



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104274205 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 14

(21) 申请号 201410323389. 3

(22) 申请日 2014. 07. 08

(30) 优先权数据

2013-145225 2013. 07. 11 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 远藤甲午

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

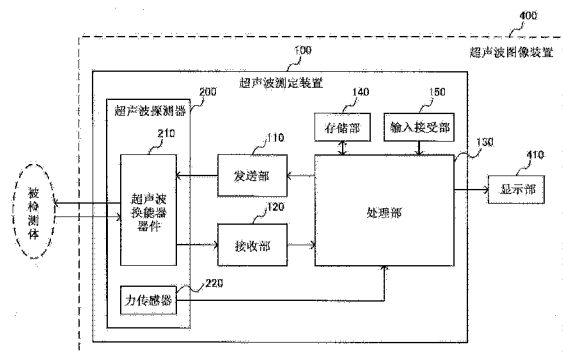
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54) 发明名称

超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法。其中,上述超声波测定装置的特征在于,包括:超声波换能器器件;力传感器,测定按压力;发送部,进行超声波束的发送处理;接收部,进行所述超声波束通过被检测体反射而得到的超声波回波的接收处理;以及处理部,根据来自所述接收部的接收信号与来自所述力传感器的检测信息进行分析处理,所述处理部基于根据来自所述接收部的接收信号取得的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及来自所述力传感器的对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,包括:

超声波换能器器件;

力传感器,测定按压力;

发送部,进行超声波束的发送处理;

接收部,进行所述超声波束通过被检测体反射而得到的超声波回波的接收处理;以及

处理部,根据来自所述接收部的接收信号与来自所述力传感器的检测信息进行分析处理,

所述处理部基于根据来自所述接收部的接收信号取得的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及来自所述力传感器的对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。

2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

在所述生物体组织层为具有不同弹性常数的第一生物体组织层以及第二生物体组织层的情况下,

所述处理部当测定时对所述被检测体施加的按压力为第一按压力时,获取第一按压力信息作为所述按压力信息,获取所述第一生物体组织层的第一厚度信息以及所述第二生物体组织层的第一厚度信息作为所述厚度信息,

所述处理部当测定时对所述被检测体施加的按压力为与所述第一按压力不同的第二按压力时,获取第二按压力信息作为所述按压力信息,获取所述第一生物体组织层的第二厚度信息以及所述第二生物体组织层的第二厚度信息作为所述厚度信息,

所述处理部根据获取到的所述第一按压力信息、所述第二按压力信息、所述第一生物体组织层的所述第一厚度信息、所述第二生物体组织层的所述第一厚度信息、所述第一生物体组织层的所述第二厚度信息、以及所述第二生物体组织层的所述第二厚度信息,求得所述第一生物体组织层的弹性信息以及所述第二生物体组织层的弹性信息。

3. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

在将所述第一按压力信息设为 F1、将所述第二按压力信息设为 F2、将所述第一生物体组织层的所述第一厚度信息设为 Ya1、将所述第二生物体组织层的所述第一厚度信息设为 Yb1、将所述第一生物体组织层的所述第二厚度信息设为 Ya2、将所述第二生物体组织层的所述第二厚度信息设为 Yb2、将所述第一生物体组织层的初始厚度信息设为 Ya0、将所述第二生物体组织层的初始厚度信息设为 Yb0、将所述第一生物体组织层的所述弹性信息设为 Ka、将所述第二生物体组织层的所述弹性信息设为 Kb 的情况下,所述处理部通过以下的关系式求得所述第一生物体组织层的所述弹性信息 Ka 以及所述第二生物体组织层的所述弹性信息 Kb,

$$F1 = Ka \times (Ya1 - Ya0) + Kb \times (Yb1 - Yb0)、$$

$$F2 = Ka \times (Ya2 - Ya0) + Kb \times (Yb2 - Yb0)。$$

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述处理部根据来自所述接收部的接收信号生成超声波图像数据,并进行所述超声波图像数据的分析处理,获取所述生物体组织层的厚度信息,根据获取到的所述生物体组织层的厚度信息和所述按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。

5. 根据权利要求4所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述处理部通过检测所述超声波图像数据中的亮度值的峰值来检测所述生物体组织层的边界,根据检测到的所述生物体组织层的所述边界的深度方向的坐标值,求得所述生物体组织层的厚度信息。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述处理部提取所述超声波图像数据中的所述生物体组织层的特征点,并根据因对所述被检测体施加按压力而引起的所述特征点的位移量信息,检测所述生物体组织层的边界。

7. 一种超声波图像装置,其特征在于,包括:

根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的超声波测定装置;以及
显示部,显示由所述处理部生成的显示用图像数据。

8. 一种超声波测定方法,其特征在于,包括:

进行对被检测体发送超声波束的处理;

进行接收所述超声波束被所述被检测体反射而得到的超声波回波的处理;

获取测定时对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息;以及

根据基于所述超声波回波的接收信号的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及所述按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。

超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法等。

背景技术

[0002] 虽然作为乳腺癌等治疗而进行淋巴结的摘除,但是作为该后遗症会出现淋巴浮肿的问题。作为检查像同淋巴浮肿这样具有与正常的生物体组织不同的弹性常数的病变部分的方法,公知有检测生物体组织的硬度(弹性常数)的方法。例如在专利文献1中公开有如下的方法:具有超声波振荡器与检测该共振频率的频率测定单元,并根据测定到的共振频率检测物体硬度。

[0003] 【现有技术文献】

[0004] 【专利文献】

[0005] 专利文献1:日本特开平10-118062号公报。

[0006] 但是在上述方法中,存在虽然能够看到生物体组织硬度的相对差异但难以取得绝对值、以及因为将超声波振荡器的信号(signal)电极划分为两个,所以不得不牺牲超声波图像本身的接收敏感度等问题。

发明内容

[0007] 根据本发明的几个方式,能够提供不会对超声波的接收敏感度赋予影响且可以测定生物体组织的弹性信息的超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法等。

[0008] 本发明的一个方面涉及的超声波测定装置包括:超声波换能器器件;力传感器,测定按压力;发送部,进行超声波束的发送处理;接收部,进行所述超声波束通过被检测体反射而得到的超声波回波的接收处理;以及处理部,根据来自所述接收部的接收信号与来自所述力传感器的检测信息进行分析处理,所述处理部基于根据来自所述接收部的接收信号取得的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及来自所述力传感器的对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。

[0009] 根据本发明的一个方面,处理部可以通过超声波测定求得被检测体的生物体组织层的弹性信息,所以可以高精度地检测例如如同淋巴浮肿等那样的具有与正常生物体组织层不同的弹性常数的病变部分。并且,测定按压力的力传感器因为不会对超声波的发送接收赋予影响,所以用户能够在测定时一边观看B模式图像等的超声波图像一边同时测定弹性常数。该结果能够有效地检测病变部分。

[0010] 另外,在本发明的一个方面中,也可以在所述生物体组织层为具有不同弹性常数的第一生物体组织层以及第二生物体组织层的情况下,所述处理部当测定时对所述被检测体施加的按压力为第一按压力时,获取第一按压力信息作为所述按压力信息,获取所述第一生物体组织层的第一厚度信息以及所述第二生物体组织层的第一厚度信息作为所述厚度信息,所述处理部当测定时对所述被检测体施加的按压力为与所述第一按压力不同的第二按压力时,获取第二按压力信息作为所述按压力信息,获取所述第一生物体组织层的第

二厚度信息以及所述第二生物体组织层的第二厚度信息作为所述厚度信息,所述处理部根据获取到的所述第一按压力信息、所述第二按压力信息、所述第一生物体组织层的所述第一厚度信息、所述第二生物体组织层的所述第一厚度信息、所述第一生物体组织层的所述第二厚度信息、以及所述第二生物体组织层的所述第二厚度信息,求得所述第一生物体组织层的弹性信息以及所述第二生物体组织层的弹性信息。

[0011] 这样,关于弹性常数不同的两个生物体组织层,处理部能够分别求得各自的弹性信息。该结果,能够将例如在正常生物体组织层中长的淋巴浮肿等的病变部分与其他部分分离并高精度地检测。并且,因为能够将病变部分的弹性信息与其他部分分离并高精度地求得,所以可以准确地掌握病变的进展情况等。

[0012] 另外,在本发明一个方面中,也可以在将所述第一按压力信息设为 $F1$ 、将所述第二按压力信息设为 $F2$ 、将所述第一生物体组织层的所述第一厚度信息设为 $Ya1$ 、将所述第二生物体组织层的所述第一厚度信息设为 $Yb1$ 、将所述第一生物体组织层的所述第二厚度信息设为 $Ya2$ 、将所述第二生物体组织层的所述第二厚度信息设为 $Yb2$ 、将所述第一生物体组织层的初始厚度信息设为 $Ya0$ 、将所述第二生物体组织层的初始厚度信息设为 $Yb0$ 、将所述第一生物体组织层的所述弹性信息设为 Ka 、将所述第二生物体组织层的所述弹性信息设为 Kb 的情况下,所述处理部通过以下的关系式求得所述第一生物体组织层的所述弹性信息 Ka 以及所述第二生物体组织层的所述弹性信息 Kb , $F1 = Ka \times (Ya1 - Ya0) + Kb \times (Yb1 - Yb0)$ 、 $F2 = Ka \times (Ya2 - Ya0) + Kb \times (Yb2 - Yb0)$ 。

[0013] 这样,处理部能够通过解开联立方程式来求得两个生物体组织层各自的弹性信息。

[0014] 另外,在本发明的一个方面中,所述处理部也可以根据来自所述接收部的接收信号生成超声波图像数据,并进行所述超声波图像数据的分析处理,获取所述生物体组织层的厚度信息,根据获取到的所述生物体组织层的厚度信息和所述按压力信息,求得所述生物体组织层的弹性信息。

