



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104622502 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201410637106. 2

(22) 申请日 2014. 11. 06

(30) 优先权数据

2013-232539 2013. 11. 08 JP

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田原麻梨江 吉川秀树 田中宏树

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 李国华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

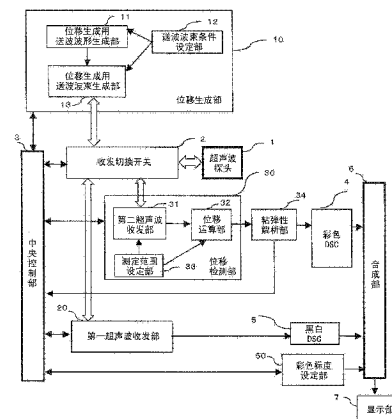
权利要求书2页 说明书11页 附图16页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置以及方法。在生物体等对象组织为粘弹性体的情况下,剪切波的传播速度随着剪切波的频率而发生变化。超声波诊断装置通过来自位移生成部(10)的信号从超声波探头(1)照射位移生成用送波波束而产生剪切波之后,通过位移检测部(30)对生物体组织照射脉冲波,检测剪切波的粒子速度,根据由粘弹性解析部(34)检测得到的剪切波的粒子速度的波形的时间广度来估计粘性参数,并在显示部(7)中显示估计出的粘弹性。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
位移生成部,其对被检测体内施加声音放射压来使被检测体内产生位移;
位移检测部,其通过在上述被检测体的多个位置上发送接收超声波来检测在上述被检测体内产生的剪切波的粒子速度;和
粘弹性解析部,其根据上述粒子速度来估计粘性参数,
上述粘弹性解析部根据上述粒子速度波形的时间广度来估计上述粘性参数。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粘弹性解析部根据上述粒子速度成为正和负的两个时刻来算出上述粒子速度波形的时间广度。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粘弹性解析部根据上述粒子速度成为过零值的时刻、或者成为上述过零值的时刻前后的上述粒子速度的积分值,来算出上述粒子速度波形的时间广度。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粘弹性解析部基于在上述多个位置上算出的上述粒子速度波形的时间广度,通过拟合来估计上述粘性参数。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粘弹性解析部采用指数曲线来进行上述拟合。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粘弹性解析部算出上述粒子速度的中心频率。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粒子速度通过一个参考信号与由上述位移检测部在不同的时刻所接收到的多个信号的相关运算而被计算出。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述粒子速度通过由上述位移检测部在不同的时刻所接收到的多个信号彼此的相关运算而被计算出。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有反馈参数决定部,
上述反馈参数决定部基于通过第一测量得到的、根据上述粒子速度波形的时间广度所估计的上述粘性参数,对接下来的测量即第二测量中的发送条件、以及测量区域当中的至少一者进行调整。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述反馈参数决定部使进行调整的上述测量区域的大小对应于进行测量的位置而发生变化。
11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述测量区域的形状为梯形。
12. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,
具有上述反馈控制的接通/断开的切换开关。
13. 一种超声波诊断装置中的粘性参数估计方法,其特征在于,
对被检测体内施加声音放射压来使被检测体内产生位移,

通过在上述被检测体的多个位置上发送接收超声波来检测在上述被检测体内产生的剪切波的粒子速度，

根据检测出的上述粒子速度波形的时间广度来估计粘性参数。

14. 根据权利要求 13 所述的粘性参数估计方法，其特征在于，

根据上述粒子速度成为正和负的两个时刻、或者上述粒子速度成为过零值的时刻、或者成为上述过零值的时刻前后的上述粒子速度的积分值，来算出上述粒子速度波形的时间广度。

15. 根据权利要求 13 所述的粘性参数估计方法，其特征在于，

基于通过第一测量得到的、根据上述粒子速度波形的时间广度所估计的上述粘性参数，对接下来的测量即第二测量中的发送条件、以及测量区域当中的至少一者进行调整。

超声波诊断装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过超声波收发来进行与被检测体的粘弹性相关的测量的技术。

背景技术

[0002] 作为乳腺癌、肝硬化、血管病等的诊断方法,存在根据超声波回波信号诊断被检测体内部的硬度的方法(弹性成像技术),来代替医生的触诊。在基于弹性成像技术的硬度的诊断中,操作者将超声波探针压入被检测体即生物体表面并进行加压,使被检测体内部的组织产生位移。根据加压所引起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,求得位移的空间微分量即变形。进而,根据变形和应力算出与硬度相关的值,例如杨氏模量。在该方法中,具有如下课题:作为拍摄对象,局限于容易从体表加压之处所存在的内脏器官。例如,作为在体表与肝脏之间的间介层,存在滑动面,因此使足够的位移产生那样的加压是困难的。

[0003] 因而,存在如下技术:采用位移生成用超声波会聚波束、即,推力波束(push beam),或者推力脉冲来对被检测体内部施加声音放射压,抑制间介层的影响并使对象组织位移,由此进行硬度的诊断。在这些技术中,对在会聚波束的前进方向上产生的组织的位移量进行图像化,或根据伴随着焦点处的组织位移而在与会聚波束的前进方向垂直的方向上产生的剪切波的传播速度的估计来算出刚性率或杨氏模量之类的弹性率。如果采用该技术,则期待减小上述的滑动面等的间介层的影响的效果等。

[0004] 进而,近年来,作为慢性肝疾患或肿瘤的诊断信息在临床现场利用弹性成像技术不断扩大中,想要实现包括粘性的粘弹性测量的技术正在不断被开发。本来、由于体组织为具有粘性和弹性这两种特性的粘弹性体,因此更加期待基于实际情况的高精度的粘弹性评估技术。

[0005] 在粘弹性的评估中,除了根据剪切波的群速度算出刚性率和杨氏模量之外,还需要粘性系数等粘性参数的估计。在粘弹性的评估中,如美国公开 US2007/0038095 号公报和美国公开 US2011/0063950 号公报中所公开的那样,具有采用粒子速度(Particle Velocity)波形的手法。

发明内容

[0006] 在粘弹性的评估中,在对象组织为粘弹性体的情况下,剪切波的传播速度随着剪切波的频率而产生变化,但采用上述粒子速度波形的粘弹性评估具有难以受到体动等的剪切波以外的频率分量的影响之类的优点。

[0007] 另一方面,在美国公开 US2007/0038095 号公报中,将经 AM 调制的推力波束照射到对象组织。由于使具有 100 ~ 1kHz 程度的频率的剪切波产生,因此在最大 15ms 期间照射推力波束。此外,在美国公开 US2011/0063950 号公报中,每一次的推力波束的照射时间为 1ms,但需要每隔 10ms 照射多次推力波束(tone burst)。如上那样,在现有的方法中,由于总计的推力波束的照射时间长,因此存在在生物体内部的局部的温度上升变大之虞。为了

抑制这种局部的温度上升,需要例如采用一次 1ms 以内的更少的照射次数 / 照射时间下的推力波束的照射来评估粘性。

[0008] 粘性对于剪切波的影响在于包括频率依赖性在内的相位速度或衰减率的不同。由于该影响伴随着剪切波的传播而放大,因此基本上传播距离越长越适于粘弹性测量。即、粘弹性测量的优选条件之一为使高振幅的剪切波产生,这意味着与上述的温度上升所产生的限制条件同时成立变得困难。

[0009] 本发明的目的在于,提供一种解决上述的课题,将生物体组织的温度上升抑制到最小限度,能高精度地解析粘性参数的超声波诊断装置以及粘性参数估计方法。

[0010] 为了实现上述的目的,在本发明中提供以下的超声波诊断装置,即具有:位移生成部,其对被检测体内施加声音放射压来使被检测体内产生位移;位移检测部,其通过在被检测体的多个位置上发送接收超声波来检测在被检测体内产生的剪切波的粒子速度;以及粘弹性解析部,其通过粒子速度来估计粘性参数,粘弹性解析部根据粒子速度波形的时间广度来估计粘性参数。

[0011] 此外,为了实现上述的目的,在本发明中,提供以下的超声波诊断装置中的粘性参数估计方法,即对被检测体内施加声音放射压来使被检测体内产生位移,通过在被检测体的多个位置上发送接收超声波来检测在被检测体内产生的剪切波的粒子速度,并根据检测出的粒子速度波形的时间广度来估计粘性参数。

[0012] 发明效果

[0013] 根据本发明,能将生物体组织的温度上升抑制到最小限度,并且能高精度地评估粘性参数。

附图说明

[0014] 图 1 为表示实施例 1 相关的超声波诊断装置的一系统结构的图。

[0015] 图 2 为说明实施例 1 相关的超声波探头所产生的位移生成的图。

[0016] 图 3 为说明实施例 1 相关的超声波探头所产生的超声波的波束形成的图。

[0017] 图 4 为说明实施例 1 相关的粘性参数的计算时序的图。

[0018] 图 5A 为表示实施例 1 相关的剪切波的粒子速度检测处理的一例的图。

[0019] 图 5B 为表示实施例 1 相关的粒子速度检测处理的另一例的图。

[0020] 图 6A 为表示实施例 1 相关的剪切波的位移的时间波形的图。

[0021] 图 6B 为表示实施例 1 相关的剪切波的粒子速度的时间波形的图。

[0022] 图 7A 为表示实施例 1 相关的粒子速度的时间波形的一例的图。

[0023] 图 7B 为表示实施例 1 相关的粒子速度的时间波形的另一例的图。

[0024] 图 8 为说明粘弹性模型的图。

[0025] 图 9A 为表示剪切波的传播速度的频率依赖性的图。

[0026] 图 9B 为表示没有粘性的情况下的剪切波的粒子速度波形的一例的图。

[0027] 图 9C 为表示有粘性的情况下的剪切波的粒子速度波形的一例的图。

[0028] 图 10A 为表示实施例 1 相关的具有粘性的情况下的粒子速度的时间波形的图。

[0029] 图 10B 为说明实施例 1 相关的具有粘性的情况下的粒子速度的距离衰减特性的图。

[0030] 图 11A 为说明实施例 1 相关的根据粒子速度的时间波形的正的峰值和负的峰值来估计粘性参数的处理的图。

[0031] 图 11B 为表示实施例 1 相关的用于根据粒子速度的时间波形来估计粘性参数的处理的模块图。

[0032] 图 12 为说明实施例 1 相关的粒子速度波形和距离衰减特性的图。

[0033] 图 13A 为说明实施例 1 相关的剪切波的距离衰减特性的图。

[0034] 图 13B 为说明实施例 1 相关的用于根据剪切波的距离衰减特性来估计粘性参数的处理的图。

[0035] 图 14A 为表示实施例 1 相关的粘性参数的表示例的图。

[0036] 图 14B 为表示实施例 1 相关的粘性参数的表示例的图。

[0037] 图 15 为表示实施例 2 相关的超声波诊断装置的一系统结构的图。

[0038] 图 16 为表示实施例 2 中的粘性参数的计算时序的图。

[0039] 图 17A 为说明实施例 2 中的 ROI 重新设定处理的图。

[0040] 图 17B 为表示实施例 2 中的 ROI 重新设定处理的标示例的图。

[0041] 图 18 为表示实施例 2 中的测量区域的决定过程的图。

[0042] 标号说明

[0043] 1 超声波探头

[0044] 2 收发切换开关

[0045] 3 中央控制部

[0046] 4 彩色 DSC

[0047] 5 黑白 DSC

[0048] 6 合成部

[0049] 7 显示部

[0050] 10 位移生成部

[0051] 12 送波波束条件设定部

[0052] 13 位移生成用送波波束生成部

[0053] 20 第一超声波收发部

[0054] 30 位移检测部

[0055] 31 第二超声波收发部

[0056] 32 位移运算部

[0057] 33 测定范围设定部

[0058] 34 粘弹性解析部

[0059] 38 反馈参数决定部

[0060] 50 彩色标度设定部

[0061] 51、52 相关运算

[0062] 80 Voigt 模型

[0063] 100 超声波探头 1 的各元件

[0064] 101 正的峰值

[0065] 102 负的峰值

- [0066] 110 $t(xn)$
- [0067] 111、131 FFT
- [0068] 112、132 粘性参数 α 的评估
- [0069] 113、133 拟合
- [0070] 114、134 η 输出
- [0071] 130 $p(xn)$ 或者 $p(xn)'$
- [0072] 141 标绘显示
- [0073] 142 2D 彩色地图
- [0074] 143 彩色标度
- [0075] 171 测量区域 ROI 的重新设定
- [0076] 172 测量区域
- [0077] 181 粘性参数
- [0078] 182 ROI 控制

