



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103930040 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 16

(21) 申请号 201280055913. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 11. 13

A61B 8/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-248776 2011. 11. 14 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/079336 2012. 11. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/073514 JA 2013. 05. 23

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 胜山公人

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 熊传芳 苏卉

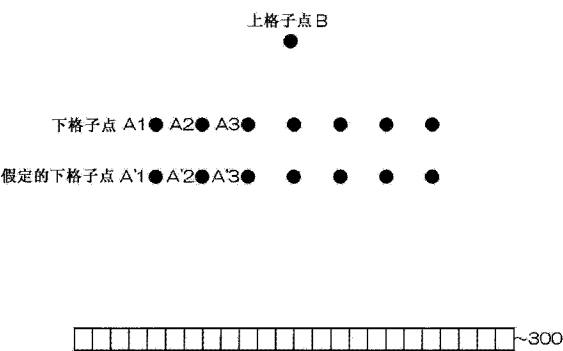
权利要求书4页 说明书17页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及方法

(57) 摘要

从包含多个元件的超声波探针向被检体发送超声波,并且对由该被检体反射的超声波进行接收,取得来自深度不同的多个反射点的接收信号,算出上述多个反射点所存在的各区域处的局部声速。算出这些算出的局部声速相对于深度方向的变化(斜率),并利用上述算出的斜率将接近于零的预定的阈值以内的扫描线判定为未发生折射的扫描线。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探针,包含向被检体发送超声波并且接收由该被检体反射的超声波而输出超声波检测信号的多个元件;

接收信号取得单元,基于上述超声波检测信号而取得来自多个反射点的接收信号;及
判定单元,基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收信号是多个元件接收到的信号。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收信号取得单元取得来自多个不同深度的反射点的接收信号,

上述判定单元具有基于该接收信号算出该多个反射点处的各局部声速的局部声速计算单元,并基于上述算出的局部声速的深度方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

上述判定单元对应多条扫描线的每条扫描线算出上述算出的局部声速相对于深度方向的斜率,并根据上述算出的斜率将处于接近于零的预定的阈值以内的扫描线判定为未发生折射的扫描线。

5. 根据权利要求3或4所述的超声波诊断装置,其中,

具备算出对应由上述判定单元判定出的扫描线上的每个反射点所算出的局部声速的平均值的计算单元,并将上述算出的平均值作为包含上述未发生折射的扫描线上的反射点在内的关注区域的局部声速。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收信号取得单元取得来自多个不同深度的反射点的接收信号,

上述判定单元具有基于该接收信号而算出该多个反射点处的各环境声速的环境声速计算单元,并基于上述算出的环境声速的深度方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

7. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收信号取得单元取得来自多个不同的扫描线位置的接收信号,

上述判定单元具有基于该接收信号而算出该多条扫描线位置处的各环境声速的环境声速计算单元,并基于上述算出的环境声速的扫描方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,

上述判定单元将上述算出的环境声速的上述扫描线的扫描方向的变动处于预先设定的阈值以内的连续的扫描线组判定为未发生折射的扫描线组。

9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,

上述判定单元对应上述多条扫描线中的连续的预定数的每个扫描线组,算出由上述环境声速计算单元算出的环境声速的标准偏差、方差或最大值与最小值之差,并基于该算出结果来判定未发生折射的扫描线组。

10. 根据权利要求3~5中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

上述接收信号取得单元取得与多条扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,

上述局部声速计算单元包括：

基于上述下格子点的反射的接收信号而算出从该下格子点到上述超声波探针的区域
的平均声速即环境声速的环境声速计算单元；

假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的第一传播时间
的单元；

根据斯内尔定律基于从上述上格子点入射到下格子点的超声波的入射角、上述关注区
域的假定声速及上述下格子点与上述超声波探针之间的区域的环境声速来算出从上述下
格子点出射的超声波的出射角的单元；

算出从上述下格子点以上述算出的出射角出射的超声波所入射的上述超声波探针的
元件的位置和入射到该元件为止的第二传播时间的单元；

对上述第一传播时间和第二传播时间进行加算而算出上述超声波探针的元件的位置
处的超声波的接收时刻的单元；及

将上述上格子点的反射的上述超声波探针的元件的位置处的接收时刻与上述算出的
接收时刻之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声
速判定单元。

11. 根据权利要求 3 ~ 5 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

上述接收信号取得单元取得与多条扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的
关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的
接收信号,

上述局部声速计算单元包括：

基于上述上格子点及下格子点的反射的接收信号而算出从各格子点到上述超声波探
针的区域平均声速即环境声速的环境声速计算单元；

基于与上格子点对应而算出的环境声速来算出将上述上格子点作为反射点时的第一
接收波的第一计算单元；

假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的传播时间的单
元；

基于与下格子点对应而算出的环境声速及上述算出的传播时间来算出来自上述下格
子点的第二接收波的第二计算单元；及

将由上述第一计算单元算出的第一接收波与由上述第二计算单元算出的第二接收波
之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单
元。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的超声波诊断装置, 其中,

当由上述判定单元判定出未发生折射的扫描线时, 上述接收信号取得单元取得与该扫
描线上的反射点对应的上格子点和下格子点的反射的接收信号,

上述局部声速计算单元基于上述取得的接收信号而算出上述关注区域处的局部声速。

13. 根据权利要求 6 ~ 9 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

当由上述判定单元判定出未发生折射的扫描线时, 上述接收信号取得单元取得与该扫
描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子
点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,

上述超声波诊断装置还具备：

基于上述下格子点的反射的接收信号而算出从该下格子点到上述超声波探针的区域
的平均声速即环境声速的环境声速计算单元；

假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的第一传播时间
的单元；

根据斯内尔定律基于从上述上格子点入射到下格子点的超声波的入射角、上述关注区
域的假定声速及上述下格子点与上述超声波探针之间的区域的环境声速来算出从上述下
格子点出射的超声波的出射角的单元；

算出从上述下格子点以上述算出的出射角出射的超声波所入射的上述超声波探针的
元件的位置和入射到该元件为止的第二传播时间的单元；

对上述第一传播时间和第二传播时间进行加算而算出上述超声波探针的元件的位置
处的超声波的接收时刻的单元；及

将上述上格子点的反射的上述超声波探针的元件的位置处的接收时刻与上述算出的
接收时刻之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声
速判定单元。

14. 根据权利要求 6～9 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

当由上述判定单元判定出未发生折射的扫描线时,上述接收信号取得单元取得与该扫
描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子
点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,

上述超声波诊断装置还具备：

基于上述上格子点及下格子点的反射的接收信号而算出从各格子点到上述超声波探
针的区域平均声速即环境声速的环境声速计算单元；

基于与上格子点对应而算出的环境声速来算出将上述上格子点作为反射点时的第一
接收波的第一计算单元；

假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的传播时间的单
元；

基于与下格子点对应而算出的环境声速及上述算出的传播时间来算出来自上述下格
子点的第二接收波的第二计算单元；及

将由上述第一计算单元算出的第一接收波与由上述第二计算单元算出的第二接收波
之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单
元。

15. 根据权利要求 3～9 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

当由上述判定单元判定出未发生折射的扫描线时,上述接收信号取得单元取得与该扫
描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子
点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,

上述超声波诊断装置还具备：

基于由上述接收信号取得单元取得的接收信号而算出由上述判定单元判定出的未发
生折射的扫描线上的上格子点和下格子点之间的超声波的传播时间的传播时间计算单元；
及

基于由上述判定单元判定出的未发生折射的扫描线上的上格子点及下格子点的位置和由上述传播时间计算单元算出的上述上格子点与下格子点之间的超声波的传播时间而算出上述上格子点与下格子点之间的关注区域处的局部声速的局部声速计算单元。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述传播时间计算单元由如下单元构成:

算出从所关注的扫描线上的上格子点到上述超声波探针的各元件的第一传播时间的第一传播时间计算单元;

算出从设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的区域的下格子点到上述超声波探针的各元件的第二传播时间的第二传播时间计算单元; 及

在上述超声波探针的各元件上, 算出上述算出的第一传播时间与第二传播时间之间的时间差为最大的元件上的时间差作为从上述上格子点到下格子点的超声波的传播时间的单元。

17. 根据权利要求 1 ~ 16 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

具备转向角调整单元, 调整由上述超声波探针发送和接收的扫描线的转向角,

每次由上述转向角调整单元调整转向角时, 上述判定单元基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射。

18. 根据权利要求 1 ~ 17 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

还具备显示单元, 显示由上述判定单元判定出的未发生折射的扫描线。

19. 一种超声波诊断方法, 包括:

从包含多个元件的超声波探针向被检体发送超声波, 并且接收由该被检体反射的超声波而取得超声波检测信号的工序;

基于上述取得的超声波检测信号而取得来自多个反射点的接收信号的接收信号取得工序; 及

基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射的判定工序。

超声波诊断装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及方法,特别是关于对超声波扫描线有无折射进行判定并基于该判定结果精度良好地算出被检体内的一部分(诊断部位)的声速(以下,称作“局部声速”)的技术。

