



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104302233 A

(43) 申请公布日 2015.01.21

(21) 申请号 201480000976.7

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22) 申请日 2014.01.29

代理人 韩聪

(30) 优先权数据

2013-042991 2013.03.05 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014.09.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/051950 2014.01.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/136502 JA 2014.09.12

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 田原麻梨江 吉川秀树 浅见玲衣

桥场邦夫 鮎泽裕

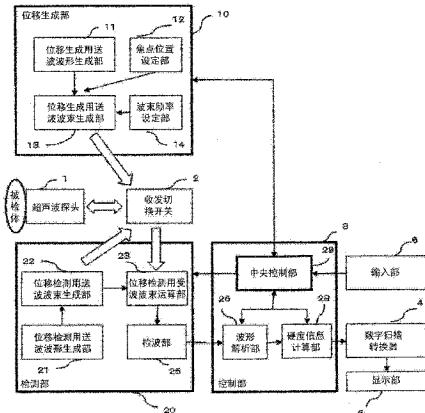
权利要求书2页 说明书16页 附图19页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及收发方法

(57) 摘要

本发明提供能够以高时间分辨率且高空间分辨率进行被检体的硬度信息的计测的超声波诊断装置。具备超声波探头(1)以及使被检体的内部产生位移的位移生成部(10)，从超声波探头(1)向被检体的多个检测位置发送位移检测用超声波束，使用检测部(20)所检测出的反射信号，由控制部(3)检测基于多个检测位置的位移的剪切波速度并输出被检体的硬度信息。向多个检测位置中的一个发送位移检测用超声波束，控制部(3)的波形解析部(26)对通过位移而产生的剪切波进行解析，进行切换控制以向多个检测位置中的另一个发送位移检测用超声波束。由此，能够以高时间分辨率且高空间分辨率进行剪切波速度的计测，能够高精度地得到被检体的硬度信息。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备 :

超声波探头;

位移生成部,其使被检体的内部产生位移,使剪切波产生;

检测部,其从超声波探头,向所述被检体的多个检测位置依次发送第1超声波束并接收反射信号,使用接收到的所述反射信号来检测所述检测位置的所述位移,由此对所述剪切波进行检测;和

控制部,其基于所述检测部的输出,计算出所述剪切波的速度,并输出所述被检体的硬度信息。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部基于所述检测部的输出来进行控制以对所述多个检测位置进行切换。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部基于所述检测部的输出,来控制所述多个检测位置的检测时刻。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述检测部根据第一个所述检测位置上的所述剪切波的检测结果,来设定向第二个所述检测位置发送所述第1超声波束的时刻。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部基于所述剪切波的峰值或者过零值,计算出所述剪切波的群速度,并基于所述群速度来输出所述硬度信息。

6. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部基于所述剪切波的频谱值,计算出所述剪切波的相位速度以及粘性,并基于所述相位速度以及粘性来输出所述硬度信息。

7. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部能够设定所述检测位置的间隔。

8. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备输入部,

通过所述输入部,能够设定所述剪切波的群速度、或者所述剪切波的相位速度以及粘性作为所述硬度信息。

9. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备输入部,

能够从所述输入部来设定所述检测位置的间隔。

10. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备显示部,

在所述显示部显示所述硬度信息。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述显示部,作为所述硬度信息的可靠度而显示标准偏差或者2个以上的所述剪切波的波形的相关函数。

12. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部对所述第1超声波束的脉冲重复周期(PRT)或者脉冲重复频率(PRF)进行显示。

13. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,
所述检测部对所述剪切波的行波或反射波进行检测。

14. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,
所述位移生成部通过机械驱动或者第 2 超声波束的辐射来使所述被检体产生位移。

15. 一种超声波束的收发方法, 其特征在于,
使被检体的内部产生位移,

从超声波探头, 向所述被检体的多个检测位置中的一个发送第 1 超声波束并接收反射
信号,

基于接收到所述反射信号, 对所述检测位置进行切换, 检测基于所述多个检测位置的
所述位移的剪切波速度并计算出所述被检体的硬度信息。

超声波诊断装置以及收发方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置，特别涉及通过超声波的收发来检测被检体内的剪切波的超声波技术。

背景技术

[0002] 作为乳腺癌、肝硬变、血管障碍等的诊断方法，作为医生触诊的取代而存在根据超声波回波信号来诊断生物体等的被检体内部的硬度的方法（弹性成像技术）。在基于弹性成像技术的被检体的硬度的诊断中，操作者将超声波探头紧贴在被检体表面来进行压迫，使被检体内部的组织产生位移。在压迫所引起的内部组织的压缩前后照射位移检测用超声波束并取得回波信号，基于所取得的回波信号来推定压缩方向的位移，求取位移的空间微分量即应变。进而，根据应变与应力来计算出关于硬度的值，例如计算出杨氏模量。此外，如非专利文献 1 所记载的那样，存在一种弹性成像技术，通过使用超声波聚焦波束对被检体内部施加辐射压，从而抑制中间层的影响来使对象组织发生位移，照射位移检测用超声波束并取得回波信号，基于所取得的回波信号来进行生物体等的被检体的硬度的诊断。

[0003] 在先技术文献

[0004] 非专利文献

[0005] 非专利文献 1 :Jeremy J. Dahl 等，“A Parallel Tracking Method for Acoustic Radiation Force Impulse Imaging”，IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, Vol. 54, No. 2, 2007, pp. 301–312.

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 在上述将超声波探头紧贴在被检体表面来进行压迫的方法中，存在摄像对象只限于存在于容易从体表进行压迫的地方的脏器的课题。例如，在体表与肝脏之间，由于作为中间层而存在滑面，因此难以进行压迫使得肝脏产生充分位移。

[0008] 使用超声波聚焦波束对被检体内部施加辐射压的方法通过超声波来使组织产生位移，因此能够降低滑面等的中间层的影响，技巧依赖性小。

[0009] 不论在哪个方法中，也都通过压迫或辐射压的施加，从而在被检体内产生剪切波，利用位移检测用超声波束来检测伴随剪切波的传播的被检体内部的组织的位移，推测剪切波的速度等，并推测被检体的硬度等。基于位移检测用超声波束的剪切波的检测位置越多则剪切波速度的推定精度越高。因此，已知一种方法（Parallel Tracking 法，平行循迹法），为了在多个检测位置检测位移，反复进行对多个检测位置按照分时的方式并行地照射位移检测用超声波束的脉冲的动作。但是，对于该方法，计测位置整体的剪切波计测的时间分辨率受位移检测用超声波束的 PRT(Pulse Repetition Time : 脉冲重复周期) 限制。即，越增加按照分时的方式并行地照射位移检测用超声波束的检测位置数，位移检测用超声波束被照射到同一检测位置的周期（时间间隔）越大，每一处的时间分辨率下降。如上所述，

在检测位置的增加所引发的空间分辨率提高、与剪切波的波峰位置检测的时间分辨率之间存在折衷 (tradeoff) 关系。

[0010] 在非专利文献 1 中,还公开了一种方法,为了利用 Parallel tracking 技术不使时间分辨率下降地在多个检测位置同时检测剪切波,而增大用于检测剪切波的超声波束的束径,来使超声波照射到 1 处,根据其接收波形来生成多个位置的接收波形。在该情况下,能够维持时间分辨率,但由于增大束径,因而存在空间分辨率下降这样的课题。

[0011] 本发明的目的在于,解决上述弹性成像技术中的课题,提供一种能够以高时间分辨率和空间分辨率进行剪切波速度的计测的超声波诊断装置以及超声波束的收发方法。

[0012] 解决课题的手段

[0013] 为了达成上述目的,在本发明中提供一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置构成为具备:超声波探头;位移生成部,其使被检体的内部产生位移,使剪切波产生;检测部,其从超声波探头,向被检体的多个检测位置依次发送第 1 超声波束并接收反射信号,使用所接收到的反射信号对检测位置的位移进行检测,由此对剪切波进行检测;和控制部,其基于检测部的输出,计算出剪切波速度,并输出被检体的硬度信息。

[0014] 此外,为了达成上述目的,在本发明中提供一种超声波束的收发方法,在该收发方法中,使被检体的内部产生位移,从超声波探头,向被检体的多个检测位置中的一个发送第 1 超声波束并接收反射信号,基于所接收到的反射信号,对检测位置进行切换,检测基于多个检测位置的位移的剪切波速度并计算出被检体的硬度信息。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,能够以高时间分辨率且高空间分辨率进行剪切波的计测。

附图说明

[0017] 图 1 是表示实施例 1 中的超声波诊断装置的系统构成的一例的框图。

[0018] 图 2 是表示实施例 1 所涉及的、通过超声波探头使超声波聚焦波束聚焦于焦点 F、并产生剪切波的状态的说明图。

[0019] 图 3 是说明实施例 1 所涉及的、超声波的波束形成的图。

[0020] 图 4 是说明实施例 1 所涉及的超声波束收发的顺序的图。

[0021] 图 5A 是表示实施例 1 所涉及的、各检测位置的剪切波的传播所引起的位移的时间变化波形的曲线图。

[0022] 图 5B 是表示实施例 1 所涉及的、剪切波的位移成为波峰的时刻与检测位置的关系的曲线图。

[0023] 图 6 是说明现有的检测位置 X1、X2、X3 处的剪切波的检测定时的顺序的图。

[0024] 图 7 是说明实施例 1 所涉及的、检测位置 X1、X2、X3 处的剪切波的检测定时的顺序的图。

[0025] 图 8 是表示实施例 1、2 所涉及的、剪切波检测的动作的流程图。

[0026] 图 9 是表示实施例 1 中显示部 5 的硬度计测结果的显示画面的一例的说明图。

[0027] 图 10 是说明实施例 1 的应用例所涉及的、检测位置 X1、X2、X3 处的剪切波的检测定时的顺序的图。

[0028] 图 11A 是表示实施例 1 所涉及的、各检测位置处的剪切波的粒子速度的时间变化

波形的曲线图。

[0029] 图 11B 是表示实施例 1 所涉及的、各检测位置处的剪切波的粒子速度的时间变化波形的另一例的曲线图。

[0030] 图 12A 是说明实施例 1 所涉及的、阻尼比率为 1 或小于 1 的情况下的剪切波的位移的时间波形与阈值 TH 的关系的图。

[0031] 图 12B 是说明实施例 1 所涉及的、阻尼比率大于 1 的情况下的剪切波的位移的时间波形与阈值 TH、-TH 的关系的图。

[0032] 图 13 是说明实施例 2 所涉及的、检测位置 X1、X2、X3 处的剪切波的检测定时的顺序的图。

[0033] 图 14A 是说明实施例 2 所涉及的、剪切波的相关函数的一例的图。

[0034] 图 14B 是说明实施例 2 所涉及的、剪切波的相关函数的一例的图。

[0035] 图 15 是对实施例 3 所涉及的、有边界的情况下剪切波的传播方向进行说明的图。

[0036] 图 16 是说明实施例 3 所涉及的、检测位置 X1、X2、X3 处的剪切波的检测定时的顺序的图。

[0037] 图 17 是表示实施例 3 所涉及的、剪切波检测的动作的流程图。

[0038] 图 18 是表示实施例 3 所涉及的、显示部 5 的计测结果的显示画面的一例的说明图。

[0039] 图 19A 是说明实施例 3 所涉及的、剪切波的位移（振幅）的减数特性的一例（没有边界的情况）的图。

[0040] 图 19B 是说明实施例 3 所涉及的、剪切波振幅的减数特性的其他例（有边界的情况）的图。

[0041] 图 20 是表示实施例 4 所涉及的、使用机械驱动源来产生剪切波的超声波诊断装置的系统构成的一例的框图。

具体实施方式

[0042] 以下，按照附图来说明本发明的各种实施方式。首先，对实施例 1～3 中共同的超声波诊断装置的构成例进行说明。本实施方式的超声波诊断装置在被检体组织产生剪切波，在多个检测位置对通过剪切波的传播而产生的被检体组织的位移进行检测，例如，推定剪切波速度。剪切波速度能够通过检测位置与剪切波的到来时刻的线性近似来进行计算、推定。此外，剪切波的到来时刻例如能够通过检测剪切波的时间波形的峰值来推定出。

[0043] 图 1 中示出实施例 1～3 所涉及的超声波诊断装置的一例的整体构成。超声波诊断装置具备：超声波探头 1，其对生物体等的被检体进行超声波束的收发；收发切换开关 2，其与超声波探头 1 连接；位移生成部 10，其使被检体内产生位移；检测部 20，其检测在被检体内所产生的位移；以及控制部 3，其用于对位移生成部 10 与检测部 20 进行控制。超声波诊断装置还具备：数字扫描转换器 4，其被输入检测部 20 的输出；显示部 5，其显示该输出；和输入部 6，其与控制部 3 连接，进行后面所说明的各种输入。如后面所说明的那样，位移生成部 10 包含位移生成用送波波形生成部 11、焦点位置设定部 12、位移生成用送波波束生成部 13、以及波束频率设定部 14。检测部 20 包含位移检测用送波波形生成部 21、位移检测用

送波波束生成部 22、位移检测用受波波束运算部 23、以及检波部 25。另外，在本说明书中，有时将位移检测用超声波束称为第 1 超声波束，将位移生成用超声波束称为第 2 超声波束。

[0044] 控制部 29 包含：波形解析部 26，其接受检测部 25 的输出，进行其波形解析；以及硬度信息计算部 28，其接受波形解析部 26 的输出，计算出被检体的硬度信息。此外，在控制部 29 中，包含对波形解析部 26、信息计算部 28、位移生成部 10 和检测部 20 进行控制的中央控制部 29。超声波探头 1 经由收发切换开关 2 而与位移生成用送波波束生成部 13、位移检测用送波波束生成部 22、以及位移检测用受波波束运算部 23 连接。在图 1 中，空白箭头表示该连接关系。

[0045] 首先，对图 1 的超声波诊断装置的位移生成部 10 进行说明。位移生成部 10 内的位移生成用送波波束生成部 13 在中央控制部 29 的控制下，使用由位移生成用送波波形生成部 11 作成的波形，来生成赋予了延迟时间、权重的超声波探头 1 的每个元件的发送信号，以使得超声波束聚焦在由焦点位置设定部 12 设定的位置。来自位移生成用送波波束生成部 13 的发送信号在超声波探头 1 中被转换成超声波信号，向生物体等的被检体进行照射。由此，位移生成用超声波束即第 2 超声波束被照射。位移生成用超声波束的照射开始时间与结束时间由波束频率设定部 14 设定。在此，所谓的波束频率指的是位移生成用超声波束的照射的重复频率。

[0046] 接着，对图 1 的检测部 20 进行说明。基于来自位移生成用送波波束生成部 13 的电信号（发送信号）的位移生成用超声波束照射后，从超声波探头 1 照射用于检测被检体内组织的位移的第 1 超声波束即位移检测用超声波束。与位移生成用送波波束生成部 13 同样地，位移检测用送波波束生成部 22 在中央控制部 29 的控制下，使用由位移检测用送波波形生成部 21 作成的波形，来生成赋予了延迟时间、权重的超声波探头 1 的每个元件的发送信号，以使得位移检测用超声波束聚焦在所希望的位置。

[0047] 在被检体内反射而返回到超声波探头 1 的反射信号即回波信号在超声波探头 1 中被转换成电信号，经由收发切换开关 2 而被送到位移检测用受波波束运算部 23。位移检测用受波波束运算部 23 的输出在检波部 25 中经过包络线检波、log 压缩、带通滤波器处理以及增益控制等的信号处理后，作为表示伴随剪切波的传播的被检体组织的变化的信号而被输出到控制部 3 内的波形解析部 26。在波形解析部 26 中，基于所输入的信号，进行求取剪切波所引起的被检体组织的位移的运算、与剪切波相关的解析。作为与剪切波相关的解析，例如进行如下运算：检测剪切波的时间波形的峰值，计算出成为波峰的时刻。

[0048] 波形解析部 26 的输出经由中央控制部 29 而被送到检测部 20 的位移检测用送波波束生成部 22，用于剪切波的检测位置、检测时刻的设定。即，在本实施例的超声波诊断装置中，基于检测部 20 的输出进行控制以对多个检测位置中照射位移检测用超声波束（第 1 超声波束）的检测位置进行切换。此外，基于检测部 20 的输出，来控制多个检测位置的检测时刻。

