



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103561661 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 05

(21) 申请号 201280025334. 3

(22) 申请日 2012. 04. 02

(30) 优先权数据

2011-117028 2011. 05. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/058800 2012. 04. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/160873 JA 2012. 11. 29

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 小林由幸 田中谕 尾形太

村下贤

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 王涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

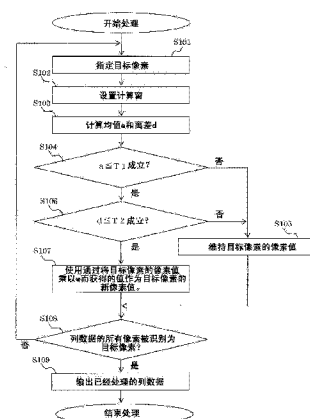
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

### (54) 发明名称

超声图像处理装置和程序

### (57) 摘要

本发明提供了超声图像处理装置和程序。本发明生成多普勒波形图像,其可见度依照测量条件的改变而适当地改善。所述超声诊断装置配备有:频率分析单元,其对在向被检测对象发送和在所述被检测对象中反射之后所接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据;以及列数据生成单元,用于基于所述频谱数据来生成列数据,其中依照相应频率规定多个像素的阵列,并且各像素值表示所述多普勒移频分量的大小。该超声诊断装置确定在之前指定的时间点处的列数据的每一个像素是否是噪声像素,并且通过使像素值与0至小于1的加权因子(w)相乘来调整被确定为噪声像素的像素值。



1. 一种超声图像处理装置,其生成表示待测量的对象的速度多普勒波形图像,其特征在于包括:

频率分析单元,用于对已经向被检测对象发送和从所述被检测对象反射并随后被接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据;

列数据生成单元,用于使用所述频谱数据来生成列数据,依照相应频率规定列数据的多个像素的排列,并且各像素值表示多普勒移频分量的大小;

窗指定单元,用于在通过使用以时间序列生成的多组列数据而形成的多普勒波形图像中指定计算窗区域;

倾向值计算单元,用于计算表示窗区域中的像素值大小的倾向的倾向值;

阈值确定单元,用于使用多普勒波形图像的预定区中的多个像素值来确定用于评估倾向值的阈值;以及

像素值调整单元,用于基于通过将所述倾向值与评估阈值相比较所获得的结果来调整所述窗区域中目标像素的像素值,并且用于输出调整后的像素值作为目标像素的新像素值。

2. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其特征在于进一步包括:

离差计算单元,用于获得包含在所述窗区域中的像素值的离差,

其中所述像素值调整单元不仅将所述倾向值与所述评估阈值相比较,而且还将所述离差与预定的第二评估阈值相比较,并且使用所获得的结果来调整所述窗区域中的目标像素的像素值以及输出调整后的像素值作为目标像素的新像素值。

3. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其特征在于:

多普勒波形图像的预定区是在沿列数据的像素排列的方向上位于远离表示零速度的基线等于预定数量像素的距离处的区;并且

对于形成所述多普勒波形图像的多组列数据中的每组列数据,所述阈值确定单元计算关于作为所述预定区的一部分的区中的多个像素值的统计值,并且基于对各组列数据所获得的统计值来计算评估阈值。

4. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其特征在于:

所述频率分析单元包括:

测量范围获取单元,用于依照使用者的操作来获得速度测量范围;

采样单元,用于通过使用比与所述速度测量范围相对应的带宽高并且在正多普勒移频和负多普勒移频之间延展的采样频率,基于所接收的超声波而对接收的信号来执行采样;以及

转换单元,用于基于傅里叶变换对通过采样所获得的接收信号生成所述频谱数据。

5. 一种超声图像处理程序,其允许处理器执行用于生成表示待测量的对象的速度多普勒波形图像的处理,其特征在于允许所述处理器执行:

频率分析处理,用于对已经向被检测对象发送和从所述被检测对象反射并随后被接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据;

列数据生成处理,用于使用所述频谱数据来生成列数据,依照相应频率规定列数据的多个像素的排列,并且各像素值表示多普勒移频分量的大小;

窗指定处理,用于在通过使用以时间序列生成的多组列数据而形成的多普勒波形图像

中指定计算窗区域；

倾向值计算处理,用于计算表示窗区域中的像素值大小的倾向的倾向值；

阈值确定处理,用于使用多普勒波形图像的预定区中的多个像素值来确定用于评估所述倾向值的阈值；以及

像素值调整处理,用于基于通过将所述倾向值与评估阈值相比较所获得的结果来调整所述窗区域中目标像素的像素值。

## 超声图像处理装置和程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像处理装置,尤其涉及对噪声像素执行的处理的改善。

### 背景技术

[0002] 通过使用多普勒方法来测量例如被检测对象的血流速度的超声诊断装置被广泛使用。这些超声诊断装置例如是连续波多普勒设备、脉冲多普勒设备等等。连续波多普勒设备将作为连续波的超声波发送至被检测对象。此后,该设备沿时间轴顺序地接收由被检测对象反射的超声波,并且使用超声波的多普勒移频分量来显示代表时间变化的多普勒波形。脉冲多普勒设备以预定的时间间隔将脉冲调制的超声波发送至被检测对象。此后,该设备在与待检查的区域的深度一致的时刻接收由被检测对象反射的超声波并且使用超声波的多普勒移频分量来显示多普勒波形。

[0003] 对于脉冲多普勒设备,待测量的速度根据发送脉冲调制波的时间间隔而受限制。另一方面,对于连续波多普勒设备则没有这种限制,并且待测量的速度的上限高于使用多普勒方法的其他设备的待测量的速度的上限。因此,连续波多普勒设备频繁地用于快速诊断由于循环系统疾病引起的血流的有/无。

[0004] 通常,噪声可能由于外部噪声、热噪声和电路的非线性等而出现在通过超声诊断装置获取的图像上,并且可能会使该图像的可见度降低。因此,已经提出了用于改善通过超声诊断装置获得的图像的可见度的技术。例如,在专利文件 1 至专利文件 3 中,描述了用于增强通过超声诊断装置获得的图像的轮廓的技术。在这些专利文件中描述的超声诊断装置计算包含目标像素的预定区中的像素群的像素值的均值和方差。此后,目标像素的像素值基于该目标像素的值与由此获得的均值和方差之间的差值而改变,并且图像的可见度被增强。

[0005] 此外,在专利文件 4 中描述了一种超声多普勒诊断装置。该装置获得位于离表示零速度的基线预定距离处的多普勒波形图像区作为数据样本区,并且使用该区中各像素的亮度分布来检测基准噪声电平。此后,使用基准噪声电平来对多普勒波形执行自动跟踪。

[0006] 引用列表

[0007] 专利文件

[0008] PTL1 :特开平 2-164352 号日本专利

[0009] PTL2 :特开平 4-122359 号日本专利

[0010] PTL3 :特开平 4-12741 号日本专利

[0011] PTL4 :特开平 7-241291 号日本专利

### 发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 连续波多普勒设备使用所接收到的超声信号来获得多普勒移频分量的频谱。随后,基于随时间经过而顺序获得的多个频谱,图 10 中所示的多普勒波形图像被显示。在该

图中,水平轴表示时间,并且纵轴表示速度。在该多普勒波形图像中,在沿纵轴的列上布置的多个像素的像素值的每一个,表示在相应时刻的频谱。用这种方式,连续波多普勒设备基于随时间经过而顺序获得的多个频谱来显示多普勒波形图像。

[0014] 当执行诊断时,连续波多普勒设备可以改变测量条件,例如被检测对象的位置、超声波的发送与接收的地点以及超声波发送与接收的方向。在这种状况下,优选的是,对随时间经过而顺序获得的频谱数据执行依照测量条件的改变来适当地提高可见度的处理。然而,根据现有技术,执行与测量条件的改变一致的处理有时是困难的。

[0015] 本发明通过解决上述问题而被提供。本发明的一个目的是生成多普勒波形图像,其可见度依照测量条件的改变而适当地增强。

[0016] 问题的解决方案

[0017] 根据本发明,一种超声图像处理装置,其生成表示待测量的对象的速度的多普勒波形图像,其特征在于包括:

[0018] 频率分析单元,用于对已经向被检测对象发送和从所述被检测对象反射并随后被接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据;

