



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510004390.0

[43] 公开日 2005年7月27日

[11] 公开号 CN 1644170A

[22] 申请日 2005.1.20
 [21] 申请号 200510004390.0
 [30] 优先权
 [32] 2004.1.20 [33] JP [31] 2004-011808
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 坂口文康 市冈健一

[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
 代理人 李德山

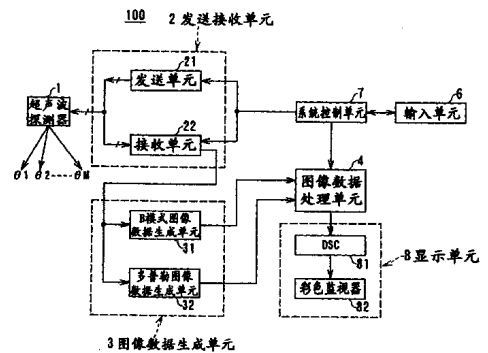
权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置、超声波图像数据处理方法以及图像处理装置

[57] 摘要

本发明公开了一种超声波诊断装置，包括：抽出以生成图像数据的规定像素为基准而设定的规定范围内的上述第1图像数据生成核心数据的核心数据生成单元；根据需要调制在上述核心数据中的各像素的像素值，按大小顺序来排列该像素值或者所得到的调制像素值的像素值排列单元；所排列的多个上述像素值中进行规定排列顺序的像素值的选择，以及从上述调制像素值中选择规定排列顺序的调制像素值，进行被选择出的调制像素值的解调之一的像素值选择单元；根据上述第1像素数据的像素值判别图像特性的特性判别单元；根据该特性判别单元的判别结果，选择在上述第1图像数据的规定像素的像素值，以及由上述像素选择单元选择出的上述规定排列顺序的像素值或者经解调的像素值之一，生成第2图像数据的第2图像数据生成单

元。如果采用上述构成，则在超声波彩色多普勒方法中，不使空间分解能力劣化，就可以降低黑缺失图案和强调显示紊流嵌镶图案。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

具有用于对被检测体进行超声波的发送接收的压电振子的超声波探测器；

对上述压电振子进行发送接收的发送接收单元；

根据由该发送接收单元得到的接收信号来生成第 1 图像数据的第 1 图像数据生成单元；

抽出以上述第 1 图像数据的规定象素为基准而设定的规定范围中的上述第 1 图像数据来生成核心数据的核心数据生成单元；

根据需要来调制上述核心数据中的各象素的象素值，并按大小顺序来排列该象素值或者所得到的调制象素值的象素值排列单元；

进行从所排列的多个上述象素值中选择规定排列顺序的象素值，以及从上述调制象素值中选择规定排列顺序的调制象素值，经选择的调制象素的解调中的任意一个的象素值选择单元；

根据上述第 1 图像数据的象素值来判别图像特性的特性判别单元；

和

根据该特性判别单元的判别结果，选择上述第 1 图像数据的规定象素的象素值、以及由上述象素选择单元选择的上述规定排列顺序的象素值或经解调的象素值中的任意一个，来生成第 2 图像数据的第 2 图像数据生成单元。

2. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

具有用于对被检测体进行超声波的发送接收的压电振子的超声波探测器；

对上述压电振子进行发送接收的发送接收单元；

根据由该发送接收单元得到的接收信号来生成第 1 图像数据的第 1 图像数据生成单元；

抽出以上述第 1 图像数据的规定象素为基准而设定的规定范围内的

上述第 1 图像数据来生成核心数据的核心数据生成单元;

根据需要仅以规定范围内的核心数据 A2 的中央象素的象素值的 Q 成分为 0 的量对上述核心数据的各象素的象素值进行偏移处理, 并按大小顺序来排列该象素值或者所得到的偏移象素值的象素值排列单元;

进行从所排列的多个上述象素值中选择规定排列顺序的象素值, 以及从上述调制象素值中选择规定排列顺序的调制象素值, 经选择的偏移象素值的解调中的任意一个的象素值选择单元;

根据上述第 1 象素数据的象素值来判别图像特性的特性判别单元;

根据该特性判别单元的判别结果, 选择上述第 1 图像数据的规定象素的象素值, 以及由上述象素选择单元选择的上述规定排列顺序的象素值或者经解调的象素值中的任意一个, 来生成第 2 图像数据的第 2 图像数据生成单元。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述调制是: 偏移各象素值以使上述核心数据的中心象素为 0, 并且, 构成为使象素值为规定值以上的值的符号反转。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述第 1 图像数据生成单元根据从由上述发送接收单元得到的接收信号的多普勒成分计算出的血流平均流速值、分散值, 或者功率值中的至少一种超声波物理量来生成上述第 1 图像数据。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述特性判别单元根据上述第 1 图像数据的规定象素的象素值的大小和符号来判别上述被检测体的血流特性。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

具有: 对上述第 1 图像数据的规定象素的象素值和预先设定的阈值进行比较的比较单元; 抽出以上述规定象素为基准而设定的规定范围内的上述第 1 图像数据来判定所生成的不同符号判别用核心数据的象素的象素值的符号的不同符号判定单元,

上述特性判别单元根据基于上述比较单元的比较结果和基

于上述不同符号判别单元的判别结果来判别上述被检测体的血流特性。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述超声波诊断装置还包括: 预先受理上述核心数据、上述符号判定用核心数据的抽出范围、上述象素值选择单元的排列顺序, 以及上述比较单元的阈值中的至少任意一个的输入设定的输入装置。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述输入单元受理预先设定的诊断部位、图像数据收集条件、图像数据显示条件的至少一种的输入, 并根据该输入来设定上述核心数据、上述符号判定用核心数据的抽出范围、上述象素值选择单元的排列顺序以及在上述比较单元的阈值中的至少任意一种。

9. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述第 1 图像数据生成单元根据使用由上述发送接收单元得到的接收信号的多普勒成分计算出的血流的平均流速值、分散值, 或者功率值中的至少 2 种超声波物理量来生成上述第 1 图像数据, 上述比较单元对上述多种第 1 图像数据的上述规定象素的象素值和分别与上述多个超声波物理量对应而设定的阈值进行比较。

10. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述超声波诊断装置还包括重叠显示 B 模式图像数据和第 2 图像数据的显示单元, 上述 B 模式图像数据是上述第 1 图像数据生成单元根据通过对上述被检测体进行的超声波发送接收而得到的接收信号来生成的; 上述第 2 图像数据与上述第 2 图像数据生成单元生成的血流的平均流速值、分散值, 或者功率值中的至少任意 1 种有关。

11. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述象素值排列单元按照大小顺序排列从上述核心数据的各象素的象素值中减去上述第 1 图像数据的规定象素的象素值而得到的调制象素值, 上述象素值选择单元把从所排列的多个上述调制象素值中选择得到的规定排列顺序的上述调制象素值加上上述

第 1 图像数据的规定象素的象素值来进行解调。

12. 一种超声波图像数据处理方法，其特征在于包含：

对被检测体进行超声波的发送接收，根据所得到的接收信号来生成第 1 图像数据的步骤；

抽出以生成的上述第 1 图像数据的规定象素为基准而设定的规定范围内的上述第 1 象素数据来生成核心数据的步骤；

利用上述第 1 图像数据的规定象素的象素值，根据需要来调制上述核心数据的各象素的象素值的步骤；

按照大小顺序来排列上述象素值或者经调制的象素值的步骤；
所排列的多个象素值或者调制后的象素值中选择规定排列顺序的象素值的步骤；

利用上述第 1 图像数据的规定象素的象素值，根据需要来解调所选择的象素值的步骤；

根据上述第 1 图像数据的象素值来判别象素特性的步骤；和

根据该判别结果来选择上述第 1 图像数据的规定象素的象素值，以及由上述象素选择单元选择的上述规定排列顺序的象素值或者解调后的上述象素值中的任意一个来生成第 2 图像数据的步骤。

13. 一种图像处理装置，进行根据规定范围内的多个象素的象素值来求出包含象素信息的图像数据的规定象素的象素值的图像滤波处理，其特征在于包括：

根据规定范围内的多个象素值的大小顺序来确定值的象素值选择单元；

判定规定范围内的多个象素值的速度方向是否相同的第 1 判定单元；

判定根据规定范围内的多个象素的值而求得的值是否超过了规定阈值的第 2 判定单元；和

根据上述象素值选择单元、上述第 1 判定单元以及上述第 2 判定单元的输出来求出象素值的输出单元。

超声波诊断装置、超声波图像 数据处理方法以及图像处理装置

技术领域

本发明涉及根据从被检测体得到的超声波多普勒信号进行图像化的超声波诊断装置以及超声波图像数据处理方法。

背景技术

超声波诊断装置是把从被内置在超声波探测器中的压电振子产生的超声波脉冲发射到被检测体内，由上述压电振子接收因被检测体组织对声音阻抗的差异产生的超声波反射波显示在监视器上的装置。该诊断方法因为只用把超声波探测器接触体表的简单操作就可以容易观察实时的2维图像，所以被广泛用于生物体的各种脏器的功能诊断和形态诊断中。

由来自生物体的各组织或者血球的反射波得到生物体信息的超声波诊断法，由于超声波脉冲反射法和超声波多普勒法的2大技术开发而得到迅速发展，使用上述技术得到的B模式图像和彩色多普勒图像在今天的超声波图像诊断中是不可缺少的。

彩色多普勒法是用超声波脉冲扫描生物体内的规定断面，当对血液（血球）等移动的反射体照射超声波的情况下，捕捉与上述反射体的速度（血液流速）对应产生的多普勒频率偏移进行图像化的方法。虽然该彩色多普勒法被用于血流速度快的心脏内血流状态的图像化，但在今天，对于腹部脏器的组织血流等极其缓慢的血流的图像化也可以适宜。

为了提高在上述彩色多普勒法中的诊断功能，要求第1具有优异的测量精度（特别是低流速检测功能），第2要求时间分解能力（实时性），而第3需要空间分解能力。

当对于移动着的反射体照射超声波脉冲，从其反射波的多普勒频率偏移中测量反射体的速度的情况下，需要对该反射体在速率间隔 Tr 下反复多次 (L 次) 超声波的发送接收，从得到的一连串的反射波中测量反射体的移动速度。这种情况下，相对低流速的反射体的检测能力 (可以测定的流速的下限值) V_{min} 依赖于对由上述 n 次超声波发送接收得到的一连串的反射波进行的频率分析的频率分解能力 Δfd ，该频率分解能力 Δfd 如果把超声波的发送接收重复频率 (速率频率) 设置为 fr ($fr=1/Tr$)，则用下式 (1) 表示。

$$\Delta fd = fr/L \quad \dots \dots (1)$$

即，为了提高在彩色多普勒法中的作为第 1 要求项目之一的低流速检测功能，需要减慢速率频率 fr ，或者增大在规定的方向上重复进行的发送接收波次数 L 。

另一方面，作为第 2 要求项目的实时性由每单位时间的显示图像张数 (帧频率) F_n 确定，该帧频率 F_n 用下式 (2) 表示。但是， M 是在 1 张彩色多普勒图像数据的构成中需要的扫描线总数 (光栅总数)，为了提高实时性，必须设定小的上述发送接收波次数 L ，或者上述扫描线总数 M 。

$$F_n = fr/L/M = \Delta fd/M \quad \dots \dots (2)$$

另外，为了提高作为第 3 要求项目的空间分解能力，需要增加上述扫描线总数 M 。即，帧频率数 F_n 、检测能力 V_{min} 以及空间分解能力处于相反的关系，同时满足它们是困难的。因此，当在循环区域中进行血流测量的情况下，要重视帧频率，另外，当在腹部·末梢脏器中进行血流测量的情况下重视低流速检测功能，无论在哪种情况下都要牺牲空间分解能力。

