



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105979878 A

(43)申请公布日 2016.09.28

(21)申请号 201580007449.3

(22)申请日 2015.10.09

(30)优先权数据

2014-257976 2014.12.19 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/078840 2015.10.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/098429 JA 2016.06.23

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 御园和裕

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

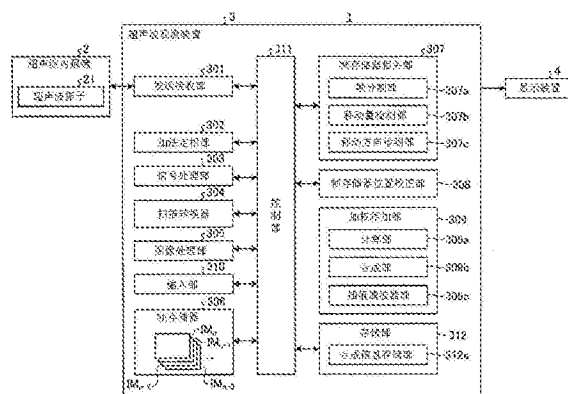
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

超声波观测装置

(57)摘要

本发明所涉及的超声波观测装置对基于回波信号生成的多个超声波图像进行合成来生成合成图像,其中,回波信号是将对观测对象发送的超声波被观测对象反射回来的超声波回波转换为电信号而得到的,超声波观测装置具备:帧存储器,其将多个超声波图像按时间序列进行存储;帧存储器相关部,其对帧存储器所存储的多个超声波图像中的过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的具有三维相关性的移动量和移动方向进行检测;帧存储器位置校正部,其基于三维的移动量和移动方向来移动过去的帧的超声波图像的相对位置;以及加权相加部,其基于三维的移动量来对过去的帧的超声波图像施加加权处理。



1. 一种超声波观测装置, 对基于回波信号生成的多个超声波图像进行合成来生成合成图像, 其中, 回波信号是将对观测对象发送的超声波被所述观测对象反射回来的超声波回波转换为电信号而得到的, 该超声波观测装置的特征在于, 具备:

帧存储器, 其将所述多个超声波图像按时间序列进行存储;

帧存储器相关部, 其对所述帧存储器所存储的多个超声波图像中的过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的具有三维相关性的移动量和移动方向进行检测;

帧存储器位置校正部, 其基于由所述帧存储器相关部检测出的三维的所述移动量和移动方向来移动所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的相对位置; 以及

加权相加部, 其基于由所述帧存储器相关部检测出的三维的所述移动量来对所述过去的帧的超声波图像施加加权处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述加权相加部基于与由所述帧存储器相关部检测出的所述移动量相关联的加权量来对所述过去的帧的超声波图像施加加权处理。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部对所述过去的帧的超声波图像进行分割, 并针对通过该分割而生成的每个分割区域检测三维的所述移动量和移动方向。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量和移动方向, 来计算所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的整体移动量。

5. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量来计算相应的帧的超声波图像的代表移动量, 将该代表移动量与规定值进行比较, 根据该比较的结果将相应的帧的超声波图像从合成对象中排除。

6. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量和移动方向, 来辨别所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的整体移动的状态。

7. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量来辨别相应的帧的超声波图像的移动的状态, 在该移动的状态与所述最新帧的超声波图像的移动的状态不同的情况下, 所述帧存储器相关部将相应的帧的超声波图像从合成对象中排除或降低相应的帧的超声波图像的所述加权量。

8. 根据权利要求6或7所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述移动的状态是所述超声波图像中的被摄体的三维的移动状态。

9. 根据权利要求6~8中的任一项所述的超声波观测装置, 其特征在于, 所述帧存储器相关部通过将所述移动量的方差值与规定的值进行比较来辨别移动的状态。

10. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述帧存储器相关部从所述最新帧的超声波图像中检测特征点,并使用该特征点来检测与所述过去的帧的超声波图像之间的相关性。

超声波观测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来对观测对象的组织进行观测的超声波观测装置。

背景技术

[0002] 为了对作为观测对象的生体组织或材料的特性进行观测而有时应用超声波。具体地说,向观测对象发送超声波,对被该观测对象反射回来的超声波回波施加规定的信号处理,由此获取与观测对象的特性有关的信息。

[0003] 在使用超声波来对观测对象的组织进行观测时,基于超声波回波来生成超声波图像,并且显示所生成的该超声波图像,由此进行观测对象的观测。作为降低该超声波图像的噪声、模糊的技术,已知以下一种超声波观测装置,该超声波观测装置将所输入的图像分离为信号成分图像和噪声成分图像,在对噪声成分图像进行帧合成处理之后,将信号成分图像与被进行帧合成处理后的噪声成分图像合成(例如参照专利文献1)。

