



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103237502 B

(45) 授权公告日 2015.08.05

(21) 申请号 201180058395.5

(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 2011.12.01

代理人 张宝荣

(30) 优先权数据

2010-273565 2010.12.08 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

审查员 薛艳华

2013.06.04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/077853 2011.12.01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/077579 JA 2012.06.14

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 田原麻梨江 东隆 吉川秀树

桥场邦夫

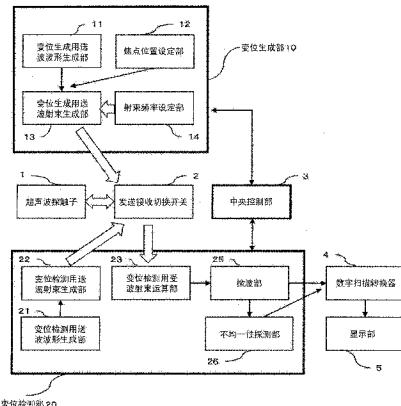
权利要求书2页 说明书16页 附图19页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置，当在生物体等测定对象物的视野内混有具备不同声速的多个组织时，高精度地测定弹性率、粘性等的硬度。作为检测对象物的组织内的声速的不均一性的手段，从变位生成部(10)的变位生成用射束生成部(13)将变位生成用送波射束施于超声波探触子(1)，向生物体组织内照射集束超声波，产生剪切波。从使用变位检测部(20)的变位检测用送波射束生成部(22)和变位检测用受波射束运算部(23)检测的、剪切波的多个位置的变位时间波形，得到例如积分值和最大振幅值等至少两个信息。由变位检测部(20)的不均一性探测部(26)，基于这两个信息，对与组织构造所引起的声速的不均一性有关的物理量进行检测，并显示在显示部(5)。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

向对象物内放射超声波集束射束并接收来自对象物内的回声信号的超声波探触子；

向所述对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部；以及

接收来自所述对象物的回声信号，在多个位置对通过所述超声波集束射束而产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部，

所述变位检测部具有基于检测的所述剪切波变位的时间波形，对所述对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部，

所述不均一性探测部从所述剪切波的变位的时间波形得到至少两个信息，从得到的所述两个信息计算所述时间波形的宽度，对所述不均一性进行评价。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述不均一性是所述对象物的构造所引起的剪切波的声速的不均一性。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述不均一性是频率分散性所引起的剪切波的声速的不均一性。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

从所述剪切波的变位的时间波形得到的所述两个信息是所述剪切波的变位的时间波形的积分值以及最大振幅值。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

从所述剪切波的变位的时间波形得到的所述两个信息是所述剪切波的变位的时间波形的半值宽度以及最大振幅值。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述不均一性探测部计算所述剪切波的峰值的数量，对所述不均一性进行评价。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述不均一性探测部在空间上对所述剪切波的变位进行微分运算。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述变位生成部具有设定所述超声波集束射束的集束点的焦点位置设定部。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述焦点位置设定部可在所述对象物内的不同位置设定所述超声波集束射束的集束点。

10. 一种通过超声波进行对象物的诊断的超声波诊断装置，其特征在于，

具备：

向所述对象物内放射超声波集束射束并接收来自所述对象物内的回声信号的超声波探触子；

向所述对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部；以及

接收来自所述对象物的回声信号，在多个位置上对通过所述超声波集束射束而产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部，

所述变位生成部具有生成所述超声波集束射束的变位生成用送波射束生成部以及设定所述超声波集束射束的频率的射束频率设定部，

所述变位检测部具有基于检测的所述剪切波变位，对所述对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部，

所述不均一性探测部从所述剪切波的变位的时间波形得到至少两个信息,从得到的所述两个信息计算所述时间波形的宽度,使用预先设定的阈值对所述不均一性进行评价。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述不均一性探测部所评价的所述不均一性是所述对象物的构造所引起的声速的不均一性或是频率分散性所引起的剪切波的声速的不均一性。

12. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述不均一性探测部在评价了所述对象物的构造所引起的声速的不均一性后,对频率分散性所引起的剪切波的声速的不均一性进行评价。

13. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述变位生成部还具有对所述变位生成用送波射束生成部生成的超声波集束射束的照射射束时间进行设定的射束时间设定部,

所述变位检测部还具有基于检测的剪切波变位的时间波形,算出所述对象物的硬度的波谱的硬度波谱计算部。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过超声波发送接收来检测与被检体内部的声速相关的不均一性的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 作为乳癌或肝硬化、血管障碍等的诊断方法,取代医生的触诊,有一种根据超声波回声信号诊断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对硬度的诊断中,操作者将探头压接且压迫到被检体表面,在生物体等的测定对象物的内部的组织产生变位(以下,将其称为现有方式)。从压迫引起的生物体组织的压缩前后的回声信号推测压缩方向的变位,求出变位的空间微分量即变形,并将其图像化。在该方法中,存在如下问题:作为拍摄对象只限于在容易从体表压迫的地方存在的脏器。例如,由于在体表与肝脏之间,作为夹层而存在滑动面,因此,产生足够的变位那样的压迫比较困难。

[0003] 因此,有一种使用超声波集束射束向被检体内部施加放射压,抑制夹层的影响,使对象组织变位,从而进行硬度诊断的技术。例如,有专利文献1中记载的ARFI(Acoustic Radiation Force Impulse) Imaging。在该技术中,将集束射束的前进方向上产生的组织的变位量图像化,或者根据伴随于在焦点的组织变位在与集束射束的前进方向垂直的方向上产生的剪切波(ずり波)的传播速度的推断,算出移位弹性率、杨氏模量这样的弹性率。若采用该技术,则除了减少上述的滑动面等夹层的影响的效果以外,由于通过超声波使组织变位,因此还可期待医技依存性少的诊断。

[0004] 如果在测定范围内的组织存在着与声速有关的不均一性,则测定的弹性率成为包括多个剪切波的传播速度的值。作为声速的不均一性的要因,有组织构造、频率分散性、振幅、粒子速度等。例如,关于频率分散性,有非专利文献1、非专利文献2。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:U S 2004068184

[0008] 非专利文献

[0009] 非专利文献1:Deffieux等, IEEE Trans Medical Imaging, Vol. 28, No. 3, 2009.

[0010] 非专利文献2:Chen等, IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Freq. Contr., Vol. 56, No. 1, 2009.

[0011] 目前,在剪切波速度的推断时,不考虑由组织构造引起的声速的不均一性。即,假定在测定范围内的组织中剪切波速度相同。因此,当在测定视野内混有具备不同的声速的组织的情况下,变成对被平均化的剪切波的传播速度以及弹性率进行测定。若能够将由组织构造引起的声速的不均一性图像化并诊断,将可成为对正常组织与恶性组织的差别进行识别的一种方法。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于，提供一种能够通过超声波发送接收而对与测定对象物内部的声速有关的不均一性进行检测的超声波诊断装置。

[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，其具备：

[0014] 对来自对象物内的回声信号进行发送接收的超声波探触子；

[0015] 向对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部；以及

[0016] 接收来自对象物的回声信号，在多个位置对通过超声波集束射束而产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部，

[0017] 变位检测部具有基于检测的剪切波变位的时间波形，对对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部。

[0018] 另外，为了达成上述目的，在本发明中，提供一种通过超声波进行对象物的诊断的超声波诊断装置，其具备：

[0019] 对来自对象物内的回声信号进行发送接收的超声波探触子；

[0020] 向对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部；以及

[0021] 接收来自对象物的回声信号，在多个位置上对通过超声波集束射束而产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部，

[0022] 变位生成部具有生成超声波集束射束的变位生成用送波射束生成部以及设定超声波集束射束的频率的射束频率设定部，

[0023] 变位检测部具有基于检测的剪切波变位，对对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部。

[0024] 即，为了达成上述目的，在本发明的优选方式中，作为检测组织内的声速的不均一性的手段，向生物体组织内照射集束超声波，产生剪切波，对于产生的剪切波的多个位置的变位时间波形，从各自的波形得到至少两个信息，测定与组织构造所引起的声速的不均一性有关的物理量，并加以显示。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明，从由超声波集束射束产生的剪切波的波形形状，将与组织构造所引起的声速有关的不均一性图像化，由此可以诊断在测定对象内是否有声速不均一的部位。

[0027] 另外，除了与组织构造所引起的声速有关的不均一性以外，可将频率分散性、振幅成为原因的声速的不均一性图像化并诊断。进而，通过瞬态快速扫描法的适用，能够实现更高精度的不均一性的评价。

[0028] 进而，从不均一性的程度识别正常组织和恶性组织而可期待向诊断方法的应用。

附图说明

[0029] 图 1 是实施例 1 ~ 4 的超声波诊断装置的系统构成图。

[0030] 图 2 是表示实施例 1 的基于超声波探触子的测定图的图。

[0031] 图 3 是说明实施例 1 的超声波的射束生成的图。

[0032] 图 4 是表示实施例 1 的超声波射束发送接收的顺序的图。

[0033] 图 5A 是说明实施例 1 的声速均一的组织的情况下剪切波变位的图。

[0034] 图 5B 是说明实施例 1 的声速均一的组织的情况下剪切波变位的时间波形的图。

[0035] 图 6 是说明实施例 1 的声速不均一的组织的情况下剪切波变位的时间波形的

图。

- [0036] 图 7 是表示实施例 1 的不均一性测定时的流程的图。
- [0037] 图 8 是说明实施例 1 的决定 ROI 的大小的参数的图。
- [0038] 图 9 是说明实施例 1 的不均一性的显示画面的例子的图。
- [0039] 图 10A 是说明实施例 2 的不均一性的计算方法的一例的图。
- [0040] 图 10B 是说明实施例 2 的不均一性的计算方法的其他例子的图。
- [0041] 图 11 是表示实施例 3 的不均一性测定时的流程的图。
- [0042] 图 12 是说明实施例 3 的声速不均一的组织的情况下剪切波变位的时间波形的图。
- [0043] 图 13 是表示实施例 4 的剪切波速度与频率之间的关系的图。
- [0044] 图 14 是实施例 5 的超声波诊断装置的系统构成图。
- [0045] 图 15 是实施例 5 的超声波探触子的测定图。
- [0046] 图 16 是表示实施例 5 的超声波诊断装置的处理顺序的图。
- [0047] 图 17A 是表示实施例 5 的声速均一的组织的情况下剪切波变位的波谱分布的图。
- [0048] 图 17B 是表示实施例 5 的声速不均一的组织的情况下剪切波变位的波谱分布的图。
- [0049] 图 18 是表示实施例 5 的利用瞬态快速扫描法（瞬态快速扫描法）的不均一性测定时的流程的图。
- [0050] 图 19 是说明实施例 5 的变位与剪切波传播的方向的图。
- [0051] 图 20 是说明实施例 5 的不均一性的显示画面的例子的图。

具体实施方式

- [0052] 以下，结合附图说明本发明的实施例。图 1 表示实施例 1～4 的装置整体构成。
- [0053] 在该图中，包括：朝向未图示的被检体进行超声波射束的发送接收的超声波探触子 1；在被检体内产生变位的变位生成部 10；对在被检体内产生的变位进行检测的变位检测部 20；以及用于对变位生成部 10 和变位检测部 20 进行控制的中央控制部 3。超声波探触子 1 通过作为发送接收切换部起作用的发送接收切换开关 2 与变位生成用送波射束生成部 13、变位检测用送波射束生成部 22、以及变位检测用受波射束运算部 23 连接。射束频率设定部 14 设定来自变位生成用送波射束生成部 13 的超声波集束射束的频率。需要说明的是，虽然省略图示，但中央控制部 3 还直接或者间接对作为发送接收切换部起作用的发送接收切换开关 2 进行控制。

- [0054] 首先，对变位生成部 10 进行说明。变位生成用送波射束生成部 13 由中央控制部 3 控制，以使用在变位生成用送波波形生成部 11 生成的波形，对超声波探触子 1 的每个元件的送波信号提供延迟时间、权重，使超声波射束集束向由焦点位置设定部 12 设定的位置。来自变位生成用送波射束生成部 13 的电信号在超声波探触子 1 被转换为超声波信号，朝向未图示的被检体，照射变位生成用超声波射束。变位生成用超声波射束的照射开始时间与结束时间是通过射束频率设定部 14 设定的。在此，所谓射束频率，表示变位生成用超声波射束的照射的反复频率。

[0055] 接着,对变位检测部 20 进行说明。在变位生成用超声波射束的照射后,照射用于检测被检体内组织的变位的变位检测用超声波射束。与变位生成用的超声波射束同样,变位检测用送波射束生成部 22 由中央控制部 3 控制,以使用在变位检测用送波波形生成部 21 生成的波形,对超声波探触子 1 的每个元件的送波信号提供延迟时间、权重,使变位检测用超声波射束集束向希望的位置。在被检体内反射而回到探触子的回声信号在超声波探触子 1 中被转换为电信号,并被送到变位检测用受波射束运算部 23。变位检测用受波射束运算部 23 的输出在检波部 25 中,在包线检波、 10^{-6} 压缩、带通滤波器、增益控制等的信号处理后,由不均一性探测部 26 计算与不均一性有关的值。检波部 25 以及不均一性探测部 26 的输出在扫描转换器 4 中被转换为图像信号,并在显示部 5 中,作为表示硬度的数值、图像显示出来。

[0056] 需要说明的是,该图所示的框图的一部分即中央控制部 3、不均一性探测部 26 等可以通过作为处理部起作用的中央处理部 (Central Processing Unit :CPU) 中的程序执行而实现。

[0057] 【实施例 1】

[0058] 在本实施例中,如图 2 所示,对使线性排列型的超声波探触子 1 接触于被检体的体表面,向体内的目的断层面使变位生成用超声波射束集束的情况进行说明。在此,说明在希望的断层面上,变位生成用超声波射束 (= 变位生成用送波射束) 的传播方向为相对于体表垂直的方向的情况。

[0059] 如图 3 的上段、下段所示,超声波的射束生成通过如下这样实现:求出各焦点与超声波探触子 1 的各元件 100 的位置之间的距离,用在元件间的距离差除以对象物的声速,由此算出延迟时间,将该延迟时间提供给每一元件,进行送波,由此实现超声波的射束生成。当向焦点照射变位生成用超声波射束时,与伴随于传播的超声波的吸收、散射相应地产生放射压。通常,在焦点处放射压最大,在焦点区域的生物体组织产生变位。另外,若停止变位生成用超声波射束的照射,则变位量被缓和。在图 2 中,如示意性所示,通过该放射压的生成,以集束点为起点在与被检体表面水平方向上产生剪切波。

[0060] 下面,使用图 4,对超声波探触子 1 的超声波射束的送受波方法进行说明。图 4 表示变位生成用送波射束、变位检测用送波射束、变位检测用接收射束的照射顺序。按照变位检测用送波射束、变位检测用接收射束的顺序照射,得到在检测剪切波的变位的运算中使用的参照信号。ON/OFF 例如由电压的振幅值控制,设 ON 为 1,设 OFF 为 0。今后,在没有特别指示的情况下,意味着 ON 为 1,OFF 为 0。在送波射束为 ON 时,将其照射。需要说明的是,所谓使受波射束为 ON,是指在送受波切换开关 2 中,切断变位检测用送波射束生成部 22 与超声波探触子 1 的连接,进行变位检测用受波射束运算部 23 与超声波探触子 1 的连接,进行受波信号的取得、射束生成用的整相加法运算。

[0061] 最初,变位检测用送波射束与变位检测用受波射束顺次变为 ON,从超声波探触子 1 得到参照信号。在得到参照信号后,向焦点 F 照射变位生成用送波射束,产生剪切波。此时,通过射束频率设定部 14 设定变位生成用送波射束的照射的 PRFp (反复发送的脉冲的频率),以频率 PRFp 照射多次。在本技术中,其特征是,不是变位生成用送波射束的载波信号的频率,而是控制 ON 与 OFF 的频率 PRFp,对不均一性进行测定。通过提高载波的频率,由此,射束的宽度窄,能够以高的空间分辨率进行拍摄。在图 4 中,作为例子而将变位生成用

