



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680380 A

(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201910389254.X

(22)申请日 2019.05.10

(30)优先权数据

2018-128519 2018.07.05 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 山中一宏 川畑健一

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

11243

代理人 曾贤伟 范胜杰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

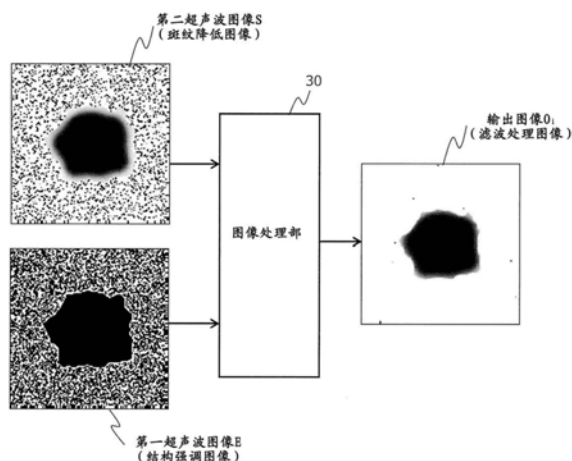
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54)发明名称

超声波摄像装置及图像处理装置

(57)摘要

本发明提供降低了超声波图像的斑纹噪声且组织结构清晰的图像。从振子向被检查体发送超声波,并接收在被检查体中产生的回声。使用接收信号,生成第一超声波图像及第二超声波图像。第二超声波图像是比第一超声波图像平滑的图像。图像处理部使用第一超声波图像及第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数,利用滤波系数对第一超声波图像及第二超声波图像中的一方的图像进行处理,由此生成输出图像。



1. 一种超声波摄像装置,其特征在于,

所述超声波摄像装置具有:

收发部,其通过向一个以上的振子输出发送信号而从所述振子向被检查体发送超声波,并且收取接收信号并进行规定的处理,该接收信号是由接收到在所述被检查体中产生的回声的多个所述振子输出的信号;

图像生成部,其使用由所述收发部处理后的所述接收信号而生成第一超声波图像及第二超声波图像;以及

图像处理部,其使用所述第一超声波图像及所述第二超声波图像而生成输出图像,

所述图像生成部生成比所述第一超声波图像平滑的图像来作为所述第二超声波图像,

所述图像处理部使用所述第一超声波图像及所述第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数,利用所述滤波系数对所述第一超声波图像及所述第二超声波图像中的一方的图像进行处理,由此生成输出图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述第一超声波图像是由所述图像生成部生成的强调所述被检查体的组织结构的边界的图像,所述第二超声波图像是由所述图像生成部生成的降低斑纹噪声的图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述图像处理部利用所述滤波系数进行处理的图像是所述第一超声波图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述图像处理部使用系数 a 和常量 b 来作为所述滤波系数,所述图像处理部使用设定于所述第一超声波图像及所述第二超声波图像的窗口内的多个像素的像素值来算出所述系数 a 和所述常量 b ,所述系数 a 和所述常量 b 被设定为,使将所述第一超声波图像的像素的像素值与系数 a 相乘并加上常量 b 而得到的值和所述第二超声波图像所对应的像素的像素值之差成为最小,所述图像处理部将算出的所述系数 a 与所述第一超声波图像的所述窗口内的像素的像素值相乘并加上常量 b ,由此算出所述输出图像的像素值。

5. 根据权利要求4所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述图像处理部在所述第一超声波图像及所述第二超声波图像中设定多个所述窗口,按照各所述窗口而算出所述滤波系数。

6. 根据权利要求5所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述图像处理部将多个所述窗口设定为一部分重叠,在位于所述窗口重叠的区域的像素中,使用将针对重叠的窗口分别求出的所述系数 a 与所述常量 b 合成后的值来算出所述输出图像的像素值。

7. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述多个振子中的至少一对以上的振子配置在隔着所述被检查体而对置的位置,能够对发送到所述被检查体的超声波的透过波进行接收,所述图像生成部使用所述透过波的接收信号而进一步生成所述被检查体的透过波图像。

8. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

多个所述振子被排列地配置,

所述图像生成部对预先设定的接收开口内的多个所述振子所输出的接收信号进行延迟相加,由此生成所述第一超声波图像,

所述图像生成部将所述接收开口分割成多个子接收开口,按照各所述子接收开口,对该子接收开口内的多个所述振子所输出的接收信号进行延迟相加,由此得到各子接收开口的超声波图像,通过对所得到的各子接收开口的超声波图像进行合成而生成第二超声波图像。

9. 一种图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有:

图像生成部,其收取接收信号或者根据所述接收信号生成的超声波图像而生成第一超声波图像及第二超声波图像,该接收信号是由接收到在被发送来超声波后的被检查体中产生的回声的多个振子输出的信号;以及

图像处理部,其使用所述第一超声波图像及所述第二超声波图像而生成输出图像,

所述图像生成部生成比所述第一超声波图像平滑的图像来作为所述第二超声波图像,

所述图像处理部使用所述第一超声波图像及所述第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数,利用所述滤波系数对所述第一超声波图像及所述第二超声波图像中的一方的图像进行处理,由此生成输出图像。

超声波摄像装置及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生成降低了斑纹噪声的图像的超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 在超声波摄像装置中广泛采用如下的结构：从探头向被检查体发送超声波，利用探头接收由被检查体产生的反射波（回声），按照所希望的各接收焦点并通过延迟相加法对得到的接收信号进行整相相加，重建图像。已知在这样得到的图像（超声波回声图像）中产生“斑纹”。斑纹是由于在被检查体内的无数的散射点反射的超声波之间的干涉而产生的，没有反映出组织结构本身。因此，在用户欲从超声波回声图像读取组织结构的情况下，斑纹成为噪声。

[0003] 作为降低超声波图像的斑纹的有效方法，使用空间复合法。在该方法中，进行改变了超声波束相对于拍摄对象的收发角度的多个收发，按照超声波束的收发角度不同的多个收发而得到亮度图像，然后，将所得到的亮度图像不相干地合成。由于超声波束的角度不同，因此在各收发中得到的亮度图像的斑纹图案一点点地不同，通过合成亮度图像而能够降低斑纹图案。例如在专利文献1所公开的空间复合法中，在收发多次超声波束之际的接收时，通过进行不使探头的长轴开口变化而使短轴方向（仰角方向）的接收开口按照多个种类而缩小（变化）的多视处理，得到接收角度不同的多个图像。

[0004] 另外，作为降低斑纹的另一方法，在专利文献2中公开了如下的方法：准备对超声波回声图像分别实施了平滑处理和边界强调处理后的两个图像，以像素为单位分别进行加权并合成，由此，在进行边界强调的同时降低斑纹。

[0005] 另一方面，在非专利文献1中，提出了被称为引导滤波（guided filter）的新的图像滤波处理的原理。在该引导滤波处理中，除了使用作为滤波对象的输入图像之外，还使用引导图像，在与这些图像对应的位置处设定窗口，在将引导图像的窗口内的第 i 个像素的像素值设为 I_i 、将输入图像的窗口内的第 i 个像素的像素值设为 p_i 、将输出图像的第 i 个像素值设为 q_i 的情况下，在窗口内求出同时满足 $q_i = aI_i + b$ 、 $q_i = p_i - n_i$ 且 n_i 成为最小时的 a 、 b 以及 n ，由此，算出输出图像的像素值 q_i 。该引导滤波在非专利文献1中被记载为：能够在保留图像的轮廓的同时进行平滑化的保边滤波（edge-preserving smoothing）处理。另外，在非专利文献1中，公开了示出输出图像的图像质量因引导图像的图像质量的不同而发生变化这一情况的几个例子。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1：美国专利第6464638号说明书

[0009] 专利文献2：日本特开2007-222264号公报

[0010] 非专利文献

[0011] 非专利文献1：K.He, J.Sun, and X.Tang, “Guided Image Filtering,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 35, pp.1397-1409.