[0004] 专利文献1:国际公开第2010/125789号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 另外,对于噪声的降低来说,进行合成的帧数越多则越有效果。另一方面,对于模糊的降低来说,进行合成的帧数少好。这样,噪声的降低与模糊的降低之间具有折衷的关系。在专利文献1所公开的合成处理中,以在同一摄像面进行拍摄为前提,以二维的方式校正位置偏移。因此,在不同的摄像平面进行拍摄而在帧之间产生了被摄体的位置、角度的偏移的情况下,位置偏移校正的精度降低而无法进行适当的位置校正,其结果导致无法得到兼顾了噪声的降低和模糊的降低的超声波图像。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够兼顾超声波图像中的噪声的降低和模糊的降低的超声波观测装置。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题而实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置对基于回波信号生成的多个超声波图像进行合成来生成合成图像,其中,回波信号是将对观测对象发送的超声波被所述观测对象反射回来的超声波回波转换为电信号而得到的,该超声波观测装置的特征在于,具备:帧存储器,其将所述多个超声波图像按时间序列进行存储;帧存储器相关部,其对所述帧存储器所存储的多个超声波图像中的过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的具有三维相关性的移动量和移动方向进行检测;帧存储器位置校正部,其基于由所述帧存储器相关部检测出的三维的所述移动量和移动方向来移动所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的相对位置;以及加权相加部,其基于由所述帧存储器相关部检测出的三维的所述移动量来对所述过去的帧的超声波图像施加加权处理。

[0010] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述加权相加部基

于与由所述帧存储器相关部检测出的所述移动量相关联的加权量来对所述过去的帧的超声波图像施加加权处理。

[0011] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部对所述过去的帧的超声波图像进行分割,并针对通过该分割而生成的每个分割区域检测三维的所述移动量和移动方向。

[0012] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量和移动方向,来计算所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的整体移动量。

[0013] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量来计算相应的帧的超声波图像的代表移动量,将该代表移动量与规定值进行比较,根据该比较的结果将相应的帧的超声波图像从合成对象中排除。

[0014] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量和移动方向,来辨别所述过去的帧的超声波图像相对于所述最新帧的超声波图像的整体移动的状态。

[0015] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部基于针对每个所述分割区域检测出的多个三维的所述移动量来辨别相应的帧的超声波图像的移动的状态,在该移动的状态与所述最新帧的超声波图像的移动的状态不同的情况下,所述帧存储器相关部将相应的帧的超声波图像从合成对象中排除或降低相应的帧的超声波图像的所述加权量。

[0016] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述移动的状态是所述超声波图像中的被摄体的三维的移动状态。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部通过将所述移动量的方差值与规定的值进行比较来辨别移动的状态。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述帧存储器相关部从所述最新帧的超声波图像中检测特征点,并使用该特征点来检测与所述过去的帧的超声波图像之间的相关性。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据本发明,起到兼顾超声波图像中的噪声的降低和模糊的降低这样的效果。

附图说明

[0021] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

[0022] 图2是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的加法定相部进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。

[0023] 图3是示意性地说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的摄像定时不同的图像之间的运动的图。

[0024] 图4是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0025] 图5是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。

[0026] 图6是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。

[0027] 图7是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。

[0028] 图8是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。

[0029] 图9是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器位置校正部进行的位置校正处理的示意图。

[0030] 图10是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的加权相加部进行的图像合成处理的示意图。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图来说明用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)。

[0032] (实施方式)

[0033] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。该图所示的超声波诊断系统1具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,并接收由该被检体反射回来的超声波;超声波观测装置3,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号来生成超声波图像;以及显示装置4,其显示由超声波观测装置3生成的超声波图像。

[0034] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)后向被检体照射,并且将由被检体反射回来的超声波回波转换为用电压变化表示的电回波信号后输出。超声波振子21可以是凸形振子、线性振子以及径向振子中的任一种。超声波内窥镜2既可以使超声波振子21以机械的方式进行扫描,也可以将多个元件设置为阵列状来作为超声波振子21,以电子的方式切换与发送接收有关的元件或对各元件的发送接收施加延迟,由此使超声波振子21以电子的方式进行扫描。

[0035] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统以及摄像元件,能够插入被检体的消化道(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器(气管/支气管)来拍摄消化道、呼吸器或其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)。另外,超声波内窥镜2具有用于在拍摄时引导向被检体照射的照明光的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置相连接。

[0036] 超声波观测装置3具有发送接收部301、加法定相部302、信号处理部303、扫描转换器304、图像处理部305、帧存储器306、帧存储器相关部307、帧存储器位置校正部308、加权相加部309、输入部310、控制部311以及存储部312。

[0037] 发送接收部301与超声波内窥镜2电连接,基于规定的波形和发送定时来向超声波振子21发送包括高电压脉冲的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号。

[0038] 发送接收部301所发送的脉冲信号的频带优选设为几乎覆盖超声波振子21的脉冲信号向超声波脉冲电声转换的线性响应频带的宽频带。

[0039] 发送接收部301还具有以下功能:对超声波内窥镜2发送控制部311所输出的各种控制信号,并且从超声波内窥镜2接收包括识别用的ID在内的各种信息后向控制部311发送。

[0040] 加法定相部302从发送接收部301接收回波信号,生成并输出数字的高频(RF: Radio Frequency(射频))信号的数据(以下称为RF数据)。加法定相部302在进行对接收深度越大的回波信号以越高的放大率进行放大的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正并且对放大后的回波信号施加滤波等处理之后,进行模拟/数字(A/D)转换,由此生成时域的RF数据后向信号处理部303输出。此外,在超声波内窥镜2具有使将多个元件设置为阵列状而形成的超声波振子21以电子方式进行扫描的结构的情况下,加法定相部302具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0041] 图2是示出加法定相部302进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的关系图。图2所示的接收深度 z 是基于从开始接收到超声波的时间点起的经过时间计算出的量。如图2所示,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β (dB)随着接收深度 z 的增加而从 β_0 向 $\beta_{th}(>\beta_0)$ 增加。另外,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上的情况下,放大率 β (dB)取固定值 β_{th} 。阈值 z_{th} 的值是从观测对象接收到的超声波信号几乎都衰减而噪声处于支配地位那样的值。更一般的是,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β 随着接收深度 z 的增加而单调增加即可。此外,图2所示的关系预先存储在存储部312中。