送波射束的照射次数设为三次,但次数不限于此。照射次数越多,PRF_p 的带宽越窄,相对于变位生成用送波射束的频率的分辨率越高。另一方面,照射次数一次的情况也多,以下图5、图6以照射次数一次的情况为例表示变位的时间变化。这基于以下的理由。在通常的送波条件下,方位方向的射束宽度为1mm左右,与在剪切波的声速为1m/s时,在PRF_p为1kHz时,用于生成剪切波的放射压所生成的宽度(方位方向的射束宽度)波长相等。即,为了增大变位,希望PRF_p在1kHz以下。但是,如果PRF_p在1kHz以下即变得比1ms长,则温度上升的风险增大。放射压与压力的二次幂成正比,温度上升与压力的二次幂和照射时间的乘积成正比,因此,放射压与温度上升之比与照射时间成反比。因此,过长的照射时间并不适于兼顾安全性和得到大的变位量。如果考虑这些,则照射次数希望是一次。在变位生成用射束的照射后,为了对剪切波的变位进行检测,顺次使变位检测用送波射束与变位检测用受波射束为ON。

[0062] 在图1的检波部25中,紧凑带通滤波器等的通常的信号处理运算,从由变位检测用送受波射束得到的信号,提取与PRF_p相当的信号。还可以省略基于带通滤波器等的处理。剪切波的变位是使用先得到的参照信号、以及在变位生成用送波射束照射后由变位检测用送受波射束得到的信号而算出的。在变位的算出中,采用周知技术即相关运算、相位差检波等,变位检测的运算由不均一性探测部26进行。以反复频率PRF_d使变位检测用送受波射束反复ON,对剪切波变位(数μm~数十μm)的时间波形进行检测。PRF_d被设定成:对于预想的剪切波的频率满足尼奎斯特定理。例如,在检测变位的光栅与剪切波的变位的方向相同的情况下,设PRF_d为剪切波的频率的2倍以上。

[0063] PRF_d由变位检测用送波波形生成部21设定。

[0064] 图5A~图6表示变位检测位置处的剪切波变位(=剪切波的振幅值)的时间变化。变位检测位置例如图5A那样,为沿着剪切波的传播方向,且等间隔排列的多个位置x₁、x₂、x₃。在此,设焦点的位置为x=0,为x₁<x₂<x₃。

[0065] 首先,使用图5A、图5B,对剪切波的传播路径上的组织具有由组织构造引起的声音均一的构造的情况进行说明(参照Tabaru等, Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics, Vol. 30, 2009, pp. 525~526)。在此,所谓声速,是指剪切波的传播速度。在焦点F产生的剪切波,由于一边传播一边按照位置x₁、x₂、x₃的顺序到达,因此,在各位置x观测的变位的时间波形成为峰值的时间t₁、t₂、t₃是t₁<t₂<t₃。如图5B所示,对于剪切波的声速(=传播速度)c,可从以位置x(n)为纵轴、以成为峰值的时间t(n)为横轴时的倾斜,由后面详述的不均一性探测部26推断。其中,n是正的整数,在图5A、图5B中,n=1、2、3。而且,使用推断的剪切波的传播速度,计算杨氏模量、剪切波弹性率等的弹性率。例如,从剪切波的声速c、组织密度ρ,移位弹性率(=ρc²),或假定移位泊松比为0.5,可计算杨氏模量(=E:3ρc²)等弹性率。

[0066] 下面,使用图6,对在剪切波的传播路径上混有两个具有不同的声速的组织的情况进行说明。此时,设在0<x<x₁之间混有剪切波的声速c₁、c₂(c₁>c₂)的组织。此时,对于从焦点F到产生的剪切波到达变位检测位置x₁为止的时刻t_{1_1},通过具有声速c₁的组织的时刻比通过具有声速c₂的组织的时刻t_{1_2}早。因此,在位置x₁的剪切波变位的时间波形上出现两个峰值。对于位置x₂、x₃也同样,时间波形具有两个峰值。

[0067] 在此,检测位置的数量为三个,但检测位置的数量不限于此。位置x的间隔Δx为

相对于剪切波的波长 λ 而言足够小的间隔、例如 $1/10 \lambda$ 。但是,波长通过 c/PRF_p 计算。希望的是在计算波长时采用的剪切波的声速 c 使用如下两者中的较小者的值:其一是在测定不均一性的对象部位中设想的最小的速度,其二是由必要的剪切波速度分辨率决定的剪切波速度的差 ($\Delta c = c_1 - c_2$)。

[0068] 如图 6 所示,与由组织构造引起的关于声速均一的组织的情况相比,在由组织构造引起的声速不均一的组织中,剪切波变位的时间波形成为多个剪切波变位的波形在时间方向上转变而合起来的波形,因此,波形的宽度变宽。因此,图 6 的位置 x_1 处的宽度 d_2 是比图 5A 的位置 x_1 处的宽度 d_1 大的值。所述 d_1 和 d_2 例如定义为半值宽度、 -6dB 宽度。

[0069] 在本实施例中,在图 1 的不均一性探测部 26 中,从多个剪切波变位的时间波形得到至少两个信息,进行由构造引起的声速的不均一性的评价。作为不均一性的评价方法,例如,计算上述的剪切波变位的时间波形的宽度的扩展程度。该时间波形的宽度例如定义为:从剪切波变位的时间波形,作为两个信息量求出积分值和最大振幅值,积分值除以最大值而得到的值。

[0070] 通过半值宽度,从多个剪切波变位的时间波形求出至少两个信息、即积分值和最大振幅值,使用将该积分值除以最大振幅值而得到的值来作为时间波形的宽度更好,其基于以下的理由。半值宽度是一种在波形中找出取最大振幅的一半的值的 2 点,以这两个点与点的距离(这次的情况下由于横轴为时间,因此为两个时刻间的时间差)作为宽度的计算方法。因此,在具有图 6 所示那样的两个峰值那样的波形的情况下,在两个峰值间的凹陷低于最大振幅的一半时,取最大振幅的一半的值的点将出现四个以上。如果两个峰值大致相等时,即便得到四个以上的取半值的点,若取其中时刻最早者和滞后者之差,则也可以得到半值宽度,但实际上,两个峰值的振幅不一定必然相等,因此,伴随于传播,半值宽度变成仅剪切波的速度快的分量或者慢的分量的单侧的半值宽度,或含有两方的峰值的半值宽度,因此,有可能定量求出的半值宽度不一定定性地追踪相同现象。另外,在图 6 的波形例中,噪音没有进入,但如果在噪音进入的状态下探寻最大振幅,则由于噪音的大小,在最大振幅的值的估计中含有误差,在半值的推断中也含有误差。其结果是,在信号对杂音比差的情况下,并不一定优选以半值宽度来推断射束宽度。到此为止以半值宽度为例进行了说明,但对于最大变位,即便在时间波形上探寻取一定变位的场所的操作,例如即便以 -20dB 宽度、 -40dB 宽度等推断时间波形的宽度,在原理上,也无法克服上述两个问题。

[0071] 因此,在本实施例中,将积分值除以最大振幅而得到的值用作表示时间波形的宽度的指标。首先,若是积分值,则时间波形即便分裂为多个峰值,其影响也少。另外,积分操作由于功能与抑制高频分量的低通滤波器相同,因此难以受到噪音的影响。

[0072] 图 6 的不均一存在生物体中的因场所的不同而声速不同的效果与后面实施例所说明的剪切波声速的频率分散的效果混合的情况。为了使照射次数为一次,且制作具有尽量单一频率分量的剪切波,最好使变位生成用送波射束的振幅成为汉宁 (Hanning) 波形等那样上升和下降平滑的形状。在图 4 的例中,是矩形波的例子,但矩形波除了 PRF_p 以外,还含有很多 3PRF_p 、 5PRF_p 等 PRF_p 的奇数倍的分量。为了抑制这些分量,使用汉宁波形的方法是有效的,这是周知的。

[0073] 下面,使用图 7 的流程图,对在本实施例的不均一性探测部 26 中,对构造引起的声速的不均一性进行测定评价的处理流程进行说明。如上所述,不均一性探测部 26 的处理流

程可通过 CPU 的程序处理实现。首先,在步骤 S00 开始诊断。接着,在步骤 S02,现实断层像。显示的断层像,例如为 B 模式像、或变形量等与硬度有关的图像。在步骤 S04 中,设定测定不均一性的范围 (ROI :Region of Interest)。

[0074] 在测定的 ROI 中,剪切波传播方向的宽度(此时,方位方向的宽度)由剪切波的有效传播距离决定。另外,与测定的 ROI 的剪切波传播方向垂直的宽度(此时,深度方向的宽度)由变位生成用送波射束的传播的方向、例如图 2 中体内的深度方向的声源的宽度决定。剪切波由于一边衰减一边传播,所以当超过某一传播距离时,超过超声波诊断装置的变位检测限界值。将成为变位检测限界的距离称为有效传播距离。但是,变位检测限界值由超声波诊断装置的动态范围、变位检测用超声波射束的频率等参数决定。剪切波的有效传播距离可由:变位生成用送波射束的音响强度、变位生成用送波射束的 F 值(=焦点距离 / 开口径)、变位生成用送波射束的频率、变位生成用送波射束传播的方向的声源的宽度、变位生成用送波射束的照射时间、剪切波的最大变位量等参数决定。

[0075] 例如,图 8 是表示在频率 2MHz、照射时间 1ms、瞬时音响强度 1kW/cm^2 的情况下的,有效传播距离、最大变位量、F 值、以及与声源的宽度的关系。这些参数在作为测定对象的每个组织通过实验或计算而预先予以决定,且存储于未图示的存储介质等中。通过测定的部位、变位生成用送波射束的照射参数等,由中央控制部 3 从存储介质决定最佳的 ROI 的大小。

[0076] 或者,ROI 的剪切波传播方向为预先通过实验或计算而予以决定的值,例如为比 30λ (λ 为剪切波的波长) 小的值。

[0077] 对于 ROI 的位置,可以由操作者观察在步骤 S02 的步骤中在显示部 5 显示的断层像,并通过未图示的键盘、跟踪球、鼠标等输入设备由操作者决定,或者也可以由中央控制部 3 从未图示的存储装置(存储器)等,读出与肝脏、乳腺等测定部位相应的位置而决定。在操作者手动设定的情况下,可以避开血管等来决定 ROI。接着,在步骤 S06 中,测定剪切波的变位,接着,在步骤 S08 计算构造所引起的声速的不均一性。在步骤 S10,将测定的表示不均一性的值、例如上述的时间波形的宽度与断层像一起显示于显示部 5 的画面。断层像与在步骤 S02 中显示的断层像相同、或者为在不均一性评价刚刚之前或之后不久的时刻拍摄的断层像。

[0078] 图 9 表示不均一性、即时间波形的宽度的基于显示部 5 的显示例。显示不均一性的值(=时间波形的宽度)的位置例如在 ROI 的附近,或者如图 9 的上段所示,为显示部 5 的画面上的断层像的横向。时间波形的宽度例如作为在 ROI 内的各位置 $x(n)$ 计算的时间波形的宽度的平均值显示。此时,还可以将标准偏差等与时间波形的宽度的平均值一起显示,作为操作者确认测定精度的指标。

[0079] 在另外的显示方法中,时间波形的宽度以颜色显示在 ROI 内。此时,如图 9 的中段所示,与时间波形的宽度对应的彩条在相同画面内显示,操作者可以视觉上判断测定部位的不均一程度。彩条预先将对应于测定部位的缩放值(scaling 值)从未图示的存储装置等经中央控制部 3 读出,从而被缩放(scaling)。另外,对于各位置 $x(n)$ 处的时间波形的宽度 D,计算与剪切波的传播 x 有关的空间微分、即 dD/dx ,还可将空间的时间波形的宽度的信息映射(mapping)到 ROI 内。在此时的画面上,例如图 9 下段所示,在 ROI 内显示表示时间波形的宽度的空间微分的颜色映射以及与时间波形的宽度的空间微分对应的彩条。通过显

示空间微分值,能够诊断空间分辨率更高的不均一性。

[0080] 在图7的步骤S12中,在经未图示的输入设备输入结束的信号时,在步骤S14结束不均一性的测定。另外,在步骤S04设定的ROI内想要再度测定的情况下,或在另外的位置设定ROI而想要测定的情况下,回到步骤S04或步骤S06,继续评价不均一性。在测定两个以上的多个位置的情况下,也可以对应于测定彩条缩放的多个不均一性的值而变更。在通过相同的ROI测定的情况下,在步骤S10中,例如图9上段显示的时间波形的宽度为每个测定的结果、以及各测定的平均值等。另外,在多个位置设定ROI的情况下,在图9上段中,还可以如ROI1、ROI2那样标注编号,在断层像内可使ROI的位置信息与得到的时间波形的宽度的结果对应。在图9中段、图9下段所示的例子中,在断层像内显示多个ROI与时间波形的宽度的结果。

[0081] 在进行多次测定时,由于探头的移动或被检体的体动,在前后的不均一性测定时,存在着拍摄的部位错开,伴随于此ROI的位置信息也在空间上错开的可能性。在进行多次测定时,ROI的位置信息例如通过使用Motion Correction(体动修正)法(参照H.Yoshikawa, et. al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 45, No. 5B, p. 4754, 2006),还可以对ROI的位置信息随时进行修正。

[0082] 在以上说明的时间波形的宽度等不均一性的测定方法中,变位生成用超声波射束的传播方向除了相对于体表垂直的方向以外,还可以为倾斜方向。但是,在变位检测用送波射束生成部22,以使受波射束的方向和剪切波的前进方向相对于输入给变位检测用受波射束运算部23的受波射束不平行的方式,另外以尽量两者正交的方式进行控制。这是因为,剪切波的传播方向由于是变位方向,即是相对于变位生成用送波射束的方向正交的方向,因此,如果受波射束的传播方向与剪切波的传播方向平行,则丢失相对于变位而言的检测灵敏性。因此,变位生成用超声波射束的传播方向最好设定成相对于体表面垂直。

[0083] 在图7的步骤S04中,还可以为不是将ROI的尺寸设定为由有效传播距离、声源的宽度决定的尺寸,而是操作者通过未图示的输入设备设定为希望的大小。此时,如果在希望的大小比最佳的ROI的尺寸大的情况下,还可以一边挪动最佳的ROI的位置,一边在各位置实施S06和S08。

[0084] 【实施例2】

[0085] 对于在不均一性探测部26中,用于从多个剪切波变位的时间波形进行不均一性的评价的第2实施例,结合图10A、图10B进行说明。

[0086] 如图10A所示,在一个方法中,使用周知的任意函数,例如多项式函数、指数函数、高斯函数等适配(fitting)剪切波变位的时间波形101后,使用低通滤波器等进行噪音除去。之后,计算以从适配的波形102的峰值 dp 小-6dB的值为阈值的半值宽度 W 。可以在适配之前进行噪音除去处理,还可以省略噪音除去处理。还可以在适配后,或在噪音除去后计算在实施例1中记载的时间波形的宽度。除了半值宽度 W ,还可以从以适配后的变位波形为峰值的时间 tp 、变位的峰值 dp 、变位波形的中心位置(时间)为参数的函数算出与不均一性有关的值。在本例中,为了不均一性的评价,作为从剪切波变位的时间波形得到的两个信息,例如采用峰值和半值宽度 W 。

[0087] 另外,作为另外的方法,如图10B所示,使下述式1适配于剪切波变位的时间波形103。

[0088] $y = A1 * \exp(-(t-Ta)^2/\alpha_1)$

[0089] $+A2 * \exp(-(t-Tb)^2/\alpha_2) \cdots \text{(1)}$

[0090] 此时,评价值为式 1 的式中的参数即 A1、A2、Ta、Tb、alpha1、alpha2,或者为使用两个以上的参数的运算的结果。例如,作为从剪切波变位的时间波形 103 得到的两个信息,将 Ta-Tb、Ta-Tb/((A1+A2)/2) 作为不均一性的评价值。在以式 1 适配后,还可以使用周知的任意的函数(多项式函数、指数函数、高斯函数等)进一步适配,计算半值宽度 W。

