



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102481143 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 15

(21) 申请号 201080033043. X

(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 2010. 08. 04

代理人 张宝荣

(30) 优先权数据

2009-204234 2009. 09. 04 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 张玲玲

2012. 01. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/063223 2010. 08. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/027644 JA 2011. 03. 10

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14
番 1 号

(72) 发明人 田原麻梨江 东隆 桥场邦夫

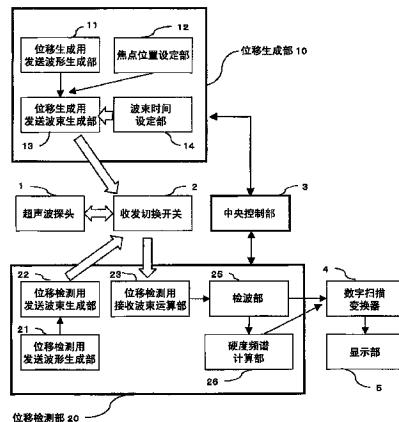
权利要求书2页 说明书18页 附图22页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

在将超声波聚焦波束发送到被检体内来诊断硬度的辐射压力弹性成像技术中,需要考虑高灵敏度和安全性。在本发明中,作为使组织位移和激发横波的单元,向两处发送聚焦波束。另外,按照成为脉冲线性调频信号的方式来对发送波束进行时间控制,一边使发送频率进行扫频一边进行超声波收发。此时,在2个焦点间的距离与发送频率成为波长的整数倍时,2个波相互干涉,能获得大的振幅。另外,在发送频率在组织中成为特有的谐振频率时,振幅变大。由此,能以较小的发送波形的强度来提高灵敏度。进而,由于使用脉冲线性调频来进行发送能容易地扩展发送频率的频带,因此可以使用测定对象部位的灵敏度高的频率。通过任意设定焦点的数量和位置,能覆盖宽的区域。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

焦点位置设定部,其将焦点位置设定在生物体组织的不同的多个点;

超声波探头,其对所述多个焦点位置照射聚焦波束,对希望的位移检测点照射位移检测波束,且接收所述位移检测波束的来自所述生物体组织的回波信号;和

位移检测部,其根据所述回波信号来检测所述位移检测点上的所述生物体组织的位移,

所述超声波探头,使所述多个焦点位置的生物体组织发生位移并分别产生横波,在所述位移检测点产生所述横波放大的干涉的照射定时,对所述多个焦点位置交替地照射所述聚焦波束。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具有发送波束时间 4 设定部,该发送波束时间设定部设定所述超声波探头发送所述聚焦波束的时间。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位移检测部根据所述回波信号来算出所述生物体组织的硬度。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具有显示部,该显示部显示所算出的所述硬度。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送波束时间设定部按照向不同的所述多个焦点位置发送的所述聚焦波束的开启和关闭的切换周期相同的方式来设定发送时间。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送波束时间设定部按照向不同的所述多个焦点位置发送的所述聚焦波束的开启和关闭的切换周期不同的的方式来设定发送时间。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送波束时间设定部按照向不同的所述多个焦点位置的至少一个发送的所述聚焦波束的所述开启和关闭的切换时间成为周期或相位的线性调频信号的方式来设定发送时间。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送波束时间设定部按照向不同的所述多个焦点位置的至少一个发送的所述聚焦波束的所述开启和关闭的切换时间成为周期或相位的线性调频信号的方式来设定发送时间。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

不同的所述多个焦点位置为 2 个。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述多个焦点位置相对于所述超声波探头可变。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述多个焦点位置间的距离比所述聚焦波束的所述焦点位置上的波束宽度大,且比能检波的横波的传播距离的最大值小。

12. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

焦点位置设定部,其将焦点位置设定在生物体组织的不同的多个点;

对所述多个焦点位置照射聚焦波束的聚焦波束用超声波探头；

对希望的位移检测点照射位移检测波束，并接收所述位移检测波束的来自所述生物体组织的回波信号的位移检测波束用超声波探头；和

位移检测部，其根据所述回波信号来检测所述位移检测点上的所述生物体组织的位移，

所述聚焦波束用超声波探头，使所述多个焦点位置的生物体组织发生位移并分别产生横波，在所述位移检测点产生所述横波放大的干涉的照射定时，对所述多个焦点位置交替地照射所述聚焦波束。

13. 一种超声波诊断装置，能与位移检测用波束生成装置连接，其中该位移检测用波束生成装置对希望的位移检测点发送用于检测生物体组织的位移的位移检测用波束，

所述超声波诊断装置的特征在于，具有：

焦点位置设定部，其将焦点位置设定在生物体组织的不同的多个点；

超声波探头，其对所述多个焦点位置照射聚焦波束，并接收所述位移检测用波束的来自所述生物体组织的回波信号；和

位移检测部，其根据所述回波信号来检测所述位移检测点上的所述生物体组织的位移，

所述超声波探头，使所述多个焦点位置的生物体组织发生位移并分别产生横波，在所述位移检测点产生所述横波放大的干涉的照射定时，对所述多个焦点位置交替地照射所述聚焦波束。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及通过超声波收发来检测出被检体内部的硬度的差异的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 作为乳癌、肝硬化、血管疾病等的诊断方法,有根据超声波回波信号来诊断被检体内部的硬度从而代替医生的触诊的方法(弹性成像(elastography)技术)。在基于弹性成像技术的硬度诊断中,操作者将探测器推抵到被检体表面并进行压迫,使生物体内部的组织产生位移(下面将其称为现有方式)。根据由于压迫而产生的生物体组织的压缩前后的回波信号来估计压缩方向的位移,求取位移的空间微分量即形变。进而,根据形变和应力来算出与硬度相关的值,例如杨氏模量。在该现有方式中,有拍摄对象仅限于存在于来自体表的压迫较容易的位置的脏器的课题。例如,由于在体表和肝脏之间,作为间隔层存在滑动面,因此,进行使肝脏产生充分位移这样的压迫是困难的。因此,在现有方式中,用弹性成像技术来算出肝脏的内部的硬度是困难的。

[0003] 因而,有如下技术:通过将超声波的聚焦波束照射到被检体内部,对被检体内部施加辐射压力,抑制间隔层的影响而使对象组织位移,从而进行硬度的诊断。例如有专利文献1所记载的ARFI(Acoustic Radiation Force Imaging,声辐射力脉冲成像)和非专利文献1所记载的SSI(Supersonic Shear Imaging,超声剪切成像)。在这些技术中,估计在聚焦波束的前进方向上产生的组织的位移量来算出杨氏模量,或者估计伴随位移而在与聚焦波束的前进方向垂直的方向上产生的横波的速度来算出剪切模量(shear modulus)。剪切模量由于比起杨氏模量,根据组织的种类而可取的值的范围更为广泛,因此能期待更高精度的诊断。若使用该技术,则除了能得到减小上述的滑动面等间隔层的影响的效果之外,由于通过超声波而使组织位移,因此能期待技艺依赖性少的诊断。

[0004] 另一方面,在非专利文献2中示出了如下的可能性:对被检体照射频率不同的2个聚焦波束,接收作为频率的差分的差拍信号(beat signal),能根据差拍信号的频谱的峰值来诊断血管的硬度。在此,假设血管的形状为环,应用了环的固有振动频率依赖于杨氏模量的事实。

[0005] 先行技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:美国专利申请公开第20040068184号

[0008] 非专利文献1:M.Tanter等, Ultrasound in Med. & Biol. , Vol. 34, No. 9, pp. 1373-1386, 2008

[0009] 非专利文献2:X.Zhang等, Proc. of the 2007 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1717-1719, 2007

[0010] 非专利文献3:H.Yamamoto and S.Haginuma, Rept. Natl. Food Res. Inst, No. 44pp. 20-24, 1984

[0011] 发明的概要

[0012] 发明要解决的课题

[0013] 若将超声波的聚焦波束发送到被检体内，则由于在被检体内所产生的声能较大，因此对生物体组织的影响也较大。另外，若考虑安全性而降低声能，则组织的位移会变小，导致穿透（横波的传播距离）的降低。因此，期望高灵敏度且考虑了安全性的摄像技术。

发明内容

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 在本发明中，通过使组织产生位移来激发与此相伴而产生的横波。为此，发送以组织的两处为焦点的超声波的聚焦波束。此时，按照针对各焦点的聚焦波束成为脉冲线性调频信号（在实施例 1 中说明）的方式来一边使开启 / 关闭的切换周期进行扫频一边进行超声波收发。在对 2 个焦点的聚焦波束的开启 / 关闭的定时是交替的，且 2 个焦点的距离为由切换周期和组织固有的横波速度所决定的波长 λ 的 $(n+1/2)$ 倍（ n 为非负整数）时，2 个波相互干涉，能获得大的振幅。另外，在切换周期成为组织的硬度和形状所固有的频率时，振幅变大。通过这些方法能以较小的超声波的强度来使位移量较大。其结果，能提高使用了辐射压力的弹性成像拍摄的灵敏度。进而由于通过使用脉冲线性调频来进行发送，能容易地扩展切换周期的频带，因此能广范围地搜索能在测定对象部位获得高灵敏度的切换周期。另外，通过使得能够任意地设定焦点的数量和位置，能覆盖广阔的诊断区域。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据本发明，由于使用脉冲线性调频信号来使由多个聚焦超声波产生的横波彼此干涉，能够增大横波的振幅值，因此能提高针对发送波的组织的位移量（下面也称作发送灵敏度）。另外，通过将聚焦部位设为多个，能使在被检体内产生的能量分散，能实现与热作用以及机械作用相关的安全性的提高。另外，若使用脉冲线性调频来进行发送，则能扩展切换周期的频带，能以可在测定部位获得高发送灵敏度的切换周期来进行发送，从而提高了鲁棒性。

附图说明

[0018] 图 1 是表示实施例 1 的超声波诊断装置的系统构成的框图。

[0019] 图 2 是表示实施例 1 的用超声波探头进行的测定的方法的说明图。

[0020] 图 3 是说明实施例 1 的用超声波探头进行的超声波的波束形成的图。

[0021] 图 4 是表示实施例 1 的聚焦波束所产生的被检体组织的位移和缓和的时间变化的坐标图。

[0022] 图 5 是说明实施例 1 中的测定方法的序列的图。

[0023] 图 6(a) ~ (c) 是说明实施例 1 中的 2 个焦点的距离和温度上升的关系的图。

[0024] 图 7(a) 是表示以实施例 1 的测定方法而产生的横波的穿透（penetration）的坐标图；图 7(b) 是表示以实施例 1 的测定方法将聚焦波束照射到 2 个焦点的情况以及将聚焦波束照射到 1 个焦点的情况的、被检体组织的位移和声强的关系的坐标图。

[0025] 图 8(a) 是从重视发送灵敏度的观点来说明基于实施例 1 的技术的从各焦点产生的横波的波形和发生了干涉的横波的波形，图 8(b) 是从重视安全性的观点来进行说明的

图。

- [0026] 图 9 是说明实施例 1 的被检体组织的位移方向和横波传播方向的图。
- [0027] 图 10 是表示实施例 1 的硬度检测方法的流程图。
- [0028] 图 11(a) 以及 (b) 是说明实施例 1 的硬度测定结果的显示方法的图。
- [0029] 图 12 是说明实施例 2 中的测定方法的序列的图。
- [0030] 图 13 是说明实施例 2 中的其它的测定方法的序列的图。
- [0031] 图 14(a) ~ (c) 是说明针对实施例 3 的 8 个焦点进行测定的方法的图。
- [0032] 图 15 是说明实施例 3 中的测定方法的序列的图。
- [0033] 图 16(a) 是说明在实施例 3 中使用的环状的阵列探头的立体图, (b-1) 以及 (b-2) 是说明使用阵列探头来进行 2 个焦点的测定的方法的图。
- [0034] 图 17 是表示实施例 4 的使用 2 个超声波探头的超声波诊断装置的系统构成的框图。
- [0035] 图 18(a) 以及 (b) 是说明实施例 4 的使用了 2 个超声波探头的测定方法的图。
- [0036] 图 19 是说明能在实施例 4 中使用的 2 焦点固定型的超声波换能器的前端部的构成的图。
- [0037] 图 20(a) 以及 (b) 是表示在实施例 5 中, 将组织假定为球体的情况下谐振频率的频谱分布和固有振动频率的关系的坐标图。
- [0038] 图 21 是表示实施例 5 的超声波诊断装置的系统构成的框图。
- [0039] 图 22 是表示实施例 5 中的合计摄像时间和温度上升的关系的坐标图。
- [0040] 图 23(a-1) 是表示将聚焦波束照射到 1 个焦点来使组织变形, 在多个位置 (X1、X2、X3、X4) 测定出的位移和时间的关系的坐标图; 图 23(a-2) 是表示对位移成为峰值的时间和各观测位置的关系进行线性近似后的直线的坐标图; 图 23(b-1) 是说明实施例 5 中的将聚焦波束照射到 2 个焦点的情况下观测点 A、B 的图; 图 23(b-2) 是表示此时的观测点 A、B 的位移和时间的关系的坐标图; 图 23(b-3) 是说明针对各观测位置的位移量的绝对值和横波的传播方向的图。

具体实施方式

- [0041] 下面来说明本发明的实施方式的例子。
- [0042] 在图 1 中示出实施方式的超声波诊断装置的整体构成。该超声波诊断装置具备: 向着未图示的被检体进行超声波束的收发的超声波探头 1; 使被检体内产生位移的位移生成部 10; 检测在被检体内产生的位移的位移检测部 20; 用于控制位移生成部 10 和位移检测部 20 的中央控制部 3; 收发切换开关 2; 和数字扫描变换器 4。
- [0043] 位移生成部 10 包括: 位移生成用发送波形生成部 11、焦点位置设定部 12、位移生成用发送波束生成部 13、和波束时间设定部 14。位移检测部 20 包括: 位移检测用发送波形生成部 21、位移检测用发送波束生成部 22、位移检测用接收波束运算部 23、检波部 25、和硬度频谱计算部 26。
- [0044] 超声波探头 1 经由收发切换开关 2 而与位移生成用发送波束生成部 13、波束时间设定部 14、位移检测用发送波束生成部 22、以及位移检测用接收波束运算部 23 连接。在超声波探头 1 内, 排列配置有将电信号变换为超声波信号的多个元件。

[0045] 首先,说明位移生成部 10 的各部的动作。位移生成用发送波形生成部 11 生成预先确定的位移生成用的发送波形。位移生成用发送波束生成部 13 使用在位移生成用发送波形生成部 11 中作出的波形,生成传递给超声波探头 1 的每个元件的发送信号。此时,位移生成用发送波束生成部 13 通过对每个元件的发送信号赋予规定的延迟或权重,按照从超声波探头 1 发送的超声波波束聚焦在由焦点位置设定部 12 所设定的位置上的方式来产生发送信号。来自位移生成用发送波束生成部 13 的发送信号(电信号)被传递到超声波探头 1。超声波探头 1 将发送信号变换为超声波信号。由此,向未图示的被检体照射位移生成用超声波波束。此时,焦点位置设定部 12 设定规定的多个焦点(焦点 F1、F2),波束时间设定部 14 按照以规定的切换周期交替地反复将位移生成用超声波波束照射到多个焦点(焦点 F1、F2)的方式(脉冲线性调频信号(burst chirp signal)),来设定位移生成用超声波波束的照射开始时间和结束时间。位移生成部 10 的各部的动作由中央控制部 3 来控制。

[0046] 接下来,说明位移检测部 20 的各部的动作。在照射位移生成用超声波波束后,为了检测被检体内组织的位移,而照射位移检测用超声波波束。位移检测用发送波束生成部 22 与位移生成用超声波波束相同地,使用由位移检测用发送波形生成部 21 作出的波形,生成传递给超声波探头 1 的每个元件的发送信号。此时,位移检测用发送波束生成部 22 通过对每个元件的发送信号赋予规定的延迟时间或权重,按照从超声波探头 1 发送的位移检测用的超声波波束聚焦在期望的位移检测点的方式来生成发送信号。超声波探头 1 接受该发送信号,将位移检测用超声波波束照射到期望的位移检测点。

[0047] 所照射的位移检测用超声波波束的一部分在被检体内反射而成为回波信号,并返回到探头 1。回波信号在超声波探头 1 中被变换为电信号。位移检测用接收波束运算部 23 取得超声波探头 1 的接收信号,进行用于波束形成的整相加法运算。位移检测用接收波束运算部 23 的输出在检波部 25 中被进行了包络线检波、log 压缩、带通滤波器所进行的滤波、增益控制等信号处理后,由硬度频谱计算部 26 计算与硬度相关的值。检波部 25 以及硬度频谱计算部 26 的输出在扫描变换器 4 中被变换为图像信号,在显示部 5 中显示为表示硬度的数值或图像。位移检测部 20 的动作通过中央控制部 3 来控制。

[0048] 实施例 1

[0049] 在本实施例 1 中,如图 2 所示,对使用线性阵列型的超声波探头 1,使其与被检体的体表面接触,将位移生成用超声波波束(下面也会记为聚焦波束)聚焦在 2 个焦点的情况进行说明。2 个焦点在体内的目标断层面中处于不同的 2 个光栅上(扫描线上),且位于距离体表面相同深度的位置。如图 3 所示,在各焦点聚焦的超声波的波束形成通过如下方式来实现:求取各焦点与超声波探头 1 的各元件 100 的位置间的距离,通过将元件间的距离差除以对象物的音速来算出延迟时间,位移生成用发送波束生成部 13 将该延迟时间赋予给每个元件 100 的发送信号,并进行发送。

[0050] 若将聚焦波束照射到焦点上,则与伴随着传播的超声波的吸收和散射相应地产生辐射压力。通常,在焦点处辐射压力最大,在焦点区域的生物体组织上产生与被检体表面垂直方向的位移。另外,若停止照射聚焦波束,则位移量缓和(图 4)。通过该辐射压力的生成,以聚焦点为起点,在与被检体表面平行的方向上产生并传播横波(图 2)。

[0051] 接下来,说明基于本专利中提出的脉冲线性调频法的聚焦波束的发送方法。在本实施例 1 中,从 1 个超声波探头 1 对图 2 所示的被检体组织的焦点 F1 和焦点 F2 交替照射

聚焦波束,由此交替地使焦点 F1、F2 产生位移。对各焦点的聚焦波束的照射的开启 / 关闭的切换定时由波束时间设定部 14 设定,对 2 个焦点的照射的开始以及结束在中央控制部 3 中进行控制。

[0052] 使用图 5 来说明对焦点 F1、F2 交替照射聚焦波束时的、聚焦波束照射的切换定时。如图 5 所示,在实施例 1 中,一边对被检体组织的焦点 F1 和焦点 F2 交替反复照射聚焦波束,一边慢慢降低对 1 个焦点照射超声波束的照射时间。即,使从焦点 F1 向焦点 F2 切换超声波波束的照射的周期 (T1、T2、T3、…… Tm…… Tend, m 为照射的反复的次数) 随着反复次数 m 增大而降低 (扫频, sweep)。实际上,以切换周期 Tm 来切换传递给探头 1 的电信号 (发送信号) 的焦点位置 (下面将此称为脉冲线性调频法)。在图 5 中,示出了切换周期 Tm 与 T(m+1) 之间的间隔 $\Delta Tm (= T(m+1) - Tm)$ 为负的常数时的位移生成发送波束的序列。