[0042] 信号处理部303基于从发送接收部301接收到的RF数据来生成数字的B模式用接收数据。信号处理部303对RF数据施加带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数转换中,取RF数据除以基准电压 V_0 得到的量的常用对数来以数字值表示。信号处理部303将所生成的B模式用接收数据向图像处理部305输出。信号处理部303是使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等实现的。

[0043] 扫描转换器304将从信号处理部303接收到的B模式用接收数据转换扫描方向而生成帧数据。具体地说,扫描转换器304将B模式用接收数据的扫描方向从超声波的扫描方向转换为显示装置4的显示方向。

[0044] 图像处理部305生成B模式图像数据(以下也简称为图像数据),该B模式图像数据包括将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的、作为超声波图像的B模式图像。图像处理部305从扫描转换器304对帧数据进行增益处理、对比度处理等使用了公知的技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围而决定的数据步长相应的数据的间隔剔除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是在采用RGB表色体系作为颜色空间的情况下使作为变量的R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致所得到的灰度图像。

[0045] 图像处理部305对来自信号处理部303的B模式用接收数据施加为了能够在空间上正确地表示扫描范围而进行重新排列的坐标转换之后,施加B模式用接收数据之间的插值处理,由此填充B模式用接收数据之间的空隙,生成B模式图像数据。

[0046] 帧存储器306例如是使用环形缓冲器实现的,将由图像处理部305生成的固定量(规定帧数 N : $N=n, n-1, n-2, n-3, \dots$)的B模式图像按时间序列进行存储。当容量不足时(当存储规定的帧数的B模式图像数据时),用最新的B模式图像数据覆盖最早的B模式图像数

据,由此按照时间序列的顺序存储规定帧数的最新的B模式图像。帧存储器306如图1所示那样存储从作为最新的B模式图像的第n帧(n为2以上的自然数)的B模式图像 IM_n 起追溯规定的帧数的多个B模式图像(IM_{n-1} 、 IM_{n-2} 、 IM_{n-3} 、 $\cdots$)。

[0047] 帧存储器相关部307求出帧存储器306中存储的多个B模式图像数据之间的相关性。具体地说,帧存储器相关部307以最新帧的B模式图像(例如B模式图像 IM_n)为基准来求出过去的帧的B模式图像(例如B模式图像 IM_{n-1} 、 IM_{n-2} 、 IM_{n-3})的运动向量,并求出最新的帧(以下称为最新帧)的B模式图像与过去的帧(以下称为过去帧)的B模式图像之间的三维相关性,判断过去帧的超声波图像中的被摄体相对于最新帧的超声波图像中的被摄体是否在图像上大致平行地移动。

[0048] 图3是示意性地说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的摄像定时不同的图像之间的运动的图。帧存储器相关部307针对基于最新帧的B模式图像(B模式图像 IM_n)的第1运动检测用图像F1和基于过去帧(例如最新帧的前一帧)的B模式图像(B模式图像 IM_{n-1})的第2运动检测用图像F2,分别对R、G以及B进行加法平均,由此生成模拟亮度信号。在运动检测的方法中,例如通过一般的块匹配处理来进行检测。具体地说,对第2运动检测用图像F2的像素M1移动到了第1运动检测用图像F1的哪个位置进行检测。帧存储器相关部307将以像素M1为中心的块B1(分割区域)作为模板,在第1运动检测用图像F1中以与第2运动检测用图像F2的像素M1的位置相同的位置的像素 f_1 为中心,以块B1的模板对第1运动检测用图像F1进行扫描,将模板之间的差的绝对值之和最小的位置的像素设为像素M1'。帧存储器相关部307将第1运动检测用图像F1中从像素M1(像素 f_1)向像素M1'的运动量Y1检测为运动向量,对图像处理对象的所有分割区域的中心像素进行该处理。以下,将像素M1的坐标设为 (x, y) ,将坐标 (x, y) 的运动向量的x分量记载为 $V_x(x, y)$,将y分量记载为 $V_y(x, y)$ 。此外,以x方向相当于B模式图像的左右(水平)方向、y方向相当于上下(垂直)方向的情况进行说明。另外,当将第1运动检测用图像F1中的像素M1'的坐标设为 (x', y') 时, x' 和 y' 分别通过下式(1)、(2)定义。

[0049] [数式1]

$$[0050] \quad x' = x + V_x(x, y) \cdots (1)$$

$$[0051] \quad y' = y + V_y(x, y) \cdots (2)$$

[0052] 另外,帧存储器相关部307具有帧分割部307a、移动量检测部307b以及移动方向检测部307c。

[0053] 帧分割部307a对B模式图像进行分割以计算运动向量。具体地说,将相关性计算对象的过去帧的B模式图像分割为 $p \times q$ (p, q 为2以上的自然数)个,生成 $p \times q$ 个分割区域。

