



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102361597 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 22

(21) 申请号 201180001460. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 01. 19

A61B 8/08 (2006. 01)

G01N 29/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-010336 2010. 01. 20 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 09. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/000259 2011. 01. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02011/089898 JA 2011. 07. 28

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 陈英俊 张国成 范树峰

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王成坤 胡建新

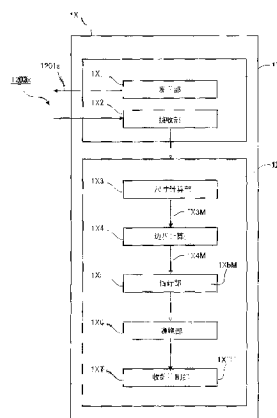
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 13 页

(54) 发明名称

位移估计方法、位移估计装置

(57) 摘要

本发明公开一种位移估计方法,使用超声波信号反复估计位移,其中,包含如下步骤:扫描至少1个超声波信号,并发送给介质;接收所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号;计算窗尺寸;根据所计算的所述窗尺寸,计算窗的边界;使用所计算的所述窗,估计所述超声波信号的各个深度的位移;根据所估计的所述位移,对所述超声波信号进行卷绕;以及使用所卷绕的所述超声波信号,引导该位移估计方法的收敛,使得所述超声波信号的相关值变大。



1. 一种位移估计方法,使用超声波信号反复估计位移,其中,
该位移估计方法包含如下步骤:
扫描至少 1 个超声波信号,并发送给介质;
接收所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号;
计算窗尺寸;
根据所计算的所述窗尺寸,计算窗的边界;
使用基于所计算的所述边界的所述窗,估计所述超声波信号的各个深度的位移;
根据所估计的所述位移,对所述超声波信号进行卷绕;以及
使用所卷绕的所述超声波信号,引导该位移估计方法的收敛,使得所述超声波信号的相关值变大。

2. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
改变所计算的所述窗尺寸,使得连续的多个循环中使用的所述窗尺寸逐渐减小。

3. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
该位移估计方法还包含如下步骤:
使连续的多个所述循环的所述窗尺寸的上限和下限分别按照逐渐减小的方式变化;以及
根据各深度的信号功率,计算该深度的上限和下限间的窗尺寸,作为各个深度的所述窗尺寸。

4. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
计算所述窗尺寸,使得所有窗中的信号能量相等。

5. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
超声波信号的相关值越大,计算出越小的所述窗尺寸。

6. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
所述边界向该深度的两侧延伸,使得基于该边界的所述窗成为以对应的深度为中心的对称的窗。

7. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
所述边界向对应的所述深度的两侧延伸,使得对应深度的基于该边界的所述窗的两侧的信号能量相互相等。

8. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
该位移估计方法还包含如下步骤:
根据所计算的延迟值使所述超声波信号内的各采样延迟,由此卷绕所述超声波信号。

9. 根据权利要求 1 所述的位移估计方法,其中,
该位移估计方法还包含如下步骤:
在各循环之后,计算所卷绕的 RF 信号间的信号差分;以及
决定所计算的所述信号差分为最小的循环。

10. 一种位移估计装置,使用超声波信号反复估计位移,其中,
该位移估计装置包含:
发送部,扫描至少 1 个超声波信号,并发送给介质;
接收部,接收所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号;

尺寸计算部,计算窗尺寸 ;
边界计算部,根据所计算的所述窗尺寸,计算窗的边界 ;
估计部,使用基于所计算的所述边界的所述窗,估计所述超声波信号的各个深度的位移 ;
卷绕部,根据所估计的所述位移,对所述超声波信号进行卷绕 ;以及
收敛控制部,使用所卷绕的所述超声波信号,引导该位移估计装置执行的位移估计方法的收敛,使得所述超声波信号的相关值变大。

位移估计方法、位移估计装置

技术领域

[0001] 本发明导入使用超声波信号来估计位移的方法。无论是最终结果还是用于进一步处理的中间步骤,在需要位移估计的应用例中都能够使用,能够用于医疗用和工业用超声波设备。

背景技术

[0002] 超声波装置通过对扫描对象介质收发高频的机械声波,对介质进行非侵袭地诊断。

[0003] 这种装置的变换器将超声波发送给扫描对象介质。

[0004] 超声波通过散射和反射,与该介质的下层构造相互作用。

[0005] 另外,下层构造例如是指比介质的表面更靠近介质的内部侧的构造等。下层构造例如是人身体上的血管等。

[0006] 被散射和反射的超声波包含下层构造的有益信息,由变换器接收。然后由超声波装置进行处理,例如作为图像信息提示给用户。

[0007] 图 8 是表示超声波 RF 信号的图。

[0008] 作为超声波装置从反射波获得的最基础的数据的种类之一,列举了 RF(Radiofrequency Signal;射频信号)信号(图 8)。

[0009] 这是将接收波从模拟直接变换成数字的情况。

[0010] 在不同的应用例中,能够从超声波 RF 信号中导出亮度模式(B 模式)图像、多普勒图像等其他种类的数据。

[0011] 多个应用例中的一个用于分析所扫描的介质的下层构造的动作。

[0012] 多普勒效应被用作估计构造的动作方向和强度的简单方法。

[0013] 但是,多普勒效应的精度非常有限。

[0014] 多普勒超声波适用于医疗用超声波中像血流的监测那样精度要求不严密的应用例。

[0015] 但是,在构造小并且动作极小的血管等是对象物、要求高水准的精度的情况下,需要更高灵敏度的技术。

[0016] 作为最新的应用例,具有为了估计构造的弹性而使用构造位移的超声波弹性率测量法。

[0017] 为了准确估计弹性,需要从所接收的超声波中准确地估计构造的位移。

[0018] 使用了超声波的位移估计,与分辨率(即,估计极小位移的能力)不同,也需要高水准的精度。

[0019] 在多个现有技术中,从超声波 B 模式图像中估计构造的位移。

[0020] 但是,所估计的位移的质量大大依赖于 B 模式图像的画质和分辨率。

[0021] 在大部分的超声波装置中,很难用 B 模式图像的分辨率来估计微米单位的位移。

[0022] 并且,也有将如下情况作为焦点的技术:从所接收到的 RF 信号中直接估计位移。

- [0023] 最一般的技术之一是【1】这样的互相关的技术。
- [0024] 然而,在互相关技术中,计算量增大,只能估计与多个采样点对应的位移。
- [0025] 微米单位的位移通常只不过相当于采样间隔的一个间隔的极小的一部分。
- [0026] 因此,无法使用互相关来进行估计。
- [0027] 在这种状况下,存在根据信号插值来估计位移的技术。
- [0028] 但是,该方法使处理时间增大,并且估计质量依赖于插值方法。
- [0029] 自相关依赖于所接收到的 RF 信号的正交解调信号(也作为基带信号被公知)的相位信息。
- [0030] 该方法具有【2】所记载的能够估计与 RF 信号的子采样对应的位移这样的优点。
- [0031] 但是,在该方法中,容易产生噪声,并且受调幅效应影响。
- [0032] 即,所估计的位移在信号功率高的区域而产生了偏差。
- [0033] 为了克服噪声的影响,可以选择更大集合的采样来执行自相关,但在该方法中,估计更详细的位移的能力下降。
- [0034] 从上述技术中开发了一些克服所估计的位移的不准确性的方法。
- [0035] 如【3】那样,“coarse to fine”方法通过在不同的估计阶段利用不同的窗区域,在第 1 阶段粗略估计位移,在第 2 阶段更细致地估计,以此来提高精度。
- [0036] 但是,无法提供评价估计质量的方法。
- [0037] 如【1】那样,为了提高第 1 阶段的结果的精度,也具有如下的技术:通过执行第 2 估计阶段并使其与第 1 阶段的估计结果进行组合,使用基于第 1 阶段的估计结果的信号卷绕(warping)。
- [0038] 如【2】那样,也能利用其他的位移校正方法。
- [0039] 这些方法由于产生发散的风险高,所以必须限制阶段数。
- [0040] 另外,没有用于克服因引导收敛并且 RF 信号功率的不均匀分布所引起的噪声和偏差的影响的方法。
- [0041] 为了提供能够示出位移估计质量、不需要限制估计阶段数、引导反复估计的收敛、针对极小位移精度也很高的更综合性的反复估计方法,需要对这些方法进行改善。
- [0042] 这样,作为现有例,公知有专利文件 1~6 的技术。
- [0043] 现有技术文献
- [0044] 专利文献
- [0045] 【专利文献 1】美国专利第 6277074 号说明书
- [0046] 【专利文献 2】美国专利第 6506158 号说明书(美国专利申请公开第 2001/0034485 号说明书)
- [0047] 【专利文献 3】美国专利申请公开第 2008/0019609 号说明书
- [0048] 【专利文献 4】美国专利申请公开第 2009/0221916 号说明书
- [0049] 【专利文献 5】美国专利第 6270459 号说明书
- [0050] 【专利文献 6】国际公开第 2008/038615 号

发明内容

- [0051] 发明要解决的问题

[0052] 关于单一阶段的位移估计方法,现在的方法在精度和位移分辨率的方面具有课题。

[0053] 基于互相关的方法,在没有信号插值的情况下,无法估计与子采样间隔对应的小的位移。

[0054] 然而,在该方法中,噪声的影响较小。

[0055] 因此,在基于互相关的方法中,虽然精度高,但是位移分辨率低。

[0056] 以提高互相关方法的位移分辨率为目的,可以应用信号插值。

[0057] 但是,这在估计对象的位移是微米单位的情况下,会大幅增加处理功率。

[0058] 并且,该方法的精度依赖于插值算法的质量。

[0059] 在基于自相关的方法中,能够估计较小的位移,但非常容易产生噪声。

[0060] 因此,在该方法中,虽然位移分辨率高,但是精度低。

[0061] 因此,为了使精度提高,可以利用 2 阶段的估计方法。

[0062] 但是,这些方法在综合性的反复方法的欠缺、评价位移质量的方法的欠缺、限制位移精度的要素即消除噪声和调幅效应的方法的欠缺这 3 个方面具有课题。

[0063] 需要在综合性的反复方法中组入引导反复估计的收敛的技术。

[0064] 本发明的目的在于提供一种能高精度地估计组织位移的位移估计装置(位移估计方法),进而提供一种根据所估计的位移来提供适于判别恶性肿瘤和良性肿瘤或正常组织的信息的位移估计装置。

[0065] 另外,本发明的另一目的在于提供一种能够用较少的反复次数使反复的位移估计处理高精度地收敛的位移估计装置。

[0066] 用于解决课题的手段

[0067] 为了解决上述课题,本发明的位移估计方法使用超声波信号反复估计位移,其中,该位移估计方法包含如下步骤:扫描至少 1 个超声波信号,并发送给介质;接收所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号;计算窗尺寸;根据所计算的所述窗尺寸,计算窗的边界;使用基于所计算的所述边界的所述窗,估计所述超声波信号的各个深度的位移;根据所估计的所述位移,对所述超声波信号进行卷绕;以及使用所卷绕的所述超声波信号,引导该位移估计方法的收敛,使得所述超声波信号的相关值变大。

[0068] 在本发明中,示出了发明者使用利用了反复估计方法的超声波来估计位移的方法。

[0069] 根据发明者的实验,在估计窗尺寸相同或者没有适当构成所有的反复估计循环(round)的情况下,所估计的位移不收敛。

[0070] 因此,导入对该收敛有用的窗计算方法。

[0071] 窗计算方法包含如下的两个部分:为了引导反复估计的收敛而计算窗尺寸的部分、以及为了克服因信号功率的不均匀分布而引起的噪声和偏差的影响而计算窗边界的部分。

