



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112450976 A

(43) 申请公布日 2021.03.09

(21) 申请号 202011336457.1

(22) 申请日 2016.12.02

(30) 优先权数据

2015-237845 2015.12.04 JP

2016-228341 2016.11.24 JP

(62) 分案原申请数据

201611093028.X 2016.12.02

(71) 申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72) 发明人 本庄泰德 渡边正毅 川岸哲也

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘英华

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

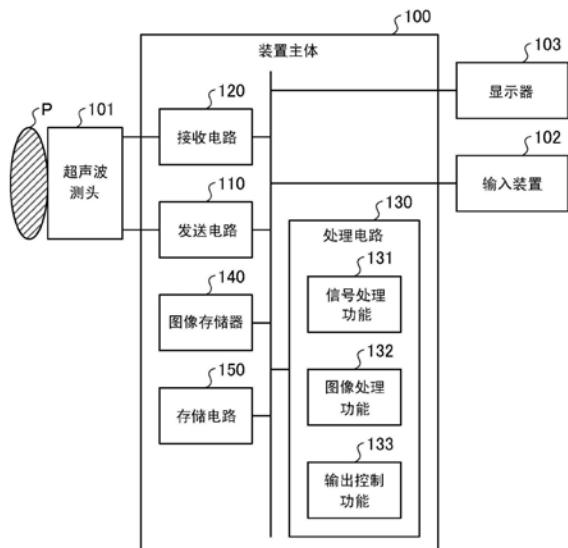
权利要求书2页 说明书18页 附图14页

(54) 发明名称

解析装置

(57) 摘要

实施方式涉及解析装置。提供能够评价生物体组织的粘性的解析装置。实施方式的解析装置具备处理部，该处理部检测在物体内传播的剪切波，并不依赖于与粘弹性有关的物理模型，而使用通过解析所检测到的所述剪切波而计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布来计算表示所述物体内粘性的指标值，该指标值是对相位差的变化或相位速度的变化进行表示的指标值。



1. 一种解析装置,具备处理部,

该处理部检测在物体内传播的剪切波,并不依赖于与粘弹性有关的物理模型,而使用通过解析所检测到的所述剪切波而计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布来计算表示所述物体内的粘性的指标值,该指标值是对相位差的变化或相位速度的变化进行表示的指标值。

2. 根据权利要求1所述的解析装置,所述指标值包括使用通过解析所述剪切波计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布计算的斜率、残差平方和及面积中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部通过将与所述指标值对应的属性分配给与通过解析所述剪切波计算出的相位差或者相位速度的计算位置对应的位置,从而生成指标图像。

4. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,计算使用了多个所述指标值的统计值。

5. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,在不同的多个扫描范围的每个扫描范围检测所述剪切波的情况下,重复扫描相邻的扫描范围彼此中的至少1个位置,使用重复扫描的位置的相位将在该相邻的扫描范围中包括的各位置计算的相位连结。

6. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,通过对于对沿着所述剪切波的传播方向的多个位置分别检测到的所述剪切波的频率解析,计算所述剪切波中包括的多个频率成分的每个频率成分的相位。

7. 根据权利要求6所述的解析装置,所述处理部,在所述频率解析之前,对于对所述多个位置分别检测到的所述剪切波,进行对在各个位置检测的所述剪切波的传播时间的差异进行了校正的窗函数处理。

8. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,通过计算沿着所述剪切波的传播方向的多个位置的所述物体内的运动,检测所述剪切波。

9. 根据权利要求8所述的解析装置,所述处理部,计算沿着所述剪切波的传播方向的多个位置的位移、速度或者加速度,作为所述物体内的运动。

10. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,对于3个以上的频率成分,分别使用通过解析所述剪切波计算出的相位差或者相位速度,计算所述指标值。

11. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,对于3个以上的位置,分别使用通过解析所述剪切波计算出的相位,计算相位差或者相位速度。

12. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,使用利用超声波的反射或者磁共振所收集到的信号,检测所述剪切波。

13. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,检测通过声辐射力或者外部加振产生的所述剪切波。

14. 根据权利要求1所述的解析装置,所述处理部,生成按每个频率成分绘制了通过解析所述剪切波计算出的相位差或者相位速度的曲线图。

15. 根据权利要求3所述的解析装置,所述处理部,计算使用了在所述指标图像上所设定的关注区域中包括的所述指标值的统计值。

16. 根据权利要求3所述的解析装置,所述处理部,生成对所述物体内的组织性状进行

表示的图像及基于所述剪切波传播到所述多个位置的每个位置的传播时间的图像中的至少一个图像，并将所生成的图像与所述指标图像同时显示。

17. 根据权利要求16所述的解析装置,所述处理部,生成分配了与所述传播时间对应的像素值的图像、分配了与根据所述传播时间计算的硬度对应的像素值的图像、表示所述传播时间大致相同的位置的图像、及分配了与所述传播时间的方差值对应的像素值的图像中的至少一个图像,作为基于所述传播时间的图像,并将作为基于所述传播时间的图像而生成的图像与所述指标图像同时显示。

18. 根据权利要求17所述的解析装置,所述处理部,在对同时显示的图像中的一个图像设定了第1关注区域的情况下,对其他的图像中的与该第1关注区域对应的位置设定第2关注区域,对于所设定的第1关注区域及第2关注区域,分别计算使用了各关注区域中包括的值的统计值。

19. 根据权利要求15所述的解析装置,所述处理部,将所述统计值输出至报告制作程序。

20. 一种解析装置,具备处理部,
该处理部,
对于沿着在物体内传播的剪切波的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的所述剪切波,
计算检测到的所述剪切波中包括的特定的频率成分的相位,
使用对各位置计算出的所述相位,计算相位差或者相位速度,
将对计算出的所述相位差的变化或者所述相位速度的变化进行表示的值作为表示所述物体内的粘性的指标值,将与所述指标值对应的属性分配给与所述相位差或者所述相位速度的计算位置对应的位置,从而生成指标图像,所述指标值是使用通过解析所检测到的所述剪切波而计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布而计算的。

解析装置

[0001] 本申请是本申请人于2016年12月2日提交的中国专利申请号为201611093028.X、发明名称为“解析装置”这一发明专利申请的分案申请。

[0002] 关联申请的参考

[0003] 本申请享受2015年12月4日提出了申请的日本国特许申请号2015-237845及2016年11月24日提出了申请的日本国特许申请号2016-228341的优先权的利益,该日本国特许申请的全部内容被引用于本申请。

技术领域

[0004] 实施方式涉及解析装置。

背景技术

[0005] 普遍认为生物体组织是具有粘性和弹性的粘弹性体,近年,为了评价该粘弹性,提出了各种方法。例如,公知有测定生物体组织的硬度(弹性)并将测定出的硬度的分布影像化的弹性成像(Elastography)。例如有SWE(Shear Wave Elastography;剪切波弹性成像),在该SWE(Shear Wave Elastography)中,对生物体组织赋予声辐射力而使基于剪切波(Shear Wave)的位移产生,通过经时性地观测所产生的位移计算剪切波的传播速度,根据所计算的传播速度求出弹性率。

[0006] 另外,例如,为了评价粘弹性,进行通过将生物体近似为模型来计算成为粘性的指标的值的处理。这里,所谓模型(model)例如是将粘性和弹性的现象式化而得到的近似式,公知有Maxwell模型、Voigt模型、三要素模型、多维Maxwell模型等。然而,表示粘弹性的值根据评价中使用的模型的差异而不同的情况被报告出来。

发明内容

[0007] 本发明要解决的课题在于,提供能够评价生物体组织的粘性的解析装置。

[0008] 实施方式的解析装置具备处理部,该处理部检测在物体内传播的剪切波,并不依赖于与粘弹性有关的物理模型,而使用通过解析所检测到的所述剪切波而计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布来计算表示所述物体内的粘性的指标值,该指标值是对相位差的变化或相位速度的变化进行表示的指标值。

[0009] 效果

[0010] 根据实施方式的解析装置,能够准确地评价生物体组织的粘性。

附图说明

[0011] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置的构成例的框(block)图。

[0012] 图2是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的剪切波的观测进行说明的图。

[0013] 图3是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的剪切波的检测进行说明的图。

[0014] 图4是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的相位速度的计算进行说明的图。

- [0015] 图5是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的指标值的计算进行说明的图。
- [0016] 图6是表示第1实施方式的指标图像的一例的图。
- [0017] 图7是表示第1实施方式的超声波诊断装置的处理步骤的流程图 (flowchart)。
- [0018] 图8是用于对基于第1实施方式的超声波诊断装置的指标值与所取得的位移的外形的关系进行说明的图。
- [0019] 图9是用于对剪切波的衰减进行说明的图。
- [0020] 图10是用于说明第2实施方式的处理电路的处理的图。
- [0021] 图11是用于说明第2实施方式的处理电路的处理的图。
- [0022] 图12是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的计测进行说明的图。
- [0023] 图13是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的同时显示进行说明的图。
- [0024] 图14是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的同时显示进行说明的图。
- [0025] 图15A及图15B是表示其他的实施方式的时间一空间方向的位移分布的一例的图。
- [0026] 图16是表示其他的实施方式的基于2维傅里叶 (Fourier) 变换的功率谱 (power spectrum) 分布的一例的图。
- [0027] 图17是表示其他的实施方式的粘性的指标值与取样 (sample) 位置的关系的图。
- [0028] 图18是用于对其他的实施方式的深度方向及方位方向上的指标值的计算进行说明的图。
- [0029] 图19A及图19B是表示其他的实施方式的其他的指标值的一例的图。

具体实施方式

- [0030] 下面,参考附图,说明实施方式的解析装置。在下面,作为解析装置的一例,对超声波诊断装置进行说明。
- [0031] (第1实施方式)
- [0032] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。如图1所示,第1实施方式的超声波诊断装置具备超声波测头 (probe) 101、输入装置102、显示器 (display) 103及装置主体100。超声波测头101、输入装置102及显示器103能够与装置主体100通信地连接。另外,被测体P不包括在超声波诊断装置的构成中。
- [0033] 超声波测头101具有多个振子(例如,压电振子),这多个振子基于从后述的装置主体100具有的发送电路110供给的驱动信号,产生超声波。另外,超声波测头101具有的多个振子接收来自被测体P的反射波并变换为电信号。另外,超声波测头101具有在振子上设置的整合层、及防止超声波从振子向后方传播的密封 (backing) 材等。另外,超声波测头101与装置主体100装卸自如地连接。
- [0034] 在从超声波测头101对被测体P发送超声波时,所发送的超声波在被测体P的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面被连续不断地反射,并作为反射波信号通过超声波测头101具有的多个振子来接收。接收的反射波信号的振幅依赖于超声波被反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲 (pulse) 在移动着的血流、心脏壁等的表面被反射的情况下反射波信号通过多普勒 (Doppler) 效应,依赖于移动体的相对于超声波发送方向的速度成分,受到频率偏移。
- [0035] 另外,无论图1所示的超声波测头101是多个压电振子按一列配置的1维超声波测

头的情况、是配置成一列的多个压电振子机械地摆动的1维超声波测头的情况、是多个压电振子按2维配置成格子状的2维超声波测头的情况的哪一情况,第1实施方式都能够适用。

[0036] 输入装置102有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触摸控制屏(touch command screen)、脚踏开关(foot switch)、跟踪球(track ball)、操纵杆(joystick)等,受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并对装置主体100转送所受理的各种设定请求。

[0037] 显示器103显示由超声波诊断装置的操作者使用输入装置102输入各种设定请求所用的GUI(Graphical User Interface;图形用户界面)、或显示在装置主体100中生成的超声波图像数据(data)等。

[0038] 装置主体100是基于超声波测头101接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置,如图1所示具有发送电路110、接收电路120、处理电路130、图像存储器(memory)140及存储电路150。发送电路110、接收电路120、处理电路130、图像存储器140及存储电路150能够互相通信地连接。

[0039] 发送电路110控制超声波发送时的发送指向性。具体而言,发送电路110具有速率脉冲(rate pulser)发生器、发送延迟部、发送脉冲发生器(pulser)等,对超声波测头101供给驱动信号。速率脉冲发生器以规定的速率频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。速率脉冲是以通过在发送延迟部通过而具有不同的发送延迟时间的状态向发送脉冲发生器施加电压。即,发送延迟部对速率脉冲发生器发生的各速率脉冲赋予将从超声波测头101发生的超声波会聚成束(beam)状并确定发送指向性所需的按每个振子的发送延迟时间。发送脉冲发生器按基于该速率脉冲的定时(timing),对超声波测头101施加驱动信号(驱动脉冲)。发送方向或者发送延迟时间被存储于后述的存储电路150,发送电路110参考存储电路150,控制发送指向性。

[0040] 驱动脉冲在从发送脉冲发生器经由电缆(cable)一直传递到超声波测头101内的振子为止后,在振子中从电信号被变换为机械的振动。该机械的振动在生物体内部作为超声波被发送。具有按每个振子而不同的发送延迟时间的超声波被会聚后沿规定方向传播。发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的发送延迟时间变化,从而任意地调整从振子面起的发送方向。发送电路110通过对发送超声波束所使用的振子的数量及位置(发送开口)和与构成发送开口的各振子的位置对应的发送延迟期间进行控制,从而赋予发送指向性。例如,发送电路110的发送延迟电路通过对由脉冲电路发生的各速率脉冲赋予发送延迟时间,控制超声波发送的深度方向上的会聚点(发送聚焦(focus))的位置。

[0041] 另外,发送电路110基于后述的处理电路130的指示,执行规定的扫描(scan)序列(sequence),因此具有能够瞬时地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。尤其是,发送驱动电压的变更通过能够瞬间地切换其值的线性放大器(linear amplifier)型的发送电路、或者对多个电源单元(unit)进行电气切换的机构来实现。

[0042] 超声波测头101发送出的超声波的反射波,在到达超声波测头101内部的振子后,在振子中,从机械的振动被变换为电信号(反射波信号),并被输入至接收电路120。

[0043] 接收电路120控制超声波接收时的接收指向性。具体而言,接收电路120具有前置放大器(pre-amplifier)、A/D变换部、接收延迟部及加法部等,对超声波测头101接收到的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。前置放大器将反射波信号按每个通道

