



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106466192 A

(43)申请公布日 2017. 03. 01

(21)申请号 201610669631.1

(22)申请日 2016.08.15

(30)优先权数据

2015-160356 2015.08.17 JP

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 山本胜也

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 金玲

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

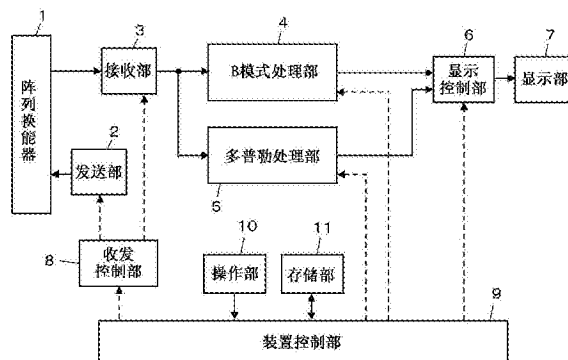
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法。具有：接收部，其对从接收到被检体的超声波回波的阵列换能器输出的接收信号进行处理，生成定相相加后的接收高频数据；正交检波部，其对通过接收部生成的接收高频数据进行正交检波以生成复数据；频率分析部，其进行使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的复数据进行频率分析的第1频率分析以及至少使用1组从不同于第1起点的第2起点起设定数的样本点的复数据进行频率分析的第2频率分析，使用第1频率分析和第2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号；以及多普勒波形图像生成部，其使用波谱信号生成多普勒波形图像。



1. 一种超声波诊断装置,其具有:
阵列换能器;
发送部,其从所述阵列换能器向被检体发送超声波束;
接收部,其对从接收到被检体的超声波回波的所述阵列换能器输出的接收信号进行处理,生成定相相加后的接收高频数据;
正交检波部,其对通过所述接收部生成的接收高频数据进行正交检波,生成复数据;
频率分析部,其进行第1频率分析和第2频率分析,使用所述第1频率分析和所述第2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号,其中,在该第1频率分析中,使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的所述复数据进行频率分析,在该第2频率分析中,使用至少1组从不同于所述第1起点的第2起点起所述设定数的样本点的所述复数据进行频率分析;以及
多普勒波形图像生成部,其使用所述波谱信号生成所述多普勒波形图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述频率分析部提取所述第1频率分析和所述第2频率分析的结果中的各频率成分的功率的最大值,从而取得针对所述各像素的波谱信号。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述频率分析部对所述第1频率分析和所述第2频率分析的结果中的各频率成分的功率的平均值进行计算,从而取得针对所述各像素的波谱信号。
4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的超声波诊断装置,其中,作为所述第2频率分析,所述频率分析部进行使用至少1组从所述第2起点起所述设定数的样本点的所述复数据的频率分析,所述第2起点包括:在时间上比所述第1起点提前规定数的样本点;以及在时间上比所述第1起点延迟规定数的样本点。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,该超声波诊断装置还具有:
数据存储器,其保存通过所述正交检波部生成的复数据;以及
操作部,其用于指定所述设定数和所述第1起点与所述第2起点之间的样本点数,所述频率分析部对保存于所述数据存储器中的复数据,根据通过所述操作部指定的所述设定数和所述第1起点与所述第2起点之间的样本点数进行频率分析。
6. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,所述接收部包括:
A/D变换部,其将从所述阵列换能器输出的接收信号变换为数字信号;以及
波束形成器,其对被变换为数字信号的接收信号进行定相相加。
7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,该超声波诊断装置还具有:
B模式处理部,其根据通过所述接收部生成的接收高频数据,生成B模式图像;以及
显示部,其显示通过所述多普勒波形图像生成部生成的所述多普勒波形图像和通过所述B模式处理部生成的所述B模式图像。
8. 一种多普勒波形图像生成方法,其中,
从阵列换能器向被检体发送超声波束,
对从接收到被检体的超声波回波的所述阵列换能器输出的接收信号进行处理,生成定相相加的接收高频数据,
对所生成的接收高频数据进行正交检波,生成复数据,

进行第1频率分析和第2频率分析,使用所述第1频率分析和所述第2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号,其中,在该第1频率分析中,使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的所述复数据进行频率分析,在该第2频率分析中,使用至少1组从不同于所述第1起点的第2起点起所述设定数的样本点的所述复数据进行频率分析,使用所述波谱信号生成所述多普勒波形图像。

超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法,特别涉及利用脉冲多普勒法或连续波多普勒法进行多普勒波形图像的生成的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,使用超声波图像的超声波诊断装置得以实用化。通常,这种超声波诊断装置具有内置阵列换能器的超声波探针、以及连接于该超声波探针的装置主体,该超声波诊断装置从超声波探针向被检体内发送超声波束,利用超声波探针接收来自被检体的超声波回波,并利用装置主体对该接收信号进行电气处理,从而生成B(亮度)模式图像。

