



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101744644 B

(45) 授权公告日 2012.08.08

(21) 申请号 200910224995.9

US 2006/0122490 A1, 2006.06.08, 全文.

(22) 申请日 2009.11.26

审查员 李尹岑

(30) 优先权数据

2008-303898 2008.11.28 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

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1732854 A, 2006.02.15, 全文.

US 4683893, 1987.08.04, 全文.

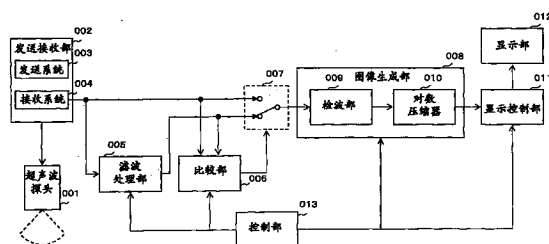
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法。扫描部通过超声波与帧周期相对应地对被检体的断面进行扫描。滤波处理部使用来自上述扫描部的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号,从与上述断面内的多处有关的接收信号中使低频率分量衰减。振幅比较部,比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,输出上述振幅较小的一方的信号。图像生成部,根据来自上述振幅比较部的输出信号,生成上述被检体的形态图像。



1. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括:

扫描部,通过超声波与帧周期相对应地对被检体的断面进行扫描;

滤波处理部,使用来自上述扫描部的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号,从与上述断面内的多处有关的上述接收信号中使低频率分量衰减;

振幅比较部,比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,输出上述振幅较小的一方的信号;以及

图像生成部,根据来自上述振幅比较部的输出信号,生成上述被检体的形态图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述图像生成部具有对从上述振幅比较部所输入的信号进行检波的检波器;

上述滤波处理部以及上述振幅比较部配置在上述扫描部与上述检波器之间;

来自上述滤波处理部的输出信号被输入给上述检波器。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

还包括:检波器,对来自上述扫描部的上述接收信号进行检波,

上述滤波处理部以及上述振幅比较部被配置在上述检波器与上述图像生成部之间,

上述滤波处理部使从上述检波器所输入的检波之后的接收信号的低频率分量衰减,

上述振幅比较部比较检波之后的上述接收信号与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,将上述振幅较小的一方的信号输出到上述图像生成部。

4. 一种超声波图像取得装置控制方法,其特征在于,包括:

扫描步骤,通过超声波与帧周期相对应地对对象物的断面进行扫描;

滤波处理步骤,使用上述扫描步骤中的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号,从与上述断面内的多处有关的上述接收信号中使低频率分量衰减;

振幅比较步骤,比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,输出上述振幅较小的一方的信号;以及

图像生成步骤,根据上述振幅比较步骤中的输出信号,生成上述对象物的形态图像。

超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2008 年 11 月 28 日提交的在日的日本专利申请 No. 2008-303898 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明是涉及根据由超声波扫描被检体的断面所取得的接收信号中包含的相位信息与振幅信息的至少一方来生成超声波断层图像的超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法。

背景技术

[0004] 在生成表示组织分布的断层图像、也就是 B 模式 (B mode) 图像中需要所谓的接收信号的振幅检波与对数压缩这 2 个非线性处理。被放射到被检体的超声波在声阻抗 (impedance) 的边界发生反射。该反射强度与声阻抗的差是成比例。如果将发送超声波看作载波,则反射现象与振幅调制是等价的。因此,通过检波接收信号的振幅能够提取出组织信息。另外,作为振幅检波,由于接收信号非常小,所以采用非线性的平方律检波方式。对数压缩是指将例如具有 220 的接收信号的动态范围 (dynamic range) 压缩为比较狭窄的电路上的动态范围,实质上压缩为监视器的动态范围的处理。

[0005] 在特定的超声波图像诊断中,希望抑制胸壁或肋骨等活动比较迟缓的部位,只强调心脏壁等活动比较快的部位。因此以往中,提出如下方案。即、如图 1 所示那样,将高通滤波器 (HPF:High pass filter)014 配置在检波器 009 以及对数压缩器 010 的后级,从与断面内的多个采样 (sample) 点的各个相关的数字 (digital) 信号的时间变化中衰减频率比较低的固定回波 (echo) 分量 (以下称作“固定伪影 (artifact)”),并强调频率比较高的信号回波分量。

[0006] 但是透过检波器 009 以及对数压缩器 010 的图像数据 (data) 已经接受了非线性处理。因此,无法从透过检波器 009 以及对数压缩器 010 的图像数据中消除固定伪影以高精度只提取出信号回波分量。所以,存在在超声波图像中不能明了地提取出诊断对象部分的问题。

[0007] 另外一方面,通过针对接受了非线性处理之前的接收信号利用滤波处理部实施滤波处理,从而能够充分衰减特定频率分量。存在通过该滤波处理以消除固定伪影,只鲜明地显示诊断上有益的部分为目的的技术 (例如,日本特开平 8-107896 号公报)。使用了该技术的超声波图像取得装置也以与心脏时相相对应地取得最适合的滤波特性为目的。即、该技术使得与 ECG (Electro Cardio Graph 心电图) 信号同步使滤波特性随时间性地变化。即、该技术主要利用在壁运动速度比较大的时相与壁运动停止的时相中希望消除的固定回波分量与希望提取出的信号回波分量的变动速度 (频率) 不同的先验信息,按照预先设定的滤波特性的时间变化模式 (pattern) 使滤波特性变化。

[0008] 但是,如日本特开平 8-107896 号公报中所记载那样的技术是对各帧 (frame) 实施

滤波处理之后重叠显示多张帧。因此,对于活动快的心脏瓣膜等的信号显示出残像(将此称作“瓣膜渗出的虚像”)。由此,生成包含瓣膜渗出的虚像的图像。并且,在图像诊断中使用了包含瓣膜渗出的虚像的图像时,有可能会发生瓣膜功能的评价变得困难的问题。因此,医师或操作技师等操作者有必要以在对心肌进行评价的时候将滤波设为 On,在对瓣膜功能进行评价的时候将滤波设为 Off 的方式,根据诊断目的转换滤波的 On/Off,存在操作变得复杂的问题。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于:提供一种消除固定伪影并且消除瓣膜渗出的虚像部分,生成超声波断层图像的超声波图像取得装置。