背景技术

[0002] 由声速恒定的介质构成的被检体 OBJ1 内的声速 V 能够按照下述那样算出。如图 12(a) 所示,若将从被检体 OBJ 内的反射点(区域) $X1_{ROI}$ 到超声波探针 300A 的距离设为 L ,则从在反射点 $X1_{ROI}$ 反射超声波直至被反射点 $X1_{ROI}$ 的正下方的超声波换能器(元件) 302A0 接收的经过时间 T 为 $T = L/V$ 。若将直至被位于在 X 方向(元件 302A 的排列方向)上距元件 302A0 的距离为 X 的位置的元件 302Ai 接收的经过时间设为 $T + \Delta T$,则元件 302A0 和 302Ai 之间的延迟时间 ΔT 由下述的[数学式 1]表示。

[0003] [数学式 1]

$$[0004] \quad \Delta T = \frac{\Delta L}{V}$$

[0005] 在此, $\Delta L = \sqrt{L^2 + X^2} + L$

[0006] 因此,通过对将超声波送波并在反射点 $X1_{ROI}$ 经过了时间 T 而被反射后直至被各元件接收的经过时间 $[2T, 2T + \Delta T]$ 进行测定,能够唯一地求出距反射点 $X1_{ROI}$ 的距离 L 和速度 V 。

[0007] 如上述那样,在被检体内的声速为恒定的情况下能够求出声速 V ,但是如图 12(b) 所示的被检体 OBJ2 那样,在内部的声速并非恒定的情况下,在上述的方法中,求出距反射点(区域) $X2_{ROI}$ 的距离 L 及声速 V, V' 较为困难。

[0008] 与此相对,提案了一种即使在被检体内的声速并非恒定的情况下也能够精度良好地算出局部声速的超声波诊断方法(专利文献 1)。

[0009] 该超声波诊断方法中,将超声波扫描线以预定的间隔从超声波探针出射到被检体,基于对由被检体反射的超声波进行接收而得到的接收信号中的、设定于所关注的扫描线上的关注区域的格子点(上格子点)处的反射的接收信号而算出从上格子点到超声波探针的区域平均声速即环境声速(接收时刻),并且基于设定于上述上格子点和上述超声波探针之间的各扫描线上的格子点(下格子点)处的反射的接收信号,算出从各下格子点到超声波探针的区域平均声速即环境声速(接收时刻),另一方面,假定上述关注区域处的假定声速,并算出从上格子点到各下格子点的传播时间。

[0010] 另外,根据斯内尔定律,基于从上述上格子点入射到各下格子点的超声波的入射角及与上述关注区域的假定声速和上述下格子点处的反射相关联而算出的环境声速,而算出从各下格子点出射的超声波的出射角,并算出从上述下格子点以上述算出的出射角出射的超声波所入射的上述超声波探针的元件的位置和入射到该元件为止的传播时间。

[0011] 并且,通过对上述两个传播时间进行加算而算出超声波探针的元件的位置处的超

声波的接收时刻,校正上述假定声速使得该算出的接收时刻与上述上格子点处的反射的超声波探针的元件的位置处的接收时刻的误差成为最小,并将该校正后的假定声速判定为关注区域处的局部声速。

[0012] 另外,在专利文献 2 中公开了一种基于超声波图像中的聚焦精度从较浅的区域起依次决定局部的声速从而求出声速分布的方法。

[0013] 在专利文献 4 中公开了如下那样的方法:将超声波送波振子和受波振子以预定距离分离配置,改变这些振子的送波及受波角度并对从送波振子到受波振子的超声波的传播时间进行计测,并求出该计测后的传播时间和另外基于假想声速分布而算出的从送波振子到受波振子的超声波的传播时间的误差,通过校正假想声速分布使得该误差成为最小,从而求出被检体内的声速分布。

[0014] 专利文献 1: 日本特开 2010 — 99452 号公报

[0015] 专利文献 2: 日本特开 2009 — 56140 号公报

[0016] 专利文献 3: 日本特开平 5 — 95946 号公报

发明内容

[0017] 发明所要解决的课题

[0018] 专利文献 1 所记载的超声波诊断方法中,作为测定局部声速的前提,相对于设定在关注区域的上格子点,设定在较浅的区域的各下格子点的相对的空间位置必须已知。

[0019] 然而,各格子点由扫描线位置和接收时刻定义其位置,空间位置是未知的。与此相对,专利文献 1 中,将各扫描线的空间位置设为已知,另外将同一接收时刻近似为同一深度,从而提供空间位置。

[0020] 因此,存在如下问题:当扫描线方向因折射而产生变化时,各格子点的空间位置在方位方向、深度方向上均会产生变化,而使算出的局部声速产生误差。

[0021] 例如,在测定对象是肝脏的情况下,各扫描线方向因比肝脏浅的腹壁处的折射而产生变化。

[0022] 另外,在专利文献 2 记载的方法中,超声波图像中的聚焦不仅依存于声速而且也依存于折射,因此也无法在不求出折射的情况下求出声速分布。

[0023] 专利文献所记载的方法存在以下的课题。

[0024] (1) 需要用于能够以期望的角度进行送波 / 受波的专用的装置结构。

[0025] (2) 需要极大的送波 / 受波次数及用于探索假想声速分布的极大的处理时间。即使为了求出仅关注区域的声速,由于对在其他整个区域传播的结果的时间的计测值和计算值进行比较的原理,也需要极大的发送 / 接收次数及处理时间,这一点没有改变。

[0026] (3) 为了算出传播路径,利用展开为近似线型的三角形的模型赋予声速场,但是实际的声速场更加复杂,利用专利文献 3 所记载的近似模型来解决较为困难。另外,假设即使赋予了能够对复杂的声速场进行再现的模型,根据如专利文献 3 所记载的发明那样被限定的送波 / 受波数据来解决也是困难的。

[0027] 本发明鉴于这种情形而提出,目的在于提供能够提取依次扫描的超声波扫描线中的未发生折射的扫描线、另外能够仅使用该提取出的未发生折射的扫描线而精度良好地算出关注区域处的声速的超声波诊断装置及方法。

[0028] 另外,由于对于横波声速计测、横向的波谱跟踪、图像失真校正等需要方位方向的位移信息的哪个功能均能够通过使用未发生折射的扫描线而进行精度改良,因此也以此为目的。

[0029] 用于解决课题的手段

[0030] 为了达成上述目的,本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探针,包含向被检体发送超声波并且接收由该被检体反射的超声波而输出超声波检测信号的多个元件;接收信号取得单元,基于上述超声波检测信号而取得来自多个反射点的接收信号;及判定单元,基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射。

[0031] 根据本发明的一个方式,基于多条扫描线上的各反射的接收信号而提取上述多条扫描线中的未发生折射的扫描线。

[0032] 在本发明的其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号是多个元件接收到的信号。

[0033] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号取得单元取得来自多个不同深度的反射点的接收信号,上述判定单元具有基于该接收信号算出该多个反射点处的各局部声速的局部声速计算单元,并基于上述算出的局部声速的深度方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

[0034] 在扫描线上的深度方向各区域处的局部声速与深度无关而不发生变动的情况下,可以认为其扫描线未发生折射。因此,本发明的又一其他方式中,基于来自多个不同深度的反射点的接收信号而算出存在多个反射点的各区域处的局部声速,并基于这些算出的局部声速的深度方向的变化而判定未发生折射的扫描线。

[0035] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述判定单元对应多条扫描线的每条扫描线算出上述算出的局部声速相对于深度方向的斜率,并根据上述算出的斜率将处于接近于零的预定的阈值以内的扫描线判定为未发生折射的扫描线。

[0036] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,具备算出对应由上述判定单元判定出的扫描线上的每个反射点所算出的局部声速的平均值的计算单元,并将上述算出的平均值作为包含上述未发生折射的扫描线上的反射点在内的关注区域的局部声速。

[0037] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号取得单元取得来自多个不同深度的反射点的接收信号,上述判定单元具有基于该接收信号而算出该多个反射点处的各环境声速的环境声速计算单元,并基于上述算出的环境声速的深度方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

[0038] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号取得单元取得来自多个不同的扫描线位置的接收信号,上述判定单元具有基于该接收信号而算出该多条扫描线位置处的各环境声速的环境声速计算单元,并基于上述算出的环境声速的扫描方向的变化而判定扫描线是否发生折射。

[0039] 在连续的多条扫描线未发生折射的情况下,从与这些未发生折射的扫描线上的同一接收时刻相对应的反射点到超声波探针的区域平均声速即环境声速恒定。因此,在本发明的又一其他方式中,取得来自多个不同的扫描线位置的接收信号,并基于这些接收信号分别算出各扫描线位置的环境声速。并且,基于算出的环境声速的扫描线的扫描方向的变动而判定未发生折射的扫描线组。

[0040] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述判定单元将上述算出的环境声速的上述扫描线的扫描方向的变动处于预先设定的阈值以内的连续的扫描线组判定为未发生折射的扫描线组。

[0041] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述判定单元对应上述多条扫描线中的连续的预定数的每个扫描线组,算出由上述环境声速计算单元算出的环境声速的标准偏差、方差或最大值与最小值之差,并基于该算出结果来判定未发生折射的扫描线组。在对应连续的预定数的每个扫描线组算出的环境声速的标准偏差等接近于零的情况下,将该扫描线组判定为未发生折射的扫描线组。

