



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111329522 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201911046355.3

(22)申请日 2019.10.30

(30)优先权数据

2018-237370 2018.12.19 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 浅见玲衣 藤井信彦 田中宏树

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 曹鑫

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

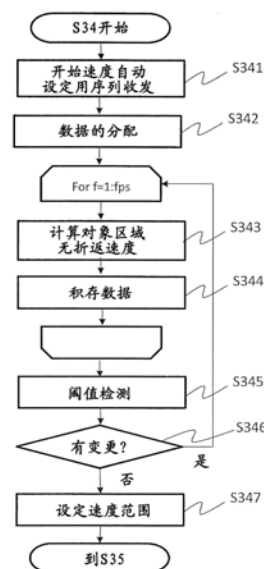
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

### (54)发明名称

超声波摄像装置及其控制方法

### (57)摘要

本发明提供一种超声波摄像装置及其控制方法,其具备以下功能,即在频谱多普勒的开始时,作为初始设定而设定对成为对象的血流来说最优的速度范围、基线。控制超声波摄像装置的收发的控制部执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量。进行多普勒运算的运算部具备:血流速度推定部,其推定不产生折返的血流速度;测量条件运算部,其使用上述不产生折返的血流速度,计算出上述第二血流测量的测量条件,其中,控制部以测量条件运算部计算出的测量条件,开始第二血流测量。



1. 一种超声波摄像装置,其特征在于,具备:  
收发电路,其经由超声波探头进行超声波信号的收发;  
运算部,其使用上述收发电路接收到的超声波信号,进行多普勒运算;以及  
控制部,其控制上述收发电路的动作,执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量,

上述运算部具备:血流速度推定部,其使用在上述第二血流测量的超声波收发开始之前取得的超声波信号,推定不产生折返的血流速度;测量条件运算部,其使用上述不产生折返的血流速度,计算上述第二血流测量的测量条件。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述控制部以上述测量条件运算部计算出的测量条件,开始上述第二血流测量。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述控制部在上述第一血流测量的期间,进行利用了多个脉冲重复频率的超声波信号的测量,

上述血流速度推定部使用上述多个脉冲重复频率、通过利用它的测量而得到的超声波信号,推定不产生折返的血流速度。

4. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述控制部在预先确定的预定期间执行上述利用了多个脉冲重复频率的超声波信号的测量。

5. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述血流速度推定部使用互相关法和块匹配法的任意一个,根据通过上述第一血流测量取得的时序的超声波信号,推定不产生折返的血流速度。

6. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述血流速度推定部针对根据在预定的期间取得的超声波信号推定出的血流速度制作直方图,并根据该直方图推定最大血流速度和最小血流速度。

7. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述测量条件运算部使用上述血流速度推定部推定出的最大血流速度和最小血流速度,计算包含速度范围和基线的至少一个的测量条件。

8. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
该超声波摄像装置还具备:接受部,其接受用户指定的第二血流测量的测量位置,  
在上述第一血流测量中,上述接受部接受了上述测量位置时,上述血流速度推定部使用从该测量位置接收到的超声波信号,推定不产生折返的血流速度。

9. 根据权利要求8所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
上述血流速度推定部根据上述不产生折返的血流速度计算最大速度和最小速度,上述控制部将上述最大速度和最小速度与上述接受部接受的测量位置一起显示到显示装置。

10. 根据权利要求8所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
在上述接受部接受的测量位置发生了变更时,上述血流速度推定部舍弃在变更前推定出的血流速度,使用从变更后的测量位置接收到的超声波信号来推定血流速度。

11. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
该超声波摄像装置还具备:显示部,其显示通过上述第二血流测量而取得的频谱,

上述控制部在上述第二血流测量的开始时,将与上述血流速度推定部推定出的血流速度有关的信息和/或上述测量条件运算部计算出的测量条件显示到上述显示部。

12. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部还具备:测量位置计算部,其使用通过上述第一血流测量而得到的血流信息,计算上述第二血流测量的测量位置。

13. 一种超声波摄像装置的控制方法,该超声波摄像装置具备:收发电路,其经由超声波探头进行超声波信号的收发;运算部,其使用上述收发电路接收到的超声波信号进行多普勒运算,其特征在于,该超声波摄像装置的控制方法包括:

使上述收发电路执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量的步骤;以及

通过上述运算部执行使用在上述第一血流测量中取得的超声波信号推定不产生折返的血流速度的运算、使用上述不产生折返的血流速度计算上述第二血流测量的测量条件的运算的步骤,其中,

以上述运算部计算出的测量条件,开始上述第二血流测量的超声波信号的收发。

14. 根据权利要求13所述的超声波摄像装置的控制方法,其特征在于,

还包括:在上述第一血流测量的期间,接受用户指定的第二血流测量的测量位置的步骤,

使用从接受的上述测量位置接收到的超声波信号,进行推定上述血流速度的运算。

15. 根据权利要求13所述的超声波摄像装置的控制方法,其特征在于,

推定上述血流速度的运算包括:在上述第一血流测量中,根据在预定的期间取得的超声波信号推定最大血流速度和最小血流速度的运算,

在上述第二血流测量的开始时,将上述最大血流速度和最小血流速度显示到显示上述第二血流测量的结果的显示画面。

## 超声波摄像装置及其控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波摄像装置,尤其涉及利用了超声波摄像装置的血流测量中的速度范围等的自动调整技术。

### 背景技术

[0002] 在利用了超声波摄像装置的血流测量中,大致区分的话有彩色多普勒法、能量多普勒法等多普勒成像、脉冲多普勒法、连续多普勒法等频谱多普勒法。前者是二维地显示超声波探头接收到的多普勒信号并对血流进行可视化的方法,后者对多普勒信号进行频率分析并对求出的速度进行频谱显示。

[0003] 在频谱多普勒法中,被用于测量体内的一点处的血流变化。因此,一般首先通过多普勒成像对包含测量对象的区域进行摄像,用户根据通过多普勒成像而得到的信息确定测量对象。在此基础上开始频谱多普勒。这时,为了与血流一致地对显示的频谱进行最优化,而进行速度范围、基线、血流方向等测量条件的调整。特别地,速度范围的调整是必需的工作,如果速度范围相对于成为对象的血流过宽,则频谱成为上下被压缩的形状,速度分辨率降低。另外,如果速度范围过窄,则频谱发生折返,难以判别速度。

[0004] 对于多普勒成像的频谱多普勒的测量位置的确定,在专利文献1中公开了以下的方法,其根据通过多普勒成像而得到的信息,求出高速的血流部位,自动地设定频谱多普勒的测量点。但是,在该技术中,不进行在频谱多普勒中必需的速度范围等的设定。

[0005] 另一方面,还提出了使速度范围等的调整自动化的方法。例如在专利文献2中公开了以下的方法,其根据频谱图像制作速度分量的直方图,根据存在直方图中的最大频度的速度分量的频谱图像进行最优化。

[0006] 在专利文献2记载的方法中,通过使速度范围等的调整自动化,具有能够避免以前手动进行的繁琐处理的效果。但是,在该方法中,为了自动调整,必须取得频谱图像,因此从开始频谱多普勒的测量到调整完成为止需要时间。一般,血流速度受到脉搏的影响,因此为了取得速度的直方图,需要进行一次心跳以上的测量,必须至少等待一秒以上。

[0007] 另外,专利文献2记载的方法还存在以下问题,即在初始设定的速度范围过窄的情况下产生折返,因此无法得到适当的直方图。

[0008] 专利文献1:日本特开2009-22463号

[0009] 专利文献2:日本专利5443082号公报

### 发明内容

[0010] 本发明的课题在于:提供一种超声波摄像装置,其具备以下功能,即在频谱多普勒的开始时,作为初始设定,设定对成为对象的血流来说最优的速度范围、基线。

[0011] 为了解决上述问题,在本发明中,在频谱多普勒之前执行的多普勒成像中,收集在频谱多普勒的对象测量位置处不产生血流速度的折返的测量条件(速度范围等)的设定所需要的信息,到频谱多普勒开始为止,计算出最优的测量条件,自动设定为初始设定。

[0012] 即,本发明的超声波摄像装置具备:收发电路,其经由超声波探头进行超声波信号的收发;运算部,其使用上述收发电路接收到的超声波信号,进行多普勒运算;控制部,其控制上述收发电路的动作,执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量,上述运算部具备:血流速度推定部,其使用在上述第二血流测量的超声波收发开始之前取得的超声波信号,推定不产生折返的血流速度;测量条件运算部,其使用上述不产生折返的血流速度,计算上述第二血流测量的测量条件。

[0013] 另外,本发明提供一种超声波摄像装置的控制方法,该超声波摄像装置具备:收发电路,其经由超声波探头进行超声波信号的收发;运算部,其使用上述收发电路接收到的超声波信号进行多普勒运算,该超声波摄像装置的控制方法包括:使上述收发电路执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量的步骤;通过上述运算部执行使用在上述第一血流测量中取得的超声波信号推定不产生折返的血流速度的运算、使用上述不产生折返的血流速度计算上述第二血流测量的测量条件的运算的步骤,其中,以上述运算部计算出的测量条件,开始上述第二血流测量的超声波信号的收发。