[0049] 此外，作为波形解析部 26 的输出信号，检测位置与解析结果被送到硬度信息计算部 28。该解析结果例如是表示剪切波所引起的被检体组织的位移成为波峰的时刻的信号。在硬度信息计算部 28 中，根据所输入的信号来计算并输出表示被检体组织的硬度信息的剪切波速度以及杨氏模量等。从硬度信息计算部 28 输出的表示硬度信息的信号在扫描转换器 4 中被转换成图像信号，在显示部 5 中显示为表示硬度信息的数值或图像。

[0050] 另外,作为图 1 所示的模块的一部分的中央控制部 29、波形解析部 26、以及硬度信息计算部 28 等,能够通过例如由包含中央处理部 (Central Processing Unit :CPU) 和用于存储程序、数据的存储器等的通常的计算机在 CPU 中执行程序来实现。该程序存储于该计算机构成的存储器等。或者,也能用专用的硬件来构成波形解析部 26、硬度信息计算部 28 中的至少一方。

[0051] 实施例 1

[0052] 实施例 1 是能够对测定被检体内的剪切波的多个检测位置处的检测时刻进行切换、求取剪切波的速度、并推定被检体的硬度信息的超声波诊断装置的实施例。另外,在以下说明中,作为被检体的硬度信息而以求取剪切波速度的情况为例来进行说明,但并非限于此,也可以是杨氏模量等其他的硬度信息。

[0053] 如图 1 所示,本实施例的超声波诊断装置具备:超声波探头 1;位移生成部 10,其使被检体的内部产生位移;检测部 20,其从超声波探头 1 向被检体的多个检测位置依次发送第 1 超声波束并接收反射信号,使用所接收到的反射信号对检测位置处的被检体组织的位移进行检测,由此检测剪切波的传播;和控制部 3,其基于检测部 20 的输出来计算出剪切波速度,将剪切波速度作为被检体的硬度信息而输出。此外,本实施例的超声波束的收发方法为如下的超声波束的收发方法的实施例:使被检体的内部产生位移,从超声波探头向被检体的多个检测位置中的一个检测位置发送第 1 超声波束并接收回波信号(反射信号),基于所接收到的反射信号,对检测位置进行切换,检测基于多个检测位置的位移的剪切波速度来计算出被检体的硬度信息。

[0054] 位移生成部 10 在第 1 超声波束(位移检测用超声波束)照射前,辐射第 2 超声波束即位移生成用超声波束来使被检体组织产生位移,并产生剪切波。对于检测部 20,为了剪切波的检测而照射第 1 超声波束的检测位置以及检测时刻的切换,通过对第 1 超声波束向多个检测位置中的每一个的发送时间进行切换来实现。

[0055] 如图 2 所示,本实施例的超声波诊断装置是利用如下方法的装置:使用从超声波探头 1 的各元件 100 送出的超声波聚焦波束(位移生成用超声波束=第 2 超声波束)对被检体内部施加辐射压。以下对如下情况进行说明:使线性阵列 (linear array) 型的超声波探头 1 与作为被检体的生物体的体表面接触,基于位移生成部 10 的位移生成用送波波束生成部 13 的输出,在体内的所希望的断层面,使从超声波探头 1 照射出的第 2 超声波束(位移生成用超声波束)聚焦于焦点。在此,在所希望的断层面内,位移生成用超声波束的传播方向设为相对于体表呈垂直方向。在图 2 中,空白箭头所示的为剪切波传播方向,实线箭头为位移方向。

[0056] 如图 3 的上段所示,位移生成用超声波束的波束形成 (beamforming) 通过如下方式来实现:求取使超声波束聚集的焦点与超声波探头 1 的各元件 100 的位置间的距离,将元件 100 间的距离差除以对象物的声速所算出的时间作为延迟时间而赋予给每个元件 100 的发送信号。若对焦点照射聚焦波束,则根据传播所伴随的超声波的吸收、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产生位移。如图 2 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。此外,若停止聚焦波束的照射,则位移量得到缓和。另外,图 3 的下段图示了通过控制对超声波探头 1 的元件 100 的驱动脉冲的延迟时间,来进行了焦点位置的变更的情况。另外,关于位移检测

用超声波束，也能够与位移生成用超声波束同样地，通过控制向各元件 100 供给的送波时间的延迟时间来变更焦点位置。由此，能够变更被照射位移检测量超声波束的检测位置。

[0057] 接着，使用图 4 对本实施例的超声波诊断装置的超声波束的收发波方法进行说明。图 4 示意性地示出本实施例的超声波诊断装置的第 2 超声波束即位移生成用送波波束 7、第 1 超声波束即位移检测用送波波束 8、位移检测用受波波束 9 的照射 / 接收顺序。在图 4 中，将纵轴的 1 称为开启 (ON)，将 0 称为关闭 (OFF)。位移生成用送波波束 7 以及位移检测用送波波束 8 在开启时，分别照射于焦点 F 以及检测位置。另一方面，所谓的开启位移检测用受波波束 9 指的是，通过收发波切换开关 2，断开位移检测用送波波束生成部 22 与超声波探头 1 的连接，进行位移检测用受波波束运算部 23 与超声波探头 1 的连接，取得回波信号（反射信号）即受波信号，进行用于波束形成的相位累加运算。开启 / 关闭的切换通过例如用电压的振幅值控制收发切换开关 2 来进行。如图 4 所示，首先，按照位移检测用送波波束 8、位移检测用接收波束 9 的顺序开启，得到对剪切波所引起的被检体组织的位移以及剪切波速度进行检测时的运算所使用的参照信号。

[0058] 得到参照信号后，对图 2 的焦点 F 照射第 2 超声波束即位移生成用送波波束 7，在被检体组织产生剪切波。此时，按规定频率 PRF_p 来重复位移生成用送波波束 7 的照射（开启）以及非照射（关闭）。频率 PRF_p 的值由位移生成部 10 的波束频率设定部 14 设定。由此，能够控制位移生成用送波波束 7 的开启与关闭的频率 PRF_p 来进行测定。所述位移生成用送波波束 7 的发送频率（并非作为重复频率的 PRF_p 而是送波波束自身的频率）在用超声波探头 1 实现高灵敏度的收发的中心频率附近实施。

[0059] 在图 4 中，作为一例而将位移生成用送波波束 7 的照射（开启）的次数设为了 3 次，但照射次数并不限定于 3 次。照射次数多则被检体组织的位移大。由于在位移生成用送波波束 7 照射后，在检测位置对剪切波所引起的被检体组织的位移进行检测，因此按顺序将位移检测用送波波束 8 与位移检测用受波波束 9 开启。对于通过位移检测用收发波波束而得到的信号，在检测部 20 的检波部 25 中进行带通滤波器等的信号处理以及运算处理，将相当于 PRF_p 的信号作为与剪切波相关的信号来提取并输出。

[0060] 检测位置处的位移检测的运算在波形解析部 26 中使用之前所得到的参照信号和通过位移检测用收发波波束而得到的信号来进行。由波形解析部 26 执行的位移检测的运算中，用到作为公知技术的相关运算、相位检波等。按重复频率 PRF_d 将位移检测用收发波波束重复开启，检测剪切波所引起的位移的时间波形。PRF_d 设为相对于剪切波的周期 T 能够充分地进行测定的采样间隔，例如设为 $(1/10) \times T$ 。该 PRF_d 由检测部 20 的位移检测用送波波形生成部 21 设定。

[0061] 在本实施例中，位移的检测位置设为沿着与被检体表面平行方向的剪切波的传播方向、并且等间隔地排列的多个位置 x₁、x₂、x₃。在此，将图 2 的焦点 F 的位置设为 x = 0，并设为 x₁ < x₂ < x₃。图 5A 中示出位移的检测位置 x₁、x₂、x₃ 处的剪切波位移（= 剪切波的传播所引起的被检体组织的位移的振幅值）的时间波形 W₁、W₂、W₃ 的示例。在图 5A 中，示出了剪切波速度为 3m/s、且 x₁ = 1.2mm、x₂ = 2.5mm、x₃ = 3.8mm 的情况下的测定值。从图 5A 可知，检测位置距离焦点越远，剪切波的位移成为波峰的时刻就越晚。然后，控制部 3 的硬度信息计算部 28 基于波形解析部 26 的输出，利用图 5B 所示的成为波峰的时刻与检测位置的曲线图，计算出对成为波峰的时刻与剪切波的检测位置进行线性近似而得到的近似

直线 50 的斜率,由此算出表示硬度的参数即剪切波速度。

[0062] 另外,如后面所说明的那样,使用此处的峰值、过零值(zero cross value)计算出的剪切波速度为群速度。即,本实施例中的控制部 3 基于剪切波的峰值或者过零值,来计算出剪切波的群速度,并基于该群速度来计算出被检体的硬度信息。如后面所说明的那样,还能够基于剪切波的频谱值,来计算出剪切波的相位速度以及粘性,并基于该相位速度以及粘性来计算出所述硬度信息。手术实施者能够通过输入部 6 来设定(选择)剪切波的群速度、剪切波的相位速度以及粘性作为所求取的硬度信息。

[0063] 使用图 6,对现有的同时检测多个检测位置 x_1, x_2, x_3 的剪切波所引起的位移的技术(Parallel tracking 技术)进行说明。该技术通过在整个计测期间中反复进行分时且并行地对多个检测位置 x_1, x_2, x_3 照射位移检测用超声波束的动作,从而在整个计测期间中同时对多个检测位置的位移进行检测。即,在计测时间中按各检测位置 $x_1, x_2, x_3, x_1, x_2, x_3, \dots$ 的顺序反复进行照射位移检测用超声波束的动作。图 6 中的纵轴表示检测位置与该检测位置处的位移,横轴表示计测时间。点线表示时间方向的剪切波的检测线(位移检测用超声波束的照射定时)。此外,在图 6 中,表示剪切波 W_1, W_2, W_3 的曲线示出分别来到检测位置 x_1, x_2, x_3 的剪切波的波形(位移)。因此,可知在整个计测期间中检测出了剪切波的位移量,该位移量为图 6 所示的、检测线与剪切波 W_1, W_2, W_3 的曲线相交叉的位置。如图 6 所示,在各检测位置 x_1, x_2, x_3 ,按照等时间间隔 PRT' 检测出剪切波的位移。

[0064] 对剪切波位移检测的时间分辨率进行说明。剪切的位移检测的时间分辨率受到位移检测用超声波束的 PRT(Pulse Repetition Time:脉冲重复周期)限制。即,比位移检测用超声波束的 PRT 更细小的周期不能检测剪切波的位移,因此最小时间分辨率成为 PRT。如图 4 所示,位移检测用超声波束的 PRT 为 $1/PRFd$,在剪切波的检测位置仅为一处的情况下,由于能够对该检测位置按照 PRT 来照射位移检测用超声波束,因此最小时间分辨率等于 PRT。但是,如图 6 所示,在并行地对 3 个检测位置 x_1, x_2, x_3 照射位移检测用超声波束的情况下,由于检测位置有 3 处,因此位移检测用超声波束能照射到一个检测位置的周期成为 PRT 的 3 倍。因此,各检测位置处的最小时间分辨率 PRT' 成为 $PRT*3$ 。

[0065] 接着,使用图 7 对本实施例中的多个检测位置处的剪切的检测顺序进行说明。在本实施例的超声波诊断装置中,利用剪切波来到多个检测位置的时刻之间存在差异这一情况,按照每个检测位置来分配计测期间,在一个计测期间中,仅对于一个检测位置检测剪切波。控制为,计测剪切波的检测位置的切换基于波形解析部 26 的输出来进行。具体来说,首先,将第 1 超声波束即位移检测用超声波束按照能照射的最小周期(PRT)仅送出到检测位置 x_1 ,对检测位置 x_1 处的剪切波 W_1 的位移进行检测(检测位置 x_1 的计测期间)。此时,在其他的检测位置 x_2 与 x_3 并不进行检测。若在检测位置 x_1 检测出剪切波 W_1 的位移的时间波形的峰值,则结束在检测位置 x_1 的检测,同时将第 1 超声波束即位移检测用超声波束按照能照射的最小周期(PRT)送出到检测位置 x_2 ,进行检测位置 x_2 处的剪切波 W_2 的检测(检测位置 x_2 的计测期间)。同样地若在检测位置 x_2 检测出剪切波 W_2 的位移的峰值,则结束在检测位置 x_2 的剪切波检测,同时将第 1 超声波束即位移检测用超声波束按照能照射的最小周期(PRT)送出到检测位置 x_3 ,进行检测位置 x_3 处的剪切波 W_3 的检测(检测位置 x_3 的计测期间)。在检测位置 x_3 ,若检测出剪切波 W_3 的峰值,则剪切波 W_3 的检测结束。

[0066] 本实施例中的剪切波的位移的峰值的检测使用例如 HPF(High Pass Filter:高通

滤波器)等的现有技术,由控制部3的波形解析部26例如CPU进行检测。在上述说明中,检测位置数设为了3个,但检测位置数并不限于此。

[0067] 本实施例的多个检测位置处的剪切的检测顺序,利用剪切波来到多个检测位置各自的时刻之间存在差异这一情况,控制为直到在一个检测位置检测出剪切波的位移的波峰为止,仅对该检测位置持续照射位移检测用超声波束,因此剪切的位移检测的时间分辨率PRT'与PRT相等。然后,通过在检测出波峰的定时使位移检测用超声波束的照射位置移动至下一个检测位置,从而能够在各检测位置对剪切波的位移的波峰进行检测。因此,能够实现在多个检测位置的剪切波的检测,同时不会使剪切波检测的时间分辨率下降,也不会使空间分辨率下降,能够根据在多个位置所检测出的剪切波位移来求取剪切波速度,并能够进行硬度信息的计算。

[0068] 接着,使用图8来说明实施例1的超声波诊断装置的控制部3的波形解析部26、硬度信息计算部28、中央控制部29中的剪切波速度算出的处理流程。首先,在图8的流程图中,在步骤S00开始计测。在此,手术实施者看着显示部5所显示的断层像例如B模式像或应变图像,对测定硬度的范围(ROI:Region of Interest,兴趣区域)进行设定,并按下显示部5的显示画面上的GUI(Graphical User Interface,图形用户界面)中的开始开关、或者输入部6的开始开关。范围的设定例如既可以经由显示部5的显示画面、轨迹球、鼠标、键盘、触摸面板等的输入部6来决定,此外,也可以由控制部3从未图示的存储装置即存储器等中读出与肝脏或乳腺等的测定部位相应的位置来决定。开始开关配置在超声波诊断装置的输入部6即面板上。检测位置x1、x2、x3……xn设定在手术实施者所设定的ROI内。检测位置的间隔等、检测位置的具体位置既能够由控制部3自动进行设定,也能够由手术实施者从输入部6进行设定。

[0069] 接着,在步骤S10中,开始在图7所示的检测位置x1的剪切波W1的检测。在位移检测用送波波束生成部22中,对检测位置x1的位置按PRT时间间隔照射第1超声波束即位移检测用超声波束,位移检测用受波波束运算部23接收来自被检体的反射波,经由检波部25由波形解析部26进行位移计算以及波峰检测。

[0070] 在图8的步骤S12中,检测位置x1上的位移检测用波束的收发持续进行到在检测位置x1检测出剪切波W1的峰值为止。在本实施例的构成中,若由控制部3的波形解析部26检测出剪切波的峰值,则从波形解析部26向位移检测用超声波束生成部22直接或者经由中央控制部29输出用于将下一个位移的检测位置设定为x2的信号。

[0071] 即,根据本实施例的装置,根据来自控制部3的波形解析部26的信号,检测部20的位移检测用送波波束生成部22能够对将位移检测用超声波束发送到多个检测位置x1、x2、x3……各自的检测时刻进行切换,换言之能够按照检测部20的输出,动态地切换检测位移的检测位置。此外,图7所示的第一检测位置x1和成为峰值的时刻T1由中央控制部29记录在未图示的存储器中。检测部20能够根据第一检测位置处的剪切波的解析结果,来设定向第二检测位置x2发送位移检测用超声波束的时刻,即能够设定动态地切换至第二检测位置x2的时刻。

[0072] 接着,在步骤S20中,与步骤S10同样地,在检测位置x2开始剪切波的检测。此外,在步骤S22中,针对在检测位置x2所检测出的剪切波W2执行与步骤S12相同的处理。在检测位置x2检测出峰值的情况下,经由控制部3将检测位置x2与成为峰值的时刻T2记录

