



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101677808 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 31

(21) 申请号 200980000032. 9

(22) 申请日 2009. 01. 29

(30) 优先权数据

052261/2008 2008. 03. 03 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 05. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/051501 2009. 01. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02009/110268 JA 2009. 09. 11

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 佐藤武史

(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 11038

代理人 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0066896 A1, 2007. 03. 22, 说明书第 [0012]- 第 [0029] 段, 图 1-2.

US 5615680 A, 1997. 04. 01, 全文.

CN 1644168 A, 2005. 07. 27, 全文.

审查员 李尹岑

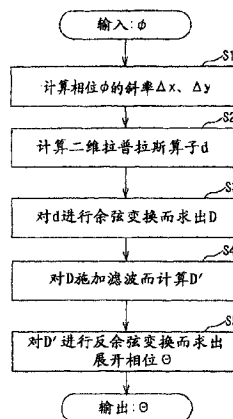
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理装置以及信号处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,具有:数据收集单元,通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据;校正单元,对上述相位信号根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理;以及显示单元,显示上述混叠校正处理后的相位信号。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

数据收集单元,通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据;

校正单元,对上述相位信号不实施以避开留数的方式选择路径的局部的处理,而是根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理;以及

显示单元,显示上述混叠校正处理后的相位信号,

上述留数是包括二维空间的某点的相位的斜率的周围积分值并非 0 的地点。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述校正单元构成为,通过将使从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率混叠而得到的信号与上述混叠校正处理后的相位信号的二维分布的斜率之间的平方误差设为最小的最小二乘法,进行上述混叠校正处理。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述校正单元构成为,根据通过计算从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率而求出第一数据的处理、通过对上述第一数据进行离散的二维余弦变换或离散的二维傅立叶变换或离散的二维正弦变换的处理而求出第二数据的处理、通过对上述第二数据在频率轴上进行滤波操作而求出第三数据的处理、以及对上述第三数据进行离散的二维反余弦变换或离散的二维逆傅立叶变换或离散的二维反正弦变换的处理,进行上述混叠校正处理。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述校正单元构成为,通过带权重的最小二乘法进行上述混叠校正处理,该带权重的最小二乘法是使用根据上述移动体的能量信号、分散信号、速度信号以及从上述移动体收集的相位信号的斜率中的至少一个的值决定的权重,将使从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率混叠而得到的信号与上述混叠校正处理后的相位信号的二维分布的斜率之间的平方误差设为最小的带权重的最小二乘法。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述数据收集单元构成为收集三维的相位信号,另一方面上述校正单元构成为对上述三维的相位信号根据二维或三维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述校正单元构成为,利用使从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率混叠而得到的信号的斜率与上述混叠校正处理后的相位信号的二维分布的斜率相互相等这样的性质,进行上述混叠校正处理。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述校正单元构成为,通过求解在利用求出使从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率混叠而得到的信号的斜率而计算出的拉普拉斯算子与上述混叠校正处理后的相位信号的二维分布之间成立的泊松方程式,从而利用将使从上述移动体收集的相位信号的二维分布的斜率混叠而得到的信号与上述混叠校正处理后的相位信号的二维分布的斜率之间的平方误差设为最小的最小二乘法,进行上述混叠校正处理。

8. 一种超声波诊断装置的数据处理装置,其特征在于,具有:

校正单元,取得通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集的相位信号,不实施以避开留数的方式选择路径的局部的处理,而是根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理;以及

图像数据生成单元,使用上述混叠校正处理后的相位信号,生成显示用的图像数据,上述留数是包括二维空间的某点的相位的斜率的周围积分值并非 0 的地点。

9. 一种超声波诊断装置的信号处理方法,其特征在于,具有如下步骤:

通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据的步骤;

对上述相位信号不实施以避免留数的方式选择路径的局部的处理,而是根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理的步骤;以及

显示上述混叠校正处理后的相位信号的步骤,

上述留数是包括二维空间的某点的相位的斜率的周围积分值并非 0 的地点。

超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理装置以及信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过发送接收超声波而生成并显示作为被检体的组织信息的 B 模式像以及作为血流或组织的运动信息的彩色多普勒像的超声波诊断装置、超声波诊断方法以及超声波诊断装置的数据处理程序,特别涉及对彩色多普勒像中的速度的混叠进行校正的超声波诊断装置、超声波诊断方法以及超声波诊断装置的数据处理程序。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置中的彩色多普勒法是向生物体沿着同一方向照射多次超声波,而通过多普勒效应抽取血流的速度、能量、分散这样的血流信息的方法。

[0003] 在彩色多普勒法中,通过对来自同一地点的多个超声波的接收信号,最初施加被称为 MTI (moving target indication, 运动目标检测) 滤波器的高通滤波器 (HPF: high pass filter) 从而抑制来自组织的运动延迟的信号。但是,在对不是血流而是组织的移动速度进行观测的情况下,不需要 MTI 滤波器。接下来,通过了 MTI 滤波器的接收信号被提供给自相关器。然后,根据自相关器的输出信号,计算出血流等的移动的能量、分散、速度。

[0004] 此处,在速度超过混叠速度时,产生混叠现象。这是由来自于,在计算能量、分散、速度时求出的相位仅限于 $-\pi \sim +\pi$ 的范围的值。即,在速度超过混叠速度时,相位从 $+\pi$ 混叠到 $-\pi$ 。其是采样定理的界限。在彩色多普勒图像中,在速度超过混叠速度时,颜色发生变化。因此,观察变得困难,而有可能错误地判断血流方向。

[0005] 在以往的彩色多普勒超声波诊断装置中,有零位漂移这样的功能。在该功能中,使相位 $-\pi \sim +\pi$ 的范围成为 $0 \sim +2\pi$ 的范围。由此,可以观测直到朝向超声波束而来的方向的血流速度为混叠速度的两倍为止的血流速度。但是,该功能仅可以在没有远离超声波束的方向的血流这样的条件下利用。即,即使进行了零位漂移,可以观测的速度范围是 2π 这一点是不变的。

[0006] 作为打破采样定理的界限而测定超过 2π 的相位的方法,有交错脉冲 (stagger pulse) 法 (例如参照专利文献 1、专利文献 2 或专利文献 3)。交错脉冲法在雷达的领域中已得到了实用化,但在超声波诊断装置的领域中尚未得到实用化。其理由在于,在超声波反射回波中产生被称为散斑的相位干扰,而无法稳定地观测相位的二次的差分。

