



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107252322 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201710422013.1

(22)申请日 2014.12.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107252322 A

(43)申请公布日 2017.10.17

(30)优先权数据
2013-258666 2013.12.13 JP

(62)分案原申请数据
201410753561.9 2014.12.10

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社
地址 日本栃木县

(72)发明人 渡边正毅 金山侑子 川岸哲也
武藤义美 后藤英二 栗田康一郎
福田省吾

(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 8/08(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

审查员 桂叶晨

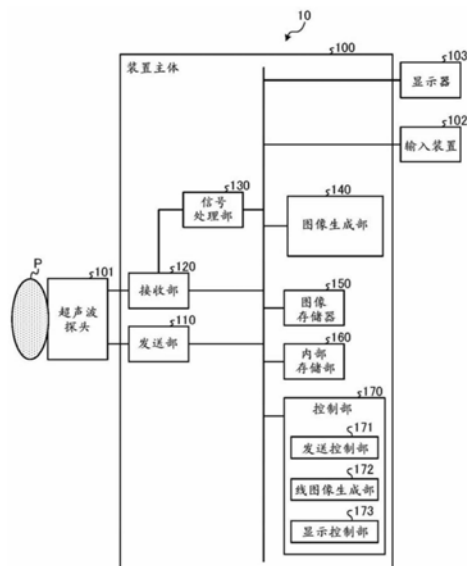
权利要求书3页 说明书21页 附图19页

(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

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法,能够在超声波图像上表示生物体组织的硬度的可靠性。发送部从超声波探头发送基于声辐射力使生物体组织发生位移的位移发生用超声波,从超声波探头发送对基于位移发生用超声波而发生的规定的扫描区域内的生物体组织的位移进行观测的观测用超声波。接收部根据由超声波探头接收到的反射波生成反射波数据。图像生成部根据反射波数据,在多个时相计算出扫描区域内的多个位置每一处的位移,分别在多个位置决定计算出的位移为大致最大的时相,生成对多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据。显示控制部将基于图像数据的图像重叠显示于与包含扫描区域的区域对应的医用图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

发送部,从超声波探头发送基于声辐射力使生物体组织发生位移的位移发生用超声波,从上述超声波探头发送对基于上述位移发生用超声波而发生的由剪切波所引起的规定的扫描区域内的生物体组织的位移进行观测的观测用超声波;

接收部,基于由上述超声波探头接收到的反射波,来生成反射波数据;

图像生成部,基于上述反射波数据,在多个时相计算出上述扫描区域内的多个位置每一处的位移,基于计算出的位移分别在上述多个位置决定上述剪切波到达的时相,生成对上述多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据;以及

显示控制部,将基于上述图像数据的图像重叠显示于与包含上述扫描区域的区域对应的医用图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部根据针对两个不同的位置计算出的位移的相互相关性,来决定上述剪切波到达的时相。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部生成与离散的多个时相对应的上述图像数据。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备计算部,该计算部按上述图像数据所包含的每个位置,计算出包含该位置的规定区域内的各位置的上述所决定的时相的方差值、以及基于该方差值和上述位移的大小的数值中的至少一方,

上述图像生成部还对上述图像数据所包含的各位置分配与该位置的上述方差值或者上述数值对应的像素值。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部还对上述图像数据所包含的各位置分配与基于该位置的剪切波的生物体组织的硬度的指标值、或者该位置处的上述位移的大小中的任一个对应的像素值。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部按分别不同的多个上述所决定的每个时相生成多个上述图像数据,对该图像数据的每一个分配与该决定的时相对应的像素值。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当按分别不同的多个上述决定的每个时相生成了多个上述图像数据时,上述显示控制部按照该决定的时相从早到晚的顺序分别显示该图像数据。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部还生成对基于上述扫描区域内的各位置的剪切波的生物体组织的硬度的指标值大致相同的位置彼此进行表示的第2图像数据,

上述显示控制部还使基于上述第2图像数据的图像显示在上述医用图像上。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部还生成对上述扫描区域内的各位置的上述位移的大小大致相同的位置彼此进行表示的第3图像数据,

上述显示控制部还使基于上述第3图像数据的图像显示在上述医用图像上。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部还计算剪切波以规定区域中的上述剪切波的传播速度到达上述扫描区域内的各位置的到达时间,生成对计算出的到达时间大致相同的位置彼此进行表示的第4图像数据,

上述显示控制部还使基于上述第4图像数据的图像显示在上述医用图像上。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备生成基于下述多个图像数据中的至少一个图像数据的图像作为上述医用图像的第2图像生成部,所述多个图像数据是指:对上述扫描区域内的各位置分配了与B模式中的信号强度对应的像素值的第5图像数据、对上述扫描区域内的各位置分配了与基于剪切波的生物体组织的硬度的指标值对应的像素值的第6图像数据、对上述扫描区域内的各位置分配了与该位置处的上述所决定的时相对应的像素值的第7图像数据、对上述扫描区域内的各位置分配了与该位置处的上述位移的大小对应的像素值的第8图像数据、以及对上述扫描区域内的各位置分配了与上述所决定的时相的方差值对应的像素值的第9图像数据、对上述扫描区域内的各位置分配了与基于上述所决定的时相的方差值和上述位移的大小的值对应的像素值的第10图像数据。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第2图像生成部使用上述扫描区域内的各位置处的上述指标值、上述所决定的时相、上述位移的大小、上述方差值、以及上述数值的各参数中的任一个参数来变更上述医用图像所包含的各位置的像素值。

13. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示控制部使基于上述第5图像数据、上述第6图像数据、上述第7图像数据、上述第8图像数据、上述第9图像数据、以及上述第10图像数据中的至少两个图像数据的图像并列显示,并且在基于并列显示的图像数据中的至少一个图像数据的图像上重叠显示基于由上述图像生成部生成的图像数据的图像。

14. 根据权利要求13所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在上述并列显示中,当上述第6图像数据所包含的各位置的上述所决定的时相、上述位移的大小、上述方差值、以及上述数值各参数中的任一个参数不满足规定的条件时,上述显示控制部使该位置的图像非显示,并且使成为该并列显示的对象由上述图像生成部生成的图像数据中与该位置对应的图像非显示。

15. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示控制部对基于关心区域内的各位置处的剪切波的生物体组织的硬度的指标值、上述所决定的时相、上述位移的大小、上述所决定的时相的方差值、以及基于该方差值和上述位移的大小的值中的至少一个参数进行评估,并显示评估结果。

16. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

图像生成部,基于反射波数据,在多个时相计算出扫描区域内的多个位置每一处的位移,基于计算出的位移分别在上述多个位置决定剪切波到达的时相,生成对上述多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据;和

显示控制部,使基于上述图像数据的图像重叠显示于与包含上述扫描区域的区域对应的医用图像。

17. 一种图像处理方法,其特征在于,包含下述步骤:

根据反射波数据,在多个时相计算出扫描区域内的多个位置每一处的位移,基于计算出的位移分别在上述多个位置决定剪切波到达的时相,生成对上述多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据,

使基于上述图像数据的图像重叠显示于与包含上述扫描区域的区域对应的医用图像。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 本申请是2014年12月10日向中国国家专利局提出的申请号为201410753561.9、发明名称为“超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法”这一申请的分案申请。

[0002] 本申请主张2013年12月13日申请的日本专利申请号2013-258666的优先权,并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0003] 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

[0004] 以往,公知有一种测量生物体组织的硬度,对测量到的硬度的分布进行映像化的弹性成像法(Elastography)。弹性成像法例如被用于诊断肝硬化等生物体组织的硬度根据病变的恶化度而发生变化的疾病。在弹性成像法中,使生物体组织发生位移来对硬度进行评估的方法大致分为以下两种。

[0005] 第一种方法是根据由超声波探头(probe)从体表压迫/松开生物体组织时观测到的扫描剖面内的各点的变形的大小,来使相对的硬度可视化的方法。另外,第二种方法是从体表对生物体组织施加声辐射力或机械振动来产生基于剪切波(shear wave)的位移,随着时间的经过观察扫描剖面内的各点处的位移,从而求出剪切波的传播速度(propagation speed),来求出弹性率的方法。在前者的方法中,变形的局部的大小依赖于通过手动使超声波探头活动的大小,与周围比较时进行关心区域相对较硬还是较柔软这一评估。与之相对,在后者的方法中,能够求出关心区域的绝对的弹性率。

[0006] 另外,当由于被检体的体运动而发生了位移时,或者当剪切波在组织内反射/折射时等,有时不能准确地测量生物体组织的硬度。在这样的情况下,通过弹性成像法映像化后的硬度图像会成为可靠性低的图像。

发明内容

[0007] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够在超声波图像上表示生物体组织的硬度的可靠性的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0008] 实施方式所涉及的超声波诊断装置具备发送部、接收部、图像生成部、以及显示控制部。发送部使超声波探头发送根据声辐射力使生物体组织发生位移的位移发生用超声波,并使上述超声波探头发送对根据上述位移发生用超声波而发生的规定的扫描区域内的生物体组织的位移进行观测的观测用超声波。接收部根据由上述超声波探头接收到的反射波来生成反射波数据。图像生成部根据上述反射波数据,在多个时相计算出上述扫描区域内的多个位置每一处的位移,分别在上述多个位置决定计算出的位移大致最大的时相,生成对上述多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据。显示控制部使基于上述图像数据的图像重叠显示在与包含上述扫描区域的区域对应的医用图像上。

[0009] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够在超声波图像上表示生物体组织的硬度的

可靠性。

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 (block) 图。
- [0011] 图2是表示第1实施方式所涉及的硬度图像数据的一个例子的图。
- [0012] 图3是用于说明第1实施方式所涉及的线图像生成部的处理的图。
- [0013] 图4是用于说明第1实施方式所涉及的线图像生成部的处理的图。
- [0014] 图5是表示通过第1实施方式所涉及的显示控制部显示的显示图像的一个例子的图。
- [0015] 图6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步骤的一个例子的流程图 (flowchart)。
- [0016] 图7是表示第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。
- [0017] 图8是用于说明第2实施方式所涉及的计算部的处理的图。
- [0018] 图9是用于说明第2实施方式所涉及的计算部的处理的图。
- [0019] 图10是用于说明第2实施方式所涉及的线图像生成部的处理的图。
- [0020] 图11是用于说明第3实施方式所涉及的线图像生成部的处理的图。
- [0021] 图12是表示通过第3实施方式所涉及的显示控制部显示的显示图像的一个例子的图。
- [0022] 图13是用于说明第4实施方式所涉及的线图像生成部的处理的图。
- [0023] 图14是表示通过第3实施方式所涉及的显示控制部显示的显示图像的一个例子的图。
- [0024] 图15是用于针对位移图像数据进行说明的图。
- [0025] 图16是用于说明对明亮度进行变更的处理的图。
- [0026] 图17是用于说明作为非显示的处理的图。
- [0027] 图18是用于针对各种参数 (parameter) 的评估进行说明的图。
- [0028] 图19是用于针对推动脉冲 (push pulse) 的发送位置以及观测方向的显示进行说明的图。
- [0029] 图20是用于针对并列显示进行说明的图。
- [0030] 图21是表示当进行并列显示时显示于显示器的显示图像的一个例子的图。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图,说明实施方式所涉及的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[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10具有装置主体100、超声波探头101、输入装置102、显示器 (monitor) 103。

[0034] 超声波探头101具有多个振子 (例如,压电振子),这些多个振子根据从后述的装置主体100所具有的发送部110供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头101所具有的

多个振子接收来自被检体P的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头101具有被设置于振子的匹配层和防止超声波从振子向后方传播的背衬材料等。

[0035] 当从超声波探头101向被检体P发送超声波时,被发送的超声波被被检体P的体内组织中的声阻抗(impedance)的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头101所具有的多个振子接收。所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中的声阻抗之差。其中,所发送的超声波脉冲被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(Doppler)效应而依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0036] 此外,第1实施方式还能够适用于图1所示的超声波探头101是多个压电振子以一系列配置的一维超声波探头的情况、或是以一系列配置的多个压电振子机械摆动的一维超声波探头的情况、或是多个压电振子以栅格状二维地配置的二维超声波探头的情况的任一种情况。

[0037] 输入装置102具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触摸指令屏(touch command screen)、脚踏开关(footswitch)、轨迹球(trackball)、操作杆(joystick)等,接受来自超声波诊断装置10的操作者的各种设定要求,对装置主体100转送所接受的各种设定要求。

[0038] 显示器103显示用于超声波诊断装置10的操作者使用输入装置102来输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体100中生成的超声波图像数据等。

[0039] 装置主体100是根据超声波探头101接收到的反射波信号来生成超声波图像数据的装置,如图1所示,具有发送部110、接收部120、信号处理部130、图像生成部140、图像存储器150、内部存储部160、控制部170。

[0040] 发送部110控制超声波发送中的发送指向性。具体而言,发送部110具有速率脉冲(rate pulser)发生器、发送延迟部、以及发送脉冲发生器等,向超声波探头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)反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。速率脉冲通过经过发送延迟部而以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所发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头101发生的超声波会聚成束状并为了决定发送指向性所需的每个振子的发送延迟时间。发送脉冲发生器以基于该速率脉冲的定时(timing),对超声波探头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内部存储部160,发送部110参照内部存储部160来控制发送指向性。

[0041] 驱动脉冲在从发送脉冲发生器经由线缆(cable)被传递到超声波探头101内的振子之后,在振子中从电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被发送。按每个振子而具有不同的发送延迟时间的超声波被会聚,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,来任意地调整从振子面起的发送方向。发送部110通过控制超声波束(beam)的发送所使用的振子的数量以及位置(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时间,来赋予发送指向性。例如,发送部110的发送延迟电路通过对脉冲发生器(pulser)电路所发生的各速率脉冲赋予发送延迟时间,来控制超声波发送的深度方向上的会聚点(发送焦点(focus))的位置。

[0042] 其中,发送部110为了根据后述的控制部170的指示执行规定的扫描序列而具有能

够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。尤其是,发送驱动电压的变更由能够瞬间切换其值的线性放大器(linear-amp)型的发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0043] 超声波探头101发送的超声波的反射波在到达超声波探头101内部的振子之后,在振子中从机械振动被转换成电信号(反射波信号),并向接收部120输入。

[0044] 接收部120控制超声波接收中的接收指向性。具体而言,接收部120具有前置放大器(pre-amp)、A/D转换部、接收延迟部以及加法部等,对超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。前置放大器将反射波信号按每个信道(channel)放大并进行增益(gain)校正处理。A/D转换部对增益校正后的反射波信号进行A/D转换,接收延迟部对每个信道赋予为了决定接收指向性所需的接收延迟时间。加法部对将赋予了接收延迟时间的反射波信号(数字(digital)信号)相加,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分量被强调。接收方向或者接收延迟时间被存储于后述的内部存储部160,接收部120参照内部存储部160,来控制接收指向性。此外,第1实施方式所涉及的接收部120也能够进行并列同时接收。

[0045] 信号处理部130对接收部120根据反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理。信号处理部130对从接收部120接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,生成每个采样(sample)点(观测点)的信号强度由辉度的明亮度来表现的数据(B模式数据(mode data))。

[0046] 另外,信号处理部130根据从接收部120接收到的反射波数据,生成在扫描区域内的各扫描点提取出移动体的基于多普勒效应的运动信息的数据(多普勒数据)。具体而言,信号处理部130生成在各采样点提取出平均速度(average velocity)、方差值、能量值等的多普勒数据作为移动体的运动信息。在此,移动体例如是指血流、心壁等组织、造影剂。

[0047] 在此,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10是测量生物体组织的硬度,能够执行对测量到的硬度的分布进行映像化的弹性成像法的装置。具体而言,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10是通过赋予声辐射力来使生物体组织发生位移,从而能够执行弹性成像法的装置。

[0048] 即,第1实施方式所涉及的发送部110使超声波探头101发送通过由声辐射力产生的剪切波而发生位移的推动脉冲(push pulse)(位移发生用突发波)。而且,第1实施方式所涉及的发送部110分别利用扫描区域内的多条扫描线从超声波探头101发送多次对基于推动脉冲而发生的位移进行观测的观测用脉冲。为了在扫描区域内的各采样点观测基于推动脉冲而发生的剪切波的传播速度而发送观测用脉冲。通常,观测用脉冲对扫描区域内的各扫描线发送多次(例如,100次)。接收部120根据由扫描区域内的各扫描线发送的观测用脉冲的反射波信号生成反射波数据。其中,推动脉冲是位移发生用超声波的一个例子。另外,观测用脉冲是观测用超声波的一个例子。

