



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103826541 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201380001221.4

(22)申请日 2013.07.31

(30)优先权数据

2012-169997 2012.07.31 JP

2013-159663 2013.07.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.10.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/070813 2013.07.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/021402 JA 2014.02.06

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县大田原市

(72)发明人 佐藤武史

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(56)对比文件

CN 1406556 A, 2003.04.02,

US 2005/0203402 A1, 2005.09.15,

WO 2007/056104 A2, 2007.05.18,

EP 1642154 B1, 2007.07.11,

JP 特许第4418052号 B2, 2009.12.04,

审查员 刘珊珊

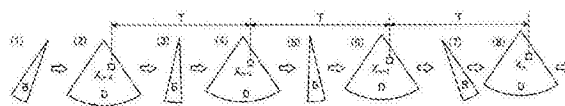
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及控制方法

(57)摘要

实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头和控制部。超声波探头进行超声波的收发。控制部使超声波探头执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描,并作为取得与第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描,使超声波探头在上述第1超声波扫描期间以时分的方式执行将该第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描。上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是将分别从形成上述第1扫描范围的多个扫描线取得的接收信号在帧方向进行高通滤波处理,而取得与上述移动体的运动相关的信息的方法。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,进行超声波的收发;

控制部,使上述超声波探头执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描,并作为取得第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描,使上述超声波探头在上述第1超声波扫描的期间以时分的方式执行将该第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描;和

图像生成部,生成具有通过上述第1超声波扫描取得的与上述移动体的运动相关的信息的第1超声波图像,并且分别生成具有通过在上述多个分割范围分别执行的上述第2超声波扫描取得的上述组织形状的信息的分割图像,从而生成上述第2扫描范围的第2超声波图像,

上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是将分别从形成上述第1扫描范围的多根扫描线取得的接收信号在帧方向进行高通滤波处理而取得与上述移动体的运动相关的信息的方法,

每当在执行了上述第2超声波扫描的分割范围新生成分割图像,则利用新生成的上述分割图像来更新该分割范围的已存在的分割图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是通过对每根扫描线进行1次超声波收发来取得形成上述第1扫描范围的多个扫描线各自的接收信号,取得进行上述高通滤波处理的帧方向的数据列的方法。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部使在上述第2超声波扫描中进行的各分割扫描所需的时间相同,将进行上述第1超声波扫描的间隔设为等间隔。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部在上述第1超声波扫描以及上述第2超声波扫描的至少一方中,执行并列同时接收。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部执行收集多普勒图像数据或者弹性成像的超声波扫描来作为上述第1超声波扫描。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是通过对每根扫描线进行多次超声波收发而得到的各扫描线的多个接收信号执行加法平均处理,或者执行与加法平均处理类似的低通滤波处理,从而取得形成上述第1扫描范围的多根扫描线各自的接收信号,并在帧方向对所取得的接收信号进行高通滤波处理来取得与上述移动体的运动相关的信息的方法。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部在上述第1超声波扫描中,当对形成上述第1扫描范围的每根扫描线执行多次超声波收发时,执行并列同时接收。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部将上述第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收,或者以相邻的范

围重复地将上述第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部进行如下控制,即、根据1次上述第1超声波扫描所需的时间以及显示帧频,从由上述第1超声波扫描生成的上述第1扫描范围的多个图像数据作为1个图像数据进行输出。

10. 一种控制方法,其特征在于,包含:

控制部使进行超声波的收发超声波探头,执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描,并作为取得第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描,在上述第1超声波扫描的期间以时分的方式执行将该第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描,

图像生成部生成具有通过上述第1超声波扫描取得的与上述移动体的运动相关的信息的第1超声波图像,并且分别生成具有通过上述多个分割范围分别执行的上述第2超声波扫描取得的上述组织形状的信息的分割图像,从而生成上述第2扫描范围的第2超声波图像,

上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是将分别从形成上述第1扫描范围的多个扫描线取得的接收信号在帧方向进行高通滤波处理而取得与上述移动体的运动相关的信息的方法,

每当在执行了上述第2超声波扫描的分割范围新生成分割图像,则利用新生成的上述分割图像来更新该分割范围的已存在的分割图像。

超声波诊断装置以及控制方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及控制方法。

背景技术

[0002] 以往,已知有在超声波图像诊断中,以高速帧频将表示移动体信息的图像(例如,彩色多普勒图像等血流像)映像化的方法。另外,以往,在超声波图像诊断中,例如,还进行同时显示组织像(B模式图像)和血流像的步骤。

[0003] 但是,在以往的方法中,当同时显示B模式图像和血流像时,为了以高帧频显示噪音少、高灵敏度的血流像,不进行B模式专用的扫描,而需要根据用于取得血流信息的接收信号进行B模式图像的生成显示。因此,例如,由于接收信号饱和、扫描线密度低、或者不能进行组织谐波成像等理由,有时组织像的画质降低。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开第3724846号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2011-254862号公报

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够提高表示同时显示的移动体信息的图像和组织像的画质的超声波诊断装置以及控制方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头和控制部。超声波探头进行超声波的收发。控制部使上述超声波探头执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描。另外,作为取得第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描,控制部使上述超声波探头在上述第1超声波扫描的期间以时分的方式执行将该第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描。上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行,上述方法是将分别从形成上述第1扫描范围的多个扫描线取得的接收信号在帧方向进行高通滤波处理而取得与上述移动体的运动相关的信息的方法。根据上述构成的装置,能够提高表示同时显示的移动体信息的图像和组织像的画质。

附图说明

[0010] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0011] 图2是表示B模式处理部进行的处理的一个例子的图。

[0012] 图3是表示图1所示的多普勒处理部的结构例的框图。

[0013] 图4是用于说明通过高帧频法进行的壁滤波处理的图。

[0014] 图5A是用于说明以往方法的一个例子的图(1)。

[0015] 图5B是用于说明以往方法的一个例子的图(2)。

[0016] 图6是表示以往方法的问题的一个例子的图。

- [0017] 图7是用于说明第1实施方式所涉及的控制部的图(1)。
- [0018] 图8是用于说明第1实施方式所涉及的控制部的图(2)。
- [0019] 图9A是表示第1实施方式所涉及的显示方式的一个例子的图(1)。
- [0020] 图9B是表示第1实施方式所涉及的显示方式的一个例子的图(2)。
- [0021] 图10是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波扫描控制处理的一个例子的流程图。
- [0022] 图11是用于说明第2实施方式的图。
- [0023] 图12是用于说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的输出控制处理的一个例子的流程图。
- [0024] 图13A是用于说明第3实施方式的图(1)。
- [0025] 图13B是用于说明第3实施方式的图(2)。
- [0026] 图14A是用于说明第4实施方式的图(1)。
- [0027] 图14B是用于说明第4实施方式的图(2)。
- [0028] 图15是用于说明第5实施方式的图(1)。
- [0029] 图16是用于说明第5实施方式的图(2)。
- [0030] 图17是用于说明第5实施方式的图(3)。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0032] (第1实施方式)

[0033] 首先,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图1所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头1、显示器2、输入装置3、装置主体10。

[0034] 超声波探头1为了进行超声波的收发,与装置主体10连接。超声波探头1例如具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体10所具有的收发部11供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头1所具有的多个压电振子接收来自被检体P的反射波转换成电气信号。另外,超声波探头1具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头1自由拆卸地与装置主体10连接。

[0035] 如果从超声波探头1向被检体P发送超声波,则所发送的超声波被被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号通过超声波探头1所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于移动体对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0036] 另外,第1实施方式在超声波探头1是将被检体P二维地进行扫描的1D阵列探头、或是将被检体P三维地进行扫描的机械4D探头或2D阵列探头时也能够适用。

[0037] 输入装置3具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等。输入装置3接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对于装置主体10转送所接受的各种设定要求。

[0038] 显示器2显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置3输入各种设定要求的

GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体10中生成的超声波图像数据等。

[0039] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体10是能够根据二维的反射波信号生成二维的超声波图像数据,能够根据三维的反射波信号生成三维的超声波图像数据的装置。其中,第1实施方式在装置主体10是二维数据专用的装置的情况下也能够适用。

[0040] 装置主体10如图1所示,具有:收发部11、缓冲器12、B模式处理部13、多普勒处理部14、图像生成部15、图像存储器16、内部存储部17、控制部18。

[0041] 收发部11根据后述的控制部18的指示,控制超声波探头1进行的超声波收发。收发部11具有脉冲产生器、发送延迟电路、以及脉冲发生器等,向超声波探头1供给驱动信号。脉冲产生器以规定的重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟电路对于脉冲产生器所产生的各速率脉冲赋予将由超声波探头1产生的超声波会聚成束状,并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头1施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟电路通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0042] 另外,收发部11为了根据后述的控制部18的指示,执行规定的扫描序列,具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电性地切换多个电源单元的机构来实现。

[0043] 另外,收发部11具有放大器电路、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟电路、加法器、正交检波电路等,对于超声波探头1所接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道中放大进行增益校正处理。A/D转换器对增益校正后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟电路对数字数据赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对通过接收延迟电路赋予了接收延迟时间的反射波信号进行加法处理。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0044] 并且,正交检波电路将加法器的输出信号转换成基带带宽的同相位信号(I信号、I:In-phase)和正交信号(Q信号、Q:Quadrature-phase)。并且,正交检波电路将I信号以及Q信号(以下,记作IQ信号)作为反射波数据,保存于缓冲器12。另外,正交检波电路也可以将加法器的输出信号转换成RF(Radio Frequency)信号,并保存于缓冲器12。IQ信号或RF信号变为包含相位信息的信号(接收信号)。以下,有时将收发部11输出的反射波数据记作接收信号。

[0045] 当对被检体P进行二维扫描时,收发部11从超声波探头1发送二维的超声波束。并且,收发部11根据超声波探头1接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体P进行三维扫描时,收发部11使超声波探头1发送三维的超声波束。并且,收发部11根据超声波探头1接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0046] 另外,收发部11能够根据通过1次的超声波束的发送而得到的各压电振子的反射波信号生成多个接收焦点的反射波数据。即,收发部11是能够进行并列同时接收处理的电路。另外,第1实施方式在收发部11不能进行并列同时接收处理时也能够适用。

[0047] 缓冲器12是暂时地存储收发部11生成的反射波数据(IQ信号)的缓冲器。具体而言,缓冲器12存储数帧相应的IQ信号、或者数容积相应的IQ信号。例如,缓冲器12是FIFO

(First-In/First-Out)存储器,存储规定帧相应的1Q信号。并且,例如,当由收发部11重新生成1帧相应的1Q信号时,缓冲器12废弃生成时间最久的1帧相应的1Q信号,存储新生成的1帧相应的1/Q信号。

[0048] B模式处理部13以及多普勒处理部14是对于收发部11根据反射波信号生成的反射波数据,进行各种信号处理的信号处理部。图2是表示B模式处理部进行的处理的一个例子的图。B模式处理部13如图2所示例的那样,对于从缓冲器12读出的反射波数据(1Q信号),进行对数放大、包络线检波处理、对数压缩等,生成多点的信号强度由亮度的明暗来表现的数据(B模式数据)。

[0049] 另外,B模式处理部13能够通过由滤波处理,改变检波频率,从而改变映像化的频带。能够通过使用该B模式处理部13的滤波处理功能,从而执行对比谐波成像(CH1: Contrast Harmonic Imaging)或组织谐波成像(TH1: Tissue Harmonic Imaging)等谐波成像。即,B模式处理部13能够根据注入了造影剂的被检体P的反射波数据,分离将造影剂(微小气泡、气泡)作为反射源的谐波分量的反射波数据(高次谐波数据或者分频谐波数据)和将被检体P内的组织作为反射源的基本谐波分量的反射波数据(基本谐波数据)。B模式处理部13能够根据谐波分量的反射波数据(接收信号),生成用于生成造影图像数据的B模式数据。

