



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104039235 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201280066935. 9

(22) 申请日 2012. 11. 15

(30) 优先权数据

2012-002796 2012. 01. 11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/079637 2012. 11. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/105339 JA 2013. 07. 18

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 植田充 宇野隆也

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

代理人 黄威 董领逊

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101199430 A, 2008. 06. 18,

CN 101866480 A, 2010. 10. 20,

JP 特开 2004-290393 A, 2004. 10. 21,

US 2001/0014773 A1, 2001. 08. 16,

US 2005/0124886 A1, 2005. 06. 09,

US 2007/0049825 A1, 2007. 03. 01,

US 2011/0118604 A1, 2011. 05. 19,

US 2011/0184292 A1, 2011. 07. 28,

US 6224552 B1, 2001. 05. 01,

WO 2005/059591 A1, 2005. 06. 30,

审查员 李明泽

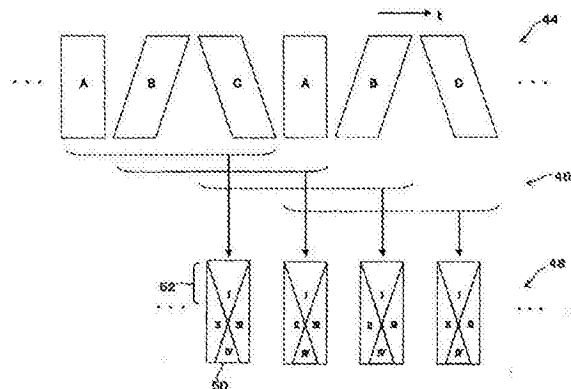
权利要求书1页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

在超声波诊断装置中,在具有由三种类型的帧A、B和C所获得的帧组作为单元的帧序列上连续地执行移动平均处理,从而连续地产生合成的帧。每个合成的帧具有中心子区域和多个外围子区域。为了在产生各合成的帧时匹配多个子区域之间的增益,在个别外围子区域应用特殊的合成条件。具体地,执行将相同数据值冗余地代换合成计算方程中的多个元素的处理。使用该空间合成,能够消除或减小在多个子区域之间的增益差异。



CN 104039235 B

1. 一种超声波诊断装置,包括:

发送和接收单元,其在切换波束偏转条件的同时顺序地形成 n 个波束扫描平面,其中 n 是大于或等于 2 的整数,以产生 n 个帧数据组;以及

合成单元,其通过所述 n 个帧数据组的合成处理来产生合成的帧数据,其中

当所述 n 个帧数据组空间上重叠时,基于重叠结构的差异来定义多个子区域,

所述多个子区域包括中心子区域和多个外围子区域,在所述中心子区域中合成全部的所述 n 个帧数据组,在所述外围子区域中合成所述 n 个帧数据组的部分,

在各所述外围子区域的合成处理中,应用对在所述外围子区域中的重叠结构相对于在所述中心子区域中的重叠结构的不足进行补偿的条件,使得在所述中心子区域中的合成处理之后的增益和在各所述外围子区域中的合成处理之后的增益相匹配,并且

在各所述外围子区域的合成处理中,通过覆盖所述外围子区域的相同帧数据的复制使用来对在外围子区域中的重叠结构相对于在所述中心子区域中的重叠结构的不足进行补偿,其中,所述相同帧数据具有关于正负号对称的偏转角或具有与关于正负号对称的偏转角相近的偏转角。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中

在各所述外围子区域的合成处理中,覆盖所述外围子区域的所述相同帧数据被参照两次。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中

数字 n 是大于或等于 3 的奇数,

所述 n 个波束扫描平面包括由 0 度的波束偏转角形成的波束扫描平面,以及由关于正负号对称的波束偏转角形成的至少一个波束扫描平面对,并且

相应于所述波束扫描平面对的帧数据对具有相同的增益关系。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中

所述合成单元包括:

合成函数,其为所述多个子区域之间的共有函数,并且其在分母中具有值 n 并且在分子中具有 n 个加性元素;以及

对应表,其为对于各子区域记录 n 个帧数据标识符的表,所述 n 个帧数据标识符用于赋给待代换所述 n 个加性元素的 n 个回波值,并且其中以复制的方式记录相同帧数据识别符,从而对各外围子区域的重叠结构的不足进行补偿,并且

所述合成单元在参照各子区域的所述对应表的同时将 n 个回波值代入合成函数,并且执行所述合成函数。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中

所述合成单元进一步包括内插单元,其通过基于所述 n 个帧数据组的全部或部分的内插处理来产生待代换所述 n 个加性元素的所述 n 个回波值的全部或部分。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中

所述 n 个帧数据组由在活体中产生的谐波回波分量形成。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,并且尤其涉及多个帧数据组的合成处理;也就是空间合成处理。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置正被用于医学领域。超声波诊断装置发送超声波到活体并且接收来自活体的超声波,并且基于由超声波的发送和接收所获得的信息来形成超声波图像。例如,当使用超声波诊断装置用 B 模式图像(二维黑白断层图像)观测颈动脉、乳腺等时,使用电动线性扫描探针。在电动线性扫描中,用于形成波束的发送和接收开口被设定在探针中的阵列换能器上,并且扫描发送和接收开口。通过这种处理,超声波波束被线性地扫描,并且形成波束扫描平面。通常,超声波波束形成在垂直于阵列换能器的方向上;也就是,0 度的波束偏转角的方向上。当超声波波束的线性扫描在这种条件下执行时,将形成长方形波束扫描平面。当利用凸形探针时,在 0 度的波束偏转角的条件下,将会形成扇形的波束扫描平面。

[0003] 与相关技术的超声波诊断相比,已知一种空间合成的方法。在空间合成中,多个波束扫描平面被重复地形成,同时以循环的方式切换波束偏转条件,并且因此获得以时序次序布置的帧数据阵列。在帧数据阵列中,随后用预定数量的帧作为单元来顺序地执行合成处理,以顺序地生成合成帧数据。根据空间合成,能够基于通过在关于某组织的多个方向上执行超声波的发送和接收而获得的数据来形成图像,产生组织的优等图像。另外,这种方法能够减少诸如在空间中呈现的伪影的与信号相关的噪声。