[0003] 进而,基于取得血流信息的目的,已知利用脉冲多普勒法等,生成多普勒波形图像并将其与B模式图像一起显示于显示器上的技术。

[0004] 这样,同时进行B模式处理和多普勒处理的超声波诊断装置例如已在JP2003-79625A中被公开。

[0005] 在脉冲多普勒法中,以重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)间隔向使用了阵列换能器的被检体发送超声波脉冲以及对来自被检体的超声波回波进行接收。每当进行超声波的收发而从阵列换能器得到的接收信号在被定相(整相)相加后,利用正交检波而变换为包含多普勒成分的复数据,对按照规定的时间幅度而被切取的样本点的复数据进行傅里叶变换而取得波谱信号。傅里叶变换隔开一定数量的样本点而连续进行,并且根据所取得的波谱信号,形成表示流速相对于时间轴的变化多普勒波形图像。

[0006] 然而,在如上生成的多普勒波形图像中,由于在超声波的收发时发生的光斑、多普勒信号彼此的干扰等,会出现黑线,招致画质的降低。

[0007] 因此,以往对于多普勒波形图像的图像数据而在时间方向和频率方向上实施平滑化的处理,从而使得黑线变得不显著。

[0008] 然而,由于进行平滑化而会使得时间方向上的分辨率变差,在希望提高画质时,会使得时间分辨率降低,反之,如果抑制了时间分辨率的降低,则会发生黑线变得显著而画质降低的问题。

发明内容

[0009] 本发明就是为了解决这种现有的问题而完成的,其目的在于提供一种能够在不使得时间分辨率降低的情况下抑制多普勒波形图像上的黑线的发生以提升画质的超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法。

[0010] 本发明的超声波诊断装置,具有:阵列换能器;发送部,其从阵列换能器向被检体发送超声波束;接收部,其对从接收到被检体的超声波回波的阵列换能器输出的接收信号进行处理,生成接收高频数据;正交检波部,其对通过接收部生成的接收高频数据进行正交检波,生成复数据;频率分析部,其进行第1频率分析和第2频率分析,使用第1频率分析和第

2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号,其中,在该第1频率分析中,使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的复数据进行频率分析,该第2频率分析中,至少使用1组从不同于所述第1起点的第2起点起设定数的样本点的复数据进行频率分析;以及多普勒波形图像生成部,其使用波谱信号生成多普勒波形图像。

[0011] 本发明的多普勒波形图像生成方法,从阵列换能器向被检体发送超声波束,对从接收到被检体的超声波回波的阵列换能器输出的接收信号进行处理,生成接收高频数据,对所生成的接收高频数据进行正交检波,生成复数据,进行第1频率分析和第2频率分析,使用第1频率分析和第2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号,其中,在该第1频率分析中,使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的复数据进行频率分析,该第2频率分析中,至少使用1组从不同于所述第1起点的第2起点起设定数的样本点的复数据进行频率分析,使用波谱信号生成多普勒波形图像。

附图说明

[0012] 图1是表示本发明第1实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0013] 图2是表示第1实施方式的接收部的内部结构的框图。

[0014] 图3是表示第1实施方式的B模式处理部的内部结构的框图。

[0015] 图4是表示第1实施方式的多普勒处理部的内部结构的框图。

[0016] 图5是用于说明在第1实施方式的多普勒处理部内的FFT进行的频率分析处理的图。

[0017] 图6是表示脉冲多普勒模式时的显示图像的图。

[0018] 图7的(A)是表示通过对图像数据进行时间方向的平滑化而生成的现有的多普勒波形图像的图,(B)是表示通过第1实施方式生成的多普勒波形图像的图。

[0019] 图8是用于说明在第2实施方式的多普勒处理部内的FFT进行的频率分析处理的图。

具体实施方式

[0020] 以下,根据附图对本发明的实施方式进行说明。

[0021] 第1实施方式

[0022] 图1示出本发明第1实施方式的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置具有阵列换能器1,在该阵列换能器1上连接有发送部2和接收部3。接收部3上并联连接有B模式处理部4和多普勒处理部5,在这些B模式处理部4和多普勒处理部5上经由显示控制部6而连接有显示部7。

[0023] 此外,在发送部2和接收部3上连接有收发控制部8,在B模式处理部4、多普勒处理部5、显示控制部6和收发控制部8上连接有装置控制部9。进而,在装置控制部9上分别连接有操作部10和存储部11。

[0024] 阵列换能器1具有呈1维或2维排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器分别根据从发送部2供给的驱动信号而发送超声波,并且接收来自被检体的超声波回波以输出接收信号。各超声波换能器由振子构成,该振子在例如由以PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的高分子压电元件和以PMN-PT(铌镁酸·钛酸铅固溶体)