[0007] 另外,还考虑了通过提高低流速检测能力而将相位检测范围维持为 2π ,并且扩展速度动态范围 (混叠速度 / 可检测的低流速) 的技术 (例如参照专利文献 4)。但是,该技术并非用于提高混叠速度的技术。

[0008] 另一方面,作为假设相位变化的连续性,而检测超过 2π 的相位的手法,有展开 (unwrap) 这样的手法。

[0009] 图 1 是说明以往的超声波诊断装置中的展开处理的图。

[0010] 在图 1(a)、(b) 中,横轴表示位置,纵轴表示信号的相位。

[0011] 在展开中,在当前的地点的相位为正的相位且相邻的地点的相位为负的相位且两

者之差接近 2π 的情况下判断为发生了混叠,将对相邻的地点的相位加上 2π 而得到的值设为相邻的地点的新的相位值。

[0012] 因此,如图 1(a) 所示相位在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围混叠的观测信号通过展开处理而被校正成如图 1(b) 所示那样的具有连续性的信号。

[0013] 但是,展开处理基本上仅可以作为一维处理来进行。因此,在距离方向的线上进行展开处理的情况下,有可能出现以噪声为原因而执行错误的混叠校正的地点。在这样执行错误的混叠校正的情况下,从进行了错误的混叠校正的地点,相位产生 2π 偏移。因此,有时生成带有条纹那样的二维图像。

[0014] 作为针对这样的问题的对策,考虑了利用二维速度分布来二维地进行局部的展开处理的手法(例如参照专利文献 5)。在该进行局部的展开处理的手法中,将包括二维空间的某点的相位的斜率的周围积分值并非 0 的地点定义成留数(residue),选择路径以避免留数。

[0015] 但是,在以往的二维地进行局部的展开处理的手法中,由于处理复杂而存在需要运算时间这样的问题。另外,存在当留数变多的情况下避开留数的地点变成看起来不自然的图像这样的问题。而且,在鲁棒(robust)性上存在问题,还存在有时无法进行展开这样的问题。

[0016] 专利文献 1:日本特开平 4-197249 号公报

[0017] 专利文献 2:日本特开平 4-197250 号公报

[0018] 专利文献 3:日本特开平 4-278864 号公报

[0019] 专利文献 4:日本特开 2005-176997 号公报

[0020] 专利文献 5:美国专利申请公开第 2007/0066896 号说明书

发明内容

[0021] 本发明是为了解决上述以往的情况而完成的,其目的在于提供一种超声波诊断装置、超声波诊断方法以及超声波诊断装置的数据处理程序,在利用彩色多普勒法的摄影中,通过降低噪声的影响,可以更良好且稳定地进行针对所收集的速度数据的混叠校正。

[0022] 为了达成上述目的,本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:数据收集单元,通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据;校正单元,对上述相位信号根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理;以及显示单元,显示上述混叠校正处理后的相位信号。

[0023] 另外,本发明提供一种超声波诊断方法,其特征在于,具有如下步骤:通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据的步骤;对上述相位信号根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理的步骤;以及显示上述混叠校正处理后的相位信号的步骤。

[0024] 另外,为了达成上述目的,本发明提供一种超声波诊断装置的数据处理程序,其特征在于,使计算机作为如下单元发挥功能:校正单元,取得通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集的相位信号,根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理;以及图像数据生成单元,使用上述混叠校正处理后的相位信号,生成显示用的图像数据。

[0025] 在这样的本发明的超声波诊断装置、超声波诊断方法以及超声波诊断装置的数据处理程序中,在利用彩色多普勒法的摄影中,通过降低噪声的影响,可以更良好且稳定地进行针对所收集的速度数据的混叠校正。

附图说明

[0026] 图 1 是说明以往的超声波诊断装置中的展开处理的图。

[0027] 图 2 是示出本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框结构图。

[0028] 图 3 是示出图 2 所示的混叠校正部中的相位信号的混叠校正处理的步骤的一个例子的流程图。

[0029] 图 4 是对图 2 所示的混叠校正部中的相位信号的混叠校正处理的原理进行说明的图。

[0030] 图 5 是将根据由图 2 所示的超声波诊断装置进行了混叠校正的相位信号制成的彩色多普勒像与根据混叠校正前的相位信号制成的彩色多普勒像进行比较的图。

具体实施方式

[0031] 参照附图对本发明的超声波诊断装置、超声波诊断方法以及超声波诊断装置的数据处理程序的实施方式进行说明。

[0032] (结构以及功能)

[0033] 图 2 是示出本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框结构图。

[0034] 超声波诊断装置 1 是通过对生物体等被检体进行超声波的发送接收而利用相位变化测定在被检体内移动的红血球、组织等移动体的移动速度,并显示所测定出的物体的二维速度分布的彩色多普勒超声波诊断装置。

[0035] 为此,超声波诊断装置 1 具备发送电路 2、超声波探测器 3、接收电路 4、B 模式处理系统 5、彩色多普勒处理系统 6、混叠校正部 7、坐标变换部 8、图像合成部 9、监视器 10 以及控制系统 11。超声波诊断装置 1 的各结构要素可以由电路、或读入了程序的计算机来构筑。例如,通过使计算机读入超声波诊断装置的数据处理程序,将来自 B 模式处理系统 5 以及彩色多普勒处理系统 6 的输出数据分别作为处理对象数据而生成图像数据的数据处理系统已得到了实用化。在该情况下,由读入数据处理程序的计算机构筑混叠校正部 7、坐标变换部 8 以及图像合成部 9。

[0036] 发送电路 2 具有向超声波探测器 3 施加发送信号的功能。超声波探测器 3 具备多个超声波振子,具有将使用各超声波振子从发送电路 2 施加的发送信号变换成超声波信号并发送给未图示的被检体,另一方面接收在被检体内生成的超声波反射信号,并将所接收到的超声波反射信号变换成接收信号并输出给接收电路 4 的功能。接收电路 4 具有针对从超声波探测器 3 取得的接收信号进行调整相位相加处理等期望的信号处理而向 B 模式处理系统 5 输出 B 模式像的生成用的接收信号,另一方面向彩色多普勒处理系统 6 输出表示二维血流速度的彩色多普勒像的生成用的接收信号的功能。B 模式处理系统 5 具有通过对从接收电路 4 取得的 B 模式像的生成用的接收信号实施 B 模式像的生成处理而生成 B 模式像数据的功能、和向坐标变换部 8 输出所生成的 B 模式像数据的功能。