[0019] 列数据生成单元,用于使用所述频谱数据来生成列数据,依照相应频率规定列数据的多个像素的排列,并且各像素值表示所述多普勒移频分量的大小;

[0020] 窗指定单元,用于在通过使用以时间序列生成的多组列数据而形成的多普勒波形图像中指定计算窗区域;

[0021] 倾向值计算单元,用于计算表示窗区域中的像素值大小的倾向的倾向值;

[0022] 阈值确定单元,用于使用多普勒波形图像的预定区中的多个像素值来确定用于评估倾向值的阈值;以及

[0023] 像素值调整单元,用于基于通过将所述倾向值与评估阈值相比较所获得的结果来调整所述窗区域中目标像素的像素值,并且用于输出调整后的像素值作为目标像素的新像素值。

[0024] 对于多普勒波形图像,具有在噪声像素附近的区中的像素的像素值低于预定值的倾向。在本发明中,基于该原理,在对应于目标像素的窗区域中执行所述倾向值与评估阈值之间的比较,并且对于作为噪声像素的可能性高的目标像素,调整所述目标像素的像素值。因此,所述多普勒波形图像的可见度能够增强。本发明的所述倾向值表示在所述窗区域中的像素值大小的倾向。所使用的倾向值是,例如像均值、中值或中心值、或者通过使均值加上常数值而获得的值这样的统计值。

[0025] 此外,根据本发明的超声图像处理装置优选地包括:

[0026] 离差计算单元,用于获得包含在所述窗区域中的像素值的离差,

[0027] 其中所述像素值调整单元不仅将所述倾向值与评估阈值相比较,而且还将所述离差与预定的第二评估阈值相比较,并且使用所获得的结果来调整所述窗区域中的目标像素的像素值以及输出调整后的像素值作为所述目标像素的新像素值。

[0028] 对于所述多普勒波形图像,具有在噪声像素附近的区中的像素的像素值小于预定值的倾向。而且,具有在噪声像素附近的区中的多个像素的像素值的离差减小的倾向。在本发明中,基于该原理,对于作为噪声像素的可能性高的目标像素,不仅通过将所述倾向值与在对应所述目标像素的窗区域中的评估阈值相比较所获得的结果被用于调整所述目标

像素的像素值,而且包含在所述窗区域中的像素值的离差也被用于调整所述目标像素的像素值。因此,可以增强所述多普勒波形图像的可见度。

[0029] 此外,对于本发明的超声图像处理装置优选的是,所述多普勒波形图像的预定区是在沿列数据的像素排列的方向上位于远离表示零速度的基线等于预定数量像素的距离处的区;并且对于形成所述多普勒波形图像的多组列数据中的每组列数据,所述阈值确定单元计算关于作为所述预定区的一部分的区中的多个像素值的统计值,并且基于对各组列数据所获得的统计值来计算所述评估阈值。

[0030] 根据本发明,基于在所述多普勒波形图像的所述预定区中的多个像素值来确定用于评估所述倾向值的所述阈值。优选地,所述预定区通过考虑在所述多普勒波形图像中的噪声像素的像素值的倾向而设置。根据本发明,所述预定区被指定在沿所述列数据的像素排列的方向上相隔等于预定数量像素的距离的位置处。由此,所述预定区被设置在噪声倾向于增加的区中,并且所述噪声像素的像素值的倾向可以适当地提供评估阈值。

[0031] 此外,对于本发明的超声图像处理装置优选的是,所述频率分析单元包括:

[0032] 测量范围获取单元,用于依照使用者的操作来获得速度测量范围;

[0033] 采样单元,用于通过使用比与所述速度测量范围相对应的带宽高并且在正多普勒移频和负多普勒移频之间延展的采样频率,基于所接收的超声波而对所接收的信号执行采样;以及

[0034] 转换单元,用于基于傅里叶变换对通过采样所获得的接收信号生成所述频谱数据。

[0035] 根据本发明,对接收信号的采样是通过使用比与所述速度测量范围相对应的带宽高并且在正多普勒移频和负多普勒移频之间延展的采样频率而执行的。由此,由于混叠(aliasing)而生成不适当图像的频率可以降低。应当注意,所述负多普勒移频是具有多普勒移频分量的频率,其相位旋转所沿的方向与所述正多普勒移频的相位旋转所沿的方向相反。

[0036] 此外,根据本发明,一种超声图像处理程序,其允许处理器执行用于生成表示待测量的对象的速度的多普勒波形图像的处理,其特征在于允许所述处理器执行:

[0037] 频率分析处理,用于对已经向被检测对象发送和从所述被检测对象反射并随后被接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据;

[0038] 列数据生成处理,用于使用所述频谱数据来生成列数据,依照相应频率规定列数据的多个像素的排列,并且各像素值表示所述多普勒移频分量的大小;

[0039] 窗指定处理,用于在通过使用以时间序列生成的多组列数据而形成的多普勒波形图像中指定计算窗区域;

[0040] 倾向值计算处理,用于计算表示窗区域中的像素值大小的倾向的倾向值;

[0041] 阈值确定处理,用于使用在所述多普勒波形图像的预定区中的多个像素值来确定用于评估所述倾向值的阈值;以及

[0042] 像素值调整处理,用于基于通过将所述倾向值与评估阈值相比较所获得的结果来调整所述窗区域中目标像素的像素值。

[0043] 本发明的有益效果

[0044] 根据本发明,可以生成依照测量条件的改变而适当地增强可见度的多普勒波形图

像。

## 附图说明

[0045] 图 1 是示出根据本发明一个实施例的超声诊断装置的构造的图。

[0046] 图 2 是示出在缓冲存储器中存储的像素值的排列的概念图。

[0047] 图 3 是噪声减小处理的流程图。

[0048] 图 4 是用于说明设置计算窗的处理的图。

[0049] 图 5 是示出计算窗延伸跨过像素排列区的状态的概念图。

[0050] 图 6 是用于说明用于指定样本区的处理的图。

[0051] 图 7 是示出在显示设备上显示的示例图像的图。

[0052] 图 8A 是示出在显示设备上显示的示例图像的图。

[0053] 图 8B 是示出在显示设备上显示的示例图像的图。

[0054] 图 9 是示出由于混叠而发生折回现象的的图。

[0055] 图 10 是示出多普勒波形图像的图。

[0056] 参考符号列表

[0057] 10 :发送信号生成器

[0058] 12 :发送振荡器

[0059] 14 :接收振荡器

[0060] 16 :正交检波器

[0061] 18I、18Q :A/D 转换器

[0062] 20I、20Q :高通滤波器

[0063] 22 :FFT 计算器

[0064] 24 :列数据生成器

[0065] 26 :缓冲存储器

[0066] 28 :噪声减小单元

[0067] 30 :图像生成器

[0068] 32 :显示设备

[0069] 34 :操作单元

[0070] 36 :系统控制器

[0071] 38 :计算窗

[0072] 40 :代表基线的行

## 具体实施方式

[0073] (1) 超声诊断装置的构造

[0074] 在图 1 中示出了根据本发明的一个实施例的超声诊断装置的构造。该超声诊断装置将作为连续波的超声波发送至被检测对象,接收由被检测对象反射的超声波,并且基于所接收的超声波将多普勒波形图像显示在显示设备 32 上。即,该超声诊断装置是用于诊断例如血流的连续波多普勒装置。该超声诊断装置的各部件根据由使用者在操作单元 34 上输入的指令而由系统控制器 36 控制。

[0075] 将描述该超声诊断装置的构造。发送信号生成器 10 生成作为发送信号的具有连续波形的电信号,并且将该发送信号输出至发送振荡器 12。发送振荡器 12 通过使用例如依照所施加的交流电压而振动的压电元件而设置。发送振荡器 12 在接收到由发送信号生成器 10 输出的发送信号时,发送振荡器 12 将作为连续波的超声波发送至被检测对象。

[0076] 在超声波通过发送振荡器 12 已被发送并且在被检测对象中反射后,反射波被接收振荡器 14 所接收。与发送振荡器 12 一样,接收振荡器 14 通过使用例如压电元件而设置。接收振荡器 14 将所接收的超声波转换为电信号,并且将作为接收信号的信号输出至正交检波器 16。

[0077] 发送信号生成器 10 不仅将发送信号输出至发送振荡器 12,而且将用于正交检测的局部信号(local signal)输出至正交检波器 16。局部信号可以是具有与发送信号的频率相同的频率的信号。对于这种情况下的构造,发送信号生成器 10 可以输出未经改变的发送信号作为局部信号。