[0012] 发明要解决的技术问题

[0013] 空间复合法虽然能够抑制斑纹,但当进行多次收发时,摄影所需的时间变长。另外,当多次收发之间产生被检查体的体动等时,在所得到的多个图像之间,被检查体的组织产生位置偏移,在将多个图像不相干地相加的情况下,虽然能够抑制斑纹,但被检查体的组织结构的轮廓会模糊。另外,如专利文献1所记载的那样,当使用按照多个阶段使接收开口缩小的多视处理时,虽然在一次接收中能够得到多个种类的图像,但由于缩小了接收开口,因此,用于生成一个图像的接收信号的数量变少,图像的分辨率下降。因此,在将多个图像不相干地相加的情况下,虽然能够抑制斑纹,但存在被检查体的组织结构的轮廓也会模糊这样的问题。

[0014] 在专利文献2所记载的、以像素为单位对平滑处理图像与边界强调处理图像分别进行加权并合成的方法中,若不以像素为单位进行适当的加权,则无法得到在进行边界强调的同时降低斑纹的效果,因此,加权的设定并不容易。

[0015] 在非专利文献1中公开了引导滤波处理的原理和几个处理例,但关于向超声波图像的应用,完全没有公开。因此,不清楚是否能够通过引导滤波处理来降低斑纹,在将引导滤波处理应用于超声波图像的情况下,也不清楚将怎样的图像用作输入图像和引导图像才有可能能够降低斑纹。

发明内容

[0016] 本发明的目的在于,提供一种降低了超声波图像的斑纹噪声且组织结构清晰的图像。

[0017] 解决方案

[0018] 根据本发明,能够提供以下那样的超声波摄像装置。即,该超声波摄像装置具有:收发部,其通过向一个以上的振子输出发送信号而从振子向被检查体发送超声波,并且,收取接收信号并进行规定的处理,该接收信号是由接收到在被检查体中产生的回声的多个振子输出的信号;图像生成部,其使用由收发部处理后的接收信号,生成第一超声波图像及第二超声波图像;以及图像处理部,其使用第一超声波图像及第二超声波图像而生成输出图像。图像生成部生成比第一超声波图像平滑的图像来作为第二超声波图像。图像处理部使用第一超声波图像及第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数,利用滤波系数对第一超声波图像及第二超声波图像中的一方的图像进行处理,由此生成输出图像。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,能够提供降低了超声波图像的斑纹噪声且组织结构清晰的图像。

附图说明

[0021] 图1是示出实施方式的超声波摄像装置的结构框图。

[0022] 图2是示出实施方式的第一超声波图像(结构强调图像)、第二超声波图像(斑纹降低图像)以及输出图像(滤波处理图像)的例子的图。

[0023] 图3的(a)是说明在实施方式的超声波摄像装置中设定于第一超声波图像及第二超声波图像的窗口的一例的图,图3的(b)是说明设定为一部分重叠的窗口的例子的图。

[0024] 图4是示出实施方式的超声波摄像装置的一例的超声波CT装置的一部分结构的说

明图。

[0025] 图5的(a)~(f)是示出实施方式的超声波CT装置的振子阵列的形状的立体图。

[0026] 图6是示出实施方式的超声波摄像装置的动作的流程图。

[0027] 图7是示出在实施方式的超声波摄像装置中显示于图像显示部且从用户受理设定的输入画面、以及滤波处理图像的显示画面的一例的说明图。

[0028] 图8是说明从实施方式的环状的振子阵列发送的入射波、反射波以及透过波的图。

[0029] 图9是示出实施方式的结构强调图像的生成处理的框图。

[0030] 图10是示出实施方式的斑纹降低图像的生成处理的框图。

[0031] 图11是示出实施方式的超声波摄像装置的动作的流程图。

[0032] 附图标记说明：

[0033] 1…振子,2…被检查体,9…输入部,10…收发部,20…图像生成部,21…第一生成部,22…第二生成部,30…图像处理部,40…图像显示部,50…控制部,60…输入部,100…超声波摄像装置(超声波CT装置),101…振子阵列,102…床,103…水槽。

具体实施方式

[0034] 使用附图对本发明的实施方式的超声波摄像装置进行说明。

[0035] 图1是示出本实施方式的超声波摄像装置100的结构框图。图2是示出实施方式的第一超声波图像、第二超声波图像以及输出图像的例子图。

[0036] 如图1那样,超声波摄像装置100具备收发部10、图像生成部20以及图像处理部30。

[0037] 在收发部10连接有一个以上的振子1。收发部10向一个以上的振子1输出发送信号。由此,从振子1向被检查体2发送超声波,在被检查体2中产生超声波的回声。所产生的回声被振子1接收,振子1输出接收信号。收发部10收取振子1输出的接收信号,进行A/D转换等规定的处理。

[0038] 图像生成部20使用由收发部10处理后的接收信号,生成第一超声波图像及第二超声波图像。图像生成部20生成比第一超声波图像平滑的图像作为第二超声波图像。图2示出第一超声波图像和第二超声波图像的一例。需要说明的是,图像生成部20也可以构成为具备生成第一超声波图像的第一生成部21和生成平滑的第二超声波图像的第二生成部22。

[0039] 图像处理部30使用第一超声波图像及第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数,利用滤波系数对第一超声波图像及第二超声波图像中的一方的图像进行处理,由此生成输出图像。

[0040] 第二超声波图像是比第一超声波图像平滑的图像,因此,与第一超声波图像相比降低了斑纹噪声,但被检查体2的组织结构的轮廓趋向于比第一超声波图像模糊。另一方面,第一超声波图像没有第二超声波图像平滑,因此斑纹噪声变多,但被检查体2的组织结构的轮廓趋向于以高对比度且清晰地表示。这样,使用以不同的特征表示了斑纹噪声和组织结构的轮廓的像的两个种类的超声波图像而适当地决定滤波系数,使用该滤波系数,对第一超声波图像及第二超声波图像中的任一图像进行处理,由此,能够生成降低了斑纹噪声且组织结构的轮廓清楚的图像。

[0041] 因此,期望图像生成部20的第一生成部21生成强调了被检查体2的组织结构的边界的第一超声波图像,第二生成部22生成降低了斑纹噪声的第二超声波图像。

[0042] 为了使图像处理部30得到输出图像,期望利用滤波系数而处理的图像是清晰表示了被检查体2的组织结构的轮廓的第一超声波图像。

[0043] 图像处理部30例如使用系数 a 和常量 b 来作为滤波系数。图像处理部30使用设定于第一超声波图像及第二超声波图像的窗口内的多个像素的像素值 E_i 、 S_i ,算出系数 a 和常量 b ,系数 a 和常量 b 被设定为,使将第一超声波图像的第 i 个像素的像素值 E_i 与系数 a 相乘并加上常量 b 而得到的值 (aE_i+b) 与第二超声波图像所对应的第 i 个像素的像素值 S_i 之差尽可能小。图像处理部30通过将算出的系数 a 与第一超声波图像的窗口内的像素的像素值 E_i 相乘并加上常量 b ,设为输出图像 O_i 的像素值。

[0044] 图像处理部30期望将多个窗口设定于第一超声波图像及第二超声波图像,按照各窗口而算出滤波系数。例如,如图3(a)那样,在第一超声波图像及第二超声波图像中无间隙地设定窗口23,按照各窗口23算出并设定滤波系数。由于需要使图像所含的结构信息反映到滤波系数 a 、 b 中,因此,窗口23的尺寸需要包含多个像素。因此,期望以包含两个以上的像素的方式设定窗口。

[0045] 例如,图像处理部30为了求出赋予 (aE_i+b) 与 S_i 之差的最小值这样的系数 a 和常量 b 而能够使用最小二乘法等最佳化方法。在执行该最佳化时,通过追加用于使解稳定化的惩罚项,从而能够使解稳定化,因此,也能够降低输出图像中的伪像。

[0046] 另外,图像处理部30在执行前述的最佳化时,也可以使用例如最速下降法这样的顺序计算方法来计算赋予最小值的解,还可以在求出赋予最小值的解析解的情况下通过解析的计算来计算赋予最小值的解。

[0047] 另外,斑纹的降低程度和使组织边界的轮廓清楚的程度根据窗口的尺寸的不同而发生变化。当窗口尺寸过小时,输出图像等同于斑纹降低图像,当窗口尺寸过大时,输出图像整体成为平滑化的图像,因此,例如期望使用如下的方法来决定适当的窗口尺寸:其一是,预先使用多个超声波图像来设定各种尺寸的窗口,算出滤波系数而生成输出图像,预先选择斑纹的降低程度大且使组织边界的轮廓清楚的程度大的窗口尺寸;其二是,从用户受理窗口尺寸的指定。

[0048] 另外,如图3的(b)那样,图像处理部30也可以将多个窗口23设定为一部分重叠。关于位于窗口23重叠的区域的像素,使用将针对重叠的窗口23分别求出的多个系数 a 合成后的值与将多个常量 b 合成后的值,来算出输出图像的像素值。作为合成方法,能够使用平均值、最大值、最小值等所希望的方法。

[0049] 需要说明的是,本实施方式的超声波摄像装置100也能够成为如下的超声波CT装置的结构,该超声波CT装置不仅具备通过超声波的回声而生成图像的功能,还具备根据透过了被检查体2的超声波的透过波而生成透过波图像的功能。在该情况下,如图1那样,多个振子1中的至少一对以上的振子1配置于隔着被检查体2而对置的位置。由此,对置配置的振子1能够接收被发送给被检查体2的超声波的透过波,因此,图像生成部20能够使用透过波接收的信号,进一步生成被检查体2的透过波图像。

[0050] 《具体实施方式》

[0051] 使用图1及图4对本实施方式的超声波摄像装置100的具体结构进行说明。图4示出利用超声波摄像装置100对被检查体2进行检查的状态。如图4那样,这里说明如下的例子:超声波摄像装置100是超声波CT装置,尤其是适于识别乳房组织的结构的装置。