[0049] 换言之,发送部110从超声波探头发送根据声辐射力使生物体组织发生位移的位移发生用超声波,从上述超声波探头发送对根据位移发生用超声波而发生的规定的扫描区域内的生物体组织的位移进行观测的观测用超声波。另外,接收部120根据由超声波探头接收到的反射波来生成反射波数据。

[0050] 而且,信号处理部130对由扫描区域内的各扫描线多次发送的观测用脉冲的反射

波数据进行分析来计算表示扫描区域的硬度的分布的硬度分布信息。具体而言,信号处理部130通过在各采样点测量由推动脉冲发生的剪切波的传播速度,来生成扫描区域的硬度分布信息。

[0051] 例如,信号处理部130对观测用脉冲的反射波数据进行频析。由此,信号处理部130分别在各扫描线的多个采样点,涵盖多个时相生成运动信息(组织多普勒数据)。而且,信号处理部130对分别在各扫描线的多个采样点得到的多个时相的组织多普勒数据的速度分量进行时间积分。由此,信号处理部130涵盖多个时相计算出各扫描线的多个采样点各自的位移。接着,信号处理部130求出在各采样点位移最大的时间。而且,信号处理部130将在各采样点得到了最大位移的时间决定为剪切波到达各采样点的到达时间。接着,信号处理部130通过对各采样点中的剪切波的到达时间进行空间微分,来计算出各采样点的剪切波的传播速度。以下,将“剪切波的传播速度”记作“剪切速度(share wave speed)”。此外,作为上述的到达时间,例如也可以不使用在各采样点位移最大的时间,而使用各采样点中的位移的变化量成为最大的时间。

[0052] 而且,信号处理部130通过对剪切速度进行彩色编码化,向对应的采样点映射(mapping),从而生成硬度分布信息。在硬的组织中剪切速度变大,在柔软的组织中剪切速度变小。即,剪切速度的值成为表示组织的硬度(弹性率)的值。在上述的情况下,观测用脉冲是组织多普勒用的发送脉冲。此外,上述的剪切速度也可以不基于在各采样点位移成为最大的时间(到达时间)来计算,而例如通过信号处理部130根据相邻的扫描线中的组织的位移的相互相关性进行检测来计算。

[0053] 此外,信号处理部130也可以根据剪切速度来计算杨氏模量(Young)或者剪切弹性率,根据计算出的杨氏模量或者剪切弹性率生成硬度分布信息。剪切速度、杨氏模量以及剪切弹性率均能够作为表示生物体组织的硬度的物理量(指标值)来使用。以下,针对信号处理部130使用杨氏模量作为表示生物体组织的硬度的物理量的情况进行说明。

[0054] 在此,由一次推动脉冲的发送发生的剪切波在传播的同时发生衰减。当想要涵盖大的区域观测剪切速度时,通过在某一特定的一根扫描线中发送的推动脉冲而发生的剪切波伴随着传播而衰减,当充分远离推动脉冲的发送位置时,不久将不能观测。

[0055] 该情况下,需要在方位方向的多个位置发送推动脉冲。具体而言,扫描区域(或者,关心区域)沿着方位方向被分割成多个区域。发送部110在被分割的各区域(以下,记作分割区域)中发送接收观测用脉冲之前,分别在不同的扫描线位置发送推动脉冲,发生剪切波。此时,典型的情况是推动脉冲的发送位置被设定在各分割区域的附近。当同时并列接收数被限定为少数时,发送部110分别在多个分割区域中发送了一次推动脉冲之后,依次执行由某一分割区域的各扫描线多次发送观测用脉冲的处理。

[0056] 图像生成部140根据信号处理部130生成的数据生成超声波图像数据。图像生成部140根据信号处理部130生成的B模式数据生成由辉度表示反射波的强度的B模式图像数据。另外,图像生成部140根据信号处理部130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、能量图像数据、或者组合这些而得到的图像数据。

[0057] 另外,图像生成部140根据由信号处理部130生成的硬度分布信息,生成生物体组织的硬度被彩色显示的硬度图像数据。例如,图像生成部140将对各点分配了与扫描区域内

的各点(各采样点)中的剪切速度对应的像素值的剪切速度图像数据(share wave speed image data)作为硬度图像数据来生成。

[0058] 图2是表示第1实施方式所涉及的硬度图像数据的一个例子的图。如图2所示,图像生成部140生成生物体组织的硬度被用颜色区分的图像。其中,在图2中,为了便于说明,示例出指定了扫描区域整体作为通过弹性成像法被映像化的对象的情况,但实施方式并不限于此。例如,当作为被映像化的对象而指定了作为扫描区域的一部分的关心区域(Region Of Interest:ROI)时,生成与ROI对应的硬度图像数据。其中,在第1实施方式中,ROI与成为通过弹性成像法实现的映像化的对象的对象区域对应。

[0059] 在此,图像生成部140一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))成电视(TV)等所代表的视频格式(video format)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140通过根据超声波探头101对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,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部140进行使用扫描转换后的多个图像帧来重新生成辉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140对超声波图像数据合成附带信息(各种参数的文字信息、标度、体位标记(body mark)等)。

[0060] 即,B模式数据、多普勒数据以及硬度分布信息是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部140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。其中,当信号处理部130生成了三维的数据(三维B模式数据、三维多普勒数据以及三维硬度分布信息)时,图像生成部140通过根据超声波探头101对超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成体数据(volume data)。而且,图像生成部140对体数据进行各种绘制处理,来生成显示用的二维图像数据。

[0061] 图像存储器150是存储图像生成部140生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器150还能够存储信号处理部130生成的数据。图像存储器150所存储的B模式数据、多普勒数据、或硬度分布信息例如能够在诊断之后由操作者调出,经由图像生成部140成为显示用的超声波图像数据。

[0062] 内部存储部160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(protocol)或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部160根据需要,还被用于图像存储器150所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部160所存储的数据能够经由未图示的接口部向外部装置传送。

[0063] 另外,内部存储部160存储与摄影完毕的剪切速度图像数据相关的信息。例如,内部存储部160针对摄影完毕的剪切速度图像数据,存储各采样点中的剪切波的到达时间。

[0064] 控制部170控制超声波诊断装置10的处理整体。具体而言,控制部170根据经由输入装置102由操作者输入的各种设定要求、从内部存储部160读取的各种控制程序以及各种数据,来控制发送部110、接收部120、信号处理部130、图像生成部140的处理。另外,控制部170进行控制,以使显示器103显示图像存储器150存储的显示用的超声波图像数据。

[0065] 此外,内置于装置主体100的发送部110、接收部120、以及控制部170等可由处理器(CPU(Central Processing Unit)、MPU(Micro-Processing Unit)、集成电路等)的硬件(hardware)构成,但也有时通过以软件(software)方式进行了模块(module)化的程序构

成。

[0066] 另外,当由于被检体的体运动而发生了位移时,或者当剪切波在组织内反射/折射时等,有时不能准确地测量生物体组织的硬度。在这样的情况下,通过弹性成像法被映像化的硬度图像变得可靠性较低。

[0067] 鉴于此,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10能够在硬度图像上表示其可靠性。以下针对用于实现该功能的超声波诊断装置10的结构进行说明。

[0068] 在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10中,控制部170具备发送控制部171、线图像生成部172、以及显示控制部173。

[0069] 发送控制部171控制发送部110对推动脉冲的发送或观测用脉冲的发送接收。例如,发送控制部171从操作者接受决定ROI的指示。而且,发送控制部171根据接受到的指示,来设定用于生成与ROI对应的硬度图像数据的推动脉冲的发送位置、发送位置的数量、ROI的位置、ROI的范围、以及ROI的数量等。通过发送控制部171的控制,发送部110从超声波探头101发送推动脉冲。另外,通过发送控制部171的控制,发送部110分别通过扫描区域内的多根扫描线从超声波探头101多次发送对基于所发送的推动脉冲而发生的位移进行观测的观测用脉冲。

[0070] 线图像生成部172生成对剪切波到达扫描区域内的各点的到达时间大致相同的线进行表示的线图像数据。该线图像数据例如是用于显示利用线将到达时间大致相同的位置连结而得到的等高线的信息。例如,线图像生成部172提取出多个扫描区域内的各点(各采样点)中的具有规定的到达时间的点。而且,线图像生成部172通过将提取出的多个点连结来生成线图像数据。其中,规定的到达时间是指由超声波诊断装置10的操作者或者设计者预先指定的值,通常被指定多个值。此外,线图像生成部172是到达时间图像生成部或者图像生成部的一个例子。

[0071] 换言之,线图像生成部172根据反射波数据,在多个时相计算出扫描区域内的多个位置每一处的位移,分别在多个位置决定计算出的位移为大致最大的时相,生成对多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据。具体而言,线图像生成部172生成与离散的多个时相对应的上述图像数据。

[0072] 图3以及图4是用于说明第1实施方式所涉及的线图像生成部172的处理的图。在图3中,示出对扫描区域内的各点分配了与各点中的到达时间对应的像素值的到达时间图像数据的一个例子。在图4中,例示出由线图像生成部172生成的线图像数据20a、20b、20c、20d被显示于图3的到达时间图像数据上的情况。其中,线图像数据20a表示到达时间为10[msec]的位置,线图像数据20b表示到达时间为20[msec]的位置,线图像数据20c表示到达时间为30[msec]的位置,线图像数据20d表示到达时间为40[msec]的位置。另外,当无区别地统称线图像数据20a、20b、20c、20d时,记作“线图像数据20”。该线图像数据20是到达时间位置图像数据的一个例子。

[0073] 在此,首先,针对图3的到达时间图像数据进行说明。到达时间图像数据例如由图像生成部140生成。具体而言,图像生成部140通过对扫描区域内的各点分配与由信号处理部130决定的各点的到达时间对应的像素值,来生成到达时间图像数据。

[0074] 而且,线图像生成部172取得由图像生成部140生成的到达时间图像数据。而且,线图像生成部172从取得的到达时间图像数据中,提取多个到达时间为10[msec]的点。而且,

线图像生成部172通过将提取出的多个点连结,来生成线图像数据20a。另外,线图像生成部172通过与线图像数据20a同样地将20[msec]的点连结来生成线图像数据20b,通过将30[msec]的点连结来生成线图像数据20c,通过将40[msec]的点连结来生成线图像数据20d。

[0075] 另外,线图像生成部172例如对各个线图像数据20分配与到达时间对应的像素值。在图4所示的例子中,线图像生成部172分别对线图像数据20a、20b、20c、20d分配与该到达时间对应的像素值。作为一个例子,线图像生成部172在图3的到达时间图像数据中,将根据各点的到达时间而分配的颜色分配给线图像数据20a、20b、20c、20d。具体而言,线图像生成部172对线图像数据20a分配蓝色,对线图像数据20b分配绿色,对线图像数据20c分配黄色,对线图像数据20d分配红色。

[0076] 这样,线图像生成部172分别生成分别表示到达时间为10、20、30、40[msec]的位置的线图像数据20a、20b、20c、20d。

[0077] 其中,图4只不过是一个例子。例如,在图4的例子中,说明了在到达时间为10、20、30、40[msec]的位置生成线图像数据20的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172也可以在任意的到达时间的位置生成线图像数据20,还可以生成任意根数的线图像数据20。

[0078] 另外,在图4的例子中,说明了对各个线图像数据20分配与到达时间对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172也可以对到达时间分别不同的各线图像数据20分配分别不同的线型(实线、折线、虚线、一点锁线等)。

[0079] 另外,在此为了便于说明,说明了在生成到达时间图像数据(图3)之后生成线图像数据20的情况,但实施方式并不限于此。即,即使不一定生成到达时间图像数据,线图像生成部172也能够生成线图像数据20。例如,线图像生成部172通过提取多个由信号处理部130决定的各点的到达时间中的具有规定的到达时间的点,来生成线图像数据20。

[0080] 另外,在此虽然省略了说明,但当生成线图像数据20时,例如,线图像生成部172可以进行用于使线图像数据20平滑的平滑化处理,也可以进行使线图像数据20的大小均匀的处理。另外,当线图像生成部172提取具有规定的到达时间的点时,也可以不一定只提取与规定的到达时间严格一致的点,例如,也可以对提取出的多个点形成线性的程度容许误差来进行提取。即,上述的“到达时间大致相同的线”是基于在提取出的多个点形成线性的程度的误差的范围内具有同一到达时间的多个点的线,是进行了平滑化处理、使大小均匀的处理的线。

[0081] 显示控制部173使线图像数据重叠显示于超声波图像数据上。例如,显示控制部173使由线图像生成部172生成的线图像数据20重叠显示在硬度图像数据上。

[0082] 换言之,显示控制部173将基于由线图像生成部172生成的图像数据的图像重叠显示于与包含扫描区域的区域对应的医用图像。

[0083] 图5是表示通过第1实施方式所涉及的显示控制部173显示的显示图像的一个例子的图。如图5所示,显示控制部173在图2所示例的硬度图像数据上分别显示在图4中生成的线图像数据20a、20b、20c、20d。

[0084] 此外,图5只不过是一个例子。例如,在图5中,说明了将硬度图像数据作为背景图像来重叠显示线图像数据20的情况,但背景图像并不限于此。例如,作为背景图像,也可以使用B模式图像数据、图3的到达时间图像数据、后述的位移图像数据以及方差值图像数

据。

[0085] 图6是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10的处理步骤的一个例子的流程图。其中,在图6所示的例子中,超声波诊断装置10最初是B模式,显示B模式图像数据。

[0086] 如图6所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10的发送控制部171判定是否从操作者接受到使用于生成硬度图像的硬度图像生成模式开始的开始指示(步骤S101)。该硬度图像生成模式例如是指用于设定生成硬度图像的ROI,或者在设定了ROI之后发送推动脉冲来生成硬度图像的状态。在此,当没有接受到开始指示时(步骤S101否定),发送控制部171待机到接受开始指示为止。

[0087] 另一方面,当接受了开始指示时(步骤S101肯定),通过发送控制部171的控制,显示器103显示ROI设定用GUI(步骤S102)。作为该ROI设定用GUI,例如将对成为由弹性成像法实现映像化的对象的对象区域进行指定的ROI显示在B模式图像数据上。预设该ROI的位置以及大小。而且,发送控制部171从操作者接受变更ROI的位置以及大小的指示,根据所接受的指示来变更ROI的位置以及大小(步骤S103)。

[0088] 然后,发送控制部171判定是否决定了ROI(步骤S104)。例如,发送控制部171根据是否从操作者接受了决定ROI的位置以及大小的意思的指示,来判定是否决定了ROI。在此,当没有决定ROI时(步骤S104否定),直到决定ROI为止,发送控制部171执行步骤S103的处理。

[0089] 另一方面,当决定了ROI时(步骤S104肯定),发送控制部171根据所决定的ROI,来决定推动脉冲的发送位置(步骤S105)。例如,发送控制部171根据ROI的位置以及大小,来决定一处或者多处推动脉冲的发送位置。这是因为仅与推动脉冲而发生的剪切波在传播的过程中衰减的情况被熟知,防止由于该衰减而不能对ROI的全个区域进行扫描的事态。

[0090] 然后,发送控制部171判定是否从操作者接受了硬度图像数据的摄影开始要求(步骤S106)。在此,当没有接受到摄影开始要求时(步骤S106否定),发送控制部171待机至接受到摄影开始要求为止。

[0091] 另一方面,当接受了摄影开始要求时(步骤S106肯定),发送控制部171在所决定的发送位置,从超声波探头101发送推动脉冲(步骤S107)。然后,通过发送部11以及接收部12的控制,超声波探头101在ROI内执行观测用脉冲的发送接收(步骤S108)。例如,对ROI内的某一根扫描线发送接收多次(100次左右)观测用脉冲。由此,计算出各点中的位移的时间变化。当具有能够对一个脉冲进行多次接收的系统时,在1次的推动脉冲的发送中能够知道ROI内的全部区域的位移的时间变化,但当限制了同时接收根数时,改变光栅位置来多次进行多次的观测用脉冲的发送接收。此时,每当改变光栅位置来发送观测用脉冲时,都发送推动脉冲。

