



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103784161 B

(45)授权公告日 2018.01.16

(21)申请号 201310512890.X

(22)申请日 2013.10.25

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103784161 A

(43)申请公布日 2014.05.14

(30)优先权数据
2012-238668 2012.10.30 JP

(73)专利权人 精工爱普生株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 清濑摄内

(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)

G01H 11/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 101677810 A, 2010.03.24, 说明书第
【0066】-【0085】、【0100】-【0128】段.

WO 2009026645 A1, 2009.03.05, 全文.

US 6106464 A, 2000.08.22, 全文.

JP 2004305377 A, 2004.11.04, 全文.

JP 2005095221 A, 2005.04.14, 全文.

US 4511984 A, 1985.04.16, 说明书第2栏第
36行-第5栏第20行.

CN 101854853 A, 2010.10.06, 全文.

CN 101569540 A, 2009.11.04, 全文.

审查员 许流芳

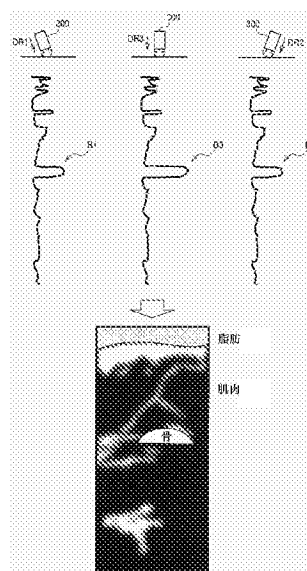
权利要求书3页 说明书19页 附图18页

(54)发明名称

超声波测定装置以及超声波测定装置的控制方法

(57)摘要

本发明提供了能向用户报告适当的测定结果并提高用户的操作性、便利性的超声波测定装置及超声波测定装置的控制方法。超声波测定装置包括在边沿扫描面扫描边发送超声波束的同时接收超声波束的超声波回波的超声波转换器元件、及根据来自超声波转换器元件的接收信号进行处理的处理装置。处理装置包括：根据接收信号获取相对于测定地点表面的扫描面的方向是第一方向~第K方向时的第一~第K的A模式波形数据组的数据获取部；根据第一~第K的A模式波形数据组选择测定结果用A模式波形数据的选择部；及根据选择的测定结果用A模式波形数据及测定结果用A模式波形数据组中的至少一个生成报告用数据并将生成的报告用数据输出的报告控制部。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,包括:

超声波转换器元件,边沿扫描面扫描边发送超声波束并接收所述超声波束的超声波回波;以及

处理装置,根据来自所述超声波转换器元件的接收信号进行处理,

所述处理装置包括:

数据获取部,根据所述接收信号,获取所述超声波转换器元件相对于测定地点表面的所述扫描面的方向是第一方向~第K方向时的第一A模式波形数据组~第K的A模式波形数据组,其中,K为2以上的整数;

选择部,根据所述第一A模式波形数据组~所述第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据;以及

报告控制部,根据选择出的所述测定结果用A模式波形数据以及与所述测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据,并输出生成的所述报告用数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

在所述选择部选择所述扫描面的方向是第L方向时的A模式波形数据作为所述测定结果用A模式波形数据的情况下,所述报告控制部根据所述扫描面的方向是所述第L方向时的所述测定结果用A模式波形数据以及所述测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成所述报告用数据,输出生成的所述报告用数据,其中, $1 \leq L \leq K$ 。

3. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述报告控制部根据所述扫描面的方向是所述第L方向时的所述测定结果用A模式波形数据组,生成B模式图像作为所述报告用数据,并输出生成的所述B模式图像。

4. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述报告控制部生成表示所述扫描面的方向是所述第L方向时的超声波测定结果的数字、字符或记号的图像、或者表示所述超声波测定结果的声音作为所述报告用数据,并输出生成的所述图像或者所述声音。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述选择部从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出第一A模式波形数据至第K的A模式波形数据,并从求出的所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中选择关注峰值波形处的振幅最大的A模式波形数据作为所述测定结果用A模式波形数据。

6. 根据权利要求5所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述报告控制部根据与选择出的所述测定结果用A模式波形数据相对应的所述测定结果用A模式波形数据组,生成B模式图像作为所述报告用数据,并输出生成的所述B模式图像。

7. 根据权利要求5所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述选择部通过进行所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组的各A模式波形数据组的平均化处理、或从各A模式波形数据组中选择代表A模式波形数据的选择处理,从而从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据。

8. 根据权利要求5所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述选择部进行以下处理:比较从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组中的第M的A模式波形数据组求出的第M的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅、和从第M+1的A模式波形数据组求出的第M+1的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅,选择并保存所述第M的A模式波形数据和所述第M+1的A模式波形数据中被判断为关注峰值波形处的振幅大的一个A模式波形数据,而删除另一个A模式波形数据以及与所述另一个A模式波形数据相对应的A模式波形数据组,其中, $1 \leq M < K$ 。

9. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括相关数据存储部,所述相关数据存储部存储表示A模式波形的振幅和深度的相关的数据,

所述选择部将根据所述相关数据被判断为关注峰值波形处的振幅和深度的相关适当的A模式波形数据选择作为所述测定结果用A模式波形数据。

10. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括基准数据存储部,所述基准数据存储部存储作为超声波测定的对象的被检体的基准A模式波形数据,

所述选择部从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据,进行求出的所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据的各A模式波形数据、和所述基准数据存储部存储的所述基准A模式波形数据的比较处理,从所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中选择所述测定结果用A模式波形数据。

11. 根据权利要求10所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述选择部将所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中、关注峰值波形处的振幅与所述基准A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅最接近的A模式波形数据选择作为所述测定结果用A模式波形数据。

12. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括引导指示部,所述引导指示部对作为被检体的用户进行所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向的引导指示处理。

13. 根据权利要求12所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括检测所述用户的运动的运动传感器,

所述引导指示部根据来自所述运动传感器的运动检测信号,进行所述扫描面的方向的引导指示处理。

14. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括进行方向控制的方向控制部,所述方向控制使所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向变化,

所述数据获取部获取通过所述方向控制部的方向控制使所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向变化而获得的所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组。

15. 一种超声波测定装置的控制方法,其特征在于,

所述超声波测定装置是根据来自边沿扫描面扫描边发送超声波束并接收所述超声波束的超声波回波的超声波转换器元件的接收信号进行处理的超声波测定装置,

所述超声波测定装置的控制方法包括：

根据所述接收信号，获取所述超声波转换器元件相对于测定地点表面的所述扫描面的方向是第一方向～第K方向时的第一A模式波形数据组～第K的A模式波形数据组，其中，K为2以上的整数，

根据所述第一A模式波形数据组～所述第K的A模式波形数据组，选择测定结果用A模式波形数据，

根据选择出的所述测定结果用A模式波形数据以及与所述测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个，生成报告用数据，并输出生成的所述报告用数据。

超声波测定装置以及超声波测定装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波测定装置以及超声波测定装置的控制方法。

背景技术

[0002] 作为用于向目标物照射超声波并接收来自目标物内部的声阻抗从不同界面发送的反射波的装置,已知有例如用于检查作为被检体的人体内部的超声波测定装置。并且,在通常的超声波测定装置中,超声波探测器和显示测定结果的显示部由不同的壳体构成。

[0003] 另一方面,作为超声波测定装置的应用例,期待展开到进行内脏脂肪的测定、血流量的测定等被检体的表层的图像诊断的保健领域。这样的保健领域中,期望将超声波探测器和显示部一体化而实现装置的小型化。

[0004] 在此,设定用户自己将超声波探测器抵碰在其身体上,测定生物体信息的情景。于是,根据测定地点,在用户不能看见显示部的画面的状态下,需要将超声波探测器抵碰在身体上进行测定。因此,导致超声波束的扫描面的方向偏离理想方向,有时担心不能得到正确的测定结果。这些对例如显示部设置为一体的超声波测定装置成为很大的问题。此外,即使在显示部不为一体的超声波测定装置中,为了适当的测定,操作者注视显示部的图像,且需要适当调整超声波束的扫描面的方向等的测定状态,存在测定操作不简单的问题。另外,作为超声波测定装置的现有技术有例如专利文献1等公开的技术。

[0005] 【先行技术文献】

[0006] 【专利文献】

[0007] 专利文献1:日本特开2006-95151号公报

发明内容

[0008] 根据本发明的几个实施方式能够向用户报告正确的测定结果以提高用户的操作性、便利性的超声波测定装置以及超声波测定装置的控制方法等。

[0009] 本发明的一个方面涉及超声波测定装置包括:超声波转换器元件,边沿扫描面扫描边发送超声波束并接收所述超声波束的超声波回波;以及处理装置,根据来自所述超声波转换器元件的接收信号进行处理,所述处理装置包括:数据获取部,根据所述接收信号,获取所述超声波转换器元件相对于测定地点表面的所述扫描面的方向是第一方向~第K(K为2以上的整数)方向时的第一A模式波形数据组~第K的A模式波形数据组;选择部,根据所述第一A模式波形数据组~所述第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据;以及报告控制部,根据选择出的所述测定结果用A模式波形数据以及与所述测定结果用A模式波形数据组相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据,并输出生成的所述报告用数据。

[0010] 根据本发明的一个方面,根据沿扫描面依次发送超声波束的超声波转换器元件发出的接收信号,获取超声波转换器相对于测定地点表面的扫描面的方向为第一~第K的方向时的第一~第K的A模式波形数据组。例如第一~第K的各A模式波形数据组是在扫描面的

方向为第一～第K的各方向的状态时通过超声波束进行扫描而获取的数据组。然后,根据获取的第一～第K的A模式波形数据组,按照例如规定的判定基准,选择适当的测定结果用A模式波形数据,生成基于其的报告用数据,通过报告部向用户报告。因此,能够向用户报告适当的测定结果,能够提高用户的操作性、便利性等。

[0011] 另外,在本发明的另一方面中,在所述选择部选择所述扫描面的方向是第L($1 \leq L \leq K$)的方向时的A模式波形数据作为所述测定结果用A模式波形数据的情况下,所述报告控制部也可以根据所述扫描面的方向是所述第L方向时的所述测定结果用A模式波形数据以及所述测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成所述报告用数据,输出生成的所述报告用数据。

[0012] 这样的话,如果选择扫描面的方向为第L方向时的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据,则根据选择的测定结果用A模式波形数据以及与其相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,就能生成报告用数据。因此,自动选择适当的扫描面的方向时的A模式波形数据,就能够向用户报告与其相对应的测定结果等。

[0013] 另外,在本发明的其他方面中,所述报告控制部也可以根据所述扫描面的方向是所述第L方向时的所述测定结果用A模式波形数据组,生成B模式图像作为所述报告用数据,并输出生成的所述B模式图像。

[0014] 这样的话,就能够在显示部显示选择测定结果用A模式波形数据时的扫描面的方向的第L方向上的B模式图像作为测定结果图像。

[0015] 另外,在本发明的其他方面中,所述报告控制部也可以生成表示所述扫描面的方向是所述第L方向时的超声波测定结果的数字、字符或记号的图像、或者表示所述超声波测定结果的声音作为所述报告用数据,并输出生成的所述图像或者所述声音。

[0016] 这样的话,就能够对用户报告表示选择测定结果用A模式波形数据时的扫描面的方向为第L方向中的超声波测定结果的数字、字符或记号的图像、表示超声波测定结果的声音。

[0017] 另外,在本发明的其他方面中,所述选择部也可以从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出第一A模式波形数据至第K的A模式波形数据,并从求出的所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中选择关注峰值波形处的振幅最大的A模式波形数据作为所述测定结果用A模式波形数据。

[0018] 这样的话,通过从第一～第K的A模式波形数据组求出的第一～第K的A模式波形数据中检索关注峰值波形处的振幅最大的A模式波形数据,就能够向用户报告适当的扫描面的方向时的测定结果等。

[0019] 另外,在本发明的其他方面中,所述报告控制部也可以根据与选择出的所述测定结果用A模式波形数据相对应的所述测定结果用A模式波形数据组,生成B模式图像作为所述报告用数据,并输出生成的所述B模式图像。

[0020] 这样的话,如果从第一～第K的A模式波形数据中例如根据规定的判定基准而选择测定结果用A模式波形数据,则根据与测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组,就能生成并显示B模式图像。

[0021] 另外,在本发明的其他方面中,所述选择部也可以通过进行所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组的各A模式波形数据组的平均化处理、或从所述各A模式

波形数据组中选择代表A模式波形数据的选择处理,从而从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据。

[0022] 这样的话,利用平均化处理、选择处理从第一~第K的A模式波形数据组求出第一~第K的A模式波形数据,从求出的第一~第K的A模式波形数据中就能够选择测定结果用A模式波形数据。

[0023] 另外,在本发明的其他中,所述选择部也可以进行以下处理:比较从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组中的第M($1 \leq M < K$)的A模式波形数据组求出的第M的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅、和从第M+1的A模式波形数据组求出的第M+1的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅,选择并保存所述第M的A模式波形数据和所述第M+1的A模式波形数据中被判断为关注峰值波形处的振幅大的一个A模式波形数据,而删除另一个A模式波形数据以及与所述另一个A模式波形数据相对应的A模式波形数据组。

[0024] 这样的话,通过保存关注峰值波形处的振幅大的A模式波形数据而残余的另一个,就能够删除振幅小的A模式波形数据、与其相对应的A模式波形数据组。因此,在能实现使用记忆容量的节约等的同时又能选择适当的测定结果用A模式波形数据。

[0025] 另外,在本发明的其他方面中,所述超声波测定装置也可以包括相关数据存储部,所述相关数据存储部存储表示A模式波形的振幅和深度的相关的相关数据,所述选择部将根据所述相关数据被判断为关注峰值波形处的振幅和深度的相关适当的A模式波形数据选择作为所述测定结果用A模式波形数据。

[0026] 这样的话,根据相关数据判断A模式波形的振幅和深度的相关是否适当,从振幅和深度的相关适当的A模式波形数据中就能够选择测定结果用A模式波形数据。

[0027] 另外,在本发明的其他方面中,所述超声波测定装置也可以包括基准数据存储部,所述基准数据存储部存储作为超声波测定的对象的被检体的基准A模式波形数据,所述选择部从所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组求出第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据,进行求出的所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据的各A模式波形数据、和所述基准数据存储部存储的所述基准A模式波形数据的比较处理,从所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中选择所述测定结果用A模式波形数据。

[0028] 这样的话,通过预先准备作为测定基准的基准A模式波形数据并存储于基准数据存储部中,从而选择符合该基准A模式波形数据的测定结果用A模式波形数据,就能够生成与其相对应的报告用数据并向用户报告。

[0029] 另外,在本发明的其他方面中,所述选择部也可以将所述第一A模式波形数据至所述第K的A模式波形数据中、关注峰值波形处的振幅与所述基准A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅最接近的A模式波形数据选择作为所述测定结果A模式波形数据。

[0030] 这样的话,选择接近基准A模式波形数据的波形的适当的测定结果用A模式波形数据,就能够生成与其相对应的报告用数据并向用户报告。

[0031] 另外,在本发明的其他方面中,所述超声波测定装置也可以包括引导指示部,所述引导指示部对作为被检体的用户进行所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向的引导指示处理。

[0032] 这样的话,通过以使超声波转换器元件的扫描面的方向成为适当的的方向的方式对

用户进行引导指示,按照引导指示,用户使扫描面的方向变化,就能够选择适当的扫描面的方向上的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。

[0033] 另外,在本发明的其他方面中,所述超声波测定装置包括检测所述用户的运动的运动传感器,所述引导指示部根据来自所述运动传感器的运动检测信号,进行所述扫描面的方向的引导指示处理。

[0034] 这样的话,利用来自运动传感器的运动检测信号,能够对用户进行引导指示,以使超声波转换器元件的扫描面的方向为适当的方向。

[0035] 另外,在本发明的其他方面中,所述超声波测定装置也可以包括进行方向控制的方向控制部,所述方向控制使所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向变化,所述数据获取部获取通过所述方向控制部的方向控制使所述超声波转换器元件的所述扫描面的方向变化而获得的所述第一A模式波形数据组至所述第K的A模式波形数据组。