[0042] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号取得单元取得与多条扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,上述局部声速计算单元包括:基于上述下格子点的反射的接收信号而算出从该下格子点到上述超声波探针的区域的环境声速即环境声速的环境声速计算单元;假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的第一传播时间的单元;根据斯内尔定律基于从上述上格子点入射到下格子点的超声波的入射角、上述关注区域的假定声速及上述下格子点与上述超声波探针之间的区域的环境声速来算出从上述下格子点出射的超声波的出射角的单元;算出从上述下格子点以上述算出的出射角出射的超声波所入射的上述超声波探针的元件的位置和入射到该元件为止的第二传播时间的单元;对上述第一传播时间和第二传播时间进行加算而算出上述超声波探针的元件的位置处的超声波的接收时刻的单元;及将上述上格子点的反射的上述超声波探针的元件的位置处的接收时刻与上述算出的接收时刻之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单元。

[0043] 本发明的又一其他方式中,在关注区域设定上格子点,并且在上述上格子点与上述超声波探针之间设定下格子点,假定关注区域的声速(假定声速),从而算出从上格子点到下格子点的第一传播时间。另一方面,根据上述假定声速和从格子点到超声波探针的区域的环境声速即环境声速,利用斯内尔定律算出从上格子点以预定的入射角入射到下格子点的超声波的出射角(折射角)。另外,斯内尔定律是表示两个介质中的音波各自的传播速度和两个介质的边界面处的入射角/出射角处于一定的关系的定律,也被称作折射定律。如此,由于能够求出下格子点处的折射角,因此能够算出超声波从下格子点入射的上述超声波探针的元件的位置和入射到该元件为止的第二传播时间。并且,将通过对上述第一传播时间和第二传播时间进行加算而求得的上述超声波探针的元件的位置处的接收时刻与上述上格子点处的反射的上述超声波探针的元件的位置处的实际的接收时刻之间的误差为最小时的假定声速判定为上述关注区域处的局部声速。

[0044] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述接收信号取得单元取得与多条扫描线上的反射点对应的格子点,即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,上述局部声速计算单元包括:基于上述上格子点及下格子点处的反射的接收信号而算出从各格子点到上述超声波探针的区域的环境声速即环境声速的环境声速计算单元;基于与上格子点对应而算出的环境声速来算出将上述上格子点作为反射点时的第一接收波的第一计算单元;假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的传播时间的单元;基于与下格子点

对应而算出的环境声速及上述算出的传播时间来算出来自上述下格子点的第二接收波的第二计算单元；及将由上述第一计算单元算出的第一接收波与由上述第二计算单元算出的第二接收波之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单元。

[0045] 本发明的又一其他方式中，在关注区域设定上格子点，并且在上述上格子点与上述超声波探针之间设定下格子点，假定关注区域的声速（假定声速），另外，基于上格子点及下格子点处的反射的接收信号而算出从各格子点到上述超声波探针的区域的平均声速即环境声速。并且，基于与上格子点对应的所算出的环境声速而对将上述上格子点作为反射点时的第一接收波进行运算。另一方面，假定上述关注区域处的假定声速，算出从上述上格子点到各下格子点的传播时间，基于该传播时间和与下格子点对应而算出的环境声速，算出来自下格子点的第二接收波。并且，将上述算出的第一接收波与第二接收波的误差为最小时的假定声速判定为上述关注区域处的局部声速。这利用了根据惠更斯原理来自上格子点的接收波和来自下格子点的接收波一致这一内容。

[0046] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中，当由上述判定单元判定为未发生折射的扫描线时，上述接收信号取得单元取得与该扫描线上的反射点对应的上格子点和下格子点的反射的接收信号，上述局部声速计算单元基于上述取得的接收信号而算出上述关注区域处的局部声速。

[0047] 根据本发明的又一其他方式，通过取得仅未发生折射的扫描线上的格子点的反射的接收信号，在计算上述局部声速时能够算出没有误差的局部声速。

[0048] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中，当由上述判定单元判定为未发生折射的扫描线时，上述接收信号取得单元取得与该扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号，上述超声波诊断装置还具备：基于上述下格子点处的反射的接收信号而算出从该下格子点到上述超声波探针的区域的平均声速即环境声速的环境声速计算单元；假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的第一传播时间的单元；根据斯内尔定律基于从上述上格子点入射到下格子点的超声波的入射角、上述关注区域的假定声速及上述下格子点与上述超声波探针之间的区域的环境声速来算出从上述下格子点出射的超声波的出射角的单元；算出从上述下格子点以上述算出的出射角出射的超声波所入射的上述超声波探针的元件的位置和入射到该元件为止的第二传播时间的单元；对上述第一传播时间和第二传播时间进行加算而算出上述超声波探针的元件的位置处的超声波的接收时刻的单元；及将上述上格子点处的反射的上述超声波探针的元件的位置处的接收时刻与上述算出的接收时刻之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单元。

[0049] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中，当由上述判定单元判定为未发生折射的扫描线时，上述接收信号取得单元取得与该扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号，上述超声波诊断装置还具备：基于上述上格子点及下格子点处的反射的接收信号而算出从各格子点到上述超声波探针的区域的平均声速即环境声速的环境声速计算单元；基于与上格子点对应而算出的环境声速而算出将上述上格子点作为反射

点时的第一接收波的第一计算单元;假定上述关注区域处的假定声速并算出从上述上格子点到下格子点的传播时间的单元;基于与下格子点对应而算出的环境声速及上述算出的传播时间来算出来自上述下格子点的第二接收波的第二计算单元;及将由上述第一计算单元算出的第一接收波与由上述第二计算单元算出的第二接收波之间的误差为最小的上述假定声速判定为上述关注区域处的局部声速的局部声速判定单元。

[0050] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,当由上述判定单元判定为未发生折射的扫描线时,上述接收信号取得单元取得与该扫描线上的反射点对应的格子点即设定于期望的关注区域的上格子点和设定于上述上格子点与上述超声波探针之间的下格子点的反射的接收信号,上述超声波诊断装置还具备:基于由上述接收信号取得单元取得的接收信号而算出由上述判定单元判定的未发生折射的扫描线上的上格子点和下格子点之间的超声波的传播时间的传播时间计算单元;及基于由上述判定单元判定的未发生折射的扫描线上的上格子点和下格子点的位置及由上述传播时间计算单元算出的上述上格子点和下格子点之间的超声波的传播时间来算出上述上格子点和下格子点之间的关注区域处的局部声速的局部声速计算单元。

[0051] 根据本发明的又一其他方式,取得仅未发生折射的扫描线上的格子点的反射的接收信号,求出这些格子点间的位置及传播时间,从而能够精度良好地算出上述局部声速。

[0052] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,上述传播时间计算单元由如下单元构成:算出从所关注的扫描线上的上格子点到上述超声波探针的各元件的第一传播时间的第一传播时间计算单元;算出从上述上格子点与上述超声波探针之间的区域所设定的下格子点到上述超声波探针的各元件的第二传播时间的第二传播时间计算单元;及在上述超声波探针的各元件上,算出上述算出的第一传播时间与第二传播时间之间的时间差为最大的元件上的时间差作为从上述上格子点到下格子点的超声波的传播时间的单元。

[0053] 根据本发明的又一其他方式,基于从上述上格子点到上述超声波探针的各元件的第一传播时间和从上述下格子点到上述超声波探针的各元件的第二传播时间,能够简单地算出从上述上格子点到下格子点的超声波的传播时间。

[0054] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,其特征在于,具备转向角调整单元,调整由上述超声波探针发送和接收的扫描线的转向角,每次由上述转向角调整单元调整转向角时,上述判定单元基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射。在扫描线以与不同的介质的边界面大致正交的方式入射的情况下,该扫描线的折射变小。因此,通过调整扫描线的转向角,能够发送扫描线的折射变小的扫描线。

[0055] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断装置中,还具备显示单元,显示由上述判定单元判定出的未发生折射的扫描线。

[0056] 本发明的又一其他方式所涉及的超声波诊断方法包括:从包含多个元件的超声波探针向被检体发送超声波,并且接收由该被检体反射的超声波而取得超声波检测信号的工序;基于上述取得的超声波检测信号而取得来自多个反射点的接收信号的接收信号取得工序;及基于上述取得的接收信号而判定扫描线是否发生折射的判定工序。

[0057] 发明效果

[0058] 根据本发明,基于利用通常的装置结构能够取得的超声波探针的各元件的接收信号,能够对未发生折射的扫描线简单地进行判定,另外,存在如下效果:通过仅使用未发生