[0015] 这样,处理部因为能够根据超声波图像数据的分析处理而获得生物体组织层的正确的厚度信息,所以能够更高精度地求得弹性信息。

[0016] 另外,在本发明的一个方面中,所述处理部也可以通过检测所述超声波图像数据中的亮度值的峰值来检测所述生物体组织层的边界,根据检测到的所述生物体组织层的所述边界的深度方向的坐标值,求得所述生物体组织层的厚度信息。

[0017] 这样,处理部能够根据超声波图像数据获取生物体组织层的厚度信息。

[0018] 另外,本发明的一个方面中,所述处理部也可以提取所述超声波图像数据中的所述生物体组织层的特征点,并根据因对所述被检测体施加按压力而引起的所述特征点的位移量信息,检测所述生物体组织层的边界。

[0019] 这样,处理部能够通过提取在超声波图像数据中的生物体组织层的特征点而更加正确的检测生物体组织层的边界。

[0020] 本发明另一方面涉及的超声波图像装置包括:上述任一方面的超声波测定装置;以及显示部,显示由所述处理部生成的显示用图像数据。

[0021] 本发明其他方面涉及的超声波测定方法,包括:进行对被检测体发送超声波束的处理;进行接收所述超声波束被所述被检测体反射而得到的超声波回波的处理;获取测定

时对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息；以及根据基于所述超声波回波接收信号的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及所述按压力信息，求得所述生物体组织层的弹性信息。

附图说明

- [0022] 图 1 是超声波测定装置以及超声波图像装置的基本结构例。
- [0023] 图 2 的 (A)、图 2 的 (B) 是用于说明超声波测定装置的弹性信息的测定图。
- [0024] 图 3 是弹性信息的测定的流程图的一个例子。
- [0025] 图 4 是根据超声波图像的特征点的提取而获取生物体组织层的厚度的处理的流程图的一个例子。
- [0026] 图 5 的 (A)、图 5 的 (B) 是特征点提取的一个例子。
- [0027] 图 6 的 (A)、图 6 的 (B) 是特征点的建立对应的一个例子。
- [0028] 图 7 的 (A)、图 7 的 (B) 是特征点的坐标值的一个例子。
- [0029] 图 8 的 (A)、图 8 的 (B)、图 8 的 (C) 是超声波换能器元件的结构例。
- [0030] 图 9 是超声波换能器器件的结构例。
- [0031] 图 10 的 (A)、图 10 的 (B) 是超声波换能器元件组的例子。
- [0032] 图 11 的 (A)、图 11 的 (B) 是超声波图像装置的具体结构例。
- [0033] 符号说明
- | | |
|-----------------------|----------------|
| [0034] 10 超声波换能器元件 | 21 第一电极层（下部电极） |
| [0035] 22 第二电极层（上部电极） | 30 压电体膜（压电体层） |
| [0036] 40 空洞区域 | 45 开口部 |
| [0037] 50 振动膜 | 60 基板 |
| [0038] 100 超声波测定装置 | 110 发送部 |
| [0039] 120 接收部 | 130 处理部 |
| [0040] 140 存储部 | 150 输入接受部 |
| [0041] 200 超声波探测器 | 210 超声波换能器器件 |
| [0042] 220 力传感器 | 350 电缆 |
| [0043] 400 超声波图像装置 | 410 显示部 |

具体实施方式

[0044] 以下，对本发明的优选实施方式详细地进行说明。此外，以下说明的本实施方式并非不合理地限定权利要求书的范围所记载的本发明的内容，本实施方式中说明的所有结构作为本发明的解决方案并不一定是必须的。

[0045] 1. 基本的结构图

[0046] 在图 1 示出本实施方式的超声波测定装置 100 以及超声波图像装置 400 的基本构成图。本实施方式的超声波测定装置 100 包括超声波探测器 200、发送部 110、接收部 120、处理部 130、存储部 140 以及输入接受部 150。超声波探测器 200 包括超声波换能器器件 210 以及力传感器 220。另外，超声波图像装置 400 包括超声波测定装置 100 以及显示部 410。此外，本实施方式的超声波测定装置 100 以及超声波图像装置 400 并不局限于图 1 的

构成,可以进行将该结构要素的一部分省略、置换为其他结构要素、或追加其他结构要素等各种变形。

[0047] 超声波换能器器件 210 具有超声波换能器元件。超声波换能器元件将作为电信号的发送信号转换为超声波,且将来自对象物(被检测体)的超声波回波转换为电信号。超声波换能器元件也可以是例如薄膜压电型超声波换能器元件、大型压电型超声波换能器元件、或者也可以是电容性精细加工超声波换能器元件(CMUT:Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer,电容式微机械超声波传感器)。

[0048] 力传感器 220 测定对被检测体施加的按压力并向处理部 130 输出。所谓按压力是指通过用户对检测体按压超声波探测器 200 而施加给被检测体的力。例如,如后述的图 2 的(A)、图 2 的(B)所示,力传感器 220 设置在相对于超声波换能器 210 的超声波发送信号方向的相反侧。这样,力传感器 220 不会对基于超声波换能器 210 的超声波的发送接收赋予影响。

[0049] 发送部 110 进行超声波束的发送处理。具体而言,发送部 110 基于处理部 130 的控制,生成/放大脉冲信号,并对超声波换能器器件 210 输出作为电信号的发送信号(驱动信号)。超声波换能器器件 210 将作为电信号的发送信号转换为超声波并向被检体发送超声波束。发送部 110 能够由例如脉冲发生器、放大器等构成。另外,也可以将发送部 110 的至少一部分设置于超声波探测器 200。

[0050] 接收部 120 进行超声波束通过被检测体被反射而得到的超声波回波的接收处理。具体而言,超声波换能器器件 210 将来自被检测体(对象物)的超声波回波转换为电信号,并向接收部 120 输出。接收部 120 对来自超声波换能器器件 210 的作为电信号的接收信号(模拟信号)进行增大、检波、A/D 转换、相位匹配等接收处理,并将作为接收处理后的信号的接收信号(数字信号)向处理部 130 输出。接收部 120 能够由例如低杂音放大器、电压控制衰减器(attenuator)、可编程增益放大器、低通滤波器、A/D 转换器(converter)等构成。另外,也可以将接收部 120 至少一部分设置于超声波探测器 200。

[0051] 处理部 130 进行发送部 110 以及接收部 120 的控制处理、根据来自接收部 120 的接收信号生成超声波图像的处理。另外,处理部 130 基于通过来自接收部 120 的接收信号获取的被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及来自力传感器 220 的对被检测体施加的按压力相关的按压力信息,求得生物体组织层的弹性信息。将在后面对求得弹性信息的方法进行详细说明。

[0052] 所谓生物体组织层的厚度信息是指关于生物体组织层的厚度(深度方向的长度)的信息、即不仅是厚度的值本身,也可以是与厚度所对应的指标。所谓按压力信息是指关于按压力的信息、即不仅是按压力的值本身,也可以是与按压力对应的指标。所谓生物体组织层的弹性信息可以是表示生物体组织层的硬度或者软度的指标,也可以不是弹性常数(弹性系数)的值。

[0053] 处理部 130 可以由例如专用的数字信号处理器(DSP)构成,也可以由通用的微型处理器(MPU)构成。或者,也可以通过个人计算机(PC)执行处理器 130 执行的一部分处理。

[0054] 存储部 140 由例如 DRAM 等存储装置构成,存储部 140 从处理部 130 接收并存储接收信号、超声波图像数据等,读出存储的这些信号、数据并向处理部 130 进行输出。另外,存储部 140 还包括闪存等非易失性存储装置,也可以存储过去测定到的生物体组织层的弹性

信息等。处理部 130 通过比较存储在存储部 140 的过去的弹性信息与现在测定到的弹性信息,从而能够检测生物体组织层的弹性信息的经时变化。

[0055] 输入接受部 150 是例如键盘、触摸面板等输入器件,输入接受部 150 接受用户的指令、数值等的输入,将接受的指令、数值等向处理部 130 输出。

[0056] 表示部 410 是例如液晶显示器等的显示器件,表示部 410 接收并显示通过处理部 130 生成的显示用图像数据。该显示用图像数据包括例如超声波图像 (B 模式图像)、或是生物体组织层的厚度信息、弹性信息或者对用户的通知信息等。

[0057] 根据本实施方式的超声波测定装置 100,通过超声波测定能够求得被检测体的生物体组织层的弹性信息,例如能够高精度地检测出如同淋巴浮肿等这样的具有与正常的生物体组织层不同的弹性常数的病变部分。并且,测定按压力的力传感器因为不会对超声波的发送接收赋予影响,所以用户能够在测定时一边观看 B 模式图像等超声波图像一边同时测定弹性常数。其结果,能够有效地检查出病变部分。

[0058] 2. 弹性信息的测定

[0059] 图 2 的 (A)、图 2 的 (B) 是用于说明本实施方式的超声波测定装置 100 的弹性信息的测定的图。图 2 的 (A) 示出不施加按压力时的测定的例子,图 2 的 (B) 示出施加按压力 F_1 时的测定的例子。被检测体由具有不同弹性常数的第一生物体组织层以及第二生物体组织层构成。

[0060] 如图 2 的 (A) 所示,在不施加按压力 (初始状态) 时,第一生物体组织层的厚度 (初始厚度信息) 是 Y_{a0} ,第二生物体组织层的厚度 (初始厚度信息) 是 Y_{b0} 。能够根据初始状态下的超声波图像 (初始超声波图像) 获取这些厚度。