而且，对于空间分解能力的劣化，使用低通滤波器和中央值滤波器 (中央值抽出滤波器) 等进行空间方向或者时间方向的滤波处理，例如，进行血管和血流分布的分界线的平滑化处理，或者降低因超声波的干涉现象等产生的图像缺失 (所谓黑缺失图案) 的处理。但是，当适用了以

往进行的上述滤波法的情况下，伴随上述分界线的平滑化和黑缺失图案的降低，鲜明地显示血流图案的环境困难，引起诊断能力下降。

对于这样的问题，例如在日本国专利申请公开 2000 - 262520 号公报中，公开了具有判别在彩色多普勒图像数据上的规定象素的象素值是否是黑缺失(black hole)等那样特异值的功能的中央值滤波器。在该公报公开的方法中，取多普勒图像数据的规定象素（注目象素）的象素值和其周围的象素（参照象素）的象素值的差，当该差值比预先设定的阈值小的情况下，在把参照象素的象素值置换为注目象素的象素值后，从参照象素以及注目象素的象素值中抽出中央值，进行该中央值和上述注目象素的象素值的置换。

如果采用上述的方法，则不使空间分解能力劣化就可以降低黑缺失图案，而该方法难以显示发生在血管的狭窄部分上的紊流或者因逆流引起的嵌镶图案（以下，称为“紊流嵌镶图案”）。

但是，在血管的狭窄部位上因为血流速度极快所以产生紊流，接近超声波探测器的血流和远离的血流掺杂在一起。而且，当血流速度快的情况下，其多普勒频率超过由采样周期确定的乃奎斯特频率，产生折返现象。

因为这样的原因产生的紊流嵌镶图案成为在狭窄部位的超声波诊断中极其重要的诊断信息，但如果采用上述方法，则因为判断为该紊流嵌镶图案中的各个象素是特异点，所以图像的鲜明度或者亮度降低，因而观察困难。

而且，当上述参照象素以及注目象素由具有正符号的象素值和具有大致相等数的负符号的象素值构成的情况下，因为上述中央值接近零，所以不能显示紊流嵌镶图案。

发明内容

本发明就是鉴于上述现有技术中存在的问题而提出的、其目的在于提供一种在超声波彩色多普勒法中不使空间分解能力劣化就可以降低黑

缺失图案 (black holes) 和强调显示紊流嵌镶图案的超声波诊断装置以及超声波图像数据处理方法。

为了解决上述问题, 本发明的第 1 特征在于: 在对通过对被检测体的超声波的发送接收而得到的彩色多普勒图像数据 (第 1 图像数据) 进行滤波处理时, 抽出把上述彩色多普勒图像数据的规定象素设定为基准 (例如, 中心) 的、规定范围的上述彩色多普勒图像数据来生成核心数据 (kernel data), 然后, 从按照大小顺序排列的上述核心数据的各象素值中选择规定的排列顺序中的象素值。

另外, 本发明的第 2 特征在于: 对上述彩色多普勒图像数据进行图像数据特性的判别, 根据判别结果选择在上述彩色多普勒图像数据的规定象素的象素值或者在上述规定的排列顺序中的象素值之一, 生成滤波处理后的彩色多普勒图像数据 (第 2 图像数据)。

而且, 本发明的第 3 特征在于: 设置这样的功能, 当流速值图像数据由正流速值的象素和负流速值的象素构成为嵌镶图案状的情况下, 为了强调显示在临床上有用的紊流嵌镶图案和折返图案, 调制-解调在上述彩色多普勒图像数据的规定象素的象素值。

即, 本发明的超声波诊断装置包括: 具有用于对被检测体进行超声波的发送接收的压电振子的超声波探测器; 对上述压电振子进行发送接收的发送接收单元; 根据由该发送接收单元得到的接收信号来生成第 1 图像数据的第 1 图像数据生成单元; 抽出以上述第 1 图像数据的规定象素为基准而设定的规定范围内的上述第 1 图像数据生成核心数据的核心数据生成单元; 根据需要调制在上述核心数据中的各象素的象素值, 按大小顺序来排列该象素值或者所得到的调制象素值的象素值排列单元; 所排列的多个上述象素值中进行规定排列顺序的象素值的选择, 以及从上述调制象素值中选择规定排列顺序的调制象素值, 进行被选择出的调制象素值的解调之一的象素值选择单元; 根据上述第 1 象素数据的象素值判别图像特性的特性判别单元; 根据该特性判别单元的判别结果, 选择在上述第 1 图像数据的规定象素的象素值, 以及由上述象素选择单元

选择出的上述规定排列顺序的象素值或者经解调的象素值之一，生成第2图像数据的第2图像数据生成单元。

在此，所谓调制是指对核心数据的各象素的象素值，进行加上在中心象素的象素值的Q成分是0的量之偏移的偏移处理，所谓解调是指除去该偏移。

另一方面，本发明的超声波图像数据处理方法具有：对被检测体进行超声波的发送接收，根据所得到的接收信号来生成第1图像数据的步骤；抽出以生成的上述第1图像数据的规定象素为基准而设定的、规定范围内的上述第1图像数据生成核心数据的步骤；用上述第1图像数据的规定象素的象素值根据需要调制上述核心数据的各象素的象素值的步骤；按照大小顺序排列上述象素值或者经调制的象素值的步骤；所排列的多个象素值或者调制后的象素值中选择规定排列顺序的象素值的步骤；根据需要用在上述第1图像数据的规定象素的象素值解调被选择出的象素值的步骤；根据上述第1图像数据的象素值判别图像特性的步骤；根据该判别结果选择上述第1图像数据的规定象素的象素值，以及由上述象素选择单元选择的上述规定排列顺序的象素值或者解调后的上述象素值中的任意一个来生成第2图像数据的步骤。

而且，本发明的图像处理装置在进行根据规定范围内的多个象素的象素值求包含速度信息的图像数据的规定象素的象素值的图像滤波处理的图像滤波处理装置中，具有根据规定范围内的多个象素值的大小顺序确定值的象素值选择单元；判定规定范围内的多个象素值的速度方向是否相同的第1判定单元；判断根据规定范围内的多个象素值求得的是否超过了规定阈值的第2判定单元，

根据上述象素值选择单元、上述第1判定单元以及上述第2判定单元的输出，求象素值的输出单元。

如果采用本发明，则在超声波多普勒法中，不使空间分解能力劣化，就可以进行黑缺失图案的降低和紊流嵌镶图案的强调显示。

附图说明

图 1 是表示本发明实施例中的超声波诊断装置的全体构成的方框图。

图 2 是表示同一实施例中的发送接收单元以及图像数据生成单元构成的方框图。

图 3 是表示同一实施例中的图像数据处理单元构成的方框图。

图 4A 是表示速度值图像数据一实施例的图，图 4B 是说明核心数据的图，图 4C 是说明不同符号判定用核心数据的图。

图 5A 以及图 5B 是表示同一实施例中的象素值排列电路以及象素值选择电路功能的图，图 5A 是表示核心数据一例的图，图 5B 是说明按照大小顺序排列该核心数据，选择规定顺序的象素值的状态。

图 6 是表示采用同一实施例的特性判别电路的血流特性的判别和象素值选择方法的具体例子的图。

图 7 是表示同一实施例中的图像数据处理顺序的流程图。

图 8A~C 是说明同一实施例的图像数据处理的效果的图，图 8A 是表示核心数据的抽出的图，图 8B 是表示该核心数据的排列的图，图 8C 是表示滤波处理后的流速值图像数据的图。

图 9A~C 是说明同一实施例的图像数据处理的其他效果的图，图 9A 是表示该核心数据的排列的图，图 9B 是表示该核心数据的排列的图，图 9C 是表示滤波处理后的流速值图像数据的图。

图 10 是表示同一实施例的变形例中的图像数据处理顺序的流程图。

图 11A 是表示同一变形例子中的象素值的排列方法的图，图 11B 是表示同一实施例的象素值的排列方法的图。

图 12A 以及 B 是表示同一实施例的变形例中的图像数据处理效果的图，图 12A 是表示流速值图像数据一例的图，图 12B 是表示本变形例的滤波处理后的流速值数据的图。

图 13A 以及 B 是表示同一实施例中的图像数据处理的其他效果的图，图 13A 是表示流速值图像数据一例的图，图 13B 是表示本变形例的滤波处理后的流速值数据的图。

具体实施方式

下面，参照图 1 至图 9 说明本发明的实施例。

(装置的构成)

以下，使用图 1 至图 6 说明本实施例中的超声波诊断装置的构成。而且，图 1 是表示本实施方式中的超声波诊断装置的全体构成的方框图，图 2 是表示构成该超声波诊断装置的发送接收单元以及图像数据生成单元的方框图。

图 1 所示的超声波诊断装置 100 包括：对被检测体进行超声波的发送接收的超声波探测器 1；为了对规定的扫描方向进行超声波的发送接收而对超声波探测器 1 进行电气信号的发送接收的发送接收单元 2；根据从规定的扫描方向得到的接收超声波信号生成超声波图像数据的图像数据生成单元 3；对于在图像数据生成单元 3 中生成的超声波图像数据进行滤波处理的图像数据处理单元 4。

而且，超声波诊断装置 100 进一步包括：显示在上述图像数据处理单元 4 中进行了滤波处理的超声波图像数据的显示单元 8；进行超声波图像数据的收集条件和图像数据处理条件，还有各种指令信号的输入等的输入单元 6；总控制上述各单元的系统控制单元 7。

超声波探测器 1 使其前面接触被检测体的体表进行超声波的发送接收，例如，在其前端部分上具有排列成 1 维的多个（N 个）压电振子。该压电振子是电气音响变换元件，具有在发送时把电气脉冲（驱动信号）变换为超声波脉冲（发送超声波），另外在接收时把超声波反射波（接收超声波）变换为电气信号（接收信号）的功能。该超声波探测器 1 的构成小型，重量轻，经由 N 通道的电缆与发送接收单元 2 连接。超声波探测器 1 有与扇形扫描对应，与线性扫描对应，与凸式扫描对应等探测器，从这些超声波探测器中根据诊断部位任意选择。以下，叙述与扇形扫描对应的超声波探测器 1，但也可以是凸形扫描等其他扫描对应的超声波探测器。

以下,图2所示的发送接收单元2包括:生成用于从超声波探测器1发生发送超声波的驱动信号的发送单元21;对从超声波探测器1的压电振子得到的多个通道的接收信号进行调相加算的接收单元22,另一方面,图像数据生成单元3具有:进行用于对经调相加算的接收信号生成B模式图像数据的信号处理的B模式图像数据生成单元31;从经上述调相加算的接收信号中检测IQ信号,进一步根据该IQ信号进行用于生成彩色多普勒图像数据的信号处理的多普勒图像数据生成单元32。

而后,发送接收单元2的发送单元21具有速率脉冲发生器211;发送延迟电路212;脉冲发生器213。速率脉冲发生器211把确定发射到被检测体的超声波脉冲的重复周期(T_r)的速率脉冲供给发送延迟电路212。

发送延迟电路212由在超声波探测器1中和在发送中使用的压电振子同样数量(N通道)的独立延迟电路构成,在发送中为了得到细的波束宽度,在上述速率脉冲中给予用于在规定的深度上收敛超声波的聚焦用延迟时间,和用于在规定的方向发送超声波的偏转用延迟时间,把该速率脉冲提供给脉冲发生器213。

脉冲发生器213具有和在发送中使用的压电振子同样数量(N通道)的独立的驱动电路,驱动内置在超声波探测器1中的N个压电振子,生成用于对被检测体发射发送超声波的驱动脉冲。