[0078] 正交检波器 16、A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q、高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q 以及 FFT 计算器 22 用作频率分析单元,其针对所接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据。

[0079] 正交检波器 16 使用局部信号来从接收的信号中提取同相信号 I 和正交相位信号 Q。正交检波器 16 随后对所提取的同相信号 I 和正交相位信号 Q 执行低通滤波以减少谐波分量,并且将作为结果的信号分别输出至 A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q。

[0080] 同相信号 I 和正交相位信号 Q 是通过从接收信号中提取具有  $90^\circ$  相位差的多普勒移频分量而获得的那些信号,并且这些信号的频率与多普勒移频相一致。

[0081] A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q 基于预先指定的采样频率  $f_s$  对同相信号 I 和正交相位信号 Q 执行采样,并且将已经执行了采样的同相信号 I 和正交相位信号 Q 转换为数字信号。此后,作为数字信号获得的同相信号 DI 和正交相位信号 DQ 被输出至高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q。

[0082] 高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q 对同相信号 DI 和正交相位信号 DQ 执行高通滤波以减少包含在同相信号 DI 和正交相位信号 DQ 中的低频噪声,如杂波(clutter)。杂波是由从生物组织反射的超声波所引起的噪声,并且杂波的电平远远高于例如从血液反射的超声波的电平。在提供了高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q 时,可以缩小后续信号处理所要求的动态范围,并且可以提高测量精度。

[0083] 高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q 将通过高通滤波所获得的同相信号 DI 和正交相位信号 DQ 输出至 FFT 计算器 22。FFT 计算器 22 对同相信号 DI 和正交相位信号 DQ 执行快速傅里叶变换,并且将通过快速傅里叶变换获得的频谱信号输出至列数据生成器 24。频谱信号通过复离散值  $A_n + jB_n$  ( $n$  是整数)来表示,其中复数作为频谱值与每一个离散频率值相关。

[0084] 列数据生成器 24 使用频率区域中的一个周期的频谱信号,并且生成沿多普勒波形图像中的速度轴排列在一列上的像素群作为列数据。特别地,列数据生成器 24 计算包含在频谱信号中的各复离散值的绝对值,并且使用各绝对值来计算代表频谱的顺序数据。对于该数据的计算,可以与对绝对值的对数转换一起执行诸如用于调整电平(level)的对数放大的处理。



[0085] 列数据生成器 24 使用由此获得的频谱数据来为沿速度轴排列在一列上的像素群的各像素提供像素值。此后,将用于一列的一组像素值作为一组列数据输出至缓冲存储器 26。这样生成的列数据是一组像素值,基于与各像素一致的多普勒移频,多个像素的排列根据该组像素值而被限定,并且各像素值表示多普勒移频分量的大小。

[0086] 基于随时间经过而由 FFT 计算器 22 顺序输出的频谱信号,列数据生成器 24 生成列数据,并且将列数据输出至缓冲存储器 26。在图 2 中图示出了存储在缓冲存储器 26 中的像素值的排列的概念。在该图中,水平方向对应于沿时间轴的方向,并且竖直方向对应于沿速度轴的方向。在图 2 中图示出了像素值的排列的概念,并且具有与像素值对应的亮度级的像素设置在各像素值的位置处的这种排列是多普勒波形图像。因此,在下面的描述中,在图 2 中示出的像素值被概念性排列的区被称为像素排列区。

[0087] 在像素排列区中的各位置处,速度地址  $A_v$  (1 至 M) 沿速度轴分配,并且时间地址  $A_t$  (1 至 N) 沿时间轴分配。沿速度轴排列在一列上的 M 个像素值被设置为一组列数据。最右边的列数据是所存储的最旧的数据,而最左边的列数据是所存储的最新的数据。

[0088] 每当列数据生成器 24 输出一组列数据时,在缓冲存储器 26 中最右边的列数据被删掉,并且位于最右边的列数据左边的 N-1 组列数据向右移动等于一个像素的距离。然后,新的列数据被存储在最左边的速度地址处。

[0089] 再参考图 1,每当新的列数据被存储在缓冲存储器 26 中时,噪声减小单元 28 对预先指定的时间地址处的一组列数据执行噪声减小处理,并且将作为结果的列数据输出至图像生成器 30。图像生成器 30 基于随时间经过而由噪声减小单元 28 顺序地输出的列数据来生成多普勒波形图像数据,并且在显示设备 32 上显示多普勒波形图像。

[0090] 对于本实施例的超声诊断装置,执行数字处理的部件,即高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q、FFT 计算器 22、列数据生成器 24、噪声减小单元 28 以及图像生成器 30,可以通过使用处理器而提供。该处理器读取存储在包含在超声诊断装置中的存储器中的程序,并且对各部件执行数字信号处理。该处理器被并入诸如个人计算机的通用计算机中,该通用计算机可以被包含在超声诊断装置中。

[0091] (2) 噪声减小处理

[0092] 接下来,将描述噪声减小处理。在噪声减小处理中,检查由在预先指定的时间地址处的一组列数据所表示的各像素以确定这些像素是否是噪声像素。对于作为确定结果的被认为是噪声像素的像素,将有关像素的值乘以范围从 0 至小于 1 的加权因子  $w$  以调整像素值。

[0093] 每当列数据生成器 24 输出新的列数据时,存储在缓冲存储器 26 中的列数据被移动。因此,每当列数据生成器 24 输出新的列数据时,在预先指定的时间地址处的列数据被更新,并且待处理的列数据被更新。

[0094] 图 3 是示出噪声减小处理的流程图。噪声减小单元 28 将由在预先指定的时间地址处的列数据表示的多个像素中的一个像素指定为目标像素(S101)。随后,设置包含该目标像素的计算窗,并且计算窗沿速度轴(在竖直方向上)具有等于 P 个像素的长度,并且沿时间轴(在水平方向上)具有等于 Q 个像素的长度(S102)。这里, P 和 Q 是等于或大于 2 的整数。整数 P 和整数 Q 可以被定义为常数值,或可以基于由使用者执行的操作而获取。即,在通过使用操作单元 34 来执行输入 P 和 Q 的操作时,系统控制器 36 将这些值输出至噪声减

小单元 28。噪声减小单元 28 基于由系统控制器 36 输出的 P 和 Q 的值来执行步骤 S102 中的处理。在 P 和 Q 是奇数的情形中,可以使用目标像素的位置作为中点来设置计算窗。

[0095] 在图 4 所示的示例中,目标像素由阴影区来表示,并且计算窗 38 通过虚线来表示。在这个示例中,在时间地址 6 处的列数据被用于噪声减小处理,并且在速度地址 5 处的像素被指定为目标像素。此外,通过使用目标像素作为中点来设置  $P=Q=5$  的计算窗 38。

[0096] 噪声减小单元 28 计算包含在计算窗中的多个像素的像素值的均值  $a$  和离差  $d$  (S103)。均值  $a$  用作表示计算窗的像素值大小的倾向的有效值。对于该技术意义,可以使用除了均值  $a$  以外的统计值。诸如方差或标准偏差的离差是表示像素值的分布并且表示计算窗的像素值的离差倾向的有效统计值。方差被定义为  $(1/n) \sum (X_i - a)^2$ 。这里,  $n$  表示包含在计算窗中的像素的数量。  $X_i$  表示包含在计算窗中的像素的像素值,并且  $i$  表示整数(1 至  $n$ )以指定像素。  $\sum$  表示  $i=1$  至  $n$  的和。此外,标准偏差被定义为方差的平方根。可以使用  $(1/n) \sum |X_i - a|$  作为离差的另一种定义。

[0097] 在对计算窗和目标像素建立不变的位置关系的情形中,计算窗取决于目标像素的位置可以延伸到像素排列区的外侧。例如,在目标像素位于  $P=Q=5$  的计算窗的中点的情形中,当目标像素的速度地址是 1、2、 $M-1$  或  $M$  时,计算窗延伸到像素排列区的外侧。图 5 中的概念状态表示计算窗 38 中的最顶行在像素排列区的外侧。在这种情形中,延伸到像素排列区的外侧的计算窗的区域未被考虑用于计算像素值的均值  $a$  和离差  $d$ 。即,根据图 5 中的示例,计算窗 38 中的最顶行未被用于计算像素值的均值  $a$  和离差  $d$ ,并且在计算窗中的第二至第五行被认为是计算  $n=20$  的像素值的均值  $a$  和离差  $d$  的总体。