为代表的压电单晶体等构成的压电体的两端形成有电极。

[0025] 在对这种振子的电极施加了脉冲状或连续波的电压时,压电体会伸缩,从各个振子发生脉冲状或连续波的超声波,利用这些超声波的合成而形成超声波束。此外,各个振子通过接收所传播的超声波而伸缩以发生电气信号,这些电气信号作为超声波的接收信号而被输出。

[0026] 发送部2例如包括多个脉冲发生器,根据基于来自收发控制部8的控制信号而选择的发送延迟模式,以使得从阵列换能器1的多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束的方式对各个驱动信号的延迟量进行调节,并供给至多个超声波换能器。

[0027] 如图2所示,接收部3具有依次串联连接了放大部12、A/D变换部13和波束形成器14的结构。接收部3将从阵列换能器1的各超声波换能器发送的接收信号利用放大部12放大,并在利用A/D变换部13进行了A/D变换后,按照基于接收延迟类型而设定的音速或音速的分布,利用波束形成器14对各接收信号分布赋予延迟并相加,从而进行接收聚焦处理,该接收延迟模式是根据来自收发控制部8的控制信号而选择的。利用该接收聚焦处理,生成进行了定相相加并缩入了超声波回波的焦点的接收高频数据。

[0028] 如图3所示,B模式处理部4具有依次串联连接了信号处理部15、DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)16和图像处理部17的结构。

[0029] 信号处理部15对通过接收部3生成的接收高频数据根据超声波的反射位置的深度而实施了基于距离的衰减校正后,实施包络线检波处理,从而生成作为与被检体内的组织有关的断层图像信息的B模式图像信号。

[0030] DSC16将通过信号处理部15而生成的B模式图像信号变换(光栅变换)为基于通常的电视信号的扫描方式的图像信号。

[0031] 图像处理部17在对从DSC16输入的B模式图像信号实施了灰度处理等的各种必要的图像处理,将B模式图像信号输出给显示控制部6。

[0032] 多普勒处理部5利用所谓的脉冲多普勒法生成多普勒波形图像,如图4所示具有如下结构,依次串联连接有正交检波部18、高通滤波器19、FFT(Fast Fourier Transformer:快速傅里叶转换器)20和多普勒波形图像生成部21,并且在正交检波部18的输出端连接有数据存储器22。

[0033] 正交检波部18在通过接收部3生成的接收高频数据中混合参照频率的载波信号,从而对接收高频数据进行正交检波并变换为复数据。

[0034] 高通滤波器19作为所谓的壁滤波器(Wall Filter)进行工作,因此从通过正交检波部18生成的复数据中去除被检体的体内组织的运动所带来的频率成分。

[0035] FFT20对多个样本点的复数据进行傅里叶变换,从而进行频率分析以生成波谱信号。

[0036] 多普勒波形图像生成部21将通过FFT20生成的波谱信号在时间轴上对齐并利用亮度来表现各频率成分的大小,从而生成多普勒波形图像信号。多普勒波形图像的横轴表示时间轴,而纵轴表示多普勒移位频率即流速,波形的亮度表示各频率成分的功率。

[0037] 此外,数据存储器22保存通过正交检波部18而从接收高频数据变换后的复数据。

[0038] 显示控制部6根据利用B模式处理部4而生成的B模式图像信号,在显示部7上显示B模式图像,并且根据在脉冲多普勒模式时利用多普勒处理部5而生成的多普勒波形图像信

号,在显示部7上显示多普勒波形图像。

[0039] 显示部7例如包括LCD等的显示器装置,在显示控制部6的控制下,显示B模式图像和多普勒波形图像。

[0040] 收发控制部8根据从装置控制部9传送的各种的控制信号,对发送部2和接收部3进行控制,以按照重复频率(PRF)间隔重复进行向被检体的超声波脉冲的发送和对来自被检体的超声波回波的接收。

[0041] 装置控制部9根据由操作者从操作部10输入的指令,进行对B模式处理部4、多普勒处理部5、显示控制部6和收发控制部8的控制。通过多普勒处理部5的FFT20和装置控制部9,构成频率分析部。

[0042] 操作部10用于由操作者进行输入操作,可以有键盘、鼠标、轨迹球、触摸面板等形成。

[0043] 存储部11储存动作程序等,可以使用硬盘、挠性磁盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD卡、CF卡、USB存储器等的记录介质或服务器等。

[0044] 这里,参照图5对多普勒处理部5的FFT20的动作进行说明。

[0045] FFT20在装置控制部9的控制之下,按照重复频率(PRF)间隔而重复取得的复数据 Diq 中的由从第1起点起的多个样本点构成的样本点群 $S0$ 的复数据 Diq 进行傅里叶变换并进行频率分析,然而不仅对于样本点群 $S0$,由从不同于第1起点的第2起点起的多个样本点构成的样本点群 $S1 \sim S4$ 的复数据 Diq 也分别进行傅里叶变换并进行频率分析。