[0091] 对各位置 x(n),使用式 1 计算对应的时间 Ta(n) 与 Tb(n),还可从 x(n) 与 Ta(n) 的关系推断剪切波的声速 c1,另外还可从 x(n) 与 Tb(n) 的关系推断剪切波的声速 c2。剪切波速度的推断可以使用例如用图 5B 说明的方法。如此,在使用式 1 而存在组织构造所引起的声速的不均一的情况下,只要可使用式 1 等适配,计算两个峰值的时间,则可以定量化存在多少速度不同的介质。作为不均一性的显示方法,可以显示两个剪切波的声速 c1、c2,或还可以显示 c1 与 c2 之差。

[0092] 当在 ROI 内存在具有三个以上不同声速的场所的情况下,剪切波的时间波形的峰值也为三个以上。式 1 的函数对应于峰值数而设定。

[0093] 另外,作为另外的不均一性的评价方法,表示不均一性的值还可以是剪切波变位的时间波形的峰值的个数。在图 6 的例子中,个数为 2 个。峰值的个数从适配后或噪音除去后的波形算出。

[0094] 【实施例 3】

[0095] 作为第 3 实施例,使用图 11、图 12 说明进行频率分散所引起的声速的不均一性的评价的方法。

[0096] 作为成为声速的不均一性的要因者,有组织构造、频率分散性、振幅、粒子速度等。在实施例 1 中,对组织构造所引起的声速的不均一性的评价方法进行了说明。当存在频率分散性所引起的声速的不均一性时,当变位生成用送波射束的照射的重复频率 PRFp 具有带宽时,剪切波速度变化。在本实施例中,着眼于该频率分散性所引起的声速的不均一性。

[0097] 图 11 表示当不存在组织构造所引起的声速的不均一性时,进行频率分散性所引起的声速的不均一性的测定评价的实施例 3 的处理流程。关于步骤 S00、S02、S04、S06,由于与图 7 所示的实施例 1 的处理流程同样,因此省略说明。在此,为了简化说明,限定于仅在一个 ROI 内测定不均一性的情况,但与实施例 1 同样,还可以移动 ROI 来进行不均一性的测定。

[0098] 在步骤 S20 中,判断在 ROI 内是否存在组织构造所引起的声速的不均一性。作为判断的方法,例如,对与 ROI 内的时间波形的宽度、时间波形的宽度的空间微分 (dD/dx) 相关的标准偏差,最大值与最小值之差、平均值和预先对每个测定对象部位决定的阈值进行比较。判断可以通过实现不均一性探测部 26 的程序处理来进行。每个测定部位的阈值存储于未图示的存储器,可由中央控制部 3 读出阈值,也可以通过未图示的输入设备等由操作者输入阈值。

[0099] 如果,在判断为存在组织构造所引起的声速的不均一性的情况下,在步骤 S22 中,通过与实施例 1 同样的方法将与速度有关的不均一性显示在显示部 5。

[0100] 如果,在判断为不存在组织构造所引起的声速的不均一性的情况下,为了测定频率分散性所引起的声速的不均一性,在步骤 S24 中设定 PRF_{p(m)} ($m = 1, 2, 3 \dots$)。为了测

定频率分散性所引起的声速的不均一性,需要以至少 2 种以上的 PRFp 照射变位生成用送波射束,来测定剪切波的变位。因此,若将在 S24 设定的 PRFp 设定为不同于在 S06 的剪切波的变位测定中使用的 PRFp 的值,则 n 为 1 以上的任意的整数。另外,在 S24 设定的 PRFp 含有在 S06 的剪切波的变位测定中使用的 PRFp 的情况下,n 为 2 以上的任意的整数。

[0101] 当存在频率分散性所引起的声速的不均一性的情况下,例如若以 2 种 PRFp 发送变位生成用送波射束,在剪切波检测位置 x(n) 进行剪切波的变位测定,则得到图 12 那样的时间波形。如图 12 的剪切波变位的时间波形那样在比较以 PRFp(1) 和 PRFp(2) 送波的情况下,剪切波变位成为峰值的时间发生变化。这是因为,如果 PRFp 变化,则在同一介质内传播的剪切波速度发生变化。因此,在将波形 1 与波形 2 合起来的波形中,在多个时间出现峰值。

[0102] 在图 11 的步骤 S28 进行的频率分散性所引起的声速的不均一性的评价中,适用与构造所引起的声速的不均一性的评价方法同样的方法。不均一的评价结果在 S22 被图像化。图像化的方法例如适用与实施例 1 同样的方法(步骤 S10)。

[0103] 在测定频率分散性所引起的声速的不均一性时,由射束频率设定部 14 设定的 PRFp(m) 优选为 40Hz ~ 数 kHz。另外,PRFp(m) 的间隔 $\Delta \text{PRFp}(m) = \text{PRFp}(m+1) - \text{PRFp}(m)$ 按照等间隔或任意的函数设定。优选间隔为数 100Hz。

[0104] 频率分散性所引起的声速的不均一性的评价还可以不进行构造所引起的声速的不均一性的评价而试行。此时,可以省去图 11 的步骤 S06、S20。

[0105] 在此,还可以使频率分散性所引起的声速的不均一性适应于剪切波的变位量(振幅)所引起的声速的不均一性评价。由于变位生成用送波射束的超声波强度与生成的剪切波的变位量(振幅)之间的关系为非线形性,因此,剪切波的变位量(振幅)还可能成为产生声速的不均一性的原因。取代使 PRFp(m) 变化,而使变位生成用送波射束的超声波强度变化时的变位生成用送波射束的超声波强度变化,由此,能够评价振幅所引起的声速的不均一性。

[0106] 在本实施例中,在组织构造所引起的声速的不均一性的评价后,对频率分散性所引起的声速的不均一性进行了评价,但还可以相反在评价了频率分散性所引起的声速的不均一性后,对组织构造所引起的声速的不均一性进行评价。进而,在频率分散性、组织构造、振幅之中的必要的项目中,还可以以任意的测定顺序进行不均一性的评价。

[0107] 另外,在照射用于评价频率分散性所引起的声速的不均一性的变位生成用送波射束时,取代以 2 种以上的变位生成用送波射束的照射的重复频率 PRFp 来照射,还可以仅照射一次具有宽带域的频率特性、即含有多个 PRFp 的脉冲波式的变位生成用送波射束,算出与不均一性有关的参数(时间波形的宽度、剪切波速度等)。脉冲波式的变位生成用送波射束例如可以使用被编码译码(コードック)的变位生成用送波射束。由此,变位生成用送波射束的照射次数以及剪切波的检测次数一次就可以,因此,可以缩短诊断时间。尤其,如实施例 1 中所述,在通过控制变位生成用送波射束的振幅的上升与下降的形状,而如汉宁波形那样 PRFp 成为主体的情况;以及如矩形波那样除了 PRFp 以外还含有 3PRFp、5PRFp 等 PRFp 的奇数倍的分量的情况下比较,由此,能够独立地进行组织构造所引起的声速的不均一性的评价以及频率分散性所引起的声速的不均一性的评价。

[0108] 【实施例 4】

[0109] 上述的实施例 3 的步骤 S28 中的频率分散性所引起的声速的不均一评价方法的另

外的方法在实施例 4 中给予说明。对于 PRF_p(m)，从检测位置 x 得到的剪切波的变位的时间波形推断剪切波的声速 c(m)。

[0110] 图 13 示出图表 104，图表 104 表示剪切波的声速 c(m) 与变位生成用送波射束的照射的重复频率 PRF_p(m) 的关系。频率分散性所引起的声速的不均一性，例如作为剪切波的声速的差 dc(=c(m)-c(1) 或者 c(m)-c(m-1)) 而计算。或者，在 dc 上乘以剪切波的变位波形的中心位置（时间）而得到的值。或者，在 dc 上乘以剪切波的变位波形成为峰值的时间 t_p 而得到的值。中心位置（时间）、变位波形成为峰值的时间 t_p 是从剪切波的变位波形、适配了剪切波的变位波形的波形、适配了剪切波的变位波形后除去噪音的波形之中算出的。本实施例中的声速的不均一性的检测与上述实施例同样，可以通过图 1 的不均一性探测部 26 的程序处理来实现，这是不言而喻的。

[0111] 在本实施例中，在与频率分散性所引起的声速的不均一性的测定同时，能够对剪切波速度的频率、即变位生成用送波射束的照射的重复频率依存性以及相对于频率而言的平均的剪切波速度同时进行测定。

[0112] 【实施例 5】

[0113] 接着，作为第 5 实施例，对于使用瞬态快速扫描法，检测构造所引起的声速的不均一性的超声波诊断装置进行说明。

[0114] 图 14 表示用于实施本实施例的系统构成图。与实施例 1 ~ 4 的系统构成不同的构成部在于：在变位生成部 10 追加了射束时间设定部 15，在变位检测部 20 追加了硬度波谱计算部 28。射束时间设定部 15 对变位生成用送波射束生成部 13 所生成的变位生成用送波射束的照射时间进行设定。在变位检测部 20 中，变位检测用受波射束运算部 23 的输出在检波部 25 进行了包线检波、log 压缩、带通滤波器、增益控制等信号处理后，在硬度波谱计算部 28 计算剪切波变位的波谱信息。硬度波谱计算部 28 计算的剪切波变位的波谱信息被输入给不均一性探测部 26，在不均一性探测部 26 计算与不均一性相关的值。

[0115] 下面，使用图 15，对基于瞬态快速扫描法的变位生成用送波射束的送波方法进行说明。如图 15 所示，在被检体组织的焦点 F1 和焦点 F2，以交替产生变位的方式控制两个变位生成用送波射束。向各焦点的变位生成用送波射束的放射的 ON/OFF 由中央控制部 3 控制，ON/OFF 的切换时间在射束时间设定部 16 设定。

[0116] 图 16 表示：基于变位生成用送波射束生成部 13 的变位生成用送波射束、以及基于变位检测用送波射束生成部 22 和变位检测用受波射束运算部 23 的变位检测用送受波射束的顺序。在此，将使 T_m 的值从大的值向小的值扫描的手法称为瞬态快速扫描法。即，表示在切换周期 T_m 与 T(m+1) 的间隔 $\Delta T_m (= T(m+1) - T_m)$ 为负的常数时的变位生成送波射束的顺序。在此，照射最初的变位生成用送波射束的时刻为 t = 0。

[0117] 首先，在向焦点 F2 的变位生成用送波射束为 OFF(=0) 的状态下，使向焦点 F1 的变位生成用送波射束为 ON(=1)，在焦点 F1 产生变位，剪切波传播。向焦点 F1 的变位生成用送波射束在 $0 \leq t \leq T_1$ 时，始终为 ON 的状态。接着，在时刻 t = T₁ 时，焦点 F1 的变位生成用送波射束为 OFF。此时，焦点 F2 的变位生成用送波射束为 ON，在焦点 F2 产生变位，剪切波传播。向焦点 F1 的变位生成用送波射束为 OFF、且向焦点 F2 的变位生成用送波射束在 $T_1 \leq t \leq T_1 + T_1$ 时，为 ON。在上述的顺序中，两个变位生成用送波射束的切换周期为 T₁。

[0118] 基于瞬态快速扫描法的变位生成用送波射束的照射结束时,接着,安装变位检测用的送波射束、受波射束的顺使之为 ON。

[0119] 接着,改变变位生成用送波射束的 ON/OFF 的切换周期 T_m ,进行变位生成用送波射束的照射与变位检测。在此, m 表示焦点 F1 和焦点 F2 在第 m 回成为 ON 的周期, $m = 1, 2, 3, \dots$ 。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。伴随于变位生成用送波射束的照射,在焦点 F1 和焦点 F2 产生的剪切波一边传播一边相互干涉,或消灭、或放大。另一方面,在各焦点与变位的同时产生热。

[0120] 在图 15 中,设 2 焦点间的距离为 d 。随着 d 的值变小,即随着焦点 F1 和焦点 F2 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 变得大于在焦点的温度,稳定性下降。相反,如果 d 变大,则温度上升被抑制,稳定性提高,但干涉的程度变小。因此, d 的最佳值是:温度上升的最大值与在各焦点的温度上升的最大值相等、且发生波的干涉的值。因此,最佳值 d 依存于焦点的深度、变位生成用送波射束的照射时间、频率、诊断部位等。

[0121] 诊断部位对生物体的声速、超声波吸收、热传导率等带来影响。例如,在肝脏的情况下, d 的范围为 $10\lambda < d < 30\lambda$, 在乳腺的情况下,为 $5\lambda < d < 30\lambda$ 。

[0122] 通过中央控制部 3,从未图示的存储器读取该值 d ,在焦点位置设定部 12 设定。进而,从设定的 d 的值与预测的剪切波速度的值,决定与切换周期有关的值。

[0123] 如前所述,在本实施例中,一边使切换周期变化,一边求出在两个焦点产生的剪切波干涉而振幅变大时的切换周期,进行构造所引起的声速的不均一性的检测。对于干涉波放大的条件进行说明。

[0124] 首先,对不存在构造所引起的声速的不均一性的情况进行说明。将切换周期 T_m 的倒数表示为切换频率(重复频率) f_m , $f_m = 1/T_m$ 。在此,干涉波放大而变位量的绝对值成为峰值(极大值)的条件为:2 焦点的距离 d 是波长 λ 的 $(n+1/2)$ 倍的情况,可由式 2 表示,若图示的话,如图 17A 的波形 105A 所示那样。此时的切换频率 f_m 由 $f_M(n)$ 表示。

$$[0125] k * d = (2\pi f_M(n)/c) * d = 2\pi (n+1/2) \quad \text{---(2)}$$

[0126] 其中, k 是周期 ($= 2\pi/\lambda$), c 是剪切波的速度, n 是 0 或者正的整数 ($n = 0, 1, 2, \dots$)。

[0127] 若设成为峰值的切换周期 T_m 的值为 $T_M(n)$,则由于 $T_M(n) = 1/f_M(n)$,因此从式 2 导出如式 3 那样。

$$[0128] T_M(n) = d/c * (2/(2n+1)) \quad \text{---(3)}$$

[0129] 例如,在 $n = 1$, $d = 2[\text{mm}]$ 时,若 $c = 1[\text{m/s}]$ 则 $T_M(1) = 1.3[\text{ms}]$ ($f_M(1) = 750[\text{Hz}]$),若 $c = 1.2[\text{m/s}]$,则 $T_M(1) = 1.1[\text{ms}]$ ($f_M(1) = 900[\text{Hz}]$)。从 $T_M(n)$ 的值、2 焦点间的距离 d ,可以算出剪切波速度 c 。变位生成用送波射束的 ON/OFF 切换周期即 T_m 最好控制在数 Hz ~ 数 kHz 的范围内。另外,在本技术中,特征点并不是变位生成用送波射束的载波信号的周期,而是通过 ON 与 OFF 的时间控制对不均一性进行检测这一点。因此,通过提高载波的频率,射束的宽度窄,能够以高的空间分辨率拍摄。

[0130] 下面,对存在构造所引起的声速的不均一性的情况进行说明。例如,对于剪切波通过两个具有不同的声速的介质的情况进行说明。

[0131] 如图 17B 所示,在表示剪切波变位的绝对值与 f_m 的关系的图表中,在 $f_M(n)_c1$ 时

出现与剪切波的声速 c_1 对应的峰值,另外,在 $fM(n)_c2$ 时存在与剪切波的声速 c_2 对应的峰值。在 $c_2 > c_1$ 中,当 $fM(n+1)_c1 > fM(n+1)_c2$ 时,能够检测不均一性。在不均一性探测部 26,计算作为与实施例 1~4 中的时间波形的宽度相当的不均一性的参数、例如波谱分布的宽度。波谱分布的宽度的计算,如在 f_m 方向对变位量的绝对值进行积分而得到的值 / 变位量的绝对值的峰值那样计算。

[0132] 在不同声速的数量为两个以上的情况下,也可以适用上述的方法。

[0133] 在图 14 的硬度波谱计算部 28 中,对来自检波部 25 的输出信号进行波谱解析,并将波谱信息向不均一性探测部 26 输出。

[0134] 变位检测点的设定需要在图 19 的波形 106 的观测点 A 那样的地方设定,且尽量以不取观测点 B 那样变位极小的地方的方式想办法。这在观察变位生成用送波射束的照射的 ON 仅一回那样的过渡的现象的情况下,该考虑并不那么重要。但是,当使用以 2 焦点为声源的剪切波的干涉的情况下,由于变位量的绝对值(=振幅值)的极大点和极小点交替分布,因此,在监视变位的光栅成为变位量的绝对值的极大点时,选择被推断的地方,或者设定多点监视点,以使极大点包含于观测点的方式下工夫。在多点监视的情况下,还可以设在极大点的变位与极小点的变位的绝对值的差量值为变位量。