[0036] 这样的话,利用方向控制部的方向控制,使超声波转换器元件的扫描面的方向变化,就能够获取通过该方向变化而获得的第一~第K的A模式波形数据组。然后,通过根据这些第一~第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据,就能够对用户报告与其相对应的正确的测定结果等。

[0037] 并且,本发明的其他方面涉及的程序是用于根据来自边沿扫描面扫描边发送超声波束并接收所述超声波束的超声波回波的所述超声波转换器元件的接收信号进行处理的程序,所述程序使计算机作为以下部分而发挥功能:数据获取部,根据所述接收信号,获取所述超声波转换器元件相对于测定地点表面的所述扫描面的方向是第一方向~第K(K为2以上的整数)方向时的第一A模式波形数据组~第K的A模式波形数据组;选择部,根据所述第一A模式波形数据组~所述第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据;以及报告控制部,根据选择出的所述测定结果用A模式波形数据以及与所述测定结果用A模式波形数据组相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据,并输出生成的所述报告用数据。

[0038] 并且,本发明的其他方面涉及的超声波测定装置的控制方法中,所述超声波测定装置是根据来自边沿扫描面扫描边发送超声波束并接收所述超声波束的超声波回波的超声波转换器元件的接收信号进行处理的超声波测定装置,所述超声波测定装置的控制方法包括:根据所述接收信号,获取所述超声波转换器元件相对于测定地点表面的所述扫描面的方向是第一方向~第K(K为2以上的整数)方向时的第一A模式波形数据组~第K的A模式波形数据组,根据所述第一A模式波形数据组~所述第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据,根据选择出的所述测定结果用A模式波形数据以及与所述测定结果用A模式波形数据组相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据,并输出生成的所述报告用数据。

附图说明

[0039] 图1是本实施方式的超声波测定装置的构成例。

[0040] 图2的(A)~图2的(C)是超声波测定装置的具体机器构成的例子。

[0041] 图3的(A)~图3的(D)是使用超声波测定装置的测定的说明图。

[0042] 图4是A模式波形以及B模式图像的说明图。

- [0043] 图5是本实施方式的方法的说明图。
- [0044] 图6的(A)~图6的(C)是直线扫描方式、扇形扫描方式的说明图。
- [0045] 图7是说明直线扫描方式、扇形扫描方式的详细的图。
- [0046] 图8是表示超声波测定结果的数字等的图像被显示的测定结果图像的例子。
- [0047] 图9是表示本实施方式的方法的详细处理的流程图。
- [0048] 图10是表示A模式波形的振幅和深度的相关的相关数据的说明图。
- [0049] 图11是使用基准A模式波形数据的本实施方式的方法的说明图。
- [0050] 图12是使用基准A模式波形数据的本实施方式的方法的说明图。
- [0051] 图13的(A)、图13的(B)是有关引导指示处理的说明图。
- [0052] 图14示出使用基准A模式波形数据的本实施方式的方法的详细处理的流程图。
- [0053] 图15是超声波转换器元件的超声波束的扫描面方向的控制方法的说明图。
- [0054] 图16的(A)、图16的(B)是超声波转换器元件的构成例。
- [0055] 图17是超声波转换器元件的构成例。
- [0056] 图18的(A)、图18的(B)是对应于各通道(channel)而设置的超声波转换器元件组的构成例。

具体实施方式

[0057] 以下,对本发明的优选实施方式进行详细说明。另外,以下说明的本实施方式不应被理解是对本发明的保护范围中所述的本发明的内容的不合理限定,本实施方式中说明的全部构成不一定必须作为本发明的解决手段。

[0058] 1. 超声波测定装置

[0059] 图1示出本实施方式的超声波测定装置(超声波诊断装置)的构成例。该超声波测定装置包括超声波转换器元件100和处理装置200。并且,还可包括存储部250、报告部439。另外,本实施方式的超声波测定装置并不限于图1的构成,也可以实施省略该构成要素的一部分、置换为其他的构成要素、或追加其他构成要素等各种变形。

[0060] 超声波转换器元件100边沿扫描面进行扫描边发送超声波束,并接收超声波束的超声波回波。如以使用压电元件的类型为例,超声波转换器元件100具有多个超声波转换器元件(超声波元件阵列)和多个开口配置为阵列状的基板。多个超声波转换器元件的各超声波转换器元件具有堵塞多个开口中的各开口的振动膜和压电元件部,所述压电元件部具备设置于振动膜上的下部电极、上部电极以及压电体膜。将在下面对超声波转换器元件100进行详述。另外,作为超声波转换器元件100,可以采用后面详述的使用压电元件(薄膜压电元件)的类型的转换器,然而本实施方式并不限于此。例如可以采用使用例如c-MUT(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers,电容式微制造超声换能器)等电容型元件的类型的转换器,还可以采用一体型转换器。

[0061] 处理装置200进行超声波测定装置的各种控制处理、超声波转换器元件100的发送处理、接收处理等。该处理装置200包括发送电路210、接收电路220、多路调制器(multiplexer)222、接收发送切换电路224、控制部230。另外,也可以实施省略这些构成要素的一部分、置换为其他的构成要素、或追加其他构成要素等各种变形。

[0062] 发送电路210经由多路调制器222对超声波转换器元件100输出发送信号。具体而

言,发送电路210在发送期间根据控制部230的控制生成发送信号,并对多路调制器222输出。该发送电路210可由输出超声波的脉冲信号的脉冲发生器等构成。

[0063] 多路调制器222(选择电路)根据控制部230的控制,选择超声波转换器元件100的驱动电极线(通道)中的至少一个,对选择出的驱动电极线输出来自发送电路210的发送信号。例如在多路调制器222选择了第一驱动电极线的情况下,在发送期间,发送信号被输出至第一驱动电极线。另外,多路调制器222也可以在相同的定时选择全部多根(n根)驱动电极线(多个通道),还可以按顺序每次选择规定根数。

[0064] 接收电路220进行来自超声波转换器元件100的接收信号(回波信号)的接收处理。具体而言,接收电路220经由多路调制器222以及接收发送切换电路224接收来自超声波转换器元件100的接收信号,并进行接收信号的放大、增益设定、频率设定、A/D转换等接收处理。接收处理的结果作为检测数据(检测信息)被输入至控制部230。该接收电路220可由例如低噪音放大器、电压控制衰减器、可程序增益放大器、低通滤波器、A/D转换器等构成。

[0065] 接收发送切换电路224由多个(n个)开关元件构成,接收发送切换电路224根据控制部230的控制,进行发送信号以及接收信号的切换。具体而言,通过在发送期间将多个开关元件设定为关闭(OFF)状态,从而防止从发送电路210输出的发送信号被输入至接收电路220。另一方面,通过在接收期间将多个开关元件设定为接通(ON)状态,从而来自超声波转换器元件100的接收信号就能被输入至接收电路220。

[0066] 控制部230控制发送电路210、接收电路220、多路调制器222、接收发送切换电路224。例如,控制部230对发送电路210进行发送信号的生成以及输出处理的控制,对接收电路220进行接收信号的频率设定、增益等的控制。

[0067] 存储部250用于存储各种数据,存储部250通过例如RAM、HDD(硬盘驱动)等实现。存储部250包括波形数据存储部252、相关数据存储部254、基准数据存储部256。

[0068] 此外,在本实施方式中,控制部230(处理装置200)包括数据获取部232、选择部234、报告控制部235以及引导指示部238。

[0069] 报告控制部235生成报告用数据并输出。然后,使报告部439报告报告用数据(测定结果)。例如启动报告部439的动作,并输出报告用数据。例如报告控制部235包括显示控制部236、声音控制部237。报告控制部235的显示控制部236进行报告部439的显示部440的显示控制,并显示作为报告用数据的测定结果的图像。声音控制部237进行报告部439的声音输出部442的控制,并输出作为报告用数据的测定结果的声音。

[0070] 报告部439用于对用户(测定者)报告测定结果,报告部439通过例如显示部440、声音输出部442等实现。报告部439可以是超声波测定装置具有的装置,还可以是与超声波测定装置不同的装置(例如外部显示器)。作为显示部440可设定为液晶显示器、有机EL显示器等各种显示器。作为声音输出部442可设定扬声器等。

[0071] 数据获取部232根据来自超声波转换器元件100的接收信号,获取超声波转换器元件100相对于测定地点表面的扫描面的方向为第一~第K(K为2以上的整数)的方向时的第一~第K的A模式波形数据组。例如在测定期间用户使超声波探测器摆动、或如后面叙述的图15所示那样方向控制部240进行扫描面的方向控制,从而使超声波束相对于测定地点表面的扫描面的方向变化。数据获取部232在这样的扫描面的方向的变化期间,根据来自接收电路220的接收信号,获取第一~第K的A模式数据波形组(多个A模式波形数据组)。获取到

的A模式波形数据组被存储在波形数据存储部252后保存。

[0072] 在此,测定地点表面是例如超声波探测器抵碰的测定地点的表面,例如身体等物体的表面。扫描面是超声波转换器元件100利用直线扫描、扇形扫描等边扫描边输送(发送)多个超声波束的各超声波束时,例如是这些多个超声波束沿着的面。超声波束相对于测定地点表面的扫描面的方向是以测定地点表面为基准的扫描面的相对的方向(角度)。

[0073] 超声波转换器元件100从接收电路210接收作为电信号(电压信号)的接收信号,并将其转换为超声波,发送(出射)超声波束。然后,超声波转换器元件100如果接收超声波束的超声波回波,则将超声波回波转换为电信号(电压信号)的接收信号。数据获取部232通过该接收信号获取A模式波形数据组。各A模式波形数据组是例如超声波转换器元件100的各扫描而获得的A模式波形数据的组。例如通过第一次扫描获取第一A模式波形数据组,通过第二次扫描获取第二A模式波形数据组、……通过第K次扫描获取第K的A模式波形数据组。

[0074] 选择部234根据利用数据获取部232获取到的第一~第K的A模式波形数据组,选择测定结果用A模式波形数据。例如选择部234根据第一~第K的A模式波形数据组,求出第一~第K的A模式波形数据。具体而言,选择部234通过进行第一~第K的A模式波形数据组中的各A模式波形数据组的平均化处理或者来自各A模式波形数据组的代表A模式波形数据的选择处理,从而根据第一~第K的各A模式波形数据组求出第一~第K的各A模式波形数据。例如,进行求出属于各A模式波形数据组的多个A模式波形数据的例如各深度的各振幅的平均值的处理,求出与各A模式波形数据组相对应的各A模式波形数据。或者,从属于各A模式波形数据组的多个A模式波形数据中,进行将基于来自超声波转换器元件100的规定位置(例如中央位置)的元件组的接收信号的A模式波形数据作为代表A模式波形数据的处理,并求出与各A模式波形数据组对应的各A模式波形数据。

[0075] 然后,选择部234从求出的第一~第K的A模式波形数据中,根据规定的判定基准,选择测定结果用A模式波形数据。规定的判定基准是用于选择适于用作测定结果的A模式波形数据的基准。具体而言,选择部234从求出的第一~第K的A模式波形数据中,选择关注峰值波形处的振幅最大的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。关注峰值波形是在表现为A模式波形的峰值波形中,作为适于选择测定结果用A模式波形数据的峰值波形而预先设定的峰值波形,其例如是与骨等关注生物体组织相对应的峰值波形。

[0076] 例如选择部234比较根据第一~第K的A模式波形数据组中的第M($1 \leq M < K$)的A模式波形数据组求出的第M的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅、和根据第M+1的A模式波形数据组求出的第M+1的A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅。然后,选择在第M的A模式波形数据与第M+1的A模式波形数据中的判断为关注峰值波形处的振幅大的一个的A模式波形数据并保存。即,存储并保存于波形数据存储部252。然后,进行删除另一个A模式波形数据以及与另一个A模式波形数据相对应的A模式波形数据组的处理。

[0077] 报告控制部235根据选择出的测定结果用A模式波形数据以及与测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据,并输出生成的报告用数据。进行例如报告部439的报告控制,输出报告用数据。具体而言,报告控制部235的显示控制部236进行显示部440的显示控制、或报告控制部235的声音控制部237进行声音输出部442的声音控制并输出作为报告用数据的测定结果的图像、测定结果的声音。在此,所谓与测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组是指例如在选

择部234选择了测定结果用A模式波形数据的情况下其测定结果用A模式波形数据的生成(平均化处理、选择处理的生成)所使用的A模式波形数据组。

[0078] 例如,设定选择部234选择扫描面的方向为第L($1 \leq L \leq K$)的方向时的A模式波形数据(第L的A模式波形数据)作为测定结果用A模式波形数据。此时,报告控制部235根据扫描面的方向为第L方向时的测定结果用A模式波形数据以及测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据。然后,输出生成的报告用数据(图像、声音)。

[0079] 例如,报告控制部235(显示控制部236)根据扫描面的方向为第L方向时的测定结果用A模式波形数据组,进行生成B模式图像作为报告用数据并在作为报告部439的显示部440显示生成的B模式图像的控制。例如,设定从第一~第K的A模式波形数据组求出第一~第K的A模式波形数据,从第一~第K的A模式波形数据中选择关注峰值波形处的振幅最大的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。此时,报告控制部235根据与选择出的测定结果用A模式波形数据相对应的测定结果用A模式波形数据组,生成B模式图像作为报告用数据,并输出生成的B模式图像。例如,进行在显示部440显示B模式图像的控制。例如,通过将测定结果用A模式波形数据组的各A模式波形数据的振幅转换为亮度值,从而进行生成B模式图像并在显示部440显示的控制。

[0080] 但是,本实施方式中的报告用数据不限定于B模式图像,也可以设定为各种报告用数据。例如,报告控制部235生成扫描面的方向为第L方向时的表示超声波测定结果的数字、字符或记号的图像、或者表示超声波测定结果的声音作为报告用数据并输出。例如进行利用报告部439报告生成的图像或者声音的控制。具体而言,进行将生成的图像显示在显示部440的控制、或进行利用声音输出部442输出生成的声音的控制。更具体而言,进行显示表示被测定的用户的脂肪厚度或肌肉厚度等超声波测定结果的数字、字符或者记号的图像、或宣读超声波测定结果的控制。

[0081] 另外,在本实施方式中,相关数据存储部254将表示A模式波形的振幅和深度的相关的相关数据与例如测定地点相对应地存储。然后,选择部234选择根据相关数据判断关注峰值波形处的振幅和深度的相关为适当的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。例如选择部234从根据相关数据判断为适当的多个A模式波形数据(第一~第K的A模式波形数据)中选择测定结果用A模式波形数据。

[0082] 基准数据存储部256存储作为超声波测定对象的被检体(用户、动物等)的基准A模式波形数据。基准A模式波形数据是被作为对被检体的超声波测定的基准的A模式波形数据预先测定等的,其是基准数据存储部256存储的数据。选择部234进行利用超声波测定获取的多个A模式波形数据和基准数据存储部256所存储的基准A模式波形数据的比较处理,从多个A模式波形数据中选择测定结果用A模式波形数据。具体而言,选择部234从第一~第K的A模式波形数据组,通过例如上述的平均化处理、选择处理等求出第一~第K的A模式波形数据。然后,进行求出的第一~第K的A模式波形数据的各A模式波形数据和存储于基准数据存储部256中的基准A模式波形数据的比较处理,从第一~第K的A模式波形数据中选择测定结果用A模式波形数据。例如,选择在第一~第K的A模式波形数据中关注峰值波形处的振幅最接近基准A模式波形数据的关注峰值波形处的振幅的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。

[0083] 引导指示部238对作为被检体的用户进行超声波转换器元件100的扫描面的方向

的引导指示处理。即,使用图像或者声音等引导信息向用户指示可获得适当的测定结果的超声波束的扫描面的方向。例如在本实施方式的超声波测定装置中,如后所述,可设置检测用户的运动的运动传感器。运动传感器例如是加速度传感器或者陀螺传感器等。引导指示部238根据来自运动传感器的运动检测信号,进行扫描面的方向的引导指示处理。即,引导指示部238根据运动检测信号,检测超声波探测器的活动,进行用于用户将超声波束的扫描面的方向朝向适当的方向的引导指示处理。