[0050] 另外,通过使用该B模式处理部13的滤波处理功能,从而,在组织谐波成像(TH1: Tissue Harmonic Imaging)中,能够根据被检体P的反射波数据,分离作为谐波分量的反射波数据(接收信号)的高次谐波数据或者分频谐波数据。并且,B模式处理部13能够根据谐波分量的反射波数据(接收信号),生成用于生成除去了噪音分量的组织图像数据的B模式数据。

[0051] 另外,当进行CH1或TH1的谐波成像时,B模式处理部13能够通过使用上述的滤波处理的方法不同的方法,提取谐波分量。在谐波成像中,进行振幅调制(AM: Amplitude Modulation)法、相位调制(PM: Phase Modulation)法、或组合了AM法以及PM法的被称为AMPM法的映像法。在AM法、PM法以及AMPM法中,对于同一扫描线进行多次振幅或相位不同的超声波发送。由此,收发部11由各扫描线生成并输出多个反射波数据(接收信号)。并且,B模式处理部13通过将各扫描线的多个反射波数据(接收信号)进行与调制法对应的加减法处理,来提取谐波分量。并且,B模式处理部13对于谐波分量的反射波数据(接收信号)进行包络线检波处理等,生成B模式数据。

[0052] 例如,当进行PM法时,收发部11根据控制部18所设定的扫描序列,例如如(-1,1)所示,在各扫描线发送两次使相位极性反转的同一振幅的超声波。并且,收发部11生成基于“-1”的发送的接收信号和基于“1”的发送的接收信号,B模式处理部13将这2个接收信号相加。由此,生成除去基本谐波分量,主要残存二次高次谐波分量的信号。并且,B模式处理部13对于该信号进行包络线检波处理等,生成TH1的B模式数据或CH1的B模式数据。

[0053] 或者,例如,在TH1中,使用接收信号所包含的二次高次谐波分量和差音分量进行映像化的方法正在实用化。在使用差音分量的映像化法中,例如,使超声波探头1发送合成了中心频率是“f1”的第1基本谐波和中心频率是比“f1”大的“f2”的第2基本谐波的合成波形的发送超声波。该合成波形是为了产生具有与二次高次谐波分量相同的极性的差音分量,合成调整了相互的相位的第1基本谐波的波形和第2基本谐波的波形的波形。发送部11

例如一边使相位反转,一边发送2次合成波形的发送超声波。此时,例如,B模式处理部13通过将2个接收信号相加,从而在提取出除去基本谐波分量,主要残存差音分量以及二次高次谐波分量的谐波分量之后,进行包络线检波处理等。

[0054] 返回到图1,多普勒处理部14通过对从缓冲器12读出的反射波数据进行频率分析,从而生成提取出基于扫描范围内的移动体的多普勒效应的运动信息的数据(多普勒数据)。具体而言,作为移动体的运动信息,多普勒处理部14生成涵盖多点提取出平均速度、方差值、能量值等的多普勒数据。在此,所谓移动体,例如,是血流或心壁等组织、造影剂。

[0055] 使用能够提取移动体的运动信息的多普勒处理部14的功能,本实施方式所涉及的超声波诊断装置能够执行还被称为彩色血流成像法(CFM:Color Flow Mapping)的彩色多普勒法或组织多普勒法(TDI:Tissue Doppler Imaging)。另外,本实施方式所涉及的超声波诊断装置还能够使用多普勒处理部14的功能,执行弹性成像。在彩色多普勒模式下,作为移动体的血流的运动信息,多普勒处理部14生成涵盖二维空间或者三维空间的多点,提取出平均速度、方差值、能量值的彩色多普勒数据。

[0056] 在组织多普勒模式中,作为移动体即组织的运动信息,多普勒处理部14生成涵盖二维空间或者三维空间的多点提取出平均速度、方差值、能量值的组织多普勒数据。另外,在弹性成像模式中,多普勒处理部14通过对根据组织多普勒数据得到的速度分布信息进行时间积分来求位移。并且,多普勒处理部14通过对于求得的位移,进行规定的运算(例如,空间上的微分),来求组织的局部的变形(歪曲:strain)。并且,多普勒处理部14通过将组织的局部的变形的值彩色编码化,从而生成变形分布信息。由于越是硬的组织越不容易变形,因此,硬的组织的变形的值小,柔软的生物体组织的变形的值大。即,变形的值变为表示组织的硬度(弹性率)的值。另外,在弹性成像模式下,例如,通过操作者手动地使与体表抵接的超声波探头1激振,从而进行组织的压迫以及放开,使组织变形。或者,在弹性成像模式下,例如,通过声辐射压力来施力,使组织变形。

[0057] 在此,图1所示例的B模式处理部13以及多普勒处理部14能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行进行处理。即,B模式处理部13根据二维的反射波数据生成二维的B模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。另外,多普勒处理部14根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。另外,在本实施方式中,针对以多普勒模式或弹性成像模式进行的超声波扫描或多普勒处理部14进行的处理,之后详述。

[0058] 图像生成部15根据B模式处理部13以及多普勒处理部14所生成的数据生成超声波图像数据。图像生成部15根据B模式处理部13所生成的二维的B模式数据生成由亮度来表现反射波的强度的二维B模式图像数据。另外,图像生成部15根据多普勒处理部14所生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、能量图像数据、或者对它们进行组合的图像数据。

[0059] 在此,图像生成部15一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部15通过根据基于超声波探头1的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,图像生成部15在扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,进行使用扫描转换后的多个图像帧,重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用

微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部15对超声波图像数据,合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0060] 即,B模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部15所生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据。图像生成部15根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据,生成显示用的二维超声波图像数据。

[0061] 另外,图像生成部15通过对于B模式处理部13所生成的三维的B模式数据进行坐标转换,生成三维B模式图像数据。另外,图像生成部15通过对于多普勒处理部14所生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。图像生成部15将“三维的B模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”来生成。

[0062] 另外,图像生成部15为了生成用于将体数据显示于显示器2的各种二维图像数据,对于体数据进行绘制处理。作为图像生成部15进行的绘制处理,例如,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外,作为图像生成部15进行的绘制处理,例如,存在生成反映三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0063] 图像存储器16是存储图像生成部15所生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器16还能够存储B模式处理部13或多普勒处理部14所生成的数据。图像存储器16所存储的B模式数据或多普勒数据例如在诊断之后能够由操作者调出,经由图像生成部15变为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器16还能够存储收发部11所输出的反射波数据。

[0064] 内部存储部17存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部17根据需要,还用于图像存储器16所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部17所存储的数据能够经由未图示的接口,向外部装置转送。另外,内部存储部17还能够存储从外部装置经由未图示的接口转送的数据。

[0065] 控制部18控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部18根据经由输入装置3由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部17读入的各种控制程序以及各种数据,控制收发部11、B模式处理部13、多普勒处理部14以及图像生成部15的处理。另外,控制部18进行控制,以使得将图像存储器16或内部存储部17所存储的显示用的超声波图像数据显示于显示器2。

[0066] 另外,内置于装置主体10的收发部11等有时由集成电路等硬件构成,还有时是由软件模块化的程序。

[0067] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置例如能够同时显示作为组织像数据的B模式图像数据和作为血流像数据的彩色多普勒图像数据。为了进行该显示,控制部18使超声波探头1执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描。第1超声波扫描例如是用于以彩色多普勒模式收集彩色多普勒图像数据的超声波扫描。另外,与第1超声波扫描一起,控制部18使超声波探头1执行取得第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描。第2超声波扫描例如是用于以B模式收集B模式图像数据的超声波扫描。

[0068] 控制部18通过经由收发部11控制超声波探头1,从而执行第1超声波扫描以及第2超声波扫描。另外,第1扫描范围和第2扫描范围可以是相同的范围,第1扫描范围也可以是比第2扫描范围小的范围,第2扫描范围也可以是比第1扫描范围小的范围。

[0069] 在此,在一般的彩色多普勒法中,将超声波多次向同一方向发送,根据由此接收到的信号,进行基于多普勒效应的频率分析,提取出血流的运动信息。将来自向同一方向照射多次的数据的同一地点的反射波信号的数据列称为信息包。一般的彩色多普勒法中的信息包尺寸是5至16左右,对于该信息包实施压抑来自组织的信号(还被称为杂波信号)的壁滤波,来提取来自血流的信号。并且,在一般的彩色多普勒法中,根据提取出的信号,显示平均速度、方差、能量等血流信息。

[0070] 但是,在一般的彩色多普勒法中,存在以下的问题。即,在一般的彩色多普勒法中,信息包在超声波扫描帧内关闭,因此,如果使信息包尺寸变大,则帧频降低。另外,在一般的彩色多普勒法中,大多数情况下在壁滤波中使用无限脉冲响应型滤波器(11R滤波器、11R: Infinite Impulse Response),但在小的信息包尺寸下在11R滤波器中发生过度响应,因此,11R滤波器的特性会变差。11R滤波器是作为高通滤波器(HPF: High Pass Filter)的MT1 (Moving Target Indicator)滤波器的一种。

[0071] 为了解决上述的问题,使用将血流等移动体的运动信息以高速帧频映像化的方法,即,使用高帧频法。在该高帧频法中,不将信息包在帧内关闭来进行处理,而是将帧间的同一位置的信号作为信息包来进行处理的方法。在高帧频法中,进行与B模式用的扫描相同的超声波扫描。即,在高帧频法中,分别由形成1帧的扫描范围的多根扫描线,一次又一次地进行超声波收发。并且,在高帧频法中,对于各帧相同的位置的数据列在帧方向进行处理。

[0072] 由此,在高帧频法中,能够将壁滤波处理作为从信息包这样的有限长的数据处理到对于无限长的数据的处理,能够提高11R滤波器的性能,同时能够以与扫描帧频相同的帧频显示血流信息。

[0073] 即,在高帧频法中,由于脉冲重复频率(PRF)与帧频相同,因此,存在折回速度变低,低流速也能够观测这样的优点。

[0074] 与一般的彩色多普勒法一起,本实施方式所涉及的多普勒处理部14能够执行高帧频法。以下,针对多普勒处理部14,使用图3以及图4进行说明。图3是表示图1所示的多普勒处理部的结构例的框图,图4是用于说明以高帧频法进行的壁滤波处理的图。

[0075] 如图3所示例的那样,多普勒处理部14具有壁滤波器141、自相关运算部142、平均速度/方差运算部143、能量运算部144、能量加法部145、对数压缩部146。另外,多普勒处理部14如图3所示例的那样,具有平均能量运算部147和能量校正部148。

[0076] 壁滤波器141是进行11R滤波处理的处理部,例如,是4次11R滤波器。壁滤波器141如图4所示例的那样,为了得到对于第“n”帧的11R滤波器输出数据(血流信号),使用同一位置的、第“n”帧的反射波数据(接收信号)、过去4个帧(第“n-4”帧~第“n-1”帧)的反射波数据(接收信号)、过去的4个帧的11R滤波器输出数据(血流信号)。这些反射波数据如上所述,是分别由形成1帧的扫描范围(第1扫描范围)的多个扫描线,一次又一次地进行超声波收发而生成的反射波数据。通过壁滤波器141的11R滤波处理,以高精度提取出除去了杂波信号的血流信号。在以高帧频法执行的超声波扫描中,对壁滤波141无限长地连续地输入数据,因此,在壁滤波处理中不会发生过度响应。

[0077] 返回图3,自相关运算部142通过取最新帧的血流信号的1Q信号与1帧前的血流信号的1Q信号的复共轭性来计算自相关值。平均速度/方差运算部143根据自相关运算部142计算出的自相关值,计算平均速度以及方差。