(channel) 放大后进行增益 (gain) 校正处理。A/D 变换部对经增益校正后的反射波信号进行 A/D 变换，接收延迟部按每个通道赋予决定接收指向性所需要的接收延迟时间。加法部对被赋予接收延迟时间的反射波信号 (数字 (digital) 信号) 进行加法运算，生成反射波数据。通过加法器的加法处理，来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被强调。接收方向或者接收延迟时间被存储在后述的存储电路 150 中，接收电路 120 参考存储电路 150，控制接收指向性。另外，第 1 实施方式的接收电路 120 也能够进行并行同时接收。

[0044] 处理电路 130 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言，处理电路 130 基于经由输入装置 102 从操作者输入的各种设定请求、从存储电路 150 读入的各种控制程序及各种数据，控制发送电路 110 及接收电路 120 的处理。另外，处理电路 130 是处理部的一例。

[0045] 另外，处理电路 130 执行信号处理功能 131、图像处理功能 132 及输出控制功能 133。这里，处理电路 130 的构成要素即信号处理功能 131、图像处理功能 132 及输出控制功能 133 执行的各处理功能，例如以通过计算机 (computer) 可执行的程序 (program) 的方式被记录于存储电路 150。处理电路 130 是通过将各程序从存储电路 150 读出并执行从而实现与各程序对应的功能的处理器 (processor)。即，信号处理功能 131 是处理电路 130 将与信号处理功能 131 对应的程序从存储电路 150 读出并执行从而实现的功能。另外，图像处理功能 132 是处理电路 130 将与图像处理功能 132 对应的程序从存储电路 150 读出并执行从而实现的功能。另外，输出控制功能 133 是处理电路 130 将与输出控制功能 133 对应的程序从存储电路 150 读出并执行从而实现的功能。换句话说，读出了各程序的状态的处理电路 130 具有在图 1 的处理电路 130 内表示的各功能。

[0046] 信号处理功能 131 对于接收电路 120 从反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理。信号处理功能 131 对从接收电路 120 接收到的反射波数据进行对数放大、包络波检波处理等，生成每个取样点的信号强度用亮度的明亮度来表现的数据 (B 模式数据)。

[0047] 另外，信号处理功能 131 生成根据从接收电路 120 接收到的反射波数据而在扫描区域内的各取样点提取到基于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，信号处理功能 131 生成在各取样点提取到作为移动体的运动信息的平均速度、方差值、功率值等的多普勒数据。这里，所谓的移动体，例如是血流、心壁等的组织、造影剂。

[0048] 图像处理功能 132 根据信号处理功能 131 生成的数据生成超声波图像数据。图像处理功能 132 根据由信号处理功能 131 生成的 B 模式数据生成用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像数据。另外，图像处理功能 132 根据信号处理功能 131 生成的多普勒数据，生成表示移动体信息的多普勒图像数据。多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、功率图像数据、或者将它们组合而得到的图像数据。

[0049] 这里，一般而言，图像处理功能 132 将超声波扫描的扫描线信号串变换 (扫描转换 (scan convert)) 为电视 (television) 等为代表的视频格式 (video format) 的扫描线信号串，并生成显示用的超声波图像数据。具体而言，图像处理功能 132 通过相应于超声波测头 101 进行的超声波的扫描方式进行坐标变换，从而生成显示用的超声波图像数据。另外，图像处理功能 132 除了进行扫描转换以外，作为各种图像处理，还进行例如使用扫描转换后的多个图像帧 (frame) 再次生成亮度的平均值图像的图像处理 (平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器 (filter) 的图像处理 (边缘 (edge) 强调处理) 等。另外，图像处理功能 132 对超声波图像数据合成附带信息 (各种参数 (parameter) 的文字信息、标度、体位标志 (body mark))

等)。

[0050] 即,B模式数据、多普勒数据及硬度分布信息是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像处理功能132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,图像处理功能132在信号处理功能131生成了3维的数据(3维B模式数据、3维多普勒数据及3维硬度分布信息)的情况下,根据超声波测头101进行的超声波的扫描方式进行坐标变换,从而生成体数据(volume data)。并且,图像处理功能132对于体数据进行各种可视化处理(rendering processes),生成显示用的2维图像数据。

[0051] 输出控制功能133进行由处理电路130生成的信息的输出控制。例如,输出控制功能133进行控制以将图像存储器140存储的显示用的超声波图像数据显示于显示器103。另外,例如,输出控制功能133根据来自操作者的指示,将超声波图像数据发送给工作站等装置。

[0052] 图像存储器140是存储图像处理功能132生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器140也能够存储信号处理功能131生成的数据。图像存储器140存储的B模式数据、多普勒数据、硬度分布信息例如能够在诊断之后由操作者调用,经由图像处理功能132而成为显示用的超声波图像数据。

[0053] 存储电路150存储用于进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的所见等)、诊断草案(protocol)、各种体位标志等的各种数据。另外,存储电路150根据需要也使用于图像存储器140存储的图像数据的保管等中。另外,存储电路150存储的数据能够经由未图示的接口(interface)部向外部装置转送。

[0054] 另外,在本实施方式中,采用了用一个处理电路130实现上述的各处理功能的方式进行说明,但也可以是将多个独立的处理器组合构成处理电路,各处理器执行程序从而实现功能的方式。例如,装置主体100也可以在处理电路130以外,具备执行信号处理功能131的处理器、执行图像处理功能132的处理器。

[0055] 在上述说明中使用的“处理器”这一用语,表示例如CPU(Central Processing Unit;中央处理单元)、GPU(Graphics Processing Unit;图形处理单元)、或者面向特定用途的集成电路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑器件(例如,简单可编程逻辑器件(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件(Complex Programmable Logic Device:CPLD)及现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA))等电路。处理器通过读出并执行存储电路150中所保存的程序来实现功能。另外,也可以代替将程序保存在存储电路150中,而构成为对处理器的电路内直接装入程序。在该情况下,处理器通过读出并执行被装入到电路内的程序来实现功能。另外,本实施方式的各处理器,不限于按每个处理器构成为一个电路的情况,也可以将多个独立的电路组合后构成为1个处理器,并实现该功能。并且,也可以将各图中的多个构成要素统合到1个处理器来实现该功能。

[0056] 但是,在以往的超声波诊断装置中,作为生物体组织的粘弹性的评价方法之一,进行将生物体组织的硬度(弹性)的分布影像化的弹性成像(Elastography)。例如,对生物体组织赋予声辐射力(推进脉冲)而产生基于剪切波(Shear Wave)的位移,通过经时性地观测所产生的位移计算剪切波的传播速度,根据所计算的传播速度求出弹性率的SWE(Shear Wave Elastography)为人们所知。通过SWE测定到的硬度的值作为弹性的定量的指标,例如

被利用于医用图像诊断中。

[0057] 这里,生物体组织被认为是具有粘性和弹性的粘弹性体。因此,认为通过不仅进行基于SWE的弹性的评价还对粘性进行评价,能够准确地捕捉生物体组织的粘弹性特性。

[0058] 然而,在以往的粘性评价中,将生物体近似为模型的方法是普遍的。通过模型计算的粘性的指标值有模型依存性,例如,即使通过仿真(phantom)能够很好地测定,未必能够通过生物体很好地测定。反言之,通过生物体能够很好地测定的模型,未必能够通过仿真很好地测定。

[0059] 因此,第1实施方式的超声波诊断装置为了对生物体组织的粘性进行评价,执行下面的功能。例如,超声波诊断装置利用在粘性体中传播的剪切波的速度的频率依存性,计算不依赖于与粘弹性有关的物理模型的指标值。

[0060] 例如,第1实施方式的超声波诊断装置,针对生物体组织从超声波测头101发送推进脉冲(push pulse),并根据通过推进脉冲产生的剪切波观测位移,从而计算与生物体组织的横波速度的频率依存性有关的指标值。

[0061] 例如,第1实施方式的发送电路110,将通过因声辐射力产生的剪切波而产生位移的推进脉冲(位移产生用超声波)从超声波测头101对被测体P发送。然后,第1实施方式的发送电路110,将对通过推进脉冲产生的位移进行观测的跟踪脉冲(tracking pulse)(观测用超声波),通过扫描区域内的多个扫描线的每条扫描线从超声波测头101发送多次。跟踪脉冲是为了在扫描区域内的各取样点观测通过推进脉冲产生的剪切波而被发送的。

[0062] 图2是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的剪切波的观测进行说明的图。图2中示意地示出从超声波测头101发送的推进脉冲10及跟踪脉冲11。另外,在图2中,箭头t与时间方向对应。

[0063] 如图2所示,发送推进脉冲10时,从推进脉冲10的发送位置产生位移。这里,所产生的位移例如从发送位置向图中的右方向作为剪切波12(横波)传播,并依次向扫描线A、B、C、D、E、F传递。该剪切波12通过针对各扫描线(束)A~F分别发送多次的跟踪脉冲11来观测。在图2所示的例子中,跟踪脉冲11针对各扫描线A~F分别各发送4次。另外,在图2中,通过线种的不同例示对各扫描线A~F发送的跟踪脉冲11。

[0064] 信号处理功能131在沿着剪切波12的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的剪切波12。例如,信号处理功能131在各扫描线A~F对被发送了多次的跟踪脉冲11的反射波数据施行自相关运算,推测各取样点处的位移。

[0065] 这里,推定出的位移可能不仅包含基于剪切波12的位移,也包含由于呼吸、搏动、体动等而产生的位移。因此,信号处理功能131通过进行基于WF(Wall Filter;壁滤波器)、Direction Filter(方向滤波器)的滤波处理,推测沿着剪切波12的传播方向的各取样点处的位移。由此,信号处理功能131例如从推定出的位移将基于呼吸、搏动、体动等的位移的成分排除,而推测基于剪切波的位移。另外,所谓的WF,是将呼吸、搏动、体动等的规定的频率剪切(cut)的滤波器。另外,Direction Filter,是假定为剪切波12沿水平方向传播并选择位移的滤波器。

[0066] 这样,信号处理功能131检测各取样点处的位移的时间变化,作为在物体内传播的剪切波12。另外,基于WF、Direction Filter的滤波处理根据滤波特性对通过之后的处理求出的相位特性造成影响,因此也可以不必须执行。

[0067] 图3是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的剪切波的检测进行说明的图。图3中例示表示通过跟踪脉冲11在各取样点观测到的位移的时间变化的曲线图(时间位移曲线)。另外,图3的线种的不同对应于各扫描线A~F上的各取样点处的时间位移曲线。

[0068] 如图3所示,信号处理功能131对于各扫描线A~F上的各取样点,推测各个时间的位移。这里,在各取样点检测的时间位移曲线,在距推进脉冲10的发送位置最近的扫描线A成为最大位移,扫描线B、C、D、E、F···越远离则成为越小的曲线。这样,信号处理功能131检测在物体内传播的剪切波12作为各取样点处的位移的时间变化。

[0069] 信号处理功能131计算所检测到的剪切波12包含的多个频率成分各自的相位。例如,信号处理功能131通过对关于多个位置的每个位置检测到的剪切波12的频率解析,计算相位。具体而言,信号处理功能131通过对图3中获得的时间位移曲线进行傅里叶变换,关于各取样点计算每个频率的相位。

[0070] 另外,在各取样点获得的时间位移曲线,按剪切波12的传播方向的顺序检测。例如,各时间位移曲线的峰值(peak)位置,按传播方向的顺序在不同的时间被检测到。因此,信号处理功能131根据剪切波12的传播时间计算各时间位移曲线的时间的偏移(差异)。该传播时间例如可以根据各取样点的时间位移曲线的互相关求出,也可以通过时间位移曲线的峰值检测来求出。并且,信号处理功能131在根据计算出的偏移使解析范围错开的基础上进行窗函数处理。即,信号处理功能131在频率解析之前,针对关于多个位置分别检测到的剪切波,进行对在各个位置检测的剪切波的传播时间的差异进行了校正的窗函数处理。

[0071] 并且,信号处理功能131,针对窗函数处理后的各取样点的时间位移曲线进行傅里叶变换,计算相位。另外,上述的窗函数处理也与WF、Direction Filter同样,根据基于窗函数的滤波特性,会对在之后的处理中求出的相位特性造成影响,因此也可以不必须执行。

[0072] 另外,在上述的例子中,对使用位移进行傅里叶变换的情况进行了说明,但实施方式并不限定于此。例如,信号处理功能131也可以通过计算多个位置处的物体内的运动来检测剪切波。例如,信号处理功能131也可以计算多个位置处的位移、速度或者加速度作为物体内的运动。在该情况下,例如,信号处理功能131对反射波数据施行自相关运算,取得积分处理前的信息作为瞬时速度。并且,信号处理功能131也可以对该瞬时速度进行傅里叶变换,来评价该频率依存性。

[0073] 信号处理功能131使用对各位置计算出的相位,按每个频率成分,计算相位速度。例如,信号处理功能131使用对各取样点计算出的相位,计算相位差。并且,信号处理功能131使用下述的式(1),计算相位速度C_{phase}。另外,在式(1)中,Δφ表示相位差,f表示频率,L表示取样点的距离。

[0074] 【数式1】

$$C_{\text{phase}} = \frac{2\pi f \times L}{\Delta\phi} \quad \cdots (1)$$

[0076] 例如,信号处理功能131使用关于3个以上的位置分别计算出的相位,计算相位速度。例如,信号处理功能131使用3个连续的取样点的相位,计算位于其中央的取样点的相位速度。

[0077] 图4是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的相位速度的计算进行说明的图。图4中例示按扫描线A~F的每个扫描线绘制(plot)在某一频率获得的相位的曲线图