另一方面,接收单元22具有N通道的前置放大器221;接收延迟电路222;加法器223。前置放大器221放大被压电振子变换为电气信号的微小的接收信号确保充分的S/N。另外,接收延迟电路222在把用于聚焦来自规定深度的接收超声波得到细的接收波束宽度的收敛用延迟时间,和用于在规定的方向上设定超声波波束的接收指向性的偏转用延迟时间给予前置放大器221后,送到加法器223,在加法器223中和来自接收延迟电路222的N通道的接收信号加算合成。

以下,图像数据生成单元3具有B模式图像数据生成单元31和多普勒数据生成单元32和图像数据存储单元33,B模式图像数据生成单元31具有对数变换器311;包络线检波器312;A/D变换器313。B模式图

像数据生成单元 31 的输入信号振幅在对数变换器 311 中进行对数变换，弱信号被相对强调。另外，包络线检波器 312 对被对数变换的接收信号进行包络线检波除去超声波频率成分，A/D 变换器 313 对包络线检测器 312 的输出信号进行 A/D 变换生成 B 模式图像数据。

另一方面，多普勒图像数据生成单元 32 具有基准信号发生器 321； $\pi/2$ 移项器 322；混频器 323-1 以及 323-2、LPF（低通滤波器）324-1 以及 324-2、A/D 转换器 325-1 以及 325-2，还有多普勒信号存储电路 326，对超声波的接收信号进行正交相位检波检测 IQ 信号。

即，从接收单元 22 提供的多普勒图像数据生成单元 32 的输入信号被输入混频器 323-1 以及 323-2 的第 1 输入端子。另一方面，具有和该输入信号的中心频率大致相等的频率，与速率脉冲发生器 211 的速率脉冲同步的基准信号发生器 321 的连续波输出在被直接提供给混频器 323-1 的第 2 输入端子的同时，在 $\pi/2$ 移项器 322 中把相位偏移 90 度后提供给混频器 323-2 的第 2 输入端子。而后，混频器 323-1 以及 323-2 的输出被提供给 LPF34-1 以及 324-2，只检测接收单元 22 的输出信号频率和基准信号发生器 321 的输出信号频率的差的成分。

以下，A/D 转换器 325-1 以及 325-2 以规定的采样周期采样 LPF324-1 以及 324-2 的输出信号，即，经正交相位检波的模拟信号后变换为数字信号，保存在多普勒信号存储电路 326。

这种情况下，多普勒图像数据生成单元 32 对在对规定扫描方向进行的连续多次（L 次）的超声波发送接收中得到的接收信号进行正交相位扫描。而后，把由该正交相位检波得到 I 成分（多普勒信号的实数成分）以及 Q 成分（多普勒信号的虚数成分）顺序保存在多普勒信号存储电路 326 中。

而且，多普勒图像数据生成单元 32 具有用于对得到的 IQ 信号生成彩色多普勒图像数据的 MTI 滤波器 327；自相关器 328；运算器 329，使用在被保存于多普勒信号存储电路 326 中的在同一扫描方向的同一位置（深度）上的在时间方向上连续的 L 个 IQ 信号进行频率解析，而且，

根据该解结果生成彩色多普勒图像数据。

MTI 滤波器 327 是高频通过用的数字滤波器，对于暂时被存储在多普勒信号存储电路 326 中的 IQ 信号，进行除去因脏器的呼吸性移动和脉搏性移动等引起的多普勒信号成分（杂波信号成分）的处理。

自相关器 328 对由 MTI 滤波器 327 只抽出了血流信息的多普勒信号进行自相关处理，运算器 329 根据该自相关处理结果在 2 维上计算血流的平均流速值和分散值还有功率值等，生成彩色多普勒图像数据。

图像数据存储单元 33 保存从 B 模式图像数据生成单元 31 的 A/D 转换器 313 输出的 B 模式图像数据和与在多普勒图像数据输出单元 32 的运算器 329 中生成的血流的平均流速值和分散值，还有功率值有关的 2 维的彩色多普勒图像数据。以下，把上述彩色多普勒图像数据分别称为速度值图像数据、分散值图像数据、功率值图像数据，特别说明对速度值图像数据进行滤波处理的情况，但也可以是分散值图像数据和功率值图像数据。

以下，对于作为本实施例的主要单元的图像数据处理单元 4 的构成，用图 3 的方框图说明。图 3 所示的图像数据处理单元 4 具有：保存从以被保存在图 2 的图像数据存储单元 33 中的流速值图像数据的规定象素作为中心（以下，称为“中心象素”）的规定范围中抽出的流速值图像数据的核心数据存储电路 42，以及不同符号判定用核心数据存储电路 47、按象素值的大小顺序排列在核心数据存储电路 42 中被保存的流速值图像数据（以下，称为核心数据）的象素值排列电路 43、所排列的象素值中进行在规定的排列顺序上的象素值的选择的象素值选择电路 44。

另外，图像数据处理单元 4 包括：进行在上述核心数据中的中心象素的象素值和预先设定的阈值比较的比较电路 46；在不同符号判定用核心数据存储电路 47 中对被保存着的流速值图像数据（以下，称为“不同符号判定用核心数据”）的象素值进行同一符合/不同符号的判定的不同符号判定电路 48；根据比较电路 46 的比较结果和不同符号判定电路 48 的判定结果判别图像数据特性的特性判别电路 49，而且，具有根据该特

性判别电路 49 的输出信息, 选择从上述象素值选择电路 44 输出的规定排列顺序的象素值, 或者在核心数据存储电路 42 的核心数据中的中心象素的象素值之一输出的输出选择电路 50; 控制上述各单元的控制电路 51 以及核心数据控制电路 52。

以下, 用图 4 说明被存储在核心数据存储电路 42 以及不同符号判定用核心数据存储电路 47 中的核心数据和不同符号判定用核心数据。图 4A 表示被保存在图像数据存储单元 33 中的速度值图像数据的象素地址, 在多普勒图像数据生成单元 32 的运算器 329 中计算出的血流的平均流速值例如以 5 位 (-16 ~ +15) 保存在图像数据存储单元 33 中。而且, 在此为了简单说明, 用在超声波的发送接收方向上以 15 个象素, 在与该发送接收方向垂直的扫描方向上以 5 个象素构成的速度值图像数据 A1 进行以下说明。

图 4B 以及图 4C 表示从图像数据存储单元 33 的流速值图像数据中抽出, 分别被保存在核心数据存储电路 42 以及不同符号判定用核心数据存储电路 47 中的核心数据 A2 以及不同符号判定用核心数据 A3。例如, 当对流速值图像数据 A1 的象素 a73 进行滤波处理的情况下, 从图像数据存储单元 33 的流速值图像数据 A1 中, 抽出以象素 a73 为中心用象素 a32、a34、ab2、ab4 包围的 3 象素 × 9 象素 (27 象素) 的核心数据 A2 (图 4B), 保存在核心数据存储电路 42 中, 同样, 把用象素 a62、a64、a82、a84 包围的 3 象素 × 3 象素 (9 象素) 的不同符号判定用核心数据 A3 (图 4C) 保存在不同符号判定用核心数据存储电路 47。而且, 理想的是符号判定用核心数据 A3 的象素数为了避免因噪声或者生物体组织的移动产生的多普勒信号 (杂波信号) 等的影响, 设定得比核心数据 A2 的象素数少。

以下, 用图 5 说明象素值排列电路 43 以及象素值选择电路 44。图 5A 所示的数值是在上述的核心数据 A2 中的各象素的象素值 (流速值), 模式化地以 +6 至 +8 表示对于超声波探测器 1 接近的血流的流速值, 或者, 以 0 表示没有血流的生物体组织的流速值。

象素值排列电路 43 读出被保存在核心数据存储电路 42 中的核心数

据 A2, 如图 5B 所示那样按照象素值的大小顺序改变排列顺序。即, 在象素值顺序排列电路 43 中设定成从象素值“8”到象素值“0”的排列顺序。另一方面, 象素值选择电路 44 从在象素值排列电路 43 中按照大小顺序排列的多个象素值中预先设定的排列顺序的象素值(在此, 第 10 个象素值是“6”)。而后, 把该象素值“6”作为在象素 a73 中的滤波处理后的象素值设定。

另一方面, 比较电路 46 进行在核心数据 A2 中的中心象素 a73 的象素值和预先设定的阈值的比较, 输出与“阈值以下”或者“阈值以上”对应的信号。

另外, 不同符号判定电路 48 读出被保存在不同符号判定用核心数据存储电路 47 中的 3 象素 × 3 象素的不同符号判定用核心数据 A3, 比较在各象素值中的符号位。而后, 当全部的象素值是正值或者负值的情况下, 输出与“同一符号”对应的信号, 当正的象素值和负的象素值混合存在的情况下, 输出与“不同符号”对应的信号。

以下, 特性判别电路 49 根据从比较电路 46 提供的比较结果“阈值以下”以及“阈值以上”和从不同符号判定电路 48 提供的判别结果“同一符号”以“不同符号”判别流速值图像数据 A1 的血流特性, 设定适合该血流特性的象素值选择方法。

例如, 特性判别电路 49 具有预先保存图 6 所示内容的一览表, 根据从不同符号判定电路 48 提供的符号判定信息和从比较电路 46 提供的阈值比较信息判别的流速值图像数据 A1 的血流特性设定象素值的选择方法。

以下, 用图 6 说明在上述流速值图像数据中的血流特性的判别和象素值选择方法的具体例子。如图 6 的分类“A”以及分类“C”所示, 表示当核心数据 A2 中的中心象素的象素值比预先设定的阈值小的情况下(或者在阈值以下的情况下), 不管符号判定用核心数据 A3 的符号如何, 上述中心象素的血流信息都在血管边缘部分等上缓慢的血流, 因为容易受到系统噪声和杂波信号(杂波干扰)等的影响, 所以平滑地显示和血

管边缘部分的分界和流速分布困难。在这样的情况下，特性判别电路 49 生成用于从输出选择电路 50 输出在象素值选择电路 44 中被暂时设定的象素值的象素值选择控制信号。

另一方面，如图 6 的分类“B”所示，当在核心数据 A2 中的中心象素的象素值比上述阈值大（或者阈值以上），符号判定用核心数据 A3 的符号是相同符号的情况下，表示上述中心象素的血流信息是在同一方向上流动的高流速的血流状态，因为不受噪声的影响所以不需要滤波处理。这种情况下，特性判别电路 49 生成用于从输出选择电路 50 输出在核心数据 A2 中的中心象素的象素值的象素值选择控制信号。

而且，如图 6 的分类“D”所示，当在核心数据 A2 中的中心象素的象素值比上述阈值大（或者阈值以上），符号判定用核心数据 A3 的符号是不同符号的情况下，表示上述中心象素的血流信息是折返现象或者逆流混合存在的快速的血流状态，不太受噪声的影响。在这样的情况下，特性判别电路 49 进行用于进一步强调显示折返现象和逆流现象的处理。即，比较在象素值选择电路 44 中被临时设定的象素值的绝对值和核心数据 A2 的中心象素的象素值的绝对值，选择绝对值大的一方的象素值，生成用于从输出选择电路 50 输出的象素值选择控制信号。

另一方面，输出信号电路 50 根据在特性判别电路 49 中生成的象素值选择控制信号，选择输出在上述象素值选择电路 44 中被临时设定的规定排列顺序的象素值，或者在核心数据 A2 的中心象素的象素值之一。这种情况下，理想的是当象素值排列电路 43 以及象素值选择电路 44 中的动作速度不很快的情况下，把时间调整用的延迟电路 45 设置在核心数据存储电路 42 和输出选择电路 50 之间。

以下，图 3 所示的控制电路 51 具有 CPU 和存储电路，控制在上述图像数据处理单元 4 中的各单元。特别进行把预先保存在上述存储电路中的与象素值的阈值有关的信息对比较电路 46 提供，和把与象素值的排列顺序有关的信息对象素值选择电路 44 提供。