[0078] 另外,能量运算部144将血流信号的1Q信号的实数部分的绝对值的平方和虚数部分的绝对值的平方相加,来计算能量。能量变为表示基于比发送超声波的波长小的反射体(例如,血球)的散射的强度的值。能量加法部145在任意的帧间将各点的能量相加。对数压缩部146对能量加法部145的输出进行对数压缩。平均速度/方差运算部143以及对数压缩部146所输出的数据作为多普勒数据向图像生成部15输出。另外,多普勒处理部14还能够执行高帧频法、一般的彩色多普勒法。另外,多普勒处理部14除了血流的运动信息之外,还能够生成组织的运动信息。

[0079] 但是,在上述的高帧频法中,杂波信号易于通过壁滤波器141,有时产生运动伪影。特别地,当使超声波探头1移动时,画面会全部由杂波来显示。另外,即使在由上述的一般的彩色多普勒法进行的超声波扫描中,当使折回速度变低时,也会产生运动伪影。

[0080] 为了解决该问题,多普勒处理部14具有平均能量运算部147和能量校正部148。平均能量运算部147根据被对数压缩后的能量加法值,计算1帧、或者局部区域内的平均能量值。能量校正部148对于平均能量值变为超过阈值的值的点(像素),进行校正处理。具体而言,能量校正部148从平均能量值超过阈值的像素的能量值中,减去“对平均能量值和阈值的差分值乘以规定的系数的值”。由此,能量校正部148校正平均能量值变为超过阈值的值的像素的能量值。

[0081] 能量校正处理的有无能够由操作者来设定,当执行能量校正处理时,能量校正部148所输出的数据也作为多普勒数据向图像生成部15输出。当执行能量校正处理时,图像生成部15例如生成描绘出能量和方向(速度的符号)的信息的血流像数据。另外,本实施方式即使在不执行能量校正处理的情况下也能够适用。

[0082] 在此,作为同时显示组织像数据和血流像数据的以往方法,例如,存在以下的3个方法。但是,在这3个方法中,存在各种问题点。对此,使用图4、图5A、图5B以及图6进行说明。图5A以及图5B是用于说明以往方法的一个例子的图,图6是表示以往方法的问题的一个例子的图。

[0083] 第1方法是如在图4说明的那样,通过分别由形成1帧的扫描范围的多个扫描线,一次一次地进行超声波收发的高帧频法,使用相同的反射波数据取出血流信号和组织信号进行映像化的方法。换言之,第1方法是使第1超声波扫描和第2超声波扫描相同的方法。

[0084] 但是,在第1方法中,存在以下的3个问题点。第1方法的第1问题点是由于为了灵敏度优良地得到血流信号,而需要提高基于收发部11的放大器电路的前置放大器的增益而造成的问题点。即,如果提高增益,则来自反射强度大的组织的反射波信号在后一级的处理变得易于饱和。如果发生饱和,则反射强度大的组织的灰度下降,会变成对比度小的B模式图像数据。

[0085] 第1方法的第2问题点是由于在第1方法中帧频变为PRF而造成的问题点。即,为了减少血流速度的折回需要提高帧频。但是,如果为了提高帧频而使光栅密度变大,则B模式图像数据中的方位方向的分辨率变差。其结果,显示器2所显示的B模式图像如图6所示例的那样,会变成横流大的降低了画质的图像。

[0086] 第1方法的第3问题点是为了灵敏度优良地得到血流信号,必须进行基本谐波的收发,因此,不能生成显示基于近年来在组织观察中变成主流的接收2次高次谐波的TH1的B模式图像数据的点。

[0087] 同时显示组织像数据和血流像数据的第2方法如图5A所示例的那样,分别交替进行收集组织像数据(B模式图像)的第2超声波扫描、和收集血流像数据(彩色多普勒图像)的第1超声波扫描。在图5A所示例的超声波扫描中,彩色多普勒用的第1扫描范围由“60根”扫描线形成,B模式用的第2扫描范围由“120根”扫描线形成。在图5A中,在第1超声波扫描以及第2超声波扫描中,各扫描线的超声波扫描以“1/PRF”的一定周期进行。在图5A中,帧周期变为作为1帧相应的第1超声波扫描所需的时间“60/PRF”和1帧相应的第2超声波扫描所需的时间“120/PRF”的合计的“(60+120)/PRF”。

[0088] 但是,在第2方法中,能够收集高画质的B模式图像数据的反面,血流像数据的帧频降低,因此,存在速度易于折回的问题。

[0089] 同时显示组织像数据和血流像数据的第3方法如图5B所示例的那样,是常规地进行收集血流像数据(彩色多普勒图像)的第1超声波扫描,在每个规定周期,插入收集组织像数据(B模式图像)的第2超声波扫描的方法。并且,在第3方法中,通过使用进行第2超声波扫描的期间的前后的血流信号的插补处理,推定进行第2超声波扫描的期间的血流像用的信号,并显示推定图像。在图5B中,包含推定图像的彩色多普勒图像的帧周期变为“60/PRF”,B模式图像的帧周期变为“(60×4+120)/PRF”。

[0090] 但是,由于壁滤波器是高通滤波器,因此,如果使用推定出的信号,则存在会产生噪音,在血流像数据中包含噪音这样的问题点。而且,由于壁滤波器是11R滤波器,因此,噪音的影响会波及推定前后的数帧,因此,整体会变为噪音多的图像。

[0091] 这样,在第1至第3方法中,由于表示同时显示的移动体信息的图像和组织像的画质降低。因此,为了提高表示同时显示的移动体信息的图像和组织像的画质,第1实施方式所涉及的控制部18如以下说明的那样执行第2超声波扫描。

[0092] 即,第1实施方式所涉及的控制部18作为第2超声波扫描,使超声波探头1在第1超声波扫描的期间以时分的方式执行将第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描。换言之,在第1实施方式中,在第1超声波扫描的期间进行第2超声波扫描的一部分,在进行数帧相应的第1超声波扫描的期间,使1帧相应的第2超声波扫描完结。由此,在第1实施方式中,在第1超声波扫描和第2超声波扫描中能够独立地设定超声波收发条件。

[0093] 针对上述的控制处理的一个例子,使用图7以及图8进行说明。图7以及图8是用于说明第1实施方式所涉及的控制部的图。例如,控制部18根据来自操作者的指示、或初始设定的信息等,将第2扫描范围分割为4个分割范围(第1分割范围~第4分割范围)。另外,图7所示的“B”表示使用B模式用的收发条件进行超声波扫描的范围。另外,图7所示的“D”表示使用彩色多普勒模式用的收发条件进行超声波扫描的范围。例如,图7所示的“D”变为通过上述的高帧频法进行超声波扫描的范围。即,图7所示例的第1超声波扫描如一般的彩色多普勒法那样,不是在同一方向多次发送超声波,接收多次反射波,而在各扫描线进行一次超声波收发。换言之,控制部18作为第1超声波扫描,执行收集血流的多普勒图像数据的超声波扫描。并且,控制部18将基于取得与移动体的运动相关的信息的方法的超声波扫描作为第1超声波扫描来执行,上述方法是将分别由形成第1扫描范围的多个扫描线取得的接收

信号(反射波数据)在帧方向进行高通滤波处理(例如,11R滤波处理),取得与移动体的运动相关的信息的方法。第1实施方式所涉及的控制部18将基于取得帧方向的数据列的方法的超声波扫描作为第1超声波扫描来执行,上述方法取得通过在每根扫描线进行一次超声波收发而形成第1扫描范围的多根扫描线各自的接收信号,取得进行高通滤波处理的帧方向的数据列的方法。即,第1实施方式所涉及的控制部18作为第1超声波扫描,执行基于取得与移动体的运动相关的信息的方法(高帧频法)的超声波扫描,上述方法是分别由形成第1扫描范围的多根扫描线一次一次地进行超声波收发,使用多个帧相应的反射波取得与移动体的运动相关的信息的方法。

[0094] 首先,控制部18作为第2超声波扫描执行第1分割范围的超声波扫描(参照图7的(1)),执行第2扫描范围(1帧相应的)的第1超声波扫描(参照图7的(2))。并且,控制部18作为第2超声波扫描执行第2分割范围的超声波扫描(参照图7的(3)),执行第2扫描范围(1帧相应的)的第1超声波扫描(参照图7的(4))。并且,控制部18作为第2超声波扫描执行第3分割范围的超声波扫描(参照图7的(5)),执行第2扫描范围(1帧相应的)的第1超声波扫描(参照图7的(6))。并且,控制部18作为第2超声波扫描执行第4分割范围的超声波扫描(参照图7的(7)),执行第2扫描范围(1帧相应的)的第1超声波扫描(参照图7的(8))。

[0095] 在此,如图7所示例的那样,控制部18使进行第1超声波扫描的间隔为等间隔。即,对第1扫描范围的“某一扫描线”上的“点X”进行控制,以使得在图7的(2)、(4)、(6)以及(8)的第1超声波扫描中各扫描1次,但其扫描间隔变为一定的“T”。具体而言,控制部18使在第2超声波扫描中进行的各分割扫描所需的时间相同,使进行第1超声波扫描的间隔为等间隔。例如,控制部18进行控制,以使得在图7的(1)、(3)、(5)以及(7)中进行的第2超声波扫描的分割扫描所需的时间一定变为相同的时间。控制部18使对第2扫描范围进行分割的各分割范围的大小、或扫描线数、扫描线密度以及深度等相同。例如,如果扫描线数相同,则第2超声波扫描的各分割扫描所需的时间变为相同。另外,多普勒处理部14如图7所示,对于“D”的帧间的相同的位置的数据列(X_{n-3} 、 X_{n-2} 、 X_{n-1} 、 X_n),进行上述的11R滤波处理,来输出“点X”的血流的运动信息。

[0096] 如上所述,在第1实施方式中,在第1超声波扫描和第2超声波扫描中能够单独地设定超声波收发条件,因此,能够解决上述的问题点。首先,在第1超声波扫描和第2超声波扫描中能够分别优化前置放大器的增益,因此,能够避免来自组织的反射波信号饱和的情况。

[0097] 另外,在1帧相应的第1超声波扫描期间,由于通过分割扫描涵盖多次进行第2超声波扫描,因此,能够抑制进行1帧相应的第2超声波扫描而产生的帧频降低的程度。其结果,能够提高血流的折回速度。

[0098] 另外,由于通过分割扫描涵盖多次进行1帧的第2超声波扫描,因此,能够提高B模式中的扫描线密度,例如,能够避免在B模式图像数据中发生横流的情况。

[0099] 另外,由于在第1超声波扫描和第2超声波扫描中能够独立地设定超声波收发条件,因此,能够通过TH1进行组织像数据的收集。即,第2超声波扫描能够按照用于通过上述的滤波处理进行TH1的超声波收发条件来执行。另外,第2超声波扫描能够通过上述的AM法、PM法、AMPM法、或者使用差音分量的方法等、用于进行基于对于1根扫描线进行多个速率的超声波发送的映像化法的TH1的超声波收发条件来执行。

[0100] 其中,在第1实施方式的方法中,作为交换,组织像的帧频变慢。例如,在图7所示的

一个例子中,1帧相应的血流信息以“T”间隔输出。即,血流像(彩色多普勒图像)的帧频变为“ $1/T$ ”。另外,在图7所示的一个例子,部分的B模式数据(组织像)也以“T”间隔输出,但在输出1帧的血流像期间,只进行第2扫描范围整体的“ $1/4$ ”的扫描。