[0053] 另外,在图 5 中,位移生成用发送波束表示位移生成用发送波束生成部 13 传递给超声波探头的电信号的开启 / 关闭定时,位移检测用发送波束表示位移检测用发送波束生成部 22 传递给超声波探头 1 的电信号的开启 / 关闭定时。位移检测用接收波束表示位移检测用接收波束运算部 23 从超声波探头接受的电信号的开启 / 关闭定时。通过波束时间设定部 14 以及收发切换开关 2 的动作,根据图 5 的序列中所示的定时,对超声波探头 1 传递用于交替向焦点 F1 以及焦点 F2 发送聚焦波束的位移生成用发送波束,且为了检测出规定的位置的位移,将用于发送检测用超声波波束的位移检测用发送波束传递给超声波探头 1。在被检体内反射而返回超声波探头 1 的回波信号根据图 5 的位移检测用接收波束的开启 / 关闭定时被位移检测用接收波束运算部 23 接受。实际上,使位移检测用接收波束开启的动作是如下动作:在收发切换开关 2 中,断开位移检测用发送波束生成部 22 与超声波探头 1 的连接,进行位移检测用接收波束运算部 23 与超声波探头 1 的连接,取得接收信号,并进行用于波束形成的整相加法运算。

[0054] 使用图 5,来进一步详细说明基于脉冲线性调频法的聚焦波束的发送方法。设照射最初的聚焦波束的时刻为 $t = 0$ 。收发切换开关 2 在 $t = 0$ 将位移生成用发送波束生成部 13 与探头 1 连接,向探头 1 传递位移生成用发送波束 (电信号),对焦点 F1 照射聚焦波束 (开启 (= 1)),在焦点 F1 产生位移。此时,对焦点 F2 的聚焦波束的照射为关闭 (= 0) 的状态。由此,横波从焦点 F1 传播。此时,对焦点 F1 的聚焦波束在时刻 t 为 $0 \leq t \leq T1$ 时总是为开启状态。接下来,在时刻 $t = T1$,通过波束时间设定部 14 以及焦点位置设定部 12 的动作来切换位移生成用发送波束的波形,在使焦点 F1 的聚焦波束关闭的同时,使焦点 F2 的聚焦波束开启,在焦点 F2 产生位移。由此,横波从焦点 F2 传播。因而,在时刻 t 为 $T1 \leq t \leq T1+T1$ 时,对焦点 F1 的聚焦波束成为关闭,对焦点 F2 的聚焦波束成为开启。此时,从两个焦点 F1 向焦点 F2 的聚焦波束的切换周期为 $T1 (Tm, m = 1)$ 。

[0055] 第 $m = 1$ 次的聚焦波束的照射结束后,收发切换开关 2 将位移检测用发送波束生成部 22 和探头 1 连接。探头将位移检测用的聚焦波束照射到规定的位置。接下来,在收发切换开关 2 中,断开位移检测用发送波束生成部 22 与超声波探头 1 的连接,进行位移检测用接收波束运算部 23 与超声波探头 1 的连接。位移检测用接收波束运算部 23 取得来自规定的位置的超声波信号的回波信号的接收信号,进行用于波束形成的整相加法运算。

[0056] 接下来,进行第 $m = 2$ 次的聚焦波束的照射。使聚焦波束的切换周期 (照射时间) $T2 (Tm, m = 2)$ 比 $T1$ 短规定的时间,来进行对焦点 F1 和 F2 的聚焦波束的照射和位移检测。

对各焦点的突发信号 (burst signal) (聚焦波束) 的声强的大小既可以与 T_1 时相同, 也可以不同。一边缩短照射时间 (切换周期) T_m 一边反复进行上述步骤直到规定次数为止。

[0057] 伴随着聚焦波束的照射, 在焦点 F_1 和焦点 F_2 产生的横波一边传播一边彼此干涉, 或抵消, 或增强。另一方面, 在各焦点, 在位移的同时产生热。

[0058] 接下来, 说明 2 个焦点间的距离的合适的范围。在图 2 中, 设 2 个焦点间的距离为 d 。随着 d 的值变小、即随着焦点 F_1 与焦点 F_2 间的距离靠近, 横波的干涉的程度变大。但是, 若焦点的距离靠近, 则由于热传导而焦点间的区域的温度上升 E 可能变得大于焦点上的温度, 对被检体组织带来的影响变大, 安全性上并不理想。反之, 若将 d 设得过大, 则虽然抑制了温度上升, 提高了安全性, 但干涉的程度也变小。因而, d 的最合适值是 2 个焦点之间的区域中的温度上升的最大值与各焦点上的温度上升的最大值相等、且会产生横波的干涉的值。具体来说, 最合适值 d 依赖于焦点的深度、聚焦波束的照射时间、频率、诊断部位 (对生物体的音速、超声波吸收、热传导率等产生影响) 等。由于生物体的热传导率为大约 $0.6\text{W}/\text{m}/\text{K}$, 因此在照射时间为数 ms 时, 在焦点附近, 温度上升的范围与聚焦波束的宽度为相同程度, 为了使 2 个焦点之间的区域的温度上升的最大值与各焦点上的温度上升的最大值相等, 需要与聚焦波束的宽度相同或为聚焦波束的宽度以上的距离 d 。具体使用图 6(a)、(b)、(c) 来对其进行说明。在图 6(a)、(b)、(c) 中, 示出了在聚焦波束的宽度与聚焦型换能器的波束宽度大致相等、设为焦点位置上的超声波能量密度首次成为零的区域 (圆) 的直径的情况下距离 d 与温度上升 E 的关系。从图 6(a)、(b)、(c) 所示的各焦点上的温度上升的波形可知, 温度上升在焦点 F_1 、 F_2 的位置上成为最大, 在超过波束宽度 d 的地方成为零。因此, 在图 6(a) 所示那样距离 d 大于波束宽度的情况下、和图 6(b) 所示那样距离 d 等于波束宽度的情况下, 各焦点上的温度上升的最大值与将各温度上升合并后的整体的温度上升的最大值相同。另一方面, 在如图 6(c) 所示那样距离 d 小于波束宽度时, 整体的温度上升的最大值比虚线所示的各焦点位置上的温度上升的最大值增加了 ΔE 。因此, 可知只要将距离 d 设为与波束的宽度相同或为波束宽度以上, 就能确保与温度上升相关的安全性。

[0059] 在此, 说明进行测定时的最合适值 d 的设定。例如在肝脏的诊断的情况下, 在焦点深度为 4cm , F 值为 1, 载波频率为 2MHz 时, 波束宽度为 1.8mm 。其中, F 值通过焦点深度 / 口径而计算出, 波束宽度通过 $(2.44 \times F \text{ 值} \times \text{载波信号的波长})$ 而计算出。另外, 在设波束的照射时间即切换周期 T_m 的平均值为 $180\text{ }\mu\text{s}$, 横波的速度为 $1\text{m}/\text{s}$ 时, 横波的波长 λ 为大约 0.2mm 。进而, 在该载波频率下, 根据实验数据, 能检波的横波的传播距离的最大值为大约 6mm 。根据这些值, 使用波束宽度、最大传播距离、横波的波长 λ , 按照满足 $10\lambda < d < 30\lambda$ 的方式来设定 d 的值。同样地, 在诊断乳房的情况下, 在焦点深度为 2cm , F 值为 1, 载波频率为 7MHz 时, 波束宽度计算为 0.5mm 。在切换周期的平均值为 $110\text{ }\mu\text{s}$, 横波的速度为 $1\text{m}/\text{s}$ 时, 横波的波长 λ 为大约 0.1mm 。在该载波频率下, 根据实验数据, 能检波的横波的传播距离的最大值为大约 3mm 。因此, 按照满足 $5\lambda < d < 30\lambda$ 的方式来设定 d 的值。通过中央控制部 3 从未图示的存储器中读取该值 d , 并设定于焦点位置设定部 12 中。进而, 根据设定的 d 的值和预测的横波速度的值, 来决定与切换周期相关的值。

[0060] 接下来, 说明位移检测部 20 的硬度频谱计算部 26 中的与硬度相关的值的算出方法。在本实施例中, 一边使切换周期 T_m 变化, 一边求取在 2 个焦点 F_1 、 F_2 产生的横波进行干涉而振幅变大时的切换周期, 并进行硬度的测定。在此, 说明干涉波放大的条件。将切换

周期 T_m 的倒数表示为切换频率 (反复频率) f_m , 设 $f_m = 1/T_m$ 。在此, 干涉波放大而位移量的绝对值成为峰值 (极大值) 的条件是 2 个焦点间的距离 d 成为波长 λ 的 $(n+1/2)$ 倍的情况, 能用下述的式 (1) 来表示 (图 7(a))。此时的切换频率 f_m 用 $f_m(n)$ 来表示。

[0061] $k \times d = (2 \pi f_m(n) / c) \times d = 2 \pi (n+1/2) \dots \dots (1)$

[0062] 其中, k 为波数 ($= 2 \pi / \lambda$), c 为横波速度, n 为 0 或正整数 ($n = 0, 1, 2, \dots \dots$)。横波速度 c 为在组织性状中固有的值。

[0063] 若假设成为峰值的切换周期 T_m 的值为 $T_m(n)$, 则 $T_m(n) = 1/f_m(n)$, 因此根据式 (1) 如下述的式 (2) 那样导出 $T_m(n)$ 。

[0064] $T_m(n) = d/c \times (2/(2n+1)) \dots \dots (2)$

[0065] 例如, 在 $n = 1$ 、 $d = 2$ [mm] 时, 在 $c = 1$ [m/s] 时, $T_m(1) = 1.3$ [ms] ($f_m(1) = 750$ [Hz]), 在 $c = 5$ [m/s] 时, $T_m(1) = 0.3$ [ms] ($f_m(1) = 3.8$ [kHz])。

[0066] 如先前所述, 横波速度 c 依赖于组织的硬度, 由于硬度越硬则 c 越大, 因此能根据 $T_m(n)$ 的值来估计组织的硬度。

[0067] 2 个焦点 F_1, F_2 之间的聚焦波束的开启和关闭的切换周期 T_m 优选控制在数 Hz ~ 数 kHz 的范围内。

[0068] 在本发明中, 特征在于并不是通过聚焦波束的载波信号的周期, 而通过 2 个焦点 F_1, F_2 间的切换周期 T_m 即开启和关闭的时间控制来进行硬度测定。因此, 通过提高载波的频率, 能使波束的宽度变窄, 以高空间分辨率来进行拍摄。

[0069] 具体来说, 在硬度频谱解析部 26 中, 对来自检波部 25 的输出信号进行频谱解析, 算出振幅值成为最大值的 f_m 和与其对应的 T_m , 并计算与硬度相关的值。

[0070] 若使用本发明的技术, 如图 7(b) 所示, 在对各焦点的声强相等的情况下, 与仅对 1 个焦点辐射聚焦波束的情况相比, 使从 2 个焦点产生的横波干涉的情况能获得更大的位移。

[0071] 在图 8(a) 中示出从 1 个焦点产生的横波的信号波形、和从 2 个焦点产生的横波的干涉波形。其中, 在图 8(a) 中, 假设对 1 个焦点照射聚焦波束, 在能观测到横波的位移时的最小的振幅为 1。例如, 如图 8(a) 所示, 在对各焦点的聚焦波束所产生的横波的振幅为 1 时, 在切换周期成为 T_m 时, 干涉波的振幅比干涉前的振幅大 (理想为 2 倍), 能提高针对发送波的位移的生成效率即发送灵敏度。另外, 在希望重视安全性的情况下, 如图 8(b) 所示那样, 减小对各焦点的聚焦波束的声强。虽然在干涉前的横波的振幅小于 1 时不能测定横波的位移, 但在干涉前的横波的振幅大于 0.5 的情况下, 切换周期为 T_m 时的干涉波的振幅变大 (理想为 2 倍), 振幅成为 1 以上, 因此能检测出位移。

[0072] 另外, 在频率、聚焦波束的形状等相同的情况下, 除了控制上述位移生成用的聚焦波束的振幅来降低声强的方法以外, 还有在聚焦波束开启的时间 T_m 中, 在最后的 $n\%$ (n 为正的实数) 设置关闭的时间, 由此来提高安全性的方法。这种情况下, 要注意即使设置关闭时间也不会改变切换周期 T_m 。

[0073] 在本实施例的硬度测定方法中, 连结 2 个焦点 F_1, F_2 的线段并不限于与体表面平行的情况, 也可以相对于体表面倾斜。其中, 在位移检测用发送波束生成部 22 中, 对输入给位移检测用接收波束运算部 23 的接收波束进行控制, 以使得接收波束的方向不与横波的前进方向平行, 而且两者尽可能正交。其原因在于, 如图 9 所示, 由于横波的传播方向成为

与位移方向即位移生成用聚焦波束的方向垂直的方向,因此若接收波束的传播方向与横波的传播方向平行,则会丧失针对位移的检测灵敏度。因此,连结 2 个焦点 F1、F2 的线段优选设定为与体表面平行,且设定为不与体表面垂直(相同光栅上)。

[0074] 另外,照射位移检测用的超声波波束的位移检测点需要设法设定于如图 9 的 A 那样的地方,并尽可能不采用 B 那样位移极小的地方。这样的考虑在像仅对 1 个焦点进行聚焦波束的照射的情况下并不是那么重要。但是,在如本实施例那样,对 2 个焦点照射聚焦波束,并检测以 2 个焦点为音源的横波的干涉所引起的位移的情况下,由于位移量的绝对值(=振幅值)的极大点和极小点交替分布,因此优选:对位移进行监视的光栅选择估计成为位移量的绝对值的极大点的地方,或设定多点的监视点,设法将极大点包含在观测点中。在进行多点监视的情况下,也可以将极大点上的位移和极小点上的位移的绝对值的差分值作为位移量。

[0075] 图 10 中示出本实施例的超声波诊断装置进行的硬度诊断方法的流程图。测定方法有对 1 组的焦点进行测定的方法,和在断层面内的某区域中,对多个焦点的组的位置一边进行扫描一边进行测定的方法。

[0076] 首先,说明对 1 组的焦点进行测定的方法。在步骤 H0 中开始诊断。在步骤 H1 中,首先显示对位移检测用的超声波进行收发而拍摄的图像。设显示的图像为 B 型图像或以现有方式拍摄的弹性成像的像。

[0077] 接下来,在步骤 H2 中设定焦点 F1、F2。2 个焦点将 2 个焦点的中心点(在此为连结各组的 2 个焦点间的直线的中心点)设定为 POI(Point of Interest,兴趣点),并设定 2 个焦点间的距离 d。POI 既可以由操作者一边观察在步骤 H1 中显示的图像一边使用未图示的输入装置(键盘、鼠标、触控面板等)来进行设定,而且,也可以将根据所拍摄的图像的亮度值和组织的形状等而计算出的估计值自动地设定于焦点位置设定部 12。在自动地设定 2 个焦点的情况下也可以省去步骤 H1。在操作者手动进行设定的情况下,能避开血管等来设定焦点。在此,如前所述,将 2 个焦点间的距离设定为小于 2 个横波相互干涉的距离、且大于照射到各焦点的聚焦波束的宽度的值。在由操作者来决定焦点位置情况下,在画面上显示前述的距离 d 的最合适值(或最合适距离 d 的最大值和最小值),据此来决定位置。设定了距离 d 后,根据预想的横波的速度来决定式(2)的 n 的值和最合适的位置。在此,观测点在横波的传播距离内,根据横波的位移的绝对值的极大点、或包含极大点的多个位置来决定。也可以将决定的 n 和 观测位置显示于画面。

[0078] 接下来,在步骤 H3 中,设定 2 个焦点 F1、F2 间的聚焦波束的照射时间的切换周期 Tm 的初始值 T_{start}、最终值 T_{end}、以及间隔 ΔT。将初始值 T_{start}、最终值 T_{end} 设定为针对测定部位和 2 个焦点间的距离 d,能在满足式(2)的范围内获得峰值的值。该设定值既可以按照测定部位、深度、焦点间的距离等而自动地设定,也可以由操作者使用输入装置来进行设定。反之,也可以先决定 n 和 观测点,再决定距离 d。其中距离 d 是上述的范围内的值。这种情况下,颠倒步骤 H3 和步骤 H2 的顺序。

[0079] 在步骤 H4-1 中,设定测定范围。首先,设定横波的观测点(位移检测点)。观测点的设定可以自动进行设定,或者由操作者用输入装置来进行设定。另外,决定在观测点上的横波传播的振幅(数 μm~数十 μm)的检波中使用的光栅和光栅上的采样点。在各光栅中,按照对于预想的横波的频率满足尼奎斯特定理(Nyquist theorem)的方式来设定位移

检测用波束的接收的 PRF(反复被发送的脉冲的频率)。例如,在光栅与横波的位移的方向相同的情况下,设 PRF 为横波的频率的 2 倍以上。

[0080] 接下来,在步骤 H4-2 中,取得在相关运算(在后面的横波的位移检测时进行)中使用的参照信号。参照信号是针对测定范围内的光栅,通过与后述的步骤 H6-1 相同的位移检测用波束的收发而取得的。另外,也可以使用在步骤 H1 中显示的 B 型像的信号数据来作为参照信号。在这种情况下,能省去步骤 H4-2 的工序。

[0081] 在步骤 H5 中,以 $T_1 = T_{start}$ 的切换周期对 2 个焦点 F1、F2 交替发送脉冲线性调频信号(聚焦波束),在 2 个焦点产生横波。

[0082] 在步骤 H6-1 中,在步骤 H4-1 所设定的测定范围内进行用于观测横波的位移检测用波束的收发。各测定点上的位移检测既可以在从脉冲线性调频信号成为关闭起到在全部的观测点上横波都到来并穿过为止的期间中总是进行检测,也可以预先根据焦点与观测点的距离、和估计的横波速度来求取横波到来后到穿过为止的时间,仅在该时间进行检测。后者由于更能提高 PRF,因此能进行高精度的位移检测。在检波部 25 中对接收信号在带通滤波等的信号处理中提取出相当于 f_m 的信号后,进行公知的相关运算,来计算横波的位移。相关运算使用参照信号、和通过位移检测用波束而接收到的每单位时间的回波信号来进行计算。通过该计算,能获得各观测点上的横波的时间波形。

[0083] 在步骤 H10,判定前一个切换周期 T_m 是否为 T_{end} 。若不是 T_{end} ,则再度返回步骤 H4-2 或步骤 H5,并以下一个 $T_{(m+1)}$ 的切换周期来发送脉冲线性调频信号。在返回步骤 H4-2 的情况下,由于再度取得参照信号,因此基于测定中的焦点位置的偏移的相关运算的鲁棒性较大。在将 2 个焦点的位置的移动返回步骤 H5 的情况下,能缩短测定时间。

[0084] 在 T_{end} 的情况下,在步骤 H6-2 的工序中,对 B 型像或现有方式下拍摄的弹性成像的像进行拍摄。在图 5 的序列中,未图示拍摄的顺序。在使用在步骤 H1 中显示的图像的情况下,还能省去步骤 H6-2 的工序。

[0085] 在步骤 H7 中,根据针对不同的切换周期(或切换频率)的位移量的绝对值的关系来进行频谱解析,根据成为峰值的频率 f_m 和频率 T_m 来计算与硬度相关的值,并将结果显示于画面。另外,在设定多个观测点(位移检测点)的情况下,进行频谱解析的观测点使用横波的位移量的绝对值的峰值具有最大的值的观测点的时间波形。