另一方面，核心数据控制电路 52 进行把与核心数据 A2 的象素数(例

如, 3 象素 × 9 象素) 有关的信息对核心数据存储电路 42 提供, 和把与不同符号判定用核心数据的象素数 (例如, 3 象素 × 3 象素) 有关的信息对不同符号判定用核心数据存储电路 47 供给。

返回图 1, 显示单元 8 具有 DSC (Digital Scan Converter) 81 和彩色监视器 82, 合成显示从图像数据处理单元 4 的输出选择电路 50 提供的滤波处理后的流速值图像数据和从图像数据存储单元 33 提供的 B 模式图像数据。

即, DSC81 具有未图示的 CPU 和存储电路, 从图像数据存储单元 33 直接输出的 B 模式图像数据被暂时存储在 DSC81 的 B 模式图像数据存储区域上, 另外, 和该 B 模式图像数据大致同时收集, 从输出选择电路 50 输出的滤波处理后的流速值图像数据被暂时保存在 DSC81 的彩色多普勒图像数据存储区域上。而且, DSC81 进行上述流速值图像数据和 B 模式图像数据的合成生成显示用图像数据。另一方面, 彩色监视器 82 进行在 DSC81 中生成的显示用图像数据的显示。

这种情况下, DSC81 生成在作为背景图像的 B 模式图像数据上重叠了流速值图像数据的 1 张显示用图像数据, 彩色监视器 82 以白黑的 B 模式图像数据为背景彩色显示流速值图像。

以下, 输入单元 6 在输入板上具有键盘、轨迹球、鼠标等的输入器件和显示板, 进行患者信息、诊断部位、图像数据收集模式、图像数据处理方法、图像数据显示方法、还有各种指令信号的输入。另外, 在该输入单元 6 中, 进行在核心数据存储电路 42 以及不同符号判定用核心数据存储电路 47 中的象素数和比较电路 46 中的阈值, 还有在象素值选择电路 44 中的排列顺序的设定。

而后, 系统控制单元 7 具有未图示的 CPU 和存储电路, 进行超声波诊断装置 100 的上述各单元的控制和系统总体控制。特别是在把在输入单元 6 中设定的核心数据 A2 以及不同符号判定用核心数据 A3 中的象素数和比较电路 46 中的阈值, 还有与象素值选择电路 44 中的顺序有关的信息暂时存储在上述存储电路中后, 把这些信息提供给该单元。

(图像数据的处理顺序)

以下,用图1至图9说明本发明实施例中的图像数据的处理顺序。而且,图7是表示在本实施例中的图像数据的处理顺序的流程图。

在图像数据的收集前,操作者用输入单元6进行与患者信息、诊断部位、图像数据收集模式、图像数据处理方法、图像数据显示方法等相关的初始设定,把这些设定信息保存在系统控制单元7的存储电路中。在本实施例中,作为图像数据收集模式,设定由扇形扫描进行的B模式图像数据和彩色多普勒图像数据的收集模式。另外,作为图像数据处理方法,进行对与血流的平均速度值有关的彩色多普勒图像数据(即,流速值图像数据)的滤波处理的设定,进行在该滤波处理中所需要的核心数据A2以及不同符号判定用核心数据A3的象素数和比较电路46中的阈值,还有象素值选择电路44中的排列顺序的设定(图7的步骤S1)。

如果上述的初始设定结束,则操作者开始把超声波探测器1的前端(超声波发送接收面)固定在被检测体的体表上的规定位置上开始超声波图像数据的收集。在超声波的发送时,图2的速率脉冲发生器211与来自系统控制单元7的控制信号同步,把确定向被检测体内发射的超声波脉冲的重复周期的速率脉冲提供给发送延迟电路212。

发送延迟电路212把在发送中为了得到细的波束宽度用于在规定的深度收敛超声波的延迟时间,和用于向第1扫描方向(θ_1)发送超声波的延迟时间给予速率脉冲,把该速率脉冲提供给脉冲发生器213。以下,脉冲发生器23使用通过上述速率脉冲的提供生成的压电振子驱动脉冲,驱动被内置在超声波探测器1中的压电振子向被检测体内发射超声波脉冲(发送超声波)。

发射到被检测体内的超声波脉冲的一部分由声音阻抗不同的脏器间的分界面或者组织反射。另外,当该超声波在心脏壁和血球等的运动的某一反射体扇上发射的情况下,该超声波频率受到多普勒偏移。

在被检测体的组织和血球上发射的超声波反射波(接收超声波)由超声波探测器1的压电振子接收被变换为电气信号(接收信号),该接收

信号在发送接收单元 2 的接收单元 22 中的 N 通道的独立前置放大器 221 中被放大, 而且被提供给 N 通道的接收延迟电路 222。

接收延迟电路 222 在把用于收敛规定深度的超声波的聚焦用延迟时间, 和用于在上述第 1 扫描方向 ($\theta 1$) 上具有强的接收指向性接收的偏转用延迟时间给予上述接收信号后, 把该接收信号提供给加法器 223。而后, 加法器 223 加算合成从接收延迟电路 222 输出的 N 通道的接收信号, 在集中为一个接收信号后, 提供给图像数据生成单元 3 的 B 模式图像数据生成单元 31 和多普勒图像数据生成单元 32。

提供给 B 模式图像数据生成单元 31 的加法器 223 的输出信号在进行对数变换、包络线检波、A/D 变换后, 被保存在图像数据存储单元 33 中的 B 模式图像数据存储区域。

另一方面, 在流速值图像数据的生成中, 为了求接收信号的多普勒偏转使用和上述一样的顺序, 进行相对上述第 1 扫描方向连续的多次 (L 次) 超声波发送接收, 对此时得到的接收信号进行频率分解。

即, 提供给图 2 的多普勒图像数据生成单元 32 的加法器 223 的输出信号, 在用脉冲发生器 323-1、323-2 以及 LP324-1、324-2 正交相位检波后变换为 2 通道的 IQ 信号。而后, 该 IQ 信号的 I 成分以及 Q 成分的各自在用 A/D 变换器 325-1、325-2 中变换为数字信号后, 被保存在多普勒信号存储电路 326。以下, 对于用相对上述第 1 扫描方向 ($\theta 1$) 的 L 次超声波发送接收得到的接收信号, 也可以用同样的顺序检测 IQ 信号, 保存在多普勒信号存储电路 326 中。

而后, 如果用相对第 1 扫描方向 ($\theta 1$) 的 L 次的超声波发送接收波得到的 IQ 信号对多普勒信号存储电路 326 的保存结束, 则系统控制单元 7 从被保存在多普勒信号存储电路 326 中的 L 个 IQ 信号中顺序读出与规定位置 (深度) 对应的 I 成分以及 Q 成分提供给 MTI 滤波器 327。MTI 滤波器 327 对被提供的 L 个的 I 成分和 Q 成分在时间方向上进行滤波器处理, 例如, 排除由心肌等组织的运动产生的组织多普勒成分 (杂波成分), 只抽出由血液流动产生的血流多普勒成分。

提供了血流成分的 IQ 信号的自相关器 328 使用该 IQ 信号进行自相关运算, 运算器 329 根据自相关运算结果计算血流的平均速度和分散值, 还有功率值。以下, 对从上述规定位置 (深度) 以外的反射体得到的 IQ 信号也进行同样的运算, 把生成的上述第 1 扫描方向上的流速值图像数据、分散值图像数据、功率值图像数据保存在图像数据存储单元 33 中的各个存储区域上。

以下, 系统控制单元 7 还对第 2 扫描方向 (θ_2) 至第 M 扫描方向 (θ_M 方向) 进行超声波发送接收。而后, 把此时得到的 B 模式图像数据, 以及流速值图像数据、分散值图像数据以及功率值图像数据等的彩色数据保存在图像数据存储单元 33 中的上述存储区域上 (图 7 的步骤 S2)。

如果上述 4 种图像数据的收集和保存结束, 则系统控制单元 7 把与核心数据 A2 和不同符号判定用核心数据 A3 的象素数有关的初始设定数据提供给图像数据处理单元 4 的核心数据控制电路 52, 而且, 在把与比较电路 46 的阈值和象素值选择电路 44 的排列顺序有关的初始设定数据提供给控制电路 51 的同时, 把用于开始流速值图像数据的滤波处理的指令信号提供给图像数据处理单元 4 的各单元。

接收到滤波处理的开始指令的核心数据控制电路 52, 对核心数据存储电路 42 以及不同符号判定用核心数据存储电路 47, 提供与用输入单元 6 设定的核心数据 A2 以及不同符号判定用核心数据 A3 的象素数有关的信号和第 1 中心象素的位置信号。

而后, 核心数据存储电路 42 从被保存在图像数据生成单元 3 的图像数据存储单元 33 中的流速值图像数据 A1 中, 抽出把上述第 1 中心象素作为中心的规定范围 (例如, 3 象素 \times 9 象素) 的核心数据并保存。

同样, 不同符号判定用核心数据存储电路 47 从图像数据存储单元 33 的流速值图像数据 A1 中, 抽出把上述第 1 中心象素作为规定范围 (例如, 3 象素 \times 3 象素) 的不同符号判定用核心数据并保存 (图 7 的步骤 S3)。

以下, 象素值排列电路 43 按照大的顺序排列被保存在核心数据存储

电路 42 中的核心数据的 27 个象素值(流速值)(图 7 的步骤 S11)。而后,象素选择电路 44 所排列的这些象素值中,选择预先设定的排列顺序的象素值,作为滤波处理后的象素值临时设定(图 7 的步骤 S13)。

另一方面,比较电路 46 比较在输入单元 6 中预先设定并经由控制电路 51 提供的阈值和在核心数据存储电路 42 的核心数据 A2 中的中心象素的象素值,当该象素值在阈值以上的情况下向特性判别电路 49 输出“阈值以上”的比较结果,当比阈值小的情况下输出“阈值以下”的比较结果(图 7 的步骤 S6)。

另外,不同符号判定电路 48 读出被保存在不同符号判定用核心数据存储电路 47 中的不同符号判定用核心数据 A3 的象素值,比较其符号位。而后,当全部的象素值在正值或者负值的情况下把“相同符号”的判定结果输出给特性判别电路 49,另外,当正象素值和负象素值混合存在的情况下把“不同符号”的判定结果输出到特性判别电路 49(图 7 的步骤 S7)。

以下,特性判别电路 49 把从比较电路 46 提供的“阈值以下”或者“阈值以上”的比较结果,和从不同符号判定电路 48 提供的“相同符号”或者“不同符号”的判定结果输入到图 6 所示的表中,判别核心数据 A2 的血流特性,设定适宜该血流特性的象素值选择方法。而后,把基于已设定的象素值选择方法的象素值选择控制信号提供给输出选择电路 50(图 7 的步骤 S9)。

从特性判别电路 49 接收到象素值选择控制信号的输出选择电路 50 选择在象素值选择电路 44 中被暂时设定的象素值,或者在核心数据存储电路 42 的核心数据 A2 中的中心象素的象素值之一输出,把输出的象素值保存在显示单元 8 的 DSC81 中的彩色多普勒图像数据存储区域中。

以下,以同样的顺序还对流速值图像数据 A1 的其他象素顺序进行滤波处理,把处理后的象素值保存在上述彩色多普勒图像数据存储区域上。即,在 DSC81 的彩色多普勒图像数据存储区域上生成滤波处理后的 2 维流速值图像数据(图 7 的步骤 S14)。

另一方面，被保存在图像数据生成单元 3 的图像数据存储单元 33 中的 B 模式图像数据被直接提供给显示单元 8，保存在 DSC81 的 B 模式图像数据存储区域中。而后，DSC81 在对被保存在彩色多普勒图像数据存储区域上的流速值图像数据附加了彩色信息后，与 B 模式图像数据合生成显示用图像数据，而且，变换为标准电视格式信号显示在彩色监视器 82 上（图 7 的步骤 S15）。