[0004] 在上述空间合成中,在二维合成空间中,产生了多个子区域;也就是,基于多个帧数据组的重叠方式的不同而限定了多个子区域;也就是,重叠结构的不同。例如,当在 0 度的波束偏转角的条件下获得的长方形形状的基本帧数据组、在 +15 度的波束偏转角的条件下获得的平行四边形形状的正侧偏转帧数据组、以及在 -15 度的波束偏转角的条件下获得的平行四边形形状的负侧偏转帧数据组被合成时,产生三个帧数据组重叠的中心子区域(I)、两个帧数据组重叠的两外围子区域(II)和(III)、以及仅基本帧数据组存在的深入子区域(IV)。深入子区域(IV)是通常不被显示的区域。

[0005] 基本上,空间合成为在多个帧之间的各区域中的坐标执行加性平均处理。在上述实例结构中,在中心子区域(I)中,执行加性平均计算以将由三个帧数据组获得的三个回波值之和除以 3,并且在两外围子区域(II)和(III)中,执行加性平均计算以将由两个帧数据组获得的两个回波值之和除以 2。

[0006] 然而,当比较超声波波束没有被偏转的情况(0 度的波束偏转角的情况)和超声波波束被偏转的情况时,通常,后者的增益低于前者的增益。这是因为,即使在阵列换能器上的物理接收开口的尺寸不变,接收开口的有效尺寸随波束偏转角的增加而减小,并且,相似地,由于波束偏转角增加,使个别换能器元件的有效面积减小。从阵列换能器到在某一深度处的观察点的超声波传播距离还取决于波束偏转角而改变,并且因此,除非发送条件和接

收条件根据波束偏转角精确地改变,否则很难匹配在具有不同偏转条件的多组数据之中的增益。

[0007] 在上文所述的环境下,趋于在合成处理之后的合成帧数据中的子区域之间产生增益差异,并且因而,具有在子区域之间的边界突出的问题。专利文献 1 公开了一种应用加权加性处理的技术,其中权值在子区域之间的边界周围平滑地改变。虽然该处理本身是有效的,但是没有根本地消除在子区域之间的增益差异。专利文献 2 还公开了一种加权加性处理。专利文献 2 还公开了校正信号振幅的变化。然而,为了根据波束偏转角精确地调整增益,将会需要非常复杂的控制。

[0008] 相关技术参考

[0009] 专利文献

[0010] [专利文献 1] JP2003-61955A

[0011] [专利文献 2] JP2002-526229A

发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 如所述,在空间合成处理之后,趋于在子区域之间产生增益差异。由于这种增益差异,具有在图像中作为障碍物的边界线趋于在超声波图像上的子区域之间出现的问题。特别地,该问题在空间合成处理被应用于谐波分量时变得特别显著。

[0014] 本发明的优点在于提高通过空间合成而产生的超声波图像的图像质量。本发明的另一个优点在于不产生在合成的帧数据中的子区域之间的增益差异,或尽管产生此增益差异,也减小增益差异。本发明的又一个优点还在于通过简单的结构来消除或减小增益差异。

[0015] 问题解决方案

[0016] 根据本发明的一个方案,提供一种超声波诊断装置,包括:发送和接收单元,其在切换波束偏转条件的同时顺序地形成 n 个波束扫描平面(其中 n 是大于或等于 2 的整数),以产生 n 个帧数据组;以及合成单元,其通过所述 n 个帧数据组的合成处理来产生合成的帧数据,其中当所述 n 个帧数据组空间上重叠时,基于重叠结构的差异来定义多个子区域,所述多个子区域包括中心子区域和多个外围子区域,在所述中心子区域中合成全部的所述 n 个帧数据组,在所述外围子区域中合成所述 n 个帧数据组的部分,并且,在各所述外围子区域的合成处理中,应用对在外围子区域中的重叠结构相对于在中心子区域中的重叠结构的不足进行补偿的条件,使得在所述中心子区域中的合成处理之后的增益和在各所述外围子区域中的合成处理之后的增益相匹配。

[0017] 根据上文所述的结构,由所述发送和接收单元来形成 n 个波束扫描平面。所述 n 个波束扫描平面在各自不同的波束偏转条件下形成。所述合成单元使用相应于所述 n 个波束扫描平面的所述 n 个帧数据组来产生合成的帧数据。在二维合成空间中,基于所述 n 个帧数据组的重叠方式的不同定义了多个子区域;也就是,重叠结构。在此情况下,理论上,将产生具有数量为 n 的重叠的子区域到具有数量为 1 的重叠的子区域。然而,在显示区域外的所述子区域或部分可能从处理目标中忽略。由于实际重叠结构在所述多个子区域中不是均匀的,当在各子区域中执行简单的加性平均处理时,将导致增益差异。因此,在上文所述的结构中,各子区域呈现出具有相同的重叠结构。期望地,重叠结构的不足被在合成处理中进行

补偿,使得在各外围子区域(部分帧数据组重叠的子区域)的合成处理中产生与所述中心子区域(全部帧数据组重叠的子区域)的重叠结构相似的重叠结构。在此情况中,例如,可以重复地参照覆盖所述外围子区域的帧数据,以增加在合成处理中待使用的数据的呈现。根据此方法,可以在所述多个子区域之中利用用于合成处理的共有计算方程。可替换地,代替重复地参照相同帧数据,数据可以乘以相应于参照物的数量的系数以获得相似的结果。

[0018] 如所述的,上文所述的方法集中于子区域之中的实际重叠结构的差异,并且应用必要的补偿(在计算上操作),使得重叠结构呈现为在用于合成处理的子区域之中相同。换句话说,在所述多个子区域之间匹配合成处理的条件(期望地,加性平均条件)。通过该结构,消除或减小了在所述子区域之间的增益差异。此结构使得呈现在超声波图像上的并且构成障碍的边界线消失或减少,并且实现了整个超声波图像的均匀的感觉或亮度。

[0019] 对于不足的补偿,理想地,使用具有与丢失帧数据相同的增益关系的帧数据(具有关于正负号对称的偏转角)。可替换地,可以使用具有相近增益关系(具有与关于正负号对称的偏转角相近的偏转角)的帧数据。期望地,参照所述中心子区域的合成处理条件来匹配所述外围子区域的合成处理条件。可替换地,可以将特定的外围子区域的合成处理条件设定为基准,并且可以将包括所述中心子区域的其它子区域的合成处理条件与该基准相匹配。