[0014] 根据本发明,能够在频谱多普勒开始时,没有延迟地设定为对对象血流来说最优的速度范围、基线。

## 附图说明

[0015] 图1是表示超声波摄像装置的整体结构的框图。

[0016] 图2是第一实施方式的测量条件运算部的功能框图。

[0017] 图3是表示第一实施方式的超声波摄像装置的动作的流程的流程图。

[0018] 图4的(a)、(b)分别是表示在彩色多普勒测量中显示在显示部中的UI的一个例子的图。

[0019] 图5是表示第一实施方式的测量条件运算部的处理的流程图。

[0020] 图6的(a)~(c)是表示避免折返用收发序列例子的图。

[0021] 图7是表示血流分布的直方图的例子的图。

[0022] 图8是说明根据直方图对最小血流速度和最大血流速度的计算的图,(a)表示折返修正前的血流速度分布,(b)表示折返修正后的血流速度分布。

[0023] 图9的(a)~(c)分别是表示血流速度推定部计算出的血流信息的显示例子的图。

[0024] 图10是表示变形例子1的测量条件运算部的处理的流程图。

[0025] 图11是第二实施方式的测量条件运算部的功能框图。

[0026] 图12是表示第二实施方式的处理的流程图。

[0027] 图13是表示变形例子3的收发序列例子的图。

[0028] 图14是说明变形例子3的测量位置候选的图。

[0029] 附图标记说明

[0030] 10:主体;20:超声波探头;30:输入部;40:显示部;60:收发电路;70:收发控制部(控制部);71:彩色多普勒控制部;72:频谱多普勒控制部;80:信号处理部(运算部);81:数据分配部;82:断层图像运算部;83:彩色多普勒运算部;84:频谱多普勒运算部;85:测量条件运算部;86:血流速度推定部;87:直方图生成部;88:测量位置计算部;90:显示图像生成部。

## 具体实施方式

[0031] 参照附图说明本发明的超声波摄像装置和摄像方法的实施方式。

[0032] 首先,使用图1说明各实施方式共通的超声波摄像装置的整体结构。超声波摄像装置100如图1所示,具备主体10、与被检体50接触而收发超声波的超声波探头20、用于由用户输入测量或控制所需要的条件等的输入部30、以及显示作为测量结果的图像、频谱以及UI的显示部40。

[0033] 主体10具备与超声波探头20连接的收发电路60、进行收发的定时等的控制的收发控制部70、使用接收到的信号进行多普勒运算、断层图像运算的信号处理部(运算部)80、生成显示到显示装置的图像的显示图像生成部90。此外,也可以具备除了收发的控制以外还控制装置的各要素的控制部,但在此假定收发控制部70也作为统一的控制部而发挥功能。

[0034] 本实施方式的超声波摄像装置执行将血流信息可视化为二维分布的测量(彩色多普勒)、对预定的区域的血流速度进行频谱显示的血流测量(频谱多普勒)这2个测量。因此,输入部30一般除了具有设定摄像条件、扫描条件的功能以外,还具有用于选择测量模式的功能(测量模式选择部)31、选择在频谱多普勒中成为测量对象的位置的功能(测量对象选择部)32等。此外,作为摄像方法,有拍摄二维的截面的平面摄像方法、拍摄三维区域的立体摄像方法,可以是其中任意一个。另外,频谱多普勒的扫描方式可以是使用连续波的方式和使用脉冲波的方式的任意一个。

[0035] 超声波探头20是在一维方向或二维方向上排列了多个传感器(振子)的装置,将来自收发电路60的电信号作为超声波信号向被检体10照射,并且检测作为来自被检体10的反射波的回波信号。

[0036] 收发电路60具备:发送电路(超声波发送部),其具备产生预定频率的信号的振荡器,以预定的扫描方式向超声波探头发送驱动信号;接收电路(超声波接收部),其对通过超声波探头接收到的回波信号进行整相相加、检波、放大等信号处理。可以构成为发送电路具备对超声波探头的各振子赋予个别的延迟时间,并对超声波波束赋予指向性的发送波束形成器61,另外,接收电路具备对被各振子接收到的信号赋予延迟时间而相加的接收波束形成器(整相相加部)62。在波束形成后从接收电路输出的接收信号是具有依存于血流速度的频率分量的RF(射频:Radio Frequency)信号,作为每帧的数据(帧数据)输入到信号处理部50。此外,在接收电路内或接收电路的后级具备A/D变换器,RF信号作为进行了A/D变换后的数字信号,输入到信号处理部50。

[0037] 收发控制部70具备彩色多普勒控制部71、频谱多普勒控制部72,与输入部30接受的测量模式对应地控制收发电路60的动作,使得分别以摄像条件、扫描条件进行测量。在本实施方式中,控制收发电路60使得连续执行彩色多普勒和频谱多普勒这2个测量。另外,收发控制部70与通常的彩色多普勒的扫描(超声波波束的扫描)并行地,或在从彩色多普勒向频谱多普勒转移的期间(中间期间)中,收发用于推定在频谱多普勒中不产生折返的速度的脉冲波。

[0038] 信号处理部80对通过接收电路接收到的信号(数字RF信号)进行处理,制作超声波断层图像、计算血流速度。因此,信号处理部80具备:数据分配部81,其与测量模式对应地将接收到的信号(帧数据)分配为断层图像制作用的信号、血流速度计算用的信号,并具备以下的运算部等:断层图像运算部82,其生成B模式像等断层像;彩色多普勒运算部83,其计算

多普勒速度等二维血流信息,并进行彩色映射;频谱多普勒运算部84,其计算预定区域的血流速度,取得频谱;测量条件运算部85,其计算频谱多普勒测量的测量条件。

[0039] 断层图像运算部82、彩色多普勒运算部83以及频谱多普勒运算部84进行的运算与现有的超声波摄像装置相同,只要没有特别必要,则省略说明。

[0040] 测量条件运算部85在基于彩色多普勒控制部71的控制而进行测量的期间,自动或根据经由输入部30输入的指示,推定无折返速度(修正了折返后的血流速度),并且使用推定出的无折返速度计算速度范围、基线位置。因此,测量条件运算部85如图2所示,包括血流速度推定部86,进而也可以具备用于计算预定期间的最小和最大血流速度的直方图生成部87。此外,也可以由彩色多普勒运算部83实现血流速度推定部86的功能。

[0041] 显示图像生成部90例如通过扫描变换器对上述各运算部82~85生成的数据进行扫描变换等,变换为用于显示到显示部40的图像数据,并且与应该附带于图像数据来显示的摄像条件、被检体信息等数据组合地生成显示图像。

[0042] 可以在具备存储器、CPU(中央处理单元)或GPU(图形处理单元)的计算机中,由CPU等读入并执行包含每个功能部的运算算法的程序,由此实现上述信号处理部80(运算部)和收发控制部70(控制部)的功能的一部分或全部。另外,也可以用ASIC(专用集成电路, Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(现场可编程门阵列)等硬件来实现运算部的一部分功能。

[0043] 显示部40除了能够显示由显示图像生成部90生成的图像以外,还能够显示作为输入部发挥功能的GUI等。在显示部40中,还显示所设定的摄像条件、缺省设定的摄像条件、成为摄像的指导的信息、图像等。

[0044] 以下,说明利用了上述超声波摄像装置的血流测量的实施方式。

[0045] <第一实施方式>

[0046] 在本实施方式中,在多普勒模式下,接着彩色多普勒测量(第一血流测量)而执行频谱多普勒测量(第二血流测量),在从彩色多普勒测量向频谱多普勒测量转移的中间期间,计算并设定频谱多普勒测量的初始测量条件。在图3中表示本实施方式的摄像的流程。

[0047] 如果经由输入部30(测量模式选择部31)选择了多普勒模式的测量模式,则首先作为用于确定测量对象的测量,收发控制部70开始B模式的测量(S31)。B模式的测量是用于取得被检体的断层图像的测量,在收发电路60中向二维或三维区域扫描B模式用的超声波脉冲,接收从该区域反射的超声波信号,在断层图像运算部82中制作表示来自各位置的信号的强度的图像数据。显示图像生成部90制作将信号强度变换为亮度值所得的断层图像,并显示到显示部40。至少进行1帧的B模式测量。

[0048] 如果用户根据显示在显示部40中的断层图像,经由输入部30(测量区域选择部32)选择了作为测量对象的血管、心脏等部位,则发送控制部(彩色多普勒控制部71)开始彩色多普勒的测量(S32)。即,以预定的帧速率扫描所选择的区域,测量该区域的血流速度。在彩色多普勒测量中,对每个扫描线以预定的重复频率多次收发超声波脉冲。彩色多普勒运算部83针对通过多次的收发而得到的接收信号,通过自相关运算等公知的运算方法,计算出多普勒偏移量,计算出血流速度。在此得到的血流速度的信息是超声波脉冲的一个波束的线上的区域的血流速度的平均值或每个采样的血流速度。彩色多普勒运算部83也可以进而使用通过多次的收发而得到的接收信号,计算出血流的能量、方差的信息。

[0049] 通过彩色多普勒测量得到的血流信息重叠到通过前面的B模式测量得到的断层图像上,显示到显示部40。在该状态下,如果用户经由输入部30输入了用于向频谱多普勒模式转移的指示(例如操作频谱多普勒模式“开”的按键),则如图4的(a)所示,在显示彩色多普勒的测量区域405的断层图像及其测定范围的画面400上,显示频谱多普勒的测量位置选择用的光标401(S33)。在该时刻,测量控制部70接受测量模式的转移指示,但继续进行彩色多普勒用超声波脉冲的收发,而不开始频谱多普勒用超声波脉冲的收发。