折射的扫描线,能够精度良好地算出关注区域处的声速(局部声速),另外,能够在横波声速计测、横向的波谱跟踪等功能中对方位方向的位移检测精度进行改良。

附图说明

[0059] 图 1 是表示本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式的框图。

[0060] 图 2 是用于对从超声波探针出射的超声波束的转向角等进行说明的图。

[0061] 图 3 是表示算出被检体的关注区域处的局部声速的处理次序的第一实施方式的流程图。

[0062] 图 4 是表示设定于被检体的关注区域的各格子点的一例的图。

[0063] 图 5 是用于对从上格子点向下格子点的传播时间的计算方法进行说明的图。

[0064] 图 6 是示意性地表示利用专利文献 1 所公开的折射模型计算算出局部声速的方法的图。

[0065] 图 7 是示意性地表示利用专利文献 1 所公开的惠更斯原理算出局部声速的方法的图。

[0066] 图 8 是用于对利用第一计算方法或第二计算方法算出局部声速的情况下的变形例进行说明的图。

[0067] 图 9 是表示局部声速相对于介质不同的活体模型的深度方向的变化坐标图。

[0068] 图 10 是表示算出被检体的关注区域处的局部声速的处理次序的第二实施方式的流程图。

[0069] 图 11 是表示环境声速相对于扫描线的扫描线方向的变化的一例的坐标图。

[0070] 图 12 是表示被检体的介质(声速)均匀的情况下和不均匀的情况下的超声波探针处的接收时刻的图。

具体实施方式

[0071] 以下,按照附图对本发明所涉及的超声波诊断装置及方法的优选的实施方式进行说明。

[0072] [装置构成]

[0073] 图 1 是表示本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式的框图。

[0074] 图 1 所示的超声波诊断装置 10 是如下装置:从超声波探针 300 向被检体 OBJ 发送超声波束,并对由被检体 OBJ 所反射的超声波束(超声波回波)进行接收,根据超声波回波的检测信号生成/显示超声波图像。

[0075] CPU(Central Processing Unit:中央处理装置)100 根据来自操作输入部 200 的操作输入而进行超声波诊断装置 10 的各模块的控制。

[0076] 操作输入部 200 是对来自操作员的操作输入进行受理的输入设备,包含操作台 202 和指示设备 204。操作台 202 包括:键盘,对文字信息(例如,患者信息)的输入进行受理;显示模式切换按钮,在对振幅图像(B 模式图像)单独进行显示的模式和对局部声速的判定结果进行显示的模式之间切换显示模式;定格按钮,用于指示实时模式和定格模式的切换;电影存储器重放按钮,用于指示电影存储器重放;及解析/计测按钮,用于指示超声波图像的解析/计测。指示设备 204 是对显示部 104 的画面上的区域的指定的输入进行受

理的设备,例如,是追踪球或鼠标。另外,作为指示设备 204,也能够使用触摸面板。

[0077] 存储部 102 是对用于利用 CPU100 来控制超声波诊断装置 10 的各模块的控制的控制程序、参数及用于提取本发明所涉及的未发生折射的扫描线并算出局部声速的程序进行存储的存储装置,例如,是硬盘或半导体存储器。

[0078] 显示部 104 例如是 CRT (Cathode Ray Tube) 显示器或液晶显示器,对超声波图像(动画及静止画面)的显示、本发明所涉及的扫描线方向、局部声速映射及各种设定画面进行显示。

[0079] 超声波探针 300 是与被检体 OBJ 抵接而使用的探测器,具备构成一维或二维超声波换能器阵列的多个元件 302。多个元件 302 基于从发送电路 402 施加的驱动信号而将超声波束向被检体 OBJ 发送,并且对从被检体 OBJ 反射的超声波回波进行接收而输出检测信号。

[0080] 超声波探针 300 的各元件 302 包含在具有压电性的材料(压电体)的两端形成有电极而构成的振子。作为构成上述振子的压电体,例如,能够使用 PZT(锆钛酸铅:Pb(lead) zirconate titanate)那样的压电陶瓷、PVDF(聚偏氟乙烯:polyvinylidene difluoride)那样的高分子压电元件。当向上述振子的电极发送电信号而施加电压时,压电体伸缩,利用该压电体的伸缩而在各振子中产生超声波。例如,当向振子的电极发送脉冲状的电信号时,产生脉冲状的超声波,当向振子的电极发送连续波的电信号时,产生连续波的超声波。并且,在各振子中产生的超声波被合成而形成超声波束。另外,当利用各振子接收超声波时,各振子的压电体伸缩而产生电信号。在各振子中产生的电信号作为超声波的检测信号而输出到接收电路 404。

[0081] 另外,作为超声波探针 300 的元件 302,也能够使用超声波转换方式的不同的多个种类的元件。例如,也可以使用由上述压电体构成的振子作为发送超声波的元件,使用光检测方式的超声波换能器作为接收超声波的元件。在此,所谓光检测方式的超声波换能器,是将超声波信号转换为光信号而进行检测,例如,是法布里-珀罗谐振器或光纤布拉格光栅。

[0082] 接下来,对实时模式时的超声波诊断处理进行说明。实时模式是对通过使超声波探针 300 与被检体 OBJ 抵接而进行超声波的收发所得到的超声波图像(动画)进行显示、解析/计测的模式。

[0083] 当使超声波探针 300 与被检体 OBJ 抵接而利用来自操作输入部 200 的指示输入开始超声波诊断时,CPU100 向收发部 400 输出控制信号,从而开始超声波束向被检体 OBJ 的发送及来自被检体 OBJ 的超声波回波的接收。CPU100 对应每个元件 302 设定超声波束的发送方向和超声波回波的接收方向。

[0084] 另外,CPU100 根据超声波束的发送方向而选择发送延迟模式,并且根据超声波回波的接收方向而选择接收延迟模式。在此,所谓发送延迟模式,是为了利用从多个元件 302 发送的超声波在期望的方向形成超声波束而向驱动信号赋予的延迟时间的模式数据,所谓接收延迟模式,是为了利用由多个元件 302 所接收的超声波对来自期望的方向的超声波回波进行提取而向检测信号赋予的延迟时间的模式数据。上述发送延迟模式及接收延迟模式预先存储于存储部 102。CPU100 从存储于存储部 102 的模式中选择发送延迟模式及接收延迟模式,并按照所选择的发送延迟模式及接收延迟模式,向收发部 400 输出控制信号而进行超声波的收发控制。

[0085] 发送电路 402 根据来自 CPU100 的控制信号而生成驱动信号,并将该驱动信号施加于元件 302。另外,发送电路 402 如图 2 所示,对应每个元件 302 具有延迟电路 $\tau_1 \sim \tau_N$,并基于由 CPU100 所选择的发送延迟模式,使施加于各元件 302 的驱动信号延迟。在此,发送电路 402 对将驱动信号施加于各元件 302 的时机进行调整(延迟)使得从多个元件 302 发送的超声波形成超声波束,或者对将驱动信号施加于各元件 302 的时机进行调整(延迟)使得如图 2 所示那样调整超声波束的方向(转向角 α)。另外,也可以对施加驱动信号的时机进行调节,使得从多个元件 302 一次发送的超声波到达被检体 OBJ 的摄像区域整体。

[0086] 接收电路 404 接收并放大从超声波探针 300 的各元件 302 输出的超声波检测信号。如上述那样,由于各元件 302 和被检体 OBJ 内的超声波反射源之间的距离分别不同,因此反射波到达各元件 302 的时间不同。接收电路 404 具备延迟电路,按照基于由 CPU100 选择的声速(以下,称作“假定声速”)或声速的分布而设定的接收延迟模式,使各检测信号延迟与反射波的到达时刻的差(延迟时间)相当的量。

[0087] 接下来,接收电路 404 通过对赋予了延迟时间的检测信号进行匹配加算而进行接收聚焦处理。在与超声波反射源 X_{ROI} 不同的位置存在其他超声波反射源的情况下,来自其他超声波反射源的超声波检测信号的到达时刻不同,因此通过利用上述加算电路进行加算,将来自其他超声波反射源的超声波检测信号的相位相互抵消。由此,来自超声波反射源 X_{ROI} 的接收信号变得最大,聚焦合适。利用上述接收聚焦处理,形成将超声波回波的焦点收缩而得到的音线信号(以下,称作“RF 信号”)。

[0088] A/D 转换器 406 将从接收电路 404 输出的模拟 RF 信号转换为数字 RF 信号(以下,称作“RF 数据”)。在此,RF 数据包含接收波(传输波)的相位信息。从 A/D 转换器 406 输出的 RF 数据分别输入到信号处理部 502 和电影存储器 602。

[0089] 电影存储器 602 依次存储从 A/D 转换器 406 输入的 RF 数据。另外,电影存储器 602 将与从 CPU100 输入的帧率相关的信息(例如,表示超声波的反射位置的深度、扫描线的密度、视野宽度的参数)与上述 RF 数据建立关联而存储。

[0090] 信号处理部 502 对于上述 RF 数据,在利用 STC(Sensitivity Time gain Control)根据超声波的反射位置的深度而进行了基于距离的衰减的校正后,实施包络线检波处理,生成 B 模式图像数据(利用点的明亮度(亮度)表示超声波回波的振幅的图像数据)。

[0091] 由信号处理部 502 生成的 B 模式图像数据通过与通常的电视信号的扫描方式不同的扫描方式而得到。因此,DSC(Digital Scan Converter)504 将上述 B 模式图像数据转换(光栅转换)为通常的图像数据(例如,电视信号的扫描方式(NTSC 方式)的图像数据)。图像处理部 506 对从 DSC504 输入的图像数据实施各种必要的图像处理(例如,灰度处理)。

