



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050663 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880057769.3

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22)申请日 2018.09.10

代理人 吴秋明

(30)优先权数据

2018-029558 2018.02.22 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/033384 2018.09.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/163172 JA 2019.08.29

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 清水一力 田中智彦

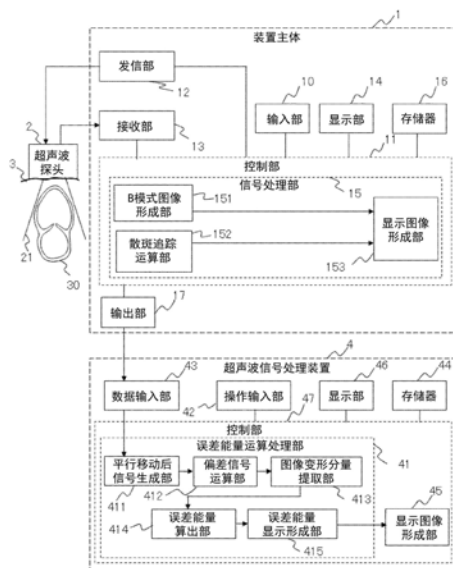
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法

(57)摘要

提供能评价用子像素追踪算出的速度矢量的可靠性的超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法。特征在于,具备:取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得部;使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出部;生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成部;从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取部;和根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出部。



1. 一种超声波信号处理装置,其特征在于,具备:
取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得部;
使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出部;
生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成部;
从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差信号提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取部;和
根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出部。
2. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述图像变形分量提取部通过将真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差即偏离误差分量从所述偏差信号去除,来提取所述图像变形分量。
3. 根据权利要求2所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述图像变形分量提取部使用如下信号来将所述偏离误差分量去除:
使第一时相的回波信号近似地平行移动到第二时相的平行移动信号与第二时相的回波信号的偏差信号;和
使第一时相的回波信号近似地进行平行移动的往复后的平行移动信号与第一时相的回波信号的偏差信号。
4. 根据权利要求2所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述图像变形分量提取部使用如下信号来将所述偏离误差分量去除:
使第一时相的回波信号近似地平行移动到第二时相的平行移动信号与第二时相的回波信号的偏差信号;和
使第二时相的回波信号近似地平行移动到第一时相的平行移动信号与第一时相的回波信号的偏差信号。
5. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述超声波信号处理装置还具备:
设定所述误差能量的显示形式的误差能量显示形成部。
6. 根据权利要求5所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述误差能量显示形成部对应于所述误差能量的值来设定表征所述速度矢量的箭头的颜色或深浅。
7. 根据权利要求5所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述误差能量显示形成部设定包含摄像范围整体或给定的范围中的所述速度矢量的群的误差能量的统计值的显示形式。
8. 根据权利要求5所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述误差能量显示形成部对应于摄像范围整体或给定的范围中的所述速度矢量的群的误差能量的统计值是否满足给定的要件,来设定是否显示帧图像。
9. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述误差能量算出部使用将所述图像变形分量的绝对值或平方值在给定的范围相加的相加值来算出所述误差能量。
10. 根据权利要求9所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述误差能量算出部通过使用所述回波信号将所述相加值归一化,来算出所述误差能

量。

11. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述平行移动后信号生成部通过利用了所述回波信号的空间微分值的一阶线性近似来算出所述平行移动后信号。

12. 根据权利要求1所述的超声波信号处理装置,其特征在于,
所述平行移动后信号生成部通过解析地求取将使所述回波信号拟合的连续函数平行移动的函数,来算出所述平行移动后信号。

13. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备权利要求1所述的超声波信号处理装置。

14. 根据权利要求13所述的超声波诊断装置,其特征在于,
基于所述误差能量或所述误差能量的统计值来调整超声波的收发条件。

15. 一种超声波信号运算处理方法,其特征在于,具备:
取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得步骤;
使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出步骤;
生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成步骤;
从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取步骤;和
根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出步骤。

超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算 处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波信号处理装置,特别涉及对求取身体组织的运动的速度矢量的结果的可靠性进行评价的技术。

背景技术

[0002] 在发达国家中的主要的死因之一的心血管疾病的重症度的判定、治疗判断时,测量心肌的运动、血流等身体组织的运动来作为速度矢量分布。在超声波诊断装置中测量速度矢量分布的方法之一中,有散斑跟踪法。所谓散斑跟踪法,是通过模式匹配在时相间追踪在身体组织中的散射体反射的超声波的散射像即散斑的方法,根据移动矢量和时相间的时间间隔来算出速度矢量。另外为了提升速度的检测分辨率,还进行以超声波图像的1像素以下的单位进行模式匹配的子像素追踪。

[0003] 在散斑跟踪法中,以在移动的前后散斑的模式没有变形为前提。但出于种种原因而散斑的模式发生变形,有散斑的追踪变得困难的情况。

[0004] 在非专利文献1中,公开了根据在移动的前后变形的散斑的模式来算出心肌运动的速度矢量。具体公开了:通过将图像的仿射变换(几何变换)组合到作为子像素追踪算法的Kanade-Lucas-Tomasi法(以下称作KLT法)中,即使在散斑较大移动而变形的情况下,也能算出速度矢量。

[0005] 现有技术文献

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献1:Chi Young Ahn,“Robust Myocardial Motion Tracking for Echocardiography:Variational Framework Integrating Local-to-Global Deformation”Computational and Mathematical Methods in Medicine.Vol.2013, Article ID 974027,14pages,2013.

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 但在非专利文献1中,虽然通过考虑了散斑的变形的子像素追踪来算出速度矢量,但关于算出的速度矢量的可靠性,则并未提及。特别在用KLT法等子像素追踪算法算出的速度矢量中包含散斑的移动所引起的分量和散斑的变形所引起的分量,若不将两个分量分开,就难以评价速度矢量的可靠性。若速度矢量的可靠性不明,就难以合适地进行心血管疾病的重症度的判定、治疗判断。

[0010] 因此,本发明目的在于,提供一种能评价用子像素追踪算出的速度矢量的可靠性的超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了达成上述目的,本发明特征在于,根据从检查对象取得的回波信号、与使回波

信号近似地平行移动的平行移动后信号的偏差信号来提取散斑等图像的变形所引起的信号值的变化分量,根据提取的变化分量来算出速度矢量的误差能量。

[0013] 更具体地,超声波信号处理装置特征在于,具备:取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得部;使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出部;生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成部;从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差信号提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取部;和根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出部。

[0014] 另外,本发明是超声波诊断装置,特征在于,具备所述超声波信号处理装置。

[0015] 另外,本发明是超声波信号运算处理方法,特征在于,具备:取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得步骤;使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出步骤;生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成步骤;从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取步骤;和根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出步骤。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据本发明,能提供一种能评价用子像素追踪算出的速度矢量的可靠性的超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法。

附图说明

[0018] 图1是表示包含实施例1中的超声波信号处理装置的速度矢量测量系统的一个结构例的框图。

[0019] 图2是表示实施例1的误差能量运算处理部的计算处理流程的一例的图。

[0020] 图3是表示速度矢量的显示例的图。

[0021] 图4是表示KLT法的概念的图。

[0022] 图5是表示由于散斑的模式变形而在速度矢量的运算中产生误差的示例的图。

[0023] 图6是表示示例的运算结果一致的图。

[0024] 图7是表示移动矢量的误差的平方值和误差能量的算出值的一例的图。

[0025] 图8是表示每个速度矢量的误差能量的显示的一例的图。

[0026] 图9是表示每个速度矢量的误差能量的显示的其他示例的图。

[0027] 图10是表示给定的范围中的误差能量的平均值、最大值的显示的一例的图。

[0028] 图11是装入实施例2中的误差能量算出功能的超声波诊断装置的一个结构例的框图。

[0029] 图12是表示基于实施例2中的误差能量的算出结果的超声波收发条件的调整功能的计算处理流程的一例的图。

具体实施方式

[0030] 以下按照附图来说明本发明的实施例。

[0031] 实施例1

[0032] 图1是表示包含具有实施例1的误差能量算出功能的超声波信号处理装置的速度矢量测量系统的一个结构例的框图。

[0033] 超声波诊断装置1是一边控制超声波探头2一边生成超声波图像的装置,具备输入部10、控制部11、发送超声波信号的发信部12、接收回波信号的接收部13、显示部14、信号处理部15、存储器16、输出部17。

