



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103813755 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201380001717. 1

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013. 09. 09

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-198754 2012. 09. 10 JP

(51) Int. Cl.

2013-186540 2013. 09. 09 JP

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/074288 2013. 09. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/038702 JA 2014. 03. 13

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大住良太

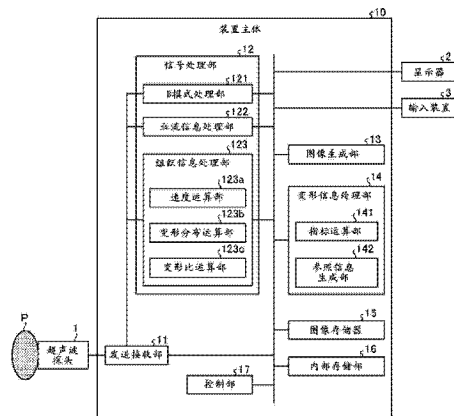
权利要求书2页 说明书17页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备信号处理部(12)、指标运算部(141)、存储部(15)、控制部(17)。信号处理部(12)根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息。指标运算部(141)对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算。存储部(15)将上述变形信息生成时的时相与该变形信息生成时的指标建立对应来存储。控制部(17)根据与各时相建立对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

信号处理部,根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息;

指标运算部,对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算;

存储部,将上述变形信息生成时的时相、与该变形信息生成时的指标建立对应来存储;以及

控制部,根据与各时相建立对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部进行控制,以使得与上述候补时相相关的信息和与上述候补时相的变形信息相关的信息中的至少一方显示于显示部。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述存储部还将基于上述变形信息的图像数据与该变形信息生成时的时相以及指标建立对应来存储,

当从操作者接受了上述存储部所存储的图像数据组的显示要求时,上述控制部根据与构成该图像数据组的各图像数据建立对应的指标,进行上述候补时相的提取处理。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部根据与各时相建立对应的指标来排序地提取多个候补时相,或者根据与各时相建立对应的指标和基于在该时相生成的 B 模式图像数据、或者组织多普勒图像数据得到的信息来排序地提取多个候补时相。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部根据上述操作者进行的操作进行控制,以使得按照排位顺序或者按照时间顺序将与上述多个候补时相对应的多个图像数据显示于上述显示部。

6. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备参照信息生成部,上述参照信息生成部将与上述压迫或者放开的状态相关的指标作为由按照时间序列的波形构成的参照信息来生成,

上述控制部在从操作者接受了上述存储部所存储的图像数据组的显示要求时进行控制,以使得在上述参照信息中显示表示上述候补时相的信息。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部还进行控制,以使得在上述参照信息中显示与上述候补时相的排位相关的信息。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述信号处理部生成表示变形的空间分布的变形分布作为上述变形信息。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述信号处理部生成根据空间上的规定的 2 个区域内的变形分布的比计算出的变形比作为上述变形信息。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述指标运算部将上述组织的位移的统计值、上述组织的速度的统计值、上述组织的变形的统计值、以及上述组织的 2 个区域内的变形比的统计值中的至少 1 个作为上述指标

来运算。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述指标运算部将上述组织的位移的统计值以及方差、上述组织的速度的统计值以及方差、上述组织的变形的统计值以及方差、和上述组织的 2 个区域内的变形比的统计值以及方差中的任一个作为上述指标来运算。

12. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述指标运算部以规定的时间间隔进行上述指标的运算处理,

上述存储部将以上述规定的时间间隔运算的指标与基于该指标运算时所生成的变形信息的图像数据建立对应来存储,

上述控制部在接受了来自上述操作者的显示要求时进行控制,以使得将包含上述候补时相的图像数据的图像数据组在上述显示部上进行动态图像显示。

13. 一种图像处理装置,其中,具备:

信号处理部,根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息;

指标运算部,对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算;

存储部,将上述变形信息生成时的时相与该变形信息生成时的指标建立对应来存储;以及

控制部,根据与各时相建立对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。

14. 一种图像处理方法,其中,包含:

信号处理部根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息,

指标运算部对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算,以及

控制部将上述变形信息生成时的时相、与该变形信息生成时的指标建立对应存储于存储部,根据与各时相建立对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,作为使用超声波诊断装置的图像诊断的方法,将生物体组织的硬度映像化的弹性成像正在实用化。在弹性成像中,例如,通过操作者使超声波探头振动对组织进行压迫以及放开从而对生物体组织表面施加应力,将与由该应力产生的生物体内部的组织的变形(应变:strain)相关的信息作为硬度的信息,根据反射波数据来计算。

[0003] 通过该超声波诊断装置,为了计算与组织的变形相关的信息(以下,称为变形信息)需要检测组织的位移、或者组织的移动速度。作为计算变形信息的方法,存在通过超声波的接收 RF 信号的相互相关检测相邻帧间的组织的位移的方法、通过多普勒法检测组织的移动速度的方法、或组合了这 2 种方法的方法。

[0004] 另外,为了由操作者判断通过该方法计算出的变形信息是否合适,进行显示参照信息,并提供给观察者的操作。参照信息是表示是否恰当地进行对于生物体组织的压迫·放开的信息。例如,知道有将以根据接收数据计算出的帧内的组织的平均移动速度为纵轴,以经过时间为横轴的波形作为参照信息来显示的方法。

[0005] 但是,即使参照上述的参照信息,操作者也难以恰当地判断哪一时间的帧是合适的变形信息。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:日本特开 2009-195613 号公报

发明内容

[0009] 本发明要解决的问题在于,提供一种操作者能够容易地得到与合适的变形相关的信息的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备:信号处理部、指标运算部、存储部、控制部。信号处理部根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息。指标运算部对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算。存储部将上述变形信息生成时的时相和该变形信息生成时的指标建立对应来存储。控制部根据与各时相建立了对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。

附图说明

[0011] 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图。

[0012] 图 2 是用于说明以往技术的问题的图(1)。

[0013] 图 3A 是用于说明以往技术的问题的图(2)。

- [0014] 图 3B 是用于说明以往技术的问题的图(3)。
- [0015] 图 3C 是用于说明以往技术的问题的图(4)。
- [0016] 图 4 是用于说明以往技术的问题的图(5)。
- [0017] 图 5 是表示基于第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图(1)。
- [0018] 图 6 是表示基于第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图(2)。
- [0019] 图 7 是表示基于第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图(3)。
- [0020] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。
- [0021] 图 9A 是用于说明第 2 实施方式的图(1)。
- [0022] 图 9B 是用于说明第 2 实施方式的图(2)。
- [0023] 图 9C 是用于说明第 2 实施方式的图(3)。

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0025] (第 1 实施方式)

[0026] 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。

[0027] 超声波探头 1 与装置主体 10 自由拆卸地连接。作为超声波振子,超声波探头 1 具有电可逆的转换元件或机械可逆的转换元件。例如,超声波探头 1 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 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 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、或防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0028] 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,作为反射波信号由超声波探头 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。

[0029] 另外,第 1 实施方式还能够适用于图 1 所示的超声波探头 1 是将多个压电振子以一系列配置的一维超声波探头的情况、是配置成一系列的多个压电振子机械地摆动的一维超声波探头的情况、是多个压电振子格子状地二维地配置的二维超声波探头的情况的任一情况。

[0030] 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、轨迹球等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并对装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。

[0031] 例如,如果操作者按下输入装置 3 所具有的结束按钮或冻结按钮,则超声波的发送接收结束,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置变为暂时停止状态。另外,例如,如果操作者按下冻结按钮,则第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置从实时显示模式转移到电影再生模式。另外,例如,转移到电影再生模式之后,如果操作者使轨迹球等旋转,则第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置根据旋转方向,对保存于图像存储器 15 (后述)的多个帧

的图像数据进行动态图像再生。

[0032] 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 中生成的各种图像数据。

[0033] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 所接收到的反射波生成超声波图像数据的装置, 如图 1 所示, 具有发送接收部 11、信号处理部 12、图像生成部 13、变形信息处理部 14、图像存储器 15、内部存储部 16、控制部 17。

[0034] 发送接收部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器电路等, 向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率, 反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发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 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发送延迟时间。另外, 触发发生电路以基于速率脉冲的定时, 对超声波探头 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发送延迟时间发生变化, 来任意地调整从压电振子面的发送方向。

[0035] 驱动脉冲在从脉冲发生器电路到达超声波探头 1 内的压电振子之后, 在压电振子中由电气信号转换成机械振动。该机械振动在生物体内部作为超声波来发送。在此, 在每个压电振子具有不同的发送延迟时间的超声波被会聚, 向规定方向搬运。即, 发送延迟电路通过使对于各速率脉冲赋予的发送延迟时间发生变化, 来任意地调整从压电振子面的发送方向。

[0036] 另外, 发送接收部 11 为了根据后述的控制部 17 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对其值进行切换的线性放大器型的发送电路、或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0037] 另外, 发送接收部 11 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等, 对于超声波探头 1 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, 按每个通道赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器根据所赋予的接收延迟时间, 进行反射波信号的加法处理生成反射波数据。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。

[0038] 这样, 发送接收部 11 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。另外, 发送接收部 11 具有通过后述的控制部 17 的控制, 能够瞬间变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。另外, 发送接收部 11 还能够按每 1 帧或速率, 发送接收不同的波形。

[0039] 另外, 来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择是被称为 RF (Radio Frequency) 信号的包含相位信息的信号、或是包络线检波处理后的振幅信息等各种形态。

[0040] 信号处理部 12 是从发送接收部 11 接收反射波数据, 并对于接收到的反射波数据进行各种信号处理的部。信号处理部 12 如图 1 所示例的那样, 具有 B 模式处理部 121、血流信息处理部 122、以及组织信息处理部 123。B 模式处理部 121 从发送接收部 11 接收反射波数据, 对于接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等, 生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。

[0041] 血流信息处理部 122 从发送接收部 11 接收反射波数据,并对接收到的反射波数据进行频率分析,从而生成基于位于扫描范围内的血流的多普勒效应的提取出运动信息的数据(血流多普勒数据)。具体而言,作为是移动体的血流的运动信息,血流信息处理部 122 生成涵盖二维空间或者三维空间的多点提取出速度、方差值、能量值等的血流多普勒数据。