在未图示的存储器中。从图 5B 可以看出,对于硬度信息计算部 28 中的剪切波速度的计算,至少需要 2 处的检测位置与成为峰值的时刻。在 2 处结束计测的情况下,在步骤 S50 中,进行剪切波速度的计算。剪切波速度的计算由硬度信息计算部 28 使用波形解析部 26 所得到的波峰时刻与检测位置来进行。由硬度信息计算部 28 计算出的值除了剪切波速度以外,还是剪切粘性、杨氏模量、剪切波弹性系数等的硬度信息。若在硬度信息计算部 28 中的剪切波速度等的硬度信息的计算结束,则在步骤 S60 中,计测结束,在显示部 5 显示与硬度信息相关的值或图像。

[0073] 为了高精度地进行作为硬度信息的剪切波速度的计算,增加检测位置的数量来进行计测。在此情况下,检测出检测位置 x_2 处的峰值之后,在步骤 S24 中,指定下一个检测位置。在此,意味着,在波形解析部 26 中,将相当于检测编号 $n = 3$ 的检测位置 $x_n (n = 3)$ 输出到位移检测用送波波束生成部 22。在步骤 S30 中,动态地切换从位移检测用送波波束生成部 22 送出的位移检测用超声波束所照射的检测位置,开始在检测位置 x_3 的剪切波 W_3 的波峰的检测。在步骤 S40 中,在检测位置 x_3 不能检测出波峰、或者 x_3 达到了能计测的位置的界限的情况下,在步骤 S50 中进行剪切波速度的推定,在步骤 S60 中计测结束。

[0074] 另外,在此所说的不能检测出波峰意味着,在波形解析部 26 中进行相关运算所得到的相位、位移量因脉搏等的影响而低于噪声的情况。此外,所谓的能计测的位置的界限指的是,超声波探头 1 所生成的位移检测用波束的位置、或者预先指定的位置。位置的指定由手术实施者经由输入部 6 进行输入、或者由控制部 3 的中央控制部 29 从未图示的存储器中读出来进行。在步骤 S40 中,在不符合在检测位置 x_3 不能检测出波峰、或者 x_3 达到了能计测的位置的界限的情况之中的任意一者的情况下,在步骤 S32 中,由波形解析部 26 使用图 5B 所示的近似直线 50 等来指定下一个检测位置 $x_n (n = n+1)$,在步骤 S30 中,开始在检测位置 x_n 的剪切波的检测。

[0075] 图 9 中示出由本实施例的装置的硬度信息计算部 28 进行计测、且被输出到显示部 5 的硬度计测结果的显示画面的一例。显示部 5 显示硬度信息。此外,显示部 5 能够显示硬度信息的可靠度,作为该可靠度而能够显示标准偏差、或者 2 个以上的剪切波的波形的相关函数等。而且,在显示部 5 中,能够显示第 1 超声波束的脉冲重复周期 (PRT) 或者脉冲重复频率 (Pulse Repetition Frequency, 脉冲重复频率)。

[0076] 图 9 示出利用线性阵列型探头检测出了剪切波的情况下、剪切波的波峰位置 51 与波面 52。在显示部 5 中,同时对在 ROI 内所推定出的剪切波速度的值、表示该值的可靠度的标准偏差等的值进行显示。此外,在图 9 的显示画面的右侧,显示表示波峰位置与检测位置之间的关系的曲线图。从该图 9,手术实施者能够用眼查看来确认是否正确地进行了计测。此外,在显示部 5 的显示画面中,也可以显示剪切波计测的时间分辨率即实效 PRT、或者 PRT 的倒数即 PRF。也可以基于多次计测出的结果用彩色值来表示剪切波速度的差别,进行彩色映射 (color mapping) 显示。在该情况下,只要在图 1 所示的超声波诊断装置的构成中追加彩色缩放 (color scaling) 功能即可。

[0077] 如图 9 所示,在本实施例中的显示部 5 的显示画面中,通过显示由控制部 3 算出并输出的被检体的硬度信息即剪切波速度、表示其可靠度的标准偏差、PRT、PRF、Parallel tracking 法应用的有无 (开启 (ON)、关闭 (OFF))、剪切波的波面 52、剪切波的波峰位置 51 等,从而能够为利用者谋求方便。

[0078] 接下来,对本实施例的超声波诊断装置中的检测位置 x_1 、 x_2 、 x_3 …… x_n 的间隔的设定方法进行说明。在本实施例的装置中,控制部 3 能够设定检测位置的间隔。此外,手术实施者能够从输入部 6 来设定检测位置的间隔。例如,若将剪切波的波长设为 λ ,则该检测位置的间隔设为 $1/2 \lambda \sim \lambda$ 的值。其中,波长是根据在计测对象部位所设想的剪切波速度与位移生成用聚焦波束的照射时间信息而决定的。例如,在进行肝脏的计测的情况下,肝脏的剪切波速度大概为 $1 \sim 5\text{m/s}$ 。若将聚焦波束的照射时间设为 0.5ms ,则聚焦波束的周期成为 $2 \times 0.5 = 1\text{ms}$ 。此时,波长能够用剪切波速度与周期的乘积来计算,为 $1 \sim 5\text{mm}$ 程度。因此,控制部 3 将剪切波的检测位置的间隔设定在 $0.5\text{mm} \sim 5\text{mm}$ 的范围内。

[0079] 此外,如上所述,该检测位置的间隔也可以由手术实施者经由能够作为输入部而发挥作用的显示部 5 或输入部 6 来输入。即,图 1 所示的显示部 5、输入部 6 能够设定检测位置的间隔。在该情况下,手术实施者能够根据计测结果通过手动来灵活地变更检测位置的间隔。或者,也可以自动地设定检测位置的间隔。在该情况下,检测位置的间隔的设定由控制部 3 的波形解析部 26 即处理部来进行。也可以变更检测位置的间隔来对硬度进行计测,将针对变更后的检测位置间隔的硬度的平均值、方差值等显示于显示部 5。

[0080] 接下来,使用图 10 对本实施例的变形例进行说明。本变形例基于第一检测位置处的检测部 2 的输出即剪切波的检测结果,设定向第二检测位置发送第 1 超声波束的时刻。在之前已经说明过的图 7 中,在检测位置 x_1 检测出波峰的同时在检测位置 x_2 开始了检测。在图 10 中,基于检测位置 x_1 与成为波峰的时刻 T_1 、以及位移生成用聚焦波束的照射时间信息,对在检测位置 x_2 成为波峰的时刻 T_2 进行预测。在此,照射时间信息为照射开始时刻、照射时间或照射结束时刻。然后,针对检测位置 x_2 ,从 $t = T_2 - N \times PRT$ (N 为任意的正整数) 起开始位移检测。在该变形例中,由于能够减少剪切波的检测线,因此能够降低计算处理成本。

[0081] 在以上所说明的实施例 1 中,对检测剪切波的位移的波形的峰值的方法进行了说明,但除了使用位移以外,也可以使用粒子速度、粒子加速度、相位、相位速度。在图 11A、图 11B 中示出图 5A 所示的剪切波的粒子速度 (Velocity)、即剪切波的位移 /PRT。但是,提醒注意的是粒子速度不同于想要计测的值即剪切波的传播速度。在粒子速度的情况下,每 1 处检测位置存在正波峰、负波峰以及过零值这 3 个参数。能够使用这些参数中的 1 个或者多个参数来推定剪切波的群速度作为剪切波速度。

[0082] 图 11A 中,对于剪切波的粒子速度波形 $W_{11}、W_{12}、W_{13}、W_{14}$,示出了成为正波峰的时刻 $T_{11}、T_{12}、T_{13}、T_{14}$ 。此外,图 11B 中示出了成为过零的时刻 $T_{22}、T_{23}、T_{24}$ 。使用粒子速度的情况的有点在于,在检测出正波峰的情况下,与根据位移检测出波峰的情况相比,能够检测的数量增多。此外,由于剪切波的波形变得更陡峭,因此能够针对身体活动等所引起的变动鲁棒地进行波峰的检测。

[0083] 另外,粒子速度或粒子加速度也可以利用在针对剪切波的时间波形的信号处理中作为公知技术的对斜率、轮廓进行检测的滤波,例如梯度滤波处理、拉普拉斯滤波处理等来进行检测。

[0084] 在像这样使用粒子速度或粒子加速度来检测剪切波的情况下,在图 8 的计测流程中所检测的值除了能利用峰值以外,还能够利用过零值等。

[0085] 根据以上说明的实施例 1 的超声波诊断装置,能够以高时间分辨率并且高空间分

分辨率来进行剪切波的计测。由此,能够实现高精度的剪切波速度的推定以及硬度的评价。此外,在各计测位置,由于能够将剪切波的检测所需的时间抑制在最小限度,因而能够降低计算成本。而且,由于能够根据在任意的一处计测位置所观测的剪切波的波形,来决定下一个检测位置、时刻,因此能够使每一处的 PRT 成为最大。

[0086] 实施例 2

[0087] 接着,说明第 2 实施例。实施例 2 是能够评价剪切波的频率依赖性的超声波诊断装置的实施例。另外,实施例 2 的超声波诊断装置的构成与图 1 所示的实施例 1 的装置构成相同。

[0088] 在实施例 1 中,仅使用剪切波的波峰的位置与成为波峰的时刻对硬度信息进行了测定。在该情况下所得到的剪切波速度是与群速度相关的值。另一方面,作为硬度信息的频率依赖参数而存在粘性。在此所说的频率意味着剪切波的频率。一般来说生物体组织具有粘性,因而剪切波速度具有频率依赖性。为了评价剪切波速度的频率依赖性,检测剪切波的整个波形,并进行频谱解析来计算出频谱值。为了进行频谱解析而使用作为公知技术的 FFT 解析等。本实施例的检测部 20 能够基于该剪切波的频谱值,计算出剪切波的相位速度以及粘性,并基于相位速度以及粘性来推定被检体的硬度信息。

[0089] 而且,剪切波的时间响应根据阻尼比率 (Damping ratio) 而不同。在图 12A、图 12B 中示出基于阻尼比率的差异的剪切波的时间波形。图 12A 为阻尼比率 < 1 或者为 1 的情况的时间响应波形,图 12B 为阻尼比率 > 1 的情况的时间响应波形。

[0090] 图 13 中示出实施例 2 中的剪切波的检测顺序。该检测顺序也与实施例 1 同样,能够通过构成波形解析部 26、硬度信息计算部 28、中央控制部 29 的 CPU 的程序处理来实现。在各检测位置 x_1 、 x_2 、 x_3 ,剪切波 W_{31} 、 W_{32} 、 W_{33} 的峰值被检测出的时刻 T_{31} 、 T_{32} 、 T_{33} 之后还继续位移的计测直到波形整体的计测结束为止。在波形整体的计测结束后变更计测位置。如图 12A、12B 所示,波形整体的结束时刻设为位移的绝对值比任意的阈值 $\pm TH$ 的绝对值 $|TH|$ 更小的时刻。位移为正时阈值为正,位移为负时阈值为负。作为该阈值,使用例如能检测的最小位移量即大约 $0.05 \mu m$ 。

[0091] 在图 12A 的波形的情况下,剪切波的位移在时刻 $T_{th}(1)$ 成为比阈值 TH 大的值,然后,随着时间经过位移上升,成为最大值之后进行衰减,在时刻 $T_{th}(2)$ 变得小于阈值 TH 。此时,将时刻 $T_{th}(2)$ 设为计测结束时刻。

[0092] 此外,在图 12B 的波形的情况下,阻尼比率为 1 以上,位移随着时间的经过在正与负之间反复。在该情况下,成为计测结束的候补的时刻为时刻 $T_{th}(2)$ 、 $T_{th}(4)$ 、 $T_{th}(6)$ 。在想要计测群速度的情况下,结束时刻使用成为候补的时刻中最早的时刻。另一方面,在将频率分量也包括在内进行计测的情况下,由于波形整体成为计测对象,因此使用最晚的时刻 $T_{th}(6)$ 。此时,将最晚的时刻 $T_{th}(6)$ 决定为即使从该时刻 $T_{th}(6)$ 起经过与时刻 $\Delta T_{th} (= T_{th}(6) - T_{th}(5))$ 相同的时间,位移的绝对值也不大于阈值的绝对值的时刻。

[0093] 另外,在图 12A、12B 的位移的正负相反的情况下,也能够同样地决定结束时刻。在所计测的对象为粒子速度、粒子加速度、相位、相位速度的情况下,所设定的阈值按照所计测的参数来进行变更。

[0094] 另一方面,如图 13 所示,有时为了对剪切波的波形整体进行计测而存在同时在 2 个检测位置进行计测的时间带 (TD2、TD3)。即,存在 2 个检测位置的计测期间重叠的时间

带。在该情况下,仅在对 2 个检测位置同时进行检测的时间带 (TD2、TD3),应用作为公知技术的 Parallel tracking 法(参照非专利文献 1)。此时,PRT' 成为 PRT*2。在其他的计测时间带中,与实施例 1 同样地以 $PRT' = PRT$ 来进行计测。另外,如图 13 那样仅对特定的计测时间带 (D2、D3) 针对 2 个检测位置应用 Parallel tracking 法的本实施例,与现有的在全部计测时间带在全部检测位置应用 Parallel tracking 法的方法相比,能够将 PRT 的下降抑制在最小限度。此外,通过扩大剪切波的检测位置的间隔,也能够防止在多个位置同时地进行检测,在此情况下,能够避免产生应用 Parallel tracking 法的时间带。检测位置的间隔如实施例 1 中所记述的那样,既可以由手术实施者使用输入部 6 通过手动来变更,也可以由装置自动进行设定。

[0095] 实施例 2 中的剪切波的计测流程与图 8 所示的实施例 1 的计测流程相同。但是,在图 8 的步骤 S12、S22、S40 中,根据各检测值来结束计测的时刻为位移量的绝对值小于阈值 TH 的情况。此外,在步骤 S50 中,进行剪切波的频谱解析,推定剪切波速度的频率特性、剪切粘性等的粘性参数。

[0096] 作为实施例 2 的变形,也能够第一次用实施例 1 的方法来计测群速度,第 2 次进行计测粘性参数的计测方法。在该情况下,在步骤 S60 中显示于显示部 5 的值除了实施例 1 中所记载的值以外,还是剪切粘性等的粘性参数。此外,也可以显示表示剪切波速度与频率的关系的曲线图。此外,在应用了 Parallel tracking 的情况下,能够在显示部 5 的图 9 的显示例中显示为 Parallel : 开启,手术实施者能够在视觉上确认剪切波的检测手法。

[0097] 而且,作为对被检体即生物体内的组织的硬度信息的计测值的可靠度进行评价的值,除了在实施例 1 中使用图 9 进行了说明的标准偏差以外,也可以根据在不同的位置检测出的 2 个以上的剪切波的波形的相关函数来决定可靠度。在剪切波传播于理想的均质媒质中的情况下,在不同的检测位置,剪切波的波形为类似的形式。但是,在剪切波所传播的区域内,存在 2 种以上的组织,且这些组织的声音参数例如剪切波速度、粘性等不同的情况下,在传播的同时,剪切波的波形彼此之间的类似性失去。类似性越高,相关函数的最大值越大,相关函数的方差值或者标准偏差越小。因此,作为显示于显示部 5 的可靠度,也可以使用表示 2 个以上的剪切波的波形的类似度的值、即 2 个以上的剪切波的波形的相关函数。

[0098] 使用图 14A、图 14B 对该相关函数进行说明。相关函数能够使用 2 个不同的剪切波的时间波形、频谱值的波形来计算。图 14A 中示出使用剪切波的时间波形 W11 与 W12 所计算出的相关函数的曲线图、相关函数的最大值 A 以及方差值 σ 。此外,图 14B 中示出使用剪切波的位移的频谱 W11' 与 W12' 所计算出的相关函数的曲线图、相关函数的最大值 A' 以及方差值 σ' 。使最大值、方差值或者这两者的值显示于显示部 5,手术实施者能够评价计测结果的可靠度。作为用于相关函数的运算的波形,除了使用剪切波的时间波形以外,还可以使用剪切波的粒子速度、相位旋转量、相位、加速度等的波形。

[0099] 根据以上说明的实施例 2 的超声波诊断装置,除了具有实施例 1 的装置的效果以外,还具有能够评价剪切波的频率依赖性、也能够评价计测结果的可靠度这样的效果。

[0100] 实施例 3

[0101] 接着,说明第 3 实施例。实施例 3 是还考虑剪切波的反射波来检测被检体的硬度的超声波诊断装置的实施例。即,实施例 3 的超声波诊断装置中的检测部 20 为对剪切波的行波或反射波进行检测的构成的实施例。另外,实施例 3 的超声波诊断装置的构成与图 1