[0010] 本发明的第 1 方式是一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括:扫描部,通过超声波与帧周期相对应地对被检体的断面进行扫描;滤波处理部,使用来自上述扫描部的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号,从与上述断面内的多处有关的接收信号中使低频率分量衰减;振幅比较部,比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,输出上述振幅较小的一方的信号;图像生成部,根据来自上述振幅比较部的输出信号,生成上述被检体的形态图像。

[0011] 本发明的第 2 方式是一种超声波图像取得装置控制方法,其特征在于,包括:扫描步骤,通过超声波与帧周期相对应地对对象物的断面进行扫描;滤波处理步骤,使用上述扫描步骤中的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号,从与上述断面内的多处有关的接收信号中使低频率分量衰减;振幅比较步骤,比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅,输出上述振幅较小的一方的信号;图像生成步骤,根据上述振幅比较步骤中的输出信号,生成上述对象物的形态图像。

[0012] 以上方式是在扫描线上的各点上使用接收信号与实施了滤波处理的信号中振幅较小的一方的信号来生成超声波断层图像的结构。在此,滤波处理后的数据中瓣膜渗出的虚像部分与其他的部分相比振幅大(亮度高/信号强度高)。因此,在上述结构中不使用滤波处理后的数据中瓣膜渗出的虚像部分的数据,该部分在现在的断层图像上不被显示。所以,在上述的结构中能够从超声波断层图像中消除瓣膜渗出的虚像部分。由此,医师等省去了进行与诊断目的相应的滤波处理的 On/Off 的工夫。另外,能够容易生成消除了固定伪影的超声波断层图像并且是适合于瓣膜功能评价的超声波断层图像。

[0013] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0014] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0015] 图 1 为以往例子的超声波图像取得装置的框图。

[0016] 图 2 为第 1 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

[0017] 图 3a 为滤波特性的说明图。

[0018] 图 3b 为滤波特性的说明图。

[0019] 图 4 为用于说明现在的帧的图像以及衰减了低频率部分的图像的图。

[0020] 图 5 为第 1 实施方式的超声波图像取得装置的 1 帧量超声波断层图像的生成的流程图 (flow chart)。

[0021] 图 6 为第 2 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

具体实施方式

[0022] [第 1 实施方式]

[0023] 以下,针对本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置进行说明。图 2 为表示本实施方式的超声波图像取得装置的功能的框图。在此,作为扫描 (scan) 方式 (扫描方式) 采用扇形 (sector) 电子扫描方式来说明,但是也可以是线性 (linear) 电子扫描方式或者凸型 (convex) 扫描方式。

[0024] 在超声波探头 (probe) 001 的顶端一维地排列并装备可逆地变换机械振动与电信号的多个压电元件。对该压电元件的 1 个分配扫描被检体的断面时的 1 个通道 (channel)。这个也可以是相邻的多个压电元件相当于 1 个通道那样的结构。超声波探头 001 在进行发送时与后述的发送接收部 002 的发送系统 003 连接,接收时与接收系统 004 连接。

[0025] 超声波探头 001 通过从后述的发送系统 003 向压电元件施加脉冲 (pulse) 电压,从而朝着与由发送系统 003 所决定的延迟时间相应的方向发射超声波束 (beam)。

[0026] 超声波在被检体内的声阻抗的边界发生反射。通过超声波探头 001 的压电元件接受该反射波,并且将其变换为电信号 (电压信号)。超声波探头 001 向接收系统 004 输出生成的电信号。

[0027] 发送接收部 002 具有发送系统 003 以及接收系统 004。

[0028] 发送系统 003 虽未图示,但是具有时钟 (clock) 发生器、分频器、发送延迟电路、脉冲发生器 (pulsar)。用分频器将在时钟发生器中发生的时钟脉冲分频为例如 6KHz 的额定脉冲 (trade pulse)。在分配器中按照通道数量分配从分频器输出的额定脉冲。从分配器输出的额定脉冲由发送延迟电路针对每个通道提供不同的延迟时间。通过用于束状集中超声波所需的延迟时间以及与超声波束的发送方向相应的延迟时间来决定各通道的延迟时间。

[0029] 通过使后者的延迟时间变化,能够用超声波束扫描被检体的扇状的断面。将从发送延迟电路所输出的各通道的额定脉冲作为触发提供给按照每个通道设置的脉冲发生器。脉冲发生器按照接受到额定脉冲的定时向各个相对应的通道的压电元件施加脉冲电压。

[0030] 接收系统 004 从超声波探头 001 的压电元件按照每个通道接受电信号的输入。接收系统 004 虽未图示,但是具有前置放大器 (preamplifier)、模拟数字 (analog digital) (A/D) 变换器、接收延迟电路以及加法器。前置放大器、模拟数字变换器、接收延迟电路以及加法器全部作为线性电路来构成。

[0031] 前置放大器按照每个通道放大电信号。模拟数字变换器对放大的各通道的电信号,按照针对 1 条扫描线例如相当于 0.5mm 间隔的采样 (sampling) 频率进行采样,并且针对每个采样 (sample) 点变换为数字信号。数字信号由接收延迟电路按照每个通道提供不同的延迟时间。

[0032] 通过用于束状集中超声波所需的延迟时间以及与反射波的接收方向相应的延迟时间来决定各通道的延迟时间。通常,发送方向与接收方向被设定为相同。对从接收延迟电路输出的各通道的数字信号在加法器中进行加法处理。由此能够得到强调了来自于特定方向的反射分量的接收信号。在接收信号中包含反映了组织间的声阻抗的差的振幅信息与反映了反射体的活动(移动速度)的相位信息。从接收系统 004 输出的接收信号被发送至图像生成部 008 的检波器 009。