(graph)。即,在图4中,横轴与扫描线对应,纵轴与相位对应。

[0078] 如图4所示,例如,信号处理功能131使用扫描线A、B、C的取样点的相位,计算扫描线B的取样点的相位速度。在该情况下,式(1)中的相位差 $\Delta\phi$ 可以根据扫描线A、B、C中的相邻的取样点间的相位的差的平均求出,也可以通过扫描线A、B、C的取样点的相位的最小二乘法根据斜率求出。另外,距离L根据扫描线A的取样点与扫描线C的取样点之间的距离求出。另外,关于频率f,可选择多个任意的频率。例如,关于频率f,选择与呼吸、搏动、体动等相比较剪切波12为支配性的频率。并且,信号处理功能131使用所求出的相位差 $\Delta\phi$ 、距离L、频率f,根据上述的式(1)计算相位速度 C_{phase} 。这样,信号处理功能131,例如使用扫描线A~C的取样点的相位,计算扫描线B的取样点的相位速度。同样地,例如,信号处理功能131使用扫描线B~D的取样点的相位,计算扫描线C的取样点的相位速度。另外,例如,信号处理功能131使用扫描线C~E的取样点的相位,计算扫描线D的取样点的相位速度。

[0079] 这样,信号处理功能131计算各取样点的相位速度。另外,图4只不过是一例,例如,计算所使用的取样点、所计算出的相位速度被分配的位置,能够适当变更。例如,信号处理功能131可以使用扫描线A~D这4个取样点的相位,计算相位速度,并将所计算出的相位速度分配给扫描线B、C的取样点的中点。另外,例如,信号处理功能131可以使用扫描线A、B这2个取样点的相位计算相位速度,并将所计算出的相位速度分配给扫描线A、B的取样点的中点。即,通过信号处理功能131计算出的相位速度,被分配给任意的相位速度的计算位置。

[0080] 信号处理功能131,计算表示所计算出的相位速度沿频率方向的变化量(下面,相位速度的偏差)且不依赖于与粘弹性有关的物理模型的指标值。即,信号处理功能131不使用与粘弹性有关的物理模型,计算表示相位速度的偏差的指标值。例如,信号处理功能131,不进行对与粘弹性有关的物理模型的拟合(fitting),计算表示相位速度的偏差的指标值。作为一例,信号处理功能131,计算相位速度分布的斜率,作为表示相位速度的偏差的指标值。换句话说,信号处理功能131使用通过解析剪切波计算出的频率-相位速度分布,计算指标值。

[0081] 图5是用于对第1实施方式的超声波诊断装置中的指标值的计算进行说明的图。图5中例示按每个频率绘制扫描线B的取样点的相位速度的曲线图(相位速度分布)。即,图5中绘制的相位速度是使用扫描线A、B、C的取样点的相位计算出的值。图5中,横轴与频率指数(index)对应,纵轴与相位速度对应。另外,所谓的频率指数,表示对计算相位速度时使用的各频率进行表示的指数,频率指数的值的大小与频率的大小对应。

[0082] 如图5所示,信号处理功能131,按每个频率指数,绘制通过式(1)计算出的扫描线B的取样点的相位速度 C_{phase} ,并根据绘制出的相位速度分布计算斜率。例如,信号处理功能131对于该相位速度分布中的任意的频率区间进行多项式拟合,求出扫描线B的取样点的相位速度分布的斜率。另外,作为任意的频率区间,优选的是选择与呼吸、搏动、体动等相比较剪切波12为支配性的频率区间。

[0083] 这样,信号处理功能131计算扫描线B的取样点的相位速度分布的斜率,作为指标值。另外,关于其他的取样点也同样地,信号处理功能131求出各取样点的相位速度分布的斜率作为指标值。换句话说,信号处理功能131,通过解析检测到的剪切波,不依赖于与粘弹性有关的物理模型,而计算表示物体内的粘性的指标值。另外,图5只不过是一例,例如,计算相位速度分布的斜率的方法,并不限于多项式拟合。作为计算相位速度分布的斜率的

其他的方法,例如可以在任意的频率区间进行1次近似并计算其斜率。另外,例如,也可以适用任意的频率区间的对数拟合。在该情况下,也可以在拟合后,计算某频率下的微分系数作为指标值。除此以外,如果是能够对相位速度的偏差进行评价的值,就能够作为指标值计算。关于其他的例子,在后面叙述。

[0084] 另外,例如,在图5的例子中,对使用对于9个频率成分(频率指数)计算出的相位速度计算指标值的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,信号处理功能131也可以使用对于任意数量的频率成分计算出的相位速度,计算指标值。其中,优选的是,为了评价相位速度的偏差,信号处理功能131使用针对3个以上的频率成分分别计算出的相位速度,计算指标值。

[0085] 另外,例如,在图5的例子中,对生成按每个频率指数而绘制了相位速度的曲线图的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,也可以生成按每个频率成分绘制了相位速度的曲线图。

[0086] 图像处理功能132通过将与指标值对应的属性分配给与相位速度的计算位置对应的位置,由此生成指标图像。例如,图像处理功能132生成将通过信号处理功能131计算出的各取样点的指标值分配给各取样点后的指标信息。并且,图像处理功能132通过将所生成的指标信息彩色编码(color code)并进行扫描转换,生成已对各像素分配了各取样点的指标值的指标图像。

[0087] 例如,图像处理功能132,生成被分配了与指标值对应的色调的指标图像21。另外,作为指标图像21被分配的属性,并不限于色调,例如可以是明度、彩度。

[0088] 输出控制功能133显示指标图像。例如,输出控制功能133使显示器103显示通过图像处理功能132生成的指标图像。

[0089] 图6是表示第1实施方式的指标图像的一例的图。图6例示在B模式图像20上所显示的指标图像21。另外,指标图像21被生成的区域通过操作者任意地设定。

[0090] 如图6所示,输出控制功能133使显示器103显示对各像素分配了各取样点的指标值的指标图像21。这里,输出控制功能133,使指标图像21重叠显示在B模式图像20上的对应的位置。另外,输出控制功能133,使显示器103显示对指标图像21的各像素中的指标值与对各像素分配的色调的对应进行表示的标度22。

[0091] 这样,输出控制功能133,例如显示被分配了与指标值对应的色调的指标图像21。另外,在图6中,例示了指标图像21被重叠显示在B模式图像20上的情况,但实施方式并不限于此。例如,指标图像21可以不重叠显示在B模式图像20上,而单独显示,也可以与B模式图像20等的其他的图像同时显示。关于同时显示,在后面叙述。

[0092] 图7是表示第1实施方式的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。图7所示的处理步骤,例如在从操作者受理了在意在使指标图像的摄像开始的指示的情况下开始。

[0093] 在步骤(step)S101中,处理电路130判定是否受理了意在使指标图像的摄像开始的指示。这里,在受理意在使指标图像的摄像开始的指示后,处理电路130使步骤S102以后的处理开始。另外,步骤S101为否定的情况下,步骤S102以后的处理并不开始,处理电路130的各处理功能是待机状态。

[0094] 步骤S101为肯定时,在步骤S102中,处理电路130通过跟踪脉冲观测通过推进脉冲产生的剪切波。例如,通过处理电路130的控制,发送电路110使对通过推进脉冲产生的位移

进行观测的跟踪脉冲,在扫描区域内的多个扫描线分别从超声波测头101发送多次。

[0095] 在步骤S103中,信号处理功能131通过自相关而推测位移。例如,信号处理功能131在各扫描线A~F对被发送了多次的跟踪脉冲11的反射波数据施行自相关运算,推测各取样点处的位移。

[0096] 在步骤S104中,信号处理功能131进行基于WF、Direction Filter的滤波处理。由此,信号处理功能131例如从推定出的位移将基于呼吸、搏动、体动等的位移的成分排除,而推测基于剪切波的位移。

[0097] 在步骤S105中,信号处理功能131计算时间位移曲线的时间的偏移。例如,信号处理功能131根据剪切波12的传播时间计算各时间位移曲线的时间的偏移(差异)。

[0098] 在步骤S106中,信号处理功能131进行傅里叶变换。例如,信号处理功能131在根据偏移使解析范围错开的基础上,对于各时间位移曲线进行窗函数处理,然后,进行傅里叶变换。

[0099] 在步骤S107中,信号处理功能131计算相位。例如,信号处理功能131对于通过傅里叶变换获得的各取样点,计算每个频率的相位。

[0100] 在步骤S108中,信号处理功能131计算相位速度。例如,信号处理功能131使用对各取样点计算出的相位,计算相位差。并且,信号处理功能131使用所求出的相位差、距离L及频率f,计算各取样点的相位速度。

[0101] 在步骤S109中,信号处理功能131,计算相位速度分布的斜率,作为表示相位速度的偏差的指标值。例如,信号处理功能131针对各取样点的相位速度分布中的任意的频率区间进行多项式拟合,求出各取样点的相位速度分布的斜率。

[0102] 在步骤S110中,图像处理功能132将相位速度分布的斜率图像化作为指标图像。例如,图像处理功能132生成将通过信号处理功能131计算出的各取样点的指标值分配给各取样点后的指标信息。然后,图像处理功能132通过将所生成的指标信息彩色编码化,并进行扫描转换,生成对各像素分配了各取样点的指标值的指标图像。

[0103] 在步骤S111中,输出控制功能133显示指标图像。例如,输出控制功能133,使通过图像处理功能132生成的指标图像重叠显示在B模式图像上的对应的位置。

[0104] 另外,图7的例子只不过是一例。例如,步骤S104的处理即滤波处理、步骤S106的窗函数处理,也可以不必执行。

[0105] 如上所述,第1实施方式的超声波诊断装置,利用在粘性体中传播的剪切波的速度的频率依存性,计算不依赖于与粘弹性有关的物理模型的指标值。因此,第1实施方式的超声波诊断装置能够评价生物体组织的粘性。这里,使用图8,对基于第1实施方式的超声波诊断装置的指标值与所取得的位移的外形的关系进行说明。

[0106] 图8是用于对基于第1实施方式的超声波诊断装置的指标值与所取得的位移的外形的关系进行说明的图。在图8的(a)中,例示粘性小的组织中产生的位移的时间位移曲线,图8的(b)中,例示粘性大的组织中产生的位移的时间位移曲线。例示的位移是对粘性的大小进行表示的特征的一部分,并不限于此。另外,图8的线种的不同,与各扫描线A~F上的各取样点处的时间位移曲线对应。

[0107] 如图8的(a)所示,粘性小的组织中的各时间位移曲线,虽然位移量伴随剪切波的传播而降低,但曲线形状不会大幅变化而传播。在图8的(a)中,例如,各时间位移曲线的顶

点附近的曲线形状几乎一定,可看成平行移动。时间位移曲线的曲线形状一定的情况下,例如,频率成为2倍的话,相位差(图4的斜率)也成为2倍。这里,在上述的式(1)中,频率位于分子且相位差位于分母,因此频率与相位差的变化量互相消除的结果,相位速度不变化。即,可知,在粘性小的情况下,相位速度不依赖于频率而趋近于一定。

[0108] 另一方面,如图8的(b)所示,粘性大的组织中的各时间位移曲线,位移量伴随着剪切波的传播而降低,并且曲线形状在时间方向上变得宽阔。在图8的(b)中,例如,越是远离剪切波的发生源,则时间位移曲线的上升及下降变得越缓慢,顶点附近的形状也成为顶点压垮的形状。当时间位移曲线的曲线形状在时间方向上变得宽阔情况下,例如,即使频率成为2倍,相位差也不限于成为2倍。当然,相位差(相位旋转量)变大,成为2倍以上。因此,相位速度依赖于频率而变化。

[0109] 因此,第1实施方式的超声波诊断装置,通过用各时间位移曲线的相位速度的差异来表示与粘性对应的时间位移曲线的曲线形状的变化,求出粘性的指标值。第1实施方式的超声波诊断装置例如对多个频率成分分别计算相位速度,并计算相位速度分布的斜率作为表示相位速度的偏差(方差关系)的指标值。因此,第1实施方式的超声波诊断装置能够准确地评价生物体组织的粘性。例如,通过第1实施方式的超声波诊断装置计算的指标值,在粘性大的情况下成为较大的值,粘性小的话则成为小的值。

[0110] 另外,例如,第1实施方式的超声波诊断装置,不使用与粘弹性有关的物理模型,根据从被测体P收集到的反射波数据,测定指标值。因此,通过第1实施方式的超声波诊断装置计算的指标值,也称为不依赖于物理模型的定性的值。另外,该指标值不依赖于物理模型,因此作为获知粘性的大小对生物体造成的影响(倾向)的手段之一是有用的。

[0111] 即,以往,是将生物体的性质(粘弹性)置换为等价电路进行模型化。这些等价电路不一定能够表现生物体。与此相对,第1实施方式的超声波诊断装置,不将生物体的性质(粘性)置换为等价电路,通过对观测到的值进行所决定的处理,从而计算粘性的指标值。因此,第1实施方式的超声波诊断装置能够不进行近似地计算粘性的指标值。

[0112] 另外,在上述的实施方式中,对将例如计算出的位移、相位、相位速度等各种参数适当绘制在曲线图上的情况进行例示来说明,但也可以不必进行绘制。例如,上述的各种参数,如果能够在处理电路130的内部计算,也可以不必进行绘制。其中,在显示曲线图的情况下,处理电路130也可以将各种参数适当绘制在曲线图上,并使显示器103显示曲线图。

[0113] (第2实施方式)

[0114] 在第2实施方式中,对用于将剪切波的衰减距离以上的范围图像化的处理进行说明。这里,使用图9,对剪切波的衰减进行说明。

[0115] 图9是用于对剪切波的衰减进行说明的图。图9中示意地示出从超声波测头101发送的推进脉冲10及跟踪脉冲11。另外,在图9中,箭头t与时间方向对应。

[0116] 如图9所示,通过推进脉冲10产生的剪切波12,伴随传播而减弱。因此,剪切波12存在例如即使在扫描线A~F被检测到,在更远的扫描线G~I无法被检测的情况。在该情况下,即使在扫描线G~I检测到使用别的推进脉冲产生的剪切波,在扫描线F与扫描线G之间也会产生遗漏。若在产生了遗漏的状态下进行图像化时,画质可能降低。

[0117] 因此,在第2实施方式中,对用于将剪切波的衰减距离以上的范围图像化的处理进行说明。

[0118] 第2实施方式的超声波诊断装置,具备与图1所例示的超声波诊断装置1同样的构成,处理内容的一部分不同。因此,在第2实施方式中,以与第1实施方式不同的点为主进行说明,并对具有与第1实施方式中已说明的构成同样的功能的点,省略说明。