[0098] 在已经获得了均值  $a$  和离差  $d$  时,噪声减小单元 28 确定均值  $a$  是否等于或小于用于评估均值的阈值  $T1$  (S104)。阈值  $T1$  是在多普勒波形图像中的噪声像素的像素值增加时倾向于增加的值,并且如将在稍后描述的,通过基于在像素排列区中指定的预定样本区中的像素值的统计计算来获得阈值  $T1$ 。

[0099] 在均值  $a$  大于阈值  $T1$  时,噪声减小单元 28 确定目标像素不是噪声像素,并且维持目标像素的像素值 (S105)。在均值  $a$  等于或小于阈值  $T1$  时,噪声减小单元 28 确定离差  $d$  是否等于或小于用于评估该离差的阈值  $T2$  (S106)。阈值  $T2$  是基于使用者的操作而获得的值。即,在通过使用操作单元 34 而执行用于输入阈值  $T2$  的操作时,系统控制器 36 将阈值  $T2$  输出至噪声减小单元 28。噪声减小单元 28 使用由系统控制器 36 输出的阈值  $T2$ ,并且执行步骤 S106 的处理。

[0100] 在离差  $d$  大于阈值  $T2$  时,噪声减小单元 28 确定目标像素不是噪声像素,并且维持目标像素的像素值 (S105)。在离差  $d$  等于或小于阈值  $T2$  时,噪声减小单元 28 断定目标像素是噪声像素,并且使用通过将目标像素的像素值乘以加权因子  $w$  所获得的值作为目标像素的新像素值 (S107)。这里,与阈值  $T2$  一样,加权因子  $w$  是基于使用者的操作而获得的值。噪声减小单元 28 确定由待处理的列数据所指示的所有像素是否都被指定为目标像素 (S108)。在仍然具有未被指定为目标像素的像素的情形中,程序控制返回至步骤 S101,并且新的像素被另外地指定为目标像素。在待处理的列数据的所有像素都已被指定为目标像素的情形中,完成了该处理的列数据被输出至图像生成器 30 (S109)。

[0101] 根据在步骤 S101 至 S107 中执行的处理,为属于由待处理的列数据所指示的像素群并且被指定为目标像素的一个像素设置计算窗。此后,对于计算窗的像素值计算均值  $a$

和离差  $d$ 。此外,在均值  $a$  等于或小于阈值  $T1$  时并且在离差  $d$  等于或小于阈值  $T2$  时,断定目标像素是噪声像素,并且减小目标像素的像素值。

[0102] 噪声减小单元 28 将由待处理的列数据所指示的各像素按顺序指定为目标像素,并且执行步骤 S101 至 S108 中的处理。在已经对由待处理的列数据所指示的所有像素执行了噪声减小处理时,已经被处理的列数据被输出至图像生成器 30 (S109)。

[0103] 每当对列数据执行更新时,将对列数据执行噪声减小处理,噪声减小单元 28 对有关的列数据执行该噪声减小处理,并且将经由噪声减小处理获得的列数据输出至图像生成器 30。图像生成器 30 基于由噪声减小单元 28 顺序输出的列数据来生成多普勒波形图像数据,并且在显示设备 32 上显示多普勒波形图像。

[0104] 将给出对于执行关于目标像素是否是噪声像素的判定所使用的理论的说明。通常,在多普勒波形图像中指定的区域中的像素依照区域中的均值和离差而被分类如下:(i)均值和离差都小;(ii)均值大,而离差小;(iii)均值小,而离差大;以及(iv)均值和离差都大。

[0105] 存在噪声像素的像素值比代表多普勒波形的形状的像素小并且噪声像素的像素值的离差小的倾向。因此,被分类为(i)的像素可以被认为是噪声像素。此外,代表多普勒波形的形状的像素的像素值大于噪声像素的像素值,并且像素值的离差小。因此,被分类为(ii)的像素很可能是代表多普勒波形的形状的像素。此外,被分类为(iii)和(iv)的像素很可能是代表在多普勒波的形状和背景中的噪声之间的边界区域的那些像素。

[0106] 根据本发明的噪声减小处理是该理论被用于确定目标像素是否是噪声像素的处理。即,在对于计算窗的均值和离差都被认为很小时,假定在相应的计算窗中的均值  $a$  是阈值  $T1$  或小于阈值  $T1$  并且对于相应计算窗的离差是阈值  $T2$  或小于阈值  $T2$  的目标像素为噪声像素。被认为是噪声像素的目标像素的像素值被减小。

[0107] 在相应计算窗的均值  $a$  等于或小于阈值  $T1$  的情形中,目标像素被分类为(i)或(iii)。在发生像素分类为(i)的频率高于发生像素分类为(iii)的频率的情形中,仅可以使用对于相应计算窗的均值  $a$  是阈值  $T1$  或小于阈值  $T1$  的条件来确定该目标像素是噪声像素。在这种情形中,可以跳过步骤 S106 中的处理并且不执行。

[0108] 此外,在对于相应计算窗的离差  $d$  是阈值  $T2$  或小于阈值  $T2$  的情形中,目标像素被分类为(i)或(ii)。在发生像素分类为(i)的频率高于发生像素分类为(ii)的频率的情形中,可以仅使用对于相应计算窗的离差  $d$  是阈值  $T2$  或小于阈值  $T2$  的条件来确定目标像素是噪声像素。在这种情形中,可以跳过步骤 S104 中的处理并且不执行。

[0109] 在本实施例中,均值被用作表示计算窗的像素值大小的倾向的值。表示计算窗的像素值大小的倾向的值不限于均值。例如,可以使用统计值,例如中值或中心值,或者通过使均值加上常数值而获得的值。

[0110] 另外,在步骤 S107 中,可以执行从目标像素的像素值减去预定值的处理,而不是使用通过使目标像素的像素值乘以加权因子  $w$  获得的值作为用于目标值的新像素值。

[0111] (3) 用于确定评估均值的阈值  $T1$  的处理

[0112] 将描述用于确定在步骤 S104 中使用的阈值  $T1$  的处理。在开始图 3 的流程图中的处理之前,阈值  $T1$  是通过基于在像素排列区中指定的样本区中的像素值的统计计算而获得的。

[0113] 噪声减小单元 28 在像素排列区中指定样本区。样本区被指定为多个噪声像素倾向于存在的区,同时多普勒波形图像中的表示零速度的基线被用作基准。如图 6 所示,例如,样本区被定义为包含预定行数 S 的区,一个样本区沿速度轴在正方向上(在向上的方向上)位于远离表示基线的行 40 预定像素个数 R1 的距离处,并且另一个样本区沿速度轴在负方向上(在向下的方向上)位于相隔预定像素个数 R2 的距离处。通过由高通滤波器 20I 和高通滤波器 20Q 执行的处理,形成与基线对应的行的各像素的像素值是局部最小值。因此,在像素排列区中,噪声减小单元 28 将具有局部最小值的像素线指定为表示基线的行 40,并且将包含预定行数 S 的区设置为样本区,一个样本区沿速度轴在正方向上位于远离表示基线的行 40 预定像素个数 R1 的距离处,并且另一个样本区沿速度轴在负方向上位于预定像素个数 R2 的距离处。

[0114] 代替于以这种方式来设置样本区,还可以将具有连续地址 1 至 S 的区以及具有连续地址 M-S+1 至 M 的区(也就是,在像素排列区中包含 S 行的上区和下区)设置为样本区。此外,行数可以在上样本区和下样本区之间不同。

[0115] 在用于确定阈值 T1 的处理中,噪声减小单元 28 对各列数据组执行以下处理。特别地,在对于由一个列数据组表示的一栏的像素群之中,获得用作样本区的部分的像素值的最大值作为噪声样本值。根据图 6 中的示例,由于设置了两个样本区,因此对于包含在一栏的像素群中并且属于用作样本区的两个部分的像素,获得一个噪声样本值。噪声减小单元 28 使用为各列数据组获得的噪声样本值,并且获得所有列数据的噪声样本值的均值作为阈值 T1。

