



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103648400 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 19

(21) 申请号 201280029930. 9

代理人 陈华成

(22) 申请日 2012. 06. 21

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006. 01)

2011-139654 2011. 06. 23 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/065857 2012. 06. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/176837 JA 2012. 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 金山侑子 神山直久

(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

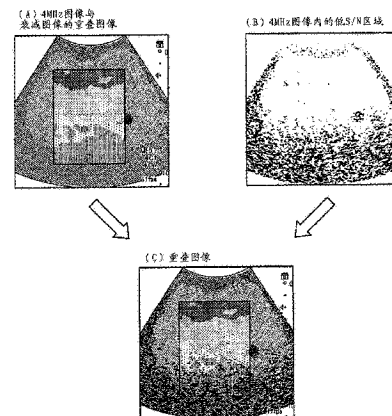
权利要求书1页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及方法

(57) 摘要

在实施方式的超声波诊断装置中,分析部(172)根据超声波的接收信号对通过超声波探头向被检体内发送的该超声波被反射的位置的组织特性进行分析。信号取得部(171)取得与通过分析部(172)分析了的区域对应的噪音信号的信息。噪音区域提取部(173)根据通过信号取得部(171)取得的噪音信号的信息,针对每个区域,判定基于分析部(172)的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号。显示控制部(174)进行控制,以使得在通过噪音区域提取部(173)判定为是噪音信号的情况下,将该判定出的区域显示于监视器。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

分析部,根据超声波的接收信号对通过超声波探头向被检体内发送的该超声波被反射的位置的组织特性进行分析;

取得部,取得与通过上述分析部分析了的区域对应的噪音信号的信息;

判定部,根据由上述取得部取得的噪音信号的信息,针对每个上述区域,判定基于上述分析部的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号;以及

显示控制部,进行控制,以使得在通过上述判定部判定为是噪音信号的情况下,将该判定出的区域显示于显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在使来自上述超声波探头的超声波的发送停止的状态下,上述取得部将来自上述被检体内的各区域的接收信号作为上述噪音信号的信息来取得。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述取得部从存储针对上述超声波探头中的超声波的每个发送接收条件预先取得的噪音信号的信息的存储部,取得与现在进行的超声波的发送接收条件对应的噪音信号的信息。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述分析部使用通过对上述被检体内的区域发送频率不同的多个超声波而得到的多个接收信号,生成反映出由于频率的不同而造成的接收信号的衰减量之差的信号。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述分析部计算从上述被检体中的诊断部位接收到的接收信号的信号强度的概率密度分布,对所计算出的概率密度分布、与根据上述诊断部位正常的情况下的接收信号的信号强度计算出的理论值的概率密度分布之差进行计算。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述分析部使用多帧的多普勒数据对上述被检体内的局部中的移动量、速度或者该局部的硬度进行分析。

7. 一种方法,其特征在于,包含:

根据超声波的接收信号对通过超声波探头向被检体内发送的该超声波被反射的位置的组织特性进行分析;

取得与上述分析了的区域对应的噪音信号的信息,

根据上述取得的噪音信号的信息,针对每个上述区域,判定上述分析中所使用的接收信号是否是噪音信号;以及

进行控制,以使得在判定为是上述噪音信号的情况下,将该判定出的区域显示于显示部。

超声波诊断装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及方法。

背景技术

[0002] 以往,超声波诊断装置作为与 X 射线诊断装置、X 射线计算机断层摄影装置等其他的医用图像诊断装置相比,具备简单的操作性、没有被辐射的可能性的非侵入性等优点的装置,在现在的医疗中,在心脏、肝脏、肾脏、乳腺等各种生物体组织的检查或诊断中使用。

[0003] 超声波诊断装置一般通过由亮度表现超声波接收信号(回波信号)振幅的大小,从而将生物体组织的形态影像化。在此,还通过各种研究报告来报告在回波信号中包含有各种物理信息,有几个是面向临床应用的。

[0004] 例如,向被检体照射的超声波信号一边衰减一边在生物体内传播,如果该衰减量大,则发生在过程中不能接收足够的回波信号的现象,常常进行通过观察这样的回波信号的衰减的情形来观察生物体组织的特征,已知有用于定量地对回波信号的衰减量进行分析并并将其使用于诊断的各种方法。然而,在上述的以往的技术中,在利用回波信号所包含的物理信息的分析中,有时可靠性低的区域也成为分析对象。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本专利申请公开 2001-238884 号公报

[0008] 专利文献 2 :日本专利申请公开昭 60-31740 号公报

[0009] 专利文献 3 :日本专利申请公开昭 63-130054 号公报

[0010] 专利文献 4 :日本专利申请公开平 7-51270 号公报

[0011] 专利文献 5 :日本专利申请公开 2010-233859 号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的技术问题

[0013] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够在利用回波信号所包含的物理信息的分析中,只将可靠性高的区域作为分析对象的超声波诊断装置以及方法。

[0014] 解决问题的技术手段

[0015] 实施方式的超声波诊断装置包括:分析部、取得部、判定部、以及显示控制部。分析部根据该超声波的接收信号来对通过超声波探头向被检体内发送了的超声波被反射的位置的组织特性进行分析。取得部取得与通过上述分析部进行分析的区域对应的噪音信号的信息。判定部根据由上述取得部取得的噪音信号的信息,对每个上述区域,判定基于上述分析部的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号。显示控制部进行控制,以使得在通过上述判定部判定为是噪音信号的情况下,将该判定出的区域显示于显示部。

附图说明

- [0016] 图 1 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构的图。
- [0017] 图 2 是用于说明现有技术中的问题的第 1 图。
- [0018] 图 3 是用于说明现有技术中的问题的第 2 图。
- [0019] 图 4 是示出了第 1 实施方式所涉及的控制部的结构的一个例子的图。
- [0020] 图 5 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的信号取得部的处理的一个例子的图。
- [0021] 图 6 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的分析部的处理的一个例子的图。
- [0022] 图 7 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的噪音区域提取部的处理的一个例子的图。
- [0023] 图 8 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的显示控制部的处理的一个例子的图。
- [0024] 图 9 是示出了基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0025] 图 10 是示出了被第 2 实施方式所涉及的噪音区域提取部使用的噪音信号的一个例子的图。
- [0026] 图 11 是示出了基于第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。

具体实施方式

[0027] (第 1 实施方式)

[0028] 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 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构的图。如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 具有:超声波探头 10、输入装置 20、监视器 30、装置主体 100。

[0029] 超声波探头 10 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 100 所具有的超声波发送单元 110 供给的驱动信号而产生超声波。另外,超声波探头 10 接收来自被检体 P 的反射波信号并转换成电信号。另外,超声波探头 10 具有设置于压电振子的匹配层、和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 10 与装置主体 100 装卸自如地连接。

[0030] 如果从超声波探头 10 对被检体 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之差。另外,在所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射的情况下的反射波信号由于多普勒效应,依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0031] 另外,本实施方式无论在通过作为以一列配置了多个压电振子的一维超声波探头的超声波探头 10,来对被检体 P 二维地进行扫描的情况下,还是在通过使一维超声波探头的多个压电振子机械地摆动的超声波探头 10、作为格子状地二维地配置了多个压电振子的二维超声波探头的超声波探头 10,来对被检体 P 三维地进行扫描的情况下,都能够应用。

[0032] 输入装置 20 与装置主体 100 连接,具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等。这样的输入装置 20 接受来自超声波诊断装置 1 的操作者的各种设定要求,并将所接受的各种设定要求向装置主体 100 转移。例如,输入装置 20 从操作者接受关心区域(ROI:Region of Interest)的设定要求、彩色增益的设定要求。

[0033] 监视器 30 显示用于超声波诊断装置 1 的操作者使用输入装置 20 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface :图形用户界面),或者显示在装置主体 100 中生成的超声波图像等。具体而言,监视器 30 根据从后述的图像合成部 160 输入的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像。

[0034] 装置主体 100 根据超声波探头 10 接收到的反射波信号生成超声波图像。这样的装置主体 100 如图 1 所示例的那样,具有超声波发送单元 110、超声波接收单元 120、B 模式处理单元 131、多普勒处理单元 132、图像生成单元 140、图像存储器 150、图像合成部 160、控制部 170、存储部 180、接口部 190。

[0035] 超声波发送单元 110 具有脉冲发生器 111、发送延迟部 112、以及脉冲源 113,对超声波探头 10 供给驱动信号。脉冲发生器 111 以规定的速率频率,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 112 对脉冲发生器 111 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,脉冲源 113 以基于速率脉冲的定时,对超声波探头 10 施加驱动信号(驱动脉冲)。另外,发送方向或者确定发送方向的延迟时间存储于存储部 180,发送延迟部 112 参照存储部 180 来提供延迟时间。