[0042] 组织信息处理部 123 从发送接收部 11 接收反射波数据,使用接收到的反射波数据,生成与作为移动体的组织的运动相关的信息。在此,当指定进行弹性成像的弹性模式时,组织信息处理部 123 根据反射波数据生成用于彩色显示生物体组织的硬度的变形信息。具体而言,组织信息处理部 123 根据向被检体 P 内发送的超声波的反射波信号(反射波数据),生成与在该被检体 P 内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息。组织信息处理部 123 按时间序列生成多个变形信息。

[0043] 另外,在弹性模式中,例如,通过操作者手动地使与体表抵接的超声波探头 1 振动,来进行组织的压迫以及放开,使组织变形。另外,在弹性模式中,例如,还有时根据基于保持超声波探头 1 的操作者的微小的手的活动的组织变形,组织信息处理部 123 生成变形信息。

[0044] 另外,作为生成变形信息的方法,知道有通过超声波的接收 RF 信号的相互相关检测相邻帧间的组织的位移的方法、通过多普勒法(组织多普勒法)检测组织的移动速度的方法、或组合了这 2 种方法的方法等。作为对变形信息进行运算的方法,组织信息处理部 123 能够进行各种方法。

[0045] 另外,在弹性模式中,存在通过从超声波探头 1 发送的高声压的“Push Pulse”使组织变形的的方法。此时,组织信息处理部 123 形成作为在组织中传播的横波的剪波(shear wave),另外,根据剪波的传播速度等,生成变形信息。

[0046] 以下,针对通过操作者手动地使超声波探头 1 振动从而反复进行组织的压迫以及组织的放开,组织信息处理部 123 通过组织多普勒法生成变形信息的情况进行说明。其中,本实施方式能够适用于通过包含上述的方法的公知的各种方法进行的弹性成像的全部。

[0047] 组织信息处理部 123 如图 1 所示,具有速度运算部 123a、变形分布运算部 123b、变形比运算部 123c。

[0048] 速度运算部 123a 通过从发送接收部 11 接收反射波数据,对接收到的反射波数据进行频率分析,从而生成基于位于扫描范围内的组织的多普勒效应的提取出运动信息的数据(组织多普勒数据)。具体而言,作为是移动体的组织的运动信息,速度运算部 123a 生成涵盖二维空间或者三维空间的多点提取出速度、方差值、能量值的组织多普勒数据。当设定了组织多普勒模式时,速度运算部 123a 将组织多普勒数据向后述的图像生成部 13 输出。另外,当设定了弹性模式时,速度运算部 123a 将组织多普勒数据的速度分量作为速度分布信息,向变形分布运算部 123b 等输出。

[0049] 作为变形信息,变形分布运算部 123b 生成表示变形的空间分布的变形分布。具体而言,变形分布运算部 123b 通过对速度分布信息的速度分量进行时间积分来求位移。并且,变形分布运算部 123b 通过使用求出的位移进行规定的运算(例如,空间上微分),来求组织的局部的变形(应变:strain)。并且,变形分布运算部 123b 通过将求得的组织的局部的变形的值彩色编码化,并向对应的位置映射,从而生成变形分布信息。越是硬的组织则越难以变形,因此,硬的组织的变形的值变小,或者柔软的生物体组织的变形的值变大。即,变形

的值成为表示组织的硬度(弹性率)的值。

[0050] 作为其他的变形信息,变形比运算部 123c 生成根据空间上的规定的 2 个区域内的变形分布的比计算出的变形比。具体而言,变形比运算部 123c 对参照区域(reference region)的变形的统计值进行运算,对目标区域(target region)的变形的统计值进行运算。统计值例如是区域内的变形的平均、最大值、中央值、或前“n”位的变形的值等。另外,所谓前“n”位的变形的值是指对区域内的各点分配的变形的值中,从大的值开始按顺序第“n”个值,“n”是整数。例如,参照区域被设定为操作者判断为没有发生纤维化的区域。另外,目标区域例如被设定为操作者想要判定纤维化的程度的区域。另外,针对参照区域以及目标区域之后叙述。并且,变形比运算部 123c 对这 2 个变形的统计值的比(变形比)进行运算。在此,变形比被定义为越是硬的组织值越高。因此,变形比运算部 123c 将用参照区域内的变形的统计值(例如,平均值)除以目标区域内的变形的统计值(例如,平均值)而得到的值作为变形比来计算。另外,当设定了参照区域以及目标区域时,变形比运算部 123c 对变形比进行运算。

[0051] 图像生成部 13 根据信号处理部 12 生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成部 13 根据 B 模式处理部 121 生成的 B 模式数据生成由亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像数据。另外,图像生成部 13 根据血流信息处理部 122 生成的血流多普勒数据生成表示血流的运动信息的速度图像数据、方差图像数据、能量图像数据、或者作为这些的组合图像的血流多普勒图像数据。另外,图像生成部 13 根据组织信息处理部 123 所具有的速度运算部 123a 生成的组织多普勒数据生成表示组织的运动信息的速度图像数据、方差图像数据、能量图像数据、或者作为这些的组合图像的组织多普勒图像数据。

[0052] 并且,图像生成部 13 根据组织信息处理部 123 所具有的变形分布运算部 123b 生成的变形分布信息,生成将生物体组织的硬度彩色显示的图像数据。以下,将以弹性模式由图像生成部 13 生成的图像数据记作变形图像数据。

[0053] 在此,图像生成部 13 将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成作为显示用图像的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部 13 使用扫描转换后的多个图像帧,进行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。

[0054] 另外,图像生成部 13 搭载有保存图像数据的存储器,能够进行三维图像的重建处理等。另外,例如,在诊断之后操作者能够从图像生成部 13 所搭载的存储器,调出在检查中记录的图像。

[0055] 另外,图像生成部 13 对所生成的超声波图像数据,合成各种参数的文字信息、刻度、体部标记等,将合成图像数据作为视频信号向显示器 2 输出。另外,图像生成部 13 还能够生成重叠多个图像数据的合成图像数据。即,信号处理部 12 所生成的数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 13 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,信号处理部 12 所生成的各种数据还被称为原始数据(Raw Data)。

[0056] 变形信息处理部 14 是用于对弹性模式时组织信息处理部 123 生成的变形信息进行处理的处理部。变形信息处理部 14 如图 1 所示例的那样,具有指标运算部 141 和参照信息生成部 142。另外,针对第 1 实施方式所涉及的变形信息处理部 14 进行的处理,之后详

述。

[0057] 图像存储器 15 是存储图像生成部 13 所生成的图像数据的存储器。例如,图像存储器 15 保存与将要按下冻结按钮之前的多帧对应的超声波图像数据组。超声波诊断装置还能够通过连续显示(电影显示)存储于该图像存储器 15 的图像,来显示超声波动态图像。另外,图像存储器 15 还能够存储原始数据。图像存储器 15 所存储的原始数据例如在诊断之后能够由操作者调出,经由图像生成部 13 成为显示用的超声波图像数据。

[0058] 另外,本实施方式所涉及的图像存储器 15 还存储变形信息处理部 14 的输出结果,但针对该点之后详述。

[0059] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、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)、诊断协议或各种体部标记等各种数据。另外,内部存储部 16 根据需要,还用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 16 所存储的数据经由未图示的接口电路,能够向外部的周边设备转送。

[0060] 控制部 17 控制超声波诊断装置中的处理整体。具体而言,控制部 17 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 16 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、信号处理部 12、图像生成部 13 以及变形信息处理部 14 的处理。另外,控制部 17 进行控制,以使得将图像存储器 15 所存储的超声波图像数据等显示于显示器 2。

[0061] 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进行弹性成像。

[0062] 在此,以往,为了判断组织信息处理部 123 所生成的变形信息(变形分布信息)是否合适,超声波诊断装置生成以下说明的参照信息,显示于显示器 2。参照信息例如是将显示器 2 实时显示的变形图像数据的显示帧内的组织的平均移动速度作为纵轴,将经过时间作为横轴的波形。平均移动速度(组织平均移动速度)成为与变形信息生成时对于组织的压迫或者放开状态相关的指标。另外,所谓变形图像数据的显示帧是指在为了生成变形图像数据而进行的扫描范围中,实际上将变形分布显示于显示器 2 的区域。

[0063] 以往,例如,图 1 所示的指标运算部 141 根据速度运算部 123a 输出的速度分布信息,在显示器 2 显示的变形图像数据的范围内,实时对平均移动速度进行运算。并且,以往,例如,图 1 所示的参照信息生成部 142 实时生成通过沿着时间轴绘制平均移动速度从而成为波形的参照信息。并且,以往,通过控制部 17 的控制,显示器 2 实时显示参照信息。

[0064] 并且,以往,操作者参照实时显示的参照信息,例如,在判断为进行了合适的压迫或者放开的时刻,按下冻结按钮。由此,操作者使画面为静止状态。如果按下冻结按钮,则通过控制部 17 的控制,图像存储器 15 为了进行电影再生,将从按下冻结按钮的瞬间起规定的过去期间的多帧的图像帧以不会被其他的数据覆盖的方式进行存储。并且,操作者将存储于图像存储器 15 的多帧的变形图像数据进行动态图像再生,参照动态图像。由此,操作者选择认为适合诊断的变形图像数据。

[0065] 但是,即使参照上述的参照信息,操作者也难以判断哪一时间的帧是描绘出合适的变形分布信息的帧。对此,使用图 2、图 3A、图 3B、图 3C 以及图 4 进行说明。图 2、图 3A、图 3B、图 3C 以及图 4 是用于说明以往技术的问题的图。

[0066] 图 2 是表示显示参照信息的显示画面的以往的例子。在图 2 所示的一个例子中,

在画面整体 100 中,并列配置 B 模式·变形分布信息重叠显示区域 110 和 B 模式显示区域 120。另外,在图 2 所示的一个例子中,在画面整体 100 中,在这 2 个显示区域之下,配置参照信息显示区域 130,在参照信息显示区域 130 之下配置变形比显示区域 140。