[0034] 信号处理部15基于由超声波诊断装置1取得的回波信号,通过追踪运算来算出速度矢量。即,根据通过在时相间追踪图像的一部分而得到的移动矢量、和时相间的时间间隔来算出速度矢量。特别地,将在时相间追踪在身体组织中的散射体即心肌细胞的微细结构、血液中的红血球反射的超声波的散射像即散斑的运算称作散斑追踪运算。

[0035] 算出的速度矢量例如如图3所示那样显示于显示部14。输出部17将回波信号、信号处理部15的处理结果输出到外部。这时,输出可以逐次进行,也可以将蓄积于存储器16的汇总输出。超声波信号处理装置4接受输出部17的输出,基于回波信号来算出散斑等图像的变形所引起的速度矢量的误差能量。但是,也可以由超声波信号处理装置4进行算出速度矢量的运算。可以由超声波信号处理装置4的显示部46显示超声波信号处理装置4的运算处理结果,也可以将运算处理结果输出到超声波诊断装置1,由超声波诊断装置1的显示部14进行显示。

[0036] 超声波探头2与被检体的生物体3相接触,按照在发信部12生成的信号对生物体3内的心血管30照射超声波,接收部13接收来自摄像范围21的心血管30的回波信号。超声波探头2对应于扫描方式而产生连续波或脉冲波,对二维的断面像或三维的立体像进行摄像。

[0037] 对超声波诊断装置1的各构成要素的功能进行说明。输入部10具备操作超声波诊断装置1的医师、技师等操作者对控制部11设定超声波诊断装置1的动作条件的键盘、指向设备。另外在将心电图等来自外部设备的信息利用在检查中的情况下,输入部10还具备取入来自外部设备的信息的功能。

[0038] 控制部11基于由输入部10设定的超声波诊断装置1的动作条件来控制发信部12、接收部13、显示部14以及信号处理部15,例如构建在计算机系统的CPU(Central Processing Unit,中央处理器)中。

[0039] 发信部12具备产生给定的频率的信号的振荡器,对超声波探头2发送驱动信号。虽未图示,但接收部13包含接收电路、采样频率通常为10MHz到50MHz的A/D(Analog-to-Digital,模拟到数字)转换器,除此以外,还对由超声波探头2接收到的回波信号进行调相相加、检波、放大等信号处理。但也可以取代接收部13,在信号处理部15的前级具备A/D转换器,在该情况下,由信号处理部15进行调相相加、检波、放大等信号处理。另外,虽未图示,但接收部13可以具有暂时保存超声波探头2的每个接收元件、或者捆绑元件的每个开口部的回波信号的接收数据存储部。

[0040] 信号处理部15具备通过例如CPU所执行的软件来进行被称作B模式图像的断层图像等超声波图像的形成、其他超声波诊断中所用的种种加工数据的算出的B模式图像形成部151和显示图像形成部153。另外信号处理部15可以具备通过散斑追踪运算算出速度矢量的散斑追踪运算部152。显示图像形成部153根据B模式图像形成部151、散斑追踪运算部152的处理结果来形成用于提示给操作者的图像。另外,信号处理部15的构成要素的一部分或全部功能除了可以由在与构成控制部11的CPU相同的或不同的CPU执行的软件实现以外,还

可以由ASIC (Application Specific Integrated Circuit,应用特定集成电路)、FPGA (Field-Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、GPU (Graphics Processing Unit,图形处理器) 等硬件实现。

[0041] 存储器16存储回波信号、信号处理部15中的运算所需的信息例如操作者通过输入部10指示的信息等、信号处理部15的处理结果例如B模式图像、速度矢量分布的显示图像等。另外存储器16可以存储超声波信号处理装置4的运算处理结果例如误差能量等。

[0042] 输出部17将回波信号、信号处理部15的处理结果输出到外部。输出样式可以通过线缆等对超声波信号处理装置4进行直接传输的样式,也可以是写入到移动硬盘、USB存储器等外部存储介质并进行交接的样式。

[0043] 超声波信号处理装置4接受超声波诊断装置1的输出信息,基于回波信号来算出散斑等图像的变形所引起的速度矢量的误差能量。在误差能量运算处理部41进行算出误差能量的运算处理。误差能量运算处理部41作为主要的要素而具有平行移动后信号生成部411、偏差信号运算部412、图像变形分量提取部413、误差能量算出部414和误差能量显示形成部415。

[0044] 在平行移动后信号生成部411中,生成使回波信号近似地平行移动的平行移动后信号。在偏差信号运算部412中,算出平行移动后信号与回波信号的偏差信号。在图像变形分量提取部413中,从偏差信号提取散斑等图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量。在误差能量算出部414中,根据图像变形分量来算出误差能量。在误差能量显示形成部415中,进行将算出的误差能量变换成操作者易于理解的显示形式的处理。各部的细节后述。

[0045] 误差能量运算处理部41作为程序而具有这些要素,通过CPU将程序读入并执行,来实现后述的功能。但程序的执行也可以在ASIC、FPGA、GPU等其他硬件实现。

[0046] 另外,超声波信号处理装置4具备操作输入部42、数据输入部43、存储器44、显示图像形成部45、显示部46、控制部47。操作输入部42是接受操作者的操作的键盘、指向设备等。数据输入部43接受超声波诊断装置1的输出。存储器44积蓄接受到的数据、运算处理结果。显示图像形成部45根据运算处理结果、超声波诊断装置1的输出结果来形成用于提示给操作者的图像。但超声波信号处理装置4并不需要是专用装置,也可以是通过在存储器上展开的程序与CPU等硬件的协作来执行处理的计算机。

[0047] 对误差能量运算处理部41的主要的要素的细节进行说明。

[0048] 平行移动后信号生成部411根据超声波诊断装置1取得的回波信号来近似地算出通过回波信号以给定的时间、给定的速度平行移动而产生的回波信号即平行移动后信号。给定的时间例如设为在散斑追踪运算的模式匹配中比较的两个信号的时相间的时间,给定的速度例如设为在散斑追踪运算中得到的速度矢量。另外,近似的平行移动的运算的最基本的方法设为作为散斑追踪运算中的前提的平行移动的近似式,例如在使用KLT法的情况下设为一阶线性近似。通过使用一阶线性近似,能进行高速运算。但在近似的平行移动的运算中也可以运用其他方法。例如可以通过用连续函数将离散地取得的信号拟合,解析地求取将该拟合函数平行移动的函数,由此来算出。通过用连续函数进行拟合来谋求运算精度的提升。

[0049] 偏差信号运算部412从平行移动后信号与回波信号的比较算出通过近似的平行移

动产生的回波信号的变化,来作为偏差信号。比较的信号的组合能通过后述的计算处理流程取得几种。

[0050] 图像变形分量提取部413通过使用偏差信号、平行移动后信号、回波信号等来从偏差信号提取散斑等图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量。这时,所用的信号的组合能通过后述的计算处理流程取得几种。

[0051] 误差能量算出部414通过使用图像变形分量、偏差信号、平行移动后信号、回波信号等来算出散斑等图像的变形所引起的速度矢量的误差能量。

[0052] 误差能量显示形成部415将误差能量的算出结果适当变换成操作者易于理解的显示形式。关于能采用的形式,在后述的计算处理流程中叙述。

[0053] 根据以上说明的装置的结构,参考图2所示的计算处理流程来说明误差能量运算处理部41的动作用的实施方式的一例。

[0054] <步骤S1>

[0055] 平行移动后信号生成部411在从数据输入部43接受到超声波诊断装置1的输出信息后,对给定的时相的回波信号近似地算出通过回波信号以给定的时间、给定的速度平行移动而产生的平行移动后信号。在此,以在散斑追踪运算使用KLT法的情况为例,在数学式1中示出生成将回波信号 $F(x)$ 通过一阶线性近似而 h 平行移动后的信号时的式。右上角的逗号表征空间微分。其中,以后为了简单而将空间坐标系记述为一维,但在实际的运算中,在二维或三维的空间坐标系的信号中进行同样的运算, h 表征移动矢量。

[0056] [数学式1]

$$[0057] \quad F_{+h}(x) = F(x) - hF'(x) \cdots (1)$$

[0058] 在此,KLT法如图4所示那样,是求取使给定的时相1的回波信号 $F(x)$ 近似地 h 平行移动的信号 $F(x-h)$ 与给定的时相2的回波信号 $G(x)$ 的偏差信号成为最小的移动矢量 h 的运算方法。这时, $F(x)$ 的近似的平行移动在数学式1中假设, $F(x-h)$ 与 $G(x)$ 的偏差信号在数学式2中定义为能量 $E(h)$ 。