这样，在本实施例中的核心数据存储电路 42 构成本发明的核心数据生成单元，本实施例中的输出选择电路 50 构成本发明的第 2 图像数据生成单元。

以下，用图 8 以及图 9 说明本实施例中的滤波处理的效果。图 8 以及图 9 分别与图 6 的分类 A 以及分类 C 对应，假设边缘部分都不能平滑地显示。即，图 8A 的流速值图像数据 A1 模式化以 +6 至 +9 表示相对超声波探测器 1 接近的血流的流速值，另外，模式化地以 0 表示没有血流的生物体组织。

对于被保存在图像数据生成单元 3 的图像数据存储单元 33 中的流速值图像数据 A1，核心数据存储电路 42 抽出以任意的象素（例如，用粗框包围的象素 B1）为中心象素预先设定的范围（例如 3 象素 × 9 象素）的核心数据 A2 保存，以下，象素值排列电路 43 如图 8B 所示那样按照大小顺序排列该核心数据 A2 的各象素值。而后，象素值选择电路 44 所排列的象素值中选择预先设定的排列顺序（例如，第 14（中间值））的象素值“6”，把上述核心数据 A2 的中心象素的象素值“0”置换为象素值“6”。

对于核心数据 A2 的其他象素也重复同样的处理（滤波处理），生成图 8C 所示的滤波处理后的流速值图像数据 A10。通过这样的滤波处理，可以平滑地显示存在血液流动的血管和没有血液流动的生物体组织的分界，可以正确掌握血流分布。

另一方面，图 9A 表示由接近超声波探测器 1 的血流的流速值（+6 至 +9）和远离超声波探测器 1 的血流的流速值（-6 至 -8）构成的流速

值图像数据 A1, 图 9C 表示对该流速值图像数据 A1 进行同样的处理(图 9B) 生成的滤波处理后的流速值图像数据 A10。这种情况下也和图 8 的情况一样, 可以平滑地显示在不同方向上流动的血流的分界。

而且, 在上述的实施例中的比较电路 46 进行从流速值图像数据 A1 抽出的核心数据 A2 的中央象素的象素值和预先设定的阈值的比较, 但对于和上述中央象素在同一位置上的分散值图像数据和功率值图像数据之象素的象素值也可以进行预先设定的分散值的阈值或者功率值的阈值的比较, 特性判别电路 49 加入这些比较结果设定象素值选择方法。

例如, 当在比较电路 46 中在核心数据 A2 的中央象素中的流速值和与该中央象素对应的功率值象素数据的象素的象素值(功率值)都比各个阈值小的情况下, 作为血流边缘单元的处理, 从在象素排列电路 43 中排列的多个象素值(流速值)中选择比中央值慢的象素值, 另一方面, 当核心数据 A2 的中央象素中的流速值, 和在与该中央象素对应的分散值图像数据的象素的象素值(分散值)都比各自阈值大的情况下, 作为紊流处理, 从在上述象素值排列电路 43 中排列的象素值(流速值)中选择比中央值快的流速值提供给输出选择电路 50。

(变形例)

以下, 用图 10 至图 13 说明本实施例的变形例。图 10 是表示在本变形例中的图像数据的处理顺序的流程图。而且, 对于在图 7 中所示的和实施方式中的流程图实际上相同的处理标注相同的符号并省略说明。

在图 6 所示的分类 D 中, 当适用了上述实施例的滤波法的情况下, 输出选择电路 50 比较由象素值选择电路 44 选择出的规定排列顺序的象素值的绝对值和核心数据 A2 的中心象素的象素值的绝对值, 把绝对值大一方的象素值输出到显示单元 8。但是, 当在核心数据 A2 中以正流速值和负流速值大致相等的频度发生的情况下, 在由象素排列电路 43 排列的象素值的中间值附近排列小的象素值。因而, 输出选择电路 50 始终输出在核心数据 A2 的中心象素的象素值, 不能得到滤波处理的效果。

对于这样的问题, 在判定为属于分类 D 时(图 10 的步骤 S8: 是),

象素排列电路 43 根据在核心数据存储电路 42 中保存的核心数据 A2 中的中心象素的流速值, 调制该核心数据 A2 的各象素值(图 10 的步骤 S10), 按照大小顺序排列调制后的象素值(调制象素值)(图 10 的步骤 S11)。而后, 象素值选择电路 44 所排列的调制象素值中选择规定排列顺序的象素值(图 10 的步骤 S12), 根据上述核心数据 A2 的中心象素的象素值解调该象素值作为滤波处理后的象素值(流速值)暂时设定(图 10 的步骤 S13)。以下, 输出选择电路 50 根据图 6 的分类 D 所示的象素值选择方法, 生成象素值选择电路 44 暂时设定的滤波处理后的象素值或者上述核心数据 A2 的中心象素的象素值之一(图 10 的步骤 S14), 输出到显示单元 8(图 10 的步骤 S15)。

具体地说, 从在上述核心数据 A2 的各象素的象素值中减去在中心象素的象素值(在相位空间上调制), 按照大小顺序排列经减算的象素值。从以下排列的多个象素值中选择规定排列顺序的象素值, 在该象素值上加(解调)上述中心象素的象素值, 求滤波处理后的象素值。但是, 本变形例的调制-解调处理并不限于上述的方法。

图 11 是把本变形例中的象素值的排列方法和在上述实施例中的排列方法比较表示的图, 在如折返的连续性明确那样表示相位的圆图形上定义图 11B 所示的上述实施例的排列顺序和图 1A 所示的本变形例的排列顺序, 特别是在本实施例的情况下, 以核心数据 A2 的中心象素的象素值为基准进行其他象素值的排列。而且, 采用该变形例的调制-解调处理用通过和采用比较电路 46 的阈值的比较结果和采用不同符号判定电路 48 的判定结果设定的特性判别电路 49 的输出信号控制。

即, 对于核心数据 A2 的各象素的象素值, 进行加上在中心象素的象素值的 Q 成分为 0 的量之偏移的偏移处理。此时, 相位偏移在跨越 180 度和 -180 度之间时, 该象素值具有的正负的符号反转。由此, 各象素在图 11A 所示的圆图形上, 被收纳在从中心象素开始从 +180° 到 -180° 的范围中, 可以得到和图 11B 所示的彩条一样的彩条。如果从经该偏移的象素值中除去(解调)偏移, 则如图 11A 的彩条所示图像的亮度提高,

被强调显示。

以下，在图 12 以及图 13 中表示本变形例的效果。图 12A 是表示折返或者逆流发生时得到的流速值他数据 A1 的图，正象素值和负象素值以嵌镶状分布构成。图 12B 表示当设定相对这样的流速图像数据 A1 以粗线框包围的 3 象素 × 9 象素的核心数据 A2 并适用上述变形例的滤波处理的情况下，从输出选择电路 50 得到的滤波处理后的流速值图像数据 A10。即，通过本变形例的滤波法用波纹线表示的黑缺失的象素消失，强调显示折返或者逆流引起的嵌镶图案。而且，这种情况下，象素值选择电路 44 从象素值排列电路 43 排列的调制后的多个象素值中选择中间值（第 14）的象素值。

另一方面，图 13A 是在流过同一方向的血流的流速值图像数据 A1 中发生了黑缺失图案等的特异点的情况，在相对负流速值用粗线包围的部分上看到特异点。图 13B 是在对上述流速值图像数据适用了本变形例的滤波处理时得到的滤波处理后的流速值图像数据 A10，可以消灭上述特异点。而且，在这种情况下的核心数据的象素数和相对调制后的象素值的排列顺序和图 12 的情况相同。

如果采用上述的本实施例，则通过从按大小顺序来排列的核心数据的象素值中选择规定排列顺序的象素值，不会使空间分解能力劣化，可以降低如黑缺失图案那样的特异点，而且，可以强调显示因素流和折返现象产生的嵌镶图案。而且，如果采用上述变形例，则在从核心数据的象素值中选择规定顺序的象素值的情况下通过进行调制 - 解调处理，维持折返中的连续性，即使对在高频度下发生的嵌镶图像也可以强调显示。

以上，叙述了本发明的实施例，当本发明并不限于上述的实施例，可以变形实施。例如，彩色多普勒图像数据叙述了有关高速值图像数据，但也可以是分散值图像数据和功率值图像数据，而且，如在通过亮度和色相合成显示流速值和分散值的方法那样，在合成显示多种彩色多普勒图像数据时，对于这些图像数据的至少 1 个也可以适用上述实施例或者变形例叙述的滤波。

而且，比较电路 46 中的阈值和象素值选择电路 44 中的排列顺序可以根据诊断部位和图像数据模式，而且根据图像数据的显示方法等的信息设定。

另外，采用本发明实施例的滤波方法或者采用变形例的滤波方法的选择也可以由操作者随时进行，但也可以通过被初始设定的诊断部位和图像数据收集模式等的信息自动地选择。

但是，在本发明的实施例中，说明了压电振子具有按 1 维排列的超声波探测器和模拟方式的接收单元的超声波诊断装置，但并不限于该实施例，例如，也可以是与具有 2 维排列的压电振子的超声波探测器对应的超声波诊断装置。

而且，在上述实施例以及变形例的图像数据处理单元 4 中执行的核心数据的生成、象素值的排列、选择等的处理也可以通过具有有这样的处理功能的 PC 和工作站等的计算机（图像处理装置），和超声波处理装置分开进行。