[0072] 通过窗尺寸的计算,按照每个反复估计循环决定不同的窗尺寸。

[0073] 这具有如下的两个目的:为了在后续的循环中获得更详细的估计结果、以及为了使估计可靠地收敛。

[0074] 即,能够避免进行不合适的窗尺寸的处理而得不到收敛从而得不到准确的位移

量,能够进行合适的窗尺寸的处理而可靠地得到收敛,从而能够得到更准确的位移量。

[0075] 在窗边界的计算中,利用信号功率决定各估计位置的估计窗的边界。

[0076] 在以往的估计方法中,窗通常以该位置为中心对称。

[0077] 这是因不均匀的信号功率的分布而引起偏差的一个原因。

[0078] 通过使用信号功率来决定窗边界,能够克服这种影响。

[0079] 为了引导进一步的收敛,导入所估计的位移的质量的评价,反复估计方法保证始终收敛到最佳的结果。

[0080] 本发明包含引导收敛的方法、克服限制精度的要素的方法以及评价结果的质量的方法,使用综合性的反复方法来保证位移估计的精度。

[0081] 发明效果

[0082] 图 10 是示出在仿真中应用了回溯算法后的位移估计的改善结果的图。

[0083] 图 11 是表示体模实验中的相同结果的图。

[0084] 图 10 是示出估计的第 1 循环中的所估计的位移(位移 1001)脱离所仿真的位移轮廓(轮廓 1000)的情况的图。

[0085] 然而,在使用了引导收敛的窗方式的回溯算法的最终循环中,所估计的位移(位移 1002)与所仿真的轮廓非常吻合。

[0086] 图 11 是示出生成整体位移的体模实验的估计结果的图。

[0087] 为了例示,选择单线(参照轮廓 1100)。

[0088] 由于生成整体位移,所以期待恒定的位移轮廓(轮廓 1101)。

[0089] 在估计的第 1 循环中,结果(参照数据 1102)不太适合期待的位移。

[0090] 然而,最终循环的估计结果(参照数据 1103)比起第 1 循环的估计结果,更好地表示了整体的动作。

[0091] 并且,能够提供一种可进行合适的窗尺寸处理的位移估计装置。

[0092] 本发明的目的在于提供一种能高精度地估计组织位移的位移估计装置(位移估计方法),进而提供一种根据所估计的位移来提供适于判别恶性肿瘤和良性肿瘤或正常组织的信息的位移估计装置。

[0093] 另外,本发明的另一目的在于提供一种能够用较少的反复次数使反复的位移估计处理高精度地收敛的位移估计装置。

附图说明

[0094] 图 1 是表示本发明的位移估计方法的图。

[0095] 图 2 是表示本发明的窗计算方法的图。

[0096] 图 3 是表示窗尺寸计算的例子的图。

[0097] 图 4 是表示对称窗和能量均匀窗的例子的图。

[0098] 图 5 是表示本发明的 RF 信号卷绕方法的图。

[0099] 图 6 是表示 RF 信号卷绕和 RF 采样延迟的图。

[0100] 图 7 是表示本发明的引导收敛的方法的图。

[0101] 图 8 是表示超声波 RF 信号的图。

[0102] 图 9 是表示使用了自相关的位移估计的图。

- [0103] 图 10 是表示在仿真中使用了本发明的位移估计结果的例子的图。
- [0104] 图 11 是表示在体模实验中使用了本发明的位移估计结果的例子的图。
- [0105] 图 12 是表示下层构造的位移和对 RF 信号的影响的图。
- [0106] 图 13 是本装置的框图。

具体实施方式

- [0107] 以下,参照附图进行详细说明。
- [0108] 实施方式的位移估计方法是使用超声波信号(图 13 的超声波信号 1201s)反复估计位移(参照图 12 的位移 1207)的位移估计方法(参照图 13 的位移估计装置 1X)。
- [0109] 即,例如通过进行多次位移大小的确定,进行多次确定处理,能够确定精度比较好的位移大小。
- [0110] 并且,扫描至少 1 个超声波信号并发送(参照图 13 的超声波处理部 1Xa 中的发送部 1X1)给介质(参照介质 1200M(图 12)以及介质 1200M 所具有的下层构造(位移测定的对象)1203x(图 12、13))。
- [0111] 即,例如向线方向(图 8 的方向 81L)的多个位置发送超声波信号,进行这些多个位置的扫描。
- [0112] 并且,接收(参照接收波 1X2)所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号(超声波信号 1201s)。
- [0113] 另外,超声波处理部 1Xa 例如是探头(探针)等。
- [0114] 并且,计算(参照图 13 的信息处理部 1Xb 所包含的尺寸计算部 1X3)窗尺寸(图 13 的窗尺寸 1X3M:例如图 3 的(a)栏、(b)栏的窗尺寸(winSize)等)。
- [0115] 即,决定各个循环中的窗尺寸。
- [0116] 另外,尺寸计算部 1X3 例如可以包含窗计算部 102(图 1),也可以是窗计算部 102 的至少一部分等。
- [0117] 即,例如根据第 n-1 循环中的相关值(图 13 的相关值 1X7M)来决定第 n 循环中的窗尺寸($n \geq 2$)。
- [0118] 并且,根据所计算出的所述窗尺寸,计算(参照边界计算部 1X4)窗的边界(参照边界的信息 1X4M:图 4 的(a)栏、(b)栏所示的窗的始端(winStart)以及终端(winEnd)等)。
- [0119] 另外,边界计算部 1X4 例如可以是窗计算部 102(图 1)的至少一部分。
- [0120] 即,确定始端和终端,这些始端和终端间的宽度是所计算的窗尺寸。
- [0121] 并且,使用基于所计算的所述边界的所述窗,估计(参照估计部 1X5)所述超声波信号的各个深度的位移(位移 1XbM)。
- [0122] 另外,估计部 1X5 例如可以是位移估计部 101(图 1)的至少一部分等。
- [0123] 即,例如确定与本装置的距离相互不同的多个位置上的位移。
- [0124] 并且,根据所估计的所述位移,卷绕所述超声波信号(参照卷绕部 1X6)。
- [0125] 另外,卷绕部 1X6 例如可以是 RF 信号卷绕部 100(图 1)的至少一部分等。
- [0126] 并且,使用所卷绕的所述超声波信号来引导(参照收敛控制部 1X7)该位移估计方法的收敛,使得所述超声波信号的相关值(相关值 1X7M)增大。

- [0127] 另外,收敛控制部 1X7 例如可以是收敛引导部 103 的至少一部分等。
- [0128] 即,将在根据所卷绕的超声波信号计算出的相关值最大的循环中估计的位移大小确定为精度最高的大小。
- [0129] 并且,使所计算的所述窗尺寸变化,使得用于连续多个循环的所述窗尺寸逐渐减小。
- [0130] 即,例如在各个循环中计算出的窗尺寸是比在该循环之前的循环中计算出的窗尺寸小的尺寸,所计算的窗尺寸向小尺寸变更。
- [0131] 并且,计算所述窗尺寸,使得所有(深度)的窗的信号能量相等。
- [0132] 并且,超声波信号的相关值(第 n-1 循环中的相关值)越大,计算越小的所述窗尺寸(第 n 循环中的窗尺寸)。这里,相关值等各循环中的收敛程度的评价和窗尺寸的关系可以参照基于活体上的实验值的预定关系式或表示两者的对应关系的表等来决定。
- [0133] 并且,将与第 n-1 循环中的相关值对应了所决定的对应关系的窗尺寸确定为第 n 循环中的窗尺寸。
- [0134] 即,例如在本装置中进行下面的动作。
- [0135] 即,可以向作为测定对象物(例如伴随着新生血管的恶性肿瘤等)的下层构造 1203x(图 12)发送超声波信号 1201s,并接收所发送的超声波信号 1201s。
- [0136] 所确定的延迟时间 1208 是第 1 脉冲位置(参照图 12 的(b)栏的 RF 信号 1204)和第 2 脉冲位置(参照 RF 信号 1205)间的延迟时间。
- [0137] 这里,第 1 脉冲是所接收的超声波信号 1201s 中下层构造 1203 在进行位移 1207 之前的脉冲。
- [0138] 并且,第 2 脉冲是测定对象物进行了位移 1207 后的脉冲。
- [0139] 并且,根据所确定的延迟时间 1208 来决定位移 1207。
- [0140] 并且,可以判定所确定的位移 1207 的大小的下层构造 1203x 的动作是否是预先设定的动作。
- [0141] 并且,可以在判定为是预先设定的动作的情况下,判定为该下层构造 1203x 是恶性肿瘤(癌),在判定为不是该动作的情况下,判定为是良性肿瘤或正常组织。
- [0142] 另外,例如可以通过收敛控制部 1x7(图 13)来进行这种是否是癌的判定。
- [0143] 在这种本装置中,更具体来讲,例如可以如在后面详细说明那样,在第 n-1 循环中确定的相关值越大,在第 n 循环中,越能进行更大窗尺寸的处理。
- [0144] 另外,这里,基于窗尺寸的处理例如可以是从小接收的超声波信号 1201s 中的该窗尺寸的窗部分的数据中计算出第 n 循环中的相关值的处理。
- [0145] 根据本处理,由于在各循环中能够设定与超声波的接收信号的信号电平对应的适当窗,所以能够提高收敛的精度,并且以较少的反复次数获得收敛,并且能够以较少的处理量实现高精度的位移估计。
- [0146] 以下的实施方式仅说明各发明步骤的原理。
- [0147] 这里说明的具体例子的各种变形,对于本领域技术人员来说是显而易见的。
- [0148] 因此,本发明的技术范围并不限于本说明书记载的具体例示的内容,只限于权利要求书的范围。
- [0149] 图 1 是表示位移估计方法的图。