[0092] 图像存储器 508 对从图像处理部 506 输入的图像数据进行存储。D/A 转换器 510 将从图像存储器 508 读出的图像数据转换为模拟的图像信号并输出到显示部 104。由此,在显示部 104 显示由超声波探针 300 拍摄的超声波图像(动画)。

[0093] 另外,在本实施方式中,将在接收电路 404 中实施了接收聚焦处理后的检测信号作为 RF 信号,但是也可以将未实施接收聚焦处理的检测信号作为 RF 信号。在该情况下,从多个元件 302 输出的多个超声波检测信号在接收电路 404 中被放大,被放大后的检测信号即 RF 信号在 A/D 转换器 406 进行 A/D 转换,从而生成 RF 数据。并且,将上述 RF 数据供给到信号处理部 502,并且存储于电影存储器 602。在信号处理部 502 中数字化地进行接收聚

焦处理。

[0094] 接下来,对电影存储器重放模式进行说明。电影存储器重放模式是基于存储在电影存储器 602 中的 RF 数据而进行超声波诊断图像的显示、解析 / 计测的模式。

[0095] 当按下操作台 202 的电影存储器重放按钮时, CPU100 将超声波诊断装置 10 的动作模式切换为电影存储器重放模式。在电影存储器重放模式时, CPU100 将由来自操作员的操作输入所指定的 RF 数据的重放向电影存储器重放部 604 指令。电影存储器重放部 604 按照来自 CPU100 的指令, 从电影存储器 602 读出 RF 数据, 并发送到图像信号生成部 500 的信号处理部 502。从电影存储器 602 发送的 RF 数据在信号处理部 502、DSC504 及图像处理部 506 中被实施了预定的处理 (与实时模式时同样的处理) 而转换为图像数据后, 经由图像存储器 508 及 D/A 转换器 510 而输出到显示部 104。由此, 在显示部 104 对基于存储在电影存储器 602 的 RF 数据的超声波图像 (动画或静止画面) 进行显示。

[0096] 在实时模式或电影存储器重放模式时, 若在显示超声波图像 (动画) 时按下操作台 202 的锁定按钮, 则锁定按钮按下时所显示的超声波图像在显示部 104 以静止画面进行显示。由此, 操作员能够使关注区域 (ROI : Region of Interest) 的静止画面显示而进行观察。

[0097] 当按下操作台 202 的计测按钮时, 进行由来自操作员的操作输入而指定的解析 / 计测。在各动作模式时按下计测按钮的情况下, 数据解析计测部 106 从 A/D 转换器 406 或电影存储器 602 取得实施了图像处理前的 RF 数据, 并使用该 RF 数据进行操作员指定的解析 / 计测 (例如, 组织部的失真解析 (硬度诊断)、血流的计测、组织部的活动计测、或 IMT (内膜中膜复合体厚 : Intima - Media Thickness) 值计测)。将基于数据解析计测部 106 的解析 / 计测结果输出到图像信号生成部 500 的 DSC504。DSC504 将基于数据解析计测部 106 的解析 / 计测结果插入于超声波图像的图像数据并输出到显示部 104。由此, 在显示部 104 显示超声波图像和解析 / 计测结果。

[0098] 另外, 当按下显示模式切换按钮时, 在单独显示 B 模式图像的模式、在 B 模式图像上重叠局部声速的判定结果而显示的模式 (例如, 根据局部声速而使分色或亮度变化的显示、或用线将局部声速相等的点连接的显示) 及将 B 模式图像和局部声速值的判定结果的图像并列而显示的模式之间切换显示模式。由此, 操作员通过对局部声速的判定结果进行观察, 例如能够发现病变。另外, 也可以基于局部声速的判定结果, 而在显示部 104 对通过实施发送聚焦处理及接收聚焦处理中的至少一方而得到的 B 模式图像进行显示。

[0099] 另外, 作为用于精度良好地算出上述局部声速的前提, 超声波诊断装置 10 基于超声波探针 300 的各元件 302 处的接收信号, 而对超声波束 (以下, 称作“扫描线”) 中的未发生折射的扫描线进行提取。另外, 针对未发生折射的扫描线的提取方法, 在后文中说明。另外, 在显示部 104, 能够显示未发生折射的扫描线。

[0100] [局部声速测定的第一实施方式]

[0101] 图 3 是表示算出被检体的关注区域处的局部声速的处理次序的第一实施方式的流程图。

[0102] 如图 3 所示, 首先设定被检体的关注区域 (步骤 S1)。该关注区域在显示部 104 所显示的超声波图像的静止画面上, 可以是操作员利用指示设备而设定, 也可以是控制程序自动地以预定位置、预定尺寸而进行设定, 也可以对超声波图像进行二值化处理, 并且进行

在白的部分（或黑的部分）连续的像素上分配相同编号的标记处理，按标记后的编号的顺序自动地设定。

[0103] 接着，在上述设定的关注区域内设定格子点（包含上格子点及下格子点），并求出各格子点处的环境声速（步骤 S2）。各格子点根据扫描线位置和接收时刻而定义其位置。即，如图 4 所示，将从超声波探针 300 向被检体 OBJ 的关注区域出射的、预定间隔的扫描线 1、2、…、n 上的深度不同的反射点作为格子点而设定。在此，下格子点 A_1 、 A_2 、 A_3 、…、 A_n 是各扫描线 1、2、…、n 上的接收时刻相同的反射点，同样地，上格子点 B_1 、 B_2 、 B_3 、…、 B_n 、上格子点 C_1 、 C_2 、 C_3 、…、 C_n 、…也分别是各扫描线 1、2、…、n 上的接收时刻相同的反射点。

[0104] 另外，在图 4 上，下格子点 A、上格子点 B、C 作为相同深度的格子点而图示，但是实际上，由于各格子点和超声波探针 300 之间的区域的声速并不均匀，因此在空间上成为不同的深度的反射点，另外，进行线性扫描的各扫描线 1、2、…、n 也因扫描线的传播区域的声速的不同而发生折射，因此所有的扫描线也未必平行。

[0105] 另外，预先决定各格子点的范围及个数。在此，当使用于局部声速运算的格子点的范围宽广时，局部声速值的误差变大，当使用于局部声速运算的格子点的范围狭窄时，与假想接收波的误差变大，因此通过对它们进行兼顾而决定格子点的范围。通过兼顾分辨率和处理时间而决定各格子点的 x 方向的间隔。格子点的 x 方向的间隔在一例中是从 1mm 到 1cm。另外，当下格子点和上格子点的 y 方向的间隔狭窄时，误差计算中的误差变大，当下格子点和上格子点的 y 方向的间隔宽广时，局部声速的误差变大。格子点的 y 方向的间隔基于超声波图像的图像分辨率的设定而决定，在一例中是 1cm。

[0106] 接下来，按照以下方式算出如上述那样设定的各格子点处的环境声速。

[0107] <环境声速的计算>

[0108] 如图 12(a) 所示，若将从某反射点（格子点） $X1_{ROI}$ 到超声波探针 300A 的距离设为 L，则从在格子点 $X1_{ROI}$ 反射超声波直至被格子点 $X1_{ROI}$ 的正下方的元件 302A₀ 接收的经过时间 T 是 $T = L/V$ 。若将直至被位于在 X 方向（元件 302A 的排列方向）上距元件 302A₀ 的距离为 X 的位置的元件 302A_i 接收的经过时间设为 $T + \Delta T$ ，则元件 302A₀ 和 302A_i 之间的延迟时间 ΔT 由下式 (1) 表示。

[0109] [数学式 1]

$$[0110] \quad \Delta T = \frac{\Delta L}{V}$$

[0111] 在此， $\Delta L = \sqrt{L^2 + X^2} + L$

[0112] 因此，通过对将超声波送波且在格子点 $X1_{ROI}$ 经过了时间 T 而被反射后直至被各元件接收的经过时间 $[2T, 2T + \Delta T]$ 进行测定，能够唯一地求出距格子点 $X1_{ROI}$ 的距离 L 和速度 V。

[0113] 在此，所谓某格子点的环境声速，是从该格子点到超声波探针的区域的平均声速，是图像的对比度、锐度变得最高的声速。因此，作为环境声速的判定方法，例如能够使用根据图像的对比度、扫描方向的空间频率、方差等进行判定的方法（例如，日本特开平 8 - 317926 号公报）。另外，优选为，以在关注区域内以细密深度间隔形成发送焦点的方式实施聚焦，使得能够以充分的精度求出环境声速。

[0114] 根据如此求出的环境声速，能够得到来自该格子点的反射的各元件的接收时刻。

即,针对来自该格子点的反射的各元件接收信号,假定某声速而决定延迟,使用该延迟而生成的图像的对比度、锐度变得最高的情况表示该延迟最接近各元件接收时刻,因此能够将该声速(环境声速)即延迟视为各元件接收时刻。也可以替代环境声速,利用相位像差解析等方法,求出各元件的接收时刻,在以后中使用。

[0115] <局部声速的计算>

[0116] 接下来,在通过各下格子点 A_1 、 A_2 、 A_3 、 $\cdots$ 、 A_n 的扫描线 1、2、 $\cdots$ 、 n 未发生折射且各扫描线的扫描方向的位置是已知的前提下,求出局部声速(步骤 S3)。