[0052] 如图1那样,超声波CT装置(超声波摄像装置)100除了具备上述的收发部10、图像生成部20及图像处理部30之外,还具备控制部50。在收发部10连接有将振子1呈环状配置而成的振子阵列101。在控制部50连接有输入部60,在图像处理部30连接有图像显示部40。此外,如图4所示,超声波CT装置100具备使被检查体2躺卧的床102、以及能够供胸部插入的圆柱状的水槽103,虽然在图4中未图示,但在床下的空间配置有收发部10、图像生成部20、图像处理部30及控制部50。

[0053] 在图4的例子中,图像显示部40是触摸面板结构,兼用作输入部60。在床102的搭载被检查体2的面上设置有开口,水槽103设置于开口的下部。如图5的(a)所示,在水槽103的内部配置有环状的振子阵列101、以及使振子阵列101沿水槽103的轴向(上下方向)移动的驱动部202。水槽103中充满了脱气及净化后的温水。在水槽103的下部设置有温度计(未图示)。另外,在水槽103连接有对水进行加热及脱气的未图示的加热装置及脱气装置。温度计、加热装置及脱气装置与控制部50连接。

[0054] 超声波CT装置的摄影条件由用户通过输入部60的触摸面板等来设定。

[0055] 需要说明的是,收发部10、图像生成部20、图像处理部30及控制部50可以采用通过软件来实现各自的功能的结构,也可以采用通过硬件来实现功能的一部分或全部的结构。在由软件实现的情况下,各部分构成为具备处理器(例如CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit))和预先存放有程序的存储器,通过处理器读入并执行程序来实现这些功能。在由硬件实现的情况下,例如以如下方式进行电路设计即可:使用ASIC(Application Specific Integrated Circuit)这样的定制IC或FPGA(Field-Programmable Gate Array)这样的可编程IC来构成各部分的一部分或全部而实现其动作。

[0056] 以下,使用图6的流程图来说明超声波CT装置100的动作。

[0057] 若本实施方式的超声波CT装置被接通电源,则控制部50从温度计取入水槽103内的水的温度,利用加热装置进行加热,直至水的温度成为规定的温度(体温程度),并利用脱气装置进行脱气。由此,水槽103中充满了被调整为规定的温度的脱气水。在被检查体2未插入到水槽103的状态下,控制部50按照预先决定的条件进行超声波的发送及接收,预先获取插入被检查体2之前的接收数据。

[0058] 如图7所示,控制部50使图像显示部40显示从用户(被检查体2或操作者)受理要拍摄的图像的种类的画面,经由输入部9而受理要拍摄的图像的种类。在图7的例子中,作为图像的种类,在图像显示部40中显示了用于选择滤波处理图像的按钮61、用于选择斑纹降低图像的按钮62、以及用于选择结构强调图像的按钮63,利用能够通过作为触摸面板的输入部9来进行选择。

[0059] 这里所说的斑纹降低图像是上述的第二超声波图像,是为了降低斑纹而针对如下两种图像实施了平滑化处理等图像处理的图像等,上述两种图像是:通过用于降低斑纹的空间复合等图像生成法而生成的图像、通过延迟相加法等图像生成法进行波束成形而暂时生成的图像。结构强调图像是上述的第一超声波图像,是对通过延迟相加法等进行了波束成形的图像或通过延迟相加法等而暂时生成的图像进一步实施了强调边界的处理等的图像。结构强调图像是以高对比度且清晰地表示被检查体2的组织结构的轮廓的图像即可,不局限于实施了边界强调处理等图像处理的图像。滤波处理图像是图像处理部30使用第一超声波图像及第二超声波图像所对应的像素的像素值而算出滤波系数、并利用滤波系数对第

一超声波图像及第二超声波图像中的一方的图像进行处理而生成的图像。因此,滤波处理图像是降低了斑纹且组织结构清晰的图像。

[0060] 在用户按下按钮61、62、63中的任一个按钮而选择了图像显示部40中生成的种类的图像的情况下,控制部50在图像显示部40中显示促使被检查体2趴到床102上并将单方的乳房向水槽103插入这一显示。若通过被检查体2对输入部60的操作等而使控制部50确认出被检查体2的乳房插入到水槽103中,控制部50从振子阵列101向被检查体2进行超声波的发送接受(步骤501)。具体而言,在控制部50的控制下,收发部10基于从输入部60输入的条件、预先决定的摄像条件,生成发送信号,并向构成振子阵列101的一个或多个振子1输出。由此,如图8所示,从收取到发送信号的一个或多个振子1a朝向被检查体2发送超声波(入射波)。

[0061] 如图8所示,利用处于以发送了超声波的振子1为中心的规定的角度范围(接收开口)内的多个振子1,来接收由被检查体2反射后的反射波。接收了反射波的振子1分别输出反射波的接收信号,并将反射波的接收信号向收发部10输入(步骤502)。另一方面,利用相对于发送了超声波的一个或多个振子1而处于对置的规定的角度范围内的多个振子1,来接收透过被检查体2的透过波。接收到透过波的振子1分别输出透过波的接收信号,将透过波的接收信号向收发部10输入。通过挪动输出发送信号的振子1的位置,从而收发部10按照各规定的发送角度(视角)而反复进行超声波的发送与接收。另外,利用驱动部202将振子101挪至规定的位置,同样地按照各规定的视角反复进行超声波的发送与接收。

[0062] 收发部10通过对接收信号(RF信号)进行取样而将其转换成数字信号。

[0063] 控制部50在输入部60所受理的图像的种类的选择按钮是用于选择滤波处理图像的按钮61的情况下(步骤503),图像生成部20生成结构强调图像E和斑纹降低图像S(步骤504),并使用这些图像来生成滤波处理图像(步骤505)。

[0064] 首先,图像生成部20的第一生成部21如图9那样通过延迟相加法(Delay and Sum、DAS)对反射波的接收开口80内的所有振子1的接收信号进行整相相加,由此求出各像素的信号强度,生成以高对比度且清晰地表示组织结构的轮廓的结构强调图像E(第一超声波图像)。第二生成部22如图10那样通过子开口延迟相加法进行整相相加而生成多个超声波图像,并将该多个超声波图像合成,由此,通过空间复合效应而生成降低了斑纹噪声的图像S(第二超声波图像)(步骤504)。

[0065] 对第一生成部21进一步详细进行说明。如图9那样,第一生成部21具备延迟相加部121。第一生成部21从收发部10收取反射波的接收开口80的所有振子1的接收信号(RF信号)。第一生成部21用从发送来的振子1a到被检查体2中的与关注像素对应的点(被检查体2内的接收焦点)为止的距离以及从关注像素的点到接收到的振子1为止的距离之和除以超声波的声速(例如水的声速),由此,求出从振子1a发送超声波(入射波)到反射波(回声)从关注像素的点返回到振子1为止的时间(时机)。关注像素的点与振子1之间的距离因接收回声的每个振子1的位置而不同,因此,上述的时间(时机)也因各振子1而不同。第一生成部21按照各关注像素来求出使各振子的接收信号延迟的延迟量,以使得能够将由被检查体2内的关注像素反射的反射波被各振子1接收到的接收信号的时机统一相加。或者,第一生成部21读入预先求出的延迟量。第一生成部21的延迟相加部121按照被检查体2内的各关注像素,使振子1输出的接收信号以前述的延迟量延迟之后对它们进行相加(整相相加),将相加

后的信号强度作为该像素的值(延迟相加法)。通过对视野内的所有像素进行这些处理,能够生成超声波图像(B模式图像)。将生成的B模式图像输出为以高对比度且清晰地表示组织结构的轮廓的结构强调图像E(第一超声波图像)。需要说明的是,反射图像生成部25也可以按照各视角生成B模式图像,将相加了这些B模式图像而得到的图像用作结构强调图像E。

[0066] 另一方面,如图10所示,第二生成部22具备多个延迟相加部121、122、123和一个相加部124。处理第二生成部22对接收开口80进行分割(多视),按照分割后的接收开口81、82、83,从收发部10收取该接收开口81、82、83内的振子1的接收信号。延迟相加部121、122、123分别按照与视野内的关注像素对应的各点(接收焦点)并通过延迟相加法对接收开口81、82、83的振子1的接收信号进行整相相加。由此,能够按照接收开口81、82、83而生成将整相相加后的信号强度作为像素值的超声波图像(B模式图像)。由于接收开口81、82、83的位置不同,因此,这些B模式图像的斑纹噪声的图案不同。第二生成部22的相加部124通过将这些B模式图像不相干地相加,即,不维持相位信息而相加,从而能够通过空间复合效应而生成降低了斑纹噪声的图像S(第二超声波图像)(步骤504)。

[0067] 接着,图像处理部30使用在步骤504中生成的结构强调图像E和斑纹降低图像S而算出滤波系数,使用算出的滤波系数对结构强调图像E进行滤波处理,从而生成滤波处理图像。由此,能够生成降低了斑纹且组织结构的轮廓清晰的滤波处理图像。使用图11的流程图对该处理详细进行说明。

[0068] 图像处理部30例如如图3的(a)那样在结构强调图像E和斑纹降低图像S所对应的位置处设定多个窗口23(步骤1001)。也可以如图3的(b)那样设定为窗口彼此一部分重叠。关于窗口23的尺寸(像素数 m)和形状,若如上述那样为包含两个以上的像素的尺寸,则可以为预先决定的大小(像素数)和形状,也可以设定为经由输入部60从用户受理到的大小(像素数)和形状。