[0067] B 模式显示区域 120 是将根据变形图像数据的生成所使用的反射波数据生成的同一扫描范围的 B 模式图像数据显示于其一部分的区域的区域。B 模式·变形分布信息重叠显示区域 110 是将变形图像数据显示于其一部分的区域的区域。在 B 模式·变形分布信息重叠显示区域 110 中,存在变形分布显示区域 111。变形分布显示区域 111 是显示变形图像数据的变形分布的区域。在变形分布显示区域 111 中,有时还与变形分布信息一起,以规定的透明度,重叠显示同一区域的 B 模式图像数据。

[0068] 另外,在变形分布显示区域 111 中,用于上述的变形比运算部 123c 对变形比进行运算的区域由操作者来设定。例如,图 2 所示的 112 是上述的参照区域,图 2 所示的 113 是上述的目标区域。变形比运算部 123c 运算出的变形比显示于变形比显示区域 140。

[0069] 并且,参照信息显示区域 130 是显示参照信息生成部 142 所生成的参照信息的区域。参照信息成为沿着时间轴绘制指标运算部 141 运算出的每帧的平均移动速度得到的波形。

[0070] 在图 3A 中,示出在实时显示时,参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,在图 3B 中,示出在冻结按钮按下时,参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,在图 3C 中,示出在冻结按钮按下后的再生时,参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,图 3A、图 3B 以及图 3C 所示的 201 是组织平均移动速度的波形,202 表示显示器 2 所显示的时间轴光标。另外,图 3A、图 3B 以及图 3C 所示的横轴是表示生成各帧的时刻的时间(t)的时间轴。即,图 3A、图 3B 以及图 3C 所示的横轴表示生成各帧的时相。横轴的标度或长度根据生成变形图像数据的帧频、和在图像存储器 15 中为了电影再生用而分配的存储器容量来确定。

[0071] 在此,在图 3A、图 3B 以及图 3C 所示例的组织平均移动速度的波形 201 中,如果作为组织平均移动速度的平均速度(V)为正,则表示组织被“压迫”,如果平均速度(V)为负,则表示组织被“放开”。组织平均移动速度的波形 201 成为用于判断各帧的压迫放开的合适度、即,变形信息的合适度的指标。例如,组织平均移动速度的绝对值越大,则能够看作变形信息越合适。

[0072] 在实时显示模式时,图 3A 所示的时间轴光标 202 被配置于表示现在的显示器 2 所显示的最新的帧的时相的位置。在实时显示模式时,操作者能够通过参照时间轴光标 202,来把握实时更新的最新的平均速度的值。通过时间轴光标 202,对参照信息进行更新。

[0073] 如果按下冻结按钮,则时间轴光标 202 如图 3B 所示,转移到切换为电影再生模式的时刻的帧,即,转移到波形 201 的右端的位置。

[0074] 在电影再生模式中,控制部 17 例如根据轨迹球的旋转,从图像存储器 15 读出过去时相的变形图像数据等,并显示于显示器 2。在电影再生模式下,时间轴光标 202 如图 3C 所示,在时间轴上,显示于与所显示的过去的时相对应的位置。

[0075] 图 4 表示在电影再生模式中显示器 2 所显示的画面的一个例子。在显示器 2 的显示画面中,如图 4 所示例的那样,和与由变形分布信息描绘出的颜色对应的表示变形的大小(硬度)的彩条一起,将变形图像数据的帧的一部分显示于左侧,将与变形图像数据同一

时相的 B 模式图像数据的帧的一部分显示于右侧。在 B 模式图像数据的右侧,如图 4 所示例的那样,显示表示亮度值的大小的灰度的条。另外,在变形图像数据的内部,显示表示参照区域的圆(参照图中的 R)和表示目标区域的圆(参照图中的 T)。另外,在 B 模式图像数据的内部,还显示表示参照区域的圆(参照图中的 R)和表示目标区域的圆(参照图中的 T)。另外,在图 4 所示的一个例子中,示出没有显示 B 模式图像数据的情况。

[0076] 另外,如图 4 所示例的那样,显示器 2 在变形图像数据的显示区域以及 B 模式图像数据的显示区域之下,将作为参照信息的波形与时间轴光标一起显示。图 4 所示例的时间轴光标表示所显示的过去帧的时相。另外,显示器 2 在参照信息下,显示目标区域的平均变形“Strain T:-0.91%”、参照区域的平均变形“Strain R:-0.58%”、以及变形比“Strain Ratio T:0.64”。另外,图 2 以及图 4 所示例的显示方式始终是一个例子。例如,当没有设定参照区域以及目标区域时,控制部 17 也可以不配置变形比显示区域 140。或者,当没有设定参照区域以及目标区域时,控制部 17 也可以进行控制,以使得在变形比显示区域 140 不显示文字信息。

[0077] 但是,操作者即使参照图 4 所示例的画面所显示的参照信息,也不能一眼判断与所显示的时间轴光标的位置对应的帧是否是最合适的。

[0078] 因此,为了使操作者容易地得到与合适的变形相关的信息,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行以下说明的处理。

[0079] 首先,指标运算部 141 对与变形信息生成时对于组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算。指标运算部 141 以规定的时间间隔进行指标的运算处理。作为一个例子,每当以一定间隔生成变形信息,则指标运算部 141 进行指标的运算处理。上述的一定间隔例如根据变形图像数据的帧频来确定。或者,指标运算部 141 以预先设定的时间间隔,进行指标的运算处理。例如,指标运算部 141 间隔 1 秒或间隔 2 秒进行指标的运算处理。另外,例如,第 1 实施方式所涉及的指标运算部 141 根据速度运算部 123a 运算出的速度信息的分布将组织的速度的统计值作为指标来运算。统计值是组织速度的平均、最大值、中央值、或前“n”位的速度的值等。另外,所谓前“n”位的速度的值是指在区域内各点分配的速度的值中,从大的值开始按顺序第“n”的值,“n”是整数。以下,针对指标运算部 141 根据速度运算部 123a 运算出的速度信息的分布将组织的速度的平均作为指标来运算的情况进行说明。在此,第 1 实施方式所涉及的指标运算部 141 运算的平均速度是变形图像数据中,实际上将变形分布显示于显示器 2 的区域内组织的平均速度。即,作为指标,与上述的以往方法相同,第 1 实施方式所涉及的指标运算部 141 对组织平均移动速度进行运算。另外,成为指标的运算对象的区域例如是在想要诊断纤维化的程度的组织整体或者组织中包含一部分的关心区域,是图 2 所示的变形分布显示区域 111。上述的参照区域以及目标区域是在该关心区域内设定的区域。其中,本实施方式还能够适用于作为指标,除了组织平均速度以外,使用关心区域中的组织速度的统计值的情况。

[0080] 并且,第 1 实施方式所涉及的参照信息生成部 142 将与压迫或者放开的状态相关的指标作为由按时间序列的波形构成的参考信息(参照信息)来生成。即,作为参照信息,与上述的以往方法相同,第 1 实施方式所涉及的参照信息生成部 142 生成组织平均移动速度的波形。另外,作为参照信息,本实施方式也可以生成组织的移动最大速度的波形等、其他的统计值的波形。

[0081] 在此,第1实施方式所涉及的图像存储器15将变形信息生成时的时相与该变形信息生成时的指标建立对应来存储。具体而言,第1实施方式所涉及的图像存储器15还将基于变形信息的图像数据与该变形信息生成时的时相以及指标建立对应来存储。更具体而言,图像存储器15将以规定的时间间隔运算的指标与基于该指标运算时所生成的变形信息的图像数据建立对应来存储。在第1实施方式中,当分别存储按时间序列生成的基于多个变形分布信息的多个变形图像数据时,作为各变形图像数据生成时的组织的移动速度的统计值,图像存储器15还存储组织平均移动速度。另外,第1实施方式也可以是参照信息生成部142将组织平均移动速度与该组织平均移动速度的时间信息(时相)建立对应来存储,图像存储器15将变形图像数据与该变形图像数据的时间信息(时相)建立对应来存储的情况。即,在第1实施方式中,如果能够确定变形图像数据的生成时间的指标的值,则也可以进行各种存储方式。

[0082] 并且,第1实施方式所涉及的控制部17根据与各时相建立对应的指标,提取作为成为候补的时相的候补时相。在此,候补时相表示成为诊断的候补的时相。另外,候补时相表示成为作为诊断用而向操作者提示的显示用的候补的图像数据(变形图像数据)等、与变形信息相关的信息的时相。并且,第1实施方式所涉及的控制部17进行控制,以使得将与候补时相相关的信息、或者与候补时相的变形信息相关的信息的至少一方显示于显示器2。例如,当从操作者接受了图像存储器15所存储的图像数据组的显示要求时,第1实施方式所涉及的控制部17根据与构成该图像数据组的各图像数据建立对应的指标,进行候补时相的提取处理。并且,控制部17进行控制,以使得将与候补时相的图像数据相关的信息,即,与成为显示用的候补的图像数据相关的信息显示于显示器2。在此,通过控制部17的控制,图像存储器15为了进行电影再生,将从按下冻结按钮的瞬间起规定的过去期间的多帧的图像帧与参照信息一起,以不会被其他的数据覆盖的方式进行存储。另外,在第1实施方式中,电影再生用的各种数据也可以保存于内部存储部16或为了电影再生用而另外设置的存储部。

[0083] 在此,第1实施方式所涉及的控制部17根据与各时相建立了对应的指标,排序地提取多个候补时相。换言之,控制部17根据与构成图像数据组的各图像数据建立对应的指标,排序地选择多个成为显示用的候补的图像数据。具体而言,第1实施方式所涉及的控制部17进行控制,以使得当从操作者接受了图像存储器15所存储的图像数据组的显示要求时,在参照信息中,显示表示候补时相的信息,即,显示表示成为显示用的候补的图像数据的时相的信息。针对表示候补时相的信息(表示成为显示用的候补的图像数据的时相的信息),之后进行说明。

[0084] 即,如果按下冻结按钮,则第1实施方式所涉及的控制部17根据与图像存储器15所存储的各变形图像数据建立了对应的组织平均移动速度,排序地选择多个成为显示用的候补的多个变形图像数据。并且,第1实施方式所涉及的控制部17将与作为显示用的候补而选择的多个变形图像数据各自的时相对应的多个时间轴光标重叠于参照信息来显示。另外,以下,有时将控制部17进行的候补时相的提取处理记作候补时相的选择处理。