[0033] 将以上所说明的超声波探头 001 以及包含发送系统 003 与接收系统 004 的发送接收部 002 合并在一起的部分相当于本发明中的“扫描部”。

[0034] 图像生成部 008 具备检波器 009 以及对数压缩器 010。检波器 009 检波接受振幅调制后的接收信号的振幅。由此,提取出振幅信息。另外,作为检波器 009 由于接收信号非常小而采用非线性的平方律检波方式。将从检波器 009 输出的信号发送至作为非线性电路的对数压缩器 010。对数压缩器 010 将例如具有 220 的接收信号的动态范围压缩为比较狭窄的电路上的动态范围,实质上压缩为显示控制部 011 以及显示部 012 能够处理的比较狭窄的动态范围,生成反映了组织分布的 B 模式图像的图像数据。

[0035] 由图像生成部 008 所生成的图像数据只反映振幅信息而不反映相位信息。在该点上图像数据是与包含两个信息的接收信号完全区别的。将具有振幅信息与相位信息的接收信号定义为接受非线性处理之前的信号。将图像数据输出至显示控制部 011。

[0036] 显示控制部 011 将从图像生成部 008 输入的图像数据作为 B 模式图像在显示部 012 上浓淡显示出来。

[0037] 滤波处理部 005 设置在包含非线性电路的图像生成部 008 的前级的接收系统 004 与检波器 009 之间。另外,滤波处理部 005 作为使用从接收系统 004 所得到的时间序列的接收信号来计算出与断面内的各处相关的任意的滤波特性,衰减特定的频率分量的高通型的数字滤波器来构成。

[0038] 滤波处理部 005 作为从与扫描线上的多个采样点的各个相关的数字信号的时间变化(时间信号)中衰减低频率分量,而使高频率分量通过的高通型的数字滤波器来构成。该滤波器通过衰减接收信号中的低频率分量来消除固定伪影而只提取出信号回波分量。并且,滤波处理部 005 具有定义为如图 3a、图 3b 所示那样的截止(cut-off)频率 f_{cut} 的多个滤波特性。图 3a、图 3b 为滤波特性的说明图。由于有时如图 3a、图 3b 所示那样固定回波分量以及信号回波分量的区域不同,所以为了在像那样的不同区域的各自中消除固定回波分量而准备多个滤波特性的滤波器。并且,滤波处理部 005 被构成为能够通过其多个滤波特性的任意一个进行动作。

[0039] 滤波处理部 005 具有存储器等的存储区域。并且,滤波处理部 005 在该存储区域中存储从现在的帧来看到 2 帧之前为止的各帧的数字信号。并且,针对与相同的采样点相关的现在的数字信号 x_i 、1 帧之前的数字信号 x_{i-1} 以及 2 帧之前的数字信号 x_{i-2} 来衰减比截止频率 f_{cut} 低的频率分量,并且对各信号进行加法运算。即、该滤波处理针对各帧之间的相同的采样点进行滤波处理。将由该滤波处理 005 所得的加法结果作为衰减了比与滤波特性相应的截止频率 f_{cut} 低的低频率分量的该采样点的数字信号 y_i 而输出至图像生成部 008(该滤波处理部 005 进行的滤波处理的详细情况,参照本申请的申请人的日本专利第 3887040 中所述的超声波诊断装置。)。图 4 为用于说明现在的帧的图像以及衰减了低频率

部分的图像的图。

[0040] 图像 300 显示现在的帧的图像, 图像 305 显示 1 帧之前的图像, 图像 306 显示 2 帧之前的图像。由于该图像 300、图像 305、以及图像 306 是使低频率分量衰减之前的图像, 所以固定伪影 309 残留下来了。并且, 图像 307 是衰减了低频率部分的图像。通过对于衰减了图像 300、图像 305、以及图像 306 的各自的低频率部分的数据乘以系数并进行加法运算, 从而生成图像 307。由此, 图像 307 消除了固定伪影 309。但是, 上述的加法的结果如图像 307 那样, 衰减了低频率部分的图像与现在的帧的图像 300 不同, 显示出来了瓣膜渗出的虚像 308(后述详细情况)。

[0041] 转换器 007 在接收系统 004 与检波器 009 之间进行是否旁路 (bypass) 滤波处理部 005 的转换。即, 转换器 007 对从接收系统 004 经由滤波处理部 005 向检波器 009 提供接收信号的第 1 个状态与从接收系统 004 向检波器 009 直接提供接收信号的第 2 个状态进行转换。

[0042] 比较部 006 由 CPU 构成。比较部 006 取得由接收系统 004 所输出的特定的采样点的数字信号 x_i 与由滤波处理部 005 所输出的衰减了低频率分量的该特定的采样点的数字信号 y_i 。并且, 比较部 006 将 x_i 的振幅与 y_i 的振幅进行比较。在此, 各数字信号的振幅是信号的强度, 相当于在被视觉 (visual) 化为超声波断层图像的情况中的亮度。在 x_i 比 y_i 大 ($x_i > y_i$) 的情况下, 比较部 006 将转换器 007 转换为第 1 个状态并且将经由滤波处理部 005 的数字信号输出至图像生成部 008。另外, y_i 在 x_i 以上 ($x_i \leq y_i$) 的情况下, 比较部 006 将转换器 007 转换为第 2 个状态并且从接收系统 004 将数字信号直接地输出至图像生成部 008。在此, 作为数字信号的振幅比较的一个例子, 具体的是从接收系统 004 以及滤波处理部 005 所输出的信号是包含同相分量与正交分量的 I/Q(in-phase/quadrature-phase) 信号, 通过对于各个信号计算出 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$, 并且能够比较其计算出的值的大小。

[0043] 在本来相同的采样点中的数字信号的情况下, 通过了滤波处理部 005 的数字信号衰减了低频率分量。因此, 如果进行了比较的采样点是在相同的状态下, 则与原始的数字信号相比振幅变小。(更详细的可以说, 由于在滤波处理部 005 进行的滤波处理中对各帧中的采样点乘以系数并进行加法运算, 所以低频率分量衰减了的量与原始的信号相比振幅变小。) 但是, 由于瓣膜以高速活动, 所以将现在的帧中不应该存在的瓣膜被作为滤波处理部 005 中的瓣膜渗出的虚像部分显示出来。因此, 在瓣膜渗出的虚像部分中经由了滤波处理部 005 的数字信号比直接从接收系统 004 所接受到的数字信号振幅变大。所以, 通过使用振幅较小的一方的信号能够消除瓣膜渗出的虚像部分。

