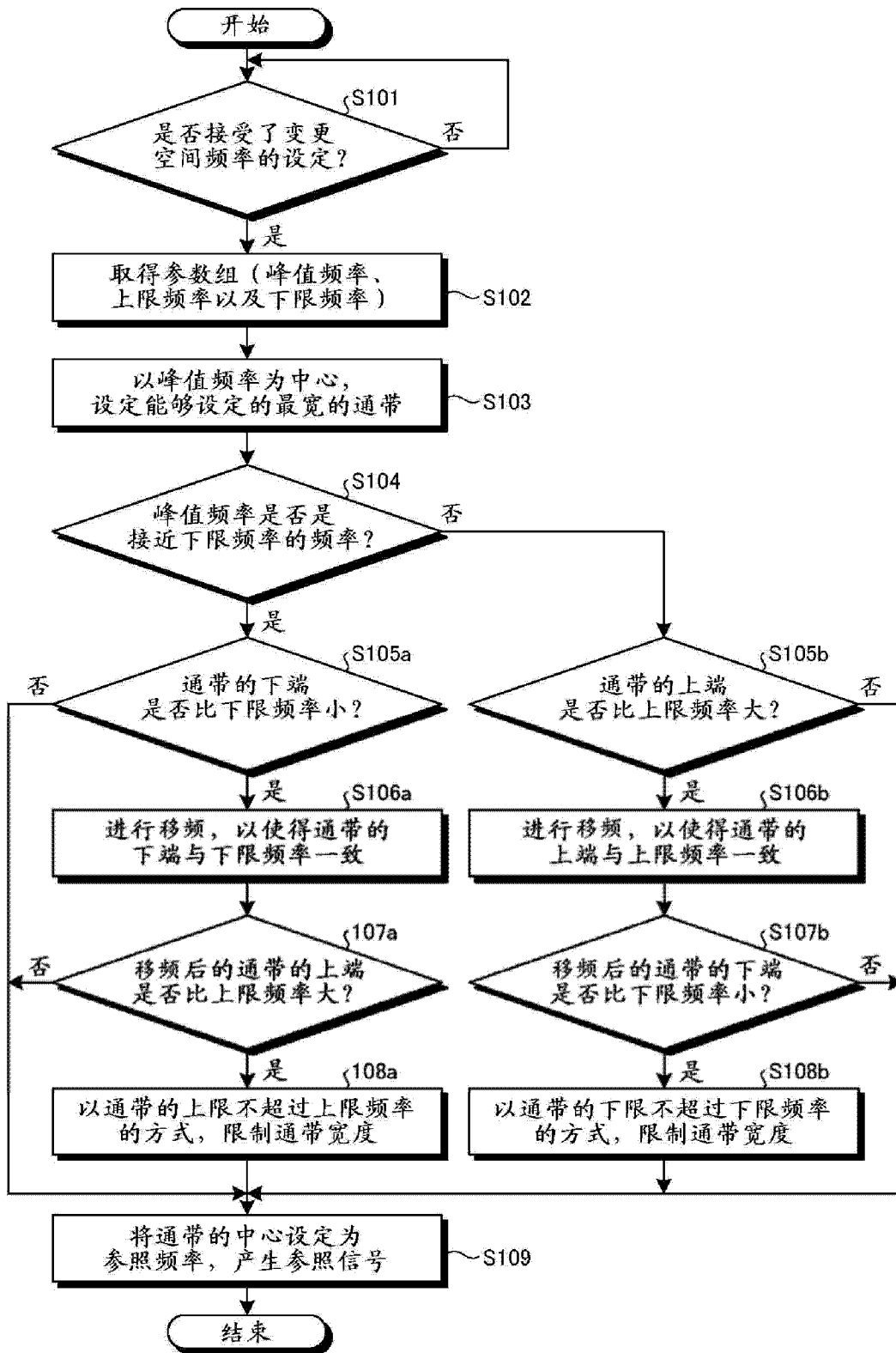


图 9

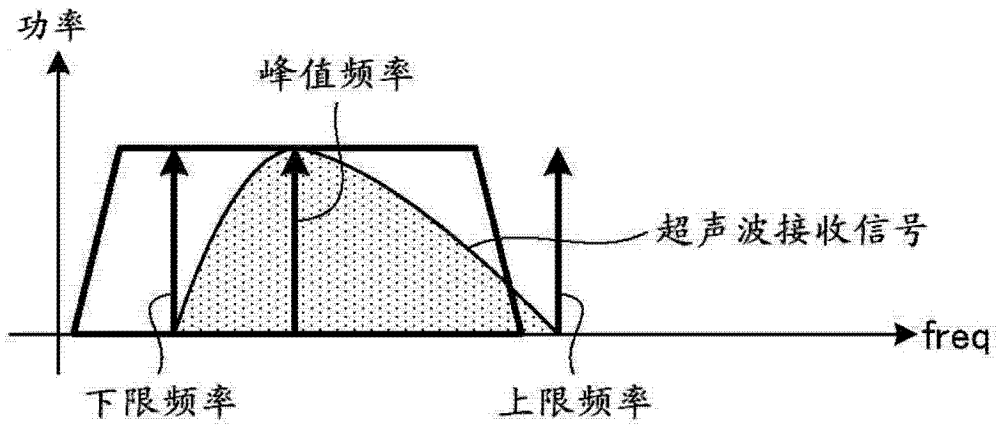


图 10A

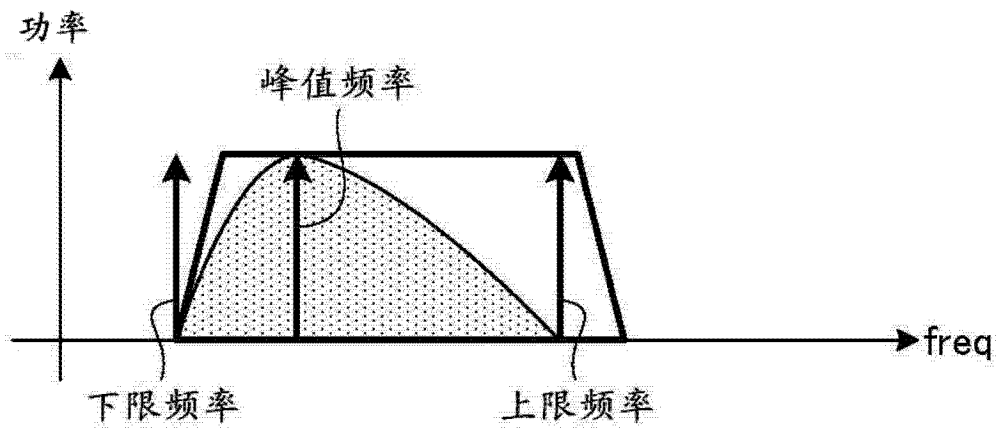


图 10B

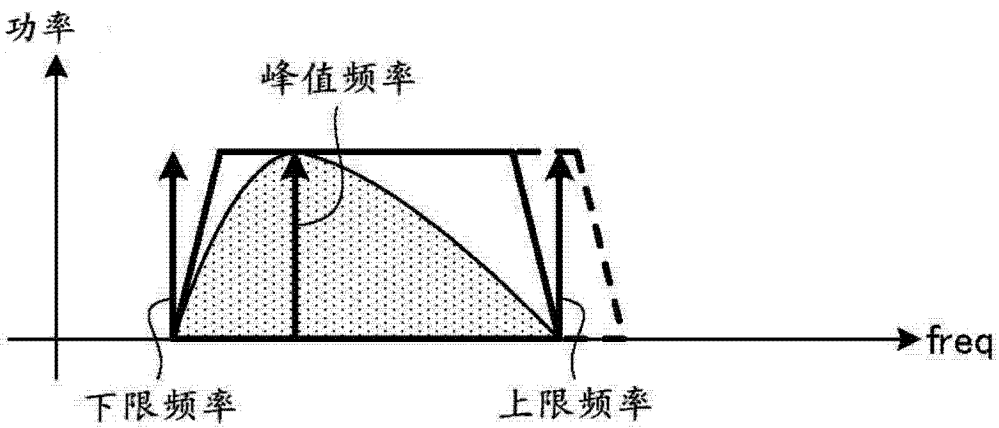


图 10C

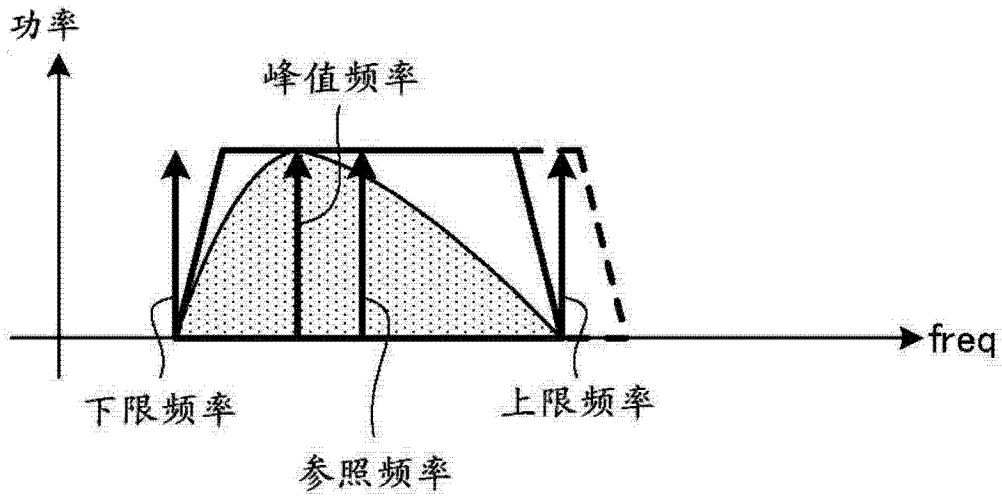