[0116] 代替于使用所有列数据组,可以使用在所有列数据组之中预先指定的列数据组来计算噪声样本值,并且可以将对于预先指定的列数据组的噪声样本值的均值认为是阈值 T1。另外,代替于获得样本区中像素值的最大值作为噪声样本值,样本区中像素值的另一统计值(例如均值、中心值或中值)也可以被计算为噪声样本值。

[0117] 根据该处理,位于与表示基线的行距离预定像素个数的包含预定行数的区,被指定为样本区,并且对于包含在样本区中的像素执行统计处理以计算阈值 T1。通常,在多普勒波形图像中,许多噪声像素倾向于存在于与基线相隔预定距离或大于预定距离的区中。因此,在如图 6 所示的所指定的样本区中,具有存在多个噪声像素的倾向。因此,在多普勒波形图像中的噪声像素的像素值倾向于增加时,阈值 T1 也变大。

[0118] (4) 通过噪声减小处理所提供的效果

[0119] 通过根据本发明的噪声减小处理,如将在下面说明的,可以通过依照测量条件的变化而适当地增强图像的可见度而生成多普勒波形图像。特别地,在噪声减小处理中指定的用于计算窗的区提供了在待处理的列数据之前或之后存储在缓冲存储器 26 中的各组列数据的像素。因此,通过考虑在待处理的列数据之前或之后生成的多组列数据而适应性设置对于计算窗的像素值的均值 a。另外,在多普勒波形图像中的噪声像素的像素值倾向于增加时,待与均值 a 相比较以确定目标像素是否是噪声像素的阈值 T1 也存在增加。由此,在噪声像素的像素值通过例如改变进行诊断期间的测量条件而改变时,可以适应性地提高多普勒波形图像的可见度。

[0120] (5) 用于测量的速度范围的指定

[0121] 现在,参考图 1 将描述用于测量的速度范围的指定。对于根据本实施例的超声诊

断装置,基于使用者的操作来指定用于测量的速度范围。另外,所指定的速度范围用于确定,例如,由 A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q 使用的采样频率  $f_s$  以及显示设备 32 上的速度显示范围。

[0122] 在等于或高于  $-V_m$  至等于或低于  $V_m$  的速度范围通过操纵操作单元 34 而指定时,系统控制器 36 获得采样频率为  $f_s = \alpha \cdot 4V_m / \lambda$ 。这里,  $\lambda$  是传播至被检测对象以及从被检测对象传播的超声波的波长,并且  $\alpha$  是用自然数乘以 2 而获得的值,也就是,2、4、8、16…。系统控制器 36 将所获得的采样频率  $f_s$  输出至 A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q。A/D 转换器 18I 和 A/D 转换器 18Q 基于由系统控制器 36 输出的采样频率来执行采样处理。

[0123] 在由系统控制器 36 执行的控制之下,图像生成器 30 生成速度范围为  $-V_m$  或高于  $-V_m$  至  $V_m$  或低于  $V_m$  的多普勒波形图像。在图 7 和图 8A 中示出了在这种情形下的在显示设备 32 上显示的示例图像。

[0124] 如图 8A 所示,在所测量的速度超过上限  $V_m$  的情形中,执行移动基线的操作,并且整个波形可以如图 8B 中的示例那样显示。根据图 8B 中的示例,显示范围被设置为等于或高于  $-V_m + v$  至等于或低于  $V_m + v$ 。

[0125] 对于常规的超声诊断装置,在指定  $-V_m$  或高于  $-V_m$  至  $V_m$  或低于  $V_m$  的速度范围时,根据采样定理,采样频率  $f_s$  通常被设置为  $f_s = 4V_m / \lambda$ 。这里,  $f_s = 4V_m / \lambda$  对应于与测量速度范围相对应的带宽,并且在正多普勒移频和负多普勒移频之间延展。因此,待显示的速度范围是多普勒移频等于或小于  $f_s/2$  的范围;也就是,  $-V_m$  或高于  $-V_m$  至  $V_m$  或低于  $V_m$  的范围,并且在待测量的对象(例如血液)的速度超过该范围时,如图 9 中所示,由于混叠(aliasing)而可能发生折回现象。该折回现象是具有速度  $V_m$  或高于  $V_m$  的波形通过在负方向上被移动  $2V_m$  的距离而被显示的现象。

[0126] 对于根据本实施例的超声诊断装置,如上所述,采样频率被指定为  $f_s = \alpha \cdot 4V_m / \lambda$ 。这里,  $f_s = \alpha \cdot 4V_m / \lambda$  是高于与测量速度范围相对应的带宽的频率并且在正多普勒移频和负多普勒移频之间延展。因此,待显示的速度范围是多普勒移频为  $f_s/2$  或低于  $f_s/2$  的范围;也就是,  $-\alpha \cdot V_m$  或高于  $-\alpha \cdot V_m$  至  $\alpha \cdot V_m$  或低于  $\alpha \cdot V_m$  的范围。因此,根据图 8B 中的示例,在  $V_m + v$  等于或小于  $\alpha \cdot V_m$  时,可以显示多普勒波形图像而不会引起折回现象。另外,由于采样频率被设置为高于常规的频率,所以可以减小将要叠加在速度测量范围上的在速度测量范围之外的噪声,并且可以提高多普勒波形图像的 S/N 比。