[0135] 图 18 表示本实施例的基于瞬态快速扫描法的构造所引起的声速的不均一性诊断的流程图。步骤 S00 ~ S04、S12、S14 由于与实施例 1 的不均一性测定时的流程图相同,因此省略说明。

[0136] 在 S30 中,2 焦点 F1 和 F2 的位置、向 2 焦点的变位生成用送波射束照射的切换周期的初始值 Tstart、最终值 Tend 以及间隔 ΔT 。

[0137] 2 焦点的位置例如将 2 焦点的中心点(在此,为连结各组的 2 焦点间的直线的中心点)作为 POI(Point of Interest) 设定,另外,设定 2 焦点间的距离。POI 还可以由操作者,一边看在步骤 S02 显示的图像,一边通过未图示的键盘、鼠标、触摸面板等输入装置设定,另外,还可以自动地在焦点位置设定部 12 设定基于拍摄的图像的辉度值、组织的形状等而计算的推断值。当由操作者手动设定的情况下,能够避开血管等而设定焦点。在此,2 焦点间的距离如前所述,是小于两个剪切波彼此干涉的距离、另外大于照射到各焦点的变位生成用送波射束的宽度的值。在操作者决定焦点位置的情况下,在画面上显示前面描述的距离 d 的最佳值、或者最佳的距离 d 的最大值和最小值,基于此决定位置。若设定距离,则从预想的剪切波的速度,决定式 3 的 n 的值、最佳的观测点。在此,观测点是在剪切波的传播距离内,基于剪切波的变位的绝对值的极大点或包括极大点在内的多个位置而决定的。观测点的设定可以自动设定,或者由操作者通过输入装置设定。另外,设定用于在观测点上的剪切波传播的振幅(数 μm ~ 数十 μm) 的检波的光栅以及光栅上的取样点。在各光栅中,变位检测用射束的接收的 PRF(重复发送的脉冲的频率) 设定成:相对于预想的剪切波的频率满足尼奎斯特定理。例如,在光栅与剪切波的变位的方向相同的情况下,使 PRF 为剪切波的频率的 2 倍以上。还可以将决定后的 n、观测位置在画面上显示。初始值 Tstart、最终值 Tend 设定,在相对于测定部位、两个焦点间距离 d 满足式 3 的范围可得到峰值的值。其设定值可以对应于测定部位、深度、焦点间的距离等而自动设定,还可以由操作者使用输入装置设定。

[0138] 接着,在步骤 S32 中,在取得用于在剪切波的变位检测时进行的相关运算的参照

信号后,以 $T_1 = T_{start}$ 的切换周期发送瞬态快速扫描 (burst chirp) 信号,在 2 焦点产生剪切波。

[0139] 在步骤 S06 中,进行用于观测剪切波的变位检测用射束的发送接收。对于在各测定点的变位检测,从瞬态快速扫描信号为 OFF 后,直到在所有观测点剪切波到来而穿过为止的期间,可以始终予以检测,另外,还可以预先从焦点和观测点的距离以及推断的剪切波速度,求出直到剪切波到来且穿过为止的时间,而仅检测该时间。后者更能提高 PRF,因此能够进行高精度的变位检测。对于受波信号,在检波部 25 中,通过带通滤波器等的信号处理提取与 f_m 相当的信号后,进行周知的相关运算等,计算剪切波的变位。相关运算是使用参照信号与通过变位检测用射束而接收的每一时间的回声信号来计算的。通过该计算,可得到各观测点的剪切波振幅的时间波形。

[0140] 在步骤 S34 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} ,回到步骤 S32,以下一 T_{m+1} 的切换周期发送瞬态快速扫描信号。在步骤 S32 中,当再次取得参照信号时,测定中的焦点位置的错开所引起的相关运算的鲁棒性大。另外,对于 T_{m+1} 的切换周期以后的瞬态快速扫描信号的发送而言,只要省去参照信号的取得,使用最开始取得的参照信号进行相关运算,就可以缩短测定时间。

[0141] 在为 T_{end} 的情况下,在图 18 的步骤 S08 中,进行不均一性的评价。从硬度波谱计算部 28 输出的波谱信息可以在步骤 S06 进行剪切波的变位测定时,被输出向不均一性探测部 26,也可以在步骤 S34 中在判定为 T_{end} 后,在所有的 T_m 进行了变位测定后一起总括向不均一性探测部 26 输出。如前所述,不均一性的评价值是在不均一性探测部 26 中计算的波谱分布的宽度。在图 18 的步骤 S10 中,将表示测定的不均一性的值,例如波谱分布的宽度与断层像一起在显示部 5 的画面中显示。

[0142] 如图 20 所示,计算结果作为数值在与断层像 107 相同的画面中显示。另外,还可以将 2 焦点的位置 F_1 和 F_2 、距离 d 重叠显示于断层像 107,或与变位生成用送波射束照射的切换周期的初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 以及间隔 ΔT 配合而在画面内显示。由此,操作者可以看显示的图像或图表,改变 2 焦点的位置、距离 d 、切换周期的初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 以及间隔 ΔT 等测定参数,实施再测定。虽然图示省略,但如实施例 1 的图 9 的中段所示,在另外的显示方法中,波谱分布的宽度在 ROI 内以颜色显示。此时,与波谱分布的宽度对应的彩条显示于同一画面内,操作者可以视觉上判断测定部位的不均一程度。彩条预先从未图示的存储装置等通过中央控制部 3 读出与测定部位相应的比例值,并被缩放。另外,对于各位置 $x(n)$ 的波谱分布的宽度 D_S ,计算与剪切波的传播 x 有关的空间微分,即 dD_S/dx ,还可将空间上的波谱分布的宽度的信息映射到 ROI 内。在此时的画面中,显示在 ROI 内表示波谱分布的宽度的空间微分的颜色映射以及与波谱分布的宽度的空间微分对应的彩条。通过显示空间微分值,能够诊断空间分辨率更高的不均一性。以后,基于瞬态快速扫描法的构造所引起的声速的不均一性的检测方法的变化进行描述。

[0143] 虽然以向 2 焦点的变位生成用送波射束的 ON/OFF 交替的方式进行控制,但还可以以同时成为 ON/OFF 的方式进行控制,在同时刻产生变位。此时,干涉波放大而具备峰值的条件是 d 为波长 λ 的 $(n+1)$ 倍时,因此,对应于式 2,变成式 4 那样。

[0144] $k * d = (2 \pi f/c) * d = 2 \pi (n+1) --- (4)$

[0145] 作为高精度的声速的不均一性的测定方法,还可以在第一次,粗大设定并测定切

换周期的间隔 ΔT , 求出 T_M , 在下次测定, 以 T_M 附近的切换周期将 ΔT 更细设定, 求出更详细的 T_M 的值。通过如此使切换周期的间隔 ΔT 的值变细, 能够探测更严密的速度的差别, 能够实现高精度的声速的不均一性的评价。

[0146] 另外, 对于各切换周期 T_m , 还可以不是通过一次的 ON/OFF 控制而向下一切换周期 $T_{(m+1)}$ 变更, 而是对于同一 T_m 在重复多次 ON/OFF 后设定为下一切换周期。通过对同一 T_m 重复多次 ON/OFF, 能够实现灵敏度更高的测定。

[0147] 虽然使 T_m 的值从大到小变化, 但相反也可以从小到大变化, ΔT_m 除了固定值以外, 还可以是基于等比级数等某一函数而变更。

[0148] 进而, 对于从峰值(极大值)测定声速的不均一性的方法进行了说明, 但还可以使用极小值。此时, 在图 17 的波形 105A 中, 使用 $kd = 2\pi, 3\pi, \dots$ 的值。

[0149] 进而, 对于向两个焦点照射变位生成用送波射束的方法进行了说明, 但还可以在生物体内的一直线上, 以等间隔设定两个以上的多个焦点(例如 4 个), 对每一个各焦点按照与焦点 F1 或焦点 F2 相同的顺序照射变位生成用送波射束(例如, 对于四个焦点, 从端部顺次按照图 17 的焦点 F1 的顺序、焦点 F2 的顺序、焦点 F1 的顺序、焦点 F2 的顺序)。

[0150] 进而, 还可以考虑固定切换周期, 使焦点间的距离 d 变化而测定的方法。在该方法中, 可使变位生成用送波射束的集束位置变化, 因此, 生物体内的温度上升小, 可以稳定测定。

[0151] 另外, 还可以取代切换突发(burst)的切换频率 f_m 而发送射束, 而是使用含有多个 f_m 的无规则(random)波, 由此, 使变位生成用送波射束的照射以及变位检测用射束的发送接收为 1 次。在剪切波的变位计算后进行波谱解析, 计算相对于多个 f_m 的变位。由此, 可以缩短测定时间。

[0152] 目前为止, 作为组织构造所引起的声速的不均一性的评价方法对适用瞬态快速扫描法进行了说明。瞬态快速扫描法在判定存在组织构造所引起的声速的不均一性, 推断具体的剪切波速度时还可以适用。例如, 在测定的 ROI 内混有两个具备不同剪切波速度的构造物, 使用从实施例 2 的式 1 计算的参数推断剪切波速度 c_1, c_2 。此时, 为了进行更高精度的测定, 适用瞬态快速扫描法。首先, 从式 3 计算与剪切波速度 c_1 和 c_2 对应的 T_M1 和 T_M2 。接着, 通过与 T_M 的附近的切换周期设定细的 ΔT , 求出更详细的 T_M 的值, 由此, 可以测定更精密的剪切波速度 c_1 和 c_2 。需要说明的是, 剪切波速度 c_1 和 c_2 除了从实施例 2 的式 1 推断以外, 还可以从本实施例中的 $f_M(n)_c_1$ 以及 $f_M(n)_c_2$ 推断。

[0153] 如实施例 2 那样, 关于对变位量的绝对值进行了适配、噪音除去处理后的波形, 还可以算出与半值宽度、振幅值、 f_m 相关的参数, 使用这些参数或者使用多个参数而计算的值、任意的阈值等, 进行与不均一性有关的评价。

[0154] 另外, 通过两个不同的变位生成用送波射束的照射的重复频率 $PRF_p(1)$ 和 $PRF_p(2)$ 对频率分散性所引起的声速的不均一性进行评价的情况也同样, 能够与上述同样从变位量的绝对值和 f_m 的关系之中计算波谱分布的宽度。进而, 还可以适用于振幅所引起的不均一性的评价。

[0155] 以上, 作为本发明的实施例, 详细说明了一种超声波诊断装置, 其构成为具备: 对来自对象物内的回声信号进行发送接收的超声波探触子; 向所述对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部; 以及接收来自对象物的回声信号, 在多个位置对由超声

波集束射束产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部,变位检测部具有基于检测的剪切波变位的时间波形,对对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部,以及详细说明了一种超声波诊断装置,其通过超声波进行对象物的诊断,其中,其构成为具备:对来自对象物内的回声信号进行发送接收的超声波探触子;向对象物内放射超声波集束射束而使组织变位的变位生成部;接收来自对象物的回声信号,在多个位置对由超声波集束射束产生的剪切波变位的时间波形进行检测的变位检测部,变位生成部具有生成超声波集束射束的变位生成用送波射束生成部以及设定超声波集束射束的频率的射束频率设定部,变位检测部具有基于检测的所述剪切波变位,对对象物的不均一性进行评价的不均一性探测部。

[0156] 在上述所有的实施例中,在生成剪切波时,还可以取代变位生成用送波射束,而使用机械驱动(DC马达、振动泵等)、手动压迫、电气脉冲的压迫、血管或心脏等体动等的周知的方法。

[0157] 另外,在步骤S04设定的ROI的大小中,记载着剪切波传播方向的宽度(此时,为方位方向的宽度)由剪切波的有效传播距离决定。另外,记载着测定的ROI的与剪切波传播方向垂直的宽度(此时,为深度方向的宽度)由变位生成用送波射束的传播的方向、例如图2中体内的深度方向的声源的宽度决定。作为其他的ROI的大小的设定方法,通过将ROI的大小设定成大于在步骤S04记载的大小,一边使照射变位生成用送波射束的位置挪开一边产生剪切波,由此,还能够一边扫描一边进行ROI内的不均一性的检查。

[0158] 另外,还可以取代线性排列型的探触子而使用二维探触子。另外,超声波探触子1的各元件例如使用陶瓷、高分子、硅等周知的压电元件或静电元件。

[0159] 另外,通过在传播方向上多处照射变位生成用送波射束,由此还可以生成剪切波的假想的平面波,增长有效传播距离。

[0160] 另外,对于显示部5显示的表示断层像内的不均一性的图像的像素信息(辉度值等),在未图示的图像处理部中,可以通过图像处理抽出均一程度不同于周围组织的部分,推断为病变组织(肿块)的部位而在画面上显示。在均一程度不同于周围组织的部分的抽出中,除了使用在显示部5显示的图像外,对于在不均一性探测部26计算的表示不均一性的量,还可以用该探测部通过信号处理抽出。对于判断为病变组织的部位,还可以进一步使用现有的功能诊断手法(多普勒法)等进行解析。

[0161] 上述的各种的实施例的测定对象例如有肝脏、乳腺、血管、前列腺等。

[0162] 符号说明

[0163] 1…超声波探触子,2…发送接收切换开关,3…中央控制部,4…数字扫描转换器,5…显示部,10…变位生成部,11…变位生成用送波波形生成部,12…焦点位置设定部,13…变位生成用送波射束生成部,14…射束频率设定部,15…射束时间设定部,20…变位检测部,21…变位检测用送波波形生成部,22…变位检测用送波射束生成部,23…变位检测用受波射束运算部,25…检波部,26…不均一性探测部,28…硬度波谱计算部,100…超声波探触子1的各元件。