[0054] 移动量检测部307b基于由帧存储器相关部307求出的运动向量来针对通过帧分割部307a的分割而生成的每个分割区域计算移动量。移动量检测部307b基于计算出的移动量来针对每帧计算平均移动量。另外,移动量检测部307b基于计算出的移动量来求出该移动量(大小)的方差值(方差值L),作为用于判定B模式图像之间的移动的状态的判定值。移动量检测部307b例如针对第n-1帧以前的B模式图像数据求出各自的方差值 L_{n-1} 、 L_{n-2} 、 L_{n-3} 、 $\cdots$ 。

[0055] 移动方向检测部307c基于由帧存储器相关部307求出的运动向量来针对通过帧分割部307a的分割而生成的每个分割区域计算移动方向。

[0056] 帧存储器位置校正部308基于由移动量检测部307b计算出的移动量以及由移动方

向检测部307c计算出的移动方向来使过去帧的B模式图像相对于作为基准的B模式图像 IM_n 移动,由此使帧之间的图像一致。

[0057] 加权相加部309决定与作为基准的B模式图像合成的过去帧的B模式图像的加权重,在根据该决定的加权重进行B模式图像的合成处理之后,对合成图像施加插值处理。加权相加部309具有计算部309a、合成部309b以及插值滤波器部309c。

[0058] 计算部309a根据由移动量检测部307b计算出的平均移动量来决定与作为基准的B模式图像合成的过去帧的B模式图像的加权重。计算部309a例如进行如下的设定:平均移动量越小的帧的B模式图像,则加权重越大。加权重例如是与转换后的各亮度相乘的系数。

[0059] 合成部309b基于由计算部309a决定的加权重来将基准帧的B模式图像与过去帧的B模式图像合成。合成部309b将合成后的图像(以下称为合成图像)输出到插值滤波器部309c。

[0060] 插值滤波器部309c通过使用公知的空间滤波器来对合成图像中的由于帧之间的图像的位置偏移而产生的不连续部分进行校正。具体地说,作为空间滤波器,使用利用点扩散函数(Point Spread Function:PSF)来估计出图像合成时的模糊后进行模糊的校正的反卷积滤波器,来对合成图像中的帧之间的图像的不连续部分进行校正,由此抑制合成图像的模糊。

[0061] 此外,插值滤波器部309c也可以是,作为其它空间滤波器,使用通过对关注像素的周围的像素的像素值进行加权平均来计算像素之间的像素值的加权平均滤波器,来对合成图像中的帧之间的图像的不连续部分进行校正,由此抑制合成图像的模糊。

[0062] 输入部310是使用键盘、鼠标、触摸面板等用户界面实现的,接受各种信息的输入。

[0063] 控制部311对超声波诊断系统1的整体进行控制。控制部311是使用具有运算和控制功能的CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等实现的。控制部311通过将存储部312所存储、保存的信息从存储部312中读出并且执行与超声波观测装置3的工作方法相关的各种运算处理,来对超声波观测装置3进行整体控制。此外,还能够使用与信号处理部303共用的CPU等来构成控制部311。

[0064] 存储部312存储超声波观测装置3的动作所需要的各种信息。存储部312具有合成信息存储部312a,该合成信息存储部312a存储由帧存储器相关部307计算出的运动向量的大小(移动方向)的方差值(方差值L)所涉及的规定值 α 和平均移动量(平均移动量D)所涉及的规定值 γ 、以及用于加权处理的加权重,该加权重是根据平均移动量而设定的。

[0065] 存储部312除了存储上述以外,例如还存储放大处理所需要的信息(图2示出的放大率与接收深度之间的关系)等。

[0066] 另外,存储部312存储包括用于执行超声波观测装置3的工作方法的工作程序在内的各种程序。工作程序还能够记录在硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读存储介质中而广泛流通。此外,还能够通过经由通信网络进行下载来获取上述的各种程序。此处所说的通信网络例如是通过现有的公共电路交换网络、LAN(Local Area Network:局域网)、WAN(Wide Area Network:广域网)等实现的,不问有线还是无线。

[0067] 具有以上结构的存储部312是使用预先安装了各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)、以及存储各处理的运算参数或数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等实现的。

[0068] 图4是表示具有以上结构的超声波观测装置3进行的B模式图像的合成处理的概要的流程图。首先,帧存储器相关部307从帧存储器306获取包括最新帧的B模式图像 IM_n 在内的N帧的图像数据(B模式图像数据)(步骤S101)。

[0069] 图5是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。如图5所示,帧存储器相关部307获取帧存储器306中存储的包括最新帧的B模式图像 IM_n 在内的N帧的图像数据(B模式图像数据)。

[0070] 在获取到N帧的图像数据之后,帧分割部307a对除最新帧的B模式图像以外的各帧(过去帧)的B模式图像进行分割(步骤S102)。图6是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图,是说明由帧分割部307a进行的分割处理的图。帧分割部307a如图6所示那样例如将第 $n-1$ 个B模式图像 IM_{n-1} 分割为 4×4 个,生成16个分割区域 R_d 。

[0071] 在生成分割区域 R_d 之后,帧存储器相关部307针对各分割区域 R_d 检测相对于最新帧(基准帧)的B模式图像 IM_n 的运动向量(步骤S103)。图7是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。帧存储器相关部307针对每帧生成将分割区域 R_d 与所检测出的运动向量 Y 对应起来的检测信息。例如,图7所示的检测信息 IS_{n-1} 表示与第 $n-1$ 帧有关的检测信息。

