



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109996499 A

(43)申请公布日 2019.07.09

(21)申请号 201780071221.X

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

(22)申请日 2017.11.10

代理人 曾贤伟 范胜杰

(30)优先权数据

2017-052570 2017.03.17 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/040622 2017.11.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/168066 JA 2018.09.20

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 藤井信彦

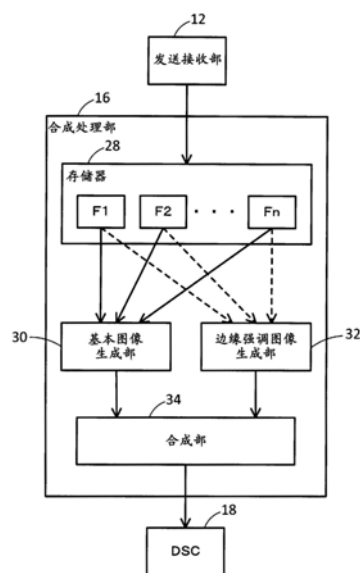
权利要求书1页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置和程序

(57)摘要

基本图像生成部通过对由超声波的发送接收得到的接收帧列进行合成来生成基本帧,边缘强调图像生成部根据接收帧列,生成强调了对象物的边缘成分的填补帧。合成部通过对基本帧和填补帧进行合成来生成输出帧。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
基本帧生成单元,其通过对由超声波的发送接收波而得到的帧列进行合成来生成基本帧;
填补帧生成单元,其根据上述帧列,生成强调了边缘成分的填补帧;
合成单元,其通过对上述基本帧和上述填补帧进行合成来生成输出帧。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述填补帧生成单元通过对上述帧列应用小波变换,生成由多个按成分区别的图像构成的成分图像集合,通过对上述多个按成分区别的图像进行合成并逆变换,生成上述填补帧。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述填补帧生成单元在上述多个按成分区别的图像的合成中应用最大值法。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述合成单元在上述基本帧和上述填补帧中,通过区域单位或像素单位改变加权合成上述基本帧和上述填补帧。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述帧列中包含的各帧是超声波的偏向角度相互不同的帧,
上述合成单元在上述填补帧中,使与相互重叠的帧的数量少的区域对应的加权小于与相互重叠的帧的数量多的区域对应的加权。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述合成单元在上述基本帧和上述填补帧中,对于超声波探头的每个种类改变加权合成上述基本帧和上述填补帧。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述帧列中包含的各帧是超声波的偏向角度相互相等的帧,并且是在相互不同的时间得到的帧。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述基本帧生成单元根据上述帧列的一部分生成上述基本帧,
上述填补帧生成单元根据比在生成上述基本帧列时使用的帧的数量多的数量的帧,生成上述填补帧。
9. 一种程序,其特征在于,
使计算机作为以下的单元而发挥功能:
基本帧生成单元,其通过对由超声波的发送接收而得到的帧列进行合成来生成基本帧;
填补帧生成单元,其根据上述帧列,生成强调了边缘成分的填补帧;
合成单元,其通过对上述基本帧和上述填补帧进行合成来生成输出帧。

超声波诊断装置和程序

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及合成多个图像的技术。

背景技术

[0002] 为了画质的均匀化、提高S/N,有时对通过超声波的发送接收而得到的多个帧进行合成。

[0003] 在专利文献1~3中,公开了在超声波诊断装置中利用了多重分辨率解析的画质改善方法。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2006-116307号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2011-56249号公报

[0008] 专利文献3:日本特开2015-33569号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 但是,在合成了多个帧的情况下,由于图像被平滑化,因此对象物(例如生物体内组织)的边缘部分容易变得模糊(边缘部分的图像容易变得不鲜明)。

[0011] 本发明的目的在于:在通过合成多个帧而生成输出帧的情况下,生成边缘部分的图像被锐化的输出帧。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 本发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:基本帧生成单元,其通过对由超声波的发送接收得到的帧列进行合成来生成基本帧;填补帧生成单元,其根据上述帧列,生成强调了边缘成分的填补帧;合成单元,其通过对上述基本帧和上述填补帧进行合成来生成输出帧。

[0014] 根据上述结构,将强调了边缘成分的填补帧与基本帧合成,因此生成边缘部分的图像被锐化了的输出帧。基本帧例如是被平滑化的帧。通过将填补帧与这样的被平滑化的基本帧进行合成,能够生成兼顾平滑化效果和锐化效果的帧。在合成单元的合成处理中,例如通过对基本帧和填补帧进行加权平均,而生成输出帧。在该加权平均中,通过改变与基本帧对应的加权系数和与填补帧对应的加权系数,能够生成与目的对应的输出帧。例如,通过增大与基本帧对应的加权系数,生成平滑化效果更强的输出帧,通过增大与填补帧对应的加权系数,生成锐化效果更强的输出帧。

[0015] 也可以是上述填补帧生成单元通过对上述帧列应用小波变换,生成由多个按成分区别的图像构成的成分图像集合,通过对上述多个按成分区别的图像进行合成并逆变换,生成上述填补帧。

[0016] 也可以是上述填补帧生成单元在上述多个按成分区别的图像的合成中应用最大

值法。

[0017] 也可以是上述合成单元在上述基本帧和上述填补帧中,通过区域单位或像素单位改变加权合成上述基本帧和上述填补帧。

[0018] 根据上述结构,能够根据区域单位或像素单位,调整平滑化效果或锐化效果的程度。

[0019] 也可以是上述帧列中包含的各帧是超声波的偏向角度相互不同的帧,上述合成单元在上述填补帧中,使与相互重叠的帧的数量少的区域对应的加权小于与相互重叠的帧的数量多的区域对应的加权。

[0020] 也可以是上述合成单元在上述基本帧和上述填补帧中,对于超声波探头的每个种类改变加权合成上述基本帧和上述填补帧。

[0021] 也可以是上述帧列中包含的各帧是超声波的偏向角度相互相等的帧,并且是在相互不同的时间得到的帧。

[0022] 上述基本帧生成单元根据上述帧列的一部分生成上述基本帧,上述填补帧生成单元根据比在生成上述基本帧列时使用的帧的数量多的数量的帧,生成上述填补帧。

[0023] 另外,本发明是一种程序,其特征在于,使计算机作为以下的单元而发挥功能:基本帧生成单元,其通过对由超声波的发送接收而得到的帧列进行合成来生成基本帧;填补帧生成单元,其根据上述帧列,生成强调了边缘成分的填补帧;合成单元,其通过对上述基本帧和上述填补帧进行合成来生成输出帧。

[0024] 发明效果

[0025] 根据本发明,在通过合成多个帧而生成输出帧的情况下,能够生成边缘部分的图像被锐化的输出帧。

附图说明

[0026] 图1是表示本发明的第一实施方式涉及的超声波诊断装置的框图。

[0027] 图2是表示合成处理部的结构的框图。

[0028] 图3是表示第一实施方式涉及的扫描面的一个例子的图。

[0029] 图4是表示接收帧的一个例子的图。

[0030] 图5是表示接收帧的一个例子的图。

[0031] 图6是表示填补帧的一个例子的图。

[0032] 图7是表示第二实施方式涉及的接收帧的一个例子的图。

[0033] 图8是表示变形例涉及的加权系数的图。

[0034] 图9是表示第四实施方式涉及的接收帧的一个例子的图。

[0035] 图10是表示第五实施方式涉及的扫描面的一个例子的图。

[0036] 图11是表示第五实施方式涉及的接收帧的一个例子的图。

具体实施方式

[0037] <第一实施方式>

[0038] 在图1中表示出本发明的第一实施方式涉及的超声波诊断装置。图1是表示其整体结构的图。该超声波诊断装置在医疗领域中被使用,具备通过超声波的发送接收来形成生

物体内的组织的图像的功能。

[0039] 探头10是发送接收超声波的发送接收器。探头10例如具备1D阵列振子。一维地排列多个振动振子而形成1D阵列振子。通过1D阵列振子形成超声波波束,其重复地进行电子扫描。由此,在每次电子扫描时,在生物体内形成扫描面。扫描面相当于二维回波数据取得空间。探头10也可以代替1D阵列振子,而具备二维地排列多个振动振子而形成的2D阵列振子。通过2D阵列振子形成超声波波束,如果其重复地进行电子扫描,则在每次电子扫描时,形成作为二维回波数据取得空间的扫描面,如果二维地扫描超声波波束,则形成作为三维回波数据取得空间的三维空间。作为扫描方式,使用扇区扫描、线性扫描、凸面(convex)扫描等。

[0040] 发送接收部12作为发送波束形成器和接收波束形成器而发挥功能。在发送时,发送接收部12向探头10所包含的多个振动振子供给具有一定的延迟关系的多个发送信号。由此,形成超声波的发送波束。在接收时,通过探头10接收来自生物体内的反射波,由此,从探头10向发送接收部12输出多个接收信号。发送接收部12通过对多个接收信号应用整相相加处理,而形成接收波束。该波束数据被输出到信号处理部14。即,发送接收部12根据与各振动振子对应的延迟处理条件,对从各振动振子得到的接收信号实施延迟处理,通过对从多个振动振子得到的多个接收信号进行加法处理而形成接收波束。根据接收延迟数据(延迟时间)来规定延迟处理条件。从控制部24供给与多个振动振子对应的接收延迟数据组(延迟时间的组)。此外,在超声波的发送接收中,也可以利用发送开口合成等技术。另外,发送接收部12也可以执行并行接收处理。