[0085] 以下,使用图5~图7,针对上述的控制部17的显示控制处理的一个例子进行说明。图5~图7是表示基于第1实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图。另外,以下,说明为显示参照信息的显示画面与图2所示例的以往的例子相同。

[0086] 在图 5 中, 示出在冻结按钮按下时, 显示器 2 所显示的参照信息的一个例子。在第 1 实施方式中, 也显示转移到电影再生模式的时刻的帧的变形分布信息。并且, 在冻结按钮按下时, 与图 3 的(B)相同, 时间轴光标 302 转移到切换为电影再生模式的时刻的帧, 即, 转移到组织平均移动速度的波形 301 的右端的位置(参照图 5)。

[0087] 并且, 在第 1 实施方式中, 例如, 控制部 17 选择绝对值大的前 3 个组织平均移动速度。作为一个例子, 控制部 17 确定除去了组织平均移动速度成为“0”附近的区间的压迫区间以及放开期间中的组织平均移动速度的波形 301 的峰值。并且, 控制部 17 根据组织平均移动速度的绝对值的大小对帧排序。并且, 控制部 17 如图 5 所示, 显示成为前 3 位的 3 个组织平均移动速度的波形 301 中的位置、和表示成为前 3 位的 3 个组织平均移动速度的排位与时相的 3 个标记(标记 303a、标记 303b 以及标记 303c)。即, 控制部 17 进行控制, 以使得在参照信息(参照信息)中, 与表示成为显示用的候补的变形图像数据的时相的信息一起, 显示与该图像数据的排位相关的信息。换言之, 控制部 17 还进行控制, 以使得在参照信息(参照信息)中, 与表示候补时相的信息一起, 显示与候补时相的排位相关的信息。

[0088] 标记 303a 是表示绝对值是第 1 位的标记, 如图 5 所示, 由“1”的文字和波形上的实心圆构成。另外, 标记 303b 是表示绝对值是第 2 位的标记, 如图 5 所示, 由“2”的文字和波形上的实心圆构成。另外, 标记 303c 是表示绝对值是第 3 位的标记, 如图 5 所示, 由“3”的文字和波形上的实心圆构成。

[0089] 另外, 在上述的选择处理中, 控制部 17 也可以不进行确定除去组织平均移动速度成为“0”附近的区间的压迫区间以及放开期间的处理, 而单纯地只根据组织平均移动速度的绝对值进行排序。另外, 在上述的选择处理中, 控制部 17 也可以只限定于压迫区间或放开区间, 进行帧的排序。另外, 向操作者提示的候补的数量例如能够由操作者任意地变更。

[0090] 通过该显示控制, 显示器 2 如图 6 所示例的那样, 在波形上显示 3 个标记。另外, 在图 6 中, 代替图 5 所示例的实心圆, 将与时间轴光标相同的线段作为标记来使用。如与图 4 所示例的以往的例子相比较知道的那样, 通过参照图 6 所示例的画面, 操作者能够把握与候补时相相关的信息, 能够容易地判断哪一时间的帧是合适的变形信息。

[0091] 并且, 第 1 实施方式所涉及的控制部 17 进行控制, 以使得根据操作者进行的规定操作, 将与多个候补时相对应的多个图像数据按照预先设定的顺序(排位顺序、或者时间顺序)显示于显示器 2。换言之, 控制部 17 进行控制, 以使得根据操作者进行的规定操作, 将所选择的多个图像数据(多个变形图像数据)按照预先设定的顺序(排位顺序、或者时间顺序)显示于显示器 2。

[0092] 即, 在第 1 实施方式中, 在电影再生模式下, 操作者例如随着使轨迹球旋转, 从图像存储器 15 调出排位高的帧的变形图像数据, 并显示于显示器 2。

[0093] 当设定顺序是排位顺序时, 根据轨迹球的旋转显示的帧成为图 5 所示例的“与标记 303a 的位置对应的帧、与标记 303b 的位置对应的帧、与标记 303c 的位置对应的帧”的顺序。另外, 当设定顺序是时间顺序时, 根据轨迹球的旋转显示的帧成为图 5 所示例的“与标记 303a 的位置对应的帧、与标记 303c 的位置对应的帧、与标记 303b 的位置对应的帧”的顺序。另外, 当旋转方向成为反方向时, 显示顺序成为反的方向。

[0094] 例如, 如果显示“与标记 303a 的位置对应的帧”, 则显示器 2 通过控制部 17 的控制, 时间轴光标 302 的位置移动到标记 303a 的位置。操作者能够通过参照图 7 所示例的参

照信息,来把握显示对排位第 1 位的指标进行运算的变形图像数据的情况。另外,在第 1 实施方式中,变形比例如不管是实时显示模式还是电影再生模式,针对现在显示的帧重新运算并显示。

[0095] 接着,使用图 8,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子进行说明。图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。

[0096] 如图 8 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判定是否接受了弹性成像的实时显示模式的开始要求(步骤 S101)。在此,当没有接受实时显示模式的开始要求时(步骤 S101 否定),控制部 17 待机到接受实时显示模式的开始要求。

[0097] 另一方面,当接受了弹性成像的实时显示模式的开始要求时(步骤 S101 肯定),控制部 17 开始弹性模式下的处理。并且,控制部 17 判定是否生成了 1 个帧的反射波数据(步骤 S102)。在此,当没有生成 1 个帧的反射波数据时(步骤 S102 否定),控制部 17 待机到生成 1 个帧的反射波数据。

[0098] 另一方面,当生成了 1 个帧的反射波数据时(步骤 S102 肯定),通过控制部 17 的控制,速度运算部 123a 对速度(速度分布信息)进行运算(步骤 S103),变形分布运算部 123b 对变形分布(变形分布信息)进行运算(步骤 S104)。另外,当设定了区域时,变形比运算部 123c 对参照区域与目标区域的变形比进行运算(步骤 S105)。

[0099] 并且,图像生成部 13 生成变形图像数据(步骤 S106),指标运算部 141 计算指标(在本实施方式中,组织的速度的平均),参照信息生成部 142 生成参照信息(步骤 S107)。另外,当进行 B 模式图像数据的并列显示时,超声波诊断装置与步骤 S103 ~ 步骤 S106 的处理并行,进行 B 模式图像数据的生成。另外,在本实施方式中,超声波诊断装置也可以与步骤 S103 ~ 步骤 S106 的处理平行,为了显示用,进行组织多普勒图像数据的生成。

[0100] 并且,通过控制部 17 的显示控制,显示器 2 在所设定的布局中显示各种数据(步骤 S108,参照图 2 等)。另外,图像存储器 15 将在步骤 S108 中显示的图像数据与指标建立对应来存储。

[0101] 并且,控制部 17 判定是否接受了向动态图像再生模式的转移要求(步骤 S109)。即,控制部 17 判定是否按下了冻结按钮。在此,当没有接受向动态图像再生模式的转移要求时(步骤 S109 否定),控制部 17 返回到步骤 S102,判定是否生成了新的 1 个帧的反射波数据。

[0102] 另一方面,当接受了向动态图像再生模式的转移要求时(步骤 S109 肯定),通过控制部 17 的控制,显示器 2 显示转移要求接受时的各种数据(步骤 S110)。在此,当步骤 S109 肯定时,控制部 17 以规定期间(规定过去期间)的指标与图像数据不被覆盖的方式,保存于图像存储器 15 内。

[0103] 并且,控制部 17 根据规定期间的指标,选择多个候补(步骤 S111),将表示所选择的多个候补的时相的信息与排位一起,显示于参照信息(步骤 S112)。

[0104] 并且,控制部 17 判定是否接受了动态图像再生指示(步骤 S113)。在此,当没有接受动态图像再生指示时(步骤 S113 否定),控制部 17 待机到接受动态图像再生指示。

[0105] 另一方面,当接受了动态图像再生指示时(步骤 S113 肯定),通过控制部 17 的控制,显示器 2 按照设定顺序显示作为多个候补所选择的变形图像数据的各个(步骤 S114),结束处理。

[0106] 如上所述,在第 1 实施方式中,根据客观的指标,选择判定为压迫放开合适的时相的候补,并对操作者显示所选择的候补的时相。该候补时相是从压迫向放开转移的区间、或从放开向压迫转移的区间以外的区间的时相,成为基于放开的应力或基于压迫的应力变为大致最大的时相。通过提供候补的时相,从而,操作者能够迅速地参照与候补的时相对应的帧的变形图像数据。例如,能够参照与候补的时相对应的帧、或该帧附近的帧。从而,在第 1 实施方式中,操作者能够容易地得到与合适的变形相关的信息。

[0107] 另外,在第 1 实施方式中,对成为候补的时相进行排序并选择多个(提取),并对操作者显示该多个候补的时相。从而,在第 1 实施方式中,操作者能够容易地进行描绘出合适的变形信息的帧的选择。

[0108] 另外,在第 1 实施方式中,多个候补的时相的各图像数据通过操作者进行的简单的操作依次显示。通过该处理,在第 1 实施方式中,操作者能够更容易地进行描绘出合适的变形信息的帧的选择。另外,在第 1 实施方式中,可以只显示与候补时相相关的信息,也可以只显示候补时相的图像数据(变形图像数据)。另外,第 1 实施方式作为与候补时相的变形信息相关的信息,可以是显示候补时相的变形图像数据的情况,也可以是显示与候补时相的变形图像数据以及候补时相的变形信息相关的值的情况,或者也可以是显示这双方的情况。与候补时相的变形信息相关的值例如是目标区域的位移的统计值、或目标区域以及参照区域各自的位移的统计值。另外,与候补时相的变形信息相关的值例如是目标区域的变形的统计值或目标区域以及参照区域各自的变形的统计值。另外,与候补时相的变形信息相关的值例如是目标区域与参照区域的变形比。