[0037] 彩色多普勒处理系统 6 具备通过对从接收电路 4 取得的彩色多普勒像的生成用

接收信号实施彩色多普勒像的生成处理而生成血流等有运动的分量的速度信号、相位信号、能量信号以及分散信号等彩色多普勒像数据的功能、和向混叠校正部 7 输出所生成的彩色多普勒像数据的功能。

[0038] 彩色多普勒处理系统 6 具备被称为 MTI 滤波器的 HPF、自相关器以及速度 / 分散 / 能量计算器。但是,在观测并非是血流而是组织的移动速度的情况下,不需要 MTI 滤波器。彩色多普勒处理系 6 的 MTI 滤波器具有通过对从接收电路 4 取得的彩色多普勒像的生成用的接收信号施加 HPF 而抑制来自组织的运动延迟的信号,抽取作为来自运动分量的接收信号的运动信号的功能。另外,彩色多普勒处理系统 6 的自相关器具有根据利用 MTI 滤波器抽取的运动信号来计算用于求出血流等有运动的分量的能量信号 P、分散信号 T、速度信号 V 以及相位信号 Φ 作为彩色多普勒像数据的中间信号的功能。

[0039] 在自相关器中,进行式 (1-1) 以及式 (1-2) 所示那样的处理。即,在将 MTI 滤波器的输出信号列设为 $x(1)$ 、 $x(2)$ 、 $x(3)$ 、 \dots 、 $x(n)$ 时,从自相关器输出信号 c_0 、 c_1 。其中,在式 (1-1) 以及式 (1-2) 中 $*$ 表示共轭复数。

$$[0040] \quad c_0 = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x^*(k)x(k) \text{ 式 (1-1)}$$

$$[0041] \quad c_1 = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^{n-1} x^*(k)x(k+1) \text{ 式 (1-2)}$$

[0042] 彩色多普勒处理系统 6 的速度 / 分散 / 能量计算器具有通过式 (2-1)、式 (2-2)、式 (2-3)、式 (2-4) 以及式 (2-5) 计算有运动的分量的能量信号 P、分散信号 T、速度信号 V 以及相位信号 Φ 的功能。其中, m 是基准值, C 是音速, PRF 是向同一方向的脉冲反复频率, f_0 是接收频率, $\text{Re}()$ 是抽取实部的函数, $\text{Im}()$ 是抽取虚部的函数, $\text{atan2}()$ 是计算 $-\pi \sim +\pi$ 的角度的函数。

$$[0043] \quad P = 10 \log_{10}(c_0/m) \quad \text{式 (2-1)}$$

$$[0044] \quad T = 1 - \frac{|c_1|}{c_0} \text{ 式 (2-2)}$$

$$[0045] \quad V = V_{Nyq} \cdot \frac{\phi}{\pi} \text{ 式 (2-3)}$$

[0046] 其中

$$[0047] \quad \phi = \text{atan2}(\text{Im}(c_1), \text{Re}(c_1)) \quad \text{式 (2-4)}$$

$$[0048] \quad V_{Nyq} = \frac{C \cdot PRF}{4f_0} \text{ 式 (2-5)}$$

[0049] 此处,在式 (2-3) 所示的速度信号 V 超过混叠速度 V_{Nyq} 时,产生混叠现象。

[0050] 因此,在混叠校正部 7 中,具备:从彩色多普勒处理系统 6 取得彩色多普勒像数据,通过根据二维的相位变化的连续性对按照式 (2-4) 求出的相位信号 Φ 实施全局、即并非局部的展开处理从而进行混叠校正的功能;以及向坐标变换部 8 输出混叠校正处理后的彩色多普勒像数据的功能。

[0051] 另外,一般多数情况下将“速度”这样的语言用作显示为彩色多普勒像的信息。但是,“速度”准确地是指由式 (2-3) 示出的部分,通常被显示为彩色多普勒像的信息是由式 (2-4) 表示的“相位”。因此,此处将被显示为彩色多普勒像的信息设为“相位”而进行说明。

[0052] 混叠校正部 7 中具备的功能可以根据通过使 CPU(Central Processing

Unit, 中央处理单元)、DSP(Digital Signal Processor, 数字信号处理器)、GPU(Graphics Processing Unit, 图形处理单元)等装置读入程序而实现的软件处理;通过使用了ASIC(Application Specific Integrated Circuit, 专用集成电路)、FPGA(Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)或通用(Integrated Circuit)的电路等的硬件而实现的、组合了软件处理与硬件处理的处理来实现。

[0053] 混叠校正部7具体而言具备通过以下步骤进行从有混叠的相位信号 $\Phi[i, j]$ 计算无混叠的相位信号 $\Theta[i, j]$ 的处理的功能。

[0054] 图3是示出图2所示的混叠校正部7中的相位信号的混叠校正处理的步骤的一个例子的流程图,在图中对S添加了数字的标号表示流程的各步骤。

[0055] 首先,在步骤S1中,将通过观测按照式(2-4)求出的相位信号 $\Phi[i, j]$ 作为输入信号,通过式(3)计算出相位信号 $\Phi[i, j]$ 的x方向的斜率 $\Delta x[i, j]$ 以及y方向的斜率 $\Delta y[i, j]$ 。其中,在式(3)中 $W(\Phi)$ 是使相位信号 Φ 在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围混叠的包装(wrap)函数。另外,此处,将使相位在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围混叠的处理称为包装(wrap)。

[0056]

$$\Delta x[i, j] = \begin{cases} W(\phi[i+1, j] - \phi[i, j]), & (0 \leq i \leq M-2 \quad 0 \leq j \leq N-1) \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$$

$$\Delta y[i, j] = \begin{cases} W(\phi[i, j+1] - \phi[i, j]), & (0 \leq i \leq M-1 \quad 0 \leq j \leq N-2) \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \text{式(3)}$$

[0058] 接下来,在步骤S2中,根据相位信号 $\Phi[i, j]$ 的x方向的斜率 $\Delta x[i, j]$ 以及y方向的斜率 $\Delta y[i, j]$ 通过式(4)计算出二维拉普拉斯算子 $d[i, j]$ 。

$$d[i, j] = (\Delta x[i, j] - \Delta x[i-1, j]) + (\Delta y[i, j] - \Delta y[i, j-1]) \quad \text{式(4)}$$