[0041] 通过发送接收部12的作用,超声波波束(发送波束和接收波束)电子地扫描,由此形成扫描面。扫描面与多个波束数据相当,它们构成接收帧数据(RF信号帧数据)。此外,各波束数据由在深度方向上排列的多个回波数据构成。通过重复地进行超声波波束的电子扫描,从发送接收部12输出在时间轴上排列的多个接收帧数据。它们构成接收帧列。

[0042] 此外,如果超声波波束通过发送接收部12的作用而二维地进行电子扫描,则形成三维回波数据取得空间,从该三维回波数据取得空间取得作为回波数据集合体的体数据(Volume data)。通过重复地进行超声波波束的电子扫描,从发送接收部12输出在时间轴上排列的多个体数据。它们构成体数据列。

[0043] 信号处理部14是对从发送接收部12输出的波束数据应用检波、对数压缩等信号处理的模块。可以将信号处理后的波束数据存储于存储器中。当然也可以将没有应用这样的信号处理的波束数据存储于存储器中,在读出波束数据时,应用上述处理。

[0044] 另外,信号处理部14具备合成处理部16。合成处理部16具有以下功能:通过对应用了检波、对数压缩等上述信号处理后的接收帧列进行合成,而生成基本帧数据,根据接收帧列,生成强调了对象物(例如生物体内组织)的边缘成分的填补帧数据,通过对基本帧数据和填补帧数据进行合成,而生成输出帧数据。输出帧数据被输出到DSC(数字扫描变换器)18。顺序地生成在时间轴上排列的多个输出帧数据,它们构成输出帧列。

[0045] DSC(数字扫描变换器)18具备变换功能(坐标变换功能和插补处理功能等)。DSC18根据从信号处理部14输出的输出帧列(通过合成处理部16得到的接收帧列),生成组织显示帧列。各个组织显示帧列是B模式断层图像的数据。组织显示帧列经由显示处理部20显示到监视器等显示部22。由此,作为动画图像实时地显示B模式断层图像。

[0046] 显示处理部20对断层图像等将所需要的图形数据进行叠加处理,由此生成显示图像。该图像数据被输出到显示部22,通过与显示模式对应的显示形式来排列地显示一个或多个图像。

[0047] 显示部22例如由液晶显示器等显示设备构成。显示部22也可以由多个显示设备构成。

[0048] 控制部24具备进行图1所示的各结构的动作控制的功能。控制部24也可以具备在组织显示帧(B模式断层图像)上设定关注区域(ROI)的关注区域设定部。

[0049] 控制部24与输入部26连接。作为一个例子,输入部26由包括跟踪球、键盘、各种按键、各种按钮等输入设备的操作面板构成。用户能够使用输入部26,指定或输入与扫描面的位置、截面的位置、关注区域有关的信息等。

[0050] 在上述超声波诊断装置中,探头10以外的结构例如能够利用处理器、电子电路等硬件资源来实现,也可以在其实现时根据需要利用存储器等设备。另外,例如也可以通过计算机来实现探头10以外的结构。即,可以通过计算机具备的CPU、存储器、硬盘等硬件资源与规定CPU等的动作的软件(程序)的协作,来实现探头10以外的结构的全部或一部分。该程序经由CD、DVD等存储介质、或经由网络等通信路径,存储在未图示的存储装置中。作为另一个例子,可以通过DSP(Digital Signal Processor,数字信号处理器)、FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)等来实现探头10以外的结构。当然也可以使用GPU(Graphics Processing Unit,图形处理单元)等。

[0051] 以下,详细说明第一实施方式的超声波诊断装置。作为一个例子,假设探头10具备1D阵列振子。

[0052] 以下,参照图2详细说明合成处理部16。图2是表示合成处理部16的结构的框图。

[0053] 合成处理部16具备存储器28、作为基本帧生成单元的一个例子的基本图像生成部30、作为填补帧生成单元的一个例子的边缘强调图像生成部32、合成部34。

[0054] 存储器28例如由包括缓冲器F1、F2、……、Fn的环形缓冲器构成,存储应用了检波、对数压缩等信号处理后的多个接收帧数据。环形缓冲器例如包括应用基本图像生成部30或边缘强调图像生成部32的处理的接收帧的张数量的缓冲器。当然,环形缓冲器也可以包括比该张数多的数量的缓冲器。

[0055] 基本图像生成部30从存储器28取得处理对象的多个接收帧数据,通过对这些多个接收帧数据进行合成,而生成基本帧数据。基本图像生成部30例如通过对多个接收帧数据进行单纯平均,而生成基本帧数据。即,基本图像生成部30针对每个像素加算多个接收帧数据(例如亮度值),将该加法值除以该多个接收帧的张数,由此生成基本帧数据。基本图像生成部30通过对接收帧数据应用这样的平滑化处理,生成表示被平滑化了的像的基本帧数据。预先确定成为处理对象的接收帧的张数。当然,成为处理对象的接收帧的张数既可以由用户变更为任意的值,也可以根据超声波诊断的模式进行变更,还可以根据探头10的种类进行变更。将在后面详细说明基本图像生成部30的处理。

[0056] 边缘强调图像生成部32从存储器28取得处理对象的多个接收帧数据,根据这些多个接收帧数据,生成强调了对象物的边缘成分的填补帧数据。边缘强调图像生成部32例如对多个接收帧数据进行小波融合法(Wavelet Fusion法),由此生成填补帧数据。即,边缘强调图像生成部32通过对多个接收帧数据应用小波变换而生成由多个按成分区别的图像构

成的成分图像集合,通过对这些多个按成分区别的图像进行合成并逆变换而生成填补帧数据。在该合成中,例如应用最大值法。将在后面详细说明边缘强调图像生成部32的处理。

[0057] 通过边缘强调图像生成部32处理的接收帧的张数既可以与通过基本图像生成部30处理的接收帧的张数相等,也可以更多,也可以更少。例如,可以根据超声波诊断的模式来变更通过边缘强调图像生成部32处理的接收帧的张数与通过基本图像生成部30处理的接收帧的张数的关系。

[0058] 合成部34通过对基本帧数据和填补帧数据进行合成,而生成输出帧数据。具体地说,合成部34通过对基本帧数据和填补帧数据进行加权平均,而生成输出帧数据。即,合成部34针对每个像素,将基本帧数据(例如亮度值)与基本帧用的加权系数相乘,将填补帧数据(例如亮度值)与填补帧用的加权系数相乘,将这些相乘的结果相加,并将相加所得的值除以加权系数的合计。由此,针对各像素计算加权平均的值(例如亮度值),生成输出帧数据。加权系数既可以由用户决定,也可以对帧内的每个区域决定,也可以对帧内的每个像素(pixel)决定,也可以根据探头10的种类决定。作为一个例子,基本帧用的加权系数是“0.7”,填补帧用的加权系数是“0.3”。当然,这些值只不过是一个例子,也可以使用其他的值。将在后面详细说明合成部34的处理。

[0059] 通过合成部34生成的输出帧数据被输出到DSC18。如果通过超声波的发送接收而顺序地生成有接收帧数据,则通过基本图像生成部30顺序地生成基本帧数据,通过边缘强调图像生成部32顺序地生成填补帧数据,通过合成部34顺序地生成输出帧数据。由此,构成由在时间轴上排列的多个输出帧数据构成的输出帧列。

[0060] 在第一实施方式中,应用空间复合法。以下,详细说明空间复合法。在图3中表示出应用空间复合法的情况下的扫描面的一个例子。在应用空间复合法的情况下,形成超声波波束的偏向角度相互不同的多个扫描面。在图3所示的例子中,形成了三个扫描面(扫描面36、38、40)。扫描面36、38、40是通过超声波波束的发送接收而形成的二维的面。

[0061] 作为一个例子,扫描面36是在偏向角度 θ 为零度(0度)的位置形成的扫描面。例如,在输入部26中设置有用于发出形成具有零度的偏向角度 θ 的扫描面36的指示的开关,如果用户按下该开关,则在偏向角度 θ 为零度的位置形成扫描面36。生成扫描面36的组织显示帧(B模式断层图像),并显示到显示部22。用户可以一边观察该B模式断层图像,一边改变探头10的位置和姿势使得观察对象的部位出现在B模式断层图像中。当然,在使用具备2D阵列振子的探头10的情况下,也可以使扫描面电子地偏向,由此设定扫描面。例如,在输入部26中设置有用于使扫描面偏向的按钮、跟踪球,如果用户操作了该按钮、跟踪球,则扫描面偏向。

[0062] 扫描面38是以扫描面36的位置为基准而电子地向 $+\theta$ 方向偏向了的扫描面。扫描面40是以扫描面36的位置为基准而电子地向 $-\theta$ 方向偏向了的扫描面。例如,由用户操作用于使扫描面偏向的按钮、跟踪球,将扫描面38、40设定到与该操作对应的位置。也可以生成扫描面38、40的组织显示帧(B模式断层图像)并显示到显示部22。