- [0150] 图 1 示出本发明的主要实施方式。
- [0151] $RFSig(d, l, f)$ 表示从超声波部获得的 RF 信号, d 表示深度方向 (图 8 的方向 81D), l 表示线方向 (方向 81L), f 表示帧方向 (方向 81F)。
- [0152] 图 8 进一步示出与这些相关的内容。
- [0153] 这种 RF 信号的 1 帧内的 1 条线 (参照图示的 801) 通过由超声波变换器 800 在该线位置向扫描方向 (方向 802) 发送脉冲的机构生成。
- [0154] 这里, 该脉冲一边反射和散射, 一边沿着进路与下层构造相互作用, 该超声波变换器 800 接收反射和散射的信号。
- [0155] 并且, 该信号被超声波部变换为对应的线。
- [0156] 通过相同的机构, 在各个位置生成多条线, 并在各种时间实例 (time instance) 生成多个帧。
- [0157] 图 12 的 (a) 栏表示下层构造的位移, (b) 栏表示对 RF 信号的影响。
- [0158] 图 12 示出所扫描的介质的下层构造的位移被作为 RF 信号的延迟而反射的机构。
- [0159] 以例示为目的, 假设发送 1 条线的 1 个脉冲, 下层构造只有 1 个反射边界。
- [0160] 在第 1 时间实例 (参照 (a) 栏的左侧部分), 超声波变换器 1200 向所扫描的介质发送脉冲 (参照脉冲 1201)。
- [0161] 该脉冲通过介质传播到到达下层构造 1203 (1203x) 的反射边界为止。
- [0162] 通过该边界, 脉冲向变换器反射 (参照所反射的脉冲 1202)。
- [0163] 变换器接收该脉冲, 变换为 RF 信号 1204 (参照图 12 的 (b) 栏的表的第 1 行)。
- [0164] RF 信号 1204 的整体的脉冲位置表示被发送的脉冲 1201 向下层构造 1203 前进并被反射回来所需的时间。
- [0165] 在第 2 时间实例 (图 12 的 (a) 栏的右侧), RF 信号 1205 (图 12 的 (b) 栏的表的第 3 行) 由同一机构生成, 但下层构造位移到新的位置 (参照位移后的下层构造 1206)。
- [0166] 由于位移 x (位移 1207), 所发送的脉冲 (脉冲 1201) 被传播并被下层构造的边界反射所需的时间变长, 其结果, 引起 RF 信号的延迟 (参照延迟时间 1208)。
- [0167] 另外, 在该例子中, 位移 x 的朝向是图 12 所示的方向 1203d 的朝向。
- [0168] 如果知道了该延迟时间 1208 的延迟值, 就能够估计出位移 (位移 1207)。
- [0169] 并且, 在具有多个下层构造的介质中, 能够生成多个反射脉冲。
- [0170] 这些多个下层构造的位移的量相互不同的原因在于 RF 信号中的反射脉冲的延迟不同。
- [0171] 因为这些脉冲重复并相互作用, 所以很难估计各下层构造的准确位移。
- [0172] 本发明提示出通过反复进行估计来准确估计下层构造的位移的方法。
- [0173] 根据图 1 所示的主要实施方式, 本发明具备以下的主要模块。
- [0174] 即, 在本装置中, 具备 RF 信号卷绕部 100 (参照图 5)、位移估计部 101 (参照图 9)、窗计算部 102 (参照图 2)、收敛引导部 103 (参照图 7)、输出开关 104。
- [0175] RF 信号卷绕部 100 根据上次的估计循环 (第 $n-1$ 循环) 的位移估计结果 $dispRound(d, l, round)$, 进行对象估计循环 (第 n 循环) 中的卷绕。在该卷绕中, 对于对象估计循环, 卷绕 RF 信号的所选择的帧内的所选择的线。
- [0176] 另外, 其在第 1 循环中被设定为 0。

- [0177] 该模块的输出是被用于估计循环的被卷绕的 RF 信号 $\text{RFSigWarp}(d, l, f, \text{round})$ 。
- [0178] 另外,在第 1 估计循环 (即, $\text{round} = 1$) 中,通过将 $\text{dispRound}(d, l, 0)$ 初始化为 0,使得 $\text{RFSigWarp}(d, l, f, 1)$ 与从超声波部获得的 RF 信号 $\text{RFSig}(d, l, f)$ (前述) 实质上是相同的。
- [0179] 由于估计位移,所以可以将预先定义的帧的集合选择为针对该模块的输入。
- [0180] 以例示为目的,选择 2 个帧,并用 $f1$ 和 $f2$ 来表示它们。
- [0181] RF 信号卷绕的目的是根据在先行的循环中所估计的位移将 1 个 RF 信号校正为与其他 RF 信号相适合。
- [0182] 并且,之后通过从所校正的 RF 信号中估计残留位移,并追加到先行循环的位移上,生成新的位移。
- [0183] 一些数量 (预先设定的数量) 的估计循环之后,所估计的位移与所校正的 RF 信号几乎一致,将残留位移收敛成 0。
- [0184] 位移估计部 101 通过根据 RF 信号的时间延迟进行导出从而根据 RF 信号 $\text{RFSigWarp}(d, l, f, \text{round})$ 中估计位移。
- [0185] 优选执行该任务的方法是通过 $\text{winStart}(d, l)$ 和 $\text{winEnd}(d, l)$ 来记述各深度的估计窗的自相关的方法,但并不限于此。
- [0186] 窗计算部 102 计算各深度的用于所选择的线的估计窗参数 $\text{winStart}(d, l)$ 和 $\text{winEnd}(d, l)$ 。
- [0187] 窗计算部 102 获取 RF 信号 $\text{RFSigWarp}(d, l, f, \text{round})$, 并且,获取对象循环数 curRound 和 RF 信号差分 $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 作为来自收敛引导部 103 的输入。
- [0188] 收敛引导部 103 进行本技术的引导收敛的处理。
- [0189] 即,为了决定所估计的位移的质量,计算所卷绕的 RF 信号间的差分。
- [0190] 将该差分最小 (包含对象循环) 的循环判定为表示最准确的位移估计结果。
- [0191] 该模块的输出是对象估计循环数 curRound 、RF 信号差分最小的循环数 $\text{minResidueRound}(d, l)$ 、作为所估计的位移质量的测定值的 RF 信号差分 $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 。
- [0192] $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 越小,表示质量越好,在估计循环整体中,如果 $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 减少,则表示收敛。
- [0193] 另外,作为计算所卷绕的 RF 信号间的差分的方法,考虑了“平方差分和”和“绝对差分”的方法,但并不限于此。
- [0194] 输出开关 104 获取 curRound 和 $\text{minResidueRound}(d, l)$ 作为输入。
- [0195] 在对象循环数到达最大值的情况下,选择最准确的估计结果作为最终输出。
- [0196] 否则,为了用于后续的估计循环,将该最准确的估计结果选择为 RF 信号卷绕部 100 的输入,将 $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 和 curRound 作为输入发送给位移估计部 101。
- [0197] 下面的段落示出了一些基于图 1 所示的主要实施方式的具体实施方式。
- [0198] 图 5 是表示 RF 信号卷绕方法的图。
- [0199] 作为本发明的具体实施方式,主要的实施方式的 RF 信号卷绕部 100 通过图 5 所示的方法来实现。
- [0200] 位移的结果是 RF 信号被移动并且被解压缩。

[0201] 因此,如下所示,在延迟值计算部 500 中根据先行循环的最准确的位移估计结果 $\text{dispRound}(d, l, \text{minResidueRound}(d, l))$ 计算使 $\text{RFSig}(d, l, f_1)$ 适合于 $\text{RFSig}(d, l, f_2)$ 的采样中的延迟值 (参照图 12 的延迟时间 1208)。

[0202] 【算式 1】

$$[0203] \quad \text{delayValues}(d, l) = \frac{\text{dispRound}(d, l, \text{minResidueRound}(d, l)) \times 2 \times f_s}{c}$$

[0204] 这里, f_s 是 RF 信号的采样频率, c 是所扫描的介质中声速。

[0205] 作为结果,将所扫描的介质中的位移反映成所获得的 RF 信号中的延迟。

[0206] 由于各深度的延迟值是已知的,所以能够按照使 $\text{RFSig}(d, l, f_1)$ 或 $\text{RFSig}(d, l, f_2)$ 的任意一个中的各线的 (与所有深度对应的) 所有采样适合于其他采样,来进行延迟。

[0207] 这在 RF 采样延迟部 501 中执行。

[0208] 在 1 个实施方式中,使用信号插值来执行 RF 采样延迟部 501 中的延迟。

[0209] 在其他实施方式中,使用分数延迟滤波器来执行 RF 采样延迟部 501 中的延迟。

[0210] 图 6 是表示 RF 信号卷绕和 RF 采样延迟的图。

[0211] 图 6 示出 RF 信号卷绕处理。

[0212] 上述的图 12 示出了由于位移而引起了 RF 信号的延迟。

[0213] RF 信号卷绕的目的是通过使 1 个 RF 信号向与所估计的位移相反的方向延迟而使该效果无效。

[0214] 作为该无效化的结果,期待所卷绕的 RF 信号相互适合。

[0215] 延迟值计算部 500 所计算出的 $\text{delayValues}(d, l)$ 是表示 1 个 RF 信号内的各采样为了达成该适合而延迟的值。

[0216] 使用 2 个 RF 信号 600 和 601 (图 6) 来进行该例示。

[0217] 数据 602 表示在某个估计循环之后由延迟值计算部 500 计算出的 $\text{delayValues}(d, l)$ 。

[0218] 可知 $\text{delayValues}(d, l)$ 的特定深度的值表示用于使 RF 信号 600 中的相同深度的采样适合于延迟值计算部 601 的延迟所需的量。

[0219] 然而, $\text{delayValues}(d, l)$ 中的延迟值并不始终是数。

[0220] 因此,由于按照 $\text{delayValues}(d, l)$ 能够延迟 RF 信号 600 中的各采样,所以举出信号插值或分数延迟滤波器作为两个选择候选。

[0221] 通过将位移估计部 101 应用于 RF 信号,获得用于第 1 循环的位移和用于后续循环的残留位移,为了获得最终的位移,对它们进行组合。

[0222] 图 9 示出优选的实施方式,但并不限于此。

[0223] 图 9 表示使用了自相关的位移估计。

[0224] IQ 解调部 900 将 RF 信号 $\text{RFSigWarp}(d, l, f, \text{round})$ 变换为基带信号 $\text{IQSig}(d, l, f)$ 。

[0225] 自相关计算部 901 根据以下的式子计算 $\text{autocorr}(d, l)$ 。

[0226] 【算式 2】

$$[0227] \quad \text{autocorr}(d, l) = \sum_{l_1=\text{winStart}(d, l)}^{\text{winEnd}(d, l)} \text{IQSig}(d, l_1, f_1) \times \text{conj}(\text{IQSig}(d, l_1, f_2))$$

- [0228] 这里, $\text{conj}()$ 表示复共轭。
- [0229] 最后, 根据以下的式子, 由位移计算部 902 将 $\text{autocorr}(d, l)$ 变换为位移。
- [0230] 【算式 3】
- [0231]
$$\text{residueDisp} = \frac{\lambda}{4\pi} \arg(\text{autocorr}(d, l))$$
- [0232] $\text{dispRound}(d, l, \text{round}) = \text{dispRound}(d, l, \text{round}-1) + \text{residueDisp}$
- [0233] 这里, $\arg()$ 是计算复数的辐角的函数。
- [0234] 根据从 1 开始的循环 (表示第 1 循环), 将 $\text{dispRound}(d, l, 0)$ 初始化为 0。
- [0235] 图 2 是表示窗计算方法的图。
- [0236] 通过窗计算部 102 针对各估计窗中的各线的各深度, 决定不同的估计窗。
- [0237] 这在图 2 中示出。
- [0238] 图 3 是表示窗尺寸计算的具体例的图。
- [0239] 窗尺寸计算部 200 (图 2) 决定针对各估计循环的窗尺寸。
- [0240] 该模块的输出是 $\text{winSize}(d, l)$ 。
- [0241] 在优选实施方式中, 针对各循环的窗尺寸随着循环的函数的减少而变化。
- [0242] 这在图 3 中示出。
- [0243] 在具有窗尺寸计算部 200 (图 2) 的实施方式中, 如图 3 的 (a) 栏所示, 窗尺寸由于减少函数 $\text{winSizeRound}(\text{round})$ 而直接关系到估计循环 (round) 数。
- [0244] 关于由 curRound 所确定的对象估计循环, 根据以下, 确定针对所有深度的窗尺寸。
- [0245] 关于所有的 d 和 l , $\text{winSize}(d, l) = \text{winSizeRound}(\text{curRound})$ 。
- [0246] “固定窗方案”是在用于位移估计的所有深度选择成为估计窗尺寸的 $\text{winSize}(d, l)$ 的相同值的处理。
- [0247] “固定窗方案”的优点是适合于所需的运算量不多 (比较少) 并且 RF 信号能量沿着深度方向被规则准确地分配的情况。
- [0248] 在窗尺寸计算部 200 的其他实施方式中, 各深度的窗尺寸根据作为上限的 $\text{maxWin}(\text{round})$ 、作为下限的 $\text{minWin}(\text{round})$ 、RF 信号功率 $\text{sigPow}(d, l)$ 来计算。
- [0249] $\text{maxWin}(\text{round})$ 和 $\text{minWin}(\text{round})$ 是循环的减少函数。
- [0250] 这作为“瞬间功率窗方案”, 在图 3 的 (b) 栏中示出。
- [0251] 应用以下的条件。
- [0252] 【算式 4】
- [0253] $\text{winSize}(d, l) \in [\text{min Win}(\text{curRound}), \text{max Win}(\text{curRound})]$
- [0254] 并且, 如图 3 的 (b) 栏所示, $\text{winSize}(d, l)$ 也可以与 $\text{sigPow}(d, l)$ 、即与 $\text{sigPow} = 0$ 对应的最大窗尺寸和与最大 sigPow 对应的最小窗尺寸成反比。
- [0255] “瞬间功率窗方案”与“固定窗方案”相比, 所需的运算量多, 但是, 特别在 RF 信号能量沿着深度方向相当不均匀的情况下, 精度更高。
- [0256] 为了克服信号对噪声比的较低程度, 对具有较低信号功率的区域指定更大的估计窗, 为了更详细地分布位移, 对具有较大信号功率的区域指定更小的估计窗。
- [0257] 然而, 关于规则准确地分配了信号能量的 RF 信号, “固定窗方案”和“瞬间功率窗