所示的实施例 1 的装置构成相同,但其检测部 20 能够检测剪切波的行波或反射波。在实施例 1、2 中,对剪切波的传播方向仅考虑了一个方向,对剪切波的反射并未进行考虑。在实施例 3 中,对于在剪切波发生反射的情况下的计测方法进行说明。在此,对仅检测峰值的情况进行说明,但对粘性进行计测的情况也能够同样地考虑。

[0102] 首先,使用图 15 对剪切波的反射进行说明。在此,假设剪切波通过剪切波速度不同的媒质 1 与 2 的边界。图 15 对垂直入射的情况、即媒质的边界与剪切波的传播方向为直角的情况进行了说明。将通过边界 53 之前的剪切波称为入射波。关于媒质 1 与 2 的密度,若假定为生物体的软部,则大约为 1000kg/m^3 。在 $t = t_1$ 的时刻入射到边界。在刚刚入射之后的时刻即 $t = t + \Delta t$,入射波分成透过波和反射波。根据媒质 1 和 2 各自的剪切波速度 c_1 与 c_2 不同,剪切波的反射波的振幅、相位不同。

[0103] 在媒质 1 的剪切波速度 c_1 充分大于媒质 2 的剪切波速度 c_2 的情况下、即 $c_1 >> c_2$ 的情况下,反射波的相位并不反转。此外,反射波的振幅值为入射波的 2 倍。在 $c_1 >> c_2$ 时,透过波的振幅成为相对于反射波的振幅而言非常小的值。另一方面,在 $c_1 < c_2$ 的情况下,反射的振幅值小于入射波的振幅值。而且在 $c_1 < c_2$ 时,反射波的相位反转。

[0104] 图 16 中示出 $c_1 >> c_2$ 的情况下的剪切波的反射波的检测顺序。在此,设想在检测位置 x_2 与 x_3 之间存在边界。为了进行反射波的检测,在 x_2 检测出波峰后,在 x_3 开始剪切波的波峰检测。在如实施例 1、2 那样不存在边界的情况下,在检测位置 x_3 剪切波成为波峰的时刻 T_{43} 能够根据检测位置 x_1 和 x_2 、以及在各个位置成为波峰的时刻 T_{41} 、 T_{42} 来进行预测。

[0105] 在本实施例中, x_3 处的剪切波速度比 x_2 处的剪切波速度慢。因此,优选为,将在根据检测位置 x_1 和 x_2 、以及在各个位置成为波峰的时刻 T_{41} 、 T_{42} 而预测出的时刻 T_{43} 上增加了 ΔT 时间的时刻设为 $T_{43}' = T_{43} + \Delta T$ 。 ΔT 由中央控制部 29 根据测定对象而从未图示的存储介质中读出剪切波速度的值来计算出。在即使成为 T_{43}' 位移也未超过阈值 TH 的情况下,将检测位置变更为位于与传播方向相反的方向的位置、例如 x_r 。在检测位置 x_r ,开始反射波的波峰的检测。作为计测反射波的位置,优选为,设定于成为 $x_r < x_1$ 的位置。更优选为,设定于成为 $x_r = x_2 - 2 \times (x_2 - x_1)$ 的位置。在 x_r 检测出的剪切波的波峰的符号为与在 x_1 和 x_2 检测出的波峰的符号相同的符号。

[0106] 使用图 17 对实施例 3 中的剪切波的检测流程进行说明。该顺序也与实施例 1、2 同样地能够通过构成波形解析部 26、硬度信息计算部 28、中央控制部 29 的 CPU 的程序处理来实现。在此,对与在实施例 1 中所说明的图 8 的检测流程不同的步骤 S42、44、46、48、52、62 进行说明。

[0107] 在步骤 S42 中,在检测位置 x_n 未能检测出峰值的情况下,在步骤 S44 中将位置变更为 $n = r$ 。从波形解析部 26 直接或者经由中央控制部 29 将相当于 r 的位置输出到位移检测用送波波束生成部 22。在上述例中,为 $x_r = x_2 - 2 \times (x_2 - x_1)$ 。 x_r 的值根据步骤 S30 中的检测位置而设定为最佳值。在步骤 S46 中,在检测位置 x_r 开始剪切波的反射波的检测。

[0108] 在步骤 S48 中,在检测位置 x_r 检测出剪切波的峰值,将成为波峰的时刻 T_{44} 输出到硬度信息计算部 28。在步骤 S52 中,使用检测位置和峰值、成为波峰的时刻来计算剪切波速度、反射系数等。

[0109] 在步骤 52 中,也同时进行反射位置的推定。反射位置的推定能够使用检测位置 x_2

和 x_r 、以及在这些位置成为峰值的时刻 T_{42} 、 T_{44} 来进行推定。这些计算由上述的硬度信息计算部 28 进行。在步骤 S62 中若计测结束，则显示计测结果。

[0110] 图 18 示出实施例 3 中的显示部 5 的显示画面的一例。在显示部 5 中，除了显示剪切波速度以外，还显示反射系数。还显示剪切波的反射波的波面 55、边界位置 54。而且，作为针对检测位置的波峰位置，也可以显示表示行波与反射波的位置的曲线图。手术实施者能够看着显示部 5 来确认是否正确进行了计测。此外，期待根据边界位置、反射系数等信息来确定病变部、观察症状。在步骤 S48 中未检测出反射波的情况下，硬度信息计算部 28 的输出值为例如反射系数 0。

[0111] 在此，仅对反射波的计测位置为 1 处的情况进行了说明，但计测位置的数量也能够设为 2 处以上。此外，也可以针对反射波，对波面整体进行计测，来计算出频率特性、粘性参数。

[0112] 对 $c_1 < c_2$ 的情况下的反射波的检测方法进行说明。在此情况下，由于除了存在反射波以外，还存在透过波，因此不能使用阈值来评价反射的有无。在此情况下，根据 x_1 、 x_2 、 x_3 处的位移的衰减特性来判断反射波的有无。以下，使用图 19A、19B 对剪切波的衰减特性进行说明。

[0113] 在如图 19A 那样没有边界的情况下，各检测位置处的剪切波的位移的最大值 P_1 、 P_2 、 P_3 和成为最大的时刻通过衰减函数来表示。在图 19A 的示例中，最大位移 P 通过 $B * \exp(-\alpha t)$ 来表示。 α 为衰减常数， t 为时刻。接着使用图 19B 对存在边界并且 $c_1 < c_2$ 的情况进行说明。在为剪切波 W_{43} 透过边界后的位移波形时，最大位移 P_3' 成为比没有边界的情况小的值。在源自衰减函数的误差即 $P_e = (P_3 - P_3') / P_3 * 100$ 大于某阈值的情况下，将剪切波 W_{43} 视为透过波。阈值使用 10%。例如衰减函数除了是指数 (exponential) 以外，也可以是汉克尔函数 (Hankel function) 等一般的表示波的衰减的函数。所检测出的剪切波的波峰的符号为与在 x_1 和 x_2 检测出的波峰的符号相同的符号。

[0114] 在本实施例中，手术实施者能够使用输入部 6 来切换是否对反射波进行探测。此外，若利用在实施例 2 中所说明的 Parallel tracking 法，则能够与反射系数无关地对透过波与反射波这两者进行检测。而且，本实施例也能够应用于边界与剪切波的传播方向不成直角的一般情况。根据以上所说明的实施例 3 的超声波诊断装置，除了具有实施例 1 的装置的效果以外，还具有能够评价剪切波的反射波这一效果。

[0115] 实施例 4

[0116] 在上述的实施例 1 ~ 3 中，为位移生成部 10 通过辐射第 2 超声波束来使被检体产生位移的构成。即，由超声波聚焦波束生成辐射压而产生了剪切波，但除了使用辐射压以外，也可以使用机械驱动 (DC 电动机、振动泵等)、手动压迫、电脉冲所形成的压迫等的公知的方法。作为第 4 实施例，对利用通过机械振动来使被检体产生位移的机械驱动、且将超声波探头紧贴在生物体等的被检体表面进行压迫的超声波诊断装置的实施例进行说明。即，为机械驱动式位移生成部通过机械驱动来使被检体产生位移的构成的超声波诊断装置的实施例。图 20 中示出利用实施例 4 的机械驱动而产生剪切波来进行计测的情况的超声波诊断装置的构成例。在此，仅对与图 1 的不同点进行说明。

[0117] 在图 20 中可以看出，取代位移生成部 10 而通过机械驱动式位移生成部 30 来生成位移。此外，通过位移生成用送波波形生成部 31，生成在进行机械驱动时使用的波形，并输

出到位移生成用驱动部 33。此外,由驱动频率设定部 34 设定驱动频率。位移生成用驱动部 33 对未图示的电动机等的致动器进行驱动。使致动器接触生物体的体表,在生物体内生成位移以及剪切波。如本实施例这样,使用机械驱动式的优点在于,由于能够无视机械驱动所引起的生物体内的温度上升,因此对计测时间或次数没有限制。此外,通过利用正弦波来使致动器执行动作,能够对特定的频率分量的粘性参数进行计测。但是,空间分辨率与实施例 1 ~ 3 的使用辐射压的情况相比较低。另一方面,在使用辐射压的情况下,虽然必须以生物体内的温度上升不超过限制值的计测时间、计测间隔来进行计测,但由于能够将聚焦波束照射在任意的位置,因此空间分辨率高。

[0118] 另外,本发明并不限于上述的实施例,还包含各种各样的变形例。例如,上述的实施例是为了本发明的更好的理解而详细进行说明的实施例,并不限于必须具备所说明的全部构成。此外,能够将某一实施例的构成的一部分置换为其他实施例的构成,也能够在某一实施例的构成中加入其他实施例的构成。此外,对于各实施例的构成的一部分,能够进行其他构成的追加、删除、置换。

[0119] 以上所说明的各实施例涉及收发的开启、关闭的控制、及接收信号的处理方式、以及基于其结果的对收发控制的反馈。即,在本实施例的实现中,既可以取代线性阵列型的探头而使用凸面(convex)型或扇(sector)型的探头,也可以使用二维探头,只要能够进行超声波的收发,并不限定所利用的设备的种类。

[0120] 而且,关于上述各构成、功能、处理部等,对作成实现它们中的一部分或全部的程序的示例进行了说明,但当然不用说也可以通过例如在集成电路中进行设计等,从而通过硬件来实现它们的一部分或全部。

[0121] 符号说明

- [0122] 1 超声波探头
- [0123] 2 收发切换开关
- [0124] 3 控制部
- [0125] 4 数字扫描转换器
- [0126] 5 显示部
- [0127] 6 输入部
- [0128] 7 位移生成用超声波束
- [0129] 8 位移检测用超声波束
- [0130] 9 位移检测用受波波束
- [0131] 10 位移生成部
- [0132] 11 位移生成用送波波形生成部
- [0133] 12 焦点位置设定部
- [0134] 13 位移生成用送波波束生成部
- [0135] 14 波束频率设定部
- [0136] 20 检测部
- [0137] 21 位移检测用送波波形生成部
- [0138] 22 位移检测用送波波束生成部
- [0139] 23 位移检测用受波波束运算部

- [0140] 25 检波部
- [0141] 26 波形解析部
- [0142] 28 硬度信息计算部
- [0143] 29 中央控制部
- [0144] 30 机械驱动式位移生成部
- [0145] 31 位移生成用送波波形生成部
- [0146] 33 位移生成用驱动部
- [0147] 34 驱动频率设定部
- [0148] 50 近似直线
- [0149] 51 波峰位置
- [0150] 52 剪切波的波面
- [0151] 53 边界
- [0152] 54 边界位置
- [0153] 55 剪切波的反射波的波面
- [0154] 100 超声波探头的元件