[0119] 第2实施方式的处理电路130,在不同的多个扫描范围分别检测剪切波的情况下,重复扫描相邻的扫描范围彼此中至少1个位置。

[0120] 图10是用于说明第2实施方式的处理电路130的处理的图。图10中示意地示出从超声波测头101发送的推进脉冲10、30及跟踪脉冲11、31。另外,在图10中,箭头 t 与时间方向对应。

[0121] 如图10所示,通过处理电路130的控制,发送电路110将对通过推进脉冲10产生的位移进行观测的跟踪脉冲11,分别在扫描线A~F的每条扫描线发送多次。另外,发送电路110将对通过推进脉冲30产生的位移进行观测的跟踪脉冲31,在扫描线D~I的每条扫描线发送多次。这样,处理电路130在使用2个不同的剪切波12、32进行扫描的情况下,重复扫描观测剪切波12的扫描线A~F与观测剪切波32的扫描线D~I中的扫描线D~F。

[0122] 这样,处理电路130,在不同的多个扫描范围分别检测剪切波的情况下,重复扫描相邻的扫描范围彼此中的至少1个扫描线。

[0123] 处理电路130,使用重复扫描的位置的相位,将在相邻的扫描范围中包括的各位置计算出的相位连结。

[0124] 图11是用于说明第2实施方式的处理电路130的处理的图。图11中示意地示出将用2个剪切波12、32计算出的各取样点的相位连结的情况。另外,图11的左上的曲线图,表示通过图10的剪切波12计算出的各扫描线A~F的取样点的相位。另外,图11的右上的曲线图表示通过图10的剪切波32计算出的各扫描线D~I的取样点的相位。另外,图11的下边的曲线图,表示将用剪切波12、32计算出的各取样点的相位连结的结果。

[0125] 如图11的左上所示,在处理电路130中,信号处理功能131,通过剪切波12的傅里叶变换,计算各扫描线A~F的取样点的相位。并且,信号处理功能131,以扫描线A的取样点的相位为基准(零(zero)),求出各扫描线A~F的相位差。另外,如图11的右上所示,信号处理功能131通过剪切波32的傅里叶变换,计算各扫描线D~I的取样点的相位。并且,信号处理功能131以扫描线D的取样点的相位为基准(零),求出各扫描线D~I的相位差。这样,两者的曲线图,基准不同。另外,计算相位的处理与第1实施方式相同,所以省略说明。

[0126] 这里,两者的曲线图中的、扫描线D、E、F的取样点一致。因此,信号处理功能131如图11的下边的曲线图所示,使用该扫描线D、E、F的取样点的相位,将各扫描线A~F的取样点的相位与各扫描线D~I的取样点的相位连结。例如,信号处理功能131分别求出两者的曲线图中的扫描线D的取样点的相位的差、扫描线E的取样点的相位的差及扫描线F的取样点的相位的差,并计算所求出的差的平均值。然后,信号处理功能131通过将计算出的平均值分别与各扫描线G~I的取样点的相位相加,使各扫描线G~I的取样点的相位与左上的曲线图吻合,从而进行连结。

[0127] 这样,处理电路130使用重复扫描的位置的相位将在相邻的扫描范围中包括的各位置计算出的相位连结。由此,信号处理功能131能够通过在第1实施方式中说明的处理同样地对各扫描线A~I的相位进行处理。

[0128] 如上所述,第2实施方式的超声波诊断装置,在不同的多个扫描范围分别检测剪切

波的情况下,重复扫描相邻的扫描范围彼此中至少1个位置。并且,超声波诊断装置使用重复扫描的位置的相位将在相邻的扫描范围中包括的各位置计算出的相位连结。因此,超声波诊断装置能够将剪切波的衰减距离以上的范围高画质地图像化。

[0129] 另外,上述的说明只不过是一例。例如,在上述的例子中,对重复扫描3个扫描线的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,重复扫描的扫描线数可以任意地设定。其中,优选重复扫描至少1个扫描线。

[0130] (其他的实施方式)

[0131] 除了上述的实施方式以外,也可以以各种不同的方式实施。

[0132] (解析装置)

[0133] 例如,在上述的实施方式中,作为解析装置的一例,对超声波诊断装置进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,只要在物体内传播的剪切波被检测且具有能够取得时间位移曲线的程度的信息,能够在任意的装置中执行。

[0134] 在该情况下,例如,其他的实施方式的解析装置具备处理电路130。处理电路130对于沿着剪切波的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的剪切波。处理电路130计算所检测到的剪切波中包括的多个频率成分各自的相位。处理电路130使用对各位置计算出的相位,按每个频率成分,计算相位速度。处理电路130计算表示所计算出的相位速度的偏差且不依赖于与粘弹性有关的物理模型的指标值。因此,其他的实施方式的解析装置,能够准确地评价生物体组织的粘性。

[0135] (对相位差的偏差进行表示的指标值)

[0136] 另外,例如,在上述的实施方式中,说明了计算各取样点的相位速度,并计算对计算出的相位速度的偏差进行表示的指标值的情况,但实施方式并不限于此。例如,信号处理功能131也可以计算表示相位差的偏差的指标值。

[0137] 在该情况下,其他的实施方式的超声波诊断装置具备处理电路130。处理电路130对于沿着剪切波的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的剪切波。处理电路130计算所检测到的剪切波中包括的多个频率成分各自的相位。处理电路130使用对各位置计算出的相位,按每个频率成分,计算相位差。处理电路130计算对计算出的相位差的偏差进行表示且不依赖于与粘弹性有关的物理模型的指标值。换句话说,信号处理功能131使用通过解析剪切波计算出的频率一相位差分布,计算指标值。

[0138] 这里,处理电路130例如计算相位差的斜率作为对相位差的偏差进行表示的指标值。具体而言,处理电路130也可以如上所述,计算图4的斜率作为指标值。因此,其他的实施方式的超声波诊断装置能够将相位差作为指标评价生物体组织的粘性。另外,在该情况下,处理电路130也可以不计算相位速度。即,本实施方式的处理电路130,不使用与粘弹性有关的物理模型,计算对相位差或者相位速度的偏差进行表示的指标值。例如,处理电路130不进行对与粘弹性有关的物理模型的拟合,计算对相位差或者相位速度的偏差进行表示的指标值。

[0139] (相位速度的成像(imaging))

[0140] 另外,例如,其他的实施方式的超声波诊断装置可以将特定频率的相位速度成像。

[0141] 在该情况下,其他的实施方式的超声波诊断装置具备处理电路130。处理电路130对于沿着剪切波的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的剪切波。处理电路130计

算所检测出的剪切波中包括的特定的频率成分的相位。处理电路130使用对各位置计算出的相位,计算相位速度。处理电路130将计算出的相位速度作为指标值,并将与指标值对应的属性分配给与相位速度的计算位置对应的位置,由此生成指标图像。由此,其他的实施方式的超声波诊断装置能够将特定频率的相位速度成像。

[0142] 另外,在该情况下,如上述的实施方式那样,也可以不对多个频率成分计算相位速度。即,超声波诊断装置可以仅对特定的频率,计算相位速度,生成分配了与该相位速度对应的像素值的图像。

[0143] (相位差的成像)

[0144] 另外,例如,其他的实施方式的超声波诊断装置,也可以将特定频率的相位差成像。

[0145] 例如,其他的实施方式的超声波诊断装置具备处理电路130。处理电路130对于沿着剪切波的传播方向的多个位置分别检测在物体内传播的剪切波。处理电路130计算所检测出的剪切波中包括的特定的频率成分的相位。处理电路130使用对各位置计算出的相位,计算相位差。处理电路130通过将计算出的相位差作为指标值,并将与指标值对应的属性分配给与相位差的计算位置对应的位置,由此生成指标图像。由此,其他的实施方式的超声波诊断装置,能够将特定频率的相位差成像。

[0146] 另外,在该情况下,如上述的实施方式那样、也可以不对多个频率成分计算相位差。即,超声波诊断装置也可以仅对特定的频率,计算相位差,生成分配了与该相位差对应的像素值的图像。

[0147] (指标图像上的计测)

[0148] 另外,例如,通过在上述的实施方式中说明的超声波诊断装置生成的指标图像,也可以使用于计测中。

[0149] 图12是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的计测进行说明的图。图12例示在B模式图像20上所显示的指标图像21。另外,在图12中,通过操作者的指示,在指标图像21上设定计测ROI40。

[0150] 如图12所示,处理电路130,在通过操作者的指示设定计测ROI40时,计算所设定的计测ROI40中包括的指标值的平均值。并且,处理电路130将计算出的平均值“XX.XX”作为计测ROI40的值显示在区域41中。

[0151] 这样,处理电路130计算使用了在指标图像21上所设定的关注区域中包括的指标值的统计值。另外,通过处理电路130计算的统计值,不限于平均值,例如,可以是中值、方差值、标准偏差等。另外,处理电路130也可以将统计值输出至报告制作程序。例如,处理电路130也可以为了使所计测出的值与指标图像21反映于被测体P的报告(report),而对制作报告的报告制作程序输出。

[0152] (与其他的图像的同时显示)

[0153] 另外,例如,通过在上述的实施方式中说明的超声波诊断装置生成的指标图像21也可以与其他的图像同时显示于显示器103。

[0154] 处理电路130,生成对物体内的组织性状进行表示的图像(B模式图像)、及基于剪切波传播到多个位置的每个位置的传播时间的图像的至少一方,将所生成的图像与指标图像同时地显示。例如,处理电路130生成硬度图像,作为基于剪切波传播到多个位置的每个

位置的传播时间的图像，并进行显示。

[0155] 图13是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的同时显示进行说明的图。图13中例示B模式图像20上所显示的指标图像21和B模式图像20上所显示的硬度图像50。另外，在图13中，在指标图像21上设定计测ROI40，在硬度图像50上设定计测ROI52。另外，标度51是对硬度图像50的各像素中的弹性率与对各像素分配的色调的对应进行表示的标度(scale)。

[0156] 如图13所示，处理电路130生成硬度图像50。例如，处理电路130，通过图3中获得的各时间位移曲线的互相关计算剪切波的传播时间，基于计算出的传播时间和各取样点的距离，求出剪切波的传播速度。然后，处理电路130计算将所求出的传播速度变换为杨氏模量的弹性率。处理电路130通过将所计算出的弹性率作为硬度的指标并分配像素值，生成硬度图像50。

[0157] 然后，处理电路130使所生成的硬度图像50重叠显示在B模式图像20上的对应的位置，并与指标图像21同时显示。另外，处理电路130计算计测ROI52中包括的弹性率的平均值，将计算出的平均值“XX.XX”作为计测ROI52的弹性值显示在区域53。

[0158] 这样，处理电路130可以将硬度图像50等其他的图像与指标图像21一起，同时显示在显示器103上。另外，与指标图像21同时显示的图像也可以是硬度图像50以外的图像。

[0159] 例如，处理电路130，生成分配了与传播时间对应的像素值的图像、分配了与根据传播时间计算的硬度对应的像素值的图像(硬度图像50)、表示传播时间大致相同的位置的图像、及分配了与传播时间的方差值对应的像素值的图像中的至少一个图像，作为基于传播时间的图像，将所生成的图像与指标图像同时地显示。

[0160] 另外，例如，指标图像21及硬度图像50也可以不必须重叠显示在B模式图像20上。另外，计测ROI52也可以伴随计测ROI40的设定而自动设定。即，处理电路130也可以在对同时显示的图像中的一个图像设定了第1关注区域的情况下，在其他的图像中的与第1关注区域对应的位置设定第2关注区域，对于所设定的第1关注区域及第2关注区域，分别计算使用了各关注区域中包括的值的统计值。

[0161] 另外，例如，不仅是图13所例示的2个图像的同时显示，例如也可以是4个图像的同时显示。例如，处理电路130能够显示分配了与在上述的实施方式中计算的任意的参数对应的像素值的图像。

[0162] 图14是用于对其他的实施方式的超声波诊断装置中的同时显示进行说明的图。图14中，除了例示图13所示的指标图像21及硬度图像50以外，还例示什么都没重叠的B模式图像20及重叠在B模式图像20上的传播时间图像60。

[0163] 如图14所示，处理电路130例如生成传播时间图像60作为表示传播时间大致相同的位置的图像，并进行显示。该传播时间图像60是对于各取样点处的传播时间大致相同的位置分配了同样的像素值的图像，成为与所收集到的位移的信息有关的可靠度的指标。这是由于，如果位移的传播时间在图像内大致均匀，则被认为位移在图像内稳定地传递，因此与所收集到的位移的信息有关的可靠度高。与此相对，如果位移的传播时间在图像内不均匀，则被认为由于某种原因位移未传递，因此可靠度低(人工合成(artifact)的可能性高)。另外，传播时间图像60也可以不必须对全部像素分配像素值。例如，也可以是如图14的线62所示那样用规定间隔表示传播时间大致相同的位置的情况(如等高线那样的显示)。另外，

处理电路130使显示器103显示对传播时间图像60的各像素中的指标值与对各像素分配的色调的对应进行表示的标度61。

[0164] (使用了2维傅里叶变换的指标值的计算)

[0165] 在上述的实施方式中,通过对于位移的时间变化(例如,图3的时间位移曲线)进行时间方向的傅里叶变换,说明求出表示粘性的指标值的情况。然而,实施方式并不限于此。例如,通过对时间一空间方向的位移分布进行2维傅里叶变换(2D-FFT),也能够求出表示粘性的指标值。

[0166] 即,信号处理功能131对于时间一空间方向的位移分布,进行时间方向及空间方向的2维傅里叶变换。并且,信号处理功能131基于2维傅里叶变换的结果,计算每个频率的相位速度。并且,信号处理功能131使用每个频率的相位速度,计算表示粘性的指标值。

[0167] 图15A、图15B及图16是表示其他的实施方式的时间一空间方向的位移分布的一例的图。在图15A中,横向与时间方向对应,纵向与振幅(位移)的大小对应,进深方向与方位方向对应。另外,在图15B中,横向与时间方向对应,纵向与方位方向对应,彩色的变化与振幅(位移)的大小对应。另外,图15A及图15B是用不同的显示方式例示成为2维傅里叶变换的对象的位移分布的图,是实质相同的图。图16例示通过2维傅里叶变换获得的功率谱分布。