[0063] 作为一个例子,扫描面38是形成在偏向角度为 $+5^\circ$ 的位置的扫描面,扫描面40是形成在偏向角度为 -5° 的位置的扫描面。

[0064] 例如,一边改变偏向角度,一边重复地发送接收超声波波束,使得以扫描面36、38、40的顺序重复地形成各扫描面。由此,以扫描面36、38、40的顺序重复地形成各扫描面。扫描面36是在时间 t_0 形成的扫描面,扫描面38是在时间 t_1 形成的扫描面,扫描面40是在时间 t_2

形成的扫描面。

[0065] 在图3所示的例子中,设定有3个扫描面,但也可以形成3个以外的多个扫描面(例如2个以上的扫描面)。

[0066] 在图4中表示出从各扫描面取得的接收帧。接收帧是通过信号处理部14应用检波、对数压缩等信号处理后的数据,是输入到合成处理部16的数据。

[0067] 如果将扫描面36作为对象而发送接收超声波波束,则生成接收帧42(实线所示的帧)。如果将扫描面38作为对象而发送接收超声波波束,则生成接收帧44(虚线所示的帧)。如果将扫描面40作为对象而发送接收超声波波束,则生成接收帧46(点划线所示的帧)。接收帧42、44、46被存储在存储器28中。如果将扫描面36、38、40作为对象而重复地发送接收超声波波束,则顺序地生成接收帧42、44、46。它们构成在时间轴上排列的接收帧列。

[0068] 基本图像生成部30对从扫描面36得到的接收帧42、从扫描面38得到的接收帧44、从扫描面40得到的接收帧46进行单纯平均,由此生成基本帧48。该基本帧48与复合图像相当。在复合图像中,像被平滑化。在图4所示的例子中,基本帧48具有与从偏向角为0度的扫描面36得到的接收帧42所具有的显示区域相同的显示区域。即,基本帧48是与扫描面36对应的帧,基本帧48的形状、大小、以及位置与接收帧42的形状、大小、以及位置相同。

[0069] 扫描面36、38、40分别是超声波波束的偏向角不同的扫描面,因此基本帧48包括将3张接收帧(接收帧42、44、46)相加所得的区域、将2张接收帧(接收帧42、44、或接收帧42、46)相加所得的区域。在该情况下,有时在将3张接收帧相加所得的区域和将2张接收帧相加所得的区域的边界48a、48b出现条纹状的图案(例如细长的线状的图案)。边界48a相当于3张接收帧的相加区域和2张接收帧(接收帧42、46)的相加区域的边界,边界48b相当于3张接收帧的相加区域和2张接收帧(接收帧42、44)的相加区域的边界。例如,通过对边界48a、48b或其周边进行加权处理,能够抑制或防止该图案的出现。

[0070] 另外,边缘强调图像生成部32通过对从扫描面36得到的接收帧42、从扫描面38得到的接收帧44、从扫描面40得到的接收帧46应用小波融合法,而生成填补帧50。该填补帧50相当于小波融合图像。由于应用了小波变换,所以在填补帧50中像被锐化,鲜明地表现出对象物的边缘成分。在图4所示的例子中,填补帧50具有与从偏向角为0度的扫描面36得到的接收帧42所具有的显示区域相同的显示区域。即,填补帧50是与扫描面36对应的帧,填补帧50的形状、大小、以及位置与接收帧42的形状、大小、以及位置相同。

[0071] 与基本帧48同样地,填补帧50在3张接收帧(接收帧42、44、46)的合成区域和2张接收帧的合成区域的边界50a、50b,有时出现条纹状的图案。边界50a相当于3张接收帧的合成区域和2张接收帧(接收帧42、46)的合成区域的边界,边界50b相当于3张接收帧的合成区域和2张接收帧(接收帧42、44)的合成区域的边界。填补帧50(小波融合图像)是锐化了的图像,因此在边界50a、50b,对象物的边缘成分被强调,容易出现条纹状的图案。为了对其进行应对,通过对边界50a、50b或该周边进行加权处理,能够抑制或防止该图案的出现。

[0072] 合成部34通过对基本帧48和填补帧50进行加权平均,而生成输出帧52。合成部34例如对每个像素,将基本帧48的数据(例如亮度值)乘以基本帧用的加权系数(例如0.7),将填补帧50的数据(例如亮度值)乘以填补帧用的加权系数(例如0.3),将这些乘法的结果相加,将加法所得的值除以加权系数的合计(例如1.0)。由此,针对各像素,计算加权平均的值(例如亮度值),生成输出帧52。上述加权系数是一个例子,也可以使用其他值。

[0073] 输出帧52通过DSC18被应用变换处理,由此生成组织显示帧(B模式断层图像)。顺序地生成在时间轴上排列的多个输出帧52,顺序地生成在时间轴上排列的多个组织显示帧。组织显示帧经由显示处理部20显示到显示部22。

[0074] 输出帧52是通过对平滑化后的基本帧48和锐化后的填补帧50进行合成而生成的帧。因此,在输出帧52中,表示平滑化后的组织像,并且组织的边缘成分被锐化。

[0075] 以下,参照图5说明通过边缘强调图像生成部32执行的小波融合法。在图5中表示出各阶段的帧。作为一个例子,说明对接收帧54、56应用小波融合法的情况。

[0076] 首先,边缘强调图像生成部32通过对接收帧54应用小波变换(例如Dual Tree Complex Wavelet Transform(DT-CWT):并行树复数小波变换),生成由多个按成分区别的图像构成的成分图像集合58。具体地说,边缘强调图像生成部32对接收帧54在纵方向和横方向上应用低通滤波和高通滤波,执行3次的该应用,由此生成成分图像集合58。成分图像集合58是由HH成分图像、HL成分图像、LH成分图像、以及LL成分图像构成的集合。进而对LL成分图像应用小波变换。

[0077] 同样,边缘强调图像生成部32通过对接收帧56应用小波变换,而生成由多个按成分区别的图像构成的成分图像集合60。成分图像集合60也是三次地执行小波变换而得到的集合,是由HH成分图像、HL成分图像、LH成分图像、以及LL成分图像构成的集合。进而对LL成分图像应用小波变换。

[0078] 此外,在上述例子中,执行三次的小波变换,但这只不过是一个例子,也可以执行更多次的次数的小波变换。例如,也可以根据探头10的种类来变更该次数。

[0079] 接着,边缘强调图像生成部32通过对合成图像集合58和成分图像集合60进行合成,而生成合成成分图像集合62。在该合成中,例如应用最大值法。即,边缘强调图像生成部32对每个像素,从合成图像集合58和成分图像集合60中选择最大值(例如亮度值(与系数相当的值)的最大值),生成由各像素的最大值构成的合成成分图像集合62。合成成分图像集合62也是由HH成分图像、HL成分图像、LH成分图像、以及LL成分图像构成的集合。

[0080] 接着,边缘强调图像生成部32对合成成分图像集合62进行逆变换($DT-CWT^{-1}$)。由此,生成强调了组织内的边缘成分的边缘强调图像64。该边缘强调图像64相当于填补帧。

[0081] 在图4所示的例子中,通过对接收帧42、44、46应用图5所示的小波融合法,而生成作为边缘强调图像的填补帧50。

[0082] 如以上那样,根据第一实施方式,通过对平滑化了的基本帧48和边缘成分被锐化了的填补帧50进行合成,而生成表示被平滑化了的对象物(例如生物体内组织)的像并且对象物的边缘成分锐化了的输出帧52。

[0083] 一般,如果针对对象物的边缘部分并行地发送接收超声波波束,则在通过该发送接收得到的像中,难以强调该边缘部分。在通过对多个接收帧进行单纯平均而得到的复合图像中,由于像被平滑化了,因此S/N或像的连接性等良好,但边缘部分的像更容易模糊。因此,在基本帧48中,边缘部分的像容易模糊(边缘部分的像容易变得不鲜明)。

[0084] 在第一实施方式中,除了基本帧48以外,还生成边缘部分的像被锐化了的填补帧50,将该填补帧50和基本帧48合成。由此,得到表示被平滑化了的对象物的像并且对象物的边缘成分被锐化了的帧。

[0085] 此外,在第一实施方式中,对应用DSC18的变换处理之前的帧数据应用合成处理部

16的合成处理,但也可以不对应用变换处理之前的帧数据应用合成处理,而对应用变换处理之后的组织显示帧数据(B模式断层图像数据)应用合成处理。

[0086] 另外,在图4所示的例子中,根据3张接收帧来生成基本帧和填补帧,但也可以根据3张以外的数量的接收帧(例如2张以上的接收帧),生成基本帧和填补帧。用于生成填补帧的接收帧的数量可以与用于生成基本帧的接收帧的数量相等,也可以更多,也可以更少。