[0036] 超声波接收单元 120 具有前置放大器 121、未图示的 A/D (Analog/Digital :模拟/数字)转换器、接收延迟部 122、加法器 123,对于超声波探头 10 接收到的反射波信号进行各种处理并生成反射波数据。前置放大器 121 将反射波信号在每个通道中放大。未图示的 A/D 转换器对放大的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部 122 赋予为了确定接收指向性所需的延迟时间。加法器 123 对通过接收延迟部 122 处理了的反射波信号进行加法处理并生成反射波数据。通过加法器 123 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,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的复合的波束。另外,与发送相同,接收方向或者确定接收方向的延迟时间存储于存储部 180,接收延迟部 122 参照存储部 180 提供延迟时间。

[0037] 这样,超声波发送单元 110 以及超声波接收单元 120 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。另外,超声波发送单元 110 以及超声波接收单元 120 具有通过后述的控制部 170 的控制而能够瞬时地变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。特别地,在发送驱动电压的变更中,通过能够瞬时地对值进行切换的线性放大器型的振荡电路或者电切换多个电源单元的机构来实现。另外,超声波发送单元 110 针对每 1 帧或者每个速率,发送不同的波形,并且超声波接收单元 120 对其进行接收也是可能的。

[0038] B 模式处理单元 131 从超声波接收单元 120 接收作为进行了增益校正处理、A/D 转换处理以及加法处理的处理完成反射波信号的反射波数据,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 模式数据)。

[0039] 多普勒处理单元 132 根据从超声波接收单元 120 接收到的反射波数据来对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、能量等移动体信息而得到的数据(多普勒数据)。

[0040] 图像生成单元 140 根据 B 模式处理单元 131 生成的 B 模式数据、多普勒处理单元 132 生成的多普勒数据,生成超声波图像,并将所生成的超声波图像储存于后述的图像存储器 150 或者存储部 180。

[0041] 具体而言,图像生成单元 140 根据 B 模式数据,生成信号强度由亮度的明暗来表现的 B 模式图像。另外,图像生成单元 140 根据血流信息,生成能够通过颜色来识别地显示血流的速度、方差、表示血流量等的能量分量等的彩色多普勒图像。

[0042] 另外,图像生成单元 140 将超声波扫描的扫描线信号串转换(扫描转换)成视频等所代表的视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波图像(B 模式图像、彩色多普勒图像)。

[0043] 图像存储器 150 存储由图像生成单元 140 生成的造影图像、组织图像等图像数据。另外,图像存储器 150 存储后述的基于图像生成单元 140 的处理结果。进一步地,图像存储器 150 根据需要存储刚经过超声波接收单元 120 的输出信号(RF:Radio Frequency,射频)、图像的亮度信号、各种原始数据、或经由网络取得的图像数据等。图像存储器 150 所存储的图像数据的数据形式可以通过后述的控制部 170 显示于监视器 30 的视频格式转换后的数据形式,也可以是作为通过 B 模式处理单元 131 以及多普勒处理单元 132 生成的 Raw 数据的坐标转换前的数据形式。

[0044] 图像合成部 160 生成对图像生成单元 140 所生成的超声波图像合成各种参数的文字信息、刻度、体部标记等的合成图像。通过图像合成部 160 生成的合成图像显示于监视器 30。

[0045] 控制部 170 是实现作为信息处理装置(计算机)的功能的控制处理器(CPU:Central Processing Unit,中央处理单元),控制超声波诊断装置 1 中的整个处理。具体而言,控制部 170 根据经由输入装置 20 由操作者输入的各种指示、设定要求、从存储部 180 读入的各种程序以及各种设定信息,控制超声波发送单元 110、超声波接收单元 120、B 模式处理单元 131、多普勒处理单元 132、图像生成单元 140 以及图像合成部 160 的处理,或者进行控制,以使得将图像存储器 150 所存储的超声波图像等显示于监视器 30。

[0046] 存储部 180 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的各种程序 181、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、各种设定信息等各种数据。另外,各种程序 181 还有时包含描述了执行与控制部 170 同样的处理的步骤的程序。

[0047] 另外,存储部 180 根据需要,还用于图像存储器 150 所存储的超声波图像的保管等。另外,存储部 180 所存储的各种数据能够经由接口部 190,向外部的外围装置转移。

[0048] 接口部 190 是与输入装置 20、操作面板、新的外部存储装置(省略图示)、网络相关的接口。通过超声波诊断装置 1 得到的超声波图像等数据能够通过接口部 190,经由网络向其他的装置转移。

[0049] 另外,内置于装置主体 100 的超声波发送单元 110 以及超声波接收单元 120 等有时也由集成电路等硬件构成,但有时也通过软件模块化了的程序来实现。

[0050] 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。在这样的结构下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 构成为:通过以下详细地说明的控制部 170 的处理,在利用回波信号所包含的物理信息的分析中,能够只将可靠性高的区域作为分析对象。

[0051] 在此,首先,针对现有技术中的、在利用回波信号所包含的物理信息的分析中还将可靠性低的区域作为分析对象的情况进行说明。例如,在现有技术中,作为定量地对回波信号的衰减量进行分析并将其使用于诊断中的几个方法,知道有以下那样的方法。作为其一

个例子,知道有如下的方法:通过发送中心频率不同的多个超声波脉冲,对所得到的多个接收信号的强度在深度方向怎样程度地变化进行比较,从而推定被检体所固有的衰减量。另外,还知道有如下的方法:通过利用生物体的超声波衰减量根据频率而不同这样的特征,将多个频率信号的强度的变化进行比较,从而推定作为对象的组织所固有的衰减量。

[0052] 另外,还知道有如下的方法:没有如上述那样使用频率不同的多个超声波脉冲,而通过针对 1 方向发送接收一次宽带宽的超声波脉冲,从而得到与上述的方法相同的效果。另外,在上述的方法中,为了消除由于低频率区域的信号在组织内传播时产生的高频分量的信号而造成的误差,还提出了对 1 方向发送使波形的正负反转的 2 个超声波脉冲,对所得到的接收信号进行差分运算,从而去除在传送中产生的高频分量的方法。

[0053] 并且,还提出了使用通过上述的各种方法得到的多个频率分量的信号,进行反映出衰减量的大小的彩色显示的方法。例如,提出了分别对多个频率分量分配不同的颜色而进行重叠显示的方法。如果使用该方法,则观察者通过观察深度方向的色调变化的大小,能够在视觉上高精度地把握衰减量的大小。另外,还知道有如下的方法:根据不同的 2 个频率分量的信号强度差进行颜色映射,或者通过将 2 个频率分量的信号强度差在深度方向进行微分,从而计算剖面内的各点的衰减常数,将计算出的衰减常数的大小彩色化。例如,能够通过使用上述的方法观察来自肝脏的接收信号的衰减量,从而推测脂肪肝、肝硬化等。

[0054] 在此,上述的方法均通过计算接收信号的信号强度来推定衰减量,为了进行精度高的推定,准确地测量信号强度是不可欠缺的。然而,超声波信号的衰减针对每个频率而不同,特别地,越是高频分量则衰减的程度越显著。从而,在观察对象的深部区域中,S/N (Signal-Noise ratio:信噪比) 变小,所测量的信号强度的可靠性变低。

[0055] 具体而言,如果 S/N 变小,则真正的信号强度的大小和被相加于它的噪音的信号强度的大小相同,因此,会过大地评价所测量的信号的振幅或者 B 模式图像的亮度。例如,低频信号的信号强度与高频信号的信号强度的 log 压缩后的差分的深度方向的变化与观察对象的组织中的衰减常数 (dB/cm/MHz) 成比例地增大,因此,能够根据差分的深度方向的变化来推定观察对象的组织的衰减常数。然而,在观察对象的深部区域中,如上所述,衰减的程度显著的高频信号的信号强度被作为比真正的信号强度高的强度来测量,因此,与低频信号的信号强度的差分变小,其结果,将过小地评价衰减常数。

[0056] 从而,即使实际上是具有同一衰减常数的对象物,如果 S/N 不同,则衰减常数的推定结果也会不同。例如,如果以不同的增益对同一组织进行扫描,根据分别得到的信号推定衰减常数,则在图像的增益整体地高的情况下,直到观察对象的深部区域都能够得到信号,S/N 变高。然而,在图像的增益低的情况下,与图像的增益高的情况相比,只能在浅的区域得到信号,深部区域中的 S/N 变低。其结果,衰减常数的推定结果会不同。

