



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103347450 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201180066724. 0

代理人 齐秀凤

(22) 申请日 2011. 12. 28

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006. 01)

2011-023152 2011. 02. 04 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 100512762 C, 2009. 07. 15, 说明书第3页  
第11行到说明书第8页第4行, 图1.

2013. 08. 02

CN 101912278 A, 2010. 12. 15, 说明书第21

(86) PCT国际申请的申请数据

段.

PCT/JP2011/080448 2011. 12. 28

US 2010016718 A1, 2010. 01. 21, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2009216119 A1, 2009. 08. 27, 全文.

W02012/105152 JA 2012. 08. 09

JP 2003210460 A, 2003. 07. 29, 全文.

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

US 2010106018 A1, 2010. 04. 29, 全文.

地址 日本东京都

US 2010016722 A1, 2010. 01. 21, 全文.

(72) 发明人 田原麻梨江 东隆 吉川秀树

WO 2007111765 A3, 2008. 08. 14, 全文.

桥场邦夫

JP 4601413 B2, 2010. 12. 22, 全文.

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任  
公司 11021

审查员 高瑞玲

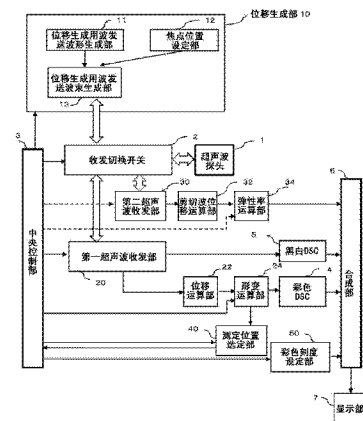
权利要求书2页 说明书23页 附图21页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及方法

(57) 摘要

在基于剪切波生成的弹性率测量中, 提供一种能够高精度地、确保安全性、且在较广的范围中进行弹性率测定的超声波诊断装置。超声波诊断装置具有: 超声波探头 (1), 其收发来自生物体内的回波信号; 形变运算部 (24), 其辐射第一位移检测用波束, 波接收来自生物体的回波信号, 计算区域1内的形变信息; 测定位置选定部 (40), 其基于形变信息, 将包含在区域1的内部的比区域1小的区域2设为弹性率测定位置; 位移生成部 (10), 其对生物体内辐射作为位移生成用波发送波束的聚焦波束, 使组织发生位移; 弹性率运算部 (34), 其辐射第二位移检测用波束, 波接收来自生物体的回波信号, 检测由聚焦波束产生的剪切波的位移, 并计算区域2内的弹性率; 以及显示部 (7), 其显示基于区域1内的形变信息的形变图像以及弹性率。显示部 (7) 也显示用来表示所显示的形变图像的显示范围中的弹性率的彩色刻度。



CN 103347450 B

1. 一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置具有:

形变运算部,其辐射第一位移检测用波束,并基于接收到的来自上述被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;

测定位置选定部,其基于上述形变信息,在上述区域 1 内从形变的分布均一的区域之中选定用于检测弹性率的弹性率检测位置;

位移生成部,其对根据上述弹性率检测位置而决定的上述被检体内的焦点位置辐射聚焦波束,使上述被检体内的组织发生位移;

弹性率运算部,其辐射第二位移检测用波束,基于接收到的来自上述被检体的回波信号,来检测由上述聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测包含在上述区域 1 的内部的区域 2 内的弹性率;以及

显示部,其显示基于上述形变信息的形变图像和上述弹性率。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述测定位置选定部选定一处形变的分布均一的弹性率检测位置,

根据所选定的上述弹性率检测位置来决定照射上述聚焦波束的不同的 2 个上述焦点位置。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述位移生成部具有:波发送波束时间设定部,其设定上述聚焦波束的波发送时间,

上述波发送波束时间设定部一面使向不同的 2 个上述焦点位置照射的上述聚焦波束的启用/禁用切换周期相同且按照成为周期或相位的线性调频信号的方式使上述启用/禁用切换周期变化,一面设定上述波发送时间。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述测定位置选定部选定多处形变的分布均一的弹性率检测位置,

根据在上述测定位置选定部中选定的多处上述弹性率检测位置来决定照射上述聚焦波束的至少一个上述焦点位置。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述测定位置选定部能够在操作者观看显示在上述显示部中的图像的同时选择上述弹性率检测位置。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示部显示用来表示所显示的上述形变图像的显示范围中的上述弹性率的彩色刻度。

7. 一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置具备:

形变运算部,其辐射第一位移检测用波束,并基于接收到的来自上述被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;

测定位置选定部,其基于上述形变信息,选定包含在上述区域 1 的内部的区域 2;

位移生成部,其向根据上述区域 2 而决定的上述被检体内的焦点位置辐射聚焦波束,使上述被检体内的组织发生位移;以及

弹性率运算部,其辐射第二位移检测用波束,基于接收到的来自上述被检体的回波信

号,来检测由上述聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测上述区域 2 内的弹性率。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述测定位置选定部在选定上述区域 2 时,求取上述区域 1 内的形变的分布的标准偏差或者最大值与最小值之差比某阈值小的位置。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述弹性率运算部使用上述区域 2 内的弹性率、以及上述区域 2 内的上述形变信息来计算应力,并根据上述区域 1 内的上述形变信息、以及上述应力来计算上述区域 1 的上述弹性率。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备显示部:其显示基于上述形变信息的形变图像和上述弹性率,

对于上述测定位置选定部,操作者能够基于显示在上述显示部中的上述形变图像来选定上述区域 2。

11. 一种超声波显示方法,使用向被检体发送超声波波束并接收来自被检体的回波信号的超声波探头,基于接收到的该回波信号将图像显示在显示部中,在该超声波显示方法中,

辐射第一位移检测用波束,并接收来自被检体的回波信号,计算第一区域内的形变信息,在所述显示部中显示基于计算出的上述形变信息的形变图像,

基于上述形变信息,在上述第一区域内从形变的分布均一的区域之中选定用于检测弹性率的弹性率检测位置,

对根据上述弹性率检测位置而决定的上述被检体内的焦点位置辐射聚焦波束,使上述被检体的组织发生位移,辐射第二位移检测用波束,接收来自上述被检体的回波信号,检测由上述聚焦波束产生的剪切波的位移,

基于上述剪切波的位移,计算包含在上述第一区域中的第二区域内的弹性率,并在上述显示部中显示计算出的上述弹性率。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波显示方法,其特征在于,

在选定辐射上述第二位移检测用波束的上述第二区域时,基于上述显示部中所显示的上述形变图像,从上述形变信息均一的场所进行选定。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波显示方法,其特征在于,

在上述显示部中显示用来表示所显示的上述形变图像的显示范围中的上述弹性率的刻度。

## 超声波诊断装置及方法

[0001] 技术区域

[0002] 本发明涉及通过超声波收发来诊断被检体的超声波诊断装置,特别涉及对被检体内部的硬度的差异进行检测的超声波诊断技术。

### 背景技术

[0003] 作为被检体即生物体的乳腺癌和肝硬化、血管疾病等的诊断方法,替代医生的触诊的方法,存在根据超声波回波信号来诊断被检体内部的硬度(形变、弹性系数等)的方法(弹性成像技术:elastography)。在基于弹性成像技术的硬度的诊断中,研究者将超声波探头推压至被检体表面进行压迫,使生物体内部的组织发生位移(以下,将其称为现有方式)。根据因压迫导致的生物体组织在压缩前后的回波信号来估计压缩方向的位移,求取位移的空间微分量即形变,并进行图像化。在该方法中,作为摄像对象,虽然对于存在于来自体表的压迫较为容易的部位的脏器(例如乳腺等)来说是及其有效的方法,但是也有时不一定对所有的摄像对象有效。例如,作为体表和肝脏之间的中间层,由于存在滑动面,所以产生足够的位移这样的压迫较为困难。此外,在现有方式中,在想要估计弹性率的情况下,边界条件虽然是必要的,但是如果存在滑动面,则边界条件变复杂,弹性率的估计较为困难。

[0004] 因此,存在以下技术,即,使用作为位移生成用波发送波束的聚焦波束,对被检体内部施加辐射压力,抑制中间层的影响来使对象组织位移,从而进行硬度的诊断。例如,存在专利文献1中记载的ARFI(Acoustic Radiation Force Impulse)成像(Imaging)。在该技术中,或者对在聚焦波束的前进方向上产生的组织的位移量进行图像化,或者根据伴随焦点处的组织位移而在与聚焦波束的前进方向相垂直的方向上产生的剪切波(shear wave)的传播速度的估计来对剪切波传播区域内的平均的剪切弹性率这样的弹性系数(以下,称为弹性率)进行测定并图像化。如果使用基于剪切波生成的弹性率测量技术,则除了降低上述滑动面等的中间层的影响这样的效果以外,由于通过超声波使组织位移,因此还可期待对手上的技术依赖少的诊断。

[0005] 此外,在专利文献2中,示出了以下方法,即,在摄像视野内的多个位置进行弹性率的测量,通过将现有方式中得到的密集的形变分布(硬度的相对值)和松散的弹性率(硬度的绝对值)建立关联,从而能够对密集的弹性率分布进行图像化。通常,称为绝对值的用语有以下,表示取了正负号后的值即距0的距离的情况、和作为相对值的反义词而称为绝对值这样的用语,在本说明书中,主要使用绝对值这样的用语来作为相对于相对值的反义词。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:美国专利公开 US2004/068184

[0009] 专利文献2:日本特开 2009-201989 号公报

## 发明内容

[0010] 发明要解决的课题

[0011] 一般,剪切波的衰减量比纵波的衰减量大。在基于每一处的剪切波生成而进行的弹性率测量中,在向一个焦点照射聚焦波束时,能够测定弹性率的区域被限制在剪切波的传播距离(5~10mm左右)的范围内。在比该范围更广的区域中测定弹性率的情况下,需要在希望区域内的多处进行基于剪切波生成的弹性率测量。另一方面,在基于每一处的剪切波生成而进行的弹性率测量中,聚焦波束的照射时间(数100 $\mu$ s~1ms)与B模式像中使用的超声波波束的照射时间相比,要长数100~数1000倍,此外,生物体组织和超声波探头的温度上升与照射时间成正比。因此,与测定B模式像的时候相比,温度上升相关的安全性降低。为了在较广的区域中抑制温度上升来安全地进行弹性率的测定,使弹性率测量的时间的间隔足够大即可(1~2秒),但是如果增大弹性率测量的时间间隔,则帧频(每单位时间的画面的更新次数)降低。如果帧频降低,则被检体的体动的影响变大,由于断层面的偏移、压迫造成的形变产生,从而弹性率测量的精度降低。如以上,在基于剪切波生成的弹性率测量中,抑制以安全性确保为目的的帧频降低并且在较广的范围中进行弹性率测定的技术就成为了课题。

[0012] 根据上述专利文献2的技术,虽然能够提高安全性,并且能够进行较广范围的弹性率的测定,但是在专利文献2中,针对进行弹性率的测量的位置(产生剪切波的位置)的选定方法并没有公开。如果在每一处的弹性率测量的区域内包括多个硬度的情况下,测定的弹性率成为平均的值,测定精度降低。为了提高测定精度,需要增加弹性率的测定处,而由于测定点数的增加,帧频会降低。根据以上事项,需要选定能够高精度地进行弹性率的测定的最佳位置,并以尽可能少的次数来进行弹性率测量。

[0013] 本发明的目的在于,解决上述课题,提供一种通过在选择最适于被检体的弹性率的测定的部位后进行弹性率的测定从而能够进行弹性率测定的高精度化的超声波诊断装置、以及超声波显示方法。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 为了达成上述目的,在本发明中,提供一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置的特征在于,具备:形变运算部,其辐射第一位移检测用波束,并基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,计算区域1内的形变信息;位移生成部,其对被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;弹性率运算部,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测包含在区域1的内部的区域2内的弹性率;以及显示部,其显示基于形变信息的形变图像和弹性率。

[0016] 此外,为了达成上述目的,在本发明中,提供一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置的特征在于,具备:形变运算部,其辐射第一位移检测用波束,并基于波接收到的来自上述被检体的回波信号,计算区域1内的形变信息;测定位置选定部,其基于形变信息,选定包含在区域1的内部的区域2;位移生成部,其向被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;以及弹性率运算部,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测区域2内的弹性率。

[0017] 进一步地,为了达成上述目的,在本发明中,提供一种超声波显示方法,使用向被检体发送超声波波束并接收来自被检体的回波信号的超声波探头,基于接收到的该回波信号将图像显示在显示部中,该超声波显示方法的特征在于,辐射第一位移检测用波束,并接收来自被检体的回波信号,计算第一区域内的形变信息,在显示部中显示基于计算出的形变信息的形变图像,对被检体内辐射聚焦波束,使被检体的组织发生位移,辐射第二位移检测用波束,接收来自被检体的回波信号,检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并基于剪切波的位移,计算包含在第一区域中的第二区域内的弹性率,在显示部中显示计算出的弹性率。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明,能够提供一种对基于形变信息的形变图像、和通过剪切波生成而得到的弹性率进行合成显示的混合方式的高精度的超声波诊断装置、方法。此外,通过将基于剪切波产生的弹性率的测量处设定为一处,能够提供安全性高的超声波诊断装置、超声波显示方法。

## 附图说明

[0020] 图 1 是表示实施例 1 涉及的超声波诊断装置的整体系统构成的图。

[0021] 图 2 是说明实施例 1 涉及的基于形变信息的形变图像的显示方法的图。

[0022] 图 3 是表示实施例 1 涉及的混合方式的处理流程的图。

[0023] 图 4 是说明实施例 1 涉及的弹性率测定位置的选择方法的图。

[0024] 图 5 是说明实施例 1 涉及的超声波的波束形成 (beam forming) 的图。

[0025] 图 6 是表示实施例 1 涉及的超声波探头的测定图的图。

[0026] 图 7 是说明实施例 1 涉及的剪切波的传播速度的估计方法的图。

[0027] 图 8 是表示实施例 1 涉及的弹性率和形变的关系的图。

[0028] 图 9 是说明实施例 1 涉及的弹性率图像的显示方法的图。

[0029] 图 10 是表示实施例 2 涉及的超声波诊断装置的整体系统构成的图。

[0030] 图 11 是表示实施例 2 涉及的超声波探头的测定图的图。

[0031] 图 12 是说明实施例 2 涉及的超声波收发序列的图。

[0032] 图 13 是表示实施例 2 涉及的剪切波穿透 (penetration) 的图。

[0033] 图 14 是说明实施例 2 涉及的剪切波的位移方向和剪切波的传播方向的图。

[0034] 图 15 是说明实施例 2 涉及的 2 焦点的距离和温度上升之间的关系图。

[0035] 图 16 是表示实施例 2 涉及的基于瞬态快速扫描法 (burst chirp) 的灵敏度 / 安全性重视的示意图。

[0036] 图 17 是表示实施例 2 涉及的混合方式的处理流程的图。

[0037] 图 18 是说明实施例 4 涉及的选定的弹性率测定位置的图。

[0038] 图 19 是说明实施例 5 涉及的内核 (kernel) 以及滤波器的大小的图。

[0039] 图 20 是表示实施例 5 涉及的弹性率和形变的关系的图。

[0040] 图 21 是表示实施例 1 的变形例 1 的超声波诊断系统的整体构成的图。

[0041] 图 22 是说明实施例 1 的变形例 2 的超声波诊断装置的照射变性生成用的超声波的图。

[0042] 图 23 是表示实施例 1 的变形例 2 的超声波诊断系统的整体构成的图。

### 具体实施方式

[0043] 以下,说明本发明的实施方式的例子。在本说明书中,由功能、单元、部等来表现由计算机的处理部执行的各功能程序。例如,将运算弹性率的程序称为弹性率运算功能、弹性率运算单元、弹性率运算部等。此外,如上所述,在本说明书中,将对基于形变信息的形变图像和通过剪切波生成而测量的弹性率进行合成的方式称为混合方式。

[0044] (实施例 1)

[0045] 实施例 1 关于一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置具有:形变运算部 24,其辐射第一位移检测用波束,并基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;位移生成部 10,其对被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;弹性率运算部 34,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测包含在区域 1 的内部的区域 2 内的弹性率;以及显示部 7,其显示基于形变信息的形变图像和弹性率。

[0046] 此外,本实施例关于一种超声波诊断装置,在上述超声波诊断装置中,具有测定位置选定部 40,该测定位置选定部 40 基于形变信息,来选定检测弹性率的至少一个弹性率检测位置;照射聚焦波束的至少一个焦点位置根据由测定位置选定部 40 选定的至少一个弹性率检测位置来决定;在该超声波诊断装置中,测定位置选定部 40 能够在操作者观看显示在显示部 7 中的图像的同时选择弹性率检测位置,或者在上述的超声波诊断装置中,显示部 7 显示用来表示所显示的形变图像的显示范围中的弹性率的彩色刻度(color scale)。

[0047] 进一步地,本实施例关于一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,该超声波诊断装置具备:形变运算部 24,其辐射第一位移检测用波束,并基于波接收到的来自上述被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;测定位置选定部 40,其基于形变信息,选定包含在区域 1 的内部的区域 2;位移生成部 10,其向被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;以及弹性率运算部 34,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测区域 2 内的弹性率。

[0048] 此外,进一步地,本实施例关于一种超声波诊断装置,在上述超声波诊断装置中,测定位置选定部 40 在选定区域 2 时,求取区域 1 内的形变的分布的标准偏差或者最大值与最小值之差比某阈值小的位置,在上述超声波诊断装置中,弹性率运算部 34 使用区域 2 内的弹性率、以及区域 2 内的形变信息来计算应力,并根据区域 1 内的形变信息、以及应力来计算区域 1 的弹性率,在上述超声波诊断装置中,测定位置选定部 40 在选定区域 2 时,通过以图像处理提取区域 1 内的形变分布的轮廓来进行选定,或者在上述超声波诊断装置中,还具备显示部 7,该显示部 7 显示基于形变信息的形变图像和弹性率,对于测定位置选定部 40,操作者能够基于显示在显示部 7 中的形变图像来选定区域 2。

[0049] 同样地,本实施例关于一种超声波显示方法,使用向被检体发送超声波波束并接收来自被检体的回波信号的超声波探头,基于接收到的该回波信号将图像显示在显示部中,在该超声波显示方法中,辐射第一位移检测用波束,并波接收来自被检体的回波信号,

计算第一区域内的形变信息,在显示部中显示基于计算出的形变信息的形变图像,对被检体内辐射聚焦波束,使被检体的组织发生位移,辐射第二位移检测用波束,接收来自被检体的回波信号,检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并基于剪切波的位移,计算包含在第一区域中的第二区域内的弹性率,在显示部 7 中显示计算出的弹性率。

[0050] 此外,本实施例关于一种超声波诊断方法,在上述的超声波诊断方法中,决定基于形变信息而选定的聚焦波束的焦点位置。进一步地,本实施例关于一种超声波诊断方法,在上述超声波诊断方法中,在选定辐射第二位移检测用波束的第二区域时,基于显示部中显示的形变图像,从形变信息均一的场所进行选定。此外,更进一步地,本实施例关于一种超声波诊断方法,在上述超声波诊断方法中,显示用来表示显示在显示部中的形变图像的显示范围中的弹性率的刻度。

[0051] 图 1 示出实施例 1 中的超声波诊断装置的整体系统构成的一具体例。与未图示的被检体的外皮接触使用的超声波探头 1 形成为具有超声波收发面,并与收发切换开关 2 连接,其中,该超声波收发面排列了在与被检体之间发送以及接收超声波的多个振子。中央控制部 3 是用来控制超声波诊断装置的控制部。特别地,使被检体内产生位移的位移生成部 10、收发切换开关 2、第一超声波收发部 20、形变运算部 24、第二超声波收发部 30、计算作为弹性率的弹性率的弹性率运算部 34、测定位置选定部 40、彩色刻度设定部 50 由中央控制部 3 控制。超声波探头 1 经由收发切换开关 2 而与位移生成用波发送波束生成部 13、第一超声波收发部 20、以及第二超声波收发部 30 连接。

[0052] 收发波切换开关 2 经由中央控制部 3 对超声波探头 1 与位移生成用波发送波束生成部 13、第一超声波收发部 20、以及第二超声波收发部 30 之间的连接或者进行切断,或者进行断开,这样来进行控制。位移生成用波发送波束生成部 13 生成向被检体内辐射并用于使被检体内的组织位移的聚焦波束。

[0053] 第一超声波收发部 20 使用由省略图示的位移检测用波发送波形生成部制成的波形,并由中央控制部 3 进行控制,对超声波探头 1 的元件的波发送信号给予延迟时间或权重,使位移检测用超声波波束聚焦至未图示的被检体的希望的位置。在被检体内反射并返回至探头的回波信号在超声波探头 1 中变换为电信号,并被送至第一超声波收发部 20。第一超声波收发部 20 包括信号处理电路,该信号处理电路对回波信号进行定相相加,并进行包络线检波、log 压缩、带通滤波、增益控制等。