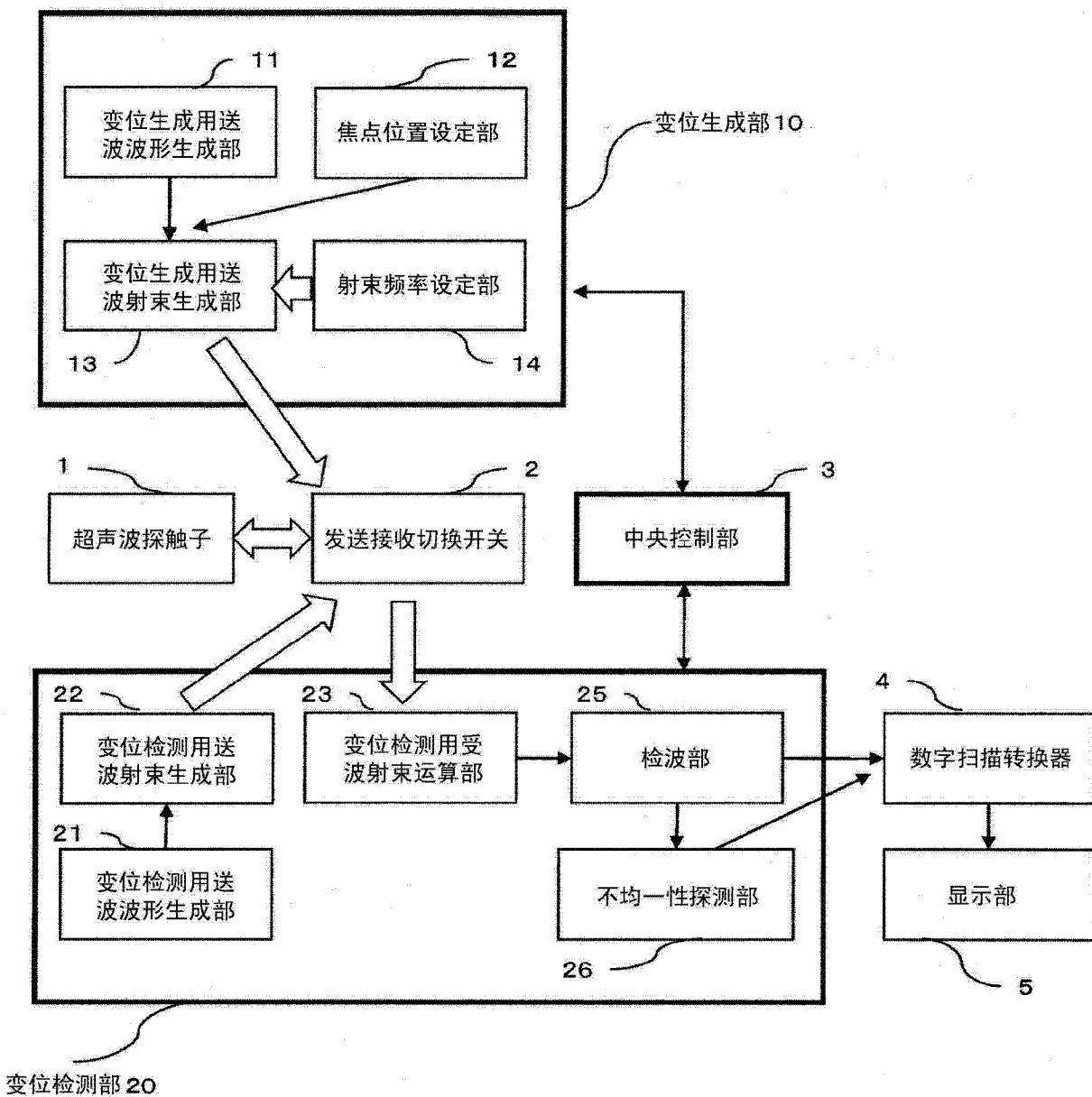


图 1

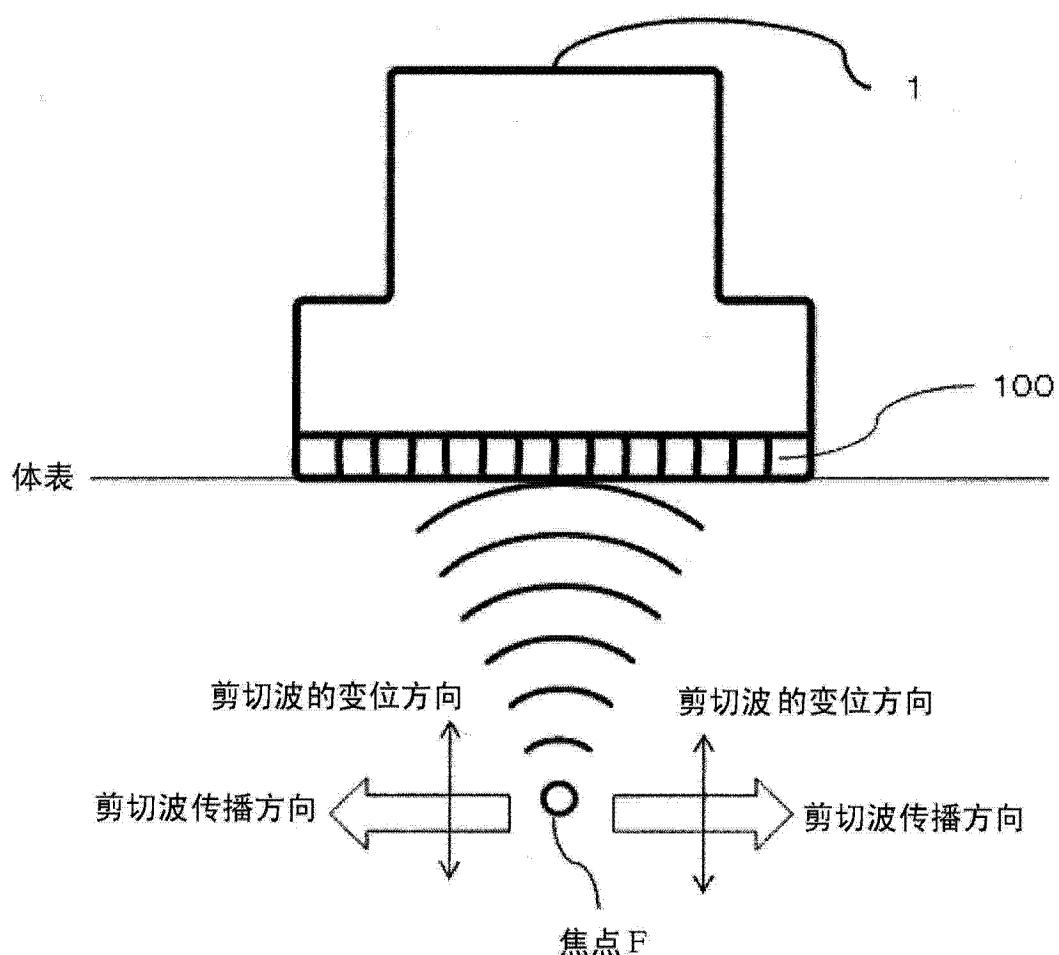


图 2

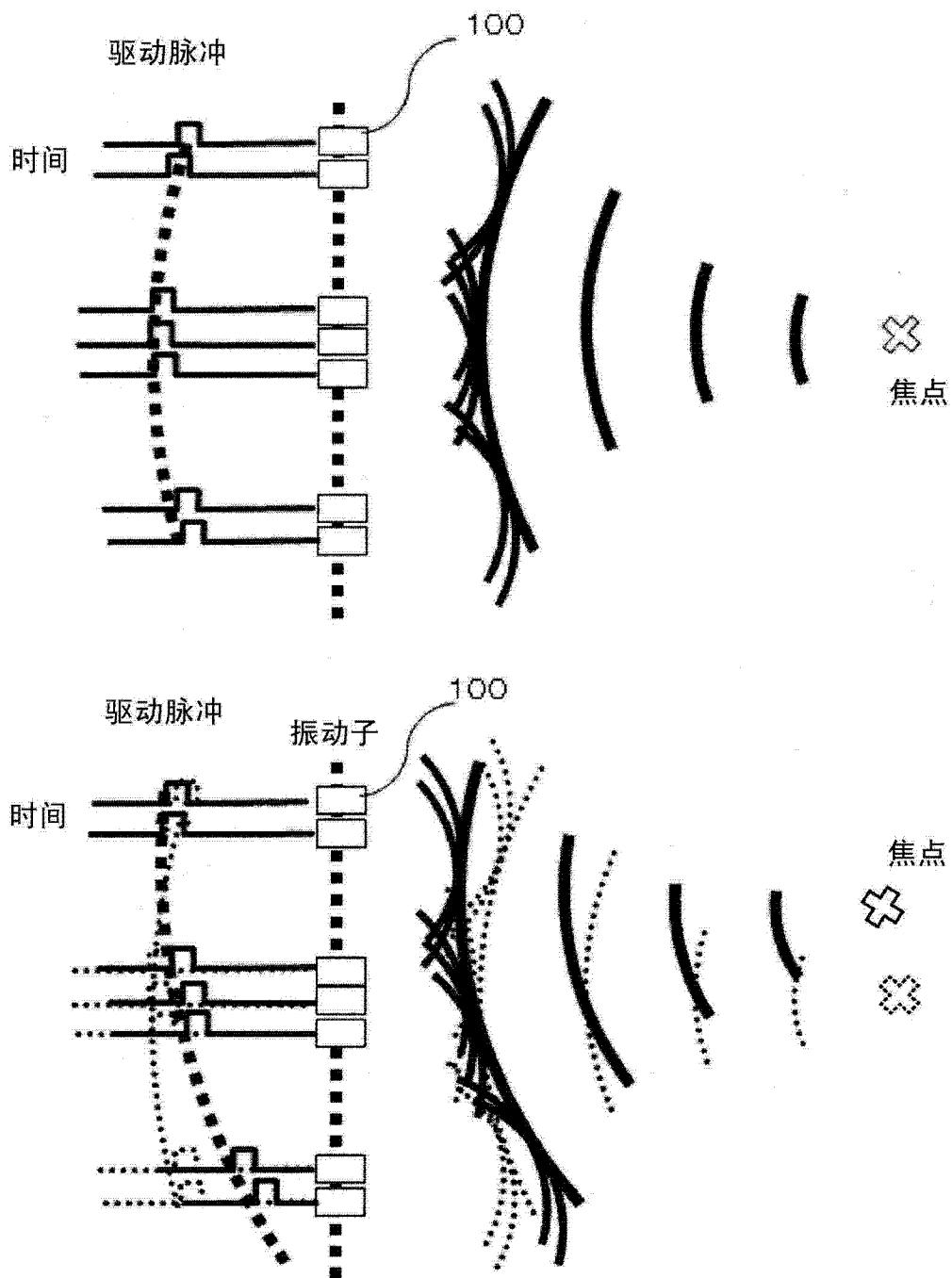


图 3

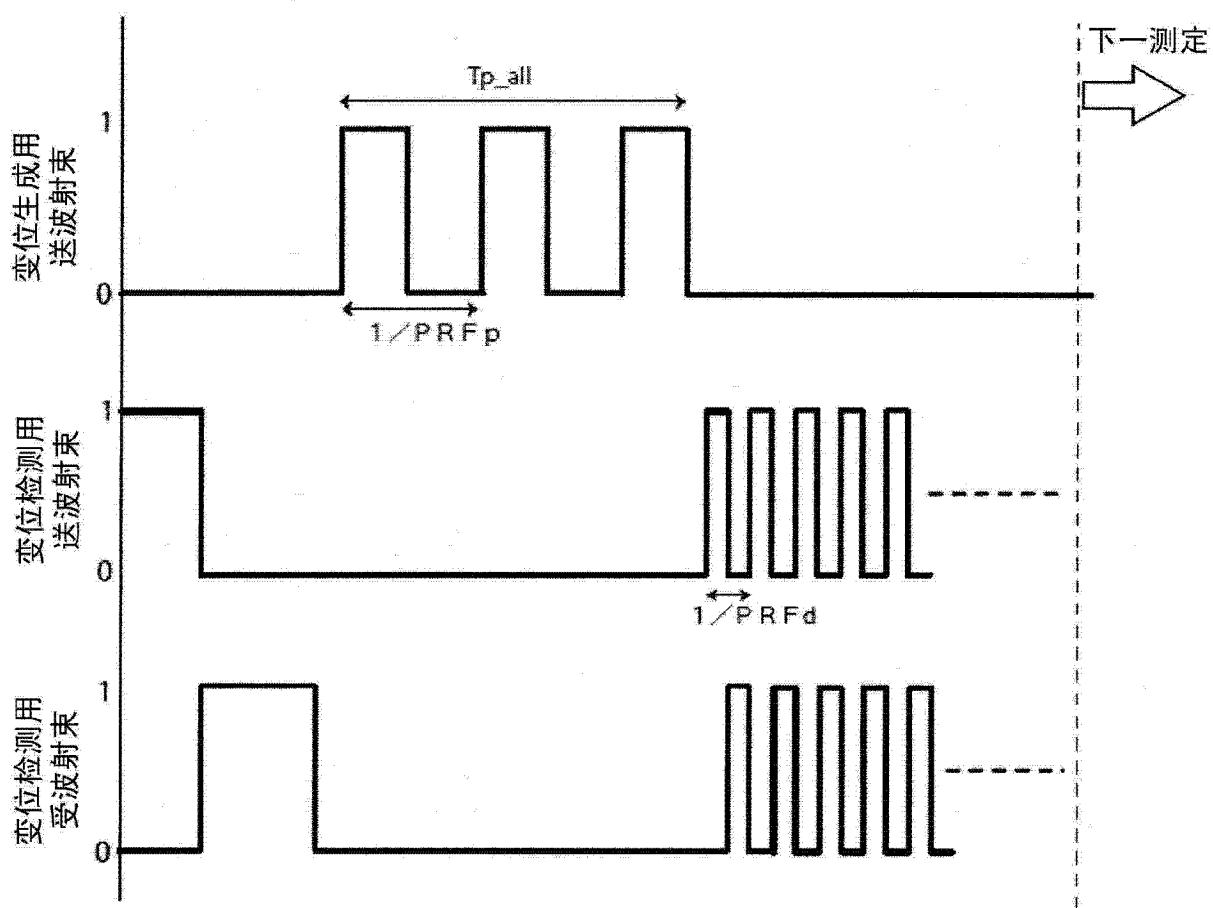


图 4

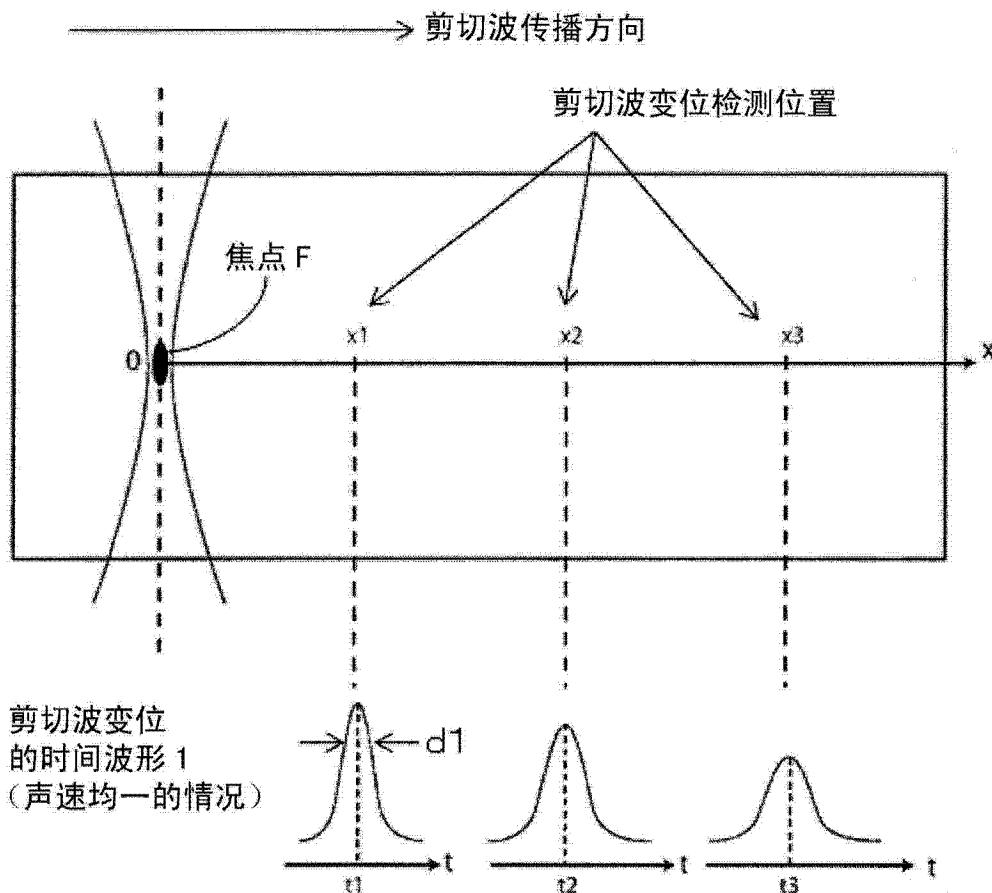


图 5A

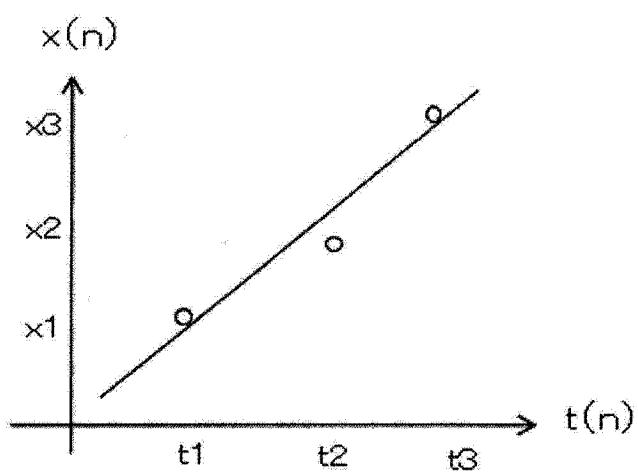


图 5B

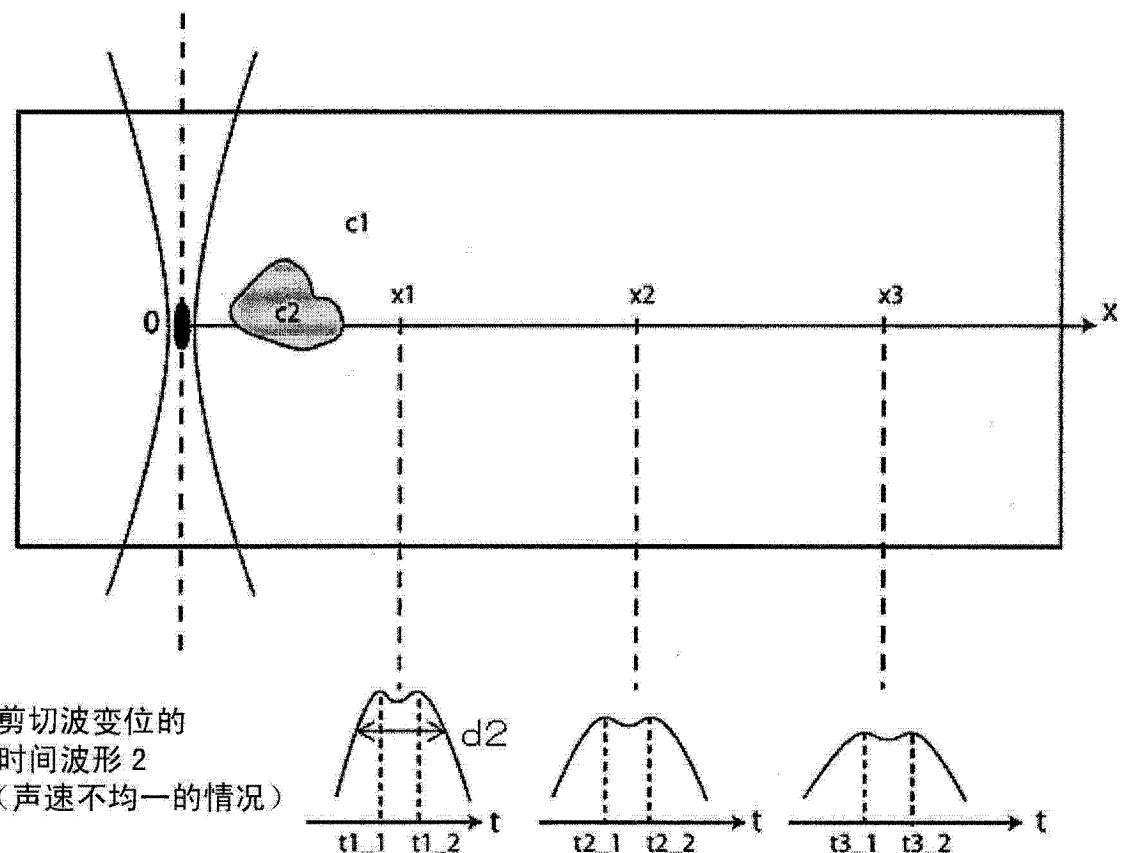


图 6

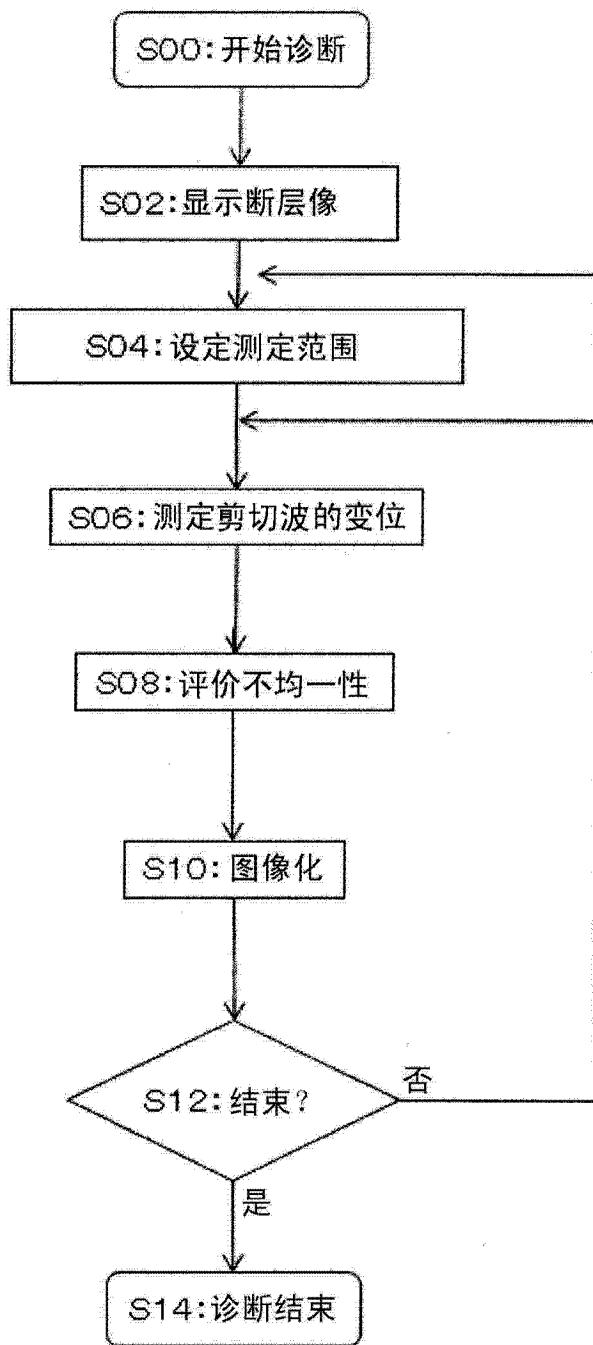


图 7

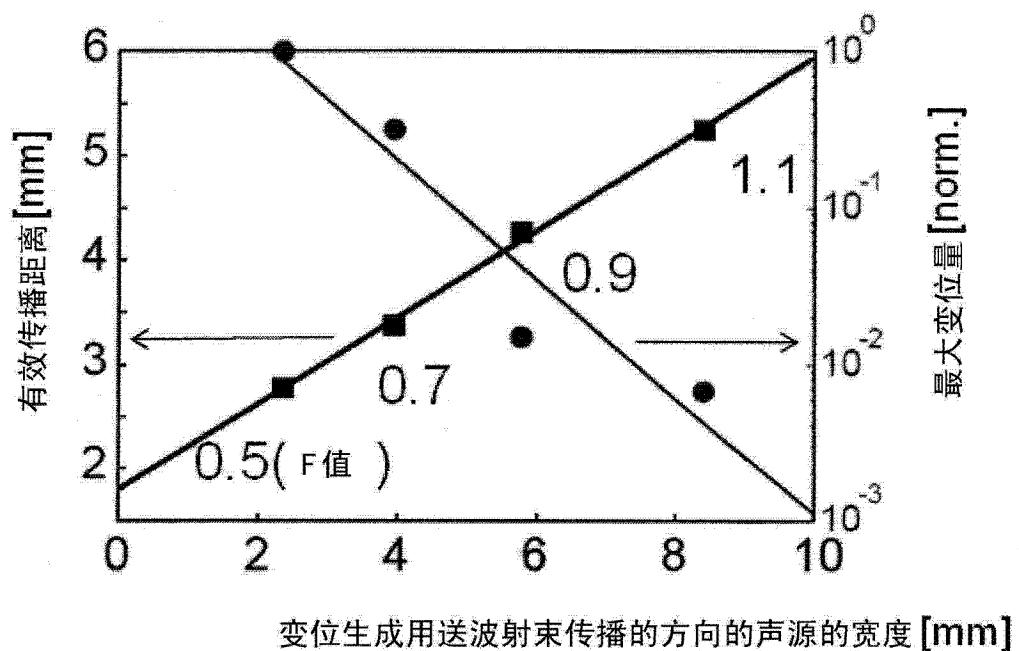


图 8