[0057] 图 2 是用于说明现有技术中的问题的第 1 图。在图 2 中,将具有“0.5dB/cm/MHz”的衰减常数的模型作为被检体,示出了使增益变化时的 B 模式图像和衰减图像的重叠图像。具体而言,示出了设增益为“80”的情况下的重叠图像与设增益为“100”的情况下的重叠图像。在此,B 模式图像是发送接收中心频率是“4MHz”的超声波信号而生成的图像。另外,所谓衰减图像是指由彩色图像表示中心频率是“2MHz”的 B 模式图像的亮度、和中心频率是“4MHz”的 B 模式图像的亮度的针对每个像素的差的图像。

[0058] 如图 2 所示,在设增益为“80”的情况(A)和设增益为“100”的情况(B)下,衰减图

像的颜色的分布不同。即,示出了通过使增益发生变化,从而测量结果不同的情况。图 3 是用于说明现有技术中的问题的第 2 图。在图 3 中,示出了在深度方向绘制图 2 的(A)以及(B)所示的衰减图像的中央附近的值的图。如图 3 所示,在增益是“80”的情况下和增益是“100”的情况下,随着从深度“3cm”左右开始变深,值的差变大。并且,通过对从“3cm”到“9cm”的值进行微分而推定的衰减常数在增益是“100”的情况下为“0.49 (dB/cm/MHz)”的情况,与此相对地,在增益是“80”的情况下为“0.42 (dB/cm/MHz)”。即,很明显在增益低的情况下,与实际的值相比较,衰减常数被过小地评价。

[0059] 从而,如上所述,在定量地对回波信号的衰减量进行分析并将其使用于诊断中的情况下,S/N 低的区域应该从对衰减量进行分析的对象区域中排除,但在现有技术中,有时不能判定应该将哪一区域排除,而还将可靠性低的区域作为分析对象。

[0060] 因此,在本实施方式中,能够通过以下详细地记载的控制部 170 的控制,提取 S/N 低的区域,对观察者显示该区域,从而只将可靠性高的区域作为分析对象。

[0061] 图 4 是示出了第 1 实施方式所涉及的控制部 170 的结构的一个例子的图。如图 4 所示,控制部 170 具有信号取得部 171、分析部 172、噪音区域提取部 173、以及显示控制部 174。

[0062] 信号取得部 171 通过对被检体内的位置发送频率不同的多个超声波信号,来取得多个接收信号。具体而言,信号取得部 171 控制超声波发送单元 110,使其通过超声波探头 10 发送频率不同的多个超声波信号。然后,信号取得部 171 控制超声波接收单元 120,使其接收每个频率的接收信号。另外,信号取得部 171 使 B 模式处理单元 131 生成每个频率的 B 模式数据。

[0063] 另外,信号取得部 171 发送频率不同的多个超声波信号,并取得每个多个接收信号被取得了的区域的噪音信号的信息。具体而言,信号取得部 171 在使从超声波探头 10 发送的超声波信号停止的状态下,将从被检体内的各区域接收到的信号作为噪音信号的信息来取得。更具体而言,信号取得部 171 在使从超声波探头 10 发送的超声波停止的状态下,使 B 模式处理单元 131 生成通过超声波接收单元接收到的接收信号的 B 模式数据。另外,频率不同的多个超声波信号的发送接收以及在使发送信号停止的状态下的接收信号的接收既可以针对每一帧执行,或者,也可以针对每一光栅,执行高频超声波的发送接收、低频超声波的发送接收、在使发送信号停止的状态下的接收信号的接收。

[0064] 图 5 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的信号取得部 171 的处理的一个例子的图。另外,在图 5 中,为了说明示出 B 模式图像,但实际上,基于信号取得部 171 的处理是在装置内执行的,不是对观察者显示的处理。

[0065] 例如,如图 5 所示,信号取得部 171 通过分别发送接收 2MHz 以及 4MHz 的超声波信号,来生成各自的 B 模式图像(2MHz 图像以及 4MHz 图像)。进一步地,信号取得部 171 如图 5 所示,按照与发送接收 4MHz 的超声波信号的情况相同的条件只执行接收处理,生成作为使用所接收到的信号生成的 B 模式图像的“对于 4MHz 发送接收条件的噪音图像”。在此,作为与发送接收 4MHz 的超声波信号的情况相同的接收条件,例如,能够列举在对所接收到的信号的滤波中,进行与发送接收 4MHz 的超声波信号的情况相同的滤波、或使增益相同等。另外,通过信号取得部 171 的控制生成的 B 模式图像存储于图像存储器 26。

[0066] 返回到图 4,分析部 172 根据该超声波的接收信号对通过超声波探头 10 向被检体

内发送了的超声波被反射的位置的组织特性进行分析。具体而言,分析部 172 使用通过对被检体内的位置发送频率不同的多个超声波信号而得到的多个接收信号,生成反映出由于频率的不同而造成的接收信号的衰减量的差的信号。更具体而言,分析部 172 生成将通过信号取得部 171 生成并存储于图像存储器 26 的不同的频率的 B 模式图像中的每个像素的亮度之差作成彩色图像而得到的衰减图像。另外,通过分析部 172 生成的衰减图像由图像存储器 26 来存储。

[0067] 图 6 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的分析部 172 的处理的一个例子的图。在图 6 中,示出使用图 5 所示的“2MHz 图像”和“4MHz 图像”取得衰减图像的情况。另外,在图 6 中,为了说明示出 B 模式图像,但实际上,基于分析部 172 的处理是在装置内执行的处理,不是对观察者显示的处理。

[0068] 例如,分析部 172 从图像存储器 26 读出“2MHz 图像”以及“4MHz 图像”,如图 6 所示,针对每个像素计算“2MHz 图像”的亮度和“4MHz 图像”的亮度之差,并生成被作成彩色图像的衰减图像。并且,分析部 172 使所生成的衰减图像重叠于“4MHz 图像”。

[0069] 返回到图 4,噪音区域提取部 173 根据由信号取得部 171 取得的噪音信号的信息,针对每个区域,判定基于分析部 172 的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号。在此,所谓通过噪音区域提取部 173 判定的区域可以是图像的像素,或者也可以是包含多个像素的区域。以下,针对使用单一的像素来判定接收信号是否是噪音信号的情况进行说明。具体而言,噪音区域提取部 173 从图像存储器 26 读出噪音图像和与噪音图像对应的频率的图像,针对每个像素比较噪音图像中的亮度和与噪音图像对应的频率的图像的亮度,在亮度是相同程度的情况下,判定为与噪音图像对应的频率的 B 模式图像的亮度是由于噪音而造成的亮度,并提取该像素。另外,通过噪音区域提取部 173 提取出的像素的信息通过图像存储器 26 来存储。

[0070] 图 7 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的噪音区域提取部 173 的处理的一个例子的图。在图 7 中,示出使用图 5 所示的“4MHz 图像”和“对于 4MHz 发送接收条件的噪音图像”的情况。另外,在图 7 中,为了说明示出 B 模式图像,但实际上,基于噪音区域提取部 173 的处理是在装置内执行的处理,不是对观察者显示的处理。

[0071] 例如,噪音区域提取部 173 如图 7 所示,针对每个像素比较“4MHz 图像”的亮度、和“对于 4MHz 发送接收条件的噪音图像”的亮度,并提取亮度之差在某一确定的范围以内的像素。并且,噪音区域提取部 173 如图 7 所示,对于所有的像素进行比较处理,将亮度之差在某一确定的范围以内的所有的像素作为“4MHz 图像内的低 S/N 区域”来提取。

[0072] 返回到图 4,显示控制部 174 进行控制,以使得在通过噪音区域提取部 173 判定为是噪音信号的情况下,将该判定出的位置显示于显示部。具体而言,显示控制部 174 读出存储于图像存储器的衰减图像以及表示低 S/N 区域的像素的信息,将衰减图像和表示低 S/N 区域的像素的信息显示于监视器 30。

[0073] 图 8 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的显示控制部 174 的处理的一个例子的图。在图 8 中,示出使用图 6 的(C)所示的“4MHz 图像与衰减图像的重叠图像”和图 7 的(C)所示的“4MHz 图像内的低 S/N 区域”的情况。

[0074] 例如,显示控制部 174 如图 8 的(A)以及(B)所示,读出通过分析部 172 生成并存储于图像存储器 26 的“4MHz 图像与衰减图像的重叠图像”、和通过噪音区域提取部 173 提