[0050] 频谱多普勒的测量位置选择用的光标401是用户能够操作的UI,用户使用鼠标等指点设备在画面上操作光标401,由此指定超声波波束方向、确定测量位置的采样窗口402。在图示的例子中,设定了被设定在彩色多普勒的扫描范围1~m中的扫描线x上的采样e~采样f的采样窗口。通过这样的光标401的操作,确定频谱多普勒的测量位置。接着,如果由用户输入了频谱多普勒测量开始的指示,则在该测量位置开始频谱多普勒用脉冲的收发(S35)。

[0051] 在从该测量位置选择(S33)到频谱多普勒测量开始(S35)的期间、即从继续进行彩色多普勒的收发但没有开始频谱多普勒用的超声波的收发起的转移期(中间期间)中,测量条件运算部85进行用于计算频谱多普勒的测量条件的运算(S34)。因此,首先血流速度推定部86进行以下运算,即使用在继续进行彩色多普勒测量的期间取得的信号推定无折返的血流速度。测量条件运算部85使用该推定出的无折返血流速度计算出测量条件。测量条件包括速度范围和基线。

[0052] 以下,参照图5说明中间期间的处理(S34)的详细。

[0053] 测量控制部70向收发电路60发送指令,将在步骤S33中确定的测量位置或包含它的窄区域(扫描线x及其近旁的扫描线)作为对象,进行为了推定无折返血流速度所需要的超声波信号的收发(S341)。推定无折返血流速度的方法有收发避免折返用脉冲来计算无折返速度的方法、修正有折返的速度来计算无折返速度的方法等几个公知的方法,但在本实施方式中,说明采用利用避免折返用脉冲的方法的情况。

[0054] 作为避免折返用脉冲序列,既可以使用公知的不均等间隔发送彩色多普勒法的收发序列,也可以使用本申请人提出的方法(日本特愿2018-40908号:称为在先申请)。公知的方法是按照2个以上的不同PRT进行收发,使用这些PRT的比推定无折返速度,例如如图6的(a)所示,使PRT交替不同地进行发送(不均等间隔发送),接收PRT为prt1的信号的组、为prt2的信号的组。另外,在先申请所记载的方法采用如图6的(b)所示,在交替地重复prt1和prt2后重复进行一方(在图中为prt1)的收发序列、如图6的(c)所示按照预定的规则重复进行prt1和prt2的收发序列。由此,在血流速度推定中,不只是prt1的信号的组和prt2的信号的组,还利用作为第三PRT的prt3(=prt1+prt2)的信号的组,抑制伴随着使用多种PRT而产生的帧速率的降低。

[0055] 在任意的方法中,都将prt1和prti(i=2以上的整数)确定为满足以下的关系。

[0056] [公式1]

[0057] 
$$prfi = (p_i/q_i) \times prf1 \quad (1)$$

[0058] 在公式中, $p_i$ 和 $q_i$ 是除不尽的关系的整数,根据“i”而不同。

[0059] 在通过光标401确定的波束线上或还包含其近旁的多个波束线上,进行依照该序列进行的超声波脉冲的收发,采样来自通过光标401指定的采样位置的反射波作为接收信

号。重复这样的收发,取得多个帧数据。

[0060] 数据分配部81针对每个帧数据,将通过利用了多个PRT的序列得到的接收信号分为每个PRT的信号的组(例如成为prt1的信号的组和成为prt2的信号的组),传递到测量条件运算部85(血流速度推定部86)(S342)。此外,数据分配部81的主要功能是与测量模式对应的信号的分配、即例如将通过B模式测量接收到的信号分配到断层图像运算部82,将通过彩色多普勒测量接收到的信号分配到彩色多普勒运算部83,但在本实施方式中,在如上述那样在多普勒测量中进行了用于推定无折返速度的收发的情况下,还进行每个PRT的信号的组的分配。其中,也可以将该功能与数据分配部81分别地,例如设置在测量条件运算部85的前级。

[0061] 血流速度推定部86使用不同的PRT的信号的组的数据,进行血流速度的推定(S343)。可以依照已知为不均等间隔发送多普勒法的公知的方法,进行血流速度的推定。即,如果设根据各PRT(prt1、prti)求出的包含折返的血流速度为 $V_{Di}$ ,尼奎斯特速度为 $V_{Ni}$ ,折返次数为 $n_{Ni}$ ,则可以用公式(2)表示应该推定出的无折返速度 $V_D$ 。

[0062] [公式2]

$$[0063] \quad V_D = V_{Di} + 2n_{Ni}V_{Ni} \quad (2)$$

[0064] 在此,尼奎斯特速度是 $V_N = (PRF \cdot C) / 4f_o$ (PRF是脉冲重复频率,是PRT的倒数,C是超声波速度, $f_o$ 是超声波的发送频率)。

[0065] 另外,对于折返次数,根据公式(1),公式(3)的关系成立。

[0066] [公式3]

$$[0067] \quad V_{Ni} = (p_i/q_i) \times V_{Ni} \quad (3)$$

[0068] 由此,通过使用约束条件(公式(5)、公式(6))求解从公式(2)和(3)导出的下式(4),能够推定折返次数 $n_{Ni}$ 和 $n_{Ni}$ 。

[0069] [公式4]

$$[0070] \quad \text{nint}\{q_i \times [(V_{Di} - V_{Di}) / 2V_{Ni}]\} = n_{Ni}q_i - n_{Ni}p_i \quad (4)$$

[0071] 在公式(4)中,“nint”是向整数型的变换。

[0072] [公式5]

$$[0073] \quad |n_{Ni}q_i - n_{Ni}p_i| \leq (1/2) \times (p_i + q_i) \quad (5)$$

[0074] [公式6]

$$[0075] \quad |n_{Ni}| \leq \text{ceiling}[(q_i - 1) / 2] \quad (6)$$

[0076] 对每个PRT计算出无折返速度,因此血流速度推定部86取得其平均值,作为无折返速度。通过对各帧数据进行以上的运算,对每个帧数据得到无折返速度。在预定的期间中,将每个帧数据的无折返速度的信息积存到存储器内(S344)。一般,血流速度与心周期对应地变化。因此,理想的是至少在一个心周期(约1秒)内进行血流速度数据的积存。

[0077] 如果预定期间的数据积存结束,则直方图生成部87生成在预定的期间(例如1秒)内取得的血流速度的血流分布(直方图)。如在图7中表示的一个例子那样,与频度对应地描绘成为对象的光标及其近旁的速度,得到血流分布的直方图。这时,进行阈值处理(例如将最小血流速度的下限值作为阈值进行除去的处理)(S345),从血流速度数据中除去明显不包含在血流速度中的值。另一方面,在预定的期间内,如图4的(b)所示那样在一个帧内变更了光标401的位置的情况下,在下一个帧中将变更后的位置作为对象,重复进行上述步骤

S341~S344。在图4的(b)所示的例子中,光标从扫描线x变更到y,采样窗口从采样e~f变更到采样g~h,因此将该位置作为对象,进行用于推定无折返速度的收发,推定无折返速度。另外,如果在预定的期间内没有光标401位置的变更(S346),则最终得到预定的期间、例如相当于一个心周期的时间的血流速度的信息。

[0078] 测量条件运算部85使用这样得到的血流速度信息,计算频谱多普勒中的测量条件(速度范围和基线)(S347)。即,测量条件运算部85根据直方图生成部87生成的直方图,确定最小速度和最大速度,针对其幅度(最小速度与最大速度的差),将包含该幅度的适当的范围(例如120%)作为速度范围。另外,根据直方图,将基线设定在最大速度没有折返的位置。

[0079] 在图8中表示使用直方图确定最小速度和最大速度的情况。图8的(a)表示计算出的血流速度包含折返的情况(修正折返前)的血流分布,横轴 $\pm V$ 是彩色多普勒的测定范围。在包含折返的情况下,高速度分量的一部分向负方向折返,因此无法求出准确的最小血流速度和最大血流速度。对此,在扩大速度范围并进行了折返修正的情况下,如图8的(b)所示,得到没有折返的速度分布,正确地检测出最小血流速度和最大血流速度,因此能够设定适当的速度范围和基线。图8的(b)的横轴 $\pm aV$ 的“a”是修正折返后的速度范围扩大幅度。

[0080] 测量条件运算部85将计算出的速度范围和基线设定为接着的频谱多普勒测量的初始测量条件。在从彩色多普勒向频谱多普勒转移的中间期间、即从用户用位置指定用的光标401设定频谱多普勒的测量位置到进行频谱多普勒用脉冲的收发开始操作为止,进行以上的处理S341~S347。

[0081] 如果经由输入部30发出了频谱多普勒开始的指令,则频谱多普勒控制部72以所设定的测量条件(速度范围和基线)进行超声波脉冲的收发,开始测量(图3:S35)。

[0082] 在频谱多普勒测量中,向在步骤S33中通过光标401指定的测量位置(超声波波束方向)发送超声波,接收通过光标401指定的采样位置的反射波。接收信号的帧数据经由数据分配部81传递到频谱多普勒运算部84,在此逐次地进行频率分析,生成速度频谱。速度频谱通过显示图像生成部90变换为显示图像,显示到显示部40。

[0083] 在此,在频谱多普勒测量是按照规定的PRF发送超声波的脉冲多普勒的情况下,最大检测频率依存于PRF,由最大检测频率决定的最大检测速度也受到PRF的限制,但在初始设定的测量条件下,调整PRF等使得由最大检测速度决定的速度范围( $-V \sim +V$ )包含血流速度推定部86推定出的最大血流速度与最小血流速度的幅度,并且将基线设定在最大血流速度没有折返的位置。因此,例如如图9的(a)所示,在速度显示画面的适当的范围内显示血流频谱801。