[0020] 可替换地,除如上文所述的增益差异补偿之外,可以同时应用如专利文献1所述的加权处理。根据该组合,当增益差异即使在如上文所述的增益差异补偿之后仍然保持时,能够设定边界线不突出。

[0021] 根据本发明的另一个方案,优选地,对所述外围子区域中的重叠结构的不足进行补偿的条件是以复制的方式来参照覆盖所述外围子区域并且具有与不覆盖所述外围子区域的帧数据相同的增益关系的帧数据的条件。通常,在关于正负号对称的波束偏转角下获得的帧数据对之间满足相同的增益关系。期望地,判定多个波束偏转条件以使得满足一个或多个这样的关系。

[0022] 根据本发明的另一个方案,优选地,数字 n 是大于或等于3的奇数,所述 n 个波束扫描平面包括由0度的波束偏转角形成的波束扫描平面,以及由关于正负号对称的波束偏转角形成的至少一个波束扫描平面对,并且相应于所述一对波束扫描平面的帧数据对具有相同的增益关系。

[0023] 根据本发明的另一个方案,优选地,所述合成单元包括:合成函数,其为所述多个子区域之间的共有函数,并且其在分母中具有值 n 并且在分子中具有 n 个加性元素;以及对表,其为其中为各子区域记录 n 个帧数据标识符的表,所述 n 个帧数据标识符用于赋给待代入所述 n 个加性元素的 n 个回波值,并且其中以复制的方式记录相同帧数据标识符,从而对各外围子区域的重叠结构的不足进行补偿,并且所述合成单元在参照各子区域的所述对应表的同时将 n 个回波值代入所述合成函数,并且执行所述合成函数。

[0024] 根据上文所述的结构,利用多个子区域之间的共有合成函数。也就是说,不再需要为各子区域准备专用合成函数。所述合成函数是期望的应用加性平均处理的函数,并且分母为与加项的数量相应的值 n 。分子由 n 个加性元素形成。将 n 个加性元素相加,且实际值被代入加性元素。对应表指示该代换。在表中,以复制的方式记录用于某一外围子区域的相同帧数据标识符,使得能够应用上文所述的补偿。即使在波束偏转角(绝对值)改变时,

只要保持正负对称,表的内容也不需要改变。当如专利文件 1 所述的加权处理将被结合地应用时,可以将加权系数应用到分子的个别加性元素上,或可以在回波值在合成函数中被代换之前对所述回波值应用加权处理。

[0025] 根据本发明的另一个实施例,优选地,所述合成单元进一步包括内插单元,其基于 n 个帧数据的全部或部分通过内插处理来产生待代入 n 个加性元素的 n 个回波值的全部或部分。当在所述帧数据之间的采样布置(坐标系)不同时,通过基于外围数据的内插处理来产生所需的数据。

[0026] 根据本发明的另一个方案,优选地,用在活体中产生的谐波回波分量来形成所述 n 个帧数据组。由于谐波分量与基波分量相比是显著衰减的,趋于产生由于传播距离等的差异导致的增益差异,并且因此,上述方法的应用是可期望的。

[0027] 可替换地,所述多个帧数据组的合成处理能够通过诸如计算机的信息处理装置执行。在此情况中,由超声波系统提供的帧数据阵列在线或离线地被输入到信息处理装置。

附图说明

[0028] 图 1 是显示根据本发明的优选的实施例的超声波诊断装置的框图。

[0029] 图 2 是显示合成处理的第一实例的概念图。

[0030] 图 3 是显示第一比较例的图,并且其显示各区域的合成处理的内容。

[0031] 图 4 是显示第一实例的图,并且其显示各区域的合成处理的内容。

[0032] 图 5 是显示图 1 中所示的合成单元的实例结构的图。

[0033] 图 6 是显示合成处理的第二实例的概念图。

[0034] 图 7 是显示第二比较例的图,并且其显示各区域的合成处理的内容。

[0035] 图 8 是显示第二实例的图,并且其显示各区域的合成处理的内容。

具体实施方式

[0036] 将会参照附图详细描述本发明的优选的实施例。

[0037] 图 1 显示根据本发明的优选的实施例的超声波诊断装置。图 1 是示意地显示超声波诊断装置的整体结构的框图。该超声波诊断装置用于医学领域,并且其是通过向活体发送超声波以及从活体接收超声波而形成超声波图像的装置。

[0038] 在图 1 中,阵列换能器 10 被设置于探针(未显示)中,并且通过阵列换能器 10 来发送和接收超声波。在图 1 的实例结构中,阵列换能器 10 包括以线性形状布置的多个换能器元件 10a。也就是,在本实施例中,利用了线性探针。可替换地,可以利用凸起型探针等。

[0039] 开口 12 被设定在阵列换能器 10 上。例如,开口 12 是发送和接收开口。通过使用开口 12 发送超声波,形成发送波束,并且使用开口 12 来接收反射波。基于通过接收产生的多个接收信号,通过将在下文描述的整相求和处理(phase-alignment and summing process)来形成接收波束。附图标记 14 表示实例的超声波波束,并且该超声波波束 14 与发送/接收总波束(发送/接收联合波束)相关。超声波波束 14 形成在与阵列换能器 10 的布置方向垂直的方向上。也就是说,超声波波束 14 的波束偏转角是 0 度。通过沿布置方向扫描开口 12;也就是,通过执行电动线性扫描,超声波波束 14 被线性地扫描,并且形成扫描平面 16。扫描平面 16 与二维数据捕捉区域相对应。扫描平面 16 具有长方形形状。

[0040] 在本实施例中,为了执行空间合成方法,扫描平面 20 和 24 在扫描平面 16 之后顺序地形成。也就是说,三个扫描平面 16, 20 和 24 以循环的方式产生。更具体地,使用开口 12,在正侧的 $+\alpha$ 度的波束偏转角的方向上形成超声波波束 18,并且超声波波束 18 被电扫描的同时保持波束偏转角,从而形成扫描平面 20。扫描平面 20 可以被认为是正侧偏转扫描平面。相似地,使用开口 20 设定在负侧的 $-\alpha$ 度的波束偏转角,并且在该方向上形成超声波波束 22。超声波波束 22 被电扫描的同时保持波束偏转角,从而形成扫描平面 24。扫描平面 24 可以被认为是负侧偏转扫描平面。扫描平面 20 和 24 具有相互成反向定向的平行四边形形状。