[0061] 如图 2 的 (B) 所示,在施加第一按压力 F_1 时,第一生物体组织层的厚度变为 Y_{a1} ,第二生物体组织层的厚度变为 Y_{b1} 。能够根据施加第一按压力 F_1 状态下的超声波图像 (第一超声波图像) 获取这些厚度。

[0062] 如果将第一生物体组织层的弹性常数设为 K_a 、将第二生物体组织层的弹性常数设为 K_b ,则下式成立。

$$[0063] \quad F_1 = K_a \times \Delta Y_{a1} + K_b \times \Delta Y_{b1} \quad (1)$$

[0064] 这里, $\Delta Y_{a1} = Y_{a1} - Y_{a0}$ 、 $\Delta Y_{b1} = Y_{b1} - Y_{b0}$ 。

[0065] 另外,虽然没有用图示出,但是施加与第一按压力 F_1 不同的第二按压力 F_2 时的第一生物体组织层的厚度 Y_{a2} 、第二生物体组织层的厚度 Y_{b2} ,能够根据施加第二按压力 F_2 的状态下的超声波图像 (第二超声波图像) 获取。即使在这种情况下,与式 (1) 相同的下式也成立。

$$[0066] \quad F_2 = K_a \times \Delta Y_{a2} + K_b \times \Delta Y_{b2} \quad (2)$$

[0067] 这里, $\Delta Y_{a2} = Y_{a2} - Y_{a0}$ 、 $\Delta Y_{b2} = Y_{b2} - Y_{b0}$ 。

[0068] 因为能够通过力传感器 220 检测第一按压力 F_1 、第二按压力 F_2 ,所以根据式 (1)、(2),可以求得第一生物体组织层的弹性常数 K_a 、第二生物体组织层的弹性常数 K_b 。

[0069] 另外,也可以施加相互不同的第一~第 n (n 是 3 以上的整数) 按压力 $F_1 \sim F_n$,通过从各个超声波图像获取厚度的位移量 $\Delta Y_{a1} \sim \Delta Y_{an}$ 、 $\Delta Y_{b1} \sim \Delta Y_{bn}$,求得第一生物体组织层的弹性常数 K_a 、第二生物体组织层的弹性常数 K_b 。这样,能够以高精度求得弹性常数 K_a 、 K_b 。

[0070] 如上所述,根据该本实施方式的超声波测定装置 100,通过施加力不同的第一按压力、第二按压力进行超声波测定,从而能够求得弹性常数不同的第一生物体组织层、第二生物体组织层的弹性信息。这样,能够高精度地检测例如在正常的生物体组织层中生长的淋巴浮肿等病变部分。并且,可以根据病变部分的弹性信息的经时变化准确地掌握病变的发展情况等。

[0071] 图 3 是根据本实施方式的超声波测定装置 100 的弹性信息的测定的流程图的一个例子。通过处理部 130 执行图 3 示出的处理。

[0072] 最初,处理部 130 在不施加按压力的状态下进行超声波的发送接收处理,根据来自接收部 120 的接收信号,生成初始超声波图像数据(B 模式图像数据)(步骤 S1)。另外,处理部 130 也可以在进行了该发送接收处理之前,进行在显示部 410 上显示催促不施加按压力而测定的指示的处理。

[0073] 接着,处理部 130 进行初始超声波图像数据的分析处理,获取初始状态下的第一、第二生物体组织层的厚度信息 Ya_0 、 Yb_0 (步骤 S2)。具体而言,处理部 130 通过检测初始超声波图像数据中的亮度值的峰值而检测各个生物体组织层的边界,并根据被检测出边界的深度方向的坐标值求得各个生物体组织层的厚度信息 Ya_0 、 Yb_0 。这里,所谓该深度方向的坐标值是指例如 B 模式图像的 1 帧图像中的深度方向(深度方向、或者超声波束的出射方向)的坐标值。

[0074] 接着,处理部 130 进行在显示部 410 显示催促施加按压力的指示(信息)的处理(步骤 S3)。或者,处理部 130 也可以进行报告催促施加按压力的声音信息的处理。接着,处理部 130 根据来自力传感器 220 的检测信息,获取第一按压力信息 F_1 (步骤 S4)。

[0075] 接着,处理部 130 在第一按压力 F_1 被施加的状态下进行超声波的发送接收信号处理,生成第一超声波图像数据(步骤 S5)。然后,处理部 130 进行第一超声波图像数据的分析处理,获取第一按压力 F_1 被施加的状态下的第一、第二生物体组织层的厚度信息(第一厚度信息) Ya_1 、 Yb_1 (步骤 S6)。

[0076] 接着,处理部 130 进行在显示部 410 显示催促使按压力变化的指示(信息)的处理(步骤 S7)。或者,处理部 130 也可以进行报告催促使按压力变化的声音信息的处理。接着,处理部 130 根据来自力传感器 220 的检测信息,获取第二按压力信息 F_2 (步骤 S8)。

[0077] 接着,处理部 130 在第二按压力 F_2 被施加的状态下进行超声波的发送接收处理,生成第二超声波图像数据(步骤 S9)。然后,处理部 130 进行第二超声波图像数据的分析处理,获取第二按压力 F_2 被施加的状态下的第一、第二生物体组织层的厚度信息(第二厚度信息) Ya_1 、 Yb_1 (步骤 S10)。

[0078] 接着,处理部 130 根据第一按压力 F_1 、第二按压力 F_2 以及第一、第二生物体组织层的厚度的位移量 ΔYa_1 、 ΔYa_2 、 ΔYb_1 、 ΔYb_2 ,求得第一生物体组织层的弹性信息 Ka 、第二生物体组织层的弹性信息 Kb (步骤 S11)。然后,处理部 130 进行生成包括求得的弹性信息 Ka 、 Kb 、超声波图像等的显示用图像数据并显示在显示部 410 上的处理(步骤 S12)。

[0079] 另外,生物体组织层的厚度信息的获取可以不通过超声波图像数据的分析处理。例如,用户通过观看显示在显示部 410 显示的超声波图像判断出各个生物体组织层的边界,移动光标等并在画面上输入边界的位置,处理部 130 可以根据输入边界位置的坐标值获取厚度信息。

[0080] 当超声波图像中各个生物体组织层的边界清楚呈现时,通过检测亮度值的峰值从而能够检测各个生物体组织层的边界。但是,当生物体组织层的边界不清楚时、或者边界线的形状不平坦且复杂时等,通过亮度值的峰值难以获得正确的厚度信息。

[0081] 在本实施方式的超声波测定装置 100 中,提取超声波图像的特征点,并根据特征点的位移量能够获得生物体组织层的厚度的位移量。下面,对此方法进行说明。

[0082] 图 4 是本实施方式的超声波测定装置 100 中的超声波图像的特征点提取而获取生物体组织层的厚度的处理的流程图的一个例子。通过处理部 130 执行图 4 示出的处理是。另外,图 5 的 (A)、图 5 的 (B) 中示出提取特征点的一个例子,在图 6 的 (A)、图 6 的 (B) 示出特征点建立对应的一个例子,在图 7 的 (A)、图 7 的 (B) 示出特征点的坐标值的一个例子。

[0083] 如图 4 所示,最初,处理部 130 从存储部 140 读出初始超声波图像数据与第一超声波图像数据(步骤 S21)。初始超声波图像数据是不施加按压力的状态下测定的 B 模式图像数据,第一超声波图像数据是在施加第一按压力 F1 状态下测定的 B 模式图像数据。另外,在下面的说明中,将初始超声波图像数据称为“超声波图像 A”,将第一超声波图像数据称为“超声波图像 B”。

[0084] 接着,处理部 130 提取超声波图像 A 以及超声波图像 B 的特征点(步骤 S22)。所谓特征点是指从图像中能清晰地观测这点。图 5 的 (A) 中,在不施加按压力的状态下的 B 模式图像中特征点用圆形包围表示,且在图 5 的 (B) 中,第一按压力 F1 被施加的状态下的 B 模式图像中特征点用圆形包围表示。

[0085] 在本例中,作为特征点的提取方法,使用角点(corner)检测法,也可以使用其他的角点检测(特征值、FAST 特征检测),也可以使用以 SIFT(Scale invariant feature transform,尺度不变特征转换)为代表的局部特征描述符、SURF(Speeded Up Robust Feature,快速鲁棒特征)等。

[0086] 然后,处理部 130 根据在两个超声波图像中提取到的特征点组中,选择相互对应的特征点的对(步骤 S23)、换句话说,从超声波图像 B 中的特征点组中,指定(推断)表示与超声波图像 A 中的特征点相同部位的特征点,两个特征点作为对建立对应。在本例中,使用 RANSAC(RANdom SAMple Consensus,随机抽样一致)指定对应点的关系,此外也可以用最小二乘法、最小中值法、M 推断法等方法。

[0087] 作为具体例,图 6 的 (A) 以及图 6 的 (B) 示出在超声波图像 A 以及超声波图像 B 中建立对应的结果。在此,图 6 的 (A) 示出超声波图像 A 以及图 6 的 (B) 示出的超声波图像 B 中,能够建立对应的用白色圆形示出的特征点用箭头连结。如图 6 的 (A) 以及图 6 的 (B) 所示,不一定全部的特征点都可以建立对应,并且,无需将所有的特征点建立对应。但是,能建立对应的特征点的数量越多,求得的厚度的位移量的准确度就会提高。

[0088] 接着,处理部 130 针对每个建立对应的特征点计算位移量(位移量信息)(步骤 S24)。所谓特征点的位移量是指表示在两个超声波图像间特征点以何种程度移动的移动量。在本例中,在 B 模式图像的二维平面上,各特征点与临近各特征点的其他特征点之间的距离变化量的平均值被求得作为各特征点的位移量 Δd 。