[0092] 接着,信号处理部130涵盖多个时相计算ROI的各点的位移(步骤S109)。然后,信号处理部130决定ROI的各点的剪切波的到达时间(步骤S110)。例如,信号处理部130将在各点得到了最大位移的时间决定为各点中的剪切波的到达时间。然后,信号处理部130通过对各点中的剪切波的到达时间进行空间微分,来计算各点的剪切波的传播速度(剪切速度)(步骤S111)。然后,信号处理部130对与ROI对应的剪切速度进行彩色编码化,向对应的各点映射,从而生成硬度分布信息(步骤S112)。

[0093] 接着,图像生成部140根据由信号处理部130生成的硬度分布信息,生成生物体组织的硬度被彩色显示的硬度图像数据(步骤S113)。例如,图像生成部140生成对各点分配了与扫描区域内的各点(各采样点)中的剪切速度对应的像素值的剪切速度图像数据作为硬度图像数据。而且,显示控制部173将由图像生成部140生成的硬度图像数据显示在显示器103上(步骤S114)。

[0094] 然后,线图像生成部172判定是否接受了显示可靠性的意思的可靠性显示要求(步骤S115)。在此,当接受了可靠性显示要求时(步骤S115肯定),线图像生成部172使用ROI内的各点中的具有规定的到达时间的多个点,来生成线图像数据20(步骤S116)。例如,线图像生成部172提取多个ROI内的各点中的具有规定的到达时间的点,通过将提取出的多个点连结,来生成线图像数据20。然后,显示控制部173使由线图像生成部172生成的线图像数据20重叠显示在硬度图像数据上(步骤S117)。此外,当没有接受到可靠性显示要求时(步骤S115否定),转移到步骤S118。

[0095] 而且,发送控制部171判定是否从操作者接受了使硬度图像生成模式结束的结束指示(步骤S118)。在此,当没有接受到结束指示时(步骤S118否定),直到接受到结束指示为止,发送控制部171以显示硬度图像数据的状态,待机接受可靠性显示要求。

[0096] 另一方面,当接受了结束指示时(步骤S118肯定),发送控制部171使硬度图像生成模式结束。例如,发送控制部171使硬度图像数据成为非显示,返回到B模式。

[0097] 此外,上述的处理步骤只不过是一个例子,实施方式并不限定于图6的处理步骤。例如,对ROI的位置以及大小进行变更的处理(步骤S103)也可以不一定执行。例如,当利用预设的状态的ROI时,也可以不执行步骤S103的处理。另外,例如步骤S103的处理也可以只变更ROI的位置或者大小的任一方。

[0098] 另外,在上述的处理步骤中,说明了在接受了可靠性显示要求之后(步骤S115肯定)执行生成线图像数据20的处理(步骤S116)的情况,但并不限定于此。例如,生成线图像数据20的处理也可以作为后台的处理而预先执行,当接受了可靠性显示要求时,也可以显示线图像数据20。即,如果生成线图像数据20的处理在决定到达时间的处理(步骤S110)之后执行,则也可以以任意的定时执行。

[0099] 另外,在上述的处理步骤中,说明了在接受了可靠性显示要求之后(步骤S115肯定)执行显示线图像数据20的处理(步骤S117)的情况,但并不限定于此。例如,即使没有接受可靠性显示要求,也可以自动地显示线图像数据20。即,也可以不执行步骤S115的处理。

[0100] 如上所述,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置10生成对剪切波到达扫描区域内的各点的到达时间大致相同的线进行表示的线图像数据。而且,超声波诊断装置10使线图像数据重叠显示在超声波图像数据上。

[0101] 例如,超声波诊断装置10提取多个ROI内的各点中的具有规定的到达时间的点,将提取出的多个点连结,从而生成线图像数据20。据此,超声波诊断装置10宛如在地图上拉出等高线那样,能够在到达时间图像数据上显示成为到达时间的标度线的线图像数据20。

[0102] 在此,使用到达时间来显示线图像数据20是由于到达时间成为生物体组织的硬度的可靠性的指标。例如,若是在没有因被检体的体运动引起的位移的发生、或者剪切波的反射/折射等,能够准确地测量生物体组织的硬度的环境下,则剪切波应该从推动脉冲的发送位置大致均匀地传播。结果,到达时间的线图像数据20与推动脉冲的发送方向大致并行,根

据生物体组织的硬度来绘制曲线。与之相对,若是在不能准确地测量生物体组织的硬度的环境下,则剪切波的传播会被极其早地观测,或者被极其晚地观测。结果,到达时间的线图像数据20会大幅弯曲。

[0103] 因此,操作者能够通过确认被重叠显示于超声波图像数据的线图像数据20的弯曲的程度,来判断线图像数据20的附近的区域中的生物体组织的硬度的可靠性。

[0104] 另外,例如,超声波诊断装置10对各个线图像数据20分配与到达时间对应的像素值。因此,操作者能够通过确认各个线图像数据20的像素值(颜色),从而知道该线图像数据20附近的到达时间的值。

[0105] (第2实施方式)

[0106] 在第1实施方式中,说明了对线图像数据20分配与其到达时间对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置10也可以对线图像数据20分配与其他的参数对应的像素值。鉴于此,在第2实施方式中,说明超声波诊断装置10对线图像数据20分配与其他的参数对应的像素值的情况。

[0107] 图7是表示第2实施方式所涉及的超声波诊断装置10的结构例的框图。第2实施方式所涉及的超声波诊断装置10具备与图1所示例的超声波诊断装置10相同的结构,还具备计算部174的点与线图像生成部172的处理的一部分不同。因此,在第2实施方式中,以与第1实施方式不同的点为中心进行说明,针对与在第1实施方式中说明了的结构具有相同的功能的点,添加与图1相同的符号,省略说明。

[0108] 第2实施方式所涉及的计算部174按线图像数据20所包含的每个点,计算出包含该点的规定区域内的各点的到达时间的方差值。

[0109] 图8以及图9是用于说明第2实施方式所涉及的计算部174的处理的图。在图8中,示例出在与图3相同的到达时间图像数据以及线图像数据20上配置了方差值计算用区域21的情况。在此,方差值计算用区域21是为了计算方差值而以线图像数据20所包含的各点为中心,具有规定的大小的区域。该大小被预设,但预设的值能够任意地变更。另外,在图9中,示出图8的方差值计算用区域21附近的放大图。在图9中,黑色的矩形表示线图像数据20c所包含的各点(像素)。另外,带网线的矩形表示方差值计算用区域21的中心点(中心像素)。

[0110] 如图8所示,计算部174例如以线图像数据20c所包含的点为中心,来配置方差值计算用区域21。而且,如图9所示,计算部174计算出被配置的方差值计算用区域21所包含的各点的到达时间的方差值作为中心点的方差值。而且,计算部174针对线图像数据20c所包含的其他的点,也同样地以各点为中心来配置方差值计算用区域21,计算出其中所包含的各点的方差值。由此,计算部174计算出线图像数据20c所包含的各点的方差值。

[0111] 另外,计算部174针对线图像数据20a、20b、20d也相同地分别计算出各线图像数据20a、20b、20d所包含的各点的方差值。由此,线图像数据20的各点作为与其周边的点的到达时间的偏差对应的参数,具有到达时间的方差值。

[0112] 此外,图8以及图9只不过是一个例子。例如,在此为了便于说明,说明了在到达时间图像数据(图3)上计算各点的方差值的情况,但实施方式并不限于此。即,即使不一定在到达时间图像数据上进行处理,计算部174也能够计算线图像数据20所包含的各点的方差值。

[0113] 第2实施方式所涉及的线图像生成部172具有与在第1实施方式中说明了的功能相

同的功能,进而对线图像数据20所包含的各点分配与该点的方差值对应的像素值。例如,线图像生成部172将与由计算部174计算出的各点的方差值对应的像素值分配给线图像数据20所包含的各点。

[0114] 图10是用于说明第2实施方式所涉及的线图像生成部172的处理的图。在图10中,示出对图9的线图像数据20c所包含的各点分配了与各点的方差值对应的像素值的一个例子。

[0115] 如图10所示,线图像生成部172对图9的线图像数据20c所包含的各点分配与由计算部174计算出的各点的方差值对应的像素值。作为一个例子,线图像生成部172对各点中的方差值由低到高的点依次分配蓝色、蓝绿色、黄绿色、黄色、橙色、红色。

[0116] 此外,图10只不过是一个例子。例如,在图10的例子中,说明了对线图像数据20所包含的各点分配与各点的方差值对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172也可以对线图像数据20所包含的各点分配按各点的每个方差值而不同的影线图案。

[0117] 另外,线图像生成部172针对线图像数据20a、20b、20d也相同地分配与各线图像数据20a、20b、20d所包含的各点的方差值对应的像素值。由此,显示于显示器103的线图像数据20的各点具有与其周边的点的到达时间的偏差对应的颜色。

[0118] 这样,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置10按线图像数据20所包含的每个点,计算出包含该点的规定区域内的各点的到达时间的方差值。而且,超声波诊断装置10对线图像数据20所包含的各点分配与该点的方差值对应的像素值。

[0119] 在此,使用方差值来对线图像数据20所包含的各点分配像素值(颜色编码化)是由于方差值成为生物体组织的硬度的可靠性的指标。例如,在第2实施方式中,显示于显示器103的线图像数据20的各点具有与其周边的点的到达时间的偏差对应的颜色。在此,如果是能够准确地测量生物体组织的硬度的环境下,则剪切波大致均匀地传播,结果,方差值不高。与之相对,当剪切波的传播在生物体组织内紊乱时,方差值变高。能够判断为该方差值变高的区域中的硬度的可靠性低。

[0120] 因此,操作者能够通过确认对线图像数据20所包含的各点分配的像素值(颜色),来判断线图像数据20的附近的区域中的生物体组织的硬度的可靠性。

[0121] 此外,在第2实施方式中,说明了对线图像数据20所包含的各点分配与该点的方差值对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置10也可以对线图像数据20的各点分配各点的生物体组织的硬度的指标值(剪切速度、杨氏模量、剪切弹性率)或者与各点中的位移的大小等参数对应的像素值。由此,操作者能够通过确认线图像数据20的各点的颜色,从而容易地认知由各种参数启示的信息。

[0122] (第3实施方式)

[0123] 在上述的第1以及第2实施方式中,示例出使用到达时间来显示线图像数据20的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置10也可以使用其他的参数来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像。鉴于此,在第3实施方式中,说明超声波诊断装置10使用其他的参数来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像的情况。

[0124] 第3实施方式所涉及的超声波诊断装置10具备与图1所示例的超声波诊断装置10相同的结构,线图像生成部172以及显示控制部173的处理的一部分不同。鉴于此,在第3实

施方式中,以与第1实施方式不同的点为中心进行说明,针对与在第1实施方式中说明了的结构具有相同的功能的点,添加与图1相同的符号,省略说明。

[0125] 第3实施方式所涉及的线图像生成部172具有与在第1实施方式中说明了的功能相同的功能,并且,生成对基于扫描区域内的各点的剪切波的生物体组织的硬度的指标值大致相同的线进行表示的硬度线图像数据。例如,线图像生成部172提取多个扫描区域内的各点中的具有规定的大小的指标值的点。而且,线图像生成部172通过将提取出的多个点连结,来生成硬度线图像数据。其中,规定的大小的指标值是指由超声波诊断装置10的操作者或者设计者预先指定的值,通常被指定多个值。

[0126] 图11是用于说明第3实施方式所涉及的线图像生成部172的处理的图。在图11上,示例出由线图像生成部172生成的线图像数据22a、22b被显示在图2的硬度图像数据上的情况。其中,线图像数据22a表示杨氏模量为30[kPa]的位置,线图像数据22b表示杨氏模量为60[kPa]的位置。另外,当没有区别地统称线图像数据22a、22b时,记作“线图像数据22”。该线图像数据22是硬度位置图像数据的一个例子。

[0127] 如图11所示,线图像生成部172取得由图像生成部140生成的硬度图像数据。而且,线图像生成部172从所取得的硬度图像数据中,提取多个杨氏模量为30[kPa]的点。而且,线图像生成部172通过将提取出的多个点连结,来生成线图像数据22a。另外,线图像生成部172与线图像数据22a相同地通过将60[kPa]的点连结来生成线图像数据22b。

[0128] 另外,线图像生成部172例如对各个线图像数据22分配与硬度的指标值(在此,为杨氏模量)对应的像素值。在图11所示的例子中,线图像生成部172分别对线图像数据22a、22b分配与该杨氏模量对应的像素值。具体而言,线图像生成部172对线图像数据22a分配黄绿色,对线图像数据22b分配橙色。

[0129] 这样,线图像生成部172分别生成分别表示杨氏模量为30、60[kPa]的位置的线图像数据22a、22b。

[0130] 此外,图11只不过是一个例子。例如,在图11的例子中,说明了在杨氏模量为30、60[kPa]的位置生成线图像数据22的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172也可以在任意的杨氏模量的位置生成线图像数据22,还可以生成任意根数的线图像数据22。

[0131] 另外,在图11的例子中,说明了对各个线图像数据22分配与杨氏模量对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172也可以按杨氏模量分别不同的每个线图像数据22,分配分别不同的线型(实线、折线、虚线、一点锁线等)。

[0132] 另外,在此为了便于说明,说明了在生成了硬度图像数据(图2)之后生成线图像数据22的情况,但实施方式并不限于此。即,即使不一定生成硬度图像数据,线图像生成部172也能够生成硬度线图像数据22。例如,线图像生成部172通过提取多个由信号处理部130决定的各点的杨氏模量中的具有规定的杨氏模量的点,从而生成线图像数据22。

[0133] 另外,在此虽省略了说明,但当生成线图像数据22时,线图像生成部172例如也可以进行用于使线图像数据22平滑的平滑化处理,还可以进行用于使线图像数据22的大小均匀的处理。另外,当线图像生成部172提取具有规定的杨氏模量的点时,不一定只提取与规定的杨氏模量严格一致的点,例如,也可以对提取出的多个点形成线性的程度容许误差来进行提取。即,上述的“硬度的指标值大致相同的线”是基于在被提取出的多个点形成线性

的程度的误差的范围内具有同一硬度的指标值的多个点的线,是进行了平滑化处理、使大小均匀的处理的线。

[0134] 第3实施方式所涉及的显示控制部173具有与在第1实施方式中说明了的功能相同的功能,并且将线图像数据22重叠显示在超声波图像数据上。例如,显示控制部173使由线图像生成部172生成的线图像数据22重叠显示在到达时间图像数据上。

[0135] 图12是表示通过第3实施方式所涉及的显示控制部173显示的显示图像的一个例子的图。如图12所示,显示控制部173在图3所示例的到达时间图像数据上分别显示在图11中生成的线图像数据22a、22b。

[0136] 此外,图12只不过是一个例子。例如,在图12中,说明了将到达时间图像数据作为背景图像来重叠显示线图像数据22的情况,但背景图像并不限于于此。例如,作为背景图像,也可以使用B模式图像数据、图2的硬度图像数据、甚至后述的位移图像数据以及方差值图像数据。

[0137] 这样,第3实施方式所涉及的超声波诊断装置10使用硬度的指标值,来生成线图像数据22。而且,超声波诊断装置10将所生成的线图像数据22重叠显示在超声波图像数据上。据此,操作者例如能够在视觉上把握硬度的指标值与背景图像的参数的相关性。

[0138] 此外,在第3实施方式中,说明了作为到达时间以外的参数,使用硬度的指标值来生成标度线(等高线)的情况,但实施方式并不限于于此。例如,线图像生成部172也可以使用各点的位移的大小来生成标度线。具体而言,线图像生成部172生成对扫描区域内的各点的位移的大小大致相同的线进行表示的图像数据(位移位置图像数据)。而且,显示控制部173将所生成的位移位置图像数据显示在超声波图像数据上。由此,由于超声波诊断装置10使用与背景图像不同的参数来显示线图像数据20那样的标度线,所以操作者能够在视觉上把握这些不同的参数的关联性。

[0139] 另外,第3实施方式所涉及的超声波诊断装置10也可以选择到达时间的线图像数据20、线图像数据22、以及位移位置图像数据中的任意图像数据,将所选择的所有图像数据重叠显示在超声波图像数据上。即,超声波诊断装置10例如也可以使到达时间的线图像数据20以及线图像数据22重叠显示在一个超声波图像数据上。

[0140] 另外,第3实施方式所涉及的超声波诊断装置10使用其他的参数来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像的处理能够独立于生成或者显示到达时间的线图像数据20的处理而执行。

[0141] (第4实施方式)