具体实施方式

[0079] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。在各附图中,相同的标号表示同一构成要素。

[0080] 实施例 1

[0081] 第 1 实施例为以下的超声波诊断装置以及粘性参数估计方法的实施例,即,该超声波诊断装置具有对被检测体内施加声音放射压来在被检测体内位移的位移生成部 10;通过对被检测体的至少两个以上的多个位置发送接收超声波来检测在被检测体内生成的剪切波的粒子速度的位移检测部 30;以及根据粒子速度来估计粘性参数的粘弹性解析部 34,粘弹性解析部根据粒子速度波形的时间广度来估计粘性参数。

[0082] 图 1 中表示实施例 1 的装置整体结构的一例。用于与未图示的被检测体的表皮接触的超声波探头 1 形成为具有对在与被检测体之间发送以及接收超声波的多个振荡器进行排列的超声波收发面。作为装置的构成要素的各模块、即包括用于在被检测体内产生位移的位移生成部 10、收发切换开关 2、第一超声波收发部 20、第二超声波收发部 31、检测位移的位移检测部 30、粘弹性解析部 34、彩色标度设定部 50 被中央控制部 3 控制。

[0083] 超声波探头 1 经由收发切换开关 2 与位移生成用送波波束生成部 13、第一超声波收发部 20、以及第二超声波收发部 31 连接。发送接收切换开关 2 被中央控制部 3 控制为切断或者放开超声波探头 1 与位移生成用送波波束生成部 13、第一超声波收发部 20、以及第二超声波收发部 31 的连接。

[0084] 第一超声波收发部 20 被中央控制部 3 控制,以使采用由省略了图示的位移检测用送波波形生成部所作成的波形,对超声波探头 1 的元件的送波信号给予延迟时间和权重,在被检测体所期望的位置即焦点集中位移检测用超声波波束、即,推力波束、或者推力脉冲。在被检测体内反射并返回到探头的回波信号在超声波探头 1 中被变换为电信号,并发送到第一超声波收发部 20。第一超声波收发部 20 包括将回波信号整相相加并进行包线检波和 log 压缩和带通滤波、增益控制等的信号处理电路。从第一超声波收发部 20 发出的输出信号被输入到黑白数字扫描变换器 (Digital Scan Converter :DSC) 5。在黑白 DSC5 中

能够形成由黑白构成的表示亮度的断层像、即 B 模式像的信息。

[0085] 对位移生成部 10 进行说明。在位移生成部 10 的送波波束条件设定部 12 中,设定会聚位置、振幅值、用于送波的超声波探头 1 的各元件的元件数、载波的频率等。位移生成用送波波形生成部 11 中,采用由送波波束条件设定部 12 所设定的载波的频率来生成波形。位移生成用送波波束生成部 13 被中央控制部 3 控制,以使采用由位移生成用送波波形生成部 11 所作成的波形以及由送波波束条件设定部 12 所设定的设定条件,对超声波探头 1 的各元件的送波信号给予延迟时间和权重,在被检测体内部会聚超声波波束。来自位移生成用送波波束生成部 13 的电信号在超声波探头 1 中被变换为超声波信号,朝向未图示的被检测体,照射位移生成用超声波波束。

[0086] 对位移检测部 30 进行说明。位移检测部 30 内的测定范围设定部 33 中,设定对位移进行测定的范围。第二超声波收发部 31 被中央控制部 3 控制,以使采用由省略了图示的位移检测用送波波形生成部作成的波形、以及由测定范围设定部 33 所设定的测定范围,对超声波探头 1 的各元件的送波信号给予延迟时间和权重,在未图示的被检测体的期望的位置、焦点会聚位移检测用超声波波束。在被检测体内反射并返回到超声波探头的回波信号在超声波探头 1 中被变换为电信号,并发送到第二超声波收发部 31。

[0087] 位移检测部 30 的第二超声波收发部 30 包括对回波信号进行整相相加、进行包线检波和 log 压缩和带通滤波、增益控制等的信号处理电路。来自第二超声波收发部 31 的输出信号被输入到位移运算部 32。此外,位移运算部 32 中,通过后面详细叙述的相关运算来运算各部位的位移、或者粒子速度。此外,从位移运算部 32 输出的位移或者粒子速度的信息被输入到粘弹性解析部 34。

[0088] 在粘弹性解析部 34 中,基于所输入的信息,对剪切波的传播速度、进而粘性参数进行解析、估计。由粘弹性解析部 34 解析 / 估计的粘性参数的值被发送到彩色 DSC4。在彩色 DSC4 中采用该粘性参数的值,形成表示粘弹性的断层像的信息作为彩色信息。来自彩色 DSC4 的输出在合成部 6 中被合成,并被显示于显示部 7 中与显示 B 模式像相同的画面上。

[0089] 进而,采用粘弹性解析部 34 所计算的粘性参数等的粘弹性信息经由中央控制部 3 被发送到彩色标度设定部 50 中。在彩色标度设定部 50 中,基于粘性参数等粘弹性的值,作成与粘弹性彩色图像相对应的彩色标度。如后面所说明的那样,该彩色标度优选相邻于与 B 模式像重叠等显示的表示粘弹性的大小的彩色图像并显示于显示部 7 中。

[0090] 另外,在该图中由模块表示的构成要素的一部分即中央控制部 3、粘弹性解析部 34 等能够通过中央处理部 (Central Processing Unit :CPU) 所进行的程序执行来实现。作为该 CPU,能够采用具备通常的 CPU 和存储部 (存储器) 和输入输出部的计算机。这种情况下,显示部 7 能利用计算机的输入输出部的显示器等。

[0091] 在本实施例中,对使图 2 中所示的由多个元件 100 构成的线性阵列型的超声波探头 1 与被检测体的体表面接触,在体内的目的断层内会聚位移生成用超声波波束的情况进行说明。在此,对在期望的断层内,位移生成用超声波波束的传播方向处于相对体表垂直的方向的情况进行说明。超声波的波束形成如图 3 所示那样,通过以下来实现,即求得各焦点与超声波探头 1 的各元件 100 的位置之间的距离,对每个元件给予将通过元件间的距离差除以对象物的音速所算出的延迟时间并进行送波。该图的下层示意性地表示与上层相比作为焦点的集点在上侧被扫描的情况。

[0092] 如图 2 所示那样,如果在焦点(图 2 中的集点 F)上照射会聚波束,则按照伴随着传播的超声波的吸收或散射而产生辐射压。通常情况下焦点处辐射压成为最大,在焦点区域的生物体组织中产生位移。此外,如果会聚波束的照射被停止,则位移量被缓和。通过该辐射压的生成,如图 2 所示那样以集点 F 为起点在与被检测体表面相平行的方向上产生剪切波。位移的方向为相对体表垂直的方向。

[0093] 接下来,采用图 4 对实施例 1 中的粘性参数等的粘弹性测量的处理流程进行说明。首先,在步骤 S00 中开始粘弹性测量。开始的信号使用省略了图示的输入设备、例如计算机的键盘和鼠标被输入。粘弹性测量开始前,通常的 B 模式像被显示于显示部 7 中。步骤 10 中,输入粘弹性测量中的测定信息。测定信息为位移产生用的超声波波束距体表面的深度(即,集点 F),F 值(=焦点距离/开口直径),载波的频率等的值。位移生成用超声波波束的焦点的位置、F 值、载波的频率等被输入到中央控制部 3,进而,焦点的位置、F 值、载波的频率经由中央控制部 3 被输入到送波波束条件设定部 12。测定信息也可由未图示的输入设备输入,或者,在中央控制部 3 中,从省略了图示的存储部的存储介质读出适于乳腺或前列腺、血管、肝脏等的部位的值。

[0094] 在步骤 20 中,决定粘弹性的测量区域(ROI:Region of Interest)。ROI 采用输入设备被输入,经由中央控制部 3 被输入到测定范围设定部 33 中。或者,适于乳腺和前列腺、血管、肝脏等部位的值在中央控制部 3 中,从存储介质读出并被输入到测定范围设定部 33 中。测量区域 ROI 的大小采用例如深度方向的宽度为 10mm 程度,与体表水平的方向的宽度为 5~20mm 程度的长方形。如果设定焦点的位置和 ROI,则决定在剪切波传播的位移(通常、数 μm ~数十 μm)的检波中采用的光栅和光栅上的采样点。在各光栅中,位移检测用波束的接收的 PRF(Pulse Repetition Frequency:反复发送的脉冲的频率)设定为相对于假设的剪切波的频率满足奈奎斯特定理。例如,在光栅与剪切波的位移的方向相同的情况下,设 PRF 为剪切波的频率的 2 倍以上。

[0095] 在步骤 30 中,采用在步骤 10 中所决定的测定条件并从超声波探头 1 照射位移生成用超声波波束,在由步骤 20 所决定的测量区域内检测剪切波。而且,剪切波的位移、或者粒子速度由位移运算部 32 计算。该位移运算部 32 作为位移检测部 30 的一部分进行了图示,但也能通过上述的 CPU 中的程序处理来实现。步骤 40 中,采用进行了检测的剪切波的位移或者粒子速度,由粘弹性解析部 34 进行粘性参数的解析、估计。在步骤 50 中,粘性参数的解析、估计结果被显示于显示部 7 中,本实施例的结构中的粘弹性测量结束。

[0096] 在此,采用图 5A、图 5B 对图 4 中的步骤 30 的剪切波的检测的处理流程进行详细说明。在此,对使线性阵列型的超声波探头 1 与被检测体的体表面接触,在体内的目的断层面会聚位移生成用超声波波束、即,推力波束,或者,推力脉冲的情况进行说明。此外,对在期望的断层面内,位移生成用超声波波束的传播方向处于相对体表垂直的方向的情况进行说明。在本实施例的结构中,检测对剪切波的位移进行时间微分的剪切波的粒子速度。

[0097] 在图 5A 的情况下,首先,从第二超声波收发部 31 照射位移检测用超声波波束,取得参考信号。接下来,将位移生成用超声波波束即推力波束、推力脉冲照射到焦点。接下来,由于检测通过推力波束、推力脉冲的照射所生成的剪切波,因此位移检测用超声波波束作为跟踪脉冲照射。在此,各光栅中对位移检测用超声波波束进行照射的重复频率为 PRF,跟踪脉冲的检测个数的总计为 N 个(N 为任意的整数)。接着,进行参考信号与已进行跟踪

的 RF 数据的相关运算 51, 算出剪切波的位移。即、图 5A 中, 粒子速度通过由位移检测部 30 等在不同的时刻所接收的多个信号之间的相关运算而被计算出。相对于采用相关运算 51 所算出的位移, 作为边缘强调滤波器在时间方向上实施 HPF (High Pass Filter) 处理, 算出粒子速度。另外, 也可代替 HPF, 采用用于进行时间微分的边缘强调滤波器来得到粒子速度。