[0109] 在此,在第 1 实施方式中,针对作为指标,使用组织的速度(移动速度)的统计值(例如,平均)的情况进行了说明。但是,在第 1 实施方式中,作为指标,也可以使用组织的位移的统计值。在此,所谓组织的位移的统计值是指关心区域中的位移的平均值、最大值、中央值、前“n”位的位移的值等。另外,所谓前“n”位的位移的值是指对区域内的各点分配的位移的值中,从大的值开始按顺序第“n”的值,“n”是整数。组织的位移是在变形分布运算部 123b 对变形进行运算的过程中求得的价值,因此,指标运算部 141 例如能够对变形分布显示区域 111 内的平均位移进行运算。另外,在第 1 实施方式中,作为指标,也可以使用组织的变形的统计值。在此,所谓组织的变形的统计值是指关心区域中的变形的平均值、最大值、中央值、前“n”位的值等。另外,所谓前“n”位的变形的值是指在对区域内的各点分配的变形的值中,从大的值开始按顺序第“n”的值,“n”是整数。此时,指标运算部 141 例如根据变形分布运算部 123b 运算出的变形分布信息,对变形分布显示区域 111 内的平均变形进行运算。另外,在第 1 实施方式中,作为指标,也可以使用组织的 2 个区域内的变形比的统计值。该 2 个区域例如是参照区域和目标区域。在此,所谓变形比的统计值是指参照区域的变形的平均值与目标区域的变形的平均值的比、参照区域的变形的最大值与目标区域的变形的最大值的比、参照区域的变形的中央值与目标区域的变形的中央值的比、参照区域的变形的“n”位的值与目标区域的变形的“n”位的值的比等。此时,指标运算部 141 将变形比运算部 123c 输出的数据作为指标向参照信息生成部 142 输出。

[0110] 另外,在第 1 实施方式中,也可以以多个组合对组织的统计的位移、统计的速度、统计的变形、统计的变形比进行运算,使用这些多个指标,选择(提取)候补的时相。这样,在第 1 实施方式中,指标运算部 141 能够将组织的位移的统计值、组织的速度的统计值、组织

的变形的统计值、组织的 2 个区域内的变形比的统计值的至少 1 个作为指标来运算。

[0111] (第 2 实施方式)

[0112] 在第 1 实施方式中,针对作为指标的一个例子,使用组织的平均速度的情况进行了说明,但在第 2 实施方式中,针对将组织的变形的统计值以及方差作为指标来使用的情况,使用图 9A、图 9B 以及图 9C 进行说明。图 9A、图 9B 以及图 9C 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0113] 第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置与图 1 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成。其中,第 2 实施方式所涉及的指标运算部 141 将组织的变形的统计值以及方差作为指标来运算。在此,组织的变形的统计值如在第 1 实施方式中说明的那样,是组织的变形的平均值、最大值、中央值等。以下,以这些为中心进行说明。另外,除了以下说明的内容以外,在第 1 实施方式中说明的内容还能够适用于第 2 实施方式。以下,针对指标运算部 141 将组织的变形的平均以及方差作为指标进行运算的情况进行说明。

[0114] 第 2 实施方式所涉及的指标运算部 141 使用变形分布运算部 123b 运算出的变形分布信息,对变形分布显示区域 111 中的变形的平均以及变形的方差进行运算。并且,指标运算部 141 将用变形的平均除以方差得到的值作为指标来求得。并且,第 2 实施方式所涉及的参照信息生成部 142 将沿着时间轴对该指标(平均变形 / 方差)进行绘制得到的波形作为参照信息来生成。图像存储器 15 存储指标。

[0115] 即,在第 2 实施方式中使用的指标是由对于方差的平均值的大小来表示,值越大则对于平均值的误差越小,越能够认为恰当地进行压迫放开的值。

[0116] 在图 9A 中,表示在实时显示时,图 2 所示的参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,在图 9B 中,表示在冻结按钮按下时,参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,在图 9C 中,表示在冻结按钮按下后的再生时,参照信息显示区域 130 所显示的参照信息的一个例子。另外,图 9A、图 9B 以及图 9C 所示的 401 是指标“平均变形 / 方差”的波形,402 表示显示器 2 所显示的时间轴光标。另外,图 9A、图 9B 以及图 9C 所示的横轴是表示生成各帧的时刻的时间(t)的时间轴,是变形信息生成时的时相。横轴的刻度标度由生成变形图像数据的帧频和在图像存储器 15 中对电影再生用分配的存储器容量确定。

[0117] 在此,在图 9A、图 9B 以及图 9C 所示的波形 401 中,如果“平均变形 / 方差”为正,则表示组织被“压迫”,如果“平均变形 / 方差”为负,则表示组织被“放开”。在波形 401 中,例如,“平均变形 / 方差”的绝对值越大,则能够看作变形信息越合适。

[0118] 在实时显示模式时,图 9A 所示的时间轴光标 402 被配置于表示现在的显示器 2 所显示的最新的帧的时相的位置。在实时显示模式时,通过时间轴光标 402,对参照信息进行更新。

[0119] 如果按下冻结按钮,则时间轴光标 402 如图 9B 所示例的那样,转移到切换为电影再生模式的时刻的帧,即,转移到波形 401 的右端的位置。并且,在第 2 实施方式中,与第 1 实施方式相同,根据指标,进行帧的排序。例如,控制部 17 将“平均变形 / 方差”的绝对值大的前 3 个时相的变形图像数据选择为显示用的多个候补。

[0120] 由此,如果按下冻结按钮,则在参照信息显示区域 130,如图 9B 所示,显示表示成前 3 位的 3 个“平均变形 / 方差”的排位与时相的 3 个标记(标记 403a、标记 403b 以及标

记 403c)。

[0121] 标记 403a 是表示绝对值是第 1 位的标记,如图 9B 所示,由“1”的文字和波形上的实心圆构成。另外,标记 403b 是表示绝对值是第 2 位的标记,如图 9B 所示,由“2”的文字和波形上的实心圆构成。另外,标记 503c 是表示绝对值是第 3 位的标记,如图 9B 所示,由“3”的文字和波形上的实心圆构成。

[0122] 并且,在第 2 实施方式中,在电影再生模式中,操作者例如随着使轨迹球旋转,从图像存储器 15 调出排位高的帧的变形图像数据,显示于显示器 2。

[0123] 当设定顺序是排位顺序时,根据轨迹球的旋转显示的帧成为图 9B 所示例的“与标记 403a 的位置对应的帧、与标记 403b 的位置对应的帧、与标记 403c 的位置对应的帧”的顺序。另外,当设定顺序是时间顺序时,根据轨迹球的旋转显示的帧成为图 9B 所示例的“与标记 403b 的位置对应的帧、与标记 403c 的位置对应的帧、与标记 403a 的位置对应的帧”的顺序。另外,当旋转方向变为反方向时,显示顺序变为反的方向。

[0124] 在该电影再生模式中,时间轴光标 402 如图 9C 所示,在时间轴上,显示于与所显示的过去的时相对应的位置。

[0125] 另外,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置所进行的处理在使用图 8 说明的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理中,例如除了指标是“平均变形 / 方差”以外都相同,因此,省略说明。

[0126] 如上所述,在第 2 实施方式中,能够通过和平均值、最大值、或中央值等统计值一起使用方差,来求能够更客观的判定压迫以及放开的状态的指标。

[0127] 另外,在第 2 实施方式中,针对作为指标的一个例子,使用“平均变形 / 方差”的情况进行了说明。但是,在第 2 实施方式中,作为指标,也可以使用组织的位移的平均、最大值、或中央值等的统计值以及方差。组织的位移是在变形分布运算部 123b 对变形进行运算的过程中求得值,因此,例如,指标运算部 141 能够对变形分布显示区域 111 内的“平均位移 / 方差”进行运算。另外,在第 2 实施方式中,作为指标,也可以使用组织的变形的平均以及方差。此时,指标运算部 141 根据变形分布运算部 123b 运算出的变形分布信息,对变形分布显示区域 111 内的“平均变形 / 方差”进行运算。另外,在第 2 实施方式中,作为指标,也可以使用变形比的平均、最大值、或中央值等统计值以及方差。该 2 个区域例如是参照区域和目标区域。此时,指标运算部 141 例如根据变形比运算部 123c 输出的数据,对“平均变形比 / 方差”进行运算,并向参照信息生成部 142 输出。

[0128] 另外,在第 2 实施方式中,也可以以多个组合对组织的统计的位移以及方差、统计的速度以及方差、统计的变形以及方差、统计的变形比以及方差进行运算,使用这些多个指标,选择候补的时相。这样,在第 2 实施方式中,指标运算部 141 能够将组织的位移的统计值以及方差、组织的速度的统计值以及方差、组织的变形的统计值以及方差、组织的 2 个区域内的变形比的统计值以及方差的任一个作为指标来运算。

[0129] 另外,在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,针对例如根据操作者的轨迹球操作,将根据指标选择的多个变形图像数据在显示器 2 上依次动态图像显示的情况进行了说明。但是,第 1 实施方式以及第 2 实施方式也可以进行控制,以使得当接受了来自操作者的显示要求时,将包含作为显示用而选择的变形图像数据的变形图像数据组在显示器 2 进行动态图像显示。即,控制部 17 也可以进行控制,以使得当接受了来自操作者的显示要求

时,将包含候补时相的变形图像数据的变形图像数据组在显示器 2 进行动态图像显示。在此,动态图像显示的变形图像数据组例如是根据指标提取出的多个变形图像数据。此时,动态图像显示的顺序可以是排位顺序,也可以是时间顺序。

[0130] 另外,动态图像显示的变形图像数据组也可以是以下说明的变形图像数据组。例如,操作者参照表示排位和时相的多个标记,指定 1 个标记。此时,控制部 17 例如将在以与所指定的标记对应的时相为中心的规定时间(例如,5 秒期间)以一定间隔生成的变形图像数据组在显示器 2 进行动态图像显示。将各图像数据进行动态图像显示的动态图像的长度例如与对指标进行运算得到的时间间隔对应。或者,控制部 17 例如也可以分别针对根据指标选择的多个变形图像数据,将在以生成各变形图像数据的时相为中心的规定时间生成的变形图像数据组在显示器 2 进行动态图像显示。通过与候补时相的变形图像数据一起,将在该变形图像数据的前后生成的变形图像数据组进行动态图像显示,能够提高由操作者选择更合适的变形图像数据的可能性。

[0131] 另外,当进行该动态图像显示时,控制部 17 并不限于如上述那样,作为表示与选择为候补的各变形图像数据对应的时相的标记而显示线状的标记。例如,控制部 17 也可以代替线状的标记,显示表示包含与选择为候补的各变形图像数据对应的时相的时间区域的标记(例如,矩形的标记)。