[0059] [数学式2]

$$[0060] \quad E(h) = \sum_x [\{ F(x) - hF'(x) \} - G(x)]^2 \cdots (2)$$

[0061] 在移动矢量 h 与真正的移动矢量 h_0 相等时,偏差信号的能量 $E(h)$ 取最小值, $E(h)$ 的空间微分等于0。即,数学式3成立。

[0062] [数学式3]

$$[0063] \quad \left. \frac{dE}{dh} \right|_{h_0} = \sum_x 2 \left[-F'(x) \{ F(x) - G(x) \} + h_0 F'(x)^2 \right] = 0 \quad \cdots (3)$$

[0064] 通过将数学式3变形来得到数学式4。

[0065] [数学式4]

$$[0066] \quad h_0 = \frac{\sum_x F'(x) [F(x) - G(x)]}{\sum_x F'(x)^2} \quad \cdots (4)$$

[0067] 在KLT法的运算中,使用数学式4来算出速度矢量,作为运算的前提而假设回波信

号F(x)进行平行移动。另外,也可以在根据使G(x)近似地-h平行移动的信号G(x+h)与F(x)的偏差信号的能量而得到的数学式5中算出速度矢量。

[0068] [数学式5]

$$[0069] \quad h_0 = \frac{\sum_x G'(x)[F(x)-G(x)]}{\sum_x G'(x)^2} \quad \dots(5)$$

[0070] 在数学式5中,假设为回波信号G(x)是信号G(x+h)平行移动而得到的。或者,也可以为了使散斑等图像移动前后的信号F(x)和G(x)的影响均等地呈现而使用数学式6。

[0071] [数学式6]

$$[0072] \quad h_0 = \frac{\sum_x \left[\frac{F'(x)+G'(x)}{2} \right] [F(x)-G(x)]}{\sum_x \left[\frac{F'(x)+G'(x)}{2} \right]^2} \quad \dots(6)$$

[0073] 根据数学式6,能减低信号中所含的随机的噪声的影响。以后,以使用最基本的数学式4的情况为例来进行说明。

[0074] 然而在超声波摄像中,由于发送波束内的声压不均、伪像、信号传递中的电噪声等原因,在移动的前后,散斑的模式变形,信号变形。在此,作为影响特别大的要因而叙述发送波束内的声压不均。发送波束内的声压不均给出在每个坐标不同的声压。因此,在移动的前后,散射体所受到的声压变化,各散射体中的超声波散射的强度也变化。其结果,即使全部散射体一样地平行移动,也如图5所示那样散斑的模式变形,在数学式4的运算结果中产生散斑的模式变形所引起的误差。另外,数学式4由于基于在数学式1中近似的平行移动,因此在与真正的平行移动的前提之间有偏离,在数学式4的运算结果中也产生偏离所引起的误差。

[0075] 因此,移动的前后的信号值的变化是在纯粹散斑的移动引起的信号值的变化中加进散斑的模式变形所引起的误差、和真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差而得到的结果。现在,希望提取的是散斑的模式变形所引起的误差。因此,为了在后述的处理中分离并提取散斑的模式变形所引起的误差、和真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差,在平行移动后信号生成部411中算出一个或多个平行移动后信号。例如算出数学式1、数学式7、数学式8、数学式9所示的平行移动后信号。但并不需要算出这些平行移动后信号的全部,运算后述的偏差信号运算部412或图像变形分量提取部413中使用的信号即可。

[0076] [数学式7]

$$[0077] \quad G_{-h}(x) = G(x) + hG'(x) \quad \dots(7)$$

[0078] [数学式8]

$$[0079] \quad F_{\pm h}(x) = F_{\pm h}(x) + hF'_{\pm h}(x) = F(x) - h^2F''(x) \quad \dots(8)$$

[0080] [数学式9]

$$[0081] \quad G_{\pm h}(x) = G_{\pm h}(x) - hG'_{\pm h}(x) = G(x) - h^2G''(x) \quad \dots(9)$$

[0082] 数学式7所示的平行移动后信号用于求取使给定的时相2的回波信号G(x)回溯给

定的时间而-h平行移动的信号。数学式8所示的平行移动后信号用于求取使给定的时相1的回波信号 $F(x)$ h平行移动后再次-h平行移动的信号。数学式9所示的平行移动后信号用于求取使给定的时相2的回波信号 $G(x)$ -h平行移动后再次h平行移动的信号。进行2次的反方向的平行移动后的信号只要正确地进行了平行移动就应当与原始的信号完全相同,但实际上,由于进行的是近似的平行移动,因此与原始的信号不同。

[0083] <步骤S2>

[0084] 偏差信号运算部412在从平行移动后信号生成部411接受到平行移动后信号后,算出平行移动后信号与回波信号的差分,作为偏差信号。在数学式10、数学式11、数学式12、数学式13示出算出的偏差信号的示例。但并不需要运算这些偏差信号的全部,运算在后述的图像变形分量提取部413中使用的信号即可。

[0085] [数学式10]

$$[0086] \quad e_F(x) = F_{+h}(x) - G(x) = F(x) - hF'(x) - G(x) \cdots (10)$$

[0087] [数学式11]

$$[0088] \quad e_G(x) = G_{-h}(x) - F(x) = G(x) + hG'(x) - F(x) \cdots (11)$$

[0089] [数学式12]

$$[0090] \quad e_{F2}(x) = F_{\pm h}(x) - F(x) = -h^2F''(x) \cdots (12)$$

[0091] [数学式13]

$$[0092] \quad e_{G2}(x) = G_{\pm h}(x) - G(x) = -h^2G''(x) \cdots (13)$$

[0093] 数学式10所示的偏差信号 $e_F(x)$ 是使给定的时相1的回波信号 $F(x)$ 将时间前进到给定的时相2而平行移动的信号、与给定的时相2中的实际的信号 $G(x)$ 的偏差。数学式11所示的偏差信号 $e_G(x)$ 是使给定的时相2的回波信号 $G(x)$ 将时间回溯到给定的时相1而平行移动的信号、与给定的时相1中的实际的信号 $F(x)$ 的偏差。数学式12所示的偏差信号 $e_{F2}(x)$ 是使给定的时相1的回波信号 $F(x)$ 以给定的移动矢量 h 和 $-h$ 进行平行移动的往复后的信号、与原始信号 $F(x)$ 的偏差。数学式13所示的偏差信号 $e_{G2}(x)$ 是使给定的时相2的回波信号 $G(x)$ 以给定的移动矢量 h 和 $-h$ 进行平行移动的往复后的信号、与原始信号 $G(x)$ 的偏差。

[0094] <步骤S3>

[0095] 图像变形分量提取部413在从偏差信号运算部412接受到偏差信号后,通过使用偏差信号、平行移动后信号、回波信号等来从偏差信号提取散斑等图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量。偏差信号当中,数学10、数学式11所示那样的使得移动到不同坐标的信号、与不同于原始信号的时相的回波信号的偏差包含散斑的模式变形所引起的误差即图像变形分量、和真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差即偏离误差分量。这时,偏离误差分量不依赖于移动矢量的方向而固定,图像变形分量通过移动矢量的方向变得相反而正负反转。另外,数学式12、数学式13所示那样的以近似平行移动往复后的信号与原始信号的偏差包含2次相应量的偏离误差分量。因此,例如通过数学式14、数学式15、数学式16所示的运算,能从偏差信号去除偏离误差分量来提取图像变形分量 e_t 。

[0096] [数学式14]

$$[0097] \quad e_t(x) = e_F(x) - \frac{e_{F2}(x)}{2} \cdots (14)$$

[0098] [数学式15]

$$[0099] \quad e_t(x) = -e_G(x) + \frac{e_{G2}(x)}{2} \quad \dots(15)$$

[0100] [数学式16]

$$[0101] \quad e_t(x) = \frac{e_F(x) - e_G(x)}{2} \quad \dots(16)$$

[0102] 关于能在将数学式10与数学式11组合的运算即数学式16中提取图像变形分量 e_t 这点,能如图6所示那样通过数学式14、数学式15、数学式16的运算结果一致这点来确认。其中,图6示出由超声波模拟器形成从发送波束的中心慢慢移动的散射体群所作出的散斑的模式,将在数学式14、数学式15、数学式16求得的图像变形分量 e_t 在与速度矢量运算相同的像素群进行相加运算的结果。另外,由于运算结果的一致度高而不能判别为3根曲线图,因此在图6中,对数学式15的结果给出+1、对数学式16的结果给出+2的偏置。