[0101] 即,在图7所示的一个例子中,第2扫描范围整体的扫描结束的帧频变为“ $1/(4T)$ ”。另外,当进行基于对于1根扫描线进行多个速率的超声波发送的映像化法的TH1时,用于得到1帧相应的接收信号的超声波发送次数增加,因此,与通过通常的B模式摄影或滤波处理进行TH1时相比较,需要增加第2扫描范围的分割数。例如,当进行PM法时,第2扫描范围从4分割变更为8分割。此时,第2扫描范围整体的扫描结束的帧频变为“ $1/(8T)$ ”。这样,在第1实施方式方法中,与血流像的帧频相比,组织像的帧频变慢。这是由于通过本方法进行的超声波扫描的目的是提高血流像的帧频。即,血流的折回速度由基于高帧频法的血流像的帧频“ $1/T$ ”决定。

[0102] 在此,如上所述,在高帧频法中,由于PRF与帧频相同,因此,为了无折回地观察流速快的血流,需要使扫描速率“ $1/T$ ”变大。即,需要使“T”变小。但是,如果为了使“T”变小而使最终显示的组织像以及血流像的扫描线数变少,则组织像以及血流像的画质降低。因此,为了维持组织像以及血流像的画质,在B模式用的1次的分割扫描中,最好在维持扫描线密度的状态下使扫描线数变少。作为进行该处理的交换,如上所述,显示完结的组织像的帧频降低。但是,当同时显示组织像和血流像时,一般而言,血流观察是主要的目的,组织像是用于观察血流像的导向,因此,由于组织像的帧频降低而导致的问题小。

[0103] 其中,在第1实施方式的方法中,控制部18在进行图7所示例的第2超声波扫描时,不以“ $4T$ ”间隔更新组织像,而对每个分割扫描范围更新组织像。针对该更新控制,使用图7所示例的第2超声波扫描进行说明。控制部18如图8所示例的那样,在显示出第1~第4分割范围(参照图中的“1~4”)的B模式图像数据的状态下,如果重新生成第1分割范围的B模式图像数据(参照图中的“5”)。则将第1分割范围的B模式图像数据“1”更新为“5”。

[0104] 并且,控制部18如图8所示例的那样,如果重新生成第2分割范围的B模式图像数据(参照图中的“6”),则将第2分割范围的B模式图像数据“2”更新为“6”。并且,控制部18如图8所示例的那样,如果重新生成第3分割范围的B模式图像数据(参照图中的“7”),则将第3分割范围的B模式图像数据“3”更新为“7”。并且,控制部18虽然没有图示,但如果重新生成第4分割范围的B模式图像数据(“8”),则将第4分割范围的B模式图像数据“4”更新为“8”。

[0105] 并且,控制部18例如进行图9A以及图9B所示的那样的显示控制。图9A以及图9B是表示第1实施方式所涉及的显示方式的一个例子的图。例如,显示器2通过控制部18的控制,如图9A所示,在左侧显示B模式图像(组织像),在右侧进行重叠B模式图像和彩色多普勒图像(血流像)的重叠显示。在图9A所示的一个例子中,对第2扫描范围内设定第1扫描范围。

[0106] 图9B表示图9A所示的B模式图像是“由TH1生成的B模式图像”,图9A所示的彩色多普勒图像是能量图像的情况。另外,图9A所示的B模式图像也可以是通常的B模式图像。另外,图9A所示的彩色多普勒图像也可以是组合了速度数据和方差数据的图像。另外,显示器2的右侧所显示的图像也可以只是血流像。另外,当执行上述的能量校正处理时,显示器2的右侧所显示的血流像也可以是描绘出能量和方向(速度的符号)的信息的血流像。

[0107] 接着,使用图10,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波扫描控制处理的一个例子进行说明。图10是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波

扫描控制处理的一个例子的流程图。另外,图10是表示将第2扫描范围分割成4份时的流程图。

[0108] 如图10所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部18判定是否接受了超声波扫描的开始要求(步骤S101)。在此,当没有接受扫描开始要求时(步骤S101否定),控制部18待机到接受扫描开始要求。

[0109] 另一方面,当接受了扫描开始要求时(步骤S101肯定),控制部18以B模式的条件对第2扫描范围的第1分割范围进行扫描(步骤S102),之后,以彩色多普勒模式的条件对第1扫描范围进行扫描(步骤S103)。并且,控制部18以B模式的条件,对第2扫描范围的第2分割范围进行扫描(步骤S104),之后,以彩色多普勒模式的条件对第1扫描范围进行扫描(步骤S105)。

[0110] 并且,控制部18以B模式的条件对第2扫描范围的第3分割范围进行扫描(步骤S106),之后,以彩色多普勒模式的条件对第1扫描范围进行扫描(步骤S107)。并且,控制部18以B模式的条件,对第2扫描范围的第4分割范围进行扫描(步骤S108),之后,以彩色多普勒模式的条件对第1扫描范围进行扫描(步骤S109)。

[0111] 并且,控制部18判定是否接受了超声波扫描的结束要求(步骤S110)。在此,当没有接受扫描结束要求时(步骤S110否定),控制部18返回步骤S102,按照B模式的条件对第2扫描范围的第1分割范围进行扫描。

[0112] 另一方面,当接受了扫描结束要求时(步骤S110肯定),控制部18结束超声波扫描的控制处理。另外,在图10所示的一个例子中,针对最初进行第2超声波扫描的分割扫描的情况进行了说明,但第1实施方式最初也可以进行第1超声波扫描。另外,在图10所示的一个例子中,针对在第2扫描范围的全部分割范围结束的时刻,判定是否接受了扫描结束要求的情况进行了说明,但第1实施方式也可以是每当第2扫描范围的各分割范围的扫描或第1扫描范围的扫描结束,则判定是否接受了扫描结束要求的情况。

[0113] 如上所述,在第1实施方式中,通过在1帧相应的第1超声波扫描期间,通过分割扫描涵盖多次进行第2超声波扫描,从而能够在第1超声波扫描和第2超声波扫描中单独地设定超声波收发条件。即,在第1实施方式中,能够设定最适合B模式用的超声波收发条件,设定最适合彩色多普勒模式用的超声波收发条件。例如,在第1实施方式中,作为第2超声波扫描的超声波收发条件,能够设定最适合PM法等THI用的超声波收发条件。从而,在第1实施方式中,能够提高同时显示的血流像(表示移动体信息的图像)和组织像的画质。

[0114] 另外,在第1实施方式中,能够通过使进行第1超声波扫描的间隔为等间隔,从而调整为在血流像中不会发生折回的帧频。

[0115] (第2实施方式)

[0116] 在第2实施方式中,针对通过进行在第1实施方式中说明的扫描控制而生成的图像数据的输出控制的情况,使用图11等进行说明。图11是用于说明第2实施方式的图。

[0117] 第2实施方式所涉及的超声波诊断装置是与使用图1说明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置相同的结构。但是,第2实施方式所涉及的控制部18还进行控制,以使得根据1次第1超声波扫描所需的时间以及显示器2的显示帧频,将通过第1超声波扫描生成的第1扫描范围的多个图像数据作为1个图像数据来输出。

[0118] 在第1实施方式中,每当进行一次彩色多普勒模式的超声波扫描(第1超声波扫描)

和B模式的超声波扫描的分割扫描(第2超声波扫描的分割扫描),则输出1帧的血流像数据和只更新“1/分割数”的组织像数据。在此,当血流像数据的生成帧频大于显示器2的显示帧频时,出现没有显示的帧。例如,当血流像的帧频是120fps时,在以60fps进行TV扫描的显示器2上,能够只显示从图像生成部15输出的图像数据的“1/2”。另外,例如,当血流像的帧频是1800fps时,在显示器2上,能够只显示从图像生成部15输出的图像数据的“1/30”。

[0119] 在超声波诊断装置中,如果操作者按下输入装置3所具有的冻结按钮,则能够将保存于图像存储器16的全部帧慢动作重现,将在实时显示时不能显示的帧显示于显示器2。但是,在低流速的腹部等的血流中,即使将60fps以上的血流信息通过慢动作重现输出,也显示相同的图像,因此,不能对观察者提供有用的信息。相反,当操作者在冻结之后进行电影重现时,操作轨迹球,逐帧播放的帧数变多,变为负担。

[0120] 因此,在第2实施方式中,控制部18将重复M次生成在图7中示例出的“B”和“D”的对的M个血流像数据作为1帧的图像数据向显示器2或图像存储器16输出。另外,“M”例如由控制部18计算。在图11中,由于是“M=2”,因此,控制部18将2个血流像数据的任一、或者2个血流像数据的加法平均图像数据作为第“n”帧或第“n+1”帧的血流像数据来输出。

[0121] 另外,在第2实施方式中,第1超声波扫描通过基于在第1实施方式中说明的高帧频法的第1超声波扫描来进行。此时,显示帧频变为“ $1/(M \times T)$ ”,但PRF依然是“ $1/T$ ”。

[0122] 接着,使用图12,针对第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的输出控制处理的一个例子进行说明。图12是用于说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的输出控制处理的一个例子的流程图。另外,在图12中,针对在冻结后的再生显示时,进行向显示器2输出的帧频的调整的情况进行说明。

[0123] 如12所示,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部18判定是否接受了保存于图像存储器16的图像数据的显示要求(步骤S201)。在此,当没有接受显示要求时(步骤S201否定),控制部18待机到接受显示要求。

[0124] 另一方面,当接受了显示要求时(步骤S201肯定),控制部18根据第1超声波扫描的帧频以及显示器2的显示帧频,对输出帧数进行调整(步骤S202),结束处理。另外,第2实施方式如上所述,当向图像存储器16保存图像数据时,也可以对输出帧数进行调整。

[0125] 如上所述,在第2实施方式中,根据第1超声波扫描的帧频以及显示器2的显示帧频,对为了保存用而输出的输出帧数或为了显示用而输出的输出帧数进行调整。具体而言,在第2实施方式中,进行调整,以使得血流像的输出帧频变为显示器2的显示帧频以下。由此,在第2实施方式中,例如,抑制低流速的血流信息的输出数据数,在电影重新时对观察者无不舒服感地进行逐帧播放。另外,在上述中进行控制,以使得显示帧频“ $1/(M \times T)$ ”变为显示器的帧频(60fps)以下,但作为确定重复的数“M”的方法,除此之外,也可以变为预先设定的任意的帧频以下。

[0126] (第3实施方式)

[0127] 在第1以及第2实施方式中,针对通过二维扫描,显示二维断层的组织像以及血流像的情况进行了说明。但是,第1实施方式以及第2实施方式在通过三维扫描,生成三维的组织像数据以及三维的血流像数据,并显示这些体数据的MPR图像或体绘制图像的情况下也能够适用。

[0128] 即,在第3实施方式中,图7或图11所示的“D”是1容积相应的第1超声波扫描,图7或

图11所示的“B”变为分割容积相应的第2超声波扫描的分割扫描。图7或图11所示的“D”的血流信息的处理对于同一位置的体数据间的数据列进行。

[0129] 其中,在第3实施方式中,容积比变为彩色多普勒图像的PRF。因此,为了提高容积比,例如,控制部18进行图13A以及图13B所示的控制。图13A以及图13B是用于说明第3实施方式的图。

[0130] 例如,控制部18如图13A所示,为了提高容积比,执行并列同时接收。在图13A所示的一个例子中,示例出进行8束并列同时接收的情况。在图13A中,发送的超声波的深度方向的中心轴由实线的箭头表示,第1次同时接收的8本反射波束由虚线的箭头表示。收发部11在1次超声波收发中,由超声波探头1来接收8根扫描线上的反射波信号。由此,收发部11能够在1次超声波收发中,生成8根扫描线上的反射波数据。另外,并列同时接收数在收发部11能够并列同时接收的上限值以下的范围中,能够根据所要求的容积比,设定为任意的值。