[0132] 另外,在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,针对提取多个候补时相的情况进行了说明。但是,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,也可以提取 1 个候补。该候补例如在前 3 个候补的时相中,选择第 1 位的时相或与冻结按钮按下时最近的时相。另外,在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,针对以接受操作者的指示为契机,进行候补时相的提取处理和排序处理的情况进行了说明。但是,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,也可以与新的变形信息或变形图像数据的生成并列,进行候补时相的提取处理和排序处理。

[0133] 另外,上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式所使用的指标也可以是上述以外的指标。例如,也可以将组合了组织多普勒数据所包含的多普勒信息的速度、方差、能量的 1 个或者多个的组合作为指标来使用。另外,例如,也可以将接收信号的 S/N 比作为指标来使用。另外,例如,也可以将在过去的检查中包含能够得到合适的变形分布的指标的时相的局部的区间的波形作为标准数据预先进行存储,在选择候补的波形中,将与标准数据的波形类似度高的区间作为候补的时相来选择。

[0134] 另外,在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,控制部 17 也可以根据与各时相建立对应的指标和基于在该时相生成的 B 模式图像数据得到的信息,排序地提取多个候补时相。根据 B 模式图像数据得到的信息例如是信噪比。此时,控制部 17 例如能够使用对某一时相的关心区域的平均移动速度的绝对值,乘以由该时相的 B 模式图像数据的关心区域中的 S/N 比确定的系数而得到的值,排序地提取多个候补时相。例如,能够得到良好的 S/N 比(值高的 S/N 比)的时相能够判断为能够得到噪音少可靠性高的图像,因此,设定高的系数值。这样的系数值的设定处理例如通过由控制部 17 预先设定根据 S/N 比的值计算系数的函数、或将 S/N 比的值与系数建立对应的表来执行。

[0135] 或者,控制部 17 也可以基于与各时相建立对应的指标和根据在该时相生成的组织多普勒图像数据得到的信息,排序地提取多个候补时相。根据组织多普勒数据得到的信息例如是信噪比。在此,控制部 17 使用作为组织多普勒数据而生成的各采样点的组织的方

差值。组织多普勒数据的方差值能够作为与根据 B 模式图像数据的 S/N 比对应的值来使用。从而,控制部 17 例如能够使用对某一时相的关心区域的平均移动速度的绝对值乘以由该时相的组织多普勒图像数据(方差图像数据)的关心区域(方差值)确定的系数而得到的值,排序地提取多个候补时相。例如,能够得到大的方差值的时相能够判断为能够得到多普勒信号间的误差大可靠性低的图像,因此,设定低的系数值。这样的系数值的设定处理例如通过由控制部 17 预先设定根据方差值计算系数的函数、或将方差值和系数建立对应的表来执行。

[0136] 另外,根据 B 模式图像数据或组织多普勒图像数据得到的信息的值并不限于上述的值。例如,控制部 17 也可以使用指标和组织多普勒图像数据(能量图像数据)的能量值,排序地取得多个候补时相。此时,控制部 17 进行使能量值大的时相优先的排序。例如,控制部 17 对得到大的方差值的时相,设定高的系数值。另外,控制部 17 也可以使用指标和 B 模式图像数据的平均亮度值,排序地取得多个候补时相。此时,控制部 17 进行使平均亮度值大的时相优先的排序。例如,控制部 17 对得到大的平均亮度值的时相,设定高的系数值。

[0137] 这样,通过还使用根据以与变形图像数据相同的时相生成的其他的图像数据得到的信息的值,从而,控制部 17 例如能够避免以大的值对平均移动速度的绝对值进行运算,但将 S/N 比差的时相作为候补时相来提取的情况。即,控制部 17 通过与指标一起,使用根据图像数据(B 模式图像数据或组织多普勒图像数据)得到的信息的值,进行各时相的排序,从而能够避免提取可靠性低的候补时相。

[0138] 另外,为了避免提取可靠性低的候补时相,控制部 17 也可以进行以下的处理。具体而言,控制部 17 除去根据以与变形图像数据相同的时相生成的其他的图像数据得到的信息的值不满足规定的条件的时相。例如,控制部 17 除去 S/N 比低于预先设定的阈值的时相或方差值超过预先设定的阈值的时相。并且,控制部 17 使用与其余的各时相建立对应的指标,排序地取得多个候补时相。由此,控制部 17 例如能够避免以大的值对平均移动速度的绝对值进行运算,但将 S/N 比差的时相作为候补时相来提取的情况。

[0139] 或者,作为与上述的除去处理相同的处理,控制部 17 也可以针对根据以与变形图像数据相同的时相生成的其他的图像数据得到的信息的值不满足规定的条件的时相,对该时相的指标乘以的系数值设定为“0”。此时,例如,控制部 17 针对 S/N 比低于预先设定的阈值的时相、或方差值超过预先设定的阈值的时相,设对该时相的指标乘以的系数值为“0”,排序地提取多个候补时相。

[0140] 另外,在上述的变形例中,控制部 17 也可以根据与各时相建立对应的指标、根据由该时相生成的 B 模式图像数据得到的信息的值、以及根据由该时相生成的组织多普勒图像数据得到的信息的值,排序地取得多个候补时相。

[0141] 另外,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中说明的图像处理方法也可以由能够从保管医用图像数据的数据库取得反射波数据的图像处理装置来进行。

[0142] 另外,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式的说明中,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,不一定物理性地如图示那样构成。即,各装置的分解、合并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解·合并其全部或者一部分来构成。例如,组织信息处理部 123 也可以合并于血流信息处理部 122。另外,例如,变形比运算部 123c 也可以设置于变形信息处理部 14。另外,由各装

置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分能够通过 CPU 以及由该 CPU 分析执行的程序来实现,或者也可以作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0143] 另外,在第 1 实施方式以及第 2 实施方式中说明的图像处理方法能够通过个人计算机或工作站等的计算机执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该图像处理程序能够记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡(card)存储器等的 Flash 存储器等计算机可读的非暂时性的记录介质中,通过由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0144] 以上,如所说明的那样,根据第 1 实施方式以及第 2 实施方式,操作者能够容易地得到与合适的变形相关的信息。