[0072] 在检测出运动向量之后,移动量检测部307b基于检测信息来针对通过帧分割部307a的分割而生成的每个分割区域 R_d 计算移动量,基于计算出的移动量来求出该帧的方差值 L (例如,如果是第 $n-1$ 帧,则方差值为 L_{n-1})。

[0073] 之后,帧存储器相关部307判断所得到的方差值 L 是否为规定值 α 以下(步骤S104)。帧存储器相关部307例如判断第 $n-1$ 帧的方差值 L_{n-1} 是否为规定值 α 以下。在此,在方差值 L_{n-1} 大于规定值 α 的情况下(步骤S104:“否”),帧存储器相关部307判断为分割区域 R_d 之间的移动方向的偏差大,换句话说,作为B模式图像中的被摄体的移动的状态,是与过去帧之间的相关性低的移动,转移到步骤S105,将该序号的帧的B模式图像从合成对象中排除(丢弃)。之后,帧存储器相关部307对下一个运动向量检测对象的帧的B模式图像重复进行步骤S103和S104的处理。

[0074] 另一方面,在方差值 L_{n-1} 为规定值 α 以下的情况下(步骤S104:“是”),帧存储器相关部307判定为分割区域 R_d 之间的三维移动方向的偏差小,换句话说,作为B模式图像中的被摄体的移动的状态,是与过去帧之间的相关性高的移动,转移到步骤S106。

[0075] 在步骤S106中,移动量检测部307b基于由帧存储器相关部307求出的运动向量来针对每个分割区域 R_d 计算移动量,基于计算出的该移动量来针对每帧计算平均移动量 D (D_{n-1} 、 D_{n-2} 、 D_{n-3} 、 $\cdots$)。

[0076] 之后,帧存储器相关部307判断所得到的平均移动量 D 是否为规定值 γ 以下(步骤S106)。帧存储器相关部307例如判断第 $n-1$ 帧的平均移动量 D_{n-1} 是否为规定值 γ 以下。在此,在平均移动量 D_{n-1} 大于规定值 γ 的情况下(步骤S106:“否”),分割区域 R_d 之间的移动量大,与作为基准的B模式图像合成的合成对象区域小,因此帧存储器相关部307转移到步骤S107,将该序号的帧的B模式图像从合成对象中排除(丢弃)。之后,帧存储器相关部307对下一个运动向量检测对象的帧的B模式图像重复进行步骤S103和S104的处理。

[0077] 此外,在图7中,例示出各分割区域 R_d 内的运动向量的朝向、大小相同的情况,但是

存在如图8所示那样每个分割区域 R_d 内的运动向量的朝向、大小不同的情况。图8是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器相关部进行的运动向量检测处理的示意图。在图8所示的检测信息 IS_{n-1} 中,每个分割区域 R_d 内的运动向量的朝向、大小不同。在该情况下,该序号的帧的B模式图像在上述的步骤S105或S107中被从合成对象中排除(丢弃)。

[0078] 另一方面,在平均移动量 D_{n-1} 为规定值 γ 以下的情况下(步骤S106:“是”),帧存储器相关部307判断为分割区域 R_d 之间的移动量小而合成对象区域大,转移到步骤S108。在步骤S108中,帧存储器相关部307判断是否存在下一个运动向量检测对象的帧的B模式图像。在此,在存在下一个运动向量检测对象的B模式图像的情况下(步骤S108:“是”),帧存储器相关部307重复进行步骤S103和S104的处理。与此相对,在不存在下一个运动向量检测对象的B模式图像的情况下(步骤S108:“否”),帧存储器相关部307转移到步骤S109。

[0079] 在步骤S109中,帧存储器位置校正部308基于由移动量检测部307b计算出的移动量以及由移动方向检测部307c计算出的移动方向,来使过去帧的B模式图像相对于作为基准的B模式图像 IM_n 的相对位置移动。图9是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的帧存储器位置校正部进行的位置校正处理的示意图。帧存储器位置校正部308如图9所示那样使过去帧的B模式图像(在图9中是B模式图像 IM_{n-1})相对于作为基准的帧的B模式图像 IM_n 移动。帧存储器位置校正部308剪切出B模式图像 IM_{n-1} 中与B模式图像 IM_n 重叠的区域(合成对象区域),来生成合成用剪切图像 IC_{n-1} 。

[0080] 之后,由计算部309a针对每帧根据平均移动量决定与作为基准的B模式图像合成的过去帧的B模式图像的加权量(步骤S110)。此外,关于步骤S109和S110的处理,即可以顺序相反,也可以同时进行。

[0081] 在决定加权量之后,合成部309b基于所决定的加权量进行过去帧的B模式图像(合成用剪切图像)的加权处理来生成加权后的图像数据(步骤S111),将基准帧的B模式图像与过去帧的加权后的图像数据合成(步骤S112)。图10是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的加权相加部进行的图像合成处理的示意图。如图10所示,合成部309b通过将B模式图像 IM_n 与合成用剪切图像 IC_{n-1} 合成,来获取合成图像 IM_{add} 。对于其它的过去帧的图像数据(合成用剪切图像)也以同样的方式合成。合成部309b将合成处理后的合成图像输出到插值滤波器部309c。