取并存储于图像存储器 26 的“4MHz 图像内的低 S/N 区域”。并且,显示控制部 174 如图 8 的(C)所示,使对“4MHz 图像与衰减图像的重叠图像”重叠了“4MHz 图像内的低 S/N 区域”的重叠图像显示于监视器 30。

[0075] 例如,观察者在观察图 8 的(C)所示的重叠图像的情况下,能够判断为重叠了“4MHz 图像内的低 S/N 区域”的“衰减图像”的区域的可靠性低。如果列举一个例子,则在“衰减图像”中即使是相同深度的深度而颜色不同的区域,在重叠了“低 S/N 区域”的情况下,观察者也能够判断为可靠性低,不用于诊断。

[0076] 接着,使用图 9,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的处理进行说明。图 9 是示出了基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的处理的步骤的流程图。如图 9 所示,在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中,如果由操作者接受开始指示(步骤 S101 肯定),则信号取得部 171 在发送信号为 OFF 的状态下,使超声波接收单元 120 接收噪音信号(步骤 S102)。

[0077] 进一步地,信号取得部 171 使超声波发送单元 110 以及超声波接收单元 120 以不同的频率中第 1 个频率来发送接收超声波信号(步骤 S103)。然后,信号取得部 171 使超声波发送单元 110 以及超声波接收单元 120 以不同的频率中第 2 个频率来发送接收超声波信号(步骤 S104)。

[0078] 之后,分析部 172 根据第 1 个信号和第 2 个信号之差(比)生成衰减图像(步骤 S105)。然后,噪音区域提取部 173 根据噪音信号和与噪音信号对应的超声波信号来提取低 S/N 区域(步骤 S106)。

[0079] 接着,显示控制部 174 使监视器 30 显示在通过分析部 172 生成的衰减图像上,重叠了由噪音区域提取部 173 提取出的低 S/N 区域的重叠图像(步骤 S107),结束处理。

[0080] 另外,超声波诊断装置 1 处于待机状态,直到接受开始指示(步骤 S101 否定)。另外,针对在上述的步骤中,在取得了噪音信号之后,发送接收不同的频率的超声波信号的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,也可以在发送接收了不同的频率的超声波信号之后,取得噪音信号。另外,在图 9 中,针对在生成衰减图像之后提取低 S/N 区域的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,也可以在提取低 S/N 区域之后生成衰减图像,或者,也可以同时并行地执行衰减图像的生成和低 S/N 区域的提取。

[0081] 如上所述,根据第 1 实施方式,分析部 172 根据该超声波的接收信号对通过超声波探头 10 向被检体内发送的超声波被反射的位置的组织特性进行分析。信号取得部 171 取得与通过分析部 172 分析了的区域对应的噪音信号的信息。噪音区域提取部 173 根据通过信号取得部 171 取得的噪音信号的信息,针对每个区域,判定基于分析部 172 的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号。显示控制部 174 进行控制,以使得在通过噪音区域提取部 173 判定为是噪音信号的情况下,将该判定出的区域显示于监视器 30。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够对观察者提示噪音区域,在利用回波信号所包含的物理信息的分析中,能够只将可靠性高的区域作为分析对象。

[0082] 另外,根据第 1 实施方式,信号取得部 171 在使从超声波探头 10 发送的超声波停止的状态下,将来自被检体内的各区域的接收信号作为噪音信号的信息来取得。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够简单地、且高精度地取得现在正进行的被检体的噪音。

[0083] 另外,根据第1实施方式,分析部172使用通过对被检体内的位置发送频率不同的多个超声波而得到的多个接收信号,来生成反映出由于频率的不同而造成的接收信号的衰减量之差的衰减图像。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够使衰减图像反映剖面的组织所固有的频率依存性衰减,能够进行高精度的分析。

[0084] (第2实施方式)

[0085] 在上述的第1实施方式中,针对实时地取得噪音信号的情况进行了说明。在第2实施方式中,针对预先取得噪音信号的信息,当提取低S/N区域时,读出噪音信号的信息的情况进行说明。另外,在第2实施方式中,具有与图4所示的第1实施方式所涉及的控制部170相同的结构。在第2实施方式中,将在提取低S/N区域时读出噪音信号的信息的控制部作为信号取得部171a来说明。即,信号取得部171a是对图4所示的信号取得部171追加了新的处理的部件。

[0086] 信号取得部171a从存储针对超声波探头10中的超声波的每个发送接收条件预先取得的噪音信号的信息的存储部180,取得与现在正进行的超声波的发送接收条件对应的噪音信号的信息。具体而言,在提取低S/N区域时,信号取得部171a取得与从超声波探头10发送接收的频率不同的多个超声波信号中的、作为高频的超声波信号的发送接收条件对应起来地存储的噪音信号的信息。

[0087] 图10是示出了通过第2实施方式所涉及的信号取得部171a取得的噪音信号的一个例子的图。另外,图10所示的信息由操作者预先取得,存储于存储部180。例如,通过第2实施方式所涉及的信号取得部171a取得的噪音信号如图10所示,与“频率”、“发送焦点”、“增益”等发送接收条件的每个对应起来地存储。作为由存储部180存储的噪音信号,例如,是每个发送接收条件的噪音图像。

[0088] 信号取得部171a取得在从超声波探头10发送接收的频率不同的多个超声波信号中的、作为高频的超声波信号的发送接收条件,将与相同于所取得的发送接收条件的发送接收条件对应起来的噪音信号从存储部180读出。具体而言,信号取得部171a读出与相同于所取得的发送接收条件的发送接收条件对应起来的噪音图像。并且,噪音区域提取部173在提取低S/N区域时,使用通过信号取得部171a读出的噪音图像。

[0089] 接着,使用图11,针对第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明。图11是示出了基于第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理的步骤的流程图。如图11所示,在第2实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,如果从操作者接受了开始指示(步骤S201肯定),则信号取得部171a使超声波发送单元110以及超声波接收单元120以不同的频率中的第1个频率来发送接收超声波信号(步骤S202)。

[0090] 然后,信号取得部171a使超声波发送单元110以及超声波接收单元120,以不同的频率中的第2个频率来发送接收超声波信号(步骤S203)。进一步地,信号取得部171a从存储部180读出与发送接收条件对应的噪音数据(噪音图像)(步骤S204)。

[0091] 之后,分析部172根据第1个信号和第2个信号之差(比)生成衰减图像(步骤S205)。然后,噪音区域提取部173根据由信号取得部171a读出的噪音信号和与噪音信号对应的超声波信号提取低S/N区域(步骤S206)。

[0092] 接着,显示控制部174使监视器30显示在由分析部172生成的衰减图像上,重叠了由噪音区域提取部173提取出的低S/N区域的重叠图像(步骤S207),结束处理。

[0093] 另外,超声波诊断装置 1 处于待机状态,直到接受开始指示(步骤 S201 否定)。另外,针对在上述的步骤中,在发送接收了不同的频率的超声波信号之后,读出噪音信号的情况进行了说明,但实施方式并不限于于此,也可以在读出了噪音信号之后,发送接收不同的频率的超声波信号。另外,在图 11 中,针对在生成了衰减图像之后提取低 S/N 区域的情况进行了说明,但实施方式并不限于于此,也可以在提取了低 S/N 区域之后生成衰减图像,或者,也可以同时并行地执行衰减图像的生成和低 S/N 区域的提取。

[0094] 如上所述,根据第 1 实施方式,信号取得部 171a 取得在从超声波探头 10 发送接收的频率不同的多个超声波信号中的、作为高频的超声波信号的发送接收条件,从存储部 180 读出与相同于所取得的发送接收条件的发送接收条件对应起来的噪音信号。从而,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够降低进行分析时的处理负荷。

[0095] (第 3 实施方式)

[0096] 另外,至此针对第 1 以及第 2 实施方式进行了说明,但除了上述的第 1 以及第 2 实施方式以外,也可以以各种不同的方式来实施。

[0097] (1) 变形例 1

[0098] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对在基于超声波信号的衰减量的组织特性的分析中使用本方法的情况进行了说明。在变形例 1 中,针对在基于超声波信号的信号强度的概率密度分布的组织特性的分析中使用本方法的情况进行说明。具体而言,针对将本方法适用于以下方法的情况进行说明,该方法通过根据从诊断区域接收到的接收信号的信号强度计算概率密度分布曲线,并与诊断部位正常的情况下的理论值的概率密度分布曲线(例如,瑞利分布等)进行比较,从而将诊断区域所包含的异常的构造物的含有量定量。