[0145] 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。

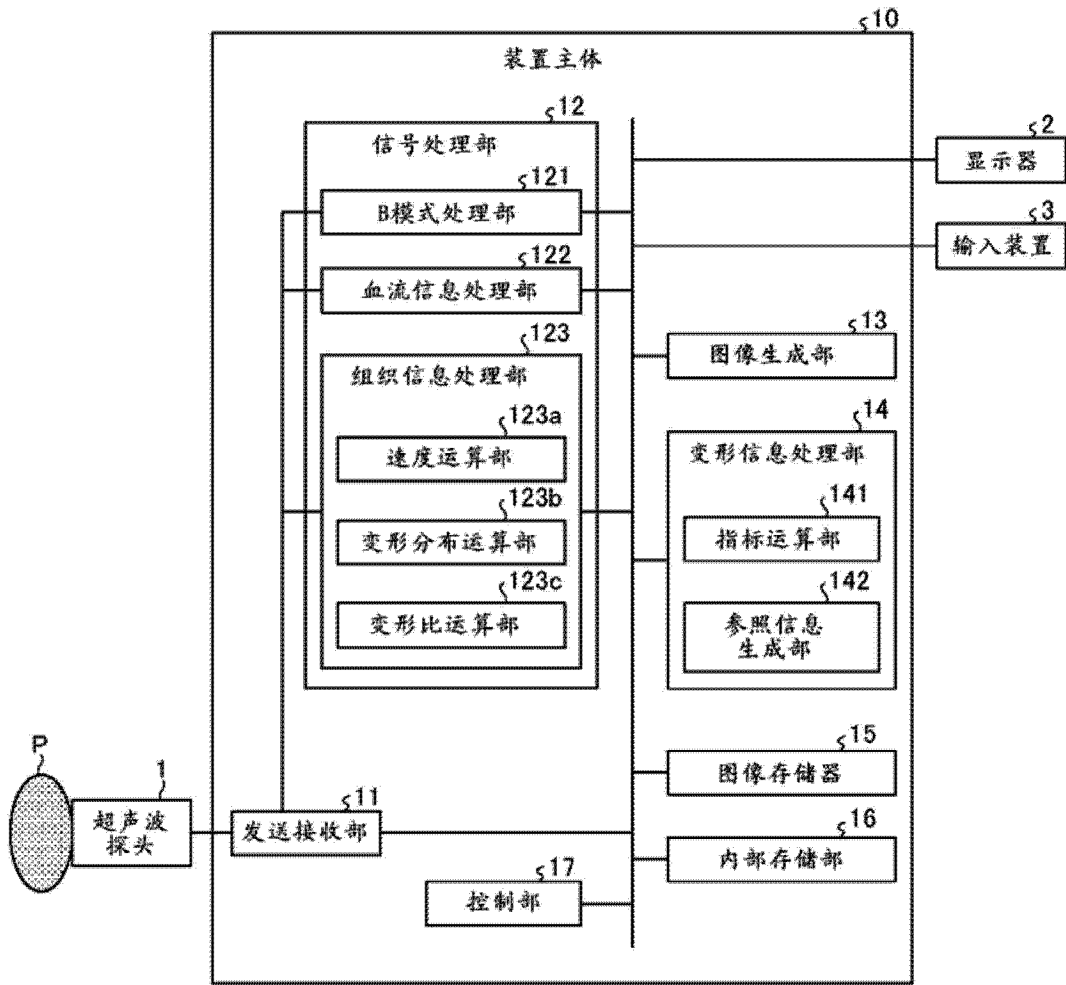


图 1

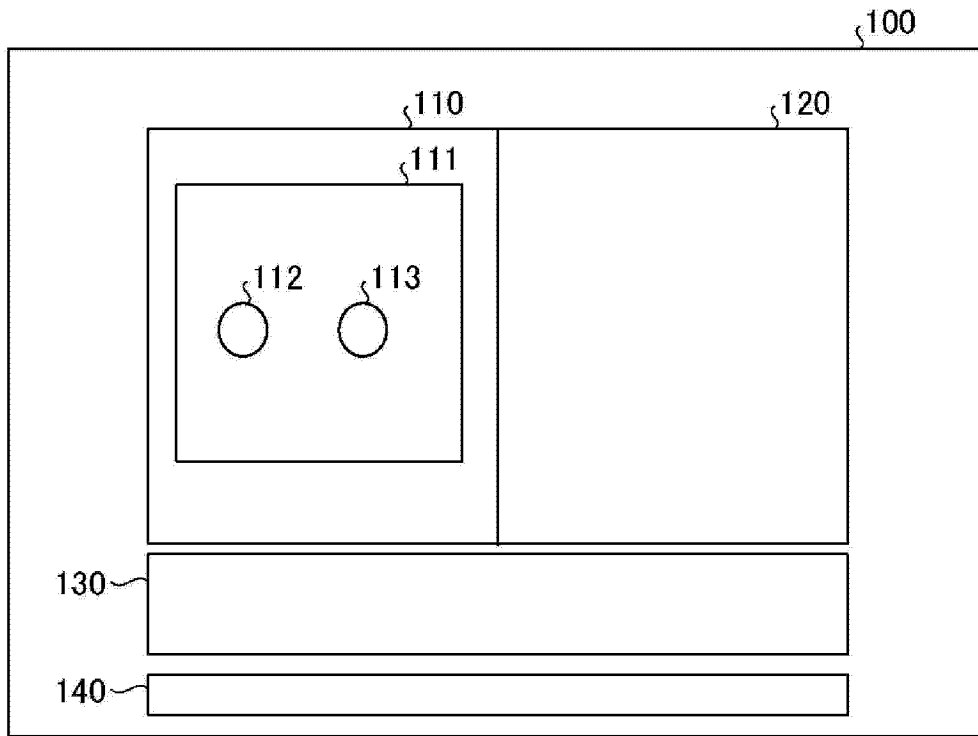


图 2

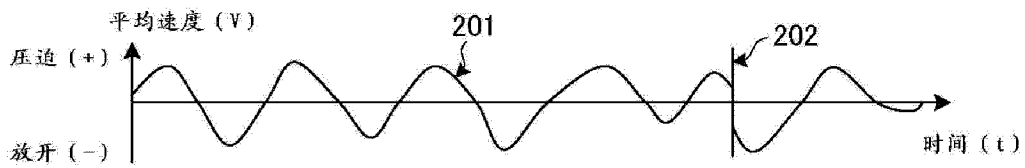


图 3A

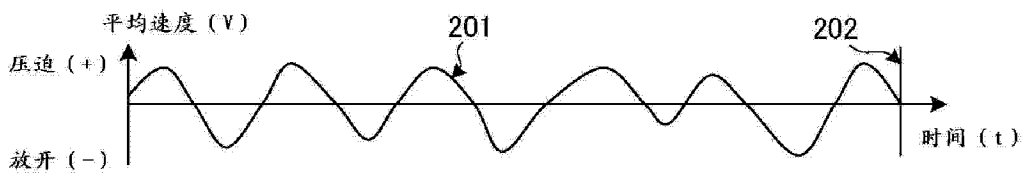


图 3B

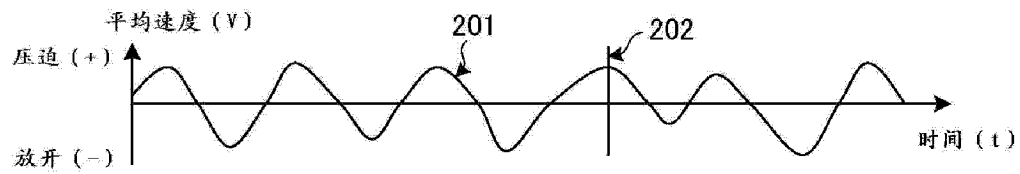


图 3C

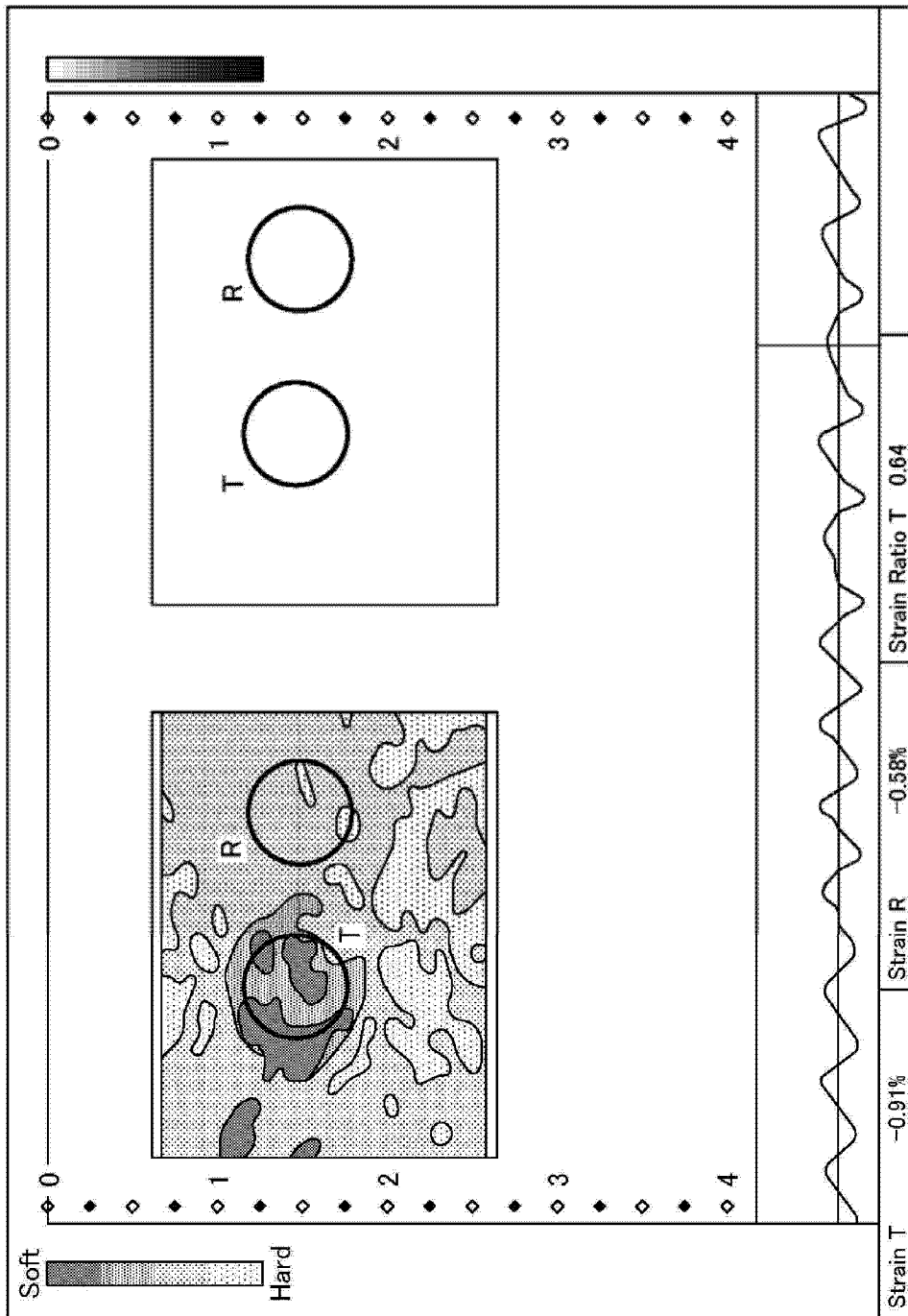


图 4

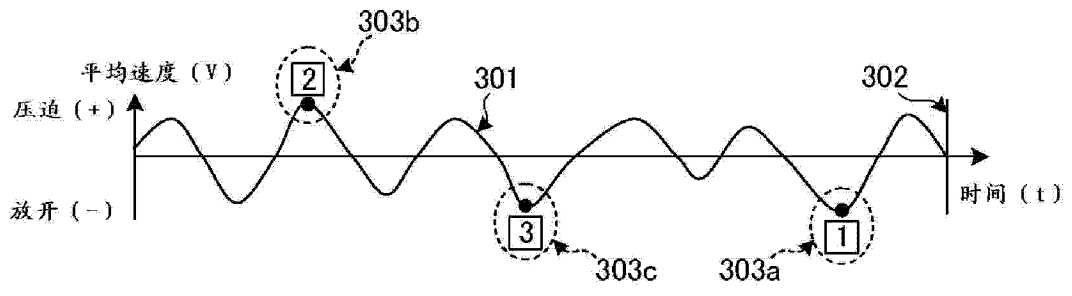


图 5

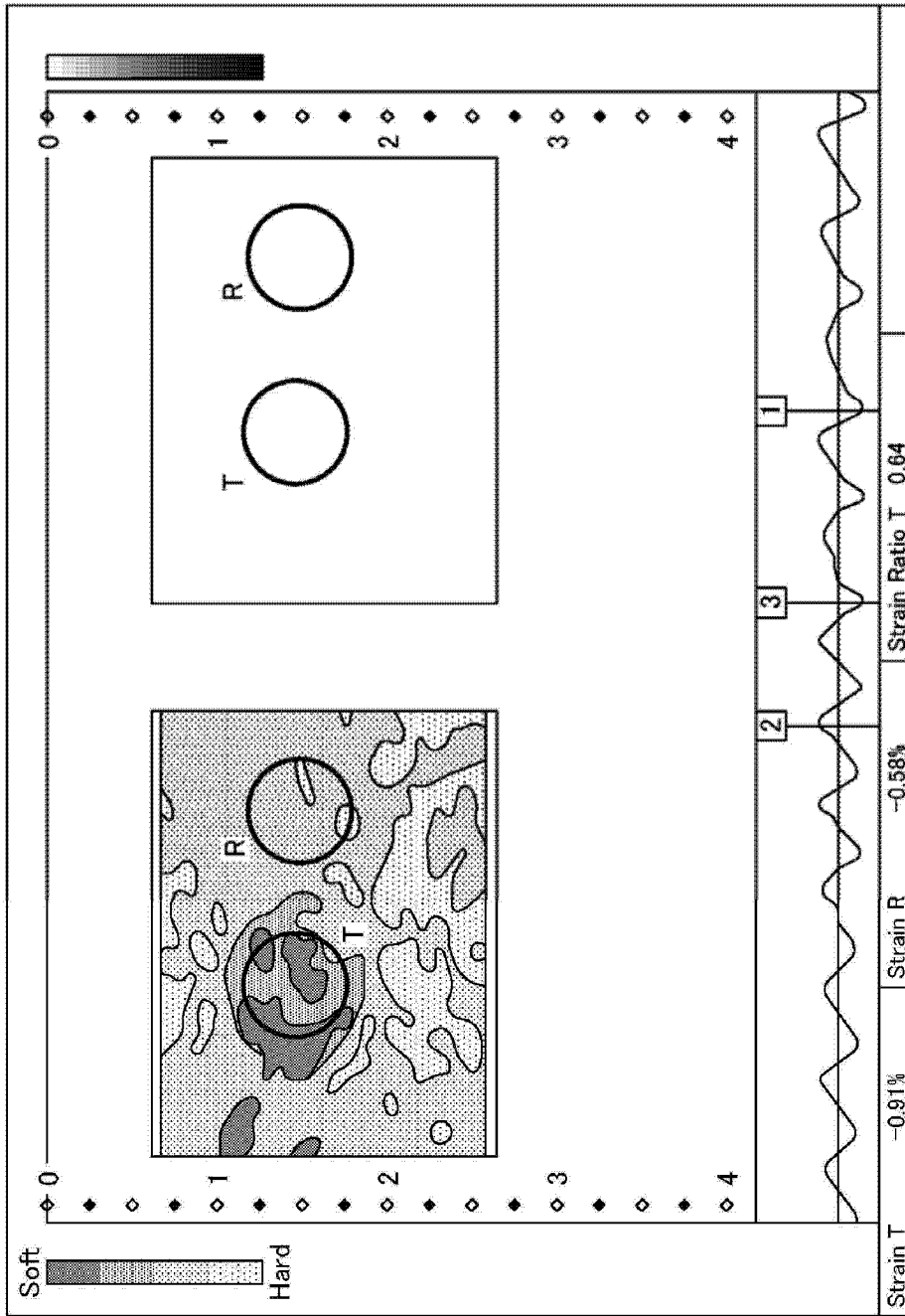


图 6

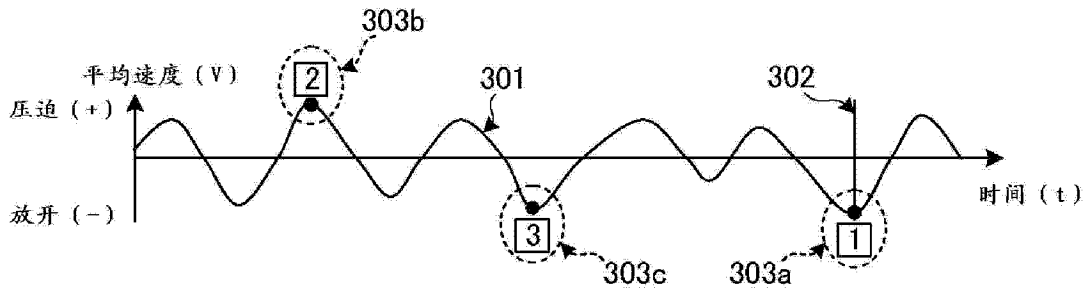


图 7

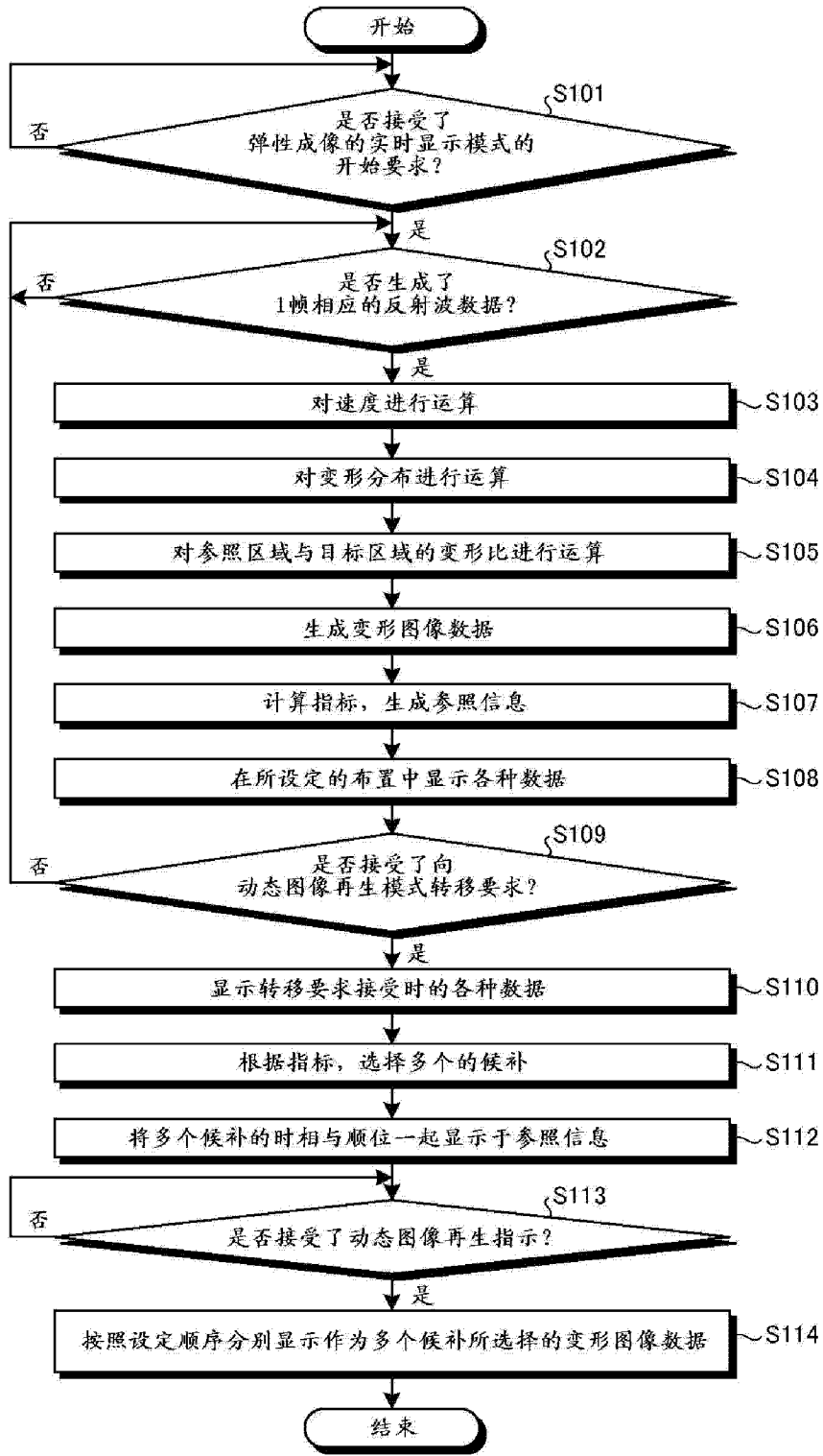


图 8

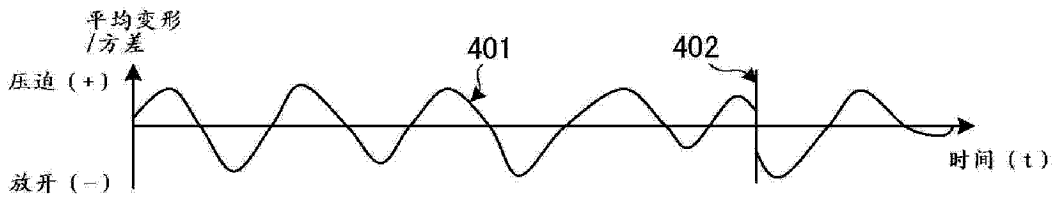


图 9A

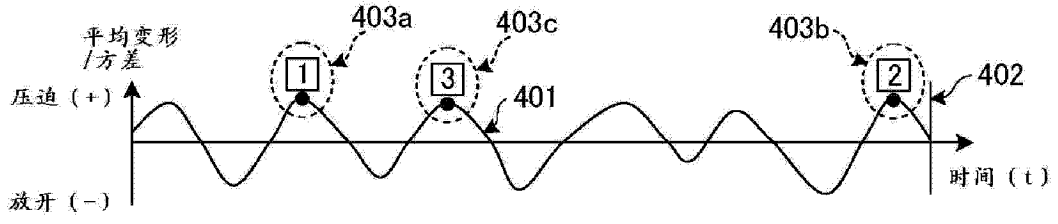


图 9B