[0054] 来自第一超声波收发部 20 的输出信号被输入至黑白 DSC(数字扫描转换器: digital scan converter)5 和位移运算部 22。在黑白 DSC5 中形成表示由黑白构成的亮度的断层像(B 模式像)信息。此外,在位移运算部 22 中,通过使用了相邻的 2 帧的断层像的图像相关来计算各部位的位移。此外,从位移运算部 22 输出的位移的信息被输入至形变运算部 24,基于位移的空间微分来计算各部位的形变。该形变信息被输入至彩色 DSC4,由彩色 DSC4 实施与形变信息的值相应的色调调制。

[0055] 由彩色 DSC4 基于形变信息进行了色调调制后的图像(以下,形变图像)41 被发送至合成部 6,如图 2 所示,在显示部 7 中按照与 B 模式像 45 重叠的方式来显示为形变图像。在形变运算部 24 中计算出的形变信息经由测定位置选定部 40、中央控制部 3 发送至彩色刻度设定部 50。在彩色刻度设定部 50 中,基于形变的最大值和最小值的值,制成与形变图像 41 相对应的彩色刻度 43。

[0056] 如图 2 所示,彩色刻度 43 与 B 模式像 45 和形变图像 41 相邻而显示在显示部 7 中。如图 2 所示,在彩色刻度的附近,显示表示形变较小的 hard(硬)、表示形变较大的 soft(软)这样的文字。另外,在上述中,说明了形变图像 41 是基于形变信息进行了色调调制的图像,但是也可以是基于形变信息进行了黑白调制的图像。

[0057] 由形变运算部 24 计算出的形变信息被发送至测定位置选定部 40。在测定位置选定部 40 中,基于二维的形变信息进行信号处理,决定进行弹性率测定的断层面内的位置。在测定位置选定部 40 中决定的位置信息经由中央控制部 3 而输入至位移生成部 10 的焦点位置设定部 12。

[0058] 说明位移生成部 10。用于生成聚焦波束的位移生成用波发送波束生成部 13 使用由位移生成用波发送波束生成部 11 制成的波形,对超声波探头 1 的各元件 100 的波发送信号给予延迟时间或权重,并由中央控制部 3 进行控制,以便将超声波波束聚焦至由焦点位置设定部 12 设定的位置即基于由测定位置选定部 40 决定的位置而决定的聚焦位置。来自位移生成用波发送波束生成部 13 的电信号经由收发切换开关 2,在超声波探头 1 中变换为超声波信号,并朝向未图示的被检体照射位移生成用的聚焦波束。

[0059] 第二超声波收发部 30 使用由省略了图示的位移检测用波发送波束生成部制成的波形,对超声波探头 1 的元件的波发送信号给予延迟时间或权重,并由中央控制部 3 进行控制,以便使位移检测用超声波波束聚焦至未图示的被检体的希望的位置。在被检体内反射并返回至探头的回波信号在超声波探头 1 中变换为电信号,并送至第二超声波收发部 30。第二超声波收发部 30 包括信号处理电路,该信号处理电路对回波信号进行定相相加,并进行包络线检波、log 压缩、带通滤波、增益控制等。

[0060] 来自第二超声波收发部 30 的输出信号被输入至剪切波位移运算部 32。此外,在剪切波位移运算部 32 中,通过相关计算来计算各部位的位移。此外,从剪切波位移运算部 32 输出的位移的信息被输入至弹性率运算部 34,计算剪切波的传播速度和弹性率等的与硬度相关的值。与硬度相关的值被发送至合成部 6,并显示在与显示在显示部 7 中的 B 模式像和形变图像相同的画面上。

[0061] 作为同图所示的方框的一部分的中央控制部 3、位移运算部 22、形变运算部 24、剪切波位移运算部 32、弹性率运算部 34、测定位置选定部 40 等能够通过作为处理部来发挥作用的中央处理部 (Central Processing Unit :CPU) 中的程序执行来实现。在到此为止的实施例 1 的超声波诊断系统的说明中,如图 1 中图示,虽然分开说明了第一超声波收发部 20 和第二超声波收发部 30,但是该说明优先了功能的说明。从装置实际安装的观点来看,第一超声波收发部 20 和第二超声波收发部 30 能够由一个超声波收发部来构成。

[0062] 使用图 3 说明本实施例中的混合方式的处理流程。按照图 3 的处理流程,依次说明本实施例中的从诊断开始至弹性率图像的显示后、诊断结束为止的流程。首先,在步骤 S00 中,开始基于混合方式的硬度的诊断。开始的信号经由未图示的输入设备输入。混合方式开始前,在显示部 7 中显示 B 模式像或者形变图像。如果开始基于混合模式的诊断,则获取由未图示的输入设备输入的希望区域 ROI (Region of Interest) 内的形变信息 (步骤 S02)。将用于获取形变的信息的 ROI 称为 ROI\_s,或者第一区域 (区域 1)。

[0063] 该形变信息由通常的方式获取。即,向被检体的体表按压超声波探头 1,一边压迫体表一边重复超声波的收发,并检测位移以及形变。在检测出形变时,超声波发送的延迟时

间和加权、以及从回波信号向电信号的变换等的处理由第一超声波收发部 20 进行,位移的计算由位移运算部 22 进行,形变信息的计算由形变运算部 24 进行。

[0064] 如果形变运算部 24 中的形变的计算结束,则由合成部 6 对来自黑白 DSC5 的 B 模式像、以及来自彩色 DSC4 的形变图像进行合成,如图 2 所示,在显示部 7 中显示(步骤 S04)。

[0065] 此外,在形变的计算结束后,在测定位置选定部 40 中,决定进行弹性率测定的最佳的位置(步骤 S06)。这里,将进行弹性率测定的区域作为 ROI<sub>e</sub>、或第二区域(区域 2),ROI<sub>e</sub> 包含在表示形变的区域 ROI<sub>s</sub>、或者第一区域(区域 1)中,其结果,是比其更小的区域。最佳的弹性率测定的区域例如是图 2 的 ROI<sub>e</sub>(1),ROI<sub>e</sub> 内的形变的值相同,即是具有相同硬度的区域。此外,弹性率测定不优选的区域,如 ROI<sub>e</sub>(2) 这样,是在 ROI<sub>e</sub> 内混合存在 2 个以上的形变量的情况。如果在 2 个以上的形变量混合存在的 ROI 中进行弹性率测定,则由于是对平均化的弹性率进行测定,所以测定精度降低。由此,需要尽可能地将形变量为相同的值(即,形变量均一)的区域设定在弹性率测定位置。通过对形变信息和形变图像实施信号处理来决定最佳的弹性率测定位置。

[0066] 接着,说明本实施例中的混合方式的信号处理。这里,说明以下情况,即使线性阵列型(linear array)的超声波探头 1 与被检体的体表面接触,在体内的目的断层中聚焦位移生成用波发送波束。此外,说明在希望的断层内将位移生成用波发送波束的传播方向设为相对于体表垂直的方向的情况。

[0067] 首先,制成进行信号处理方法的长方形的区域(内核 K)。内核 K 的大小优选与进行弹性率测定的区域 ROI<sub>e</sub> 即第二区域(区域 2)的大小相同。ROI<sub>e</sub> 的深度方向的长度由测定弹性率时的剪切波生成用的聚焦波束(=位移生成用波发送波束)的深度方向(或者,距离方向、位移方向)的宽度决定。这里,所谓深度方向的宽度是由深度方向的波束形状的 -6dB 宽度等表示的值。此外,ROI<sub>e</sub> 的方位方向的长度由剪切波的传播方向的传播距离决定。这里,所谓剪切波的传播距离指的是在沿着剪切波的传播方向的方向上距能够检测出剪切波的位移的焦点位置最大的距离。例如,深度方向的 ROI<sub>e</sub> 的长度为 10mm,方位方向的 ROI<sub>e</sub> 的长度为 5mm。该情况下,深度方向的内核 K 的长度 I<sub>y</sub> 优选为 10mm,方位方向的 ROI<sub>e</sub> 的长度 I<sub>x</sub> 优选为 5mm。ROI<sub>e</sub> 以及内核 K 的各边的长度在深度方向上并不限定为 10mm,在方位方向上并不限定为 5mm。

[0068] 在图 1 的中央控制部 3 中,关于乳腺、前列腺、血管、肝脏等部位,从未图示的存储介质中读出相对于剪切波产生用的超声波波束的载波的频率、F 值(=焦距/开口直径)、焦距等的适当的大小,来用于测定位置选定部 40 中的信号处理中。也可以由操作者经由未图示的输入介质来输入内核 K 的大小。

[0069] 如图 4(a) 所示,内核 K42 在形变图像 41 内进行上下左右移动。将内核 K42 的位置作为 P(x, y)。这里, P(x, y) 作为内核 K42 的中央的位置,此外, x 轴是方位方向, y 轴是深度方向。在各位置 P(x, y) 中,进行使用了形变信息的计算。最佳的弹性率测定位置由使用内核内的形变信息而计算出的值来决定。例如,针对内核的位置 P(x, y) 来计算内核 K 内的形变的标准偏差 S(x, y)。将最佳的弹性率测定位置决定为标准偏差最小的位置。此外,作为其他的例子,计算内核内的形变量的最大值与最小值之差 Max-min(x, y),最佳弹性率测定位置决定为 Max-min 最小的位置。另外,也可以使用众所周知的计算式来决定形变量为同一值的区域。

[0070] 此外,如上所述,除了制成内核 K42 并进行计算之外,也可以使用在图像处理中使用的众所周知的二维滤波器(以下,称为滤波器 G)44 对形变图像 41 等形变图像实施图像处理,来决定最佳的弹性率测定位置。滤波器 G44 的大小,与内核 K 同样地,优选与进行弹性率测定的 ROI<sub>e</sub> 的大小相同,例如,深度方向的长度 I<sub>y</sub> 是 10mm,方位方向的长度 I<sub>x</sub> 是 5mm。滤波器 G 的各边的长度并不限定为,深度方向 10mm,方位方向 5mm。在中央控制部 3 中,关于乳腺、前列腺、血管、肝脏等部位,从未图示的存储介质中读出相对于剪切波产生用的超声波波束的载波的频率、F 值、焦距等的适当的滤波器 G 的大小,来用于测定位置选定部 40 中的信号处理中。也可以由操作者经由未图示的输入介质输入滤波器 G 的大小。

[0071] 滤波器 G44 例如在图像处理技术中是众所周知的滤波器,使用作为用于提取图像的轮廓的滤波器的拉普拉斯滤波器(Laplacian filter)。通过使用了拉普拉斯滤波器的图像处理来提取形变图像 41 内的形变。此外,如果提取出形变分布的轮廓,则将形变图像 41 内的形变信息分割为多个区域。作为图像处理的结果,例如如图 4(b) 所示,得到多个区域 R(1)、区域 R(2)、区域 R(3)。这里,为了简化说明,设区域的数目为 3 个,但是区域的数目是 2 以上的任意的整数。从区域为多个的区域之中选定区域 R(n) (n = 1、2、3、……) 为弹性率的计算区域 ROI<sub>e</sub>,即选定具有比滤波器 G 大的区域的区域 R(n) 作为最佳的弹性率测定的区域。

[0072] 在图 4(b) 的例子中,判断为,区域 R(1) 和区域 R(2) 是适当的弹性率测定的区域,区域 R(3) 不是最佳的弹性率测定的区域。适当的弹性率测定的区域之中对弹性率测定最佳的区域 R(n) 被输出至中央控制部 3。即,最佳的区域 R(n) 是,在测定位置选定部 40 中,从适当的区域之中自动地选择具有最大面积的区域。滤波器 G 除了拉普拉斯滤波器之外,还可以应用众所周知的滤波器。

[0073] 在图 3 的步骤 S08 中对基于最佳的弹性率测定位置和区域而决定的焦点位置照射位移生成用波发送波束即聚焦波束,产生剪切波,通过估计剪切波的传播速度来计算弹性率。

[0074] 如上所述,这里,针对以下情况进行说明,即,使线性阵列型的超声波探头 1 与被检体的体表面接触,将位移生成用波发送波束聚焦至体内的目的断层。此外,针对以下情况进行说明,即,在希望的断层内,位移生成用波发送波束的传播方向是相对于体表垂直的方向。

[0075] 关于位移生成用波发送波束的焦点 F 的位置,由测定位置选定部 40 决定的最佳的弹性率测定位置被输出至中央控制部 3,进一步地,经由中央控制部 3,向焦点位置设定部 12 输入焦点 F 的位置。

[0076] 制成内核 K 进行计算,在最佳的弹性率测定位置决定为图 4(a) 的 P(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>) 的情况下,例如,将焦点 F 的位置设定为 F(x<sub>1</sub>-Δx, y<sub>1</sub>)。这里,例如,Δx 是相当于 ROI<sub>e</sub> 的方位方向的宽度的一半的值,即,是相当于剪切波的传播距离的一半的值。在内核 K 的大小与进行弹性率测定的区域 ROI<sub>e</sub> 相同的情况下,由于其方位方向的 ROI<sub>e</sub> 的长度为 I<sub>x</sub>,所以成为 Δx = I<sub>x</sub>/2。在该情况下,对内核 K 的左端照射位移生成用波发送波束,对在 +x 方向上传播的剪切波的位移进行检测。这里,剪切波的位移方向是与 x 轴垂直的方向,即 y 方向。

[0077] 使用滤波器 G 进行图像处理,在选定了最佳的区域 R(n) 的情况下,如果将最佳的弹性率测定位置决定为 R(n) 的重心位置 P(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>),则输入至焦点位置设定部 12 的焦点 F

的位置成为  $P(x_2 - \Delta x, y_2)$ 。

[0078] 在变换为针对最佳的弹性率测定位置的焦点 F 的位置时,首先,在中央控制部 3 中,关于乳腺、前列腺、血管、肝脏等部位,从未图示的存储介质中读出基于剪切波产生用的超声波波束的载波的频率和 F 值等的最佳的变换方法,接着,在中央控制部 3、或者作为处理部发挥作用的省略了图示的中央处理部中进行变换的计算。

[0079] 位移生成用超声波的波束形成由位移生成用波发送波束生成部 13 来进行。如图 5(a)、(b) 所示,求取焦点与超声波探头 1 的各元件 100 的位置之间的距离,向每个元件给予将对象物的音速除以元件间的距离差而计算出的延迟时间并进行波发送,如此予以实现。如观察图 5(a) 和图 5(b) 这样,当然能够通过延迟时间的控制来变更焦点 F 的位置。如果对焦点 F 照射位移生成用波发送波束,则对应于超声波伴随着传播的吸收和散射而产生辐射压。通常在焦点处辐射压成为最大,在焦点区域的生物体组织中产生位移。此外,如果终止位移生成用波发送波束的照射,则位移量得到缓和。

[0080] 如图 6 所示,通过该辐射压的生成,以聚焦点为起点在与被检体表面平行的方向上产生剪切波。如图 6 中观察所示,如果设定焦点 F 的位置,则决定剪切波传播的位移(数  $\mu\text{m}$  ~ 数十  $\mu\text{m}$ ) 的检波中使用的光栅和光栅上的采样点。在各光栅中,设定为:位移检测用波束的接收的 PRF (Pulse Repetition Frequency: 重复发送的脉冲的频率) 相对于预想的剪切波的频率满足奈奎斯特定理 (Nyquist theorem)。例如,在光栅与剪切波的位移的方向相同的情况下,将 PRF 设为剪切波的频率的 2 倍以上。

[0081] 在区域 ROI\_e 内检测到剪切波的位移时,超声波发送的延迟时间和加权、以及从回波信号向电信号的变换等的处理由第二超声波收发部 30 进行,位移的计算由剪切波位移运算部 32 进行。

[0082] 用于检测剪切波的位移的超声波收发由在上述位移检波中使用的光栅进行。首先,在位移生成用波发送波束的照射前进行一次超声波收发,获取用于进行位移计算的参考信号。接着,在从紧接着位移生成用波发送波束的照射之后至剪切波在 ROI\_e 内传播结束为止的时间,进行多次超声波收发,获取多个超声波信号。在剪切波位移运算部 32 中,进行位移生成用波发送波束的照射后的多个超声波信号与参考信号之间的相关运算,来计算位移。

[0083] 在计算弹性率的弹性率运算部 34 中,将在多个时刻计算出的位移的信息变换为剪切波的位移的时间波形的信息。对于观测沿着剪切波的传播方向的剪切波的位移的多个光栅的位置  $x(n)$  ( $n = 1, 2, 3, \dots$ ), 得到时间波形。在针对各位置  $x(n)$  的时间波形中,存在剪切波的位移为最大的时刻  $t(n)$ 。根据  $x(n)$  和  $t(n)$  之间的关系,来估计剪切波的传播速度  $c$ 。例如,如图 7 所示,剪切波的传播速度根据对针对  $t(n)$  的  $x(n)$  进行描绘时的线性一次近似直线 101 的斜率来估计。进一步地,将剪切波的传播速度  $c$  代入  $E = 3\rho c^2$ , 计算弹性率 (杨氏模量: Young's modulus)  $E$ 。其中,  $\rho$  是进行了弹性率测定的组织的密度。

[0084] 在本实施例中,在图 3 的步骤 S10 中,显示弹性率图像。一般,弹性率  $E$ 、形变  $\epsilon$ 、应力  $\sigma$  之间的关系由  $E = \sigma / \epsilon$  的关系式来表示。因此,在形变的分布 ROI\_s 内的应力为固定时,弹性率  $E$  和形变  $\epsilon$  成为图 8 的曲线 102 所示这样的反比的关系。根据进行了弹性率测定的 ROI\_e 内的形变的平均值  $\epsilon'$  和在步骤 S08 中计算出的弹性率  $E'$  来计算应力。此外,根据应力和由现有方式得到的形变分布来计算与形变分布相对应的弹性率的分布。形

变以及与形变相对应的弹性率的信息、或者由  $E = \sigma / \epsilon$  的关系式计算出的应力的信息经由中央控制部 3 从弹性率运算部 34 发送至彩色刻度设定部 50。此时,在向彩色刻度设定部 50 输入了形变以及与形变相对应的弹性率的信息的情况下,在彩色刻度部中计算应力。此外,在向彩色刻度设定部 50 输入由  $E = \sigma / \epsilon$  的关系式计算出的应力的情况下,在中央控制部 3 中,使用形变以及与形变相对应的弹性率的信息和  $E = \sigma / \epsilon$  的计算式来计算应力。应力的计算通过作为处理部发挥作用的中央处理部中的程序执行等来进行。

[0085] 与第一区域(区域 1)即 ROI\_s 内的形变的分布相对应的 ROI\_s 内的弹性率的分布的计算由彩色刻度设定部 50 进行。在彩色刻度设定部 50 中将形变的彩色刻度变换为弹性率的彩色刻度。

[0086] 如图 9 所示,在显示部 7 中显示 B 模式像 45、弹性率图像 46、和表示弹性率的信息的彩色刻度 43。弹性率图像 46 的显示范围是与先前所示的形变图像 41 的显示范围相同的范围,用彩色显示。在彩色刻度 43 的附近,显示由彩色刻度 43 表示的弹性率(绝对值)的最小值、最大值 47 等。关于有效的弹性率测量的 ROI\_e 为 2 处的情况,使用图 8 详细说明弹性率的决定方法和彩色刻度的最小值、最大值的计算方法。首先,在 ROI1 和 ROI2 中求取形变分布的测定结果  $\epsilon_1$  和  $\epsilon_2$ 。接着,求取相同部位中的弹性率 E1 和 E2。决定满足经过这两点的  $E = \sigma / \epsilon$  的  $\sigma$ 。这样,能够引出图 8 的曲线。如果另外求取 ROI\_s 内的形变的最大值  $\epsilon_{\max}$ 、最小值  $\epsilon_{\min}$ ,则使用当前计算出的  $\sigma$ , (即基于图 8 的曲线)来求取 Emax 和 Emin。如果使用该 Emax 和 Emin 作为图 9 的彩色刻度的最大值和最小值,则 ROI\_s 内的弹性率的值全部在彩色刻度内显示。这里,关于 ROI\_e 为两处的情况进行了说明,但是即使是三处以上的情况,也能够采用最小二乘拟合(fitting)等方法来求取最可能的  $\sigma$ 。此时,虽然在空间上假定  $\sigma$  均一,但是在 ROI\_e 为三处的情况下,能够进行使  $\sigma$  在深度方向上单调减少等进一步提高精度的努力。此外,这里,关于将弹性率显示为彩色刻度的情况进行了说明,但是如果使用本手法,除弹性率以外,也能够显示横波音速、泊松比等与其他的力学的弹性相关联的参数。

[0087] 如以上所述,在混合方式中,在显示包含作为硬度的相对值的形变信息在内的图像的第一区域 ROI\_s 内的全部区域中,将形变的信息变换为硬度的绝对值(弹性率等)信息,在 ROI\_s 内显示包含硬度的绝对值的信息在内的图像。在本实施例中,在为了显示弹性率图像而进行的弹性率测定中,由于弹性率测定处为一处,所以能够减小焦点附近的生物体组织、以及超声波探头 1 的温度上升。此外,在比表示硬度的绝对值的弹性率的测定范围更广的区域中,能够对弹性率的信息进行图像化。进一步地,由于选定硬度均一的场所来测定弹性率,因此在一处的弹性率测定中,能够高精度地测定弹性率。