[0086] 在与步骤 H1 或步骤 H6-2 中拍摄的 B 型像、或以现有方式拍摄的弹性成像的像相同的画面上将计算结果显示成数值。所显示的硬度的值使用与 T_m 对应的横波速度 c 、根据横波速度而计算出的剪切弹性模量或杨氏模量等。另外,既可以在与 B 型图像或已有的弹性成像图像相同的画面上用 2 个画面来显示以 T_m 或 f_m 为横轴、以位移量/形变量/亮度值等为纵轴的坐标图,也可以切换来显示。进而,如图 11(a) 所示,可以将 2 个焦点 F1、F2 的位置、距离 d 重叠于图像上来进行显示,或者也可以与聚焦波束照射时间的切换周期的初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 以及间隔 ΔT 一起显示在画面内。由此,操作者能观察所显示的图像或坐标图,改变 2 个焦点的位置、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,来再次进行测定。

[0087] 在步骤 H8 中,由操作者来判断是否结束测定。在再次重新设定 2 个焦点的位置、切换周期的初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 以及间隔 ΔT 、与测定范围相关的值,来进行测定的情况下,能返回步骤 H2、步骤 H3 或者步骤 H4-1 来重新进行诊断。在不进行再次测定的情况下

下,在步骤 H9 结束测定。

[0088] 在此,说明在改变 T_m 来进行测定的期间被检体发生移动的情况下、补正基于移动的焦点位置的方法。在从步骤 H10 返回步骤 H4-2 并取得参照信号时,通过超声波收发来取得包含在步骤 H2 中设定的焦点位置以及估计的焦点位置的移动位置的二维数据,并利用公知的矢量映射 (vector matching) 法,使用在步骤 H1 中显示的 B 型像的数据中相应范围的数据、以前的步骤 H-2 中取得的二维数据,来算出焦点的移动量的矢量。根据算出的移动量的矢量来计算当前的 2 个焦点的位置,并将其重叠在在步骤 H1 中取得的 B 型像上而在画面上显示 2 个焦点的位置的轨迹,由此操作者能观测到被检体的移动。另外,也可以在步骤 H-2 中取得帧内的全部的数据,使用其中的相应范围的数据来计算移动量。这种情况下,也可以在显示位置的轨迹的同时,还更新帧的 B 型像。

[0089] 对应于移动后的 2 个焦点的位置还对参照信号进行补正。移动量的计算可以在针对各切换周期 T_m 的每次位移检测之后进行,或在多个 T_m 之后进行。在步骤 H4-2 中,在每次计算移动量的情况下,针对移动的鲁棒性提高。另外,在针对多个 T_m 的位移检测之后计算移动量的情况下,由于能缩短测定时间,因此在不怎么移动的情况下是有效的。除了在步骤 H4-2 中显示焦点位置的轨迹之外,也可以在显示步骤 H7 的硬度时,显示移动量的轨迹、在步骤 H2 中设定的焦点位置和最终的焦点位置、在步骤 H2 中设定的焦点位置和最终的位置的矢量等。另外,也可以在相同画面上相邻显示没有进行焦点位置的补正的情况下测定结果和进行了补正的情况下测定结果这 2 个结果,或者也可以切换来进行显示。操作者能够确认即使进行测定的地方移动硬度也没什么变化,或确认测定结果中存在偏差等。

[0090] 在对 1 组的焦点反复进行多次测定的情况下,例如,既可以仅显示最新测定的结果的数值,而且,也可以将每次测定的结果存储于未图示的记录介质中,列举多个测定结果的数值,或使用表、坐标图等来进行显示。另外,也可以显示多个测定结果的平均值或分散值等。平均值或分散值使用针对相同的 2 个焦点的每次测定的结果的值,或者使用在空间上不同的 2 个焦点上进行测定的结果。除了显示为数值以外,还有将多处的测定结果二维显示为灰色标度 (gray scale) 的亮度值或色表 (color map) 的方法。这种情况下,既可以在 B 型像上重叠色表来进行显示,或者在与 B 型图像或现有方式的弹性成像图像相同的画面上用 2 个画面来显示,也可以切换显示。还可以显示色带 (color bar)。另外,也可以与数值一起显示。显示的二维图像既可以仅使用最近测定的结果来进行显示,也可以显示多个测定结果的平均值。

[0091] 接下来,说明在断层面内的某区域中,设定多个焦点的组,对这些焦点的组的位置一边进行扫描一边进行测定的方法。其中,以与前面说明了的不扫描而进行测定的情况下流程图不同的部分为中心来进行说明。

[0092] 在图 10 的步骤 H2 中,将多个 2 个焦点的组设定为 LOI (Line of Interest, 兴趣线) 或 ROI (Region of Interest, 兴趣区域)。在 LOI 的情况下,将 2 个焦点的组的中心点设定在某直线上,在 ROI 的情况下,将 2 个焦点的组的中心点设定在四角或测定部位的轮廓的形状等上。也可以由操作者使用输入装置来输入 LOI 或 ROI。另外,也可以通过图像处理从在步骤 H1 中显示的断层像中提取测定部位的轮廓等,从而自动地设定 LOI 或 ROI。在 LOI 和 ROI 的设定之后,设定各组的 2 个焦点的距离、焦点的组的个数、以及多个焦点的组的中心点间的距离。其中,使各组的 2 个焦点的距离在前述的范围内。另外,各焦点的组的距离

按照在各焦点的组中传播的横波彼此不重叠的方式来进行设定。此时,由于横波的传播距离>聚焦波束的波束宽度,因此,在各焦点的组的测定时产生的温度上升不会相互干扰。在由操作者进行输入的情况下,显示能设定的各组的2个焦点的距离、焦点的组的个数、以及多个焦点的组的中心点间的距离。焦点的组的中心点既可以按照等间隔配置的方式进行设定,也可以不是等间隔配置。

[0093] 在步骤H4-1中,自动地、或由操作者用输入装置来设定针对各焦点的组的测定范围。另外,设定针对各焦点的组的进行测定的顺序。在进行设定时,相邻的顺序的2个焦点的组选择尽可能远离的地方(例如左上和右下)。这是为了尽可能避免给对各2个焦点的聚焦波束的辐射所引起的生物体的温度上升带来的影响。

[0094] 在步骤H5、步骤H6-1的步骤中,以在步骤H4-1中设定的顺序,对各焦点的组进行切换周期T_m的脉冲线性调频信号的发送、以及位移检测。在步骤H7中进行显示时,例如,既可以将色表重叠在步骤H6-2所拍摄的B型像上来重叠进行色表显示,或者也可以在与B型图像相同的画面上用2个画面来进行显示,也可以切换进行显示。还可以显示色带。另外,也可以显示LOI、ROI、焦点的位置。操作者确认硬度并没有因为进行测定的地方不同而有大的变化,或确认根据地方不同而存在偏差。另外,关于与所显示的二维硬度相关的结果,在由操作者使用输入装置指示了ROI内的任意的点的情况下,也可以在画面上显示与硬度相关的值。另外,也可以计算针对多个焦点的组的测定结果的平均值或分散值,并在画面上显示。

[0095] 在此,与1组焦点时相同,在进行测定的期间,在断层面上各焦点的组的位置有移动的可能性。因此,与1个组的测定的情况相同,在第2次以后的步骤H4-2中计算各焦点的组移动的矢量,并更新参照信号。如图11(b)所示,在步骤H7中按照通过计算而求出的移动的矢量来补正焦点的位置或显示硬度的位置,并显示最终的各组的焦点的位置。另外,移动量的矢量与只对1组测定时相同,也可以在改变切换周期T_m时一边进行更新一边将焦点位置的轨迹重叠在B型像上来进行显示。

[0096] 下面,叙述实施例1的硬度的测定方法的变化。

[0097] 如图7(a)所示,对于1个组的2个焦点的硬度测定,在能观测到多个峰值的情况下,能根据用多个切换周期T_m(n)使用式(2)而算出的多个c的值的平均值来进行估计。而且,还能根据成为峰值的切换周期T_m(n)的间隔 $\Delta T_m = T_m(n+1) - T_m(n)$ 来估计硬度,或者根据多个切换周期的间隔 ΔT_m 的平均值来估计硬度。在此, ΔT_m 根据式(2)如下述式(3)那样导出。

$$[0098] \Delta T_m = d/c \times (-4/((2n+1) \times (2n+3))) \dots \dots (3)$$

[0099] 另外,在上述的实施例1中,按照对2个焦点F1、F2的聚焦波束交替地照射(开启/关闭)的方式进行控制,但也可以按照同时照射(开启/关闭)的方式进行控制,从而能在同时刻使2个焦点F1、F2产生位移。这种情况下,由于干涉波放大而具有峰值的条件是在2个焦点的距离d为横波的波长 λ 的(n+1)倍时,因此与式(1)对应而成为式(4)。

$$[0100] k \times d = (2\pi f/c) \times d = 2\pi (n+1) \dots \dots (4)$$

[0101] 另外,作为高精度的硬度测定方法,也可以在第一次,先粗略地设定切换周期的间隔 ΔT 来进行测定,并求取T_m,在下一次的测定中,以T_m附近的切换周期来更细微地设定 ΔT ,由此求取更详细的T_m的值。

[0102] 另外,在上述的实施例1中,以各切换周期 T_m 分别对2个焦点F1、F2照射一次聚焦波束,然后变更为下一切换周期 $T(m+1)$,但并不限于此,也可以在以相同的切换周期 T_m 对2个焦点 F1、F2 交替地反复进行多次聚焦波束的照射后,再设定为下一切换周期 $T(m+1)$ 。通过以相同的 T_m 来交替地反复进行多次照射,能进行更高灵敏度的测定。

[0103] 在上述的实施例1中,使切换周期 T_m 的值从较大的值向较小的值变化,但也可以反过来,使其从较小的值向较大的值变化。另外, ΔT_m 除了固定值以外,还可以是等比级数等的根据某函数而变更的值。

[0104] 进而,在实施例1中,说明了根据峰值(极大值)来估计硬度的方法,但也可以用极小值。这种情况下,在图7(a)中,使用 $kd = 2\pi, 4\pi, \dots$ 的值。另外,还能根据极大值与极小值的间隔来进行估计。极大值与极小值的间隔为式(3)所示的峰值的间隔 ΔT_m 的 $1/2$ 倍,因此与测定峰值的间隔相比能缩短时间。

[0105] 进而,在实施例1中,说明了对2个焦点照射聚焦波束的方法,但还能在生物体内的一条直线上等间隔地设定2个以上的多个焦点(例如是4个),对隔了1个焦点的各焦点,以与焦点F1或焦点F2相同的序列来照射聚焦波束(例如对于4个焦点,从端部起依次为图5的焦点F1的序列、焦点F2的序列、焦点F1的序列、焦点F2的序列)。由此,由于彼此干涉的波的数量增加,因此能进一步在确保安全性的同时提高灵敏度。

[0106] 在实施例1中,一边使聚焦波束的开启/关闭的切换频率 f_m 进行扫频一边进行超声波收发,但也能仅用特定的切换频率 f_m 来进行测定。例如,以图12的方法来进行测定。这种情况下,根据基于脉冲线性调频法的硬度诊断而获得的横波速度 c 来设定为最合适的焦点间的距离 d 、特定的切换周期而进行测定,由此能进行更高精度的测定。

[0107] 进而,还考虑使切换频率 f_m 固定并改变焦点间的距离 d 来进行测定的方法。在该方法中,由于能使聚焦波束的聚焦位置变化,因此能进行更安全的测定。

[0108] 另外,也可以取代切换突发的切换频率 f_m 来发送波束,而通过使用包含多个 f_m 的随机波,使聚焦波束的照射以及位移检测用波束的收发成为一次。在横波的位移计算后进行频谱解析,计算针对多个 f_m 的位移。由此,能缩短测定时间。

[0109] 测定对象例如能举出肝脏、胸部、血管等。

[0110] 实施例2

[0111] 在实施例2中,将对2个焦点中的1个焦点的聚焦波束的波束照射时间的切换周期保持为恒定,仅改变对另一个焦点的波束照射时间的切换周期。即,是对相位进行扫描的方法。

[0112] 使用图12来说明实施例2。如图12的聚焦波束的序列所示那样,将焦点F1以及焦点F2为开启状态的时间宽度设为 T_a (固定)。另外,按照使从对焦点F1的聚焦波束成为开启起直到对焦点F2的聚焦波束成为开启为止的时间宽度 T_m 的值如 $T_1 (= T_{start} = T_a)$ 、 T_2, T_3, \dots 那样以恒定的间隔 ΔT 渐渐变小的方式来进行控制。在该方法中,由于不用改变对焦点F1的切换周期的值的设定,因而能缩短测定时间。

[0113] 在2个焦点的各自中,由于聚焦波束成为开启的时间宽度都是 T_a ,因此2个焦点上的声能以及位移量相同。

[0114] 另外,如图13所示,将焦点F1、焦点F2成为开启的时间宽度(照射时间)固定在 T_b ,通过将 T_b 设定得充分短,能使得焦点F1与焦点F2成为开启的时间不会重叠。这种情

况下,由于能分开对 2 个焦点照射聚焦波束,因而没有波束间的干涉的影响。使从对焦点 F1 的聚焦波束成为开启起直到对焦点 F2 的聚焦波束成为开启为止的时间宽度 T_m 如 ($T_m = T_1 (= T_{start})$ 、 T_2 、 T_3 ……) 那样以恒定的间隔 ΔT 渐渐变小。也能用使 T_m 的值渐渐变大的方法。在图 10 的流程图的步骤 H3 中,除了设定初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 、以及时间间隔 ΔT 以外,还设定 T_a 和 T_b 。

[0115] 实施例 3

[0116] 在本实施方式中,说明为了进行测定部位的二维的硬度的诊断,在多个地方使波束聚焦来进行测定的情况。在图 14 中示出了对位于同心圆上的 8 个聚焦点 F1、F2、F3、F4、F5、F6、F7、F8 进行测定的情况下聚焦点的照射方向、以及与此相伴而产生的横波的传播方向。在本实施例中,将焦点数量设为 8 个点,但焦点数量并不限于此。在图 14(a)、(b)、(c) 中示出了 2 个焦点的组的变化。例如,在图 14(a) 中,相邻的点即焦点 F1 与焦点 F2、焦点 F2 与焦点 F3、焦点 F3 与焦点 F4……构成组。这些组的测定在想要测定组织形状的轮廓的硬度的情况下特别有效。另外,在图 14(b) 中,焦点 F1 与焦点 F2、焦点 F3 与焦点 F4、焦点 F5 与焦点 F6……是相对的 2 个焦点的组。这种情况下,在想要测定测定部位的内部硬度的情况下是有用的。对应的组并不限于此,也可以如图 14(c) 所示那样,隔开 1 个焦点而构成组,也可以是此外的组合。

[0117] 针对图 14(a)、(b)、(c) 的各自的结果的显示方法,既可以显示用 2 对的组而测定的硬度的测定值的平均值或分散值,也可以用亮度图像或色表来进行二维显示。而且,也可以对图 14(a)、(b)、(c) 的 2 种以上的变化的测定值的平均值或分散值、二维显示等进行显示。在此,如前所述,连结各个组的 2 个焦点的线段按照不位于垂直于体表面的方向即不位于超声波探头 1 的相同的光栅上的方式来配置。

[0118] 既可以由操作者利用输入装置来决定测定部位和成对的组,也可以设定在根据先前拍摄的图像而估计出的部位。另外,在本实施例中,同心圆状地设定了焦点,但形状并不限于此。也可以在诊断装置内的未图示的存储器中预先保存多个形状的信息,例如与圆、四角形相关的信息,并由操作者在画面上自由进行移动或变形来决定上述的组。进而,也可以是由操作者输入各个点的任意形状。

[0119] 进行超声波收发的 2 个焦点的组的顺序,在图 14(a) 中,既可以以 F1 与 F2、F2 与 F3、F3 与 F4 的顺序设置为顺时针,也可以设置为逆时针。另外,也可以像 F1 与 F2、F3 与 F4、F5 与 F6 那样隔开一个焦点来进行设定。对于图 14(b) 和图 14(c) 也能控制进行测定的组的顺序。

[0120] 在本实施例 3 中,只要在图 10 的流程图中追加直到对全部的 2 个焦点的组的测定结束为止反复进行步骤 H5、步骤 H6-1、步骤 H6-2 的工序即可。焦点的组的设定自动地或由操作者来设定。在由操作者进行设定的情况下,在步骤 H2 中进行设定。

[0121] 接下来,说明实施例 3 的变化。

[0122] 为了提高帧速率,在如图 14(b) 中的焦点 F1 与焦点 F2、焦点 F5 与焦点 F6 那样使连结 2 个焦点的线段彼此正交的情况下,由于横波的传播方向相差 90 度,因此可以如图 15 的序列那样,在 1 组的脉冲线性调频的序列中,组合另一个组的脉冲线性调频。例如,假设针对向焦点 F1 与 F2 的聚焦波束的切换周期为 T_1 、 T_2 、 T_3 、……、 T_m 。此时,假设针对向焦点 F5 与焦点 F6 的聚焦波束的切换周期为 S_1 、 S_2 、 S_3 、……、 S_m ($S_m = n \times T_m$, n 为正的实

数)。其中 $T_m \neq S_m$ 。如此,若针对各组的切换频率不同,则产生的横波的频率也不同。两者的切换频率只要没有进入到各自的频带宽度之中,则在位移计测后能通过滤波处理而进行分离。

[0123] 此时,对各组的焦点间的距离进行如下设定。例如,若假设横波速度 c 在两者的焦点的组之间为大致相同,则根据横波速度 $c = \text{波长} / \text{切换周期} (= \text{波长} \times \text{切换频率})$ 的关系,在切换周期 S_m 为 T_m 的 N 倍时,波长也为 N 倍。因此,在 $S_m = N \times T_m$ 的情况下,若将焦点 F_5 与焦点 F_6 间的距离设定为焦点 F_1 与焦点 F_2 间的距离的 N 倍,则能对与焦点 F_1 和焦点 F_2 同等程度的横波速度进行测定。焦点 F_1 与焦点 F_2 成为开启的时间和焦点 F_5 与焦点 F_6 成为开启的时间既可以相同,也可以不同。在图 12 中,通过使向焦点 F_2 与焦点 F_5 的聚焦波束成为关闭的时刻为相同时间,能在刚成为关闭后立刻发送位移检测用波束。

[0124] 位移检测用的超声波波束的方向控制为能观测到 2 个横波的最合适的位置、即按照位移检测用的超声波波束与 2 个横波的前进方向的任意一个都不平行、且尽可能正交的方式进行控制。

[0125] 另外,在图 10 的流程图中,在步骤 H2 中指定正交的 2 组焦点,按照 1 组焦点间的距离为另一对的 N 倍的距离的方式来进行设定。进而,在步骤 H3 中,若设定了对 2 个焦点的聚焦波束的照射时间的切换周期的初始值 T_{start} 、最终值 T_{end} 、以及间隔 ΔT ,则对于在步骤 H2 指定的与 N 倍的距离对应的组,自动地设定切换周期的初始值 S_{start} 、最终值 S_{end} 、以及间隔 ΔS 。

[0126] 作为进一步的变化,代替对乳房进行测定的情况下的线性阵列型的探头,按照包围乳房的全周的方式来安装如图 16(a) 所示那样的环状的阵列探头 200,从而能进行硬度的诊断。多个环状阵列探头的各探头 110 配置在环状阵列探头 200 的圆周上,通过对环状阵列探头的各探头 110 电子地施加延迟,能在位于环的内侧的部位的被检体内的任意部位使聚焦波束聚焦。如此,例如能举出如下方法:如图 16(b-1) 那样,对位于被检体内的某个圆周上的 2 个不同的焦点 F_1 、 F_2 辐射聚焦波束,并测定与硬度相关的值。在对各焦点照射聚焦波束时,通过对各焦点使用相对于圆的中心为相反侧的探头组,比起使用靠近的探头,能使用更多的探头,容易作出期望的波束形状。另外,在如图 6(b-2) 所示那样,2 个焦点相对于圆的中心位于相反的方向的情况下,由于能分别从相反方向照射聚焦波束,因此能减小波束间的干涉。因此,若使用环状阵列探头的各探头 110,则能更有效率地进行沿着图 14 所示的圆周的硬度的诊断。