[0084] 另外,本实施方式的超声波测定装置可以通过程序实现其处理的至少一部分。此时,通过CPU等处理器执行程序来实现本实施方式的超声波测定装置的处理。具体而言,读出存储于信息存储介质的程序,CPU等处理器执行读取的程序。在此,信息存储介质(利用计算机可读取的介质)容纳程序、数据等,其功能可通过HDD(硬盘驱动)、光盘(DVD、CD等)或者存储器(卡式存储器、ROM等)等实现。然后,CPU等处理器根据容纳于信息存储介质中的程序(数据)进行本实施方式的各种处理。即,在信息存储介质中存储有用于使计算机(具备操作部、处理部、存储部、输出部的装置)发挥功能的程序(用于使计算机执行各部分的处理的程序)作为本实施方式的各部分(数据获取部、选择部、报告控制部、引导指示部、存储部等)。

[0085] 图2(A)~图2(C)中示出本实施方式的超声波测定装置(广义而言为电子机器)的具体的机器构成的例子。图2(A)是手持式超声波测定装置400的例子,图2(B)是落地式(floor-standing)的超声波测定装置400的例子。图2(C)是超声波探测器300内置于主体中的一体型超声波测定装置400的例子。

[0086] 图2(A)、图2(B)的超声波测定装置400包括超声波探测器300、超声波测定装置主体401(广义而言为电子机器主体),超声波探测器300与超声波测定装置401通过电缆312连接。在超声波探测器300的前端部分设置有探测头320,在超声波测定装置主体401设置有显示图像的显示部440。在图2(C)中,在具有显示部440的超声波测定装置400中内置有超声波探测器300。在图2(C)的情况下,超声波测定装置400能够通过例如智能手机等通用的移动信息终端实现。

[0087] 2. 本实施方式的方法

[0088] 图3(A)、图3(B)示出将超声波探测器300抵碰用户的人体的测定地点并测定脂肪、肌肉的状态的情况的图。图3(A)是将超声波探测器300抵碰于用户的上臂后部的情况。此时,在图3(C)模式地示出的B模式图像显示于显示部440。图3(B)是将超声波探测器300抵碰于大腿后部的情况。此时,图3(D)模式地示出的B模式图像显示于显示部440。这是因为在这些B模式图像中,骨的部分的亮度最明亮。骨与周围的生物体组织相比较超声波的反射率高,是A模式波形的振幅也变高。

[0089] 在进行如图3(A)、图3(B)所示的测定的情况下,存在用户在确认超声波探测器300相对于测定地点的姿势的同时注视图3(C)、图3(D)所示的B模式图像并调整是否适当地测定困难的课题。即,如图3(A)、图3(B)所示,在将超声波探测器300抵碰用户的人体后部侧的测定地点的同时进行测定的情况下,用户确认超声波测定装置的显示部440显示的B模式图像的同时调整是否适当地测定是困难的。即,用户自己测定时,难以在观察B模式图像的同时判断测定结果是否成功。特别在如图2(A)、图2(C)所示的手持式超声波测定装置中,超声波探测器300和显示部440的距离很近。因此,用户难以在将超声波探测器300抵碰测定地点的同时确认显示部440显示的作为测定结果图像的B模式图像。

[0090] 那么,在超声波测定装置中存在被称为A模式、B模式的显示方法(测定方法)。如图4所示,在A模式下,显示超声波信号(接收信号)相对于深度(深度方向的距离)的振幅被描绘的A模式波形。在B模式下,显示将超声波信号的振幅转换为亮度而描绘作为二维图像的B模式图像。例如如骨这样超声波的反射率高的生物体组织用高亮度的白色描绘。另一方面,超声波的反射率低的生物体组织用低亮度的黑色描绘。可通过将A模式波形数据的振幅转换为亮度而生成该B模式图像。

[0091] 然后,在本实施方式中,如图4的A1、A2所示,着重于与骨等指定的生物体组织相对应的峰值波形的振幅随着超声波束相对于测定地点表面(身体的表面)的扫描面的方向(扫描面和测定地点表面形成的角度)而变化,采用如图5所示的方法。

[0092] 例如在图5的B1、B2、B3中,获取通过使超声波束相对于测定地点表面的扫描面的方向变化而获得的多个A模式波形数据。例如在B1、B2、B3中,分别获取扫描面的方向为第一方向DR1、第二方向DR2、第三方向DR3时的A模式波形数据。此时,方向DR1、DR2不是相对于测定地点的身体表面垂直的方向,不是适当的扫描面的方向。因此,在B1、B2的A模式波形数据中,与骨相对应的关注峰值波形处的振幅变小。另外,图3的B1、B2、B3是通过对扫描面的方向为方向DR1、DR2、DR3时获取的A模式波形数据组进行平均化处理、选择处理等而求出A模式波形数据。

[0093] 另一方面,方向DR3是相对于测定地点的身体表面垂直的方向,其是适当的扫描面的方向。因此,在B3的A模式波形数据中,与骨相对应的关注峰值波形处的振幅大于B1、B2的A模式波形数据中的振幅而为最大。即,超声波束的扫描面的方向适当时,关注峰值波形处的振幅也增大。

[0094] 因此,在本实施方式中,如图3所示,从多个A模式波形数据(第一~第K的A模式波形数据。以下同样。)中选择关注峰值波形处的振幅最大(规定的阈值以上)的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据。然后,在显示部440(广义而言为报告部)显示基于选择出的测定结果用A模式波形数据的测定结果图像(广义而言为报告用数据)。即,在图5中作为扫描面的方向为DR1、DR2、DR3(广义而言为第一~第K的方向)的B1、B2、B3的A模式波形数据(广义而言从第一~第K的A模式波形数据组求出的第一~第K的A模式波形数据)中,扫描面的方向为DR3(广义而言为第L方向)的B3的A模式波形数据(广义而言为第L的A模式波形数据)选择作为测定结果用A模式波形数据。然后,显示基于选择出的B3的A模式波形数据的B模式图像(根据该A模式波形数据相对应的A模式波形数据组生成的B模式图像)作为测定结果图像。

[0095] 这样的话,选择超声波束的扫描面的方向相对于测定地点的身体表面垂直(大致垂直)这样的、适当的扫描面的方向时的A模式波形数据,就能显示对应的B模式图像。例如用户如果在改变超声波束的扫描面的方向一的同时将超声波探测器抵碰自己的身体进行测定,则自动生成与适当的扫描面的方向对应的B模式图像,并显示于显示部440。因此,即使是在用户不能观察显示部440的画面的状态下,如图5的B3所示,也能够显示扫描面的方向为理想方向时的B模式图像,且能够获得正确的测定结果。

[0096] 例如在如图2(A)、图2(C)这样的手持式超声波测定装置等中,存在用户难以在观察显示部440的画面的同时摸索适当的扫描面的方向进行测定的问题。

[0097] 在这点上,根据本实施方式的方法,由于用户即使不确认显示部440的画面,也能

自动生成与适当的扫描面的方向对应的B模式图像,显示测定结果图像,因此能够解除上述问题,提高用户的操作性、便利性。此外,根据本实施方式,在例如测定时,关闭显示部440的显示,仅在测定结束后在显示部440显示根据图5的B3的A模式波形数据获得的优选的B模式图像。即,无需依次显示在测定期间依次获得的B模式图像,仅显示关注峰值波形处的振幅最大时的B模式图像。这样的话,可以实现显示部440的显示开机期间的缩短化,且能够实现超声波测定装置的低功耗化等,尤其能够实现手持式的超声波诊断装置中的功耗的节约。

[0098] 另外,优选对应于例如各测定地点来设定作为振幅的大小比较处理的对象的关注峰值波形。例如如图3(C)、图3(D)所示,距离身体表面的骨的深度因为根据测定地点而不同,因此即使进行了关注峰值波形的深度范围的设定,针对每个测定地点也不同。并且,如果用户输入测定地点,则读出与输入的测定地点相对应的深度范围的设定,如图5的B1、B2、B3所示,可进行存在于其深度范围的关注峰值波形处的振幅的比较处理。这样的话,选择各测定地点中的适当的关注峰值波形,比较振幅的大小,从而能够显示与适当(適正)的扫描面的方向相对应的B模式图像。

[0099] 此外,以上已经对将本实施方式的方法适用于人体的脂肪厚度、肌肉厚度的测定的情况进行了说明,然而本实施方式并不限于于此。例如也可以将本实施方式的方法适用于肉食牛、猪等畜产物的出栏时期的确认、肉质的确认。例如可以将本实施方式的方法适用于用于判定肉食牛的肉质(脂肪混杂)的牛脊肉的位置检测。

[0100] 那么,图5的B模式图像是通过图6(A)的直线扫描方式生成的图像的例子。另外,B模式图像、A模式波形数据的生成/获取方法并不限于于此,还可以通过图6(B)所示的扇形扫描方式。

[0101] 在图6(A)的直线扫描方式中,通过例如在超声波的接收发送信息的每个通道移动的同时获取A模式波形数据,例如通过将利用一次直线扫描获取的A模式波形数据组的振幅转换为亮度来生成B模式图像。此时,图5的B1~B3中说明的作为选择处理的对象的各A模式波形数据可通过利用例如一次直线扫描而获取的A模式波形数据组的平均化处理而求出。即,通过进行A模式波形数据组的A模式波形数据的各深度中的各振幅的平均化处理,从而求出作为B1~B3的处理对象的各A模式波形数据。或者,从利用一次直线扫描获取的A模式波形数据组中选择代表A模式波形数据(例如直线扫描中的中央附近的A模式波形数据),还可以使用该代表A模式波形数据作为B1~B3的选择处理对象的各A模式波形数据。

[0102] 图7是说明直线扫描方式、扇形扫描方式的详细的图。在直线扫描方式中,多路调制器222进行从超声波转换器元件100的通道CH1~CH64中依次选择作为直线扫描对象的通道的动作。

[0103] 例如,首先,选择通道CH1~CH8作为直线扫描的对象,来自发送电路210的发送信号(发送脉冲)经由多路调制器222被输出至超声波转换器元件100的通道CH1~CH8。据此,输出(照射、发送)例如图6(A)的超声波束BM1。然后,来自通道CH1~CH8的接收信号经由多路调制器222、接收发送切换电路224被输入至接收电路220。

[0104] 接着,选择通道CH2~CH9作为直线扫描的对象,来自发送电路210的发送信号被输出至通道CH2~CH9。据此,例如图6(A)的超声波束BM2被发送。然后,来自通道CH2~CH9的接收信号被输入至接收电路220。这样,依次进行直线扫描的通道选择,最后选择通道CH57~CH64,发送例如图6(A)的超声波束BMj。据此,一次扫描(直线扫描)结束,接着进行第二次

扫描。

[0105] 本实施方式的A模式波形数据组是由例如上述的一次扫描获取的多个A模式波形数据构成的组。通过进行对这些多个A模式波形数据的平均化处理、选择处理,从而可求出与各A模式波形数据组(第1~第K的各A模式波形数据组)相对应的各A模式波形数据(第1~第K的各A模式波形数据)。

[0106] 另一方面,在扇形扫描方式中,可选择例如通道CH1~CH64的全部通道。然后,对超声波转换器元件100的所有通道CH1~CH64输出来自发送电路210的发送信号。据此,发送图6(B)的超声波束BM1~BMj。

[0107] 此时,在扇形扫描方式中,通过进行发送电路210的发送信号的发送开始定时的延迟控制,从而能在图6(B)所示的方向上发送超声波束BM1~BMj。例如在纸面上通过延迟左侧的超声波转换器元件的发送开始定时、提前右侧的超声波转换器元件的发送开始定时而实现图6(B)的超声波束BM1的发送。另一方面,在纸面上通过提前左侧的超声波转换器元件的发送开始定时、延迟右侧的超声波转换器元件的发送开始定时而实现超声波束BMj的发送。

[0108] 然后,在图6(A)、图6(B)中,超声波转换器元件100的扫描面是各扫描中发送的超声波束BM1~BMj沿着的面,其是与图6(A)、图6(B)的纸面平行的面。

[0109] 另外,在图6(A)的直线扫描中,从超声波转换器元件100出射与选择的通道(例如通道CH1~CH8)的宽度相对应的出射宽度WS的超声波束。此外,在图6(B)的扇形扫描中,从超声波转换器元件100出射线状的元件整体宽度(或者扇形扫描的对象通道的宽度)的出射宽度WS的超声波束。然后,如图6(C)所示,利用发送信号的延迟控制、声音透镜等进行超声波束的发送聚焦控制,以使扫描方向上的宽度集中于焦点FP。

[0110] 此外,在图5中示出了作为报告数据的测定结果图像为B模式图像的情况的例子,但本实施方式的测定结果图像并不限于此,还可以是例如表示超声波测定结果的数字、字符或者记号等图像。例如图5中作为测定结果图像可以在显示部440显示表示扫描面的方向为DR3(第L方向)时的超声波测定结果的数字等图像。图8是表示这样的测定结果的数字图像的例子。在图8的测定结果图像中,通过超声波测定上臂后部的部位获得的脂肪厚度、肌肉厚度的数字与其标准数值的数字一起被显示。这些测定结果可以通过进行例如图5的B3选择的A模式波形数据等分析处理求出。此外,本实施方式的报告数据可以是表示测定结果的声音等。例如可以利用声音宣读图8所示的测定结果。

[0111] 图9是示出本实施方式的处理的详细的流程图。首先,判断是否由用户输入了超声波的测定开始指令(步骤S1)。然后,在从由用户输入测定开始指令开始到输入测定结束指令为止的期间的测定期间,获取A模式波形数据组,存储于图1的波形数据存储部252中(步骤S2、S3)。即,在测定期间,用户在将超声波探测器抵碰在测定地点的同时进行摆动动作。例如,用户以超声波探测器的头部的线状元件列的线排列方向(扫描方向)为旋转中心使超声波探测器摆动。于是,如图5中所说明的那样,获取各扫描面方向中的A模式波形数据组,保存于波形数据存储部252中。另外,用户通过操作图2(A)~图2(C)的超声波测定装置的操作按钮、触控面板,从而能够输入测定开始指令、测定结束指令。

[0112] 如果测定期间结束,则读出存储于波形数据存储部252的A模式波形数据组,通过上述平均化处理、选择处理,从各A模式波形数据组求出各A模式波形数据(步骤S4)。然后,

根据后述的相关数据,抽取骨的峰值波形中的振幅和深度的相关被判断为适当的A模式波形数据(步骤S5)。

[0113] 接着,如图5的B3所示,从抽取出的A模式波形数据中,选择骨的峰值波形中的振幅最大的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据(步骤S6)。另外,例如删除没被选择而未使用的A模式波形数据(以及相对应的A模式波形数据组)。然后,根据与选择出的测定结果用A模式波形数据相对应的A模式波形数据组,生成B模式图像,显示在显示部440(步骤S7)。例如如图5的B3所示,根据超声波的扫描面的方向相对于身体表面垂直时通过直线扫描获取的A模式波形数据组,生成B模式图像,显示在显示部440。通过这样,用户仅将超声波探测器抵碰于测定地点进行摆动动作,就可自动生成通过适当的扫描面的方向上的直线扫描获得的B模式图像,且显示在显示部440。

[0114] 图10是说明在图9的步骤S5中使用的相关数据的模式图。例如A模式波形的振幅(超声波的接收信号的振幅)随着距离身体表面的深度而衰减。因此,将表示图10所示的A模式波形的振幅和深度的相关的相关数据存储在图1的相关数据存储部254中。例如,与上臂后部、大腿后部等各测定地点相对应地存储表示A模式波形的振幅和深度的相关的相关数据。

[0115] 然后,可根据根据相关数据判断关注峰值波形处的振幅和深度的相关为适当的A模式波形数据选择作为测定结果用A模式波形数据。例如根据相关数据,抽取图5的作为选择处理的对象的A模式波形数据,从抽取的A模式波形数据中选择测定结果用A模式波形数据。

[0116] 例如,在该测定地点中的关注峰值波形(骨)存在于DP1~DP2的深度范围内的情况下,根据图10的相关数据,可判断其关注峰值波形处的振幅在AP1~AP2的振幅范围内。因此,可仅抽取关注峰值波形处的振幅在AP1~AP2的振幅范围内的A模式波形数据作为图5的选择处理的对象的波形数据。这样的话,例如可以从图5的选择处理的对象中除去在超声波探测器向着与设定的方向完全不同的方向时等获得的A模式波形数据,从而能实现处理的效率化等。