[0046] 各个样本点群 $S0 \sim S4$ 包含预先设定的设定数 Nf 的样本点。样本点群 $S1$ 在比样本点群 $S0$ 时间上提前个数 Nb 的样本点取得,样本点群 $S2$ 在比样本点群 $S1$ 还在时间上提前个数 Nb 的样本点取得。此外,样本点群 $S3$ 在比样本点群 $S0$ 时间上延迟个数 Nb 的样本点取得,样本点群 $S4$ 在比样本点群 $S3$ 还在时间上延迟个数 Nb 的样本点取得。

[0047] 并且,FFT20根据对样本点群 $S0$ 的第1频率分析和对样本点群 $S1 \sim S4$ 的第2频率分析的结果,取得对应于像素 P_x 的1个波谱信号。此时,FFT20将对样本点群 $S0$ 的第1频率分析和对样本点群 $S1 \sim S4$ 的第2频率分析的结果进行最大值处理、即提取各个分析结果中的各频率成分的功率的最大值,从而能够取得对于像素 P_x 的波谱信号。

[0048] 或者,FFT20可以将对样本点群 $S0$ 的第1频率分析和对样本点群 $S1 \sim S4$ 的第2频率分析的结果进行平均处理、即对各个分析结果中的各频率成分的功率的平均值进行计算,从而取得对像素 P_x 的波谱信号。

[0049] 在取得了对像素 P_x 的波谱信号后,FFT20同样地取得与相邻于像素 P_x 的像素 P_{x+1} 对应的波谱信号。即,FFT20对像素 P_{x+1} 不仅进行对具有从第1起点起设定数 Nf 的样本点的样本点群 $S0$ 的复数据 Diq 的第1频率分析,还对具有从不同于第1起点的第2起点起设定数 Nf 的样本点的样本点群 $S1 \sim S4$ 的复数据 Diq 进行第2频率分析,并根据这些第1频率分析和第2频率分析的结果,取得对应于像素 P_{x+1} 的1个波谱信号。

[0050] 另外,对像素 P_x 的第1起点和对像素 P_{x+1} 的第1起点彼此离开与彼此相邻的像素的间隔对应的样本点数 Np 。

[0051] 这样,取得与多普勒波形图像的各像素对应的各个波谱信号。图5中举例表示出与5个像素 $P_{x-2} \sim P_{x+2}$ 对应的各个波谱信号。

[0052] 例如,设重复频率PRF为5000Hz、显示于显示部7上的多普勒波形图像的扫频时间

Ts为4秒、沿着多普勒波形图像的时间轴的像素数PN为640、进行频率分析的样本点的设定数Nf为128时,与彼此相邻的像素的间隔对应的样本点数Np为

[0053] $N_p = 5000 \times 4 / 640 = 31$ 。

[0054] 此外,彼此相邻的样本点群S0~S4之间的样本点数Nb可以为从最小值NbMIN=1到最大值NbMAX的任意的值。最大值NbMAX可通过下式表现。

[0055] $N_{bMAX} = N_{pMAX} / 2 < (PRF_{MAX} \times T_{SMAX} / PN) / 2$

[0056] 这里,NpMAX是样本点数Np的最大值,PRFMAX是重复频率PRF的最大值,TSMAX是多普勒波形图像的扫频时间Ts的最大值,PN是沿着多普勒波形图像的时间轴的像素数。

[0057] 例如,在扫频时间Ts的最大值TSMAX=10秒,重复频率PRF的最大值PRFMAX=15.6kHz,样本点数Np的最大值NpMAX=244的情况下,样本点数Nb的最大值NbMAX=NpMAX/2=122。

[0058] 其中,与周边的样本点群S1~S4中的距离样本点群S0最远的样本点群S2或S4的间隔 $2 \times Nb$ 的值优选被设定为小于与彼此相邻的像素的间隔对应的样本点数Np的1/2。

[0059] 图5中,作为进行第2频率分析的样本点群,使用比样本点群S0在时间上提前取得的2个样本点群S1和S2以及比样本点群S0在时间上延迟取得的2个样本点群S3和S4,然而进行第2频率分析的样本点群的数Ng可以适当进行选择。此外,比样本点群S0在时间上提前取得的样本点群的数与比样本点群S0在时间上延迟取得的样本点群的数无需相同,可以是彼此不同的数。

[0060] 另外,重复频率PRF、多普勒波形图像的扫频时间、进行频率分析的样本点的设定数Nf、彼此相邻的样本点群间的样本点数Nb、进行频率分析的周边的样本点群的数Ng以及基于第1和第2频率分析的结果的对各像素的1个波谱信号的取得方法(最大值处理或平均处理)都可以经由操作部10而输入装置控制部9。