[0168] 如图15A及图15B所示,信号处理功能131针对时间一空间方向的位移分布,进行2维傅里叶变换。这里,成为2维傅里叶变换的对象的位移分布用时间方向、空间方向(方位方向)和位移的大小这3个轴表示。具体而言,信号处理功能131对于图15A及图15B所例示的时间一空间方向的位移分布,进行时间方向及空间方向的2维傅里叶变换。其结果,信号处理功能131获得功率谱分布(参考图16)。

[0169] 图16是表示基于其他的实施方式的2维傅里叶变换的功率谱分布的一例的图。在图16中,横向与频率“Hz”对应,纵向与波数“1/m”对应,彩色的变化与功率谱对应。另外,在图16中,横向的频率与时间频率对应,纵向的波数与空间频率对应。

[0170] 如图16所示,信号处理功能131取得各频率(时间频率)中的功率谱成为极大的波数k(f)。具体而言,信号处理功能131根据图16的功率谱分布,取得使频率f固定时的沿波数方向的功率谱分布(与图16的区域70对应)的极大值。其结果,信号处理功能131取得每个频率f的功率谱的极大值(图16的圆圈标记)。并且,信号处理功能131从功率谱分布取得与所取得的各个极大值对应的波数k(f)。

[0171] 并且,信号处理功能131使用下述的式(2),计算相位速度C(f)。例如,信号处理功能131使用式(2),计算每个频率f的相位速度C(f)。

[0172] 【数式2】

$$[0173] C(f) = \frac{\omega}{k(f)} = \frac{2\pi f}{k(f)} \quad \cdots (2)$$

[0174] 并且,信号处理功能131使用每个频率f的相位速度C(f),计算表示粘性的指标值。例如,信号处理功能131如图5所示,计算频率一相位速度分布的斜率,作为表示粘性的指标值。在该情况下,计算出的指标值被分配给成为2维傅里叶变换的对象的位移分布的空间方向的中心位置(参照图17)。

[0175] 图17是表示其他的实施方式的粘性的指标值与取样位置的关系的图。图17中示意地示出从超声波测头101发送的推进脉冲80、跟踪脉冲81及剪切波82。另外,在图17中,箭头

t 与时间方向对应。

[0176] 如图17的上图所示,通过剪切波82产生的位移,在各扫描线A、B、C、D、E的各取样点(图17的圆圈标记)处在时间方向上被多次观测到。由此,如图17所示,观测对各扫描线A、B、C、D、E的各取样点处的位移的时间变化进行表示数据组83。该数据组83如图17的下图所示,与成为2维傅里叶变换的对象的时间一空间方向的位移分布对应。

[0177] 在图17所示的例子中,信号处理功能131将通过针对数据组83的位移分布的2维傅里叶变换计算出的粘性的指标值,分配给位于扫描线A~E中心的扫描线C的取样点。并且,信号处理功能131通过在深度方向及方位方向的各取样点计算粘性的指标值,进行图像化(参考图18)。

[0178] 图18是用于对其他的实施方式的深度方向及方位方向上的指标值的计算进行说明的图。图18示意地示出从超声波测头101发送的推进脉冲80、90、跟踪脉冲81、91及剪切波82、92。另外,在图18中,箭头 t 与时间方向对应。

[0179] 如图18的上图所示,信号处理功能131对深度方向不同的数据组84、85、86分别计算表示粘性的指标值。具体而言,信号处理功能131通过对数据组84的位移分布进行2维傅里叶变换,计算数据组84中包括的扫描线C的取样点的指标值。另外,信号处理功能131通过对数据组85的位移分布进行2维傅里叶变换,计算数据组85中包括的扫描线C的取样点的指标值。另外,信号处理功能131通过对数据组86的位移分布进行2维傅里叶变换,计算数据组86中包括的扫描线C的取样点的指标值。这样,信号处理功能131计算深度方向中的各取样点的指标值。

[0180] 如图18的下图所示,信号处理功能131对于方位方向不同的取样点,使观测的数据组的位置沿方位方向移动,由此计算方位方向不同的取样点的指标值。具体而言,通过处理电路130的控制,发送电路110使数据组84的位置向数据组93的位置移动。数据组93中包含扫描线B、C、D、E、F的取样点。并且,信号处理功能131将通过对数据组93的位移分布的2维傅里叶变换计算出的粘性的指标值,分配给位于扫描线B~F中心的扫描线D的取样点。另外,发送电路110使数据组85的位置向数据组94的位置移动。这里,之后,信号处理功能131将通过对数据组94的位移分布的2维傅里叶变换计算出的粘性的指标值,分配给位于扫描线B~F中心的扫描线D的取样点。另外,发送电路110使数据组86的位置向数据组95的位置移动。这里,之后,信号处理功能131将通过对数据组95的位移分布的2维傅里叶变换计算出的粘性的指标值,分配给位于扫描线B~F中心的扫描线D的取样点。这样,信号处理功能131计算方位方向上的各取样点的指标值。

[0181] 这样,信号处理功能131对于深度方向及方位方向的各取样点,计算粘性的指标值。并且,例如,图像处理功能132通过分配与深度方向及方位方向的各取样点的粘性的指标值对应的彩色,生成图6所示的指标图像。

[0182] 如上所述,其他的实施方式的超声波诊断装置,通过针对时间一空间方向的位移分布,进行2维傅里叶变换,从而能够求出表示粘性的指标值。即,在超声波诊断装置中,处理电路检测在物体内传播的剪切波。另外,处理电路通过解析所检测到的所述剪切波,不依赖于与粘弹性有关的物理模型,计算表示所述物体内的粘性的指标值。

[0183] (其他的指标值)

[0184] 另外,例如,在上述的实施方式中,对计算相位速度分布的斜率作为表示相位速度

的偏差的指标值的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,信号处理功能131也可以计算与某频率区间的相位速度的平均的差的平方和(参照图19A)、某频率区间中的相位速度的面积(参考图19B)等,作为对相位速度的偏差进行表示的指标值。换句话说,指标值包括使用通过解析剪切波计算出的频率—相位速度分布或者频率—相位差分布计算的斜率、残差平方和、及面积中的至少一个。另外,图19A、19B是表示其他的实施方式的其他的指标值的一例的图。

[0185] 另外,例如,在上述的实施方式中,对检测通过推进脉冲产生的剪切波12的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,处理电路130也可以检测通过外部加振产生的剪切波。

[0186] 另外,例如,在上述的实施方式中,对使用利用超声波的反射所收集到的信号检测剪切波的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,处理电路130也可以使用利用磁共振所收集到的信号,检测剪切波。例如,处理电路130能够应用于使用通过MRI (Magnetic Resonance Imaging) 所收集到的信号对生物体的硬度进行评价的MR弹性成像。

[0187] 另外,图示的各装置的各构成要素是功能性的概念,不一定需要在物理上是如图示的构成。即,各装置的分散・组合的具体的方式不限于图示的构成,能够将其全部或者一部分,根据各种负荷、使用状况等以任意的单位在功能上或者物理上分散・组合地构成。并且,各装置中进行的各处理功能,其全部或者任意的一部分,通过CPU及通过该CPU解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。

[0188] 另外,也能够手动地进行作为在上述的实施方式中说明的各处理中的、自动进行的处理说明的处理的全部或者一部分、或者也能够用公知的方法自动地进行作为手动进行的处理说明的处理的全部或者一部分。除此以外,关于包含上述文件中、附图中所示的处理步骤、控制步骤、具体的名称、各种数据、参数的信息,除了特殊记载的情况以外能够任意地变更。

[0189] 另外,上述的实施方式中说明的图像处理方法,能够通过用个人计算机、工作站等计算机执行预先准备的图像处理程序实现。该图像处理方法,能够通过因特网等网络发布。另外,该图像处理方法也能够记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读取的记录介质中,并通过用计算机从记录介质读出后执行。

[0190] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够准确地评价生物体组织的粘性。

[0191] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子提示的,没有意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种各样的方式实施,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形,包含于发明的范围及主旨中,同样地包含于权利要求书所记载的发明及其等同的范围中。