[0131] 另外,例如,控制部18如图13B所示,为了提高容积比,使分割数变多,使在1次的分割扫描中进行的扫描线数变少。

[0132] 另外,控制部18为了提高容积比,也可以执行并列同时接收以及分割数的增大的双方。另外,控制部18为了提高容积比,也可以在第1超声波扫描中执行并列同时接收,可以在第2超声波扫描中执行并列同时接收,也可以在第1超声波扫描以及第2超声波扫描的双方中执行并列同时接收。另外,由三维扫描进行的第2超声波扫描例如变为基于AM法或PM法等THI用的超声波扫描。

[0133] 在第3实施方式中,即使在三维扫描的情况下,也能够提高同时显示的血流像和组织像的画质。另外,控制部18为了提高帧频,也可以进行并列同时接收以及分割数的增大的双方或者一方。另外,控制部18即使在在第1实施方式中说明的二维扫描的情况下,为了提高帧频,也可以进行并列同时接收以及分割数的增大的双方或者一方。

[0134] (第4实施方式)

[0135] 在第1~第3实施方式中,针对为了取得血流信息而进行高帧频法的第1超声波扫描的情况进行了说明。但是,高帧频法的第1超声波扫描能够适用于上述的TDI或弹性成像。即,如果是来自进行运动的移动体的反射波信号,则能够作为多普勒信息来利用。从而,即使与移动体的运动相关的信息是与组织的运动相关的信息,也能够适用在第1~第3实施方式中说明的处理。换言之,作为第1超声波扫描,控制部18也可以执行收集组织的多普勒图像数据的超声波扫描。或者,作为第1超声波扫描,控制部18也可以执行收集弹性成像的超声波扫描。

[0136] 图14A以及图14B是用于说明第4实施方式的图。在第4实施方式中,当设定了组织多普勒模式时,显示器2通过控制部18的控制,如图14A所示例的那样,在左侧显示B模式图像(组织像),在右侧进行使B模式图像和组织多普勒图像重叠的重叠显示。

[0137] 另外,在第4实施方式中,当设定了弹性成像模式时,显示器2通过控制部18的控制,如图14B所示例的那样,在左侧显示B模式图像(组织像),在右侧进行重叠B模式图像和弹性成像的重叠显示。

[0138] 在第4实施方式中,能够提高表示同时显示的组织的运动信息的图像和组织像的画质。

[0139] (第5实施方式)

[0140] 在第5实施方式中,针对将与在第1~第4实施方式中说明的第1超声波扫描不同的方式的超声波扫描作为第1超声波扫描来进行的情况,使用图15~图17进行说明。图15~图17是用于说明第5实施方式的图。

[0141] 在第1~第4实施方式中说明的第1超声波扫描由1根扫描线进行1次超声波收发来接收反射波,取得根据该反射波生成的反射波数据(接收信号)。由此,在形成第1扫描范围的各扫描线得到接收信号。并且,多普勒处理部14在各扫描线中,通过对于最新帧的接收信号、和过去数帧相应的接收信号组的数据列,进行MTI滤波处理(例如,IIR滤波处理),来生成多普勒数据。

[0142] 另一方面,第5实施方式所涉及的第1超声波扫描与在第1~第4实施方式中说明的第1超声波扫描相同,是基于对于帧方向的数据列进行高通滤波处理的方法的超声波扫描。其中,第5实施方式所涉及的控制部18将在每根扫描线进行多次超声波收发的超声波扫描作为第1超声波扫描来执行。并且,通过第5实施方式所涉及的控制部18的控制,收发部11、或者多普勒处理部14对于各扫描线的多个接收信号实施加法平均处理。由此,取得形成第1扫描范围的多根扫描线各自的接收信号。并且,多普勒处理部14对于帧方向的数据列进行高通滤波处理,生成多普勒数据。

[0143] 在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中,首先,由1根扫描线得到多个接收信号。并且,在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中,对于由1根扫描线得到的多个接收信号进行加法平均处理,最终,由1根扫描线输出1个接收信号。进行加法平均处理的多个接收信号是IQ信号或RF信号等、具有相位信息的信号。即,在第5实施方式中进行的加法平均处理变为相干加法处理。通过进行相干加法,从而提高接收信号的信噪比(S/N:Signal/Noise)。其结果,在第5实施方式中,例如,能够提高彩色多普勒图像数据的S/N。

[0144] 例如,在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中,在形成第1扫描范围的每根扫描线,进行4次超声波收发。并且,在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中,例如,对于由1根扫描线得到的4组反射波数据(接收信号)进行加法平均处理,最终,由1根扫描线输出1个接收信号。例如,通过对4组接收信号进行加法平均,从而将S/N提高“6dB”。

[0145] 其中,在上述的第1超声波扫描中,当进行1帧相应的超声波扫描时,在各扫描线进行4次超声波收发,因此,帧频降低。因此,在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中,控制部18也可以在形成第1扫描范围的每根扫描线执行多次超声波收发时,执行并列同时接收。以下,在说明通过并列同时接收进行第5实施方式所涉及的第1超声波扫描的情况之前,使用图15,说明适用在第3实施方式中说明的并列同时接收的第1超声波扫描的一个例子。

[0146] 在图15中,将光栅方向(扫描方向)由左右方向表示,将时间方向(帧方向)由上下方向表示。另外,图15所示的一个例子示例出形成第1扫描范围的扫描线数(光栅数)是“16”,通过并列同时接收来同时接收4个方向的反射波的情况。另外,在图15所示的一个例子中,由于扫描线数是“16”,并列同时接收数是“4”,因此,第1扫描范围被分割成由4根扫描线形成的4个范围(第1范围、第2范围、第3范围、第4范围)。

[0147] 超声波探头1进行将第1范围的光栅方向的中心位置作为发送扫描线的超声波发送,同时接收形成第1范围的4个方向的扫描线的反射波。由此,生成第1范围的4根接收信号。相同的处理还在第2范围、第3范围以及第4范围进行,得到形成第1扫描范围的16根扫描线的接收信号。图15所示的“A”、“B”以及“C”分别表示“(n-2)帧、(n-1)帧、n帧”的同一扫描

线的接收信号。多普勒处理部14对于这些连续的帧的同一地点的数据列“A、B、C”执行MTI滤波处理。

[0148] 对此,当对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收时,控制部18执行第1方法或者第2方法。在第1方法中,控制部18以相邻的范围不重叠方式,将第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收。另外,在第2方法中,控制部18以相邻的范围重叠的方式,将第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收。

[0149] 图16表示根据第1方法,对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收的一个例子。另外,图17表示根据第2方法,对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收的一个例子。

[0150] 在图16以及图17中,与在图15中说明的一个例子相同,将光栅方向(扫描方向)由左右方向表示,将时间方向(帧方向)由上下方向表示。另外,在图16以及图17中,与在图15中说明的一个例子相同,示例出形成第1扫描范围的扫描线数(光栅数)是“16”,通过并列同时接收来同时接收4个方向的反射波的情况。另外,图16以及图17的“T1”表示采样周期。另外,图16以及图17的“T2”表示加法宽度。另外,图16以及图17的“T3”表示帧周期。帧周期“T3”是通常的多普勒模式下的脉冲重复周期。

[0151] 在第1方法中,如图16所示,与图15所示的一个例子相同,第1扫描范围被分割成由4根扫描线形成的4个范围(第1范围、第2范围、第3范围、第4范围)。其中,在第1方法中,例如,如图16所示,在各范围重复4次并列同时接收。由此,如图16所示,在(n-2)帧中,得到4组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图16中,这4组数据通过“a1、a2、a3、a4”来表示。同样地,如图16所示,在(n-1)帧中,得到4组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图16中,这4组数据通过“b1、b2、b3、b4”来表示。同样地,如图16所示,在n帧,得到4组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图16中,这4组数据通过“c1、c2、c3、c4”表示。

[0152] 例如,收发部11输出 $A=(a1+a2+a3+a4)/4$ 。另外,例如,收发部11输出 $B=(b1+b2+b3+b4)/4$ 。另外,收发部11输出 $C=(c1+c2+c3+c4)/4$ 。由此,与加法平均前相比较,S/N提高“6dB”。并且,多普勒处理部14对于连续的帧的同一地点的数据列“A、B、C”执行MTI滤波处理。

[0153] 另外,以多普勒频率,通过4个数据的加法实施低通滤波(LPF:Low Pass Filter),但被采样周期“T1”以及加法宽度“T2”剪切的速度分量与帧周期“T3”相比较足够高速,因此,当观察低流速时不会变为问题。

[0154] 另外,在第2方法中,例如,如图17所示,使发送扫描线的位置错开每1扫描线,进行4个方向并列同时接收。由此,与第1方法相同,如图17所示,在(n-2)帧,得到同一接收扫描线的同一地点的4组接收信号“a1、a2、a3、a4”,输出 $A=(a1+a2+a3+a4)/4$ 。另外,与第1方法相同,如图17所示,在(n-1)帧,得到同一接收扫描线的同一地点的4组接收信号“b1、b2、b3、b4”,输出 $B=(b1+b2+b3+b4)/4$ 。另外,与第1方法相同,如图17所示,在n帧中,得到同一接收扫描线的同一地点的4组接收信号“c1、c2、c3、c4”,输出 $C=(c1+c2+c3+c4)/4$ 。由此,与加法平均前相比较,S/N提高“6dB”。在图16以及图17中,多普勒图像数据的帧频相同。

[0155] 另外,在图17所示的一个例子中,在只得到2组接收信号的扫描线中,进行2组接收信号的加法平均,在只得到3组接收信号的扫描线中,进行3组接收信号的加法平均。另外,在图17所示的一个例子中,在只得到1组接收信号的扫描线中,该接收信号变为多普勒处理

部14的处理对象的数据。另外,在第2方法中,例如,也可以根据变为加法平均对象的接收信号的组数,将发送扫描线的位置每错开2根扫描线。

[0156] 针对进行第2方法的优点,以下进行说明。当进行第1方法时,在第1超声波扫描中,进行多次并列同时接收的各范围不重复。在图16所示例的第1方法中,用于在同一扫描线得到4个接收信号的发送位置相同,因此,不会发生由于发送束导致的相位的变化。其中,在图16所示例的第1方法中,进行4次并列同时接收的各范围不重复。因此,在图16所示例的第1方法中,在每4个光栅的范围间有时发生条纹状的伪影。

[0157] 另一方面,当进行第2方法时,在第1超声波扫描中,在使相邻的范围重复的各范围中进行1次并列同时接收。在图17所示例的第2方法中,用于在同一扫描线得到4个接收信号的发送位置不同,因此发生微小的相位偏移,但该相位偏移能够通过MTI滤波除去。并且,在图17所示例的第2方法中,进行并列同时接收的各范围重叠3根扫描线部分,因此,不会产生条纹状的伪影。

[0158] 如上所述,在第5实施方式中,使用将由各扫描线得到的多个接收信号进行相干加法得到的接收信号,进行帧方向的HPF处理。由此,在第5实施方式中,虽然与在第1~第4实施方式中说明的第1超声波扫描相比较,帧频降低,但能够提高用于生成表示移动体信息的图像的接收信号的S/N。另外,在上述中,将并列同时接收数是“4”的情况作为一个例子进行了说明,但并列同时接收数能够设定为任意的数量。另外,如最初说明的那样,第5实施方式所涉及的第1超声波扫描即使在不进行并列同时接收的情况下,也能够执行。另外,通过第5实施方式所涉及的控制部18的控制,收发部11、或者多普勒处理部14也可以对于在各扫描线得到的多个接收信号,执行与加法平均处理类似的LPF处理。另外,在第1~第4实施方式中说明的内容除了第1超声波扫描的方式不同的点以外,在第5实施方式中也能够适用。