[0061] 下面,对该第1实施方式的超声波诊断装置的动作进行说明。

[0062] 首先,根据来自发送部2的驱动信号从阵列换能器1的多个超声波换能器发送超声波束,从接收到来自被检体的超声波回波的各超声波换能器将接收信号输出给接收部3,并将其通过放大部12放大,在A/D变换部13进行A/D变换后,利用波束形成器14进行定相相加,生成接收高频数据。该接收高频数据在B模式处理部4中被信号处理部15实施包络线检波处理而成为B模式图像信号,并经由DSC16和图像处理部17而被输出给显示控制部6,利用显示控制部6而将B模式图像显示于显示部7上。

[0063] 这里,操作者对操作部10进行操作,从而选择了脉冲多普勒模式时,如图6所示,显示部7的画面31被划分为B模式图像32和多普勒波形图像33的区域这两个部分,在B模式图像32上重叠显示出门34。门34能够利用操作部10的操作而在B模式图像32上自由移动,例如为了测量显示于B模式图像32上的颈动脉的血管35内的血液的流速,操作为使得门34位于血管35之上。

[0064] 另外,重复频率PRF、多普勒波形图像的扫频时间、样本点的设定数Nf、彼此相邻的样本点群间的样本点数Nb、进行第2频率分析的样本点群的数Ng以及基于第1和第2频率分析的结果的对应于各像素的1个波谱信号的取得方法(最大值处理或平均处理)均经由操作部10而预先对装置控制部9进行了设定。

[0065] 门34的位置从装置控制部9被传送到收发控制部8,利用收发控制部8对发送部2和

接收部3进行控制,按照重复频率(PRF)间隔来重复进行朝向通过门34的特定的方位的超声波脉冲的发送和超声波回波的接收。

[0066] 通过接收部3而生成的接收高频数据利用多普勒处理部5的正交检波部18而变换为复数据,保存于数据存储器22中,并且利用高通滤波器19去除了被检体的体内组织的运动带来的频率成分后,被输出给FFT20。

[0067] 在FFT20中,根据预先设定的样本点的设定数 N_f 、彼此相邻的样本点群间的样本点数 N_b 、进行第2频率分析的样本点群的数 N_g 以及波谱信号的取得方法,进行使用具有从第1起点起设定数 N_f 的样本点的1个样本点群的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第1频率分析、以及使用分别具有从第2起点起设定数 N_f 的样本点的 N_g 个样本点群的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第2频率分析,根据这些第1和第2频率分析的结果取得与各像素对应的波谱信号。

[0068] 并且,根据通过FFT20取得的波谱信号而利用多普勒波形图像生成部21生成多普勒波形图像信号,如图6所示,利用显示控制部6在显示部7的画面31上显示出多普勒波形图像33。多普勒波形图像33的横轴示出时间轴,而纵轴示出血管35内的血液的流速。此时,根据对各像素的波谱信号而生成的多普勒波形图像信号在时间方向和频率方向上均未被实施平滑化,而是根据通过多普勒波形图像生成部21生成的多普勒波形图像信号进行多普勒波形图像33的显示。

[0069] 另外,通过以时分方式进行B模式图像取得用的超声波束的收发和多普勒波形图像取得用的超声波束的收发,从而能够在显示部7的画面31上同时显示出B模式图像32和多普勒波形图像33。

[0070] 如上所述,被装置控制部9控制的FFT20对于各像素不仅进行对具有从第1起点起设定数 N_f 的样本点的1个样本点群的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第1频率分析,还进行对具有从分别不同于第1起点的第2起点起设定数 N_f 的样本点的 N_g 个样本点群的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第2频率分析,并根据这些第1和第2频率分析的结果取得对应于各像素的波谱信号,因此无需如以往那样对多普勒波形图像的图像数据实施平滑化处理,因此能够在不降低时间分辨率的情况下抑制多普勒波形图像上的黑线的发生。

[0071] 具体而言,图7的(A)示出利用现有的方法、即仅对从第1起点起设定数 N_f 的样本点的复数据 D_{iq} 进行频率分析,对从不同于第1起点的第2起点起设定数 N_f 的样本点不进行频率分析的方法而生成的多普勒波形图像。此时,设重复频率PRF为5000Hz、多普勒波形图像的扫频时间为4秒、沿着多普勒波形图像的时间轴的像素数为640、用于频率分析的样本点的设定数 N_f 为128。

[0072] 可知在多普勒波形图像上明确地显现出黑线BL。

[0073] 与此相对,图7的(B)示出将重复频率PRF、多普勒波形图像的扫频时间、沿着多普勒波形图像的时间轴的像素数、用于频率分析的样本点的设定数 N_f 设定为与图7的(A)的情况相同,并利用第1实施方式的方法,进行使用具有从第1起点起设定数 N_f 的样本点的样本点群 S_0 的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第1频率分析、以及使用具有分别从不同于第1起点的第2起点起设定数 N_f 的样本点的样本点群 $S_1 \sim S_4$ 的复数据 D_{iq} 进行频率分析的第2频率分析而生成的多普勒波形图像。