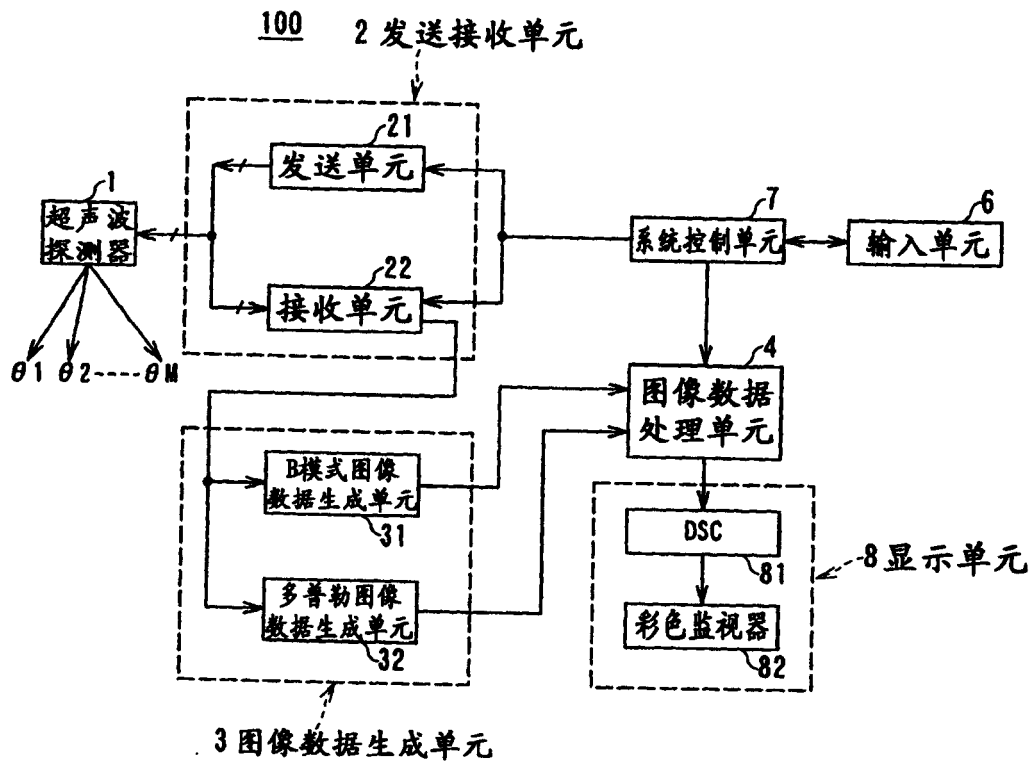


图1

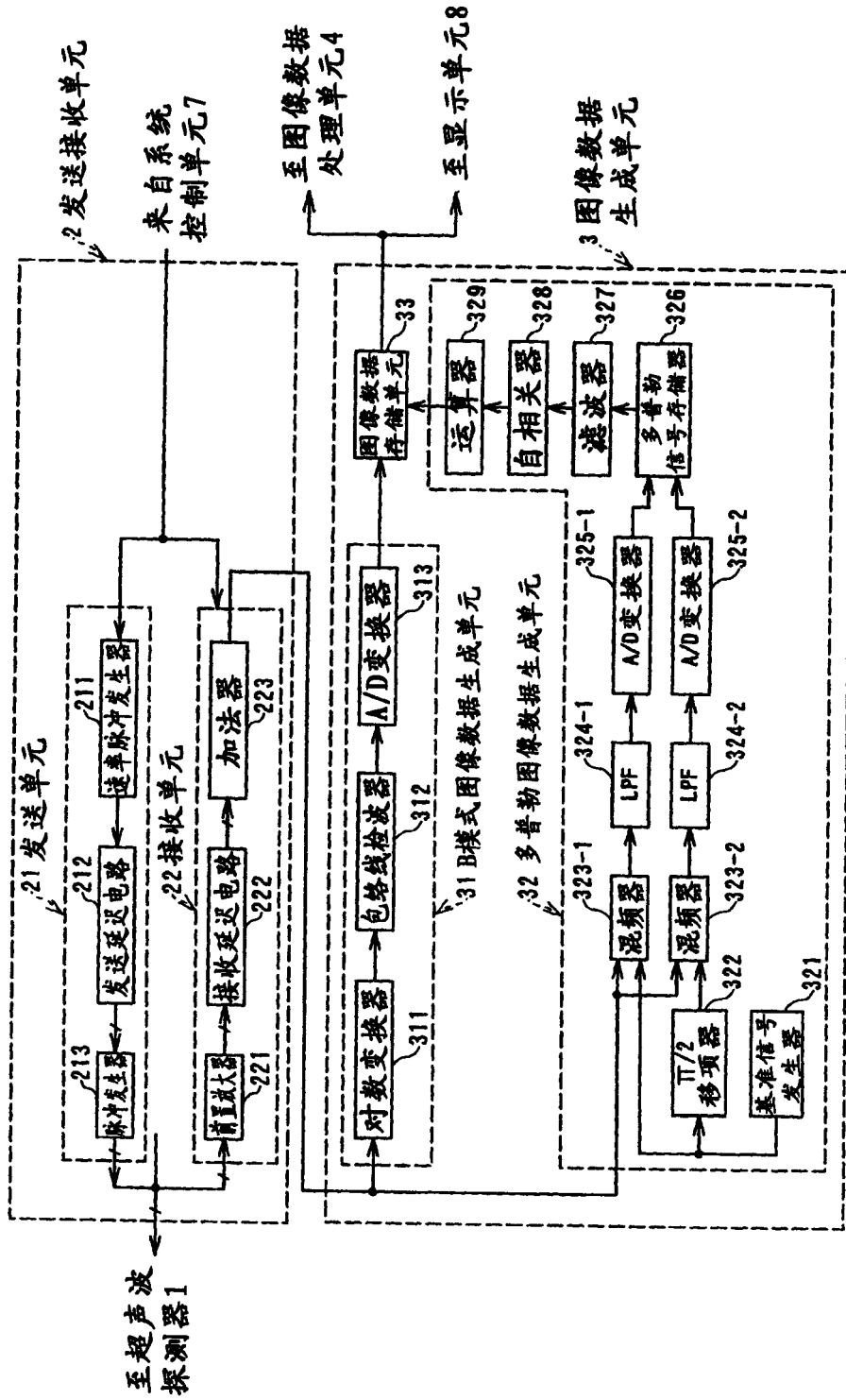


图2

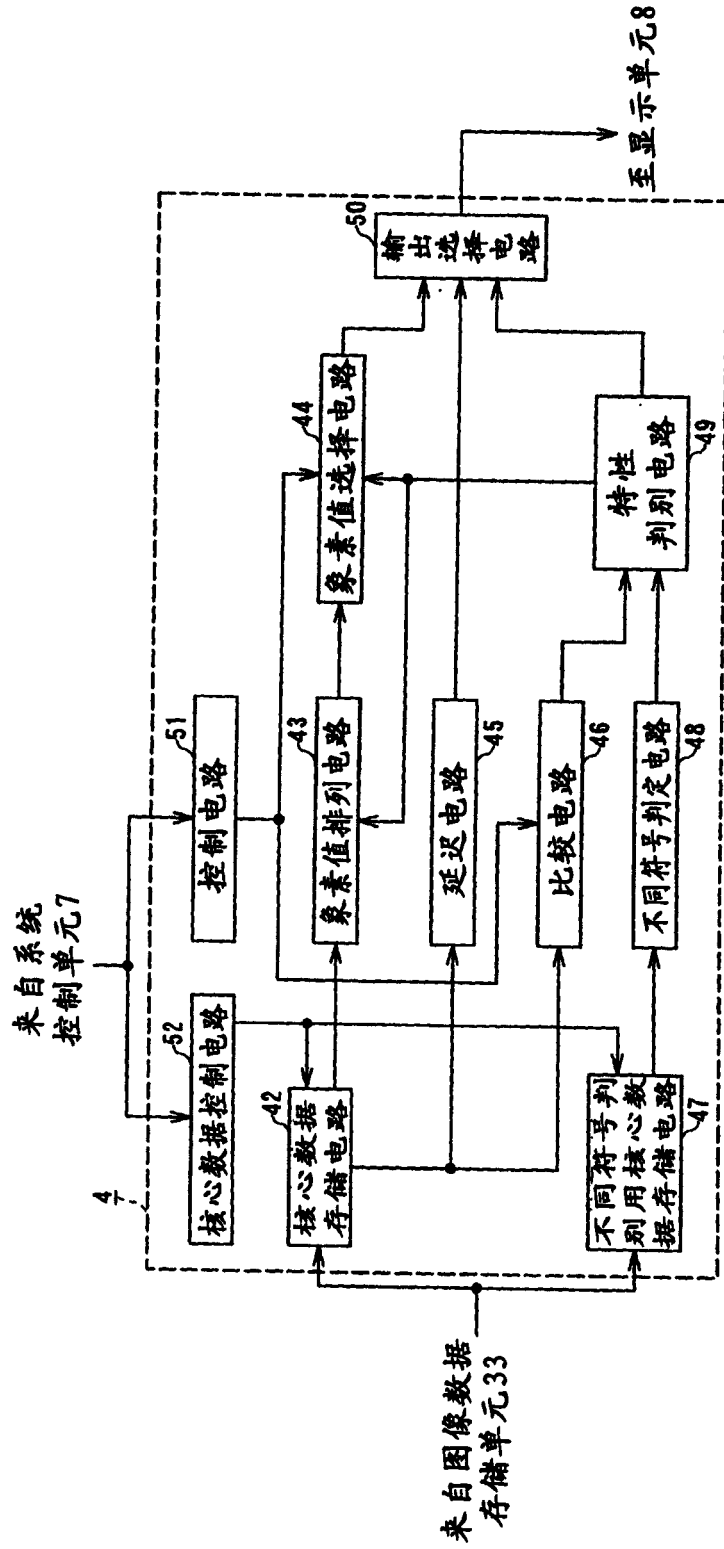


图3

a11	a12	a13	a14	a15	A1
a21	a22	a23	a24	a25	A2
a31	a32	a33	a34	a35	
a41	a42	a43	a44	a45	
a51	a52	a53	a54	a55	A3
a61	a62	a63	a64	a65	
a71	a72	a73	a74	a75	
a81	a82	a83	a84	a85	
a91	a92	a93	a94	a95	
aa1	aa2	aa3	aa4	aa5	
ab1	ab2	ab3	ab4	ab5	
ac1	ac2	ac3	ac4	ac5	
ad1	ad2	ad3	ad4	ad5	
ae1	ae2	ae3	ae4	ae5	
af1	af2	af3	af4	af5	

图 4A

a32	a33	a34	A2
a42	a43	a44	
a52	a53	a54	
a62	a63	a64	
a72	a73	a74	
a82	a83	a84	
a92	a93	a94	
aa2	aa3	aa4	
ab2	ab3	ab4	

图 4B

a62	a63	a64	A3
a72	a73	a74	
a82	a83	a84	

图 4C

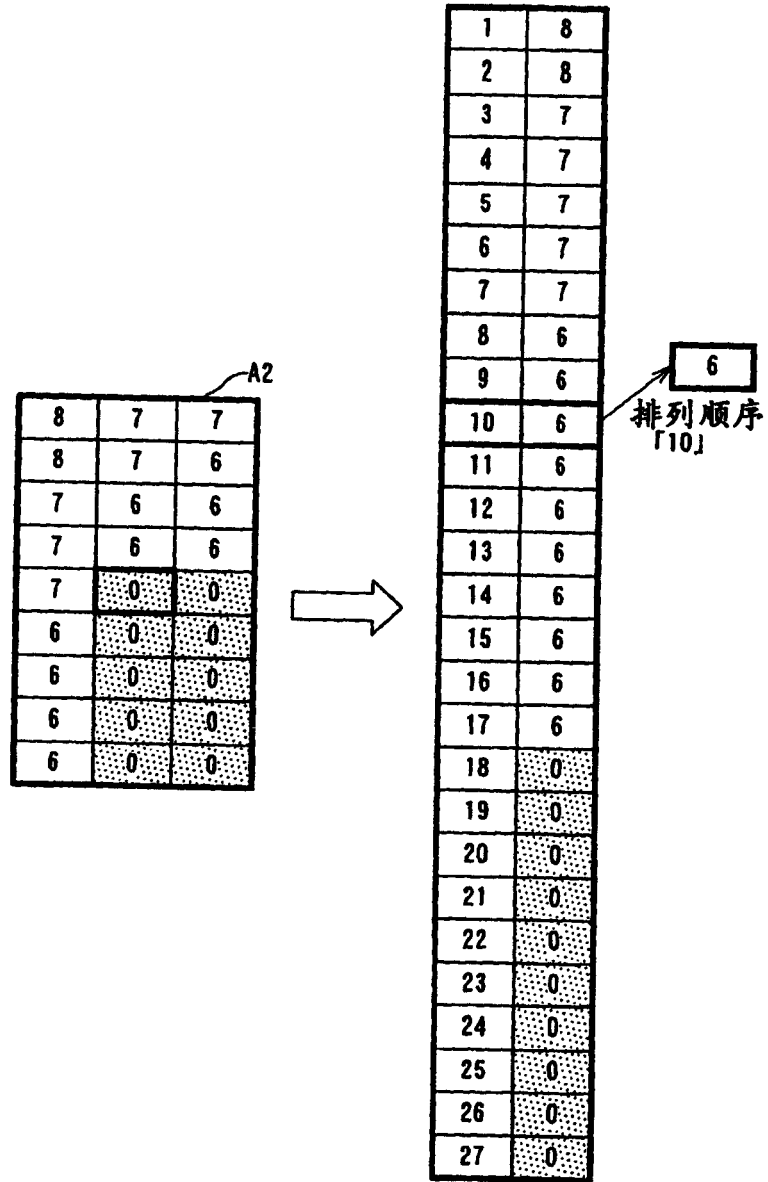


图 5A

图 5B

分类	不同符号判定用核心数据的符号	和阈值的比较	血流特性的判别	象素值选择方法
A	同一符号	阈值以下	在血管边缘部分等中的流速慢的血流信息。 噪声的影响大。 需要用于平滑地显示边缘部分或者血流分布的滤波处理	输出在象素值选择电路中被选择出的规定顺序的象素值。
B	同一符号	阈值以上	同一方向的流速快的血流信息。 噪声的影响小。 不需要滤波处理	输出在核心数据的中心象素中的象素值。
C	不同符号	阈值以下	在血管边缘部分等中的流速慢的血流信息。 噪声的影响大。 需要用于平滑地显示边缘部分或者血流分布的滤波处理	输出在象素值选择电路中被选择出的规定顺序的象素值。
D	不同符号	阈值以上	折返现象或者逆流发生的流速快的血流信息。 噪声的影响小。 需要用于强调显示折返、逆流的处理	比较采用象素值选择电路的规定顺序象素值的绝对值和 在核心数据的中心象素中的象素值的绝对值, 显示绝对值大的一方的象素值。