方案”没有大的差异。

[0258] 在窗尺寸计算部 200 的其他实施方式中,也可以计算所有深度的窗尺寸,使得所有的窗内的信号能量保持同量,这被称为“恒定能量窗方案”。

[0259] 信号功率计算部 201 (图 2) 计算沿着帧方向的 RF 信号的平均功率。

[0260] 信号功率计算部 201 获取所卷绕的 RF 信号 $RFSigWarp(d, l, f, round)$ 和对象循环数 $curRound$ 作为输入。

[0261] 在 $RFSigWarp(d, l, f, curRound)$ 内具有多个帧,按照如下方式计算功率。

[0262] 【算式 5】

$$[0263] \quad sigPow(d, l) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RFSigWarp(d, l, f_i, curRound))^2$$

[0264] 这里, N 是为了用于计算而选择的帧的总数。

[0265] 图 4 是表示对称窗和能量均匀窗的例子图。

[0266] 窗边界计算部 202 (图 2) 计算各线在各深度的窗边界。

[0267] 这在图 4 中示出。

[0268] 在具有窗边界计算部 202 的实施方式中,窗尺寸计算部 200 所计算出的 $winSize(d, l)$ 是输入,按照以下的式子,计算 $winStart(d, l)$ 和 $winEnd(d, l)$,使得窗以对应的深度为中心对称 (称为“对称窗”)。

[0269] 【算式 6】

$$[0270] \quad winStart(d, l) = d - ROUND\left(\frac{winSize(d, l)}{2}\right)$$

$$[0271] \quad winEnd(d, l) = d + ROUND\left(\frac{winSize(d, l)}{2}\right)$$

[0272] 这里, $ROUND()$ 表示变为最接近的整数的处理。

[0273] 这在图 4 的 (a) 栏中示出。

[0274] 对称窗的优点是所需的运算量不多。

[0275] 这适合于 RF 信号功率在深度方向不会按照每个采样突然变化的情况。

[0276] 在窗边界计算部 202 的其他实施方式中,如下所述。

[0277] 即,窗尺寸计算部 200 所计算的 $winSize(d, l)$ 是窗边界计算部 202 的输入。

[0278] 并且,通过以下的式子,计算 $winStart(d, l)$ 和 $winEnd(d, l)$,使得各深度的两侧的信号能量相等 (称为“能量均匀窗”)。

[0279] 【算式 7】

$$[0280] \quad \sum_{d_l=winStart(d, l)}^d sigPow(d_l, l) = \sum_{d_l=d}^{winEnd(d, l)} sigPow(d_l, l)$$

[0281] $winEnd(d, l) - winStart(d, l) + 1 = winSize(d, l)$

[0282] 这在图 4 的 (b) 栏中示出。

[0283] “能量均匀窗”与“对称窗”相比,虽然所需的运算量多,但是能够抑制在以往的窗

技术中成为偏差原因的沿着深度方向的信号功率的不均匀分布的影响。

[0284] 图 7 是表示引导收敛的方法的图。

[0285] 图 1 的收敛引导部 103 在本发明所说明的方法中,保证能够进行收敛。

[0286] 如图 7 所示,收敛引导部 103 获取所卷绕的 RF 信号 $RFSigWarp(d, l, f, round)$ 作为该收敛引导部 103 的输入。

[0287] RF 信号差分计算部 700 计算所卷绕的 RF 信号间的差分,对于各线的各深度,输入各估计循环中的差分,作为 $residue(d, l, round)$ 。

[0288] 由于 RF 信号卷绕部 100 的主要目的是校正 RF 信号之一使其与其他信号相适合,所以该残差 $(d, l, round)$ 成为 RF 信号之间适合到何种程度的尺度。

[0289] 关于 (由 $round$ 确定的) 某个特定估计循环,以评价所估计的位移 $dispRound(d, l, round)$ 的质量为目的,RF 信号卷绕部 100 获取 $dispRound(d, l, round)$,作为该 RF 信号卷绕部 100 的输入。

[0290] 由此,卷绕 RF 信号,为了评价适合电平,计算所卷绕的信号间的差分。

[0291] 这些被卷绕的信号也能用作用于后续循环的位移估计的输入,因此表示为 $RFSigWarp(d, l, f, round+1)$ 。

[0292] 因此,根据 $RFSigWarp(d, l, f, round+1)$ 计算 $residue(d, l, round)$ 。

[0293] 作为 RF 信号差分计算部 700 (图 7) 进行的计算的一例,举出以下的式子 (即,平方差分和),但并不限于此。

[0294] 【算式 8】

$$[0295] \quad residue(d, l, round) = \sum_{all \, d_f} (RFSigWarp(d, l, f_1, round+1) - RFSigWarp(d, l, f_2, round+1))^2$$

[0296] 这里, f_1 和 f_2 表示为了用于估计而选择的 2 个帧。

[0297] 在该例子中,对 1 条线的所有深度指定同一信号差分值,这表示对应的线的 RF 信号在整体上适合。

[0298] 当不是仅在小区域中产生位移时,“平方差分和”适合,其结果,线整体产生反复。

[0299] 另外,作为 RF 信号差分计算部 700 (图 7) 所进行的计算的其他例子,可以举出以下的式子 (即,绝对差分),但并不限于此。

[0300] 【算式 9】

$$[0301] \quad residue(d, l, round) = |RFSigWarp(d, l, f_1, round+1) - RFSigWarp(d, l, f_2, round+1)|$$

[0302] 这里, f_1 和 f_2 表示为了用于估计而选择的 2 个帧。

[0303] 在该例子中,各线的各深度具有独立的信号差分值,这表示 RF 信号在局部上适合。

[0304] 当只在深度方向上的小区域内产生位移的情况下,“绝对差分”适合,其结果,能够进行该区域内的局部上的反复。

[0305] 最小残余计算部 701 根据以下的式子,对 $residue(d, l, round)$ 中的各深度和线,确认残余最小的循环数。

[0306] 这表示最准确的估计结果。

[0307] 【算式 10】

[0308] $\min \text{ResidueRound}(d, l) = \arg \min_{\text{round}} (\text{residue}(d, l, \text{round}))$

[0309] 这里, 函数

[0310] 【算式 11】

[0311] $\arg \min_x (f(x))$

[0312] 返回使 $f(x)$ 最小化的 x 值。

[0313] 收敛引导部 103(图 1) 的输出是对象循环数 curRound 、残余最小的循环数 $\text{minResidueRound}(d, l)$ 、信号差分 $\text{residue}(d, l, \text{round})$ 。

[0314] 输出开关 104(图 1) 获取 curRound 和 $\text{minResidueRound}(d, l)$ 作为输入。

[0315] 如果 curRound 到达最大值, 则输出开关 104 选择精度最高的位移估计结果 $\text{dispRound}(d, l, \text{minResidueRound}(d, l))$ 作为最终的输出 dispOut 。

[0316] 否则, 代替对对象循环 $\text{dispRound}(d, l, \text{curRound})$ 进行位移估计, 而对下一个估计循环用的用于 RF 信号卷绕部 100 的输入的 $\text{dispRound}(d, l, \text{minResidueRound}(d, l))$ 进行位移估计。

[0317] 这里, 对位移估计向多维 (2 维或 3 维) 扩张进行说明。

[0318] 即, 在上述实施方式中, 对求解超声波的深度方向上的 1 维位移的方法进行了说明。

[0319] 然而, 血管和肿瘤组织等活体组织的搏动方向不限于 1 维内, 并且, 方向根据场所也不同。

[0320] 因此, 可以通过从多个方向收发超声波来求出特定位置上的多个方向的位移, 并测定组织的 2 维或 3 维的位移。

[0321] 这样, 通过进行多维测定, 能够期待诊断精度的进一步提高。

[0322] 并且, 作为从多个方向收发超声波的方法, 可以进行如下等方法; 超声波振子使用 1 维配置的线性探头, 使探头的方向变化, 或者超声波振子使用在 2 维阵列上配置的矩阵探头, 通过波束成形进行多个方向上的收发。

[0323] 这里, 在使用线性探头时, 通过磁传感器、加速度传感器、陀螺仪等位置传感器、或照相机来跟踪探头的位置, 由此获取探头的位置和朝向, 能够决定收发时的方向。

[0324] 另外, 位移测定只对超声波的深度方向等 1 个方向进行, 通过将该位移向量分解为预定的 2 维或 3 维坐标系的各轴方向的成分, 也可以进行多维评价。

[0325] 此时, 需要超声波的深度方向和预定坐标系的对应关系, 但通过使用上述的位置传感器等获取探头的位置和方向, 将两者对应起来。

[0326] 这里, 对与能够应用于癌检测或动脉硬化 (血管的硬度) 的诊断等的变形测量 (弹性图表) 的关联进行补充说明。变形是位移的时间微分, 是组织硬度的指标, 但根据本发明, 通过提高位移估计精度, 作为结果, 使变形的测定精度提高。在弹性图表中使用微分值, 但除此之外, 组织的特定部位位移的时间变化波形等也能够利用于组织性状的判定。例如, 在癌的成长过程中, 可知癌的周边和内部会产生血管新生。因此, 可以将这些血管的搏动或者伴随着血管的搏动的周围组织的搏动等捕捉为位移量的时间变化, 通过判定变化的图案和振幅是否是癌特有的来进行癌检测。

[0327] 这样, 公开种位移估计装置, 其使用超声波信号反复地估计位移, 该位移估计装置

具备：将至少 1 个超声波信号从变换器发送给所扫描的介质的单元；接收所述扫描的从介质反射的超声波信号的单元；计算估计窗尺寸的单元；根据所述估计的窗尺寸来计算所述估计窗的边界的单元；使用所述计算的估计窗，沿着所述超声波信号的深度方向估计位移的单元；根据所述估计的位移，对所述超声波信号进行卷绕的单元；以及，通过将所述方法的收敛倾向计算为所述卷绕的超声波信号间的差分来引导收敛的单元。