[0088] 在图 3 的步骤 S08 中计算的与硬度相关的值、以及在步骤 S10 中显示的与硬度相关的值,除了弹性率以外,能够为剪切波的传播速度、剪切弹性率( $= \rho c^2$ )等硬度的绝对值量。

[0089] 在步骤 S12 中判定基于混合方式的诊断是否结束。混合方式的结束的信号经由未图示的输入设备而输入。如果在判定诊断结束的时刻输入结束的信号,则在步骤 S14 中结束混合方式。在混合方式结束后,或者在 B 模式上重叠显示基于现有方式的形变图像,或者仅显示 B 模式像。

[0090] 在图 3 的步骤 S12 中未结束诊断的情况下,返回至步骤 S02、或者步骤 S08。在返

回至步骤 S02 进行弹性率测定位置的选定的情况下,由于能够再次选择硬度均一的部位,所以测定的精度得到提高,并且相对于体动的鲁棒性 (robustness) 得到提高。另一方面,在返回至步骤 S08 的情况下,能够实现信号处理时间的缩短和计算成本的削减。但是,由于每次对相同场所照射剪切波产生用的超声波波束,所以安全性比返回至步骤 S02 的情况降低。

[0091] 在以上详述的图 3 所示的处理流程中,交替重复进行形变图像的显示与弹性率图像的显示。在步骤 S08 中,在相同场所进行弹性率测定的情况下,为了抑制生物体内的温度上升而进行弹性率测定的时间间隔需要为 1 ~ 2 秒以上的时间间隔。由此,弹性率图像的帧频为 1 以下。另一方面,在步骤 S02、S04 中获取的形变图像的帧频通常为 10 左右。为了不失去超声波图像的实时性,优选从在步骤 S04 中显示形变图像开始至在步骤 S10 中显示弹性率图像为止的期间,更新形变图像。例如,在 10 次更新形变图像后,更新一次弹性率图像即可。此时,在更新形变图像的期间,在步骤 S06 中选定的弹性率测定位置在摄像断面内有可能产生偏移。为了防止该弹性率测定位置的偏移,例如通过使用体动校正法 (Motion Correction) 法 (参照 H. Yoshikawa, et. al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 45, No. 5B, p. 4754, 2006), 能够随时进行校正。

[0092] 此外,在图 3 的处理流程的步骤 S06 中进行的弹性率测定位置选定中,在显示部 7 中对作为进行了信号处理的结果的形变量的标准偏差 S 和形变量的最大值与最小值之差 Max-min 的分布进行黑白或者彩色显示。操作者观察所显示的图像,可以使用未图示的输入设备等来决定弹性率测定位置。在操作者用手动进行输入的情况下,能够避开血管等来决定弹性率测定位置。作为其他的弹性率测定位置的选定方法,也可以不进行信号处理,而观察在步骤 S04 中显示的形变图像,由操作者使用未图示的输入设备等来决定测定位置。所决定的位置信息被输入至中央控制部 3。此外,在操作者决定测定位置时,能够将显示部 7 中显示的形变量、标准偏差、Max-min 的黑白、或者彩色的灰度控制为 3 ~ 256。灰度使用未图示的输入设备等来变更。通过将灰度设为 3,易于选定形变量均一的部位。此外,如果将灰度设为 256,则能够进行精密的测定部位的选定。在操作者手动决定弹性率测定位置的情况下,能够省略测定位置选定部 40。另外,作为内核 K 和滤波器 G 的形状,除上述长方形以外,可以应用圆形、椭圆形、正方形这些其他的几何学形状。

[0093] 到此为止,关于向中央控制部 3 发送本实施例的超声波诊断系统的测定位置选定部 40 中的处理结果的构成进行了说明。作为本实施例的变形,图 21 中所示的系统构成也是实用的。在本变形系统中,新追加了弹性率测定位置运算部 60 和输入部 61。在本变形例中,在显示部 7 中显示测定位置选定部 40 中的处理结果,参照该显示图像,操作者经由输入部 61,向弹性率测定位置运算部 60 输入弹性率测定位置的选定结果。

[0094] 在该变形实施例的情况下,测定位置选定部 40 不将 ROI 内的形变的均一度为最大的场所显示为最佳部位,而是将 ROI 内的变形的均一度超出固定的阈值的部分全部显示为弹性率测定位置推荐部。从该推荐区域的范围之中,根据操作者使用输入部 61 输入的信息来决定弹性率测定位置。阈值可以是,ROI 内的形变的均一度,在均一度最大值上乘以例如 0.8 等系数来设定。此外,也可以按图像内的每个场所来计算均一度,使用根据其直方图来决定阈值的基于统计信息的手法。通过取操作者最终选择的构成,能够在弹性率测定位置的选定中添加均一度以外的基准。其结果,能够选择怀疑有病患的部分的附近,避开骨头等

不希望遇上强大的超声波的场所。

[0095] 进一步地,使用图 22 和 23 来说明其他的变形实施例。在该例子中,更精密地决定骨头和血管等避开照射变性生成用的超声波为好的部位的方法。例如,在图 22(a) 所示的位置处设定位移生成用波束的焦点。在该情况下,能够根据开口直径和频率来计算位移生成用波束发送波束的形状。对此相加估计出了生物体的衰减率后得到的值,来估计暴露于强大的超声波的位置。

[0096] 在图 23 所示的系统构成中,该运算由进一步在图 21 的系统构成中追加的位移生成用波束传播路径估计部 62 来计算。接着,在图像上对操作者从输入部 61 输入的、避开骨头等的照射为好的位置与暴露于强大超声波的位置进行比较。在避开照射的部位和位移生成用波束的重合超出固定的阈值的情况下,判定为该位移生成用波束的焦点位置不优选。如果在图像上整体中按顺序进行该操作,则能够分开适于弹性率测量的部位和不适于弹性率测量的部位。

[0097] 该结果例如能够如图 22(b) 的单点划线所示的区域那样显示在图像上。由该单点划线表示的区域是从避开照射的部位估计出的弹性率测量推荐位置。另一方面,图 22(b) 中由虚线示出根据形变的均一度而决定的弹性率测量推荐位置。根据该两种弹性率测量推荐位置,或者由装置决定最终的弹性率测量位置,或者操作者能够判断弹性率测量位置。另外,位移生成用波束发送波束形状的估计可以使用一般的衰减率,也可以使用根据第一超声波收发部 20 中的回波信号而估计出的值。

[0098] 另外,到此为止的说明中,测定对象虽然设为被检体内,但是以下方法也是有效的,即,设定为在超声波探头和被检体之间夹有耦合器(coupler)(不是由高分子凝胶等材料构成)等弹性率已知的材料,且 ROI\_s 包含耦合器,ROI\_e 的至少一个设定在耦合器内。通过包含弹性率已知的测定点,能够大幅改善测定精度。

[0099] 此外,到此为止没有对均一度进行过多的说明,但是在 ROI\_s 之中的形变最大值与最小值之差的 1 ~ 10% 左右以下的情况下,可以实际上对待为均一。ROI\_e 的数目较少时,优选视为均一的偏差值更小,而 ROI\_e 的数目较大时,由于通过最小二乘拟合,保证精度,所以偏差多一些也能进行有效的测定。即,在本实施例以及其他实施例中,希望注意以下一点,即,所谓均一包含实质上对待为均一的大致均一的情况。

[0100] (实施例 2)

[0101] 实施例 2 关于一种超声波诊断装置,是使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头的超声波诊断装置,该超声波诊断装置具有:形变运算部 24,其辐射第一位移检测用波束,并基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;位移生成部,其向被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;弹性率运算部 34,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测包含在区域 1 的内部的区域 2 内的弹性率;显示部 7,其显示基于形变信息的形变图像和弹性率;以及测定位置选定部 40,其基于形变信息来检测弹性率,选定至少一个弹性率检测位置;测定位置选定部 40 将形变的分布均一的弹性率检测位置选定一处,并根据所选定的弹性率检测位置来决定照射聚焦波束的不同的 2 个焦点位置。

[0102] 此外,本实施例关于一种超声波诊断装置,在上述超声波诊断装置中,位移生成部

具有设定聚焦波束的波发送时间的波束时间设定部 14, 波束时间设定部 14 一面使向不同的 2 个焦点位置照射的聚焦波束的 ON( 启用 )/OFF( 禁用 ) 切换周期相同并且按照成为周期或相位的线性调频信号 (chirp signal) 的方式使 ON/OFF 切换周期变化, 一面设定波发送时间。

[0103] 即, 作为第二实施例, 说明进行使用了瞬态快速扫描法的弹性率的测量的超声波诊断装置、超声波诊断系统。

[0104] 图 10 示出用于实施实施例 2 的超声波诊断系统的整体构成的一具体例。与图 1 的实施例 1 的系统构成不同的构成部在位移生成部 10 中追加波束时间设定部 14, 并且, 取代弹性率运算部而设置硬度谱计算部 35。剪切波位移运算部 32 的输出被输入至硬度谱计算部 35, 计算与硬度相关的值。

[0105] 该硬度谱计算部 35 能够通过作为处理部发挥作用的中央处理部 (Central Processing Unit :CPU) 中的程序执行来实现。

[0106] 使用图 11、图 12 等说明基于瞬态快速扫描法的位移生成用的聚焦波束的波发送方法。图 11 所示的被检体组织的焦点 F1 和焦点 F2 中, 按照交替产生位移的方式来控制 2 个位移生成用波发送波束。在中央控制部 3 中对向各焦点进行的位移生成用波发送波束的照射的 ON/OFF 进行控制, ON/OFF 的切换时间由新追加的波束时间设定部 14 来设定。

[0107] 图 12 中示出位移生成用波发送波束、以及位移检测用收发波束的序列。这里, 示出使切换周期  $T_m$  的值从较大的值向较小的值迁移 (sweep) 的情况, 即, 切换周期  $T_m$  和  $T_{(m+1)}$  之间的间隔  $\Delta T_m (= T_{(m+1)} - T_m)$  为负的常数时的位移生成用波发送波束的序列。另外, 在本说明书中, 将该生成用超声波波束的波发送方法称为瞬态快速扫描法 (burst chirp)。另一方面, 位移检测用收发波束的照射的 ON/OFF 通过由中央控制部 3 控制第二超声波收发部 30 来进行。

[0108] 照射初始的位移生成用波发送波束的时刻设为  $t = 0$ 。首先, 位移检测用收发波束为 ON (= 1), 获取参考信号。该参考信号被用于剪切波位移运算部 32 中的剪切波位移的计算中。接着, 将朝向焦点 F2 的位移生成用波发送波束设为 OFF (= 0) 的状态, 将朝向焦点 F1 的位移生成用波发送波束设为 ON (= 1), 在焦点 F1 处产生位移, 传播剪切波。朝向焦点 F1 的位移生成用波发送波束在  $0 \leq t \leq T_1$  时始终为 ON 的状态。进一步地, 接着, 在时刻  $t = T_1$  时, 焦点 F1 的位移生成用波发送波束成为 OFF。此时, 焦点 F2 的位移生成用波发送波束成为 ON, 在焦点 F2 处产生位移, 传播剪切波。朝向焦点 F1 的位移生成用波发送波束为 OFF, 并且朝向焦点 F2 的位移生成用波发送波束在  $T_1 \leq t \leq T_1 + T_1$  时成为 ON。在上述序列中, 2 个位移生成用波发送波束的切换周期为  $T_1$ 。如果朝向 2 个焦点的位移生成用波发送波束的照射结束, 则接下来, 位移检测用收发波束成为 ON (= 1)。

[0109] 对位移生成用波发送波束的 ON/OFF 的切换周期  $T_m$  进行变更, 重复进行朝向 2 个焦点的位移生成用波发送波束的照射与位移检测用收发波束的收发。这里,  $m$  表示焦点 F1 和焦点 F2 第  $m$  次成为 ON 的周期,  $m = 1, 2, 3, \dots$ 。朝向各焦点的突发信号的音响强度的大小可以相同, 也可以不同。伴随位移生成用波发送波束的照射, 在焦点 F1 和焦点 F2 处产生的剪切波一面传播一面相互干涉, 或者抵消, 或者放大。另一方面, 在各焦点处与位移同时产生热。

[0110] 在图 11 中, 设两焦点间的距离为  $d$ 。 $d$  的值变小, 即, 随着焦点 F1 和焦点 F2 之间

的距离变近,干涉的程度变大。但是,如果焦点的距离变近,则由于热传导,焦点间的温度上升  $E$  相比焦点处的温度更变大,安全性降低。相反,如果增大  $d$ ,则温度上升被抑制,安全性虽然得到提高,但是干涉的程度变小。因此, $d$  的最佳值是温度上升的最大值与各焦点处的温度上升的最大值同等、并且引起波的干涉的值。因此,最佳值  $d$  依赖于焦点的深度、位移生成用波发送波束的照射时间、频率、诊断部位(对生物体的音速、超声波吸收、热传导率等造成影响)等。由于生物体的热传导率大约为  $0.6\text{W/m/K}$ ,所以在照射时间为数  $1\text{ms}$  时,在焦点附近温度上升的范围与位移生成用波发送波束的宽度为相同程度,且与位移生成用波发送波束的宽度为同等以上的距离  $d$  是必要的。这里,位移生成用波发送波束的宽度与聚焦型换能器(focusing transducer)的波束宽度大致相等,设为使焦点位置中的超声波的能量密度初次为零的区域(圆)的直径。

[0111] 图 15 示出距离  $d$  和温度上升  $E$  之间的关系。由各焦点的温度上升的波形 104 可知,温度上升在焦点位置成为最大值,在比波束宽度  $d$  更远离的场所成为零。因此,如在图 15 的中段和上段分别所示,在距离  $d$  与波束宽度相等或者比波束宽度大时,各焦点的温度上升的最大值与加上了各温度上升后的整体的温度上升的最大值  $E_{\text{max}}$  相同。此外,如图 15 的下段所示,在距离  $d$  比波束宽度小时,整体的温度上升的最大值  $E_{\text{max}}$  比虚线所示的各焦点位置上的温度上升的最大值增加  $\Delta E$ 。由此可知,如果将距离  $d$  设为与波束的宽度同等以上,则能够保持与温度上升相关的安全性。

[0112] 这里,说明测定时的最佳值  $d$  的设定。例如,在肝脏诊断的情况下,在焦点深度为  $4\text{cm}$ ,  $F$  值为 1,载波频率为  $2\text{MHz}$  时,波束宽度为  $1.8\text{mm}$ 。其中,  $F$  值作为焦点深度 / 开口直径来计算,波束宽度作为  $(2.44 * F \text{ 值} * \text{载波信号的波长})$  来计算。此外,在波束的照射时间、即切换周期的平均值为  $180 \mu\text{s}$ ,剪切波的传播速度为  $1\text{m/s}$  时,剪切波的波长  $\lambda$  为大约  $0.2\text{mm}$ 。进一步地,在该载波频率中,根据实验数据,能够进行检波的剪切波的传播距离的最大值为大约  $6\text{mm}$ 。根据这些值,使用波束宽度、最大传播距离、剪切波的波长,将  $d$  的值设定为满足  $10\lambda < d < 30\lambda$ 。同样地,在乳房诊断的情况下,在焦点的深度为  $2\text{cm}$ ,  $F$  值为 1,载波频率为  $7\text{MHz}$  时,波束宽度计算为  $0.5\text{mm}$ 。在切换周期的平均值为  $110 \mu\text{s}$ ,剪切波的传播速度为  $1\text{m/s}$  时,剪切波的波长  $\lambda$  为大约  $0.1\text{mm}$ 。此外,在该载波频率中,根据实验数据,能够进行检波的剪切波的传播距离的最大值为大约  $3\text{mm}$ 。因此,将  $d$  设定为满足  $5\lambda < d < 30\lambda$ 。通过中央控制部 3,从未图示的存储器中读取该值  $d$ ,并在焦点位置设定部 12 中设定。进一步地,根据所设定的  $d$  的值和预测的剪切波的传播速度的值,决定与切换周期相关的值。

[0113] 如先前所述,在实施例 2 中一面使切换周期变化,一面求取在 2 个焦点处产生的剪切波进行干涉从而振幅变大时的切换周期,进行弹性率的测定。说明干涉波放大的条件。将切换周期  $T_m$  的倒数表示为切换频率(重复频率)  $f_m$ ,设为  $f_m = 1/T_m$ 。这里,干涉波放大而位移量的绝对值成为峰值(极大值)的条件是,2 焦点的距离  $d$  成为波长  $\lambda$  的  $(n+1/2)$  倍的情况,能够由图 13 的曲线 103、以及由数式 1 表示。此时的切换频率  $f_m$  由  $f_M(n)$  表示。

$$[0114] \quad k * d = (2\pi f_M(n)/c) * d = 2\pi (n+1/2) \quad (\text{数式 1})$$

[0115] 其中,  $k$  是波数  $(= 2\pi/\lambda)$ ,  $c$  是剪切波的传播速度,  $n$  是 0 或者正的整数  $(n = 0, 1, 2, \dots)$ 。剪切波的传播速度是组织性状固有的值。

[0116] 如果将成为峰值的切换周期  $T_m$  的值设为  $T_M(n)$ ,则由于  $T_M(n) = 1/f_M(n)$ ,因此从

数式 1 导出数式 2 如下。

$$[0117] \quad TM(n) = d/c * (2/(2n+1)) \quad (\text{数式 2})$$

[0118] 例如,在  $n = 1, d = 2[\text{mm}]$  时,在  $c = 1[\text{m/s}]$  时,成为  $TM(1) = 1.3[\text{ms}]$  ( $fM(1) = 750[\text{Hz}]$ ),在  $c = 5[\text{m/s}]$  时,成为  $TM(1) = 0.3[\text{ms}]$  ( $fM(1) = 3.8[\text{kHz}]$ )。如先前所述,剪切波的传播速度  $c$  依赖于组织的硬度,由于越硬则  $c$  越大,所以能够根据  $TM(n)$  的值来估计剪切波的传播速度以及弹性率等的组织的硬度。位移生成用波发送波束的 ON/OFF 切换周期即  $T_m$  优选控制在数十 Hz ~ 数 kHz 的范围中。此外,根据相对于较大的  $n$  的  $TM(n)$  来估计硬度能够缩短位移生成用的聚焦波束的总照射时间,能够抑制温度上升。为了抑制温度上升,优选在中央控制部 3 中对向各焦点进行的位移生成用波发送波束的照射的 ON/OFF 进行控制,以使向各焦点的位移生成用波发送波束的总照射时间为 1ms 以下。

[0119] 此外,在本技术中,特征在于,不是通过位移生成用波发送波束的载波信号的周期,而是通过 ON/OFF 的时间控制来进行弹性率的测定。因此,通过提高载波的频率,能够缩窄波束的宽度,以较高的空间分辨率来进行摄像。

[0120] 在硬度谱计算部 35 中,对来自剪切波位移运算部 32 的输出信号进行频谱分析,算出振幅值成为最大值的  $fM$  和与其对应的  $TM$ ,并计算剪切波的传播速度、弹性率、剪切弹性率等与硬度相关的值。

[0121] 使用本技术,在针对各焦点的音响强度相等的情况下,与仅对一个焦点照射位移生成用波发送波束的情况相比,使得从 2 个焦点产生的剪切波进行干涉的情况能够得到更大的位移。

[0122] 图 16 示出从一个焦点产生的剪切波的信号波形以及从 2 个焦点产生的剪切波的干涉波形。这里,对一个焦点照射位移生成用波发送波束,将能够观测剪切波的位移时的最小的振幅设为 1。例如,如图 16(a) 所示,在由向各焦点的位移生成用波发送波束产生的剪切波的振幅为 1 时,切换周期成为  $TM$  时,如图 16(b) 所示,干涉波的振幅相比干涉前的振幅变大(理想为 2 倍),相对于波发送的位移的生成效率即波发送灵敏度变高。此外,在希望重视安全性的情况下,如图 16(c)、(d) 所见,通过设振幅 0.5,来减小向各焦点的位移生成用波发送波束的音响强度。在干涉前的剪切波的振幅比 1 小时,不能测定剪切波的位移。但是,在干涉前的剪切波的振幅比 0.5 大的情况下,在切换周期为  $TM$  时,干涉波的振幅变大(理想为 2 倍),由于振幅为 1 以上,所以能够检测位移。

[0123] 此外,在频率和位移生成用波发送波束的形状等相同的情况下,除了上述控制位移生成用的位移生成用波发送波束的振幅来减小音响强度的方法以外,也存在以下方法,即,在位移生成用波发送波束为 ON 的时间  $T_m$  之中,设置最后  $n\%$  ( $n$  为正的实数) 成为 OFF 的时间,来提高安全性。在该情况下,注意,即使设置成为 OFF 的时间,切换周期  $T_m$  也不改变。