[0041] 在本实施例中,被设定为用于形成扫描平面 20 的 $+\alpha$ 度的波束偏转角以及被设定为用于形成扫描平面 24 的 $-\alpha$ 度的波束偏转角是相同的角度(按照绝对值)。也就是,扫描平面 20 和扫描平面 24 形成一对。通过在正侧和负侧均设定相同的波束偏转角,能够匹配增益。相似地,在使用凸起型探针的情况中,可以应用与上文所述相似的发送和接收序列。

[0042] 发送单元 26 为发送波束成形器,并且在发送期间提供平行于多个换能器元件的多个发送信号。借助该结构,超声波被发送到活体的内部。在活体中的各反射点处被反射的回波(反射波)被阵列换能器 10 接收,并且多个接收信号从形成接收开口的多个换能器元件平行地输出,并且被输入到接收单元 28。接收单元 28 为接收波束成形器,并且对多个接收的信号执行整相求和处理,以在整相求和之后输出作为接收信号的波束数据。

[0043] 为一个扫描平面输出一个帧数据组(此后简单地提及为“帧”)。一帧由布置在扫描方向上的多个波束数据组形成,并且每个波束数据组由布置在深度方向上的多个回波值(回波数据)形成。实际上,按时序次序发送回波数据阵列。

[0044] 信号处理器 30 为对波束数据执行各种信号处理的模块。可替换地,信号处理器 30 可以基本上通过软件功能来实现。信号处理器 30 一般包括检波器、增益控制器、对数压缩器、帧相关装置等。在本实施例中,信号处理器 30 进一步包括谐波分量提取器 32 和合成单元 34。谐波分量提取器 32 为用于提取在活体中产生的谐波分量的模块。例如,可以使用诸如带通滤波、脉冲反相(pulse inversion)、脉冲调制等各种方法来提取包括在接收信号中的谐波分量。例如,当应用脉冲反相时,执行两次发送同时对于各波束地址反转相位。

[0045] 合成单元 34 为用于执行空间合成处理的模块。具体地,在本实施例中,在以时序次序输入的帧阵列中,执行用 3 帧作为单元的合成帧的处理,以产生合成帧。合成单元 34 输出合成的帧阵列(合成的帧数据阵列)。稍后将会参照图 2 等详细描述合成单元 34 的具体功能。

[0046] 数字扫描转换器(DSC)36 为基于输入帧形成 B 模式图像(二维黑白断层图像)的模块。DSC36 具有插值函数、坐标变换函数等。产生的图像数据通过显示处理器(未显示)被发送到显示单元 38。在显示单元 38 中,B 模式图像作为视频图像或作为静止图像被显示。在本实施例中,能够显示出应用了空间合成的 B 模式图像;特别是,在帧内的增益差异被补偿的 B 模式图像。由于此,和相关技术相比,B 模式图像的图像质量能够被提升。当执行如上文所述的谐波分量的提取时,谐波图像作为 B 模式图像被显示。在此情况中,在活体中的组织中产生的谐波或在活体中的造影剂中产生的谐波分量被显示在屏幕上。

[0047] 控制器 40 执行如图 1 所示的结构的操作控制。输入单元 42 被连接到控制器 40。输入单元 42 由操作面板形成,并且该操作面板具有诸如键盘和轨迹球的各种输入装置。例

如,在图 1 的实例结构中,电影存储器 (cine memory) 被设置在信号处理器 30 和 DSC36 之间。该电影处理器具有存储帧阵列的环形缓冲区的结构。可选地,这种电影处理器可以设置在 DSC36 的下游。此外,合成单元 34 可以设置在 DSC36 的下游。在此情况下,对显示帧阵列应用空间合成处理。在这种情况下,同样优选地,应用将在下文描述的增益补偿条件。

[0048] 图 2 显示通过图 1 所示的合成单元执行的合成处理的第一配置。附图标记 44 显示输入到合成单元的帧阵列 (帧数据阵列)。帧阵列 44 由布置在时间轴方向上的多个帧构成,并且更具体地,一般由 3 种类型的帧 A、B 和 C 构成。帧 A 相应于图 1 所示的扫描平面 16;也就是,帧 A 为在 0 度的波束偏转角条件下获得的帧。帧 B 是相应于图 1 所示的扫描平面 20 的帧;也就是,帧 B 为在正侧的 $+\alpha$ 度的波束偏转角的条件下获得的帧。帧 C 是相应于图 1 所示的扫描平面 24 的帧;也就是,帧 C 为在负侧的 $-\alpha$ 度的波束偏转角的条件下获得的帧。以循环的方式获得这 3 种类型的帧。

[0049] 在图 2 中,附图标记 46 显示移动平均处理。在移动平均处理 46 中,在作为单元的帧阵列 44 的三个帧上重复地执行加性平均处理。在图 2 中,用括号显示加性平均处理的各单元。以此方式,空间合成处理;也就是,联合处理,在 3 帧的单元上顺序地执行。

[0050] 由于该处理,产生合成的帧阵列 (合成的帧数据阵列) 48。合成的帧阵列 48 由以时序次序布置的多个合成的帧 50 构成。通过使帧 A、B 和 C 在二维合成空间上重叠而产生各合成的帧 50 中的每一个,并且在右侧和左侧伸出的部分被切除。也就是说,这些部分不是合成处理的目标。由此,在合成帧 50 中的区域 (整个区域) 基于三个帧的重叠的方式的差异,也就是,重叠结构的差异,而被分为 4 个区域 (子区域)。更具体地,如图 2 所示,定义了区域 I、区域 II、区域 III 和区域 IV。

[0051] 在此,区域 I 为 A、B 和 C 三帧重叠的区域,区域 II 为 A、B 两帧重叠的区域,区域 III 为 A、C 两帧重叠的区域,并且区域 IV 为仅被帧 A 覆盖的区域。也就是说,在区域 IV 中重叠的数量是 1。以此方式,基于 3 个帧的形式差异,重叠的数量以及重叠结构在合成帧 50 的局部区域中不同,并且由此,定义了 4 种区域。实际上,仅显示了探针附近的区域。该区域在图 2 中显示为显示区域 52。实际上,原则上不显示区域 IV。然而,显示区域 52 在深度方向上的尺寸;也就是,测量范围,能够变化并且能够通过用户设定。