[0089] 例如,如图 7 的 (A)、图 7 的 (B) 示出,特征点 A 的临近特征点是 B、C、以及 D 三点。另外,特征点 A' 是与特征点 A 对应的特征点,特征点 A 的坐标值是 (x_a, y_a) 。关于其他的特征点也是同样的。该情况下,从下式赋予特征点 A 的位移量 Δd 。

$$[0090] \quad \Delta d = (D1+D2+D3)/3 \quad (3)$$

[0091] 这里, D1 是特征点 A 与特征点 B 之间的距离的变化量, $D1 = (\text{特征点 A'、B' 间的距离}) - (\text{特征点 A、B 间的距离})$ 。同样, D2 是特征点 A 与特征点 C 之间的距离的变化量, D3 是特征点 A 与特征点 D 之间的距离的变化量。

[0092] 接着, 处理部 130 根据各特征点的位移量, 指定边界的位置 (步骤 S25)。第一、第二的生物体组织层的弹性常数 K_a 、 K_b 不同时, 施加按压力时的特征点的位移量也不同。例如, 当 $K_a > K_b$ 时, 属于第二生物体组织层的特征点的位移量比属于第一生物体组织层的特征点的位移量大。这是因为第二生物体组织层有大的变形。因此, 通过调查各特征点的位移量的分布, 从而能够辨别各特征点是属于第一、第二生物体组织层中哪个。其结果, 能够指定第一、第二生物体组织层的边界位置。

[0093] 接着, 处理部 130 从指定的各生物体组织层的边界位置的坐标值求得各生物体组织层的厚度信息 (步骤 S26)。通过此方法, 因为能够指定初始超声波图像与第一超声波图像两者有关的生物体组织层的边界位置, 所以能够得到初始状态下的厚度信息 Y_{a0} 、 Y_{b0} 以及第一按压力 $F1$ 被施加状态下的厚度信息 Y_{a1} 、 Y_{b1} 。

[0094] 同样地, 处理部 130 通过提取初始超声波图像以及第二超声波图像的特征点, 从而能够求得第二按压力 $F2$ 被施加状态下的厚度信息 Y_{a2} 、 Y_{b2} 。

[0095] 另外, 本实施方式的超声波测定装置 100 以及超声波图像装置 400 等也可以通过程序实现此处理的一部分或者大部分。该情况下, CPU 等处理器执行程序, 从而实现本实施方式的超声波测定装置 100 以及超声波图像装置 400 等。具体而言, 信息存储介质中存储的程序被读出, 且由 CPU 等处理器执行读出的程序。这里, 信息存储介质 (通过计算机可以读取的介质) 是存储程序、数据等的介质, 该功能通过光盘 (DVD、CD 等)、HDD (硬盘驱动器)、或者是存储器 (卡型存储器、ROM 等) 等来实现。而且, CPU 等处理器根据信息存储介质中存储的程序 (数据) 进行本实施方式的的各种的处理。即, 在信息存储介质中, 作为本实施方式的各部分而存储使计算机 (具备操作部、处理部、存储部、输出部的装置) 发挥作用的程序 (用于使计算机执行各部分处理的程序)。

[0096] 3. 超声波换能器元件

[0097] 在图 8 的 (A)、图 8 的 (B)、图 8 的 (C) 中示出超声波换能器器件 210 的超声波换能器元件 10 的结构例。该超声波换能器元件 10 具有振动膜 50 (薄膜、支撑部件) 和压电元件部。压电元件部具有第一电极层 (下部电极) 21、压电体层 (压电体膜) 30、第二电极层 (上部电极) 22。另外, 本实施方式的超声波换能器元件 10 不局限于图 8 的 (A)、图 8 的 (B)、图 8 的 (C) 的结构, 也可以实施省略该结构要素的一部分、替换为其他的结构要素、以及添加其他的结构要素等各种变形方式。

[0098] 图 8 的 (A) 是在基板 60 (硅基板) 上形成的超声波换能器元件 10 的、从与元件形成面侧的基板 60 垂直的方向观察到的俯视图。图 8 的 (B) 是示出沿着图 8 的 (A) 的 A-A' 的截面的截面图。图 8 的 (C) 是示出沿着图 8 的 (A) 的 B-B' 的截面的截面图。

[0099] 第一电极层 21 在振动膜 50 的上层例如由金属薄膜形成。如图 8 (A) 所示, 该第一电极层 21 可以是向元件形成区域的外侧延伸且与邻接的超声波换能器元件 10 连接的导线。

[0100] 压电体层 30 例如由 PZT (锆钛酸铅) 薄膜形成, 压电体层 30 设置成覆盖第一电

极层 21 的至少一部分。另外,压电体层 30 的材料并不局限于 PZT,例如也可以使用钛酸铅 (PbTiO_3)、锆酸铅 (PbZrO_3)、镧钛酸铅 ($(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$) 等。

[0101] 第二电极层 22 例如由金属薄膜形成,第二电极层 22 被设置为覆盖压电体膜 30 的至少一部分。如图 8 的 (A) 所示,该第二电极层 22 也可以是向元件形成区域的外侧延伸且连接到邻接的超声波元件 10 的导线。

[0102] 振动膜 50 (薄膜) 设置成利用例如 SiO_2 薄膜和 ZrO_2 薄膜这双层构造堵塞空洞区域 40。该振动膜 50 能够支撑压电体层 30 及第一电极层 21、第二电极层 22 并随着压电体层 30 的伸缩而振动,产生超声波。

[0103] 空洞区域 40 通过从基板 60 (硅基板) 的背面 (未形成元件的面) 侧开始利用反应性离子蚀刻 (RIE) 等进行蚀刻而形成。根据由于该空洞区域 40 的形成而能够振动的振动膜 50 的尺寸,决定超声波的共振频率,向压电体层 30 侧 (在图 8 的 (A) 中从纸面里边朝向外侧方向) 放射该超声波。

[0104] 超声波换能器元件 10 的下部电极 (第一电极) 由第一电极层 21 形成,上部电极 (第二电极) 由第二电极层 22 形成。具体而言,第一电极层 21 中的覆盖压电体层 30 的部分形成下部电极,第二电极层 22 中的覆盖压电体层 30 的部分形成上部电极。即,压电体层 30 设置成被上部电极和下部电极夹着。

[0105] 压电体层 30 通过在下部电极与上部电极之间、即第一电极层 21 和第二电极层 22 之间施加电压,从而向面内方向伸缩。超声波换能器元件 10 使用贴合薄的压电元件部和振动膜 50 的单晶物 (单晶片 (unimorph)) 构造,由于当压电元件部在面内伸缩时,贴合的振动膜 50 的尺寸保持不变,所以产生弯曲。因此,通过对压电体层 30 施加交流电压,从而振动膜 50 相对于膜厚方向振动,通过该振动膜 50 的振动而放射超声波。向该压电体层 30 施加的电压例如为 10V ~ 30V,频率为例如 1MHz ~ 10MHz。

[0106] 对于大体积式 (bulk) 的超声波换能器元件的驱动电压是峰值到峰值之间 100V 左右,图 8 的 (A)、图 8 的 (B)、图 8 的 (C) 示出这样的薄膜压电型超声波换能器元件中,能够将驱动电压在峰值到峰值之间缩小到 10V ~ 30V 左右。

[0107] 4. 超声波换能器器件

[0108] 图 9 示出超声波换能器器件 210 的结构例。本结构例的超声波换能器器件 210 包括多个超声波换能器元件组 $\text{UG}1 \sim \text{UG}64$ 、驱动电极线 $\text{DL}1 \sim \text{DL}64$ (广义而言是第一 ~ 第 n 驱动电极线。 n 是 2 以上的整数)、公共电极线 $\text{CL}1 \sim \text{CL}8$ (广义而言是第一 ~ 第 m 公共电极线。 m 是 2 以上的整数)。另外,驱动电极线的条数 (n)、公共电极线的条数 (m) 均不限制在图 9 所示的条数。

[0109] 多个超声波换能器元件群 $\text{UG}1 \sim \text{UG}64$ 沿第二方向 $\text{D}2$ (扫描方向) 被配置为 64 列。 $\text{UG}1 \sim \text{UG}64$ 的各超声波换能器元件组包括沿第一方向 $\text{D}1$ (切片方向) 配置的多个超声波换能器元件。

[0110] 图 10 的 (A) 示出超声波换能器元件组 UG ($\text{UG}1 \sim \text{UG}64$) 的例子。图在 10 的 (A) 中超声波换能器元件组 UG 由第一 ~ 第四元件列构成。第一元件列由沿第一方向 $\text{D}1$ 配置的超声波换能器元件 $\text{UE}11 \sim \text{UE}18$ 构成,第二元件列由沿第一方向 $\text{D}1$ 配置的超声波换能器元件 $\text{UE}21 \sim \text{UE}28$ 构成。第三元件列 ($\text{UE}31 \sim \text{UE}38$)、第四元件列 ($\text{UE}41 \sim \text{UE}48$) 也是同样的。在这些第一 ~ 第四元件列共同连接有驱动电极线 DL ($\text{DL}1 \sim \text{DL}64$)。另外,在第一 ~ 第四元

件列的超声波换能器元件连接有公共电极线 CL1 ~ CL8。

[0111] 然后,图 10 的 (A) 的超声波换能器元件群 UG 构成超声波换能器器件的一信道(channel)。即,驱动电极线 DL 相当于一信道的驱动电极线,来自发送电路的一信道的发送信号被输入到驱动电极线 DL。而且,来自驱动电极线 DL 的一信道的接收信号从驱动电极线 DL 被输出。另外,构成一信道的元件列数并不限定为如图 10 的 (A) 这样的四列,也可以比四列少,也可以比四列多。例如如图 10 的 (B) 示出,元件列数可以是一列。