[0084] 在图示的例子中,还在频谱上用线表示血流速度推定部86推定出的最大血流速度802和最小血流速度803,并且显示用于显示这些值的显示框805。在开始频谱多普勒测量时设定了适合的速度范围和基线,因此与血流频谱的显示开始同时地,不经过用户的调整就能够实现适当的显示。

[0085] 此外,在显示作为频谱多普勒测量结果的频谱之前,也可以如图9的(b)所示,在频谱显示画面中显示最大血流速度802以及最小血流速度803、血流速度显示框805。或者,也可以如图9的(c)所示,在频谱多普勒测量之前的显示画面、例如彩色多普勒中(中间期间)的显示画面中,显示血流速度显示框805。通过进行这样的显示,用户能够确认成为频谱多普勒测量的对象的测量位置的适当与否,或者根据情况决定是否需要频谱多普勒测量自

身。即,如果频谱多普勒测量的目的只是得到最大血流速度(峰值速度)的信息,则在该状态下,可以取消测量。

[0086] 根据本实施方式,在频谱多普勒之前执行的彩色多普勒测量的期间,推定无折返血流速度,根据它计算频谱多普勒的测量条件(速度范围和基线),并设定为初始条件,由此,不需要用户的调整,就能够与频谱多普勒开始同时地进行最优的速度范围的测量和频谱显示。

[0087] 另外,根据本实施方式,保证了计算测量条件的血流速度是无折返速度,因此在估算测量条件时,能够确定基于准确的直方图的最小和最大血流速度。

[0088] <变形例子1>

[0089] 在第一实施方式中,说明了在从彩色多普勒测量向频谱多普勒测量转移的中间期间中,执行用于推定无折返速度的收发序列和测量条件的运算,但也可以在从彩色多普勒测量中进行选择频谱多普勒的测量位置的光标操作到操作频谱多普勒开始按键为止的极短时间内进行,比避免折返用收发的实施时间短(约不满1秒)。在该情况下,例如如果按照缺省设定的速度范围等开始进行频谱多普勒用超声波脉冲的收发,则不会反映测量条件运算部85的结果。

[0090] 在本变形例子中,测量控制部70从通过光标操作选择测量位置到经过预定时间例如1秒为止,限制开始按键的操作,或者在操作开始按键后,到发送频谱多普勒用脉冲之前,设置延迟时间。由此,确保通过测量条件运算部85计算出的测量条件成为频谱多普勒的初始条件。在图10中表示进行这样的限制的测量控制部70的步骤。在图10中,用相同的附图标记表示与图3和图5相同的处理,省略重复的内容的说明。另外,在图10中,对作为彩色多普勒的前提的B模式测量步骤(图3:S31)省略图示。

[0091] 如果在彩色多普勒的测量中(S32),接受了测量位置的选择(S33),则将测量位置或包含它的窄区域作为对象,开始推定无折返速度以及根据它计算速度范围等(S34)。速度范围等的计算处理与图5所示的流程相同。如上述那样,例如在一个心周期内进行该处理,但如果在处理的中途,由用户操作了开始频谱多普勒中的收发的开始按键(S348),则判定一个心周期的数据积存和利用它的测量条件设定是否完成(S349),在没有完成的情况下,等待完成后开始收发(S35)。测量条件设定是否完成的判定,既可以如图所示那样,根据从接受了测量位置的选择时经过的时间来进行,也可以由频谱多普勒控制部72从测量条件运算部85接受测量条件,将缺省的测量条件被更新的时刻作为完成。

[0092] 根据本变形例子1,在中间期间极短而不满1秒的情况下,也能够可靠地使用根据在一个心周期内取得的接收信号计算出的无折返速度,能够保证准确的速度范围的设定。

[0093] 此外,在图10的流程中,根据控制信号使收发的开始延迟,但也可以通过在相当于延迟时间的时间内电气或机械地锁定开始按键来进行控制。

[0094] <变形例子2>

[0095] 在第一实施方式中,为了取得无折返血流速度,使用避免折返用收发序列,通过计算PRT不同的接收信号的对来计算无折返血流速度,但取得无折返血流速度的方法并不限于该方法,可以采用公知的折返修正的方法。在本变形例子中,图2的血流速度推定部86作为折返修正部发挥功能。

[0096] 作为折返修正法,具体可以采用以下这样的方法。

[0097] 互相关法:是以下的方法,即针对接收到的RF信号,通过互相关方法检测一个波长以上的运动,然后与通过自相关法得到的相位信息相加,由此求出没有折返的速度(例如,非专利文献2:Lai X.et al,[An Extended Autocorrelation Method for Estimation of Blood Velocity],IEEE TRANSACTION On ULTRASONICS,FERROELECTRICS,AND FREQUENCY CONTROL,VOL.44,No.6,1997所记载的方法等)。

[0098] 块匹配法(模板匹配)法:针对前后的帧数据,求出对应的点的对,将包含该对应点的周围的点的小区作为一个单位,求出帧之间的对应关系。根据对应点在前后帧之间的移动量求出速度。作为求出对应关系的基准,使用差的绝对值的和(SAD)、差的平方和(SDD)、归一化互相关等。

[0099] 在这些变形例子中,不需要执行图5所示那样的避免折返用发送序列,可以在选择了频谱多普勒的测量位置后,在与彩色多普勒相同的条件下进行收发,使用接收到的RF信号或帧数据计算无折返血流速度。另外,可以通过变更血流速度推定部86执行的算法,来实现本变形例子的无折返血流速度的计算(折返修正),除此以外的装置结构和测量步骤与第一实施方式相同。

[0100] <第二实施方式>

[0101] 在第一实施方式中,用户操作光标,由此选择频谱多普勒测量的测量位置,但在本实施方式中,使用通过彩色多普勒测量得到的信息,自动地计算出频谱多普勒测量的测量位置。

[0102] 本实施方式的测量条件运算部85如图11所示,除了具备血流速度推定部86以外,还具备测量位置计算部88。另外,彩色多普勒运算部83使用彩色多普勒的测量区域的每个采样的血流速度,计算血流的能量和方差。血流测量位置计算部88使用彩色多普勒运算部83计算出的血流速度、能量以及方差的至少一个,确定测量位置。

[0103] 在图12中表示本实施方式的处理的流程。在图12中,用相同的附图标记表示进行与表示第一实施方式的处理的图3和图5的步骤相同的处理的步骤,省略重复的说明。另外,在图12中,对作为彩色多普勒的前提的B模式测量步骤(图3:S31),省略图示。

[0104] 在本实施方式中,也与第一实施方式同样地,在多普勒模式下,接着彩色多普勒测量(S32)执行频谱多普勒测量(S35),在从彩色多普勒测量向频谱多普勒测量转移的中间期间,计算并设定频谱多普勒测量的初始测量条件。

[0105] 彩色多普勒运算部82使用通过彩色多普勒测量而得到的RF信号,计算血流的速度、能量以及方差(S331)。可以根据以下的公式(7)~(9)求出某点的速度Vel、信号的能量Pow以及方差Var,并对每个采样量(测量点)进行计算。

[0106] [公式7]

$$[0107] \quad Vel = \sum_N E_N * \overline{E_{N-1}} \quad (7)$$

[0108] [公式8]

$$[0109] \quad Pow = \sum_N E_N * \overline{E_N} \quad (8)$$

[0110] [公式9]

$$[0111] \quad Var = 1 - \frac{|\sum_N E_N * \overline{E_{N-1}}|}{Pow} \quad (9)$$

[0112] 在公式中,E是正交检波后的IQ信号,N是数据组数(以下相同)。

[0113] 一般,频谱多普勒将血流速度或能量最大的位置、方差高的位置作为测量对象。因此,测量位置计算部87针对预先确定的参数(血流速度、能量、方差),自动地将各测量点中的参数值取最大值的测量点设定为测量位置(S332)。设定的测量位置可以是一个,也可以是多个。

[0114] 测量条件运算部85针对所设定的测量位置,与第一实施方式同样地进行用于推定无折返速度的处理(S34)。即,例如使用进行不均等间隔发送而得到的接收信号,推定无折返速度(速度推定部86),根据在预定时间(约1秒)的期间得到的无折返速度的直方图,求出最小血流速度和最大血流速度,计算出频谱多普勒中的速度范围和基线。接着,将计算出的速度范围和基线设定为频谱多普勒的初始测量条件。

[0115] 测量位置计算部87也可以向显示图像生成部90发送自动设定的测量位置的位置信息,并显示到彩色多普勒的显示画面上(S333)。由此,用户能够确认自动设定的测量位置。这时,也可以构成为接受用户对测量位置的变更,在用户变更了测量位置的情况下,与第一实施方式同样地,接受测量位置的变更(S334)。

[0116] 如果测量位置计算部87确定了测量位置,则在该时刻,测量控制部70执行第一实施方式的步骤S34(图4的S341~S347),在开始频谱多普勒之前,设定该初始测量条件。在将测量位置显示在显示画面上,用户对其进行了变更的情况下,与在第一实施方式中通过用户的光标操作而选择测量位置的情况同样地,执行上述步骤S34。

[0117] 在本实施方式中,通过使用推定出的无折返速度,也能够设定准确的速度范围和基线,并且不经由用户就能够在开始频谱多普勒时设定这些测量条件。另外,在本实施方式中,通过对测量位置的设定也进行自动化,能够进一步减少用户的等待时间,提高方便性。

[0118] <变形例子3>

[0119] 在第一实施方式中,在彩色多普勒和频谱多普勒之间、即中间期间,执行取得为了推定无折返血流速度所需要的信号的收发序列(避免折返用收发序列),但也可以在彩色多普勒的收发中进行这样的序列。