[0098] 图 5B 中表示其他的粒子速度的算出方法。图 5B 中, 在取得作为位移检测用超声波波束的跟踪脉冲 1, 2, ..., N 为止总计 N 个之后, 对第 i 个和第 i+1 个 (i 为 1 ~ N-1 为止的整数) 的高频 (RF) 数据进行相关运算 52。即、图 5B 中, 粒子速度通过由位移检测部 30 等在不同的时刻所接收的多个信号之间的相关运算而被计算。在图 5B 的方法中, 由于能不采用 HPF 等的滤波器而直接算出粒子速度, 因此能够缩短计算时间。

[0099] 在此, 对检测剪切波的粒子速度的优点进行说明。图 6A、图 6B 表示在剪切波的位移或者粒子速度的时间波形中叠加低频噪声、例如 1Hz 的正弦波的情况下的时间波形。所谓低频噪声为因手术执行者的手抖动或体动而产生的噪声。将不同的多个测量位置、即, 光栅中的位移的时间波形的峰值表示为图 6A 的 P1、P2、P3。可知为了粘弹性测量, 需要对峰值高精度地进行检测, 但随着与 P1、P2、P3 成为峰值的时刻延迟, 难以识别位移的峰值位置。

[0100] 另一方面, 在图 6B 中粒子速度的时间波形的峰值表示为 P22、P23、P21'、P22'、P23'。粒子速度的时间波形针对各光栅, 检测一个或者两个峰值。可以明确图 6A 中所示的位移的时间波形的峰值不同, 在图 6B 中所示的粒子速度的时间波形中, 即使在低频噪声叠加的情况下也能稳定地检测峰值, 这是对粒子速度进行检测的优点。

[0101] 接下来, 对步骤 40 中的粘性参数的解析估计方法的详细情况进行说明。图 7A、图 7B 中表示与图 6B 相对应的粒子速度的时间波形。针对不同的测量位置上的粒子速度的波形 W21、W22、W23, 存在成为 1 个或者 2 个峰值的时刻。图 7A 的 T22、T23 是成为 W22 与 W23 的负峰值的时刻。此外, 图 7A 的 T21'、T22'、T23' 是成为 W21、W22、W23 的正峰值的时刻。另一方面, 图 7B 的 T21"、T22"、T23" 是 W21、W22、W23 与零相交叉的、即, 过零的时刻。

[0102] 接下来, 采用以上所说明的粒子速度的时间波形的峰值, 或者, 成为峰值的时刻来对粘性参数进行估计。首先, 对粘性与峰值、以及成为峰值的时刻之间的关系进行说明。图 8 表示作为示出生物体的粘弹性的模型之一的 Voigt 模型 (model) 80。Voigt 模型 80 由剪切弹性系数 μ 和剪切粘性系数 η 这两个要素构成。除了 Voigt 模型 80 之外, 也可考虑 Zener model 等这 3 个要素的粘弹性模型。

[0103] 如图 9A 所示那样, 在生物体由图 8 所示的 Voigt 模型表示时, 剪切波的传播速度具有频率分散性。图 9B 和图 9C, 表示在没有剪切粘性系数 η 的情况下, 以及粘性系数 η 为 $1.5\text{Pa}\cdot\text{s}$ 的情况下的剪切波的粒子速度波形的一例。时间波形为从推动位置、即, 从焦点起沿着剪切波的传播方向的距离 $x = 4、7、10\text{mm}$ 的地点处的波形。如图 9B 所示那样, 在没有粘性的情况下, 即使测量位置距推动位置远离 4、7、10mm, 粒子速度在时间方向的波形也不会变化。另一方面, 如图 9C 所示那样, 在有粘性的情况下, 随着测量位置远离推动位置, 成为正的峰值和负的峰值的时刻扩大。此外, 可知如果具有粘性则伴随着传播的峰值的减小程度变大。

[0104] 即、如图 10A 示意地所示那样, 粘性越大, 成为正的峰值 101 与负的峰值 102 的时刻之差越大。此外, 如图 10B 所示那样, 可知粘性越大, 表示峰值的振幅与距离的距离衰减特性的倾斜度越大。

[0105] 接下来,采用图 11A、图 11B,对本实施例中的粘性参数的估计方法进行说明。图 11A 表示测量位置 x_n 的粒子速度的时间波形 w_n 、以及粒子速度波形的时间广度。图 11A 为示意性表示 $n = 2$ 时的例子、即在两个位置检测出的两个粒子速度波形的时间广度的图。在该图中,将各时间波形 w_1 、 w_2 下的成为正的峰值与负的峰值的时间之差设为 $t(x_1)$ 和 $t(x_2)$ 。根据该时间的差 $t(x_1)$ 和 $t(x_2)$,能够算出粒子速度波形的时间广度。

[0106] 图 11B 中表示作为剪切波的粒子速度波形的时间广度的一例的、采用正的峰值和负的峰值的时间差 $t(x_n)$ 、用于粘性参数的估计解析的处理流程。首先,作为粒子速度波形的时间广度,输入至少两个以上的多个 $t(x_n)$ (n 为整数) 110。接下来,通过 FFT111 所执行的运算,算出粒子速度波形的中心频率 ω 。即、在粘弹性解析部 34 中,算出粒子速度的中心频率。位置信息 x_n 、成为正的峰值和负的峰值的时间的差 $t(x_n)$ 相对于中心频率 ω_1 , ω_2 , ω_3 , ..., 在粘弹性模型中以特有的函数形式提供。例如,函数以表示指数曲线的、 $A \times \exp(\alpha \cdot x_n)$ 的形式提供。因而,基于所检测的中心频率 ω 、 x_n 、 $t(x_n)$ 的信息,进行与函数的拟合 (fitting),执行粘性参数 α 的评估 112。通过粘性参数 α 的评估 112 下的拟合,估计参数 A 和粘性参数 α 。

[0107] 即、在粘弹性解析部 34 中,基于在多个位置上算出的粒子速度波形的时间广度,采用指数曲线等并通过拟合来估计粘性参数。

[0108] 而且,输出例如通过与中心频率 ω 拟合所求得的粘性参数 α 。在此所利用的函数从省略了图示的记录介质经由中央控制部 3,被读入到粘弹性解析部 34。该函数除了 \exp 之外,还可采用多项式函数等公知的函数。进而,基于作为粘性参数 α 与剪切波生成的超声波波束的条件的、 F 值、焦点距离、载波的频率等的参数,与粘弹性模型拟合 113,估计 voigt model 的粘性系数 η 。在此,粘性系数 η 与通过拟合所求得的粘性参数 α 的关系也可作为查询表 (Look Up Table :LUT) 或者函数,经由中央控制部 3 从省略了图示的存储部的存储介质读出。而且,剪切粘性系数 η 被输出 114。

[0109] 接下来,对本实施例中的其他粘性参数的决定方法进行说明。图 12 表示测量位置 x_1 与 x_2 处的正的峰值 $p(x_1)$ 、 $p(x_2)$ 以及负的峰值 $p(x_1)'$ 、 $p(x_2)'$ 。在该决定方法中,代替图 11B 的 $t(x_n)$,采用粒子速度的 $p(x_n)$ 或者 $p(x_n)'$ 。而且,代替粘性参数 α 和参数 A ,通过与表示指数曲线的、 $B \times \exp(\beta \cdot x_n)$ 的函数相拟合,从而估计参数 B 和粘性参数 β 。

[0110] 图 13A、图 13B 表示以 $p(x_n)$ 为输入 130 进行拟合时的例子。通过 FFT131 中的中心频率 ω 的检测、以及粘性参数 β 的评估 132,来输出粘性参数 β 和中心频率 ω 作为粘性参数的输出值。进而,基于粘性参数 β 和作为剪切波生成的超声波波束的条件的 F 值、焦点距离、载波的频率等的参数,通过拟合 133,估计图 8 所示的 Voigt Model 的粘性系数 η 。在此,粘性系数 η 与通过拟合所求得的粘性参数 β 的关系也可作为 LUT 或者函数,经由中央控制部 3 从省略了图示的存储部即存储介质读出。而且,剪切粘性系数 η 被输出 134。

[0111] 另外,作为以上说明的用于算出粒子速度波形的时间广度的 $t(x_n)$ 、 $p(x_n)$ 、 $p(x_n)'$ 以外的输入参数,也可采用粒子速度波形的积分值,成为过零值的时刻前后的粒子速度的积分值、比成为零的时刻晚的时刻与比成为零的时刻早的时刻的粒子速度波形的积分值之差、比任意的阈值大或者小的粒子速度的积分量、成为正的峰值的时刻与成为零的时刻之差,成为负的峰值的时刻与成为零的时刻之差等。即、也可代替根据粒子速度为正和负的两个时刻来算出剪切波的粒子速度波形的时间广度,而根据成为粒子速度的过零值的时刻、

或者成为过零值的时刻前后的粒子速度的积分值等算出剪切波的粒子速度波形的时间广度。此外,在图 9A ~图 12 中,负的峰值在比正的峰值早的时刻被检测出,但在相反的情况下也同样能决定粘性参数。

[0112] 图 14A、图 14B 中表示在本实施例的超声波诊断装置的显示部 7 中显示的粘性参数 α 的例子。例如,如图 14A 所示那样能够对粘性参数 α 与中心频率 ω 处的剪切波的传播速度 $V_s(\omega)$ 进行标绘显示 141。传播速度 $V_s(\omega)$,在粘弹性解析部 34 中,采用公知的方法被算出。除了粘性参数 α 之外,还能显示粘性参数 β 和剪切粘性系数 η 。或者,也可如图 14B 那样与在显示部 7 中显示的 B 像叠加,进行 2D 彩色地图 142 显示。此时,将粘性参数 α , β 和剪切粘性系数 η 的彩色标度 143 同时显示于显示部 7 是有效的这一点如先前所说明的那样。

[0113] 实施例 2

[0114] 第 2 实施例为涉及以下的超声波诊断装置以及方法的实施例,即超声波诊断装置具有:对被检测体内施加声音放射压来使被检测体内产生位移的位移生成部 10;通过对被检测体的至少两个以上的多个位置发送接收超声波从而检测在被检测体内产生的剪切波的粒子速度的位移检测部 30;根据粒子速度估计粘性参数的粘弹性解析部 34;以及反馈参数决定部 38,粘弹性解析部 34 根据粒子速度波形的时间广度来估计粘性参数,反馈参数决定部 38 基于通过第一测量(第一次测量)得到的、根据粒子速度波形的时间广度所估计的粘性参数,对接下来的测量即第二测量中的发送条件、或者测量区域中的至少一个进行调整。

[0115] 以下,对与使用反馈参数决定部 38 进行反馈控制的超声波诊断装置相关的实施例 2 进行说明。图 15 中表示实施例 2 的超声波诊断装置的整体结构例,但在图 1 所示的结构超声波诊断装置中新加入反馈参数决定部 38。该反馈参数决定部 38 与粘弹性解析部 34 同样,能够通过 CPU 中的程序执行来实现。由于其他构成要素的模块与图 1 所示的实施例 1 的超声波诊断装置的结构相同,因此省略重复的说明。

[0116] 图 16 中表示实施例 2 的超声波诊断装置中的粘性参数的计算时序。在实施例 2 中,将步骤 S40 中解析估计出的粘性参数的值反馈到步骤 S20 中的剪切波的测量区域决定。进行反馈的值由反馈参数决定部 38 算出。所算出的值经由中央控制部 3 而被输入至位移检测部 30 的测定范围决定部 33。

[0117] 图 17A 中表示包括本实施例的反馈控制的、粘弹性测量的处理流程的概要。例如如图 5B 中所说明的那样照射推力脉冲 1 和跟踪脉冲 1,在剪切波粒子速度的检测、粘性参数的估计之后,基于所估计的粘性参数的值,进行测量区域 ROI 的重新设定 171。由于粘性越大,伴随着传播的剪切波的振幅值也越小,因此能测量的区域也越小。因而,进行重新设定以使粘性的值越大,测量区域 ROI 的大小越小。接下来,照射推力脉冲 2 和跟踪脉冲 2,在进行了重新设定的测量区域 ROI 内再次进行粘弹性测量。