[0082] 当由合成部309b生成合成图像时,插值滤波器部309c使用公知的空间滤波器施加插值滤波处理,由此对合成图像中的由于帧之间的图像的位置偏移而产生的不连续部分进行校正(步骤S113)。

[0083] 通过上述的图像合成处理而生成的合成图像在控制部311的控制下被存储在存储部312中,并显示于显示装置4。另外,当超声波观测装置3从超声波内窥镜2接收到新的回波信号时,帧存储器306的最新帧的B模式图像被更新,超声波观测装置3以该更新后的最新的B模式图像为基准进行上述的图像合成处理。

[0084] 根据以上所说明的本发明的一个实施方式,帧存储器相关部307对过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的具有三维相关性的移动量和移动方向进行检测,帧存储器位置校正部308基于检测出的三维的移动量和移动方向来使过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的相对位置移动,加权相加部309基于由帧存储器相关部307检

测出的三维的移动量和移动方向来对过去的帧的超声波图像施加加权处理,因此能够兼顾超声波图像中的噪声的降低以及模糊的降低。

[0085] 到此为止,对用于实施本发明的方式进行了说明,但是本发明并不应只限定于上述的实施方式。例如,以观测对象是生体组织的情况为例进行了说明,但是还能够应用于对材料的特性进行观测的工业用的内窥镜。本发明所涉及的超声波观测装置无论体内、体外都能够应用。另外,除了发送接收超声波以外,还可以照射红外线等来发送接收观测对象的信号。

[0086] 另外,在上述的实施方式中,以对超声波图像进行分割并且针对通过该分割而生成的多个分割区域分别求出过去的帧的超声波图像与最新帧的超声波图像的三维相关性的情况进行了说明,但是也可以是,不进行超声波图像的分割,而针对超声波图像整体求出过去的帧的超声波图像与最新帧的超声波图像的三维相关性。在该情况下,检测超声波图像中的特征点并且求出该检测出的特征点的三维相关性即可。

[0087] 这样,本发明在不偏离权利要求书所记载的技术思想的范围内能够包括各种实施方式。

[0088] 产业上的可利用性

[0089] 如以上那样,本发明所涉及的超声波观测装置对于兼顾超声波图像中的噪声的降低和模糊的降低是有用的。

[0090] 附图标记说明

[0091] 1:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3:超声波观测装置;4:显示装置;21:超声波振子;301:发送接收部;302:加法定相部;303:信号处理部;304:扫描转换器;305:图像处理部;306:帧存储器;307:帧存储器相关部;307a:帧分割部;307b:移动量检测部;307c:移动方向检测部;308:帧存储器位置校正部;309:加权相加部;309a:计算部;309b:合成部;309c:插值滤波器部;310:输入部;311:控制部;312:存储部;312a:合成信息存储部。