[0120] 此外,在第一实施方式中,还可以在执行避免折返用收发序列后,到开始频谱多普勒收发为止,继续进行彩色多普勒的收发序列,因此可以在彩色多普勒测量中进行避免折返用收发序列的执行、以及此后的测量条件运算,但本变形例子3的特征在于:不等待用户对测量位置的选择,就执行避免折返用收发序列。

[0121] 在图13中表示本变形例子的收发序列的例子。在图中,在彩色多普勒的收发序列131中,一个四边形表示1到多个帧数据的收发。在本变形例子中,如图示那样,在彩色多普勒中,例如在每次取得1帧数据时,在预定期间(约1秒)执行避免折返用收发序列132(图6的任意一个),取得无折返速度(最小血流速度、最大血流速度)。在彩色多普勒的收发131的期间进行的收发序列132是在确定频谱多普勒的测量位置之前,超声波波束的方向和采样位置并没有确定,因此通过其他单元进行设定。例如如图14所示,在彩色多普勒的扫描范围内,预先自动或手动地设定1到多个成为测量位置候选的扫描线x1、x2和深度,将该扫描线或包含该扫描线的多个扫描线作为收发序列132的测量对象。在候选有多个的情况下,对每个候选计算无折返速度。另外,在测量位置计算部87通过第二实施方式的方法自动地计算出测量位置的情况下,测量位置计算部87也可以在对彩色多普勒的每个帧计算出的测量位

置,执行收发序列132。

[0122] 测量条件运算部85在存在多个测量位置的情况下,对每个测量位置,将通过收发序列132取得的血流信息(根据无折返速度求出的最小血流速度、最大血流速度)积存到存储器内。

[0123] 如果在从彩色多普勒向频谱多普勒转移时,即在彩色多普勒的测量中,输入了将测量模式切换到频谱多普勒的指示,则控制部70将用于选择频谱多普勒的测量位置的光标401(图4)显示到显示部40。作为该光标401的初始位置,显示作为收发序列132的测量对象的测量位置。在有多个测量位置候选的情况下,也可以显示多个测量位置候选。

[0124] 在用户通过光标操作选择出的测量位置与作为初始位置显示的测量位置候选的位置或多个测量位置候选的任意一个相同或接近的情况下,可以看作最小和最大血流速度大致相同,因此可以不另外对用户选择的测量位置进行测量条件设定处理(图5,S34),而根据基于积存的测量位置候选的血流信息确定的速度范围和基线,在用户选择的测量位置开始频谱多普勒测量(收发序列133)。

[0125] 根据本变形例子,即使在确定频谱多普勒的测量位置之前,也能够彩色多普勒测量的收发序列的中途,预备地确定频谱多普勒的测量条件。由此,能够在频谱多普勒中确保准确的速度范围等的设定,同时进一步提高用户的方便性。

[0126] 以上,说明了本发明的超声波摄像装置及其控制方法的实施方式,但本发明并不限于这些实施方式,也可以追加公知的要素、或省略要素的一部分。另外,只要技术上不矛盾,则各实施方式和变形例子也能够适当地组合,这样的组合也包含在本发明的实施方式中。