图6

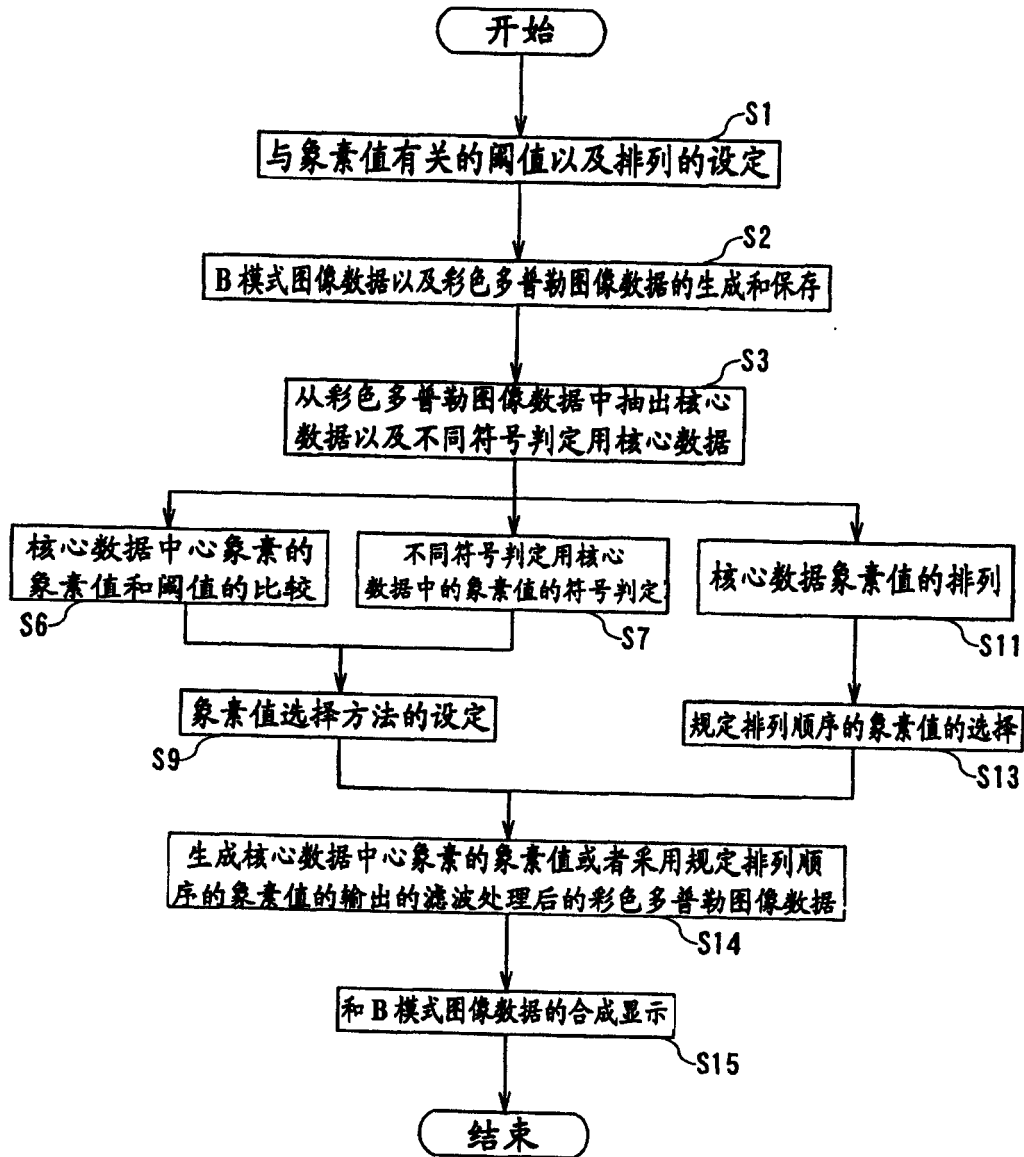


图7

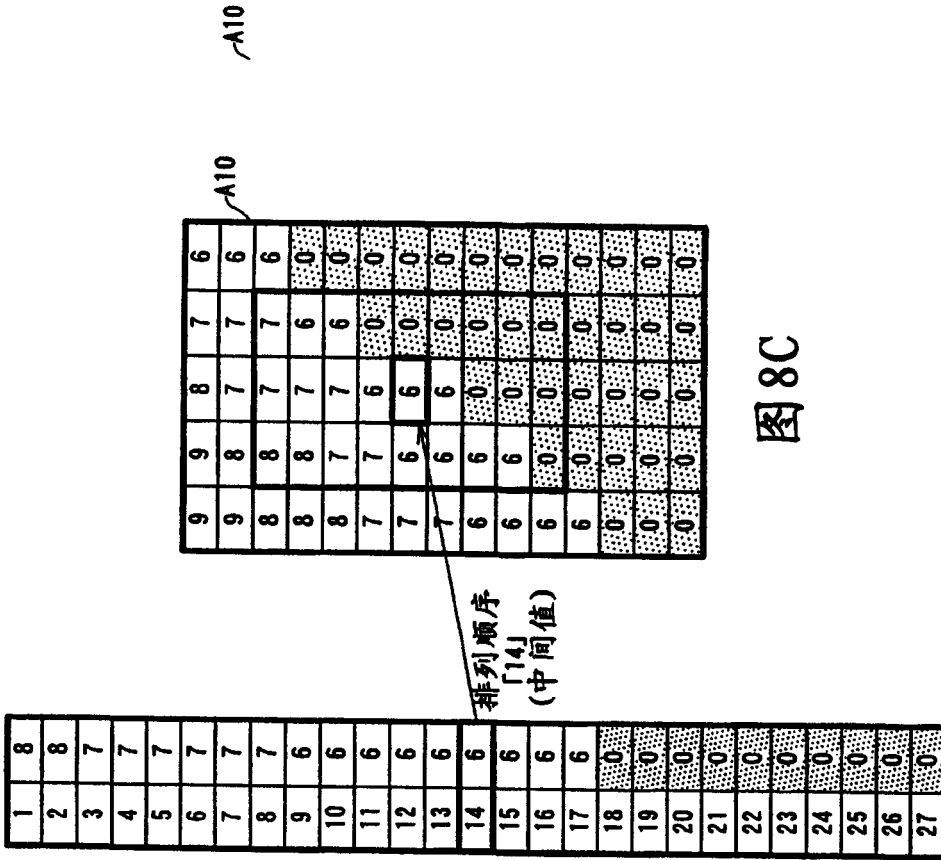


图 8B

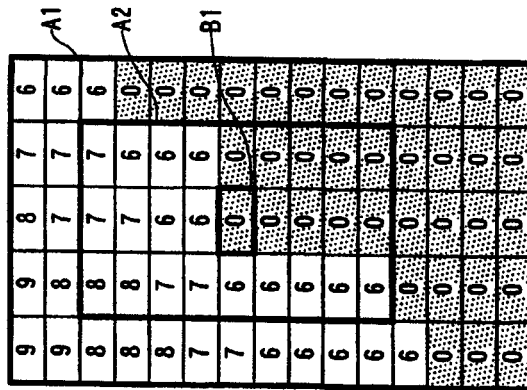


图 8A

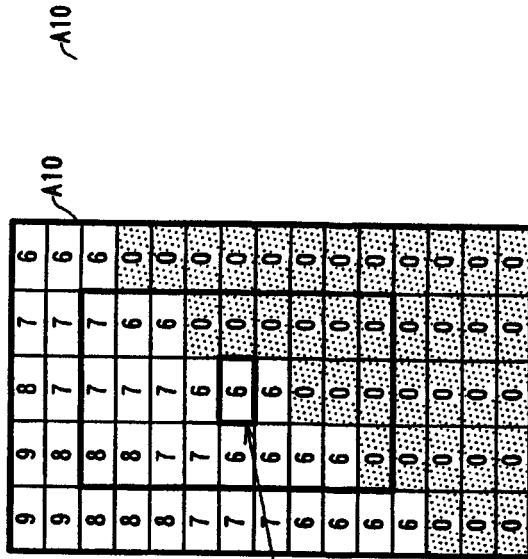


图 8C

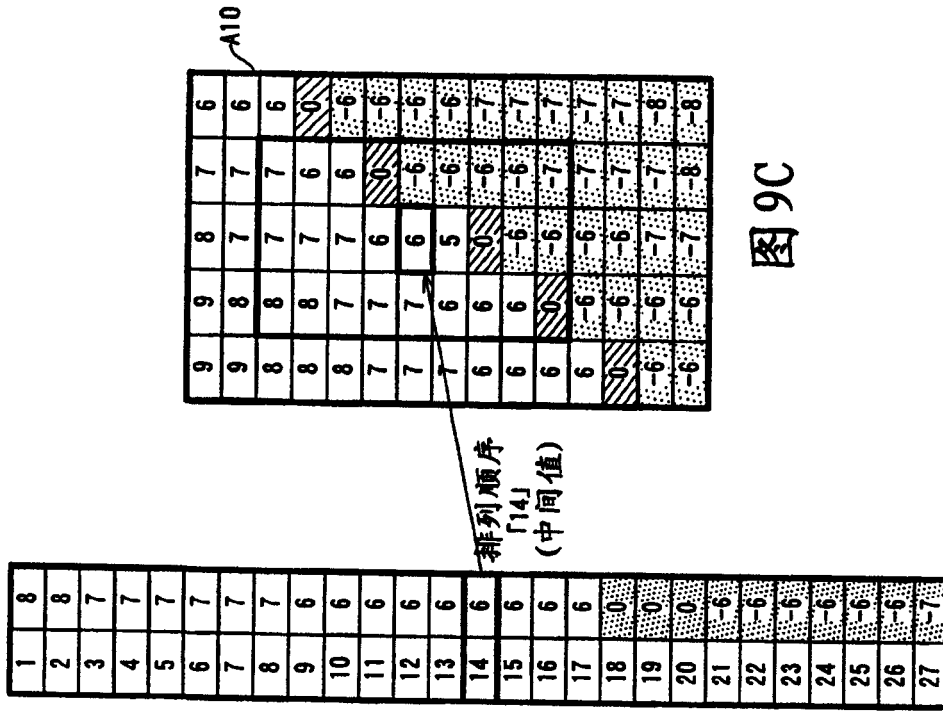


图9B

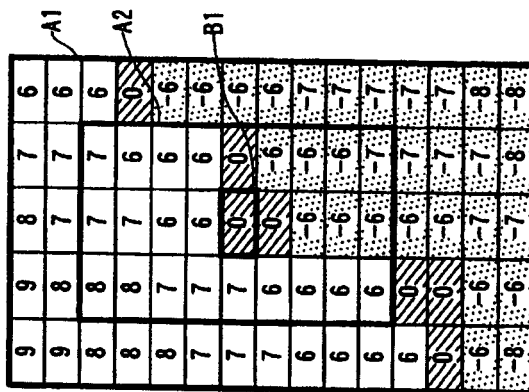


图9A

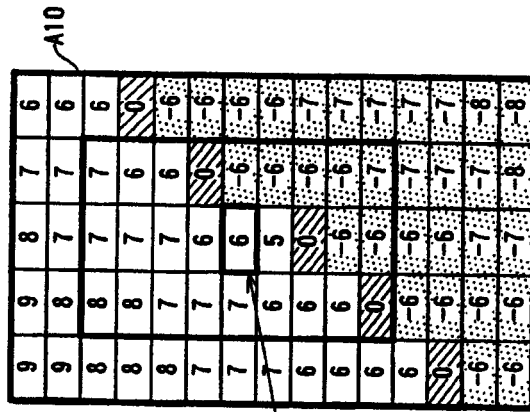


图9C

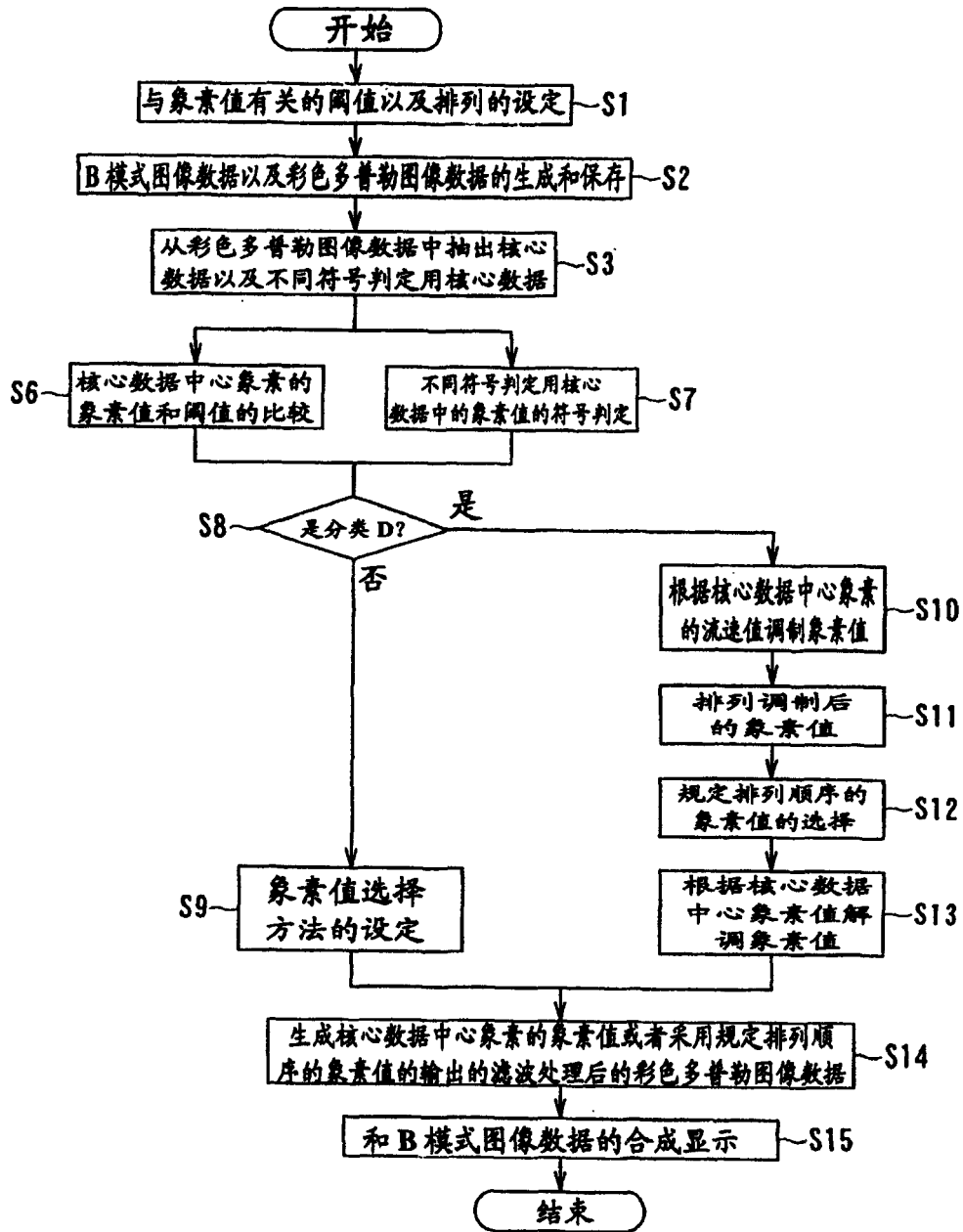


图 10

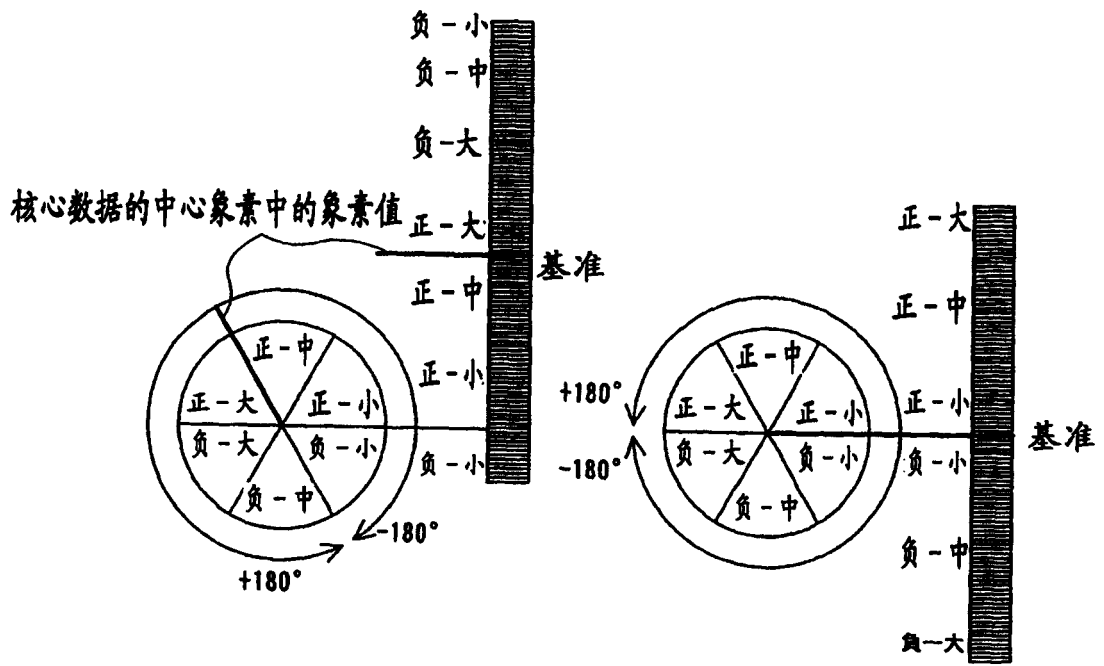


图 11A

图 11B

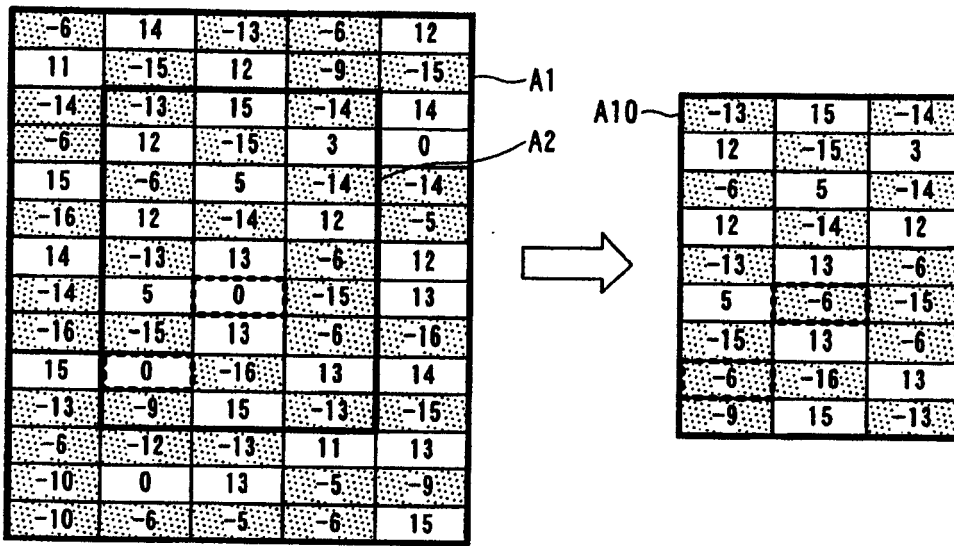


图 12A

图 12B

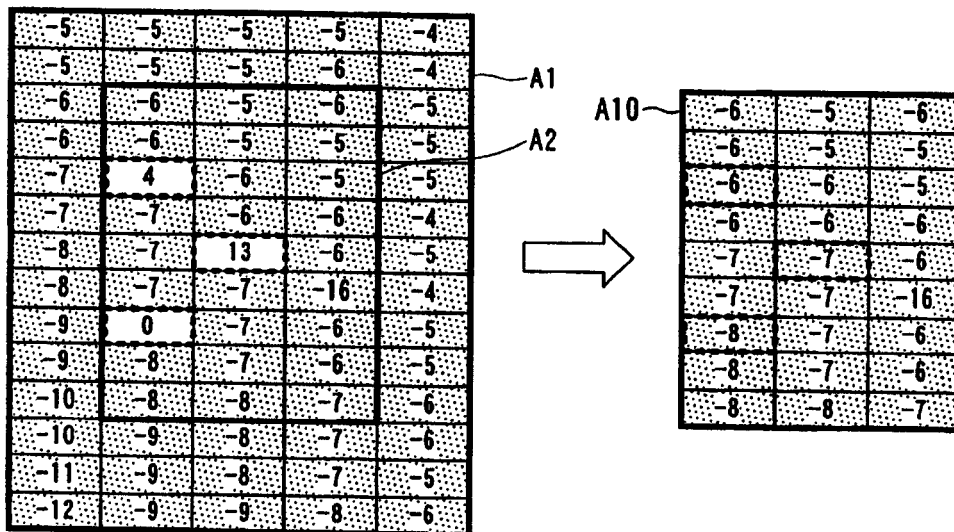


图 13A

图 13B

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像数据处理方法以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN1644170A	公开(公告)日	2005-07-27
申请号	CN200510004390.0	申请日	2005-01-20