[0060] 接下来,在步骤S3中,如式(5)所示对二维拉普拉斯算子 $d[i, j]$ 进行离散的二维余弦变换,从而计算出 $D[k, p]$ 。

$$D[k, p] = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} 4d[i, j] \cos\left\{\frac{\pi}{2M} k(2i+1)\right\} \cos\left\{\frac{\pi}{2N} p(2j+1)\right\} \text{式(5)}$$

[0062] 接下来,在步骤S4中,通过式(6)所示的运算对 $D[k, p]$ 进行滤波而计算出 $D'[k, p]$ 。

$$D'[k, p] = \frac{D[k, p]}{2\left(\cos\frac{\pi k}{M} + \cos\frac{\pi p}{N} - 2\right)} \text{式(6)}$$

[0064] 接下来,在步骤S5中,如式(7)所示,对 $D'[k, p]$ 进行离散的二维反余弦变换,从而可以求出被展开的相位信号 $\Theta[i, j]$ 作为输出信号。另外,此处,将使在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围被包装的相位信号 Φ 恢复成原来的相位信号 Θ 的处理称为展开。

$$\Theta[i, j] = \frac{1}{MN} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{p=0}^{N-1} w_1(k) w_2(p) D'[k, p] \cos\left\{\frac{\pi}{2M} k(2i+1)\right\} \cos\left\{\frac{\pi}{2N} p(2j+1)\right\} \text{式(7)}$$

$$\text{其中, } w_1(k) = \begin{cases} 1/2, & (m=0) \\ 1, & (m \geq 1) \end{cases} w_2(p) = \begin{cases} 1/2, & (p=0) \\ 1, & (p \geq 1) \end{cases}$$

[0067] 接下来,对上述处理的效果进行说明。

[0068] 图4是对图2所示的混叠校正部7中的相位信号的混叠校正处理的原理进行说明的图。

[0069] 在图 4(a)、(b) 中,横轴表示位置,纵轴表示相位。另外,图 4(a) 示出具有混叠的被包装的相位信号 Φ ,图 4(b) 是使对图 4(a) 所示的被包装的相位信号 Φ 在空间上进行微分的结果在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围包装而得到的信号。

[0070] 在如图 4(a) 所示数据 A 的相位为 $\pi - \Delta x$ 、数据 B 的相位为 π 、数据 C 的相位为 $\pi + \Delta x$ 时,数据 C 被混叠到相位为 $-\pi + \Delta x$ 的数据 C'。这样,即使在所观测的相位信号 Φ 中发生了混叠,如图 4(b) 所示,使对相位信号 Φ 在空间上进行微分的结果在 $-\pi \sim +\pi$ 的范围包装而得到的值也等于对无混叠的被展开的相位信号 Θ 在空间上进行微分了的值。

[0071] 即,如式 (8) 所示,实际观测的数据 B 的相位 π 与所混叠的数据 C' 的相位 $-\pi + \Delta x$ 的差分值 $\Delta \Phi$ 通过包装函数 W 而得到的包装值 $W(\Delta \Phi)$ 成为 Δx 。

[0072] $W(\Delta \Phi) = W\{(-\pi + \Delta x) - \pi\} = W(-2\pi + \Delta x) = \Delta x$ 式 (8)

[0073] 从式 (8) 可知,实际观测的数据 B 的相位 π 与所混叠的数据 C' 的相位 $-\pi + \Delta x$ 的差分值 $\Delta \Phi$ 通过包装函数 W 而得到的包装值 $W(\Delta \Phi)$ 等于实际观测的数据 B 的相位 π 与数据 C 的相位 $\pi + \Delta x$ 的差分值。

[0074] 因此,如式 (3) 所示计算出被包装的相位信号 $\Phi [i, j]$ 。另外,式 (4) 是空间性的拉普拉斯算子。由此,通过式 (9) 所示的偏微分方程式表示的泊松方程式成立。

[0075] $\frac{\partial^2 \Theta}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Theta}{\partial y^2} = d$ 式 (9)

[0076] 从式 (9) 求出被包装的真的相位信号 Θ 的分布的过程归结于,求解被离散化的泊松方程式中的诺依曼的边界条件。在该解法中存在利用频谱法的高速化手法。利用该频谱法的高速化手法相当于上述图 3 中的步骤 S3、步骤 S4 以及步骤 S5 的处理。

[0077] 通过在式 (6) 所示的利用分母的除法中示出的频率轴上的滤波操作,得到在空间轴中进行了积分的效果。因此,如果对式 (6) 的除法处理后的信号进行式 (7) 所示那样的反余弦变换,则可以得到被展开的相位信号 Θ 。

[0078] 这样,利用将使相位信号 Φ 的二维分布的斜率 Δx 、 Δy 混叠而得到的数据与混叠校正处理后的相位信号 Θ 的二维分布的斜率之间的平方误差设为最小的最小二乘法的混叠校正(展开)处理是并非局部地进行展开,而全局地进行展开的处理。因此,通过图 3 所示的展开处理,输出以平方误差成为最小的方式在空间整体中被最佳化的相位信号 Θ 。

[0079] 另外,在作为式 (9) 的偏微分方程式的解法的频谱法中,除了上述方法以外,还有使用离散的傅立叶变换以及离散的傅立叶变换的逆变换的方法、使用离散的正弦变换以及离散的正弦变换的反变换的方法。因此,也可以利用这些方法来求出被展开的相位信号 Θ 。

[0080] 另外,通过上述式 (3) ~ 式 (7) 计算被展开的相位信号 Θ 的相位信号 Φ 的展开处理是将所观测到的各相位信号分布的全部点中的相位信号 Φ 的权重设为等同而进行计算的处理,但还可以附加任意的权重而进行展开处理。可以通过以下步骤进行对利用最小二乘法的运算附加权重的利用带权重的最小二乘法的展开处理。

[0081] 在将展开后的相位矢量设为尺寸 MN 的 θ ,将所观测到的相位信号 Φ 的差分值矢量设为尺寸 2MN 的 b,使用 2MN 行、MN 列的矩阵 A 而将拉普拉斯算子矩阵设为 $P = A^T A$,将权重矩阵设为 2MN 行、2MN 列的 W 时,可以表现为式 (10)。

[0082] $A^T W^T W A \theta = A^T W^T W b$ 式 (10)

[0083] 虽然无法直接求解式 (10),但可以通过反复运算式 (11) 而求解。

[0084] $P \theta_{k+1} = A^T W^T W b - (A^T W^T W A - A^T A) \theta_k$ 式 (11)