[0117] 另外,本实施方式的处理不限于图9所示的处理,可实施各种变形。例如,在下面对变形例的处理进行说明。

[0118] 在该变形例的处理中,首先进行第一次直线扫描,将据此获取的多个(例如57个)A模式波形数据作为第一的A模式波形数据组进行存储。此外,进行获取到的多个A模式波形数据的平均化处理,生成第一A模式波形数据。

[0119] 在下面的规定的定时内进行第二次直线扫描,例如将与第一次扫描面的方向(第一方向)不同的扫描面的方向(第二方向)获取的多个A模式波形数据作为第二A模式波形数据组进行存储。此外,进行获取到的多个A波使波形数据的平均化处理,生成第二A模式波形数据。

[0120] 然后,比较第一A模式波形数据的振幅最大值和第二A模式波形数据的振幅最大值。然后,将振幅最大值大的A模式波形数据选择/保存作为暂定的测定结果用A模式波形数据,丢弃小的A模式波形数据以及与其相对应的A模式波形数据组。

[0121] 在下面的规定的定时内,进行第三次直线扫描,例如将在与第二次扫描面的方向不同的扫描面的方向(第三方向)获取的多个A模式波形数据作为第三A模式波形数据组进行存储。此外,进行获取到的多个A模式波形数据的平均化处理,生成第三A模式波形数

据。

[0122] 然后,比较第三 A 模式波形数据的振幅最大值和截止上次为止选择/保存的测定结果用 A 模式波形数据的振幅最大值。然后,将振幅最大值大的 A 模式波形数据选择/保存作为更新后的测定结果用 A 模式波形数据,丢弃小的 A 模式波形数据以及与其对应的 A 模式波形数据组。

[0123] 重复进行以上的处理规定的次数(K次)。然后,如果进行第K次直线扫描,基于第K的A模式波形数据的测定结果用A模式波形数据的选择/保存结束,则根据其测定结果用A模式波形数据以及与其测定结果用A模式数据相对应的测定结果用A模式波形数据组中的至少一个,生成报告用数据。然后,通过报告部439报告生成的报告用数据。例如根据测定结果用A模式波形数据组生成B模式图像,显示在显示部440。显示图8的测定结果的字符/数字等、或者用声音宣读测定结果。

[0124] 根据该变形例的处理,由于能按依次丢弃不要的A模式波形数据、与其对应的A模式波形数据组,因此可节约存储部250的使用存储容量。另外,在上面主要以将本实施方式的方法适用于图6(A)的直线扫描的情况为例进行了说明,但本实施方式的方法也可适用于图6(B)的扇形扫描等。

[0125] 3. 基准A模式波形数据

[0126] 作为超声波测定装置的适用例,考虑测定例如锻炼后的脂肪厚度、肌肉厚度并确认锻炼效果等这样的适用例。为了确认这样的锻炼效果,需要作为与测定数据比较的对象的基准数据。

[0127] 因此,在本实施方式中,对图1的基准数据存储部256存储作为超声波测定的对象的用户等的被检体的基准A模式波形数据。然后,进行从通过超声波测定获取到的A模式波形数据组求出各A模式波形数据和存储于基准数据存储部256中的基准A模式波形数据的比较处理,选择测定结果用A模式波形数据。

[0128] 例如,如图11所示,首先在初次测定时指导用户的教练员对用户身体的测定地点抵碰超声波探测器300,进行用于求出脂肪厚度、肌肉厚度的超声波测定,其测定结果被保存为基准A模式波形数据。即,测定的基准A模式波形数据作为用户的个人数据被保存于基准数据存储部256。通过技能高的教练员进行测定,从而能够记录更正确且合适的A模式波形数据作为该用户的基准A模式波形数据进行记录。

[0129] 接着,例如此次用户锻炼结束之后,超声波探测器300对测定地点抵碰进行测定。然后,如图12所示,进行通过用户的测定获取到的多个A模式波形数据和由教练员测定并保存的基准A模式波形数据的比较处理。通过该比较处理,从由用户测定的多个A模式波形数据中选择测定结果用A模式波形数据,生成与选择的测定结果用A模式波形数据相对应的B模式图像。另外,图12所示的多个A模式波形数据相当于通过对上述例如由K次扫描获取到的第一~第K的A模式波形数据组进行平均化处理、选择处理而求出的第一~第K的A模式波形数据。

[0130] 具体而言,在上述的比较处理中,比较由用户测定的多个A模式波形数据(第一~第K的A模式波形数据)的关注峰值波形处的振幅、和保存的基准 A 模式波形数据的关注峰值波形处的振幅。然后,选择多个 A 模式波形数据中关注峰值波形处的振幅最接近基准 A 模式波形数据的关注峰值波形处的振幅的 A 模式波形数据作为测定结果用 A 模式波形数

据,并生成 B 模式图像。

[0131] 如上所述,用户自己测定的情况下,存在用户难以在观察 B 模式图像的同时判断测定结果的是否成功的问题。

[0132] 在这,在本实施方式中,预先测定并记录适当且理想的基准 A 模式波形数据。然后,用户摆动超声波探测器,在使其扫描面变化的同时进行测定,从测定出的多个 A 模式波形数据中选择其波形相对于记录的基准 A 模式波形数据接近的 A 模式波形数据作为测定结果用 A 模式波形数据。例如,选择骨的峰值波形中的振幅接近的 A 模式波形数据。然后,与选择出的测定结果用 A 模式波形数据相对应的 B 模式图像在测定结束后对用户进行显示,用户可确认测定结果。即,用户仅在测定地点边摆动边抵碰超声波探测器进行测定,就能如基准 A 模式波形数据那样,自动选择向着适当的扫描面的方向时的 A 模式波形数据,且在测定后对用户显示对应的 B 模式图像。

[0133] 例如,基准 A 模式波形数据是由具有熟练技能的教练员测定的结果的情况下,从由用户的测定获得的多个 A 模式波形数据中,自动选择与教练员的测定时的超声波探测器同样的抵碰地方相对应的 A 模式波形数据作为测定结果用 A 模式波形数据。因此,即使用户对超声波探测器的抵碰地方不那么注意,在用户的各测定时,也会自动选择与理想的超声波探测器的抵碰地方相对应的 A 模式波形数据,且作为 B 模式图像显示,因此可进一步提高用户的便利性、操作性。

[0134] 另外,在本实施方式中,也可以对作为被检体的用户进行超声波束的扫描面的方向的引导指示。图 1 的引导指示部 238 进行该引导指示的处理。

[0135] 图 13(A) 是通过该引导指示处理生成的图像的例子。例如,用户测定时的骨(关注峰值波形)的位置偏离教练员测定时的骨的位置的情况下,对用户进行变更超声波探测器的抵碰地方的引导指示,以使这些位置一致。具体而言,进行由教练员的测定获取到的基准 A 模式波形数据中的关注峰值波形的位置(深度)和由用户测定获取到的 A 模式波形数据中的峰值波形的位置的比较处理,根据该比较处理的结果,进行如图 13(A) 所示的引导指示。这样的话,用户可在与教练员的测定时同样的抵碰地方将超声波探测器抵碰测定地点,能够提高用户的便利性、操作性。

[0136] 此外,如图 13(B) 所示,使检测用户的运动(移动)的运动传感器 310 内置于超声波探测器 300(超声波测定装置)中,根据来自该运动传感器 310 的运动检测信号,可以进行扫描面的方向的引导指示处理。作为该运动传感器 310 可以设定加速度传感器(例如六轴加速度传感器)。

[0137] 根据图 13(B) 的方法,根据来自运动传感器 310 的运动检测信号,可记录教练员测定时的超声波探测器 300 的方向/位置信息。然后,在用户测定时,根据来自运动传感器 310 的运动检测信号,求出超声波探测器 300 的方向/位置信息,进行求出的方向/位置信息和教练员测定时的方向/位置信息的比较处理。然后,根据该比较处理的结果,对用户进行使其与教练员测定时的方向/位置一致的引导指示。据此,例如,可积累经常在相同的测定地点相同的抵碰地方进行的测定数据,用户能够掌握详细的脂肪厚度、肌肉厚度等变化。

[0138] 另外,在图 13(A) 中示出了进行图像的引导指示的情况的例子,然而本实施方式并不限于此。例如,还可以进行声音的引导指示、LED 等显示器的引导指示。例如使用声音对用户提示超声波探测器抵碰在什么方向/位置。这样的话,用户即使不确认在显示部 440

显示的图像,利用声音等也可确认超声波探测器的适当的抵碰地方,可提高用户的便利性。

[0139] 图14是示出在图12说明的本实施方式的处理的详细的流程图。首先,作为前提,在初次测定时,教练员在适当的超声波探测器的抵碰地方进行测定,其测定结果作为用户的个人数据的基准A模式波形数据被存储在基准数据存储部256中。

[0140] 然后,在用户进行测定时,进行步骤S11~S13的处理。该步骤S11~S13的处理因为与图9的步骤S1~S3同样,因此省略说明。

[0141] 如果测定结束指令被输入,测定期间结束,则读出波形数据存储部252中存储的A模式波形数据组,从各A模式波形数据组通过平均化处理等求出各A模式波形数据(步骤S14)。此外,读出存储在基准数据存储部256中的基准A模式波形数据(步骤S15)。然后,从求出的A模式波形数据中,选择骨的峰值波形的振幅最接近基准A模式波形数据的A模式波形数据作为测定结果用A模式波形数据(步骤S16)。另外,删除与没被选择而未使用的A模式波形数据以及对应的A模式波形数据组。然后,根据与选择出的测定结果用A模式波形数据相对应的A模式波形数据组,生成B模式图像,显示在显示部440(步骤S17)。这样的话,用户仅通过将超声波探测器抵碰在测定地点进行摆动动作,就能自动生成通过在与教练员测定时同样的适当的扫描面的方向上的直线扫描获得的B模式图像,显示在显示部440。

[0142] 另外,在图9的步骤S2、图14的步骤S12中,已经对为了在测定期间使超声波束的扫描面的方向变化而用户使超声波探测器进行摆动动作的情况进行了说明,然而本实施方式并不限于此。例如图15所示,也可以通过机械扫描使超声波的扫描面的方向变化。

[0143] 例如在图15中,控制部230具有的方向控制部240进行使超声波束的扫描面的方向变化的方向控制。数据获取部232获取通过方向控制部240的方向控制使超声波束的扫描面的方向变化而获得的多个A模式波形数据组。然后,选择部234根据利用扫描面的方向的控制而获取到的多个A模式波形数据组,进行测定结果用A模式波形数据的选择。

[0144] 具体而言,方向控制部240对由电动机等驱动机构构成的驱动部110输出用于控制扫描面的方向的驱动控制信号。接收到驱动控制信号的驱动部110进行使超声波转换器元件100的扫描面的方向变化的驱动动作。即,通过机械扫描,控制来自超声波转换器元件100的超声波束的扫描面的方向。据此,在测定期间,能够获取各个扫描面的方向上的A模式波形数据组。然后,根据这样获取的多个A模式波形数据组,利用图5、图12等中说明的方法,选择测定结果用A模式波形数据,生成对应的B模式图像。这样的话,在测定期间,用户即使不进行超声波探测器的摆动动作,也自动出射各种扫描面方向的超声波束,根据据此获取到的多个A模式波形数据组,能自动选择适当的测定结果用A模式波形数据。因此,可减轻用户的操作负担等,可进一步提高操作性、便利性。

[0145] 4. 超声波转换器元件

[0146] 图16(A)、图16(B)中示出图1的超声波转换器元件100具有的超声波转换器元件UE的构成例。本构成例的超声波转换器元件UE具有振动膜(膜片、支撑部件)MB和压电元件部。压电元件部具有第一电极层(下部电极)EL1、压电体膜(压电体层)PE、第二电极层(上部电极)EL2。另外,本实施方式的超声波转换器元件UE并不限于图16(A)、图16(B)的构成,也可以实施省略其构成要素的一部分、置换为其他的构成要素、或追加其他构成要素等的各种变形。

[0147] 图16(A)是形成于基板(硅基板)SUB的超声波转换器元件UE的从与元件形成面侧

的基板垂直的方向观察到的俯视图。图16(B)是示出沿图16(A)的A-A'的截面的截面图。

[0148] 第一电极层EL1由例如金属薄膜形成于振动膜MB的上层。如图16(A)所示,该第一电极层EL1可以是向元件形成区域的外侧延伸且连接于邻接的超声波转换器元件UE的配线。

[0149] 压电体膜PE例如由PZT(锆钛酸铅)薄膜形成,压电体膜PE设置为覆盖第一电极层EL1的至少一部分。另外,压电体膜PE的材料并不限定于PZT,还可以使用例如钛酸铅(PbTiO_3)、锆酸铅(PbZrO_3)、钛酸铅镧($(\text{Pb},\text{La})\text{TiO}_3$)等。

[0150] 第二电极层EL2由例如金属薄膜形成,第二电极层EL2设置为覆盖压电体膜PE的至少一部分。如图16(A)所示,该第二电极层EL2可以是向元件形成区域的外侧延伸且连接于邻接的超声波换能元件UE的配线。

[0151] 振动膜(膜片)MB设置为由例如 SiO_2 薄膜和 ZrO_2 薄膜这两层构造堵塞开口OP。该振动膜MB在支撑压电体膜PE以及第一电极层EL1、第二电极层EL2的同时随着压电体膜PE的伸缩而振动,可发生超声波。

[0152] 空穴区域CAV通过反应性离子蚀刻(RIE)等从硅基板SUB的里面(未形成有元件的面)侧蚀刻而形成。通过该空穴区域CAV的开口OP放射超声波。

[0153] 超声波转换器元件UE的下部电极由第一电极层EL1形成,上部电极由第二电极层EL2形成。具体而言,第一电极层EL1中的被压电体膜PE覆盖的部分形成下部电极,第二电极层EL2中的被压电体膜PE覆盖的部分形成上部电极。即,压电体膜PE被设置为由下部电极和上部电极夹着。

[0154] 压电体膜PE通过在下部电极和上部电极之间即第一电极层EL1和第二电极层EL2之间施加电压,从而沿面内方向进行伸缩。压电体膜PE的一个面经由第一电极层EL1与振动膜MB接合,另一面形成第二电极层EL2,而在第二电极层EL2上不形成其他的层。因此,压电体膜PE的振动膜MB侧难以伸缩,第二电极层EL2侧易于伸缩。因此,如果对压电体膜PE施加电压,则在空穴区域CAV侧产生凸起的弯曲,使振动膜MB弯曲。通过对压电体膜PE施加交流电压,从而振动膜MB相对于膜厚方向振动,通过该振动膜MB的振动,从开口OP放射超声波。施加于压电体膜PE的电压(驱动电压)例如从峰值到峰值为10V~30V,频率例如为1MHz~10MHz。

[0155] 超声波转换器元件UE还作为接收出射的超声波被目标物反射回来的超声波回波的接收元件而动作。通过超声波回波,振动膜MB振动,通过该振动对压电体膜PE施加应力,在下部电极和上部电极之间产生电压。该电压能够取出作为接收信号。

[0156] 5. 超声波转换器元件

[0157] 图17中示出超声波转换器元件100(元件芯片)的构成例。本构成例的超声波转换器元件100包括多个超声波转换器元件组UG1~UG64、驱动电极线DL1~DL64(广义而言为第一~第n驱动电极线。n为2以上的整数)、通用电极线CL1~CL8(广义而言为第一~第m公用电极线。m为2以上的整数)。另外,驱动电极线的根数(n)或通用电极线的根数(m)并不限定于图17所示的根数。

[0158] 多个超声波转换器元件组UG1~UG64沿着第二方向D2(扫描方向)被配置为64列。UG1~UG64的各超声波转换器元件组具有沿着第一方向D1(切割(sIice)方向)配置的多个超声波转换器元件。