[0103] 数学式14适合于假设信号 $F(x)$ 的平行移动的速度矢量算出、如果说是KLT运算则使用数学式4的情况下的图像变形分量的提取。数学式15适合于假设信号 $G(x)$ 的平行移动的速度矢量算出、如果说是KLT运算则使用数学式5的情况下的图像变形分量的提取。数学式16适合于信号 $F(x)$ 和 $G(x)$ 两方的影响均等呈现的速度矢量算出、如果说是KLT运算则使用数学式6的情况下的图像变形分量的提取。因此,对应于操作者重视什么而选择数学式14到数学式16的任一者来提取图像变形分量即可。例如在重视运算的实时性的情况下,优选使用假设了仅 $F(x)$ 或 $G(x)$ 的任一者的平行移动的运算模式、即数学式14或数学式15。另外,在重视速度矢量的计算精度的情况下,优选使用 $F(x)$ 和 $G(x)$ 两方的影响均等呈现的运算模式、即数学式16。具体地,在操作画面使操作者选择重视实时性和计算精度的哪一者,对应于操作者的选择来决定使用数学式14到数学式16的哪一者即可。

[0104] <步骤S4>

[0105] 误差能量算出部414在从图像变形分量提取部413接受图像变形分量后,通过使用图像变形分量、偏差信号、平行移动后信号、回波信号等来算出散斑等图像的变形所引起的误差能量。这时,通过使用将针对每个像素得到的它们的分量在给定的范围进行相加的相加值,减低了局部产生的突发性的异常信号分量的影响,能得到稳定的计算值。在误差能量的定义中可以原样不变地使用图像变形分量,也可以使用其绝对值。另外,也可以进行平方而作为幂进行处置,或者进行将绝对值或平方值对数化来改变比例尺(scale)等处理。另外,在原本弱的信号中,由于散斑的微小的变形就会成为大的误差要因,因此可以用回波信号的强度进行归一化。例如如数学式17所示那样,将对图像变形分量 e_t 进行平方而作为幂的结果在与速度矢量的运算相同的像素群中相加,进而用将回波信号 $F(x)$ 进行平方的值进行归一化后的结果定义为误差能量 E_t 。

[0106] [数学式17]

$$[0107] \quad E_t = \frac{\sum_x [e_t(x)]^2}{\sum_x [F(x)]^2} \quad \dots(17)$$

[0108] 在图7示出由超声波模拟器形成散射体群所作出散斑的模式、使散射体群的中心从发送波束的中心慢慢移动的情况下的基于数学式17的定义的散斑的变形所引起的误差

能量 E_t 的变化。在图7中一起示出计算移动矢量的误差(在与真正的移动矢量的差的标准下,将误差100%设为1的值)的平方而得到的值、和数学式18中定义的真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差能量 E_m 。

[0109] [数学式18]

$$[0110] \quad E_m = \frac{\sum_x \left[\frac{e_F(x) + e_G(x)}{2} \right]^2}{\sum_x [F(x)]^2} \quad \dots(18)$$

[0111] 散斑等图像的变形所引起的误差能量 E_t 追随移动矢量的误差的平方而变化。另一方面,真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差能量 E_m 与移动矢量的误差的平方无关地变动。另外,真正的平行移动与近似的平行移动的偏离所引起的误差能量 E_m 大到散斑的变形所引起的误差能量 E_t 的数倍,若不将其除外,就得不到与移动矢量的误差相关的误差能量。

[0112] <步骤S5>

[0113] 误差能量显示形成部415在从误差能量算出部414接受到误差能量的算出结果后,将误差能量的算出结果适当变换成操作者易于理解的显示形式。例如可以如图8所示那样,使速度矢量的二维的空间分布重叠在B模式图像来显示,使表征速度矢量的箭头的长度与速度矢量的绝对值对应,对应于误差能量的值来设定箭头的颜色、深浅。即,可以用深色强调显示可靠性高的速度矢量。另外,也可以对误差能量设置阈值,如图9所示那样,可以不显示误差能量大于阈值的速度矢量即可靠性低的速度矢量。根据图8、图9的显示形式,能对操作者提示算出的各个速度矢量的可靠性。进而也可以如图10所示那样,示出操作者所指定的关注范围31或摄像范围21整体中的速度矢量的群的误差能量的平均值、最大值等统计值。根据图10的显示形式,能对操作者提示显示的帧图像中的速度矢量的群的可靠性。另外,也可以将满足关注范围31等给定的范围中的速度矢量的群的误差能量的统计值高于阈值等要件的帧图像自动除外,或者提取出来进行显示。

[0114] 实施例2

[0115] 图11是表示将实施例1中的超声波信号处理装置4装入超声波诊断装置1的情况下的一个结构例的框图。

[0116] 超声波诊断装置1的作用和结构与实施例1同样,进而信号处理部15内含误差能量运算处理部41。误差能量运算处理部41与实施例1同样地包含平行移动后信号生成部411、偏差信号运算部412、图像变形分量提取部413、误差能量算出部414和误差能量显示形成部415。信号处理部15作为程序而具有这些要素,通过CPU将程序读入并执行来实现功能。但承担误差能量运算处理部41的作用的一部分或全部的CPU也可以与承担信号处理部15的基本的作用的CPU分开。

[0117] 通过将超声波信号处理装置4装入超声波诊断装置1,能一边在被检体旁边进行超声波摄像一边算出速度矢量,因此能实时确认误差能量算出结果。另外,与超声波信号处理装置4和超声波诊断装置1单独存在的情况相比,在装置间的数据通信这点上变得有利。在医疗现场,为了避免与生命维持相关的电子设备的动作不良而在装置间的无线通信的使用中有制约,因此通过使用线缆等有线连接、外部存储介质例如移动硬盘或USB存储器等,来

进行装置间的数据通信。由此,通过将超声波信号处理装置4装入超声波诊断装置1而不需要装置间的数据通信,能灵活运用超声波诊断装置1的机动性。

[0118] 信号处理部15兼有误差能量运算处理部41的作用的情况下的动作的实施方式也与实施例1所示的误差能量运算处理部41的计算处理流程基本相同。另外,还能通过将超声波信号处理装置4装入超声波诊断装置1,来基于误差能量的算出结果控制超声波诊断装置1的动作。在此,在图12中示出基于误差能量的算出结果来自动调整超声波的收发条件的超声波诊断装置1的计算处理流程。

[0119] 步骤S1到步骤S4与实施例1的计算处理流程同样。作为与实施例1的不同,在步骤S4之后实施步骤S7。其中,步骤S7可以与步骤S5同时实施,也可以在步骤S5之后实施。

[0120] <步骤S7>

[0121] 控制部11在从误差能量算出部414接受到误差能量的算出结果后,基于误差能量的算出结果来调整超声波的收发条件。在此,所谓超声波的收发条件,例如示出发送波束的会聚/扩散状态、声压分布、脉冲重复频率、速度矢量运算中所用的接收区域、接收波束数、收发序列等。这些收发条件是给散斑追踪所引起的速度矢量的测量精度带来影响的要素。

[0122] 对调整超声波的收发条件的方法的一例进行说明。首先,预先准备几个试行的收发条件的组合。接下来,对准备的各组合,算出各个速度矢量的误差能量、给定的范围中的速度矢量的群的误差能量的统计值例如平均值、最大值等。然后,基于算出结果来决定收发条件的组合。这时,可以从预先准备的组合中选择例如满足给定的范围中的误差能量的平均值成为最小等给定的条件的组合,也可以根据试行的结果进行例如多元回归分析等,来新构建组合。

[0123] 另外,调整超声波的收发条件的方法的其他示例是一边使各收发条件变化一边算出各个速度矢量的误差能量、误差能量的统计值、并动态搜索满足给定的条件的发送条件的组合的方法。能一边使各收发条件变化一边动态地搜索例如给定的范围中的速度矢量的群的误差能量的平均值成为最小的发送条件的组合。这时,为了有效率地进行搜索,可以基于预先确定的关于各收发条件给速度矢量的测量误差、误差能量带来的影响的见解来决定搜索的方向性,例如决定使参数怎样变化。