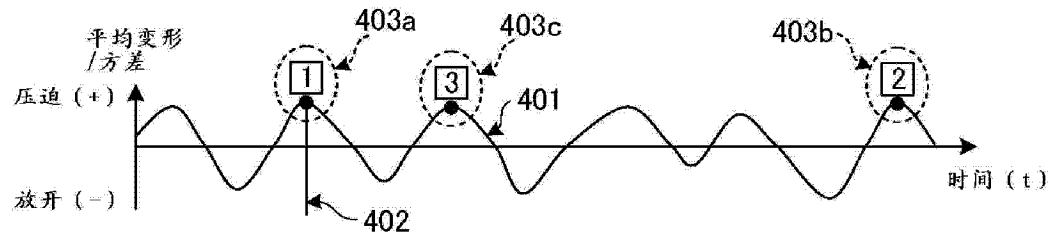


图 9C

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103813755A	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	CN201380001717.1	申请日	2013-09-09
[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	大住良太		
发明人	大住良太		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012198754 2012-09-10 JP 2013186540 2013-09-09 JP		
其他公开文献	CN103813755B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备信号处理部(12)、指标运算部(141)、存储部(15)、控制部(17)。信号处理部(12)根据向被检体内发送的超声波的反射波信号,按时间序列生成与在该被检体内被压迫以及放开的组织的变形相关的变形信息。指标运算部(141)对与上述变形信息生成时对于上述组织的压迫或者放开的状态相关的指标进行运算。存储部(15)将上述变形信息生成时的时相与该变形信息生成时的指标建立对应来存储。控制部(17)根据与各时相建立对应的指标,提取成为候补的时相亦即候补时相。