[0328] 这样，所公开的方法包含引导收敛的方法、克服限定精度的要素的方法以及评价结果质量的方法，使用综合性的反复方法保证位移估计的精度。

[0329] 即，解决接下来的问题。即，在使用超声波的位移估计中，现有技术提供了提高估计精度和分辨率的方法。其中，也导入了由多个阶段构成的估计或反复估计。但是，存在 (1) 组入了引导反复估计的收敛的方法的综合性反复方法的欠缺、(2) 质量评价方法的欠缺以及 (3) 用于克服限定位移精度的要素的方法的欠缺这样的问题，通过本发明的位移估计方法，能够解决这些问题。

[0330] 另外，本发明不仅能够实现为装置、系统、集成电路等，也可以实现为将构成该装置等的处理单元作为步骤的方法，或者可以实现为使计算机执行这些步骤的程序，或者可以实现为记录了该程序的计算机可读的 CD-ROM 等记录介质，或者可以实现为表示该程序的信息、数据或信号。并且，可以经由互联网等通信网络来发布这些程序、信息、数据和信号。

[0331] 另外，根据实施方式对本发明进行了说明，但本发明不限于上述实施方式。只要不脱离本发明的主旨，将本领域技术人员想到的各种变形实施于本实施方式的方式以及组合了不同实施方式中的构成要素面是构筑的方式都包含在本发明的范围内。

[0332] 产业上的可利用性

[0333] 本技术导入了使用超声波信号来估计位移的方法。这无论是最终的结果还是用于进一步处理的中间步骤，在需要位移估计的应用例中都能使用，能够用于医疗用和工业用超声波设备。

[0334] 能够提供高精度地估计位移的位移估计装置，进而能够提供根据所估计的位移能提供适于判定恶性肿瘤和良性肿瘤或正常组织的信息的位移估计装置。

[0335] 符号说明

[0336] 1X 位移估计装置

[0337] 1X1 发送部

[0338] 1X2 接收部

[0339] 1X3 尺寸计算部

[0340] 1X4 边界计算部

[0341] 1X5 估计部

[0342] 1X6 卷绕部

[0343] 1X7 收敛控制部

[0344] 1201s 超声波信号

[0345] 1203x 下层构造

[0346] 1X3M 窗尺寸

[0347] 1X4M 边界信息

- [0348] 1XbM 位移
- [0349] 1X7M 相关值
- [0350] 100RF 信号卷绕部
- [0351] 103 收敛引导部
- [0352] 101 位移估计部
- [0353] 102 窗计算部
- [0354] 103 收敛引导部
- [0355] 104 输出开关
- [0356] 600、1204、1205RF 信号
- [0357] 800、1200 超声波变换器
- [0358] 1200M 介质
- [0359] 1208 延迟时间
- [0360] 100a、101a、1021a、103a、104a、104b、104c 信息
- [0361] 201n、201m、201a、200m、200a、202a 信息
- [0362] 500m、500a、501n、501a 信息
- [0363] 700m、700a、701a、700b 信息
- [0364] 900m、900a、901m、901a、902a 信息