[0142] 另外,例如超声波诊断装置10也可以根据剪切波以规定区域内的剪切速度在扫描区域整体传播时的到达时间,显示线图像数据20那样的成为标度线的图像。鉴于此,在第4实施方式中,说明超声波诊断装置10根据剪切波以规定区域内的剪切速度在扫描区域整体传播时的到达时间,来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像的情况。

[0143] 第4实施方式所涉及的超声波诊断装置10具备与图1所示例的超声波诊断装置10相同的结构,线图像生成部172以及显示控制部173的处理的一部分不同。鉴于此,在第4实施方式中,以与第1实施方式不同的点为中心进行说明,针对与在第1实施方式中说明了的结构具有相同的功能的点,添加与图1相同的符号,省略说明。

[0144] 第4实施方式所涉及的线图像生成部172具有与在第1实施方式中说明了的功能相

同的功能。并且,线图像生成部172计算出剪切波以规定区域中的剪切波的传播速度到达扫描区域内的各点的到达时间,生成对计算出的到达时间大致相同的线进行表示的规定区域位置图像数据。

[0145] 图13是用于说明第4实施方式所涉及的线图像生成部172的处理的图。在图13中,示例出在图2的硬度图像数据上显示由操作者指定的ROI23和线图像数据24a~24f的情况。其中,在图13中,线图像数据24a表示到达时间为5[msec]的位置,线图像数据24b表示到达时间为10[msec]的位置,线图像数据24c表示到达时间为15[msec]的位置,线图像数据24d表示到达时间为20[msec]的位置,线图像数据24e表示到达时间为25[msec]的位置,线图像数据24f表示到达时间为30[msec]的位置。另外,当没有区别地统称线图像数据24a~24f时,记作“线图像数据24”。该线图像数据24是规定区域位置图像数据的一个例子。

[0146] 如图13所示,线图像生成部172例如从操作者接受指定ROI23的操作。而且,线图像生成部172计算出ROI23所包含的各点中的剪切波速度的平均值。而且,线图像生成部172计算剪切波以计算出的剪切速度的平均值到达扫描区域内的各点的到达时间。换言之,设规定扫描区域内的所有点是均匀的硬度(ROI23内的平均的硬度),剪切波以一定的速度(计算出的剪切速度的平均值)在该扫描区域整体传播,线图像生成部172计算出扫描区域内的各点的到达时间。例如,线图像生成部172使用计算出的剪切速度的平均值和从推动脉冲的发送位置到各点的距离,来计算各点的到达时间。而且,线图像生成部172分别生成对计算出的到达时间大致相同的线进行表示的线图像数据24a~24f。在此,由于扫描区域内的所有点作为ROI23内的平均的硬度的点而生成,所以线图像数据24a~24f相对于推动脉冲的发送位置成为平行的线。其中,在图13中,设推动脉冲的发送位置位于扫描区域的左端。另外,由于线图像生成部172分别生成对计算出的到达时间大致相同的位置进行表示的线图像数据24a~24f的处理与在第1实施方式中说明了的内容相同,所以省略详细的说明。

[0147] 此外,图13只不过是一个例子。例如,线图像生成部172也可以在任意的到达时间的位置生成线图像数据24,还可以生成任意根数的线图像数据24。

[0148] 另外,例如线图像生成部172也可以对各个线图像数据24分配与计算出的到达时间对应的像素值。另外,例如线图像生成部172也可以按计算出的到达时间分别不同的每个线图像数据24分配分别不同的线型(实线、折线、虚线、一点锁线等)。

[0149] 另外,例如当预设了ROI23的位置以及大小时,不一定需要操作者对ROI23的指定。例如,当利用预设的状态的ROI23时,也可以不接受操作者对ROI23的指定。

[0150] 另外,在图13中,说明了将硬度图像数据作为背景图像来使用的情况,但实施方式并不限于此。例如,线图像生成部172能够与有无背景图像、以及成为背景图像的超声波图像数据的种类无关地执行上述的处理。

[0151] 另外,在图13中,说明了使用ROI23所包含的各点的剪切速度的平均值的情况,但并不限于此,例如,也可以是使用ROI23的中心点的剪切速度的情况。

[0152] 第4实施方式所涉及的显示控制部173具有与在第1实施方式中说明了的功能相同的功能,并且,使线图像数据24显示在超声波图像数据上。

[0153] 例如,显示控制部173使由线图像生成部172生成的线图像数据24重叠显示在到达时间图像数据上。

[0154] 图14是表示通过第3实施方式所涉及的显示控制部173显示的显示图像的一个例

子的图。如图14所示,显示控制部173在图3所示例的到达时间图像数据上分别显示在图13中生成的线图像数据24。

[0155] 此外,图14只不过是一个例子。例如,在图14中,说明了将到达时间图像数据作为背景图像来重叠显示线图像数据24的情况,但背景图像并不限于此。例如,作为背景图像,也可以使用B模式图像数据、图2的硬度图像数据、甚至后述的位移图像数据以及方差值图像数据。

[0156] 这样,第4实施方式所涉及的超声波诊断装置10根据剪切波以ROI23内的剪切速度在扫描区域整体传播时的到达时间,来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像。据此,操作者能够容易地将剪切波以ROI23内的剪切速度在扫描区域整体传播时的到达时间与其他参数进行比较研究。

[0157] 另外,第4实施方式所涉及的超声波诊断装置10也可以将在此显示的线图像数据24与到达时间的线图像数据20、线图像数据22、以及位移位置图像数据中的任意图像数据一起重叠显示在超声波图像数据上。由此,操作者能够将多个参数在同一超声波图像数据上进行比较研究。

[0158] 另外,第4实施方式所涉及的超声波诊断装置10根据剪切波以规定区域内的剪切速度在扫描区域整体传播时的到达时间来显示线图像数据20那样的成为标度线的图像的处理能够独立于生成或者显示到达时间的线图像数据20的处理来执行。

[0159] (其他的实施方式)

[0160] 以上针对第1~第4实施方式进行了说明,除此之外,也可以以各种不同的方式来实施。其中,以下说明的各处理能够独立于生成或者显示到达时间的线图像数据20的处理来执行。

[0161] (位移图像数据的生成)

[0162] 例如,超声波诊断装置10也可以生成对扫描区域内的各点分配了与各点中的位移的大小对应的像素值的位移图像数据。

[0163] 例如,图像生成部140通过对扫描区域内的各点分配与各点中的位移的大小对应的像素值,从而生成位移图像数据。具体而言,图像生成部140取得由信号处理部130涵盖多个时相计算出的扫描区域的各点中的位移。而且,图像生成部140针对各点确定在涵盖多个时相计算出的位移中最大的位移量(最大位移量)。而且,图像生成部140通过对各点分配与确定出的各点的最大位移量对应的像素值,来生成位移图像数据。

[0164] 图15是用于针对位移图像数据进行说明的图。如图15所示,图像生成部140生成扫描区域内的各点根据最大位移量被用颜色区分的位移图像数据。

[0165] 这样,图像生成部140通过对扫描区域内的各点分配与各点中的位移的大小对应的像素值,从而生成位移图像数据。其中,在此生成位移图像数据是由于位移的大小成为生物体组织的硬度的可靠性的指标。例如,在扫描区域内的各点中,如果发生以观测用脉冲进行观测所需的足够的大小的位移,则被观测的生物体组织的硬度的可靠性变高。与之相对,在扫描区域内的各点中,如果不发生足够的大小的位移,则由于难以以观测用脉冲进行观测,所以被观测的生物体组织的硬度的可靠性变低。因此,操作者通过确认位移图像数据,能够容易地把握被观测的生物体组织的硬度的可靠性。

[0166] 在图15所示的例子中,由于越是扫描区域内的上方的点则位移越大,所以可知可

靠性高。另一方面,由于越是扫描区域内的下方的点则位移越小,所以可知可靠性低。

[0167] 此外,在图15的例子中,说明了作为各点中的位移的大小而使用最大位移量的情况,但实施方式并不限于此。例如,也可以通过对各点分配与时间-位移曲线中的积分值(一定时间内的位移的合计值)对应的像素值,来生成位移图像数据。另外,例如也可以通过对各点分配与时间-位移曲线中的微分值(倾斜的大小)对应的像素值,来生成位移图像数据。即,也可以通过对各点分配与剪切波的传播速度为最大的时刻对应的像素值,来生成位移图像数据。

[0168] (方差值图像数据的生成)

[0169] 例如,超声波诊断装置10也可以生成对扫描区域内的各点分配了与各点中的方差值对应的像素值的方差值图像数据。

[0170] 例如,计算部174针对扫描区域内的各点计算出包含该点的规定区域内的各点的到达时间的方差值。作为一个例子,计算部174使用图8的方差值计算用区域21,来计算扫描区域内的各点的方差值。其中,由于使用方差值计算用区域21来计算方差值的处理与在第2实施方式中说明的内容相同,因此,省略详细的说明。

[0171] 而且,图像生成部140通过对扫描区域内的各点分配与各点中的方差值对应的像素值,从而生成方差值图像数据。具体而言,图像生成部140取得由计算部174计算出的扫描区域内的各点的方差值。而且,图像生成部140通过对各点分配与所取得的方差值对应的像素值,来生成方差值图像数据。

[0172] 这样,图像生成部140通过对扫描区域内的各点分配与各点中的方差值对应的像素值,来生成方差值图像数据。由此,操作者通过确认方差值图像数据,能够容易地把握被观测的生物体组织的硬度的可靠性。

[0173] (基于各种参数的图像数据的变更)

[0174] 另外,例如超声波诊断装置10也可以使用各点中的硬度的指标值、剪切波的到达时间、位移的大小、以及方差值的各参数中的任一个参数来变更超声波图像数据所包含的各点的像素值。

[0175] 图像生成部140使用各点中的硬度的指标值、剪切波的到达时间、位移的大小、以及方差值的各参数中的任一个参数来变更超声波图像数据所包含的各点的像素值。

[0176] 例如,图像生成部140进行变更超声波图像数据的明亮度的处理。图16是用于说明变更明亮度的处理的图。在图16中,说明使用位移的大小来变更硬度图像数据的明亮度时的处理。在图16所示的例子中,硬度图像数据的区域25a变暗,区域25b被涂黑。其中,硬度图像数据的上方的区域(比区域25a靠上方的区域)以原来的硬度图像数据的明亮度被显示。

[0177] 例如,图像生成部140根据扫描区域内的各点中的位移的大小,以三个阶段对可靠性进行评估。若列举具体例,则图像生成部140将最大位移量是第1阈值以上的点的可靠性判定为“高”。另外,图像生成部140将最大位移量小于第1阈值且是第2阈值以上的点的可靠性判定为“中”。在此,第2阈值是小于第1阈值的值。另外,图像生成部140将最大位移量小于第2阈值的点的可靠性判定为“低”。在图16所示的例子中,图像生成部140判定硬度图像数据的上方的区域为“高”,判定区域25a为“中”,判定区域25b为“低”。

[0178] 而且,图像生成部140针对可靠性被判定为“高”的区域,保持原来的图像的明亮度,不进行变更。另外,图像生成部140针对可靠性被判定为“中”的区域25a,使原来的图像

变暗。例如，图像生成部140通过对区域25a所包含的点的RGB值减去规定数，来使其变暗。另外，图像生成部140针对可靠性被判定为“低”的区域25b，将原来的图像涂黑。例如，图像生成部140通过使区域25b所包含的点的RGB值为0来进行涂黑。这样，图像生成部140根据各点的位移的大小来变更图2的硬度图像数据的明亮度。

[0179] 另外，例如图像生成部140进行使超声波图像数据的一部分非显示的处理。图17是用于说明作为非显示的处理的图。在图17中，说明使用位移的大小来使硬度图像数据的一部分非显示时的处理。在图17所示的例子中，硬度图像数据的区域26变白，什么都不显示。

[0180] 例如，图像生成部140根据扫描区域内的各点的位移的大小，以三个阶段对可靠性进行评估。该评估例如也可以与在图16中说明的方法相同。例如，图像生成部140判定硬度图像数据的上方的区域为“高”，判定区域25a为“中”，判定区域25b为“低”。

[0181] 而且，图像生成部140只针对可靠性被判定为“高”的区域生成硬度图像数据，针对可靠性被判定为“中”以及“低”的区域26不生成。这样，图像生成部140通过不生成与区域26对应的硬度图像数据，从而使区域26为非显示。

[0182] 这样，图像生成部140例如使用各点中的位移的大小来变更硬度图像数据所包含的各点的像素值。此外，在上述的例子中，说明了以三个阶段对可靠性进行评估的情况，但并不限于此。例如，图像生成部140也可以通过使用一个阈值，来以两个阶段对可靠性进行评估，也可以通过使用多个阈值，以多个阶段对可靠性进行评估。

[0183] 另外，在此说明了使用位移的大小来变更硬度图像数据的情况，但并不限于此。即，能够使用各点中的硬度的指标值、剪切波的到达时间、位移的大小、以及方差值的各参数中的任一个参数来变更上述的各种超声波图像数据所包含的各点的像素值。

[0184] 由此，超声波诊断装置10能够将生物体组织的硬度或其可靠性等由各种参数表现的信息表现在其他的超声波图像数据上。

[0185] (各种参数的评估)

[0186] 另外，例如超声波诊断装置10也可以对关心区域内的各点的各种参数进行评估，并显示评估结果。

[0187] 例如，显示控制部173对基于关心区域内的各点中的剪切波的生物体组织的硬度的指标值、到达时间、位移的大小、以及到达时间的方差值中的至少一个参数进行评估，并显示评估结果。

[0188] 图18是用于针对各种参数的评估进行说明的图。在图18中，示例图2的硬度图像数据和在该图像上被指定的可靠性评估用的ROI27。

[0189] 例如，显示控制部173从操作者接受ROI27的指定。而且，显示控制部173对接受到的ROI27内的各点的各种参数进行评估。

[0190] 作为一个例子，显示控制部173通过对ROI27内的各点的方差值和阈值进行比较，来评估可靠性。具体而言，显示控制部173计算出ROI27内的各点的方差值的平均值。而且，显示控制部173将计算出的平均值与阈值进行比较，如果平均值小于阈值，则评估可靠度为“高”，当平均值是阈值以上时，评估可靠度为“低”。例如，显示控制部173如图18所示，将评估结果“可靠度：高”显示在显示器103上。

[0191] 此外，图18的例子只不过是一个例子。例如，显示控制部173也可以不将ROI27内的各点中的方差值的平均值与阈值进行比较，而将ROI27内的方差值的最大值与阈值进行比

较来进行评估。另外,在显示器103中除了评估结果之外,也可以显示参数本身。例如,显示控制部173计算出ROI27的各点的到达时间的平均值。而且,显示控制部173也可以将计算出的平均值“8.0msec”显示在显示器103上。

[0192] (推动脉冲的发送位置以及观测方向的显示)

[0193] 另外,例如超声波诊断装置10也可以显示推动脉冲的发送位置以及观测方向。

[0194] 图19是用于针对推动脉冲的发送位置以及观测方向的显示进行说明的图。在图19中,在图2的硬度图像数据上示例出标志28a、28b、28c和线29a、29b、29c。其中,在图19所示的例子中,说明推动脉冲在线29a、29b、29c上被发送,观测到从各个发送位置向右方向传播的剪切波的情况。

[0195] 如图19所示,图像生成部140从发送控制部171取得分别表示推动脉冲的发送位置和其观测方向的信息。而且,作为与左端的推动脉冲的发送位置对应的图像数据,图像生成部140生成线29a。该线29a被配置在左端的推动脉冲的发送位置。另外,图像生成部140为了示出左端的推动脉冲的观测方向而生成标志28a。该情况下,由于观测方向是推动脉冲的发送位置的右侧,所以图像生成部140将标志28a配置在线29a的右侧。此时,图像生成部140将标志28a的短边与线29a重叠。由此,能够通过从线29a朝向右方的标志28a来示出观测到从线29a的发送位置向右方传播的剪切波的情况。

[0196] (并列显示)

[0197] 另外,例如超声波诊断装置10也可以将上述的各种超声波图像数据和与其重叠显示的标度线(线图像数据20等)进行并列显示。

[0198] 例如,显示控制部173使硬度图像数据、到达时间图像数据、位移图像数据、以及方差值图像数据中的至少二个图像数据并列显示。而且,显示控制部173使到达时间的线图像数据20、线图像数据22、位移位置图像数据、以及线图像数据24中的至少一个与并列显示的图像数据中的至少一个图像数据重叠显示。