[0159] 另外,在上述的实施方式中,图示的各装置的各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・综合的具体方式并不限于图示,还能够根据各种负荷或使用状况等,以任意的单位功能性或者物理性地分散・综合其全部或者一部分来构成。另外,通过各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分能够由CPU以及通过该CPU进行分析执行的程序来实现,或者能够作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0160] 另外,与在第1实施方式~第5实施方式中说明的超声波扫描相关的控制方法能够通过由个人计算机或工作站等的计算机执行预先准备的控制程序来实现。该控制程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该控制程序记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB存储器以及SD卡存储器等Flash存储器等、计算机可读的非暂时性的记录介质,通过由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0161] 以上,如所说明的那样,根据第1实施方式~第5实施方式,能够提高表示同时显示的移动体信息的图像和组织像的画质。

[0162] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

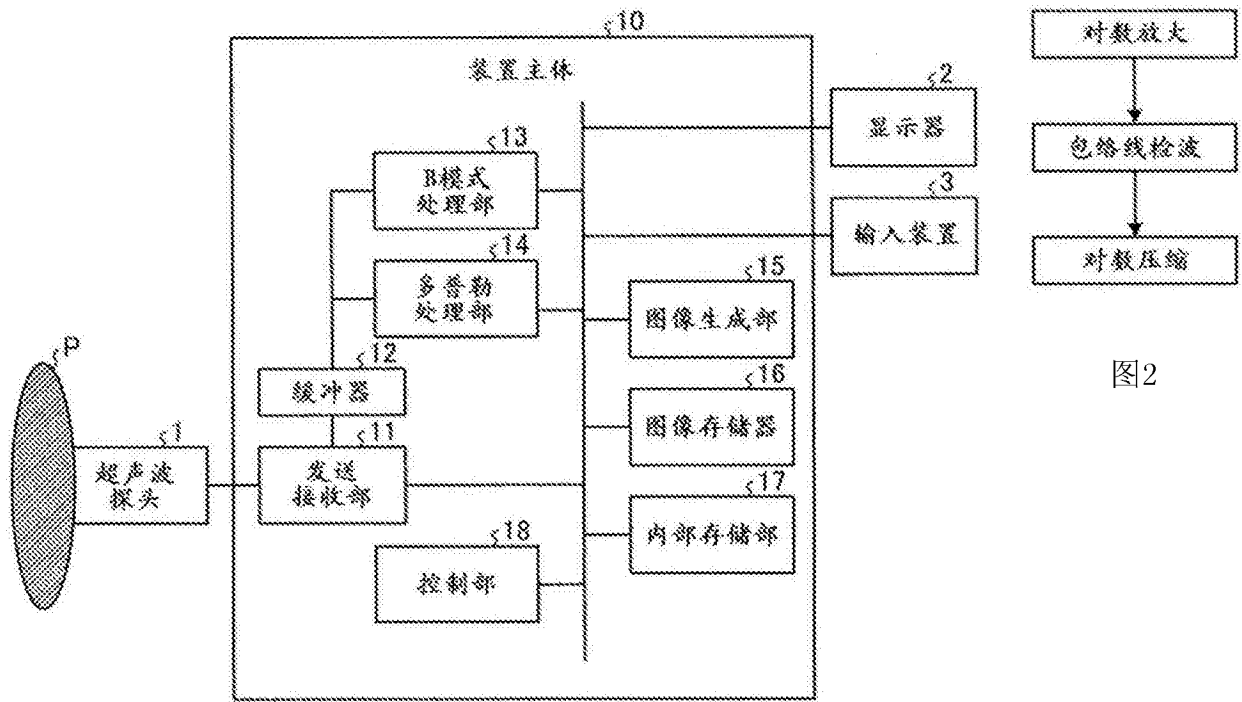


图1

图2

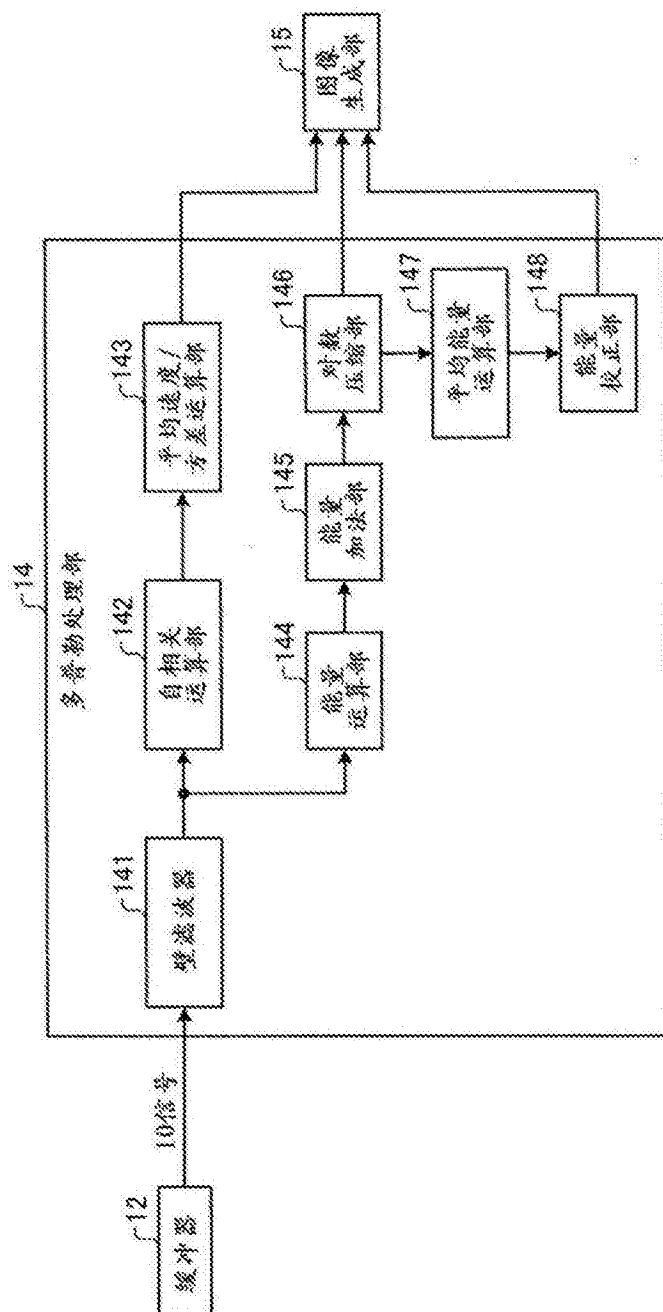


图3

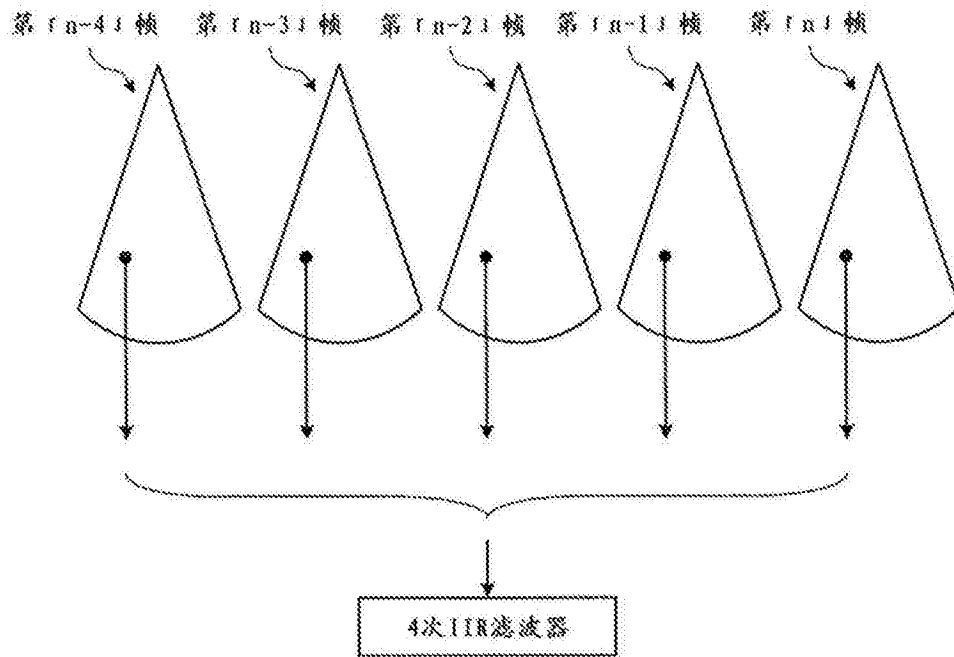