[0085] 另外,在式 (11) 中,所观测到的相位信号 Φ 的差分值矢量 b 相当于在式 (3) 中将相位信号 Φ 的 x 方向的斜率 Δx 以及 y 方向的斜率 Δy 作为一维矢量而排列的部分。因此,差分值矢量 b 的尺寸成为 $2MN$,而可以通过式 (12) 计算。

[0086]
$$b(k) = \begin{cases} \Delta x[i, j], & i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}(k / N), & 0 \leq k < MN \\ \Delta y[i, j], & i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}((k - MN) / N), & MN \leq k < 2MN \end{cases}$$
 式 (12)

[0087] 另外,在式 (11) 中,权重矩阵 W 是针对所观测到的相位信号 Φ 的差分值矢量 b 的各要素的权重。因此,权重矩阵 W 成为 $2MN$ 行、 $2MN$ 列的矩阵。权重矩阵 W 的各要素可以通过任意手法根据成为加权的对象的数据的状况而设定成期望的值。

[0088] 例如,权重矩阵 W 可以利用通过式 (2-1) 计算出的能量信号 P 而设定值。一般在能量信号 P 的值小的情况下受到噪声的影响的可能性高。因此,在能量信号 P 的值小的位置处将权重矩阵 W 的值设定得较小。由此,可以将所对应的能量信号 P 的值小的相位信号 Φ 的权重设定得相对小,而降低所对应的能量信号 P 的值小的相位信号 Φ 对展开处理造成的影响。于是,可以将受到噪声的影响的可能性高的位置处的数据的权重设定得相对小而降低噪声的影响。

[0089] 在根据能量信号 P 的值来决定权重矩阵 W 的情况下,对能量信号 P 设定某阈值 P_{th} 。而且,权重矩阵 W 被设为对角矩阵,对角要素以外的各要素的值被设为 0。另外,可以使用能量信号 P 的阈值 P_{th} 如式 (13) 所示决定权重矩阵 W 的第 k 个对角要素的值 $W[k]$ 。

[0090]
$$W[k] = \begin{cases} 1, & P[i, j] \geq P_{th} \\ Q(P[i, j]), & \text{其他} \end{cases}$$
 式 (13)

[0091] 其中, $[i, j] = \begin{cases} i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}(k / N), & 0 \leq k < MN \\ i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}((k - MN) / N), & MN \leq k < 2MN \end{cases}$

[0092] 在式 (13) 中, $0 \leq Q(p) \leq 1$, $Q(p)$ 是单调增加而取任意的曲线的函数。在如式 (13) 所示决定权重矩阵 W 时,权重矩阵 W 成为在能量信号 P 为阈值 P_{th} 以上的情况下将权重设为 1,另一方面在能量信号 P 小于阈值 P_{th} 的情况下根据能量信号 P 的值设定小的权重系数的矩阵。

[0093] 另一方面,即使在式 (3) 中的相位信号 Φ 的 x 方向的斜率 Δx 以及 y 方向的斜率 Δy 大的情况下也有可能受到噪声的影响,所以优选将针对所对应的位置处的数据权重矩阵 W 的值设定得较小而降低噪声。而且,即使在式 (2-2) 中的分散信号 T 大的情况、式 (2-3) 中的速度信号 V 小的情况下也有可能分别受到噪声的影响,所以优选将针对所对应的数据的权重 W 的值设定得较小而降低噪声。

[0094] 这样,可以利用相位信号 Φ 的 x 方向的斜率 Δx 以及 y 方向的斜率 Δy 、能量信号 P 、分散信号 T 、速度信号 V 、其他表示移动体的信息的参数,任意地改变而设定权重矩阵 W 的值。在将多个参数作为输入而决定权重矩阵 W 的值的多维输入的情况下,例如,可以如式 (14) 所示决定权重矩阵 W 的值。

[0095] $W[k] = \text{func}(P[i, j], \Theta[i, j], T[i, j], \Delta x[i, j], \Delta y[i, j])$ 式 (14)

[0096] 其中,在式 (14) 中, $\text{func}()$ 是取 0 至 1 的值的函数。该函数 $\text{func}()$ 是具有定性地在能量信号 P 小的情况、被展开的相位信号 Θ 小的情况、分散信号 T 大的情况、相位信号

Φ 的 x 方向的斜率 Δx 大的情况、相位信号 Φ 的 y 方向的斜率 Δy 大的情况下,其值分别变小这样的性质的函数。其中,在函数 $\text{func}()$ 中,在上述各参数中的多个参数相互关联地变化的情况下,其值未必变小。

[0097] 然后,通过上述展开处理进行了混叠校正的相位信号 Θ 、能量信号 P 以及分散信号 T 从混叠校正部 7 被输出给坐标变换部 8 中。

[0098] 坐标变换部 8 具有将从混叠校正部 7 取得的混叠校正后的相位信号 Θ 、能量信号 P 、分散信号 T 等彩色多普勒像数据以及从 B 模式处理系统 5 取得的 B 模式像数据的数据轴,从扫描轴坐标变换成显示图像用的直角坐标轴的功能。

[0099] 图像合成部 9 具有:通过从坐标变换部 8 取得并合成被变换成直角坐标系的数据的混叠校正后的彩色多普勒像数据以及 B 模式像数据,而生成用于重叠显示彩色多普勒像与 B 模式像的图像合成信号的功能;以及通过向监视器 10 提供所生成的图像合成信号而使彩色多普勒像与 B 模式像的合成图像显示在监视器 10 中的功能。

[0100] 控制系统 11 是用于对超声波诊断装置 1 的各结构要素进行总体控制的电路。

[0101] (动作以及作用)

[0102] 接下来对超声波诊断装置 1 的动作以及作用进行说明。

[0103] 在从发送电路 2 向超声波探测器 3 的各超声波振子施加了发送信号时,在各超声波振子中作为电信号的发送信号被分别变换成超声波信号而向被检体进行相发送。由此,由各超声波振子接收在被检体内生成的超声波反射信号,所接收到的超声波反射信号被变换成作为电信号的接收信号并输出给接收电路 4 中。由此,接收电路 4 进行针对接收信号的调整相位相加处理等期望的信号处理而向 B 模式处理系统 5 输出 B 模式像的生成用的接收信号,另一方面向彩色多普勒处理系统 6 输出彩色多普勒像的生成用的接收信号。