[0199] 图20是用于针对并列显示进行说明的图。在图20的左侧,示出在硬度图像数据上重叠显示了到达时间的线图像数据20的图像,在右侧示出在到达时间图像数据上重叠显示了线图像数据24的图像。此外,在此示例的图像数据只不过是一个例子,显示控制部173也可以并列显示各种超声波图像数据或者根据各种参数而变更后的图像数据(图16、17等)。另外,显示控制部173也可以重叠显示上述的到达时间的线图像数据20、线图像数据22、位移位置图像数据、以及线图像数据24中的任意图像数据。由此,能够并列显示各种图像数据。

[0200] (线图像数据20的动态图像显示)

[0201] 另外,例如超声波诊断装置10也可以将线图像数据20显示为动态图像。

[0202] 例如,图像生成部140按分别不同的多个到达时间的每一个,生成多个到达时间的线图像数据20。而且,显示控制部173按照到达时间从早到晚的顺序,分别显示多个线图像数据20。由此,超声波诊断装置10将线图像数据20显示为动态图像。

[0203] 此外,超声波诊断装置10针对上述的线图像数据22、位移位置图像数据、以及线图像数据24也同样能够显示为动态图像。

[0204] (成为可靠性的指标的独自参数的计算)

[0205] 另外,在上述的实施方式中,说明了作为硬度的可靠性的指标,对到达时间、位移

的大小(最大位移量)、以及到达时间的方差值中的至少一个进行图像化并显示的情况,但实施方式并不限于此。例如,也可以通过组合多个成为上述的硬度的可靠性的指标的的参数,来计算成为可靠性的指标的独自的参数。

[0206] 例如,计算部174将基于位移的大小和方差值的值作为硬度的可靠性的指标来计算。在此,位移的大小例如是最大位移量,该值越大则可靠性越高。另外,方差值的值越大,则可靠性越低。因此,例如计算部174通过对最大位移量和方差值的倒数进行记分(score),来计算成为可靠性的指标的独自的参数。

[0207] 而且,线图像生成部172以及图像生成部140代替到达时间、位移的大小、或者到达时间的方差值而使用计算出的独自的参数,来执行在上述的实施方式中说明了的处理。例如,线图像生成部172对线图像数据20所包含的各位置分配与独自的参数对应的像素值。另外,例如图像生成部140将对扫描区域内的各位置分配了与独自的参数对应的像素值后的图像数据作为背景图像来生成。另外,例如图像生成部140根据上述扫描区域内的各位置中的独自的参数来变更背景图像所包含的各位置的像素值。

[0208] 此外,并不限于此,计算部174也可以通过组合任意数的到达时间、位移的大小(最大位移量)、以及到达时间的方差值中的任意参数,来计算成为可靠性的指标的独自的参数。

[0209] (并列显示中的可靠性显示的联动)

[0210] 另外,在上述的并列显示中,也可以在成为并列显示的对象图像彼此中使可靠性显示联动。即,显示控制部173在并列显示中,当硬度图像数据所包含的各位置中的成为可靠性的指标的的参数(例如,到达时间、位移的大小、方差值、独自的参数等)不满足规定的条件时,使该位置的图像非显示,并且使成为并列显示的对象线图像数据20中与该位置对应的图像非显示。

[0211] 图21是表示当被并列显示时显示于显示器的显示图像30的一个例子的图。显示图像30包含重叠图像31和重叠图像32。重叠图像31以及重叠图像32是在根据某一扫描区域的反射波数据而生成的B模式图像33上重叠了硬度图像34或者线图像组35的图像。即,硬度图像34是在B模式图像33中表示对应的区域的硬度的图像。另外,线图像组35包含线图像35a、35b、35c…等多个线图像,是在B模式图像33中根据对应的区域的到达时间而生成的图像。

[0212] 在此,硬度图像34中的可靠性低的区域36为非显示。在图21的例子中,区域36由被黑色的线包围的白色的区域表示。例如,显示控制部173通过变更硬度图像34所包含的点中的方差值成为规定的阈值以上的点的像素值,来使区域36非显示。此外,在此将区域36用被黑色的线包围的白色的区域表示,但并不限于此。例如,区域36也可以由黑色的区域表示,还可以由无色的区域表示。其中,当由无色的区域表示时,作为背景的B模式图像33被按照原样显示。

[0213] 另外,在图21中,线图像组35中的与区域36对应的区域37被以与其他的区域不同的颜色显示。在图21的例子中,区域37由被黑色的线包围的白色的区域表示。例如,显示控制部173通过变更线图像组35所包含的点中的方差值为规定的阈值以上的点的像素值,从而将区域37以与其他的区域不同的颜色显示。

[0214] 这样,当进行并列显示时,显示控制部173使用同一可靠性的指标值的阈值来变更成为并列显示的对象多个图像的各个。由此,显示控制部173能够分别使成为并列显示的

对象的多个图像连动地非显示。

[0215] 此外,在图21中,区域36由被黑色的线包围的白色的区域表示,但并不限于于此。例如,区域36也可以由黑色的区域表示,还可以由无色的区域表示。其中,当由无色的区域表示时,作为背景的B模式图像33被按照原样显示。另外,在图21中,说明了作为可靠性的指标值,使用方差值的情况,但实施方式并不限于于此。例如,作为成为可靠性的指标的参数,只要使用到达时间、位移的大小、方差值、以及上述独自的参数中的任意参数即可。

[0216] 此外,上述的实施方式的说明中图示的各装置的各构成要素是功能概念性的要素,不一定在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散/综合的具体方式并不限于图示,能够根据各种负荷或使用状况等以任意的单位功能性或物理性分散/综合其全部或者一部分来构成。并且,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分可通过CPU以及由该CPU分析执行的程序来实现,或者作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0217] 另外,上述的实施方式中说明的超声波诊断装置10中的各处理能够通过执行预先准备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,该图像处理程序还能够记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读取的非易失性记录介质中,由计算机从非易失性记录介质中读出来执行。

[0218] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够在超声波图像上表现生物体组织的硬度的可靠性。

[0219] 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,在不脱离发明主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或主旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