[0087] 可以通过区域单位设定在合成基本帧和填补帧时应用的加权系数。即,可以对每个区域设定加权系数。例如,可以使用对每个区域不同的加权系数。

[0088] 以下,参照图6详细说明对每个区域设定的加权系数。在图6中表示出填补帧的一个例子。如参照图4说明的那样,作为小波融合图像的填补帧50是锐化了的图像,因此在各接收帧的边界50a、50b,对象物的边缘成分被强调,容易出现条纹状的图案。为了对其进行应对,也可以在填补帧50中,使对更多张数的接收帧成为合成对象的区域应用的第一加权系数与对更少张数的接收帧成为合成对象的区域应用的第二加权系数不同。例如,使用比第一加权系数小的值作为第二加权系数。

[0089] 在图6所示的例子中,填补帧50内的区域66是3张接收帧(接收帧42、44、46)成为合成对象的区域,区域68是2张接收帧(接收帧42、46)成为合成对象的区域,区域70是2张接收帧(接收帧42、44)成为合成对象的区域。在该情况下,合成部34对区域68、70应用具有比对区域66应用的第一加权系数小的值的第二加权系数,对基本帧48和填补帧50进行加权平均,由此生成输出帧52。

[0090] 例如,对填补帧50内的区域66应用“0.3”作为第一加权系数,对填补帧50内的区域68、70应用“0.1”作为第二加权系数。与之对应地,在基本帧48内对与区域66对应的区域应用“0.7”作为加权系数,在基本帧48内对与区域68、70对应的区域应用加权系数“0.9”。合成部34对基本帧48和填补帧50应用这样的加权系数而进行加权平均。由此,生成加权系数对每个区域不同的输出帧52。

[0091] 如上述那样,通过使用比对区域66应用的第一加权系数小的值作为对区域68、70应用的第二加权系数,由此区域68、70内的数据的作用变小,因此在边界50a、50b难以强调对象物的边缘成分,并且能够抑制或防止条纹状的图案的出现。

[0092] 作为另一个例子,也可以通过像素(pixel)单位来设定在合成基本帧和填补帧时应用的加权系数。即,也可以对每个像素设定加权系数。例如,可以使用对每个像素不同的加权系数。在图6所示的例子中,例如可以使用比对区域66中包含的像素应用的加权系数小的值作为对包含在区域68、70中的像素应用的加权系数。作为另一个例子,既可以作为对边界50a、50b上的像素群应用的加权系数而使用比对该像素群以外的像素应用的加权系数小的值,也可以作为对边界50a、50b上以及其周围(例如相对于边界50a、50b为预先确定的像素数的范围)的像素群应用的加权系数而使用比对该像素群以外的像素应用的加权系数小的值。通过这样地改变加权系数,难以在边界50a、50b强调对象物的边缘成分,并且能够抑制或防止条纹状的图案的出现。

[0093] 作为进而另一个例子,也可以根据成为合成处理对象的多个接收帧(例如接收帧42、44、46)的亮度值的偏差,改变对基本帧和填补帧应用的加权系数。例如,可以根据亮度值的分散、该多个帧的亮度值的最大值与最小值的差等评价该偏差。例如,在亮度值的分散为预先确定的阈值以下的情况下,判定为没有偏差或偏差小,在该分散比阈值大的情况下,

判定为偏差大。同样,在最大值与最小值的差为预先确定的阈值以下的情况下,判定为没有偏差或偏差小,在该差比阈值大的情况下,判定为偏差大。例如该判定由合成部34进行。

[0094] 在亮度值没有偏差、或亮度值的偏差小的情况下,合成部34使用更大的值作为对基本帧应用的加权系数,使用更小的值作为对填补帧应用的加权系数。在亮度值的偏差大的情况下,合成部34使用更小的值作为对基本帧应用的加权系数,使用更大的值作为对填补帧应用的加权系数。这时,合成部34也可以对每个像素设定加权系数。在亮度值的偏差大的情况下,通过减小对基本帧应用的加权系数,能够在输出帧中抑制该偏差。

[0095] 此外,合成部34也可以不使用填补帧50中的区域68、70内的数据,而使用区域66内的数据生成输出帧。在该情况下,合成部34既可以针对基本帧48不使用与区域68、70对应的区域内的数据,而使用与区域66对应的区域内的数据生成输出数据,也可以除了区域66以外还使用与区域68、70对应的区域内的数据生成输出数据。

[0096] 此外,在对每个区域或每个像素改变加权系数的情况下,可以预先制作表示每个区域或每个像素的加权系数的集合的加权系数组,预先制作加权系数相互不同的多个加权系数组。在该情况下,既可以由用户从多个加权系数组中选择目标的加权系数组,也可以由合成部34选择目标的加权系数组。

[0097] 此外,在使探头10移动的情况下,合成部34可以停止基本帧和填补帧的合成处理,也可以使填补帧的加权系数更小,使基本帧的加权系数更大。由此,能够抑制或防止因探头10的移动造成的不自然的边缘虚像的发生。例如,通过将接收帧或组织显示帧作为对象而计算帧间差分值或帧间相关值,能够检测探头10的移动。在该差分值、相关值为预先确定的阈值以上的情况下,判定为探头10移动了,减小填补帧的加权系数。

[0098] <第二实施方式>

[0099] 以下,说明本发明的第二实施方式的超声波诊断装置。第二实施方式的超声波诊断装置具备与第一实施方式的超声波诊断装置相同的结构。在第一实施方式中,应用了空间复合法,但在第二实施方式中,不应用空间复合法,而应用持久化法。

[0100] 以下,参照图7详细说明持久化法。在图7中表示出接收帧的一个例子。在持久化法中,将在时间轴上排列的多个接收帧作为对象,应用合成处理部16的合成处理。此外,将超声波波束的偏向角度设定为预先确定的角度(例如0度),形成具有该偏向角度的扫描面,生成接收帧列。以下,作为一个例子,假设偏向角度是0度。

[0101] 在图7所示的例子中,顺序地生成接收帧72、74、76、78、……,它们构成在时间轴上排列的接收帧列。它们是从同一扫描面得到的接收帧。另外,各接收帧是通过信号处理部14应用了检波、对数压缩等信号处理后的数据,是输入到合成处理部16的数据。

[0102] 在第二实施方式中,基本图像生成部30通过对预先确定的数量的接收帧(例如2张接收帧)进行单纯平均,而生成基本帧。基本图像生成部30一边沿着时间方向(帧方向)改变成为单纯平均处理的对象的多个接收帧,一边进行单纯平均,由此生成在时间轴上排列的多个基本帧。即,基本图像生成部30通过求出在时间方向上的移动平均来生成多个基本帧。此外,也可以由用户将成为单纯平均的对象的接收帧的数量变更为任意的值。

[0103] 在图7所示的例子中,基本图像生成部30通过对接收帧72、74进行单纯平均,而生成基本帧80。接着,基本图像生成部30通过对时间轴上的下2个接收帧(接收帧74、76)进行单纯平均,而生成基本帧82。基本图像生成部30通过重复进行该处理,而顺序地生成在时间

轴上排列的多个基本帧。

[0104] 另外,边缘强调图像生成部32通过对预先确定的数量的接收帧(例如3张接收帧)应用小波融合法,而生成填补帧。边缘强调图像生成部32一边沿着时间方向改变成为小波融合法的应用对象的多个接收帧,一边进行小波融合法,由此生成在时间轴上排列的多个填补帧。此外,也可以由用户将成为小波融合法的应用对象的接收帧的数量变更为任意的值。

[0105] 在图7所示的例子中,边缘强调图像生成部32通过对接收帧72、74、76应用小波融合法,而生成填补帧84。接着,边缘强调图像生成部32通过对时轴上的下3张接收帧(接收帧74、76、78)应用小波融合法,而生成填补帧86。边缘强调图像生成部32通过重复进行该处理,而顺序地生成在时间轴上排列的多个填补帧。

[0106] 合成部34通过顺序地对在时间轴上排列的多个基本帧和填补帧进行加权平均,而顺序地生成多个输出帧。在图7所示的例子中,合成部34通过对基本帧80和填补帧84进行加权平均来生成输出帧,通过对基本帧82和填补帧86进行加权平均,而生成输出帧,合成部34通过重复进行该处理,而生成在时间轴上排列的多个输出帧。

[0107] 此外,在持久化法中,也可以使用用于生成基本帧的接收帧的数量比用于生成填补帧的接收帧的数量少。在图7所示的例子中,根据2张接收帧生成基本帧,根据3张接收帧生成填补帧。基本帧是通过单纯平均生成的帧,因此与填补帧相比更容易受到对象物的移动的影响。为了对其进行应对,通过减少用于生成基本帧的接收帧的数量,由于针对对象物的移动的响应性变好,因此在进行单纯平均的情况下,也能够防止像的模糊。

[0108] 另外,在持久化法中,也可以进行IIR(Infinite Impulse Response:无限冲激响应)方式的处理。在该情况下,最新的接收帧的加权最大,因此响应性变好。

[0109] (变形例子)

[0110] 以下,参照图8说明上述第一和第二实施方式的变形例子。在图8中表示出在合成部34的合成处理(加权平均处理)时对基本帧和填补帧应用的加权系数的一个例子。