[0117] <局部声速的第一计算方法>

[0118] 首先,求出从所关注的扫描线上的上格子点向周围扫描线上的各下格子点的传播时间,其后,在各扫描线未发生折射的前提下,相对于关注扫描线上的上格子点而赋予周围扫描线上的各下格子点的相对性的空间坐标,从而能够根据从上格子点向各下格子点的传播时间而求出局部声速。

[0119] 如图 5 所示,能够利用下式算出从所关注的扫描线上的格子点(上格子点)B 向周围扫描线上的格子点(下格子点)A1、A2、A3 的传播时间 ΔT_1 、 ΔT_2 、 ΔT_3 。

[0120] [数学式 2]

[0121] $\Delta T_n = \max(TB_i - TAn_i)$

[0122] 在上述[数学式 2]式中,

[0123] ΔT_n :从格子点 B 到格子 An 的传播时间;

[0124] TB_i :从格子点 B 到超声波探针的元件 i 的传播时间(格子点 B 反射的元件 i 处的接收时刻);

[0125] TAn_i :从格子点 An 到超声波探针的元件 i 的传播时间(格子点 An 反射的元件 i 处的接收时刻)

[0126] 其中, TB_i 及 TAn_i 表示传播路径的单程的传播时间,通过从超声波探针的各元件的接收时刻或环境声速减去去路量的传播时间(关注扫描线上的元件处的接收时刻或最短接收时刻的一半)而求出。

[0127] 在图 5 中,示出了表示格子点 B 的反射的超声波探针的各元件 i 处的接收时刻的曲线和表示格子点 A1、A2、A3 的反射的超声波探针的各元件 i 处的接收时刻的曲线。根据惠更斯原理,来自格子点 B 的接收波(表示接收时刻的曲线)和使来自格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的接收波延迟从格子点 B 到各自的格子点的传播时间而假想地合成后的假想合成接收波(表示各接收时刻的曲线的包络线)一致。通过上述[数学式 2]而算出的 ΔT_n 表示为了使来自格子点 B 的接收波和来自格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的假想合成接收波一致所需的从格子点 B 到格子点 An 的传播时间。或者,也可以取代如[数学式 2]那样独立地求出各传播时间 ΔT_n ,而使下格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的位置假想地已知,利用专利文献 1 所公开的方法假想地求出上格子点 B 和下格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 之间的局部声速。基于假想地决定的下格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的位置及所求出的局部声速,能够求出各传播时间 ΔT_n 。

[0128] 在此,在关注扫描线及周围扫描线未发生折射的前提下,赋予上格子点 B 及各下格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的扫描方向的位置。并且,在关注扫描线处赋予从上格子点到下格子点的传播时间,因此通过假定上格子点和下格子点之间的局部声速而赋予上格子点和下格子点的深度方向的距离,因此能够求出从上格子点 B 到各下格子点 A1、A2、A3 $\cdots$ 的传播时间。

将该各传播时间和上述中所求出的各传播时间 ΔT_n 进行比较,将误差成为最小时的所假定的局部声速判定为真正的声速(局部声速)。

[0129] 通过对应每条扫描线重复上述的处理,能够对应每条扫描线算出局部声速。另外,替代上格子点 B,使用来自深度方向不同的上格子点 C、D、…的接收信号(参照图 4),与上述同样地算出深度方向不同的格子点处的局部声速。

[0130] <局部声速的第二计算方法>

[0131] 在专利文献 1 所公开的手法中,在各扫描线未发生折射的前提下对下格子点赋予空间坐标,并在此基础上针对关注扫描线上的各上格子点重复运算而求出局部声速。

[0132] 图 6 是示意性地表示通过专利文献 1 所公开的折射模型计算而算出局部声速的方法的图。

[0133] 在以下的说明中,将与配置有超声波探针 300 的各元件 302 的元件面 S2 平行的方向称为 X 方向,将与 X 方向垂直的方向(被检体 OBJ 的深度方向)称为 Y 方向。

[0134] 如图 6 所示,将代表被检体 OBJ 内的区域 A 内的关注区域 ROI 的上格子点作为 B_{ROI} ,将下格子点作为 A1、A2、…、An、…。在各扫描线未发生折射的前提下赋予这些格子点的空间坐标。

[0135] 将连接下格子点 A1、A2、…、An、…所得的边界面 S1 和被检体 OBJ 内的上格子点 B_{ROI} 之间的区域作为区域 A,将边界面 S1 和超声波探针 300 的元件面 S2 之间的区域作为区域 B。假定区域 A 和区域 B 处的声速分别恒定。

[0136] 在从下格子点 A1、A2、…到达超声波探针 300 的元件面 S2 的区域的声速(环境声速)大致相同的情况下,或者来自格子点 A1、A2、…的接收波彼此相同的情况下,或者将该接收波近似地视为相同的情况下,或者该接收波缓慢地变化的情况下,如图 6 所示,基于上格子点 B_{ROI} 和下格子点 A1、A2、…之间的区域 A 处的声速(局部声速)和区域 B 处的环境声速,根据斯内尔定律,通过对在区域 A 和 B 的边界面折射的音线进行追踪而求出各元件 302 处的接收时刻。

[0137] 具体来说,若将关注区域的假定声速设为 V_A ,将从上格子点 B_{ROI} 入射到某下格子点 X' 的音线的入射角设为 θ ,则根据斯内尔定律,通过下格子点 X' 的音线的出射角(折射角) θ' 能够由下式表示。

[0138] [数学式 3]

$$[0139] \sin \theta / \sin \theta' = V_A / V_B$$

[0140] 各格子点的空间坐标是已知的,因此入射角 θ 也是已知的,通过对假定声速 V_A 进行假定,能够利用上述[数学式 3]求出通过下格子点 X' 的音线的折射角 θ' 。

[0141] 由此,能够算出通过下格子点 X' 的音线入射的、超声波探针 300 上的元件 302 的位置 X'' 和从下格子点 X' 到元件 302 的位置 X'' 的音线的传播时间。

[0142] 另外,算出从上格子点 B_{ROI} 到下格子点 A1、A2、…的传播时间。由于能够求出各格子点间的距离,因此能够通过假定声速 V_A 进行假定而算出该传播时间。

[0143] 通过如上述那样对音线进行追踪,能够分别算出从上格子点 B_{ROI} 通过各下格子点 A1、A2、…而在超声波探针 300 的哪个元件的位置以哪个传播时间(接收时刻)进行了接收。

[0144] 另一方面,格子点 B_{ROI} 处的反射的超声波探针 300 的各元件 302 的位置处的实际

的接收时刻在步骤 S2 中进行测定,因此将上述算出的接收时刻和所测定的接收时刻的误差成为最小时的假定声速判定为关注区域处的真正的声速(局部声速)。

[0145] 通过对应每条扫描线重复上述的处理,能够对应每条扫描线算出局部声速。另外,替代上格子点 B,使用来自深度方向不同的上格子点 C、D、…的接收信号(参照图 4),而与上述同样地算出深度方向不同的格子点处的局部声速。

[0146] <局部声速的第三计算方法>

[0147] 图 7 是示意性地表示利用专利文献 1 所公开的惠更斯原理算出局部声速的方法的图。

[0148] 如图 7(b) 所示,将来自下格子点 A1、A2、…的接收波(分别为 W_{A1} 、 W_{A2} 、…)的(传播时间 T 及延迟时间 ΔT) 设为已知,根据格子点 B_{ROI} 和格子点 A1、A2、…的位置关系求出格子点 B_{ROI} 处的局部声速。具体来说,利用根据惠更斯原理来自上格子点 B_{ROI} 的接收波 W_x 和将来自下格子点 A1、A2、…的接收波假想地合成后的接收波 W_{SUM} 一致这一内容。

[0149] 在此,利用各扫描线未发生折射这一前提,赋予上格子点 B_{ROI} 、下格子点 A1、A2、…的空间坐标。

[0150] 如图 7 所示,基于上格子点 B_{ROI} 处的环境声速 V 算出以上格子点 B_{ROI} 为反射点时的接收波 W_x 的波形。另外,分别算出从上格子点 B_{ROI} 到各下格子点 A1、A2、…的传播时间。利用各扫描线未发生折射这一前提而赋予下格子点 A1、A2、…的空间坐标,因此能够通过假定声速 V_A 进行假定而算出这些传播时间。

[0151] 基于各格子点 A1、A2、…处的环境声速,算出以下格子点 A1、A2、…为反射点时的接收波 W_{A1} 、 W_{A2} 、…。并且,通过使这些接收波 W_{A1} 、 W_{A2} 、…延迟对应各格子点 A1、A2、…中的每个格子点所算出的来自上格子点 B_{ROI} 的传播时间而进行合成,算出假想的合成接收波 W_{SUM} 。