[0069] 使用一个结构强调图像E的第 k 个窗口23内的第 i 个像素的像素值 E_i 以及滤波系数的系数 a_k 和常量 b_k ,针对第 k 个窗口23内的所有像素而求出表示输出图像的第 i 个像素值 O_i 的式(1)。另外,利用斑纹降低图像S的第 k 个窗口23内的第 i 个像素的像素值 S_i 和各像素的噪声等的不需要的值 n_i ,针对第 k 个窗口23内的所有像素而求出表示输出图像的第 i 个像素值 O_i 的式(2)。由此,求出了与第 k 个窗口内的像素数 m 相等的数的式(1)和式(2)。

$$[0070] \quad O_i = a_k E_i + b_k \cdot \cdot \cdot (1)$$

$$[0071] \quad O_i = S_i - n_i \cdot \cdot \cdot (2)$$

[0072] 图像处理部30分别使用 m 个式(1)及式(2),通过求出 n_i 成为最小的解,来算出第 k 个窗口中唯一决定的系数 a_k 及常量 b_k 、以及按照各像素而决定的 n_i 。由此,算出针对该窗口的滤波系数(系数 a_k 及常量 b_k 、以及 n_i) (步骤1002)。例如,图像处理部30使用最小二乘法等最佳化方法来算出上述滤波系数。

[0073] 反复进行上述处理,直至针对所有窗口23求出滤波系数为止(步骤1003)。另外,如图3的(b)那样,在将窗口23一部分重叠地设定的情况下,求出重叠的窗口的系数 a_k 及常量 b_k 各自的平均值,作为重叠区域的像素的系数 a_k 及常量 b_k 。

[0074] 利用各窗口的滤波系数对结构强调图像E进行处理而生成滤波处理图像(输出图像)0(步骤1004)。具体而言,使用结构强调图像E的像素值 E_i 和该像素所属的窗口23的滤波系数(系数 a_k 及常量 b_k),通过对式(1)进行计算而算出滤波处理图像(输出图像)0的像素值

O_i 。

[0075] 该滤波处理具有如下效果：向斑纹降低图像S转印结构强调图像E的显著的结构，针对不存在结构强调图像中显著的结构的部分使斑纹降低图像平滑化。由此，能够生成使斑纹的降低与组织结构的轮廓像的清晰化两者并存的滤波处理图像（输出图像）。

[0076] 图像生成部30进入图6的步骤506，使图像显示部40输出并显示在步骤505中生成的滤波处理图像。

[0077] 另一方面，在步骤503中，在输入部60从用户受理到的图像的种类的选择按钮不是用于选择滤波处理图像的按钮61的情况下，进入步骤507。在步骤507中，在用于选择结构强调图像E的按钮63被用户按下的情况下，在步骤508中，图像生成部20生成结构强调图像E。结构强调图像E的生成处理如同在步骤504中说明的处理。然后，进入步骤509，图像处理部20使图像显示部40显示结构强调图像E。

[0078] 另外，在步骤507中，在用于选择斑纹降低图像S的按钮63被用户按下的情况下，进入步骤510，图像生成部20通过在步骤504中说明的处理方法来生成斑纹降低图像。然后，进入步骤511，图像处理部20使图像显示部40显示斑纹降低图像S。

[0079] 这样，本实施方式的超声波CT装置100能够根据用户的选择来显示使斑纹降低和组织结构的轮廓像的清晰化两者并存的滤波处理图像、结构强调图像E及斑纹降低图像S中的任一图像。

[0080] 需要说明的是，在利用驱动部202使振子阵列101移动至规定的位置（切片）并进行了反射波信号的接收的情况下，能够通过按照各切片进行上述说明的图6的处理而生成三维超声波图像（体数据）。

[0081] 另外，超声波CT装置100也能够使用透过波的接收信号来生成被检查体2的透过波图像（衰减率图像、声速图像）。以下对此简单进行说明。

[0082] 图像生成部20针对在各视角中在插入了被检查体2的状态下接收到的透过信号，求出各振子1的振幅。另一方面，图像生成部20求出未插入被检查体2而接收到的各振子1的接收信号的振幅。图像生成部20按照各视角、各接收通道分别计算被检查体2的插入前后的振幅的对数之差。将该数据的集合称为正弦图。图像生成部20通过在X线CT的领域中广泛利用的滤波修正反向投影法（Filtered Back Projection、FBP）等对振幅的对数之差的正弦图进行处理，从而重建被检查体2的断层图像。由此，得到被检查体2的插入前后的衰减率之差的分布图像。图像生成部使用预先决定的值（推断值）作为水的衰减率，由此，根据上述衰减率之差的分布图像来生成表示被检查体2的衰减率（单位：dB/MHz/cm）的分布的图像（衰减图像）。

[0083] 另外，图像生成部20针对各视角中的各振子1输出的透过信号，在时间方向上实施希尔伯特转换，求出接收波的最大振幅的接收时机。图像生成部20针对在被检查体2插入前接收到的各振子1的接收信号，也同样地求出最大振幅的接收时机。图像生成部20按照各视角、各接收通道分别计算被检查体2的插入前后的接收时机之差，得到正弦图。图像生成部20通过滤波修正反向投影法等对接收时机之差的正弦图进行处理，从而重建断层图像。该断层图像是被检查体2的插入前后的、超声波的“慢度（Slowness）”之差的分布图像。“慢度”是声速的倒数。图像生成部20使用水的声速值（推断值），根据“慢度（Slowness）”之差的分布图像，生成被检查体2的声速的分布图像（声速图像）。

[0084] 按照由驱动部202使振子阵列101移动的各切片而反复进行上述衰减图像的生成及/或声速图像的生成,由此能够生成三维的衰减图像和/或声速图像。

[0085] 本实施方式的超声波摄像装置(超声波CT装置)能够通过用户的选择而生成使斑纹降低和组织结构的轮廓像的清晰化两者并存的滤波处理图像、结构强调图像E及斑纹降低图像S中的一个以上的图像、以及衰减图像、声速图像,并将它们显示于图像显示部。因此,超声波摄像装置能够根据这些图像,辅助医生对被检查体2的组织结构所含的肿瘤的有无等进行诊断。

[0086] 需要说明的是,在上述实施方式中,说明了作为能够生成透过波图像的超声波CT装置的振子阵列101而使用了图5的(a)所示的环状的振子阵列101的例子,但不局限于环状,至少一部分振子1隔着被检查体101而对置即可。例如,能够如图5的(d)~(f)那样,使用将振子1呈笼状排列而成的振子阵列204、半圆状的振子阵列205、对置配置的两个振子阵列206。另外,也能够如图5的(c)那样,使用将振子阵列还沿水槽103的轴向(深度方向)排列而成的二维的环状振子阵列203。另外,驱动部202也可以如图5的(b)那样采用不仅使环状的振子阵列101沿水槽103的轴向移动、还使振子阵列101沿倾斜方向移动的结构。另外,在使用半圆状的振子阵列205的情况下,通过由驱动部202使振子阵列205沿周向移动,也能够扩宽可接收透过波信号的角度范围。