图4

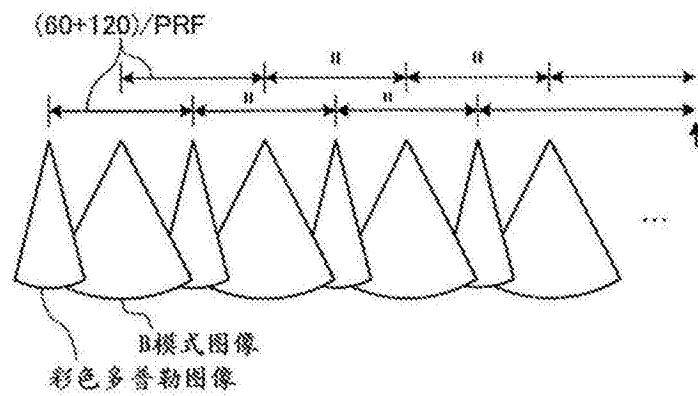


图5A

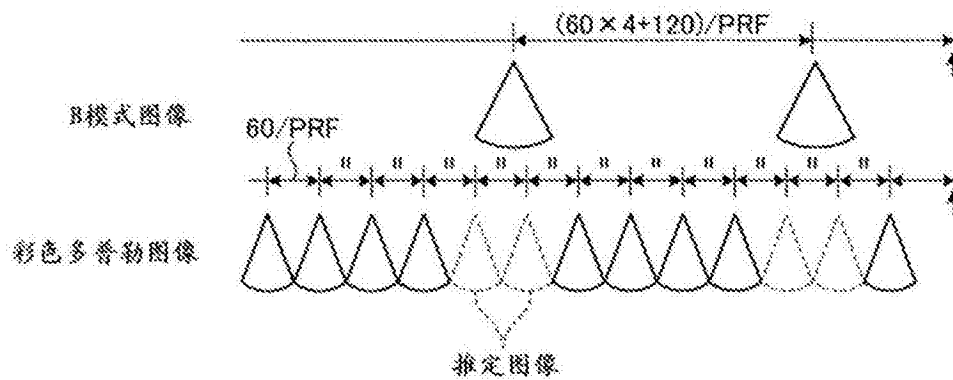


图5B

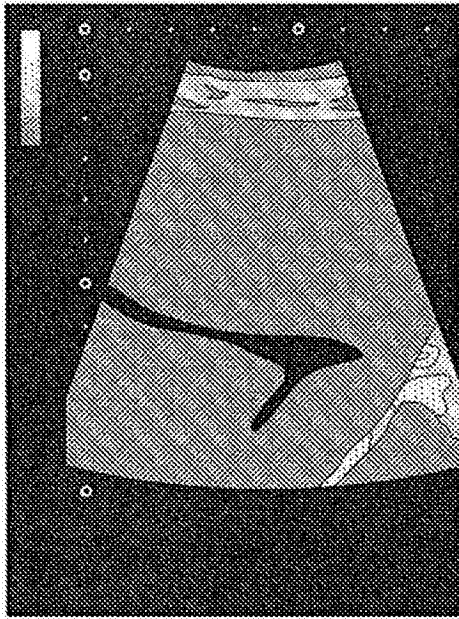


图6

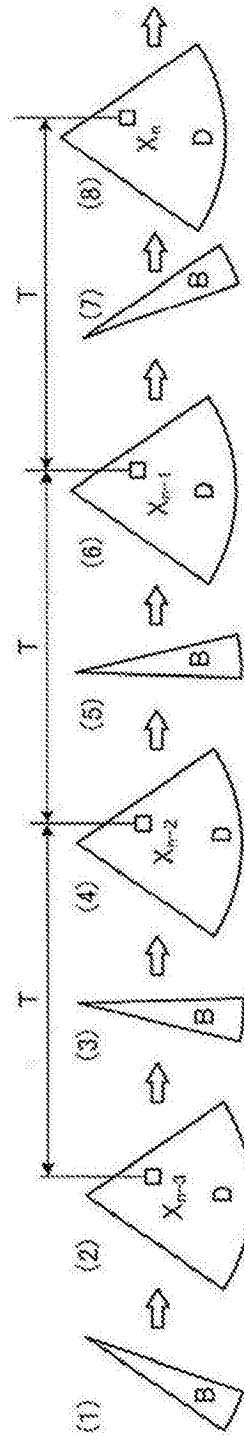


图7

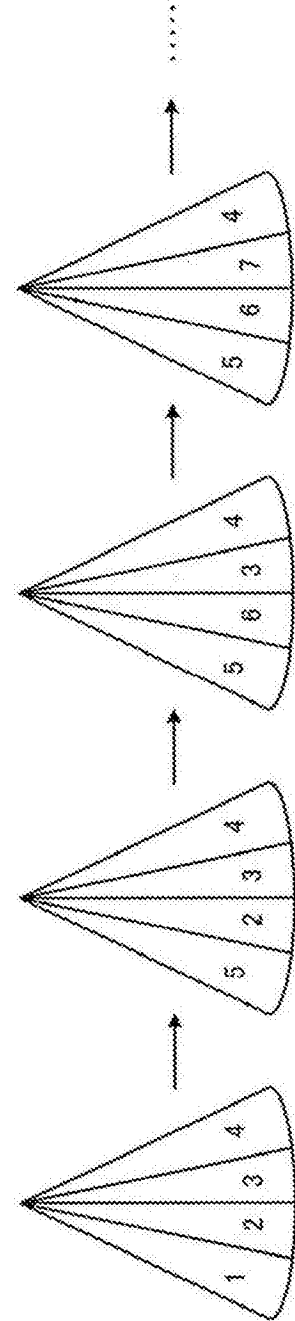


图8

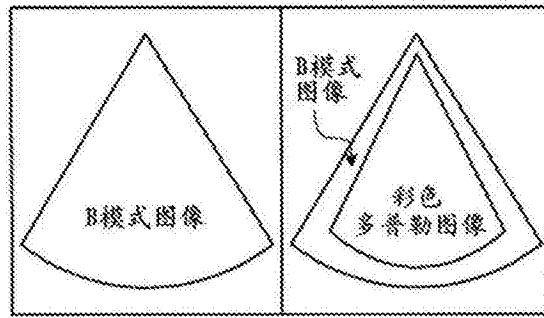


图9A

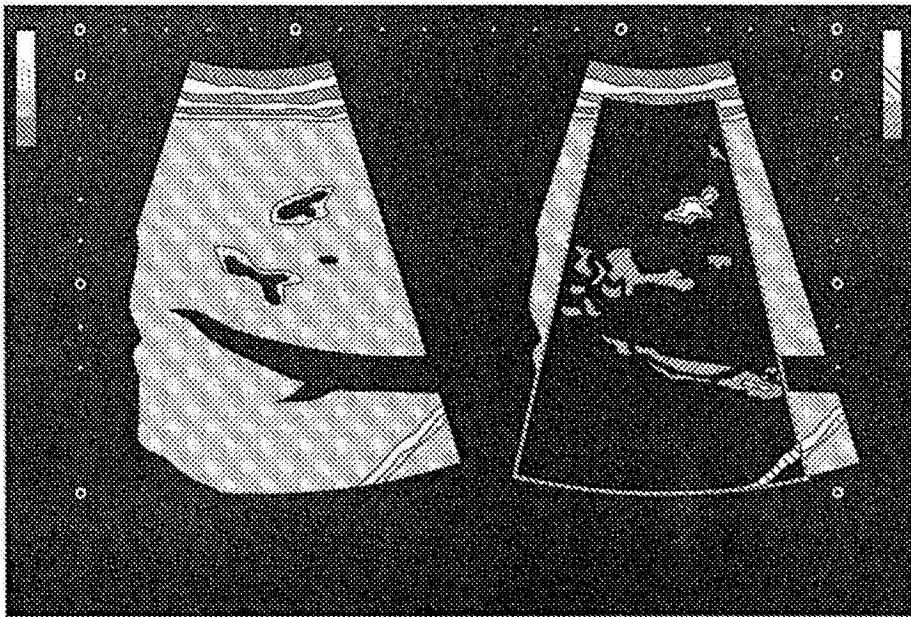


图9B

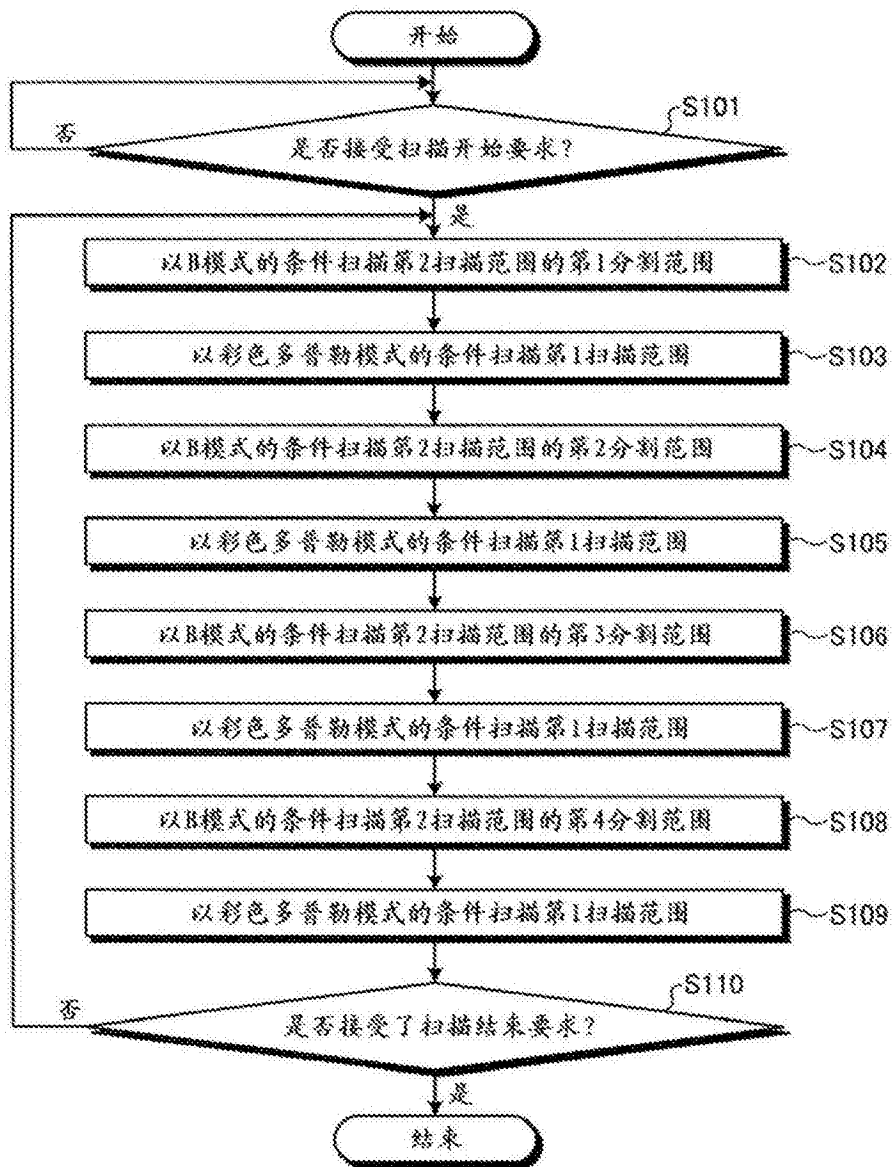


图10

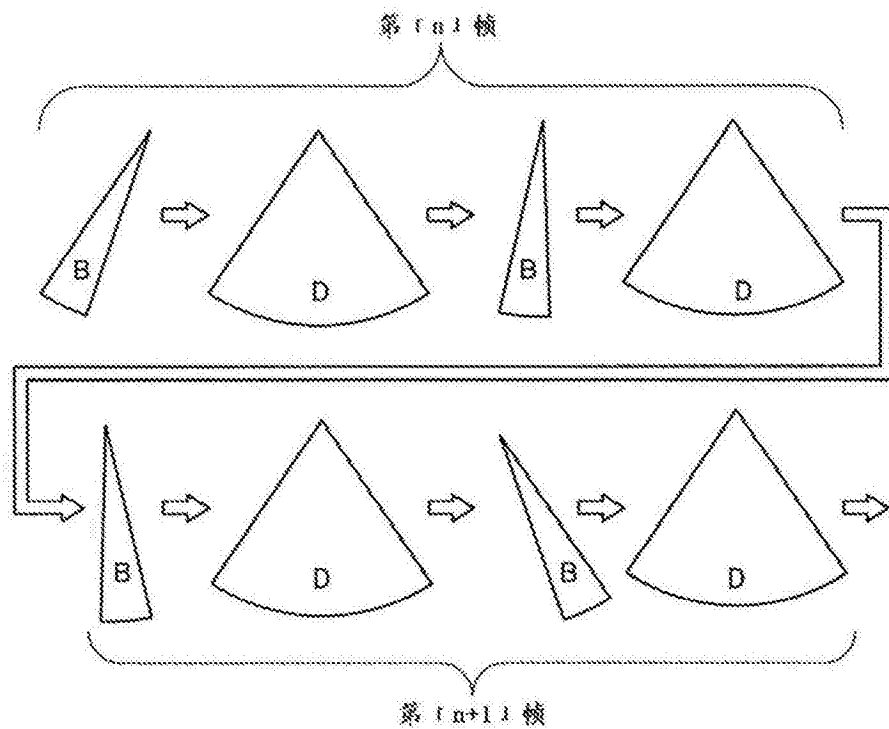


图11

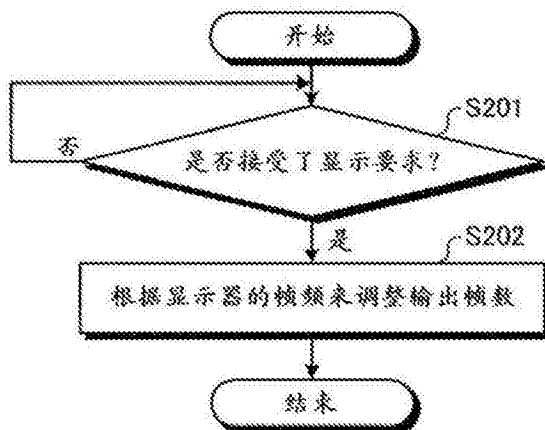


图12

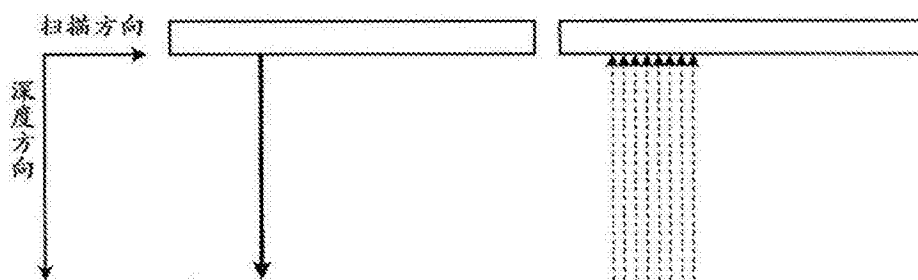


图13A

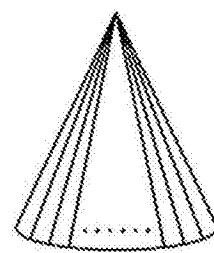


图13B

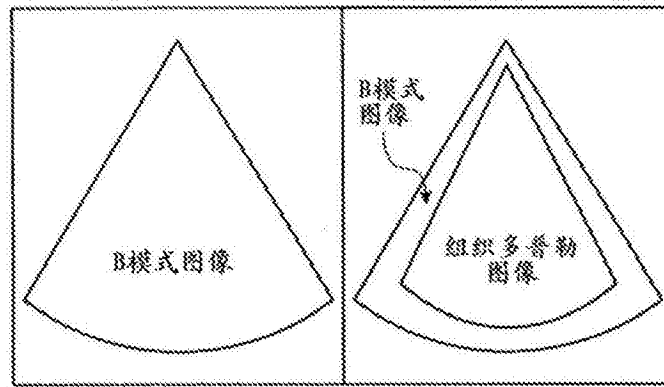


图14A

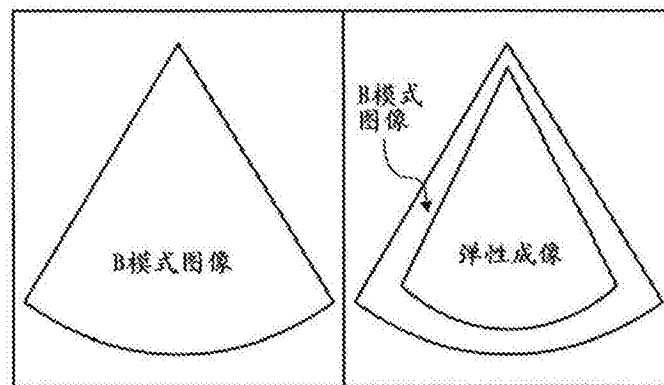
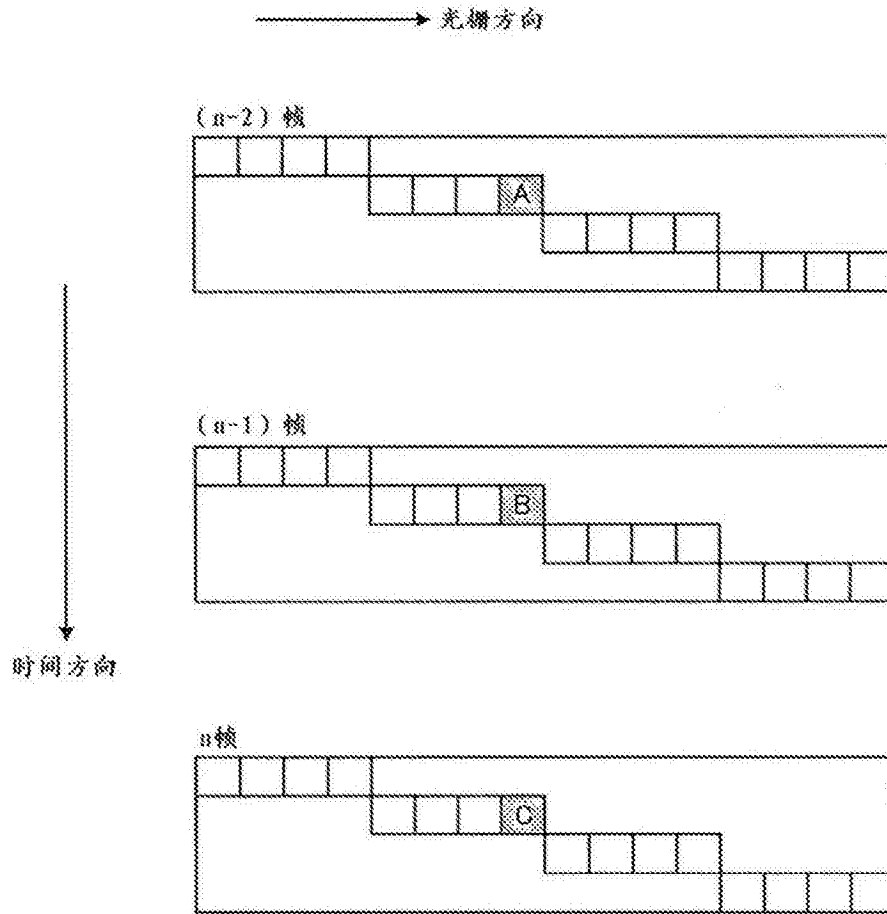


图14B



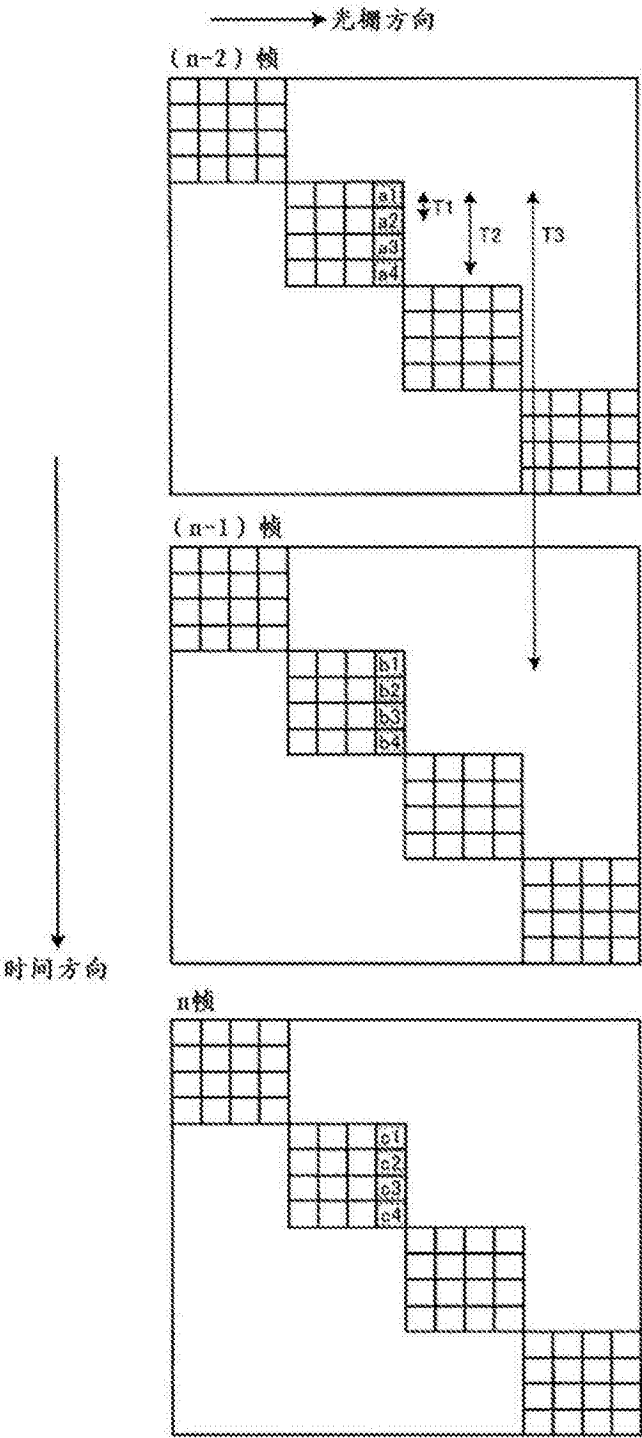


图16

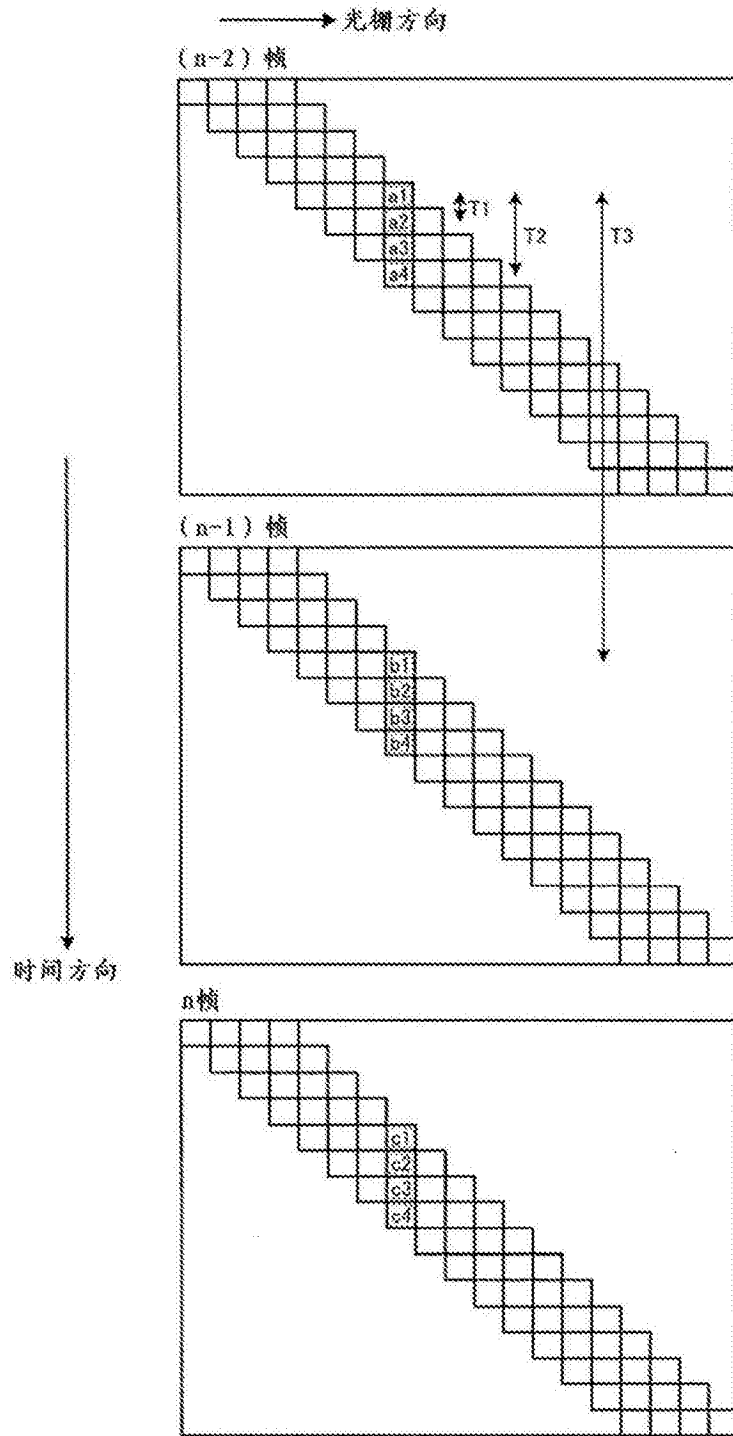


图17

专利名称(译)	超声波诊断装置以及控制方法		
公开(公告)号	CN103826541B	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201380001221.4	申请日	2013-07-31
[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)	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 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/54 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8988 G01S15/8993		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2012169997 2012-07-31 JP 2013159663 2013-07-31 JP		
其他公开文献	CN103826541A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头和控制部。超声波探头进行超声波的收发。控制部使超声波探头执行取得与第1扫描范围内的移动体的运动相关的信息的第1超声波扫描，并作为取得与第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描，使超声波探头在上述第1超声波扫描期间以时分的方式执行将该第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描。上述控制部将基于如下方法的超声波扫描作为上述第1超声波扫描来执行，上述方法是将分别从形成上述第1扫描范围的多个扫描线取得的接收信号在帧方向进行高通滤波处理，而取得与上述移动体的运动相关的信息的方法。