[0044] 在此, 参照图 4 针对各点中的振幅的大小的比较进行具体说明。图像 300 与图像 307 中的点 301a 与点 301b、点 302a 与点 302b、点 303a 与点 303b 是各自的图像中的相同的采样点。并且, 点 301a 与点 301b 是心脏以外的什么都没有的部分的点, 点 302a 与点 302b 是心脏瓣膜 304 上的点, 点 303a 是心脏以外的什么都没有的部分的点, 点 303b 是心脏瓣膜渗出的虚像 308 上的点。由于点 301a 与点 301b 是心脏以外的什么都没有的部分的点, 所以低频率分量被衰减, 点 301b 中的数字信号的振幅变小。因此, 比较部 006 在比较了点 301a 与点 301b 的情况下, 将转换器 007 转换为第 1 个状态并且将图像 307 的点 301b 中的数字信号输出至图像生成部 008。另外, 同样, 由于点 302a 与点 302b 都是心脏瓣膜 304 上的点, 所以低频率分量被衰减, 点 302b 中的数字信号的振幅变小。因此, 比较部 006 在比较

了点 302a 与点 302b 的情况下,将转换器 007 转换为第 1 个状态并且将图像 307 的点 302b 中的数字信号输出至图像生成部 008。对此,由于点 303a 是心脏以外的什么都没有的部分的点,所以数字信号的振幅非常的小,但是由于点 303b 是心脏瓣膜渗出的虚像 308 上的点,所以数字信号的振幅大。所以,比较部 006 在比较了点 303a 与点 303b 的情况下,将转换器 007 转换为第 2 个状态并且将图像 300 的点 303a 中的数字信号输出至图像生成部 008。通过这样的处理,由于在瓣膜渗出的虚像部分中使用现在的帧的数据,在其他部分中使用衰减了低频率分量的数据,所以能够生成消除固定伪影的影响并且消除了瓣膜渗出的虚像部分的超声波断层图像。

[0045] 在此,转换器 007 虽然在图 2 中作为物理性的转换装置来图示,但是作为实际上的转换方法的一个例子,能够采用具有存储器(memory)等的存储区域,存储着来自于接收系统 004 的现在的帧中的数字信号以及来自于滤波处理部 005 的衰减了低频率分量的数据的数字信号,通过按照比较部 006 的指示将现在的帧中的数字信号或者衰减了低频率分量的数据的数字信号中的某一个输出至图像生成部 008 来进行输出的数字信号的转换的方法。

[0046] 控制部 013 由 CPU 构成。并且,经由控制部 013 进行各功能部之间的数据的发送接收。进而,控制部 013 进行控制各功能部的动作的定时等。另外,为了由操作者所选择的滤波特性能够适用于滤波处理部 005 而控制滤波处理部 005。

[0047] 其次,参照图 5 针对本实施方式的超声波图像取得装置的 1 帧量超声波断层图像的生成的动作进行说明。图 5 为本实施方式的超声波图像取得装置的 1 帧量超声波断层图像的生成的流程图。

[0048] 步骤(step)S001:将在发送接收部 002 的发送系统 003 中生成的脉冲信号发送至超声波探头 001 并且通过压电元件变换为超声波而照射到被检体上,将在声阻抗的边界发生反射的超声波回波通过压电元件接收并变换为电信号并且输入到接收系统 004,从而来进行超声波的发送接收。

[0049] 步骤 S002:滤波处理部 005 对从接收系统 004 所输出的数字信号 x_i 进行滤波处理。

[0050] 步骤 S003:比较部 006 对从接收系统 004 所输出的数字信号 x_i 与从滤波处理部 005 所输出的数字信号 y_i 进行比较。

[0051] 步骤 S004:比较部 006 判断数字信号 x_i 是否比数字信号 y_i 大($x_i > y_i$)。在 $x_i \leq y_i$ 的情况下,进到步骤 S005。在 $x_i > y_i$ 的情况下,进到步骤 S006。

[0052] 步骤 S005:比较部 006 将转换器 007 转换为第 1 个状态并且将从滤波处理部 005 所输出的数字信号 y_i 输出至图像生成部 008。

[0053] 步骤 S006:比较部 006 将转换器 007 转换为第 2 个状态并且将从接收系统 004 所输出的数字信号 x_i 输出至图像生成部 008。

[0054] 步骤 S007:控制部 013 判断 1 帧量的扫描是否结束了。在 1 帧量的扫描结束了的情况下,进到步骤 S008。在 1 帧量的扫描没有结束的情况下,返回到步骤 S001。

[0055] 步骤 S008:图像生成部 008 以所输入的数字信号 x_i 以及数字信号 y_i 为基础生成超声波断层图像的图像数据。图像生成部 008 将所生成的图像数据输出至显示控制部 011。

[0056] 步骤 S009:显示控制部 011 以从图像生成部 008 所输入的超声波断层图像的图像数据为基础使显示部 012 显示超声波断层图像。

[0057] 如以上说明的那样,本实施方式的超声波图像取得装置是将从接收系统所输出的各采样点上的数字信号与相对应的采样点上的由滤波处理部所输出的低频率分量被衰减了的数字信号进行比较,然后将振幅较小的数字信号使用于超声波断层图像的图像形成中的结构。由此,在活动快的瓣膜以外的部分利用进行了低频率分量衰减后的信号形成图像,能够消除固定伪影。并且,由于在活动快的瓣膜的部分利用现在的帧的数字信号形成图像,所以能够消除由瓣膜渗出所引起的瓣膜渗出的虚像。因此,医师能够容易参照消除固定伪影并且消除了瓣膜渗出的虚像部分的图像,能够提高诊断的效率。

[0058] [第2实施方式]

[0059] 其次,说明本发明的第2实施方式的超声波图像取得装置。本实施方式的超声波图像取得装置在检波之后进行滤波处理以及数字信号的比较的结构与第1实施方式不同。在此,以下主要说明从接收系统到转换器的信号的处理。在以下的说明中,对附加了与第1实施方式相同符号的功能部只要不特别地说明都是具有相同的功能。图6为表示本实施方式的超声波图像取得装置的功能的框图。