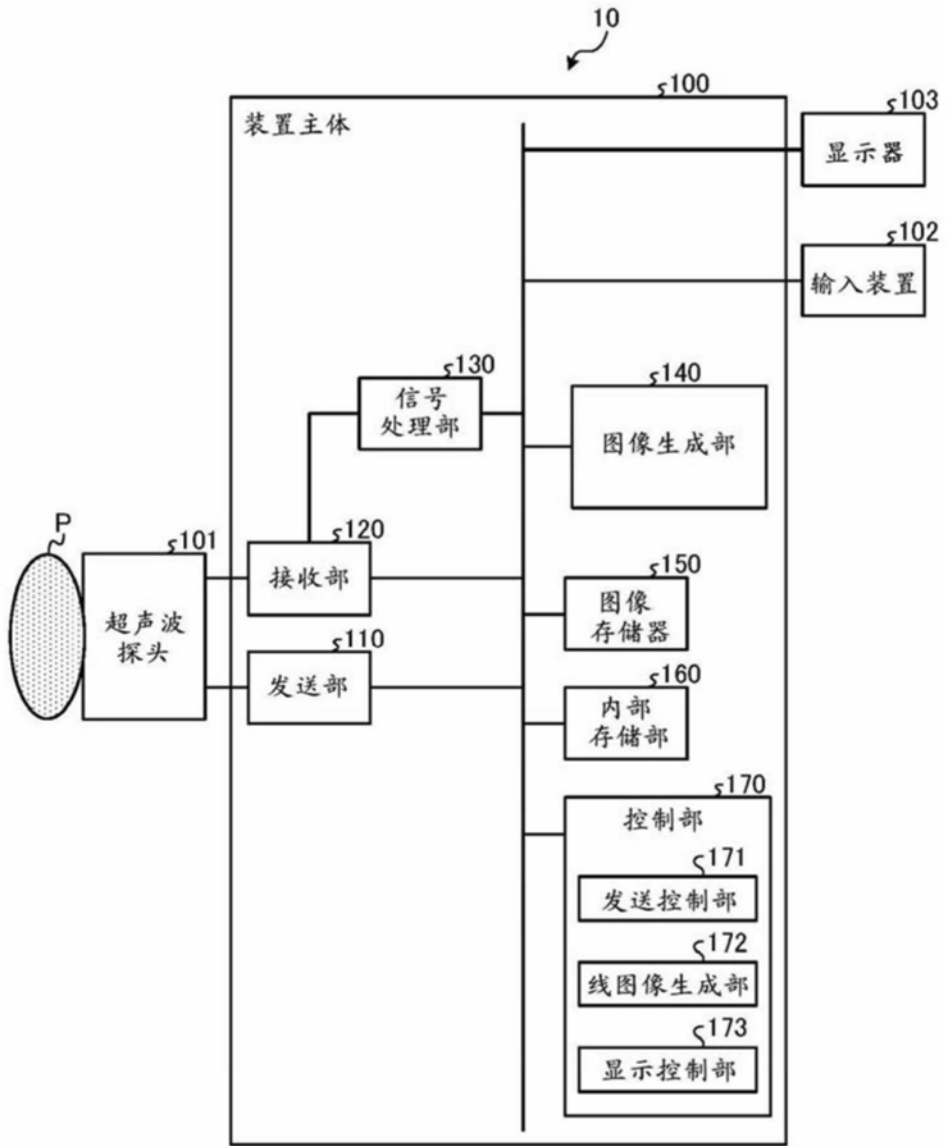


图1

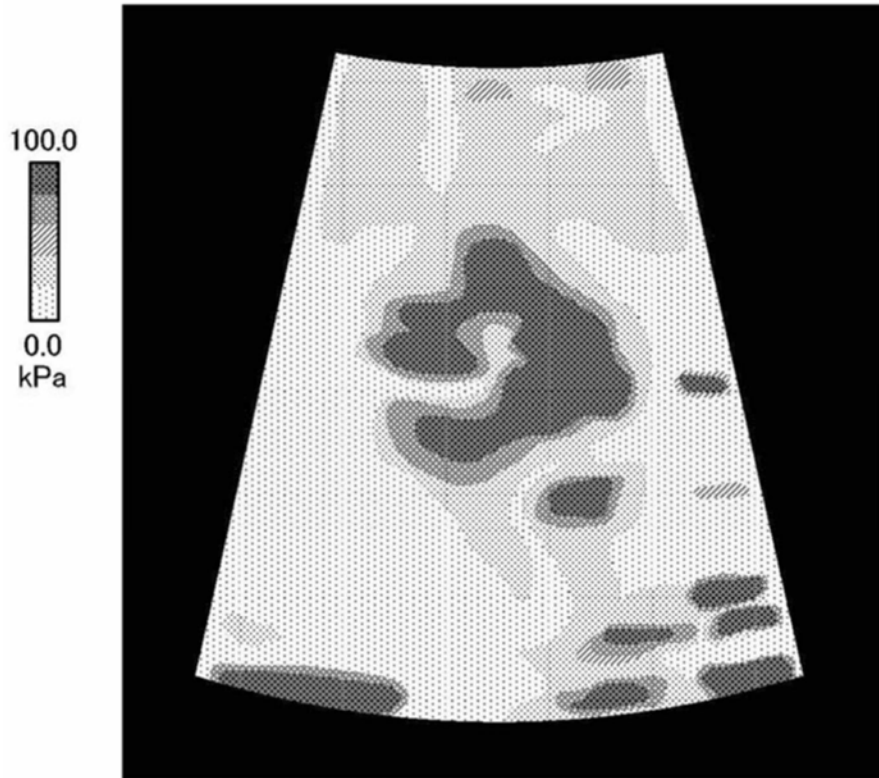


图2

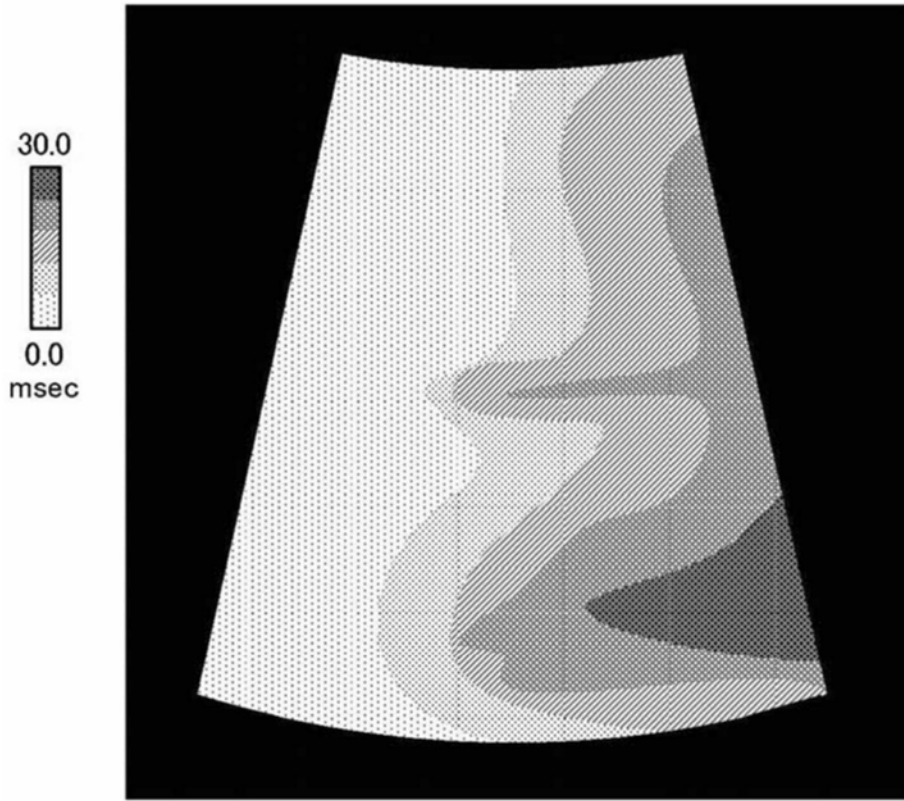


图3

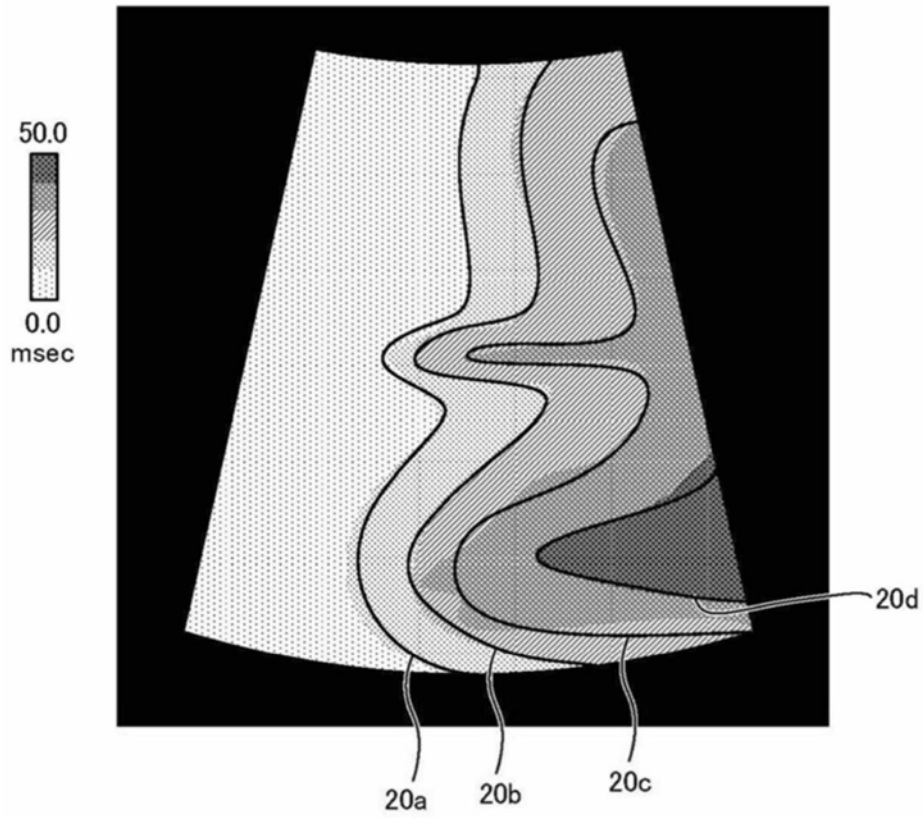


图4

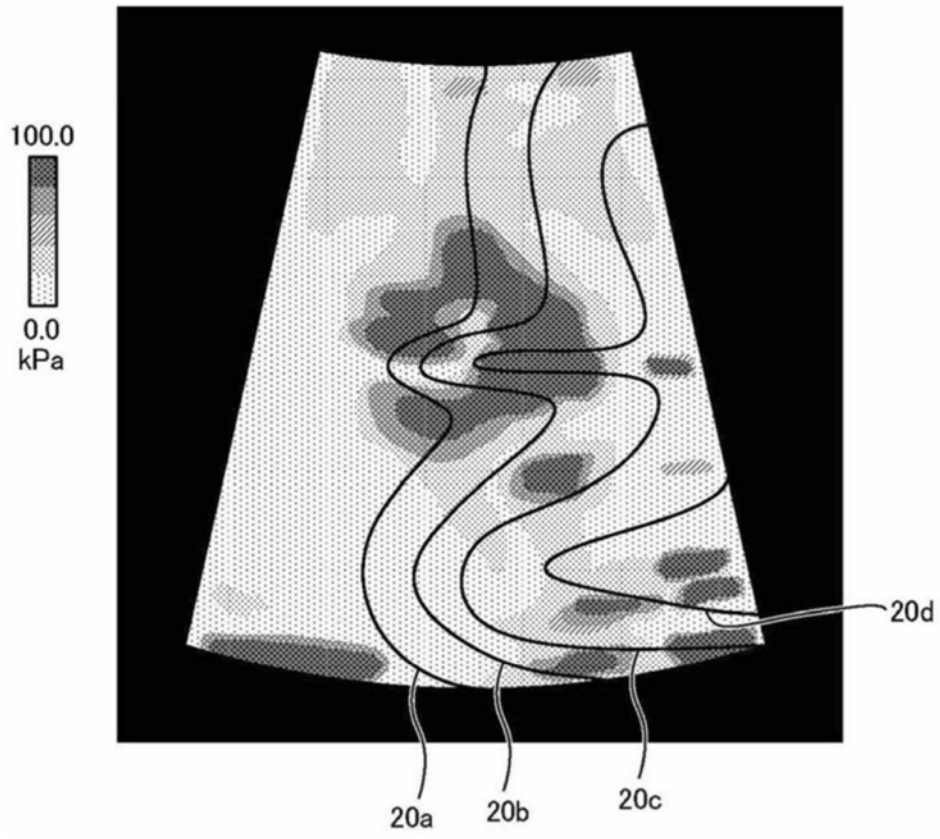


图5

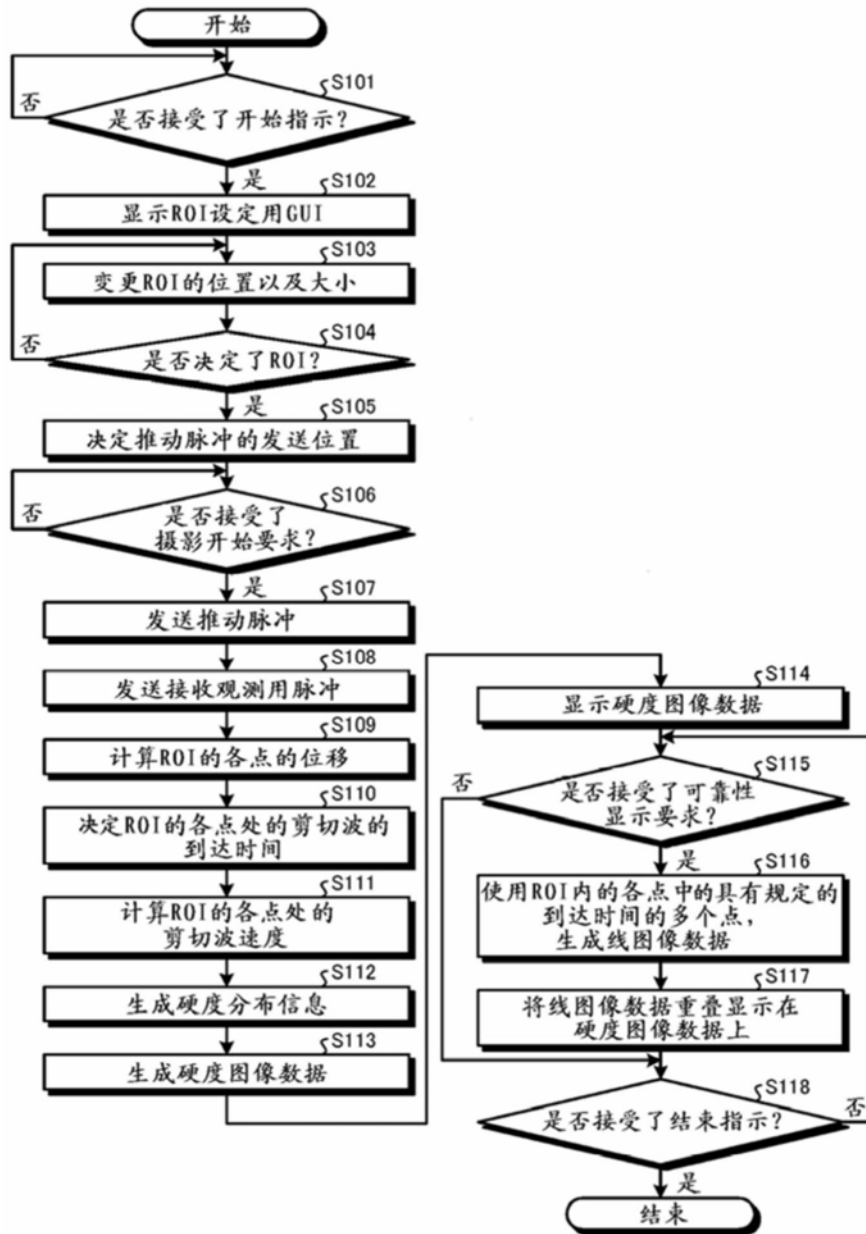


图6

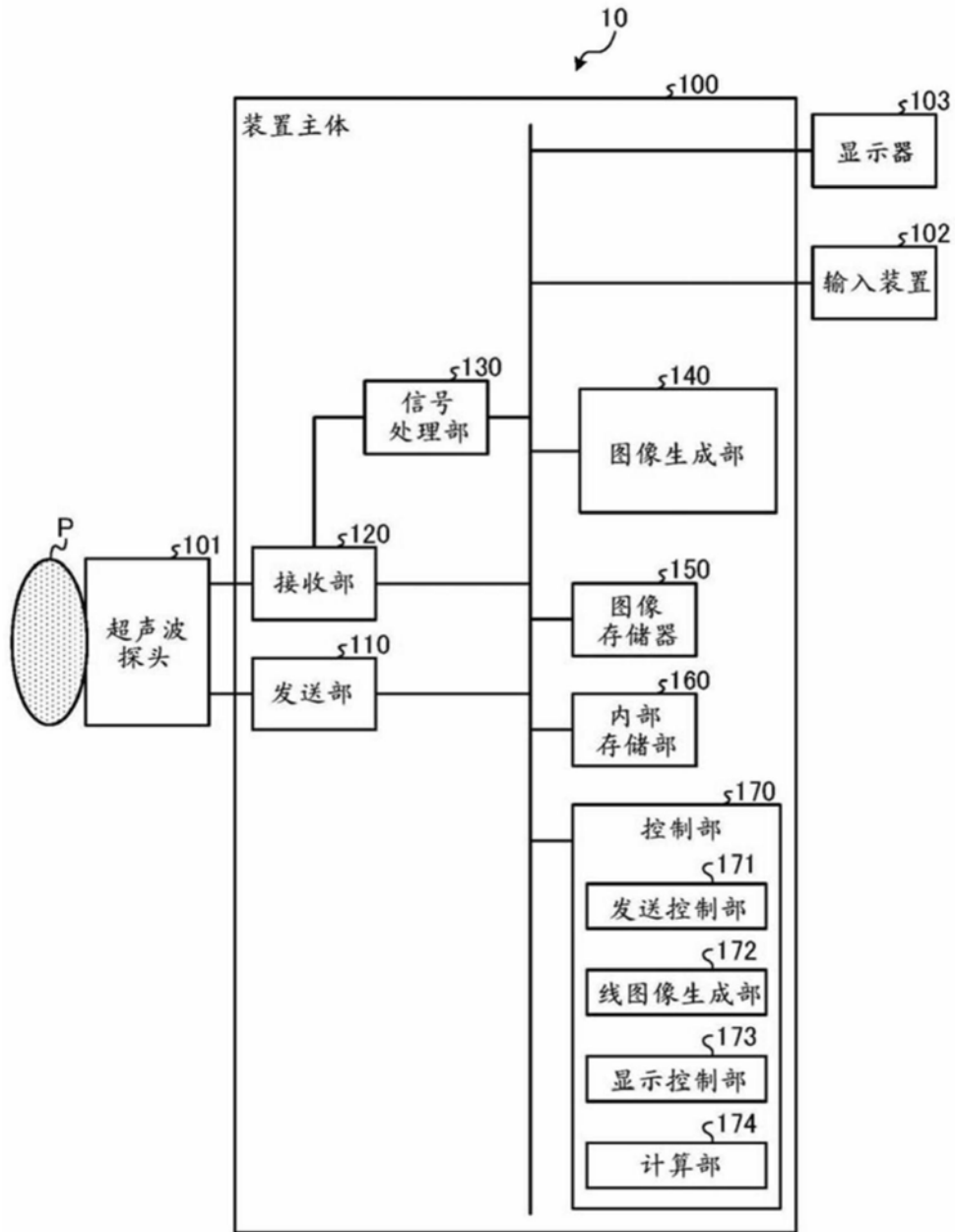


图7

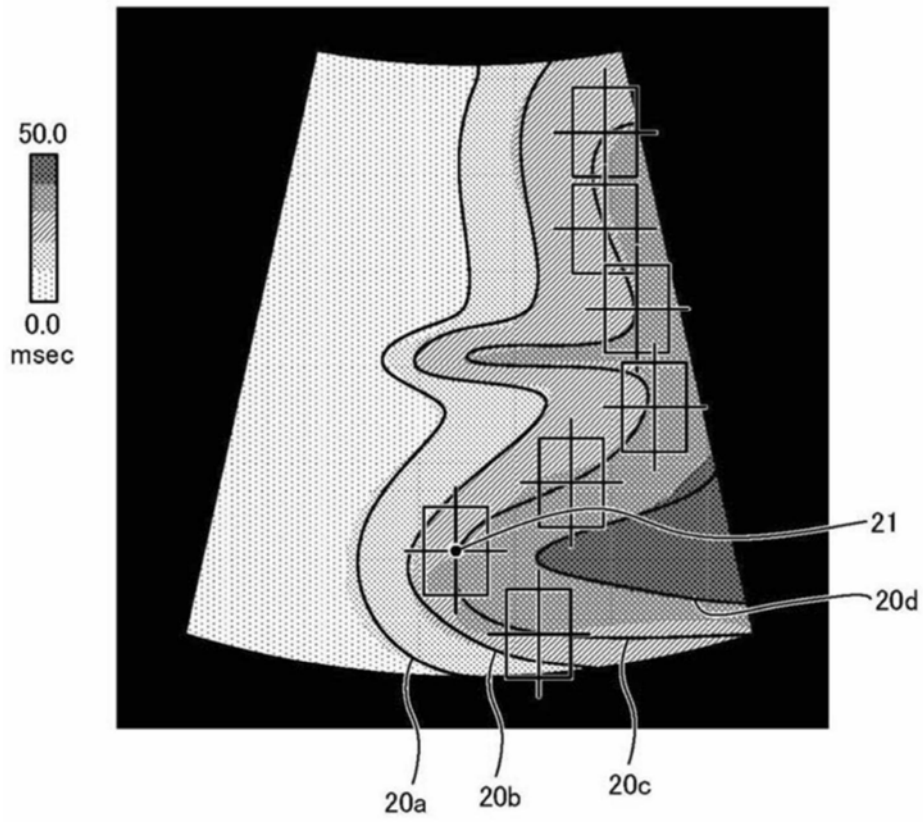


图8

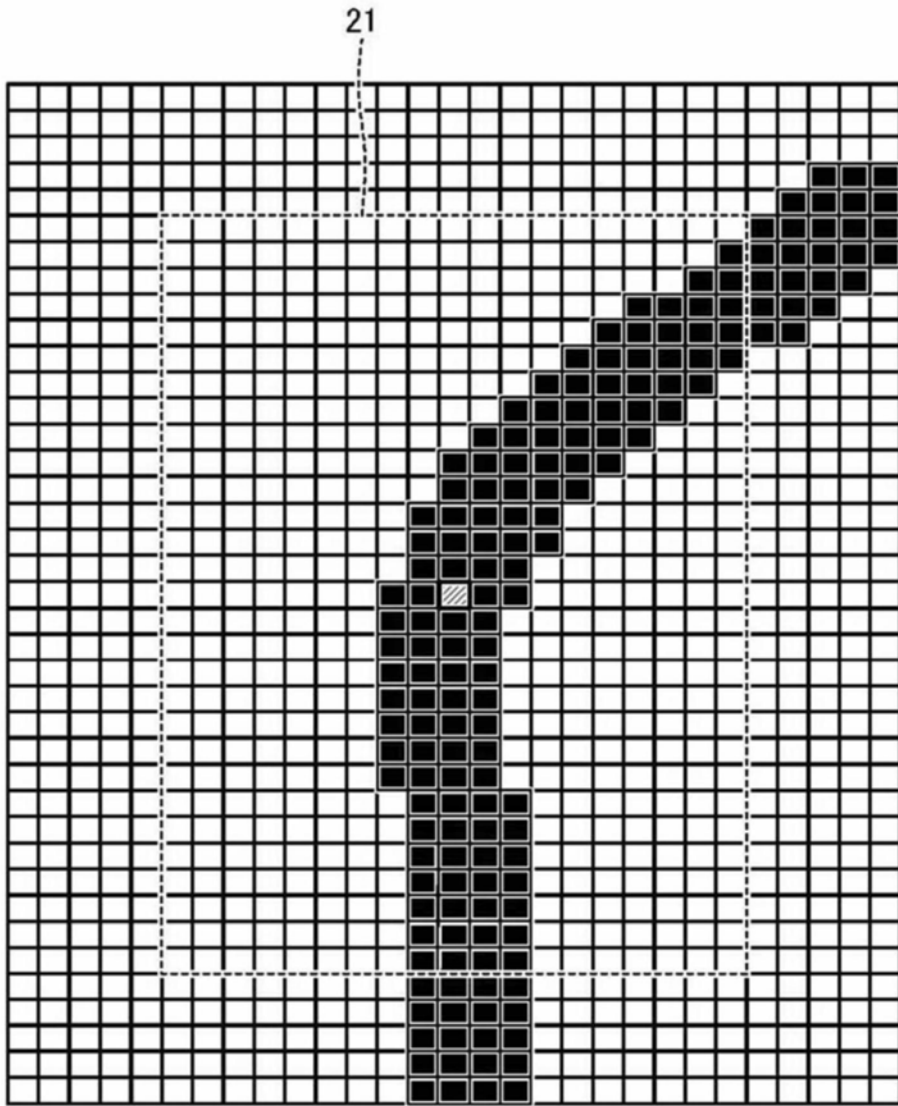


图9

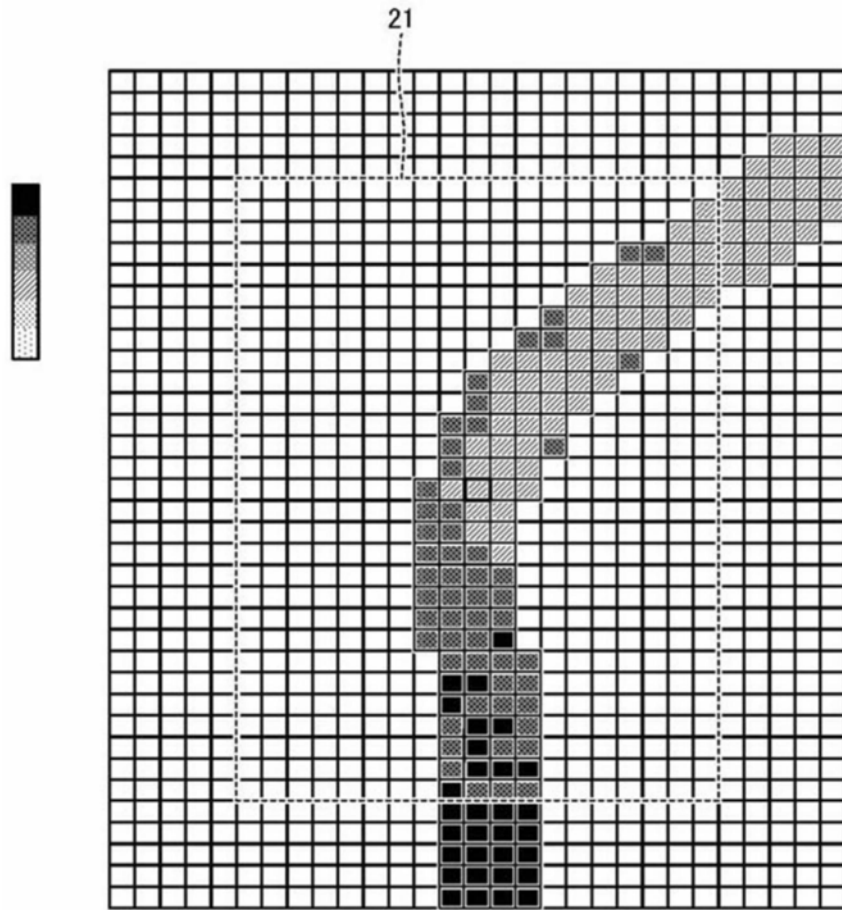


图10

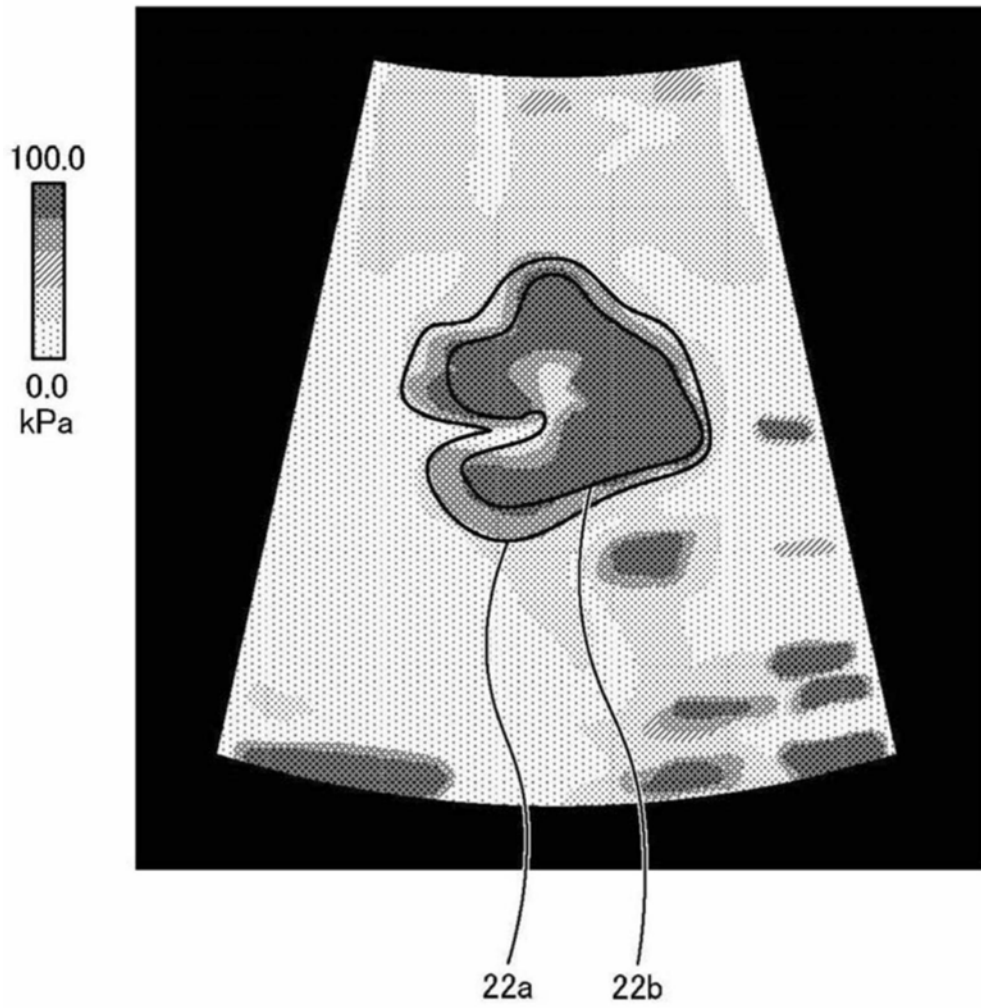


图11

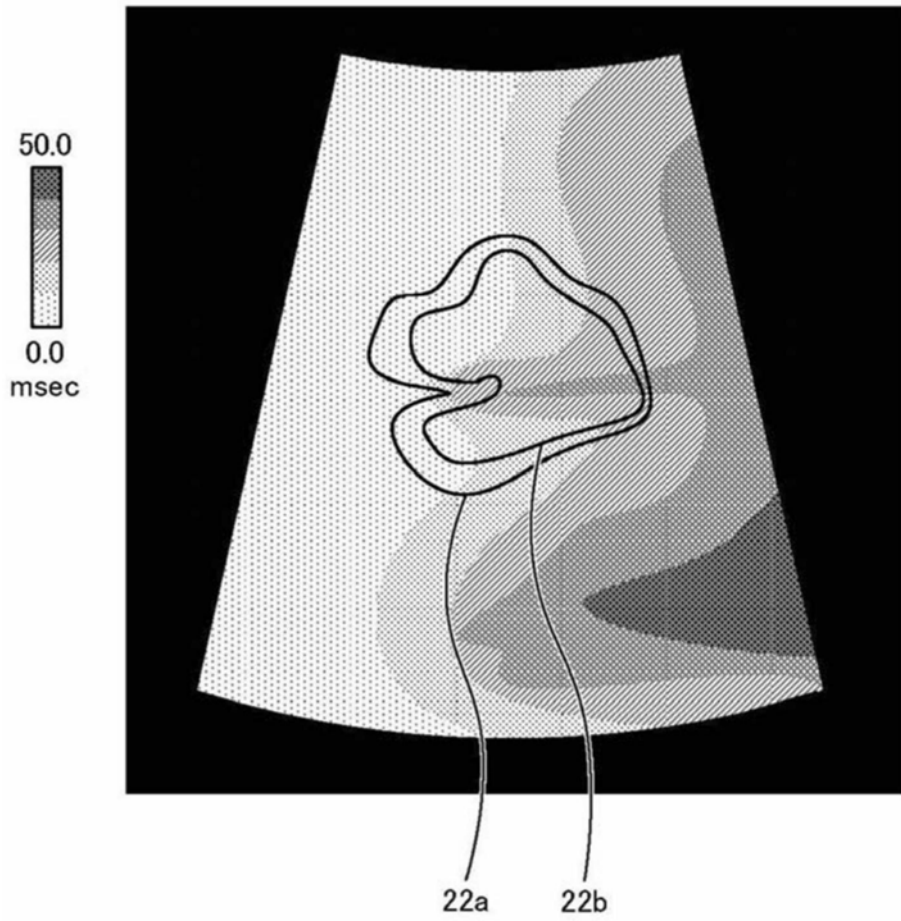


图12

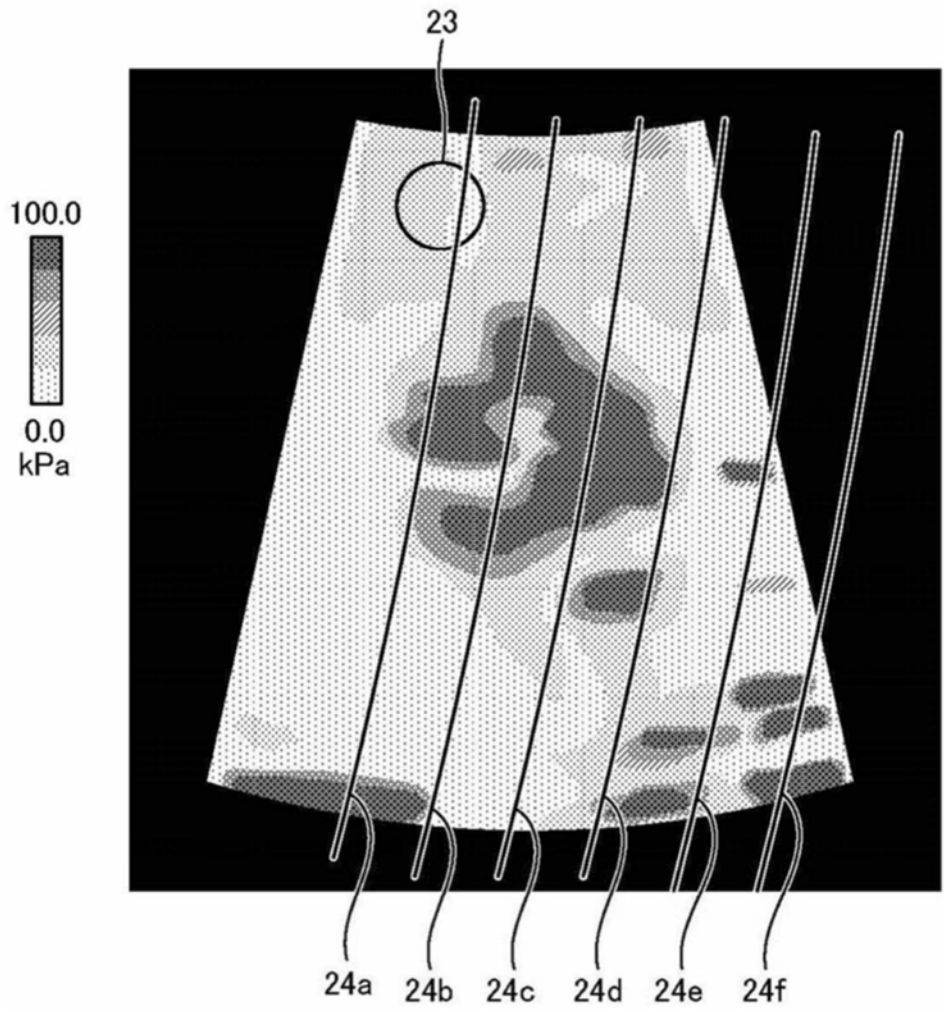