[0127] 实施例 4

[0128] 使用图 17 来说明实施例 4。在本实施例中,使用位移生成用和检测用这 2 个超声波探头。能分别单独使发送用的探头和接收用的探头的位置移动。在测定中,例如如图 18(a) 那样,将被检体置于位移生成用超声波探头 6 和位移检测用超声波探头 7 之间,在位移生成用超声波探头 6 中发送聚焦波束,在位移检测用超声波探头 7 中进行位移检测用超声波波束的收发。另外,也可以如图 18(b) 所示那样,在预先固定探头彼此之间的角度的状态下,将 2 个探头设置于被检体表面。设置的方法、2 个超声波探头的位置关系采用易于检测出作为目标的测定部位和位移的最合适的方法。

[0129] 位移生成用超声波探头 6 也可以使用线性阵列型的探头。另外,也可以使用如图 19 所示那样的 2 焦点固定型的超声波换能器 300。图 19 表示 2 焦点固定型的超声波换能

器的截面形状。2 焦点固定型的超声波换能器 300 是将具有相同曲率（即焦点距离）且具有相同口径的 2 个凹面型换能器 A、B 以开口面平行排列的状态，使开口面的中心位置分开距离 d 来进行组合的构造。其中，除去了两个换能器相互重叠的部分。由此，在将 2 焦点固定型的超声波换能器 300 与体表面接触时，在体内的目标断层面上，能对距离 2 焦点固定型的超声波换能器 300 相同的深度、且在位移检测用超声波探头 7 的长轴方向（电子扫描方向）分开距离 d 的 2 个点照射聚焦波束。在此，在比被检体内的 2 个焦点位置更深的位置，且在 2 焦点固定型的超声波换能器 300 的中心轴上，存在对 2 个焦点照射的聚焦波束交叉的地方。因此，若同时开启对 2 个焦点的聚焦波束，则在交叉的位置 F' 也有产生位移的可能性。为了避免这种情况，也可以在组合 2 个凹面型的换能器 A、B 时，以期望的断层面为中心，向正负方向转动相同角度后再粘接。由此，由于 2 个聚焦波束所交叉的点彼此成为扭曲的位置关系，因此，能仅在 2 个焦点产生位移。其中，焦点间的距离 d 按照转动角度而成为比不进行转动时的距离 d 小的值。

[0130] 由于 2 焦点固定型的超声波换能器 300 的焦点间的距离 d 为固定，因此在想要改变距离的情况下，预先准备几种组合的 2 焦点型换能器，根据进行诊断的部位和条件，而随时选择换能器来使用。

[0131] 相对于体表面的位移生成用超声波探头 6 的位置的调整，在使用线性阵列型的超声波探头的情况下，电子地控制于在焦点位置设定部 12 中设定的焦点上。另外，在使用 2 焦点固定型的超声波换能器的情况下，既可以机械地进行控制，也可以由操作者自身利用紧固件和工作台等来进行 2 焦点固定型的超声波换能器的位置调整。

[0132] 此时，对各组的焦点间的距离进行如下设定。例如，若假设横波速度 c 在两者的焦点的组之间为大致相同，则根据横波速度 $c = \text{波长} / \text{切换周期} (= \text{波长} \times \text{切换频率})$ 的关系，在切换周期 S_m 为 T_m 的 N 倍时，波长也为 N 倍。因此，在 $S_m = N \times T_m$ 的情况下，若将焦点 F_5 与焦点 F_6 之间的距离设定为焦点 F_1 与焦点 F_2 之间的距离的 N 倍，则能对与焦点 F_1 和焦点 F_2 同等程度的横波速度进行测定。焦点 F_1 与焦点 F_2 成为开启的时间和焦点 F_5 与焦点 F_6 成为开启的时间既可以相同，也可以不同。在图 15 中，通过使向焦点 F_2 与焦点 F_5 的聚焦波束成为关闭的时刻为相同时间，能在刚成为关闭后立刻发送位移检测用波束。

[0133] 另外，由于发送用和接收用的超声波探头分开，因此能在位移检测用接收波束刚结束了焦点位置的扫描后，立刻发送下一位移生成发送波束，能缩短时间。另外，由于不再介由收发切换开关 2，因此能使聚焦波束与位移检测用的收发波的载波频率分开，因此，能在聚焦波束的发送的同时，进行位移检测用波束的收发。由此，既能监视位移为最大的状态，也能提高帧速率。

[0134] 固定型的超声波换能器也可以是具有 2 点以上的多个焦点的换能器。但是，随着焦点个数的增加，相对于相同输入电压，各焦点上的聚焦超声波的声强变小，因而位移量也会变小。另外，除了 2 焦点固定型的超声波换能器 300 以外，还能使用在期望的摄像面内的空间中具有 2 个焦点的构造的焦点固定型的超声波换能器。其中，除去在纵向（垂直于体表的方向）排列 2 个焦点的构造的超声波换能器。

[0135] 实施例 5

[0136] 在本实施例中，说明将癌等的组织假设为球体时的情况下根据谐振频率来进行硬度的诊断的方法。例如，相对于横波弹性模量 μ 的球体的固有谐振频率具有如图 20 所

示那样的频谱分布（非专利文献 3）。若将与图中的纵轴的 0 交叉时的频率设为谐振频率，则可知：在与正常部位 ($\mu = 1$) 相比癌 ($\mu = 30$) 的横波弹性模量大 30 倍时，谐振频率变大约 7 倍。

[0137] 在图 21 中示出本实施例的系统构成图。与实施例 1 不同的是，硬度频谱计算部 26 由频谱解析部 30、硬度运算部位大小估计部 32、硬度运算部 31 构成这一点。在根据球体的谐振频率来进行硬度的诊断的情况下，在硬度运算部位大小估计部 32 中，根据 B 型图像或以现有方式拍摄的弹性成像图像，通过图像处理来求取球的半径 r 。也可以由操作者来输入半径 r 。在由频谱解析部 30 解析了成为峰值的切换频率 f_m 之后，在硬度运算部 31 中，根据半径 r 和频率 f_m 来计算横波弹性模量等的硬度的值。将硬度运算部位大小估计部 32 所估计的半径 r 在显示部 5 上显示为数值或者具有半径 r 的圆，而且，显示峰值的频率和横波弹性模量。

[0138] 在此说明了球体，但也能使用圆、椭圆、环等、最适合诊断部位的形状的固有谐振频率。

[0139] 在这些实施例中，考察测定所需要的时间。在此，如图 22 所示，被检体内的温度上升依赖于聚焦波束的照射时间、照射时间间隔。即使在声强相同的情况下，基于脉冲线性调频法的一次聚焦波束的照射时间越长，多个聚焦波束照射的时间间隔越短，则温度上升的上升率就越大。为了确保生物体的安全性，按照最大温度上升小于 1°C 的方式来控制照射时间和照射时间间隔。

[0140] 考虑以数百 μ s ~ 数 ms 的切换周期来进行基于脉冲线性调频法的波束的发送的情况下温度上升。例如，通过基于生物体的热传导率的计算，在声强为 1kW/cm^2 、生物体的衰减率为 0.5dB/cm/MHz 、照射时间为 1ms 时，预计最大上升温度为约 $0.1\text{ }^\circ\text{C}$ 程度。另外，根据计算结果，从最大上升温度返回到波束照射前的初始状态的温度为止的时间（缓和时间）为大约 5s 。因此，为了确保针对温度的安全性，需要将从针对某焦点的组的基于脉冲线性调频法的波束发送的结束时刻起直到针对同一焦点的组的下一脉冲线性调频的发送开始时刻为止的时间间隔设成总是为 5s 以上，或者在直到上升温度成为 $1\text{ }^\circ\text{C}$ 为止的期间，多次进行脉冲线性调频信号的发送来进行测定。以实施例 1 的图 5 为例对此进行说明。在此，设参照信号的取得仅为最初的一次。

[0141] 假设脉冲线性调频信号的照射时间 T_B ，位移检测用波束的收发时间为 $T_0(2)$ ，从发送了位移检测用波束后起直到照射下一脉冲线性调频信号为止的时间为 $T_0(3)$ ，从最后的位移检测用波束的接收结束的时刻起直到下一次为止的时间（待机时间）为 $T_0(4)$ 。

[0142] 首先，考虑对 1 个焦点的组来进行测定的情况。为了使测定时间为最短，将 $T_0(3)$ 设为 0。此时， T_m 的个数 m 由 $1\text{ }^\circ\text{C} / (1\text{ 次波束照射所产生的温度上升 } E_1)$ 来决定。因此，在 E_1 为 $0.1\text{ }^\circ\text{C}$ 的情况下， $m = 10$ 。若假设 $T_0(1)$ 、以及 $T_B+T_0(2)$ 、图 10 的步骤 H7 的断层像取得时间为全部为大约 10ms ，则 $(10+10 \times 10+10) = 120\text{ms}$ ，测定结束。此时，帧速率为 $1/120\text{ms} = 8\text{Hz}$ 。其中，由于在测定后温度上升大约 $1\text{ }^\circ\text{C}$ ，因此，直到再次成为原来的温度为止，都不开始下一测定而成为待机状态 ($T_0(4) = \text{大约 } 5\text{ 秒}$)。也可以在待机时间中进行其它部位的测定。

[0143] 在重视安全性的情况下，若将 $T_0(3)$ 设为 5 秒，则由于温度成为与测定开始时相同的温度，因此能与温度上升无关地决定 m 。这种情况下，测定时间与 m 大致成正比，例如，在

$m = 5$ 时, 成为 $5 \times 5 = 25$ 秒, 帧速率成为 0.04。另外, 即使不设置待机时间也可以进行下一测定。

[0144] $T_0(3)$ 可以设定在从 0 到 5 秒的范围内。若 $T_0(3)$ 较小, 则测定时间变短, 但 T_m 的个数会受到限制, 从而待机时间变长。另外, 若 $T_0(3)$ 较大, 则能测定的 T_m 的个数增加, 待机时间变短, 但测定时间变长。

[0145] 考虑扫描多个焦点的组来进行测定的情况。设焦点的组的个数为 10。在设 $T_0(3) = 0$ 的情况下, 相对于上述的 1 个焦点的组的情况, 成为 $(10+10 \times 10 \times 10+10) = 1020\text{ms}$ 。此时帧速率成为 0.1。另外, 在 $T_0(3) = 5$ 秒时, 只要各焦点的组中的温度上升不会影响到其它的焦点的组, 就可以在 $T_0(3)$ 的期间进行多组的测定。因此, 帧速率与 1 个焦点的组的情况的测定时间相同。

[0146] 在测定时, 针对声强、TB、 $T_0(3)$ 等参数的、最高上升温度、缓和时间、温度上升区域等信息预先存储在未图示的记录介质中, 按照以最合适的帧速率进行测定的方式来由中央控制部 3 进行控制。到达待机时间之后, 也可以用画面显示或声音来通知操作者。另外, 在图 10 的步骤 H3 的工序中, 也可以显示测定的所需时间、能设定的 T_m 的个数、待机时间、 $T_{all} = (\text{测定的所需时间} + \text{待机时间})$ 等。

[0147] 接下来, 讨论硬度测定中的误差。在图 23(a-1)、(a-2) 中示出了对 1 个焦点照射波束来使组织变形, 在横波的传播方向上在等间隔的多个位置 (例如 X1、X2、X3、X4) 测定产生的横波的位移, 并导出位移与时间的关系的方法。在该方法中, 如图 23(a-2) 所示那样, 能根据对位移成为峰值的时间与各观测位置的关系进行线性近似时的直线的倾斜度来估计横波的速度 c。此时, 在位移波形中, 存在虚线所示的噪声, 成为求取峰值时的误差。为了减小误差, 可以考虑提高采样频率, 在算出峰值时使用尽可能多的数据的方法。但是, 在该方法中, 在求取峰值的运算中能使用的波形信号的数据限于峰值附近的数据。另外, 作为其它的方法, 有用波形整体进行拟合 (fitting) 的方法。这种情况下虽然能使用位移波形的全部数据, 但由于必须假定位移波形的形状, 因此峰值的位置存在偏离的可能性。另外, 在用低通滤波器来除去位移波形的噪声的情况下, 由于波形自身的形状也发生变形, 因此峰值位置存在偏离的可能性。

[0148] 接下来, 使用图 23(b-1)、(b-2)、(b-3) 来说明在本实施例中提出的 2 焦点脉冲线性调频法中的误差。例如, 在图 23(b-1) 中, 在某切换周期 T_m 时, 在观测位置 A 上, 位移量的绝对值成为极大值, 在观测位置 B 上, 位移量的绝对值成为极小值 (图 23(b-2))。在横波的位移方向的多个观测位置上进行监视的情况下, 针对各观测位置的位移量的绝对值成为例如图 23(b-3) 那样的曲线。如前所述, 在改变切换周期 T_m 时, 根据位移量的绝对值成为峰值时 (图 7(a)) 的切换周期 T_m , 来估计横波速度。在该方法中, 如图 23(b-2) 所示那样, 在位移波形中存在虚线所示的噪声, 在计算极大值时成为误差。在此, 为了除去噪声, 可以计算位移的绝对值的积分值。例如, 针对观测点 A 的积分值是不为 0 的值, 与此相对针对观测点 B 的积分值大致成为零。在该积分运算中, 可以使用波形信号的全部数据, 另外无需考虑波形形状的变化等。因此, 在提出的方法中, 可以说与图 23(a-1)、(a-2) 的方法相比, 由于能使用较多的数据来进行硬度的测定, 因而误差较小。

[0149] 在上述全部的实施例中, 也可以取代线性阵列型的探头而使用二维探头。另外, 在探头中能使用陶瓷、高分子、半导体的探头等, 但并不限于此。

- [0150] 产业上的利用可能性
- [0151] 本发明能够应用于超声波装置领域。
- [0152] 符号的说明
- [0153] 1 超声波探头
- [0154] 2 收发切换开关
- [0155] 3 中央控制部
- [0156] 4 数字扫描变换器
- [0157] 5 显示部
- [0158] 10 位移生成部
- [0159] 11 位移生成用发送波形生成部
- [0160] 12 焦点位置设定部
- [0161] 13 位移生成用发送波束生成部
- [0162] 14 波束时间设定部
- [0163] 20 位移检测部
- [0164] 21 位移检测用发送波形生成部
- [0165] 22 位移检测部发送波束生成部
- [0166] 23 位移检测用接收波束运算部
- [0167] 25 检波部
- [0168] 26 硬度频谱计算部
- [0169] 30 频谱解析部
- [0170] 31 硬度运算部
- [0171] 32 硬度运算部位大小估计部
- [0172] 100 超声波探头 1 的各元件
- [0173] 110 环状阵列探头的各探头
- [0174] 200 环状阵列探头
- [0175] 300 2 焦点固定型的超声波换能器