[0118] 如图 17B 所示那样,叠加于 B 像的测量区域 172 的大小的设定例如采用梯形的角度 Θ 来进行设定。即、在本实施例中,测量区域 ROI 的的形状的最佳的例子为梯形,粘性越大,越增大角度 Θ 的值。除了梯形的角度 Θ 之外,也可设为测量区域 ROI 的横向的宽度、深度方向的宽度。这些值针对焦点 F 而被设定。即、反馈参数决定部 38 使进行调整的测量区域 ROI 的大小对应于进行测量的位置而产生变化。另外,该测量区域 ROI 的重新设定值能基于

所估计的粘性参数,从省略了图示的存储部经由中央控制部 3 读出。

[0119] 图 18 中示意地表示本实施例的反馈参数决定部 38 中的测量区域 ROI 的决定过程。采用 V_s 值、中心频率、粘性参数 α 、 β 、粘性系数 η 等参数 181 来进行 ROI 控制 182, 由此决定角度 Θ 。在决定角度 Θ 时,也可还采用 F 值、载波频率、焦点距离等的位移生成用超声波波束的照射条件、即、由虚线所示的推力脉冲送信条件、推力波束的照射条件,来决定角度 Θ 。此时,如图 17B 所示那样,随着 B 像的测量深度,测量区域 ROI 的形状发生变化。因此,通过将测量区域 ROI 的形状显示于显示部 7,从而手术执行者能够在视觉上确认所决定的测量区域 ROI。

[0120] 根据本实施例,通过进行反馈控制能实现粘性参数估计、测量的高精度化。上述的测量区域 ROI 的形状除了为梯形之外,也可为任意的几何形状。此外,进行反馈的值除了测量区域 ROI 之外,也可设为推力脉冲的照射条件即振幅值、F 值、载波的频率等。通过这些值的反馈,能够选择减小了振幅值和测量区域 ROI 后的重视安全性的粘弹性测量、或增大了振幅值和测量区域 ROI 后的重视测量区域的粘弹性测量等。

[0121] 进而,实施例 2 相关的反馈控制的接通 / 断开也可经由省略了图示的输入设备,来切换手术执行者。此外,能够设为具有进行反馈参数决定部 38 所执行的反馈控制的接通 / 断开的切换的开关的构成。进而,手术执行者也可采用省略了图示的输入设备来进行反馈控制的参数的选择。或者,也可采用测定对象、测量时刻的信息,由中央控制部 3 自动地进行设定。

[0122] 尽管在上述所有的实施例中,采用了超声波会聚波束生成辐射压并产生剪切波,但除了辐射压之外,也可采用由 DC 电动机、振动泵等机械驱动、手动加压、电脉冲所产生的加压等公知的方法。

[0123] 此外,也可代替线性阵列型的探头,而采用凸状类型或扇形类型的探头,也可采用 2 维探头。线性阵列型的探头优选用于乳房或腱 / 肌肉等中。此外,凸状类型优选用于肝脏,扇形类型优选用于心脏。此外,超声波探头 1 的各元件采用例如以陶瓷、高分子作为材料的压电元件或以硅作为材料的静电电容型的振荡器,但各元件并不限于此。如果采用 2 维探头,则能三维地检测剪切波,能更明确地显示剪切波的传播。由此,期待评估性能提高或者评估时间缩短的效果。

[0124] 另外,在对粘性进行测量的区域内存在多个空间性的弹性的情况下,所测量的粘性参数或粘性系数也成为被平均化的值。而且,在进行粘性检测的区域,如本申请发明者等在先前申请的国际公开 W02012/105152 号公报中所记载的那样,也可选定变形信息均匀的区域。在变形信息均匀的区域中,由于弹性率均匀,因此能高精度地估计粘性参数和粘性系数。测定对象例如可举出肝脏、胸部、血管、前列腺、韧带、腱、肌肉等。

[0125] 根据以上详述的本发明,由于能评估粘性参数,因此能客观地评估肿瘤等组织性状或者判定治疗效果。此外,由于生成采用了脉冲波的声音放射压,因此在每一次测量时所需的声音放射压的施加时间为 0.5ms ~ 1ms,能将生物体组织的温度上升抑制到最小限度。此外,通过采用粒子速度波形,从而能在体动等中进行鲁棒性测量。进而,基于粘性参数,重新设定对剪切波进行测量的区域,能够再次评估粘性参数,能进行高精度的测量。

[0126] 另外,本发明并不限于上述的实施例,包括各种变形例。例如,为了更好地理解本发明而详细地说明了上述的实施例,但不必限定于具备说明的所有的结构的内容。此外,能

将某实施例的结构的一部分替换为其他实施例的结构,此外,能在某实施例的结构中追加其他实施例的结构。此外,关于各实施例的一部分结构,能进行其他结构的追加/删除/置换。

[0127] 进而,上述的各结构、功能、处理部等采用作成实现其中的一部分或者全部的程序的例子进行了说明,但当然也可通过采用例如集成电路进行设计等以硬件来实现其中的一部分或者全部。