[0152] 接下来,算出上述接收波 W_x 和合成接收波 W_{SUM} 的误差。利用如下方法算出接收波 W_x 和合成接收波 W_{SUM} 的误差:采用彼此的相互关联的方法、向接收波 W_x 乘以从合成接收波 W_{SUM} 得到的延迟而进行相位匹配加算的方法、或相反地向合成接收波 W_{SUM} 乘以从接收波 W_x 得到的延迟而进行相位匹配加算的方法。在此,为了从接收波 W_x 得到延迟,只要将格子点 B_{ROI} 作为反射点,将以声速 V 传播的超声波到达各元件的时刻作为延迟即可。另外,为了从合成接收波 W_{SUM} 得到延迟,可以从相邻的元件间的合成接收波的相位差提取等相位线,将该等相位线作为延迟,或者也可以仅将各元件的合成接收波的最大(峰值)位置的相位差作为延迟。另外,也可以将来自各元件的合成接收波的相互关联峰值位置作为延迟。能够利用设为匹配加算后的波形的峰值到峰值(peak to peak)的方法、或设为包络线检波后的振幅的最大值的方法而求出相位匹配加算时的误差。

[0153] 上述接收波 W_x 和合成接收波 W_{SUM} 的误差因假定声速 V_A 而变化。并且,将误差成为最小(相位匹配加算时为最大)时的假定声速判定为关注区域处的真正的声速(局部声速)。

[0154] 通过对应每条扫描线重复上述的处理,而能够对应每条扫描线算出局部声速。另外,替代上格子点 B,使用来自深度方向不同的上格子点 C、D、…的接收信号(参照图 4),与上述同样地算出深度方向不同的格子点处的局部声速。

[0155] 另外,在第一~第三计算方法中算出的上格子点 B、C、D、…处的局部声速与各自

的上格子点和下格子点 A1、A2、…之间的区域的局部声速相当,即以下格子点为通用而在各区域存在重叠,但是也可以以各区域不重叠的方式,相对于各自的上格子点分别设定下格子点。此时,也可以在相对于各自的上格子点成为基准的深度另外设定各自的上格子点通用的格子点,以该格子点处的环境声速一致的方式,算出各自的上格子点处的局部声速。

[0156] 具体来说,按照以下的次序算出。如图 8 所示,当将上格子点设为 B、将下格子点设为点 A1、A2、…时,将假定的下格子点 A' 1、A' 2、…设定为其他基准深度。接下来,对假定的下格子点 A' 1、A' 2、…处的环境声速进行假定。于是,分别针对上格子点 B 及下格子点 A1、A2、…利用第一计算方法或第二计算方法,能够算出距下格子点 A' 1、A' 2、…的区域局部声速。在此,能够将相对于上格子点 B 的局部声速和相对于下格子点 A1、A2、…的局部声速一致的情况下的局部声速及下格子点 A' 1、A' 2、…处的环境声速视为真实值。如此,能够算出各自的上格子点 B、C、D、…处的局部声速。

[0157] <关注区域的局部声速计算>

[0158] 接下来,针对各扫描线,基于深度不同的格子点(区域)处的局部声速的深度方向的变化而提取未发生折射的扫描线,并求出关注区域的局部声速(图 3 的步骤 S4)。

[0159] 图 9(A) ~ (C) 是表示在活体模型各深度在关注扫描线及周围扫描线未发生折射的前提下测定了局部声速的结果的坐标图,在分别比测定点浅的区域改变其边界面的形状而设置不同的声速介质。另外,这些坐标图中,振幅较大地振动是基于噪声的影响。

[0160] 在使和活体模型不同的声速介质的边界面与探针面平行并使各扫描线未发生折射的情况下,如图 9(A) 所示,局部声速相对于深度方向的斜率接近于零。

[0161] 另一方面,在通过改变边界面形状而使各扫描线以随深度而关闭的方式折射的情况下,或使各扫描线以随深度而打开的方式折射的情况下,分别如图 9(b) 及 (C) 所示,局部声速相对于深度方向的斜率单调增大或单调减小。

[0162] 因此,对应每条扫描线求出局部声速相对于深度方向的斜率,对该斜率接近于零的扫描线进行提取,由此能够对未发生折射的扫描线进行提取。另外,优选为对未发生折射的扫描线连续的扫描线组进行提取。

[0163] 并且,算出如上述那样判定为未发生折射的扫描线上的各局部声速的平均值,并将该算出后的平均值作为关注区域处的局部声速。

[0164] 另外,也可以仅使用来自判定为未发生折射的扫描线上的上格子点及下格子点的接收信号,重新适用专利文献 1 所公开的局部声速的计算方法而算出局部声速。此时,也可以将未发生折射的各扫描线的环境声速平均化,基于该深度曲线而求出局部声速,也可以将接收信号或聚焦指标平均化,基于此求出环境声速,并且也可以进一步求出局部声速。

[0165] [局部声速测定的第二实施方式]

[0166] 图 10 是表示算出被检体的关注区域处的局部声速的处理次序的第二实施方式的流程图。另外,在与图 3 所示的第一实施方式共通的部分,标注相同的步骤编号,省略其详细的说明。

[0167] 如图 10 所示,第二实施方式中,步骤 S3'、S4' 的处理与第一实施方式的步骤 S3、S4 的处理不同。

[0168] 在步骤 S3' 中,基于在步骤 S2 中求出的每条扫描线的环境声速而算出预定的扫描线宽度的扫描方向的环境声速的变动。此时,也可以对在扫描线的深度方向上求出的多个

环境声速进行平均,并算出该平均后的环境声速的变动。

[0169] 图 11 是表示环境声速相对于扫描线的扫描线方向的变化的一例的坐标图。

[0170] 步骤 S3' 的处理中,算出预先设定的扫描线数相应量的连续的环境声速的标准偏差、方差或最大值与最小值之差,作为连续的环境声速的变动信息。此时,也可以为,不仅包含关注区域的格子点处的扫描线方向的环境声速的变动,也包含较浅区域的扫描线方向的环境声速的变动。

[0171] 在步骤 S4' 中,对在步骤 S3' 中求出的环境声速的变动成为预先设定的阈值以下的扫描线组进行提取,将该扫描线组判定为未发生折射的扫描线组。当如此对未发生折射的扫描线进行提取时,仅使用来自未发生折射的扫描线上的上格子点及下格子点的接收信号,并使用由专利文献 1 所公开的折射模型计算、惠更斯原理等而算出局部声速。

[0172] <其他实施方式>

[0173] 根据从超声波探针 300 发送的多条扫描线和关注区域的位置关系,可以认为不存在未发生折射的扫描线组。在该情况下,对于从超声波探针 300 向关注区域出射的扫描线的转向角 α ,如图 2 所示那样调整向各元件的延迟时间,变更向关注区域的扫描线的入射角。

[0174] 能够通过使从发送电路 402 向超声波探针 300 的元件 i 施加的驱动信号延迟下式所示的延迟时间 $\Delta \tau_i$ 而进行该转向角 α 的调整。

[0175] [数学式 4]

$$[0176] \quad \Delta \tau_i = (i - 1)p / \sin \alpha / V$$

[0177] 其中, p :元件的间距, V :声速(例如,皮下脂肪等的已知的声速)

[0178] 另外,在接收时,以在转向角 α 的方向的各深度形成焦点的方式实施接收聚焦,求出各格子点的环境声速。在此,为了精度良好地求出各格子点的环境声速,优选为在发送时也以在转向角 α 的方向的各深度形成发送焦点的方式实施聚焦。

[0179] 如此,能够在每次变更向关注区域的扫描线的入射角时,适用第一实施方式或第二实施方式的方法,从而求出未发生折射的扫描线组或折射小的扫描线组。

[0180] 另外,通过减小关注区域,也能够适用于声速不一样的对象。虽然可以在各区域独立地求出局部声速,但是也可以活用接近超声波探针的区域(较浅的区域)的结果。例如,也可以包含较浅区域中的扫描线未发生折射的判定结果而判定未发生折射的扫描线组。

[0181] 另外,也可以在显示部 104 对表示所提取的未发生折射的扫描线方向的各扫描线进行显示。

[0182] 另外,如在<环境声速的计算>中所述那样,超声波扫描线上的来自某反射点(格子点)的接收信号和该格子点处的环境声速处于恒定的关系,因此本发明中的“接收信号”是包含环境声速的概念。另外,所谓未发生折射的扫描线,不限于扫描线完全未发生折射的情况,也包含折射小的扫描线,虽然也依赖于所要求的局部声速的精度,但例如是指扫描线方向的变化为 1 度左右以下的扫描线。

[0183] 附图标记说明

[0184] 10...超声波诊断装置、100...中央处理装置(CPU)、102...存储部、104...显示部、106...数据解析计测部、200...操作输入部、202...操作台、204...指示设备、300...超声波探针、302...超声波换能器(元件)、400...收发部、402...发送电路、404...接收电路、500...图