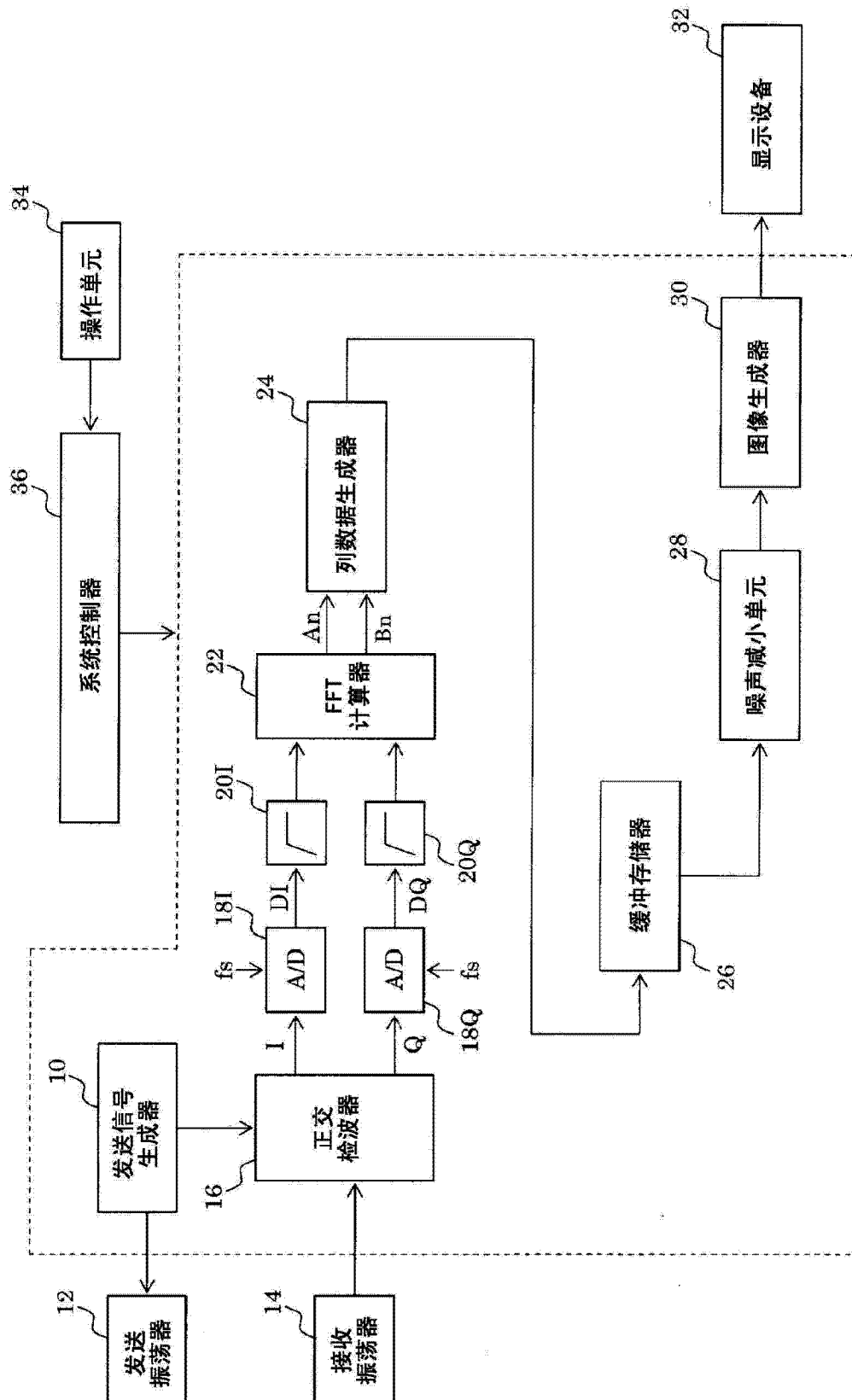


图 1

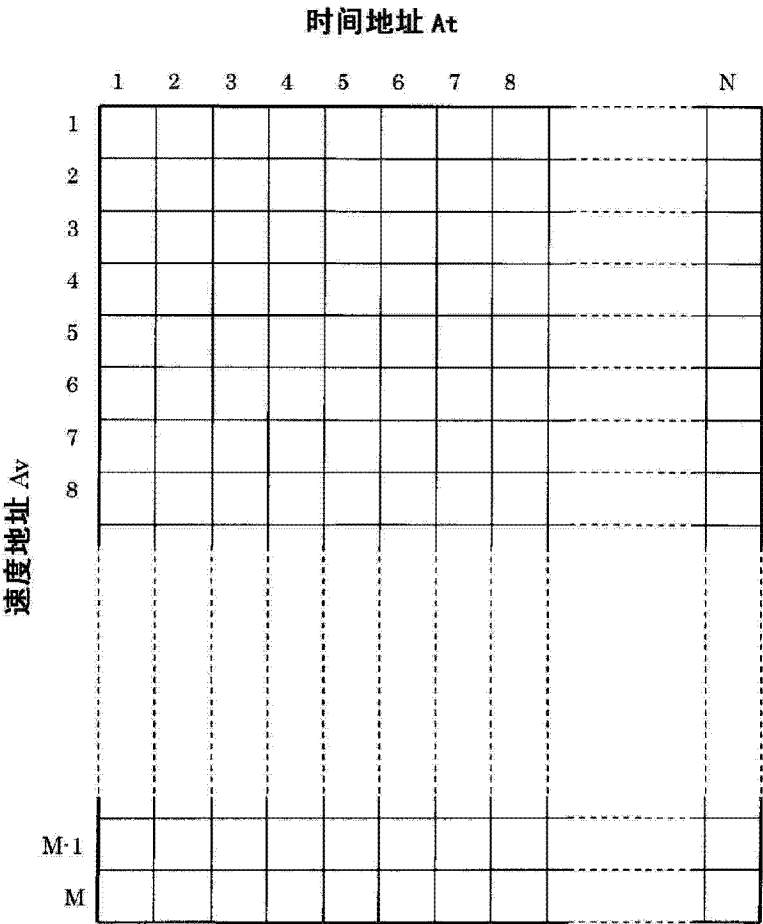


图 2

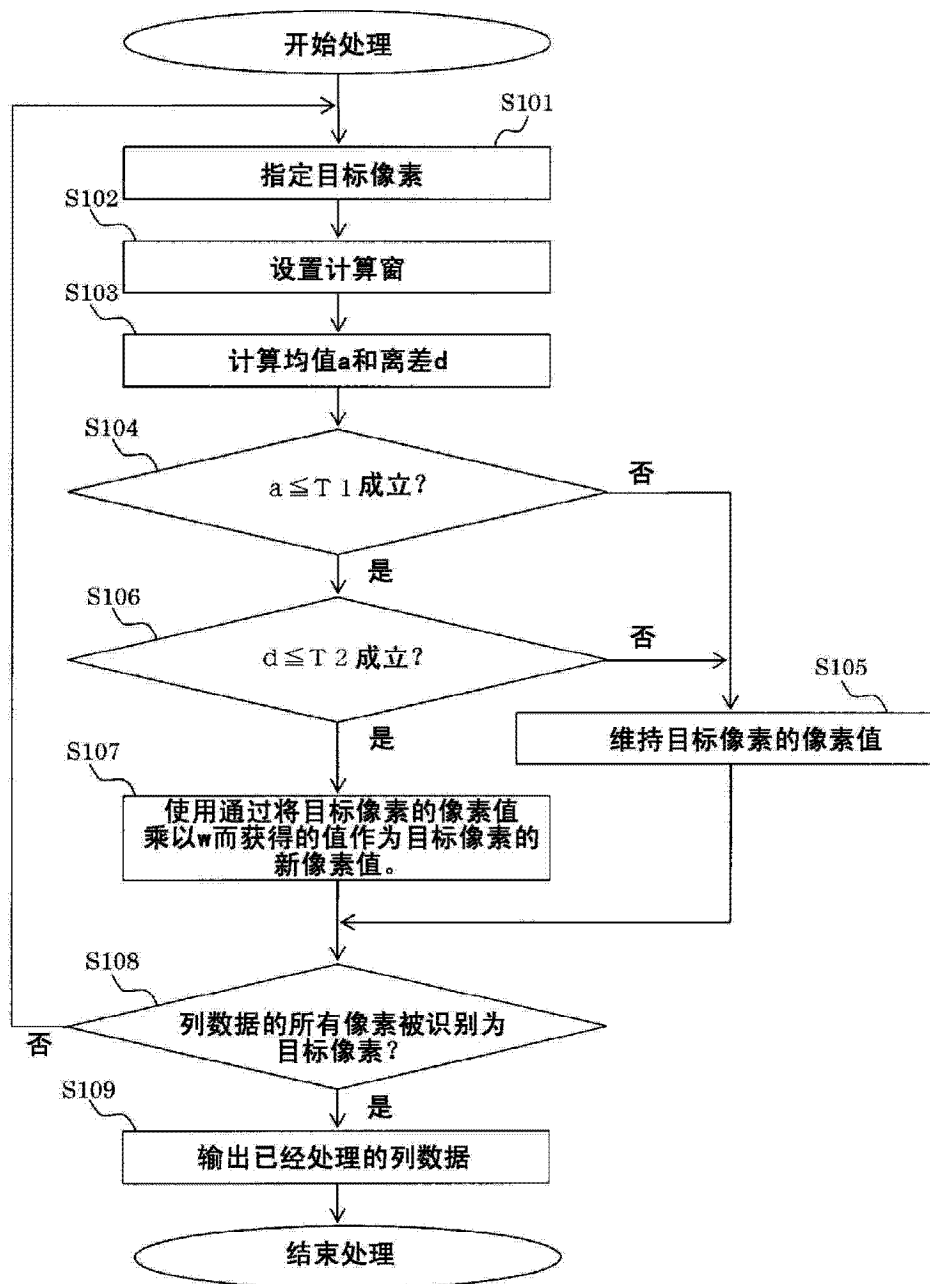


图 3



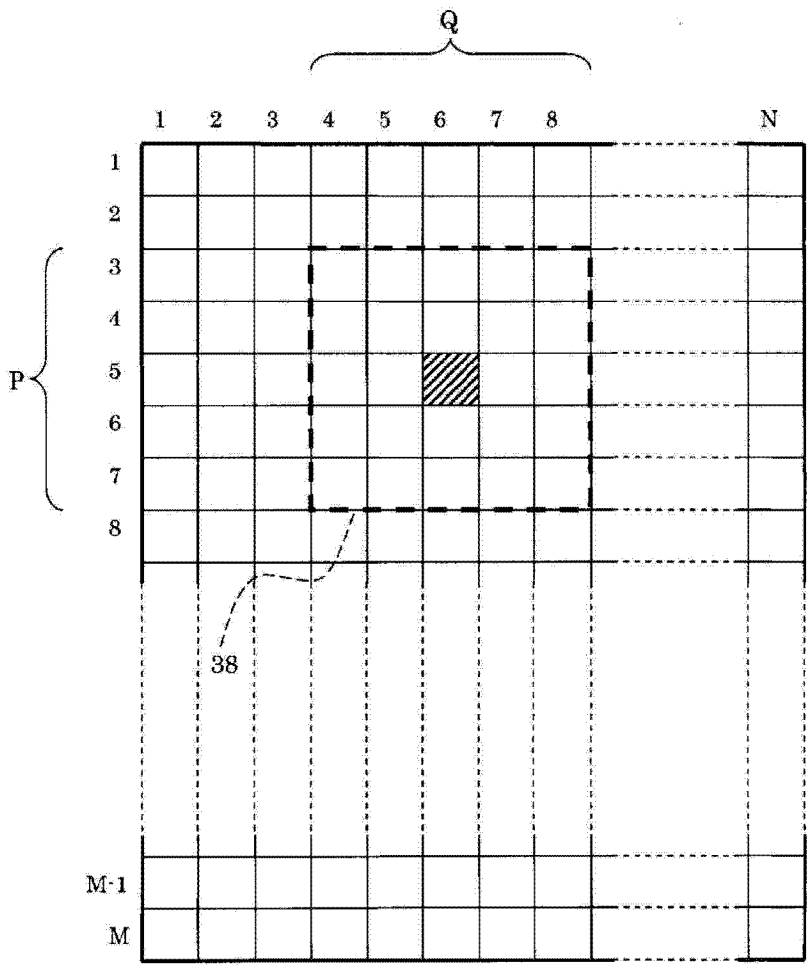


图 4

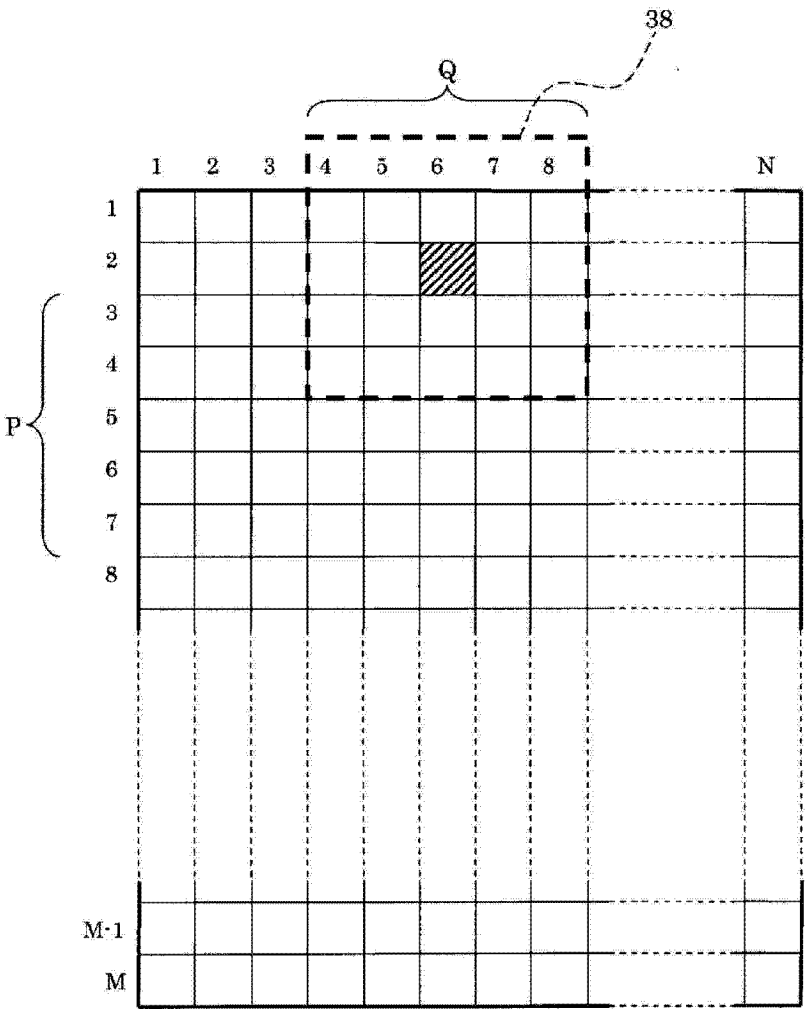


图 5

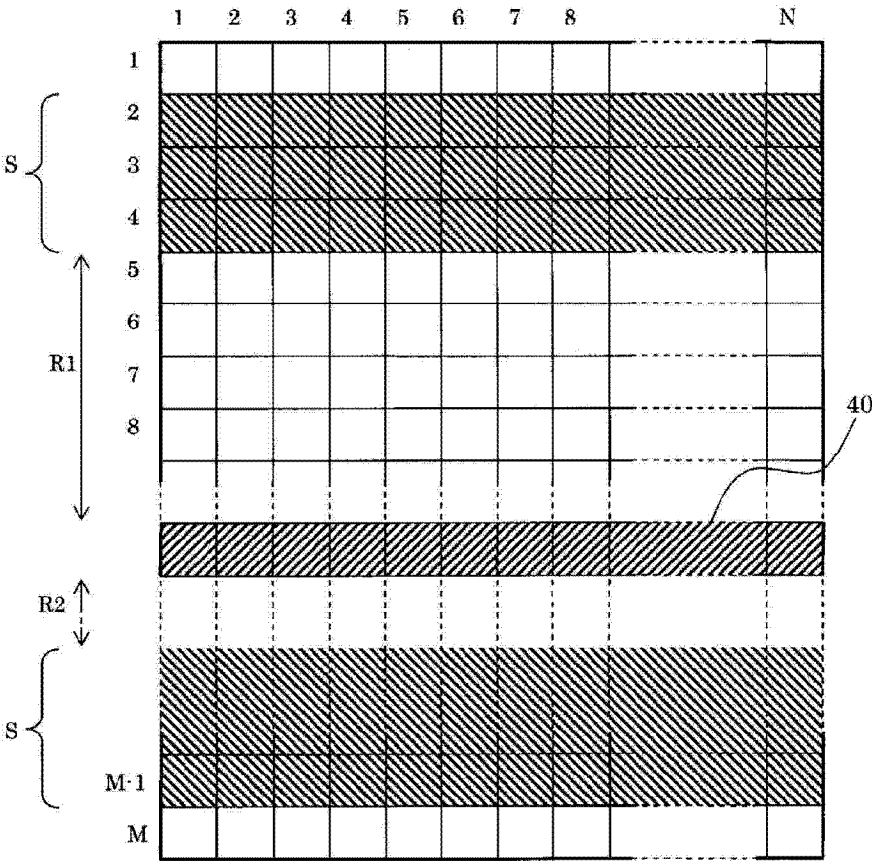


图 6

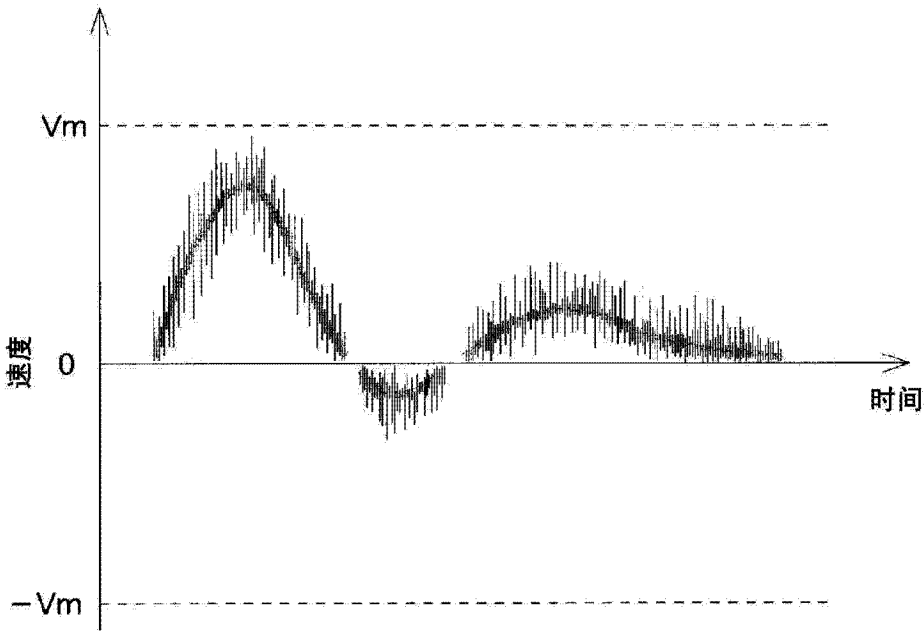


图 7

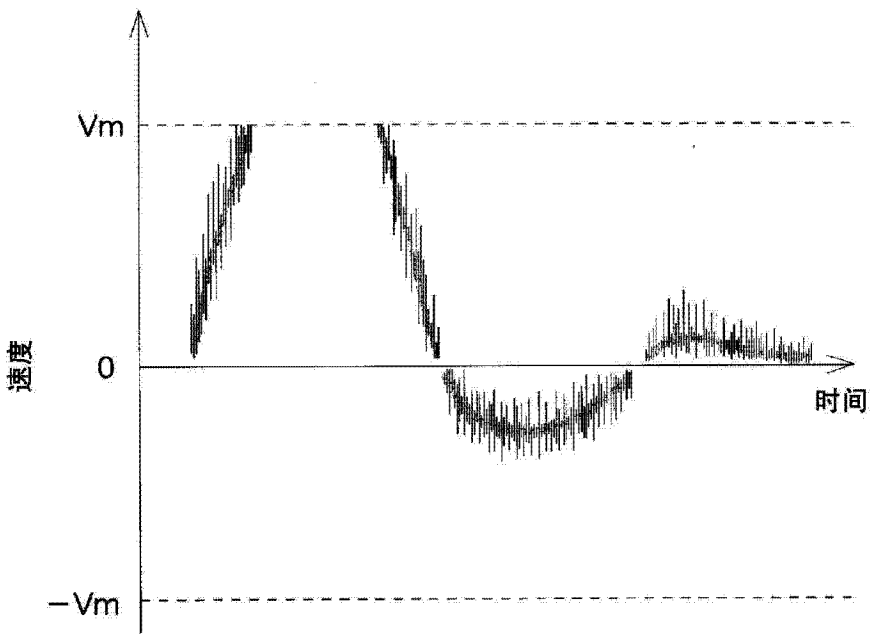


图 8A

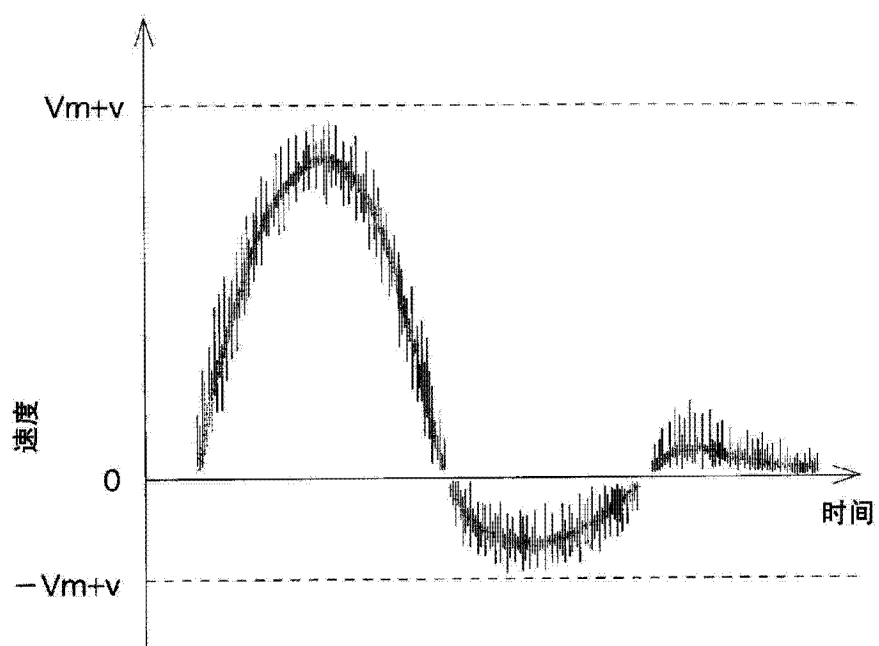