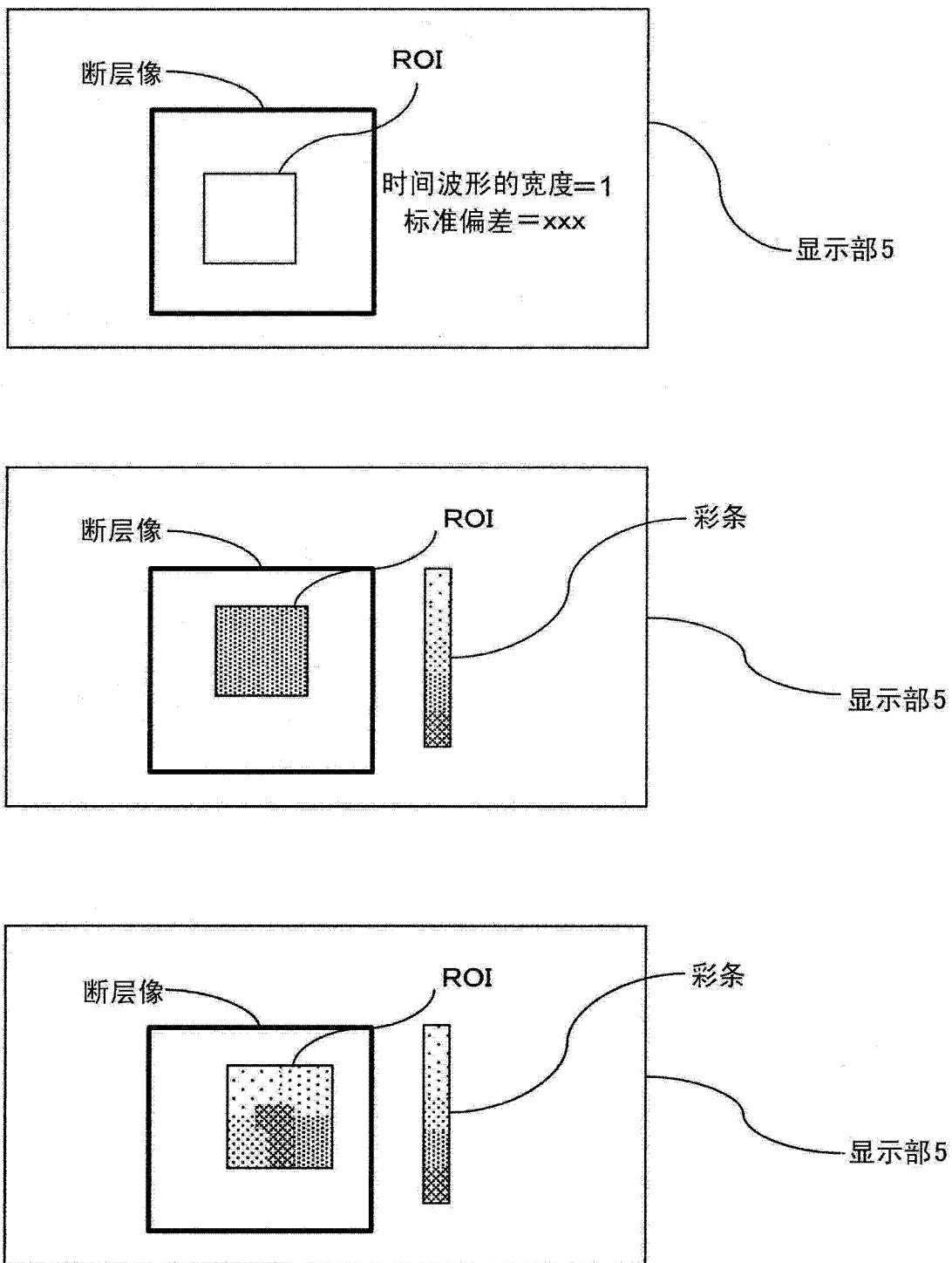


图 9

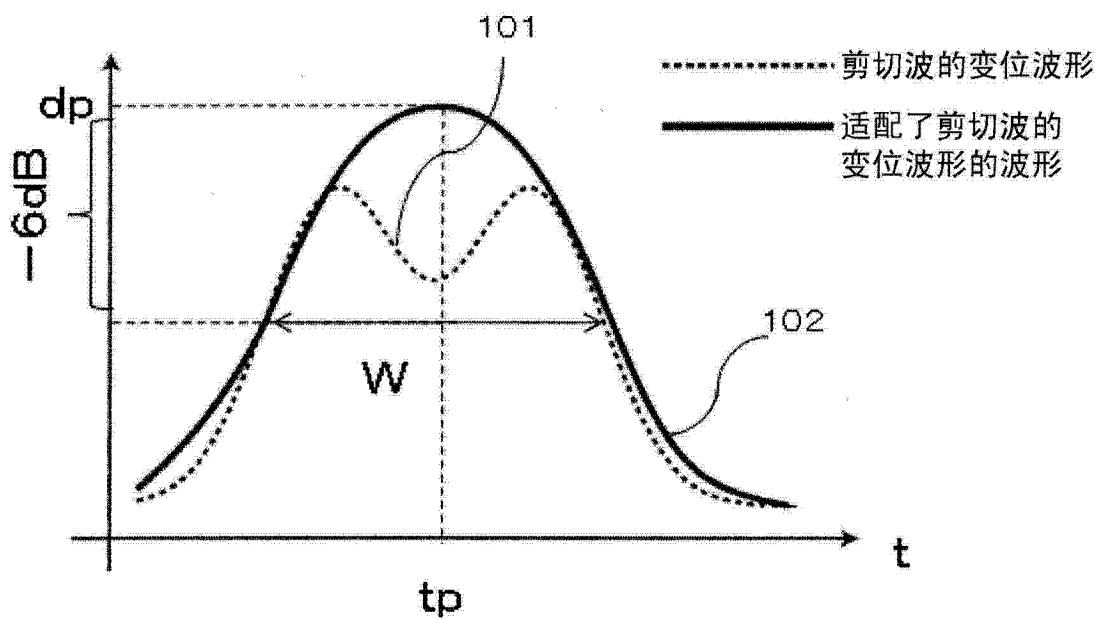


图 10A

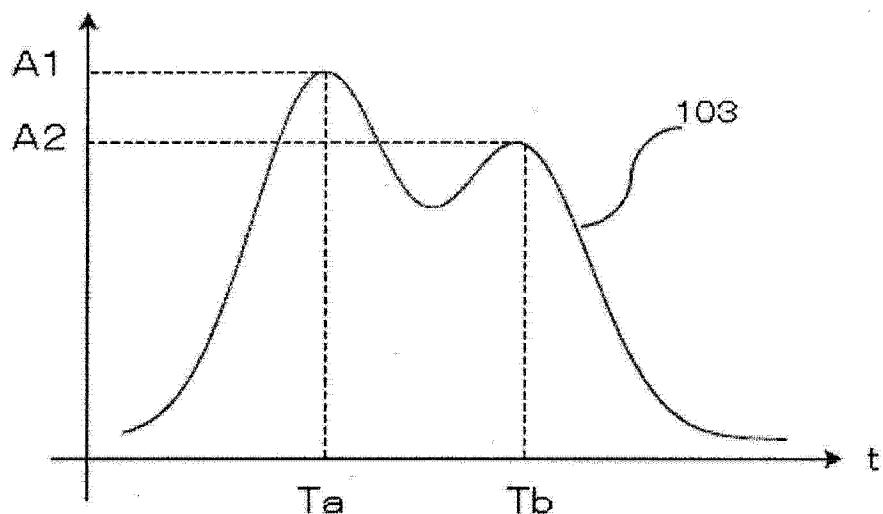


图 10B

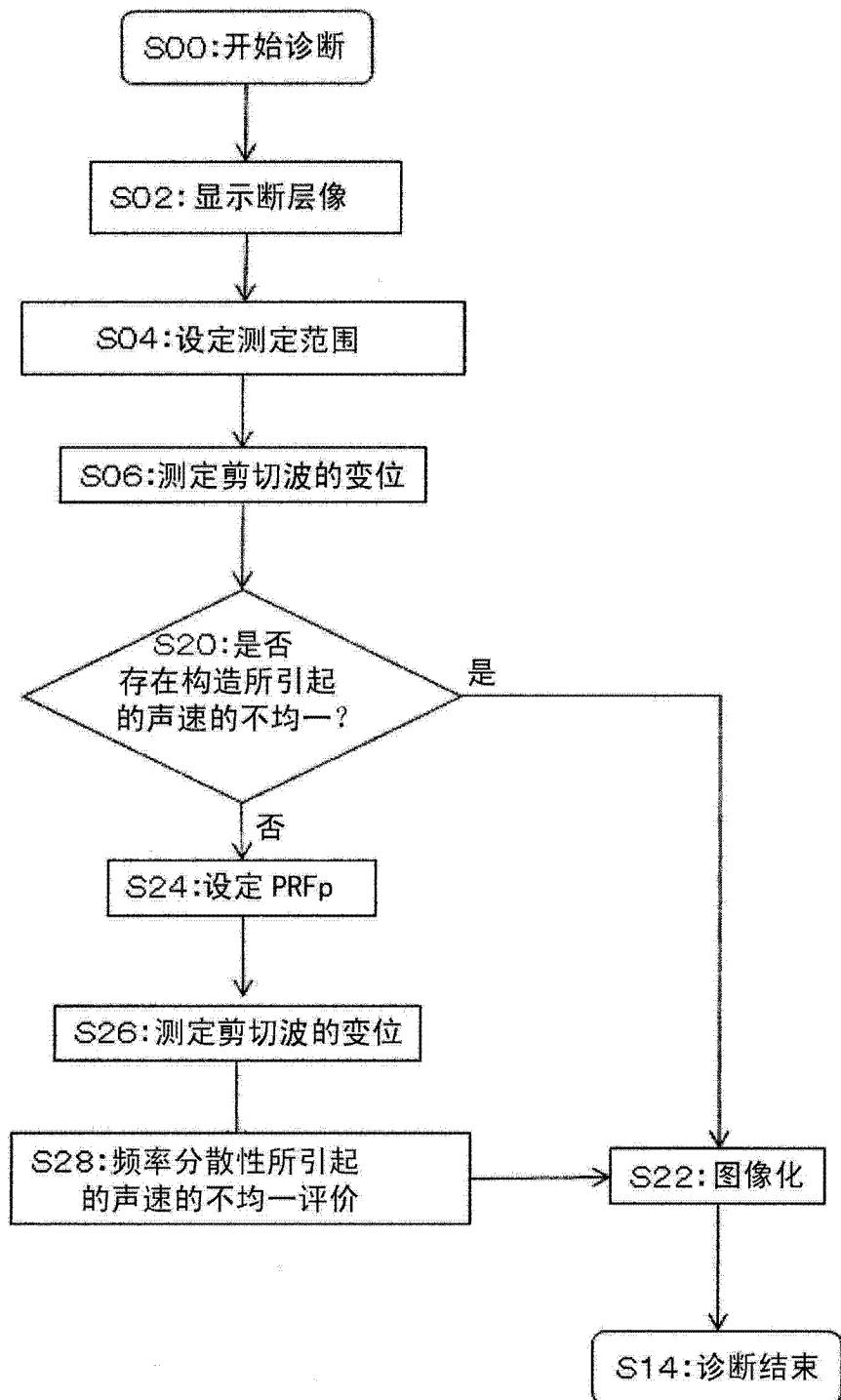


图 11

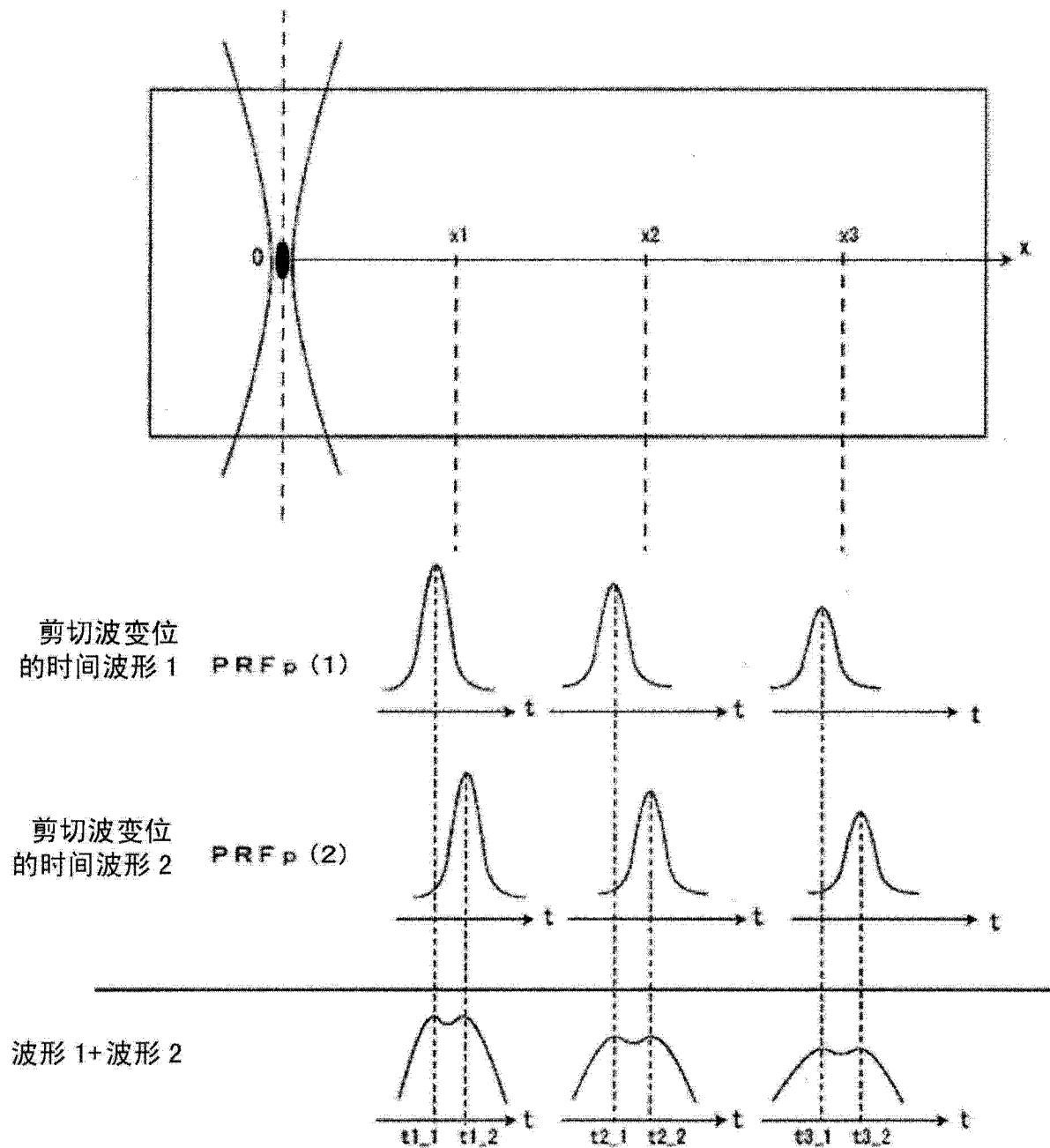


图 12

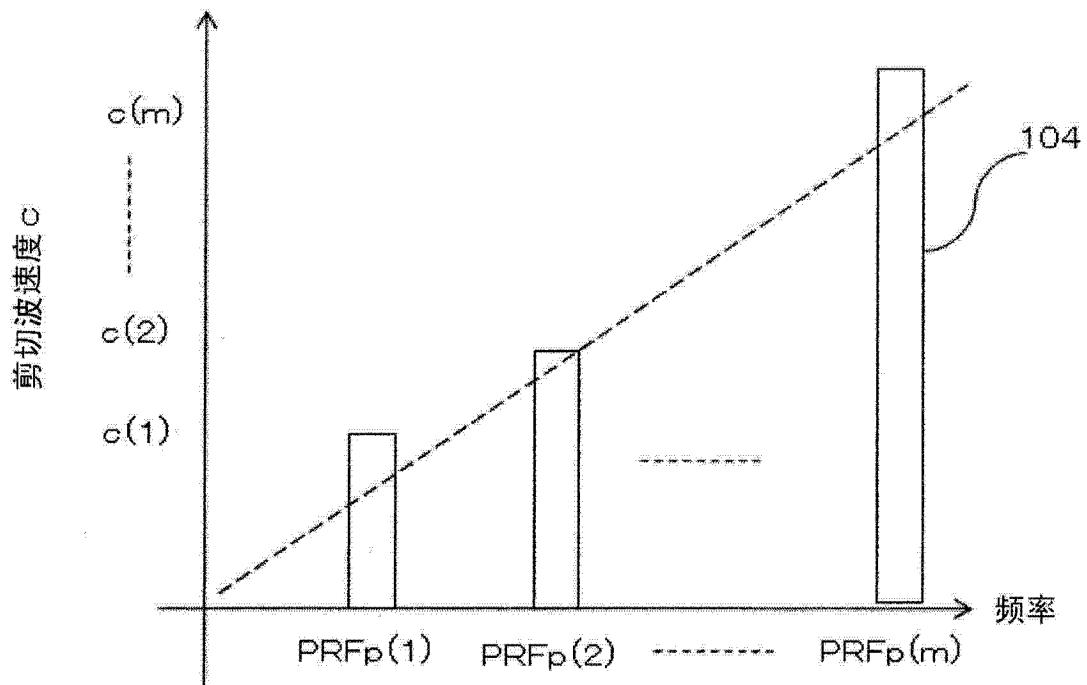


图 13

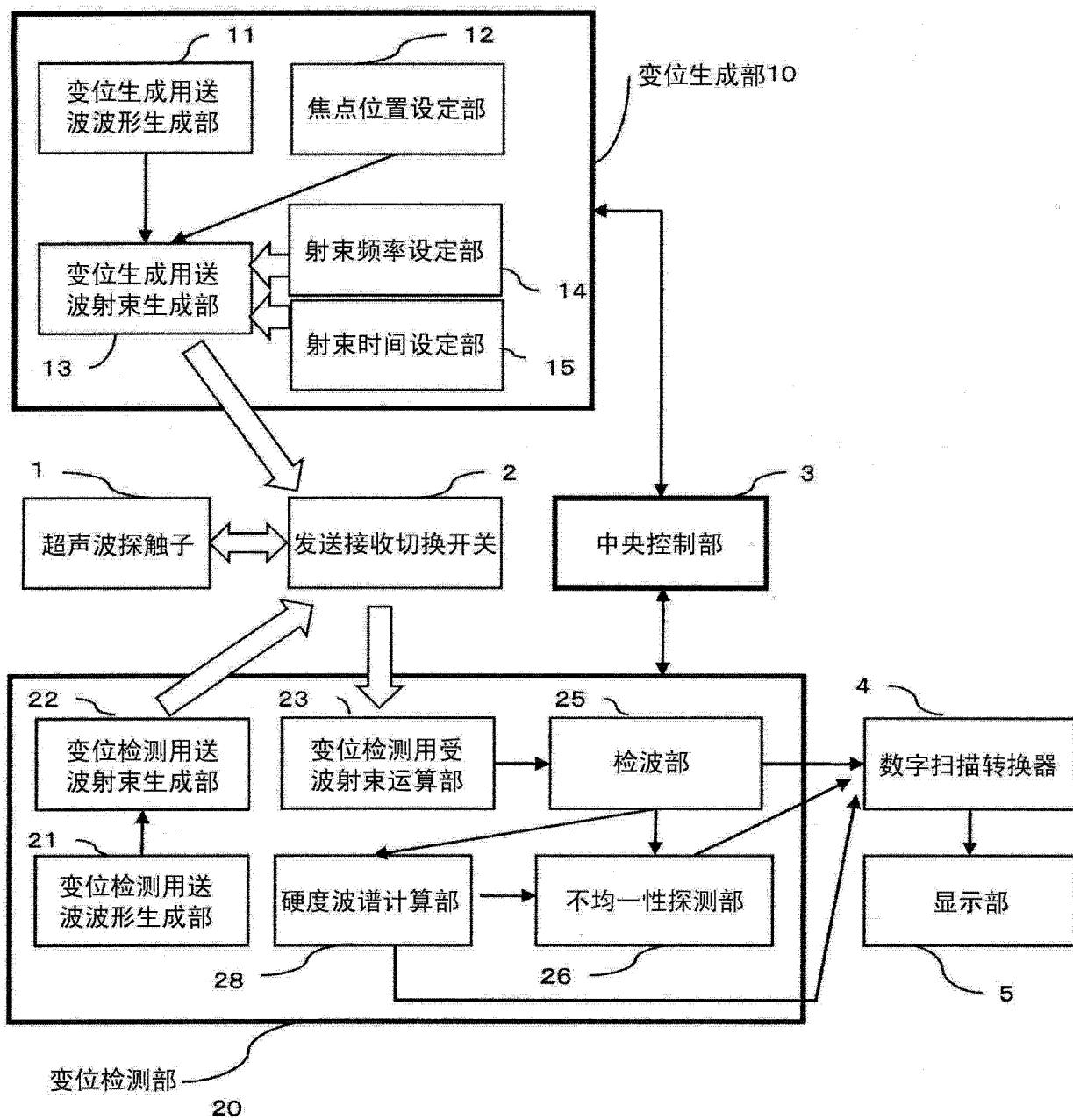


图 14

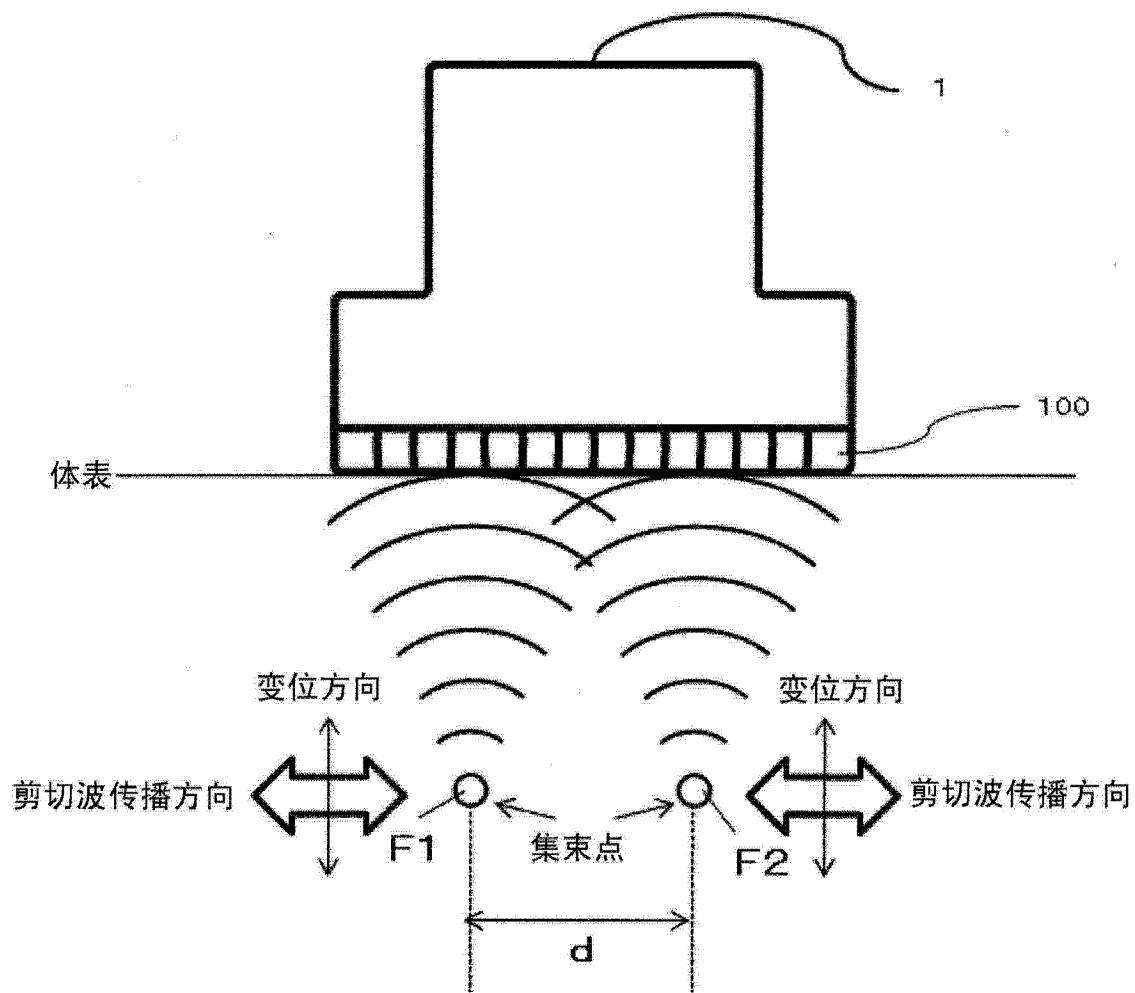


图 15

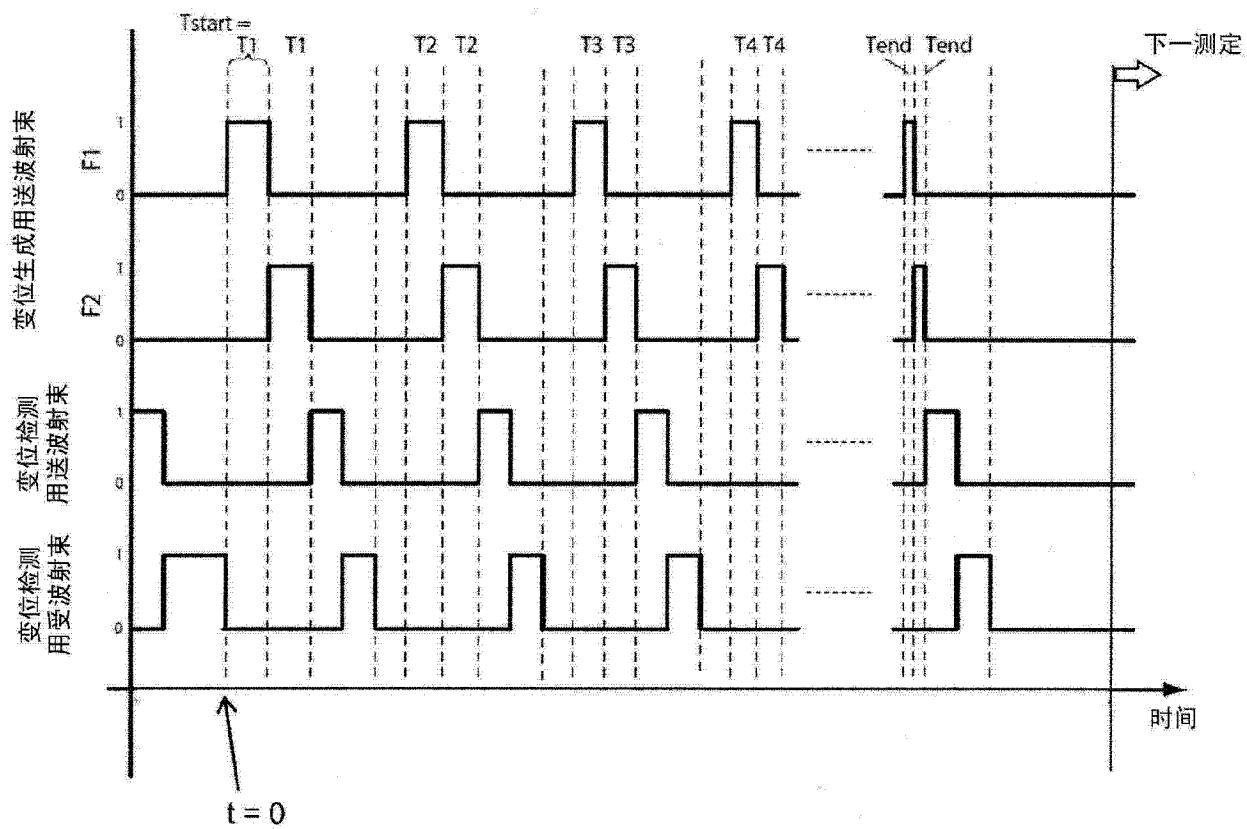


图 16

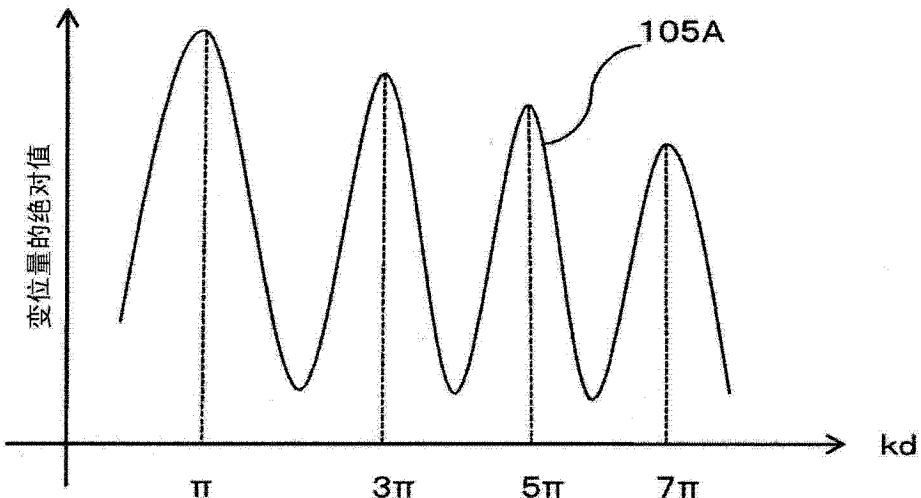