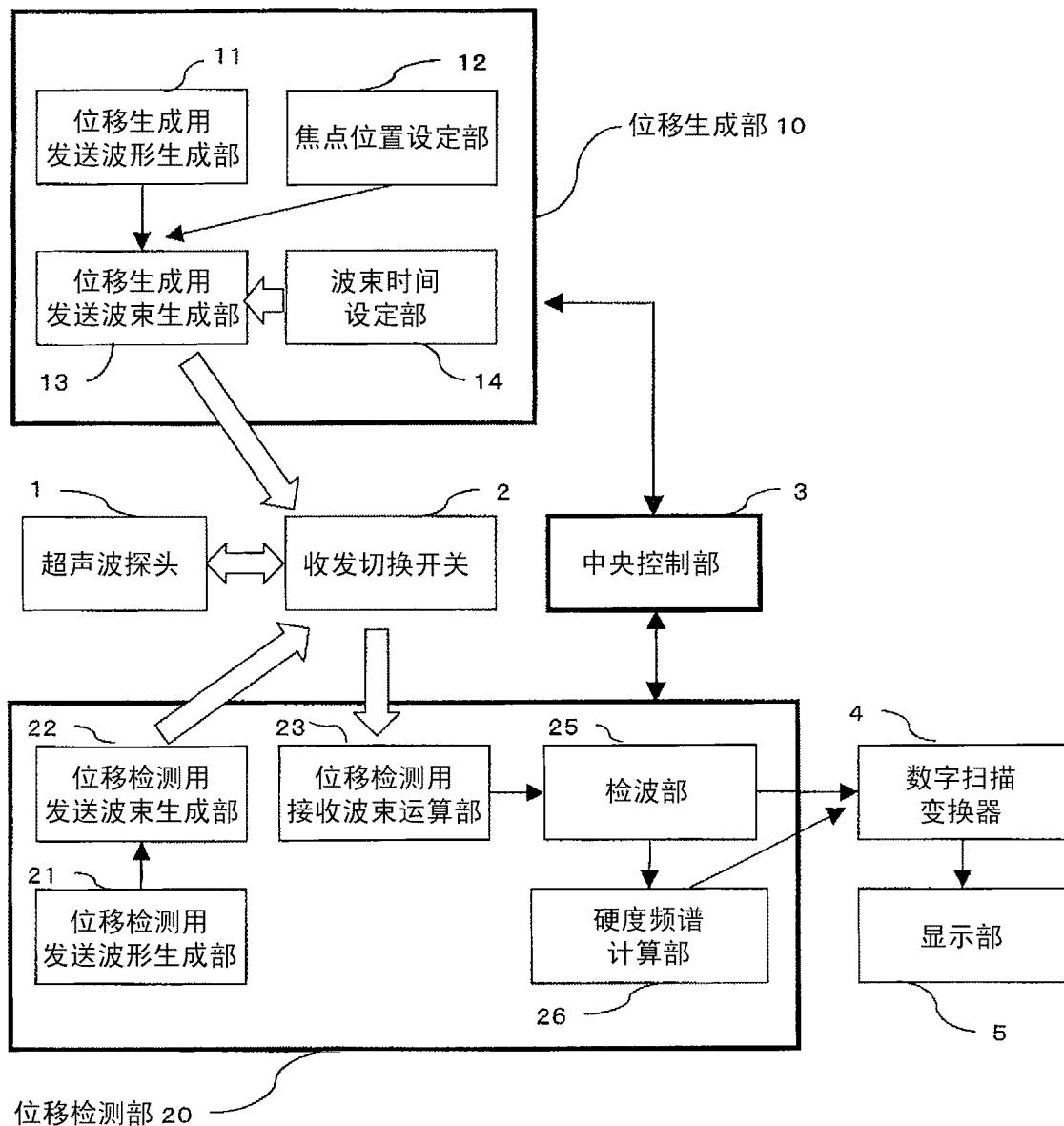


图 1

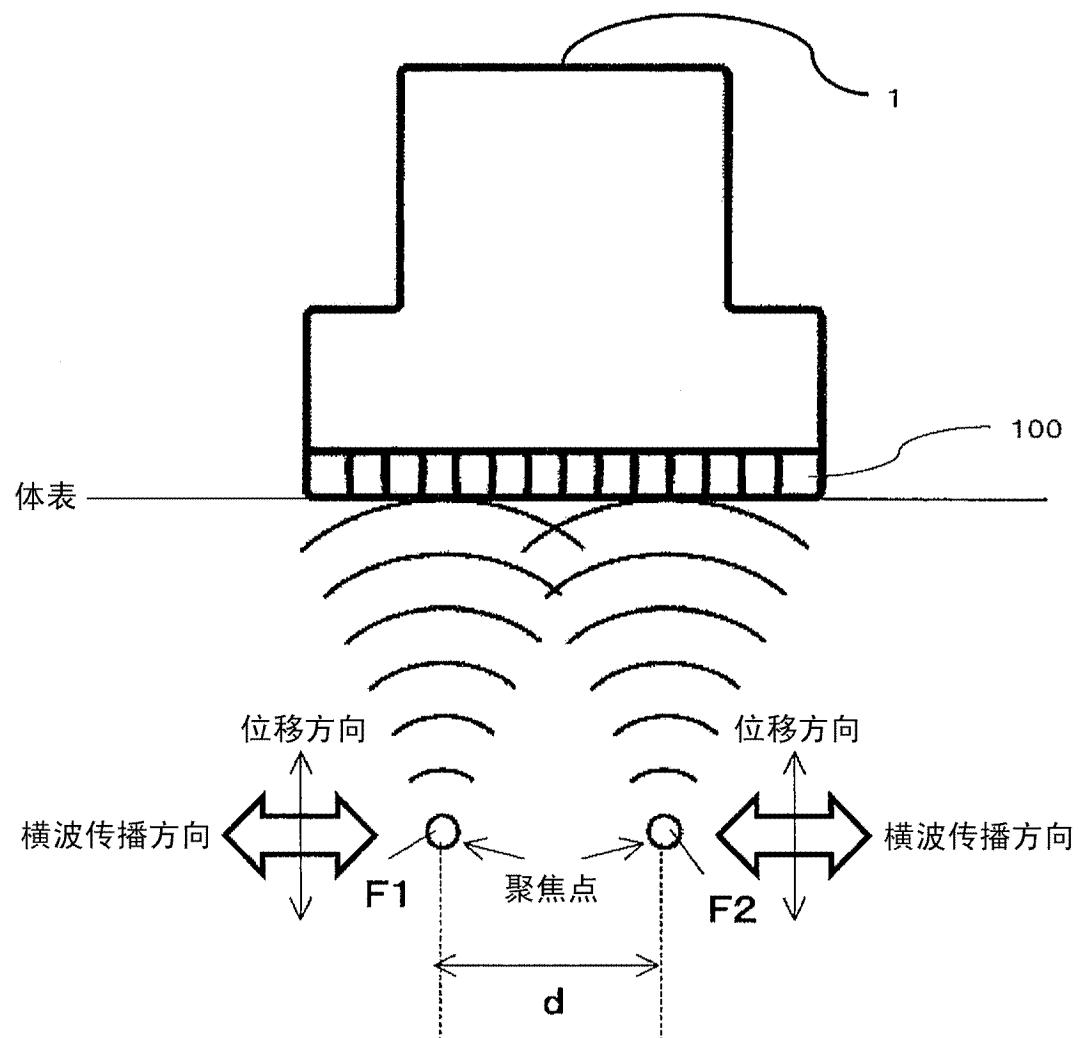


图 2

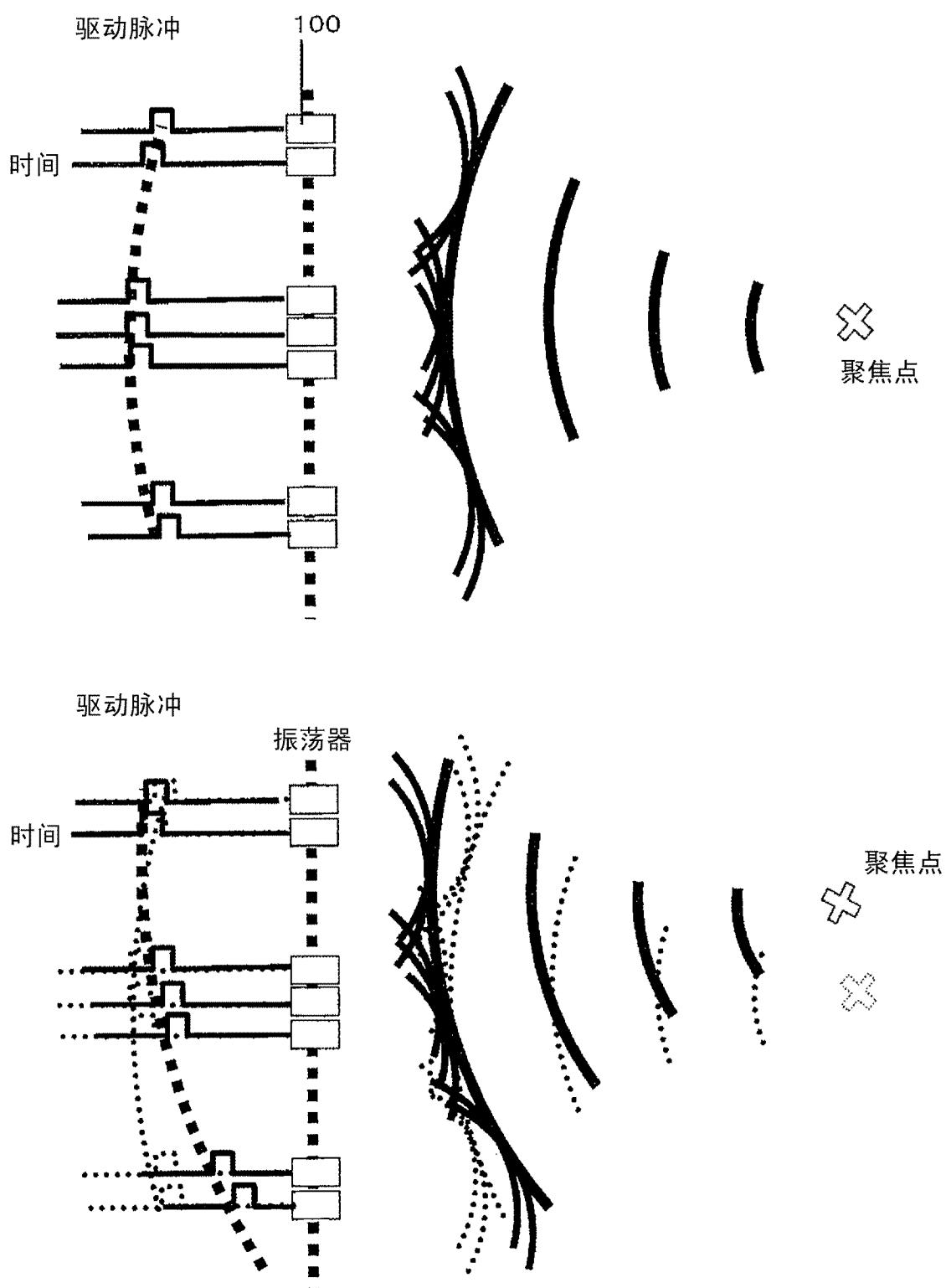


图 3

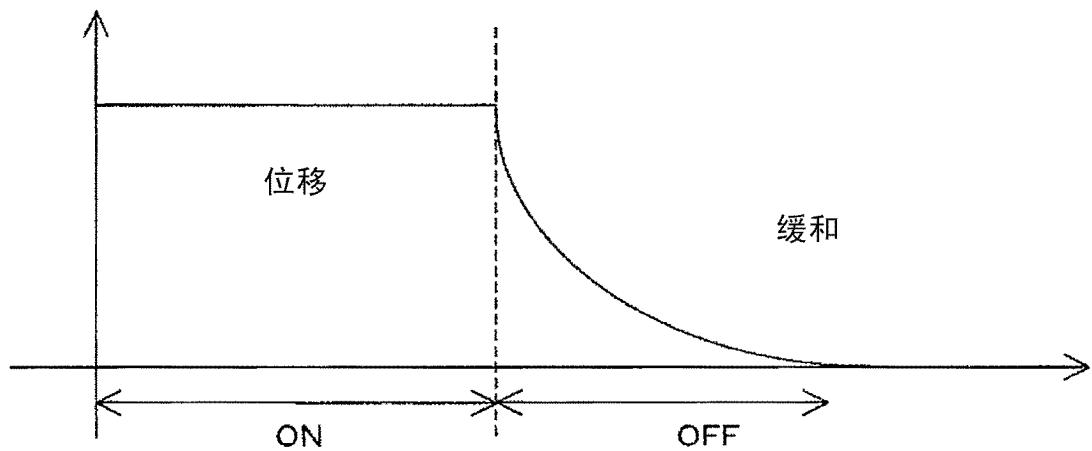


图 4

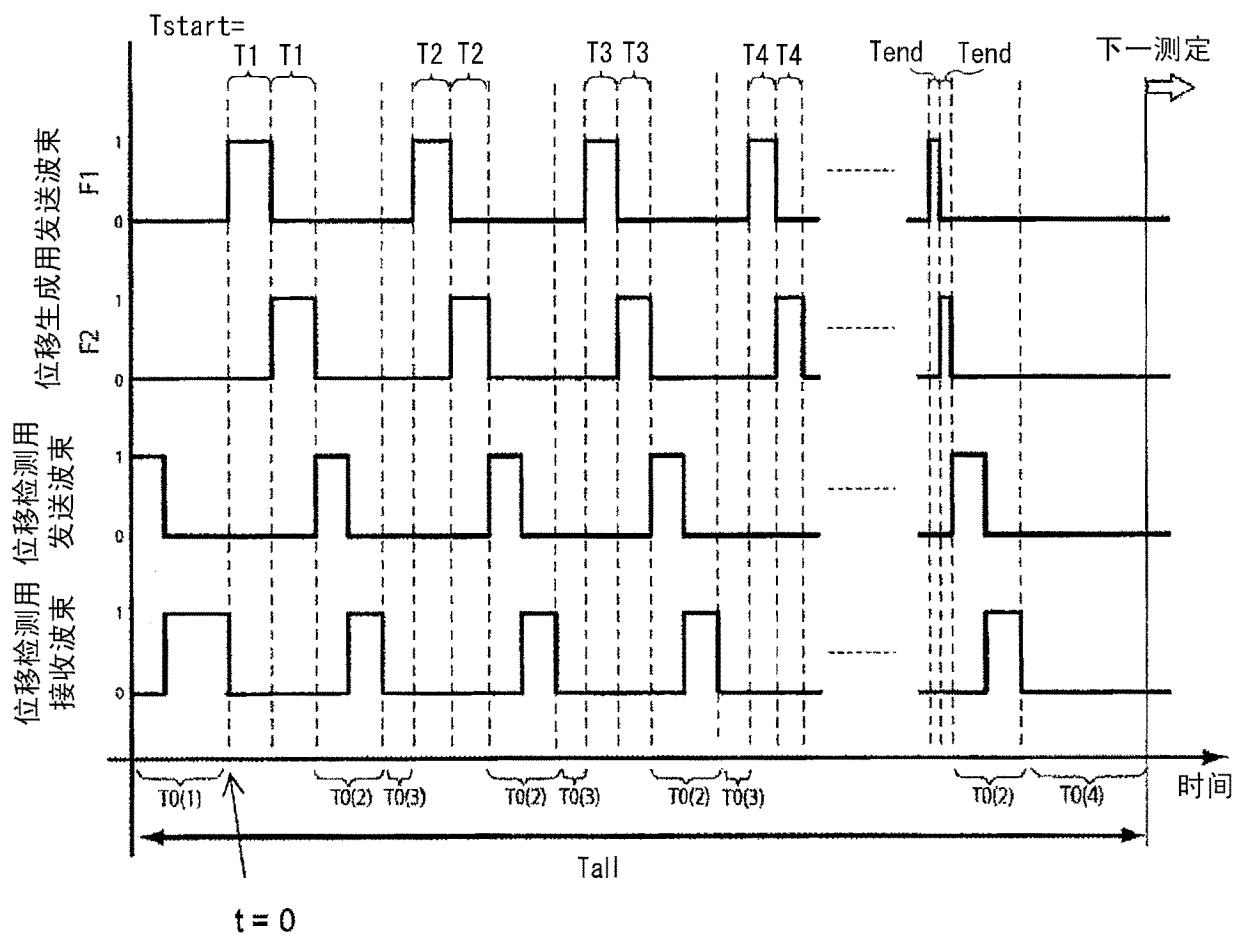


图 5

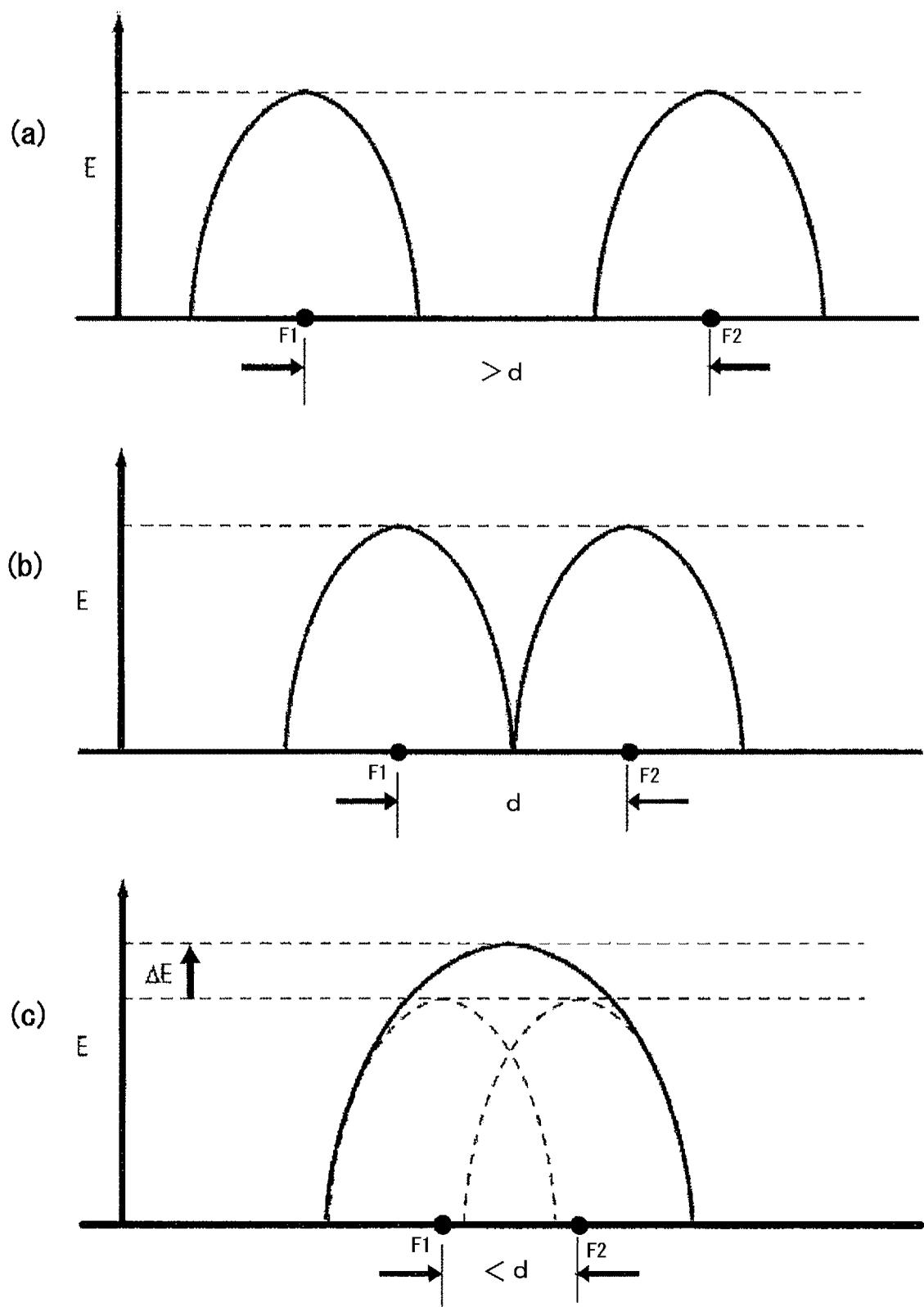
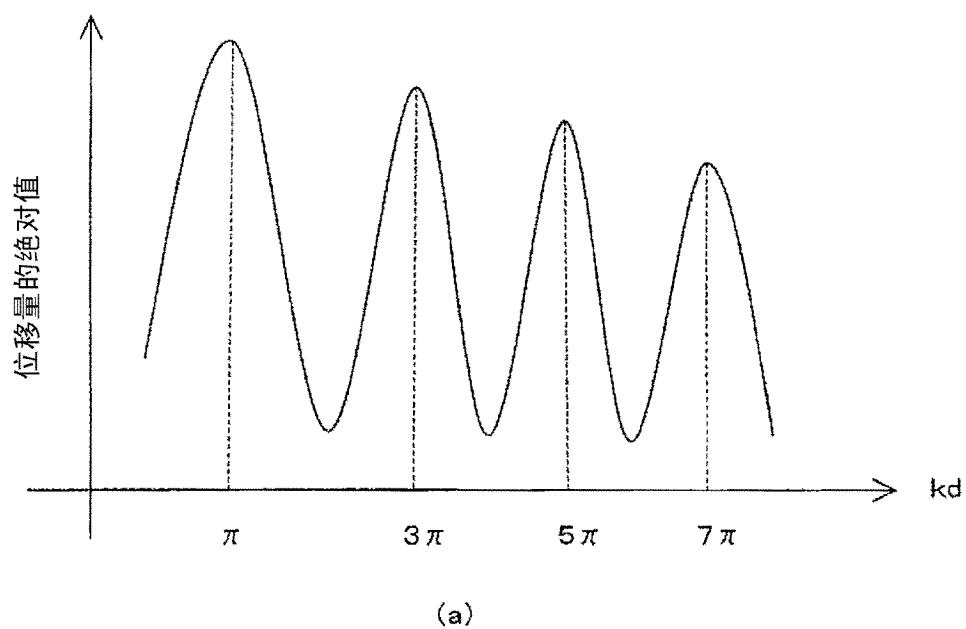
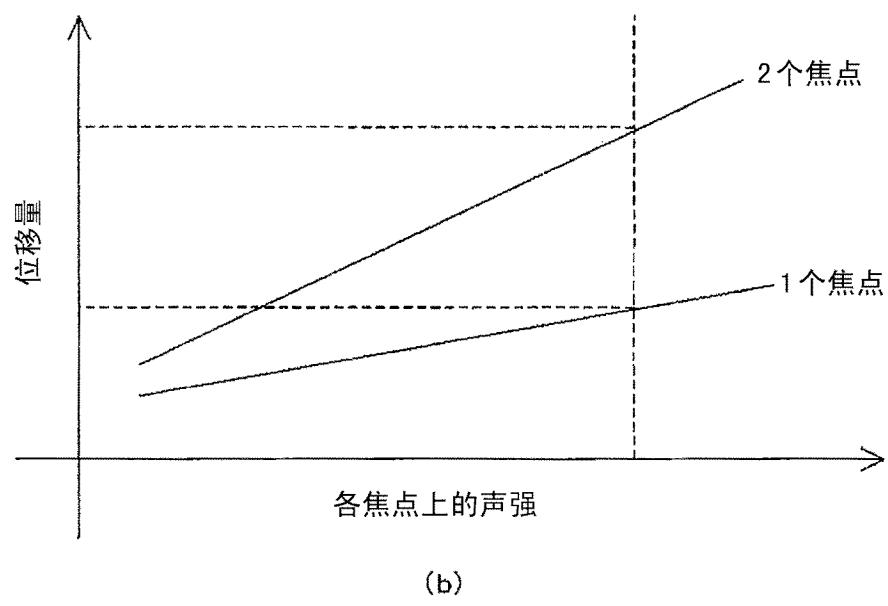