[0099] 在此,在变形例 1 中,具有与图 4 所示的第 1 实施方式所涉及的控制部 170 相同的结构。在变形例 1 中,将根据超声波信号的信号强度的概率密度分布对组织的特性进行分析的控制部作为分析部 172a 进行说明。即,分析部 172a 是对图 4 所示的分析部 172 追加了新的处理的部件。

[0100] 分析部 172a 计算从被检体中的诊断部位接收到的接收信号的信号强度的概率密度分布,并对所计算出的概率密度分布和根据诊断部位正常的情况下的接收信号的信号强度计算出的理论值的概率密度分布之差进行计算。具体而言,分析部 172a 取得从诊断区域接收到的接收信号的信号强度,根据诊断区域中的信号强度的方差值以及平均值计算概率密度分布。在此,通过对操作者显示低 S/N 区域,从而操作者能够从高 S/N 的区域中提取诊断区域。即,通过分析部 172a 计算出的概率密度分布成为可靠性高的分布。

[0101] 并且,分析部 172a 计算诊断区域的概率密度分布曲线和理论值的概率密度分布曲线。显示控制部 174 使通过分析部 172a 计算出的概率密度分布曲线显示于监视器 30。操作者能够根据监视器 30 所显示的 2 个概率密度分布曲线间的偏离程度来推定诊断区域所包含的异常的构造物的量。例如,肝硬化伴随着严重程度,在解剖学上的结节的数量或大小一起增大。通过使用上述的变形例 1 的方法,从而关于这样的结节的数量或大小的增大,能够进行可靠性高的诊断。

[0102] (2) 变形例 2

[0103] 在上述的变形例 1 中,针对在基于超声波信号的信号强度的概率密度分布的组织特性的分析中使用本方法的情况进行了说明。在变形例 2 中,针对在基于组织多普勒、弹性

成像的组织特性的分析中适用本方法的情况进行说明。

[0104] 在此,在变形例 2 中,具有与图 4 所示的第 1 实施方式所涉及的控制部 170 相同的结构。在变形例 2 中,将通过组织多普勒、弹性成像对组织特性进行分析的控制部作为分析部 172b 进行说明。即,分析部 172b 是对图 4 所示的分析部 172 追加了新的处理的部件。

[0105] 分析部 172b 使用多帧的多普勒数据对上述被检体内的局部中的移动量、速度或者该局部的硬度进行分析。具体而言,分析部 172b 使用通过多普勒处理单元 132 生成的多普勒数据来对被检体内的局部中的移动量、速度或者该局部的硬度进行分析。例如,分析部 172b 使用多普勒数据所包含的速度分量、方差分量、能量分量来对每个像素的规定的相位中的坐标进行计算,根据计算出的每个像素的各相位中的坐标计算组织的变形。

[0106] 分析部 172b 生成将计算出的变形作为组织的硬度或者弹性率的彩色图像。显示控制部 174 使由分析部 172b 生成的彩色图像显示于监视器 30。在此,通过将低 S/N 区域以不同的颜色显示,从而,操作者能够只将可靠性高的区域作为对象进行分析。

[0107] (3) 噪音图像

[0108] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对取得与高频的超声波信号对应的噪音图像的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,除了与高频的超声波信号对应的噪音图像之外,也可以取得与低频的超声波信号对应的噪音图像。

[0109] (4) 所利用的信号

[0110] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对使用通过 B 模式处理单元生成的 B 模式数据生成 B 模式图像,并使用所生成的 B 模式图像进行分析的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以使用通过超声波接收单元生成的原始数据或者 B 模式数据。

[0111] (5) 区域

[0112] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对单一的像素比较噪音图像中的亮度和与噪音图像对应的频率的图像的亮度,并判定与噪音图像对应的频率的图像中的亮度是否是噪音的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以使用包含多个像素的像素区域,判定是否是噪音。如果列举一个例子,则也可以使用要判定是否是噪音的像素的周围的像素(例如,周围 8 像素)的亮度,来执行判定。

[0113] 在这种情况下,噪音区域提取部 173 从图像存储器 26 读出噪音图像和与噪音图像对应的频率的图像。然后,噪音区域提取部 173 针对噪音图像以及与噪音图像对应的频率的图像,分别计算作为判定对象的像素的亮度和周围的 8 像素的亮度的平均值。然后,在所计算出的噪音图像以及与噪音图像对应的频率的图像各自的平均值是相同程度(平均值之差在某一确定的范围以内)的情况下,噪音区域提取部 173 判定为与噪音图像对应的频率的 B 模式图像的亮度是由于噪音而造成的亮度,并提取该像素。

[0114] (6) 对象图像

[0115] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对将不同的频率的图像(2MHz 和 4MHz)作为分析对象的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以将单一的频率的图像作为分析对象。如果列举一个例子,则也可以只使用 4MHz 的 B 模式图像。

[0116] (7) 显示方法

[0117] 在上述的第 1 以及第 2 实施方式中,针对由不同的颜色对低 S/N 区域进行显示的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于于此,例如,也可以进行控制,以使得对被判定为

低 S/N 区域的区域不重叠显示组织特性分析结果等图像分析结果。

[0118] 如以上说明的那样,根据第 1 实施方式、第 2 实施方式以及第 3 实施方式,本实施方式的超声波诊断装置在利用回波信号所包含的物理信息的分析中,能够只将可靠性高的区域作为分析对象。