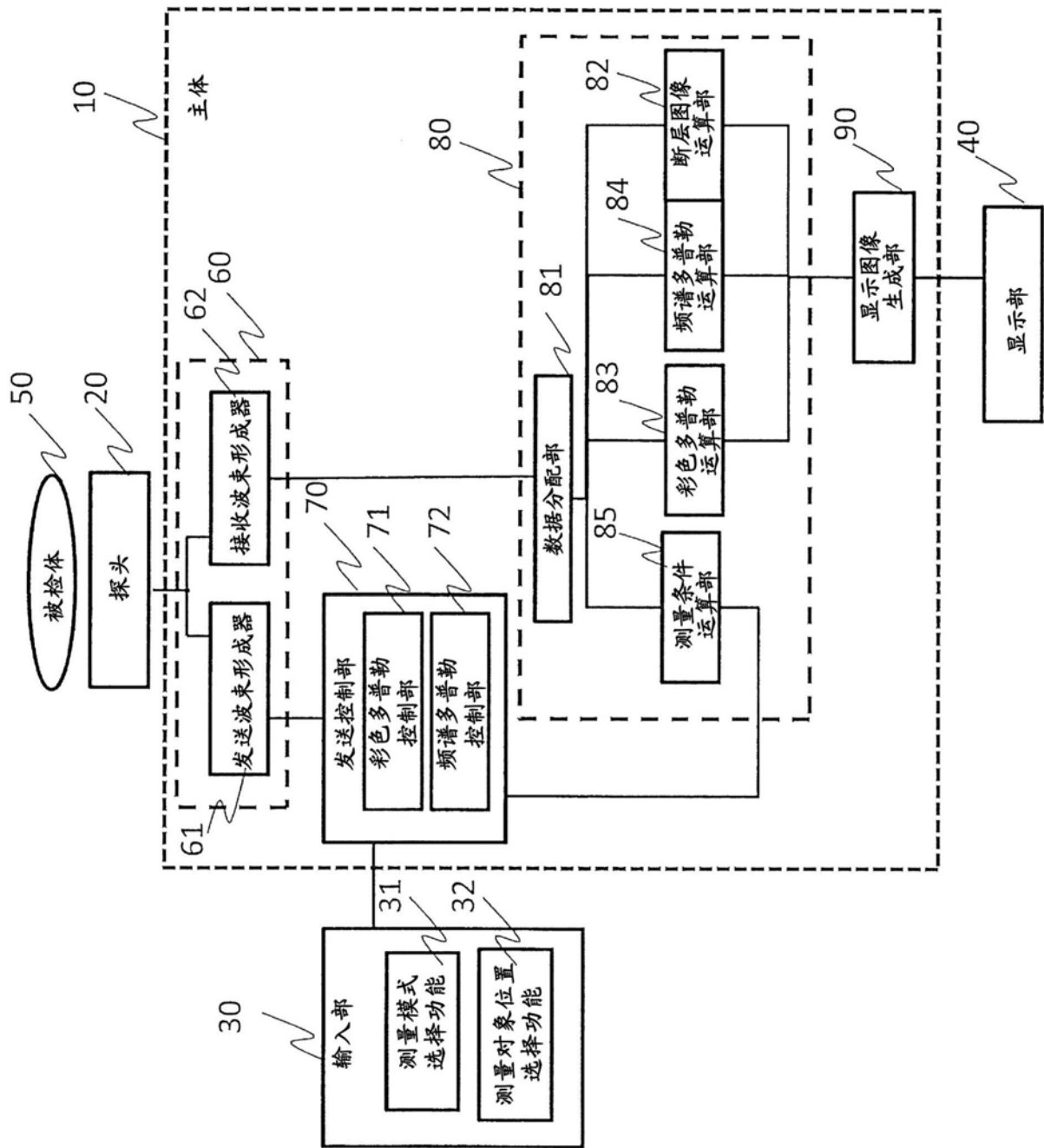


图1

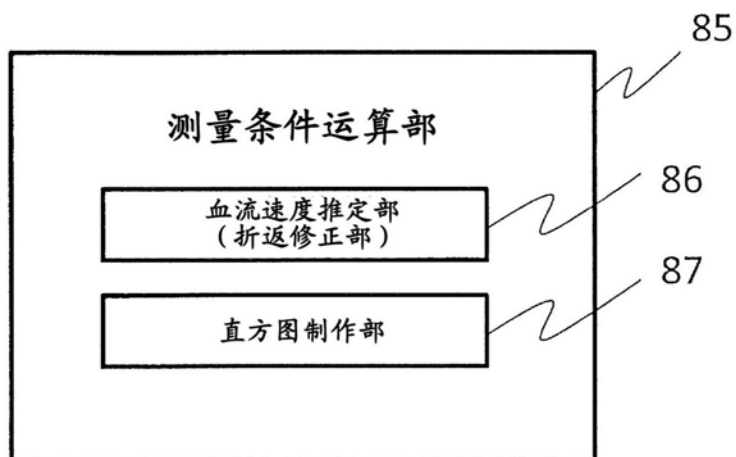


图2

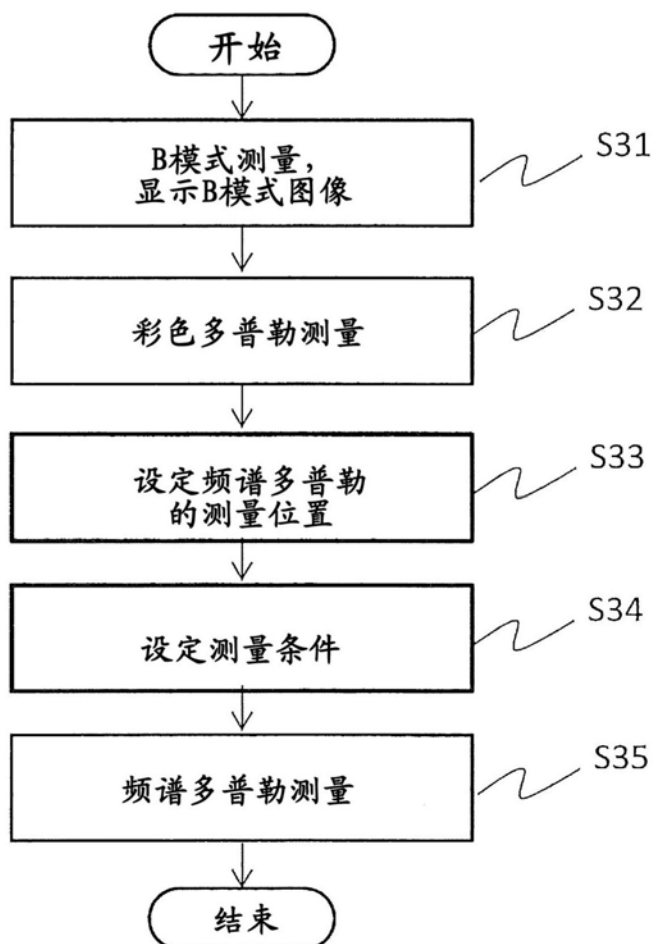


图3

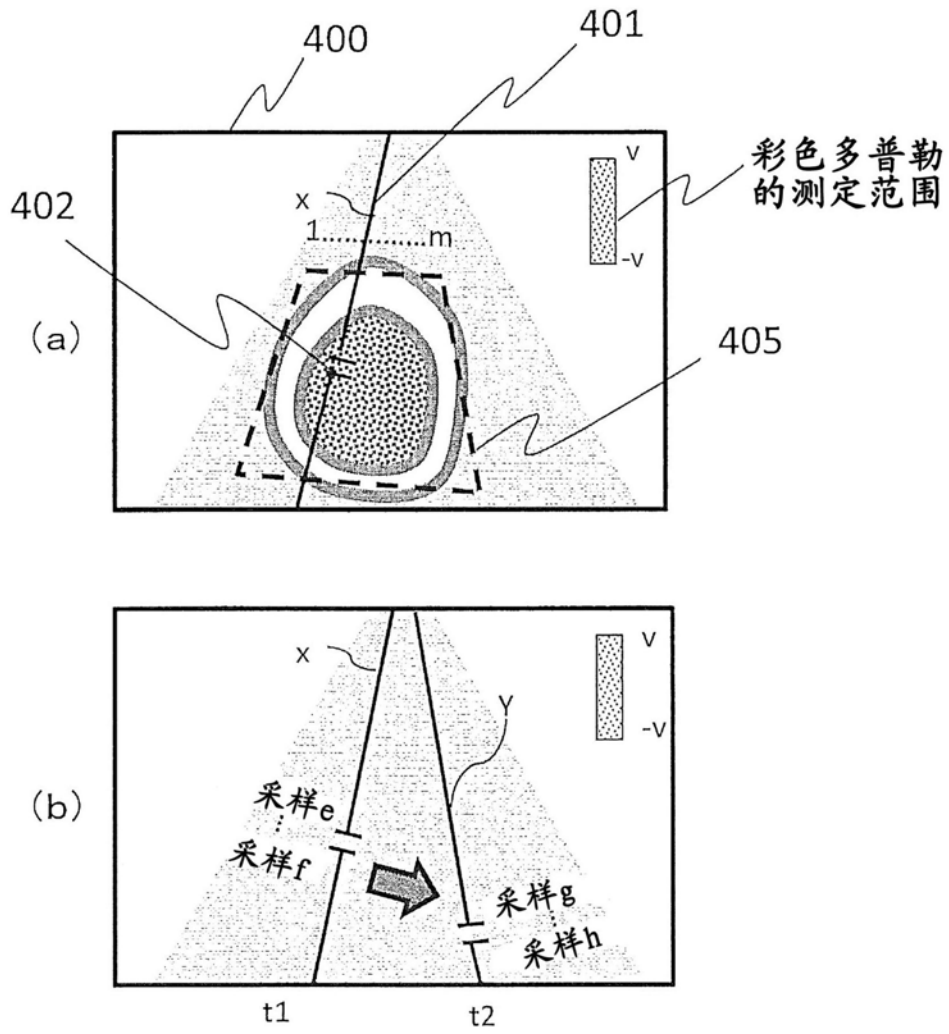


图4

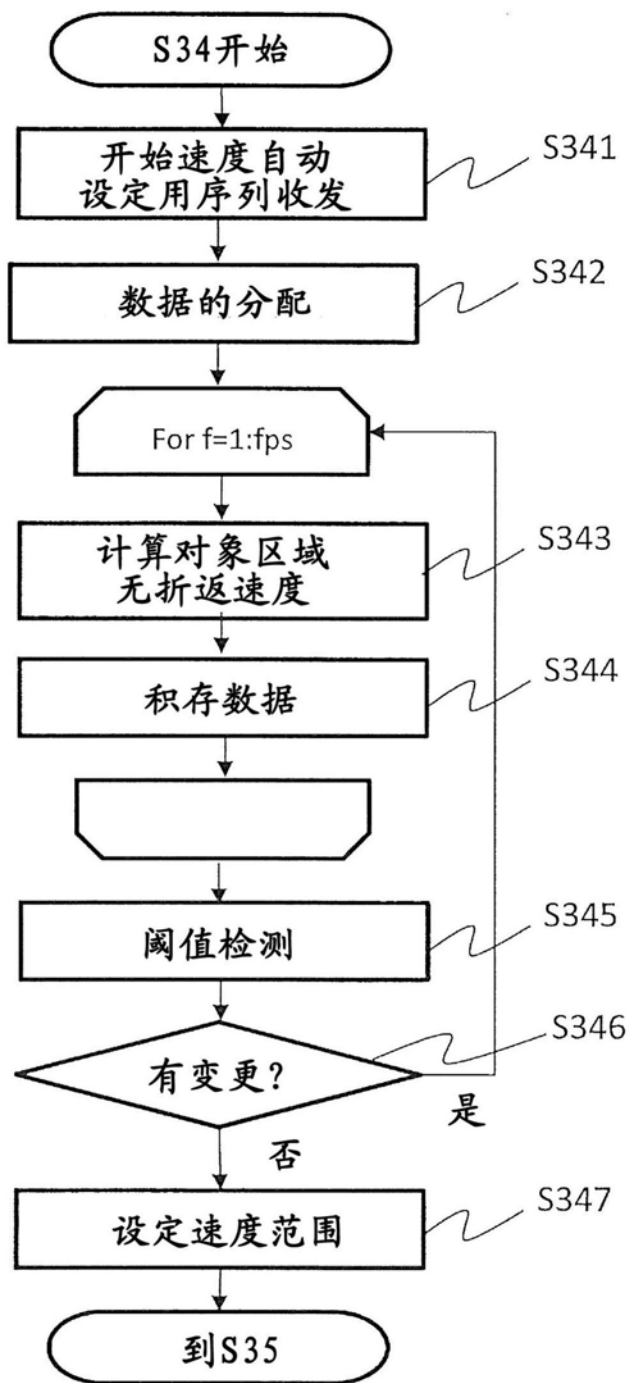


图5

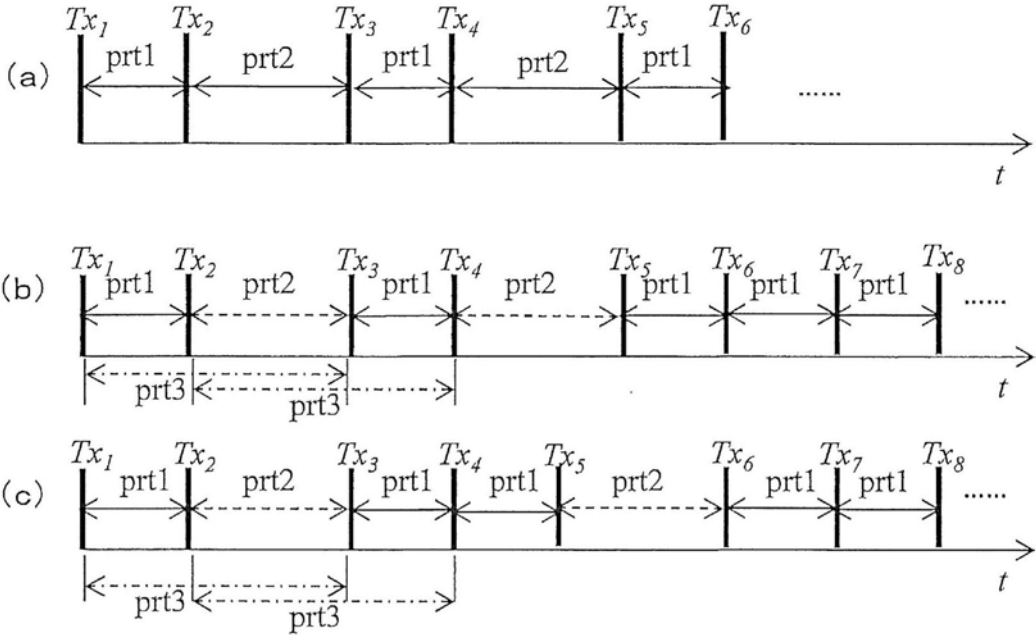


图6

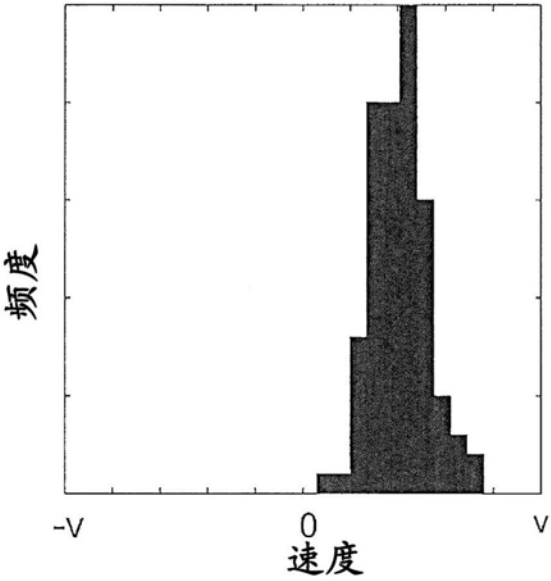


图7

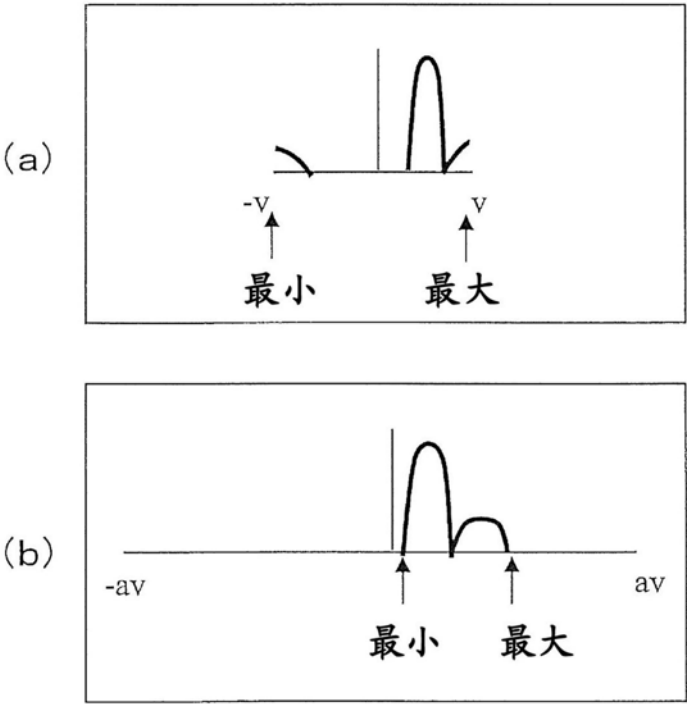


图8

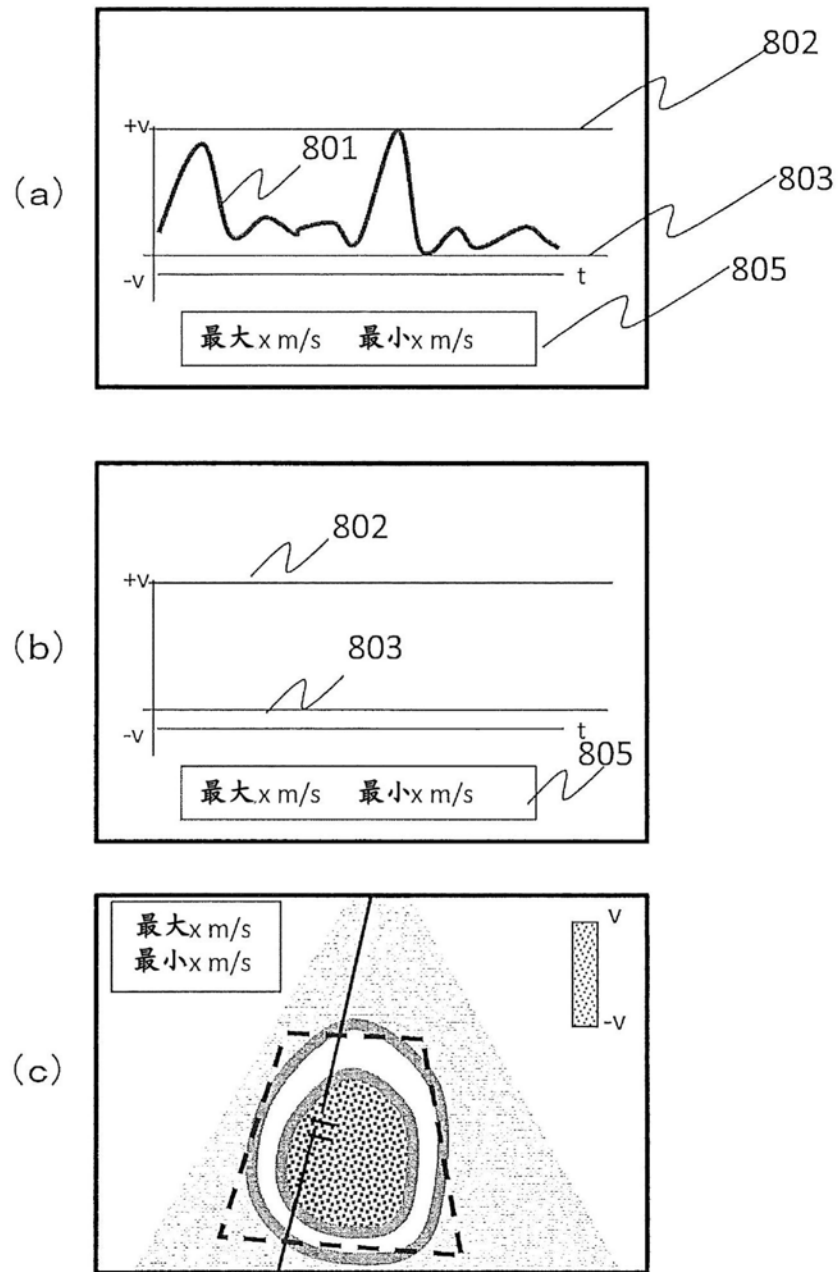


图9

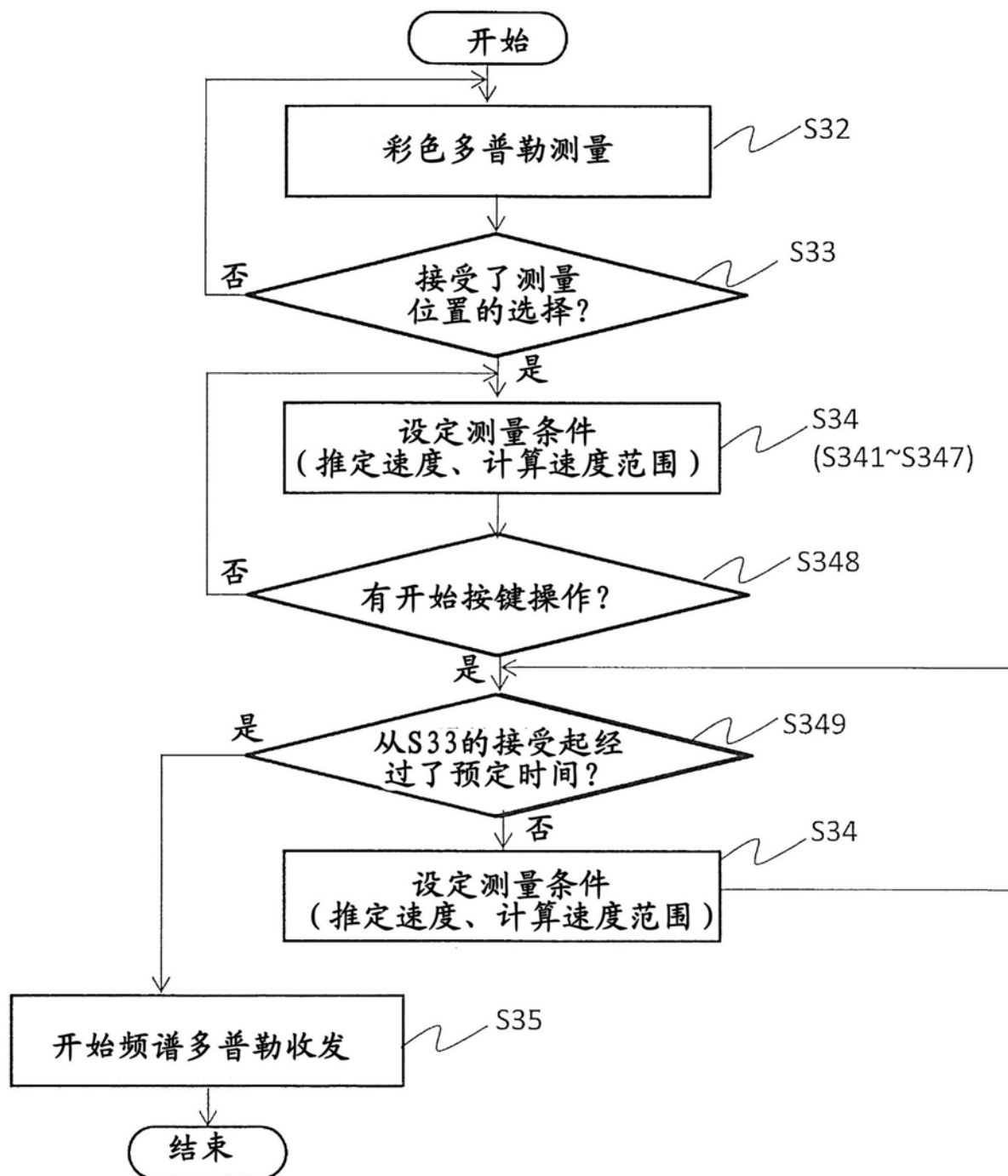


图10

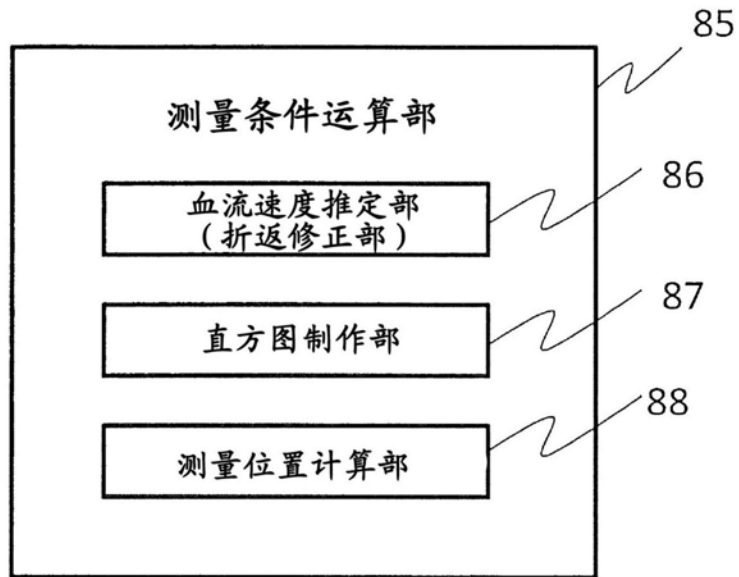


图11

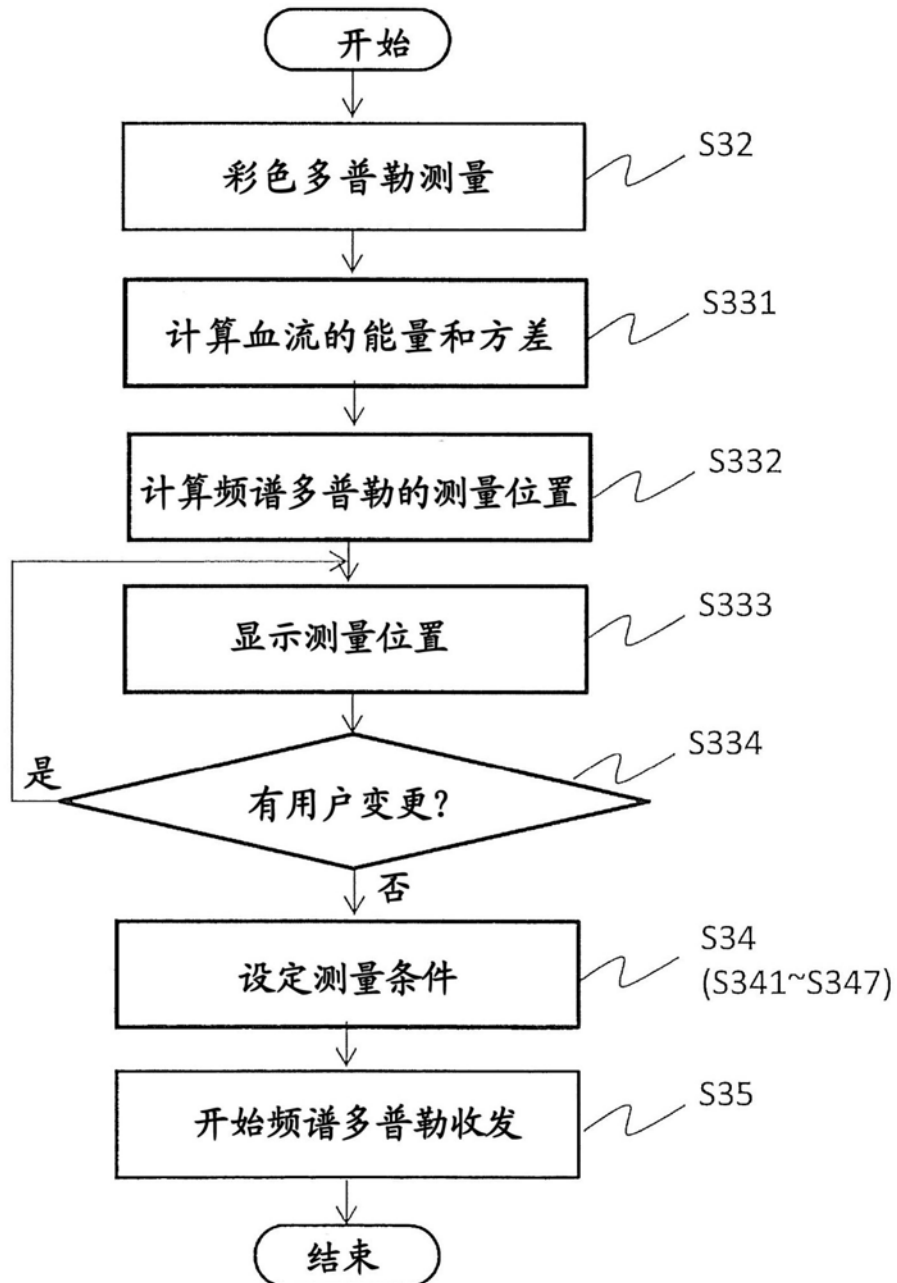


图12