[0124] 附图标记的说明

[0125] 1…超声波诊断装置、

[0126] 10…输入部、

[0127] 11…控制部、

[0128] 12…发信部、

[0129] 13…接收部、

[0130] 14…显示部、

[0131] 15…信号处理部、

[0132] 151…B模式图像形成部、

[0133] 152…散斑追踪运算部、

[0134] 153…显示图像形成部、

[0135] 16…存储器、

[0136] 17…输出部、

- [0137] 2...超声波探头、
- [0138] 21...摄像范围、
- [0139] 3...生物体、
- [0140] 30...心血管、
- [0141] 31...关注范围、
- [0142] 4...超声波信号处理装置、
- [0143] 41...误差能量运算处理部、
- [0144] 411...平行移动后信号生成部、
- [0145] 412...偏差信号运算部、
- [0146] 413...图像变形分量提取部、
- [0147] 414...误差能量算出部、
- [0148] 415...误差能量显示形成部、
- [0149] 42...操作输入部、
- [0150] 43...数据输入部、
- [0151] 44...存储器、
- [0152] 45...显示图像形成部、
- [0153] 46...显示部、
- [0154] 47...控制部。

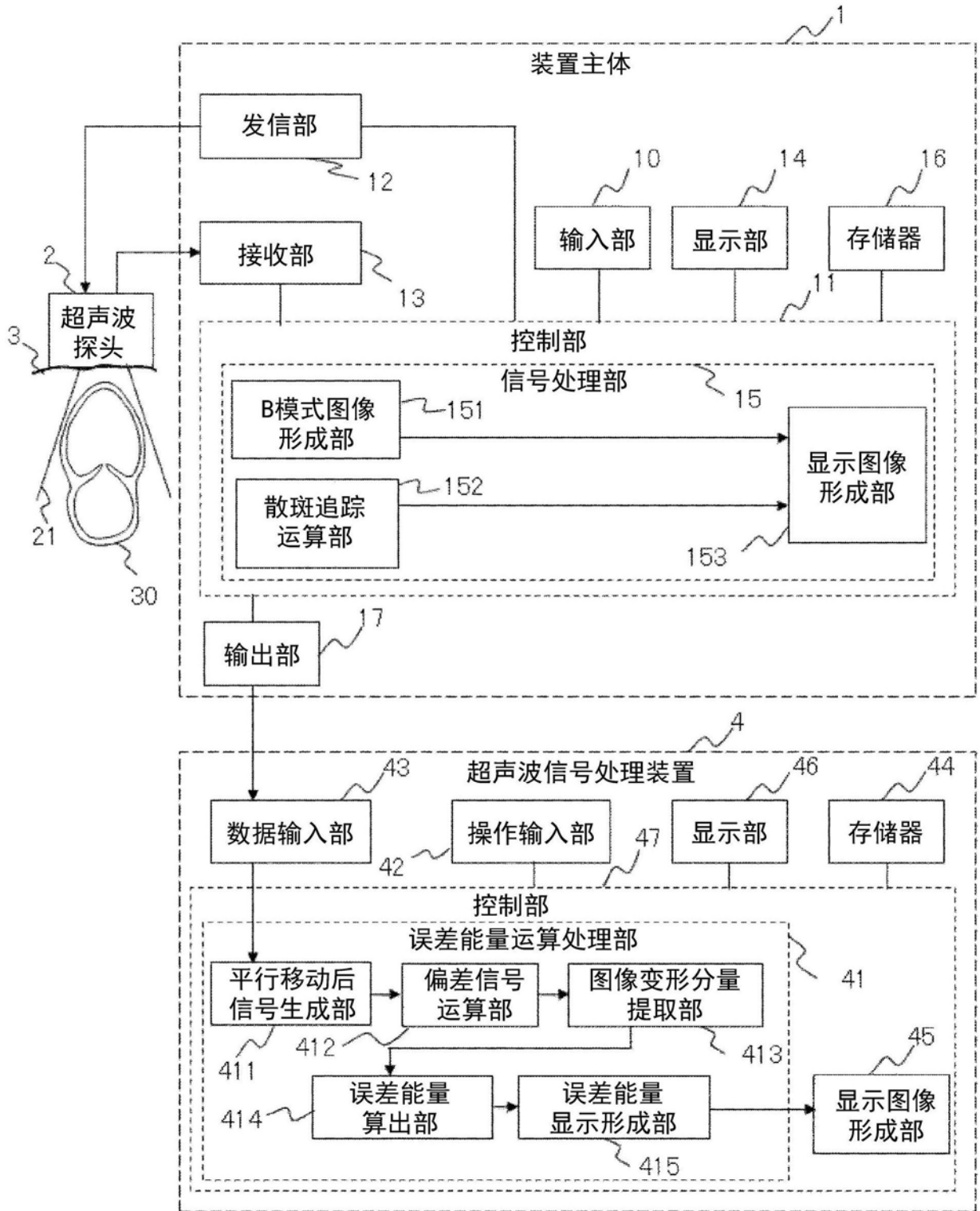


图1

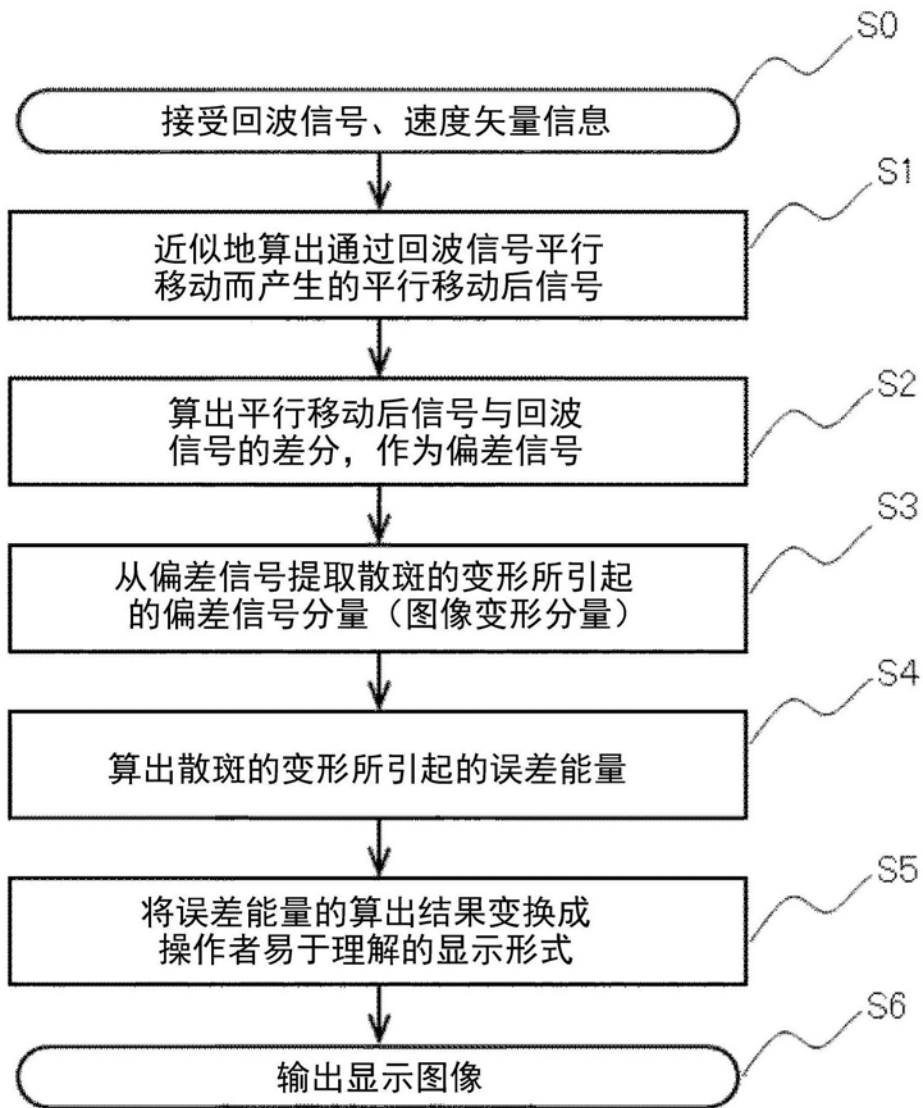


图2

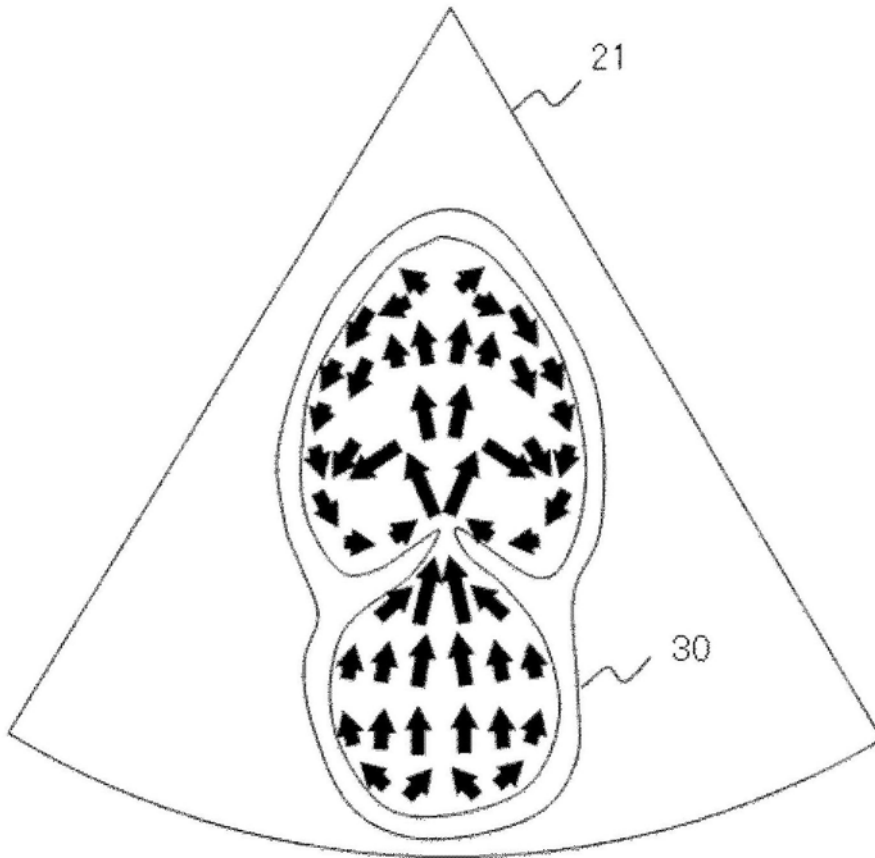


图3

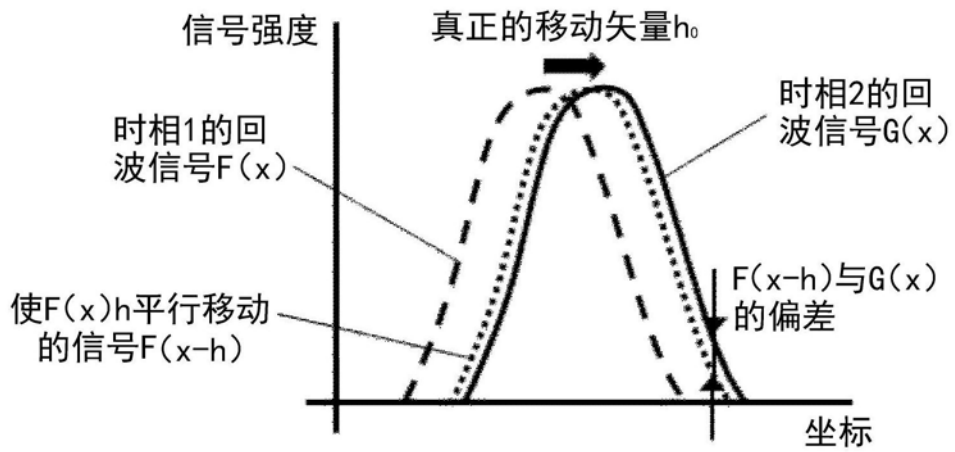


图4

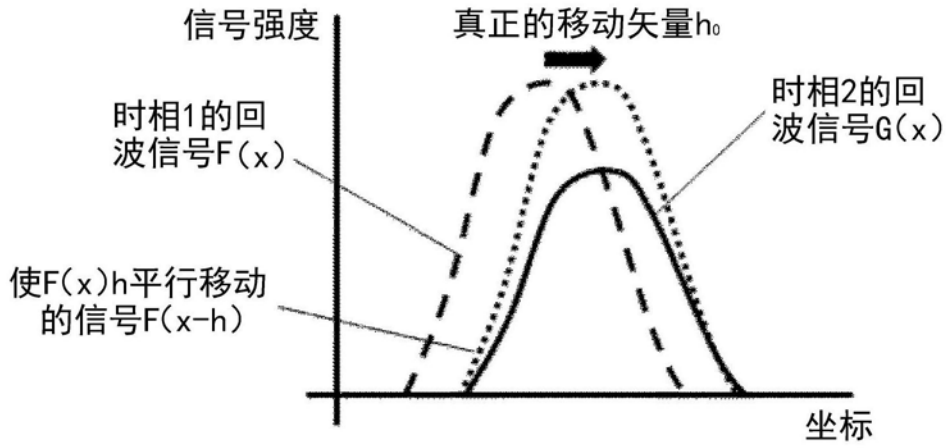


图5

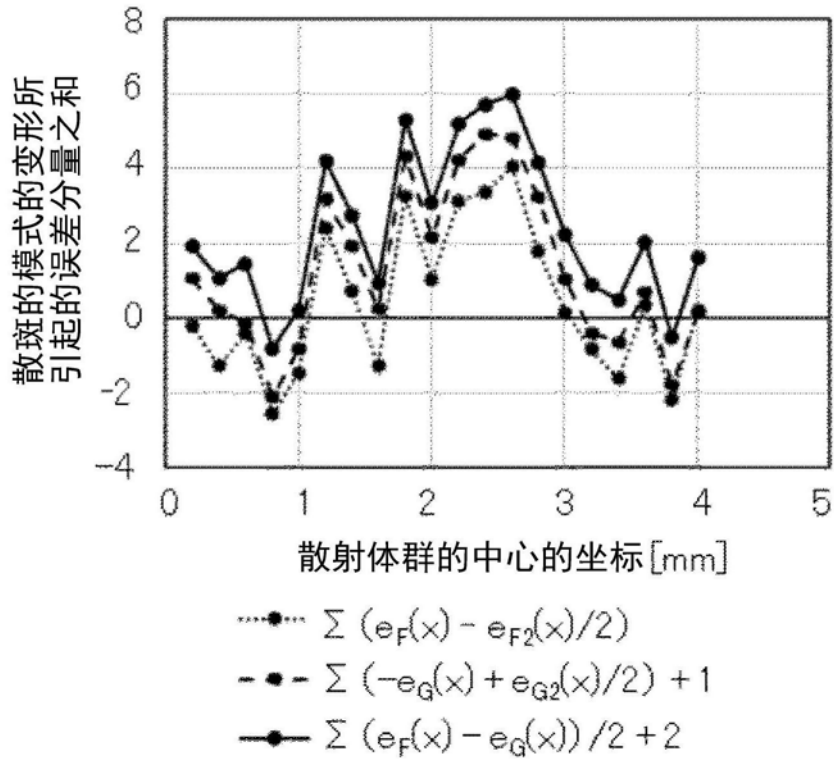


图6