[0111] 在变形例子中,根据使用的探头10的种类,合成部34改变在加权平均处理时应用的加权系数。

[0112] 首先,说明应用作为第一实施方式涉及的合成方法的复合法的情况下的加权系数。在使用凸面型的探头作为探头10的情况下,使用“0.2”作为对填补帧应用的加权系数,使用“0.8”作为对基本帧应用的加权系数。在该情况下,合成部34针对每个像素,将填补帧的数据(例如亮度值)乘以加权系数“0.2”,将基本帧的数据(例如亮度值)乘以加权系数“0.8”,将这些乘法的结果相加,将相加所得的值除以加权系数的合计(1.0)。由此,针对各像素计算被加权平均了的值(例如亮度值),生成输出帧数据。在使用线性型的探头作为探头10的情况下,使用“0.1”作为对填补帧应用的加权系数,使用“0.9”作为对基本帧应用的加权系数。

[0113] 接着,说明应用作为第二实施方式涉及的合成方法的持久化法的情况下的加权系数。在使用凸面型的探头作为探头10的情况下,使用“0.3”作为对填补帧应用的加权系数,使用“0.7”作为对基本帧应用的加权系数。在使用线性型的探头作为探头10的情况下,使用“0.4”作为对填补帧应用的加权系数,使用“0.6”作为对基本帧应用的加权系数。在使用扇区型的探头作为探头10的情况下,使用“0.4”作为对填补帧应用的加权系数,使用“0.6”作

为对基本帧应用的加权系数。

[0114] 如上述,根据使用的探头10的种类,改变在合成部34的加权平均处理时使用的加权系数,而生成与探头10的种类符合的适当的图像。例如,根据探头10的种类,帧速率、探头形状不同,因此通过根据该帧速率、探头形状来改变加权系数,从而生成适当的图像。

[0115] 例如,根据探头10的种类,能够改变超声波波束的偏向角的范围不同,可以根据该可变范围来决定加权系数。例如,在使用该可变范围窄的探头10的情况下,与使用可变范围宽的探头10的情况相比,可以使用大的值作为对填补帧应用的加权系数。

[0116] 此外,图8所示的加权系数的值只不过是一个例子,可以根据探头10的个别特征来改变加权系数。

[0117] 可以将表示图8所示的加权系数表的数据存储在未图示的存储部中。在该情况下,合成部34可以自动地检测与超声波诊断装置主体连接的探头10的种类,从加权系数表中取得与该种类对应的加权系数。例如,在探头10与超声波诊断装置主体连接时,合成部34从该存储器中取得存储在该探头10内的存储器中的表示探头种类的信息,从加权系数表中取得与该信息所示的探头种类对应的加权系数。当然,也可以用户使用输入部26输入表示探头10的种类的信息。在该情况下,合成部34从加权系数表中取得与由用户输入的信息所示的探头10的种类对应的加权系数。

[0118] <第三实施方式>

[0119] 以下,说明本发明的第三实施方式的超声波诊断装置。第三实施方式的超声波诊断装置具备与第一实施方式的超声波诊断装置相同的结构。在第三实施方式中,将通过相互不同的音速得到的多个接收帧作为对象,进行合成处理部16的处理。

[0120] 在第三实施方式中,发送接收部12根据多个不同的延迟处理条件(接收延迟数据组)进行延迟处理,由此形成通过相互不同的音速得到的多个接收帧数据。

[0121] 作为一个例子,使用3种音速。第一音速是1460m/s,第二音速是1360m/s,第三音速是1560m/s。当然,也可以使用3种以外的多种音速。另外,这些音速的值只不过是一个例子,可以根据摄影对象等来改变音速的值。发送接收部12按照第一音速、第二音速、以及第三音速的顺序,一边改变音速,一边重复进行发送接收处理。由此,形成在时间轴上排列的多个接收帧。

[0122] 边缘强调图像生成部32将通过第一音速得到的接收帧数据、通过第二音速得到的接收帧数据、通过第三音速得到的接收帧数据作为对象,与第一实施方式同样地,应用小波融合法,由此生成填补帧数据。边缘强调图像生成部32在每次形成各音速下的接收帧数据时,生成填补帧数据。由此,形成在时间轴上排列的多个填补帧。

[0123] 在第三实施方式中,基本图像生成部30不进行处理。

[0124] 合成部34通过对在特定的音速下得到的接收帧数据(例如在第一音速下得到的接收帧数据)和填补帧数据进行加权平均,而生成输出帧数据。

[0125] 根据第三实施方式,在改变音速而生成接收帧的情况下,通过使用填补帧,也得到对象物的边缘部分被锐化了的图像。

[0126] <第四实施方式>

[0127] 以下,说明本发明的第四实施方式的超声波诊断装置。第四实施方式的超声波诊断装置具备与第一实施方式的超声波诊断装置相同的结构。在第四实施方式中,执行多级

聚焦处理。

[0128] 通过发送接收部12对超声波波束的聚焦控制,生成焦点相互不同的多个接收帧数据。例如,设定第一焦点和第二焦点,发送接收部12一边在第一焦点和第二焦点之间交替地改变超声波波束的焦点,一边重复进行发送接收处理。由此,形成在时间轴上排列的多个接收帧。

[0129] 在图9中表示出在各焦点下得到的接收帧。例如,接收帧90是在第一焦点下得到的接收帧,接收帧92是在第二焦点下得到的接收帧。

[0130] 边缘强调图像生成部32将以第一焦点得到的接收帧90、以第二焦点得到的接收帧92作为对象,与第一实施方式同样地,应用小波融合法,由此生成填补帧数据。边缘强调图像生成部32在每次生成接收帧数据时,生成填补帧数据。由此,形成在时间轴上排列的多个填补帧。

[0131] 在第四实施方式中,基本图像生成部30不进行处理。

[0132] 合成部34通过对以特定的焦点得到的接收帧数据(例如以第一焦点得到的接收帧90)和填补帧数据进行加权平均,而生成输出帧数据。

[0133] 根据第四实施方式,在执行多级聚焦处理的情况下,通过使用填补帧,也得到对象物的边缘部分被锐化了的图像。此外,在上述例子中,2阶段地改变焦点,但也可以3阶段以上地改变焦点。

[0134] 另外,在第四实施方式中,合成部34也可以通过区域单位、或像素单位改变加权系数而进行加权平均。

[0135] <第五实施方式>

[0136] 以下,说明本发明的第五实施方式的超声波诊断装置。第五实施方式的超声波诊断装置具备与第一实施方式的超声波诊断装置相同的结构。在第五实施方式中,将通过频率相互不同的超声波的发送接收得到的多个接收帧作为对象,进行合成处理部16的处理。

[0137] 发送接收部12例如通过频率较高的超声波的发送接收,生成由高次谐波成分构成的接收帧数据(由THI(Tissue Harmonic Imaging:组织谐波成像)分量构成的接收帧数据),通过频率较低的超声波的发送接收,生成由基波成分构成的接收帧数据。发送接收部12通过交替地重复进行频率较高的超声波的发送接收、频率较低的超声波的发送接收,从而交替地生成由高次谐波成分构成的接收帧数据和由基波成分构成的接收帧数据。由此,形成在时间轴上排列的多个接收帧。由控制部24设定各频率。

[0138] 边缘强调图像生成部32将通过低频的超声波的发送接收得到的多个接收帧数据(多个基波成分的接收帧数据)作为对象,与第一实施方式同样地,应用小波融合法,由此生成填补帧数据。边缘强调图像生成部32在每次生成接收帧数据时,生成填补帧数据。由此,形成在时间轴上排列的多个填补帧。

[0139] 在第五实施方式中,基本图像生成部30不进行处理。

[0140] 合成部34通过对高次谐波成分的接收帧数据和填补帧数据进行加权平均,而生成输出帧数据。

[0141] 例如在使用穿刺针的情况下应用第五实施方式。以下,详细说明该点。

[0142] 在图10中表示出第五实施方式的扫描面的一个例子。扫描面94是通过高频的超声波的发送接收形成的扫描面,扫描面96是通过低频的超声波的发送接收形成的扫描面。另

外,穿刺针98进入到扫描面94、96内。

[0143] 相对于由通过高频的超声波得到的高次谐波成分构成的图像,穿刺针98在由通过低频的超声波得到的基波成分构成的图像中容易变得醒目。如超声波波束从与穿刺针98垂直的方向被穿刺针98发送接收那样,使超声波波束偏向而形成扫描面96,使得穿刺针98在由该基波成分构成的图像中更加醒目。

[0144] 在图11中,表示出通过重复进行高频的超声波的发送接收和低频的超声波的发送接收而生成的接收帧列的一个例子。

[0145] 作为一个例子,按照接收帧100、102a、102b、104a、104b、……的顺序,生成各接收帧。接收帧100、102b、104b是由通过高频的超声波的发送接收得到的高次谐波成分构成的接收帧。接收帧102a、104a是由通过低频的超声波的发送接收得到的基波成分构成的接收帧。