[0112] 如图 9 所示,驱动电极线 DL1 ~ DL64(第一~第 n 的驱动电极线)沿着第一方向 D1 布线。驱动电极线 DL1 ~ DL64 中的第 j(j 是 $1 \leq j \leq n$ 的整数)驱动电极线 DLj(第 j 信道)与第 j 超声波换能器元件组 UGj 的超声波换能器元件具有的第一电极(例如下部电极)连接。

[0113] 在出射超声波的发送期间,发送信号 VT1 ~ VT64 通过驱动电极线 DL1 ~ DL64 被提供给超声波换能器元件。并且,在接收超声波回波信号的接收期间,来自超声波换能器元件的接收信号 VR1 ~ VR64 通过驱动电极线被输出。

[0114] 公共电极线 CL1 ~ CL8(第一~第 m 公共电极线)沿第二方向 D2 布线。超声波换能器元件具有的第二电极与公共电极线 CL1 ~ CL8 中的任一个连接。具体而言,例如如图 9 所示,公共电极线 CL1 ~ CL8 中的第 i(i 是 $1 \leq i \leq m$ 整数)公共电极线 CLi 与在第 i 行配置的超声波换能器元件具有的第二电极(例如上部电极)连接。

[0115] 在公共电极线 CL1 ~ CL8 被供给公共电压 VCOM。该公共电压 VCOM 可以是固定的直流电流,0V,即不是接地电位(地线)就可以。

[0116] 并且,在发送期间,发送信号电压与公共电压的差值电压施加给超声波换能器元件,并放射规定频率的超声波。

[0117] 另外,超声波换能器元件的配置不限定图 9 示出的矩阵配置,也可以是所谓的交错状配置。

[0118] 并且,虽然在图 10 的 (A)、图 10 的 (B) 中示出关于一个超声波换能器元件兼用发送元件以及接收元件两者的情况,但本实施方式并不仅限于此。例如也可以分别设置成发送用的超声波换能器元件以及接收用超声波换能器元件且配置为阵列状。

[0119] 5. 超声波图像装置

[0120] 图 11 的 (A)、图 11 的 (B) 中示出本实施方式的超声波图像装置 400 的具体的结构例。图 11 的 (A) 示出便携型的超声波图像装置 400,图 11 的 (B) 示出固定型的超声波图像装置 400。

[0121] 便携性以及固定型的超声波图像装置 400 均包括超声波测定装置 100、超声波探测器 200、电缆 350 以及显示部 410。超声波探测器 200 包括超声波换能器器件 210,超声波探测器 200 通过电缆 350 与超声波测定装置 100 连接。显示部 410 显示显示用图像数据。

[0122] 超声波测定装置 100 具有的发送部 110、接收部 120 以及处理部 130 的至少一部分能够设置在超声波探测器 200。

[0123] 如上所述,对于本实施例进行了详细说明,但是,对本领域技术人员而言,能够容易理解可以有实际上不脱离本发明的新内容以及效果的多种变形。因此,这样的变形全部包含在本发明的范围内。例如,在说明书中或图示中,至少一次与更广义或相同意义的不同用语一起记载的用语在说明书或附图的任一个地方都可以置换为其不同的用语。而且,超