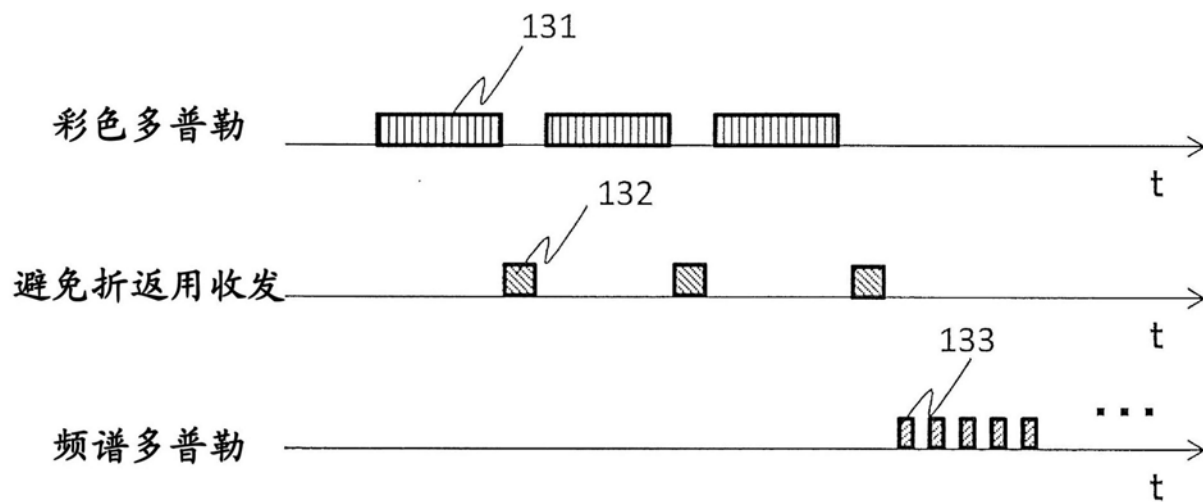


图13

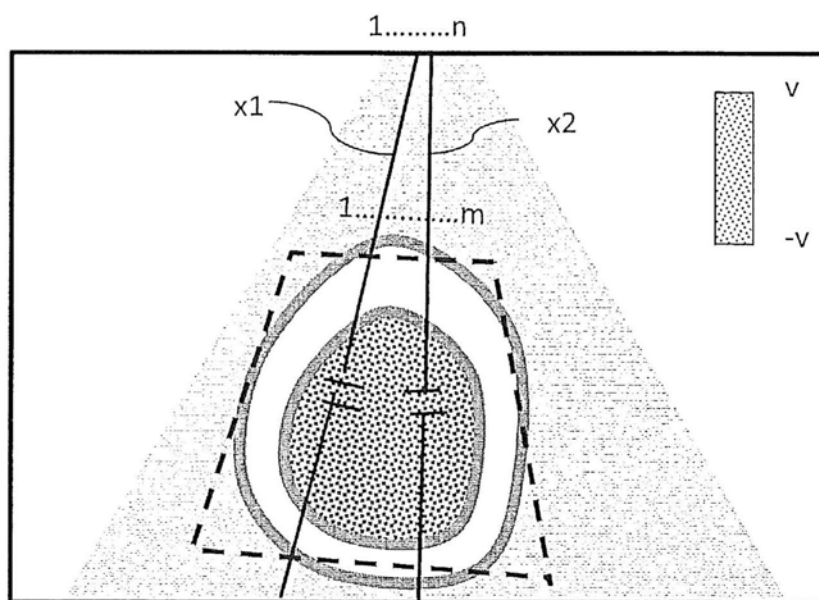


图14

|                |                              |         |            |
|----------------|------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波摄像装置及其控制方法                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN111329522A</a> | 公开(公告)日 | 2020-06-26 |
| 申请号            | CN2019111046355.3            | 申请日     | 2019-10-30 |
| [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         | 浅见玲衣<br>藤井信彦<br>田中宏树         |         |            |
| 发明人            | 浅见玲衣<br>藤井信彦<br>田中宏树         |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06                     |         |            |
| 代理人(译)         | 曹鑫                           |         |            |
| 优先权            | 2018237370 2018-12-19 JP     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">SIPO</a>         |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种超声波摄像装置及其控制方法，其具备以下功能，即在频谱多普勒的开始时，作为初始设定而设定对成为对象的血流来说最优的速度范围、基线。控制超声波摄像装置的收发的控制部执行取得血流信息的二维分布的第一血流测量、取得血流速度的频谱的第二血流测量。进行多普勒运算的运算部具备：血流速度推定部，其推定不产生折返的血流速度；测量条件运算部，其使用上述不产生折返的血流速度，计算出上述第二血流测量的测量条件，其中，控制部以测量条件运算部计算出的测量条件，开始第二血流测量。