[0074] 可知在图7的(A)的图像上显现出的黑线BL变得不再显著。

[0075] 这样,根据本发明,能够在不降低时间分辨率的情况下抑制黑线的发生以提升画

质。

[0076] 另外,通过多普勒处理部5的正交检波部18而变换的复数据被保存于数据存储器22中,因此通过变更用于频率分析的样本点的设定数 N_f 、彼此相邻的样本点群间的样本点数 N_b 和进行第2频率分析的样本点群的数 N_g 中的至少1个并从操作部10进行输入,就能够基于变更后的条件重新生成多普勒波形图像。

[0077] 第2实施方式

[0078] 在上述的第1实施方式中,作为进行第2频率分析的样本点群,使用了比进行第1频率分析的样本点群 S_0 在时间上提前取得的2个样本点群 S_1 和 S_2 、以及比样本点群 S_0 在时间上延迟取得的2个样本点群 S_3 和 S_4 ,然而如图8所示,也可以仅使用比样本点群 S_0 在时间上提前取得的2个样本点群 S_1 和 S_2 来进行第2频率分析,并根据第1频率分析和第2频率分析的结果取得对应于各像素的1个波谱信号。这种情况下,也能够在不降低时间分辨率的情况下抑制黑线的发生以提升画质。

[0079] 此外,还可以将比进行第1频率分析的样本点群 S_0 在时间上提前取得的1个或3个以上的样本点群用作进行第2频率分析的样本点群。