声波测定装置、超声波图像装置的构成、动作也并不限于在本实施例中的说明,能够实施各种变形。

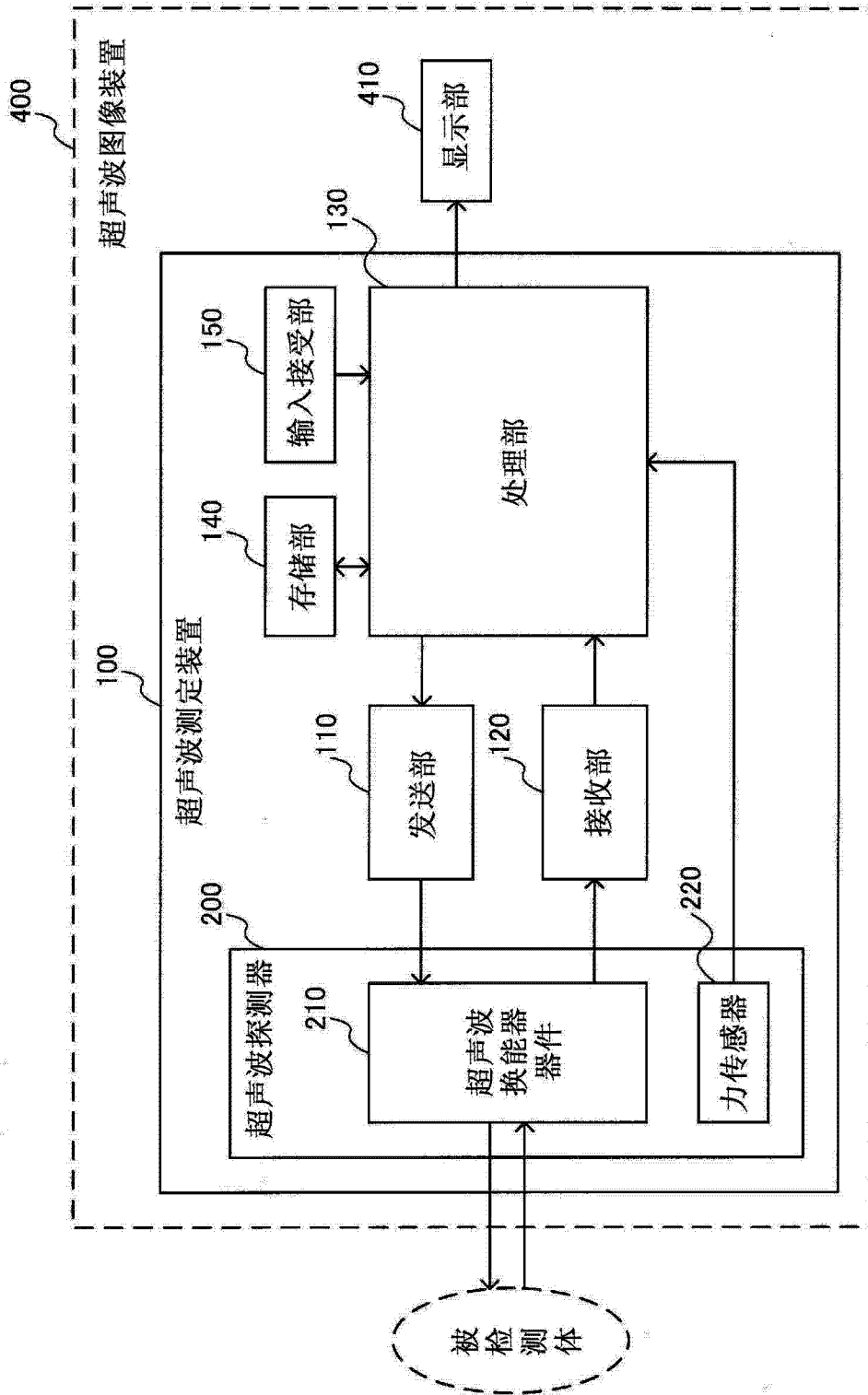


图 1

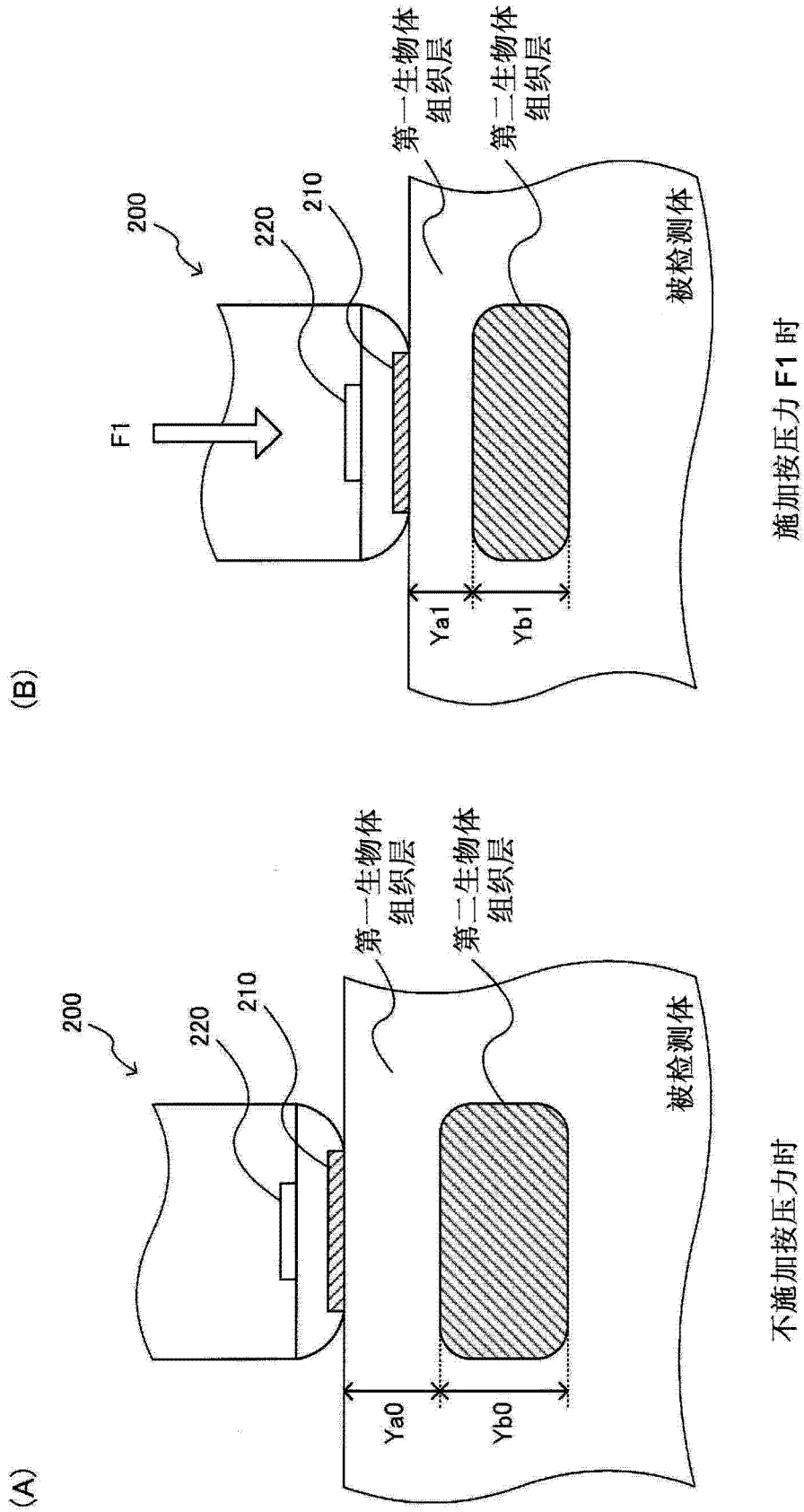


图 2

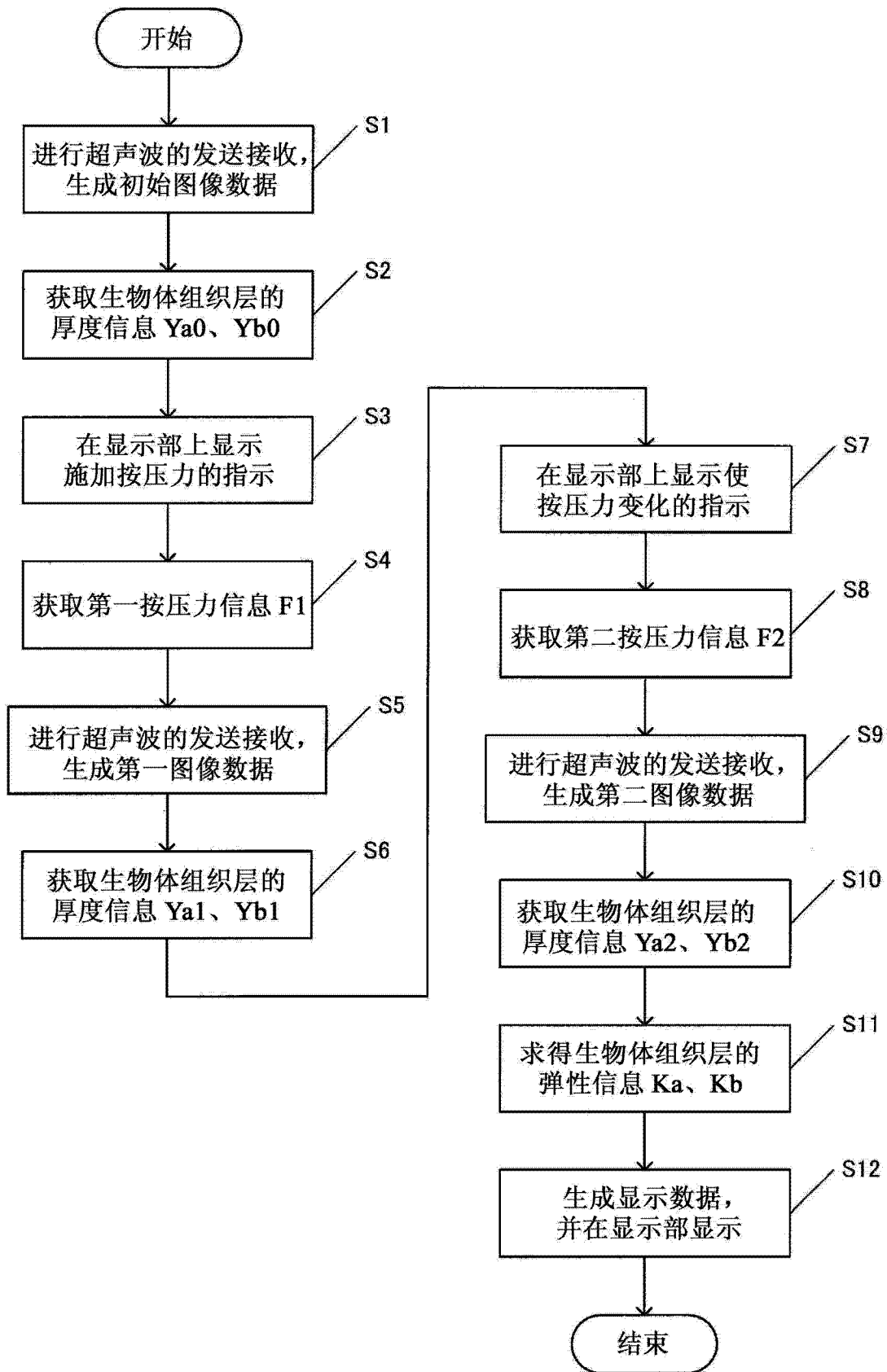


图 3

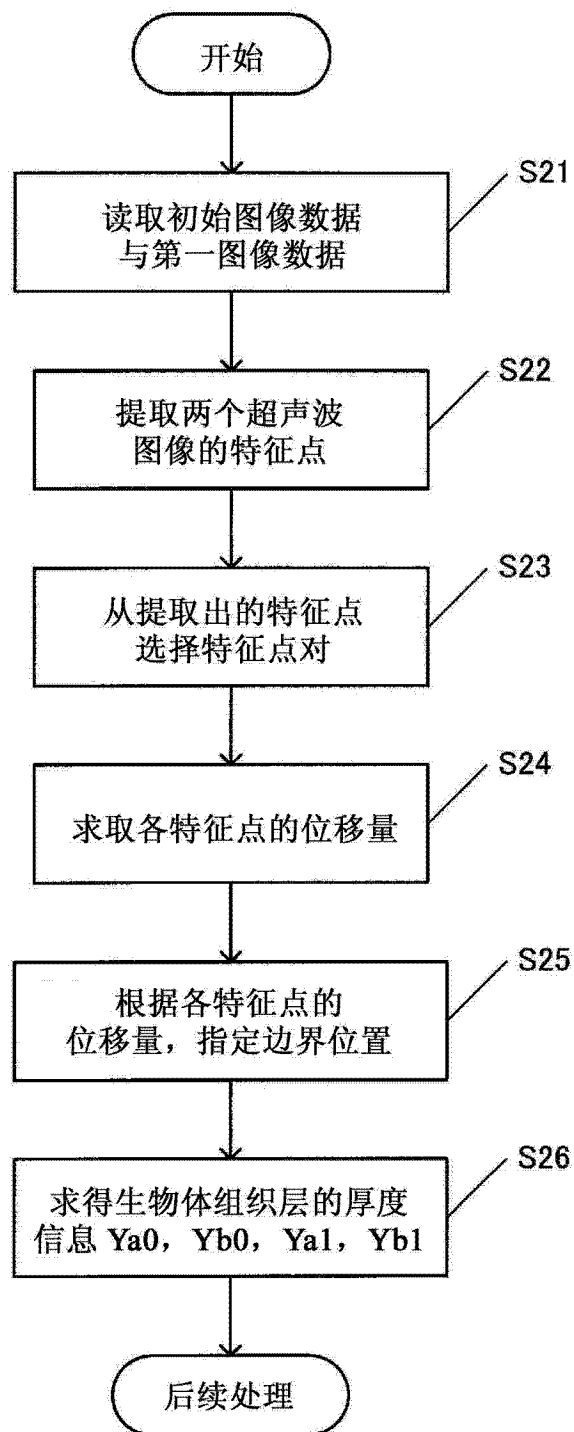


图 4

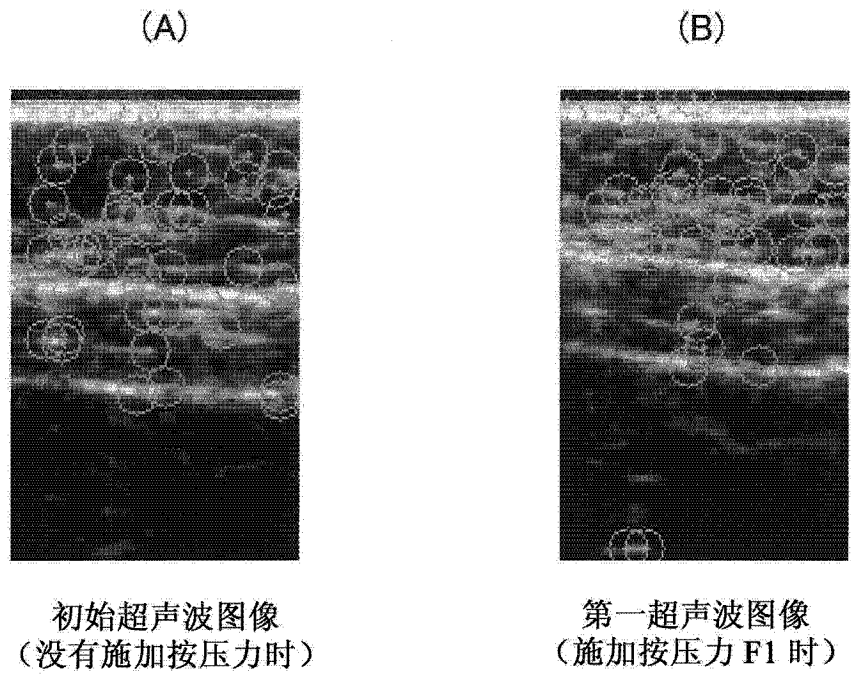


图 5

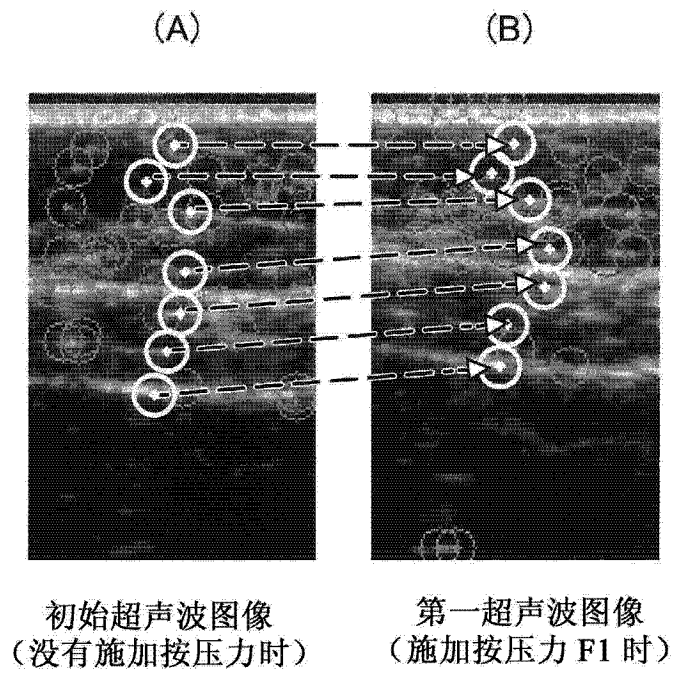


图 6

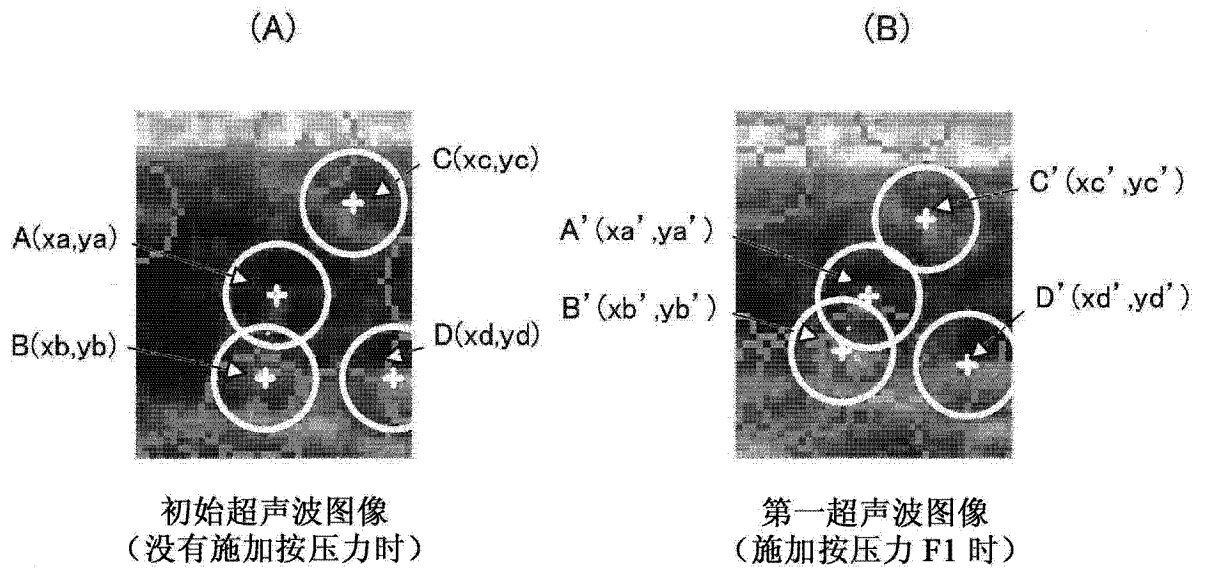


图 7

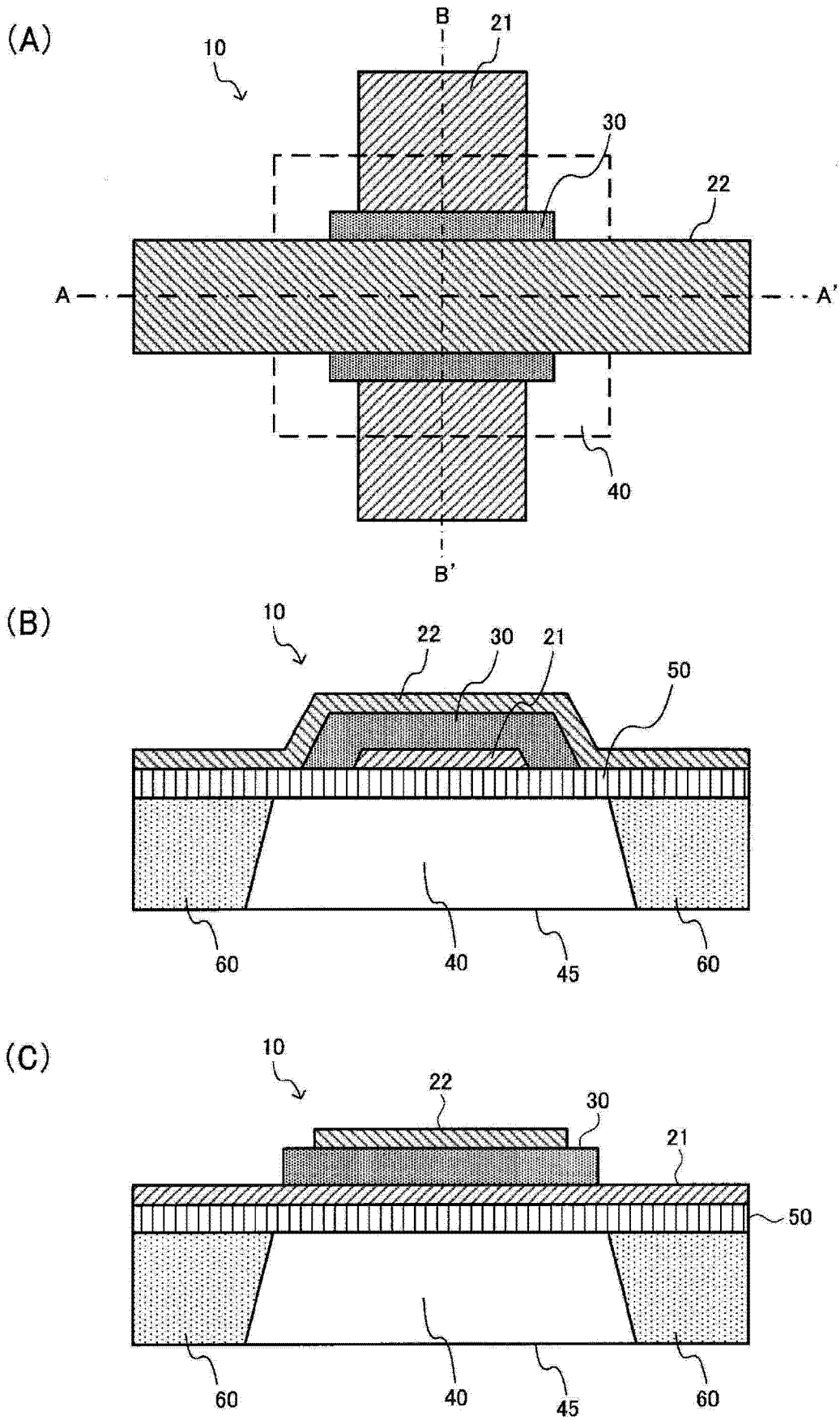


图 8