图 6



(a)



(b)

图 7

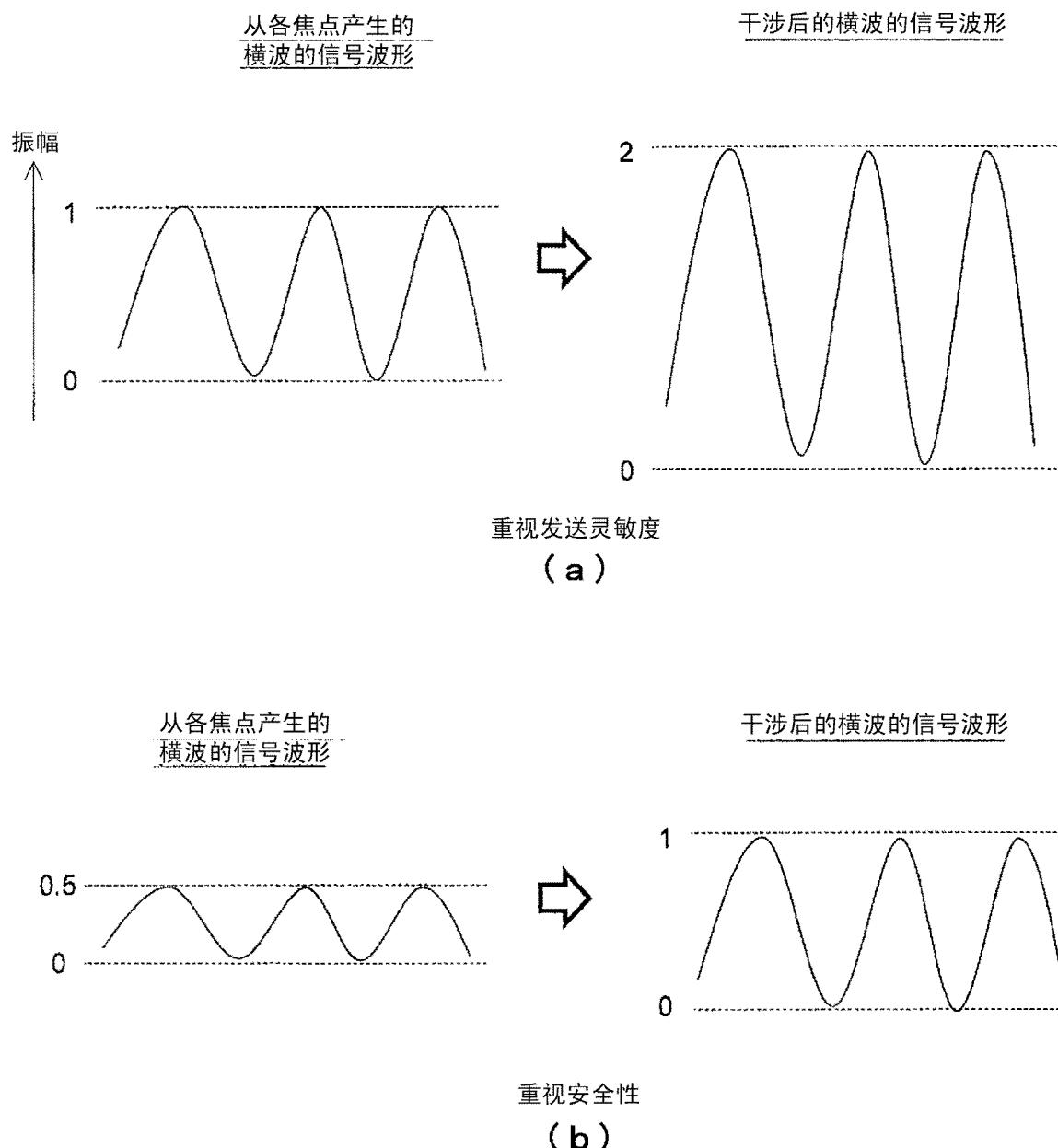


图 8

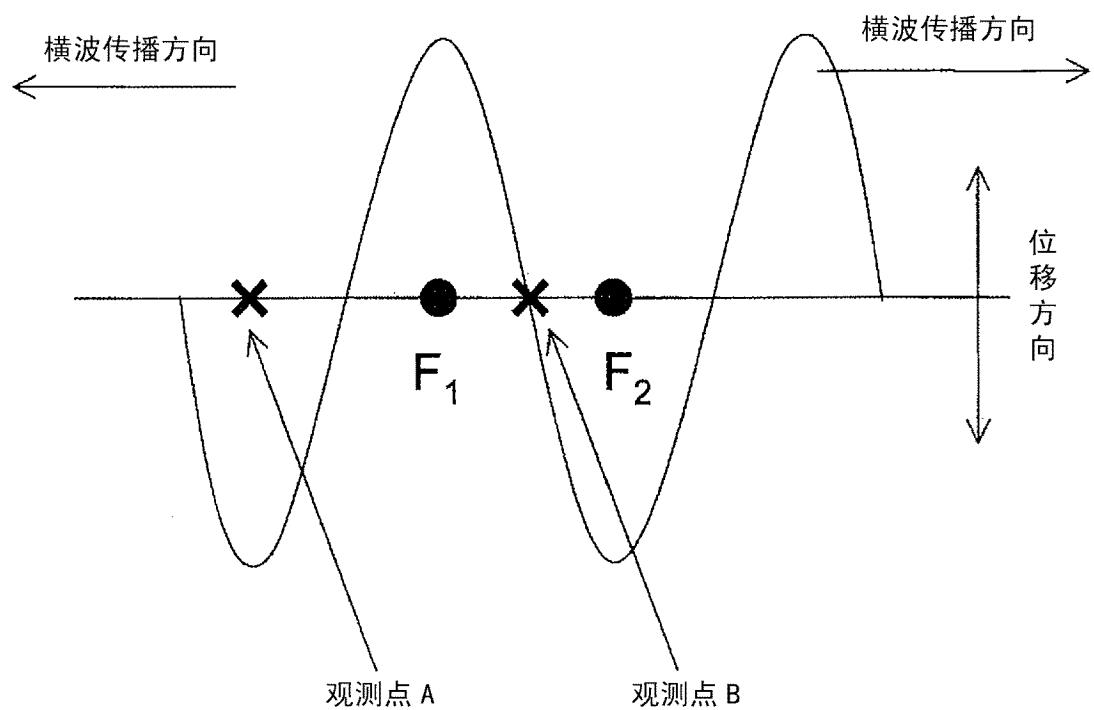


图 9

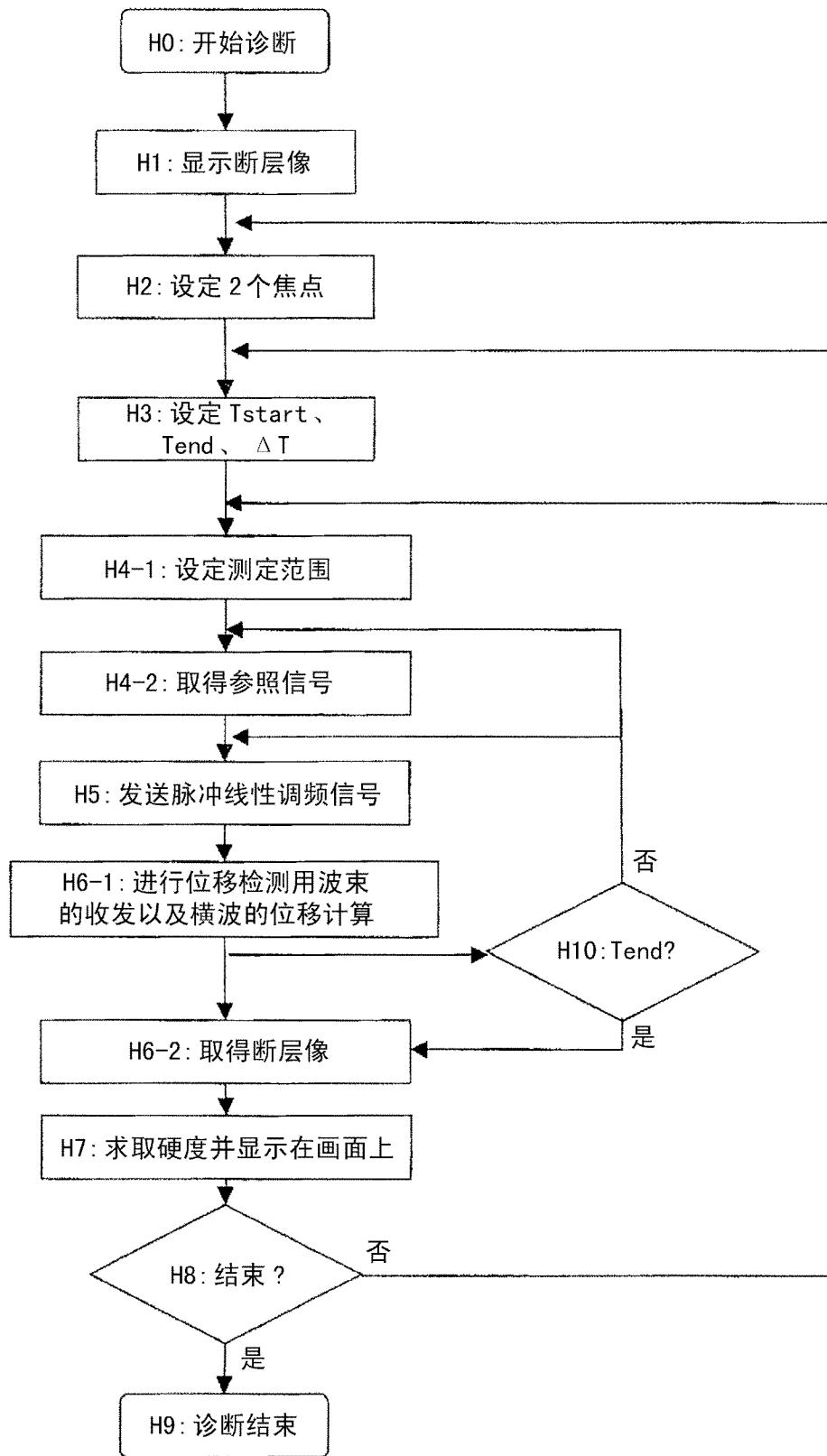
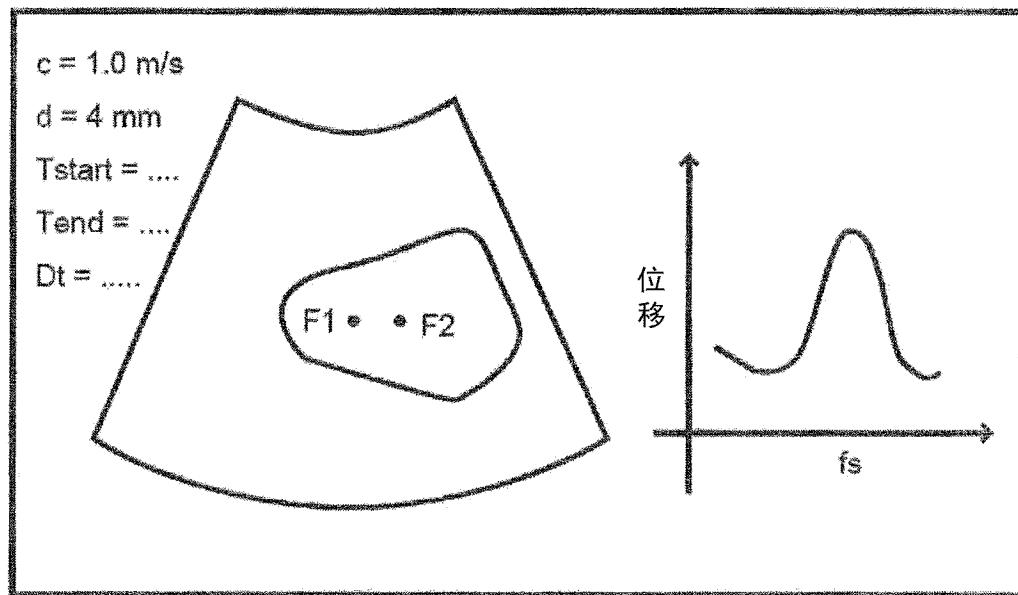
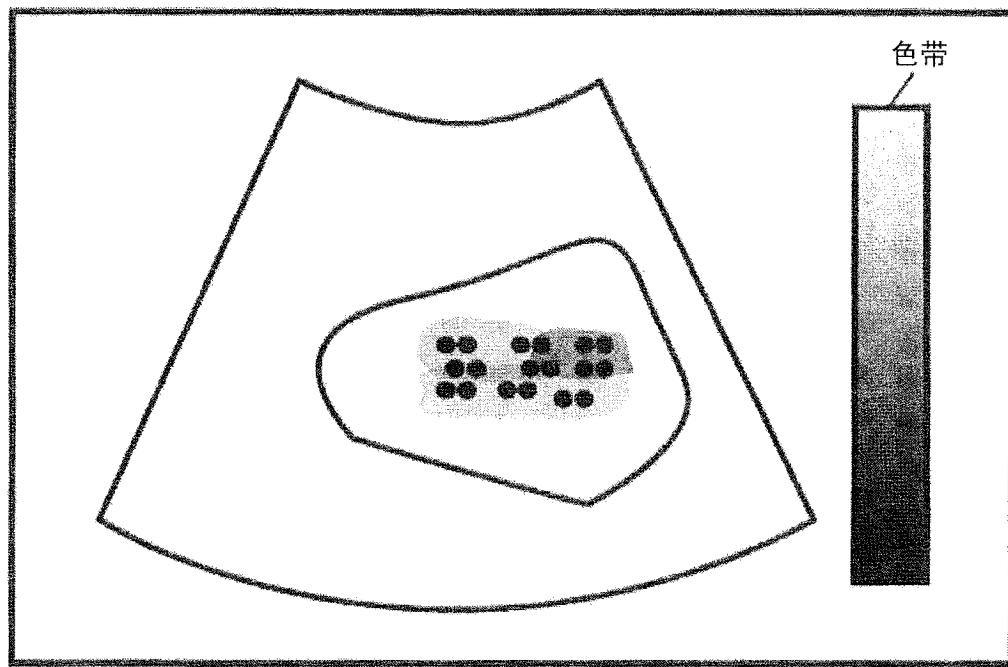


图 10



(a)



(b)