[0052] 如所述的,由于重叠结构或重叠的数量取决于局部区域而不同,如果简单地执行加性平均处理而不考虑该差异,将会导致在区域之间的增益差异的上述问题。将会参照图 3 和图 4 描述该问题和解决该问题的方法。

[0053] 图 3 显示第一比较例。图 3 是显示各区域的合成处理内容的图。之后将描述的图 4、图 7 和图 8 也是显示相似内容的图。

[0054] 在图 3 中,附图标记 54 显示一区域。附图标记 56 显示应用于各区域的计算方程。附图标记 58 显示将被赋给包括在计算方程中的加性元素 X、Y 和 Z 的输入数据。更具体地,显示了待赋给 X、Y 和 Z 的回波值所属的帧类型的标识符 A、B 和 C。例如,在区域 I 中,将由 A、B 和 C 标识的 3 个回波值代入 X、Y 和 Z,这些值的和除以相加元素的数量 (也就是 3),并且合成的回波数据值作为加性平均值而被产生。合成的回波数据值形成合成帧中的一个数据值,并且相似地,在区域 II 中,计算两个回波值的平均值,并且在区域 III 中,计算两个回波值的平均值。在此,应该注意的是,在这些计算中使用的计算方程的分母是 2。也就是说,对于形成在与阵列换能器正交的方向上的波束,在自此波束倾斜的波束中,增益相对减小,

并且增益在帧 A、B 和 C 之间不匹配。更具体地,相比于帧 A,对于帧 B 和 C 而言增益较低。在该环境下,如果如图 3 所示的用于各区域的计算方程被应用,则相比于区域 I,对于区域 II 和区域 III 而言,在计算结果中增益变得较高。也就是说,在区域 II 和区域 III 中,由于具有更低增益的回波值的比率的分子增大,引起了上文所述的增益差异的问题。附带地,区域 IV 具有最大的增益。

[0055] 图 4 显示消除如上文所述的增益差异的第一配置。在该第一结构中,用非常简单的结构消除了增益差异。更具体地,如下文中将描述的,使用区域共有的计算方程。现在将详细描述该配置。

[0056] 与上文相似,附图标记 54 显示一区域,并且附图标记 56 显示计算方程。在第一配置中,如上文所述,共有计算方程在多个区域中被使用。也就是说,仅使用单个计算方程。该计算方程是 $D = (X+Y+Z)/3$ 。在此, D 是合成回波值。

[0057] 由于在分子中的 3 个加性元素的代换中应用了对在重叠结构中的差异进行补偿的特殊操作,因此可以使用该单个计算方程。具体地,参照显示为附图标记 58 的输入数据,3 种类型的帧 A、B 和 C 与区域 I 中的加性元素 X、Y 和 Z 相关,在图 3 中显示的比较例也与此相同。然而,在第一配置中,在区域 II 和 III 中,相同帧标识符被赋给加性元素 Y 和 Z;也就是参照相同的帧两次。在计算方程中,对于分子,由相同的帧获得的相同的回波值被代换两次。

[0058] 在更进一步的具体说明中,与区域 I 相比,在区域 II 中,缺失来自帧 C 的贡献,并且帧 B 被以复制的方式被参照从而补偿该缺失的部分。相似地,在区域 III 中,缺失来自帧 B 的贡献,并且帧 C 被参照两次从而补偿不足。由此,在全部区域中,参照具有基本增益的一帧以及具有稍小于基本帧的增益的两帧,并且能够消除区域之间的增益差异。在本实施例中,在帧 B 和帧 C 中,应用了在 0 度的波束偏转角周围的关于正负号对称的波束偏转角,并且由此,帧 B 和帧 C 具有对称关系或成对关系,并且因此,能够利用上文所述的复制的参照。

[0059] 可替换地,可以操纵计算方程以将用于调整的系数赋给用于区域 II 或区域 III 的分子,并且以消除增益差异。可替换地,区域 II 和区域 III 的增益可以被设定为标准增益,并且区域 I 的增益可以被减小;更具体地, $Y/2$ 可以被代换为 Y,并且 $Z/2$ 可以被代换为 Z,从而消除增益差异。

[0060] 根据上文所述的第一配置,单个计算方程能够不需进一步操纵而被使用,通过由附图标记 60 显示的表来操纵待赋给计算方程的回波值,使得能够获得的优点在于,能够用简单的结构来实现增益差异补偿。换句话说,由于增益差异能够通过仅记录表 60 的内容而被补偿,因此结构非常简单。特别地,当图 1 中显示的合成单元以软件功能实现时,优选地使用单一计算方程和表的联合。

[0061] 在第一配置中,帧 B 和帧 C 满足相同偏转角的条件,但是并不需要是这种情况。更具体地,当帧对不具有完全相同的偏转角、但是满足接近角条件时,能够通过应用上文所述的方法来减小增益差异。

[0062] 图 5 显示为图 1 中显示的合成单元的实例结构的框图。合成单元 34 实际上被以软件功能实现,并且图 5 以框图显示该功能以易于理解。

[0063] 在图 5 中,显示了在实例结构中内插处理器 66 和区域判定器 68 被赋予地址数据。地址数据显示当前输入的回波值的属性;也就是,地址数据具有诸如回波值所属的帧的类

型、帧中的坐标等的信息。另一方面,输入回波值被输入到内插处理器 66 以及帧存储器 62。也就是说,帧阵列被输入到内插处理器 66 以及帧存储器 62。帧存储器 62 为存储先于当前帧一帧的帧的存储器,并且从帧存储器 62 输出的帧被存储在帧存储器 64 中。帧存储器 64 为存储先于当前帧两帧的帧的存储器。当前帧被直接地输入到内插处理器 66。