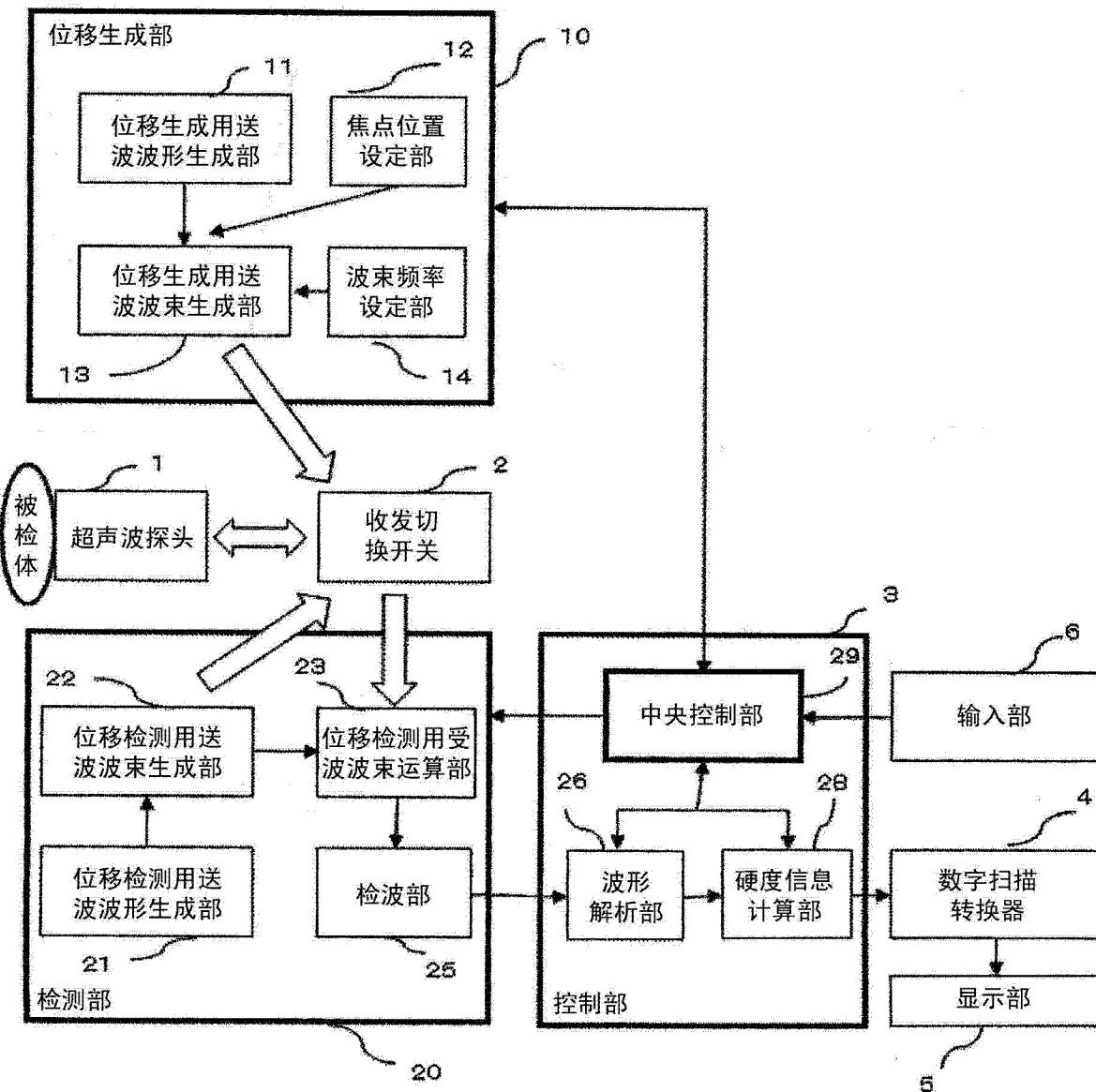


图 1

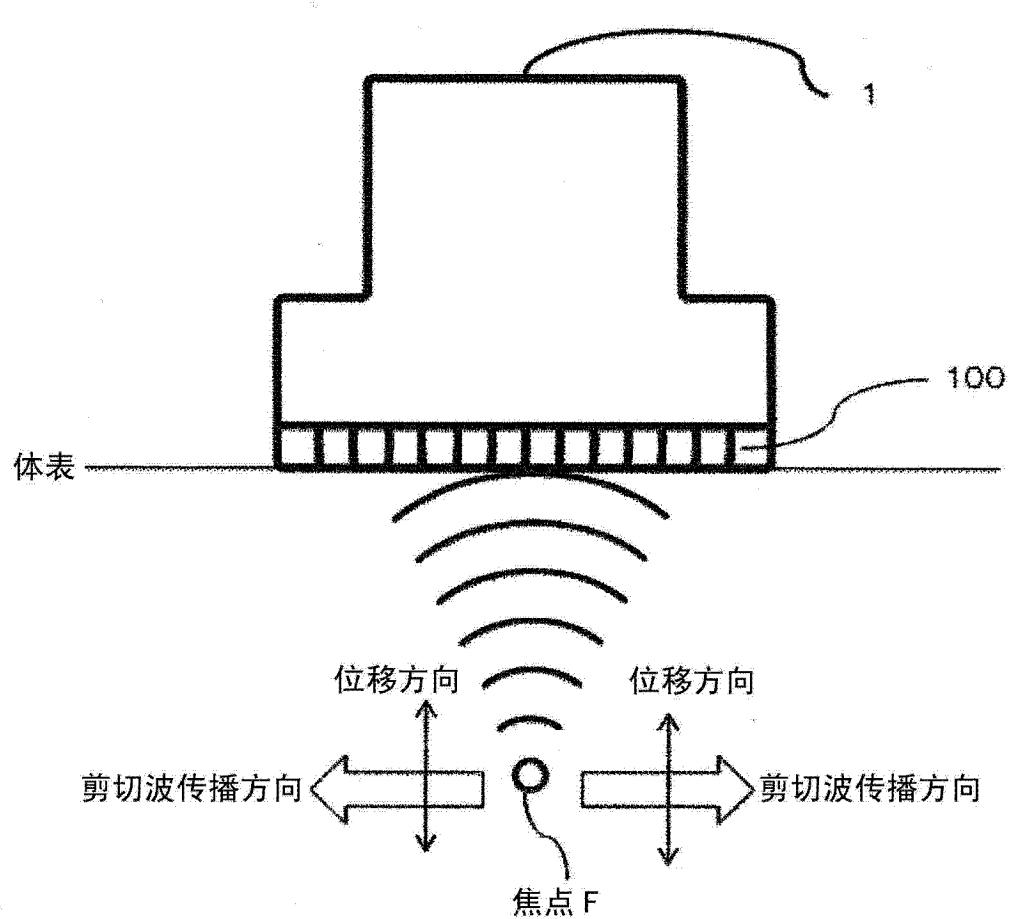


图 2

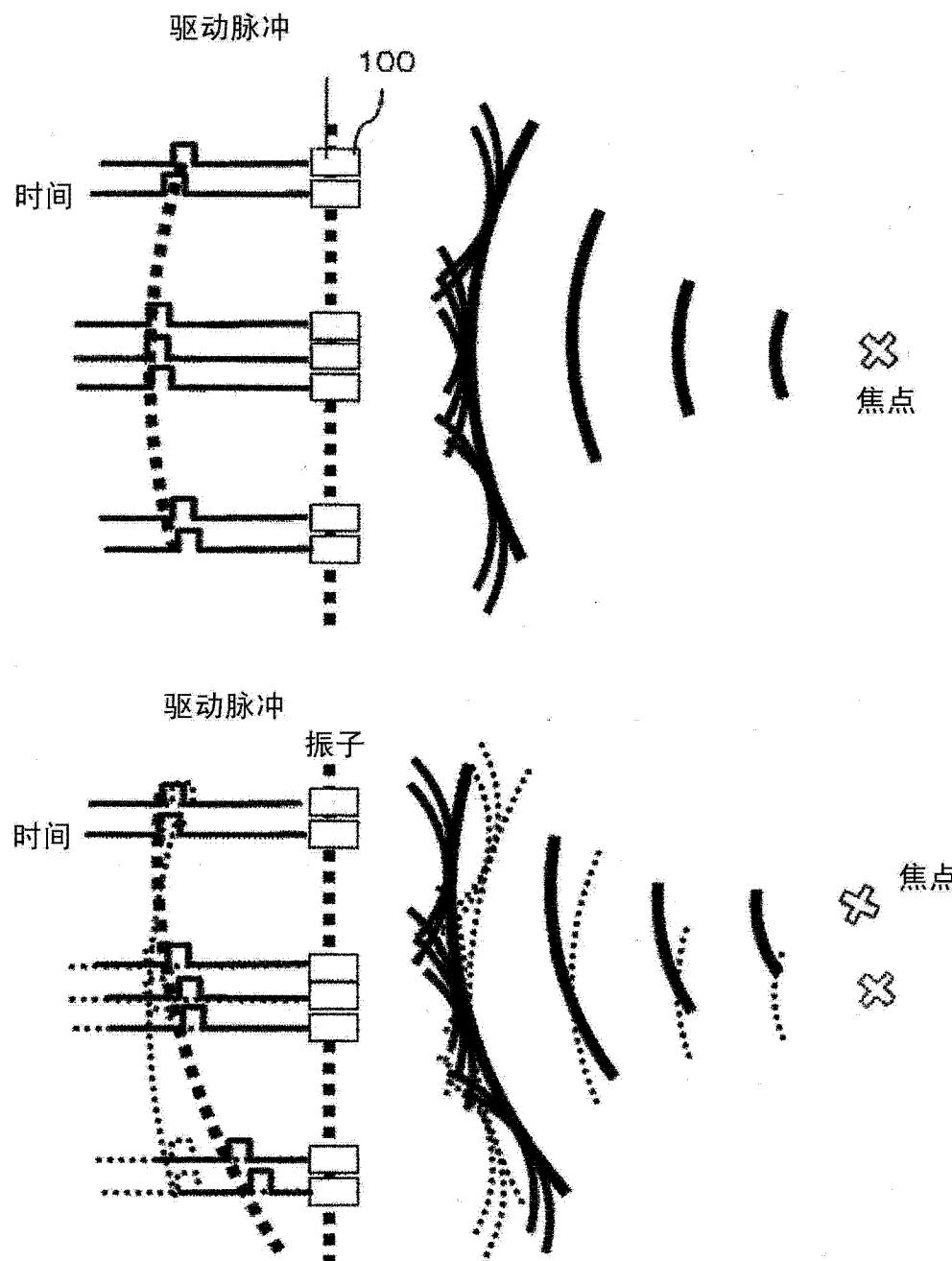


图 3

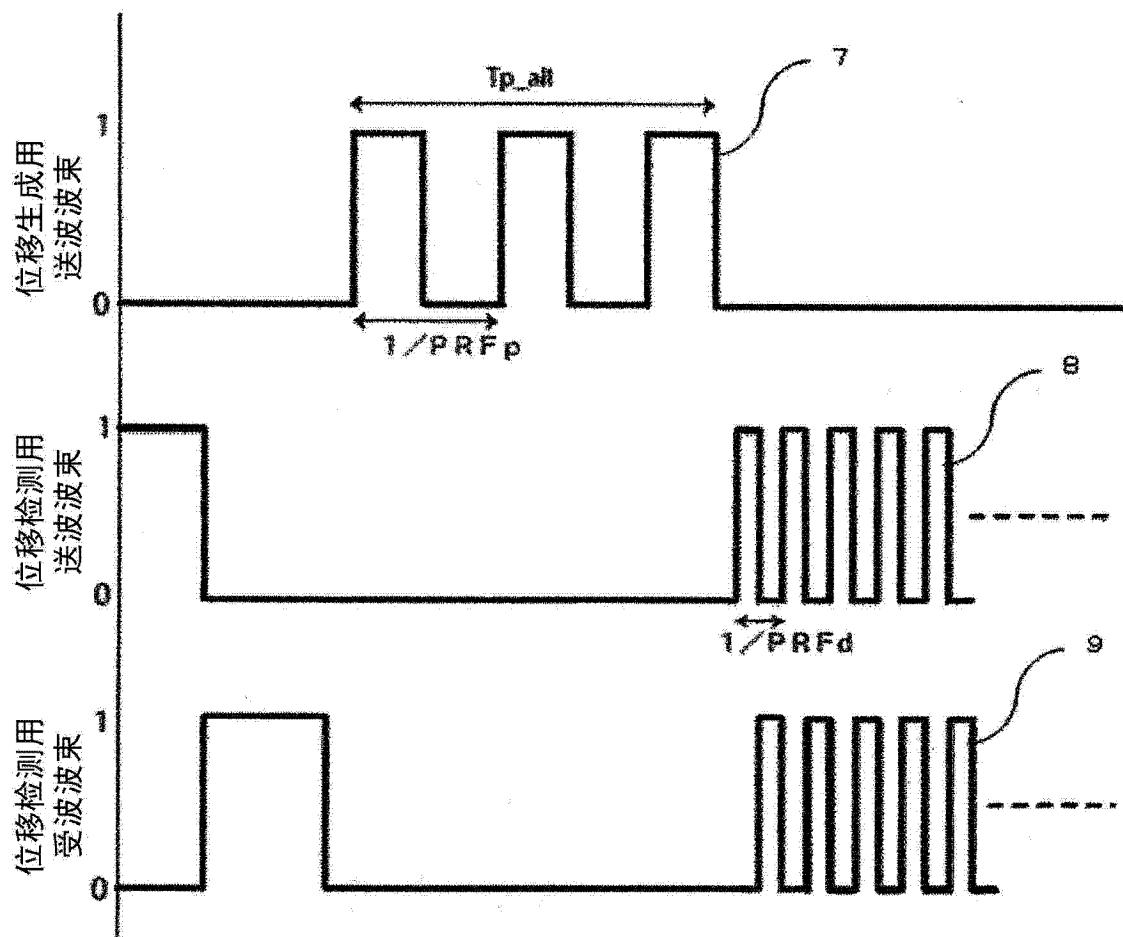


图 4

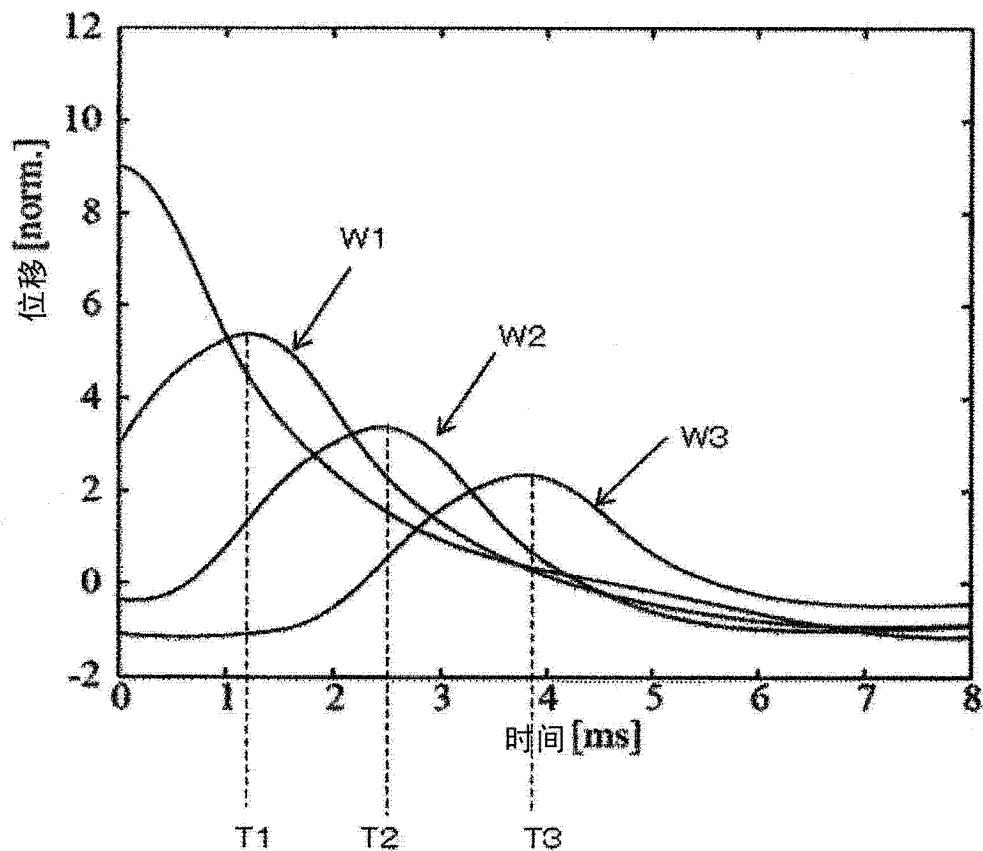


图 5A

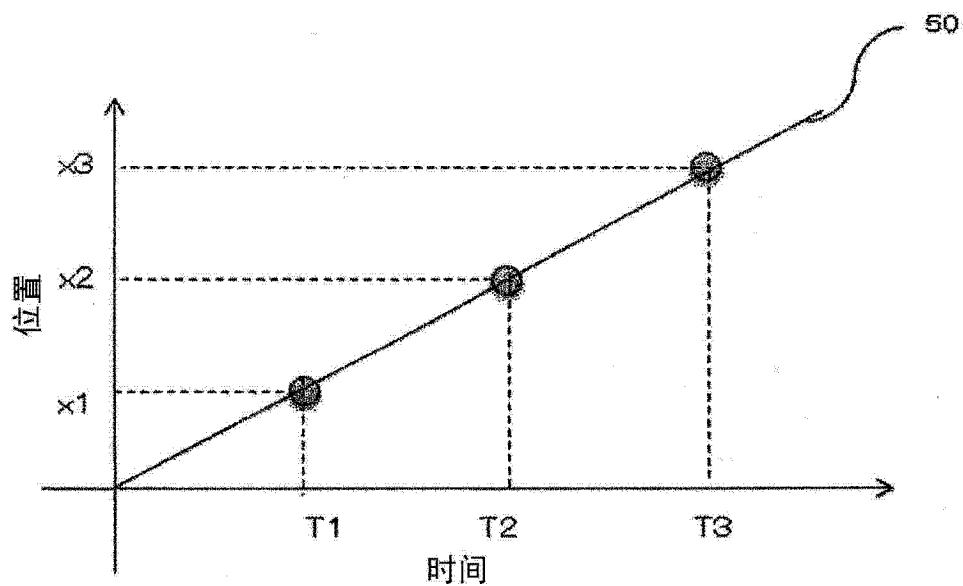


图 5B

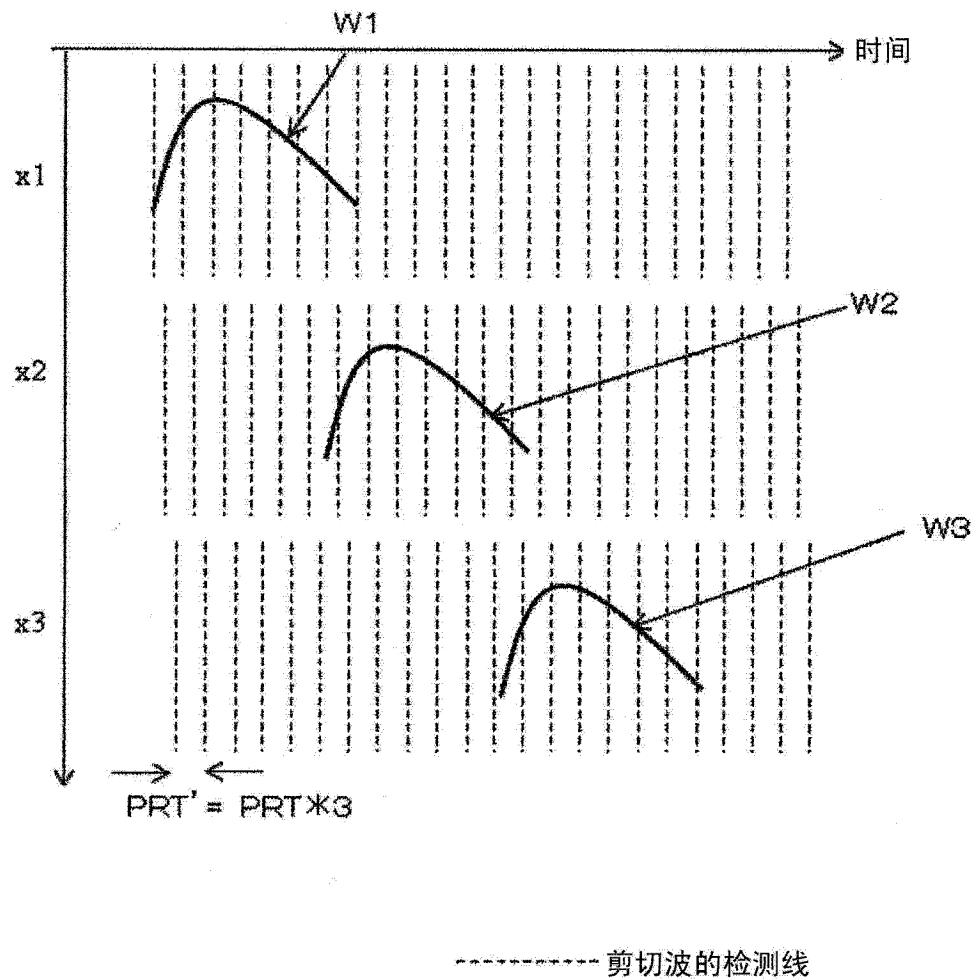


图 6

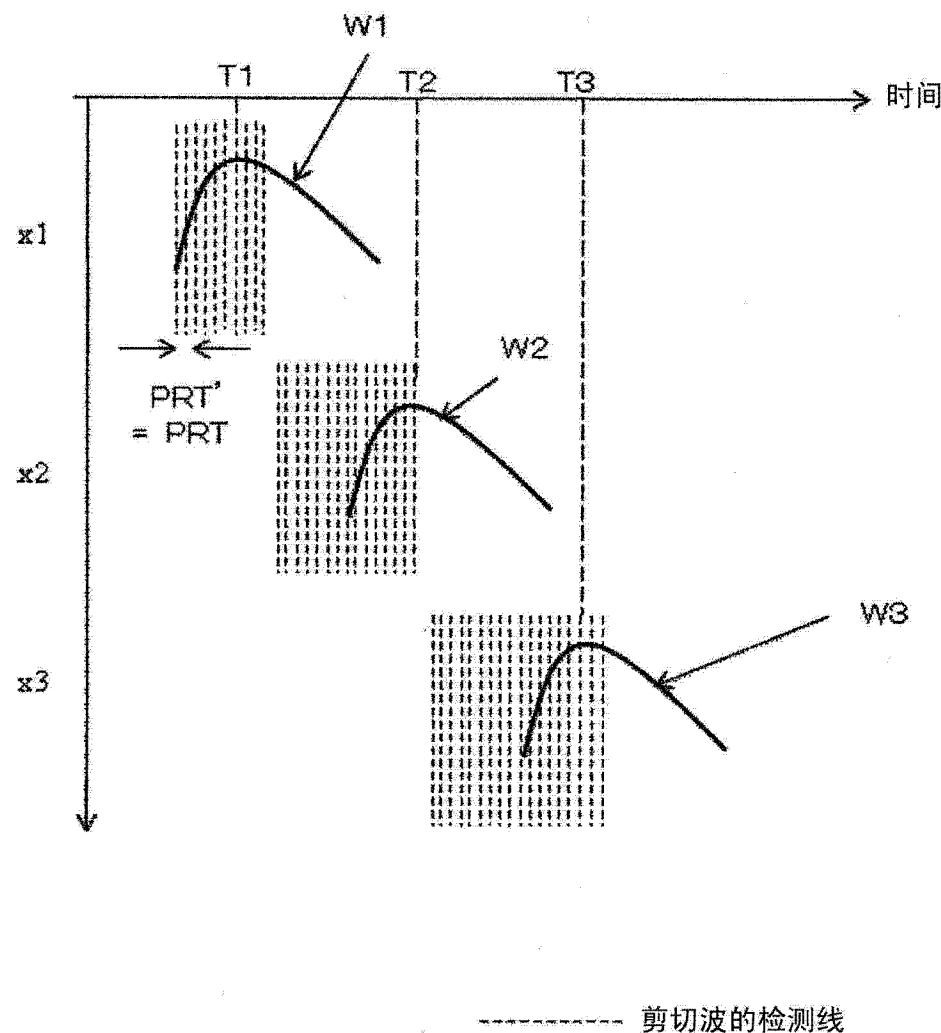


图 7

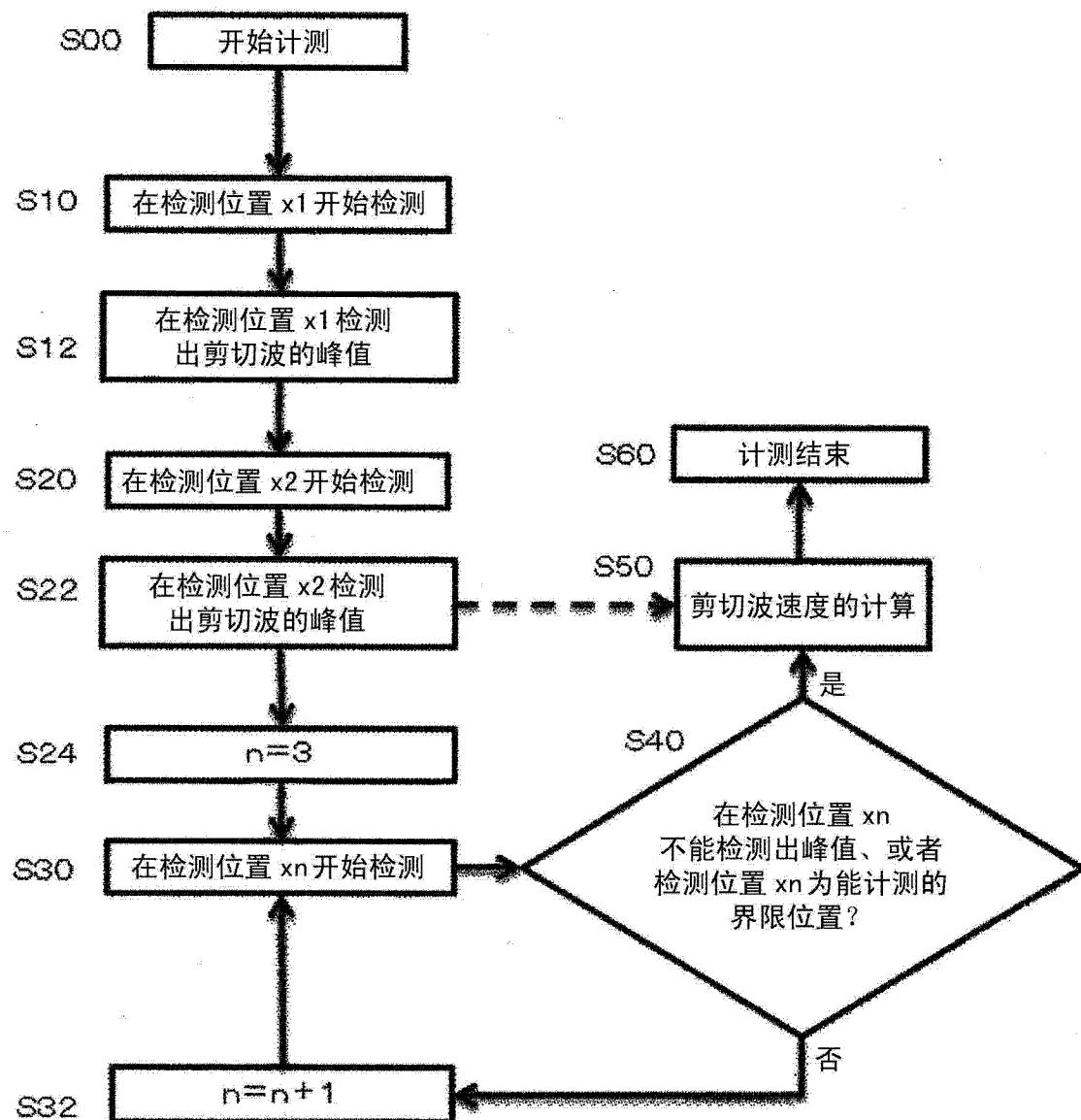


图 8

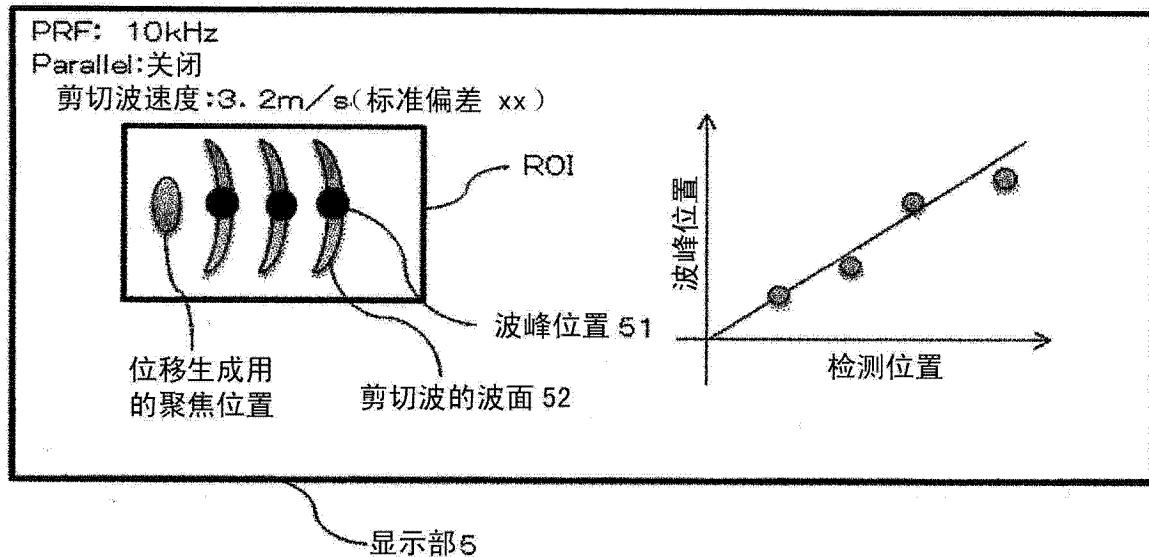


图 9