图 10D

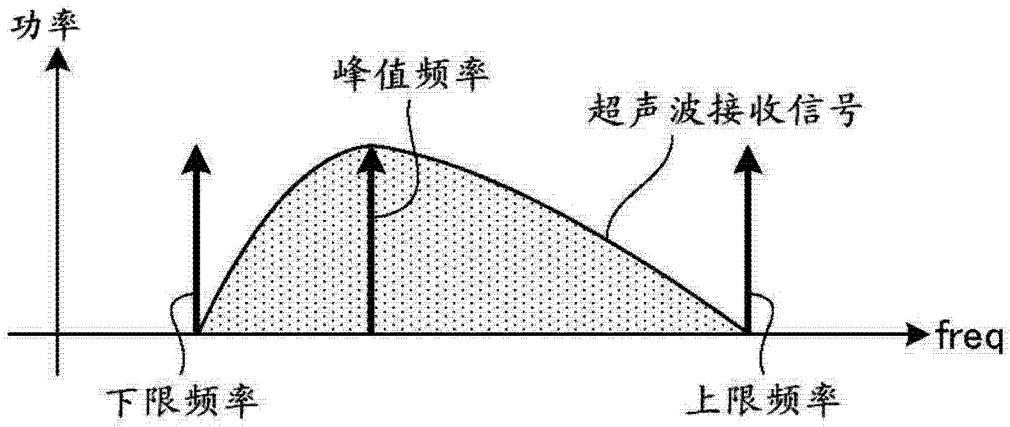


图 11A

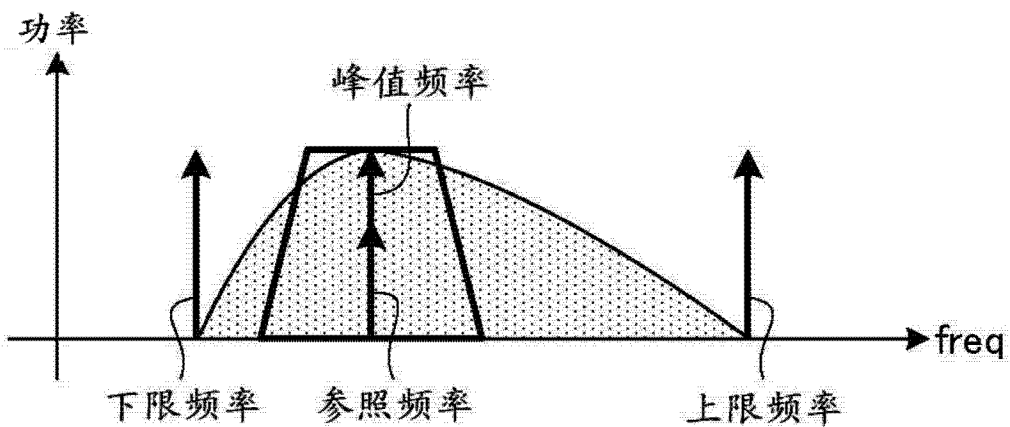


图 11B

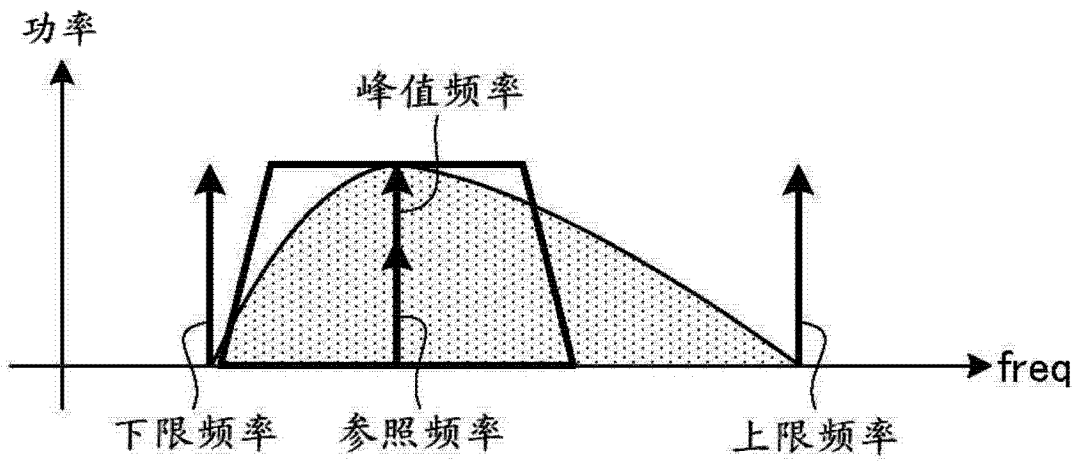


图 11C

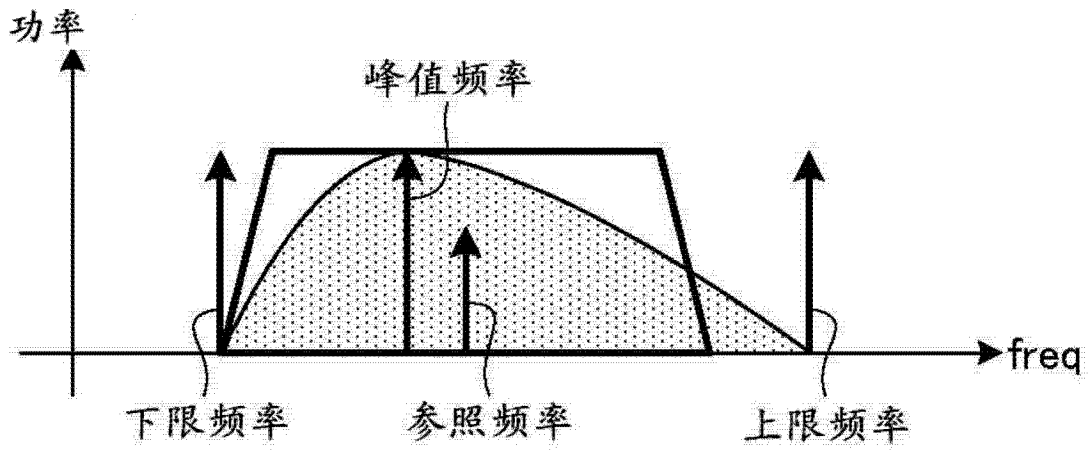


图 11D

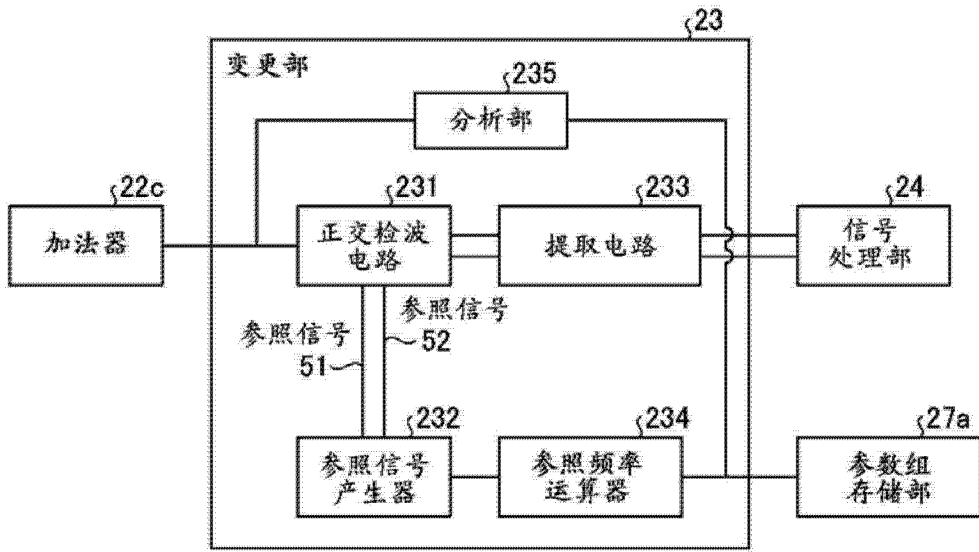