[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	坂口文康 市冈健一		
发明人	坂口文康 市冈健一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/12 A61B8/14 G01N29/00 G06T5/00		
CPC分类号	G06T2207/30004 A61B8/00 G06T2207/10132 G06T5/001 G06T5/002 G01S7/52071 G01S15/8979 G06T5/20 G06T2207/30104		
代理人(译)	李德山		
优先权	2004011808 2004-01-20 JP		
其他公开文献	CN100409814C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波诊断装置，包括：抽出以生成图像数据的规定像素为基准而设定的规定范围内的上述第1图像数据生成核心数据的核心数据生成单元；根据需要调制在上述核心数据中的各像素的像素值，按大小顺序来排列该像素值或者所得到的调制像素值的像素值排列单元；所排列的多个上述像素值中进行规定排列顺序的像素值的选择，以及从上述调制像素值中选择规定排列顺序的调制像素值，进行被选择出的调制像素值的解调之一的像素值选择单元；根据上述第1像素数据的像素值判别图像特性的特性判别单元；根据该特性判别单元的判别结果，选择在上述第1图像数据的规定像素的像素值，以及由上述像素选择单元选择出的上述规定排列顺序的像素值或者经解调的像素值之一，生成第2图像数据的第2图像数据生成单元。如果采用上述构成，则在超声波彩色多普勒方法中，不使空间分解能力劣化，就可以降低黑缺失图案和强调显示紊流镶嵌图案。