[0119] 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。

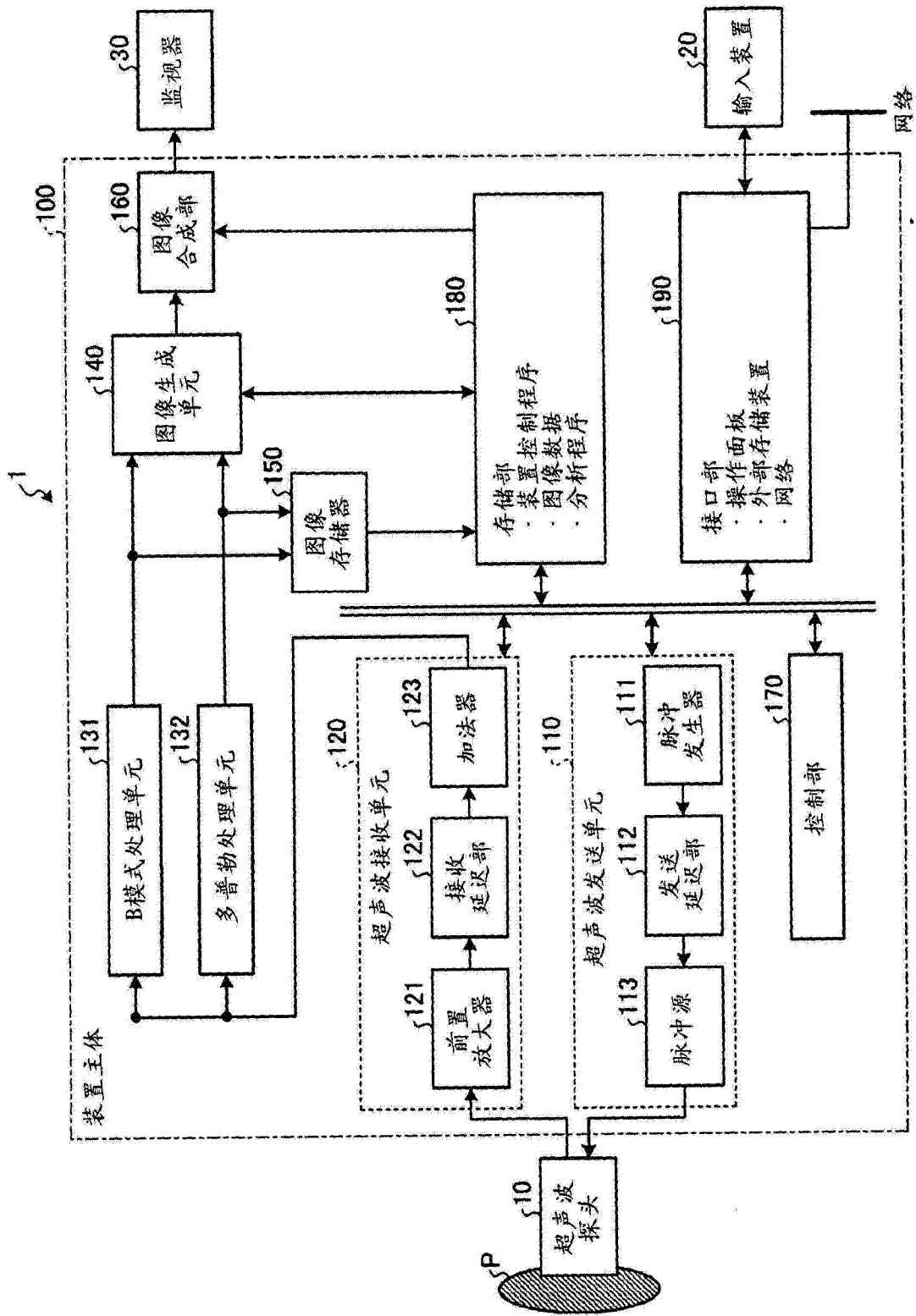


图 1

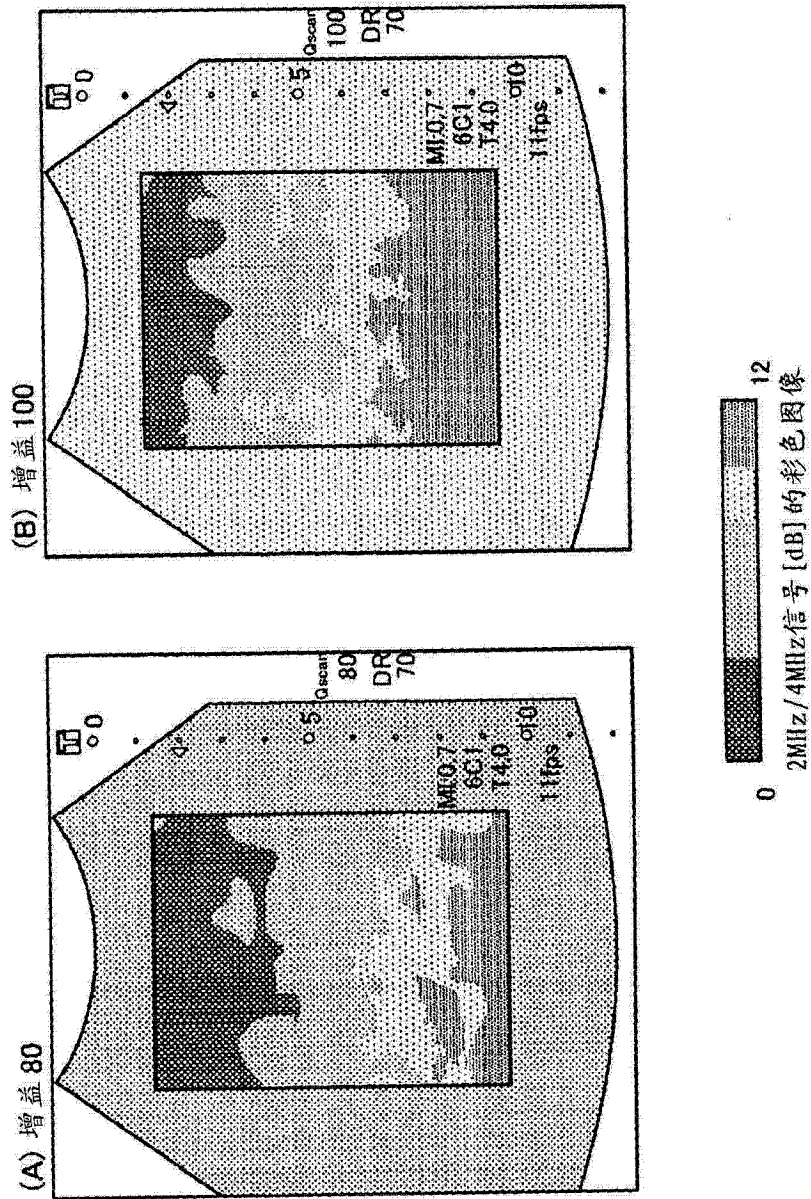


图 2

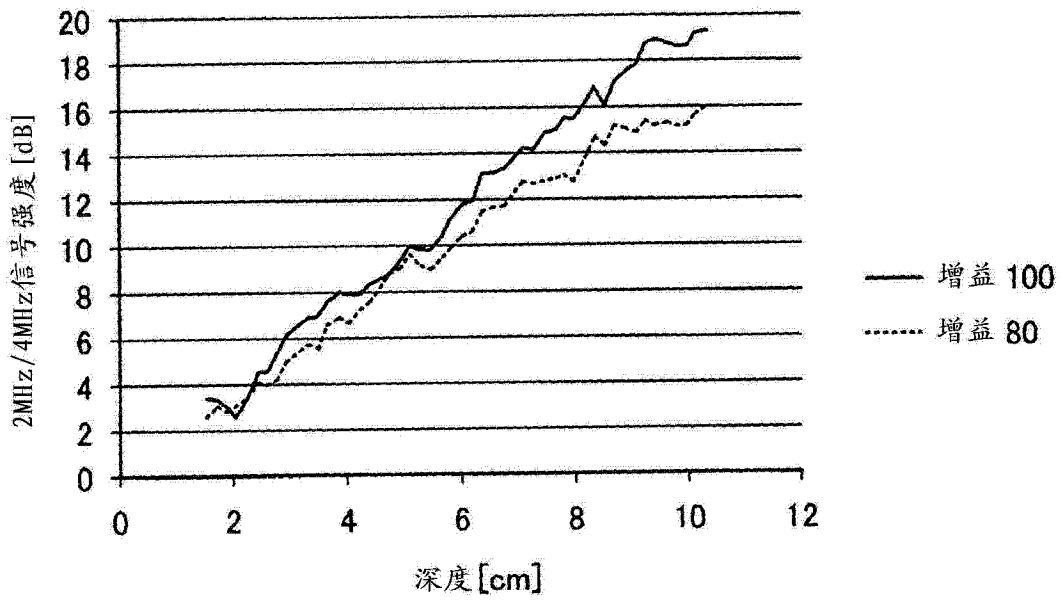


图 3

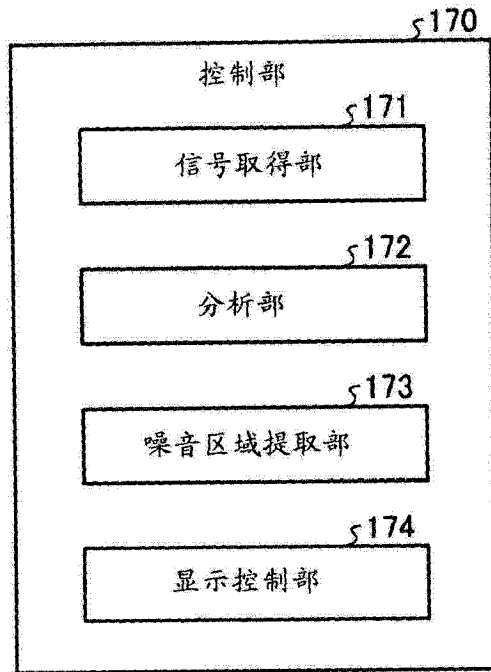


图 4