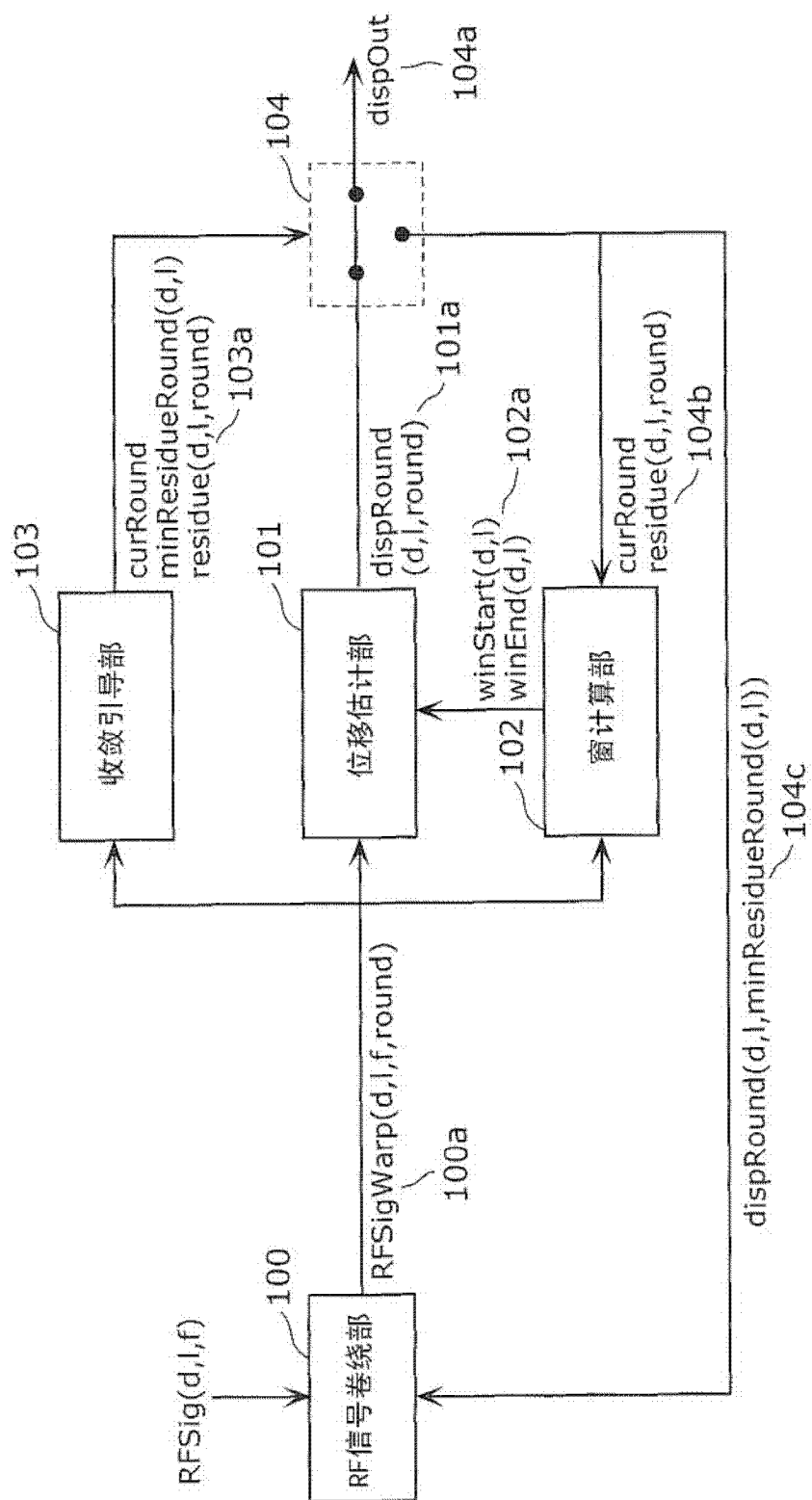


图 1

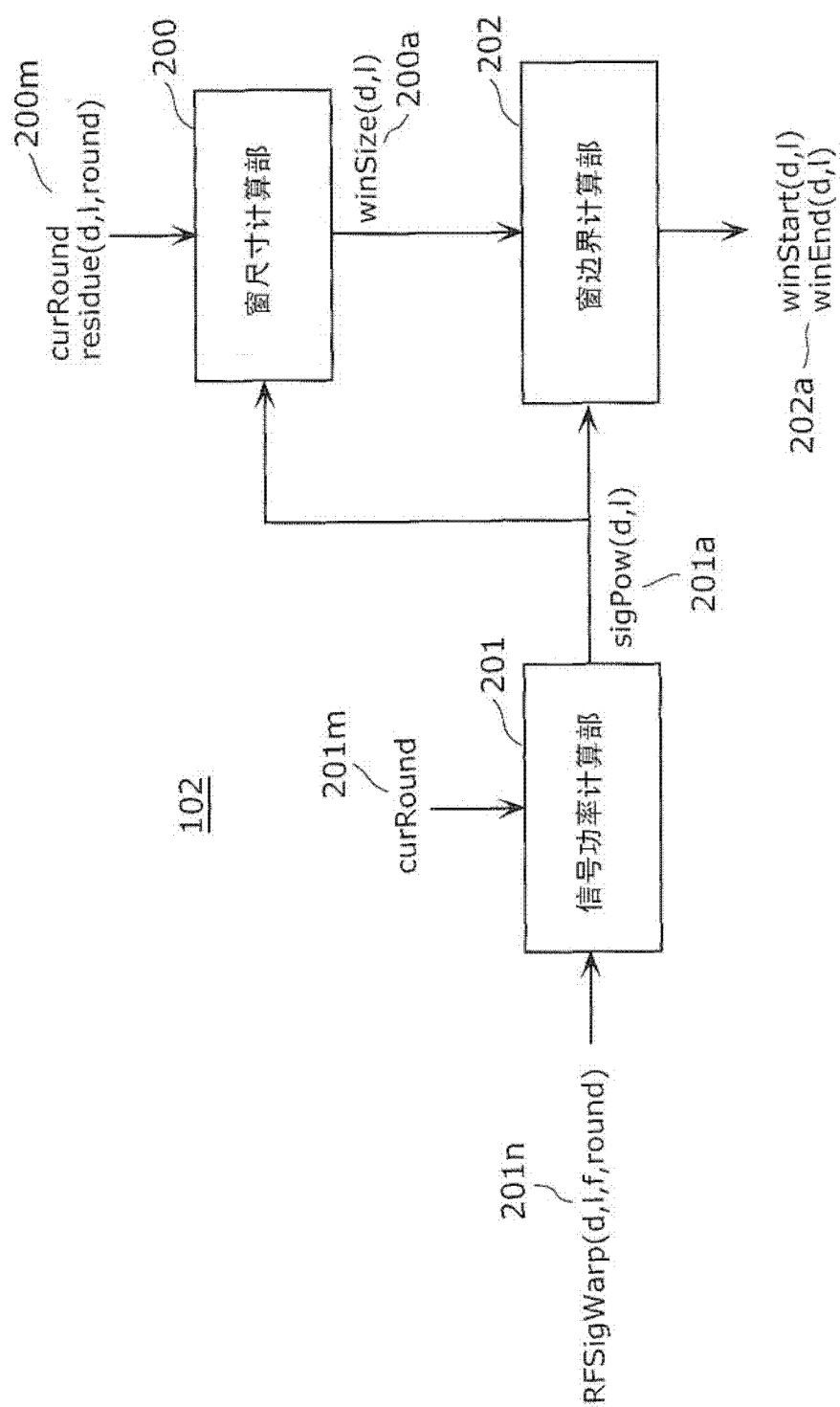


图 2

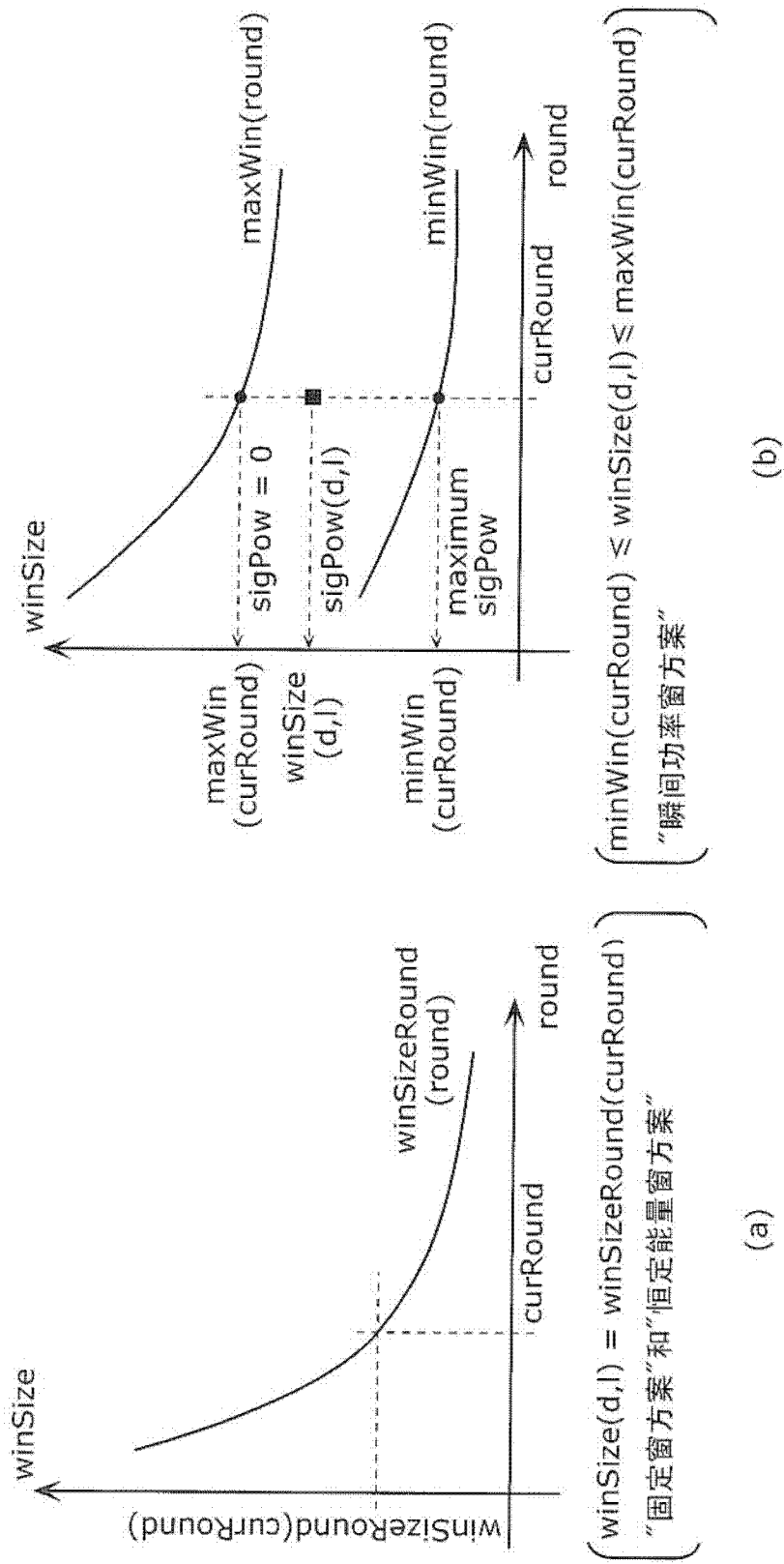


图 3

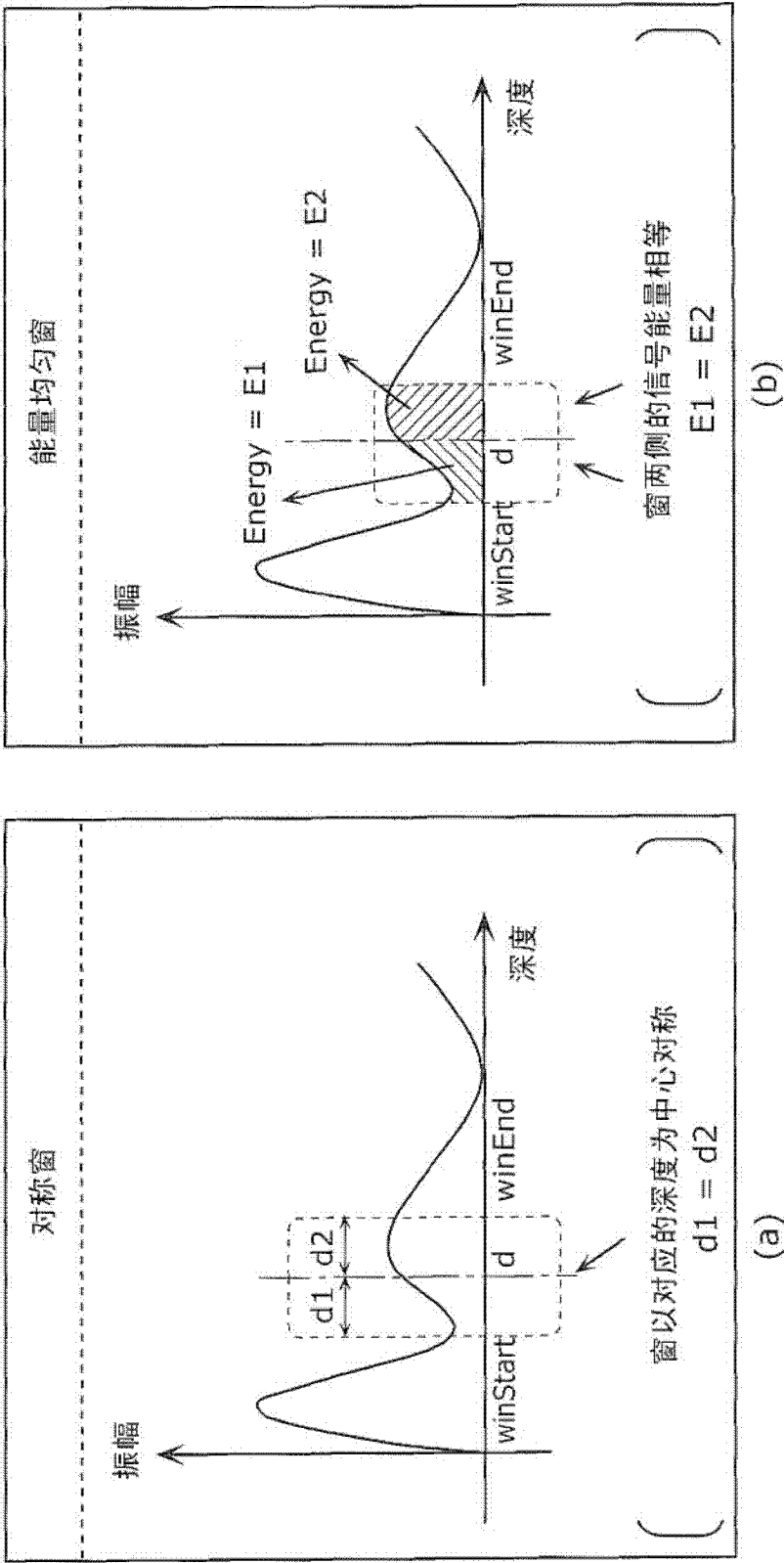


图 4

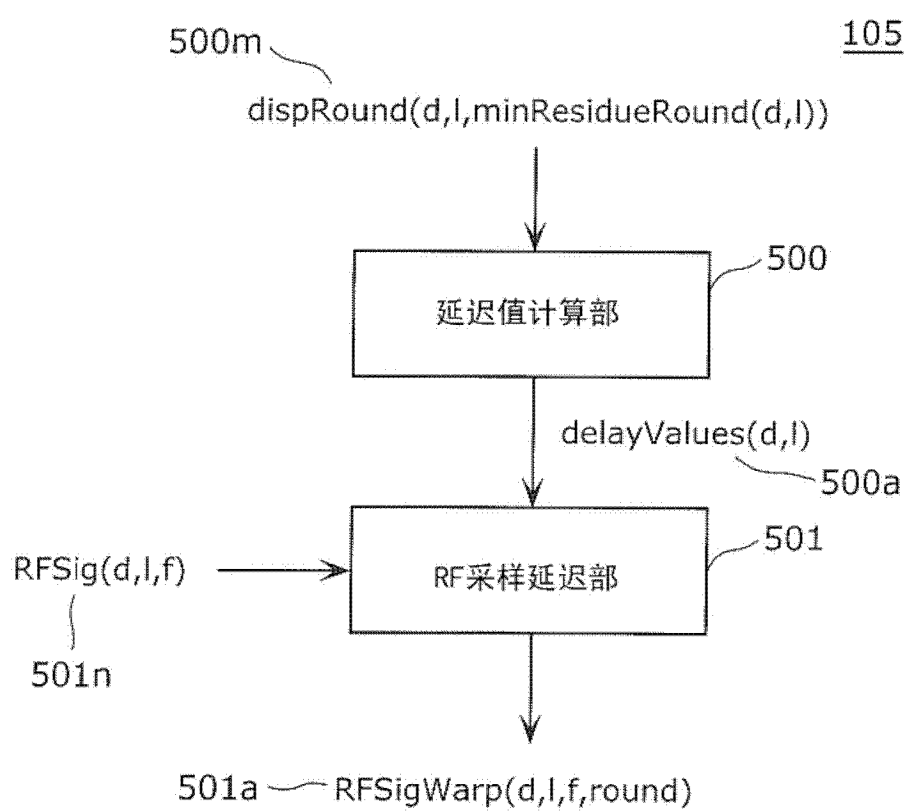


图 5

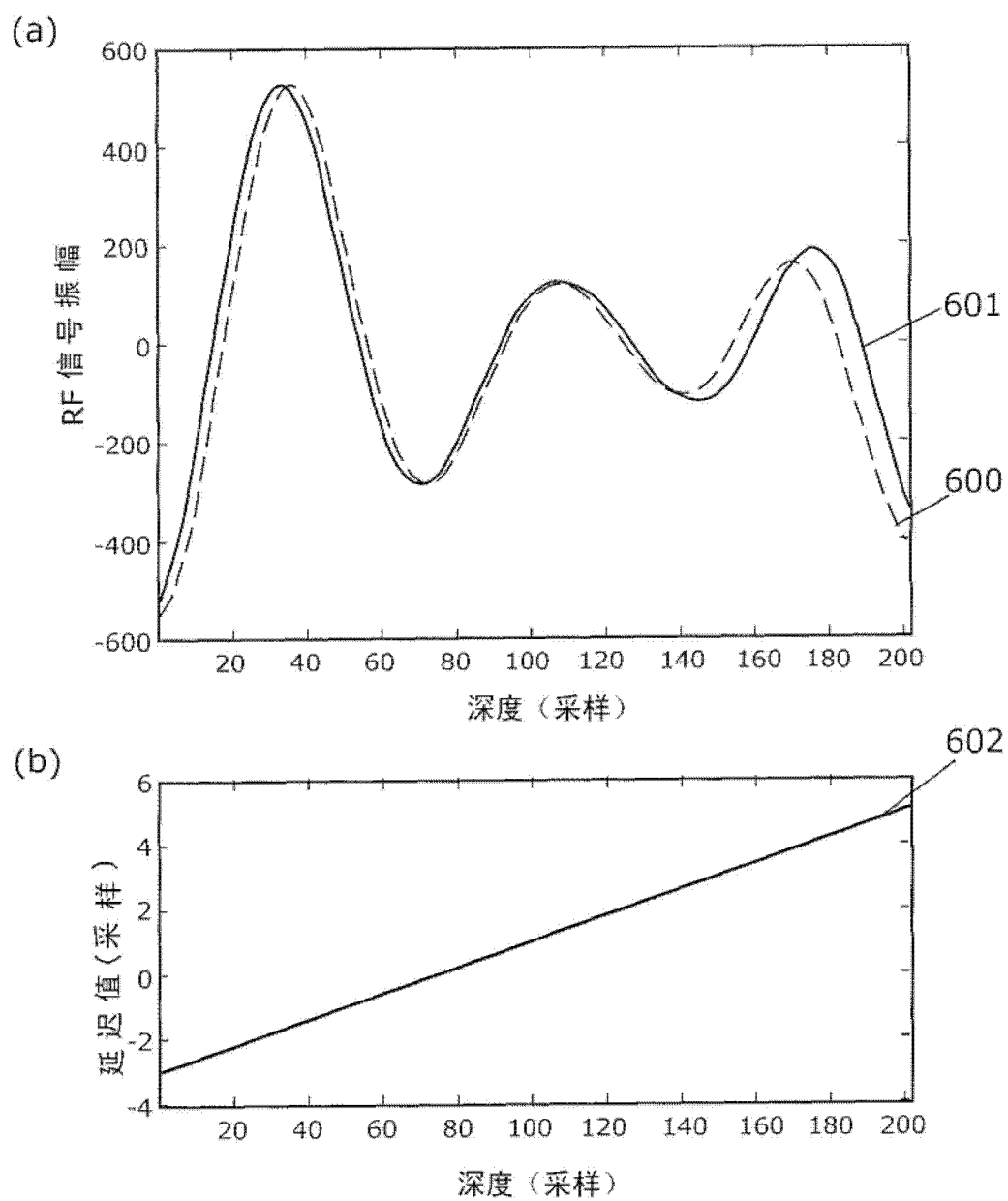


图 6

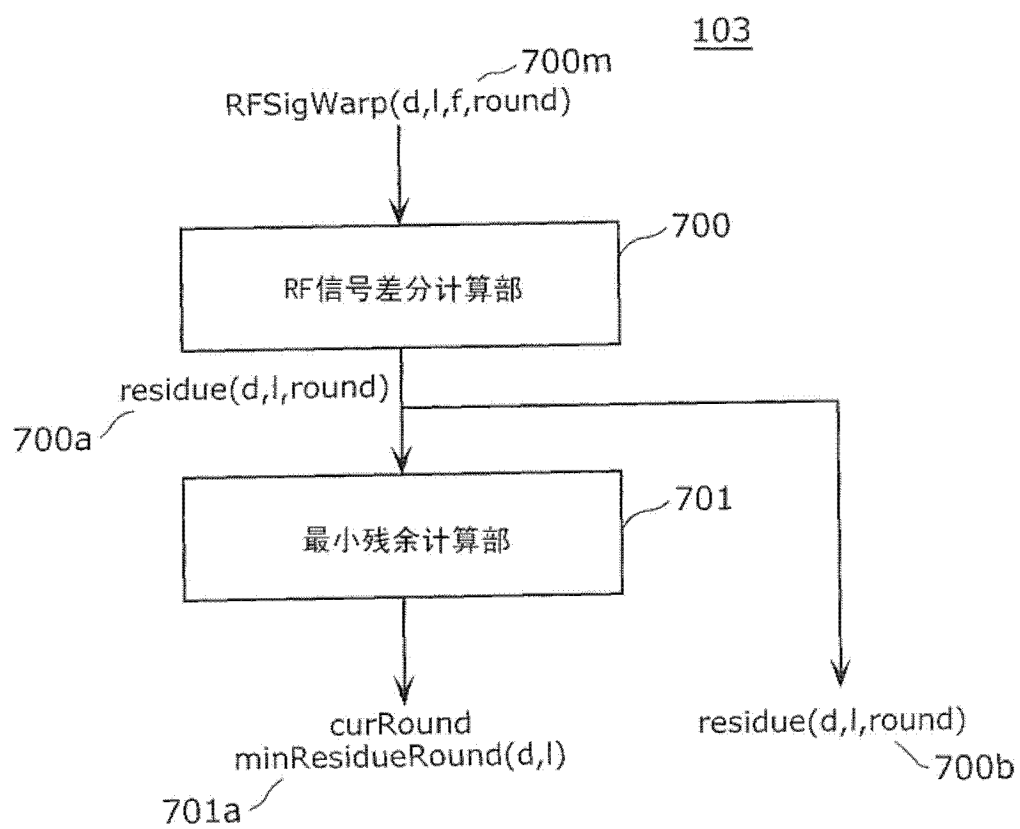


图 7

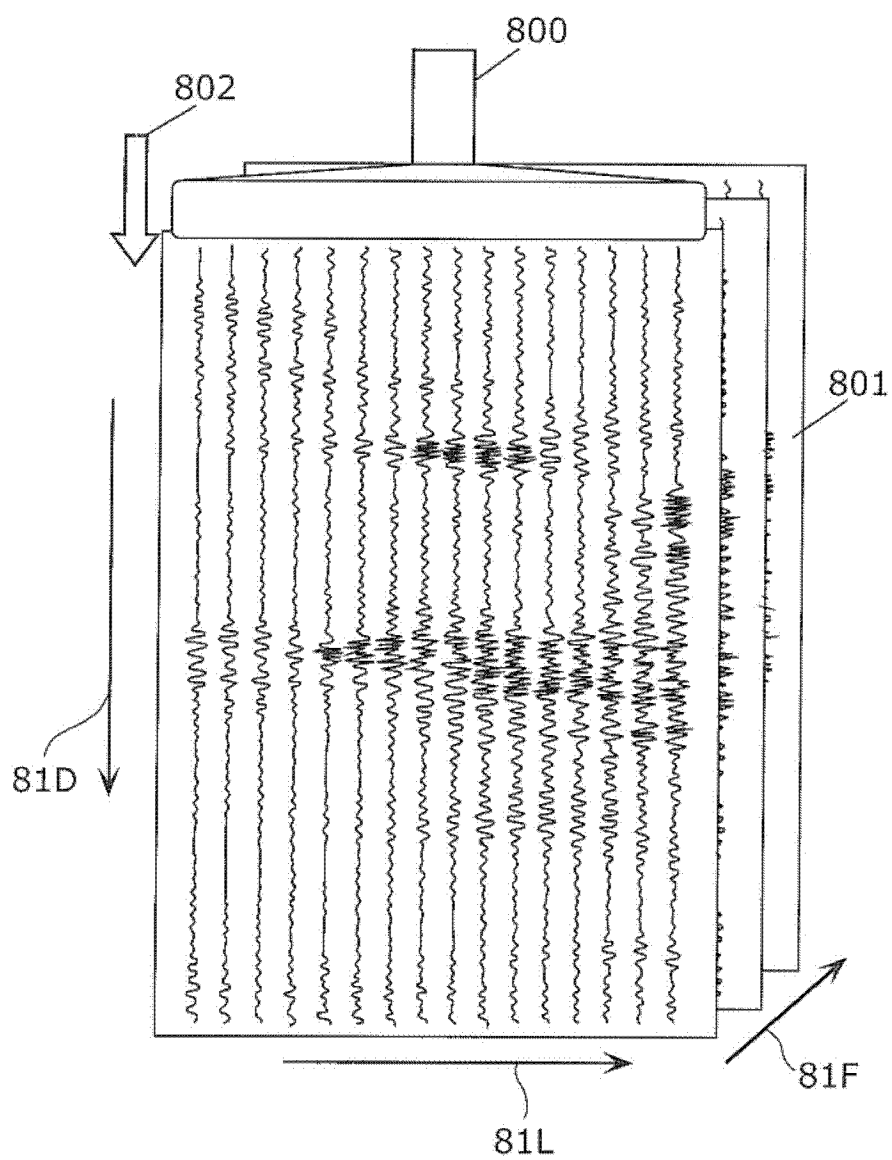


图 8

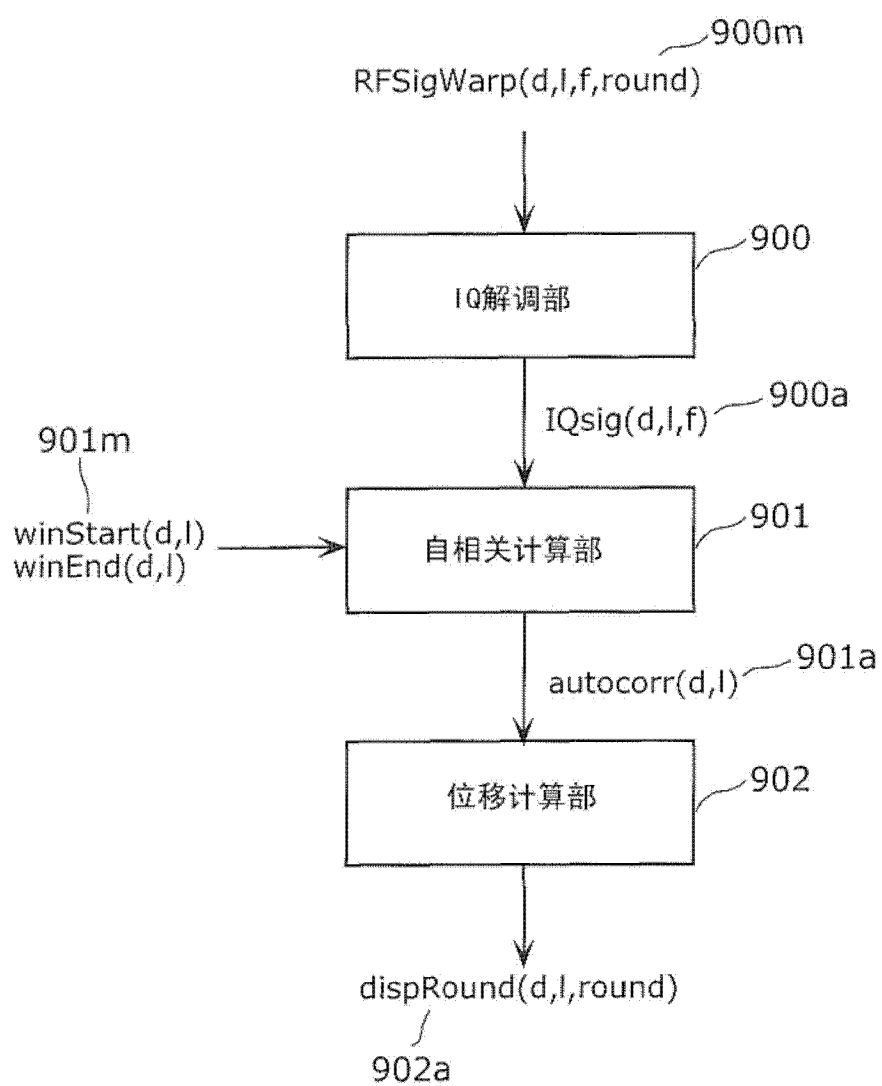


图 9