[0124] 如图 14 所示,位移检测点的设定在观测点 A 这样的场所进行设定,需要尽可能地努力不取如观测点 B 这样位移成为极小的场所。这在观察位移生成用波发送波束的照射的 ON 仅为一次这样的过渡性的现象的情况下,该考虑不是那么重要。但是,在使用将 2 焦点作为音源的剪切波的干涉的情况下,由于位移量的绝对值(=振幅值)的极大点和极小点交替分布,所以关于对位移进行监测的光栅,或者选择估计为成为位移量的绝对值的极大点的场所,或者设定多个监测点,努力使极大点包含在观测点中。在多点监测的情况下,可以

将极大点处的位移与极小点处的位移的绝对值的差分值设为位移量。

[0125] 使用图 17 说明实施例 2 中的混合方式的处理流程。步骤 S00 ~ S04、以及步骤 S10 ~ S14 由于与实施例 1 中的图 3 的处理流程相同,所以省略说明。仅说明步骤 S06 和步骤 S08 与实施例 1 不同的处理。

[0126] 在步骤 S06 中,设定焦点 F1 和焦点 F2 的位置。对于 2 焦点的位置,例如将 2 焦点的中心点(这里设为连接各组的 2 焦点间的直线的中心点)设定为 POI(Point of Interest),进一步地,设定 2 焦点间的距离。这里,2 焦点间的距离如先前所述,设为比 2 个剪切波相互干涉的距离小并且比向各焦点照射的位移生成用波发送波束的宽度大的值。

[0127] 例如,在将最佳的弹性率测定位置选定为图 4(a) 的  $P(x_1, y_1)$  的情况下,POI 的坐标决定为  $POI(x_1, y_1)$ ,此外,距离决定为  $I_x$ 。POI 和距离的信息由焦点位置设定部 12 设定。此时,2 焦点的坐标为  $F(x_1 - \Delta x, y_1)$  和  $F(x_1 + \Delta x, y_1)$ 。其中,  $\Delta x = I_x/2$ 。

[0128] 此外,使用滤波器 G 来进行图像处理,在选定了最佳的区域  $R(n)$  的情况下,在最佳的弹性率测定位置选定为  $R(n)$  的重心位置  $P(x_2, y_2)$  的情况下,POI 的坐标决定为  $POI(x_2, y_2)$ ,并且距离决定为  $I_x$ 。POI 和距离的信息由焦点位置设定部 12 设定。

[0129] 设定距离后,根据预想的剪切波的速度来决定数式 1 和数式 2 的  $n$  的值和最佳的观测点。这里,对于观测点,在剪切波的传播距离内,基于剪切波的位移的绝对值的极大点、或者包含极大点在内的多个位置来决定。观测点从未图示的存储介质中读出并设定。此外,决定观测点上的剪切波传播的振幅(数  $\mu m \sim$  数十  $\mu m$ ) 的检波中使用的光栅和光栅上的采样点。在各光栅中,位移检测用波束的接收的 PRF(Pulse Repetition Frequency:重复发送的脉冲的频率)设定为对于预想的剪切波的频率满足奈奎斯特定理。例如,在光栅与剪切波的位移的方向相同的情况下,将 PRF 设为剪切波的频率的 2 倍以上。也可以将所决定的  $n$  和观测位置显示在画面中。

[0130] 在步骤 S20 中,设定向 2 焦点的位移生成用波发送波束照射的切换周期的初始值  $T_{start}$ 、最终值  $T_{end}$ 、以及间隔  $\Delta T$ 。初始值  $T_{start}$ 、最终值  $T_{end}$  设定在对于测定部位和 2 个焦点间的距离  $d$  满足数式 1 和数式 2 的范围中得到峰值的值。初始值  $T_{start}$ 、最终值  $T_{end}$ 、以及间隔  $\Delta T$  在中央控制部 2 中,按照测定部位、深度、焦点间的距离等,从未图示的存储介质中读出并在波束时间设定部 14 中设定。

[0131] 接着,在步骤 S22 中,在进行剪切波传播的振幅的检波的光栅上,在获取了在剪切波的位移检测之时进行的相关运算中使用的参考信号之后,以  $T_1 = T_{start}$  的切换周期来发送瞬态快速扫描信号,在 2 个焦点处产生剪切波。

[0132] 在步骤 S24 中,在进行剪切波传播的振幅的检波的光栅上,接收用于对剪切波进行检波的超声波信号。各测定点的位移检测可以是在从瞬态快速扫描信号成为 OFF 开始直至所有的观测点上剪切波到来所经过的期间,始终进行检测,此外,也可以预先根据焦点和观测点之间的距离和所估计的剪切波速度来求取直至剪切波到来所经过的时间,仅在该时间进行检测。后者由于能够提高 PRF,所以能够进行高精度的位移检测。对于波接收信号,在第二超声波收发部 30 中,在带通滤波器等信号处理中提取了相当于  $f_m$  的信号后,在剪切波位移运算部 32 中,进行众所周知的相关运算等来计算剪切波的位移。相关运算是使用参考信号和通过位移检测用波束而接收到的每个时间的回波信号来进行的计算。通过该计算,得到各观测点上的剪切波振幅的时间波形。

[0133] 在步骤 S26 中,判定刚刚之前的切换周期  $T_m$  是否为  $T_{end}$ 。如果不是  $T_{end}$ ,则返回至步骤 S22,在下一个  $T_{m+1}$  的切换周期中发送瞬态快速扫描信号。在步骤 S22 中,在再次获取参考信号的情况下,基于测定中的焦点位置的偏移的相关运算的鲁棒性较大。此外,针对  $T_{m+1}$  的切换周期以后的瞬态快速扫描信号的发送,省略参考信号的获取,如果使用一开始获取到的参考信号来进行相关运算,则能够缩短测定时间。

[0134] 在  $T_{end}$  的情况下,在图 17 的步骤 S08 中,在硬度谱计算部 35 中,计算剪切波的传播速度、弹性率、剪切弹性率等与硬度相关的值。在图 17 的步骤 S12 中未结束诊断的情况下,返回至步骤 S02、步骤 S08、步骤 S20、或者步骤 S22。

[0135] 以后,叙述基于瞬态快速扫描法的弹性率的测定方法的变形。

[0136] 如图 13,在相对于 1 组 2 焦点的弹性率测定能够观测多个峰值的情况下,也能够根据利用多个切换周期  $TM(n)$  使用数式 2 而计算出的多个  $c$  值的平均值来进行估计。此外,也能够或者根据成为峰值的切换周期  $TM(n)$  的间隔  $\Delta TM = TM(n+1) - TM$  来估计弹性率,或者根据多个切换周期的间隔  $\Delta TM$  的平均值来估计弹性率。这里, $\Delta TM$  根据数式 2 如数式 3 那样导出。

[0137]  $\Delta TM = d/c * (-4/((2n+1) * (2n+3)))$  (数式 3)

[0138] 此外,虽然进行控制以使向 2 焦点的位移生成用波发送波束的 ON/OFF 进行交替,但是也能够进行控制以使同时成为 ON/OFF,在相同时刻产生位移。在该情况下,干涉波放大而具有峰值的条件是  $d$  为波长  $\lambda$  的  $(n+1)$  倍时,所以对应于数式 1,数式 4 变为如下。

[0139]  $k * d = (2\pi f/c) * d = 2\pi(n+1)$  (数式 4)

[0140] 作为高精度的弹性率的测定方法,也可以是,第一次,较粗地设定切换周期的间隔  $\Delta T$  进行测定,求取  $TM$ ,在下一次的测定中,在  $TM$  附近的切换周期中更细地设定  $\Delta T$  来求取详细的  $TM$  的值。

[0141] 此外,也可以是,针对各切换周期  $T_m$ ,在一次的 ON/OFF 控制中,不向下一切换周期  $T(m+1)$  进行变更,在对相同的  $T_m$  重复多次 ON/OFF 后,设定为下一切换周期。通过对相同  $T_m$  重复多次 ON/OFF,能够进行灵敏度更高的测定。

[0142] 虽然使  $T_m$  的值从大到小进行变化,但也可以相反,从小到大进行变化, $\Delta T_m$  除固定值以外,还能是等比级数等基于任意的函数进行变更。

[0143] 进一步地,虽然说明了根据峰值(极大值)来估计弹性率的方法,但是也可以使用极小值。在该情况下,在图 13 中,使用  $kd = 2\pi, 3\pi, \dots$  的值。此外,也可以根据极大值和极小值之间的间隔来进行估计。极大值和极小值之间的间隔由于为数式 3 所示的峰值的间隔  $\Delta TM$  的  $1/2$  倍,所以较之于对峰值的间隔进行测定,能够更缩短时间。

[0144] 进一步地,虽然说明了对 2 个焦点照射位移生成用波发送波束的方法,但是也可以在生物体内的一条直线上,等间隔地设定 2 个以上的多个焦点(例如 4 个),对每隔一个的各焦点以与焦点 F1 或焦点 F2 相同的序列来照射位移生成用波发送波束(例如,对 4 个焦点,从一端开始按顺序,图 12 的焦点 F1 的序列、焦点 F2 的序列、焦点 F1 的序列、焦点 F2 的序列)。由此,由于相互干涉的波的数目增加,所以能够进一步地在保证安全性的同时提高灵敏度。

[0145] 进一步地,也考虑固定切换频率、使焦点间的距离  $d$  发生变化来进行测定的方法。在该方法中,由于能够使位移生成用波发送波束的聚焦位置发生变化,所以能够进行更安

全的测定。

[0146] 此外,取代对突发的切换频率  $f_m$  进行切换来发送波束,通过使用包含多个  $f_m$  在内的随机波,也能够将位移生成用波发送波束的照射、以及位移检测用波束的收发设为一次。在剪切波的位移计算后,进行频谱分析,计算相对于多个  $f_m$  的位移。由此,能够缩短测定时间。

[0147] 此外,即使在将焦点数设为 3 个以上的情况下,如果应用瞬态快速扫描法,则通过利用波的干涉性,能够在各焦点处原样保持音响强度,增大剪切波的位移,因此,能够提高安全性和剪切波位移检测灵敏度。焦点数越大,则瞬态快速扫描法的效果越大。

[0148] (实施例 3)

[0149] 接着,作为第三实施例,说明将实施例 1 和实施例 2 组合起来的混合方式。未图示的实施例 3 的系统构成是在在图 1 的系统构成中追加图 10 的波束时间设定部 14、以及硬度谱计算部 35 而成。来自剪切波位移运算部 32 的输出信号被输入至并列设置的弹性率运算部 34 和硬度谱计算部 35 这两者。此外,中央控制部 3 与波束时间设定部 14、以及硬度谱计算部 35 这两者连接。并列配置的弹性率运算部 34 和硬度谱计算部 35 由操作者选择任意一者进行使用。在本说明书中,有时将弹性率运算部 34、硬度谱计算部 35 总称为弹性率运算部。

[0150] 在实施例 3 中,在图 17 所示的混合方式的处理流程的步骤 S08 中,采用实施例 1 中说明的方法(即,剪切波的观测位置  $x(n)$  与剪切波的位移成为最大的时刻  $t(n)$  之间的关系)、以及实施例 2 中说明的瞬态快速扫描法中的任意一种方法来进行弹性率测定。由哪一种方法来进行弹性率测定例如由操作者使用未图示的输入设备等来决定。此外,在其他方法中,例如根据在步骤 S06 中选定的弹性率测定位置的深度、剪切波生成用的超声波波束的载波频率、剪切波生成用的超声波波束的 F 值(=焦距/开口直径)、剪切波生成用的超声波波束的照射时间、测定部位(乳腺、肝脏、前列腺、血管等)等自动决定。在自动决定的情况下,在中央控制部 3 中,弹性率测定位置的深度、剪切波生成用的超声波波束的载波频率、与测定部位相应的最佳的弹性率的测定方法从未图示的存储介质中读出。通过将实施例 1 和实施例 2 组合起来,例如,在需要更安全的测定的部位(血管附近等)、或者超声波探头 1 能够使用的声道(channel)数较少而照射的聚焦超声波波束的音响强度比某阈值小时,能够应用瞬态快速扫描法。

[0151] 剪切波生成用的超声波波束的照射时间比某阈值小的情况、剪切波生成用的超声波波束的 F 值比某阈值大的情况、弹性率测定位置距体表的深度比某值大的情况、或者由这些值和剪切波生成用的超声波波束的载波频率的函数来表示的值比某阈值大的情况,都应用瞬态快速扫描法。

[0152] (实施例 4)

[0153] 实施例 4 关于一种超声波诊断装置,使用向被检体发送超声波波束并接收回波信号的超声波探头,在该超声波诊断装置中,具有:形变运算部,其辐射第一位移检测用波束,并基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,计算区域 1 内的形变信息;位移生成部 10,其向被检体内辐射聚焦波束,使被检体内的组织发生位移;弹性率运算部 34,其辐射第二位移检测用波束,基于来自进行了波接收的被检体的回波信号,来检测由聚焦波束产生的剪切波的位移,并检测包含在区域 1 的内部的区域 2 内的弹性率;显示部 7,其显示基于形

变信息的形变图像和弹性率；以及测定位置选定部 40，其基于形变信息来检测弹性率，并选定至少一个弹性率检测位置；测定位置选定部 40 将形变的分布均一的弹性率检测位置选定多处，根据在测定位置选定部 40 中选定的多处弹性率检测位置来决定照射聚焦波束的至少一个焦点位置。

[0154] 即，在实施例 1～实施例 3 中，从测定位置选定部 40 输出的进行弹性率测定的最佳的位置是一个，而在第 4 实施例中，说明从测定位置选定部 40 输出的进行弹性率测定的最佳的位置为多个的超声波诊断装置的构成的一具体例。

[0155] 在实施例 4 中，在制成内核 K 来进行弹性率测定位置的选定的情况下，形变的标准偏差  $S(x, y)$  为某阈值以下的内核 K 的位置  $P(x, y)$  全部从测定位置选定部 40 输出。此外，在制成内核 K 来进行形变量的最大值与最小值之差的计算的情况下，形变量的最大值与最小值之差  $\text{Max}-\text{min}(x, y)$  为某阈值以下的内核 K 的位置  $P(x, y)$  全部从测定位置选定部 40 输出。此外，在制成滤波器 G 并进行图像处理的情况下，具有比滤波器 G 大的区域的区域  $R(n)$  全部从测定位置选定部 40 输出。阈值或者由中央控制部 3 从未图示的存储介质等读出，或者由操作者经由未图示的记录介质输入。

[0156] 如图 18 所示，说明从测定位置选定部 40 输出的位置 P 为  $P(x_1, y_1)$ 、 $P(x_2, y_2)$ 、 $P(x_3, y_3)$  这三个情况。从测定位置选定部 40 输出的位置 P 的数目不限于 3 个，是 2 以上的整数。在实施例 4 中，在测定位置选定部 40 中，对位置 P 彼此之间的距离  $L_1$ 、 $L_2$ 、 $L_3$  进行计算，与位置信息一起将距离的信息也输出至中央控制部 3。在中央控制部 3 中，将相对于 3 个位置 P 的焦点位置 F 输出至焦点位置设定部 12。此时，从中央控制部 3 输出的焦点位置的顺序由焦点间的距离的大小来控制。在图 18 的例子中，为  $L_3 > L_2 > L_1$ 。中央控制部 3 按照在前后时刻输出的 2 个焦点位置 F 间的距离从大变小的方式来决定输出的 3 个焦点位置 F 的顺序。在实施例 4 中的混合方式中，对于 3 个聚焦位置进行各一处的弹性率的测定，在每进行一次弹性率的测定时更新弹性率图像。

[0157] 使用图 18 的例子，说明实施例 4 中的混合方式的处理流程。这里，说明应用于实施例 1 的情况。此外，仅说明与实施例 1 不同的部分。此外，将对位置  $P(x_1, y_1)$ 、 $P(x_2, y_2)$ 、 $P(x_3, y_3)$  决定的焦点 F 设为  $F(x_1 - \Delta x, y_1)$ 、 $F(x_2 - \Delta x, y_2)$ 、 $F(x_3 - \Delta x, y_3)$ 。

[0158] 在图 3 的步骤 S06 中，选定上述 3 个位置，并且计算距离。接着，在图 3 的步骤 S08 中，从中央控制部 3 向焦点位置设定部 12 输出焦点  $F(x_1 - \Delta x, y_1)$ ，对焦点  $F(x_1 - \Delta x, y_1)$  照射位移生成用波发送波束即聚焦波束并进行弹性率测定。在步骤 S10 中显示了弹性率图像后，在步骤 S12 中没有结束测定的情况下，返回至步骤 S08，接着，从中央控制部 3 向焦点位置设定部 12 输出  $F(x_3 - \Delta x, y_3)$ ，向焦点  $F(x_3 - \Delta x, y_3)$  照射聚焦波束并进行弹性率测定。

[0159] 在步骤 S10 中显示了弹性率图像后，在步骤 S12 中没有结束测定的情况下，返回至步骤 S08，接着，从中央控制部 3 向焦点位置设定部 12 输出  $F(x_2 - \Delta x, y_2)$ ，向焦点  $F(x_2 - \Delta x, y_2)$  照射聚焦波束并进行弹性率测定。在步骤 S10 中显示了弹性率图像后，在步骤 S12 中没有结束测定的情况下，返回至步骤 S02 并进行形变分布的测定，再次，在步骤 S06 中选定多个弹性率测定位置。此时，也可以不是再次选定多个弹性率测定位置，而是使用在先前时刻选定的 3 个位置。

[0160] 这样，通过在步骤 S06 中选定多处进行弹性率测定的位置，能够缩短计算时间和测定时间。此外，在进行弹性率测定的时刻为前后的 2 个弹性率测定位置上，关于第二个起

以后的位置,由于选择从之前的时刻照射的焦点位置起离开了距离的位置,所以能够使在向与各个位置相对应的焦点位置照射聚焦波束时产生的温度上升对其他的焦点位置的温度上升所带来的影响成为最小限。此外,由于不是连续向相同场所照射聚焦波束,所以能够使局部的热的温度上升减少。

[0161] 虽然在以上的说明中,说明了应用于实施例 1 的情况,但是在实施例 2、实施例 3 的情况中也同样地,对输出的焦点位置的顺序进行控制。

[0162] (实施例 5)

[0163] 在实施例 5 中,说明实施例 1~实施例 3 中的另外的弹性率测定位置选定方法。这里,以实施例 1 的系统构成为前提来说明。此外,针对内核 K 和滤波器 G 的大小与进行弹性率测定的区域 ROI\_e 相同的情况来说明。

[0164] 在实施例 5 中,如图 19(a) 所示,内核 K 或滤波器 G 的大小在 y 方向上缩小为一半,进行用于选定弹性率测定位置的信号处理。这里,+y 方向为位移生成用波发送波束即聚焦波束的传播方法,+x 方向为剪切波的传播方向。如前所述,ROI\_e 的 y 方向的长度由位移生成用波束的深度方向的宽度来决定。y 方向的大小缩小为一半的内核 K 或者滤波器 G 称为内核 K' 或者滤波器 G'。在内核 K 或者滤波器 G 的深度方向的长度为  $I_y$ ,方位方向的长度为  $I_x$  时,内核 K' 或滤波器 G' 的深度方向的长度为  $I_y/2$ ,方位方向的长度为  $I_x$ 。深度方向的长度优选为位移生成用波发送波束的深度方向的宽度的 1/2 的值。

[0165] 在制成内核 K' 进行计算的情况下,通过计算来导出形变的标准偏差  $S'(x,y)$  为某阈值以下的内核 K' 的位置  $P'(x,y)$  的全体。此外,在制成内核 K' 来进行形变量的最大值与最小值之差的计算的情况下,通过计算来导出形变量的最大值与最小值之差  $\text{Max-min}(x,y)$  为某阈值以下的内核 K' 的位置  $P'(x,y)$  的全体。此外,在制成滤波器 G' 来进行图像处理的情况下,通过图像处理来导出具有比滤波器 G' 大的区域的区域  $R'(n)$  ( $n$  为正的整数) 以及  $R'(n)$  的重心位置  $P'(x,y)$  的全体。阈值或者是由中央控制部 3 从未图示的存储介质等中读出并自动设定,或者是由操作者经由未图示的记录介质输入来手动设定。

[0166] 在使用内核 K' 或者滤波器 G' 进行信号处理并计算出弹性率测定位置  $P'(x,y)$  之后,在测定位置选定部 40 中,在深度方向上搜索内核 K' 或者滤波器 G' 连续的 2 个位置  $P'(x,y)$ 。例如,在 2 个位置  $P'(x,y)$  中的一个位置为  $P1'(x',y')$  时,另一个位置是  $P2'(x',y'+I_y/2)$ 。在深度方向上找到内核 K' 或者滤波器 G' 连续的 2 个位置的情况下,连续的 2 个位置信息  $P1'(x',y')$ 、 $P2'(x',y'+I_y/2)$  从测定位置选定部 40 向中央控制部 3 输出。此外,在中央控制部 3 中,基于位置  $P1'$  和  $P2'$  来计算焦点的位置  $F'$ 。