[0060] 检波器009从接收系统004接受现在的帧中的数字信号 x_i 的输入。检波器009检波接收信号的振幅。由此,提取出振幅信息。另外,作为检波器009由于接收信号非常小所以采用非线性的平方律检波方式。在此,由于数字信号 x_i 是具有同相分量与正交分量的I/Q信号,所以通过对数字信号 x_i 求出 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 来进行检波。即、检波器009进行分离为作为同相分量的I分量和作为正交分量的Q分量进行检波那样的正交检波。

[0061] 滤波处理部005对被检波器009所输入的检波之后的数字信号 x_i 进行滤波处理,然后计算出数字信号 y_i 。该数字信号 y_i 是检波之后的信号。

[0062] 比较部006取得从检波器009所输出的检波之后的特定的采样点的数字信号 x_i 与从滤波处理部005所输出的检波之后的衰减了低频率分量的该特定的采样点的数字信号 y_i 。然后,比较部006对 x_i 的振幅与 y_i 的振幅进行比较。在 x_i 比 y_i 大($x_i > y_i$)的情况下,比较部006将转换器007转换为第1个状态并且将经由滤波处理部005的数字信号输出至图像生成部008。另外, y_i 在 x_i 以上($x_i \leq y_i$)的情况下,比较部006将转换器007转换为第2个状态并且从接收系统004将数字信号直接地输出至图像生成部008。在此,由于在本实施方式中已经通过检波器009将各数字信号变换为 $(I^2+Q^2)^{1/2}$,所以能够就在这样的状态下进行振幅的比较。

[0063] 如以上中说明的那样,在本实施方式中是在检波之后进行各采样点上的数字信号的振幅的比较的结构。由此,由于能够去除在比较部中的转换为振幅的处理,所以能够提高生成超声波断层图像的效率。

[0064] 其中,在将第1实施方式与第2实施方式进行比较的情况下,在第1实施方式中针对直接从接收系统接受到的接收信号进行滤波处理,相对于此,在第2实施方式中在检波之后进行滤波处理,所以在第2实施方式中无法分别处理虚数部与实数部,而第1实施方式则能够使过滤处理的精度提高。即、第1实施方式能够进行更准确的固定伪影的消除以及瓣膜渗出的虚像部分的消除。

[0065] 还有,根据上述实施方式中展开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0066] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