图 17A

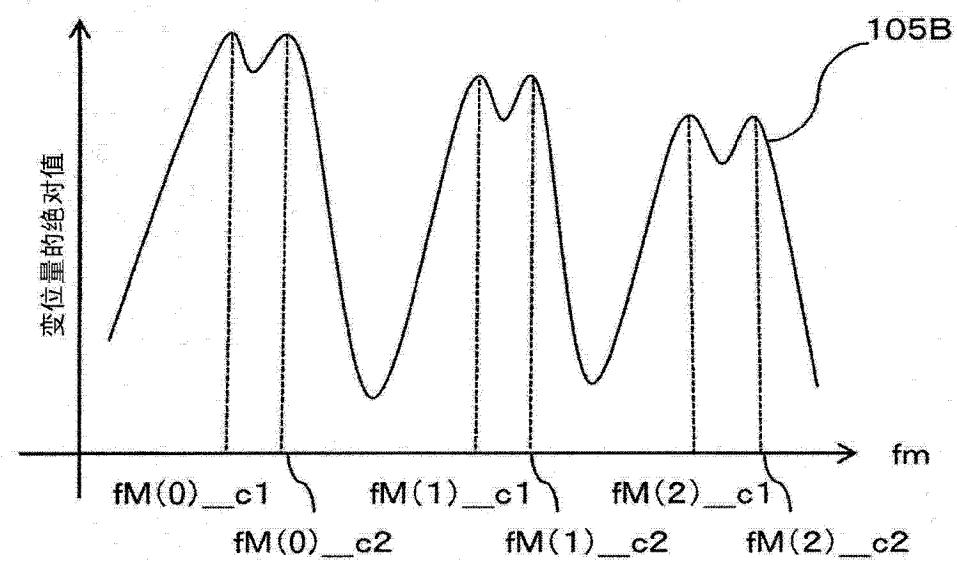


图 17B

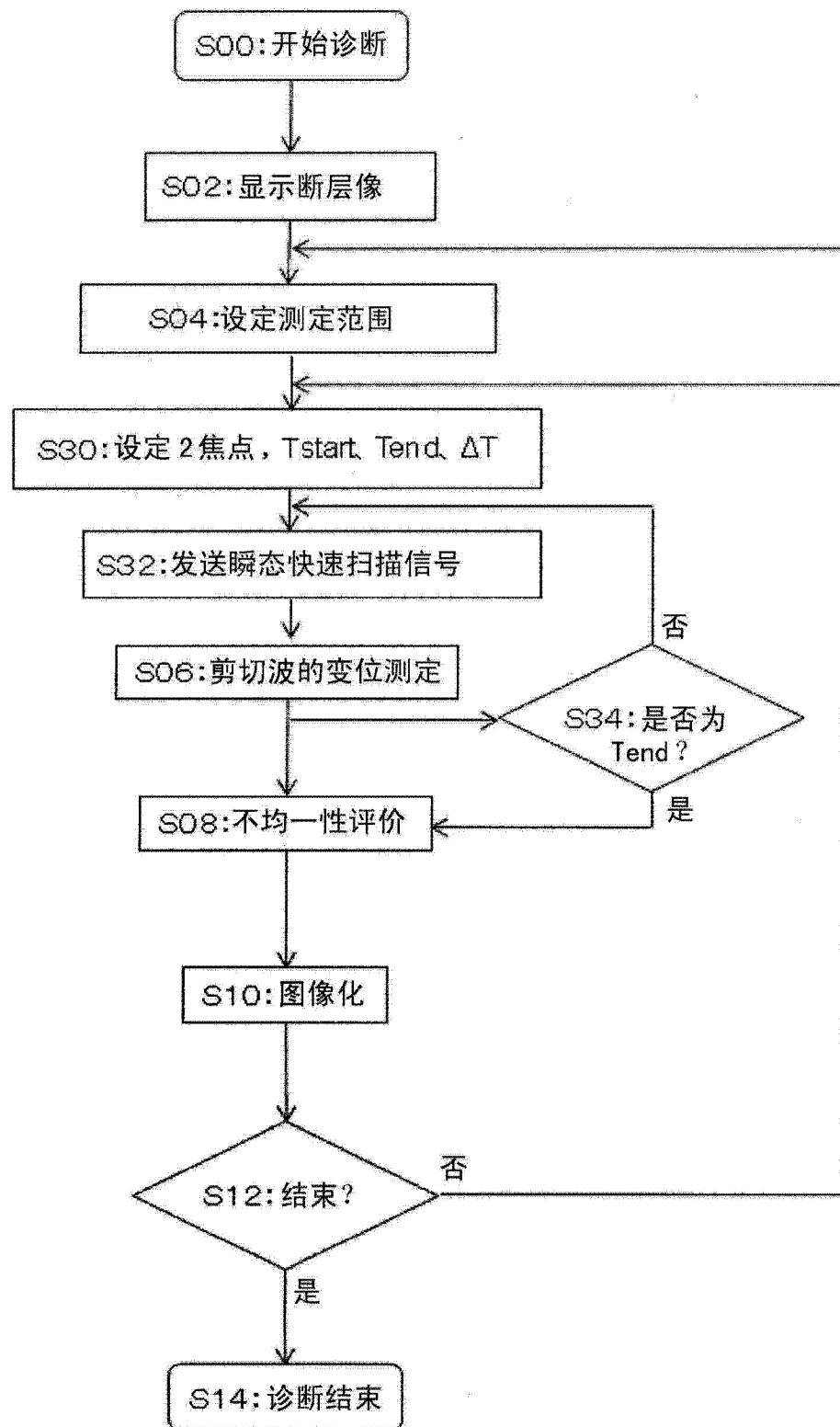


图 18

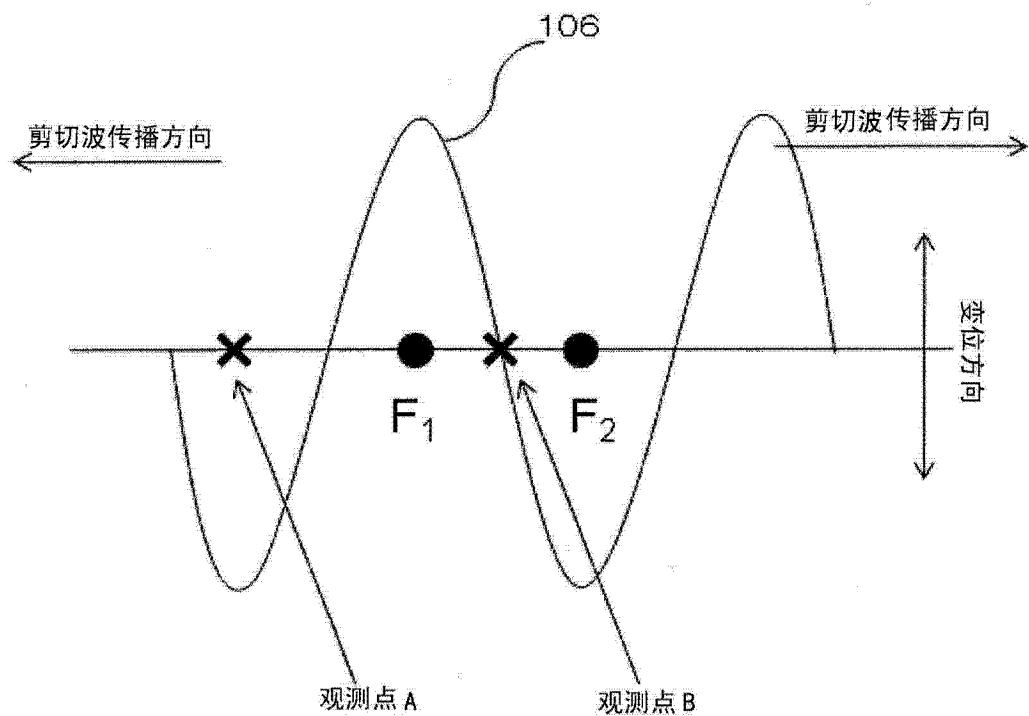


图 19

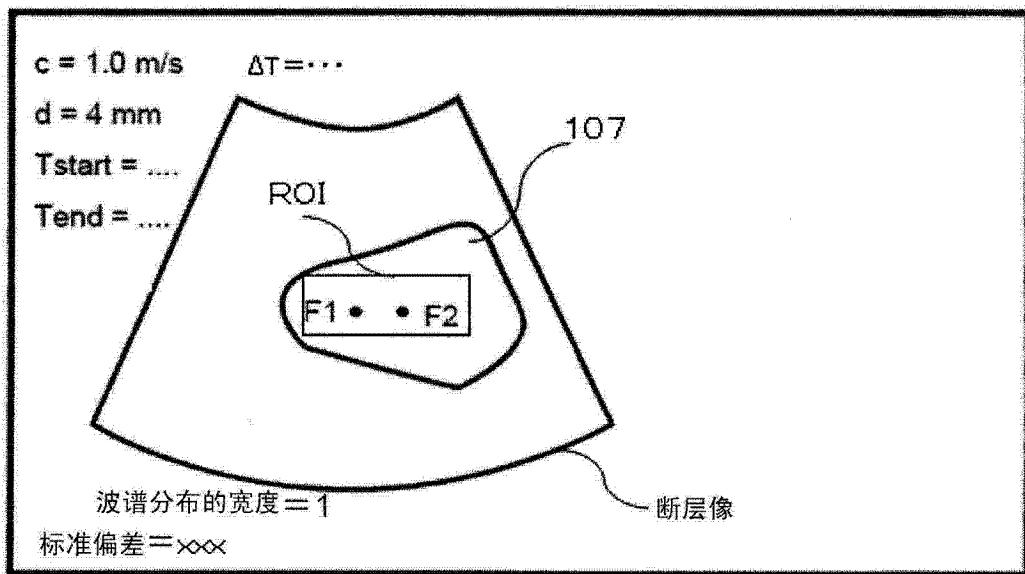


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103237502B	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201180058395.5	申请日	2011-12-01
[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	G01S7/52071 G01S7/52049 A61B8/08 A61B8/485 A61B8/0891 G01S7/52073 A61B8/0825		
代理人(译)	张宝荣		
优先权	2010273565 2010-12-08 JP		
其他公开文献	CN103237502A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，当在生物体等测定对象物的视野内混有具备不同声速的多个组织时，高精度地测定弹性率、粘性等的硬度。作为检测对象物的组织内的声速的不均一性的手段，从变位生成部(10)的变位生成用送波波形生成部(11)将变位生成用送波射束施于超声波探触子(1)，向生生物体组织内照射集束超声波，产生剪切波。从使用变位检测部(20)的变位检测用送波射束生成部(22)和变位检测用受波射束运算部(23)检测的、剪切波的多个位置的变位时间波形，得到例如积分值和最大振幅值等至少两个信息。由变位检测部(20)的不均一性探测部(26)，基于这两个信息，对与组织构造所引起的声速的不均一性有关的物理量进行检测，并显示在显示部(5)。