[0146] 边缘强调图像生成部32例如将接收帧102a、104a作为对象,应用小波融合法,由此生成填补帧106。合成部34通过对接收帧102b和填补帧106进行加权平均,而生成输出帧108a,通过对接收帧104b和填补帧106进行加权平均,而生成输出帧108b。此后,边缘强调图像生成部32将时间轴上的下2个接收帧作为对象,应用小波融合法,由此生成填补帧,合成部34通过对时间轴上的下一个接收帧和填补帧进行加权平均,而生成输出帧。此后,在每次生成接收帧时,重复进行这些处理,形成在时间轴上排列的多个输出帧。

[0147] 如以上那样将穿刺针容易变得更醒目的由基波成分构成的接收帧作为对象,应用小波融合法,由此穿刺针的边缘成分更加被锐化。由高次谐波成分构成的接收帧是画质优先的接收帧,因此通过对由该高次谐波成分构成的接收帧和填补帧进行合成,得到生物体内组织的画质良好并且穿刺针更尖锐化了的超声波图像(B模式断层图像)。

[0148] 此外,在上述第一~第五实施方式中,将二维的接收帧作为对象进行处理,但也可以将三维的体数据作为对象进行处理。

[0149] 附图标记说明

[0150] 14:信号处理部;16:合成处理部;28:存储器;30:基本图像生成部;32:边缘强调图像生成部;34:合成部。