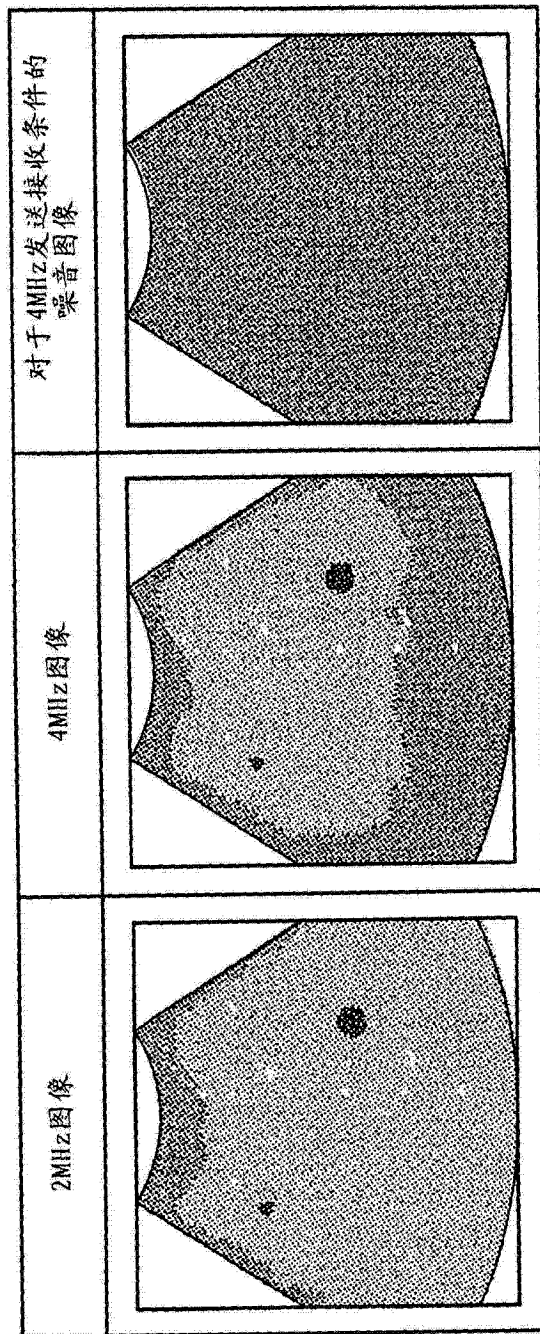


图 5

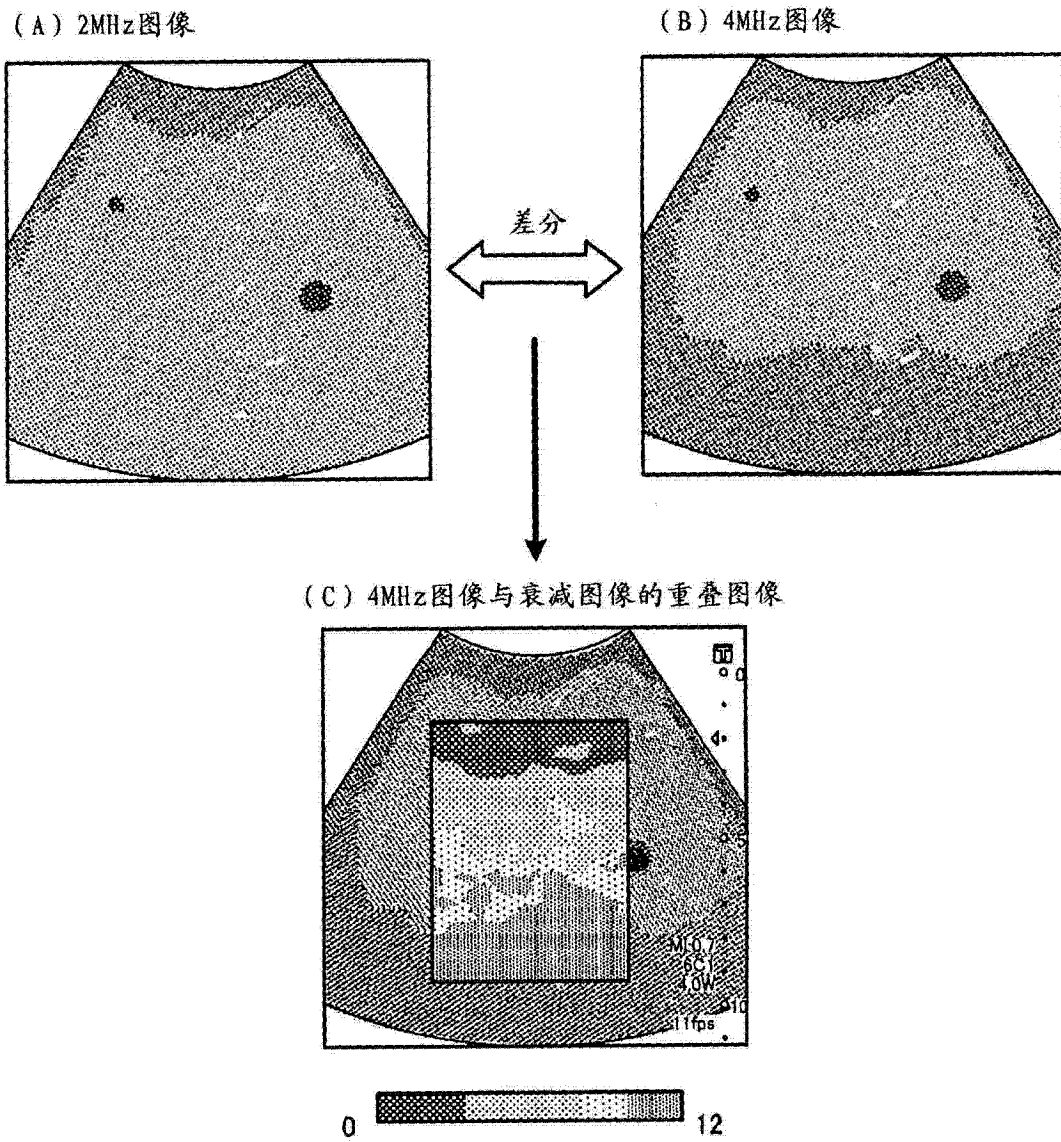


图 6

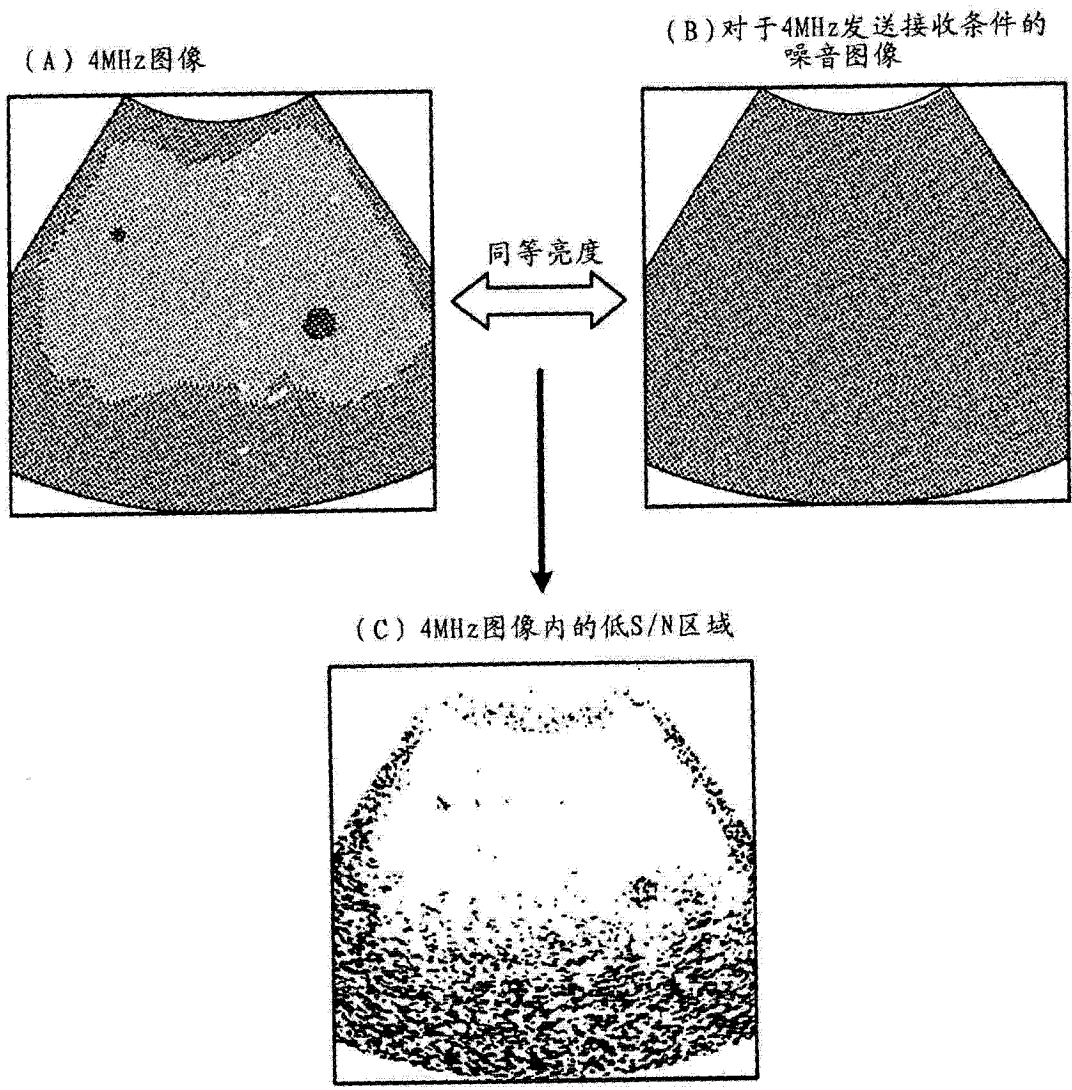
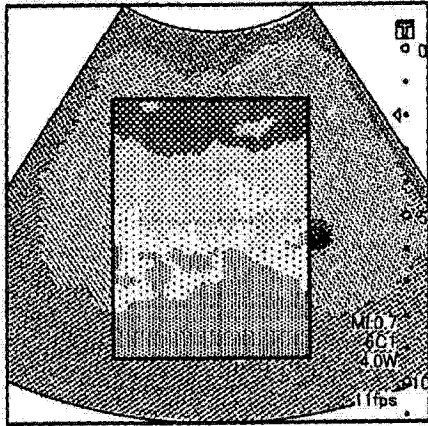
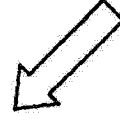
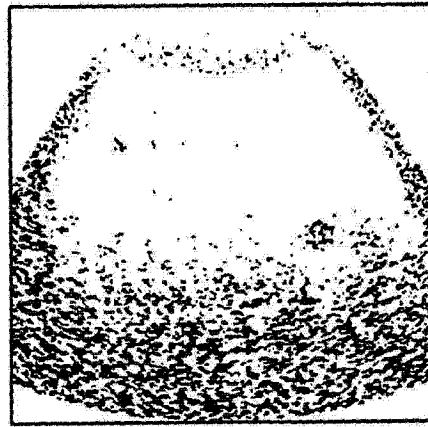