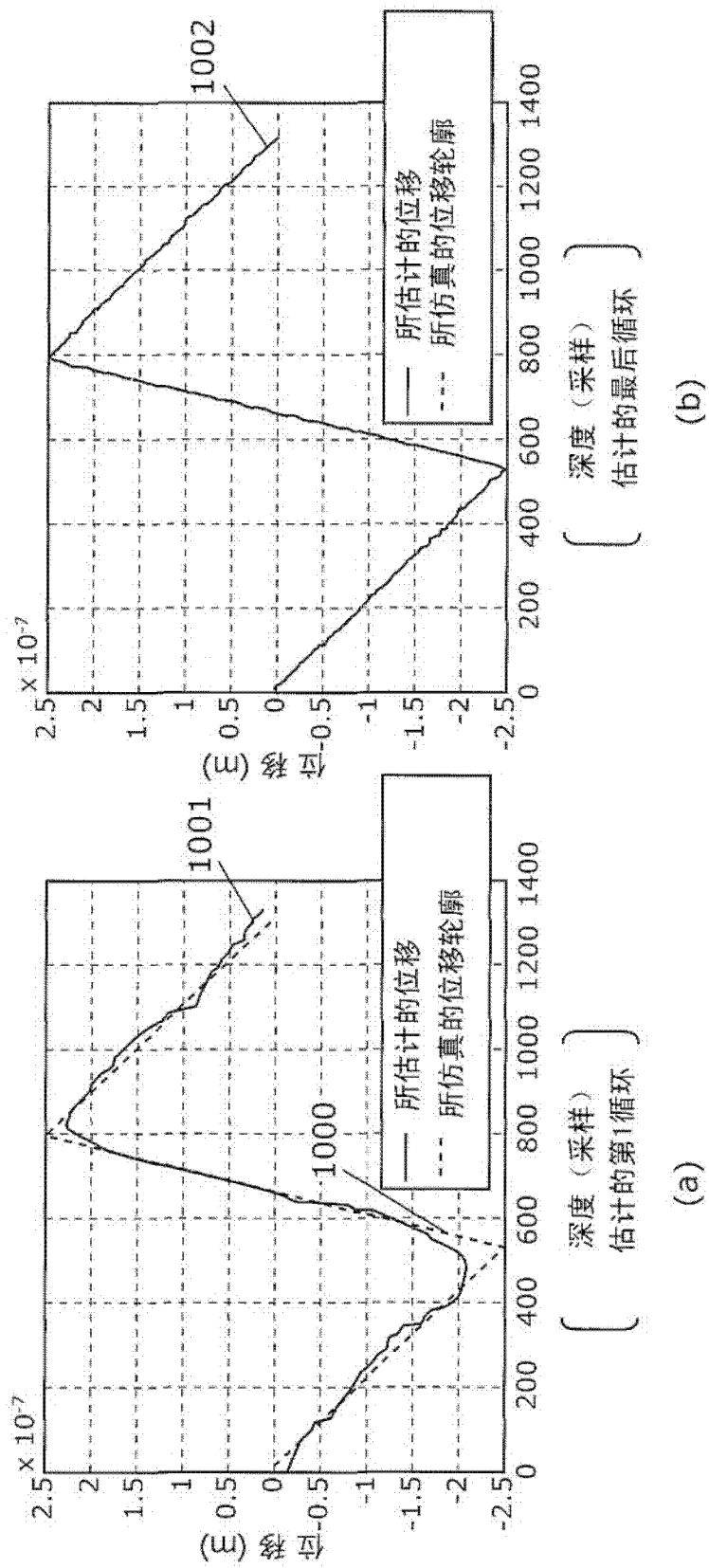


图 10

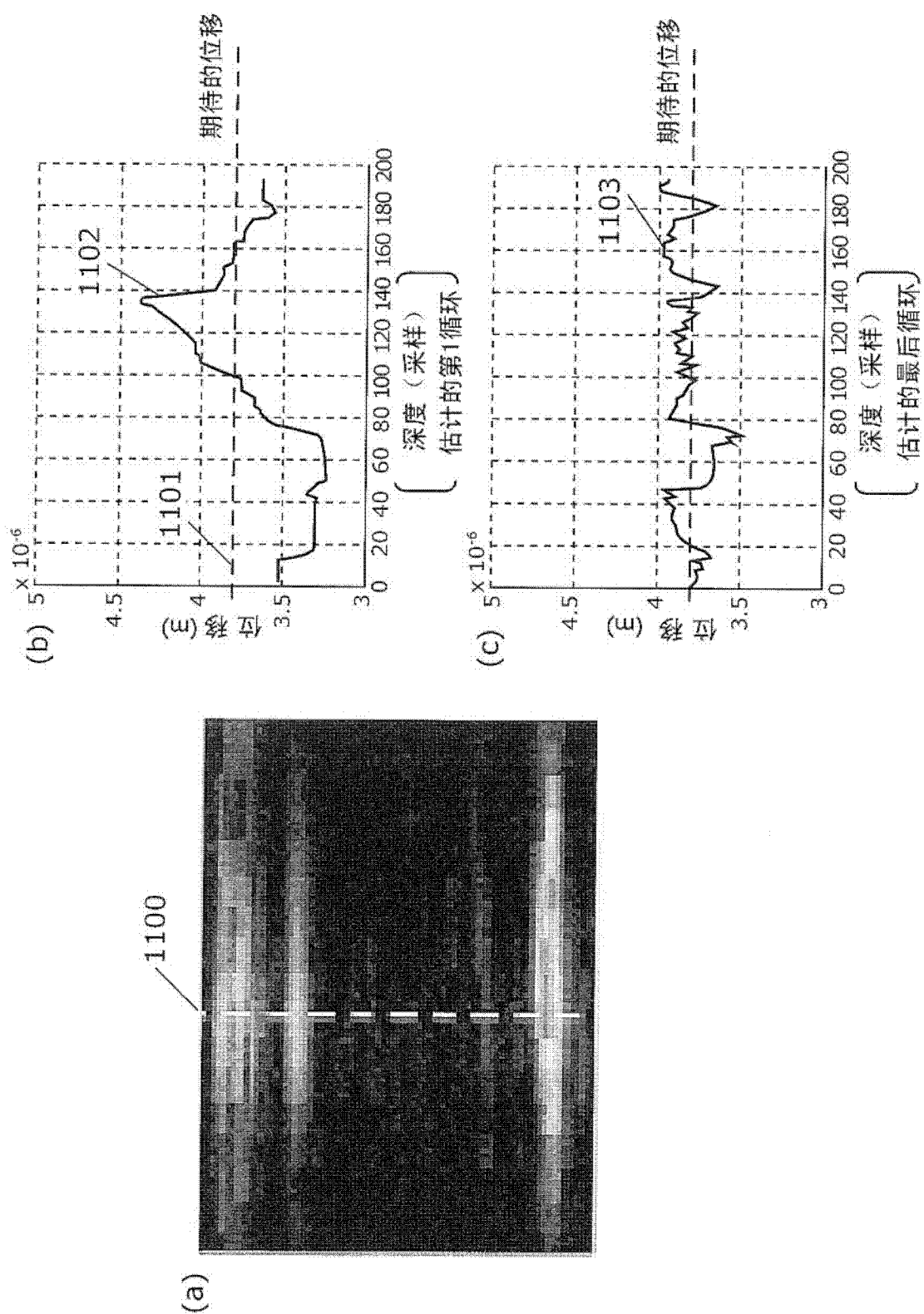


图 11

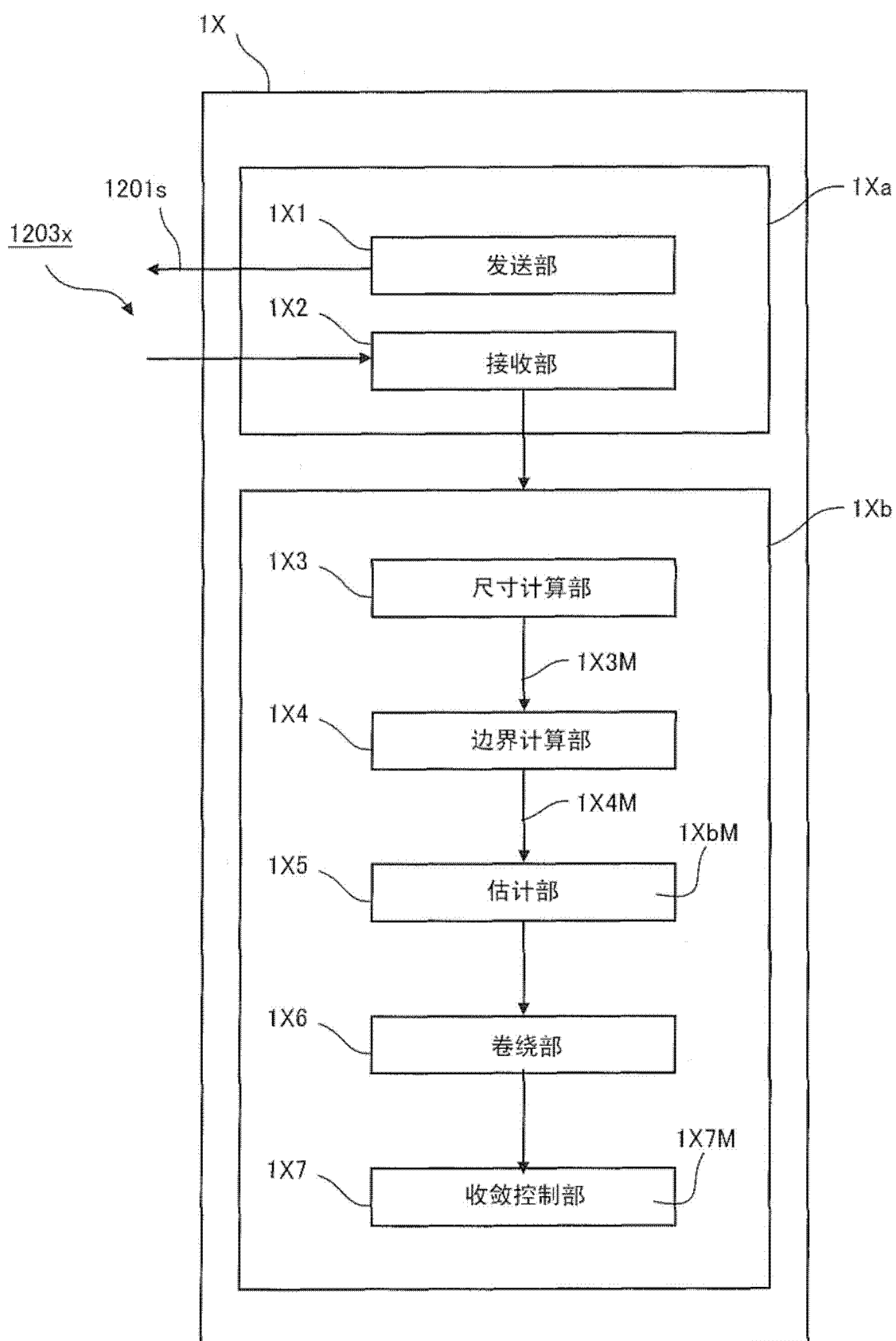


图 13

专利名称(译)	位移估计方法、位移估计装置		
公开(公告)号	CN102361597A	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	CN201180001460.0	申请日	2011-01-19
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	陈英俊 张国成 范树峰		
发明人	陈英俊 张国成 范树峰		
IPC分类号	A61B8/08 G01N29/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4245 A61B8/52 G01N29/0645 G01N29/225 G01N29/4454 G01N29/50 G01N2291 /044 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S15/8977		
代理人(译)	王成坤 胡建新		
优先权	2010010336 2010-01-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种位移估计方法，使用超声波信号反复估计位移，其中，包含如下步骤：扫描至少1个超声波信号，并发送给介质；接收所扫描的从所述介质反射的所述超声波信号；计算窗尺寸；根据所计算的所述窗尺寸，计算窗的边界；使用所计算的所述窗，估计所述超声波信号的各个深度的位移；根据所估计的所述位移，对所述超声波信号进行卷绕；以及使用所卷绕的所述超声波信号，引导该位移估计方法的收敛，使得所述超声波信号的相关值变大。