[0159] 在图18(A)中示出超声波转换器元件组UG(UG1~UG64)的例子。图18(A)中,超声波转换器元件组UG由第一~第四元件列构成。第一元件列由沿着第一方向D1配置的超声波转换器元件UE11~UE18构成,第二元件列由沿着第一方向D1配置的超声波转换器元件UE21~UE28构成。第三元件列(UE31~UE38)、第四元件列(UE41~UE48)也同样。驱动电极线DL(DL1~DL64)共同连接于这些第一~第四元件列。此外,通用电极线CL1~CL8连接于第一~第四元件列的超声波转换器元件。

[0160] 此外,图18(A)的超声波转换器元件组UG构成超声波转换器元件的一个通道。即,驱动电极线DL相当于一个通道的驱动电极线,来自发送电路的一个通道的发送信号被输入至驱动电极线DL。此外,来自驱动电极线DL的一个通道的接收信号从驱动电极线DL被输出。另外,构成一个通道的元件列数并不限定于图18(A)的四列,也可以少于四列,还可以多于四列。例如如图18(B)所示,元件列数可以为一列。

[0161] 如图17所示,驱动电极线DL1~DL64(第一~第n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 为 $1 \leq j \leq n$ 的整数)驱动电极线DL_j(第j的通道)与第j超声波转换器元件组UG_j的超声波转换器元件具有的第一电极(例如下部电极)连接。

[0162] 在出射超声波的发送期间,经由驱动电极线DL1~DL64向超声波转换器元件提供发送信号VT1~VT64。此外,在接收超声波回波信号的接收期间,经由驱动电极线DL1~DL64输出来自超声波转换器元件的接收信号VR1~VR64。

[0163] 通用电极线CL1~CL8(第一~第m通用电极线)沿着第二方向D2布线。超声波转换器元件具有的第二电极与通用电极线CL1~CL8中的任一个连接。具体而言,例如如图17所示,通用电极线CL1~CL8中的第i(i 为 $1 \leq i \leq m$ 的整数)通用电极线CL_i与配置在第i行的超声波转换器元件具有的第二电极(例如上部电极)连接。

[0164] 向通用电极线CL1~CL8提供通用电压VCOM。该通用电压VCOM可以是固定的直流电压,也可以不是0V即接地(ground)电位。

[0165] 然后,在发送期间,对超声波转换器元件施加发送信号电压和通用电压之差的电压,放射规定频率的超声波。

[0166] 另外,超声波转换器元件的配置并不限定于图17所示的矩阵配置,还可以是所谓交错配置等。

[0167] 此外,在图16(A)~图18(B)中示出一个超声波转换器元件兼用为发送元件和接收元件两者的情况,但本实施方式并不限定于此。也可以分别设置例如发送元件用的超声波转换器元件、接收元件用的超声波转换器元件,并配置为阵列状。

[0168] 另外,如上所述,虽然对本实施方式详细地进行了说明,然而在实质上不脱离本发明的内容以及效果的情况下可以进行各种变形,对于本领域技术人员来说很容易理解。因而,这样的变形例均包括在本发明的范围内。例如,在说明书或附图中,至少有一次与更广义或同义的不同术语(电子机器、电子机器主体等)一起记载的术语(超声波测定装置、超声波测定装置主体等)在说明书或附图的任何处都能替换为该不同术语。另外,超声波测定装置、超声波转换器元件、超声波转换器元件等的构成、动作并不限定于本实施方式中所说明的内容,还可以实施各种变形。

[0169] 符号说明

[0170] 100超声波转换器元件 110驱动部

[0171]	200处理装置	210发送电路
[0172]	220接收电路	222多路调制器
[0173]	224接收发送切换电路	230控制部
[0174]	232数据获取部	234选择部
[0175]	235报告控制部	236显示控制部
[0176]	237声音控制部	238引导指示部
[0177]	240方向控制部	250存储部
[0178]	252波形数据存储部	254相关数据存储部
[0179]	256基准数据存储部	300超声波探测器
[0180]	310运动传感器	312电缆
[0181]	320探测头	400超声波测定装置
[0182]	401超声波测定装置主体	439报告部
[0183]	440显示部	442声音输出部
[0184]	UE超声波转换器元件	EL1第一电极层
[0185]	EL2第二电极层	PE压电体膜
[0186]	MB振动膜	CAV空穴区域
[0187]	SUB硅基板	OP开口
[0188]	DL1~DL64驱动电极线	CL1~CL64通用电极线
[0189]	VT1~VT64发送信号	VR1~VR64接收信号
[0190]	VCOM通用电压	
[0191]	DR1、DR2、DR2	第一方向、第二方向、第三方向