图 7

(A) 4MHz图像与
衰减图像的重叠图像



(B) 4MHz图像内的低S/N区域



(C) 重叠图像

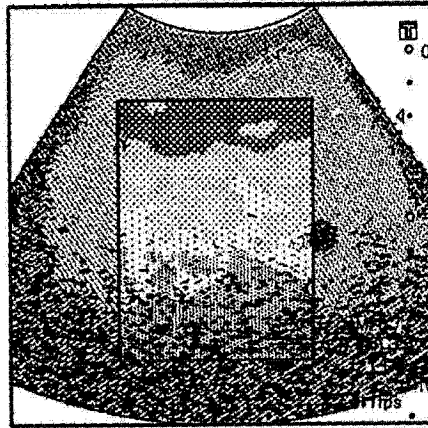


图 8

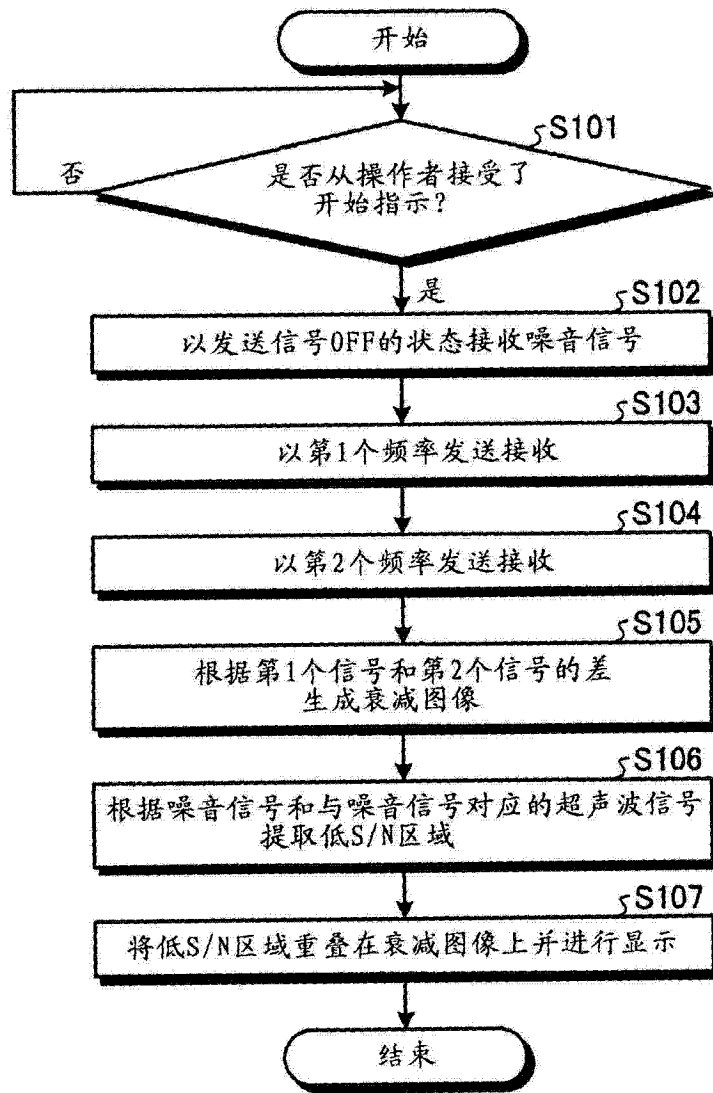


图 9

发送接收条件			噪音信号
频率	发送焦点	增益	

图 10

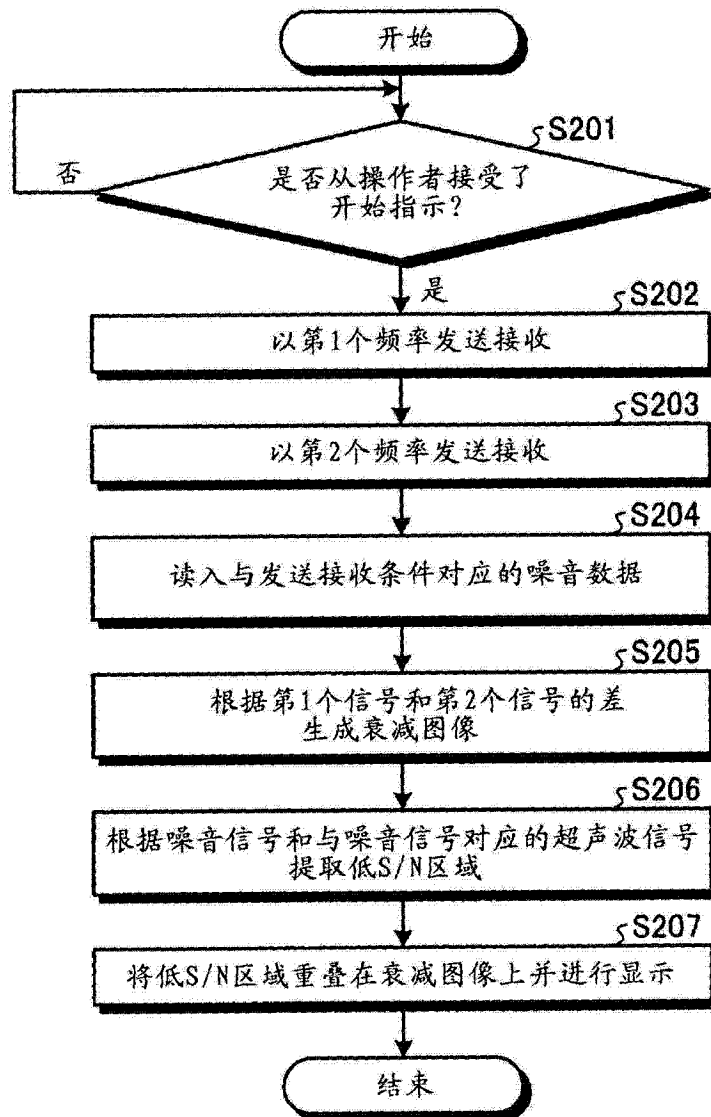


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置以及方法		
公开(公告)号	CN103648400A	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	CN201280029930.9	申请日	2012-06-21
[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	金山侑子 神山直久		
发明人	金山侑子 神山直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/463 A61B8/5269 A61B8/485 G01S7/52046 A61B8/5246 G01S7/52026 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/8952		
代理人(译)	陈华成		
优先权	2011139654 2011-06-23 JP		
其他公开文献	CN103648400B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在实施方式的超声波诊断装置中，分析部（172）根据超声波的接收信号对通过超声波探头向被检体内发送的该超声波被反射的位置的组织特性进行分析。信号取得部（171）取得与通过分析部（172）分析了的区域对应的噪音信号的信息。噪音区域提取部（173）根据通过信号取得部（171）取得的噪音信号的信息，针对每个区域，判定基于分析部（172）的分析中所使用的接收信号是否是噪音信号。显示控制部（174）进行控制，以使得在通过噪音区域提取部（173）判定为是噪音信号的情况下，将该判定出的区域显示于监视器。