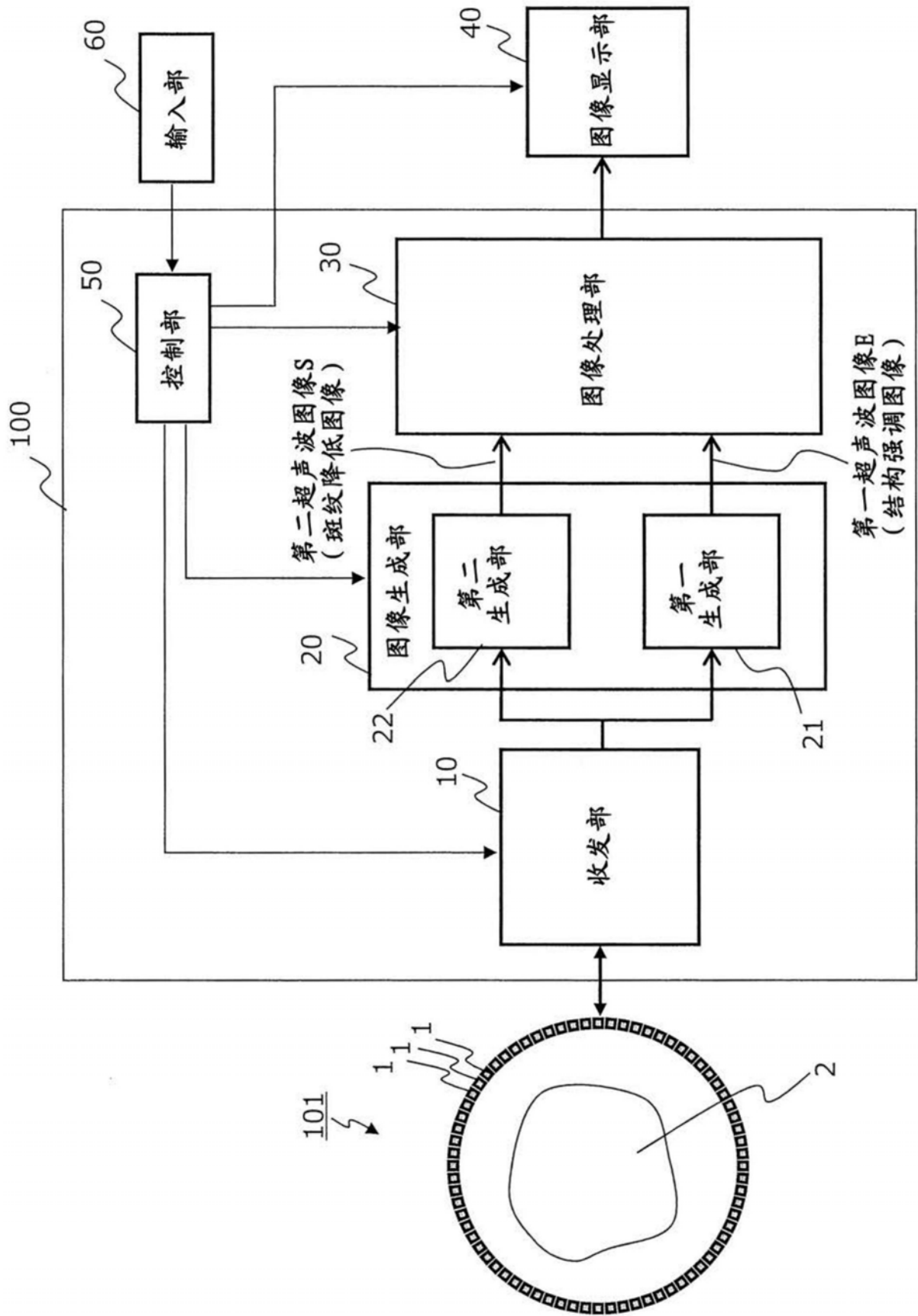


图1

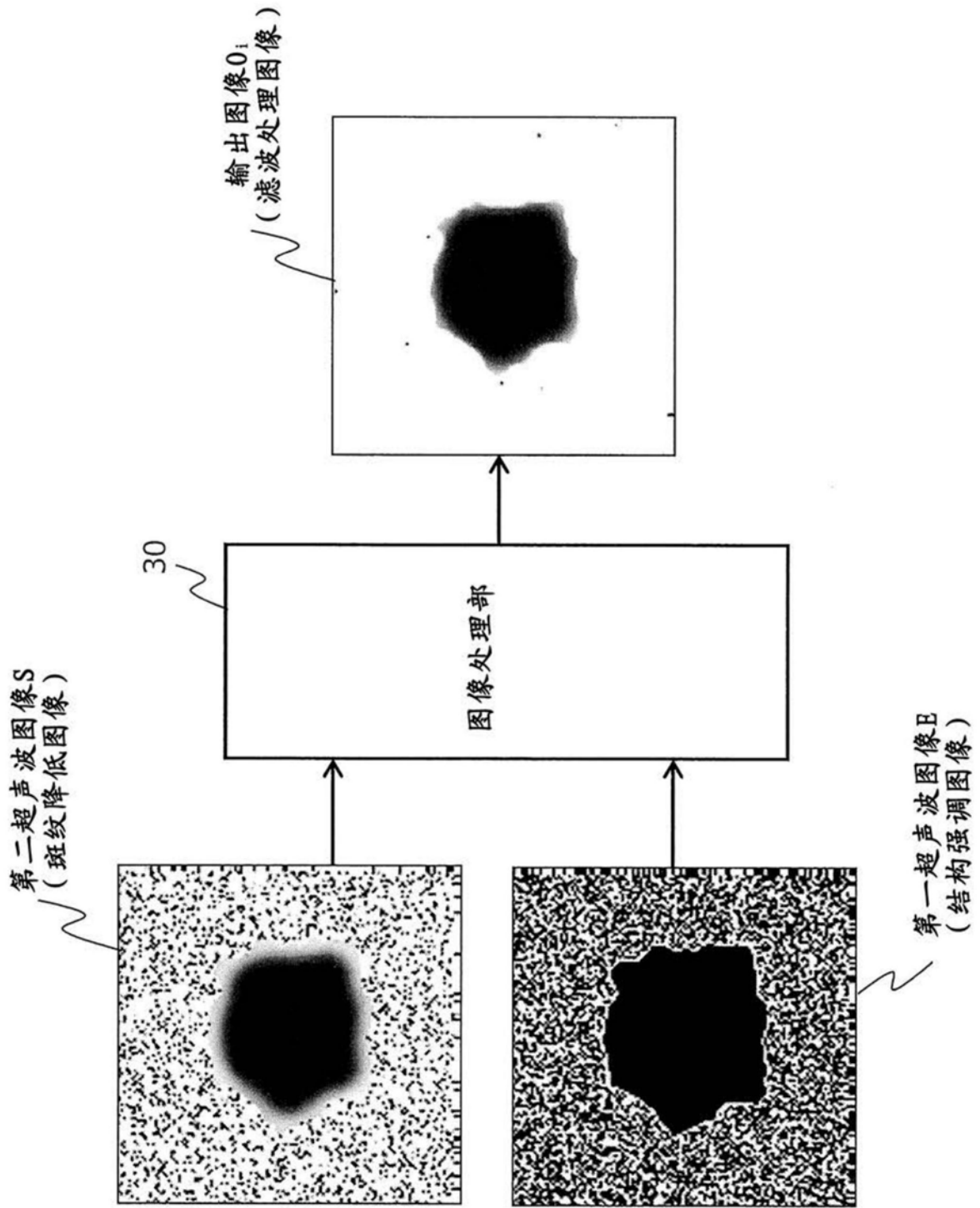


图2

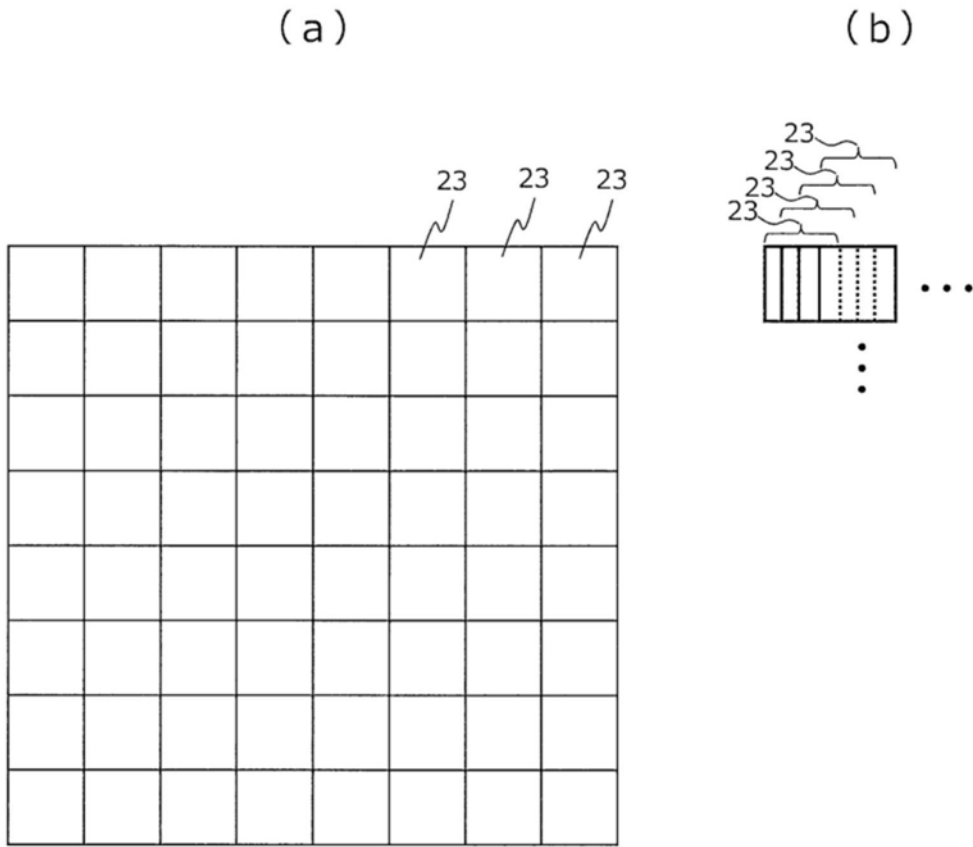


图3

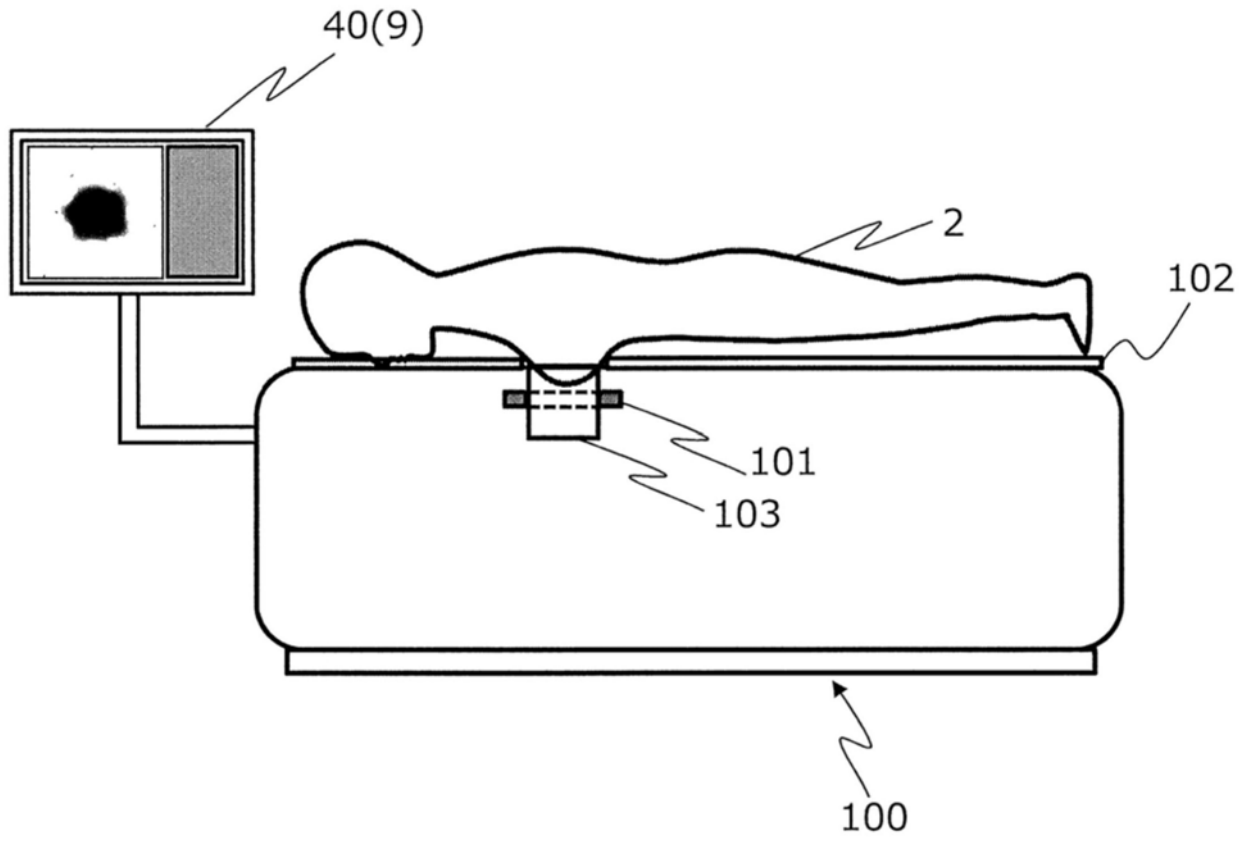


图4

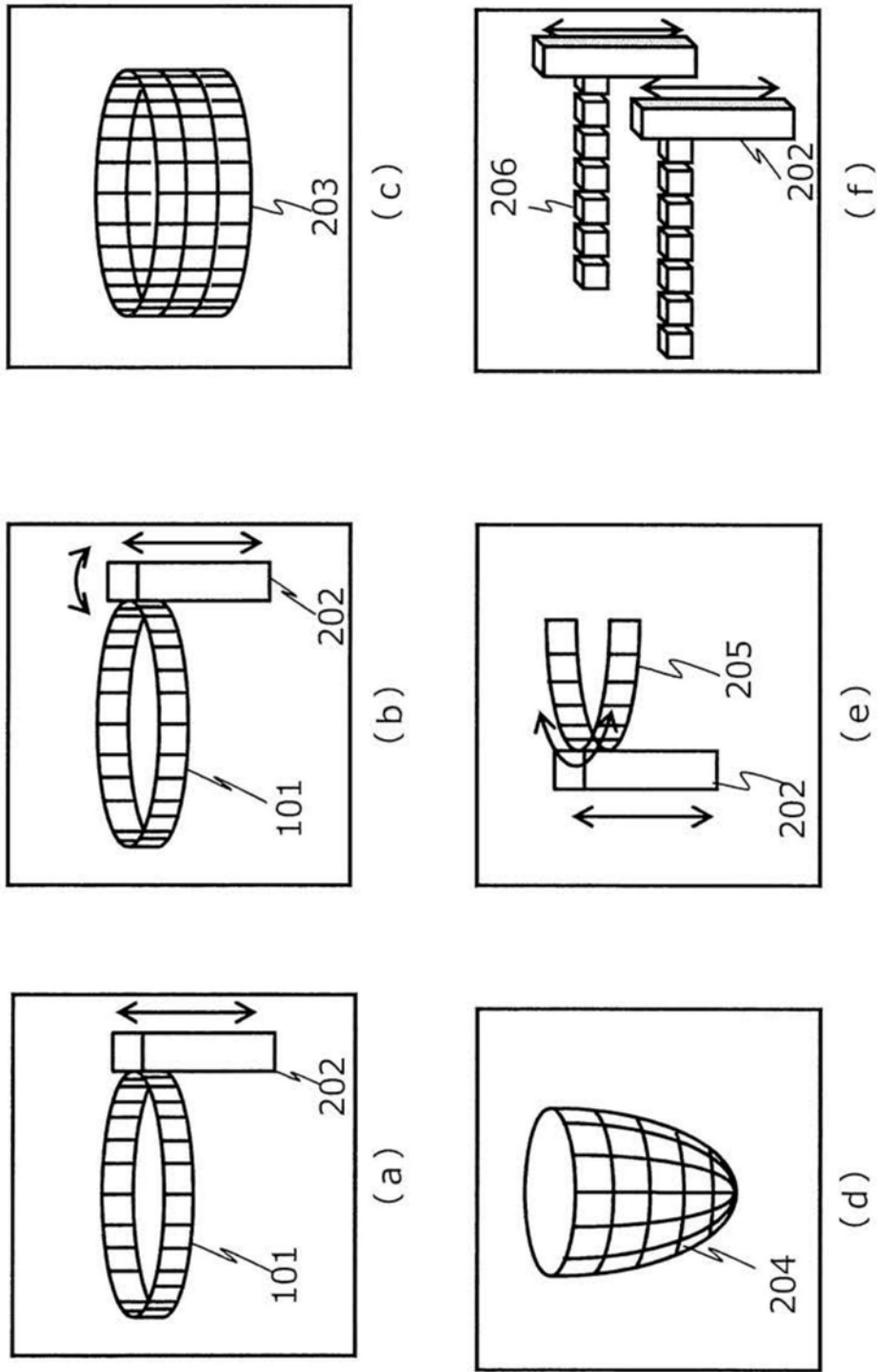


图5

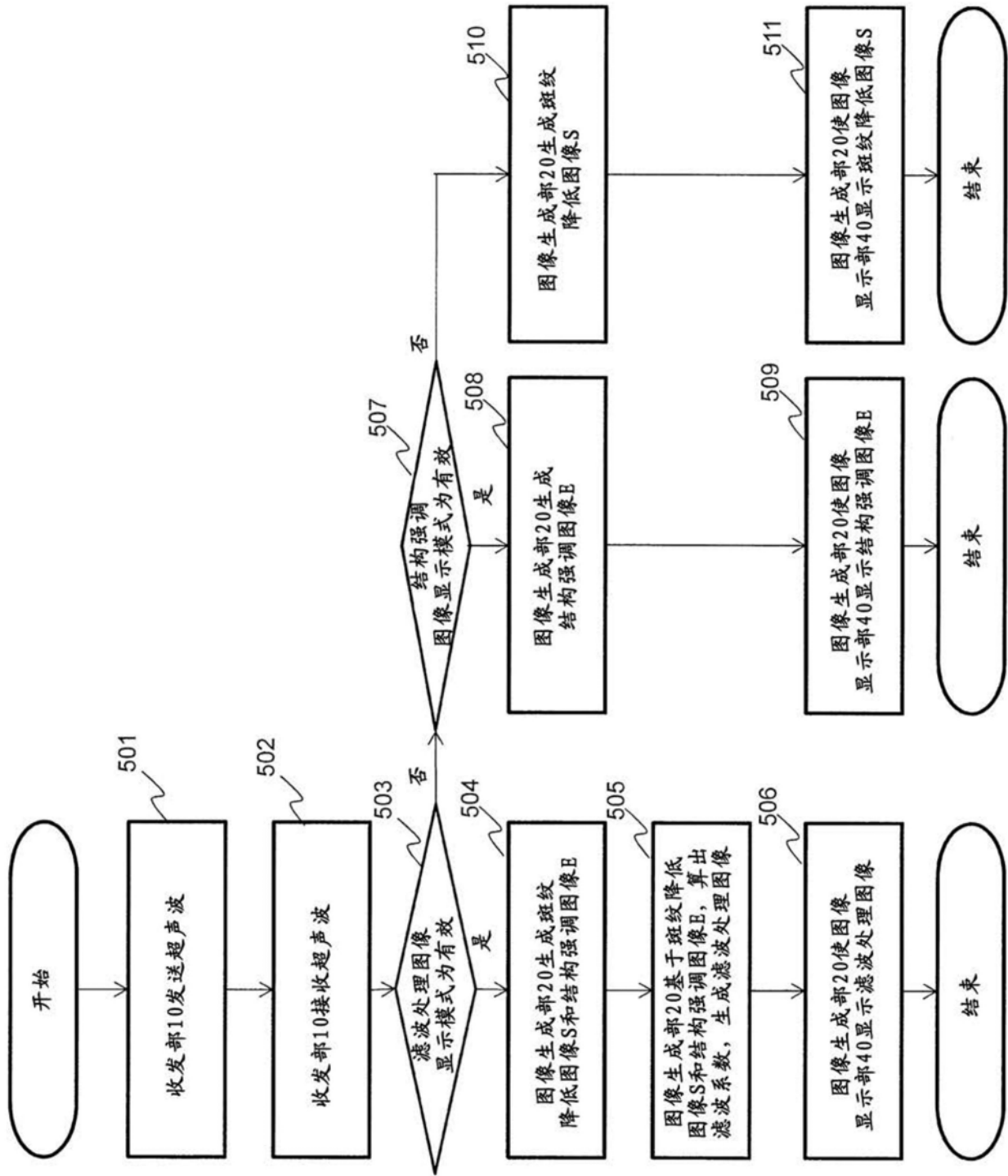


图6

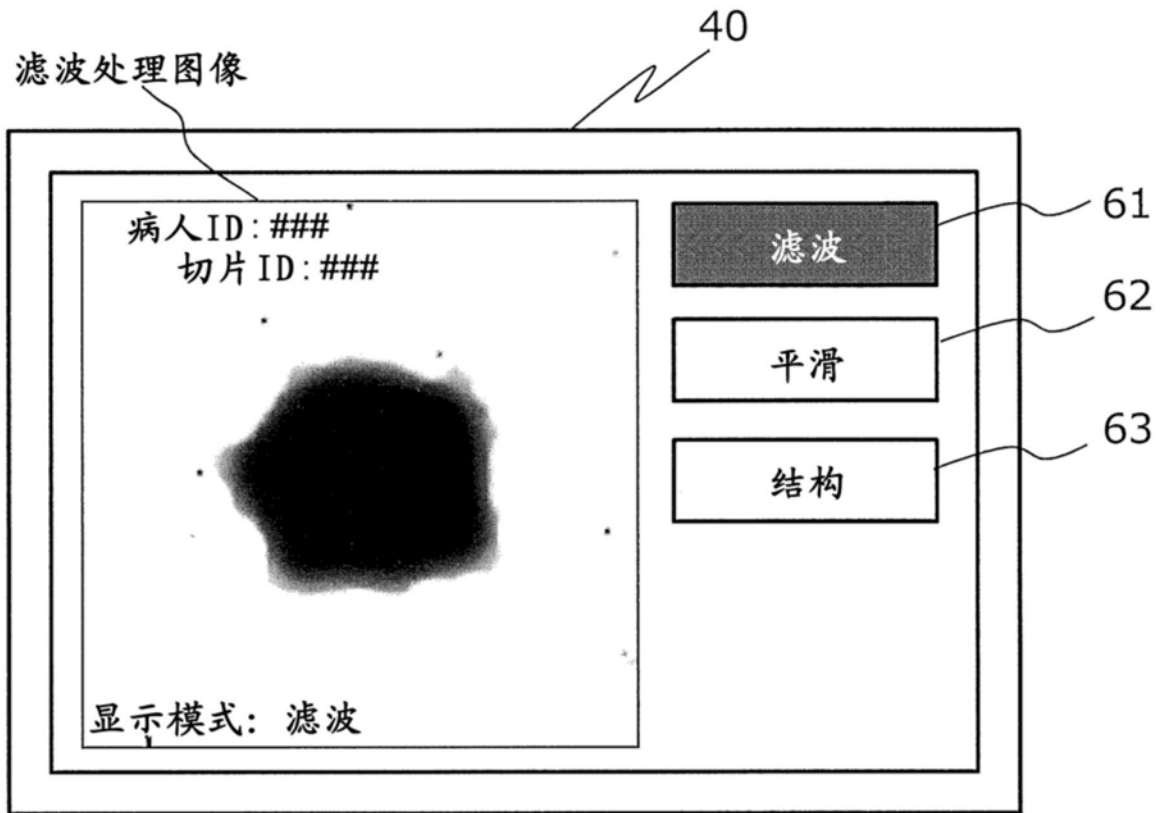


图7