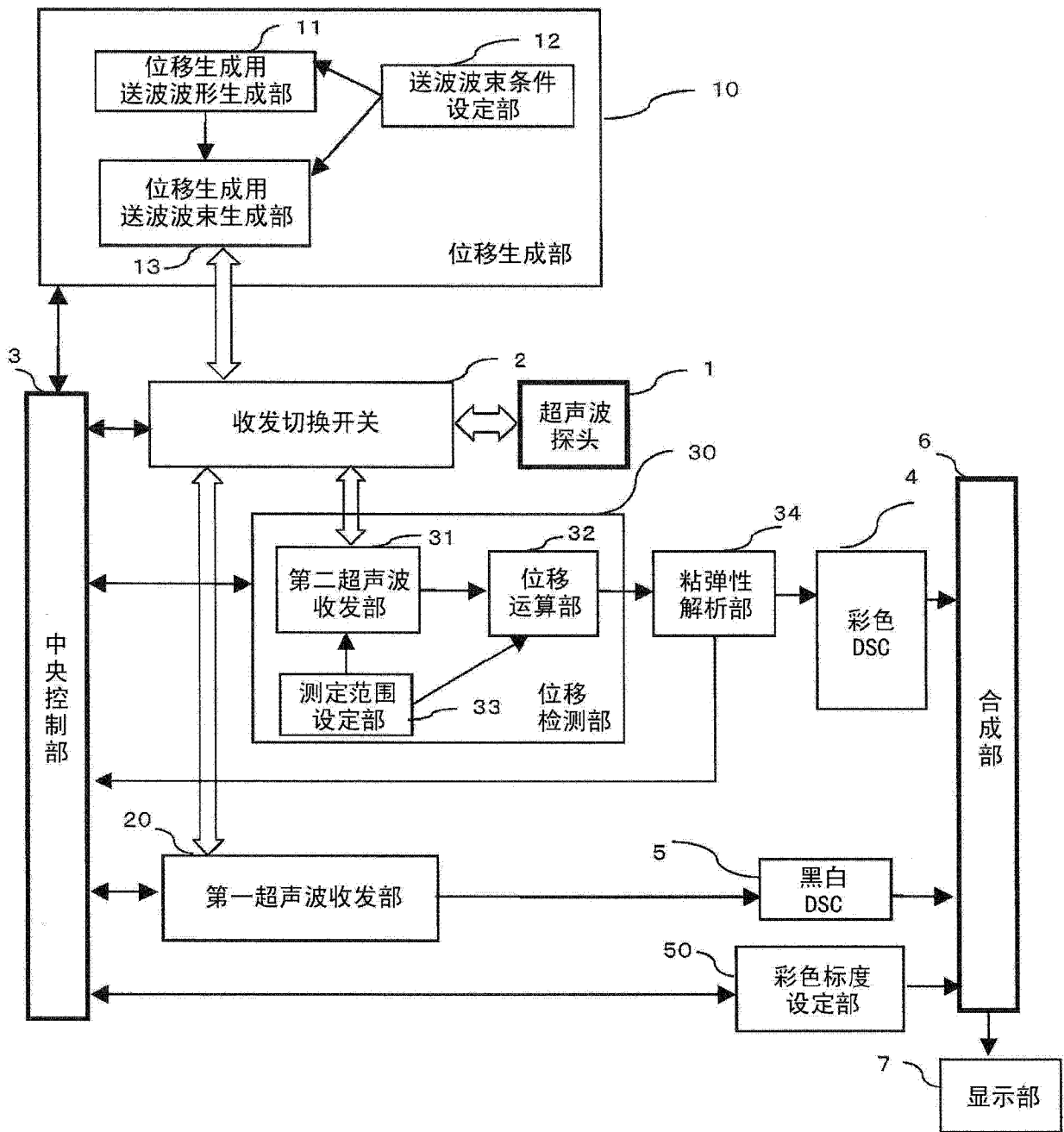


图 1

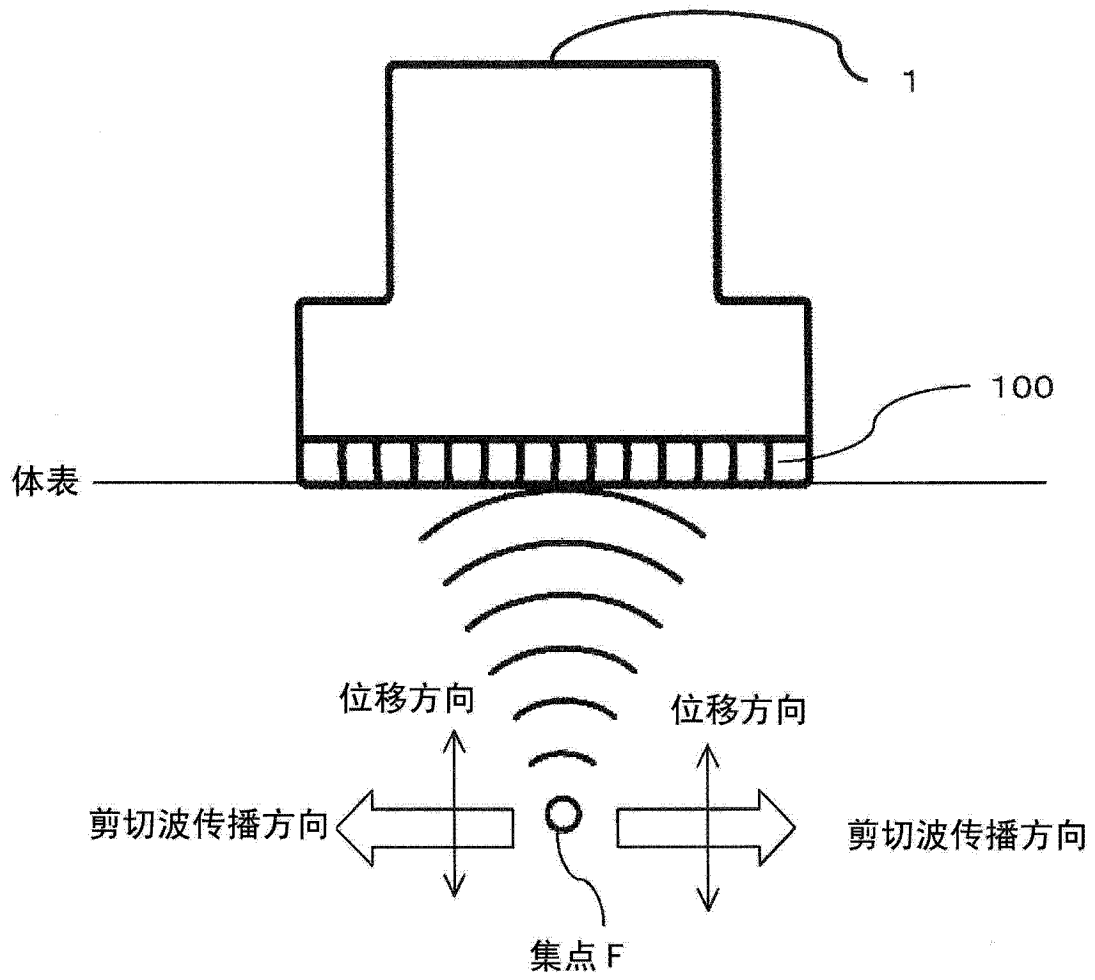


图 2

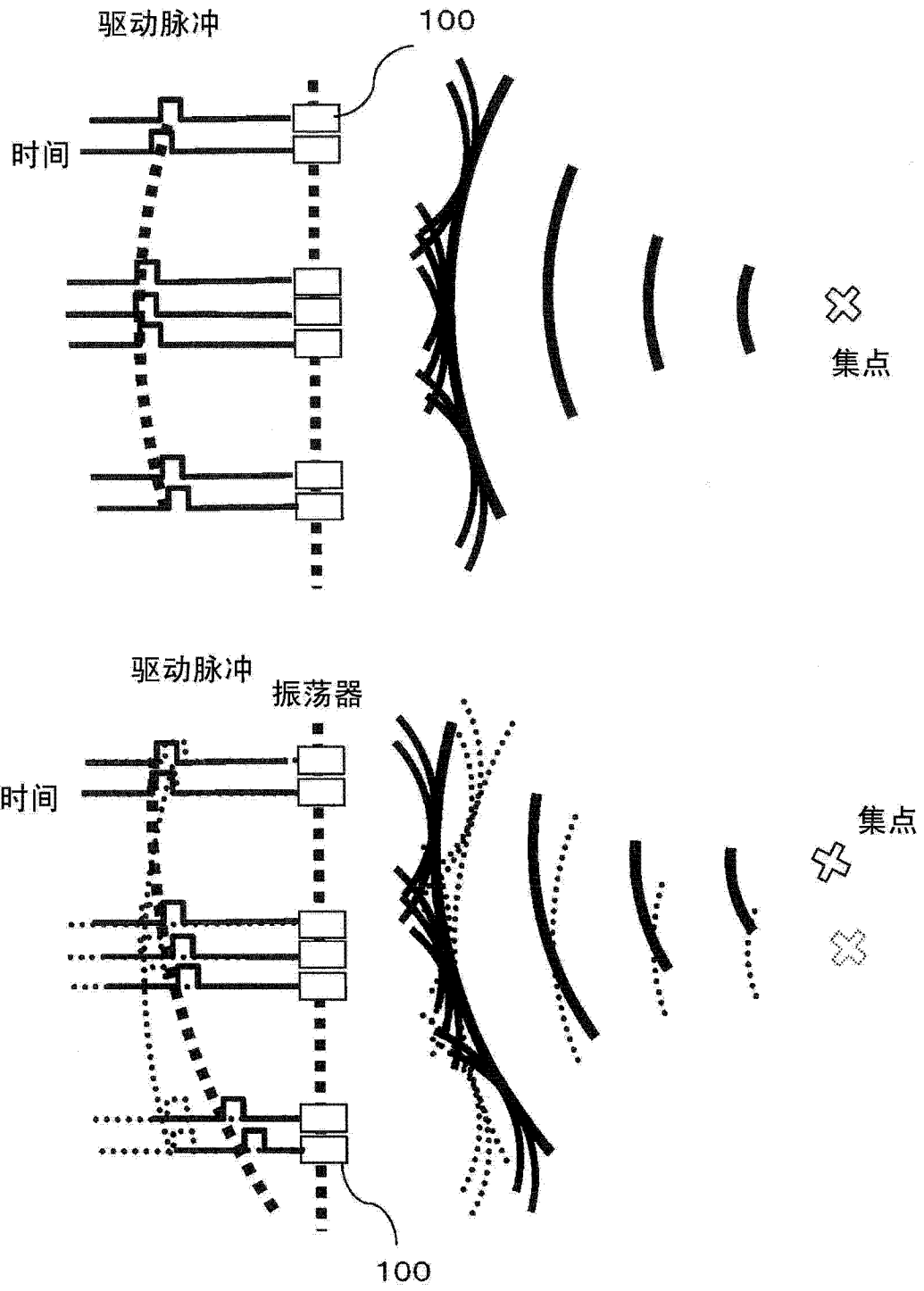


图 3

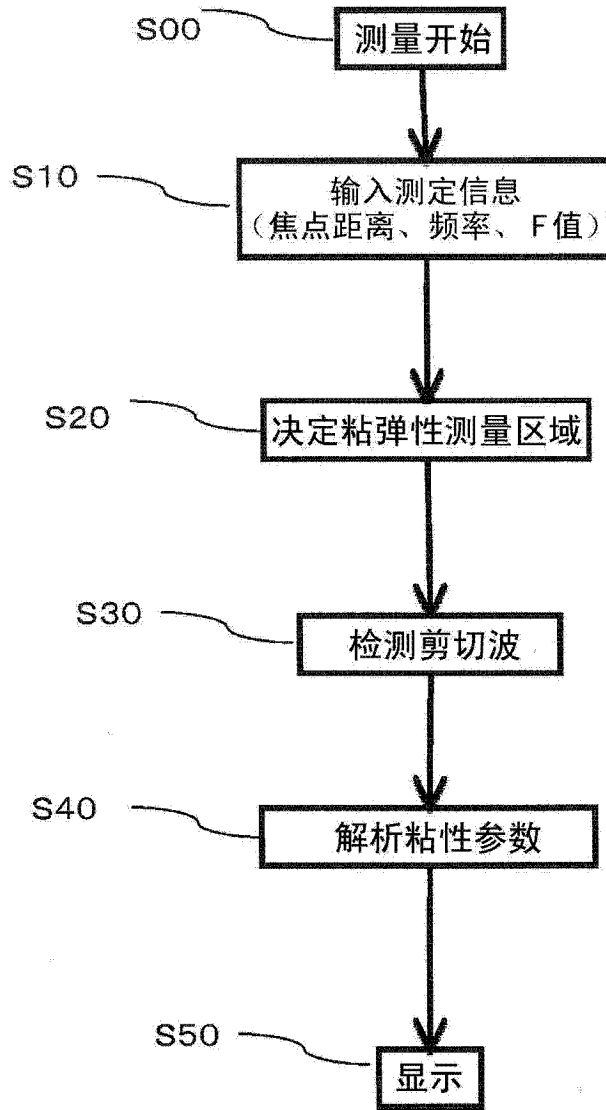


图 4

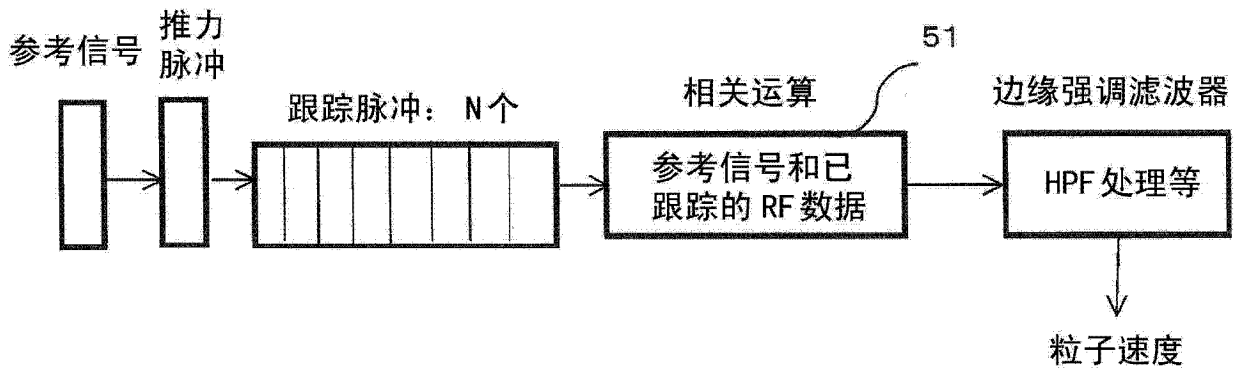


图 5A

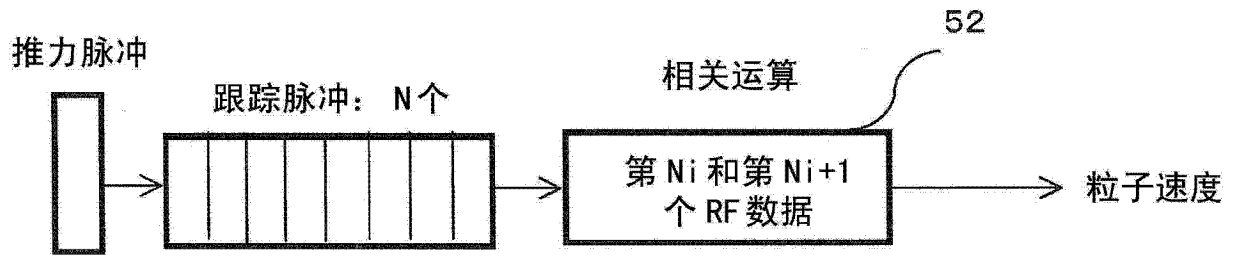


图 5B

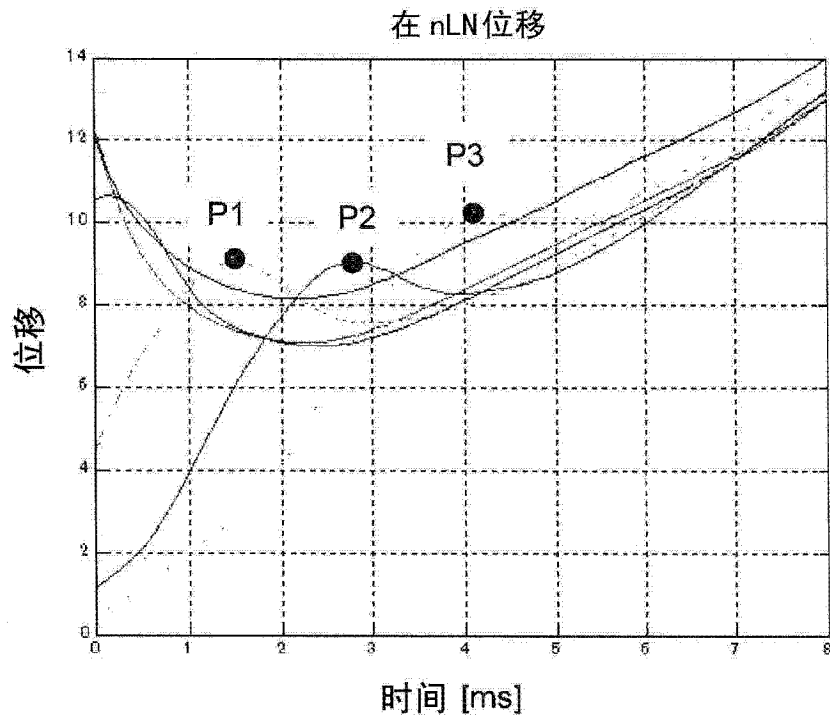


图 6A

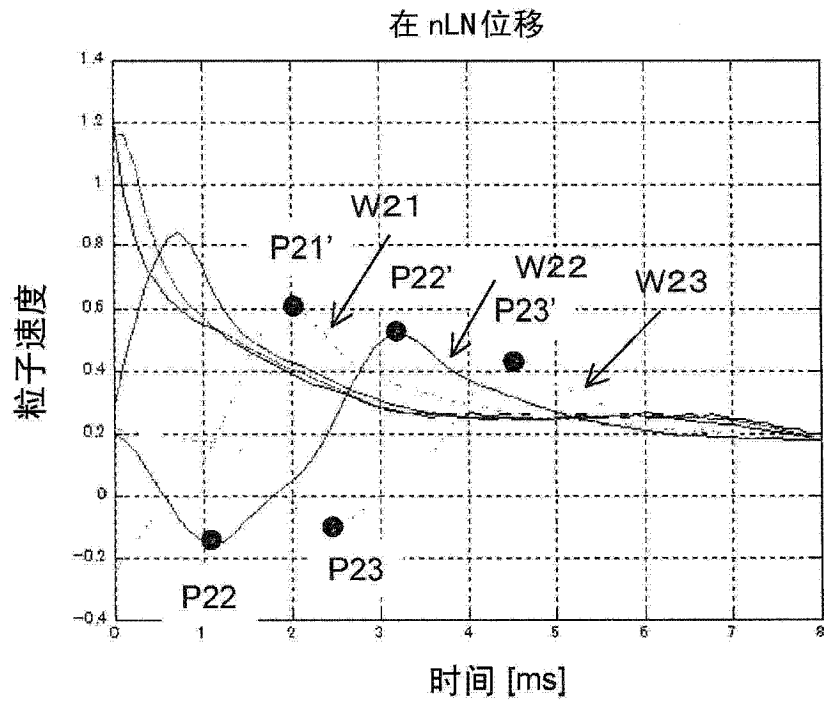


图 6B

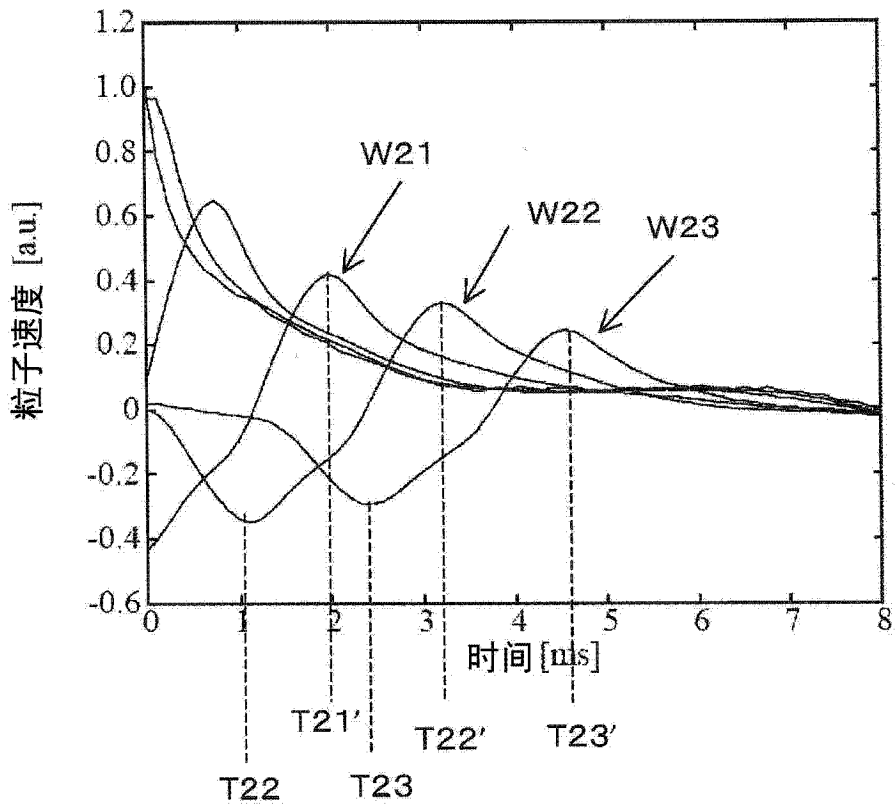


图 7A

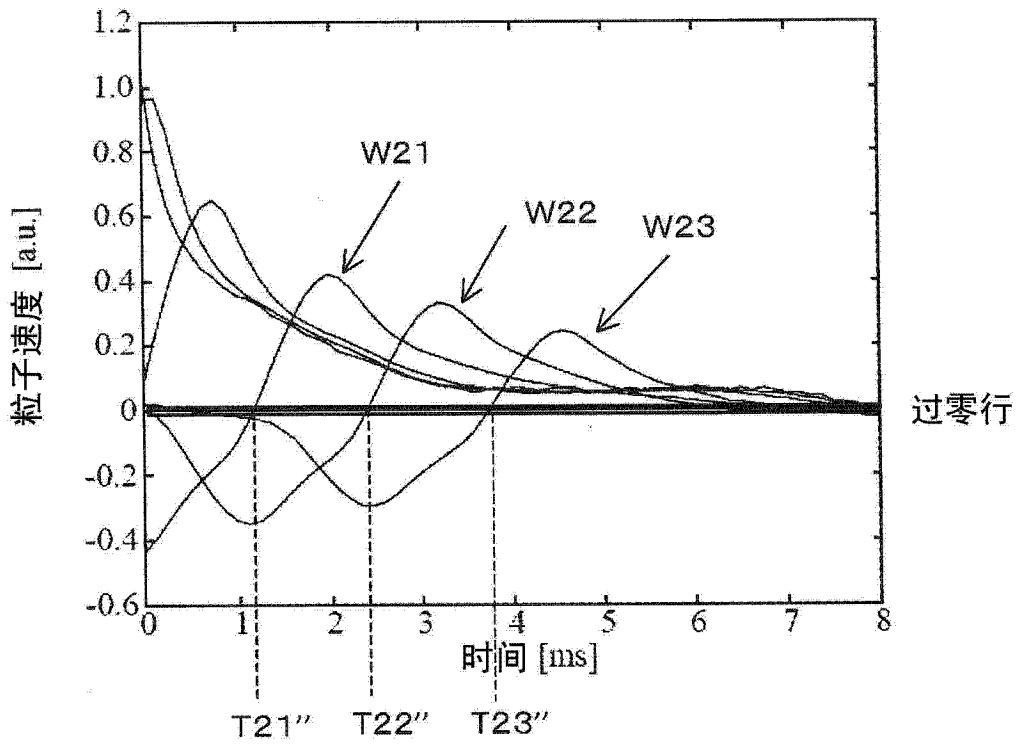


图 7B