[0104] 因此,在 B 模式处理系统 5 中,对 B 模式像的生成用的接收信号进行 B 模式像数据的生成处理,向坐标变换部 8 输出所生成的 B 模式像数据。

[0105] 另一方面,在彩色多普勒处理系统 6 中,通过 MTI 滤波器对彩色多普勒像的生成用的接收信号施加 HPF。由此,来自组织的运动延迟的信号被抑制而抽取运动信号。接下来,彩色多普勒处理系统 6 的自相关器通过对运动信号进行式 (1-1) 以及式 (1-2) 所示的计算处理而求出中间信号 c_0 、 c_1 。接下来,彩色多普勒处理系统 6 的速度 / 分散 / 能量计算器通过式 (2-1)、式 (2-2)、式 (2-3)、式 (2-4) 以及式 (2-5) 计算出有运动的分量的能量信号 P 、分散信号 T 、速度信号 V 以及相位信号 Φ 。

[0106] 接下来,包括能量信号 P 、分散信号 T 、速度信号 V 以及相位信号 Φ 的彩色多普勒像数据被输出给混叠校正部 7。这样一来,混叠校正部 7 通过根据上述的手法对相位信号 Φ 实施全局的展开处理,而进行混叠校正。然后,包括展开处理后的被混叠校正了的相位信号 Θ 的彩色多普勒像数据被输出给坐标变换部 8 中。

[0107] 接下来,坐标变换部 8 将从混叠校正部 7 取得的混叠校正后的相位信号 Θ 、能量信号 P 、分散信号 T 等彩色多普勒像数据以及从 B 模式处理系统 5 取得的 B 模式像数据的数据轴,从扫描轴坐标变换成显示图像用的直角坐标轴。接下来,图像合成部 9 通过从坐标变换部 8 取得并合成被变换成直角坐标系的数据的混叠校正后的彩色多普勒像数据以及 B 模式像数据,而生成用于重叠显示彩色多普勒像与 B 模式像的图像合成信号。所生成的图像合成信号被提供给监视器 10,重叠了彩色多普勒像与 B 模式像的合成图像被显示在监视器

10 中。

[0108] 图 5 是将根据由图 2 所示的超声波诊断装置 1 进行了混叠校正的相位信号制成的彩色多普勒像与根据混叠校正前的相位信号制成的彩色多普勒像进行比较的图。

[0109] 图 5(a) 示出根据混叠校正前的相位信号制成的原图像,图 5(b) 示出根据通过混叠校正展开的相位信号而制成的彩色多普勒像。如图 5(a)、(b) 所示,根据通过全局的混叠校正良好且稳定地被校正了的相位信号生成彩色多普勒像,从而可以以更佳的画质显示彩色多普勒像。

[0110] 即、以上那样的超声波诊断装置 1 通过全局的二维相位展开处理,对作为彩色多普勒像数据的相位信号的混叠进行校正,从包括混叠校正后的相位信号的彩色多普勒像数据,生成并显示显示用的彩色多普勒像。更具体而言,可以通过二维相位分布的斜率的计算、离散的余弦变换、频率轴上的滤波操作以及反余弦变换这样的一连串的处理,计算出被展开的相位信号。在进行利用这样的一连串处理的展开法时,可以得到将二维且全局的平方误差设为最小的解作为输出。而且,还可以通过根据彩色多普勒像数据中的能量信号值等参数值对相位分布进行加权的最小二乘法,按照依次的方法得到被展开的相位信号。

[0111] (效果)

[0112] 这样的超声波诊断装置 1 构成为可以在整个空间中通过最小二乘法进行展开处理,所以相对噪声具有鲁棒性。即、根据超声波诊断装置 1,由于展开处理并非如以往那样是局部的处理而是全局的处理,所以即使在邻接的相位的变化由于噪声的影响而较大的情况、存在多个留数的情况下也可以具有鲁棒地进行展开处理。另外,通过利用根据相位的变化量、能量值、分散值、速度值等参数决定的权重进行加权,可以降低由于噪声的影响而使得相位值、速度值不正确的位置处的数据的影响。由此,即使存在混叠速度以上的速度范围的值的速度信号,也可以显示无混叠的彩色多普勒像。

[0113] (变形例子)

[0114] 另外,即使在测定超声波的三维血流速度分布的情况下,也可以通过根据表示三维血流相位分布的相位信号 Φ 进行二维或三维的相位展开处理从而进行混叠校正处理。由此,可以在乃至混叠速度以上的流速范围,显示三维血流速度分布。