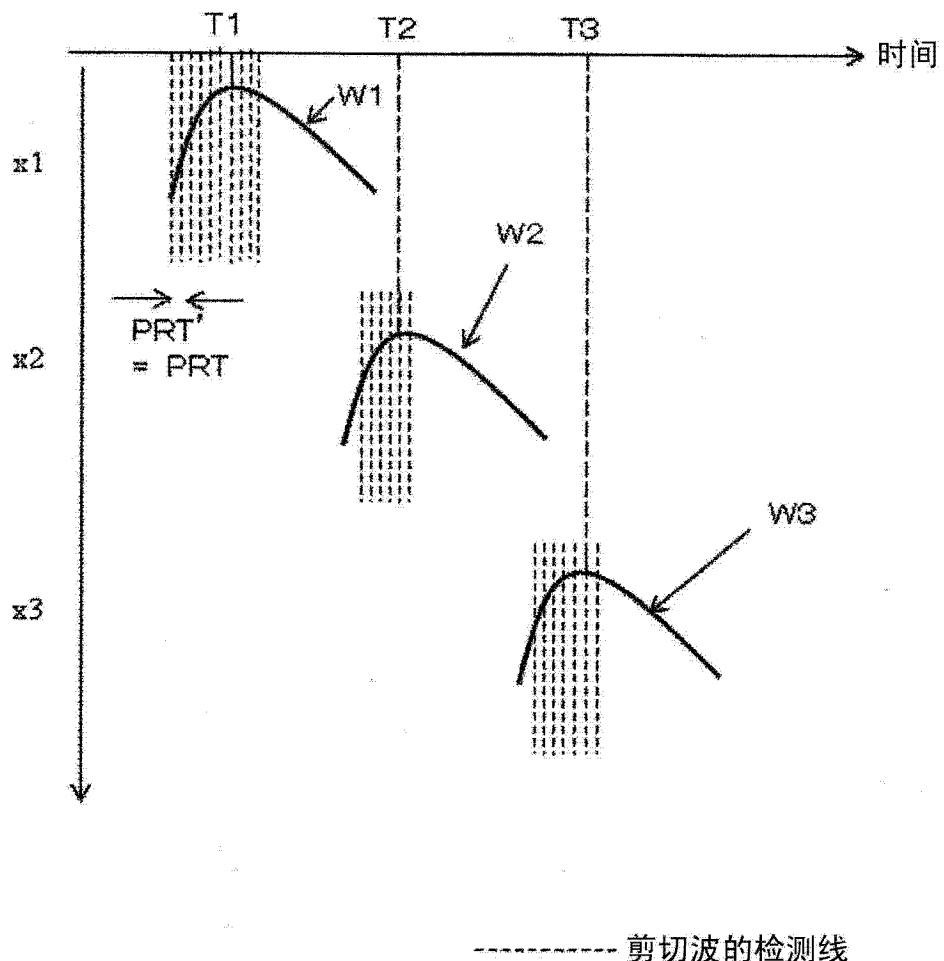


图 10

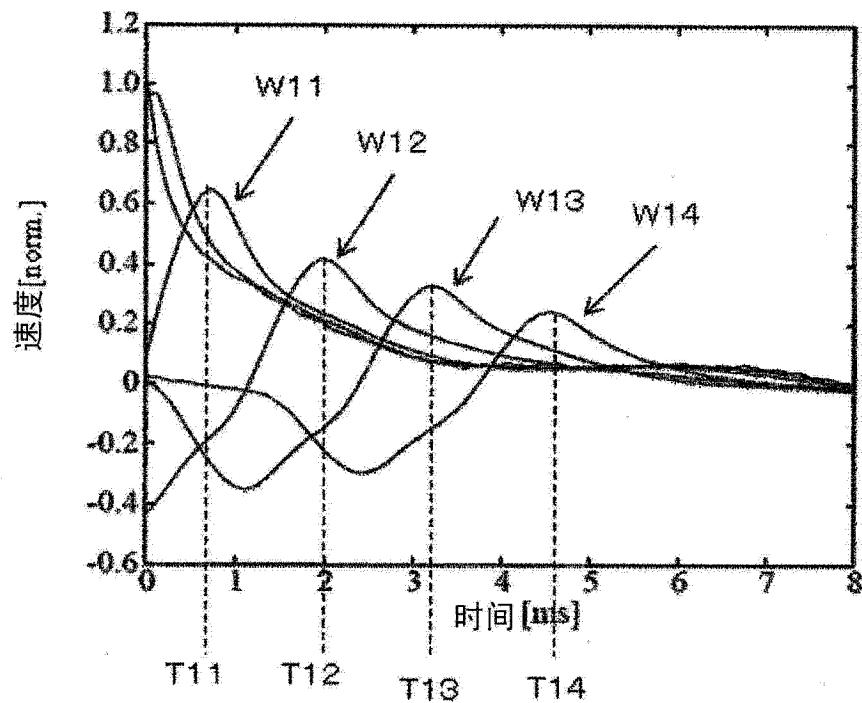


图 11A

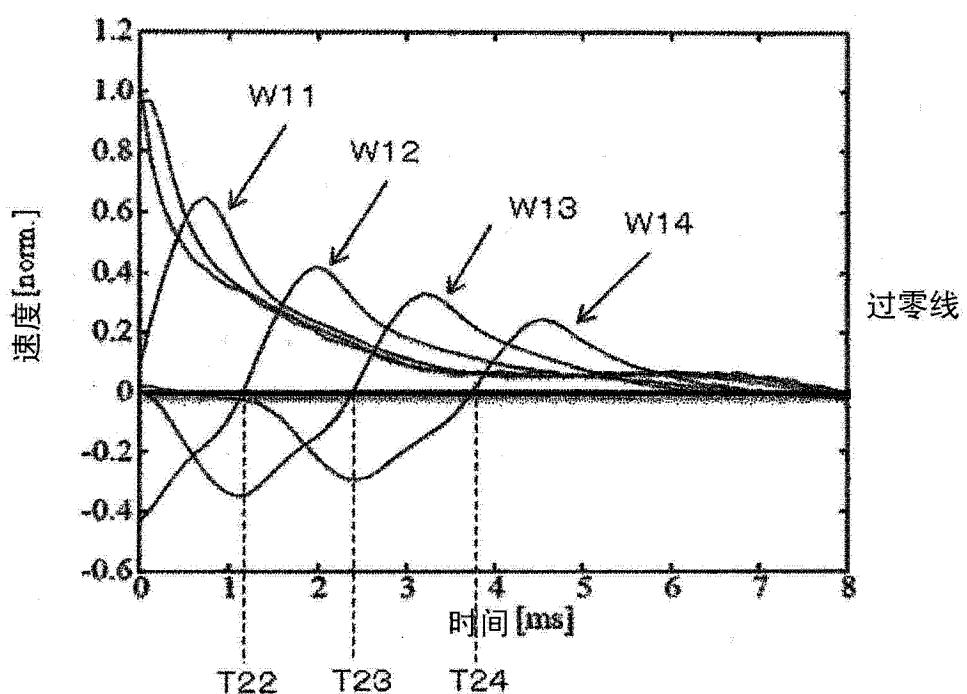


图 11B

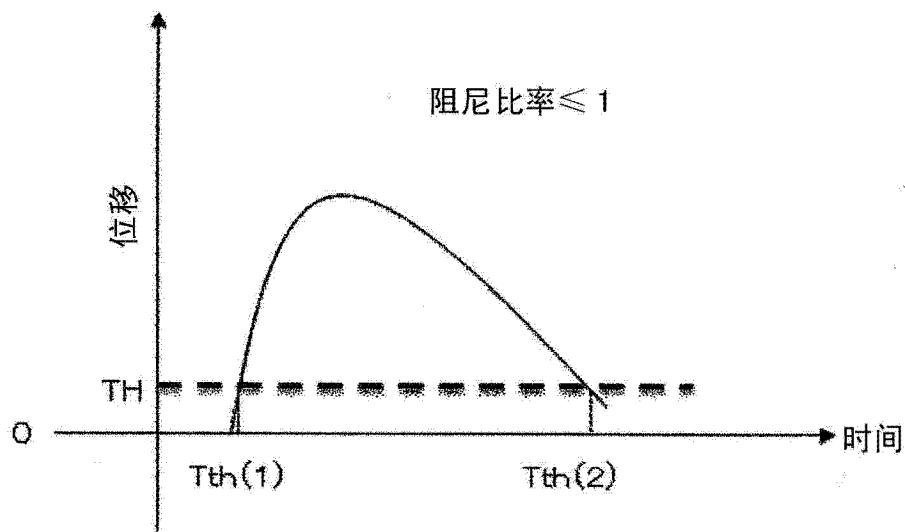


图 12A

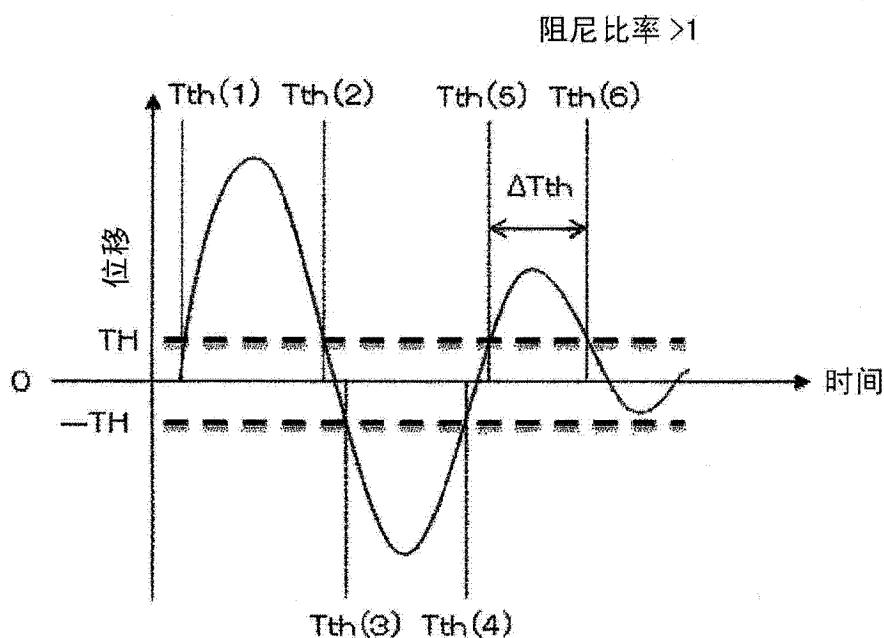


图 12B

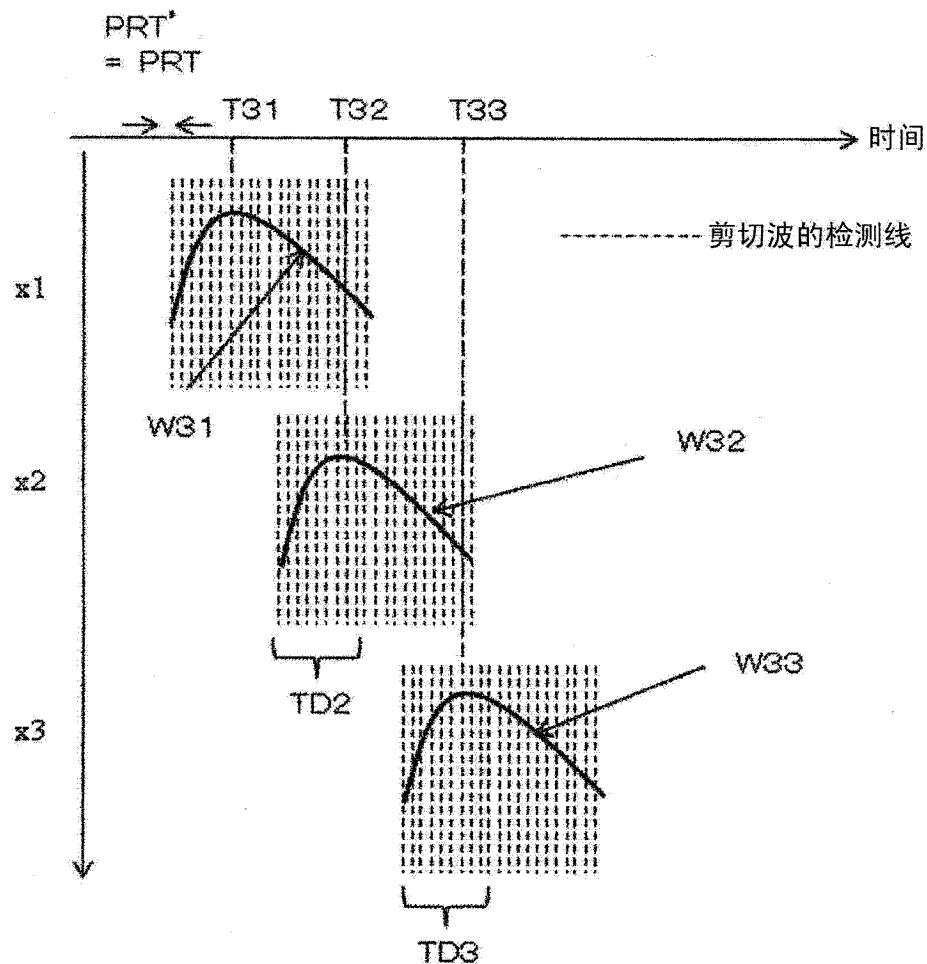


图 13

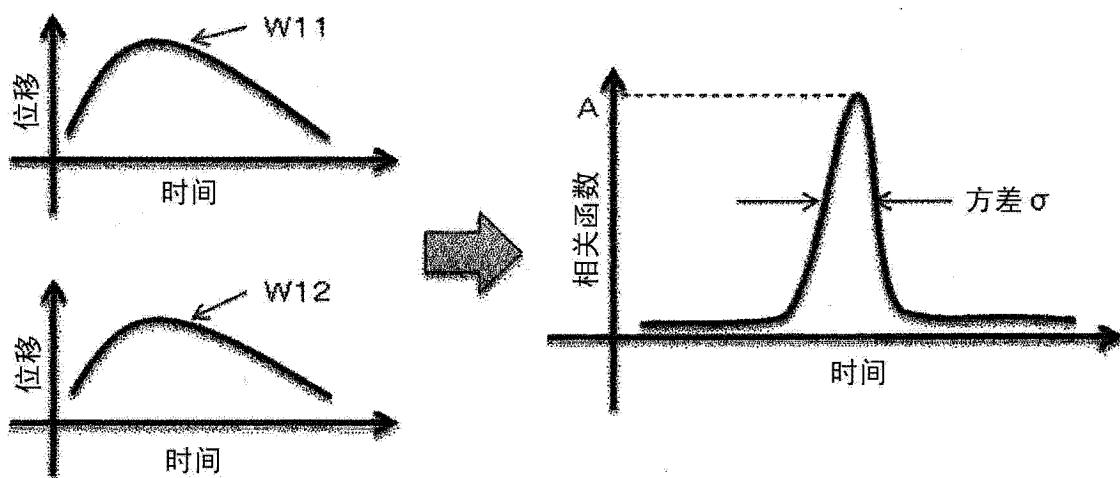


图 14A

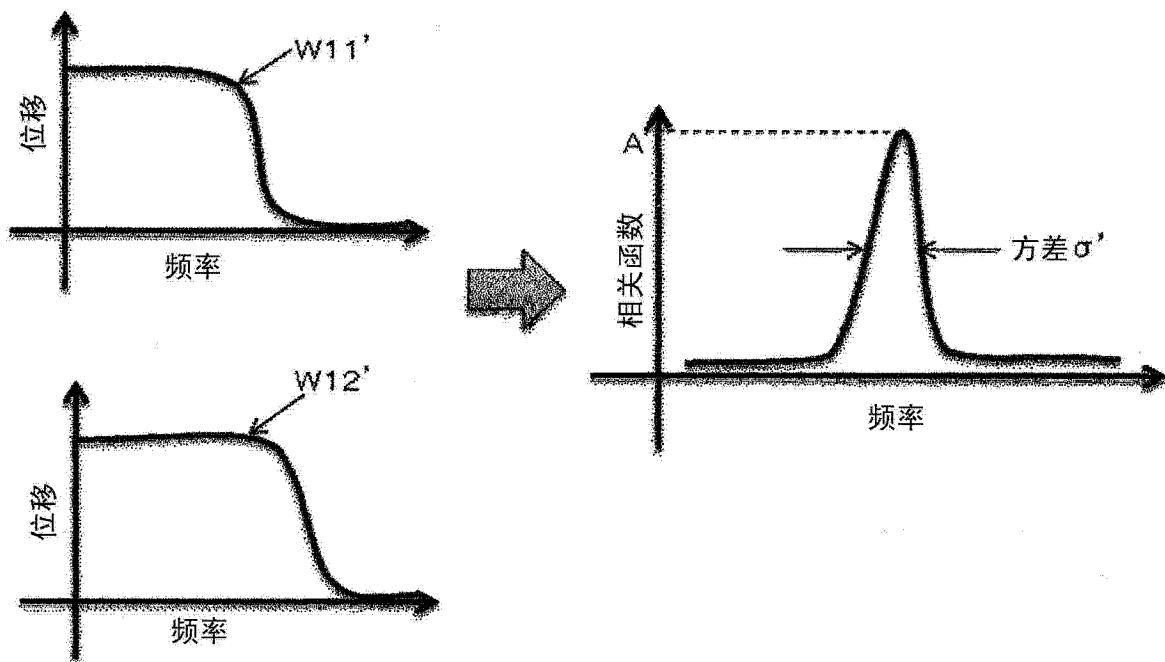


图 14B

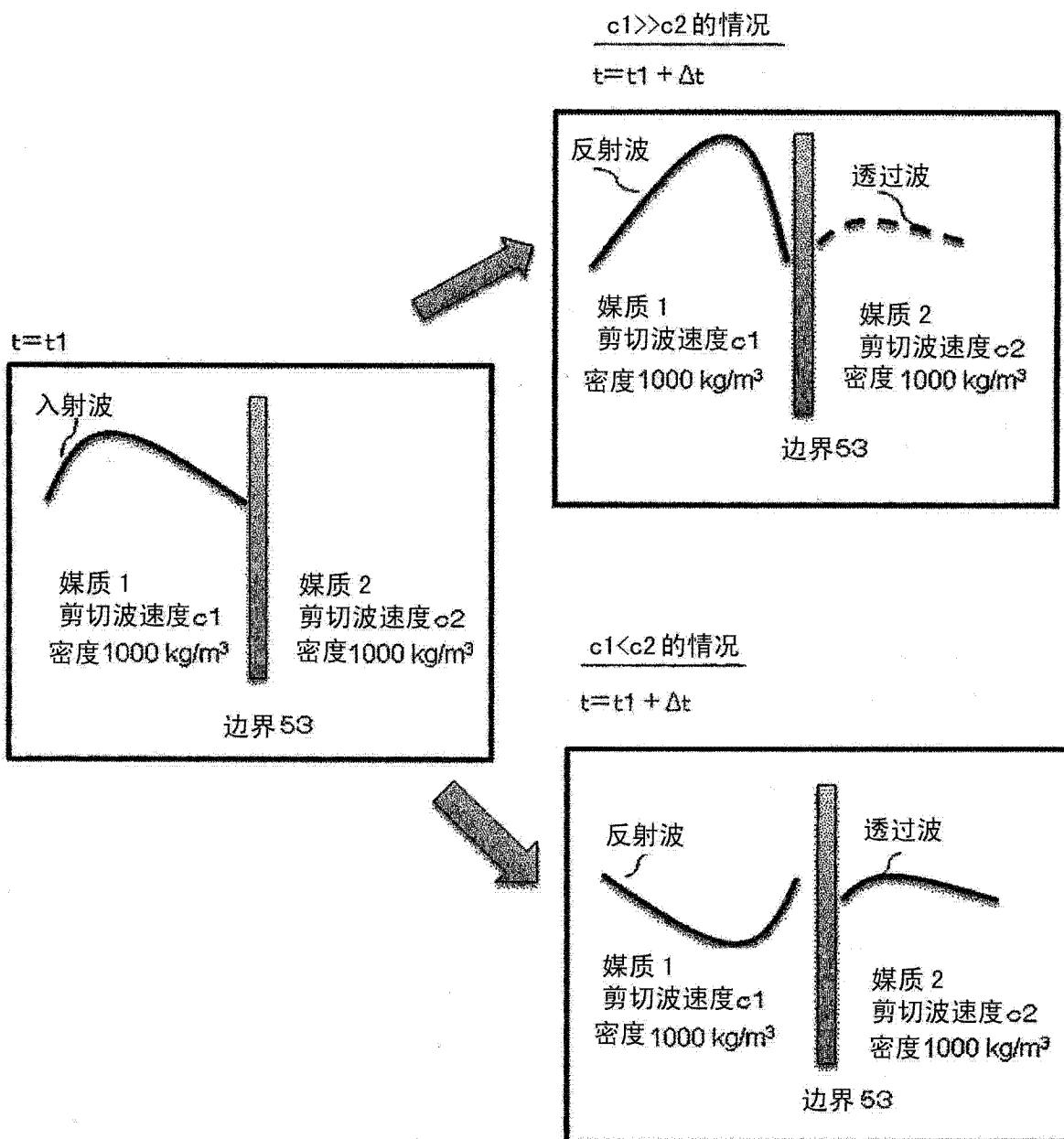


图 15

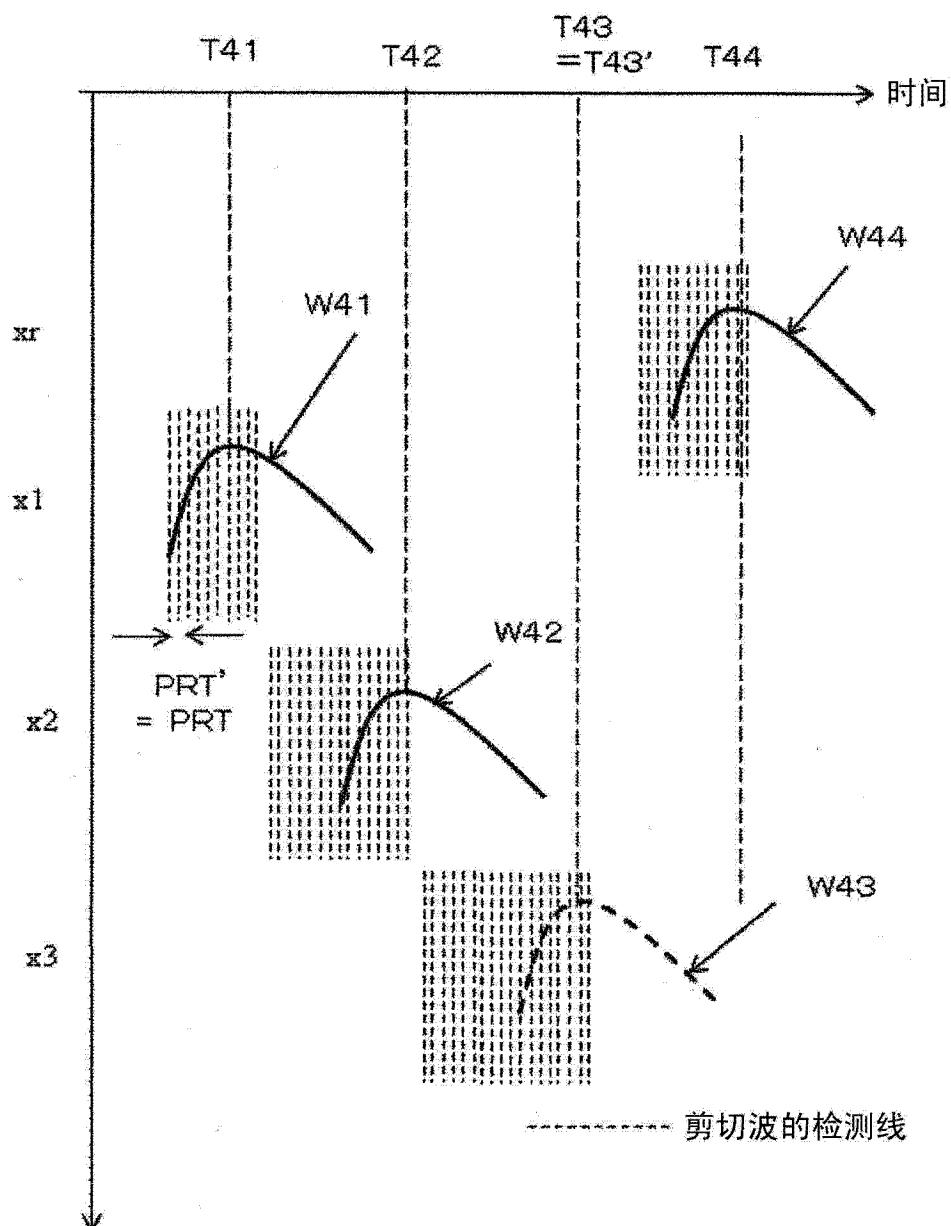


图 16

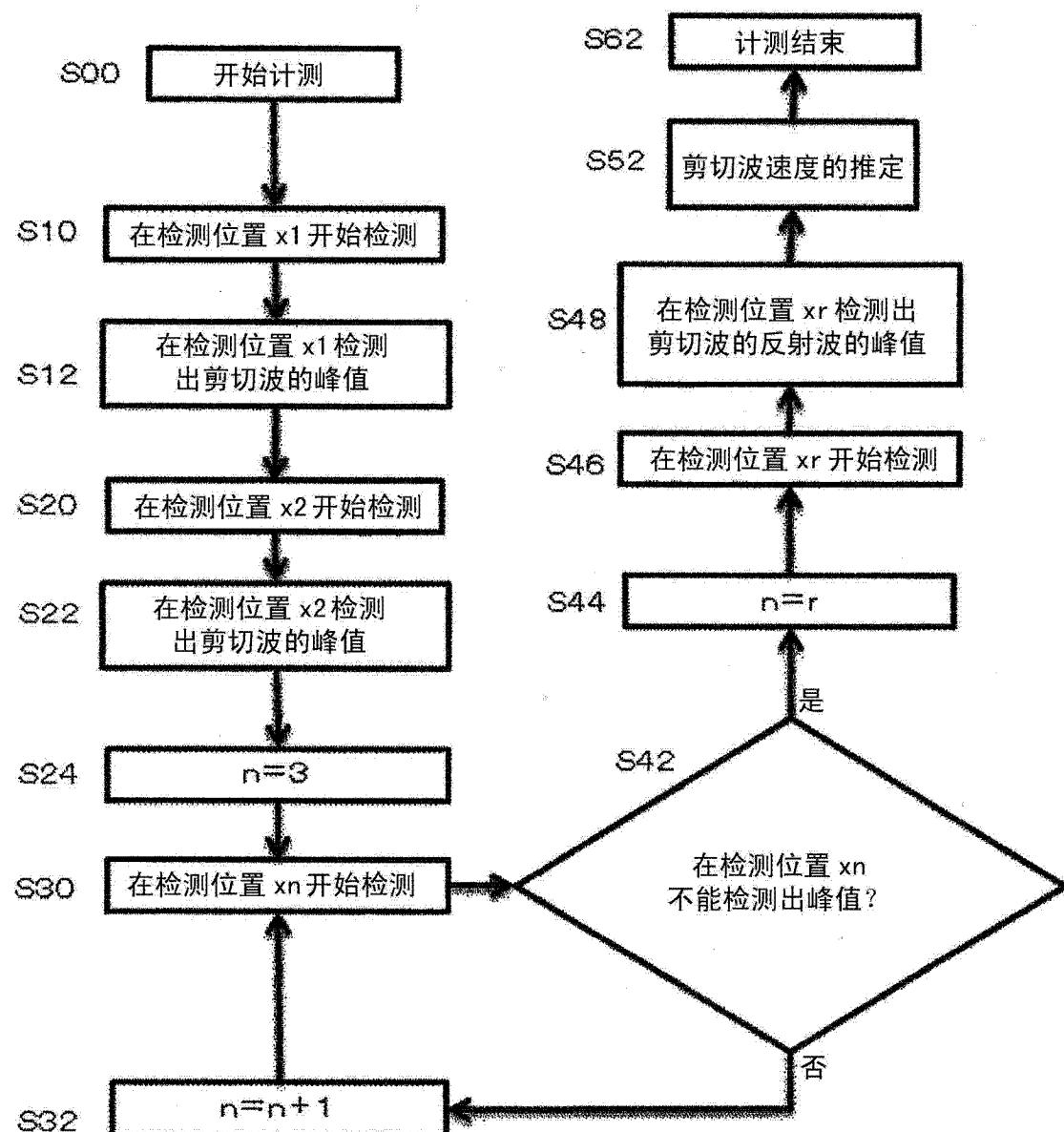