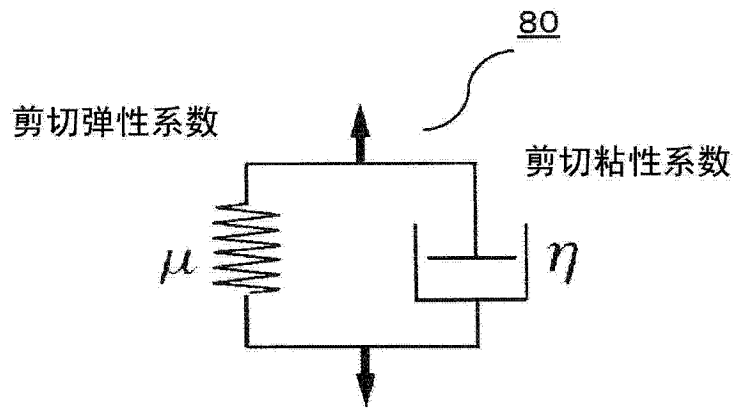


图 8

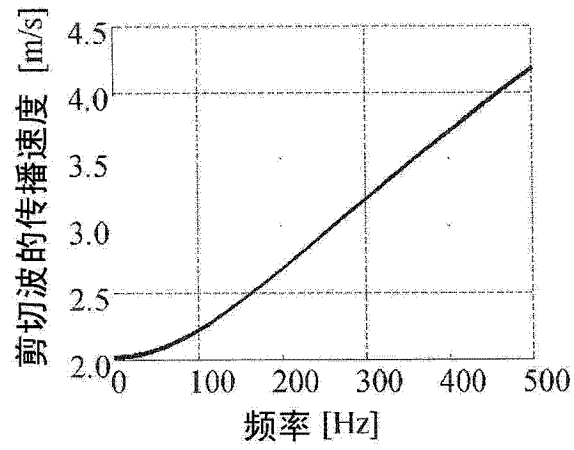


图 9A

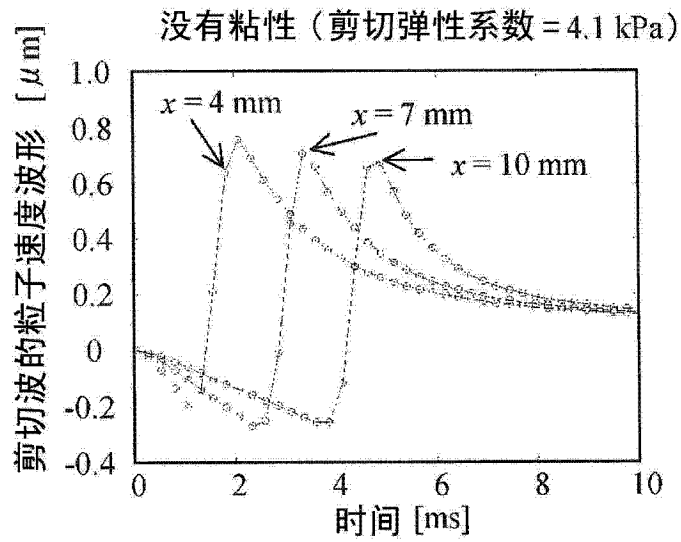


图 9B

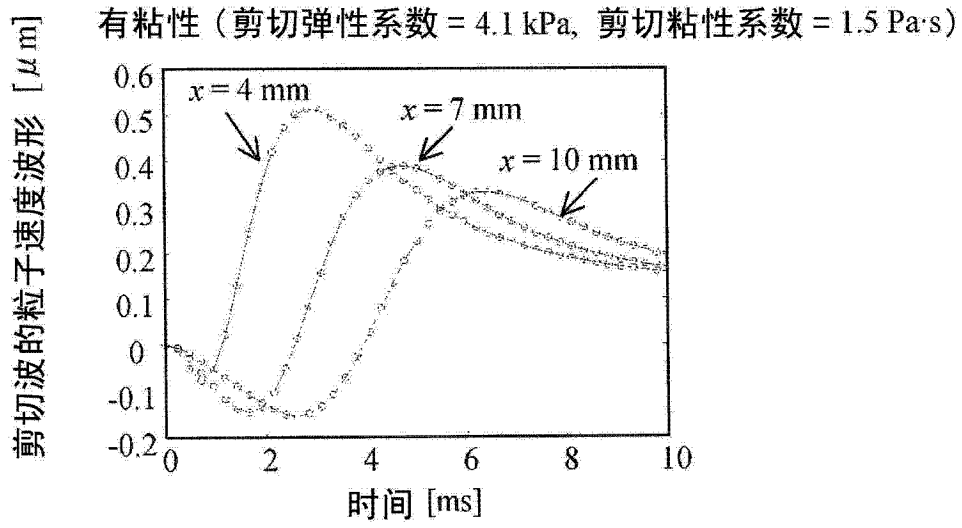


图 9C

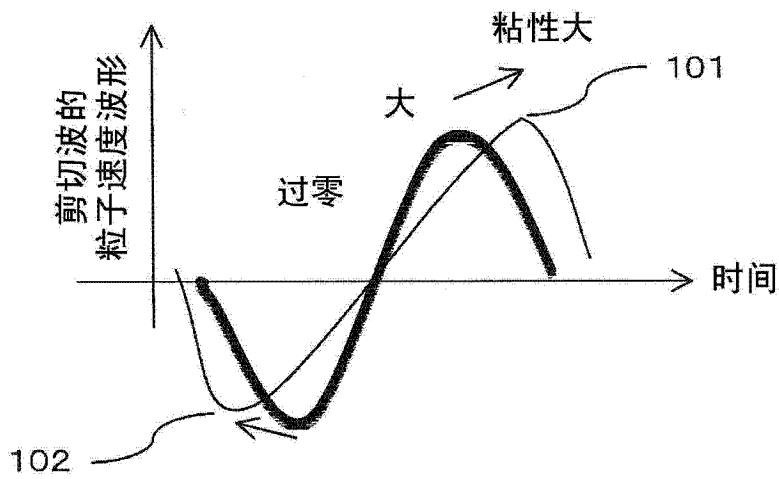


图 10A

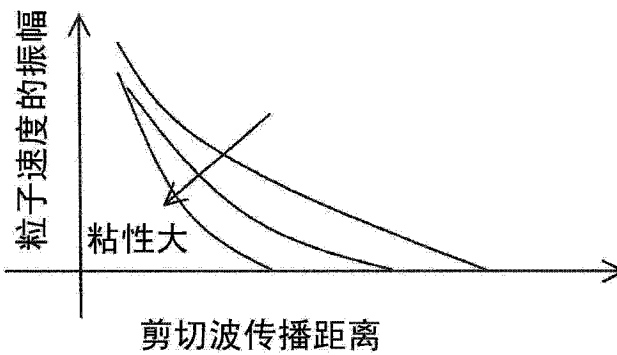


图 10B

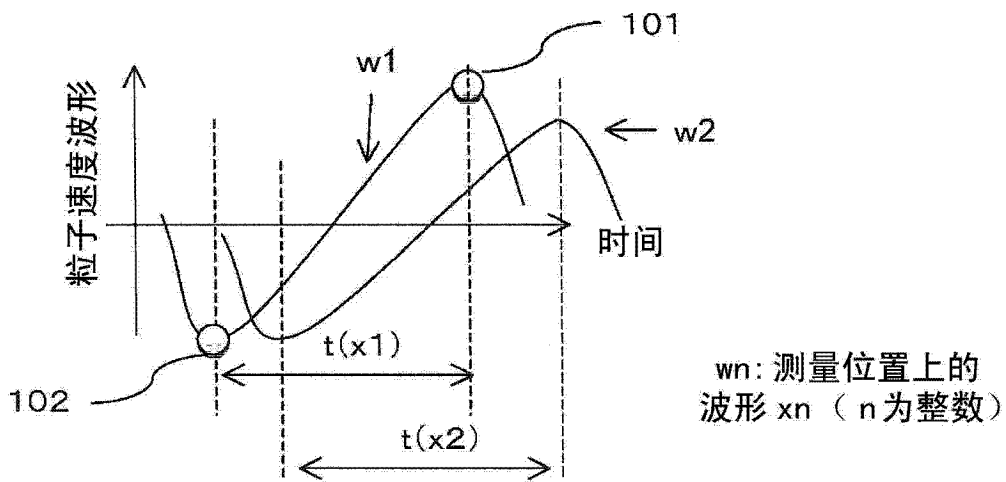


图 11A

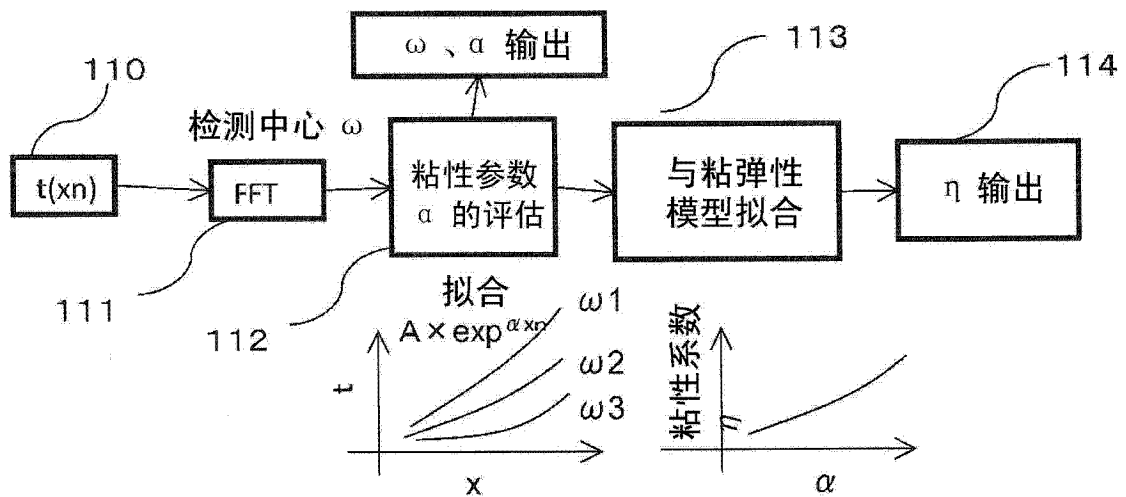


图 11B

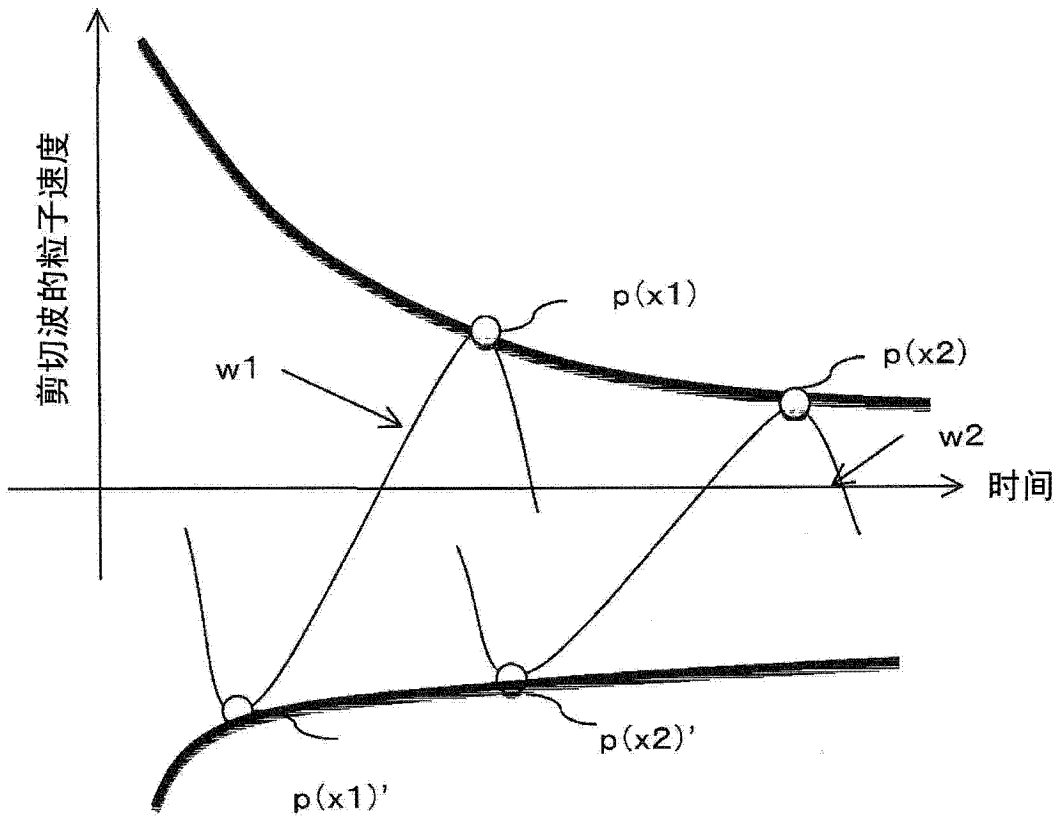


图 12

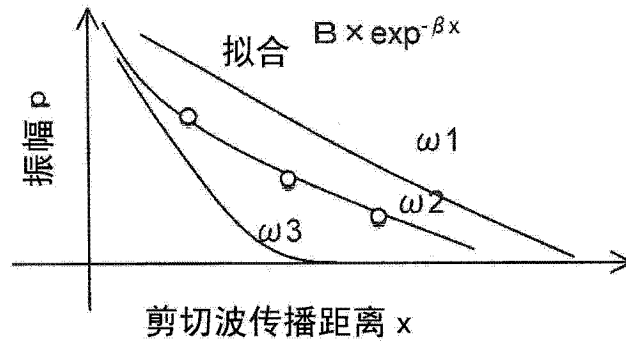


图 13A