[0080] 同样地,还可以将比进行第1频率分析的样本点群 S_0 在时间上延迟取得的1个以上的样本点群用作进行第2频率分析的样本点群。

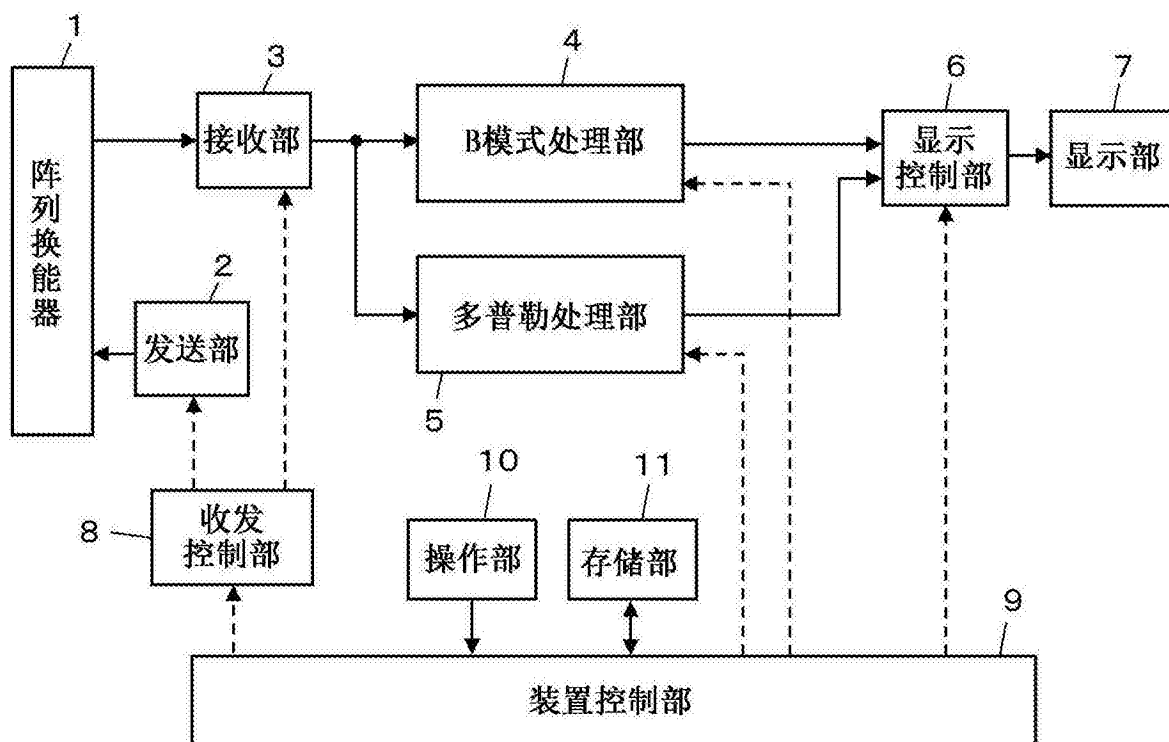


图1

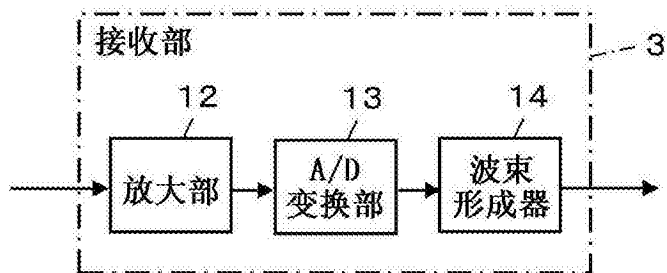


图2

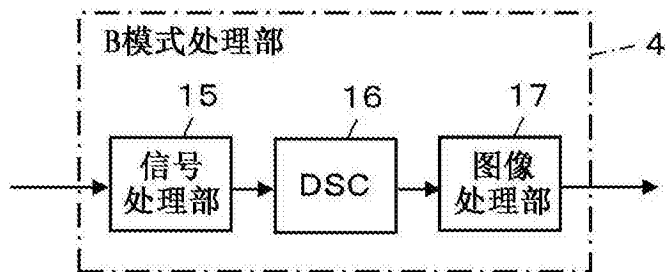


图3

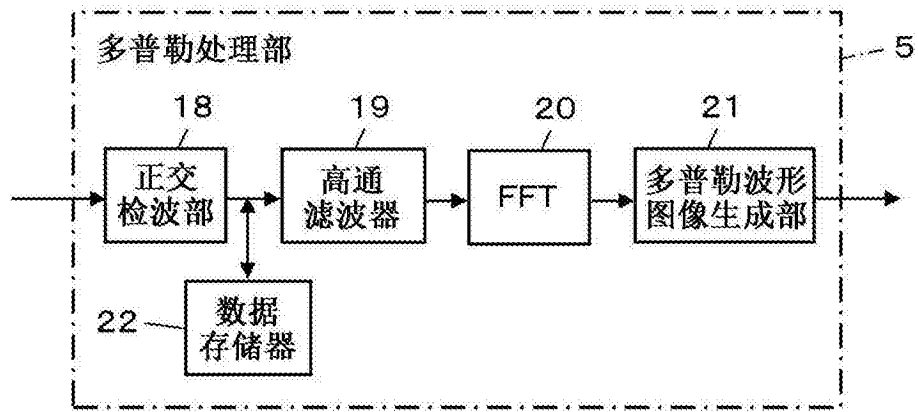


图4

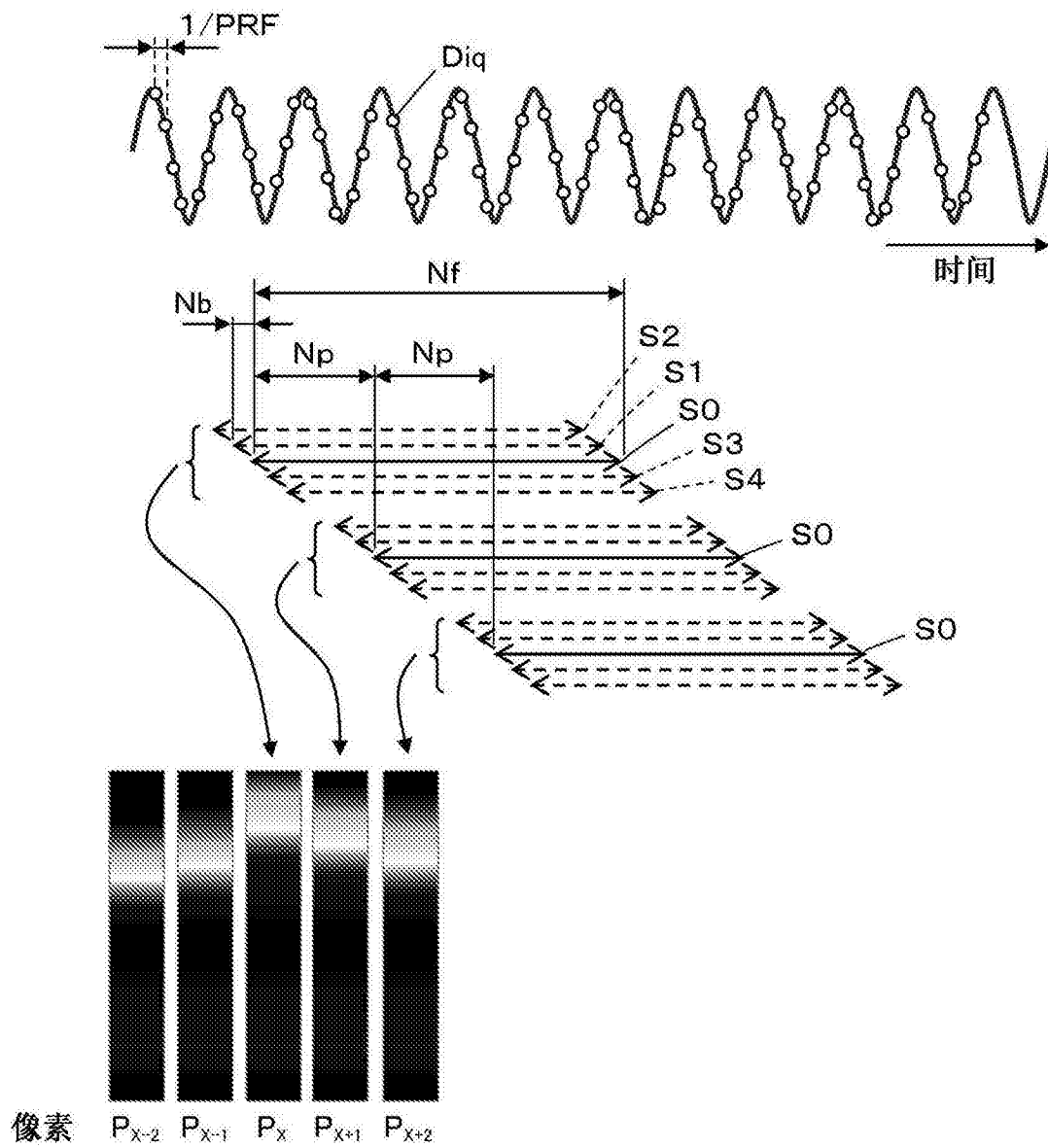


图5

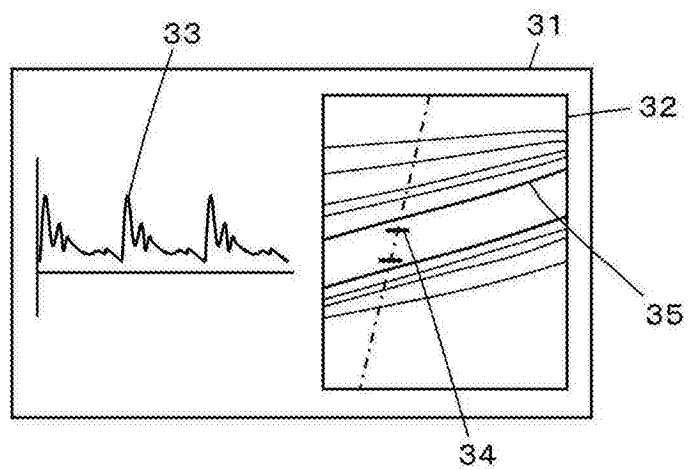


图6

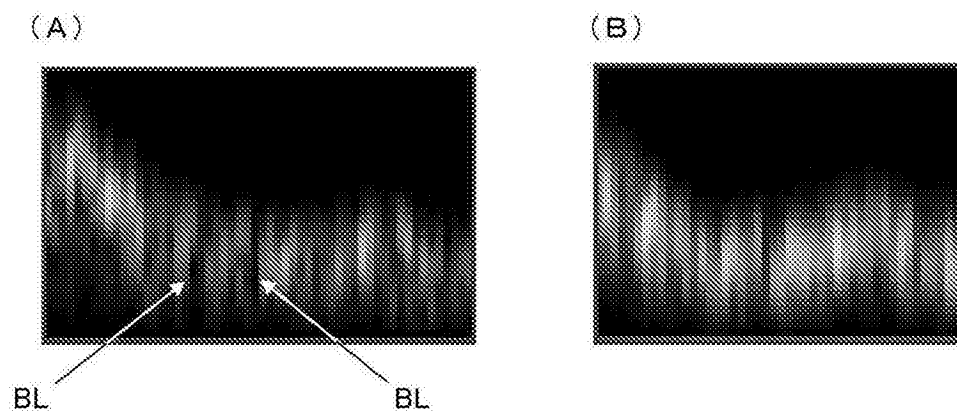


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法		
公开(公告)号	CN106466192A	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	CN201610669631.1	申请日	2016-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本胜也		
发明人	山本胜也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/488 A61B8/52 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 G01S7/52046 G01S7/52066 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/8979		
代理人(译)	李辉 金玲		
优先权	2015160356 2015-08-17 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置和多普勒波形图像生成方法。具有：接收部，其对从接收到被检体的超声波回波的阵列换能器输出的接收信号进行处理，生成定相加后的接收高频数据；正交检波部，其对通过接收部生成的接收高频数据进行正交检波以生成复数据；频率分析部，其进行使用从第1起点起预先设定的设定数的样本点的复数据进行频率分析的第1频率分析以及至少使用1组从不同于第1起点的第2起点起设定数的样本点的复数据进行频率分析的第2频率分析，使用第1频率分析和第2频率分析的结果取得与多普勒波形图像的各像素对应的波谱信号；以及多普勒波形图像生成部，其使用波谱信号生成多普勒波形图像。