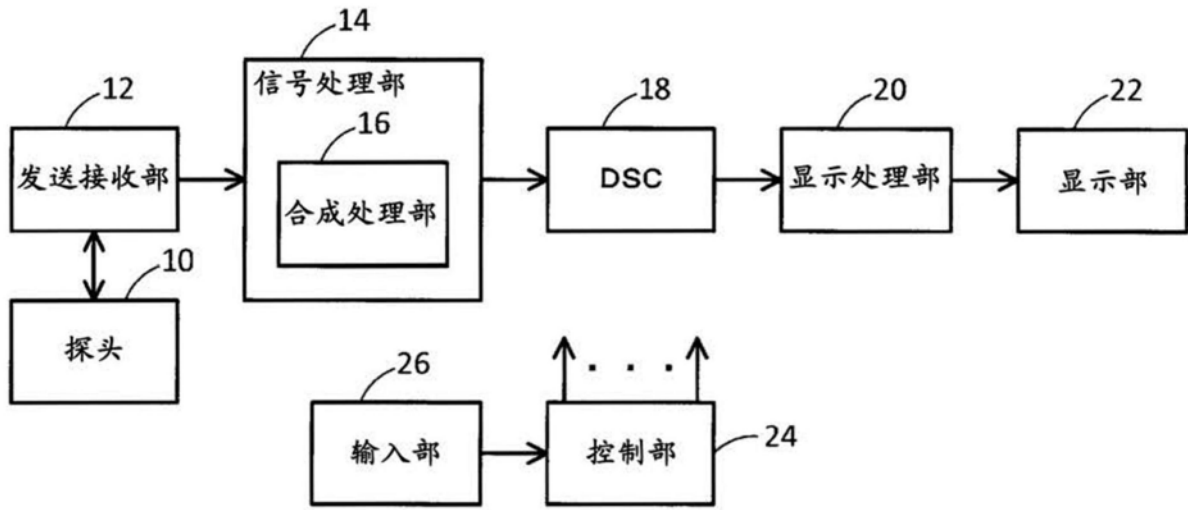


图1

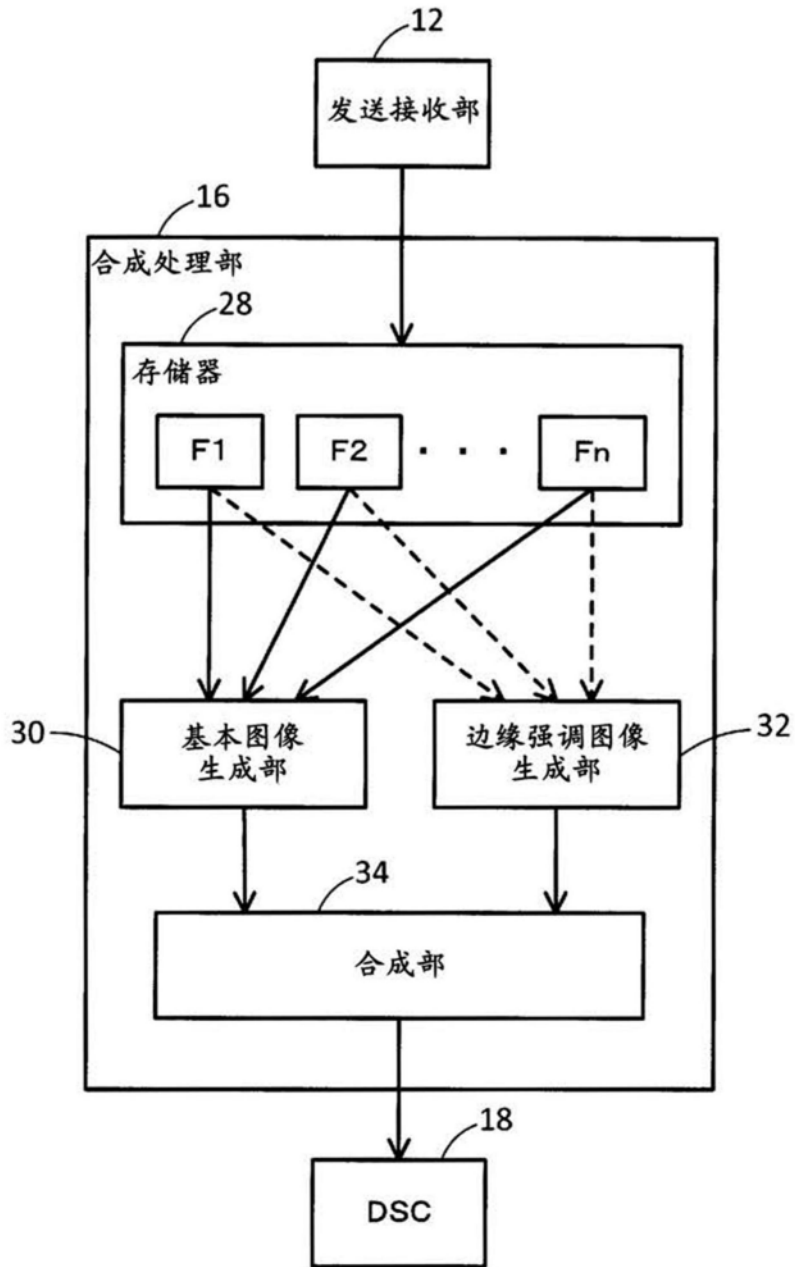


图2

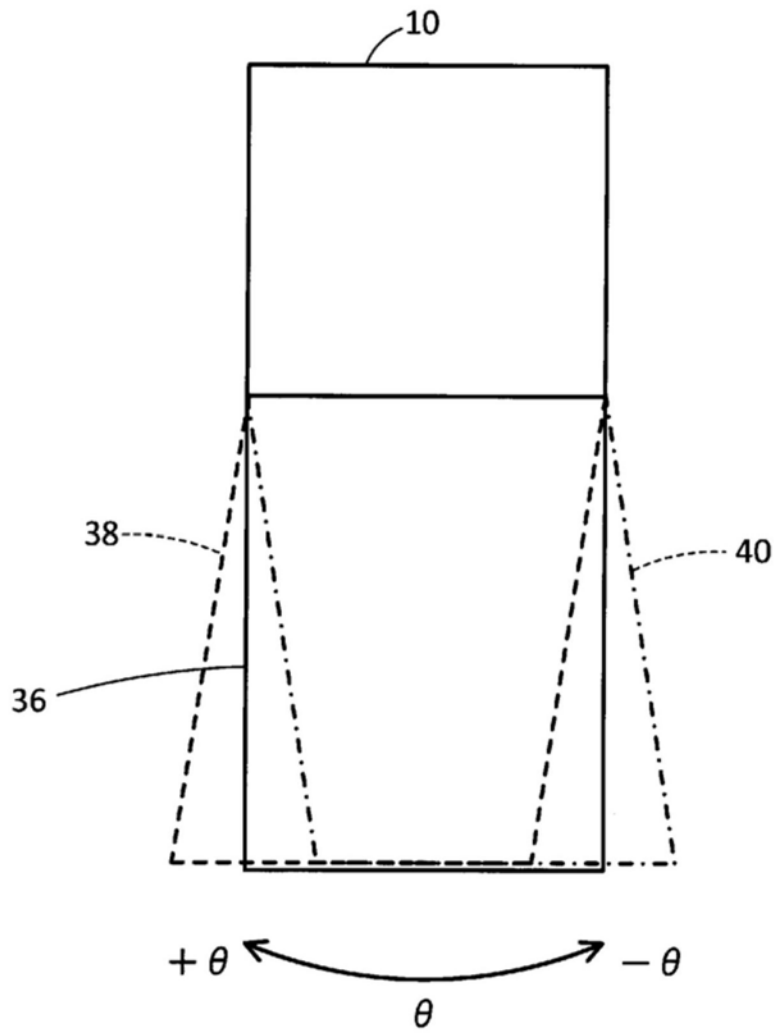


图3

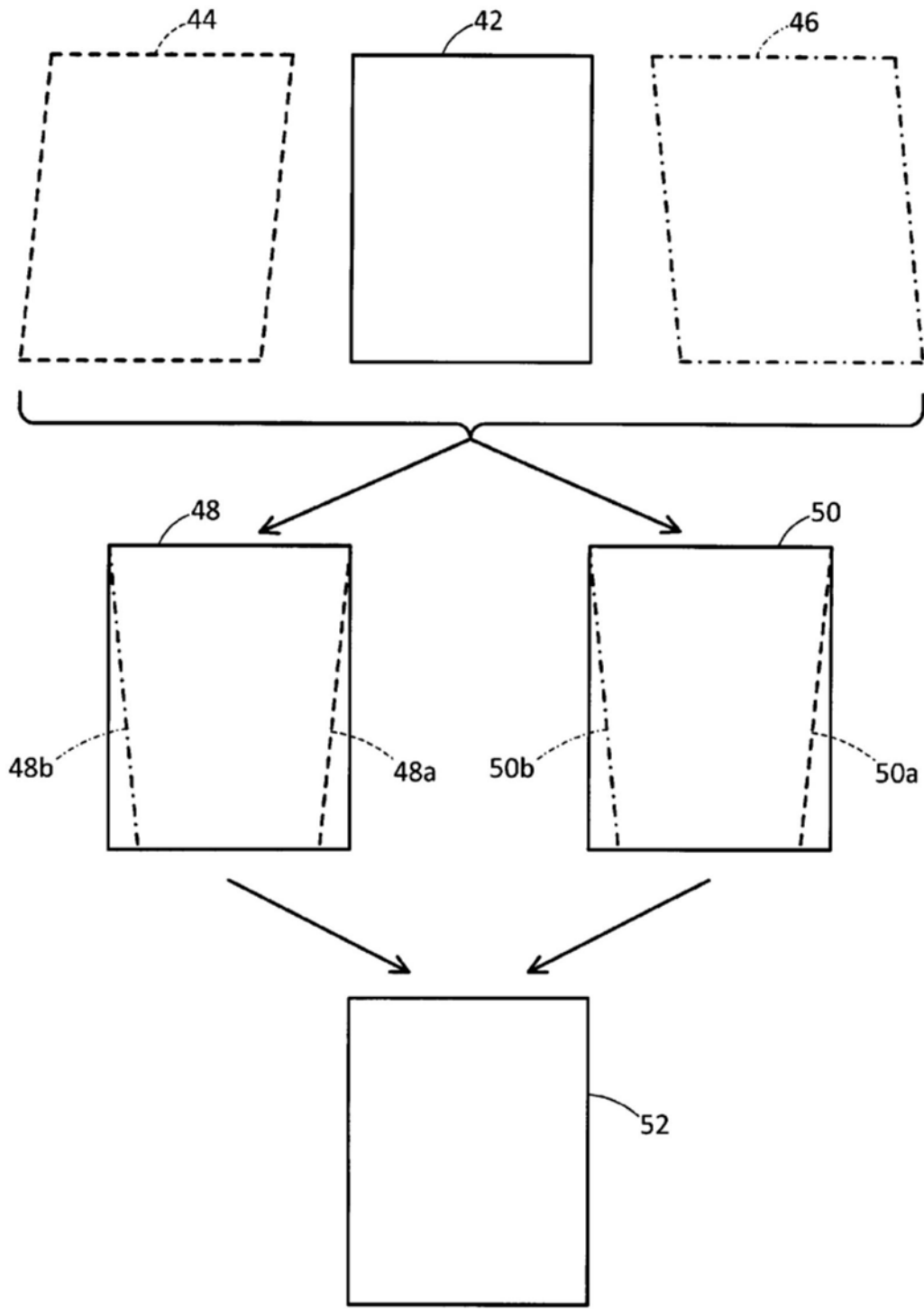


图4

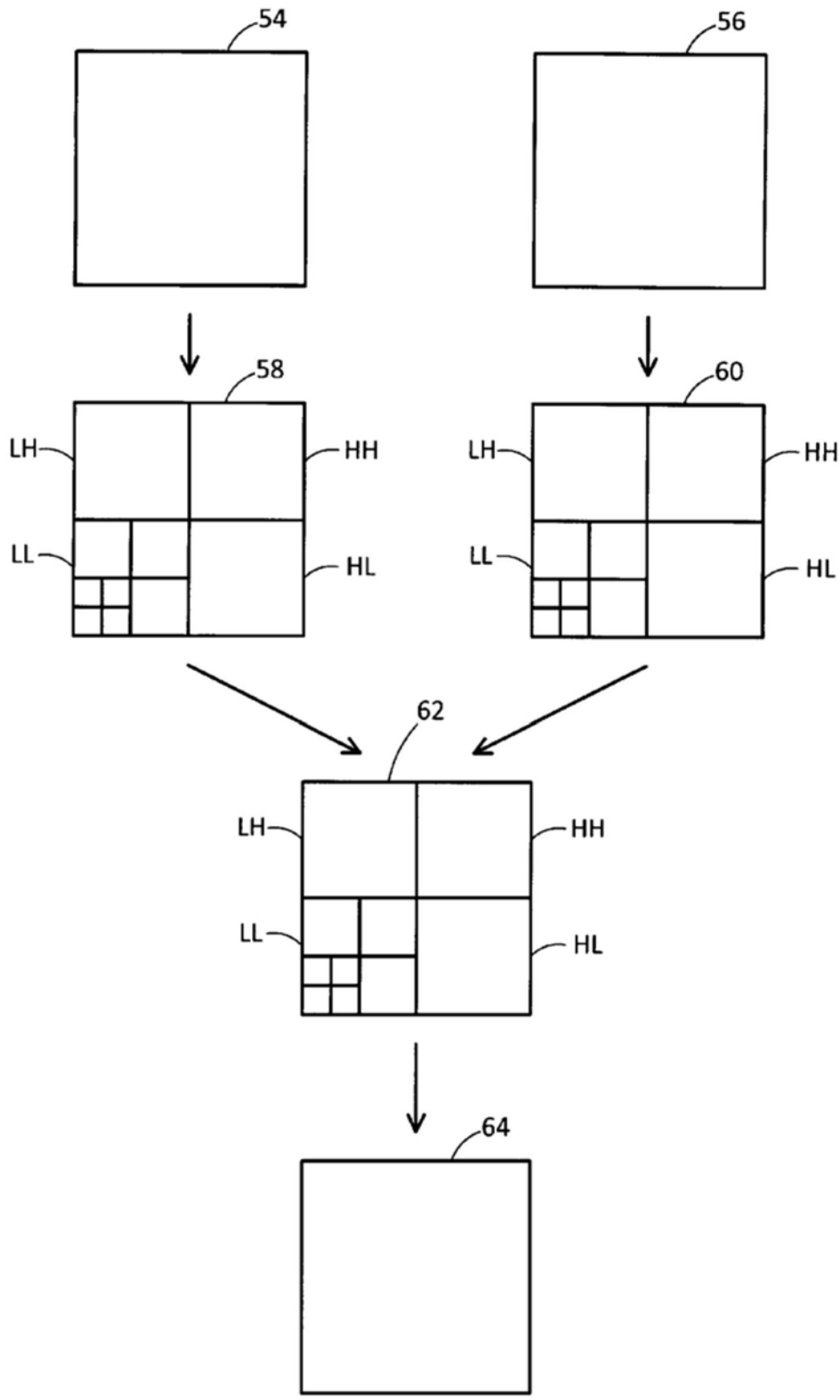


图5

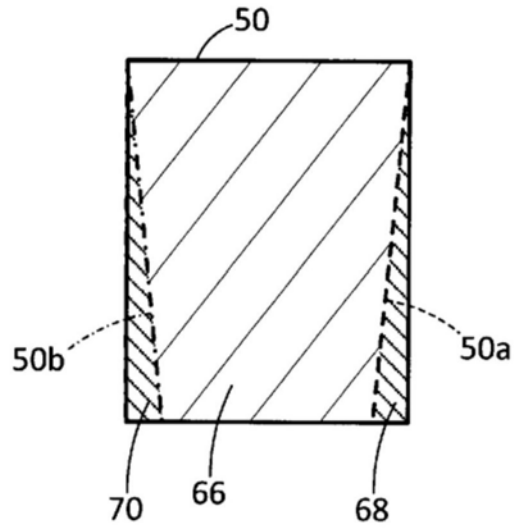


图6

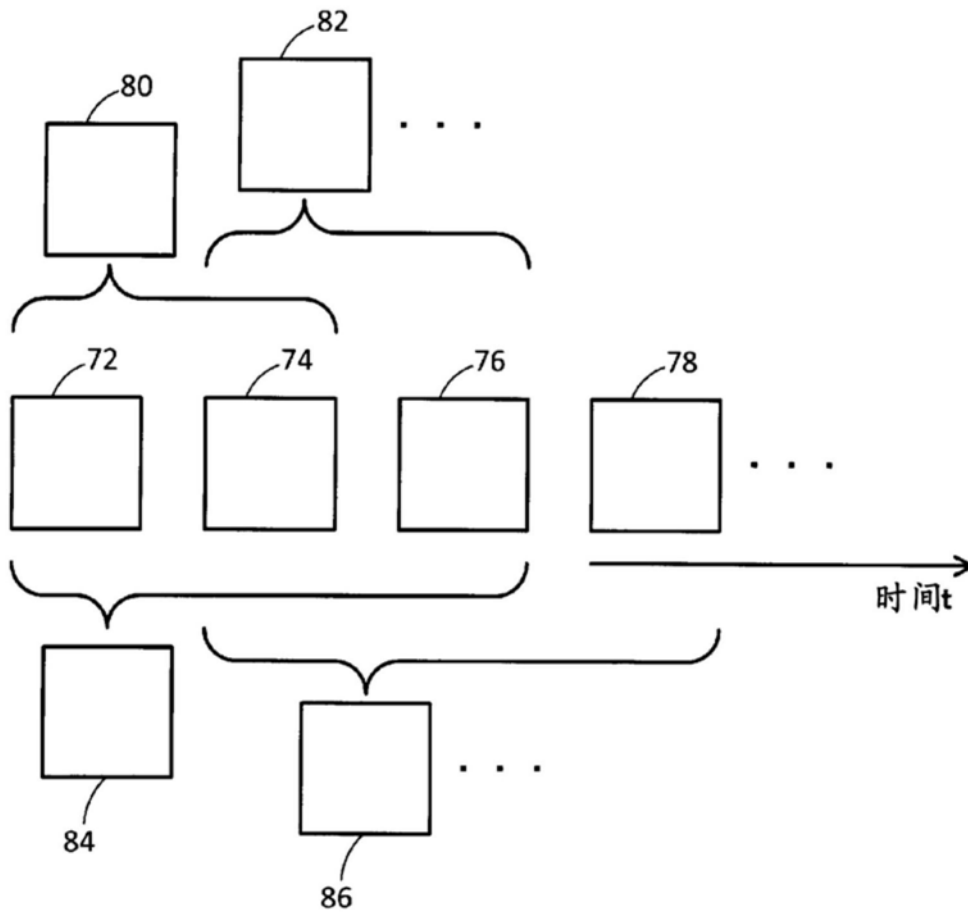


图7

		合成法	
		复合	持久化
探头种类	凸面	0.2	0.3
	线性	0.1	0.4
	扇区	NA	0.4

图8

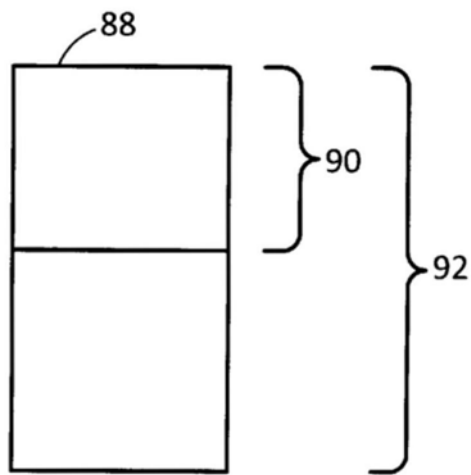


图9

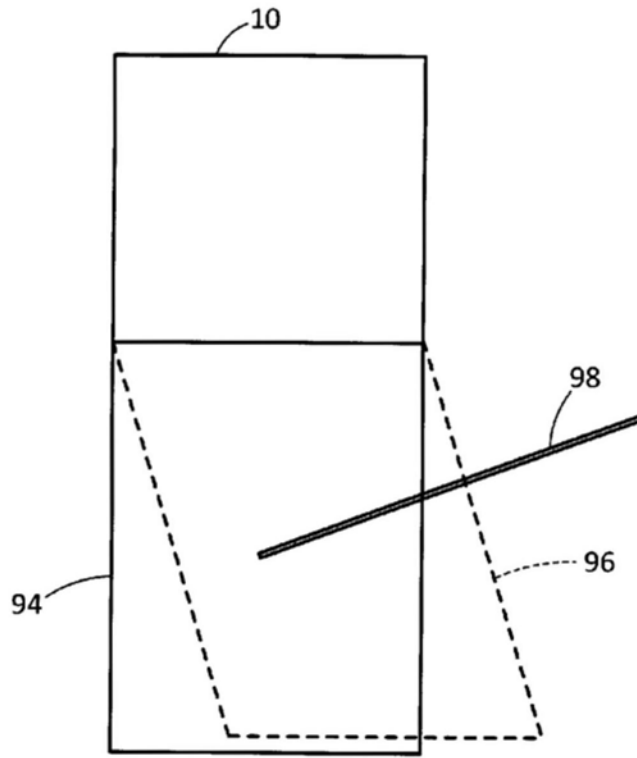


图10

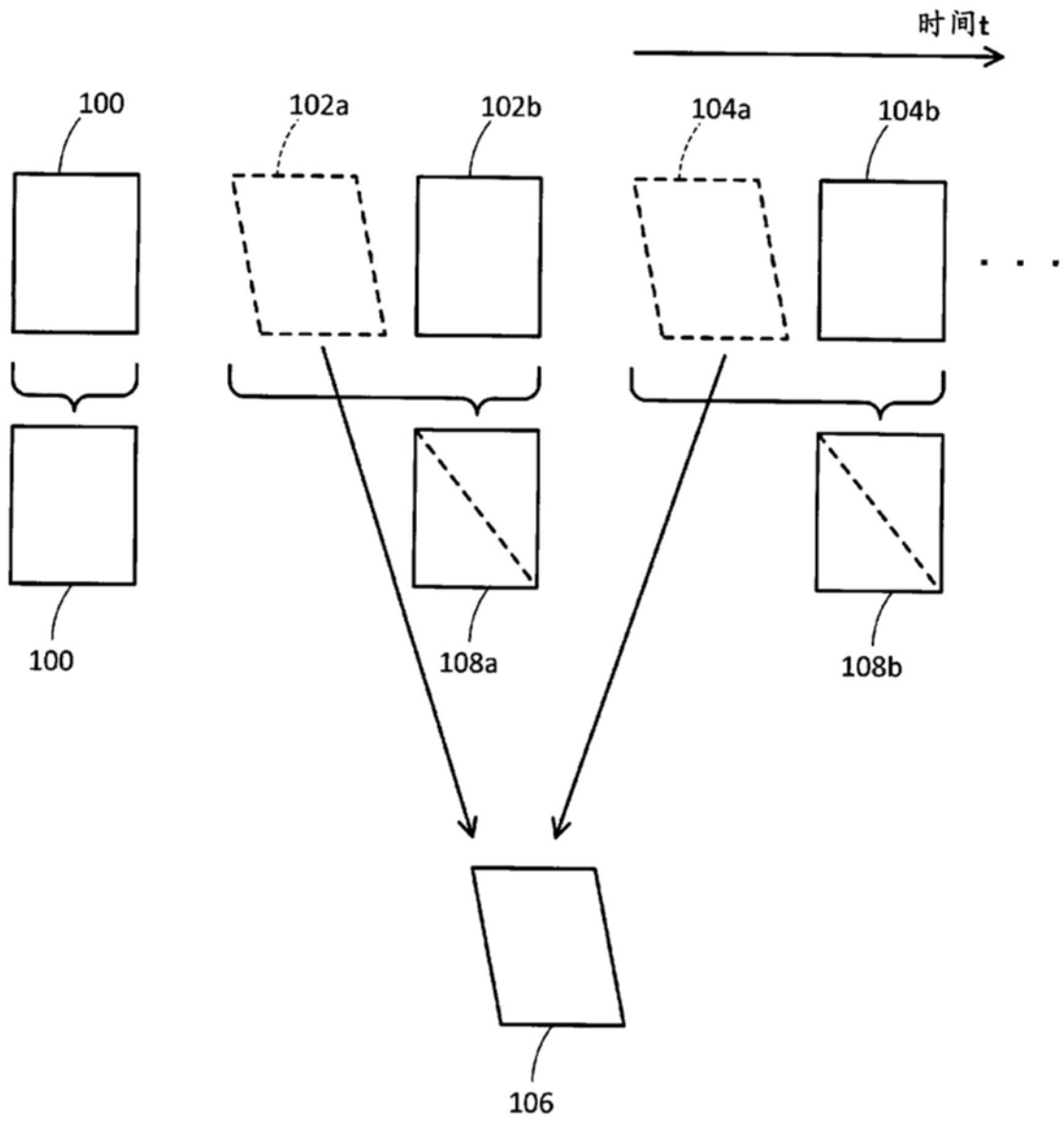


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置和程序		
公开(公告)号	CN109996499A	公开(公告)日	2019-07-09
申请号	CN201780071221.X	申请日	2017-11-10
[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	藤井信彦		
发明人	藤井信彦		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/5246 A61B8/5253 A61B8/5207 G06T5/003 G06T2207/10132 G06T2207/20192		
优先权	2017052570 2017-03-17 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

基本图像生成部通过对由超声波的发送接收得到的接收帧列进行合成来生成基本帧，边缘强调图像生成部根据接收帧列，生成强调了对象物的边缘成分的填补帧。合成部通过对基本帧和填补帧进行合成来生成输出帧。