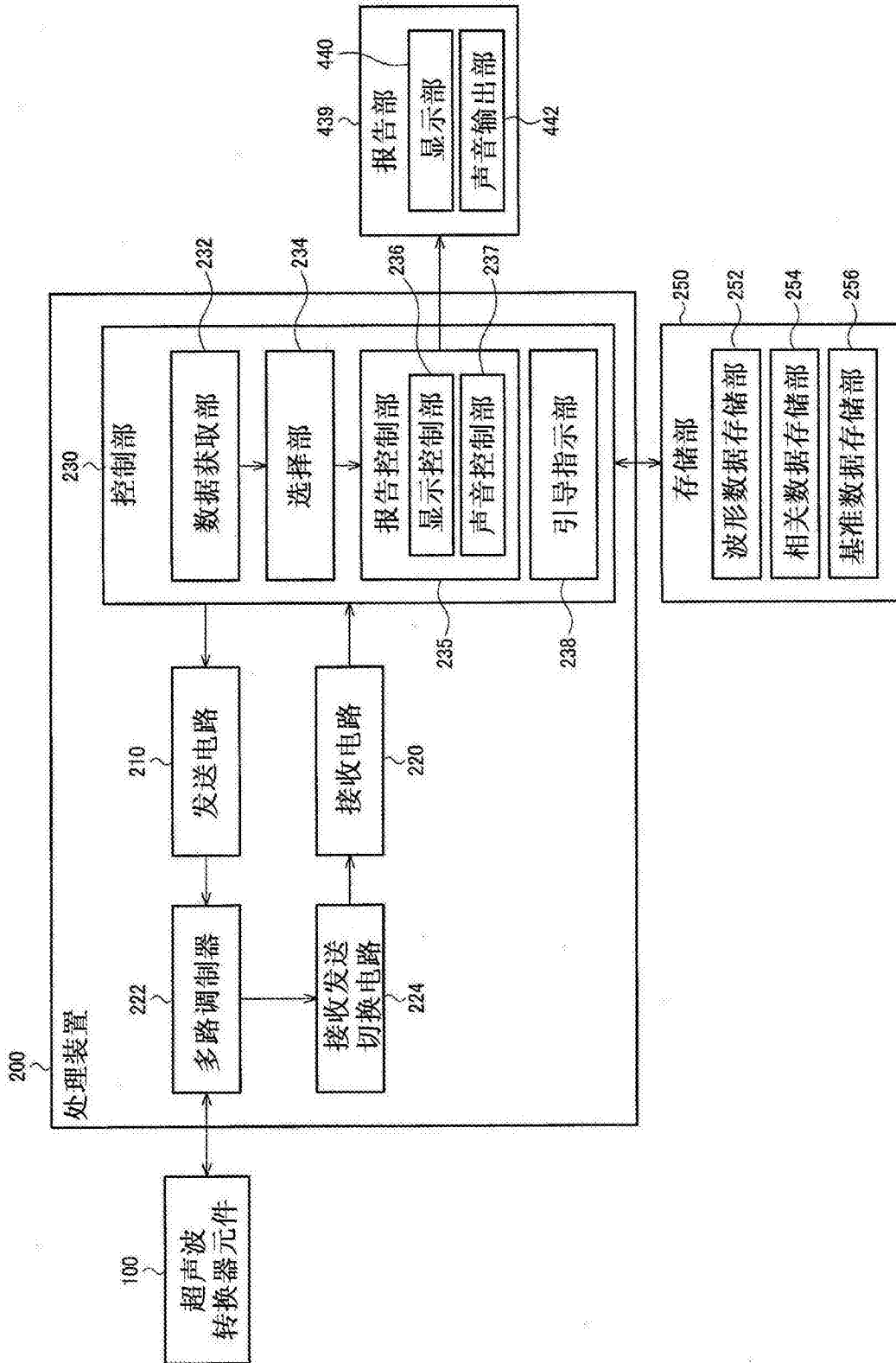


图1

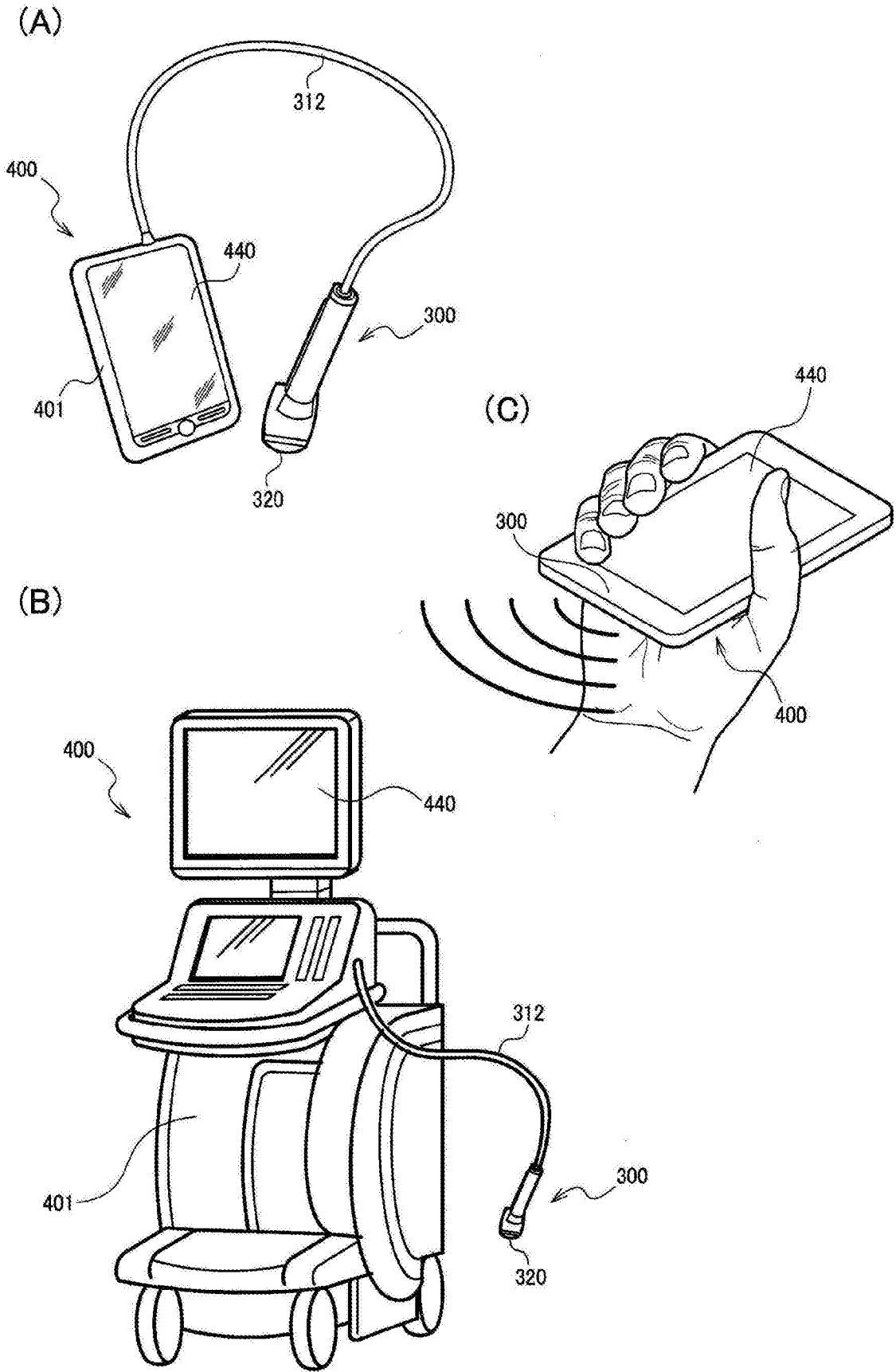


图2

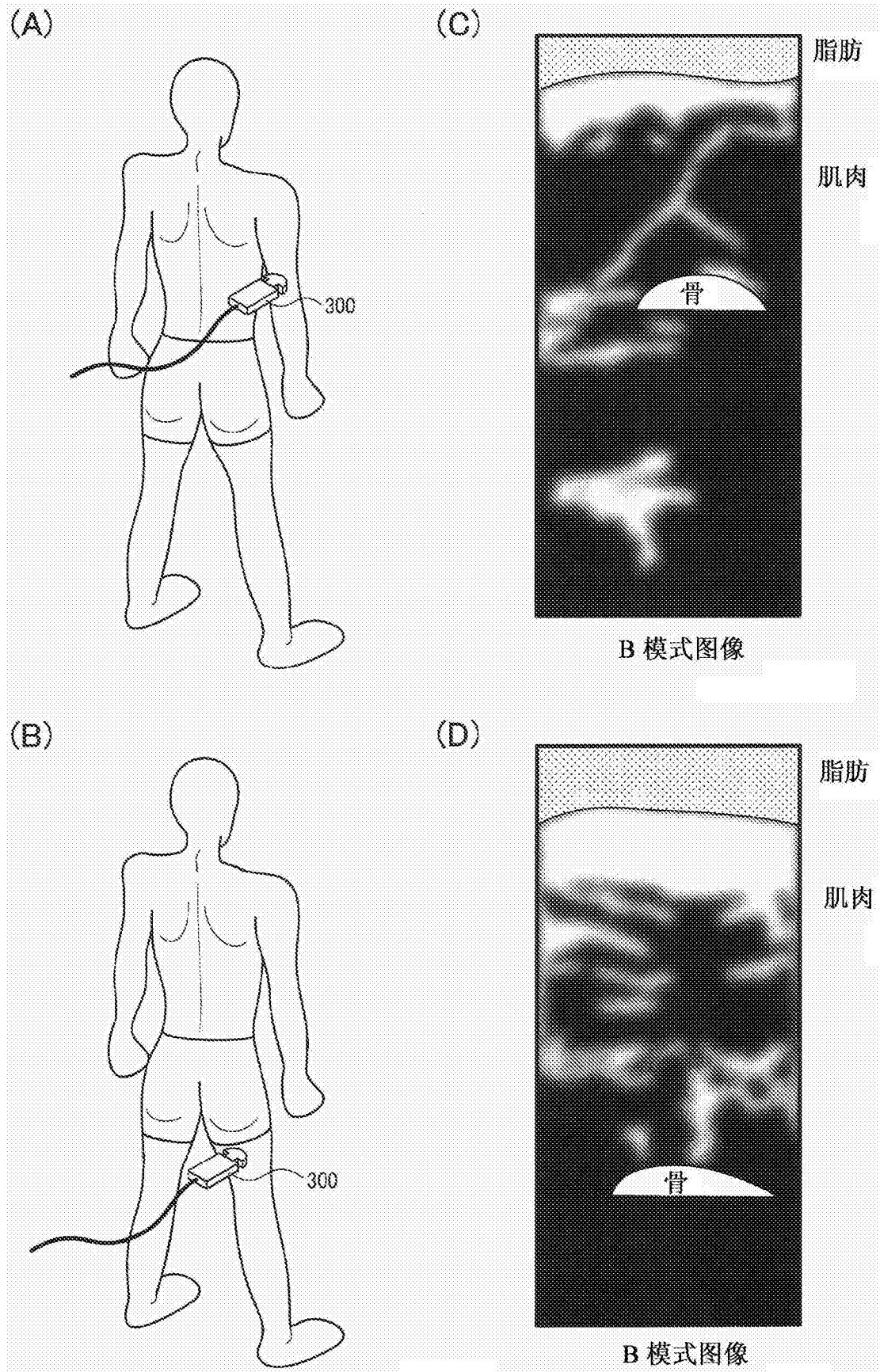


图3

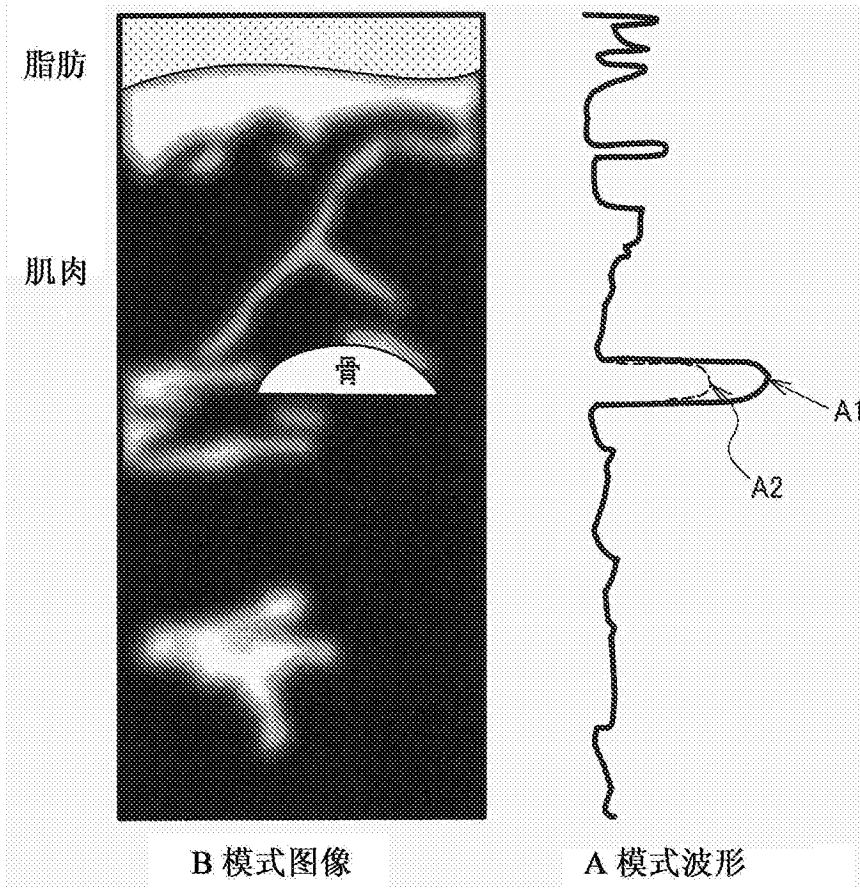


图4

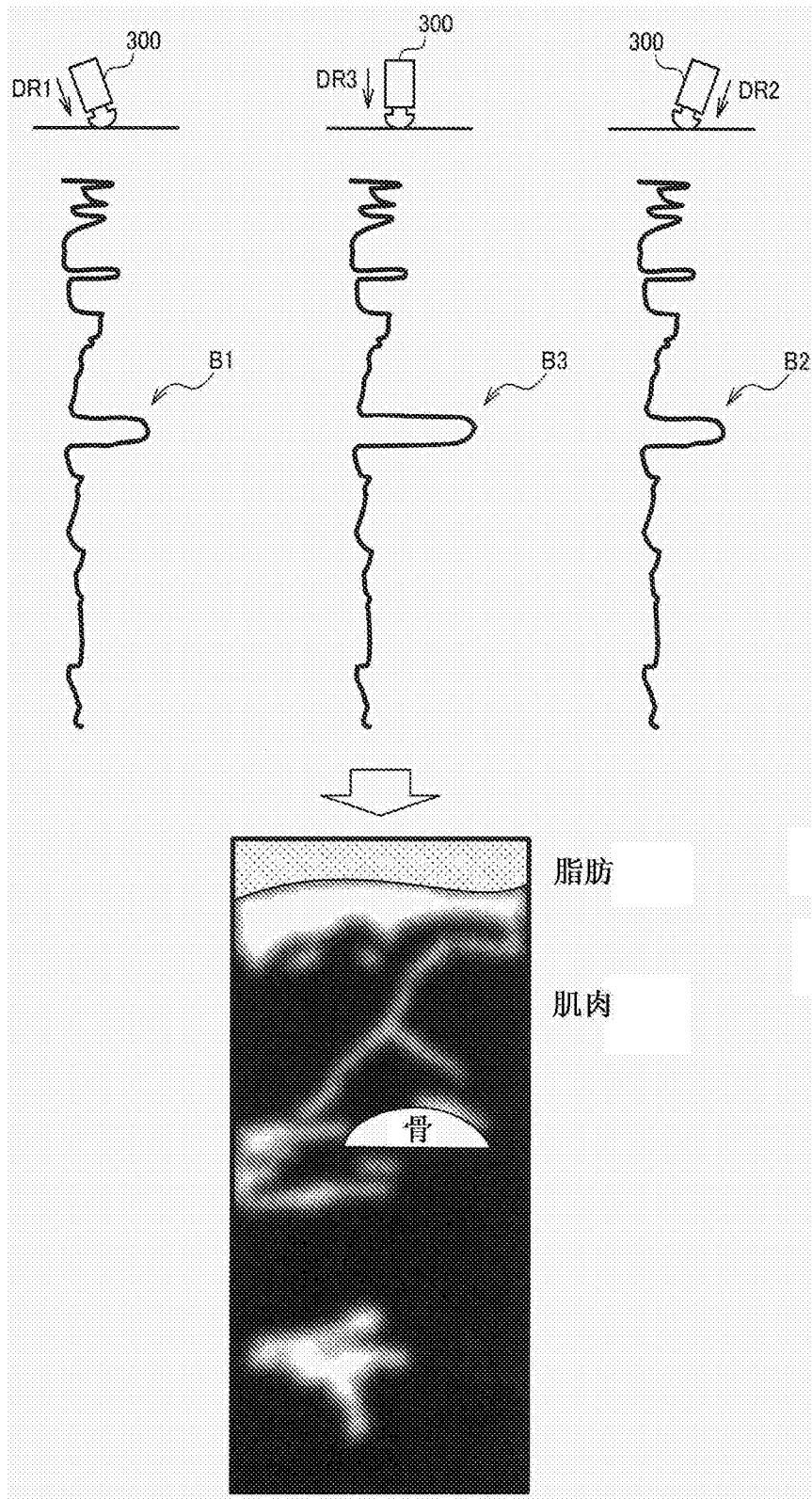
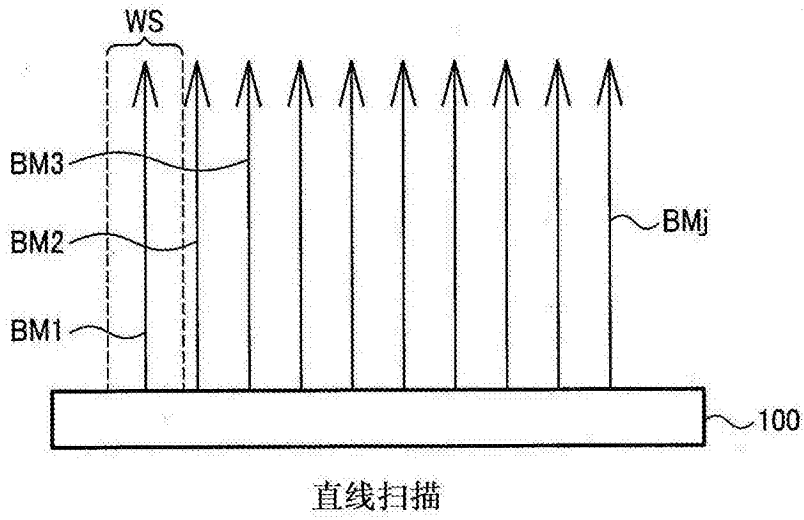
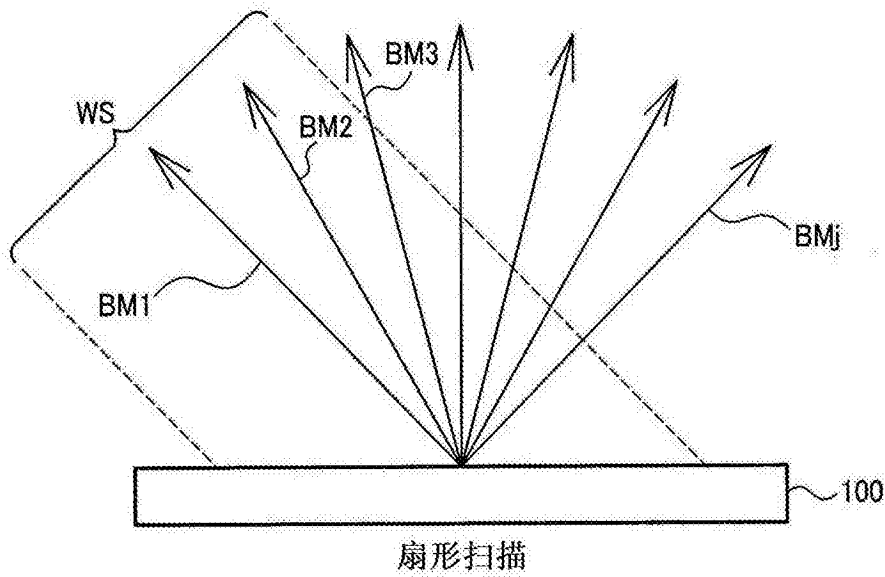


图5

(A)



(B)



(C)