图 11

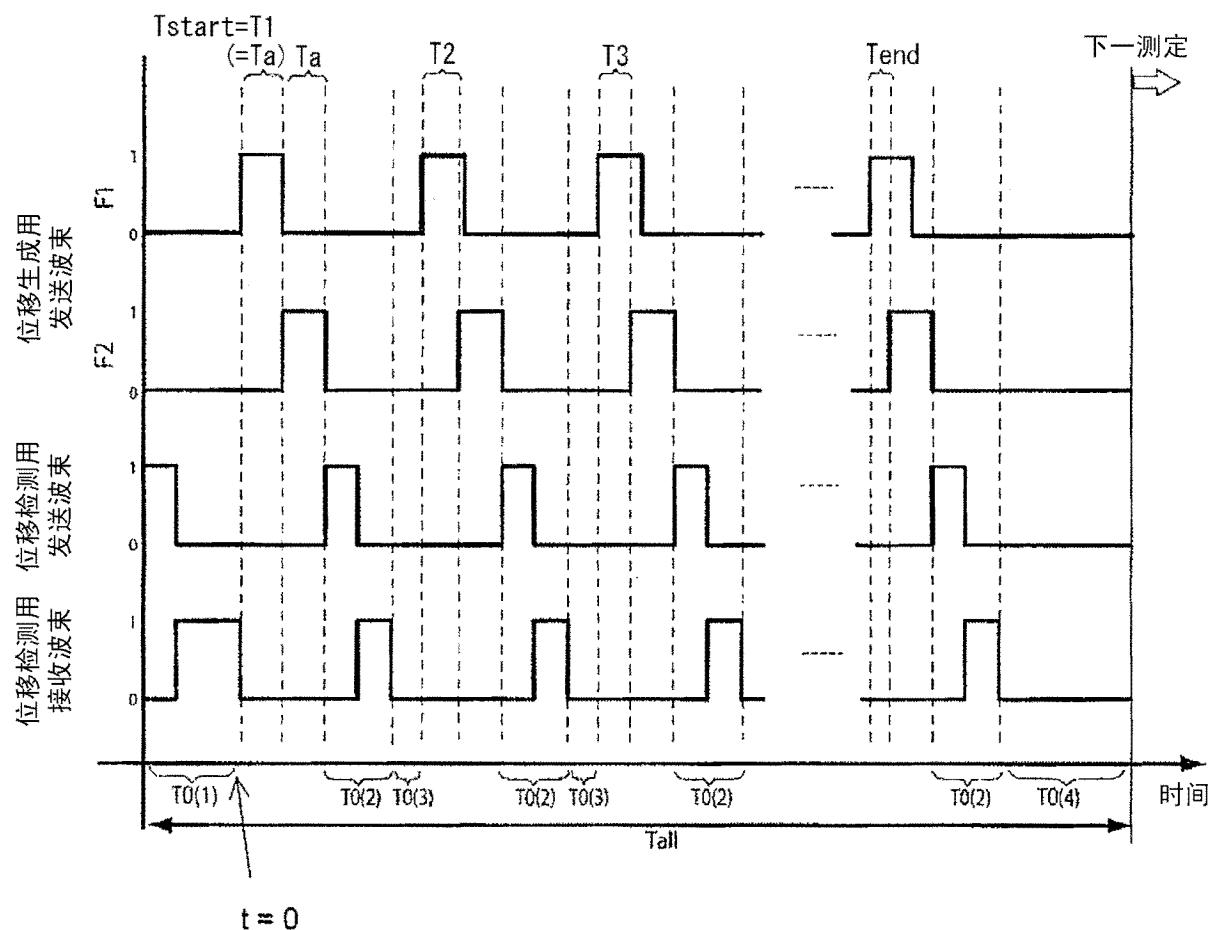


图 12

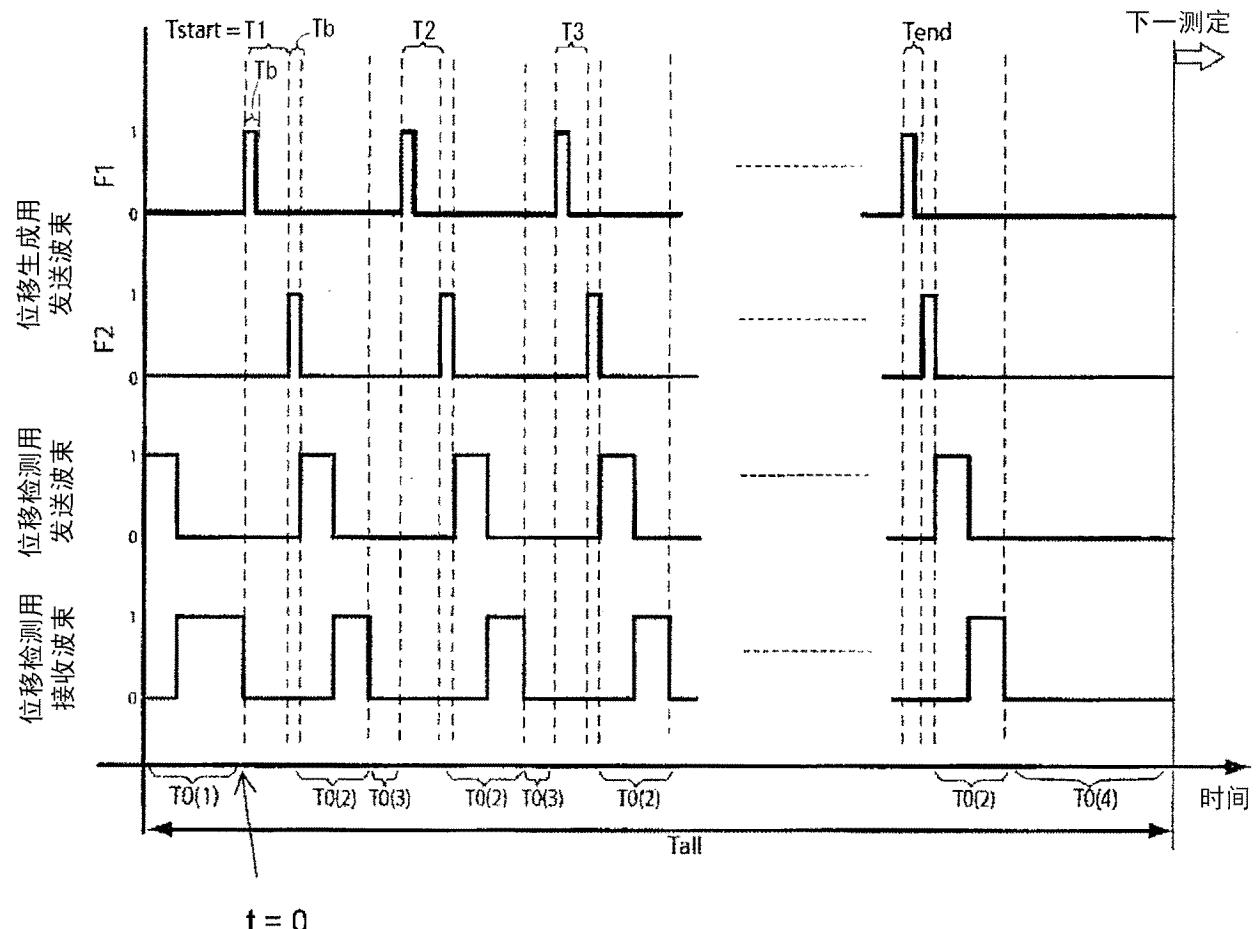
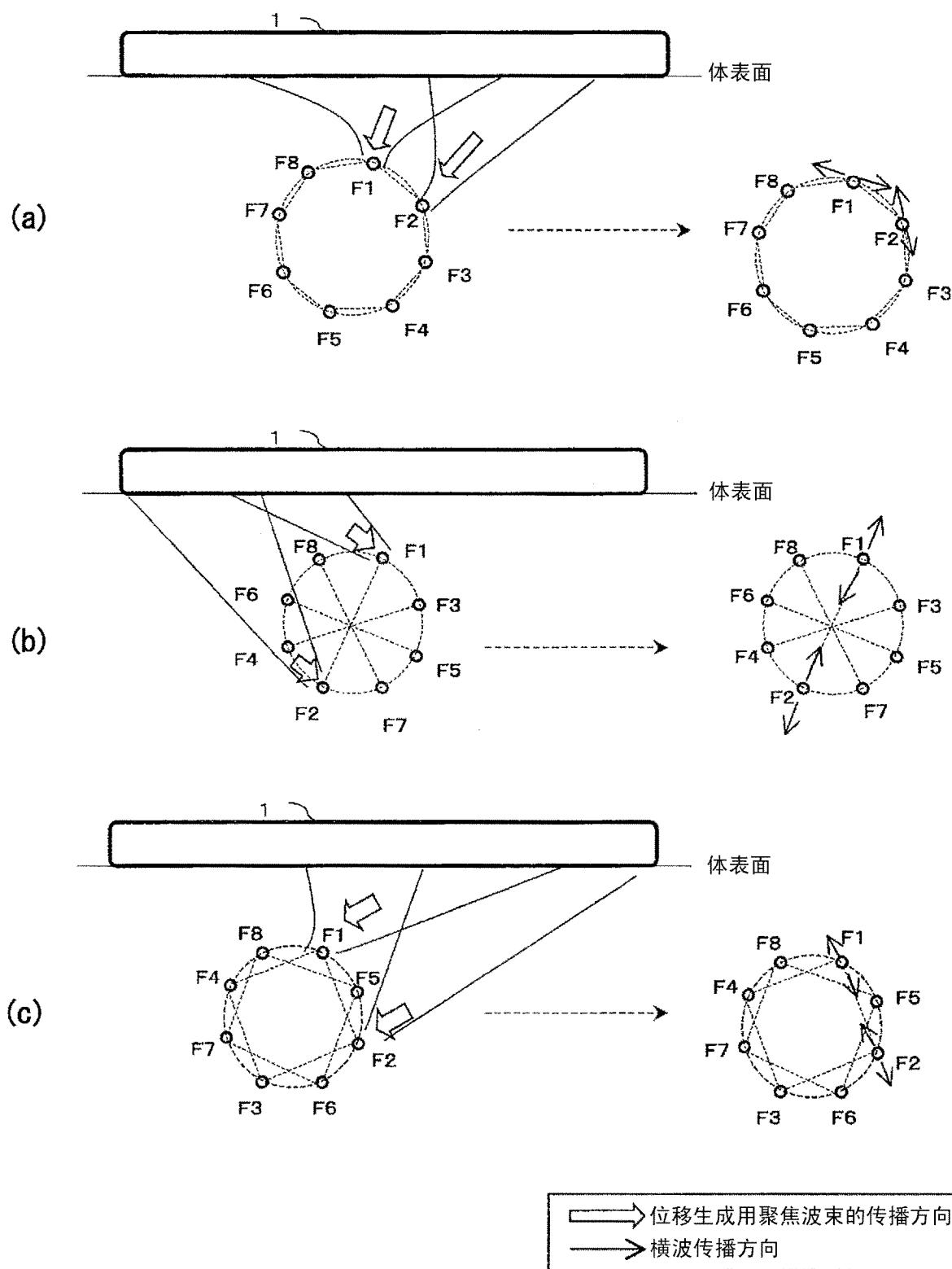