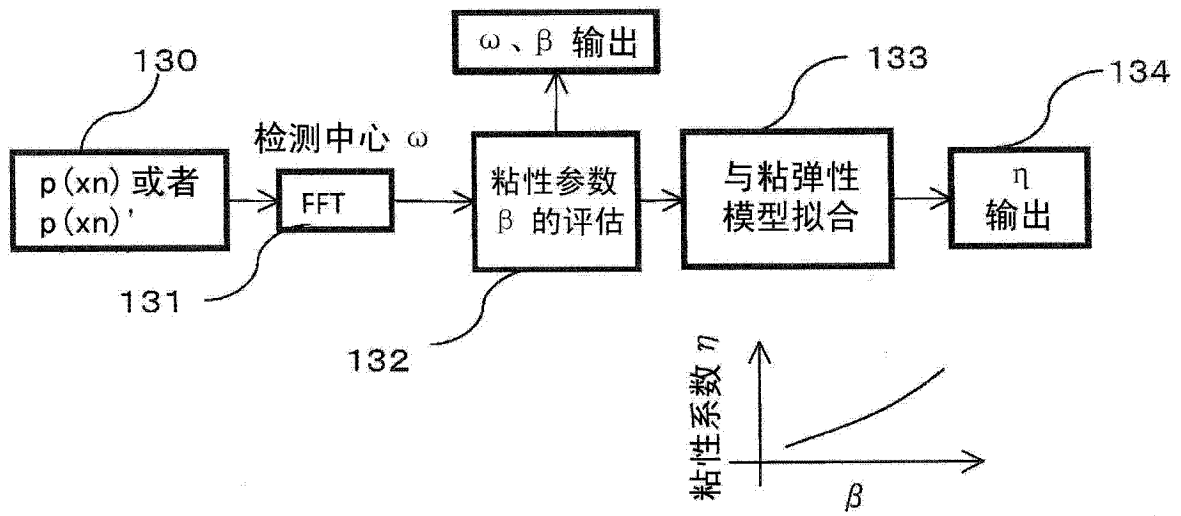


图 13B

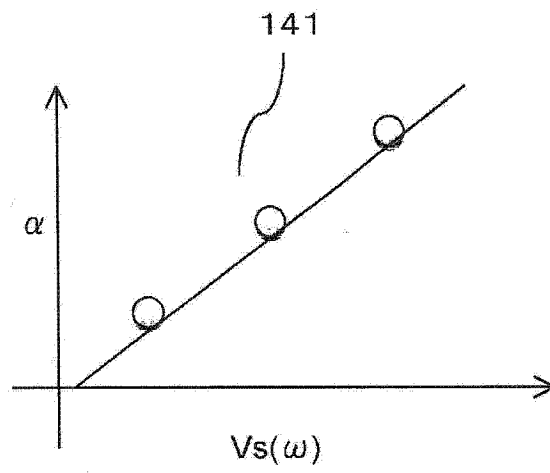


图 14A

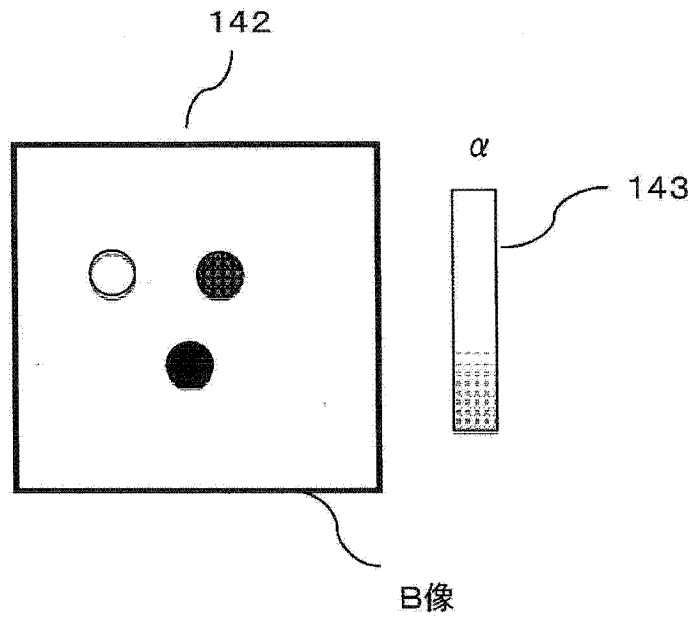


图 14B

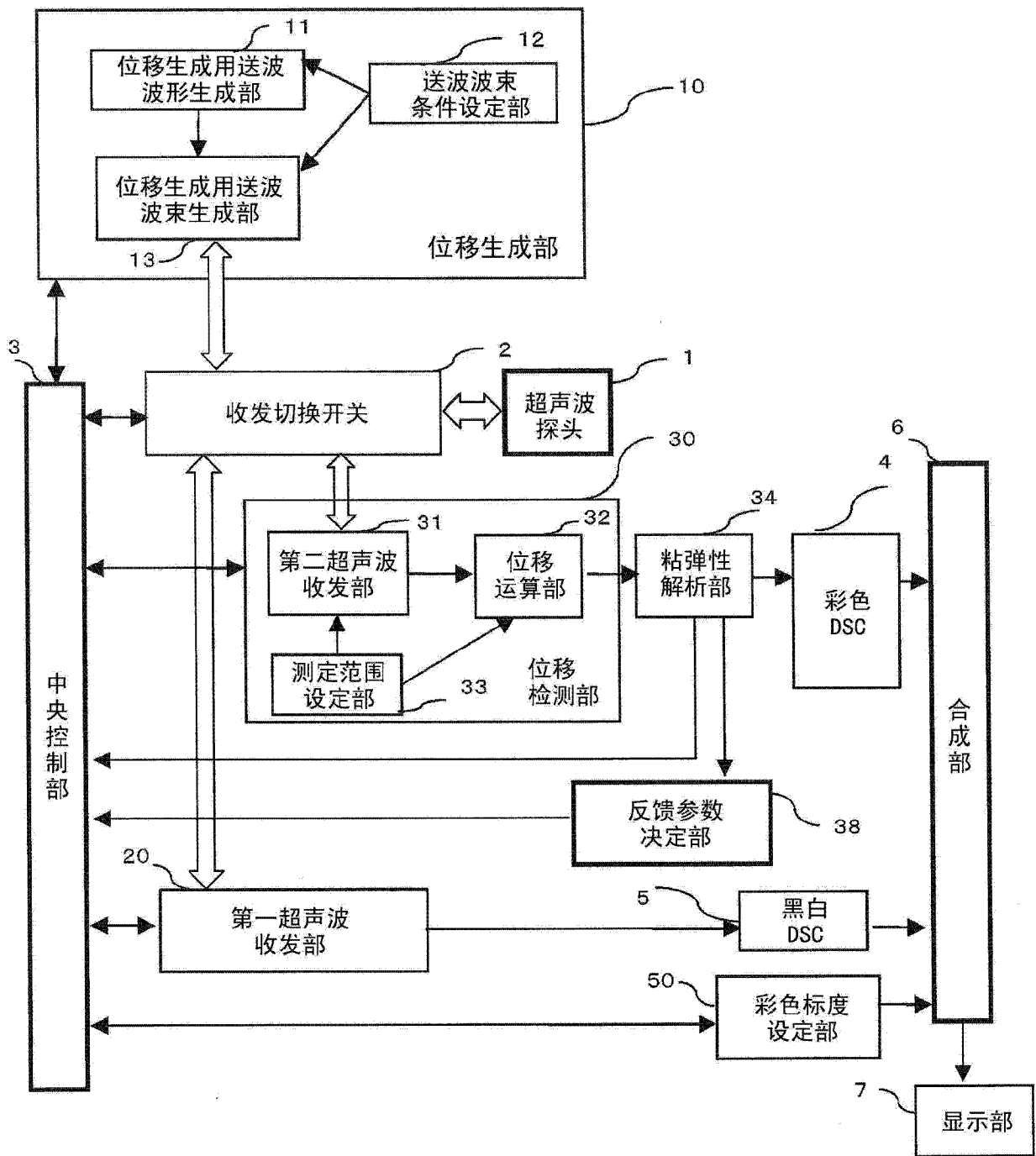


图 15

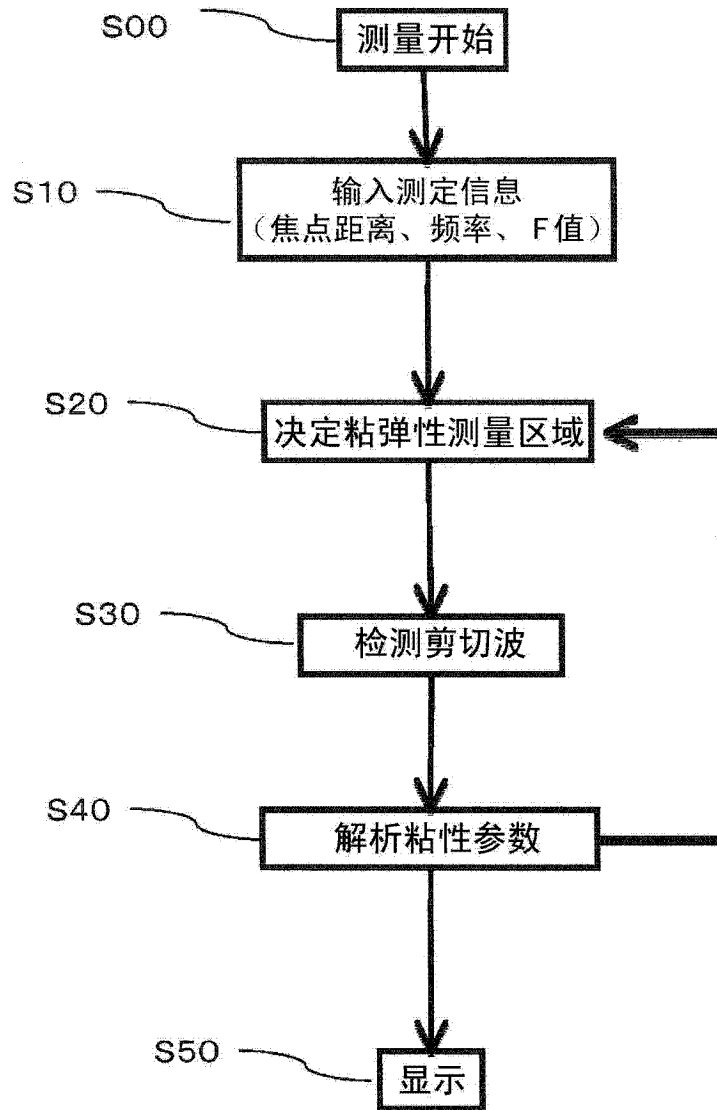


图 16

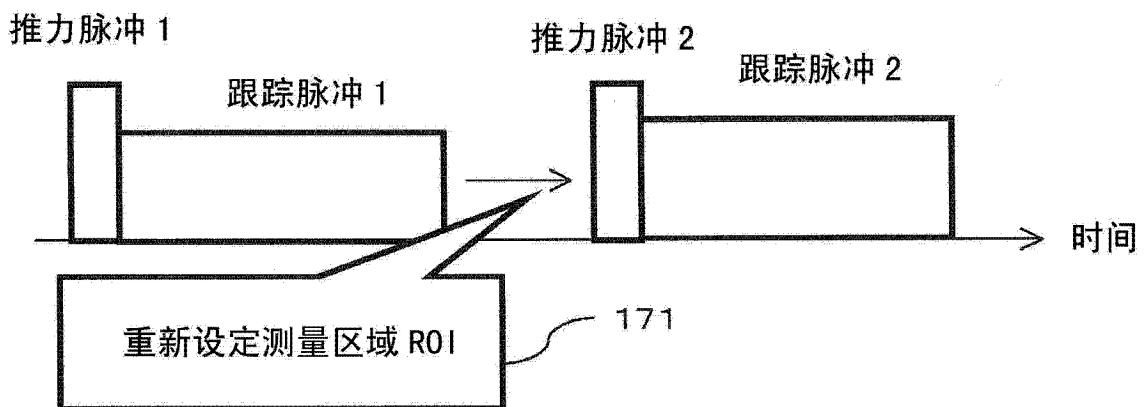


图 17A

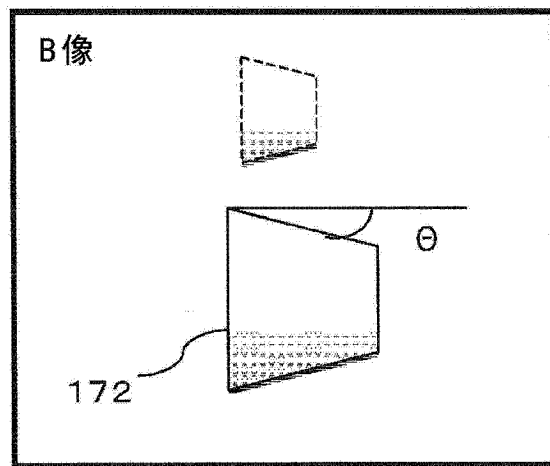


图 17B

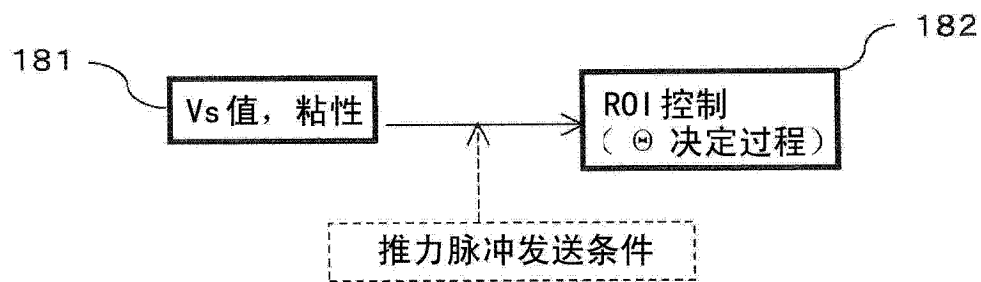


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及方法		
公开(公告)号	CN104622502A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201410637106.2	申请日	2014-11-06
[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 田中宏树		
发明人	田原麻梨江 吉川秀树 田中宏树		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S15/8915		
代理人(译)	李国华		
优先权	2013232539 2013-11-08 JP		
其他公开文献	CN104622502B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置以及方法。在生物体等对象组织为粘弹性体的情况下，剪切波的传播速度随着剪切波的频率而发生变化。超声波诊断装置通过来自位移生成部(10)的信号从超声波探头(1)照射位移生成用送波波束而产生剪切波之后，通过位移检测部(30)对生物体组织照射脉冲波，检测剪切波的粒子速度，根据由粘弹性解析部(34)检测得到的剪切波的粒子速度的波形的时间广度来估计粘性参数，并在显示部(7)中显示估计出的粘弹性。