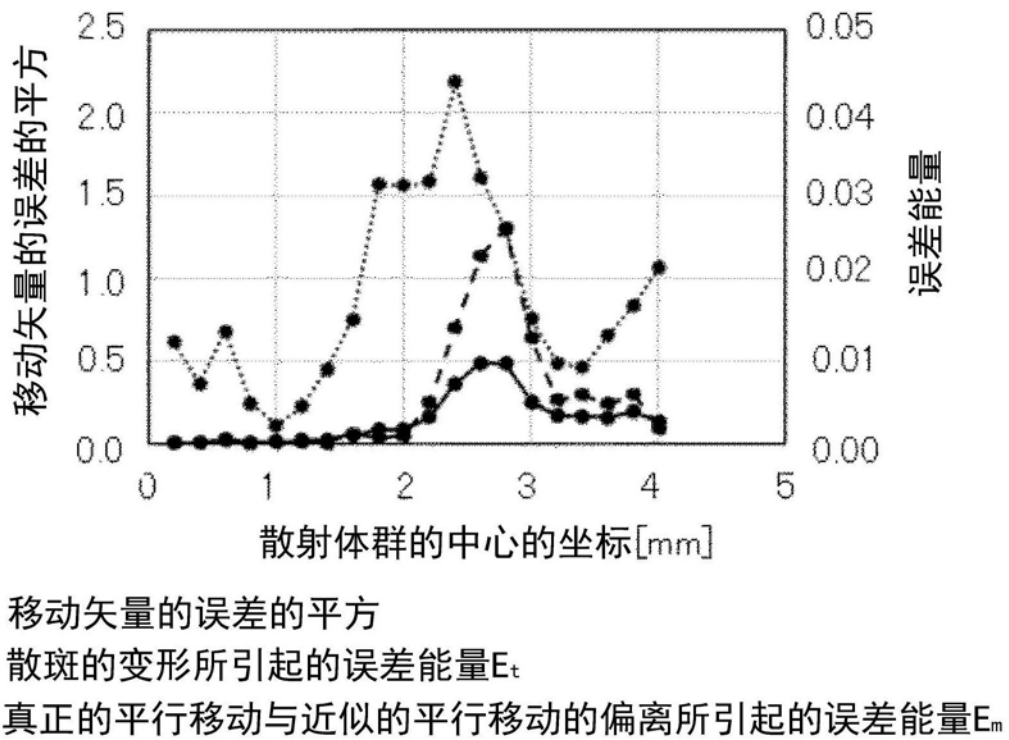


图7

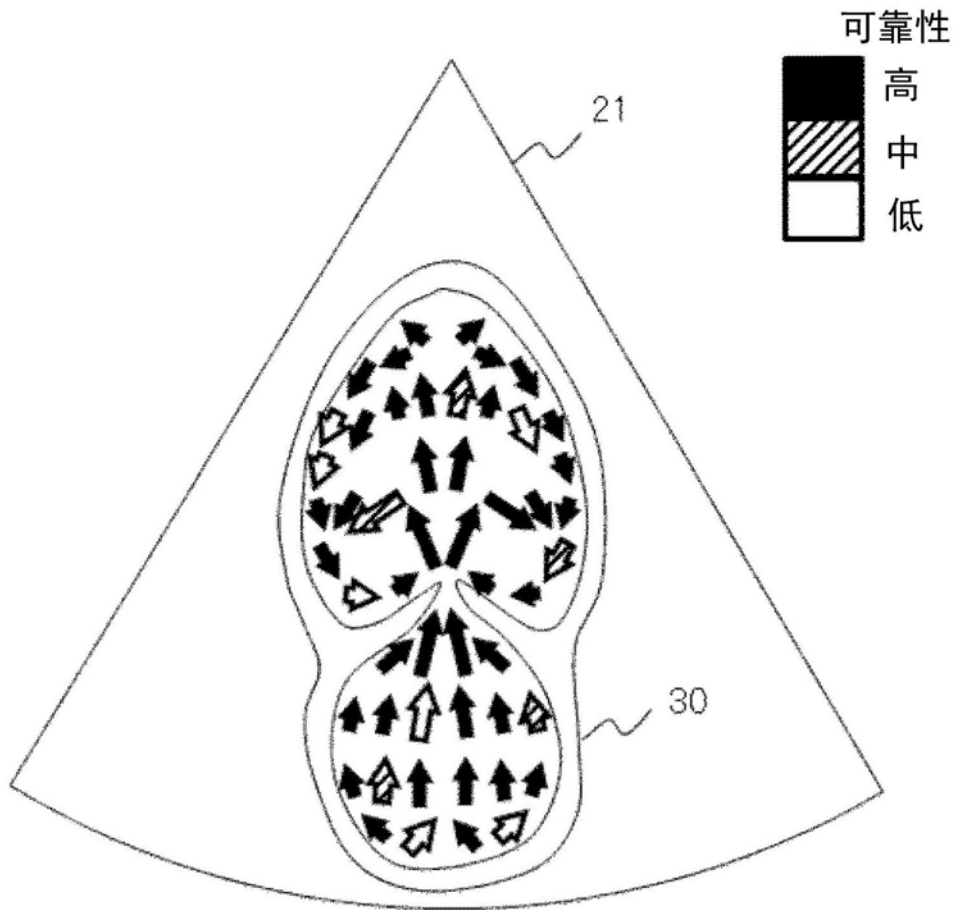


图8

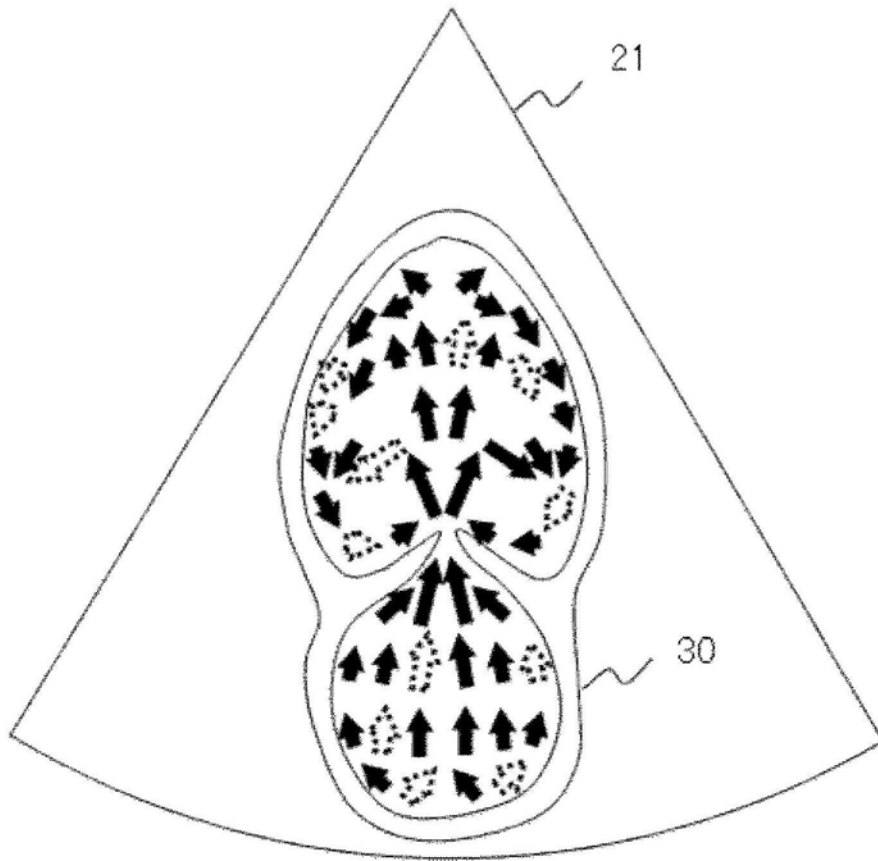


图9

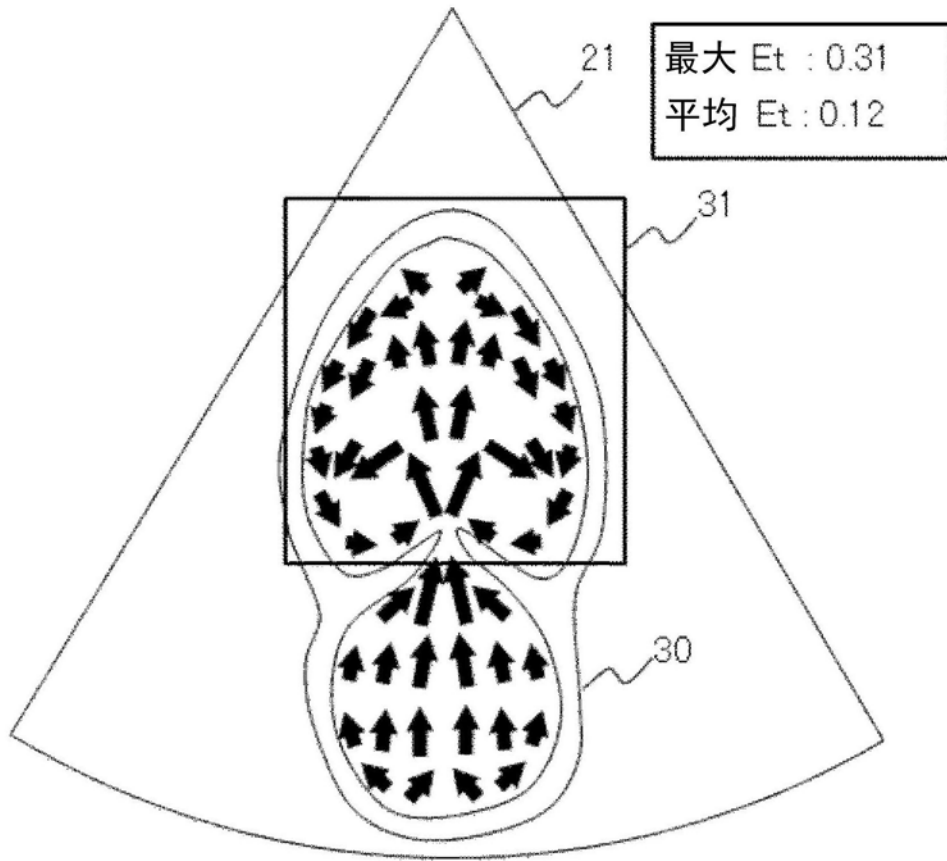


图10

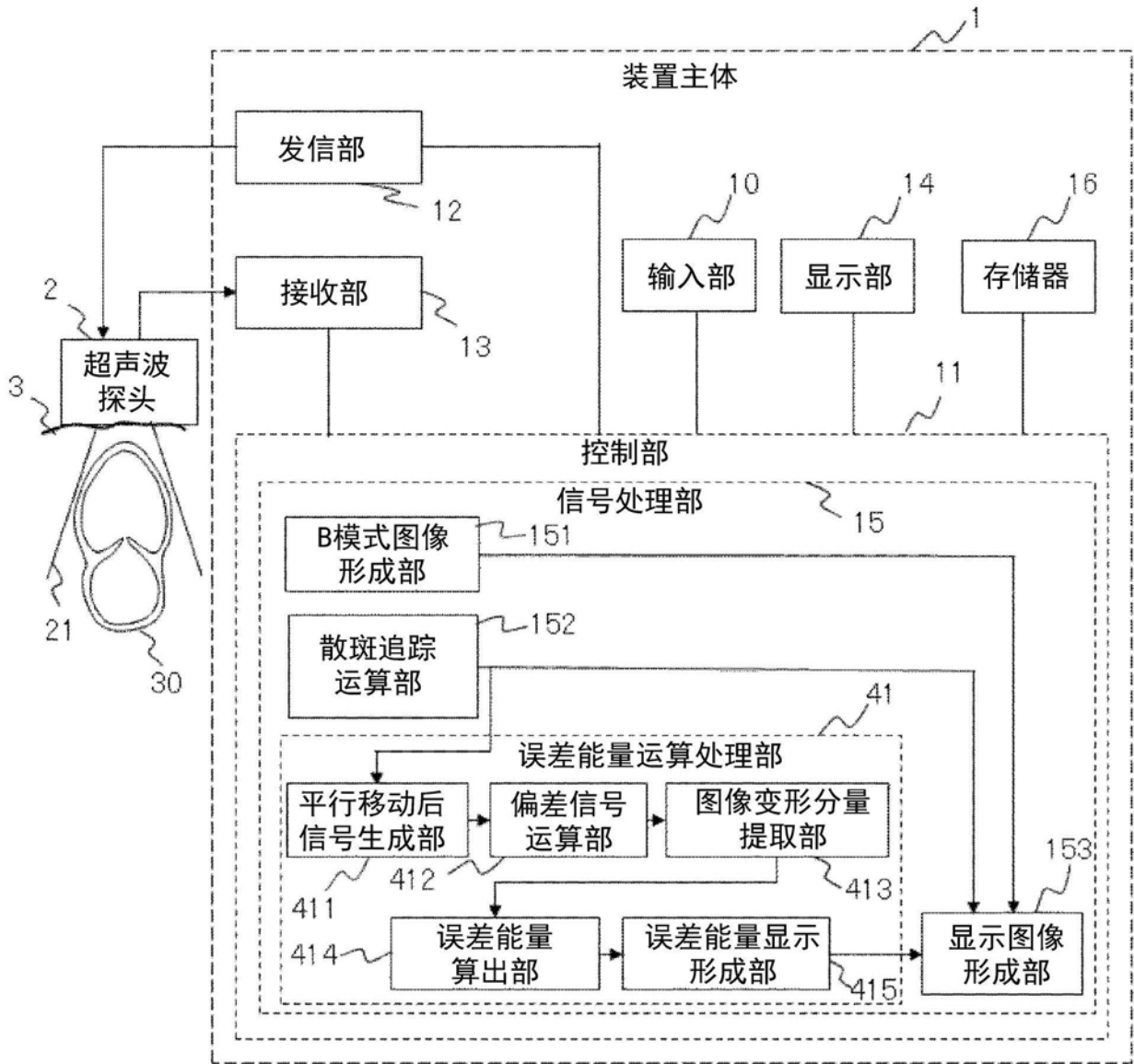


图11

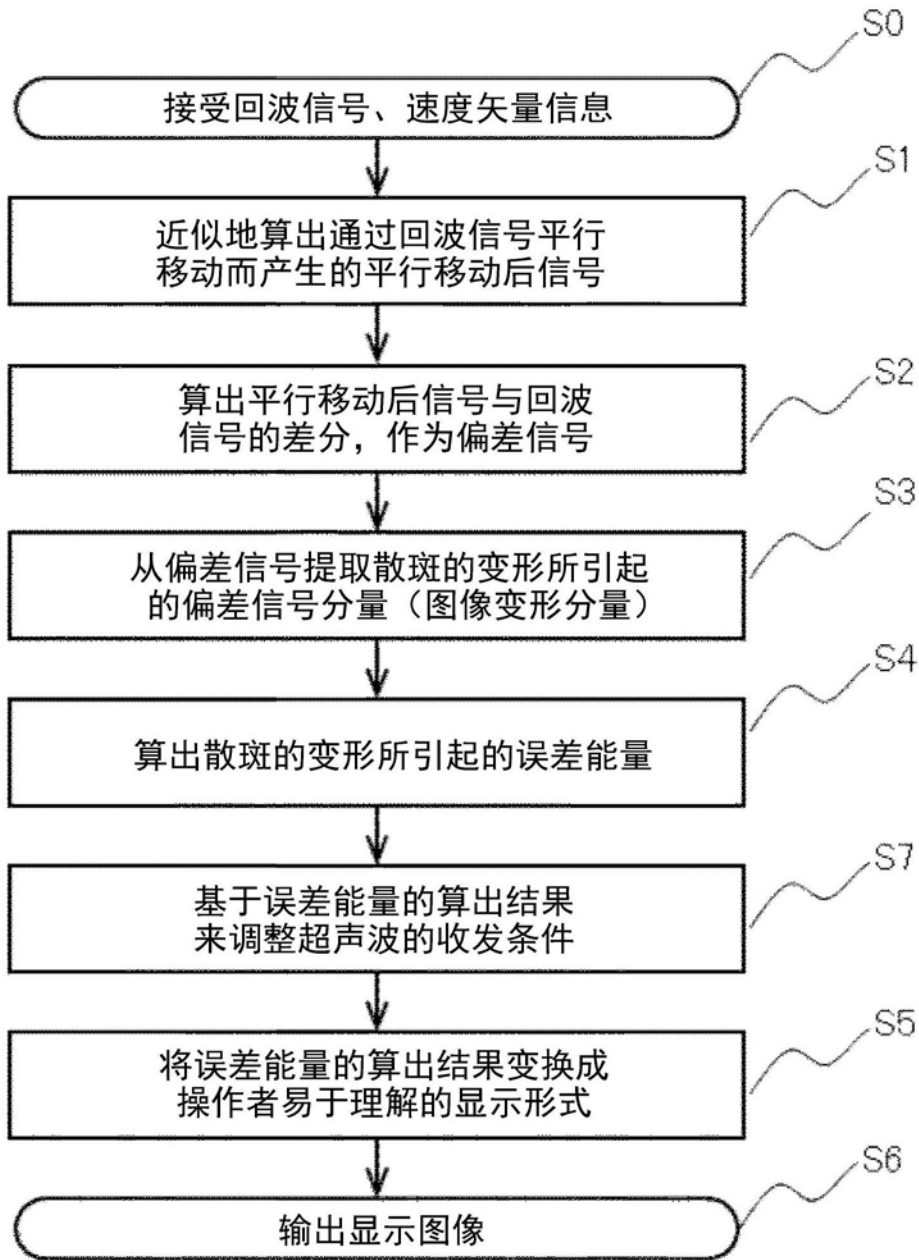


图12

专利名称(译)	超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法		
公开(公告)号	CN111050663A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880057769.3	申请日	2018-09-10
[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	田中智彦		
发明人	清水一力 田中智彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
代理人(译)	吴秋明		
优先权	2018029558 2018-02-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能评价用子像素追踪算出的速度矢量的可靠性的超声波信号处理装置、超声波诊断装置以及超声波信号运算处理方法。特征在于，具备：取得由检查对象反射的回波信号的回波信号取得部；使用所述回波信号来算出速度矢量的速度矢量算出部；生成使所述回波信号近似地平行移动的平行移动后信号的平行移动后信号生成部；从所述平行移动后信号与所述回波信号的偏差提取图像的变形所引起的信号值的变化分量即图像变形分量的图像变形分量提取部；和根据所述图像变形分量来算出所述速度矢量的误差能量的误差能量算出部。