[0167] 如图 19(a) 所示, $F'$  的 x 坐标为  $x'-I_x/2$ ,y 坐标为  $y'+I_y/4$ 。这里, $I_x/2$  是相当于剪切波的传播距离的一半距离的值。此外, $y'+I_y/4$  是位置  $P1'$  和  $P2'$  的 y 坐标的中点,即,是相当于进行弹性率测定的区域 ROI\_e 的深度方向的长度的一半的值。焦点  $F'$  的信息被输入至焦点位置设定部 12,向焦点  $F'$  照射位移生成用波发送波束。此外,对从焦点  $F'$  向 x 方向传播的剪切波的位移进行检测。

[0168] 在弹性率运算部 34 中,在计算 ROI\_e 内的弹性率时,计算比焦点  $F'$  浅的场所的弹性率、以及比焦点  $F'$  深的场所的弹性率这 2 个弹性率。在实施例 5 中,在每一处的弹性率测定中,如图 20 所示,能够调查 2 个形变  $\epsilon'$ 、 $\epsilon''$  和与这些形变相对应的 2 个弹性率  $E'$ 、 $E''$  之间的关系。因此,根据 2 组形变和弹性率来计算 2 个应力。如上所述,在彩色刻度设

定部 50 中,将形变的彩色刻度变换为弹性率的彩色刻度。通过把握 2 组形变和弹性率的对应,与  $\epsilon'$  和  $\epsilon''$  之间的形变相关的弹性率的估计能够根据  $E'$  和  $E''$  采用内插插值来求取。同样地,在  $\epsilon'$  和  $\epsilon''$  之间没有求取出的形变时,采用外插插值也能够求取。通过使用根据 2 个应力进行了内插和外插等线性插值后得到的值,能够提高变换的精度。一般,由于内插比外插精度更良好,所以  $\epsilon'$  和  $\epsilon''$  越是尽可能不同的值,越可以在较广的范围中提高弹性率的估计精度。由此,虽然在图中在 2 个 ROI 相邻的情况下进行了说明,但是在空间上可以分离。在一次的剪切波的生成中,剪切波在 2 个 ROI 中传播即可。当然如已经记述的那样,如果剪切波的产生处与测量处过度分离,则信噪比降低,所以在 ROI 的设定方式中,需要考虑这 2 个观点(形变不同和信噪比)。此外,可以使 2 个形变  $\epsilon'$ 、 $\epsilon''$  和与这些形变相对应的 2 个弹性率  $E'$ 、 $E''$  之间的关系与由  $E = \sigma / \epsilon$  表示的曲线进行拟合来计算一个应力的值。拟合处理由彩色刻度设定部 50、或者中央控制部 3 来进行,拟合的运算由未图示的中央处理部的程序处理来进行。在不存在深度方向上连续的 2 个内核  $K'$  或者滤波器  $G'$  的情况下,内核和滤波器的大小、或者阈值通过自动或手动来变更。此外,在不存在深度方向上连续的 2 个内核  $K'$  或滤波器  $G'$  的情况下,使用内核  $K$ 、滤波器  $G$ ,再次进行信号处理来选定弹性率测定位置,可以由实施例 1、实施例 2、实施例 3 的方法来实施弹性率测定。

[0169] 到此为止基于实施例 1 的系统进行了说明,但是在实施例 2、实施例 3 中也可以应用同样的方法。此外,除了在深度方向上将内核的大小设为一半以外,还能够缩小为  $1/m$  ( $m$  是正的整数)。如果缩小为  $1/m$  ( $m$  为正的整数),则由弹性率运算部 34 计算的弹性率和形变的组变为  $m$  倍,所以能够提高平均化计算的应力的精度。在弹性率测定时应用混合方式的情况下,2 焦点的位置例如设定为图 19(a) 的  $F'$  ( $x' - I_x/2, y' + I_y/4$ ),  $F''$  ( $x' + I_x/2, y' + I_y/4$ )。

[0170] 进一步地,如图 19(b) 那样,也可以在  $x$  方向即剪切波的传播方向上将内核  $K$  和滤波器  $G$  的大小缩小为一半。此时,缩小后的内核  $K'$  和滤波器  $G'$  的方位方向的长度优选为剪切波的传播距离的  $1/2$  的值。

[0171] 在剪切波的传播方向上将内核  $K$  和滤波器  $G$  的大小缩小为一半的情况下,在使用混合方式测定弹性率时,对于各个  $n$ ,成为峰值的切换周期  $T_m$  的值即  $TM(n)$  的值为 2 个。这是由于在 2 个焦点之间存在具有 2 种不同的剪切波的传播速度的介质。这里,如数式 2,  $TM(n)$  与剪切波的传播速度成反比。此外,由于形变越小则剪切波的传播速度越快,所以在形变小的区域中,得到更小的  $TM(n)$ 。因此,能够识别 2 个区域的形变和剪切波速度、即形变和弹性率。

[0172] 各实施例的测定对象即被检体列举例如肝脏、乳腺、血管、前列腺等生物体。各实施例虽然是对使用了剪切波的弹性率测量和形变彩色图像进行合成的手法,但是形变彩色图像的获取在弹性率测量之前进行是特征之一。通过在先进行形变彩色图像的获取,能够选择适于弹性率测量的场所,能够提高弹性率测量的精度和基于弹性率测量的合成图像的精度。

[0173] 虽然以上说明了本发明的各种实施例,但是本发明不限定为这些实施例,当然能包含各种变形例。上述实施例是为了更好地理解本发明而进行说明的,本发明不限于此。此外,某实施例构成的一部分也可以替换为其他的实施例的构成,在某实施例的构成中也可以追加其他实施例的构成。例如,还可以将实施例 4 和实施例 5 组合起来。

[0174] 此外,在各实施例中,在生成剪切波时,也可以取代超声波聚焦波束,而使用机械驱动(DC电动机、振动泵等)、手动压迫、基于电脉冲的压迫、心脏或血管等生物体组织的运动等众所周知的方法。此外,也可以取代线性阵列型的探头而使用二维探头。此外,超声波探头1的各元件例如也可以变更为陶瓷、以高分子作为材料的压电元件、利用了硅的静电力的振子等。

[0175] 此外,通过对沿着位移生成用波发送波束的传播方向的多处照射位移生成用波发送波束,还能够生成剪切波的平面波,延长剪切波的传播距离。此外,在位移的检测中,除了相关运算以外,也可以使用互相关运算、最小平方和、多普勒(doppler)法等众所周知的计算方法来进行位移的计算。

[0176] 另外,关于上述各实施例的构成、功能、处理部等,当然也可以将它们中的一部分或全部作为专用的硬件构成、或者软件构成、或者对它们进行了共用的构成。

[0177] 虽然以上详述了各种实施例,但是本说明书在权利要求书记载的权利要求的发明以外包含各种发明。

[0178] 符号说明

- [0179] 1 超声波探头
- [0180] 2 收发切换开关
- [0181] 3 中央控制部
- [0182] 4 彩色 DSC
- [0183] 5 黑白 DSC
- [0184] 6 合成部
- [0185] 7 显示部
- [0186] 10 位移生成部
- [0187] 11 位移生成用波发送波形生成部
- [0188] 12 焦点位置设定部
- [0189] 13 位移生成用波发送波束生成部
- [0190] 14 波束时间设定部
- [0191] 20 第一超声波收发部
- [0192] 22 位移运算部
- [0193] 24 形变运算部
- [0194] 30 第二超声波收发部
- [0195] 32 剪切波位移运算部
- [0196] 34 弹性率运算部
- [0197] 35 硬度谱计算部
- [0198] 41 形变图像
- [0199] 42 内核 K
- [0200] 43 弹性率彩色刻度
- [0201] 44 滤波器 G
- [0202] 45 B 模式像
- [0203] 46 弹性率图像

- 
- [0204] 47 弹性率（绝对值,最大 - 最小）
  - [0205] 40 测定位置选定部
  - [0206] 50 彩色刻度设定部
  - [0207] 60 弹性率测定位置运算部
  - [0208] 61 输入部
  - [0209] 62 位移生成用波束传播路径估计部
  - [0210] 100 超声波探头 1 的各元件