[0064] 区域判定器 68 参照当前输入的回波值(所关注的回波值)的地址数据,以判定回波值所属的区域。也就是,区域判定器 68 判定所关注的回波值属于区域 I、区域 II、区域 III 和区域 IV 中的哪一个。该判定结果被输出到表 70。该表 70 为具有通过图 4 中显示的附图标记 60 标识的内容的表。更具体地,表 70 具有用于标识 3 个帧的信息,该 3 个帧用于产生将被赋给计算方程的分子的 3 个加性元素的 3 个回波值。从表 70 中输出用于执行相应于该所关注的回波值的函数计算所需的信息。该信息标识了将被代入加性元素的回波值所属的帧。在实施例中,内插处理器 66 为参照帧 A 的地址空间来执行内插处理以将来自帧 B 和帧 C 的回波值赋给帧 A 的坐标的模块。也就是说,在本实施例中,在帧 B 和帧 C 上应用内插处理,以提取回波值作为插值。这是因为,在 3 个类型的帧之间坐标系相互不同。可替换地,可以对帧 A 应用内插处理。以任一方法,当由附图标记 74 显示的计算方程在函数计算器 72 处被执行时,所需的回波值从表 70 的输出被赋给函数计算器 72,并且所需的回波值从内插处理器 66 被赋给函数计算器 72。例如,对于区域 I,从帧 A、B 和 C 产生的 3 个回波值被代入计算方程的分子。在此情况下,从帧 B 和帧 C 中产生的回波值为插值。在区域 II 和区域 III 中,从帧 A 中提取的回波值,以及作为从帧 B 或帧 C 中产生的插值的回波值被代入计算方程的分子。在此情况下,如图 4 所示,根据加性元素 Y 和 Z 的需要,以复制的方式赋予相同的回波值。通过该处理,使用共有计算方程产生合成的回波值,同时补偿回不足的波值。

[0065] 下面,将会参照图 6 至图 8 描述合成处理的第二配置。

[0066] 图 6 是第二配置的概念图。附图标记 76 显示被输入到合成单元的帧阵列,并且在该实例结构中,以循环的方式输入 5 种类型的帧。在图 6 中以 A, B, C, D 和 E 标识 5 种类型的帧。应用到帧的波束偏转条件彼此不同;也就是,用 5 个波束偏转角产生该 5 种类型的帧。帧 A 是基本帧;也就是,在 0 度的波束偏转角条件下产生的帧。帧 B 和帧 E 是以相同偏转角但是不同符号而产生的帧,并且形成帧对。相似地,帧 C 和帧 D 是在正负号对称的条件下产生的帧对。

[0067] 附图标记 78 显示移动平均处理的内容。在本实施例中,用排列在时间轴上作为一单元的 5 个帧顺序地执行加性平均处理。附图标记 80 显示合成帧阵列,其由多个合成的帧 82 构成。通过重叠 5 种类型的帧,也就是通过合成处理,产生各合成的帧 82。基于重叠状态的差异,也就是重叠结构的差异,定义了合成的帧 82 上的 9 种类型的区域。因此,呈现了从区域 I 到区域 IX 的 9 个区域。在各区域中,重叠结构不同于其它区域,并且同时,重叠数量不同于其它区域。

[0068] 图 7 显示了第二比较例。在图 6 中显示的 5 种类型的帧的合成被执行的情况中,如果在图 7 显示的条件下执行合成处理,如上文所述,将在区域之间引起增益差异。也就是说,各区域之间的计算方程不同;特别地,各区域之间的分母不同,并且必须为区域各自不同的计算方程。另外,由于在各区域中执行简单加性平均处理,其问题在于根据帧类型的增益差异也将出现在合成结果中。

[0069] 图 8 显示解决上述问题的第二配置。如图 8 所示,为 9 个区域设定共有计算方程,并且相应于区域 I(也就是基本区域或中心区域)的重叠数量 5 显示于分母中。计算方程的分子由 5 个加性元素构成;也就是,X、Y、Z、V 和 W。对于各加性元素,输入数据相关,如附图标记 58 所示。在附图中,A-E 显示帧类型,也就是帧标识符。从标识的帧参照回波值,并且将回波值代入相应的加性元素。

[0070] 例如,在区域 II 中,帧 C 被参照两次,并且通过复制的记录来实现缺失的帧的补偿。这类似地应用于区域 III,其中帧 D 被以复制的方式记录。在区域 IV 中,参照区域 I 的重叠结构,帧 D 和帧 E 被各自参照两次从而匹配区域 I 的重叠结构。而且,在其它区域中,执行用于匹配区域 I 的重叠结构的复制的记录,并且通过此处理在区域间匹配增益。

[0071] 附带地,在区域 IX 中,帧 A 与 5 个加性元素相关,并且增益将变高。然而,区域 IX 是最深的区域,并且是实际不显示的部分。因此,该配置不会引起问题。

[0072] 如所述的,还在第二配置中,管理赋给加性元素的回波值的属性使得产生与基本区域相似的重叠结构。也就是说,应用需要的复制记录。借助此处理,能够消除或减小区域之间的增益差异,并且因此,超声波图像的质量能够被显著提高。

[0073] 在上文所述的实施例中,当需要更加模糊区域之间的边界时,优选地用在边界周围的平滑加权变化来实施加权相加。在此情况下,在图 4 和图 8 中显示的计算方程中,各加性元素能够被乘以加权系数,并且加权系数可以变化,使得加权处理与如上文所述的增益补偿同时实现。

[0074] 在上述实施例中,用包括参照帧的 3 个帧组或 5 个帧组作为一单元实施合成处理,但是可替换地,可以用偶数数量的帧作为单元实施合成处理。另外,虽然可期望的是扫描平面的类型的数量和用于移动平均处理的帧的数量一致,但是这些数量可以各自不同。