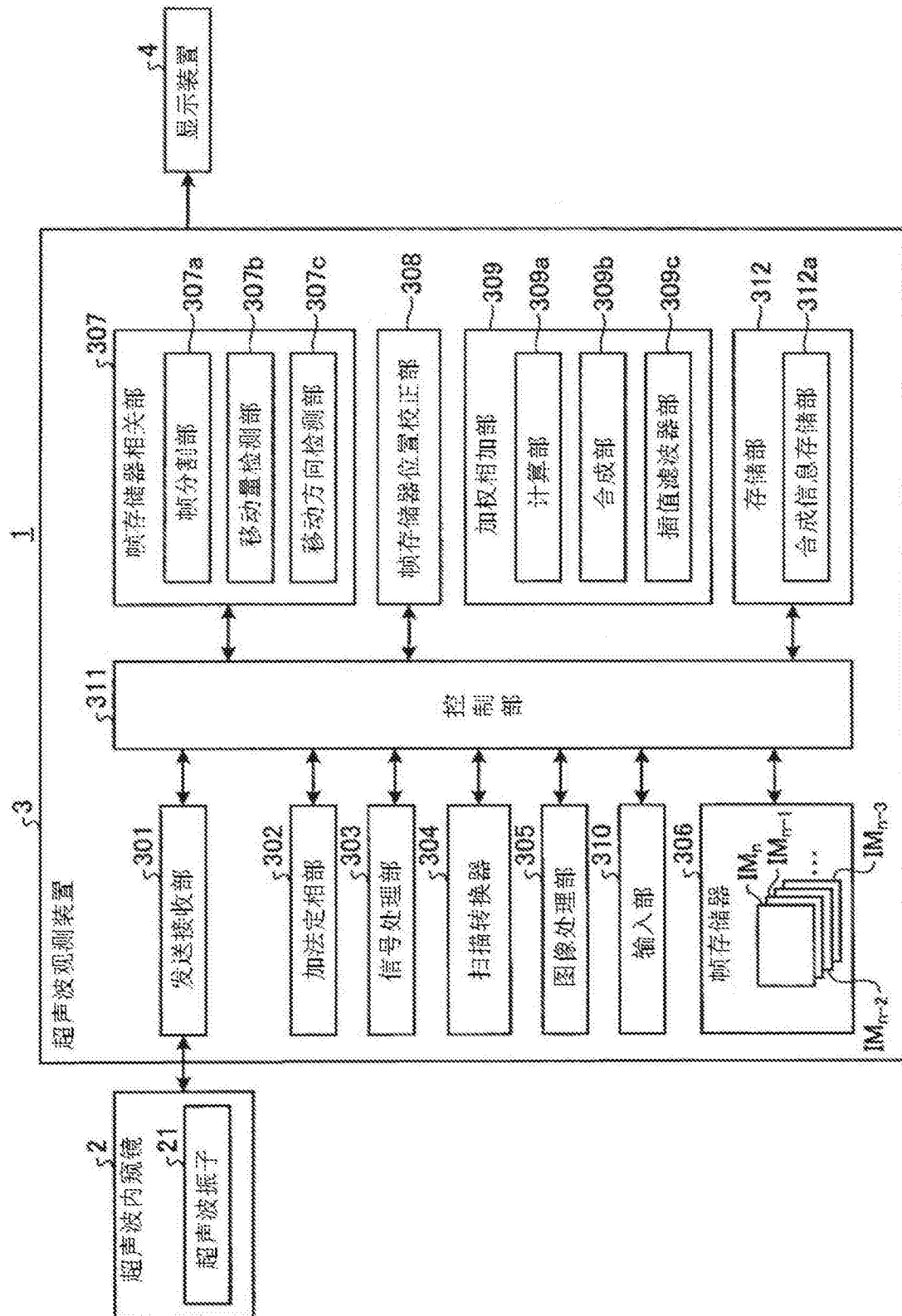


图1

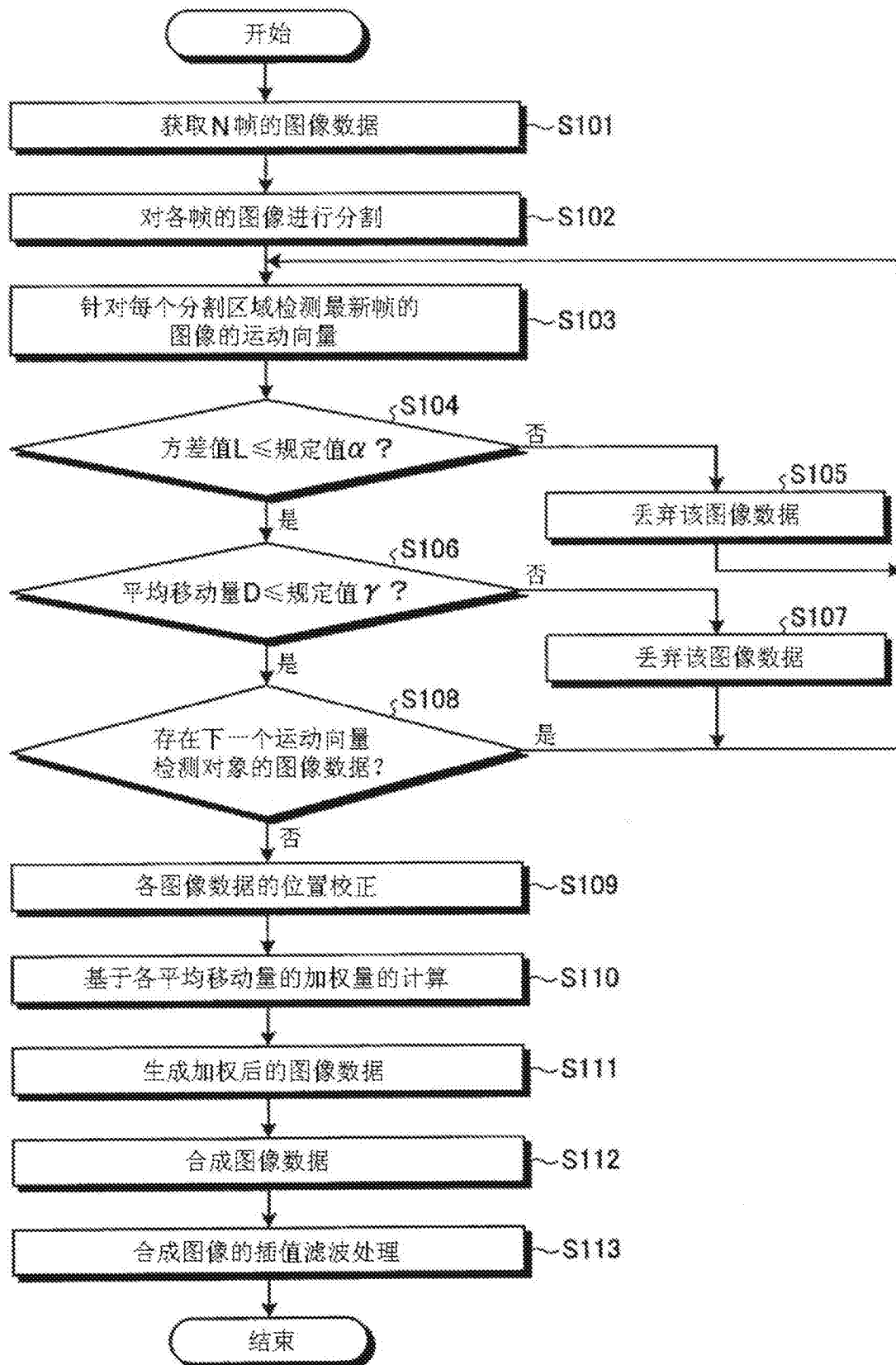


图4

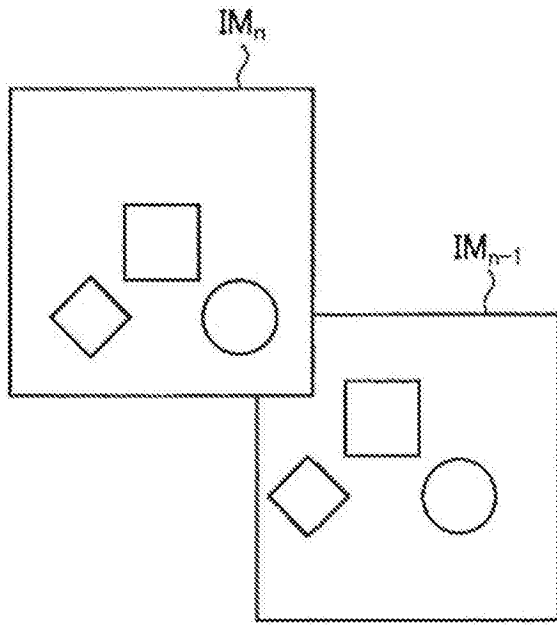


图5

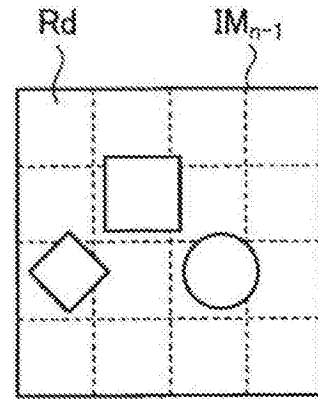


图6

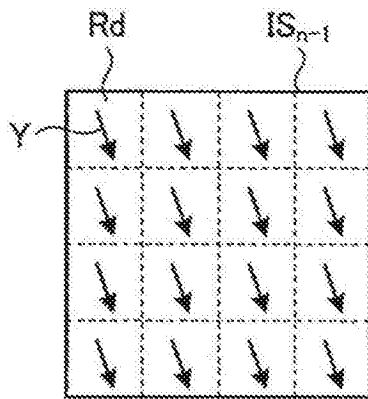


图7

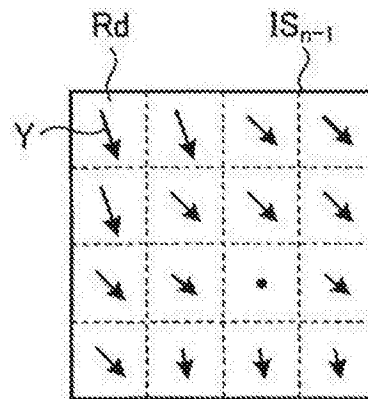


图8

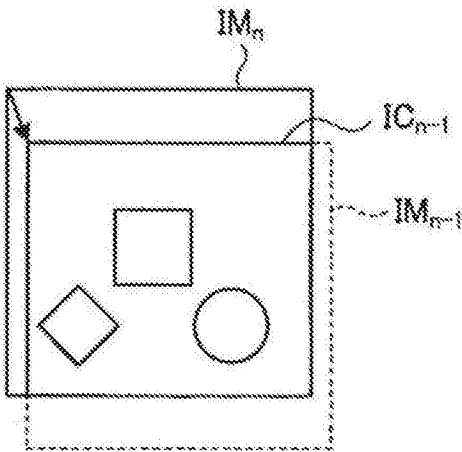


图9

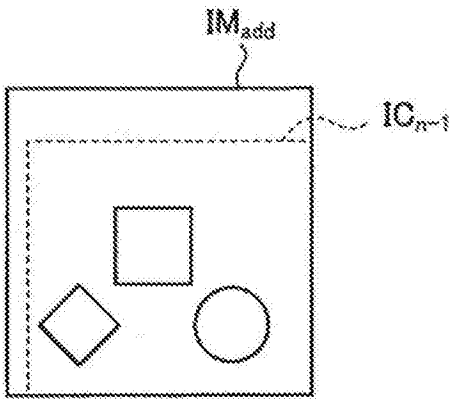


图10

专利名称(译)	超声波观测装置		
公开(公告)号	CN105979878A	公开(公告)日	2016-09-28
申请号	CN201580007449.3	申请日	2015-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	御园和裕		
发明人	御园和裕		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5276 G06T5/50 G06T7/223 G06T2207/10132 G06T2207/20221 A61B8/52 G06T2207/10136		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2014257976 2014-12-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波观测装置对基于回波信号生成的多个超声波图像进行合成来生成合成图像，其中，回波信号是将对观测对象发送的超声波被观测对象反射回来的超声波回波转换为电信号而得到的，超声波观测装置具备：帧存储器，其将多个超声波图像按时间序列进行存储；帧存储器相关部，其对帧存储器所存储的多个超声波图像中的过去的帧的超声波图像相对于最新帧的超声波图像的具有三维相关性的移动量和移动方向进行检测；帧存储器位置校正部，其基于三维的移动量和移动方向来移动过去的帧的超声波图像的相对位置；以及加权相加部，其基于三维的移动量来对过去的帧的超声波图像施加加权处理。