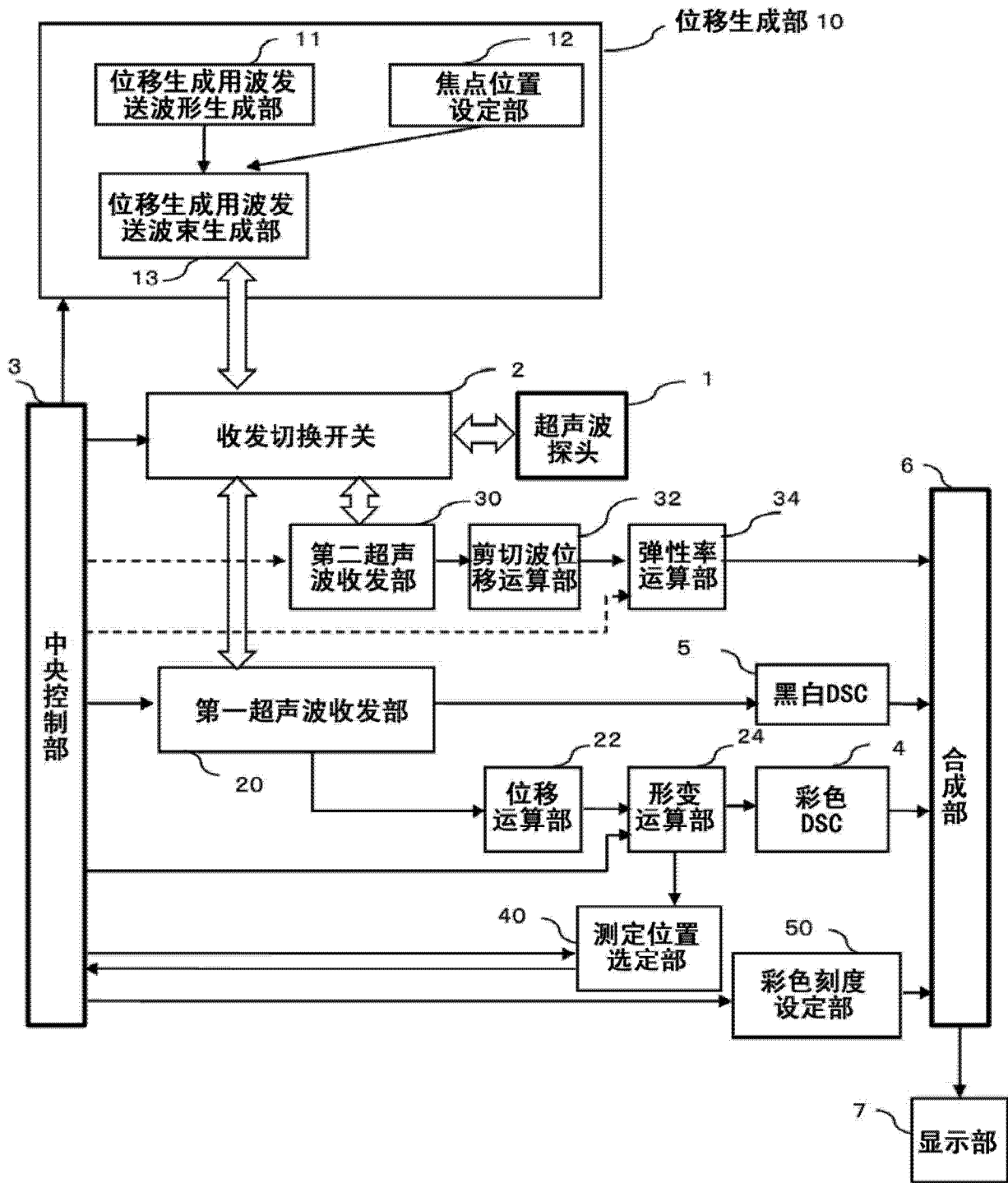


图 1

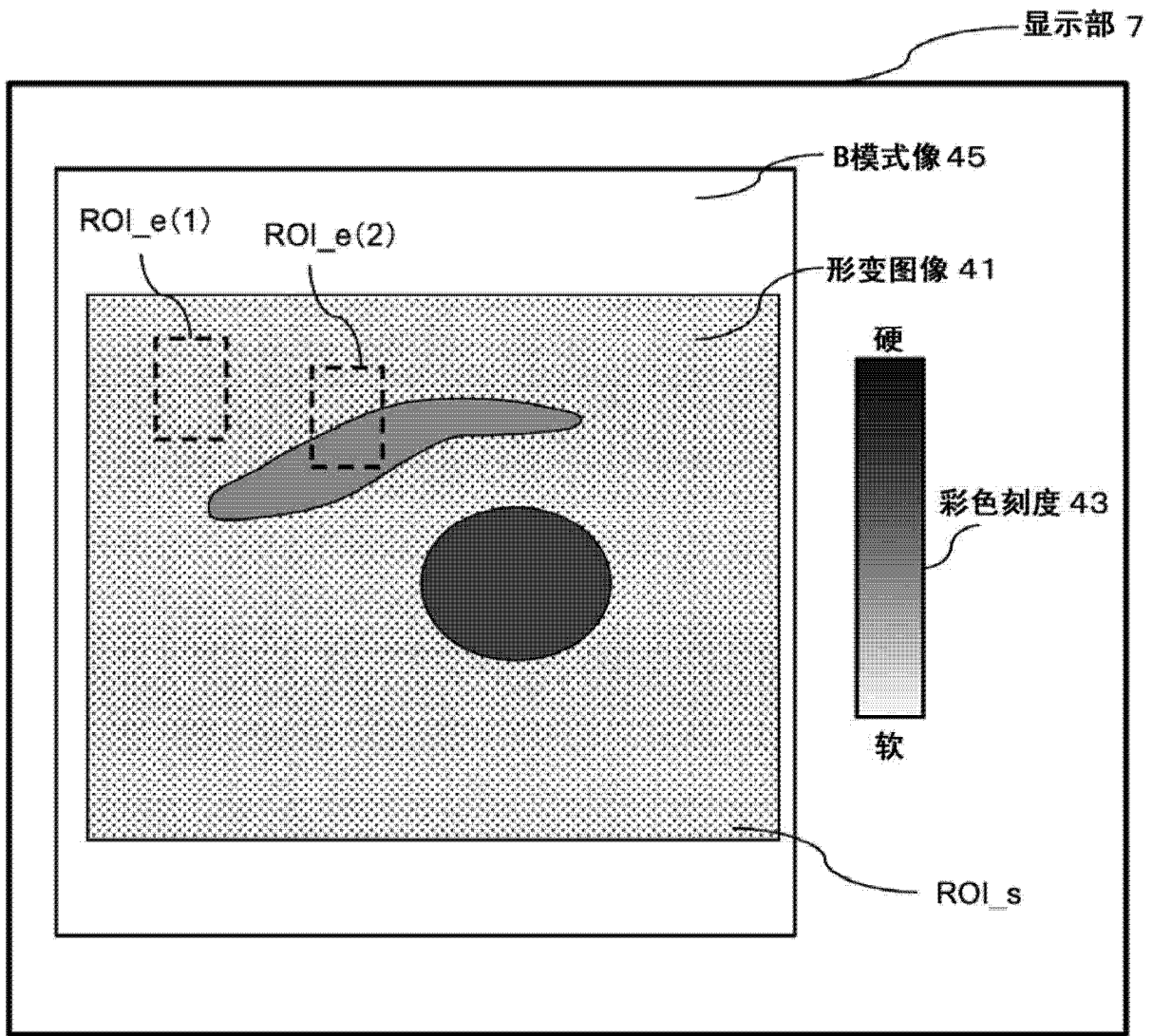


图 2

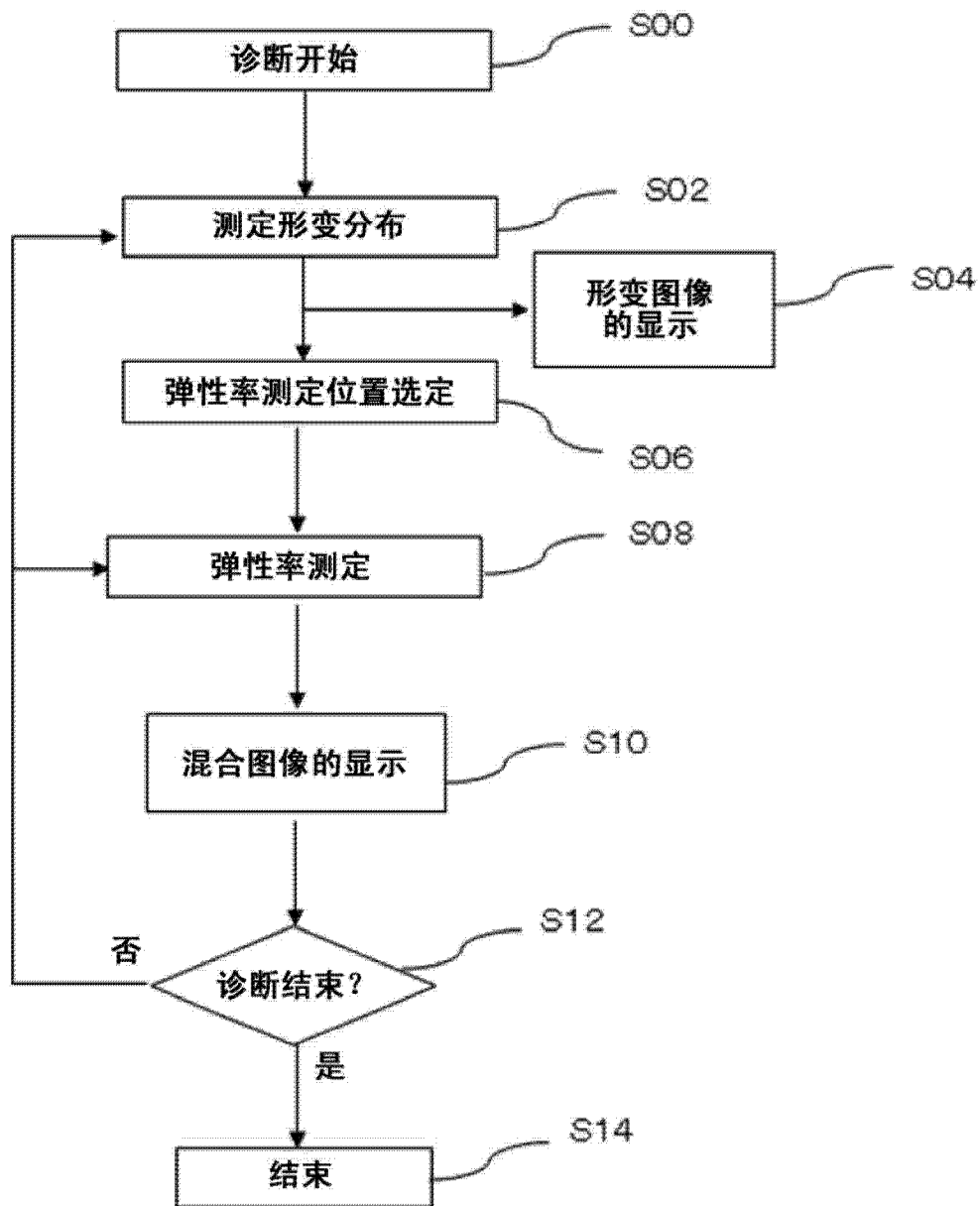


图 3

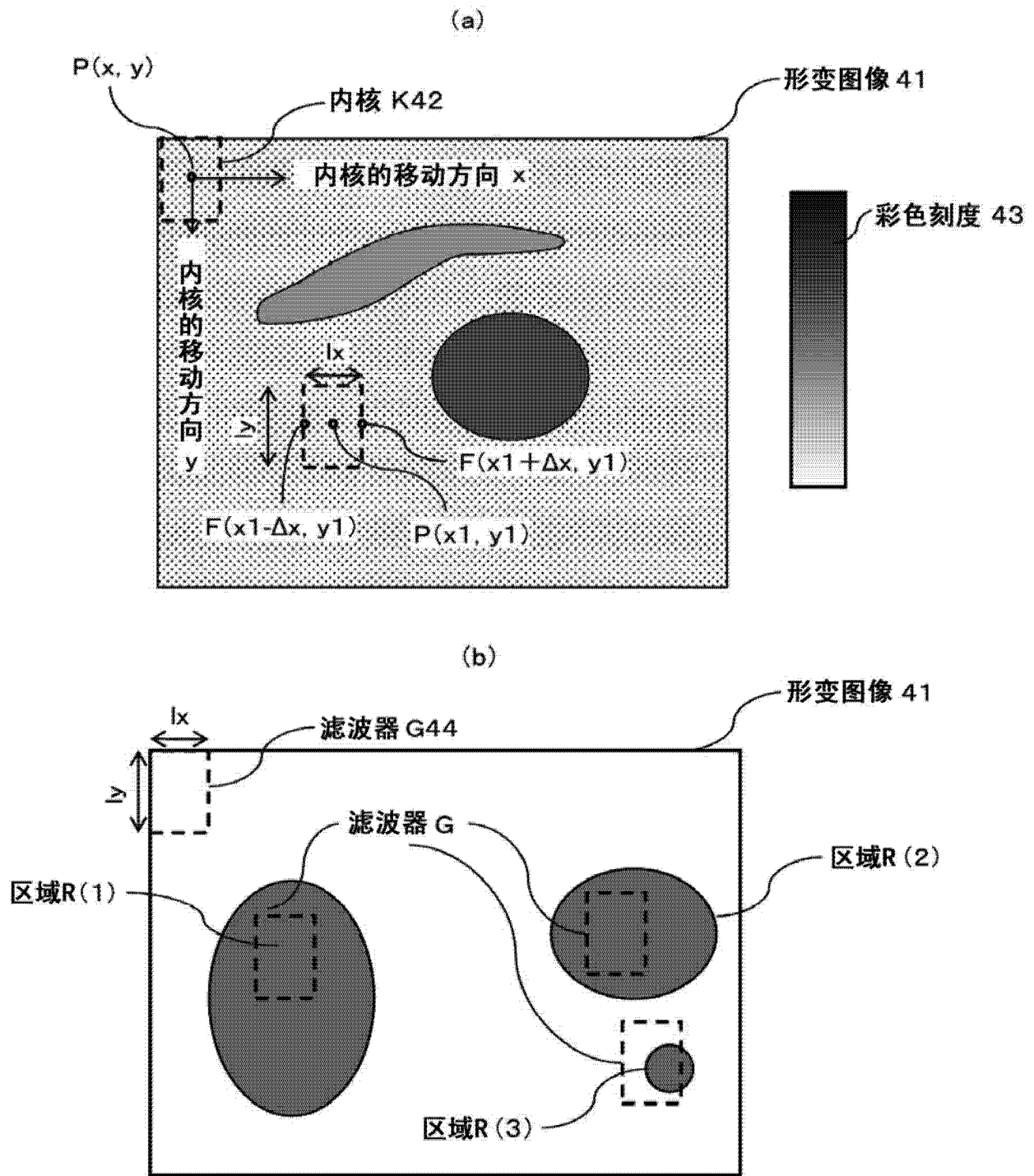


图 4

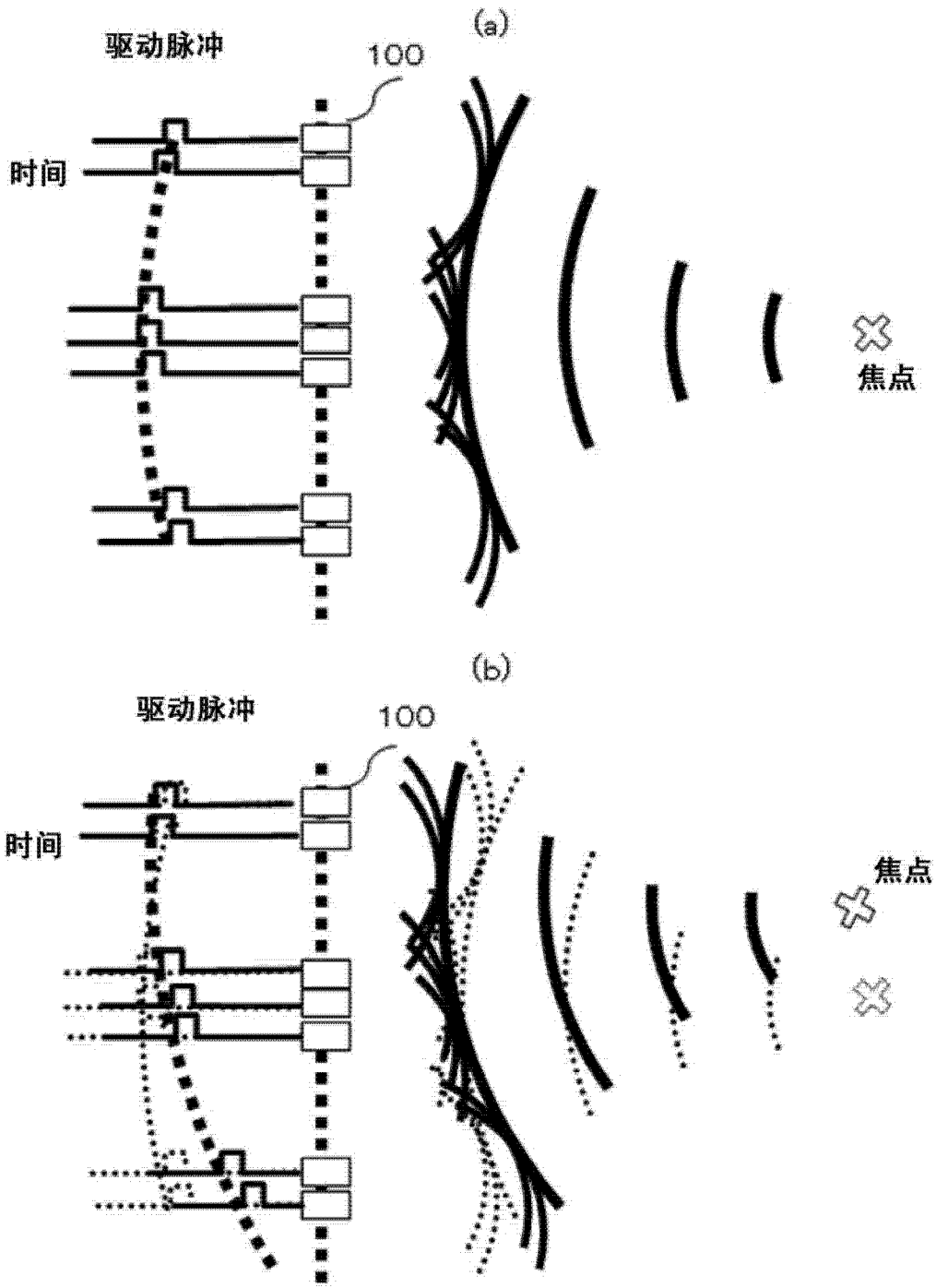


图 5

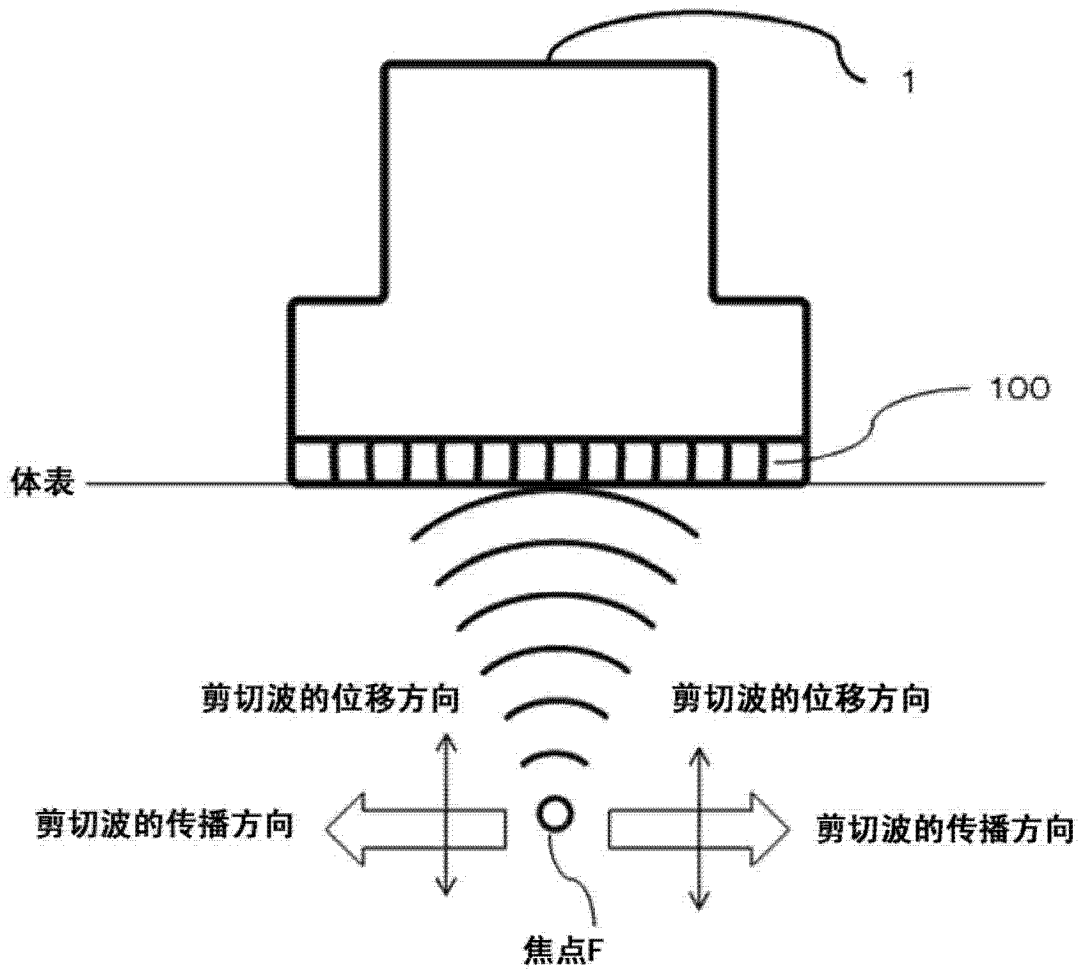


图 6

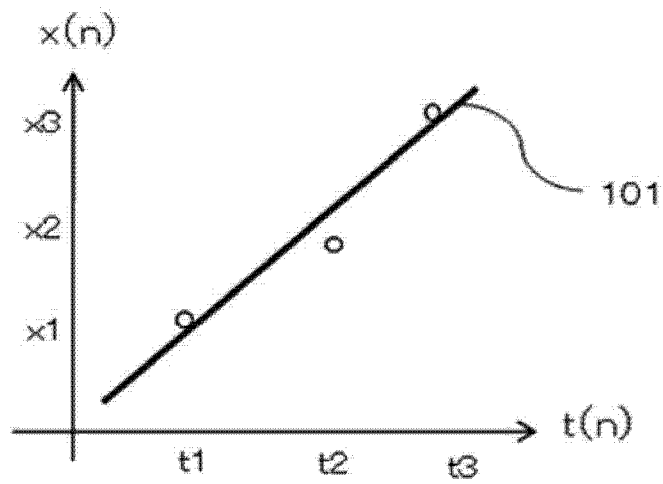


图 7

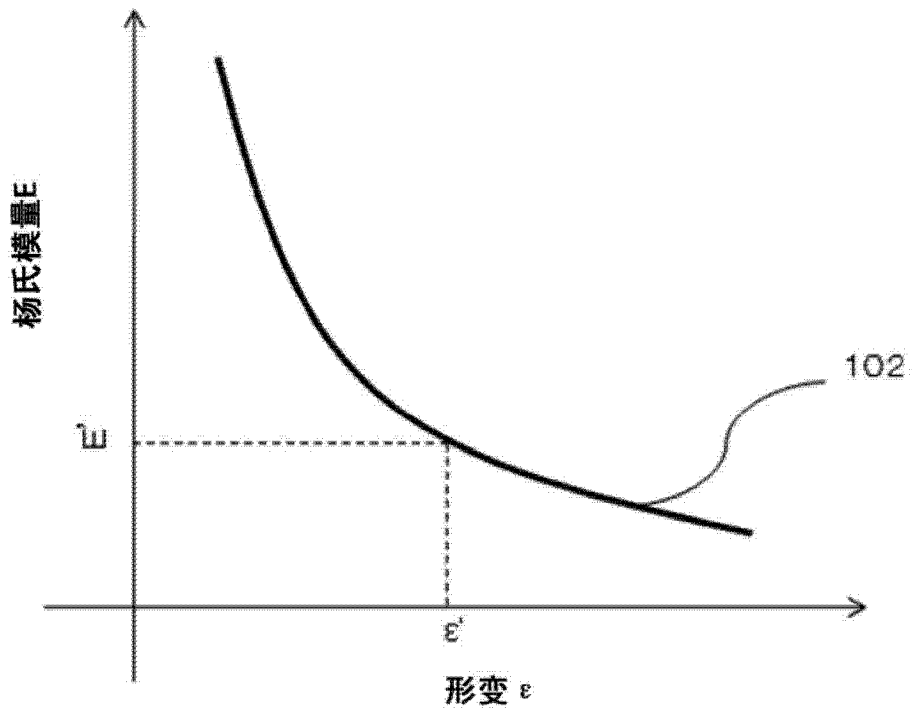


图 8

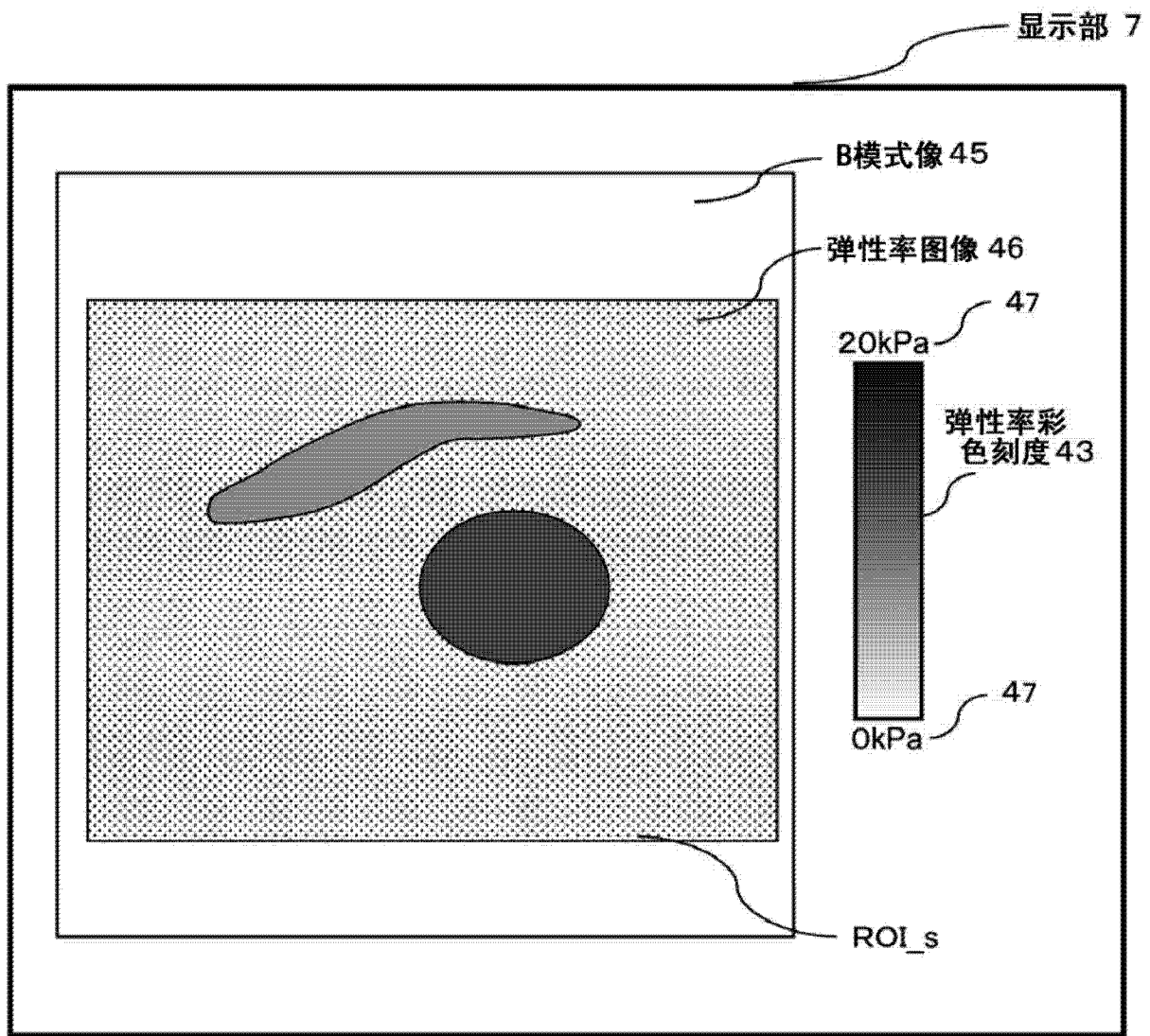


图 9

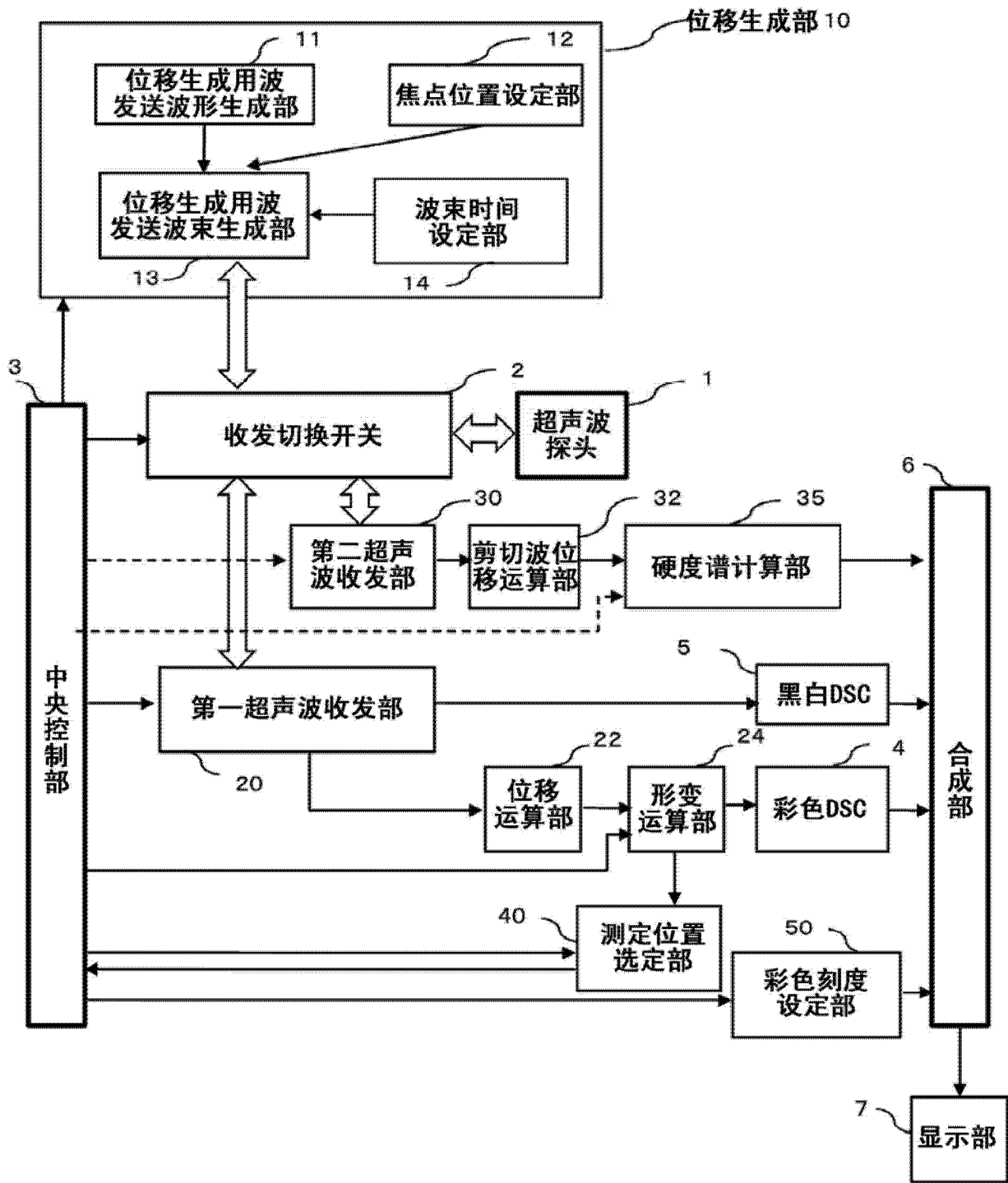


图 10

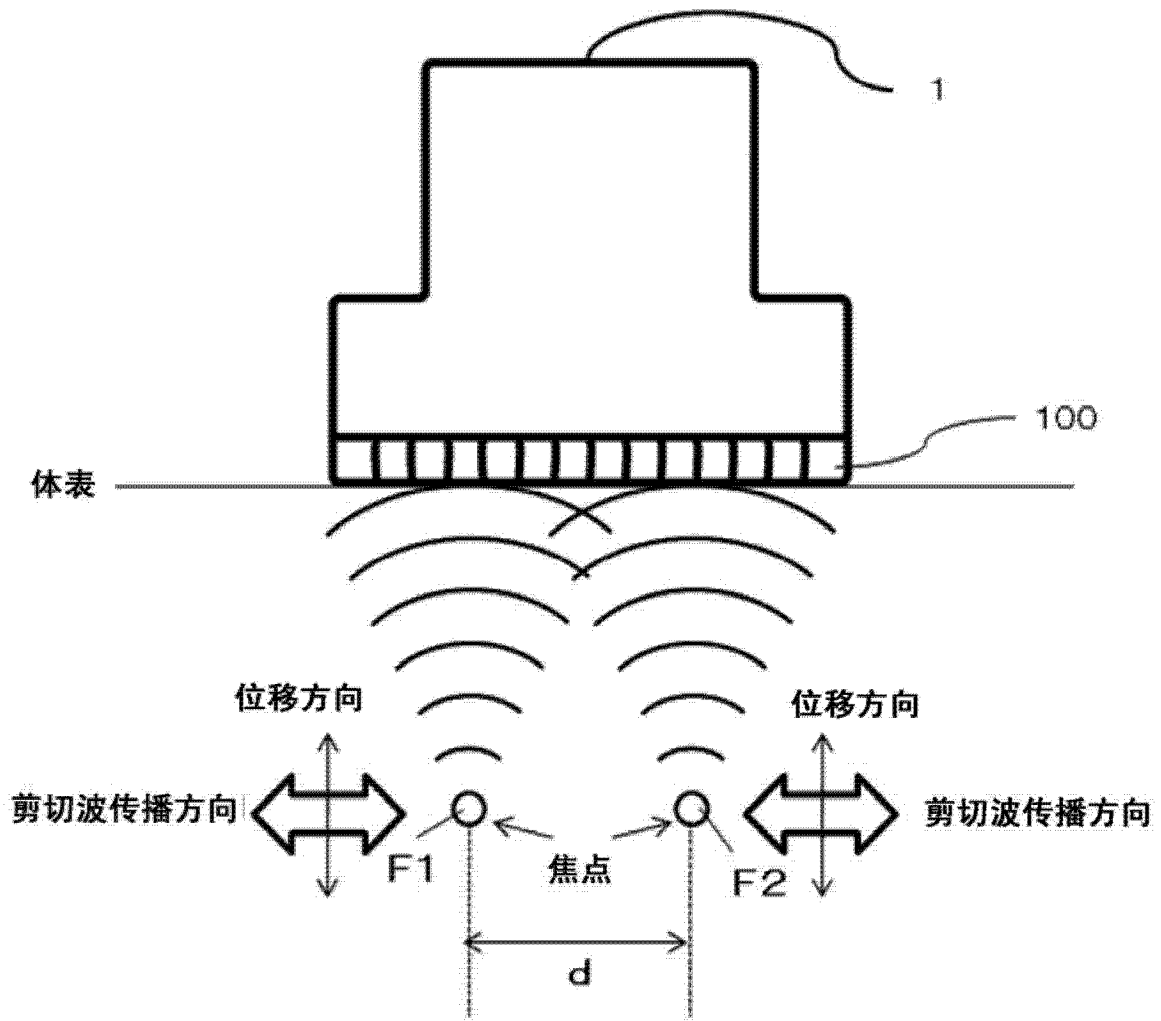


图 11

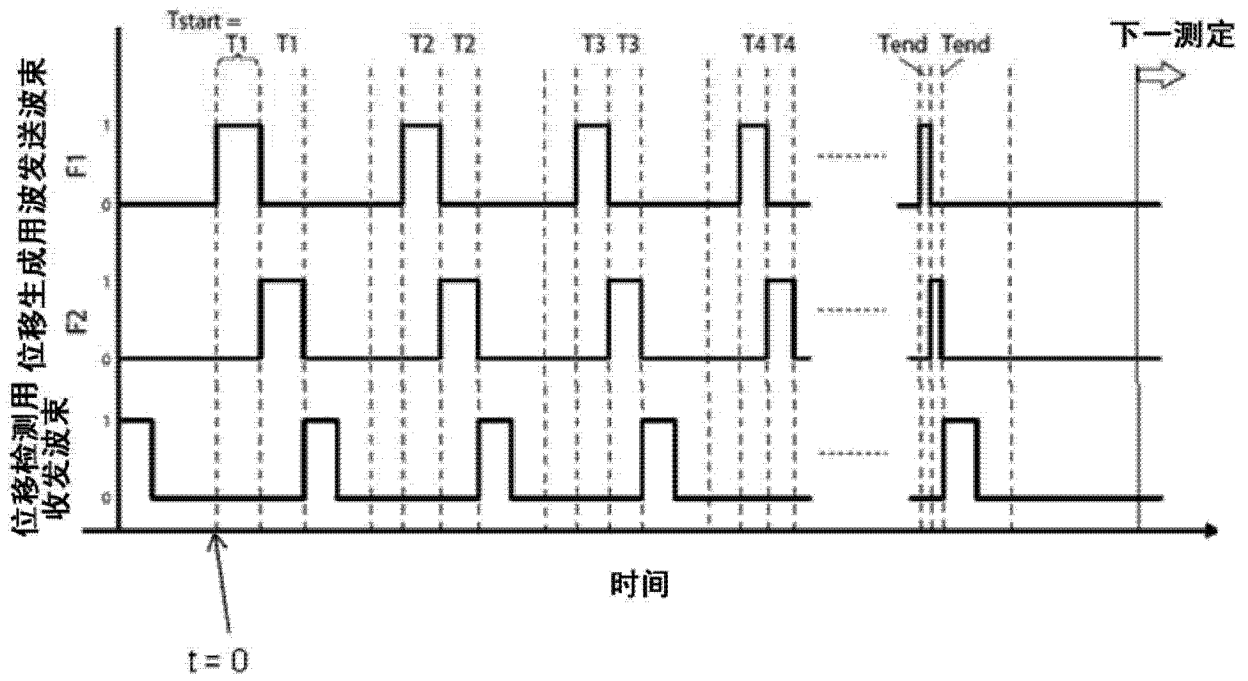


图 12

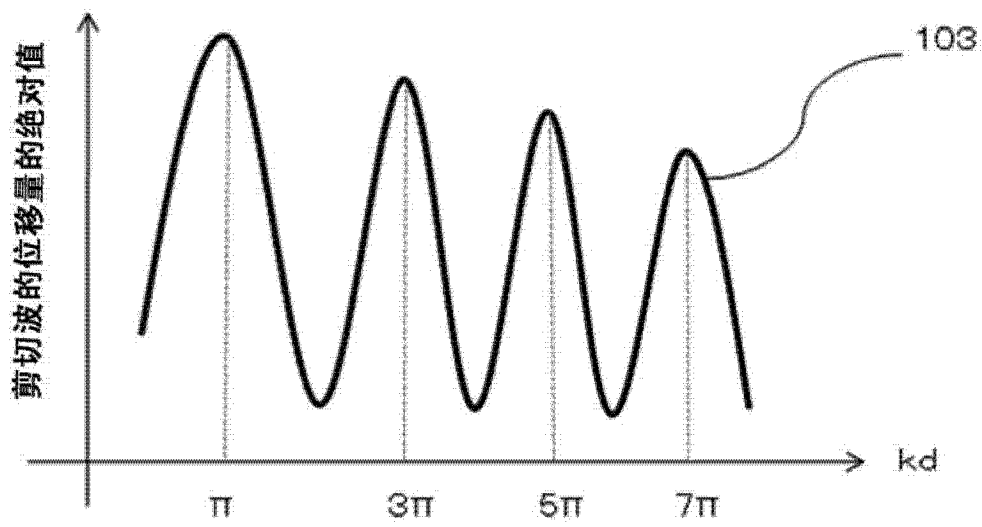


图 13