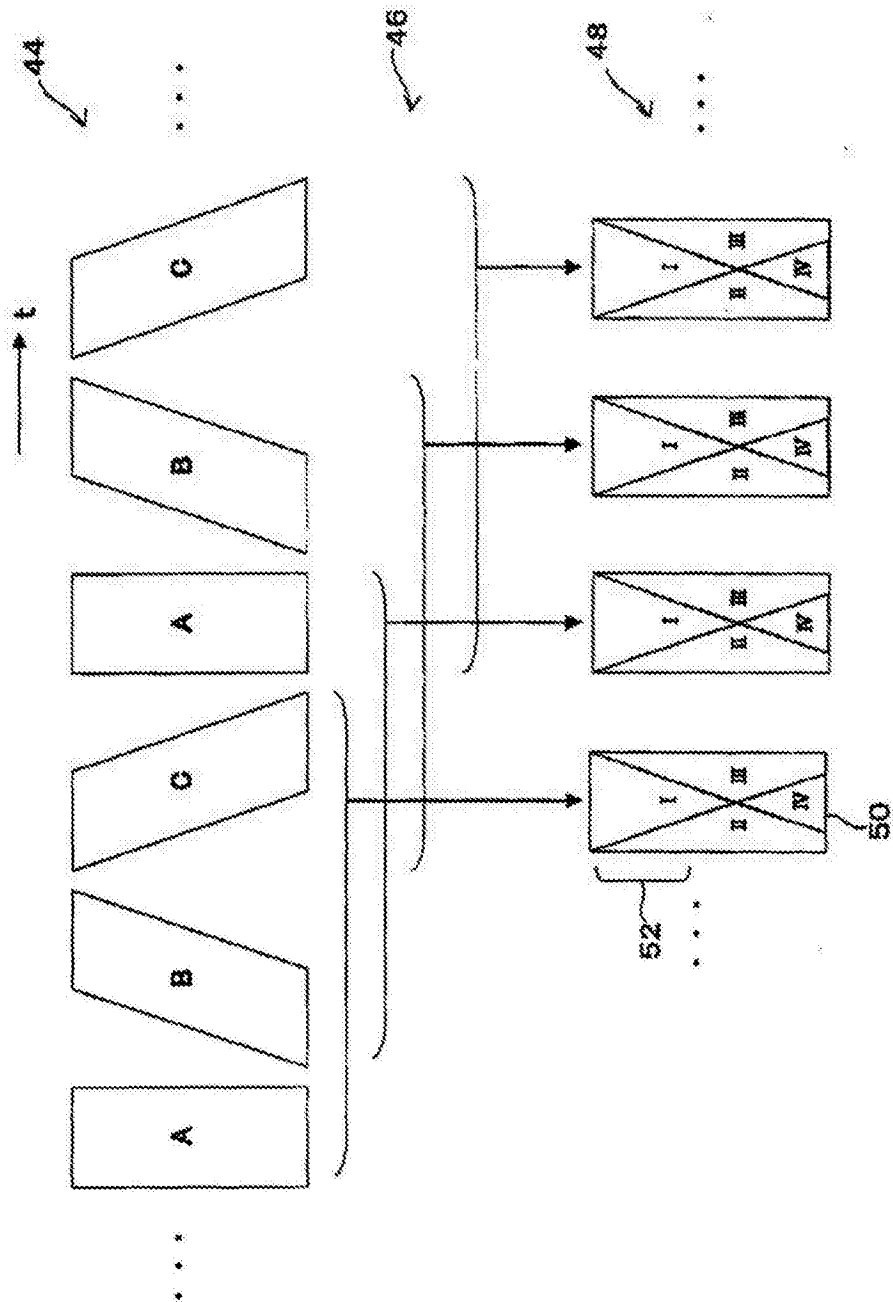


图 2

54	56	58		
区域	计算方程	输入数据		
		X	Y	Z
I	$(X+Y+Z)/3$	A	B	C
II	$(X+Y)/2$			
III	$(X+Z)/2$			
IV	X			

图 3

54	56	58		
区域	计算方程	输入数据		
		X	Y	Z
I	$(X+Y+Z)/3$	A	B	C
II		A	B	B
III		A	C	C
IV		A	A	A
60		60		