图 13



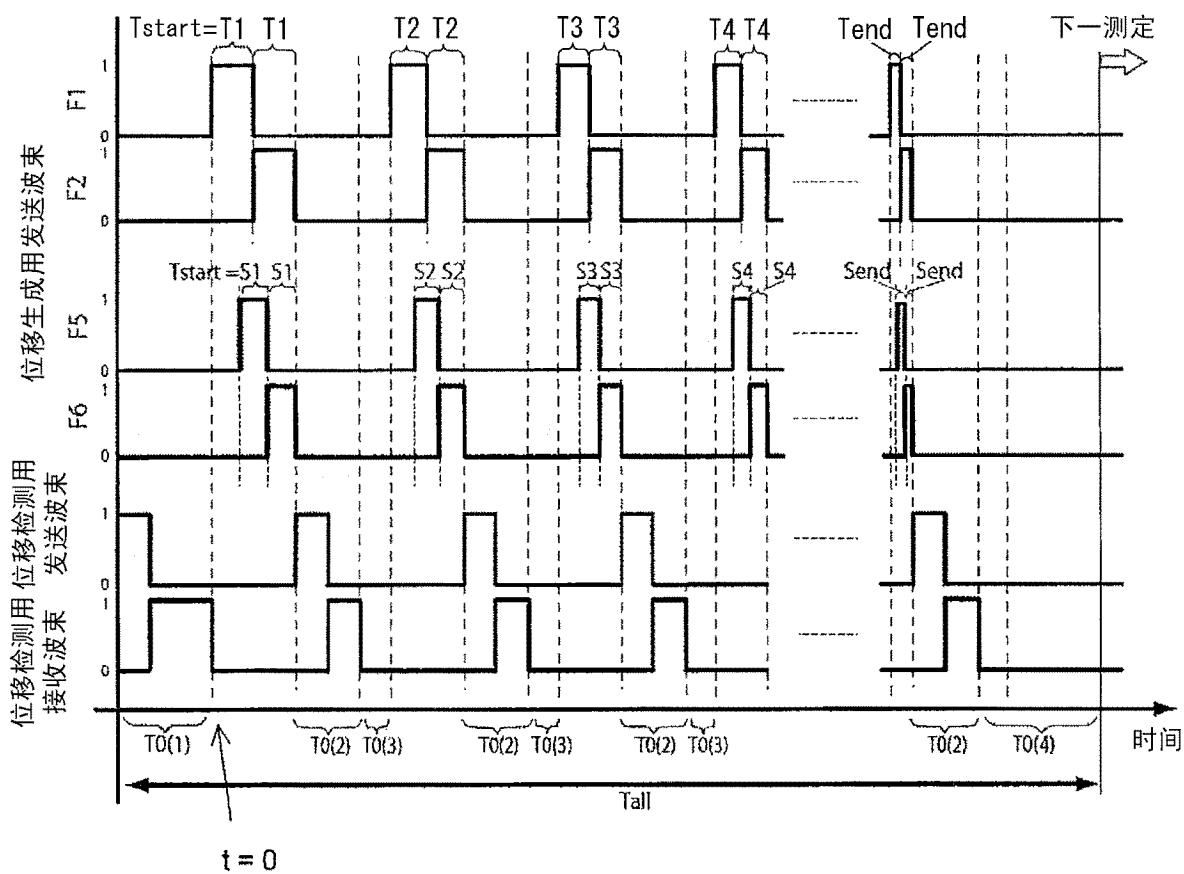


图 15

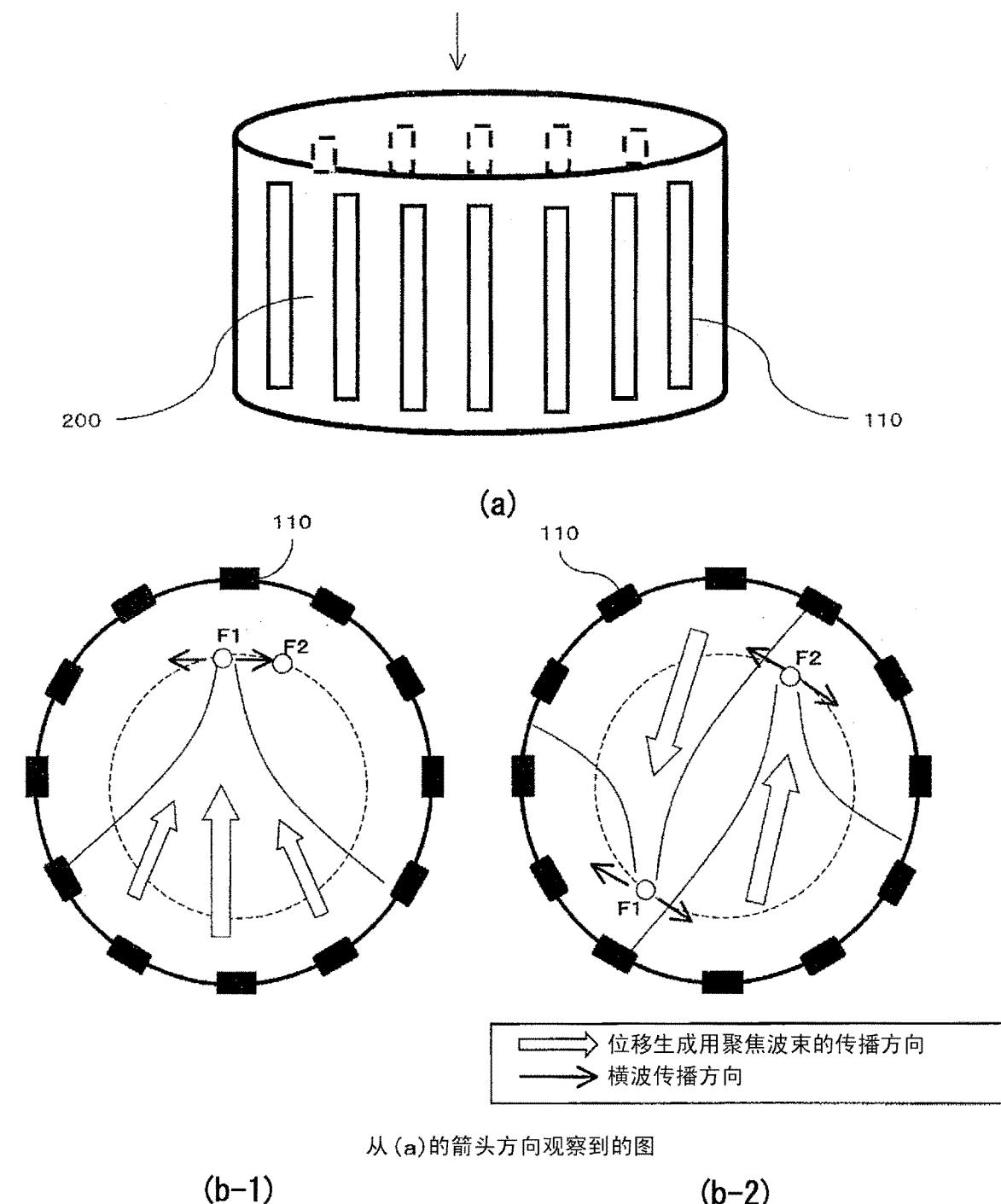


图 16

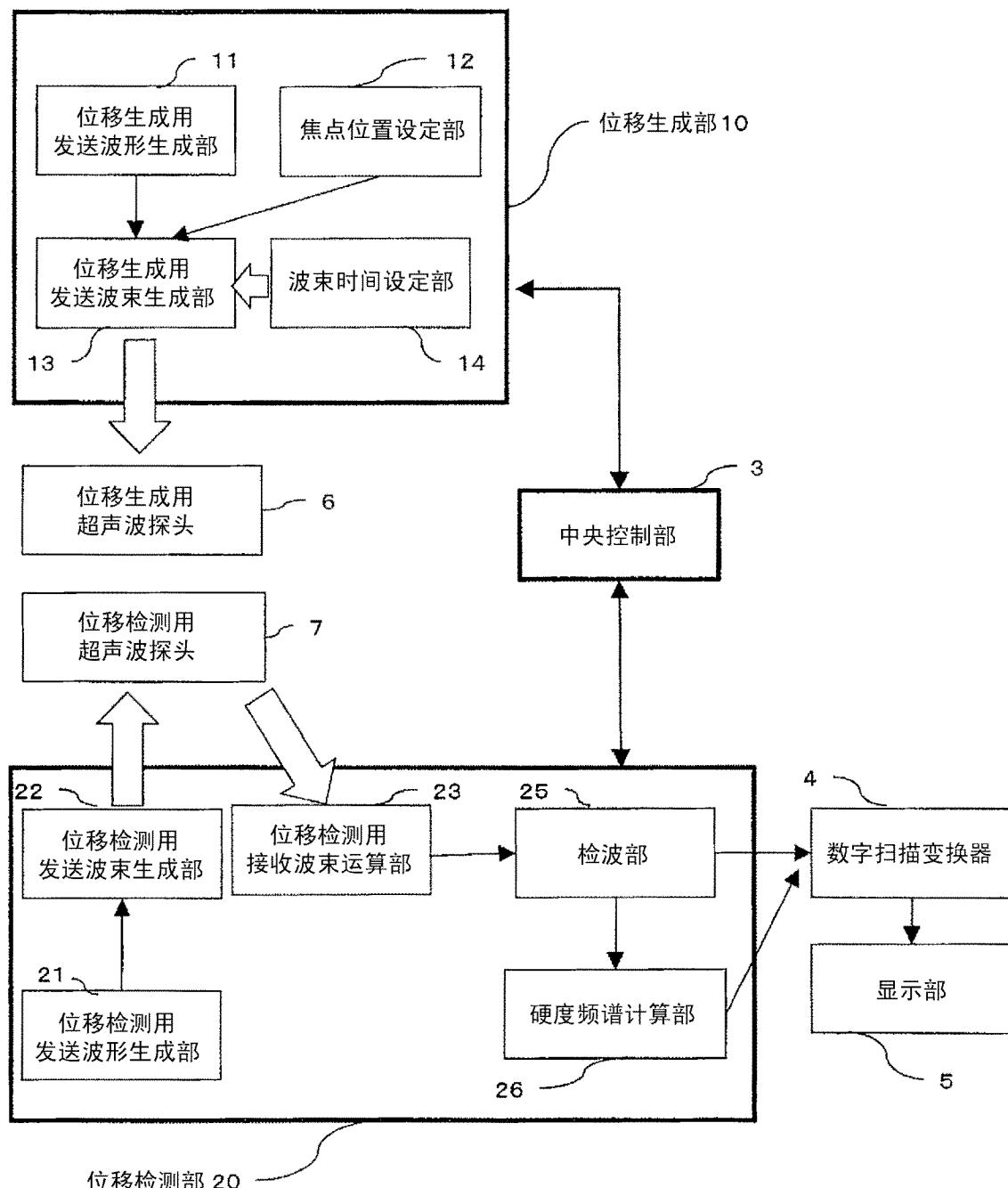


图 17

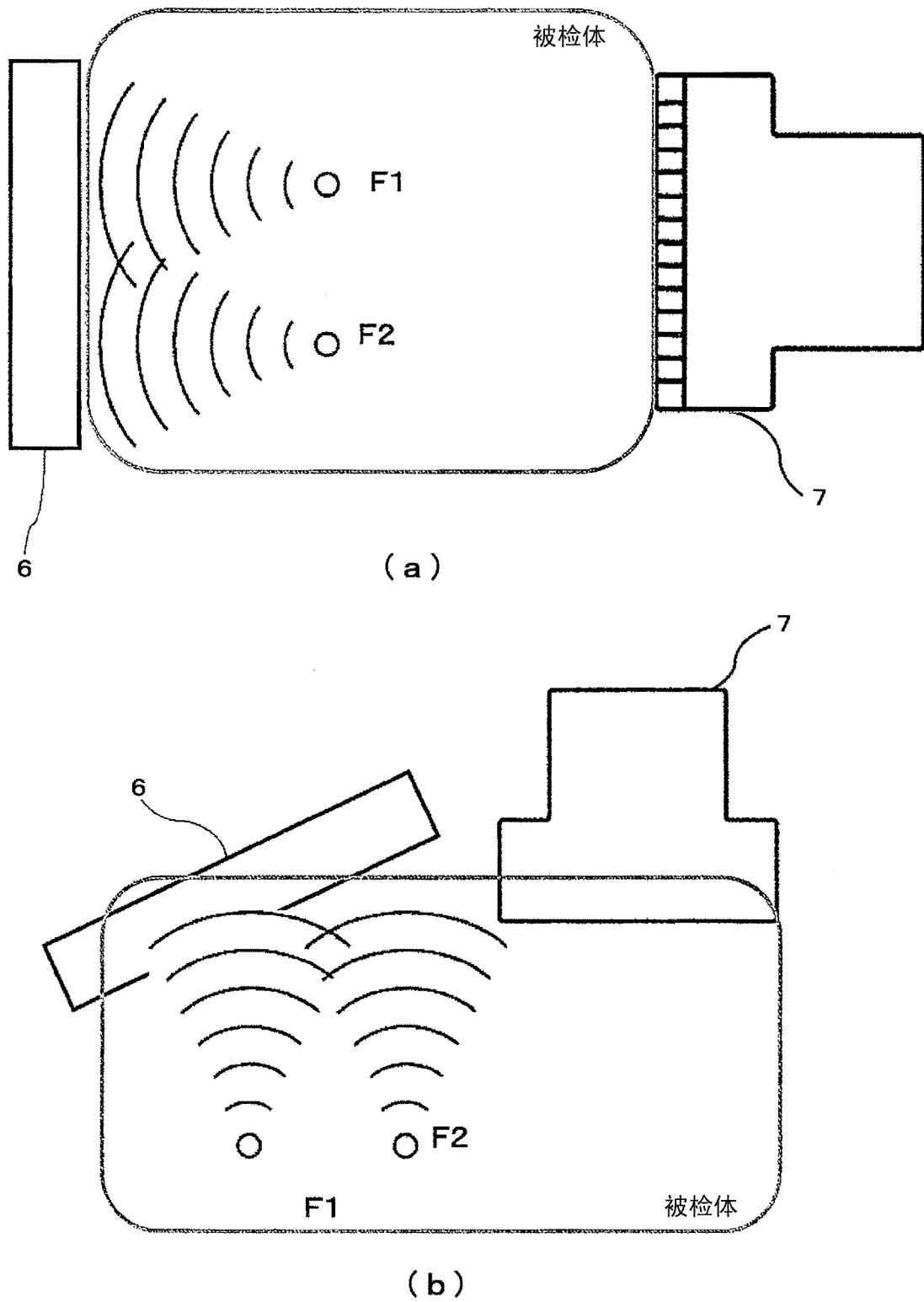


图 18

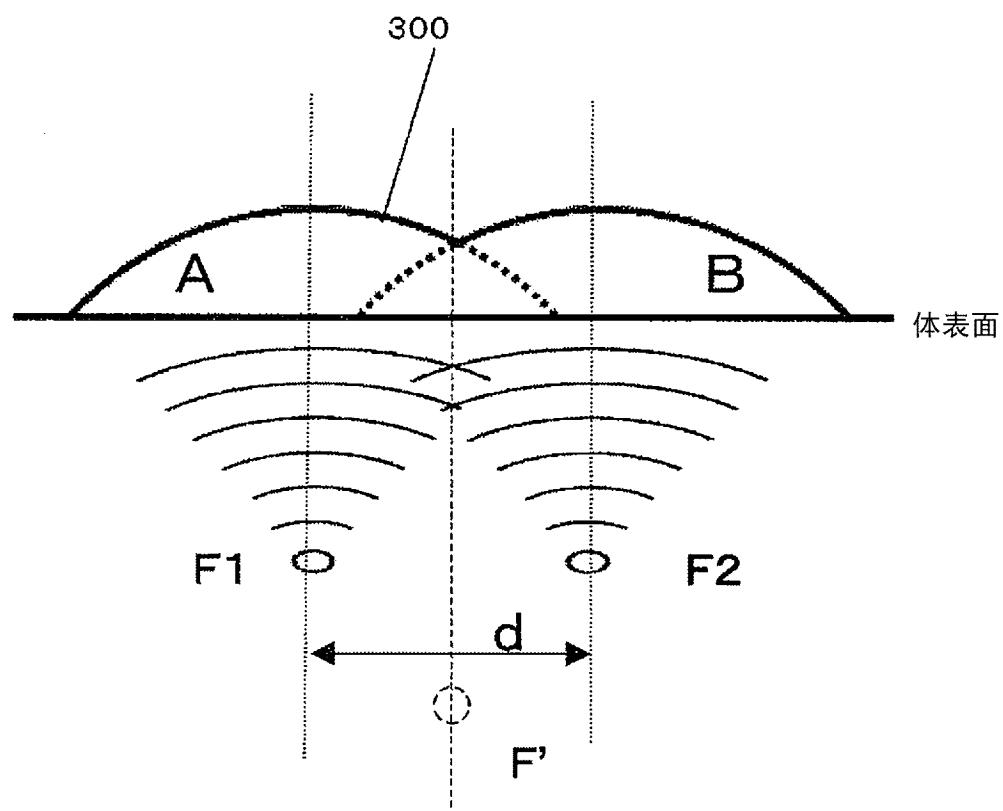


图 19

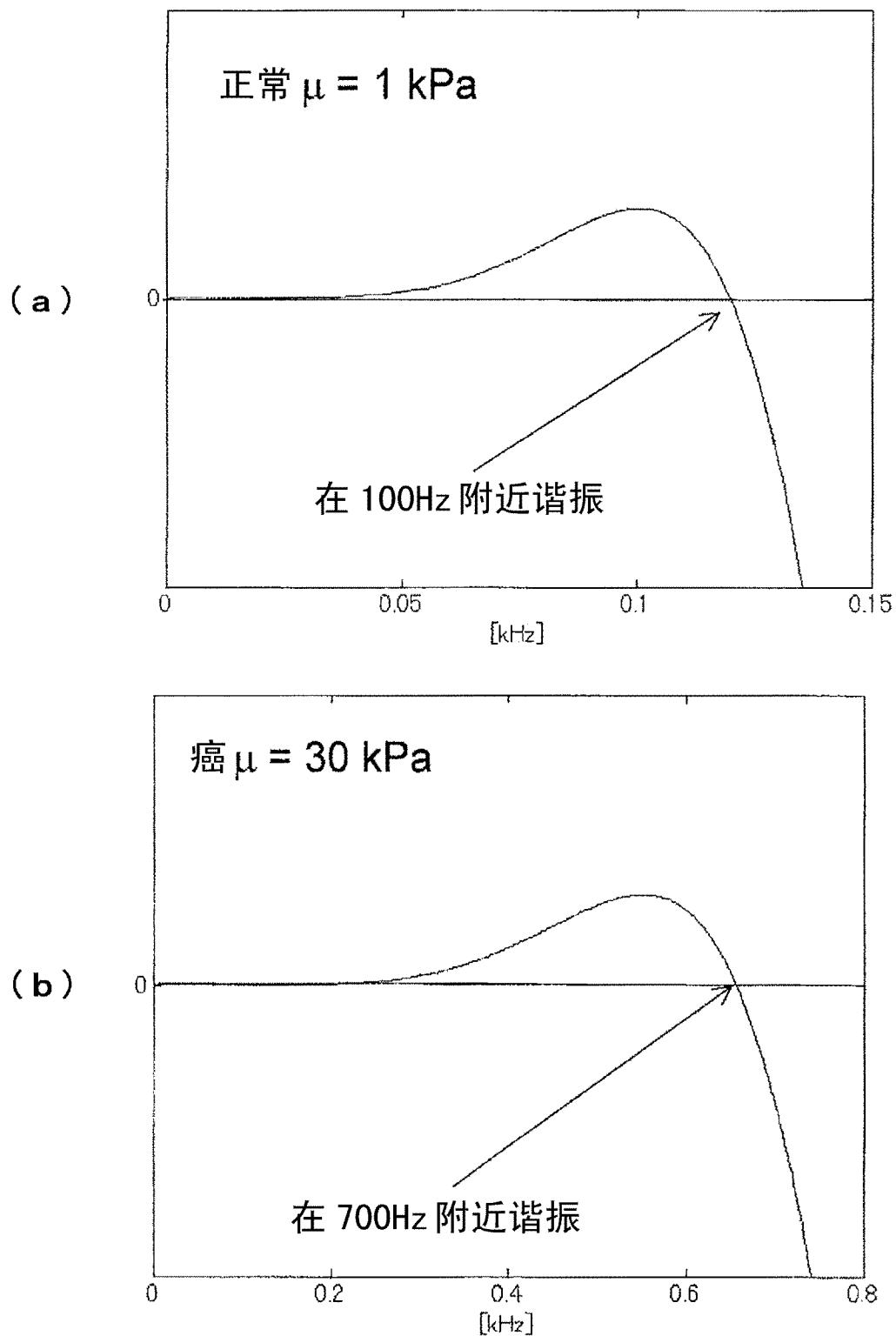


图 20

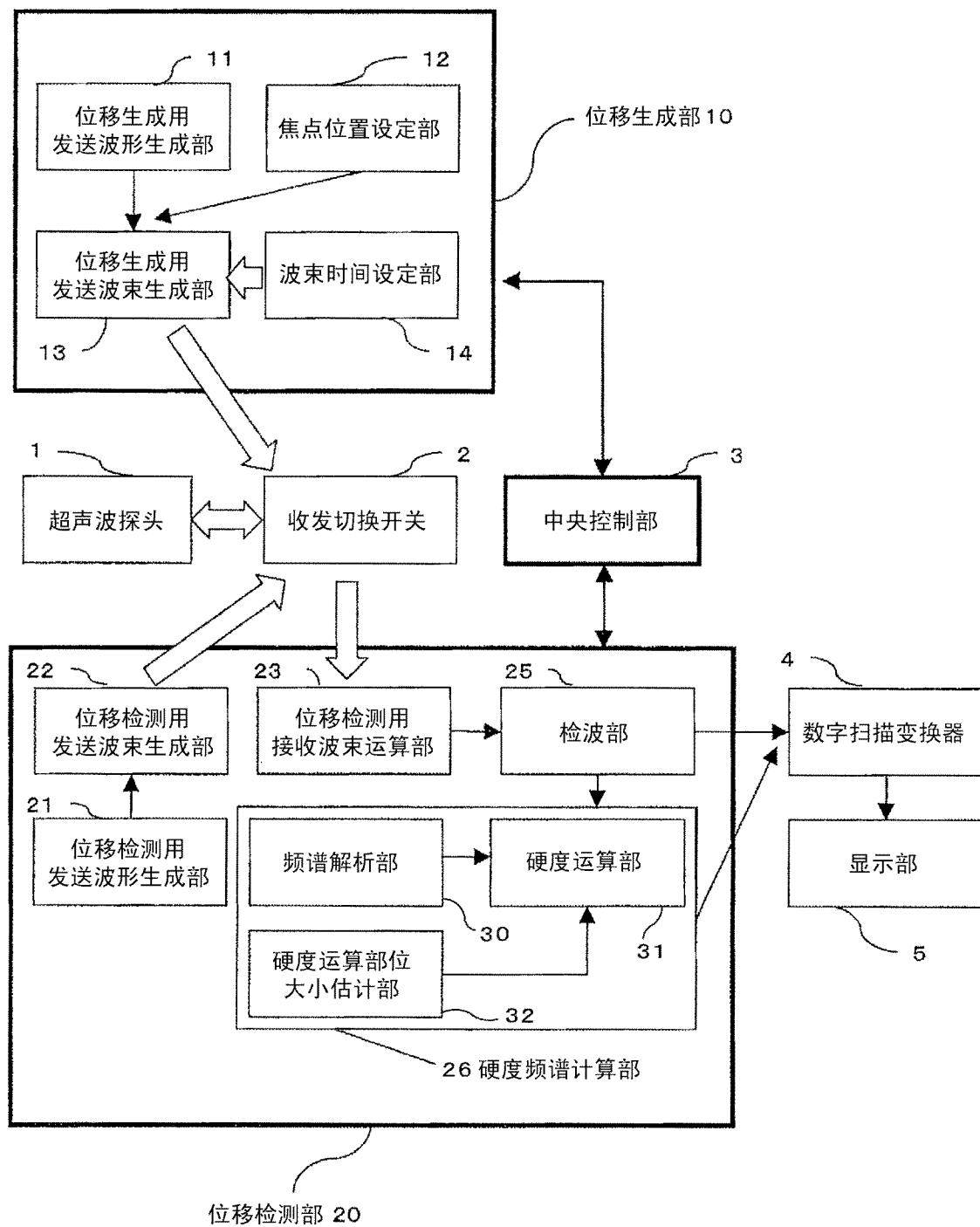


图 21

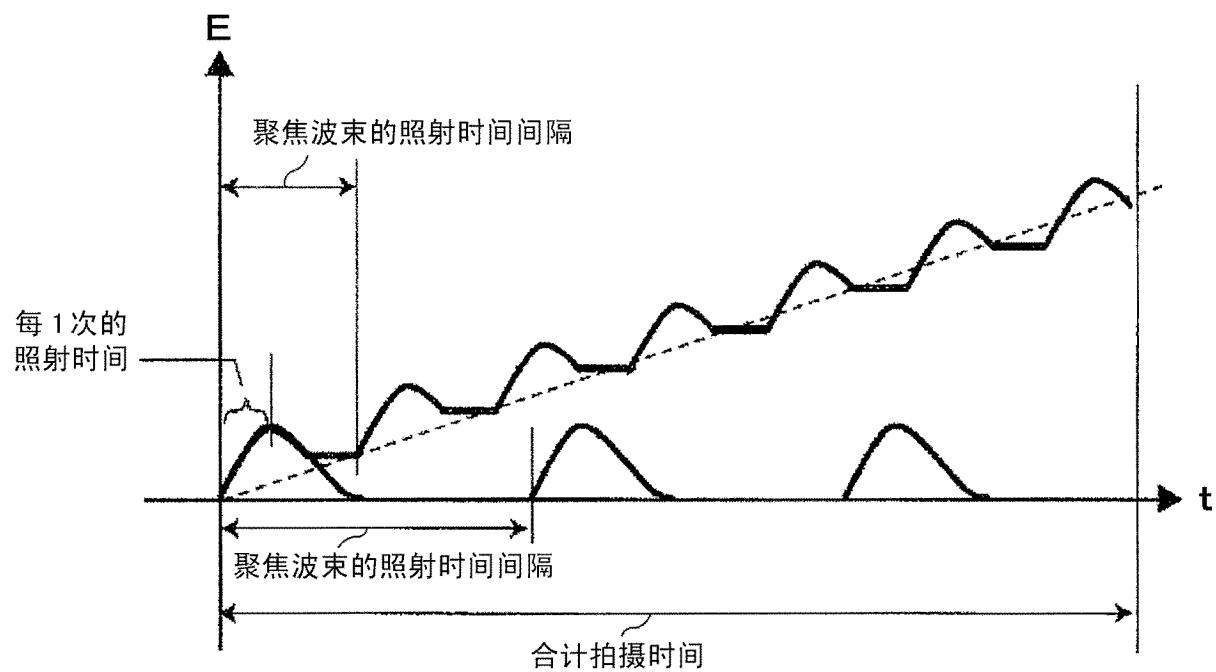
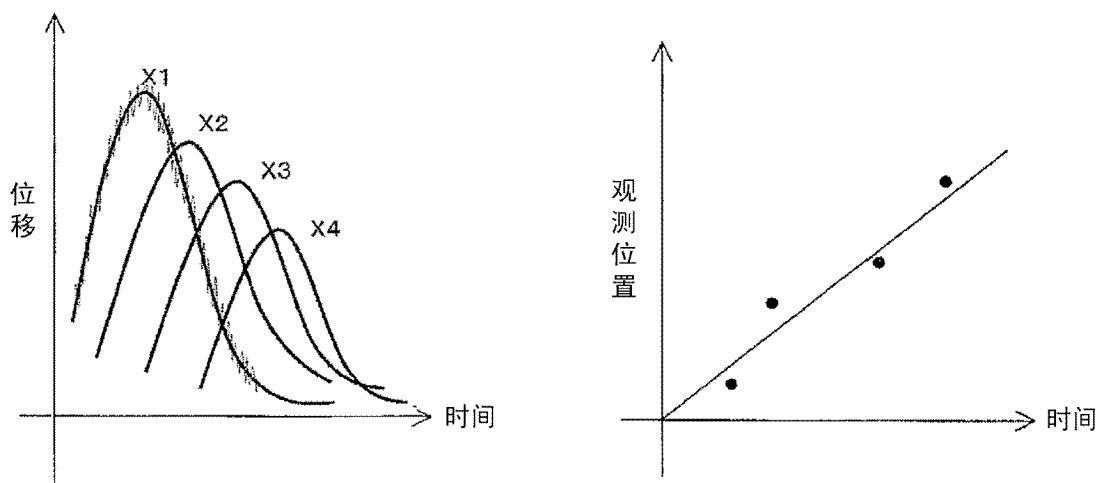


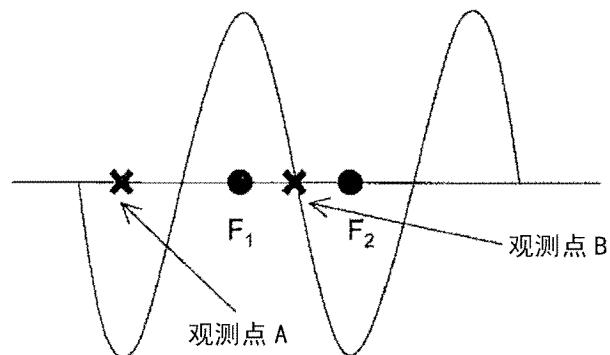
图 22



在 1 个焦点生成位移后，在多个观测位置测定位移的方法

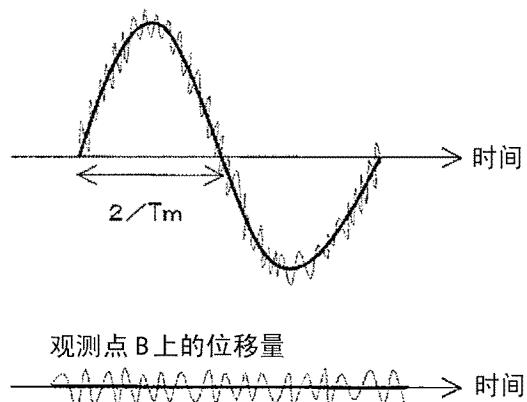
(a-1)

(a-2)



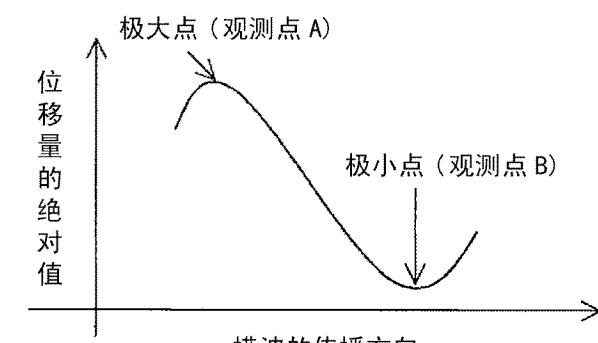
观测点 A 上的位移量

(b-1)



观测点 B 上的位移量

(b-2)



2 焦点脉冲线性调频法

(b-3)

图 23

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN102481143B | 公开(公告)日 | 2014-10-15 |
| 申请号 | CN201080033043.X | 申请日 | 2010-08-04 |
| [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 桥场邦夫 | | |
| 发明人 | 田原麻梨江 东隆 桥场邦夫 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4488 A61B8/14 A61B8/08 G01S7/52038 G01S7/52026 A61B8/485 G01S15/8954 G01S7/52042 | | |
| 代理人(译) | 张宝荣 | | |
| 审查员(译) | 张玲玲 | | |
| 优先权 | 2009204234 2009-09-04 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102481143A | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

在将超声波聚焦波束发送到被检体内来诊断硬度的辐射压力弹性成像技术中，需要考虑高灵敏度和安全性。在本发明中，作为使组织位移和激发横波的单元，向两处发送聚焦波束。另外，按照成为脉冲线性调频信号的方式来对发送波束进行时间控制，一边使发送频率进行扫频一边进行超声波收发。此时，在2个焦点间的距离与发送频率成为波长的整数倍时，2个波相互干涉，能获得大的振幅。另外，在发送频率在组织中成为特有的谐振频率时，振幅变大。由此，能以较小的发送波形的强度来提高灵敏度。进而，由于使用脉冲线性调频来进行发送能容易地扩展发送频率的频带，因此可以使用测定对象部位的灵敏度高的频率。通过任意设定焦点的数量和位置，能覆盖宽的区域。