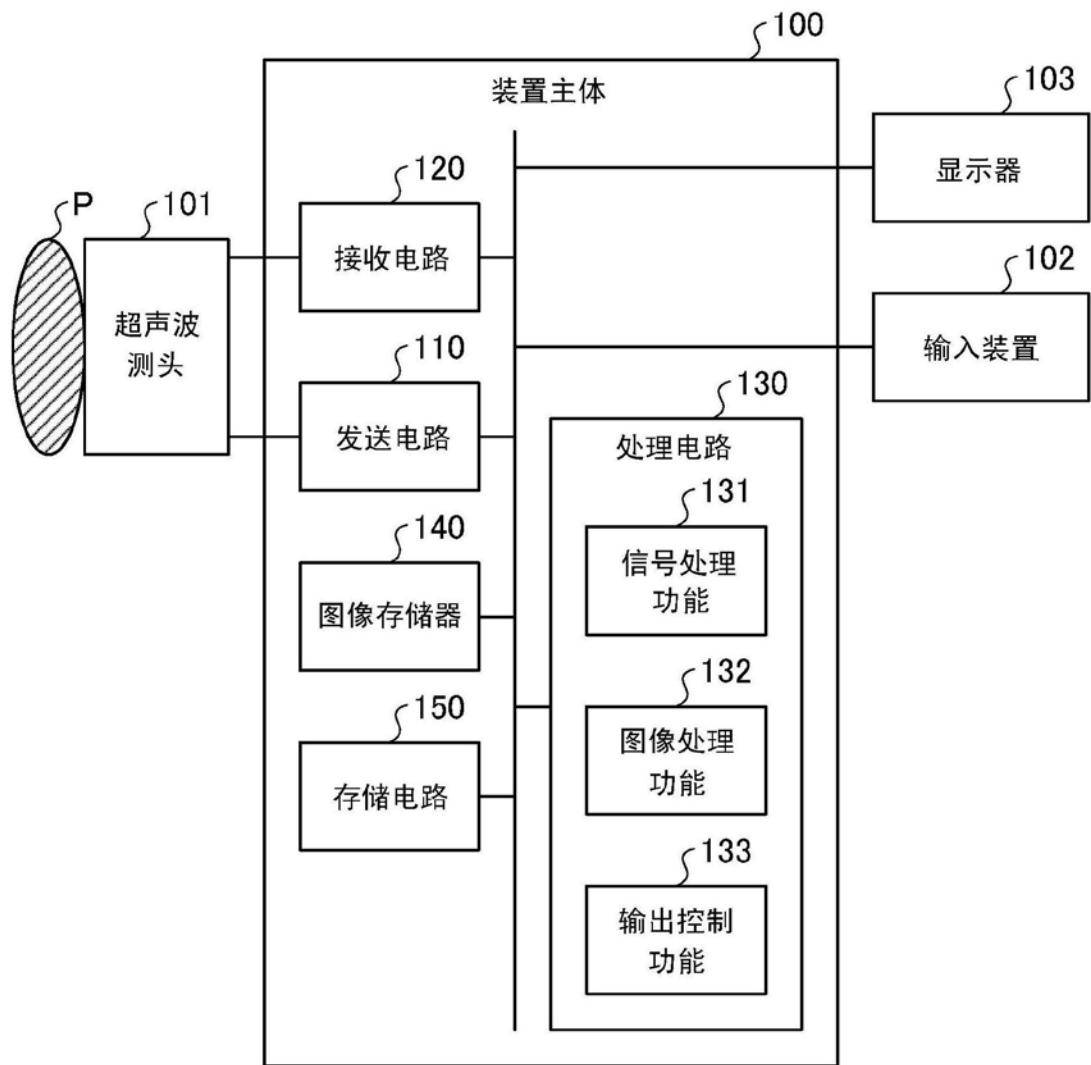


图1

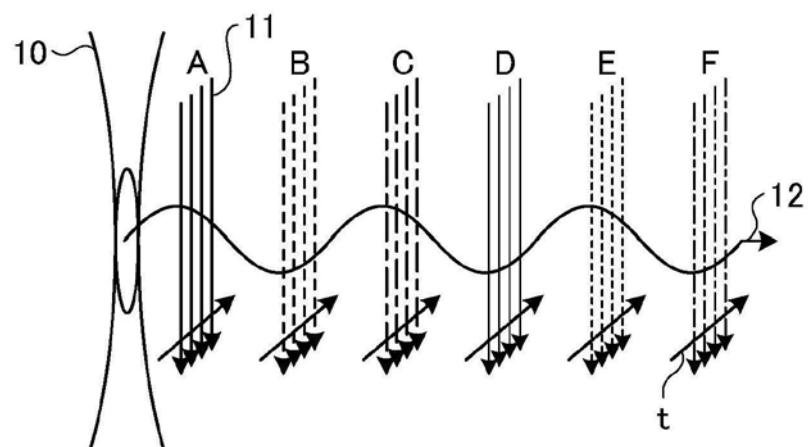


图2

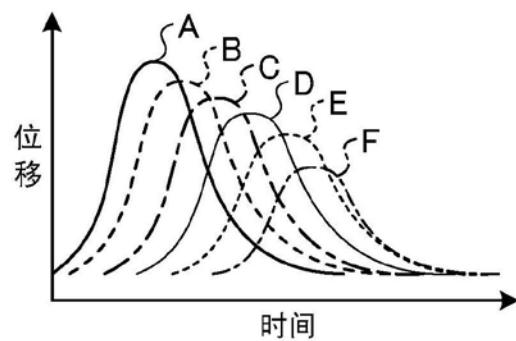


图3

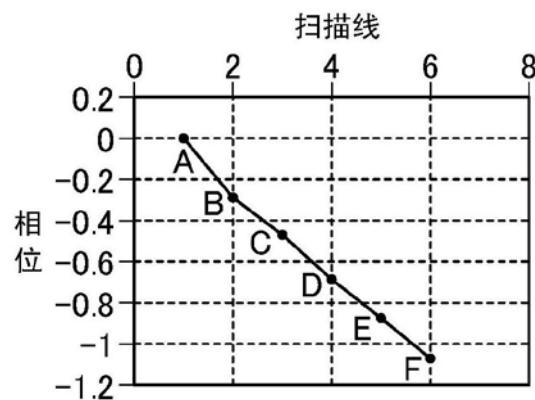


图4

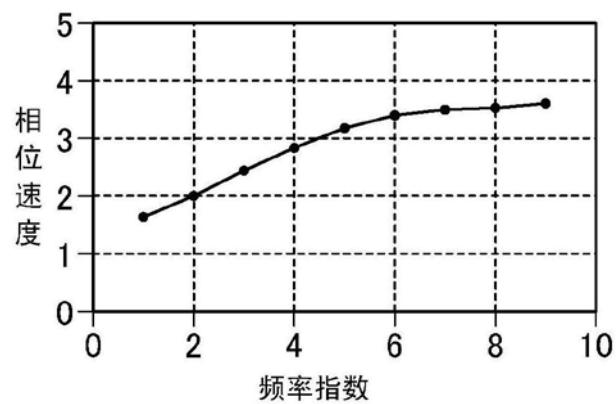


图5

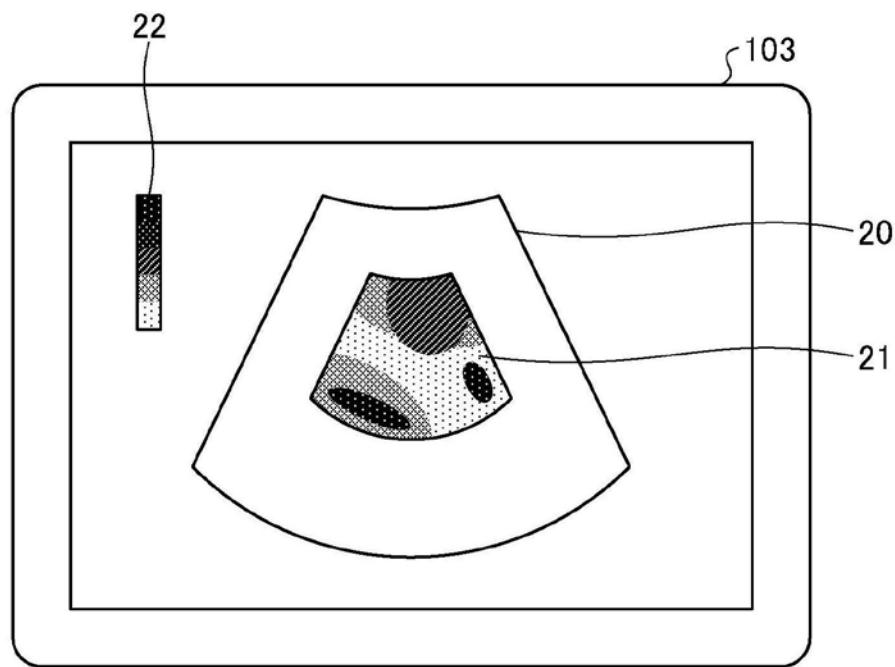


图6

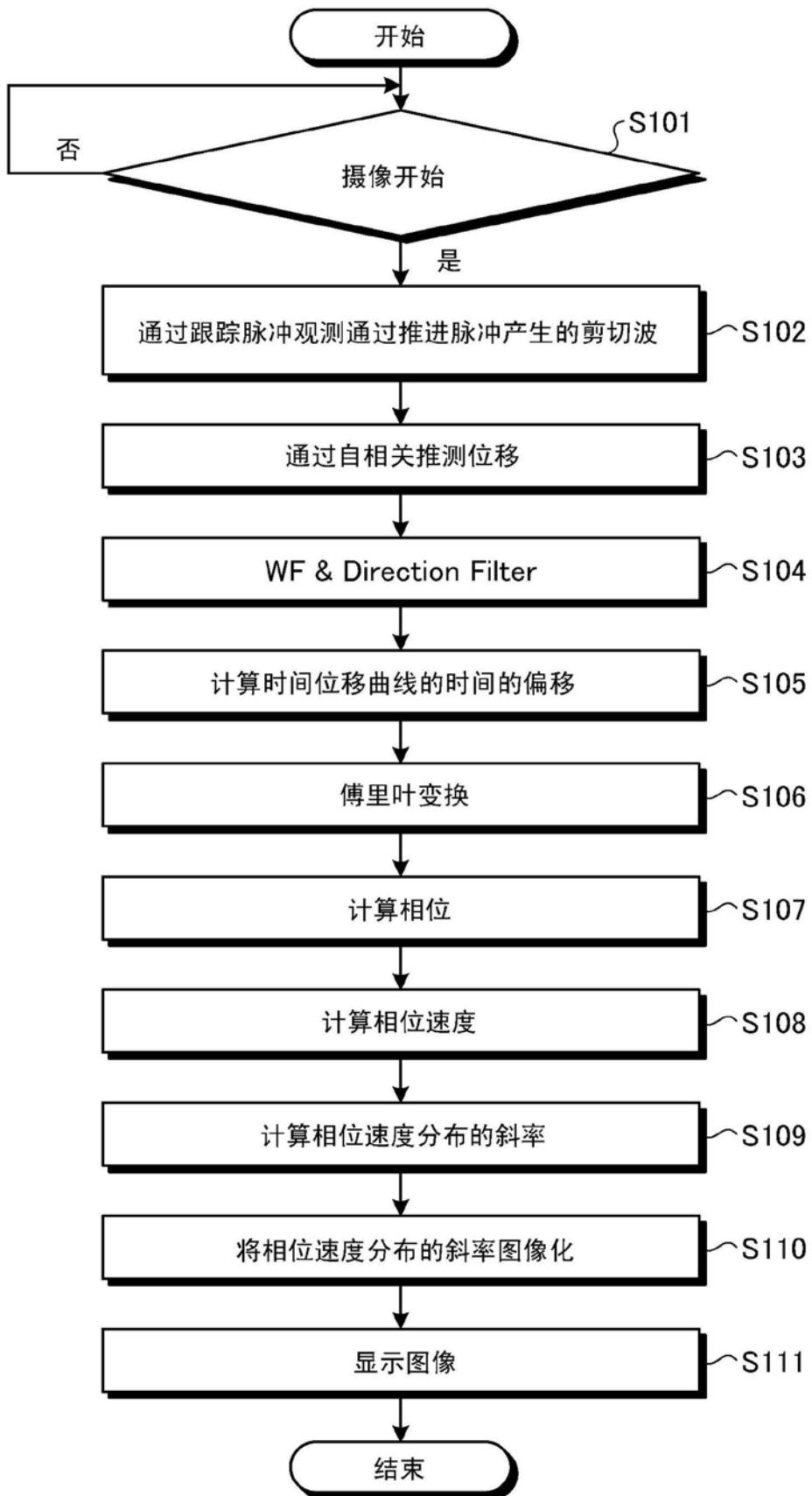


图7