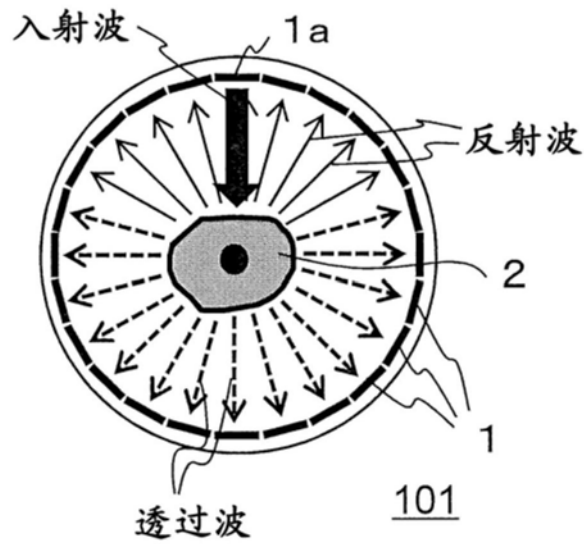


图8

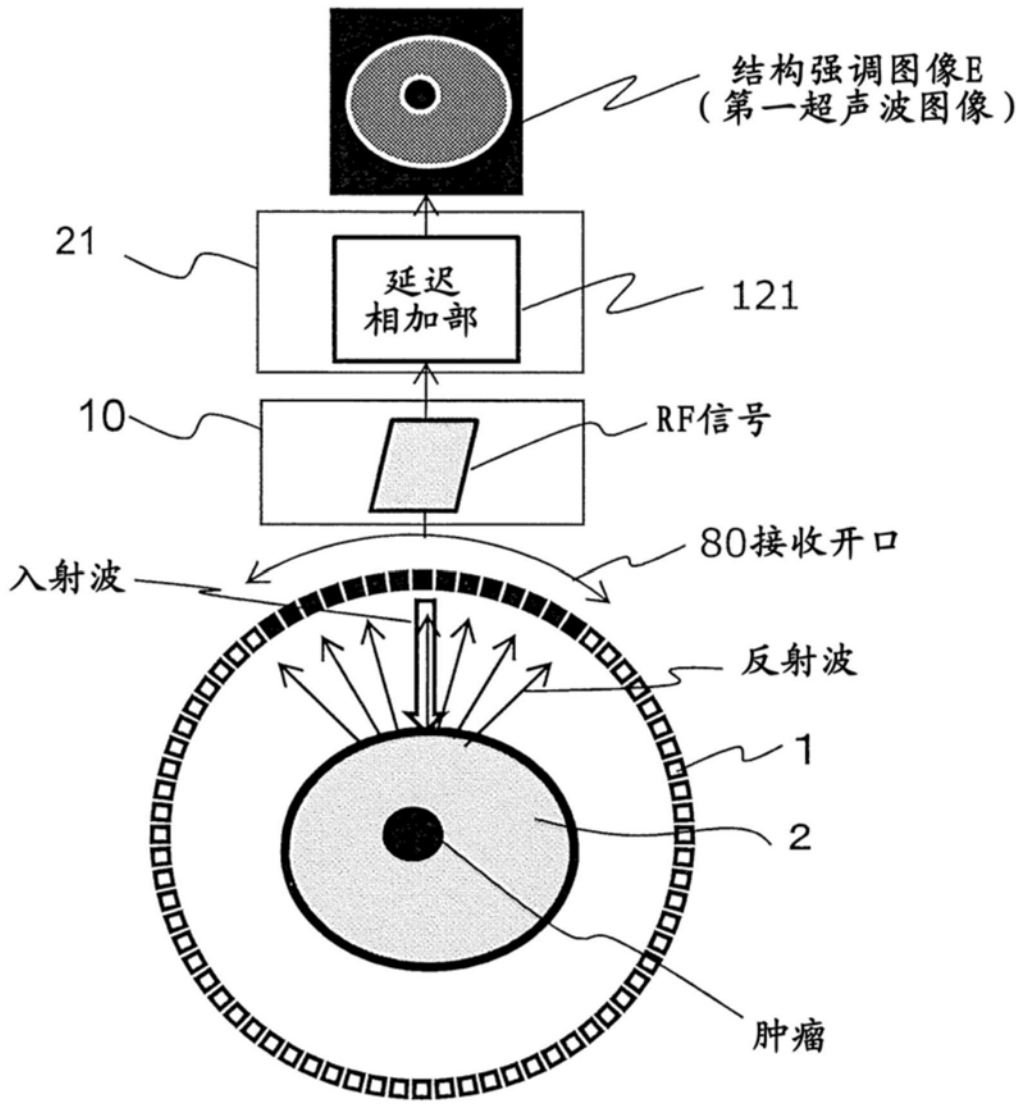


图9

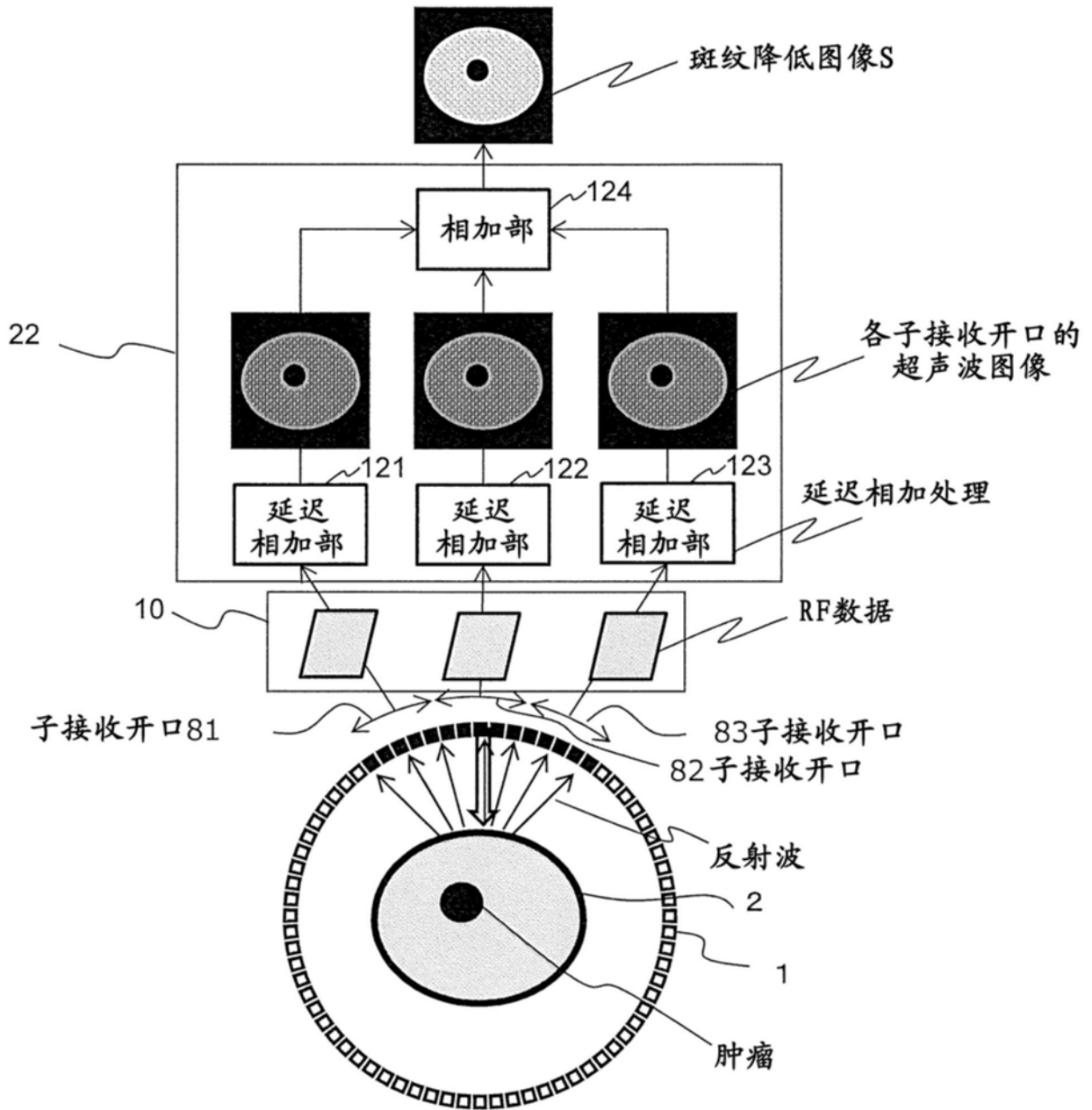


图10

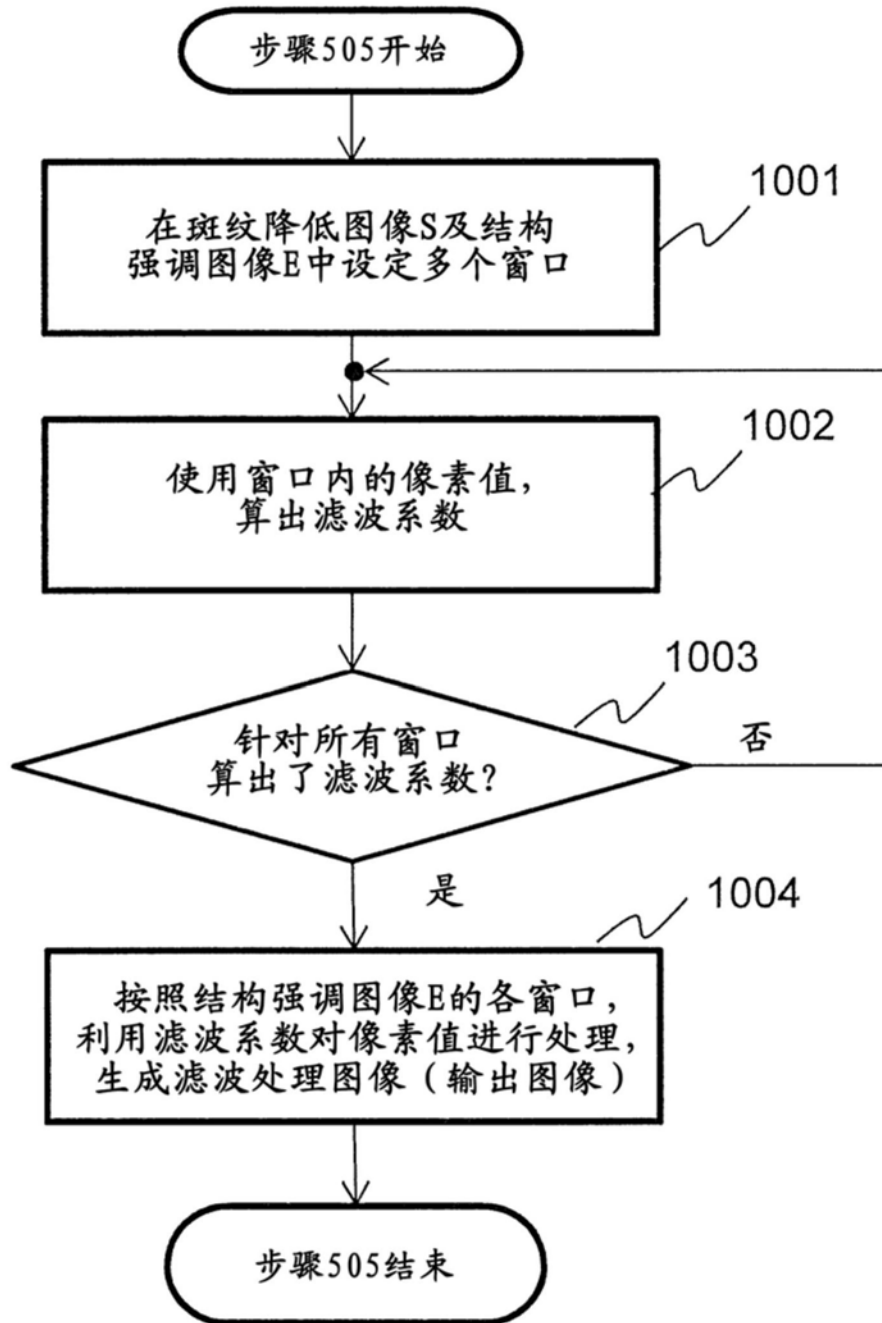


图11

专利名称(译)	超声波摄像装置及图像处理装置		
公开(公告)号	CN110680380A	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201910389254.X	申请日	2019-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	川畑健一		
发明人	山中一宏 川畑健一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/5269 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/15 A61B8/406 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/5207 G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8913 G01S15/8922 G01S15/8929 G01S15/8945 G01S15/8993 G01S15/8995 G01N21/17 G01N29/00 G01N29/36 G01N29/44 A61B8 /5253 G01S7/5209 G01S15/8915		
优先权	2018128519 2018-07-05 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供降低了超声波图像的斑纹噪声且组织结构清晰的图像。从振子向被检查体发送超声波，并接收在被检查体中产生的回声。使用接收信号，生成第一超声波图像及第二超声波图像。第二超声波图像是比第一超声波图像平滑的图像。图像处理部使用第一超声波图像及第二超声波图像所对应的像素的像素值来算出滤波系数，利用滤波系数对第一超声波图像及第二超声波图像中的一方的图像进行处理，由此生成输出图像。