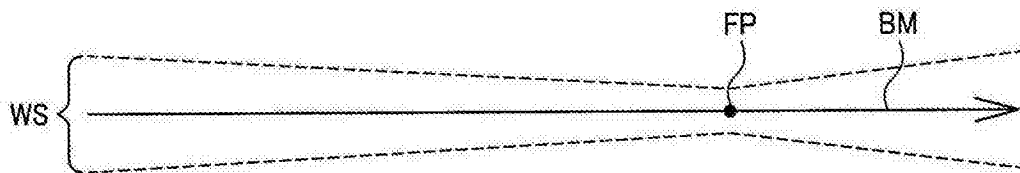


图6

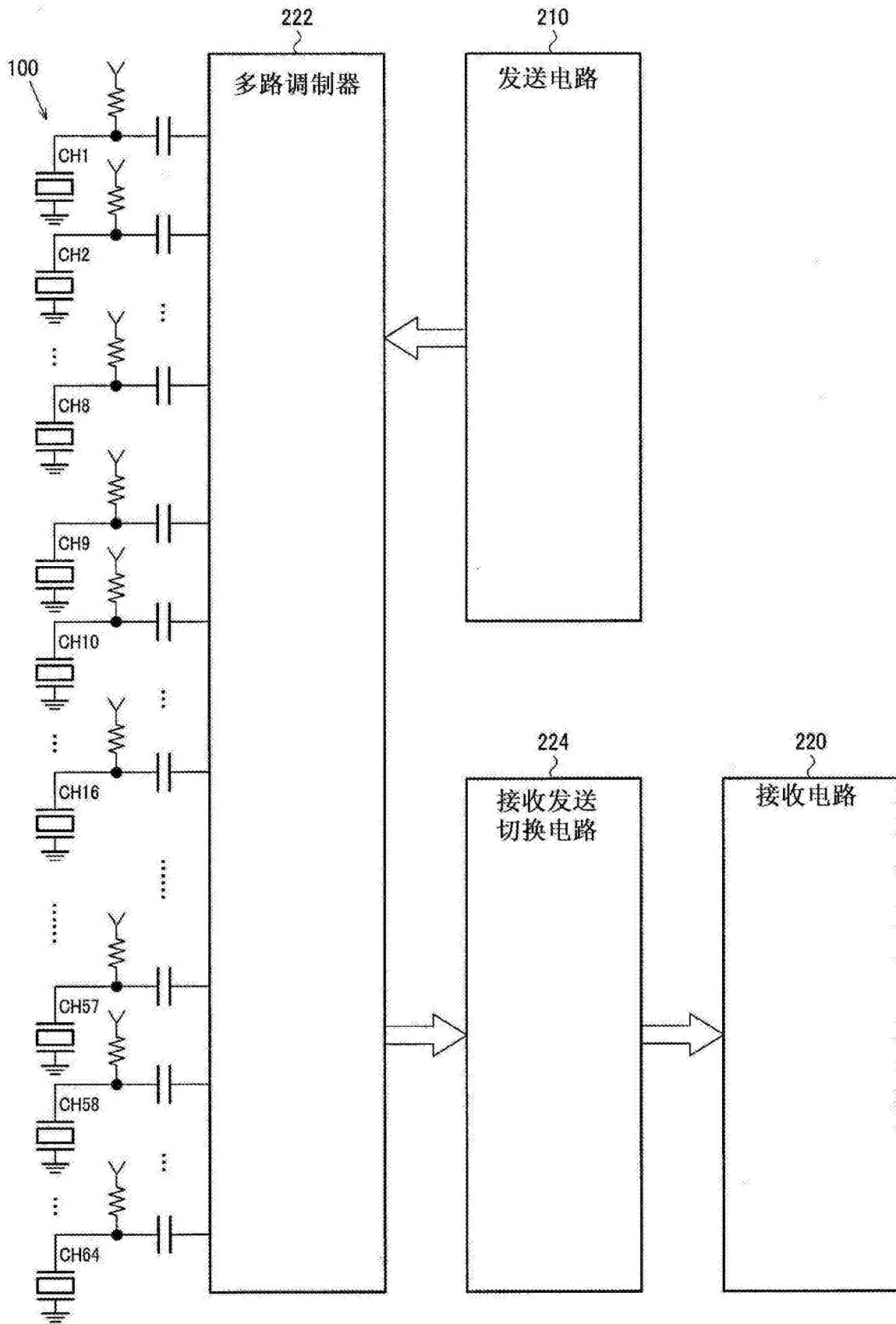


图7

部位	上臂后部
脂肪厚度	6.8
标准值	6.2
肌肉厚度	29.2
标准值	30.3

图8

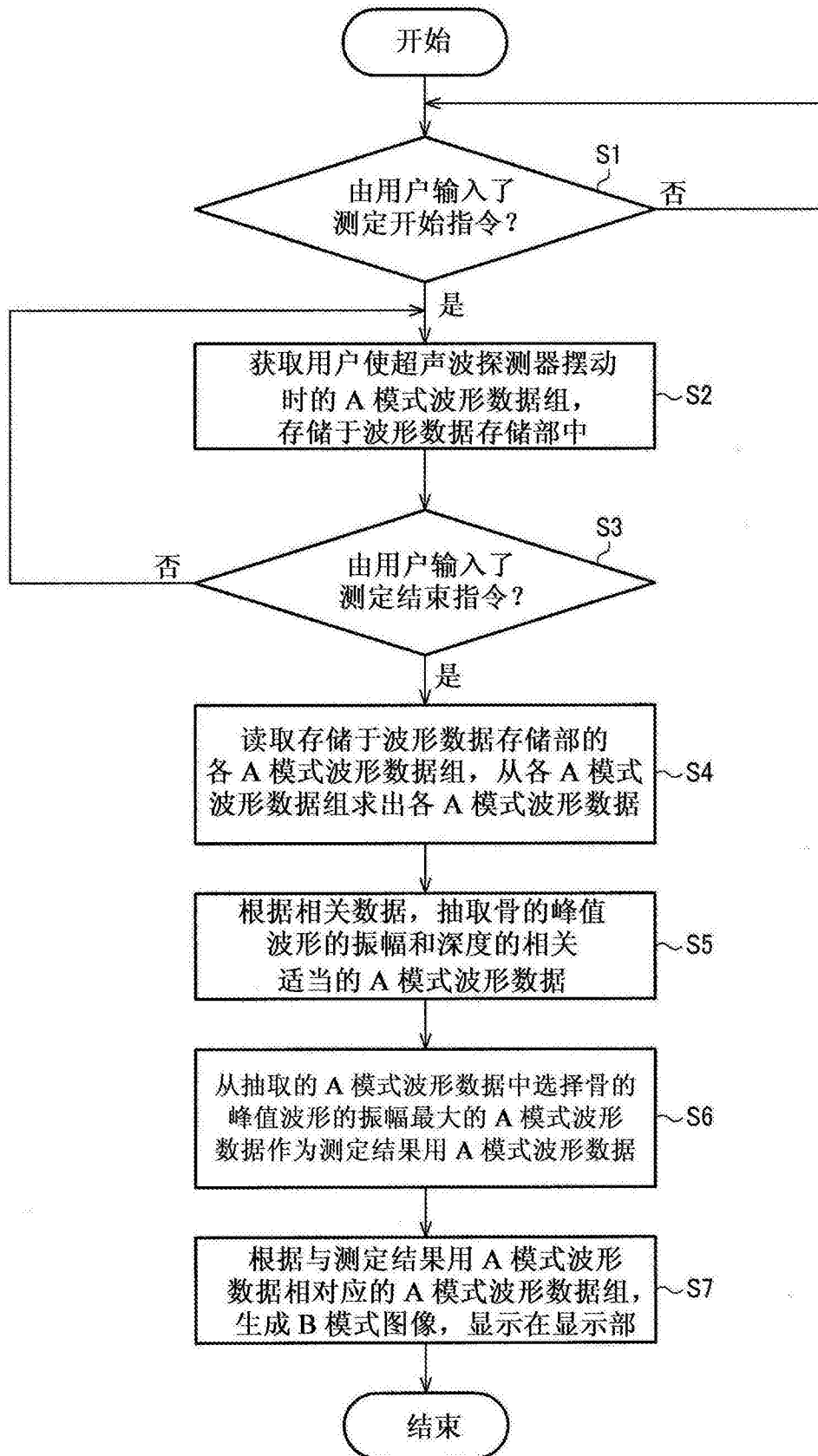


图9

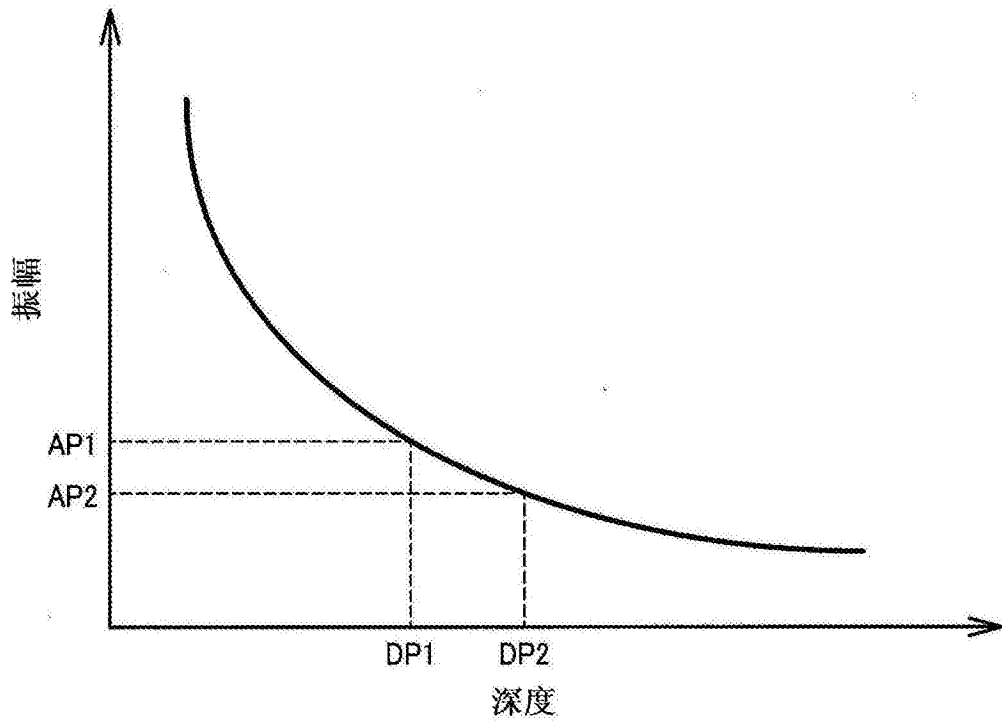


图10

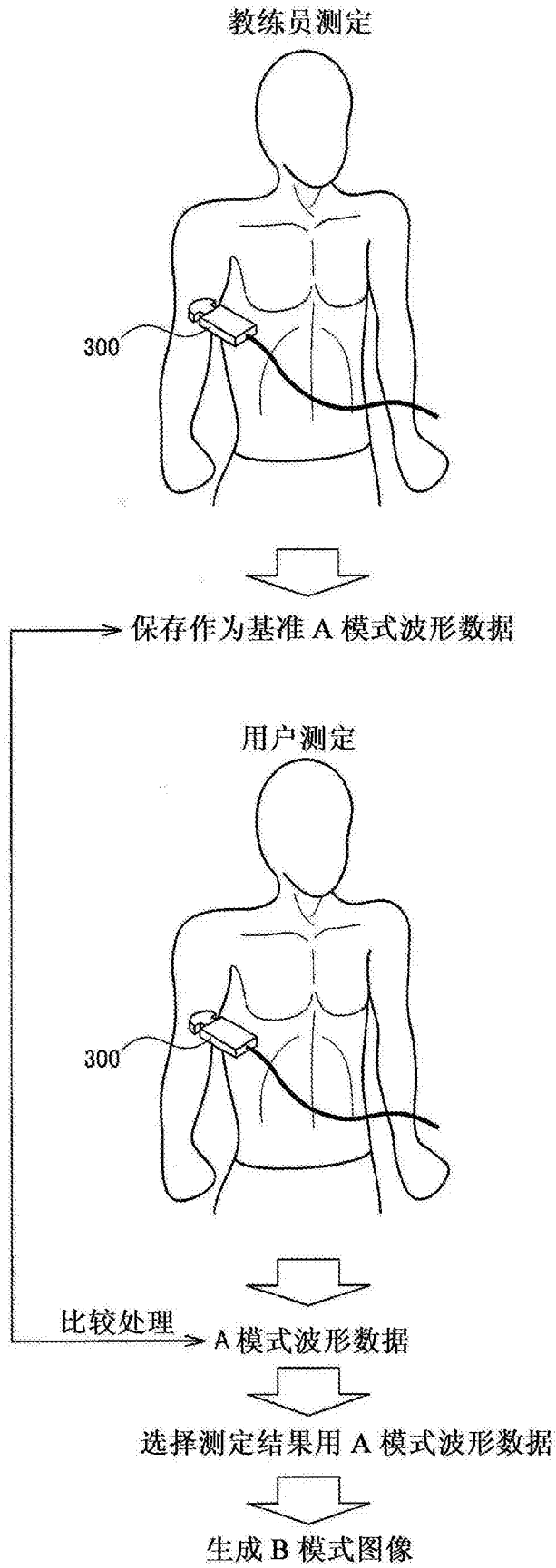


图11

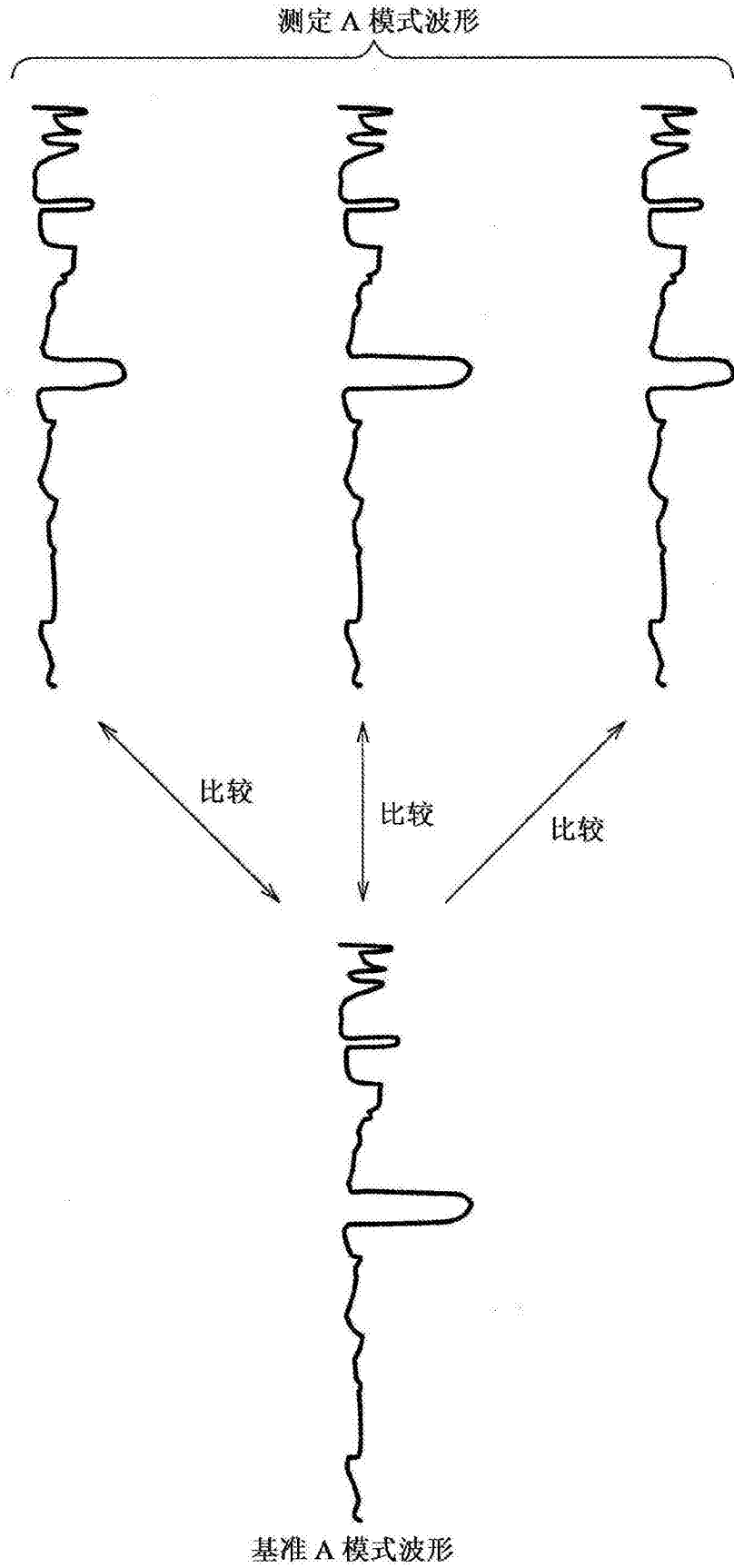


图12

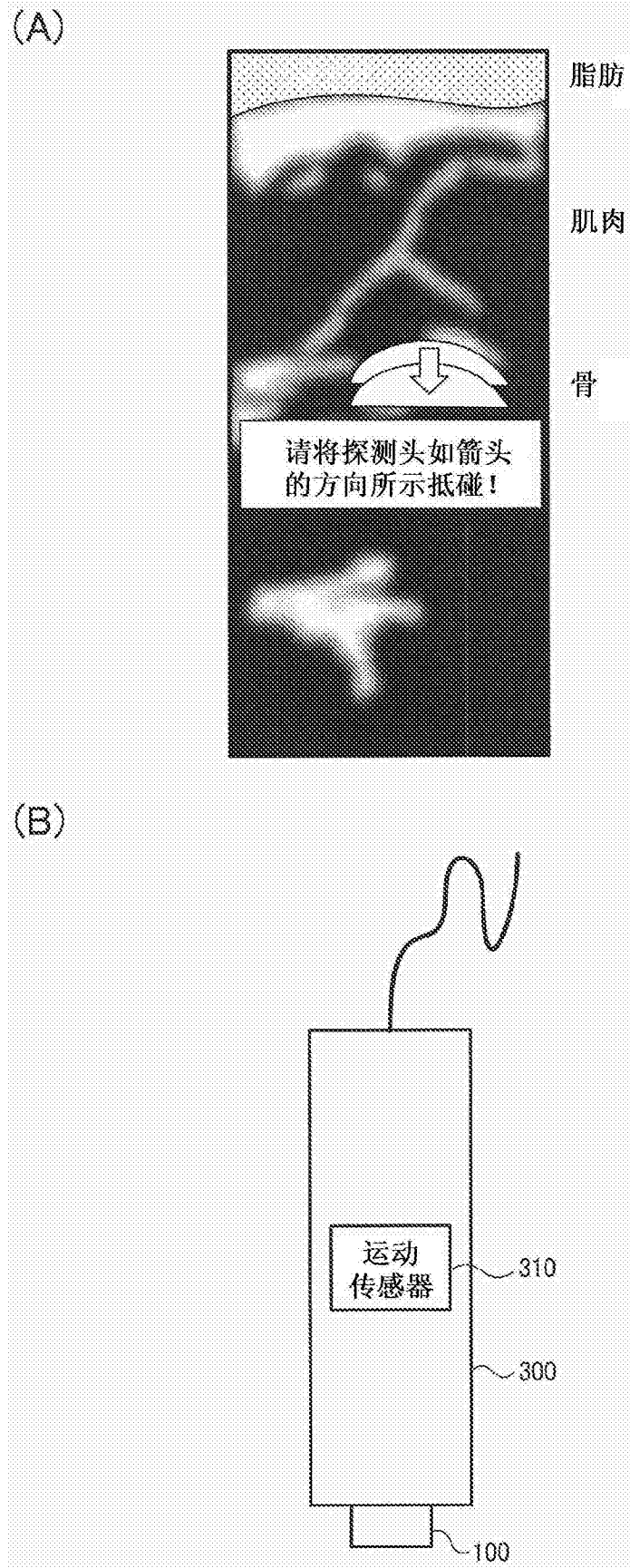


图13

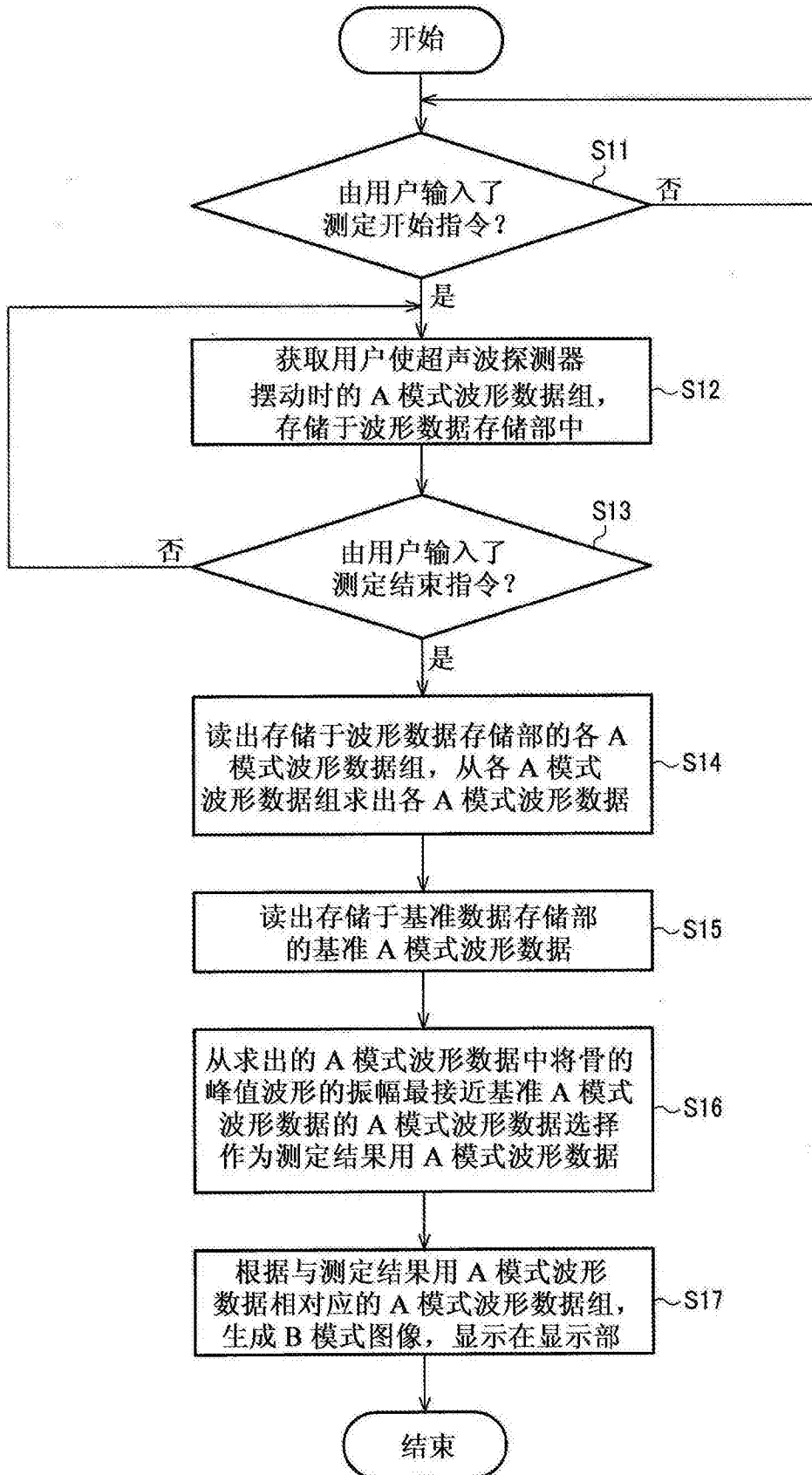


图14

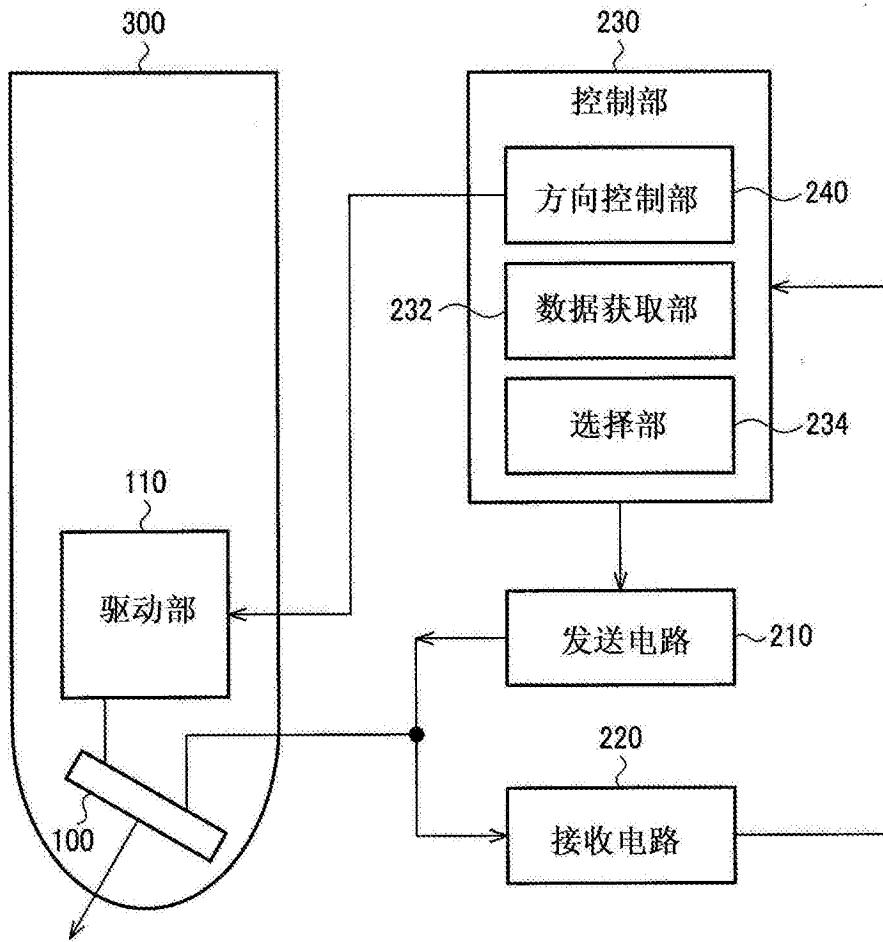


图15

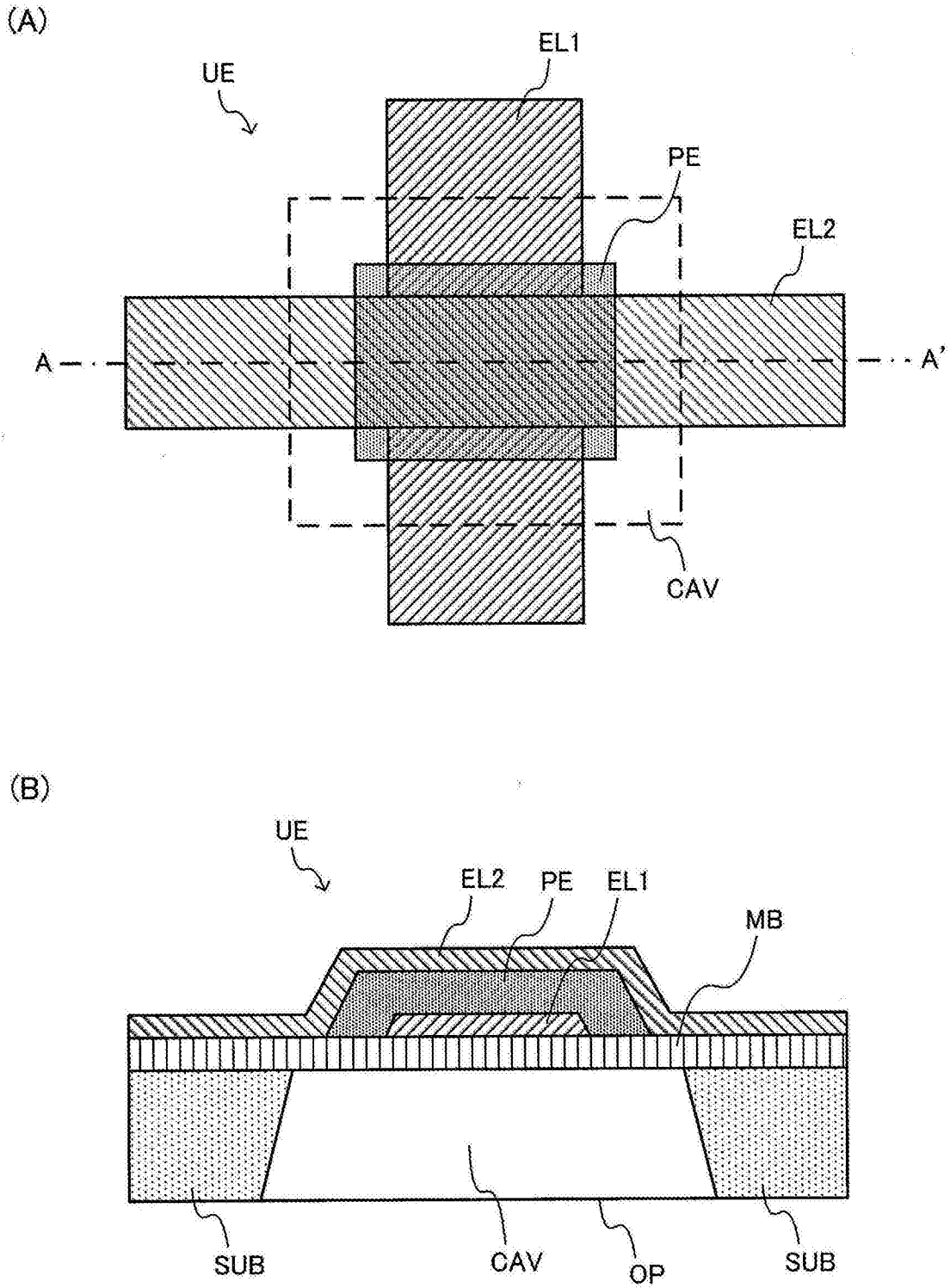


图16

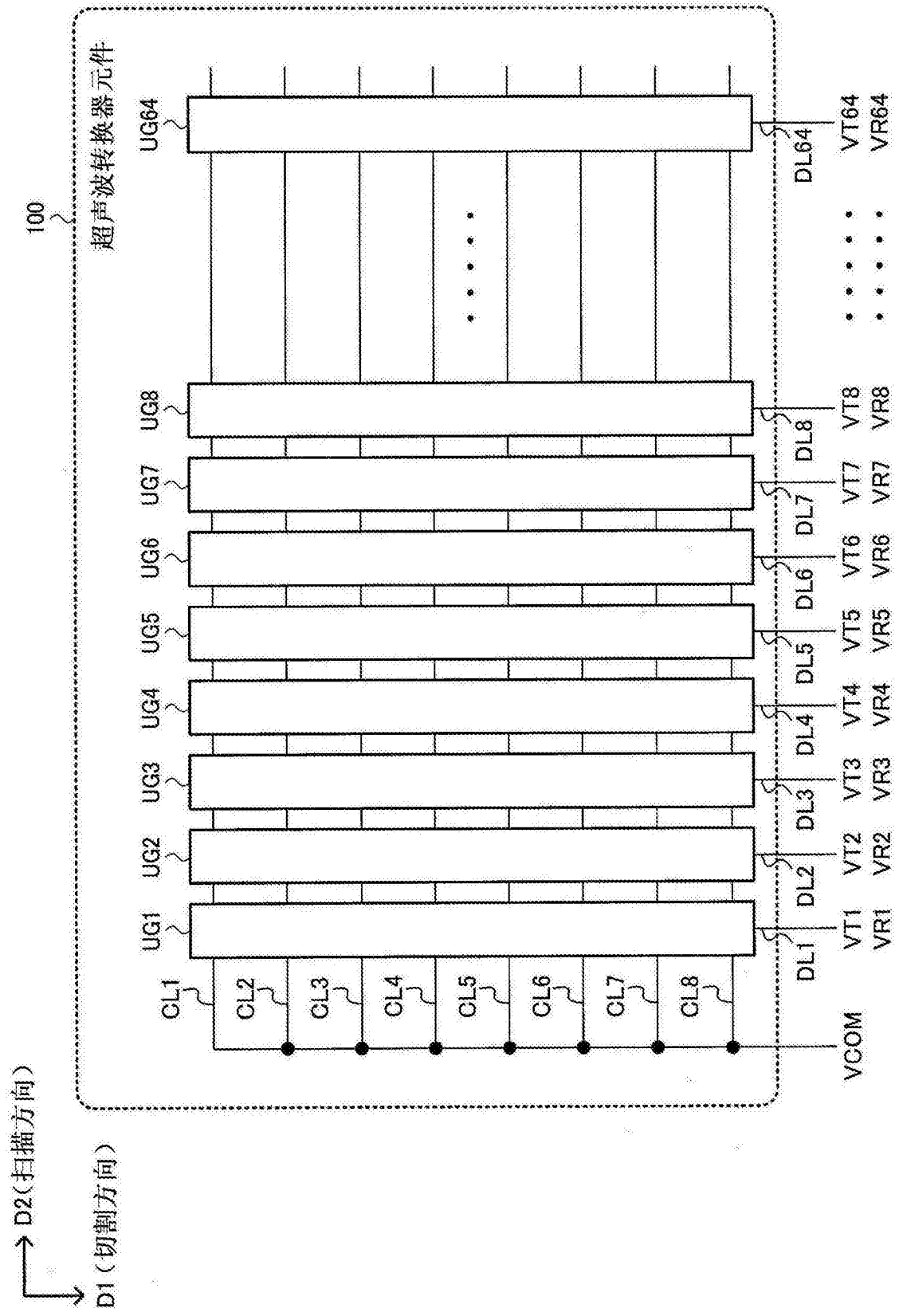


图17

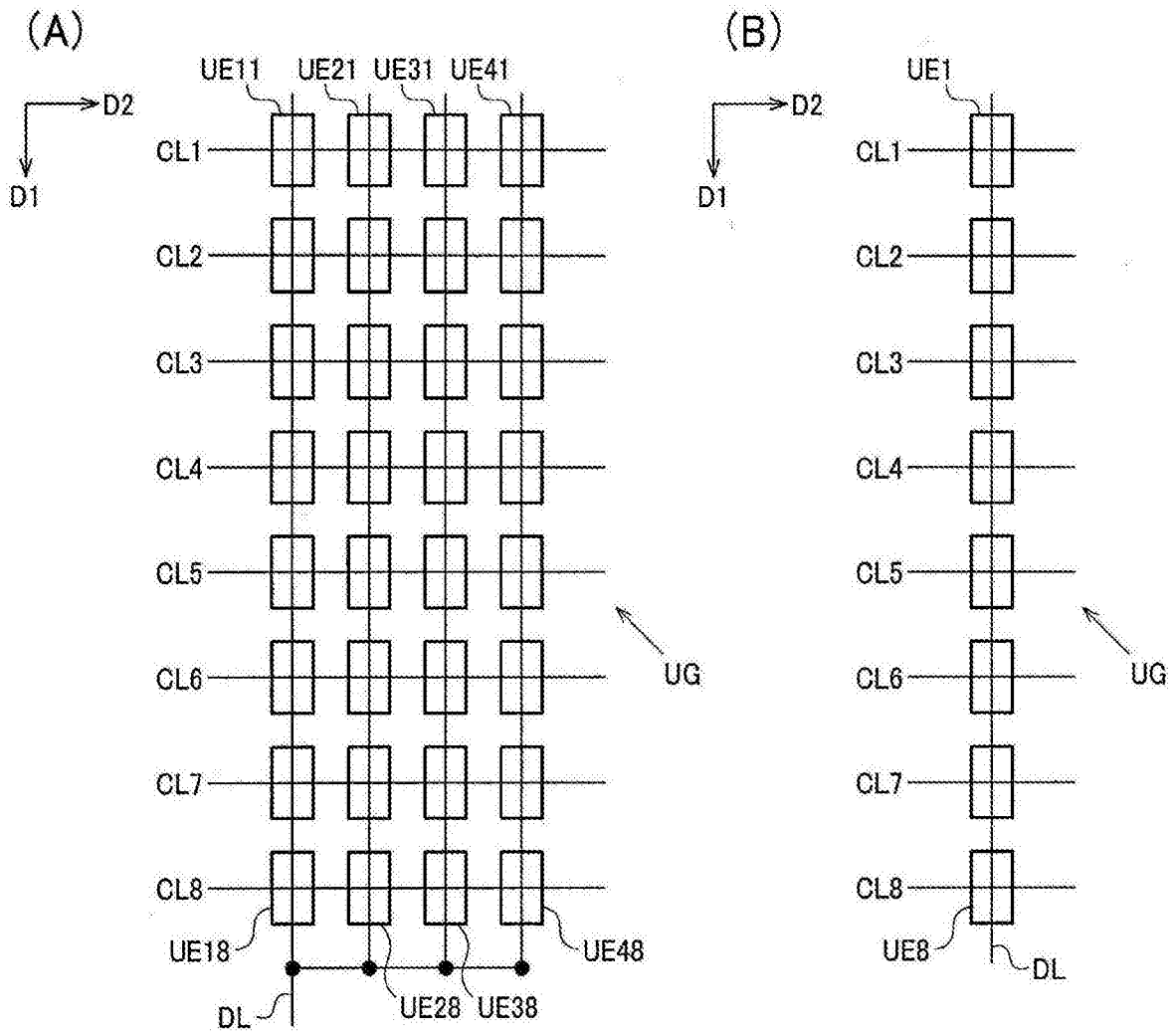


图18

专利名称(译)	超声波测定装置以及超声波测定装置的控制方法		
公开(公告)号	CN103784161B	公开(公告)日	2018-01-16
申请号	CN201310512890.X	申请日	2013-10-25
[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	清濑摄内		
发明人	清濑摄内		
IPC分类号	A61B8/00 G01H11/08		
CPC分类号	A01K29/00 A61B5/4519 A61B5/4872 A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/0875 A61B8/4254 A61B8/4427 A61B8/4455 A61B8/4466 A61B8/4494 A61B8/462 A61B8/465 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 G01N33/12 G01N2291/018 G16H50/30		
代理人(译)	余刚		
优先权	2012238668 2012-10-30 JP		
其他公开文献	CN103784161A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了能向用户报告适当的测定结果并提高用户的操作性、便利性的超声波测定装置及超声波测定装置的控制方法。超声波测定装置包括在边沿扫描面扫描边发送超声波束的同时接收超声波束的超声波回波的超声波转换器元件、及根据来自超声波转换器元件的接收信号进行处理的处理装置。处理装置包括：根据接收信号获取相对于测定地点表面的扫描面的方向是第一方向~第K方向时的第一~第K的A模式波形数据组的数据获取部；根据第一~第K的A模式波形数据组选择测定结果用A模式波形数据的选择部；及根据选择的测定结果用A模式波形数据及测定结果用A模式波形数据组中的至少一个生成报告用数据并将生成的报告用数据输出的报告控制部。