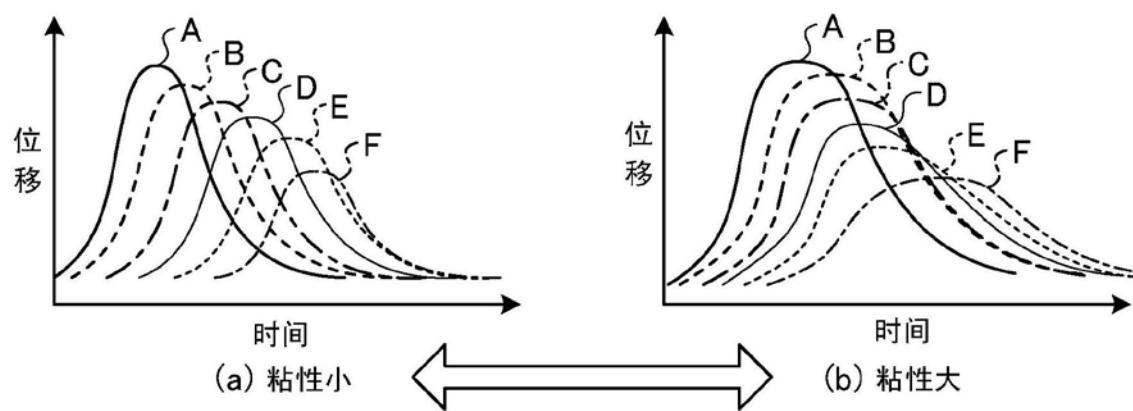


图8

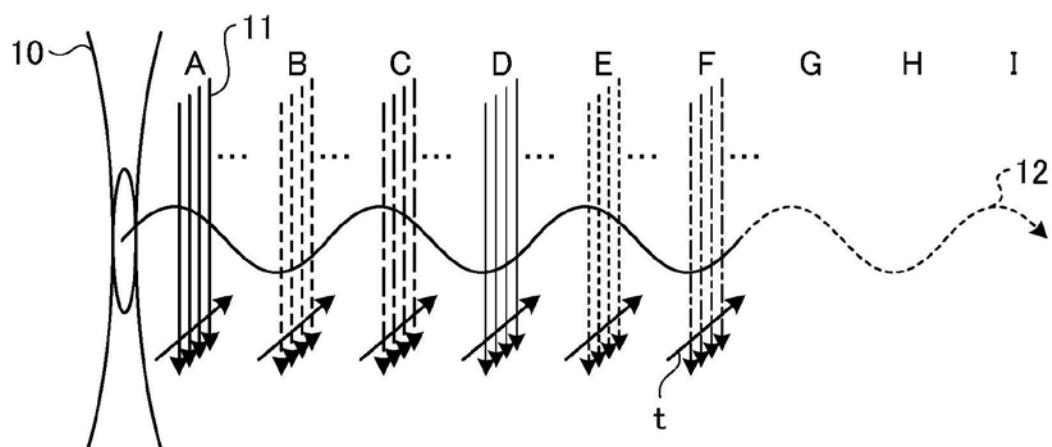


图9

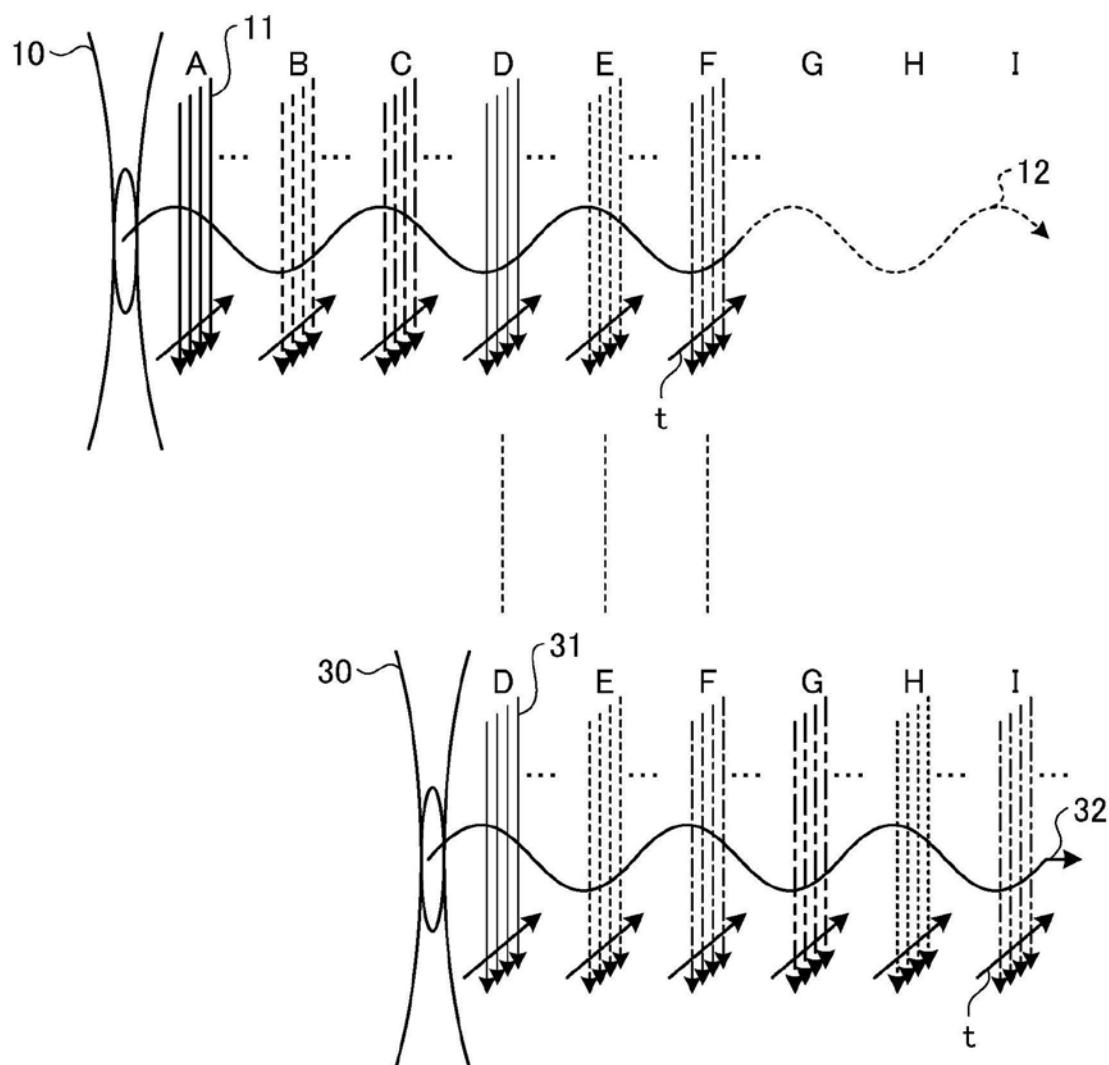


图10

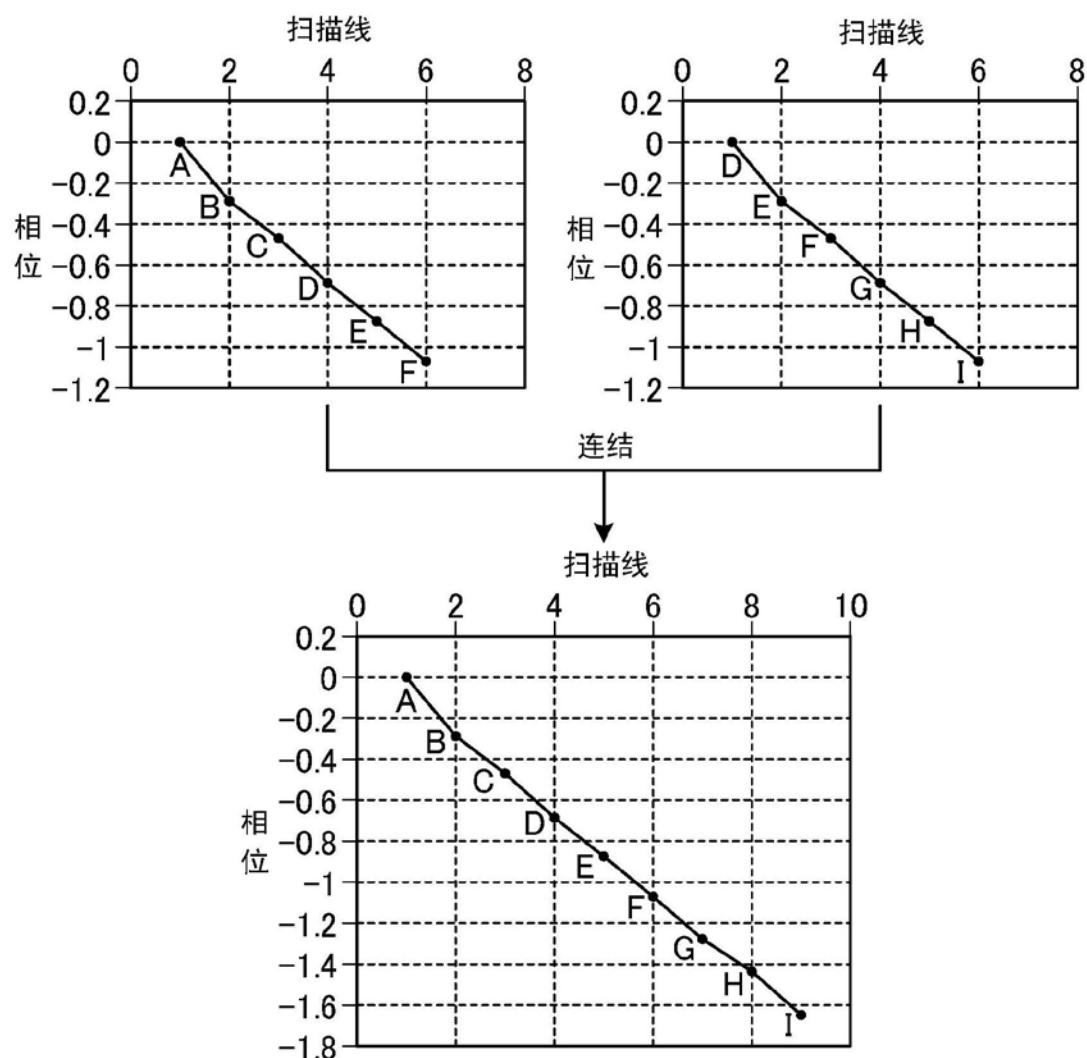


图11

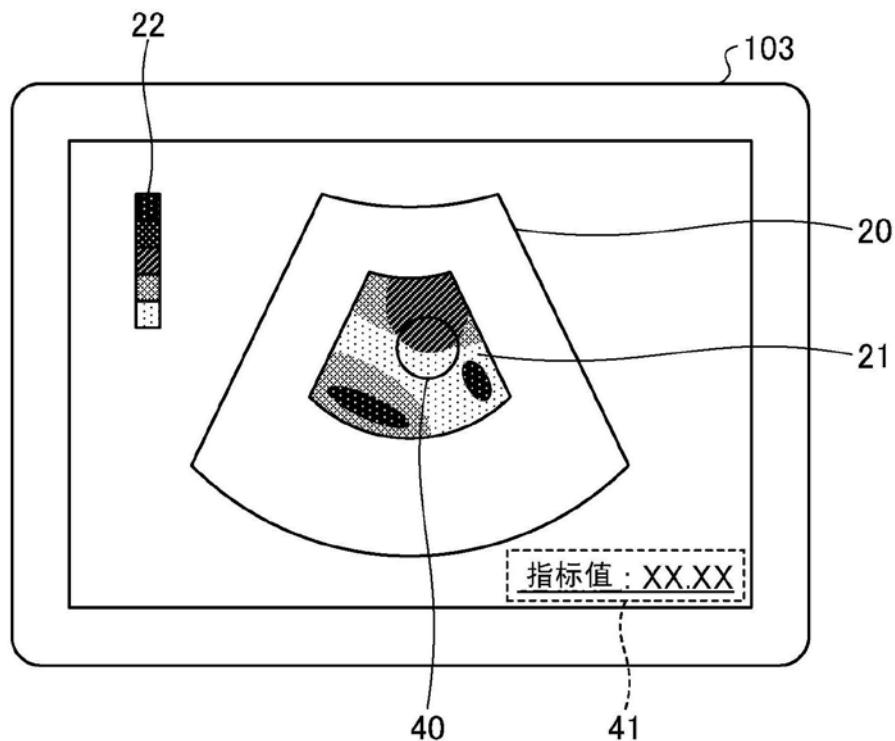


图12

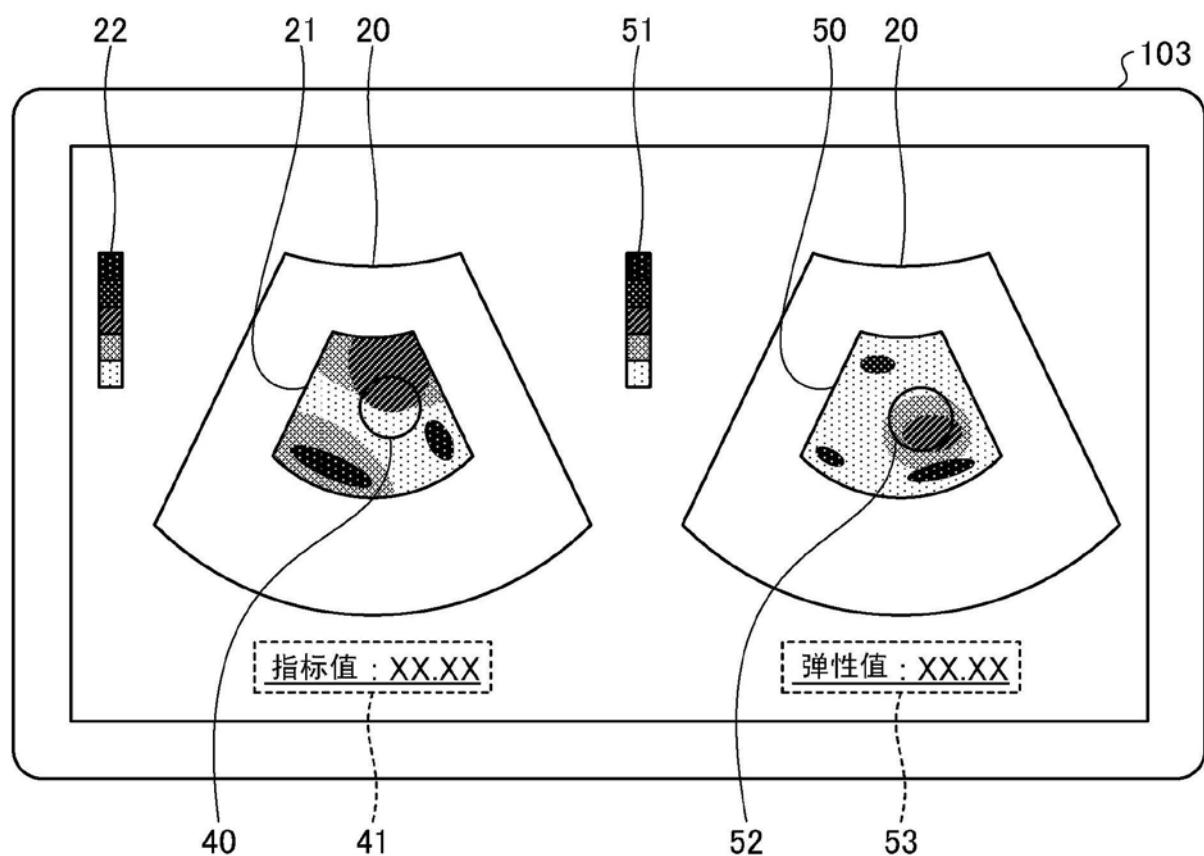


图13

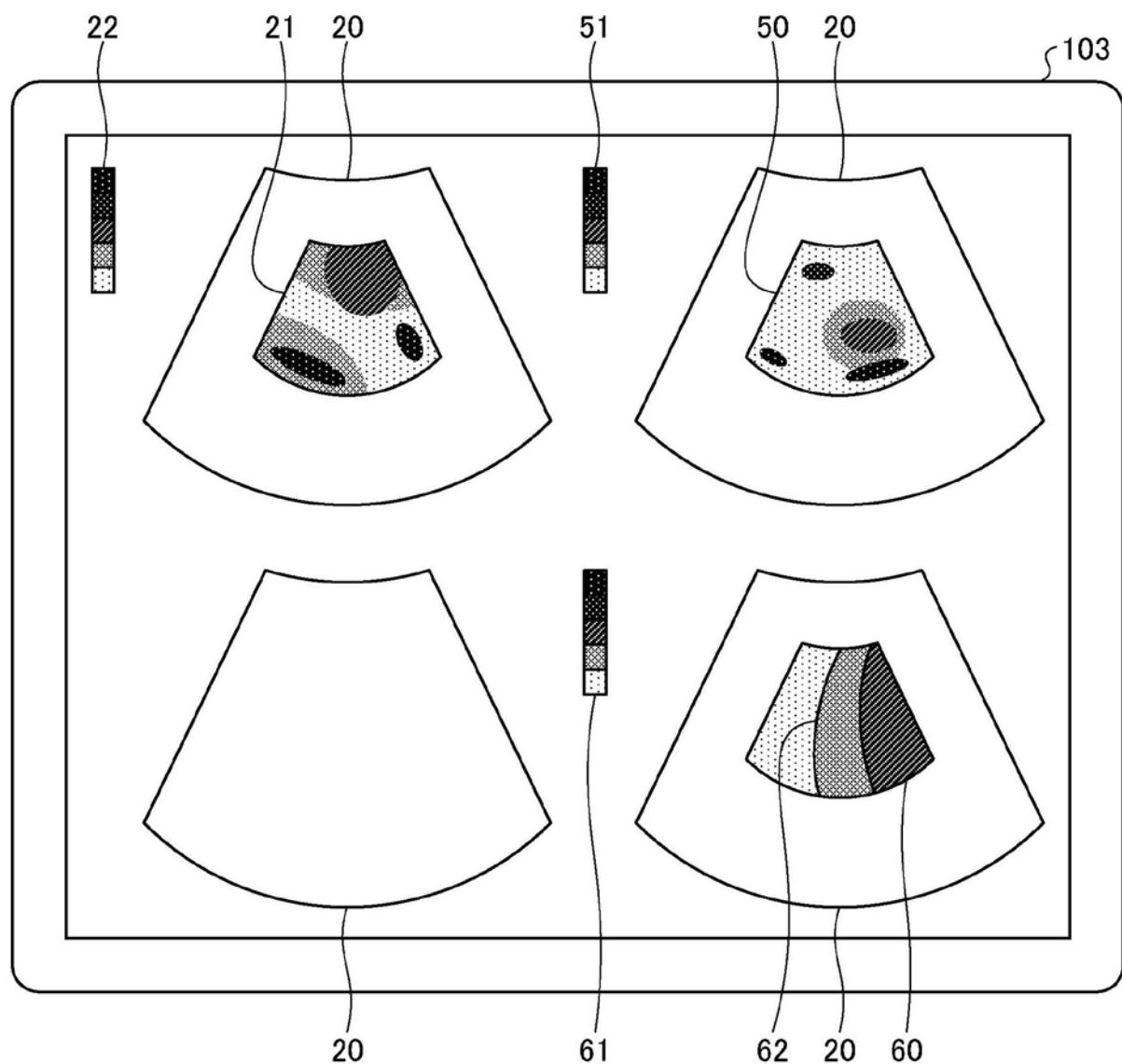


图14