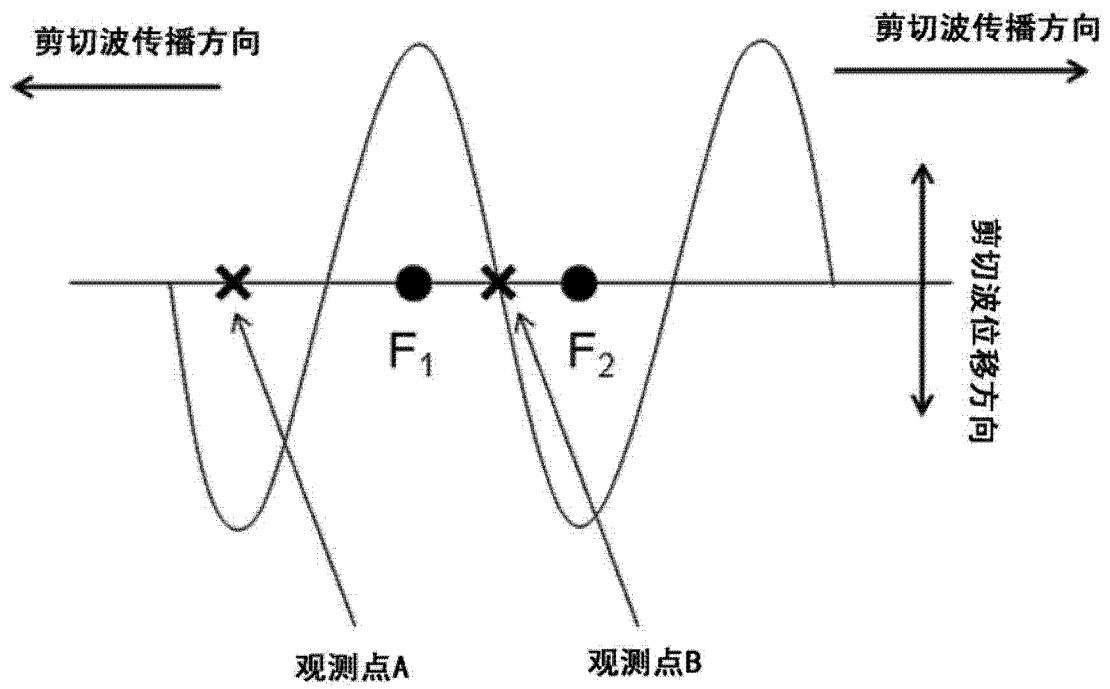


图 14

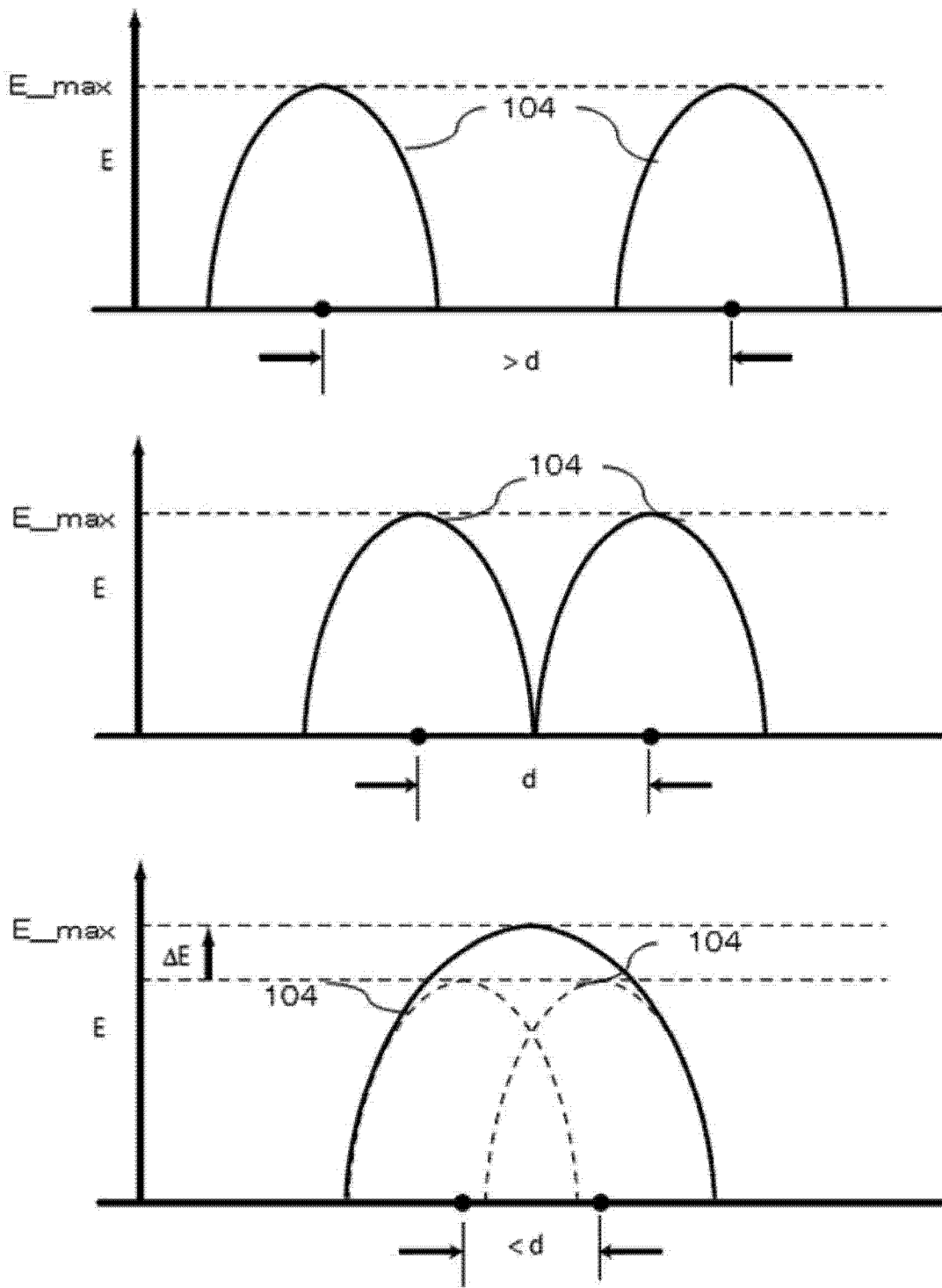


图 15

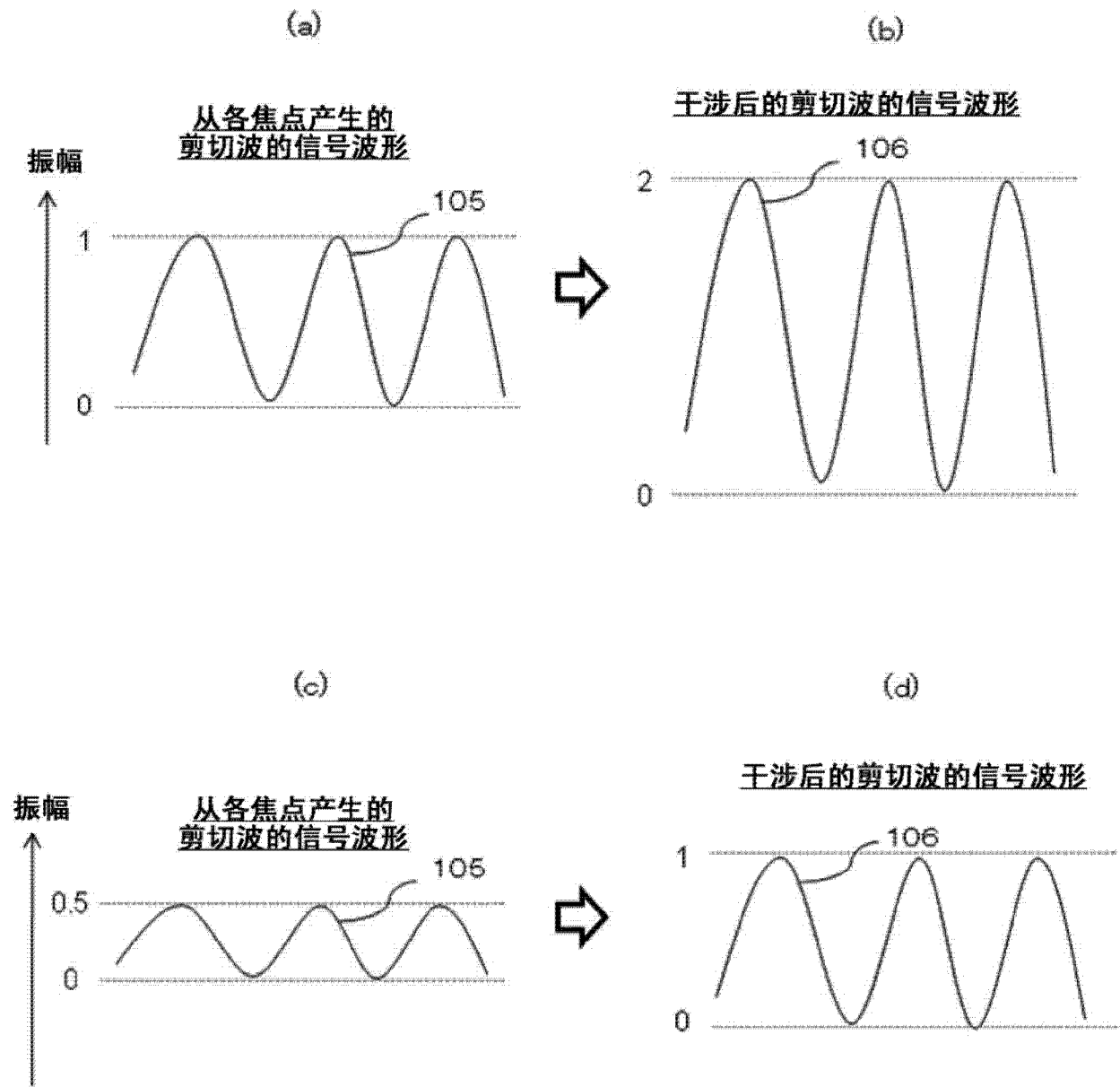


图 16

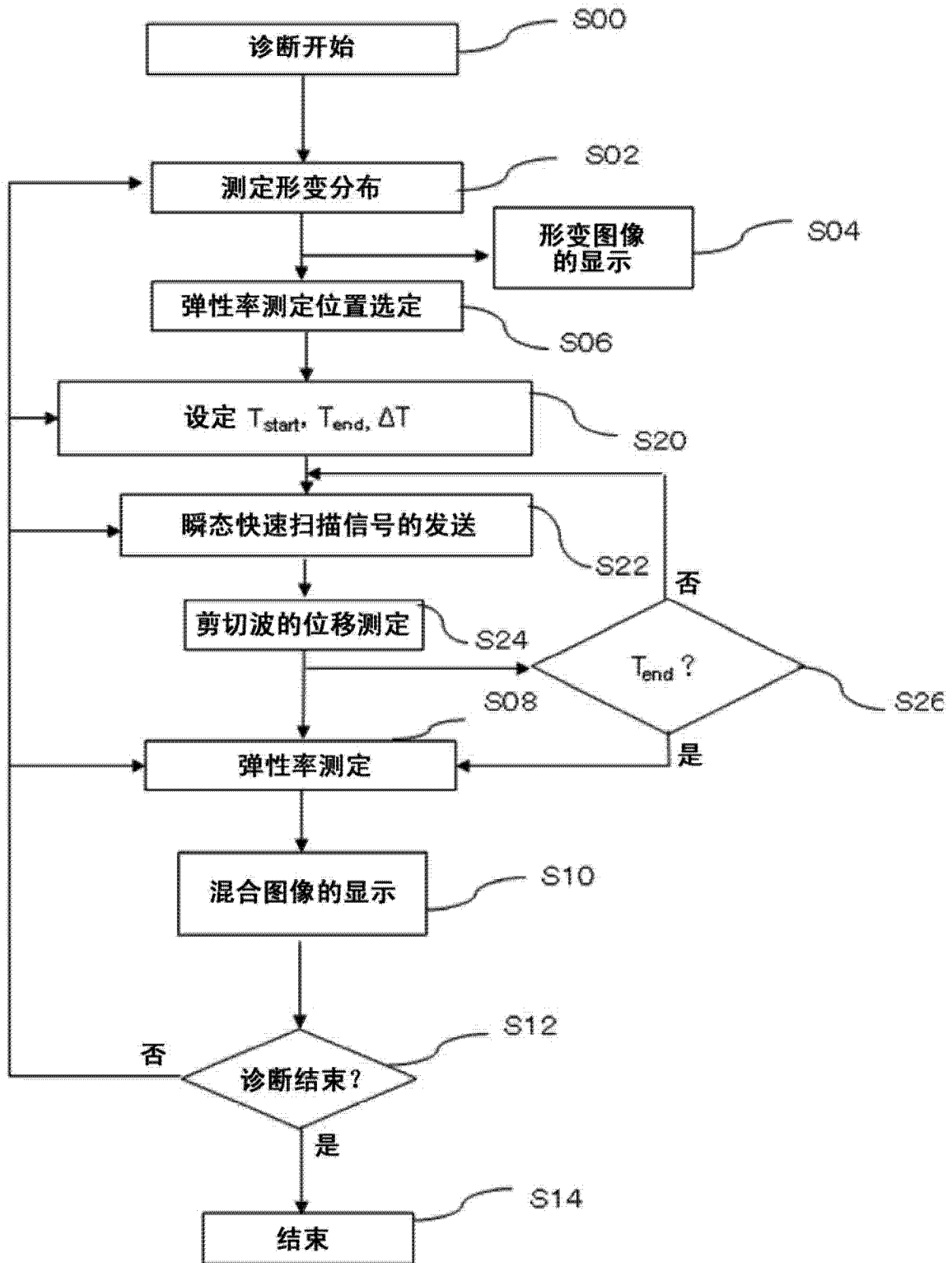


图 17

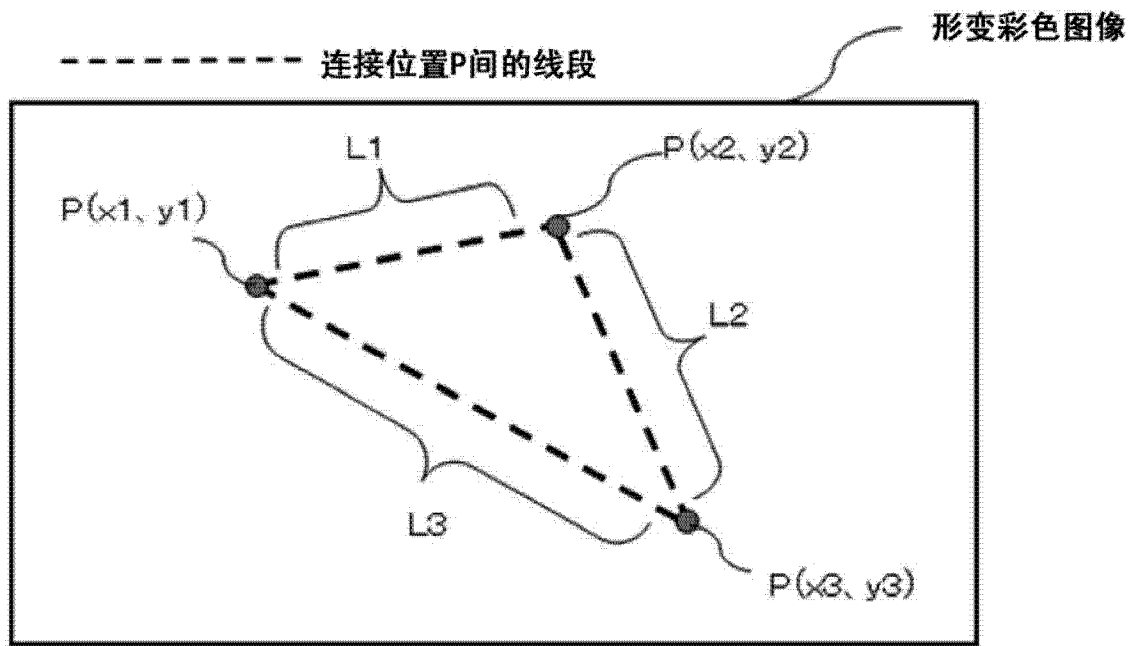


图 18

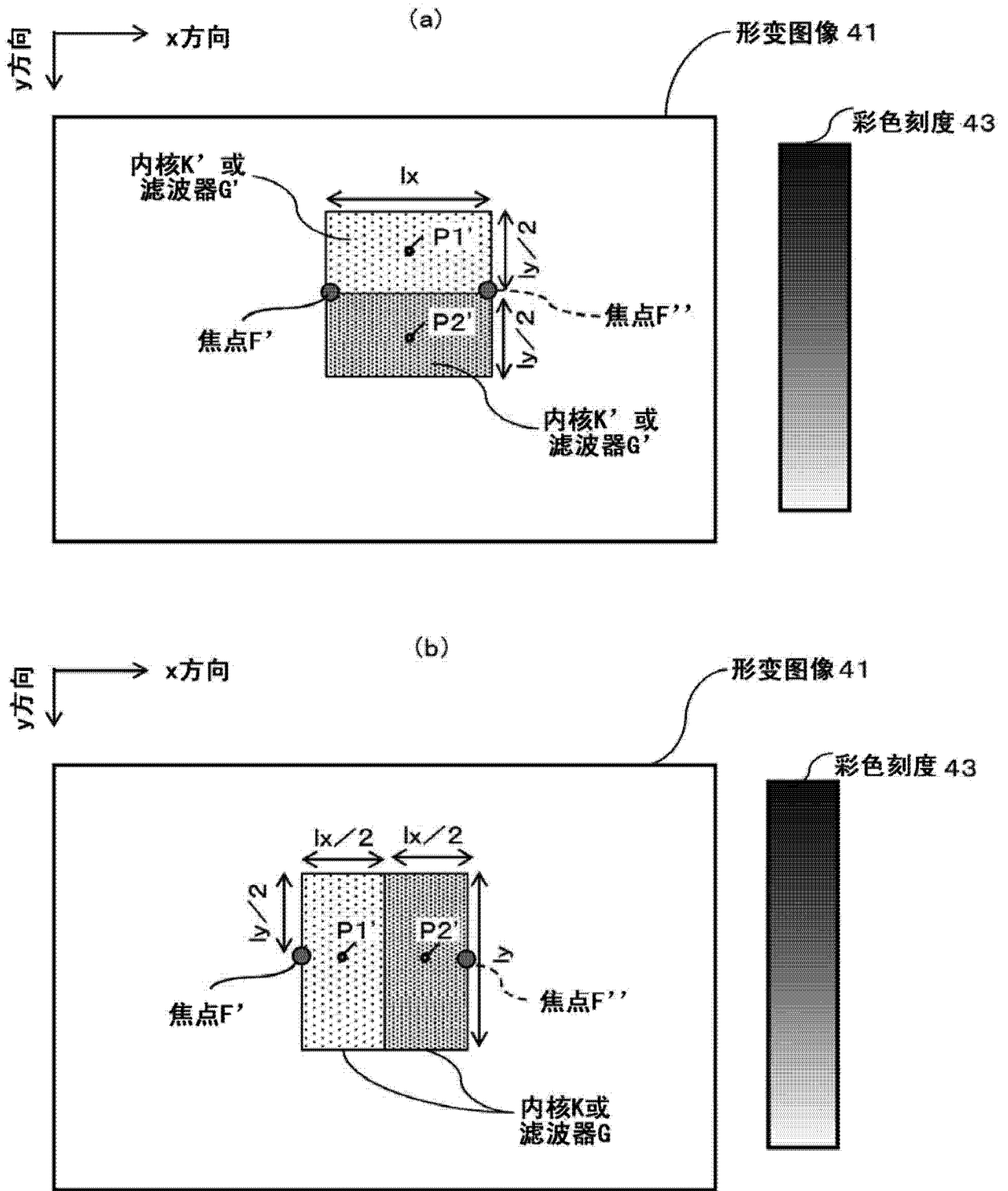


图 19

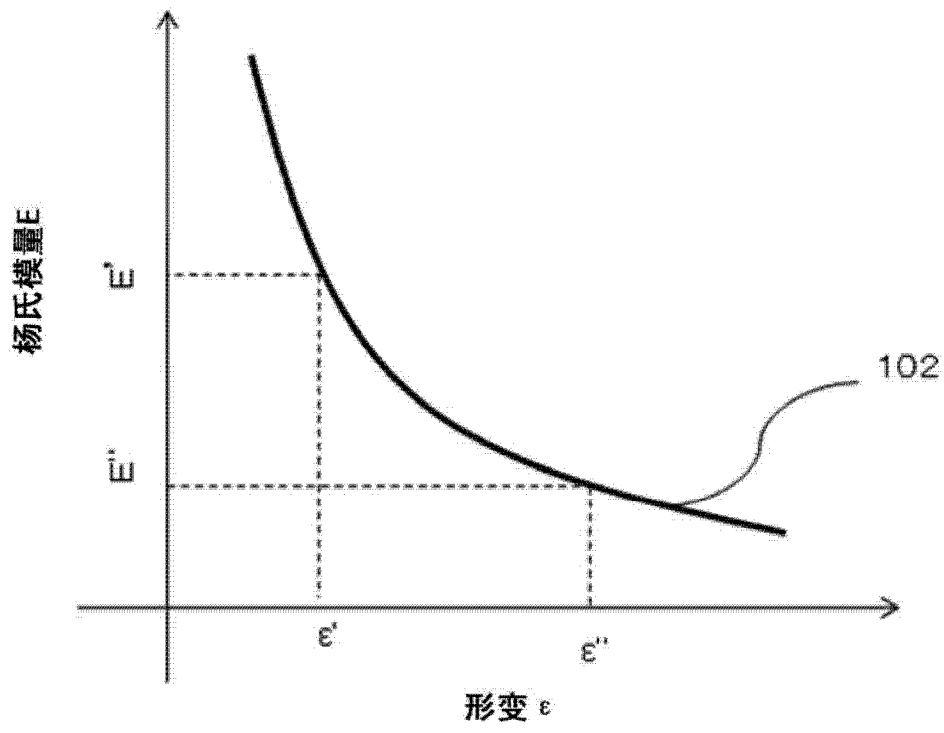


图 20

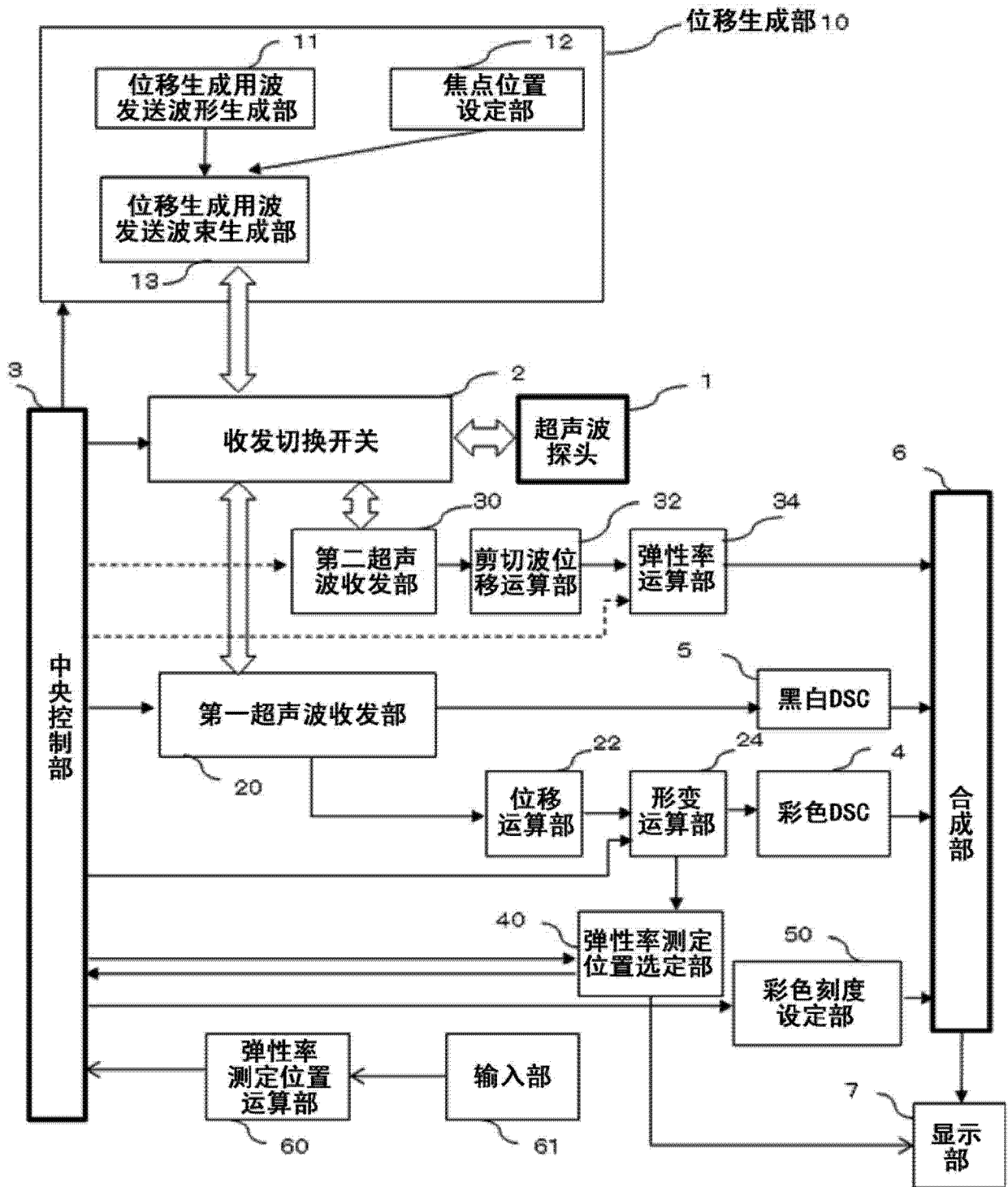


图 21

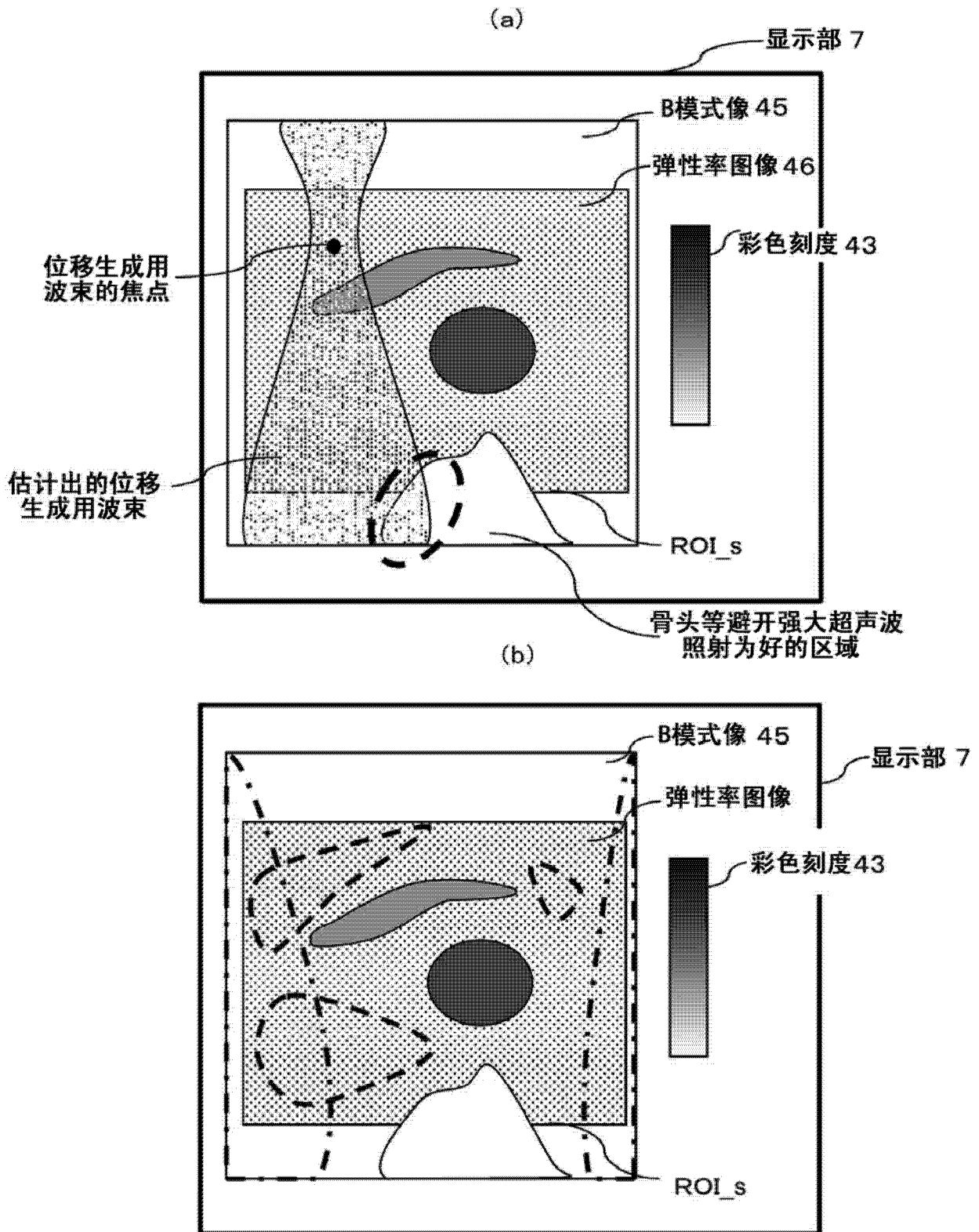


图 22

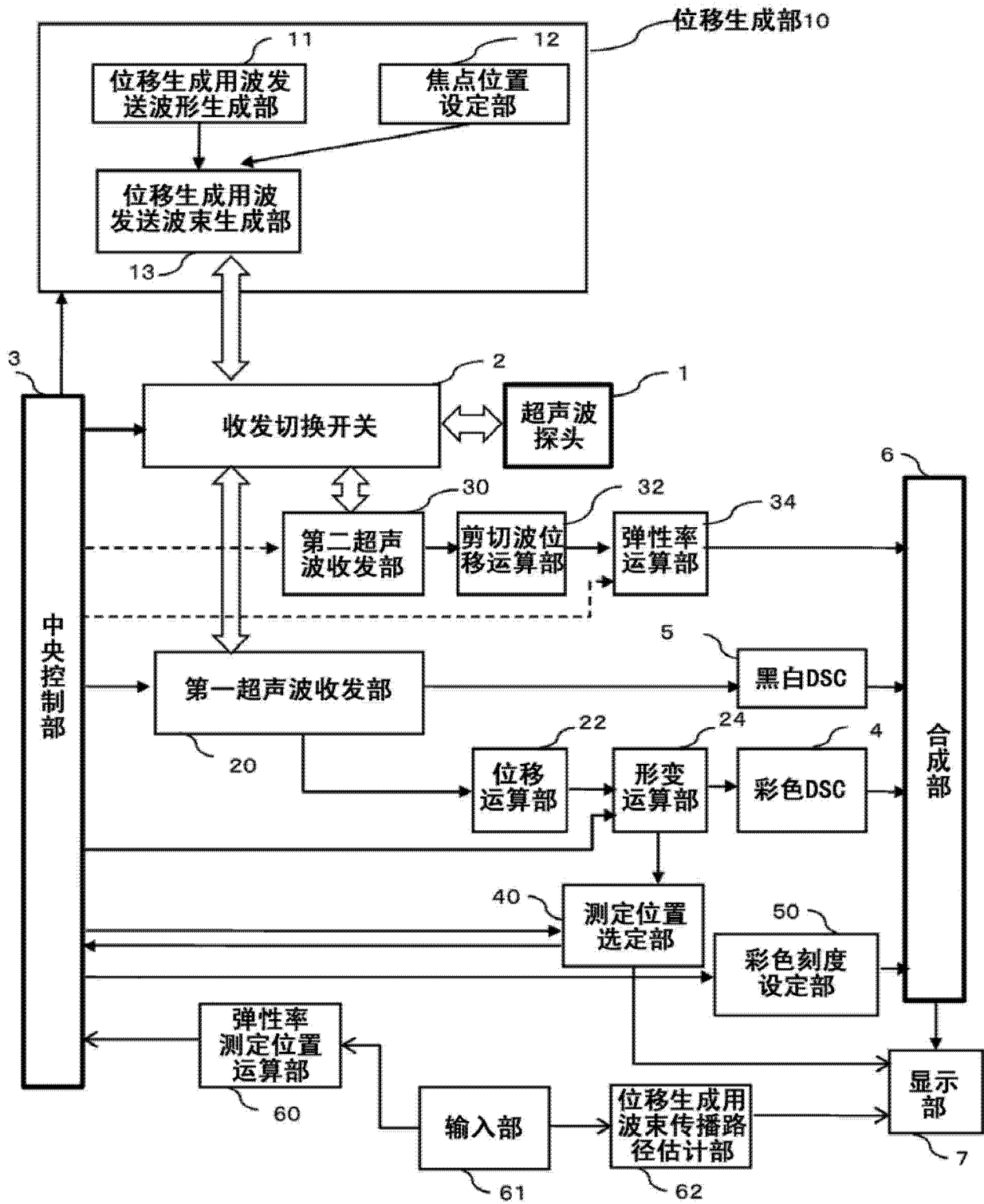


图 23

专利名称(译)	超声波诊断装置及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103347450B</a>	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201180066724.0	申请日	2011-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	田原麻梨江 东隆 吉川秀树 桥场邦夫		
发明人	田原麻梨江 东隆 吉川秀树 桥场邦夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/42 A61B8/485 A61B8/5246 G01S7/52042		
优先权	2011023152 2011-02-04 JP		
其他公开文献	CN103347450A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

在基于剪切波生成的弹性率测量中，提供一种能够高精度地、确保安全性、且在较广的范围中进行弹性率测定的超声波诊断装置。超声波诊断装置具有：超声波探头(1)，其收发来自生物体内的回波信号；形变运算部(24)，其辐射第一位移检测用波束，波接收来自生物体的回波信号，计算区域1内的形变信息；测定位置选定部(40)，其基于形变信息，将包含在区域1的内部的比区域1小的区域2设为弹性率测定位置；位移生成部(10)，其对生物体内辐射作为位移生成用波发送波束的聚焦波束，使组织发生位移；弹性率运算部(34)，其辐射第二位移检测用波束，波接收来自生物体的回波信号，检测由聚焦波束产生的剪切波的位移，并计算区域2内的弹性率；以及显示部(7)，其显示基于区域1内的形变信息的形变图像以及弹性率。显示部(7)也显示用来表示所显示的形变图像的显示范围中的弹性率的彩色刻度。