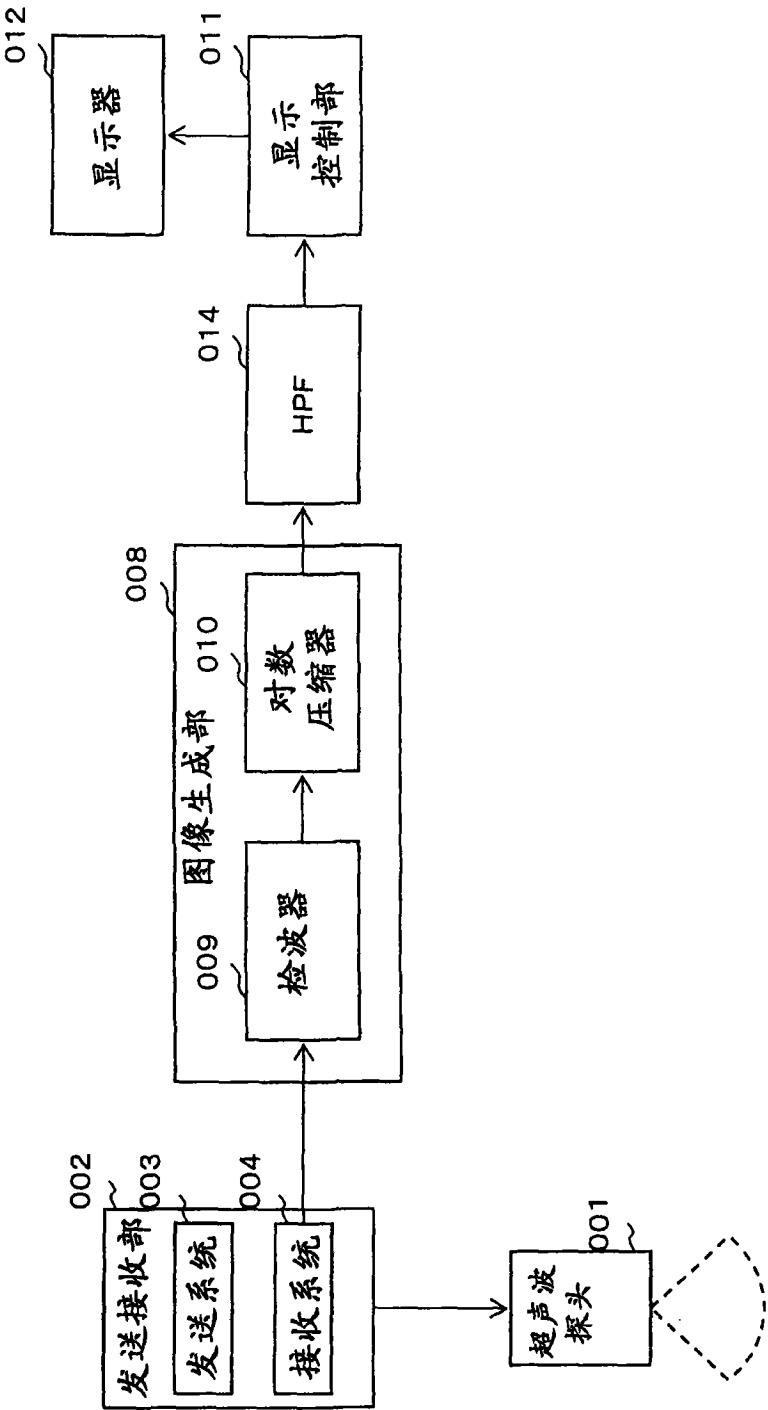


图 1

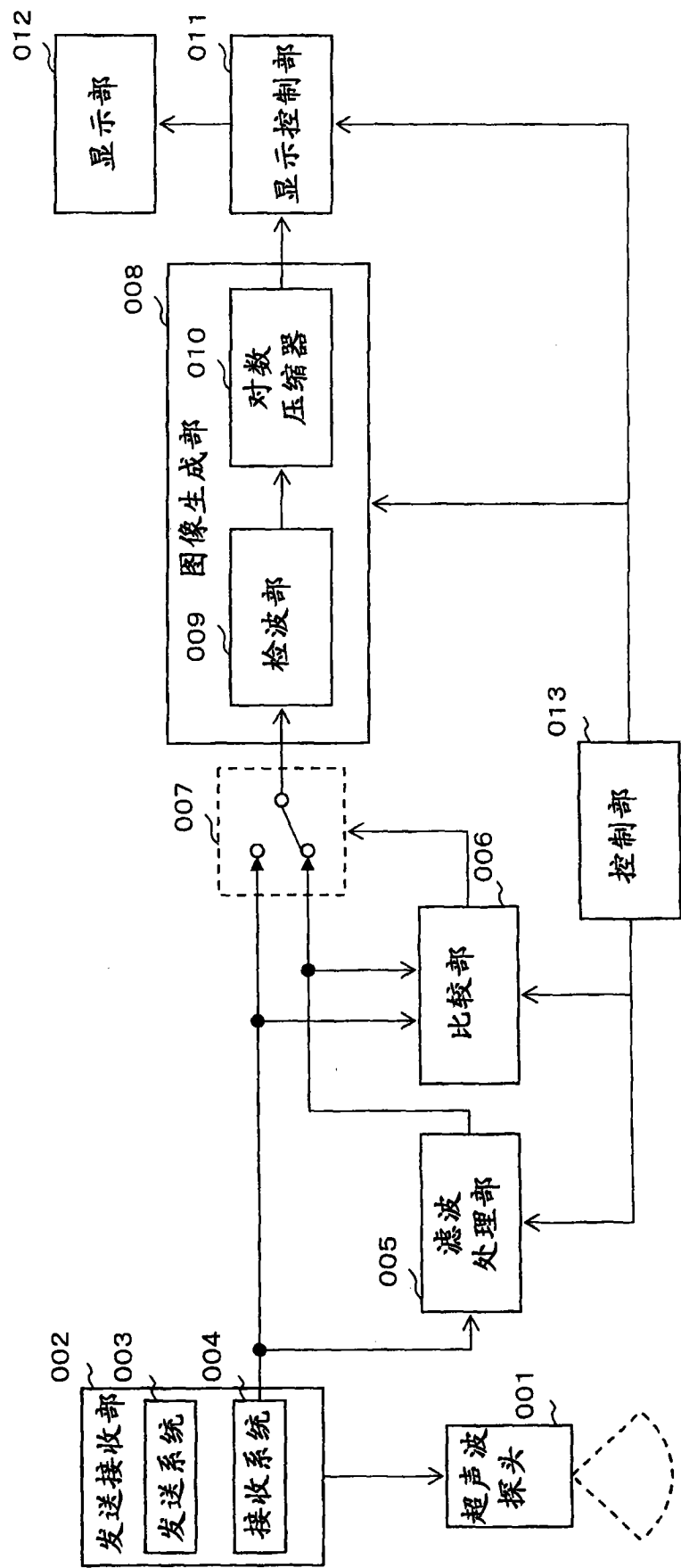


图 2

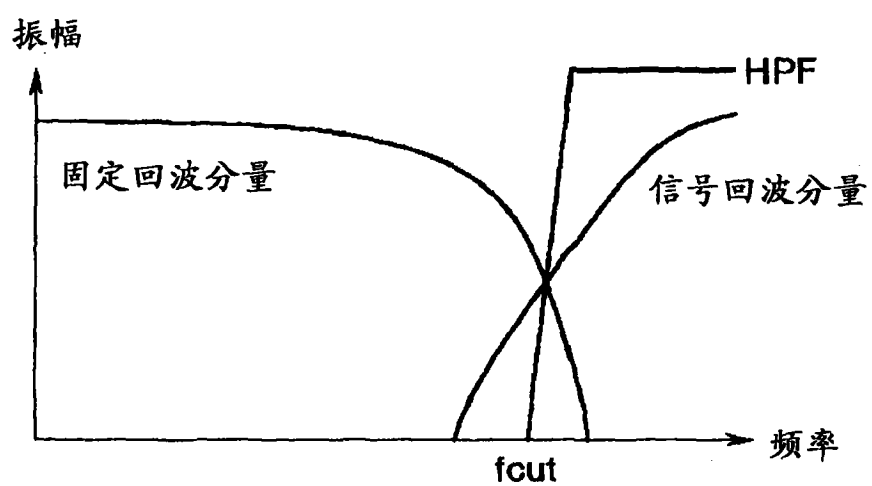


图 3a

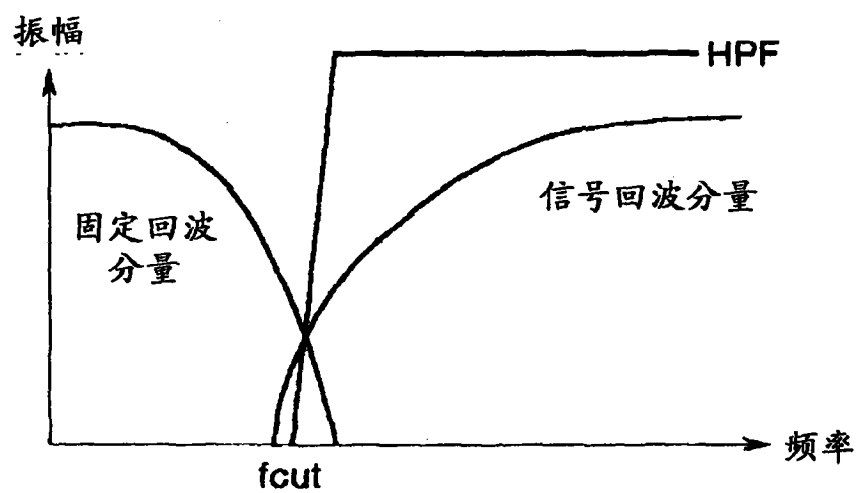


图 3b

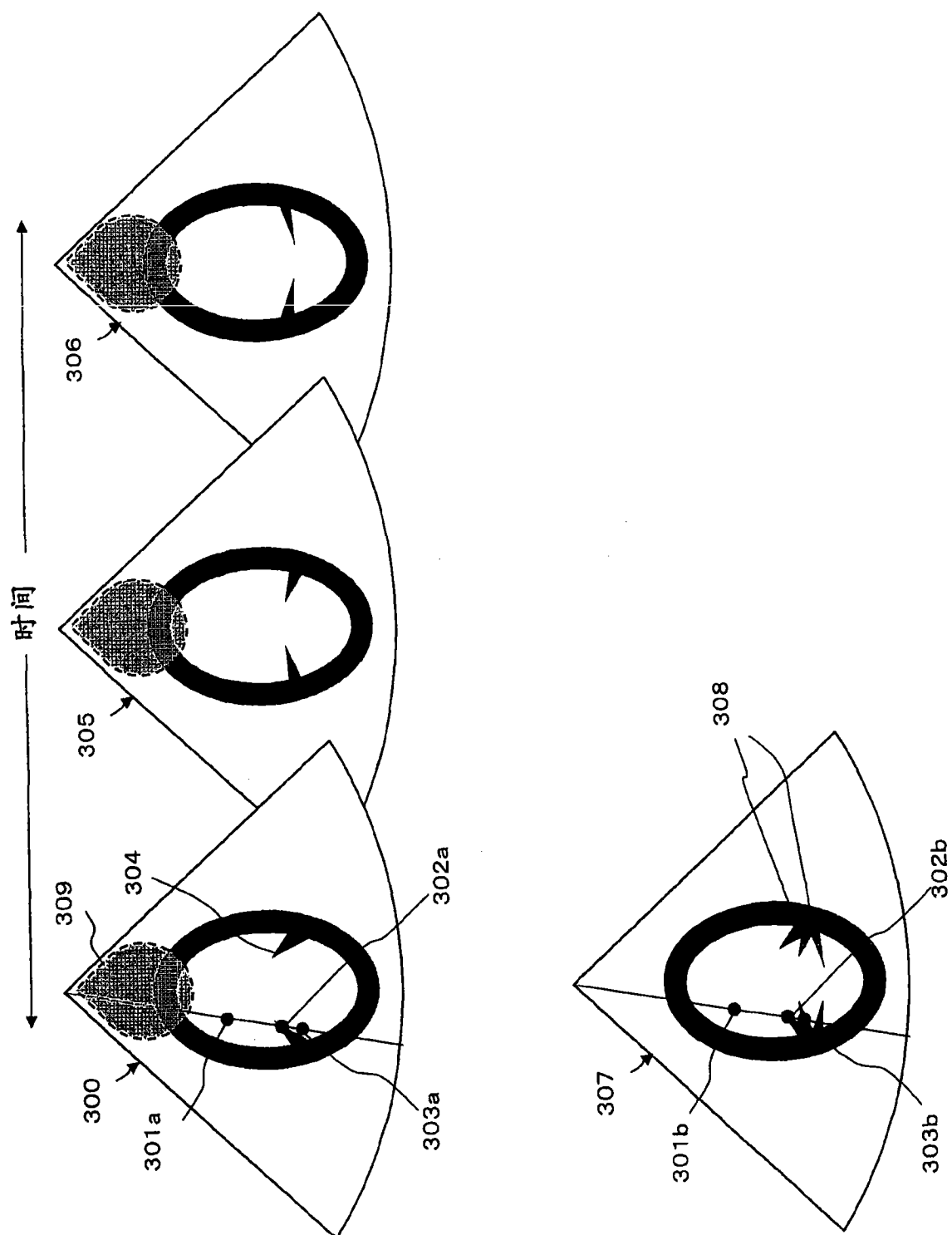


图 4

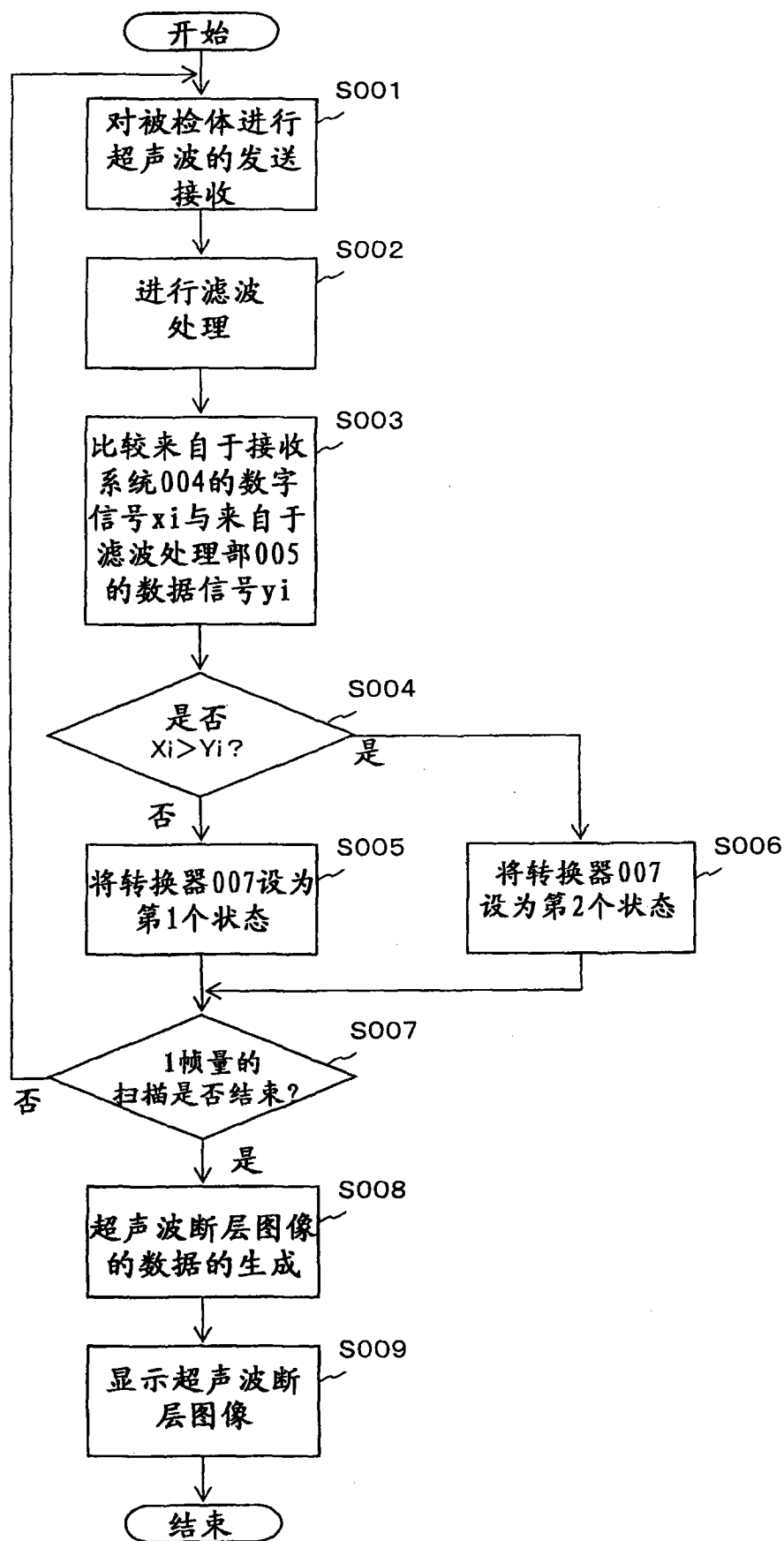


图 5

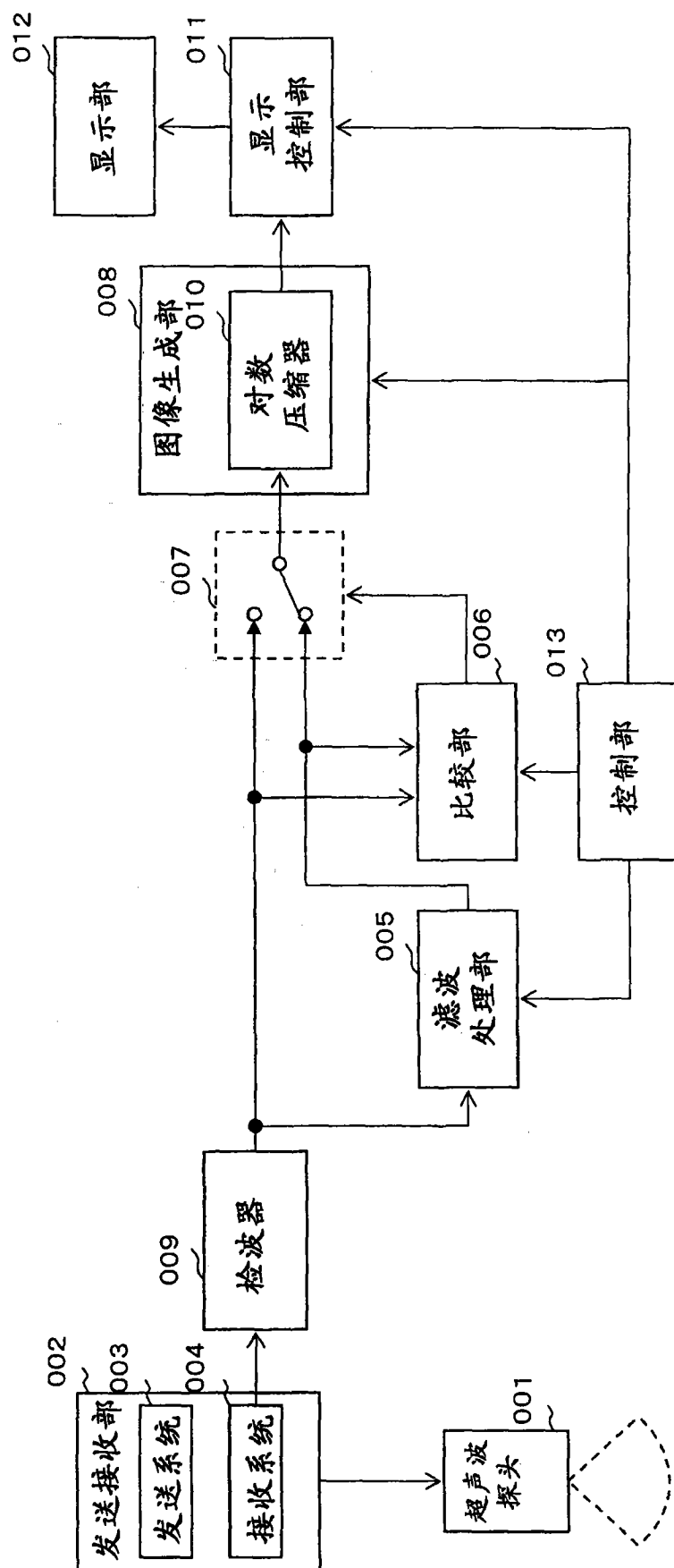


图 6

专利名称(译)	超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法		
公开(公告)号	CN101744644B	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	CN200910224995.9	申请日	2009-11-26
[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		
发明人	掛江明弘		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52077 G01S15/8981 G01S7/52087 A61B8/14		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2008303898 2008-11-28 JP		
其他公开文献	CN101744644A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置以及超声波图像取得装置控制方法。扫描部通过超声波与帧周期相对应对被检体的断面进行扫描。滤波处理部使用来自上述扫描部的与多个帧相对应地取得的时间序列的接收信号，从与上述断面内的多处有关的接收信号中使低频率分量衰减。振幅比较部，比较上述接收信号的振幅与使上述低频率分量衰减后的信号的振幅，输出上述振幅较小的一方的信号。图像生成部，根据来自上述振幅比较部的输出信号，生成上述被检体的形态图像。