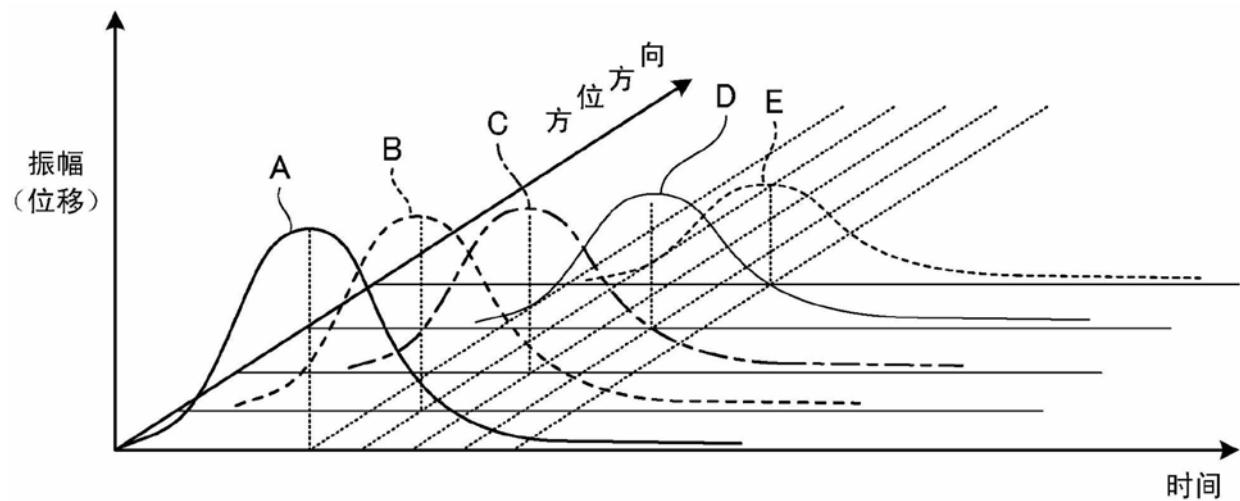


图15A

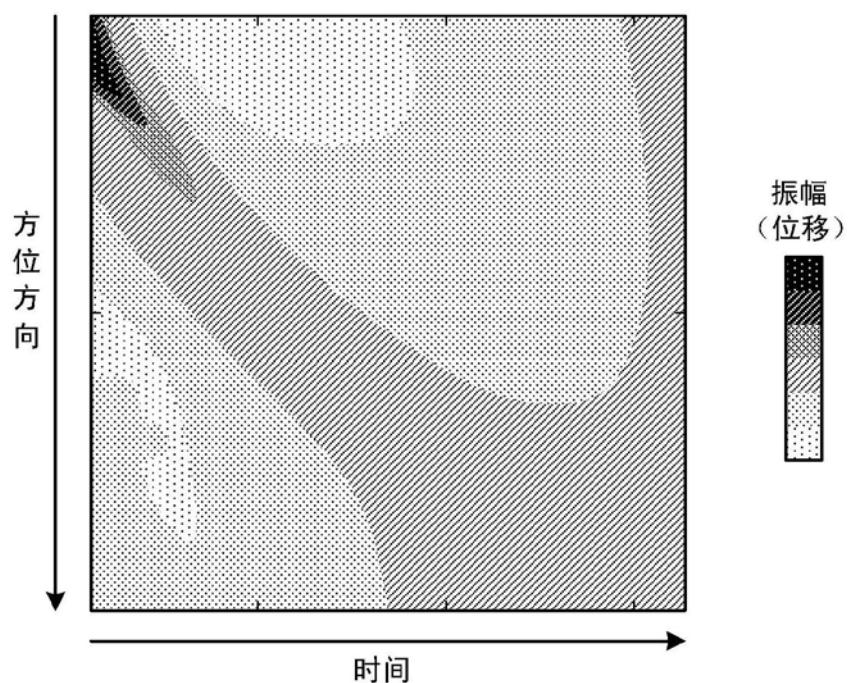
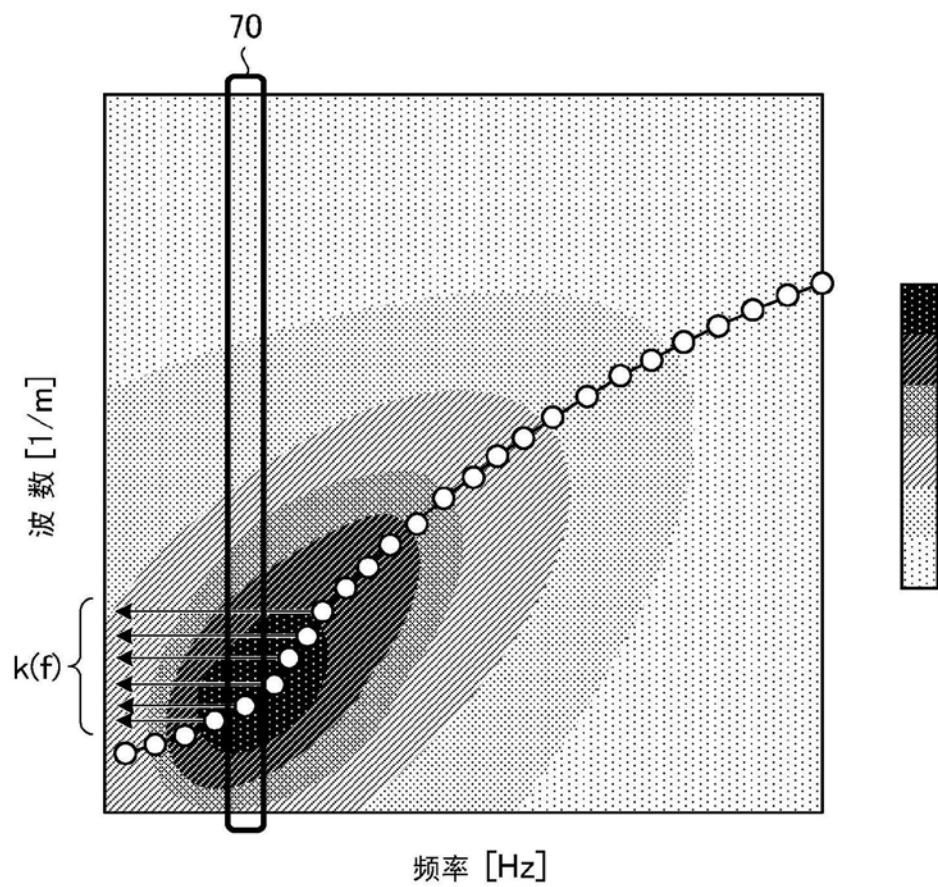


图15B



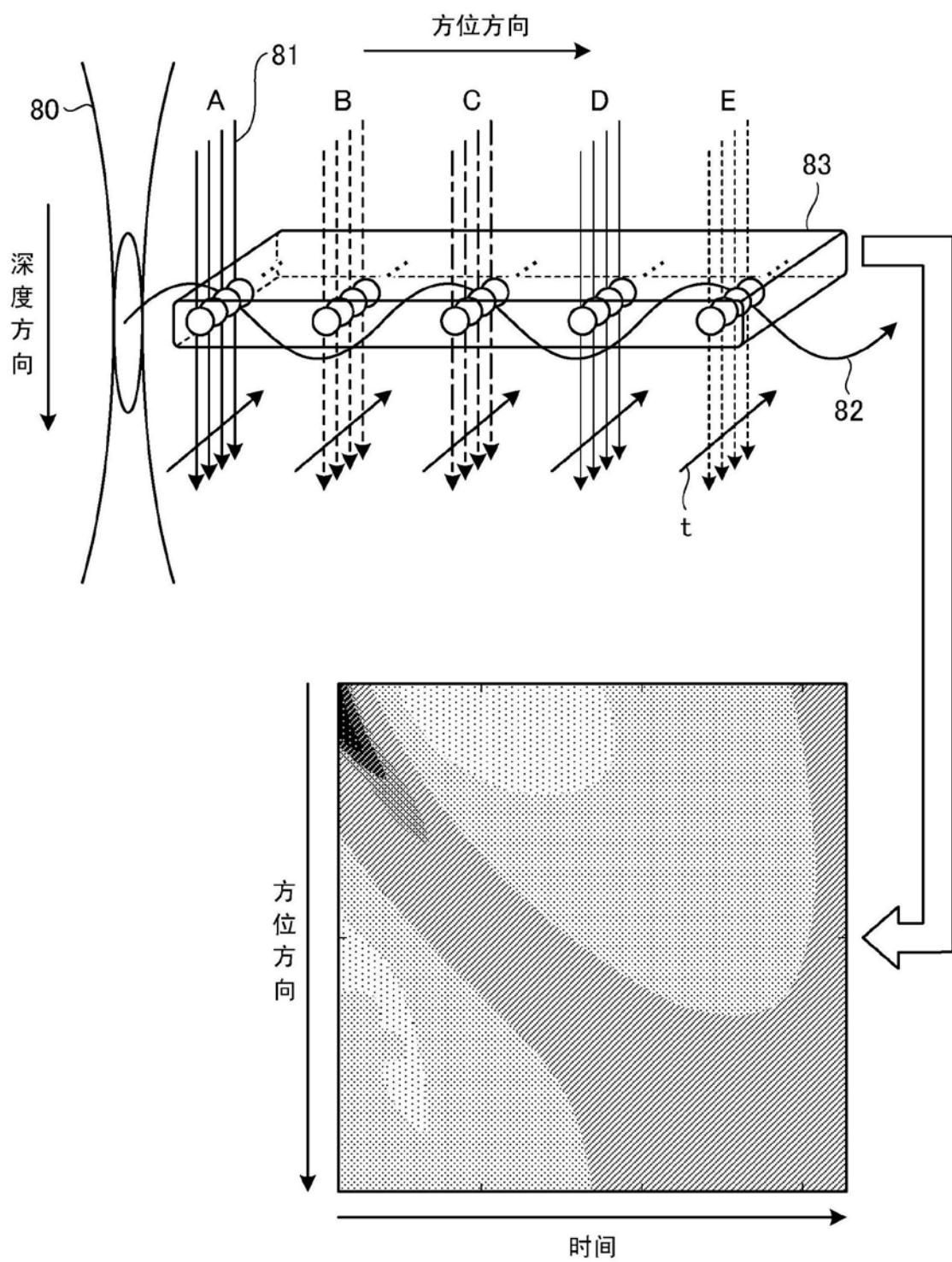


图17

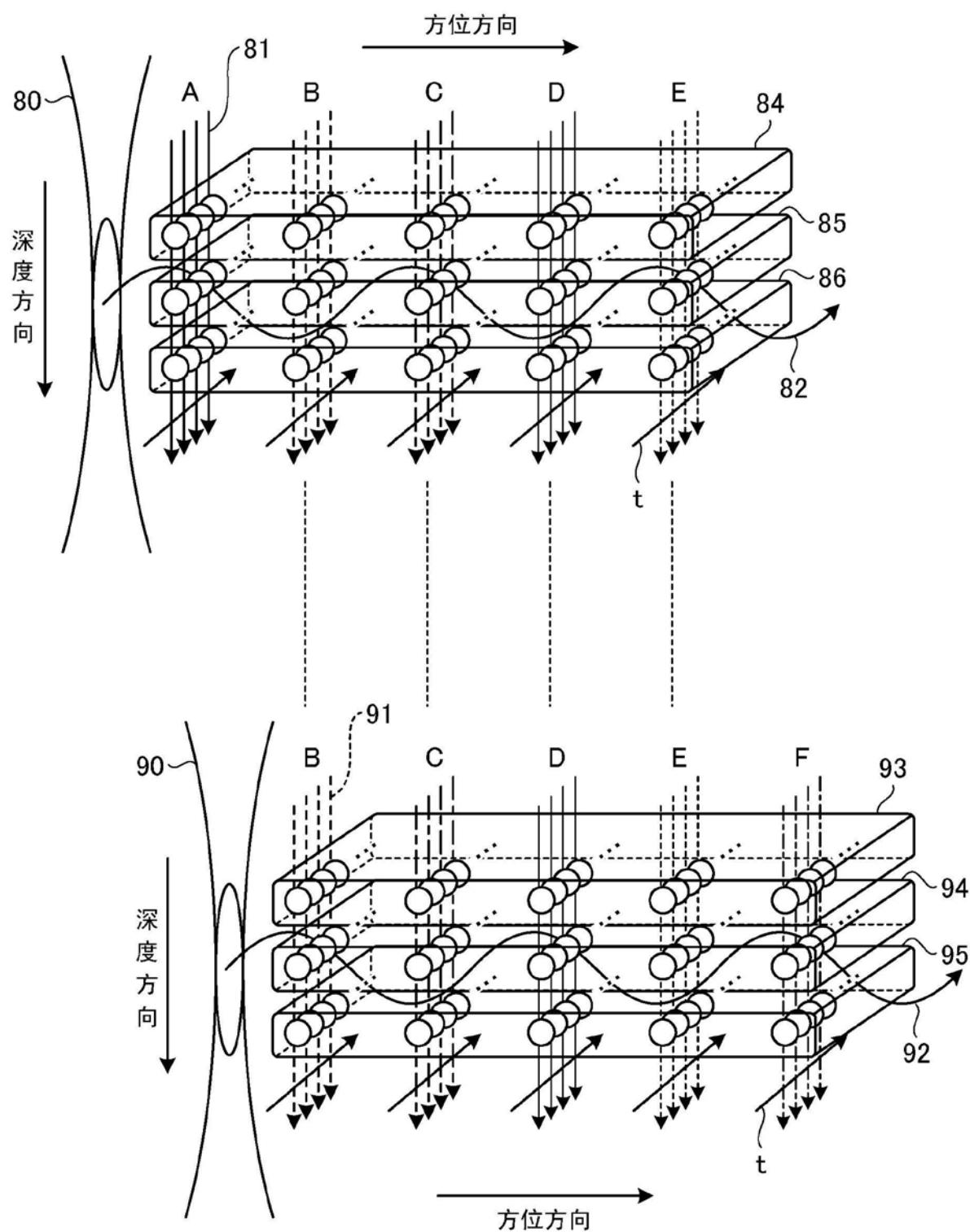


图18

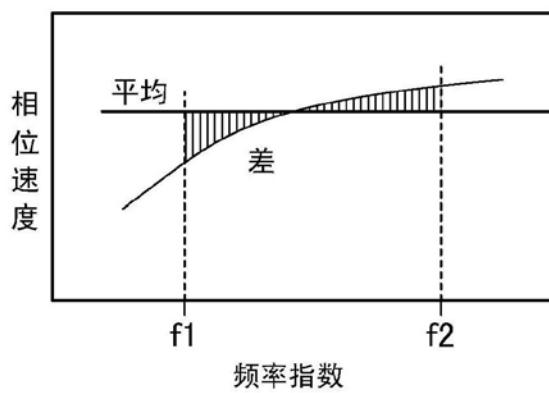


图19A

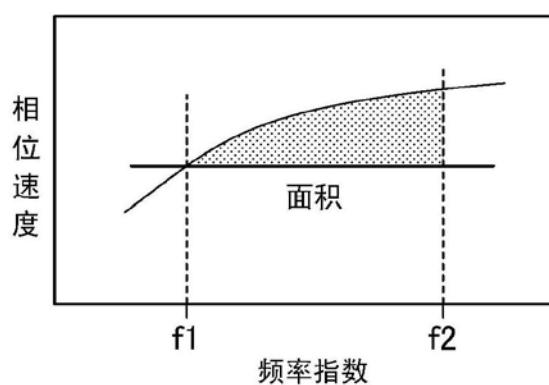


图19B