图13

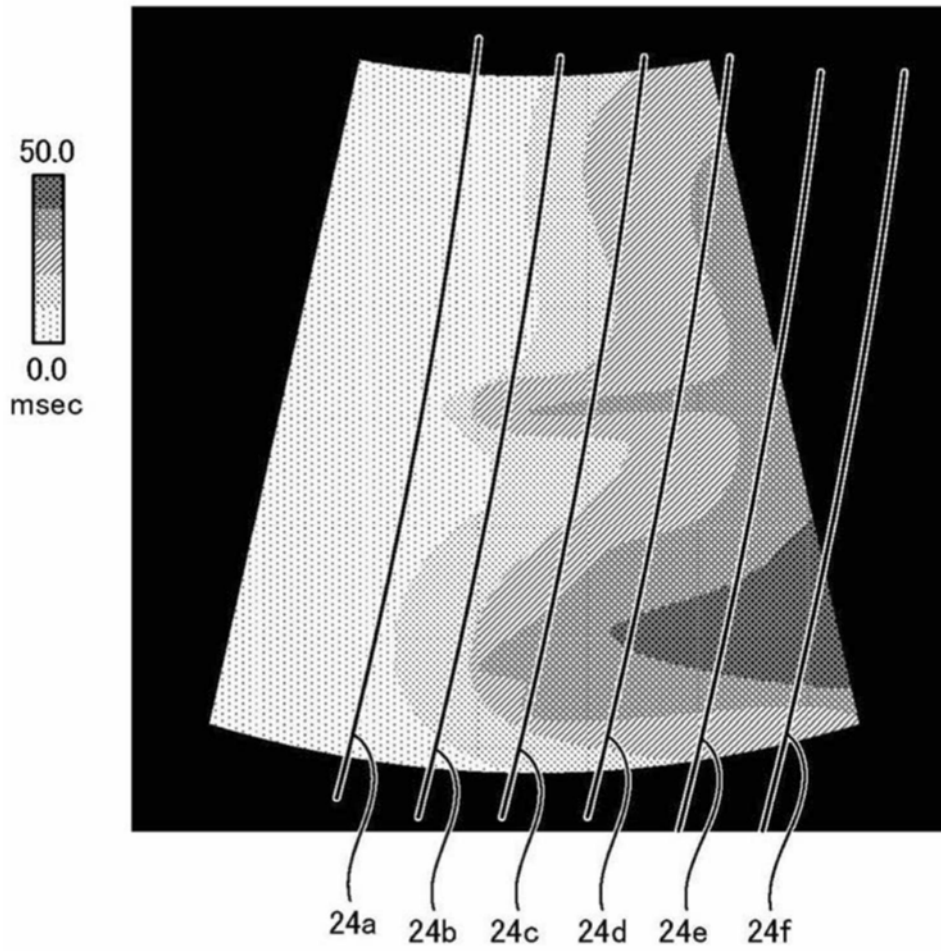


图14

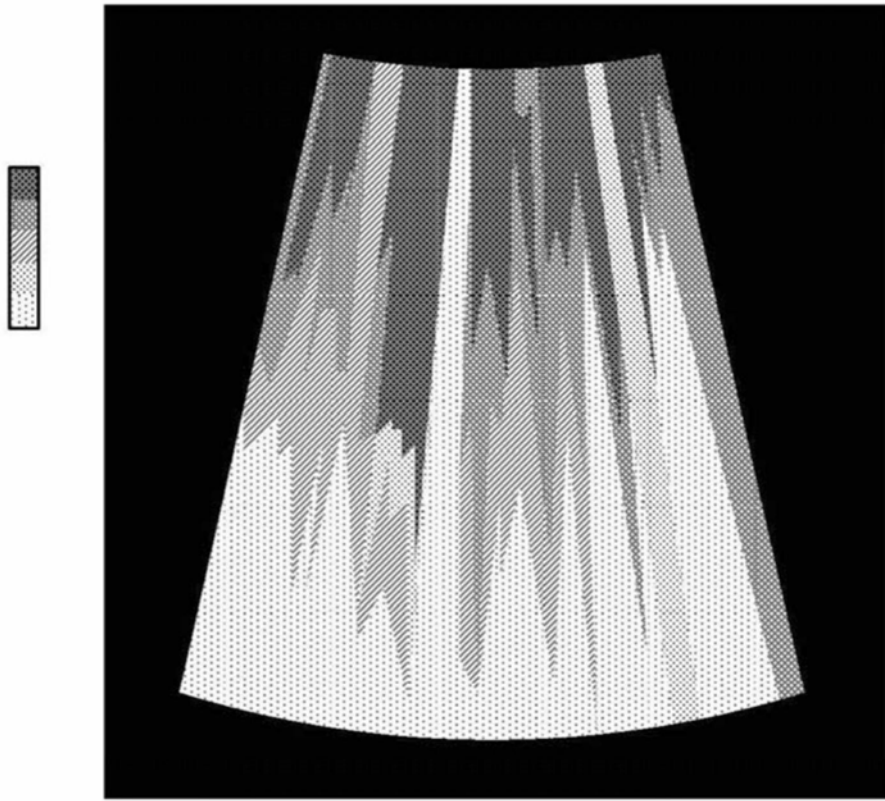


图15

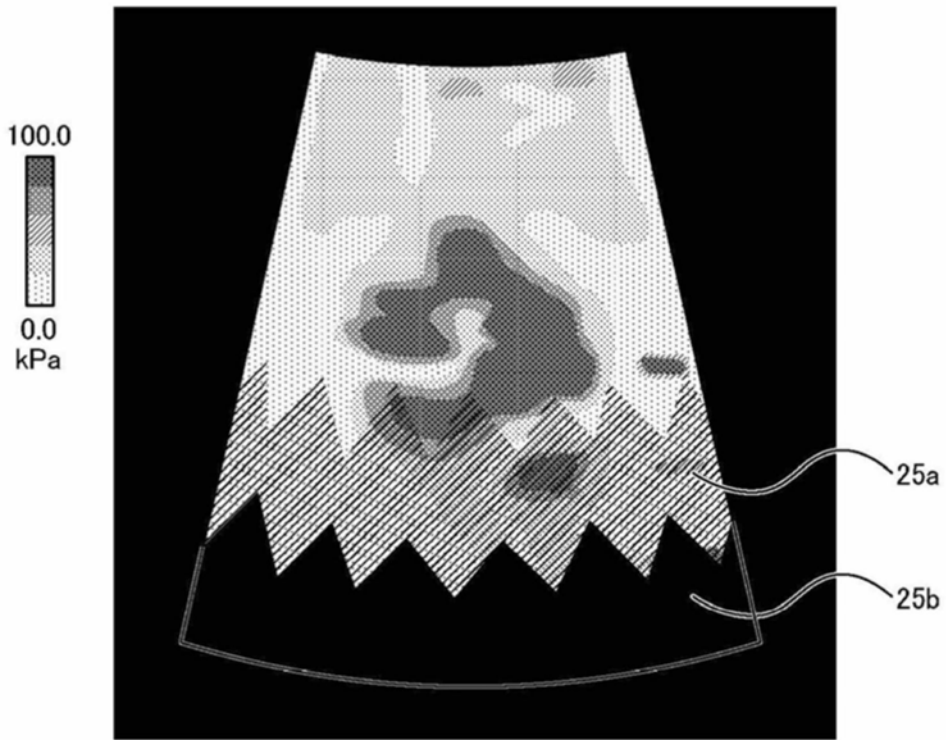


图16

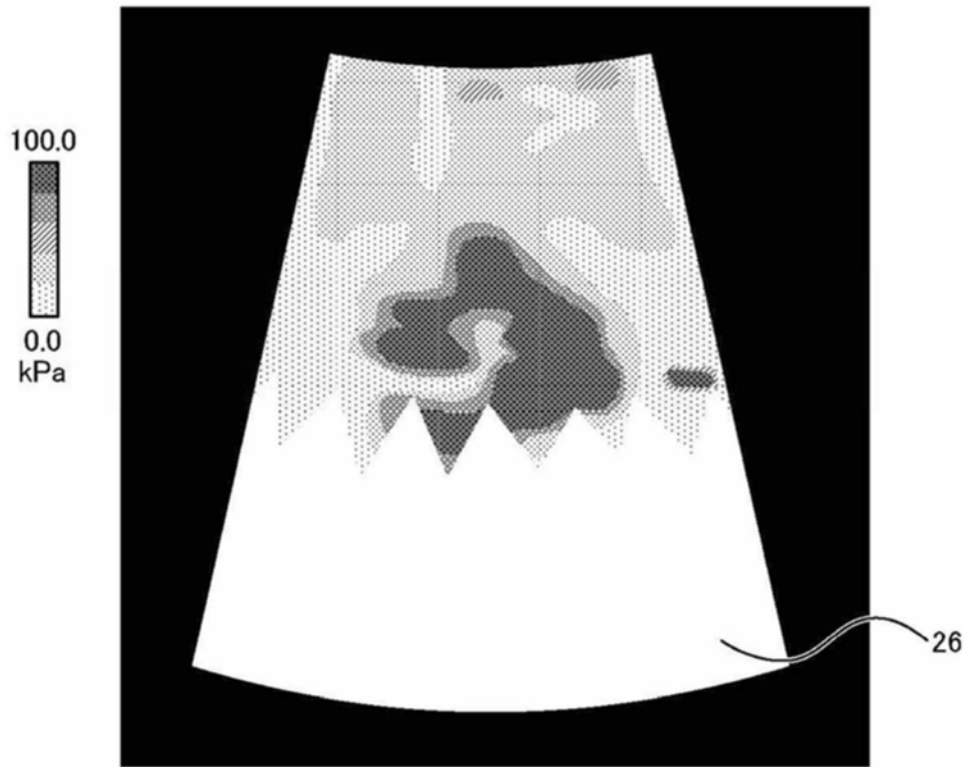


图17

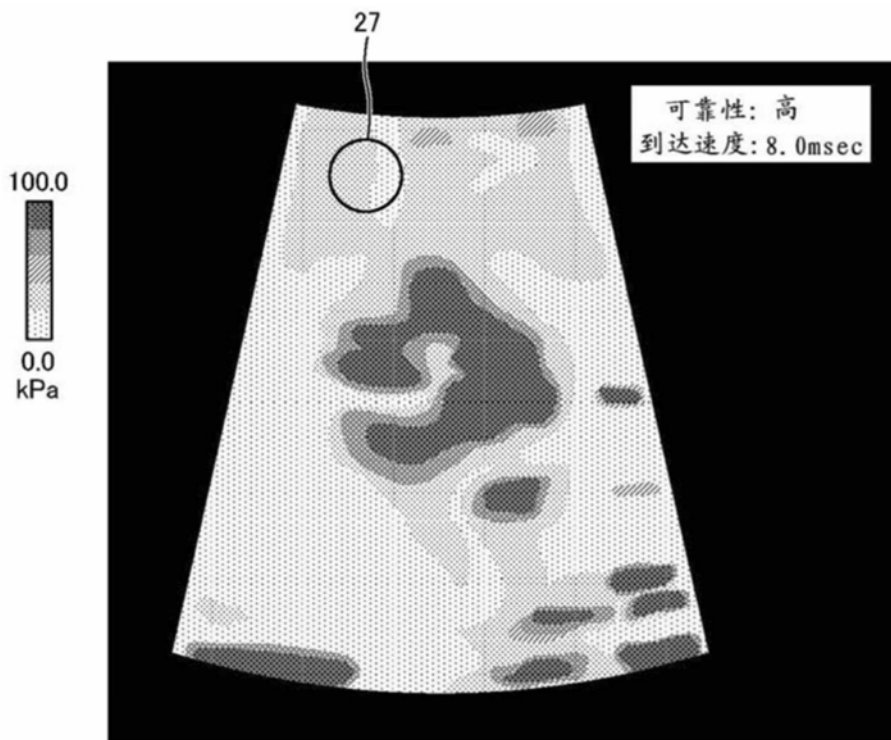


图18

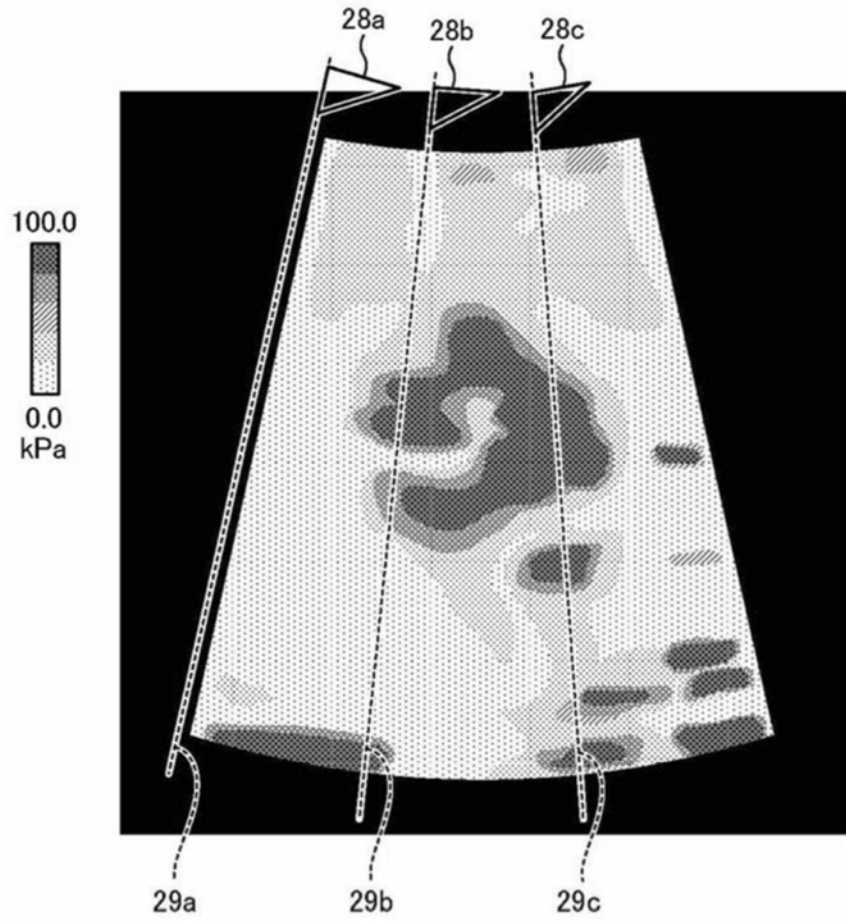


图19

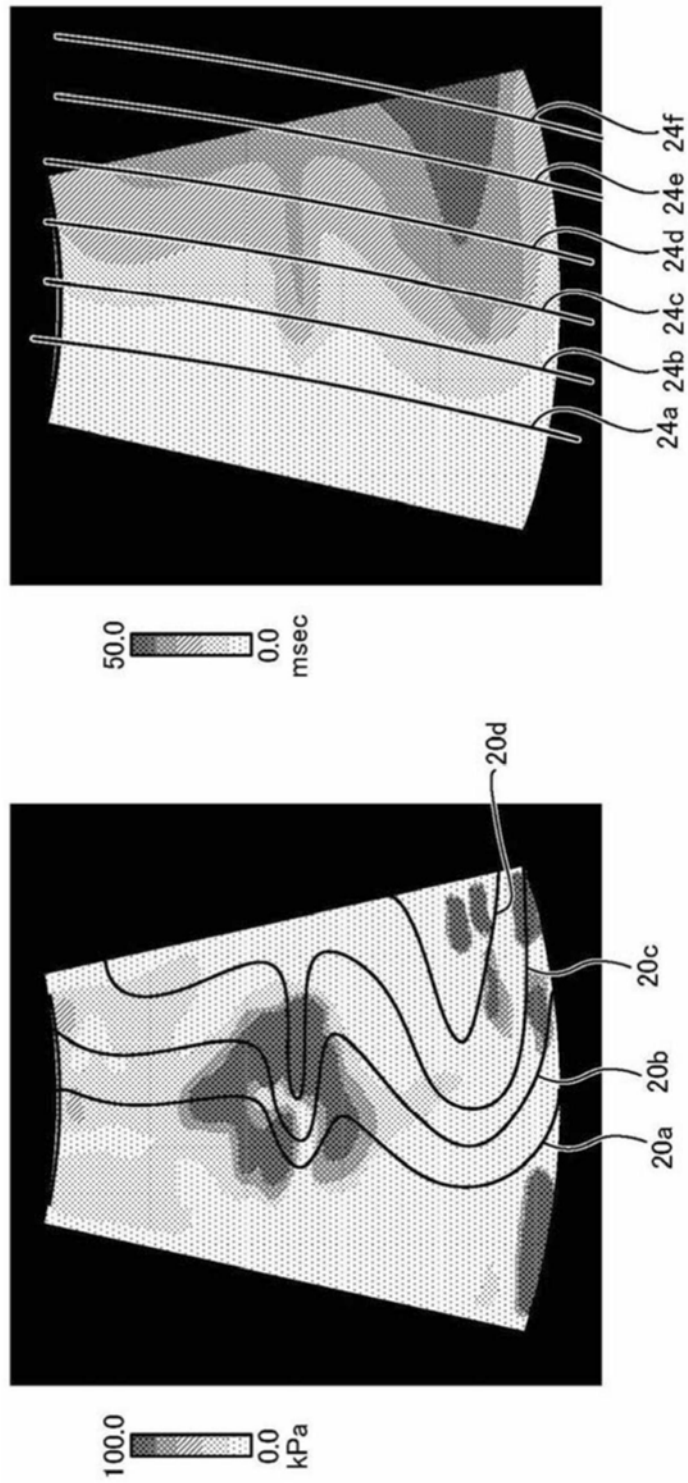


图20

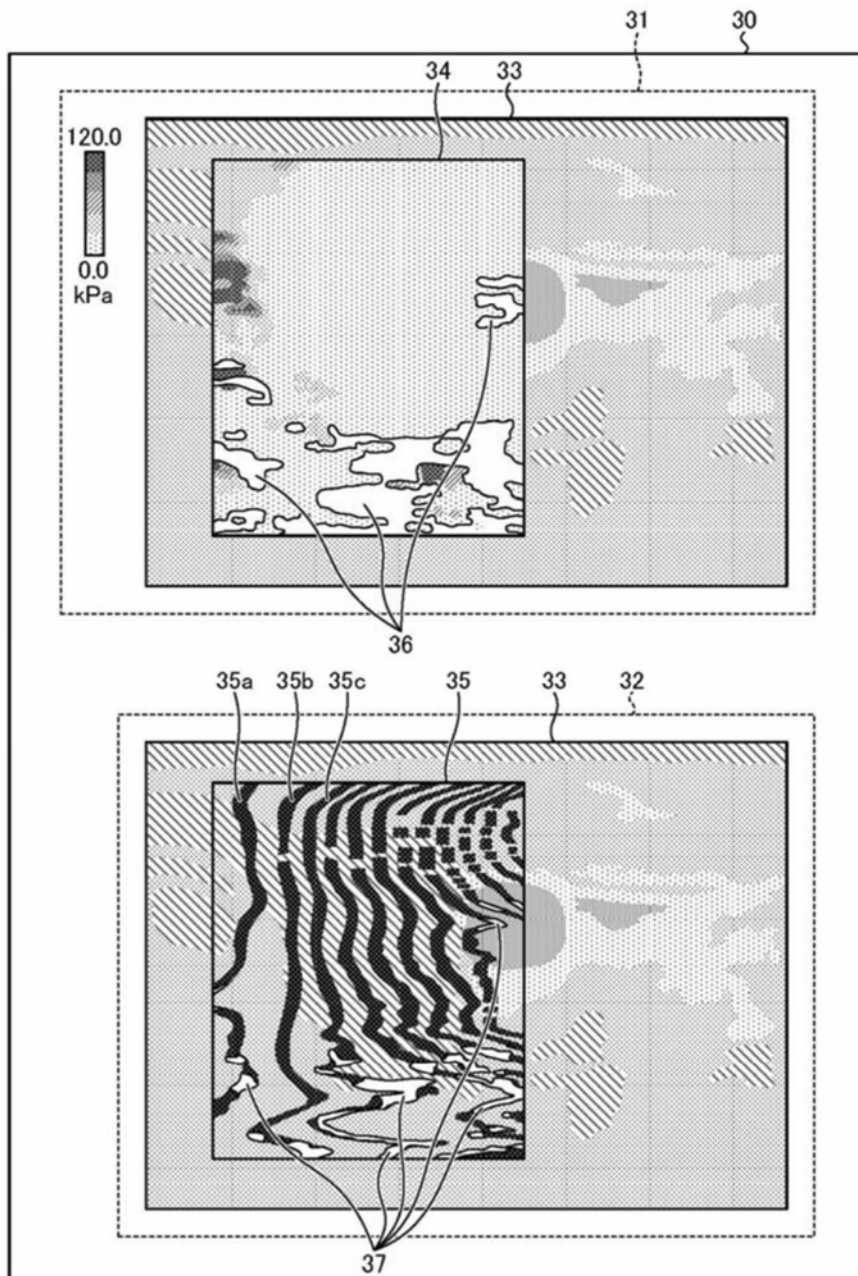


图21

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	CN107252322B	公开(公告)日	2020-06-05
申请号	CN2017110422013.1	申请日	2014-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	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	渡边正毅 金山侑子 川岸哲也 武藤义美 后藤英二 栗田康一郎 福田省吾		
发明人	渡边正毅 金山侑子 川岸哲也 武藤义美 后藤英二 栗田康一郎 福田省吾		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5253 G01S7/52022		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013258666 2013-12-13 JP		
其他公开文献	CN107252322A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法，能够在超声波图像上表示生物体组织的硬度的可靠性。发送部从超声波探头发送基于声辐射力使生物体组织发生位移的位移发生用超声波，从超声波探头发送对基于位移发生用超声波而发生的规定的扫描区域内的生物体组织的位移进行观测的观测用超声波。接收部根据由超声波探头接收到的反射波生成反射波数据。图像生成部根据反射波数据，在多个时相计算出扫描区域内的多个位置每一处的位移，分别在多个位置决定计算出的位移为大致最大的时相，生成对多个位置中的所决定的时相大致相同的位置彼此进行表示的图像数据。显示控制部将基于图像数据的图像重叠显示于与包含扫描区域的区域对应的医用图像。