图 4

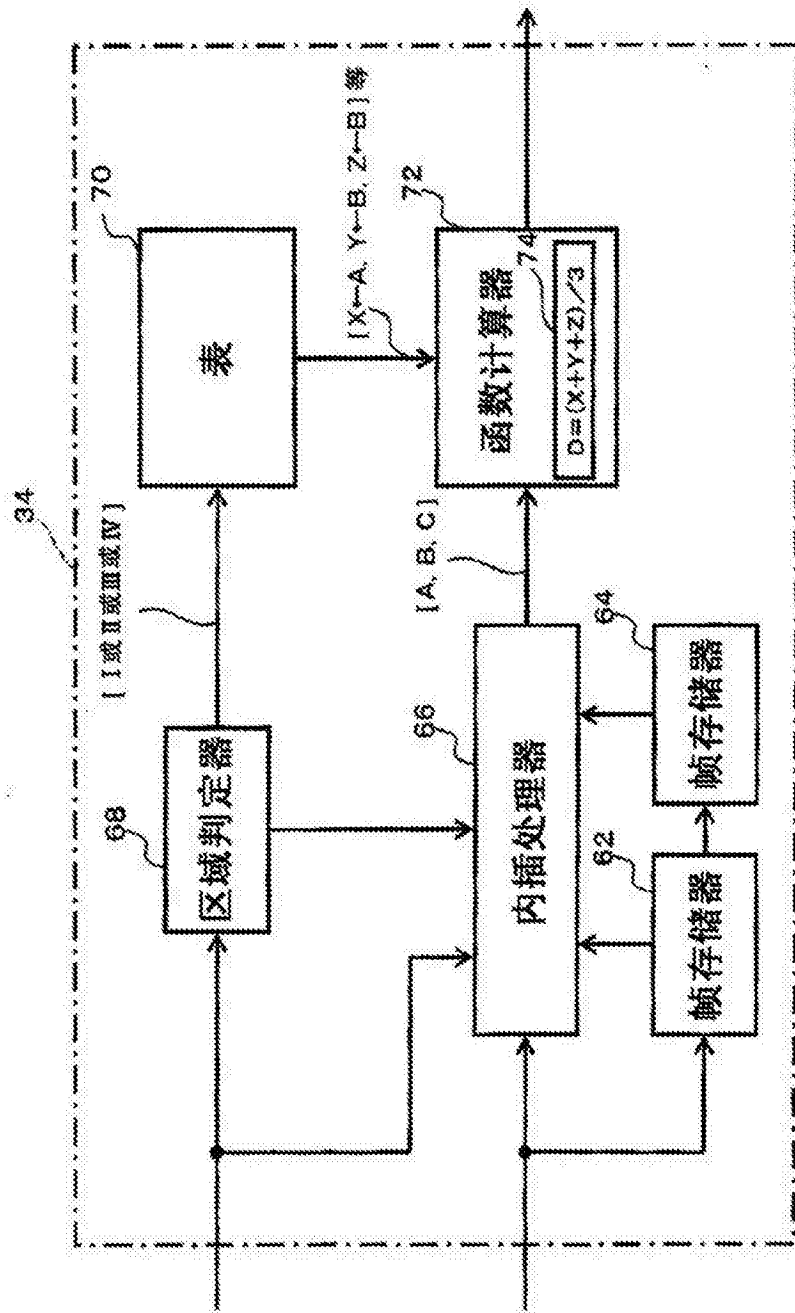


图 5

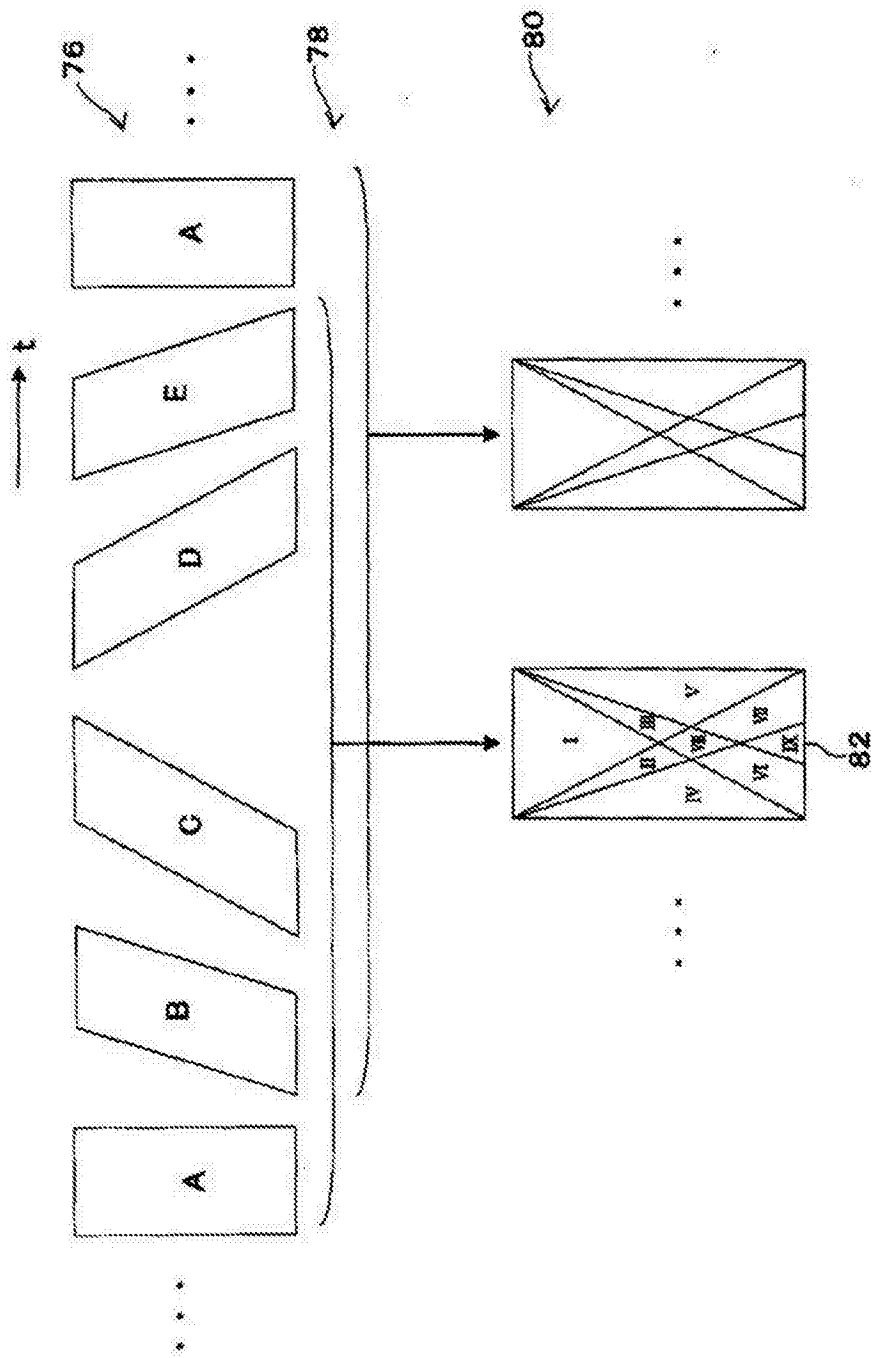


图 6

54		56		58				
区域	计算方程	输入数据						
		X	Y	Z	V	W		
I	$(X+Y+Z+V+W)/5$	A	B	C	D	E		
II	$(X+Y+Z+W)/4$							
III	$(X+Y+V+W)/4$							
IV	$(X+Y+Z)/3$							
V	$(X+V+W)/3$							
VI	$(X+Y)/2$							
VII	$(X+W)/2$							
VIII	$(X+Y+W)/3$							
IX	X							

图 7

54		56		58				
区域	计算方程	输入数据						
		X	Y	Z	V	W		
I	$(X+Y+Z+V+W)/5$	A	B	C	D	E		
II		A	B	C	C	E		
III		A	B	D	D	E		
IV		A	B	C	C	B		
V		A	E	D	D	E		
VI		A	B	A	A	B		
VII		A	E	A	A	E		
VIII		A	B	A	A	E		
IX		A	A	A	A	A		
60		60						

图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104039235B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201280066935.9	申请日	2012-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	植田充 宇野隆也		
发明人	植田充 宇野隆也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54		
代理人(译)	黄威		
审查员(译)	李明泽		
优先权	2012002796 2012-01-11 JP		
其他公开文献	CN104039235A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波诊断装置中，在具有由三种类型的帧A、B和C所获得的帧组作为单元的帧序列上连续地执行移动平均处理，从而连续地产生合成的帧。每个合成的帧具有中心子区域和多个外围子区域。为了在产生各合成的帧时匹配多个子区域之间的增益，在个别外围子区域应用特殊的合成条件。具体地，执行将相同数据值冗余地代换合成计算方程中的多个元素的处理。使用该空间合成，能够消除或减小在多个子区域之间的增益差异。