图 8B

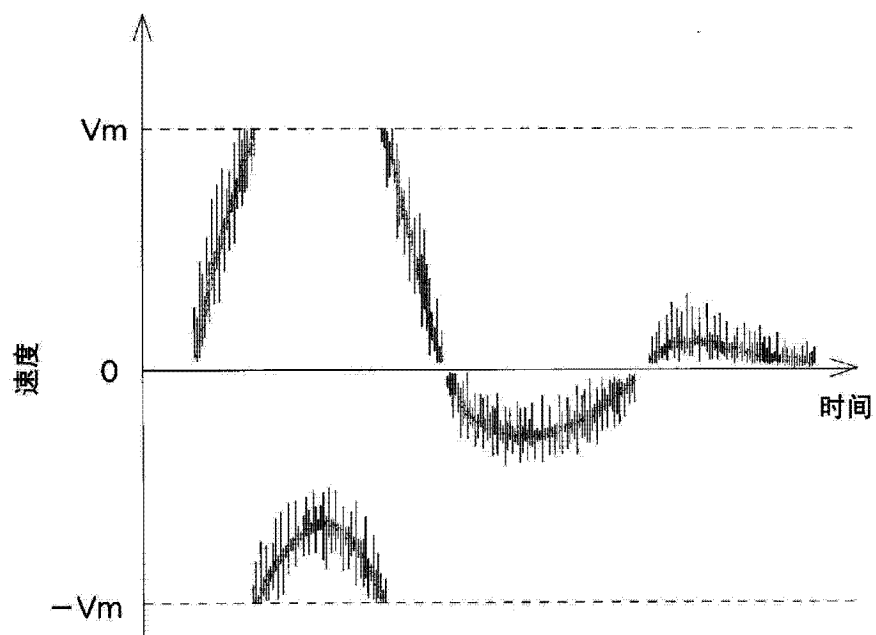


图 9

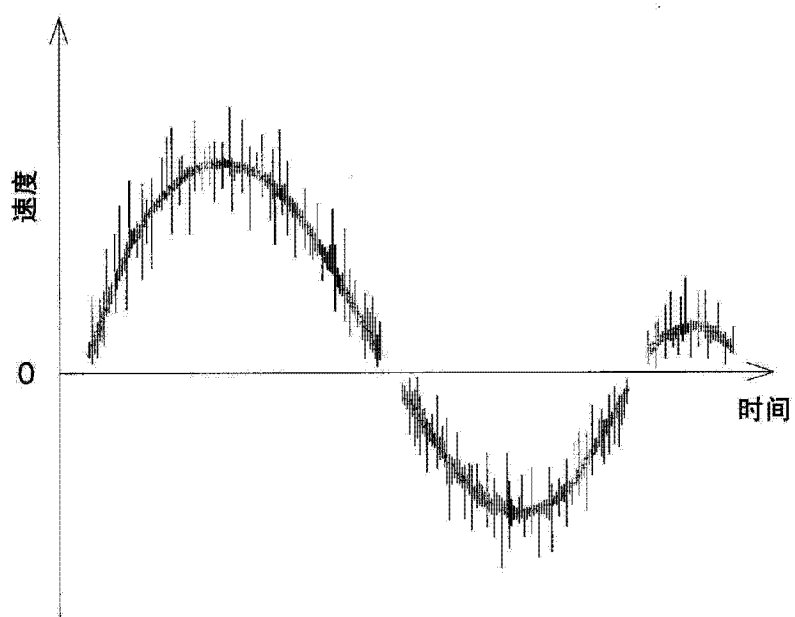


图 10

专利名称(译)	超声图像处理装置和程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN103561661A</a>	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	CN201280025334.3	申请日	2012-04-02
[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	小林由幸 田中谕 尾形太 村下贤		
发明人	小林由幸 田中谕 尾形太 村下贤		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5269 G01S15/8981 A61B8/488 G01S7/52077 A61B8/5207 G01S7/52066		
代理人(译)	黄威 王涛		
优先权	2011117028 2011-05-25 JP		
其他公开文献	CN103561661B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明提供了超声图像处理装置和程序。本发明生成多普勒波形图像，其可见度依照测量条件的改变而适当地改善。所述超声诊断装置配备有：频率分析单元，其对在向被检测对象发送和在所述被检测对象中反射之后所接收的超声波的多普勒移频分量生成频谱数据；以及列数据生成单元，用于基于所述频谱数据来生成列数据，其中依照相应频率规定多个像素的阵列，并且各像素值表示所述多普勒移频分量的大小。该超声诊断装置确定在之前指定的时间点处的列数据的每一个像素是否是噪声像素，并且通过使像素值与0至小于1的加权因子（w）相乘来调整被确定为噪声像素的像素值。