图 17

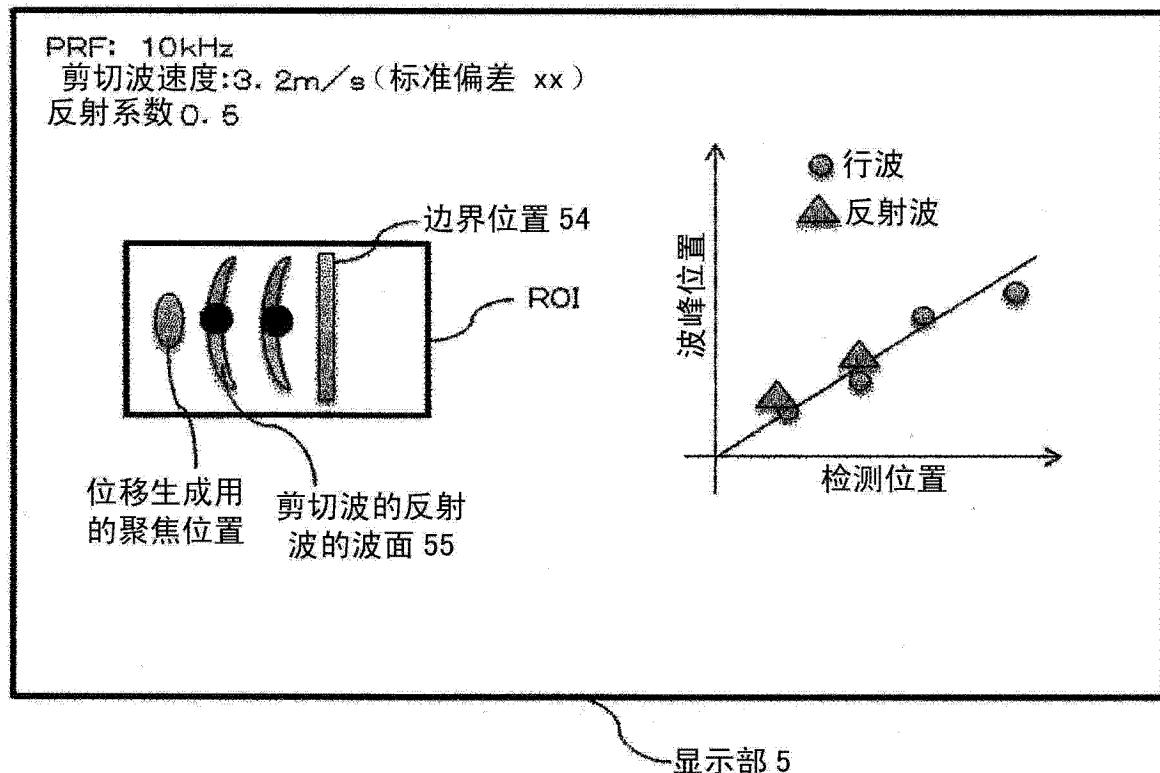


图 18

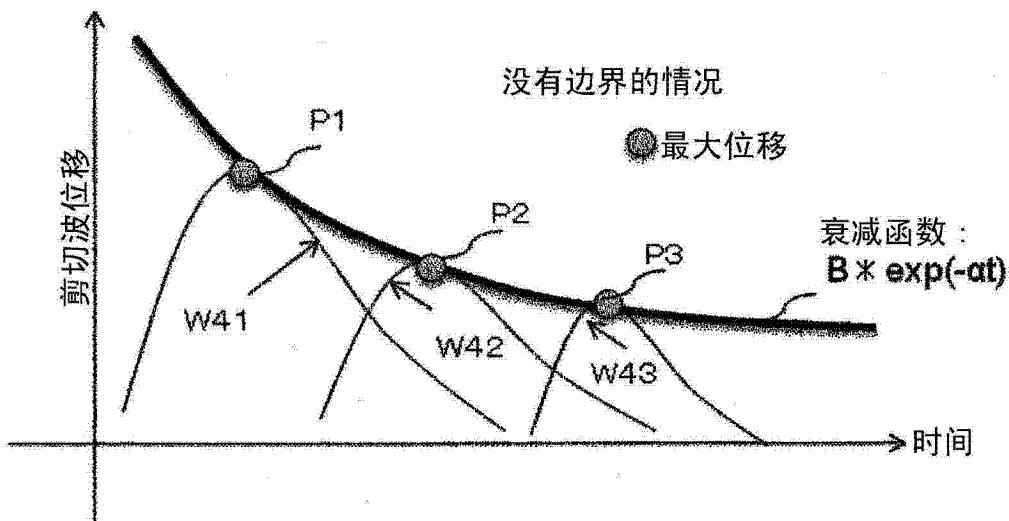


图 19A

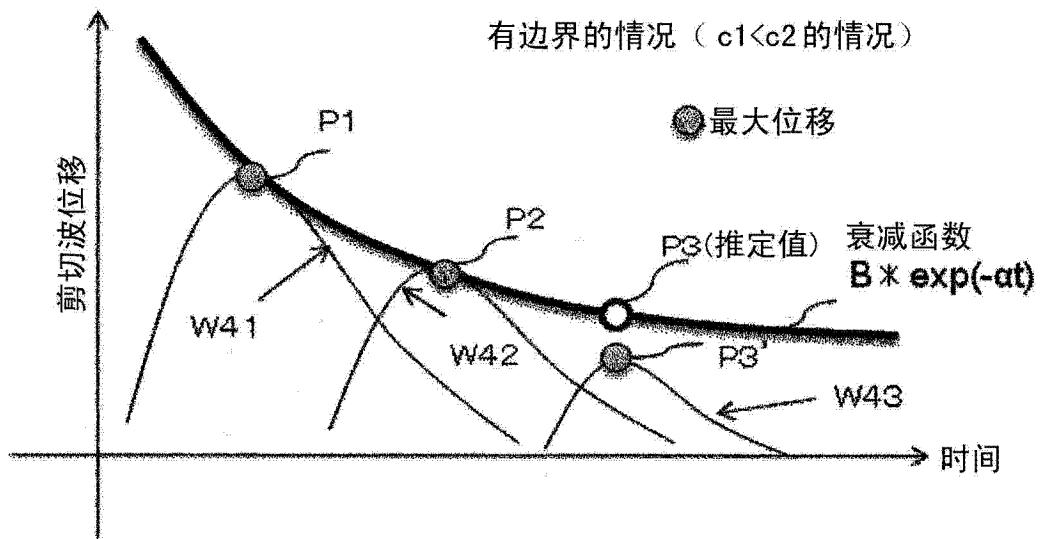


图 19B

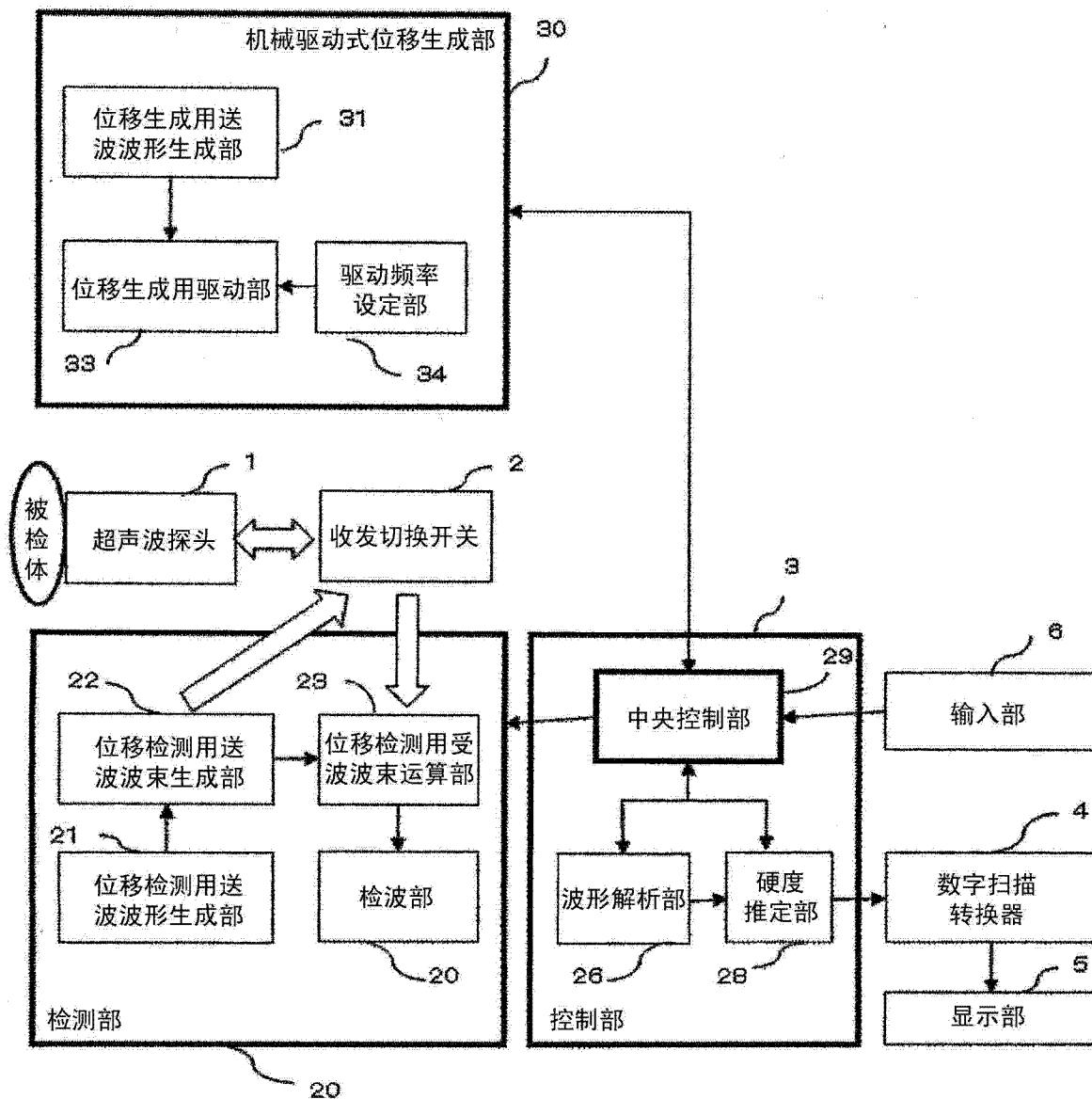


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置以及收发方法		
公开(公告)号	CN104302233A	公开(公告)日	2015-01-21
申请号	CN201480000976.7	申请日	2014-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	田原麻梨江 吉川秀树 浅见玲衣 桥场邦夫 鳟泽裕		
发明人	田原麻梨江 吉川秀树 浅见玲衣 桥场邦夫 鳟泽裕		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52042 A61B8/085 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/469		
代理人(译)	韩聪		
优先权	2013042991 2013-03-05 JP		
其他公开文献	CN104302233B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供能够以高时间分辨率且高空间分辨率进行被检体的硬度信息的计测的超声波诊断装置。具备超声波探头(1)以及使被检体的内部产生位移的位移生成部(10)，从超声波探头(1)向被检体的多个检测位置发送位移检测用超声波束，使用检测部(20)所检测出的反射信号，由控制部(3)检测基于多个检测位置的位移的剪切波速度并输出被检体的硬度信息。向多个检测位置中的一个发送位移检测用超声波束，控制部(3)的波形解析部(26)对通过位移而产生的剪切波进行解析，进行切换控制以向多个检测位置中的另一个发送位移检测用超声波束。由此，能够以高时间分辨率且高空间分辨率进行剪切波速度的计测，能够高精度地得到被检体的硬度信息。