图 12

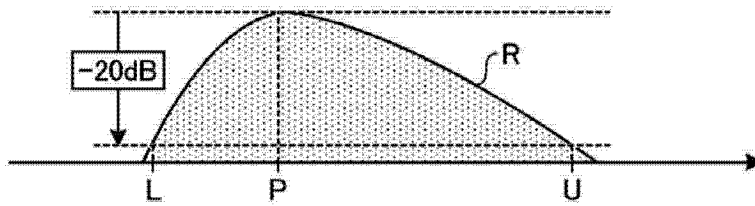


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103619261A	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	CN201380000861.3	申请日	2013-06-20
[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	西原财光 挂江明弘		
发明人	西原财光 挂江明弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52023 G01S7/52034 G01S15/895 A61B8/14 A61B8/5207		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012141239 2012-06-22 JP 2013129731 2013-06-20 JP		
其他公开文献	CN103619261B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备接收部(22)和变更部(23)。接收部(22)输出超声波接收信号。变更部(23)根据要影像化的超声波图像数据的空间频率的变化,来取得与上述接收部(22)作为在影像化中使用的超声波接收信号而输出的影像化接收信号的频率特性相关的参数组,并根据所取得的参数组变更来在对上述影像化接收信号进行影像化处理中使用的中心频率以及频带。