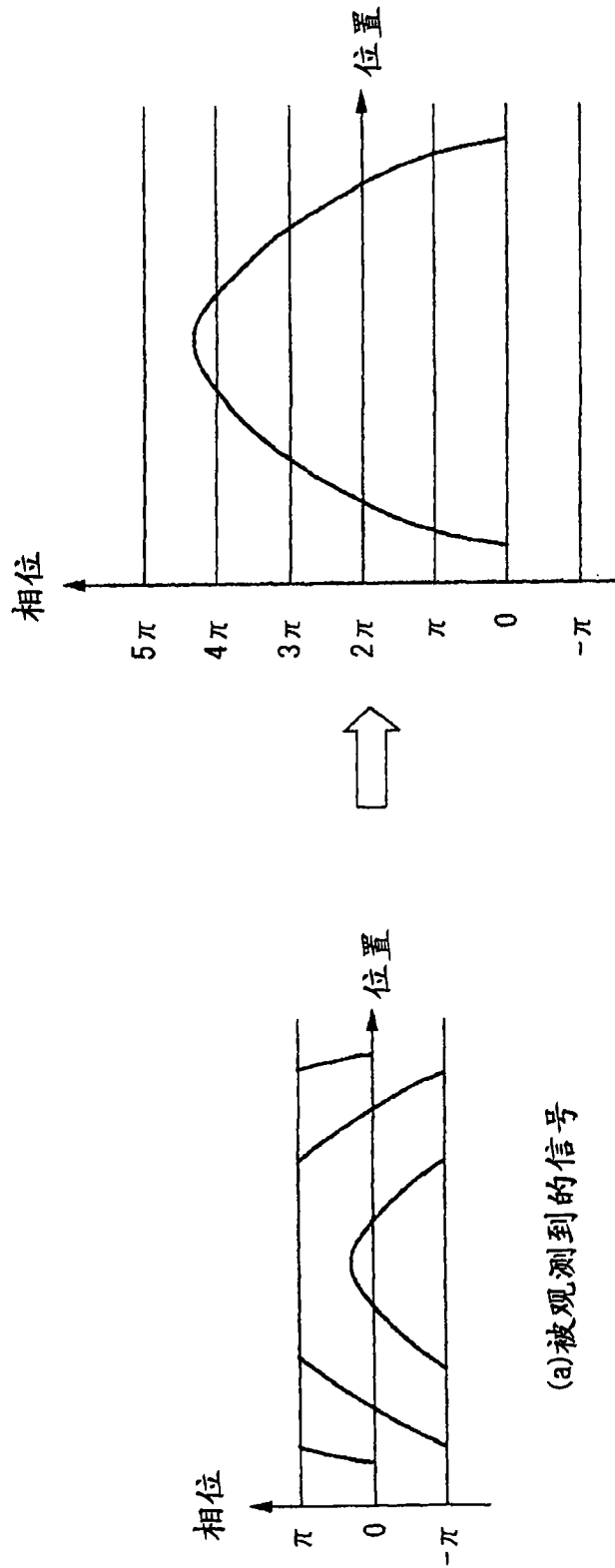


图1

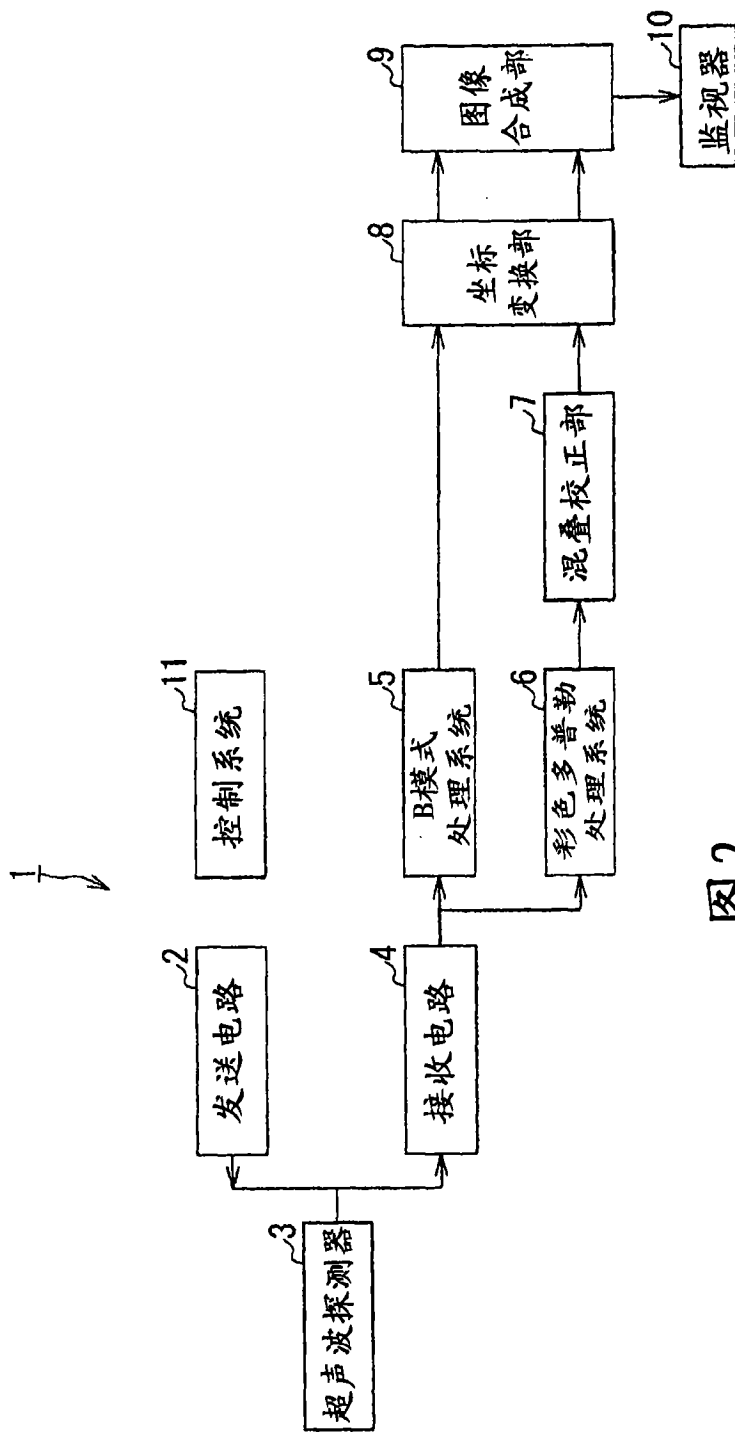


图2

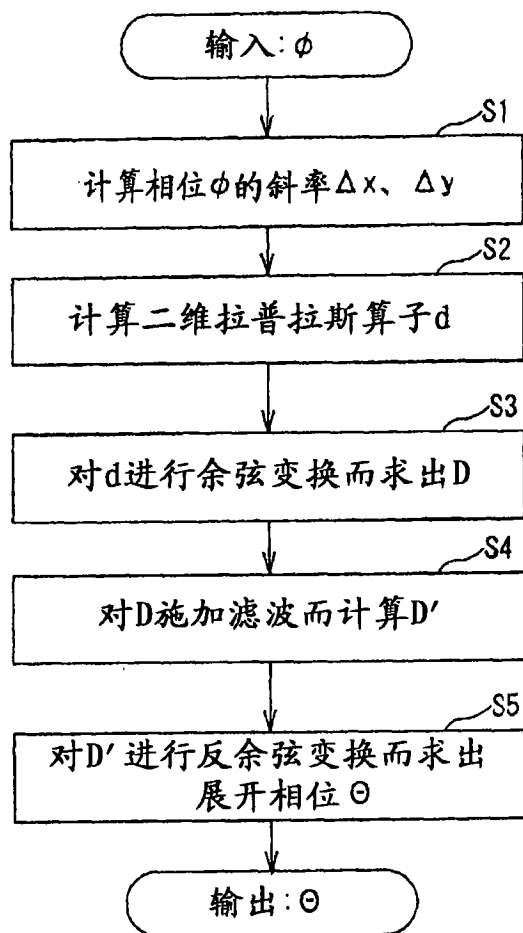
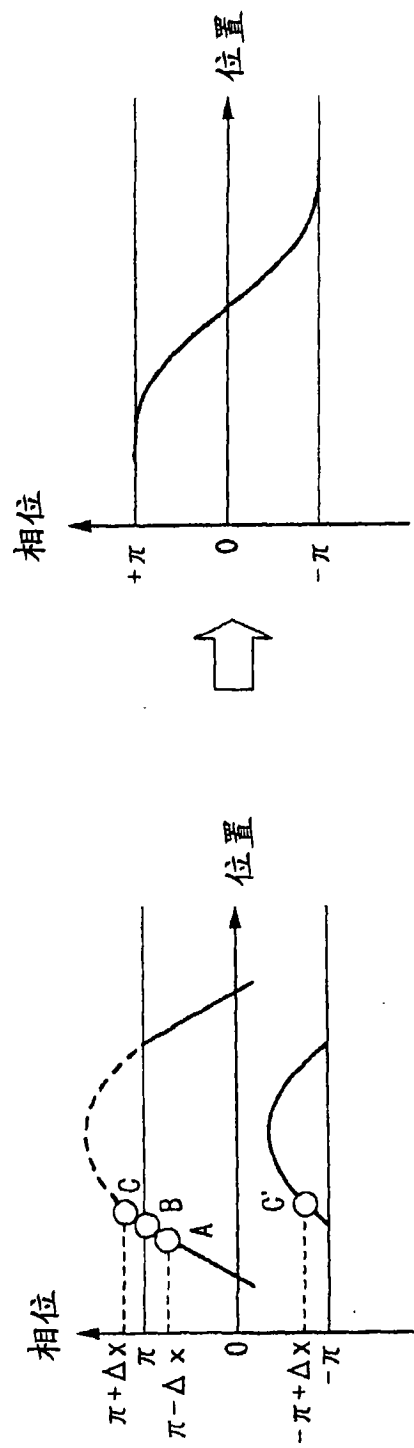


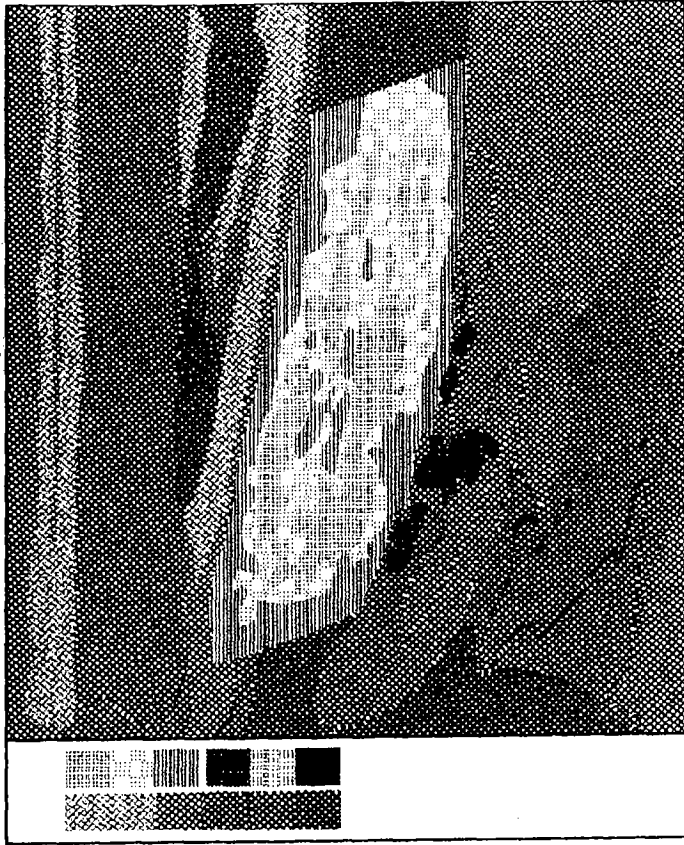
图 3



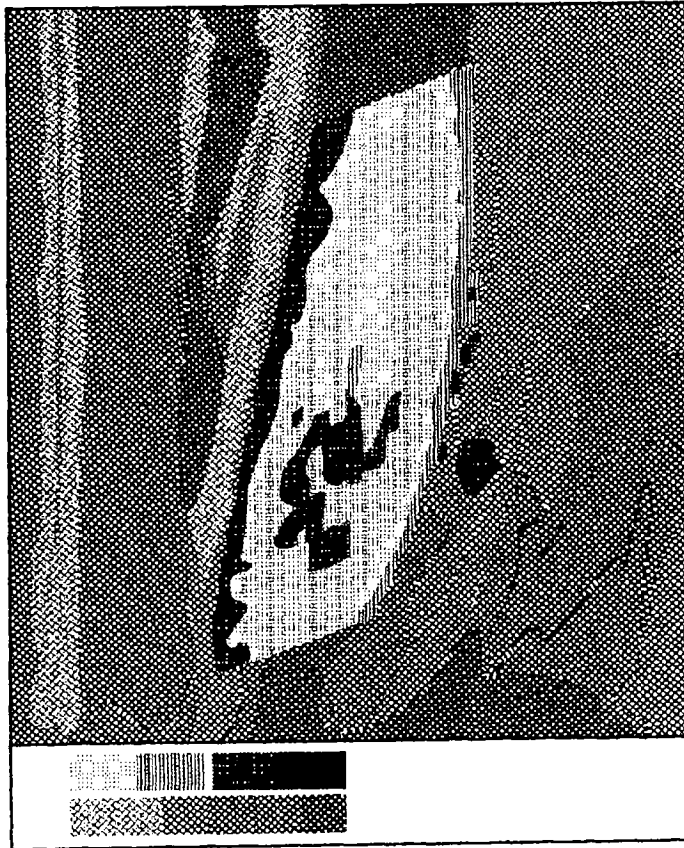
(b)被包装的微分的值

(a)被包装的相位信号

图4



(b) 被展开的图像



(a) 原始图像

图5

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理装置以及信号处理方法		
公开(公告)号	CN101677808B	公开(公告)日	2012-10-31
申请号	CN200980000032.9	申请日	2009-01-29
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2008052261 2008-03-03 JP		
其他公开文献	CN101677808A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，具有：数据收集单元，通过向被检体发送接收超声波而从上述被检体内的移动体收集相位信号作为多普勒数据；校正单元，对上述相位信号根据二维的相位变化的连续性实施全局的混叠校正处理；以及显示单元，显示上述混叠校正处理后的相位信号。