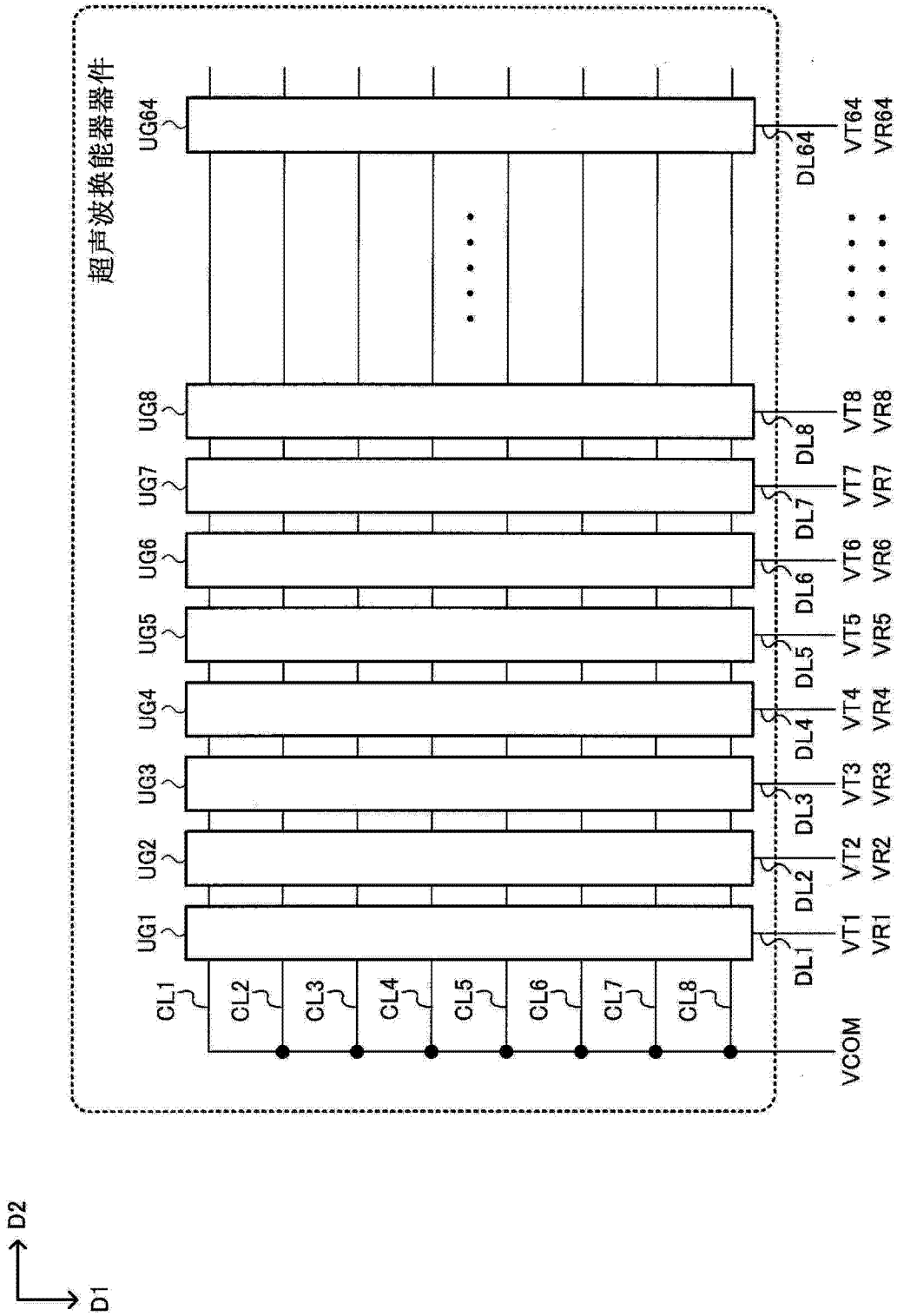


图 9

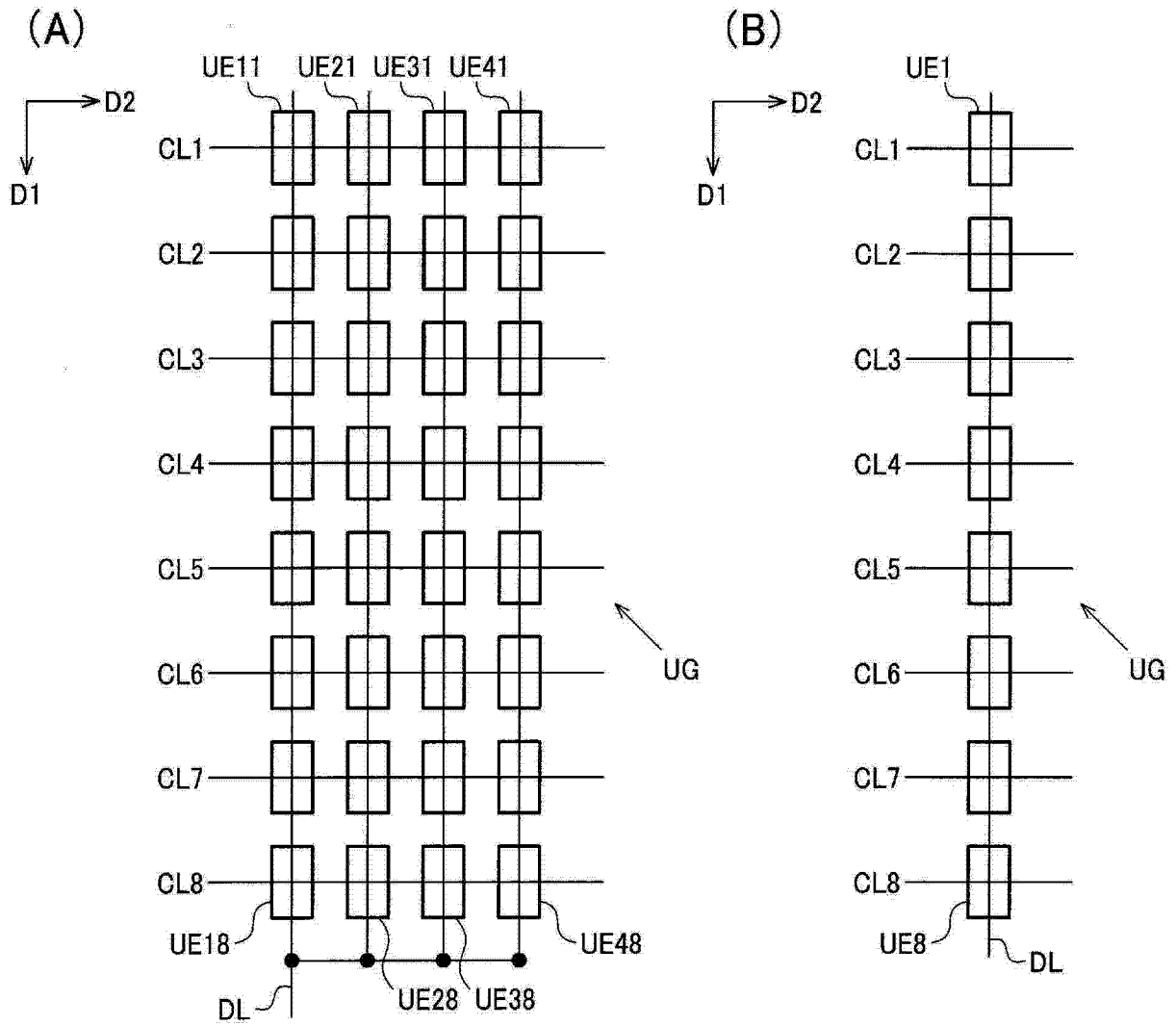


图 10

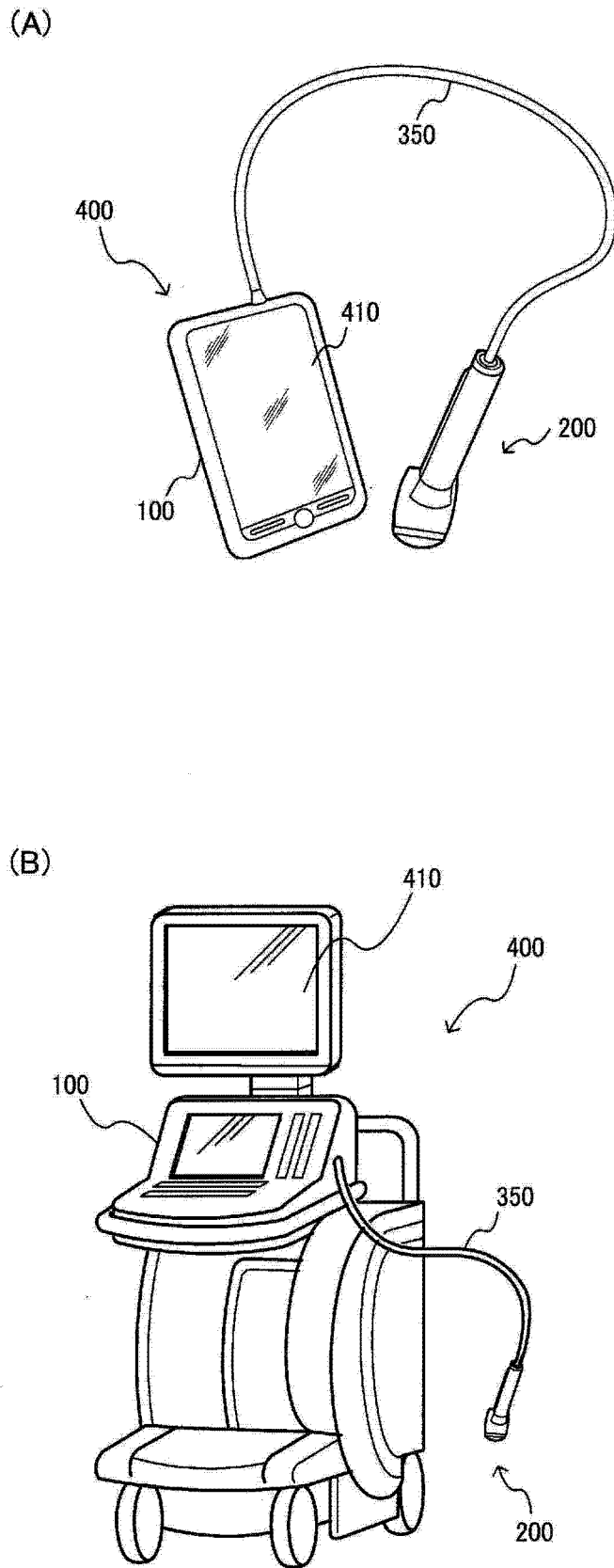


图 11

专利名称(译)	超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法		
公开(公告)号	CN104274205A	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	CN201410323389.3	申请日	2014-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	远藤甲午		
发明人	远藤甲午		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/418 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/0858 A61B8/4405 A61B8/4427 A61B8/4494 A61B8/5223 B06B1/0629 G16H50/30		
代理人(译)	余刚		
优先权	2013145225 2013-07-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波测定装置、超声波图像装置以及超声波测定方法。其中，上述超声波测定装置的特征在于，包括：超声波换能器器件；力传感器，测定按压力；发送部，进行超声波束的发送处理；接收部，进行所述超声波束通过被检测体反射而得到的超声波回波的接收处理；以及处理部，根据来自所述接收部的接收信号与来自所述力传感器的检测信息进行分析处理，所述处理部基于根据来自所述接收部的接收信号取得的所述被检测体的生物体组织层的厚度信息、以及来自所述力传感器的对所述被检测体施加的按压力相关的按压力信息，求得所述生物体组织层的弹性信息。