像信号生成部、502…信号处理部、506…图像处理部、508…图像存储器、510…D/A 转换器、600…重放部。

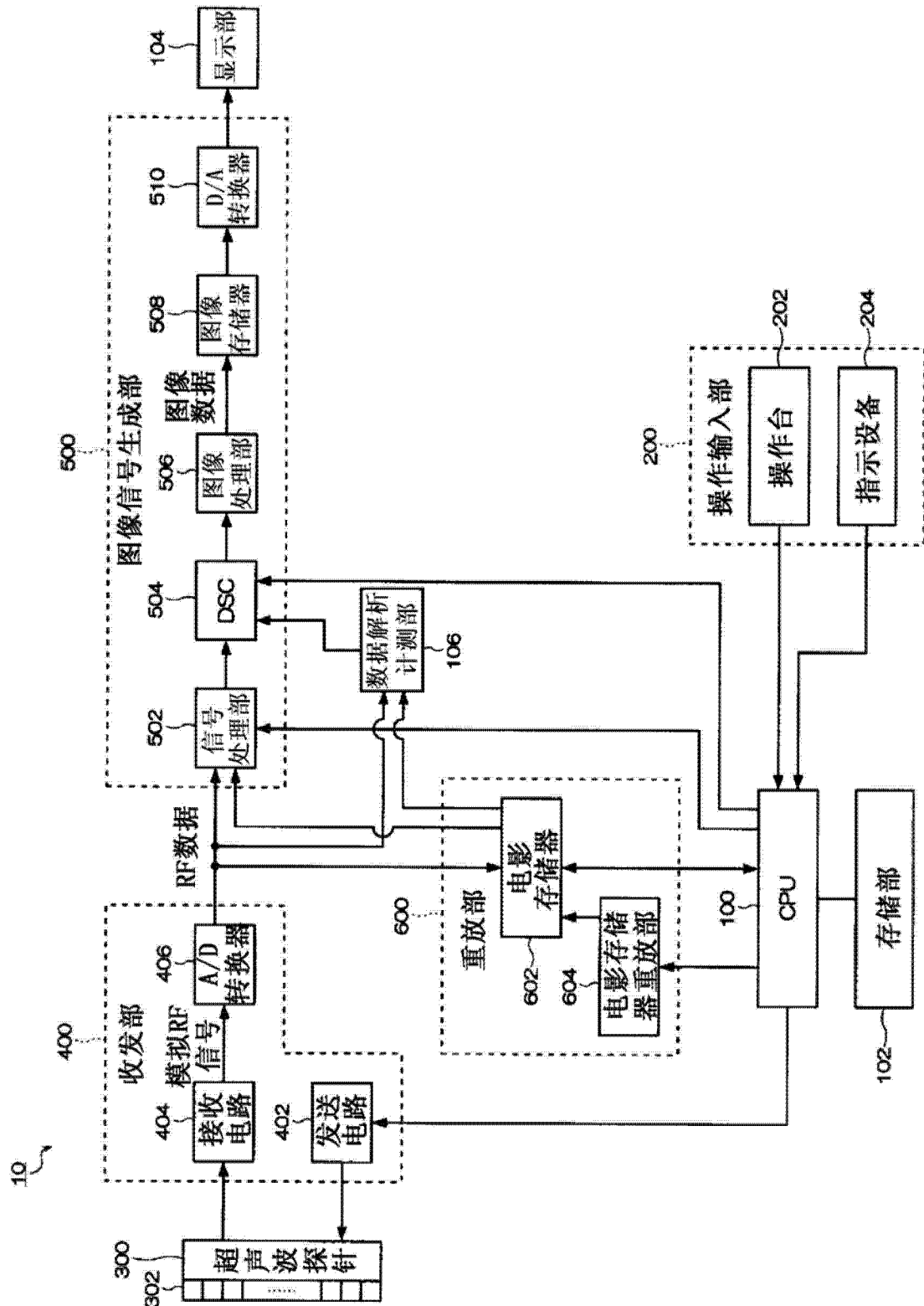


图 1

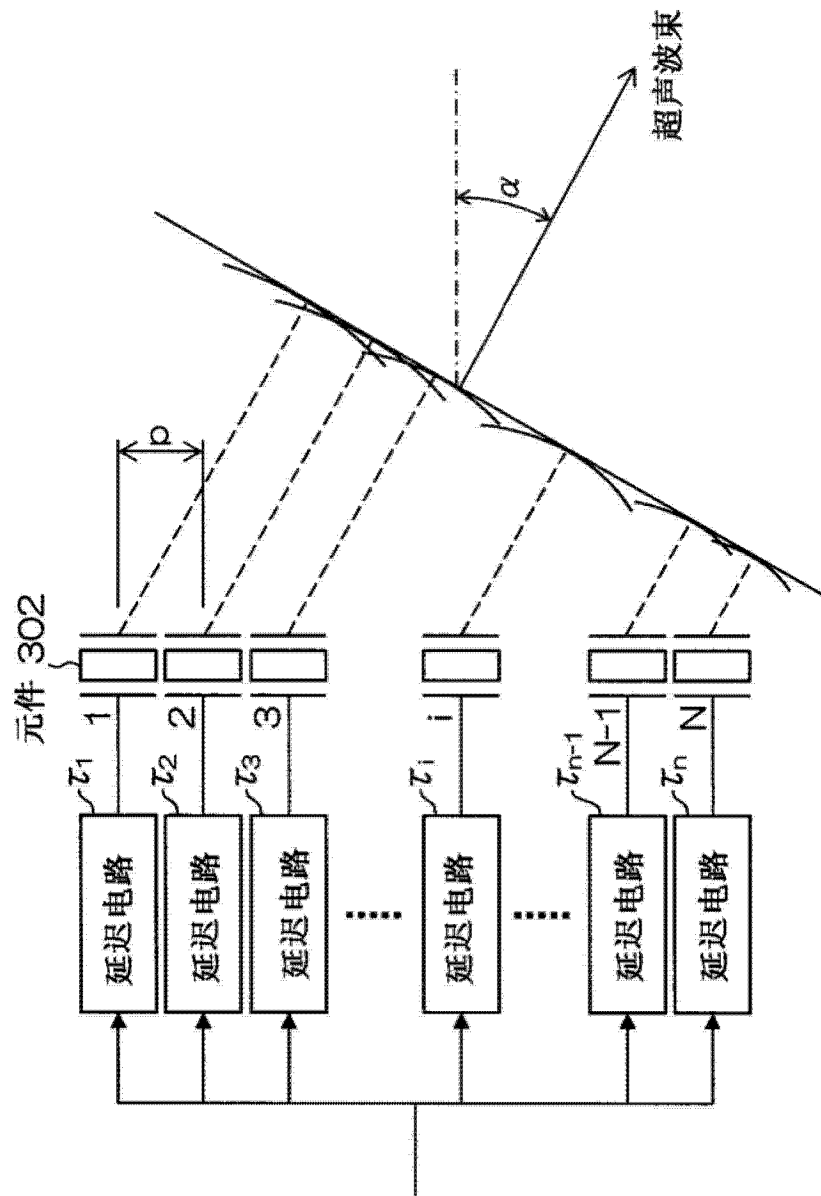


图 2

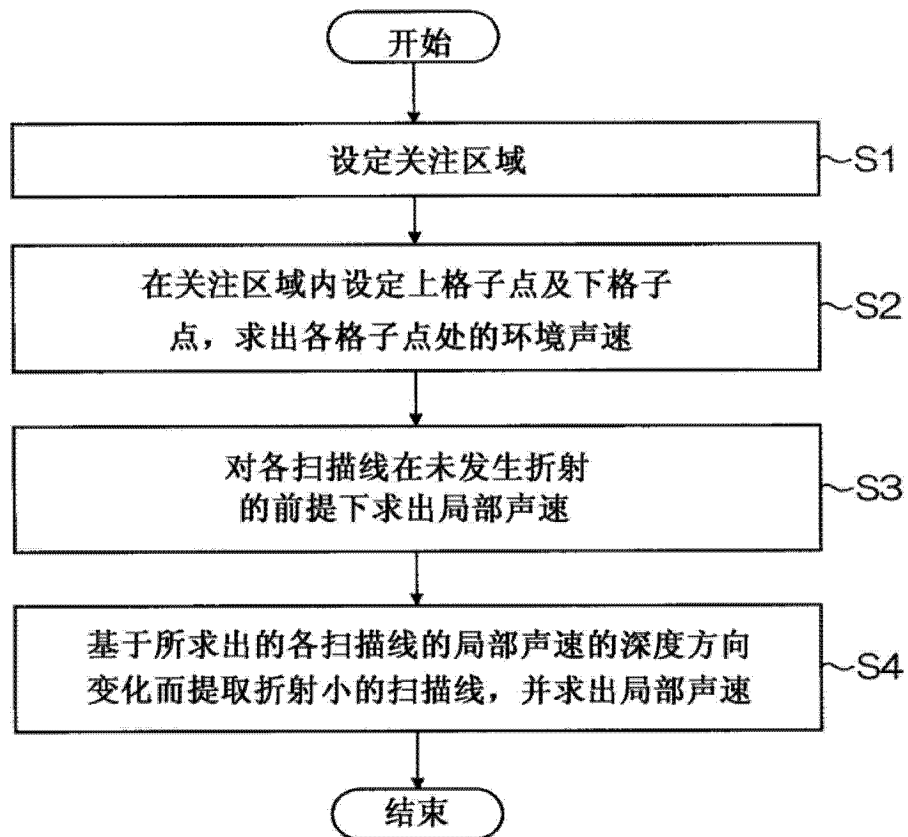


图 3

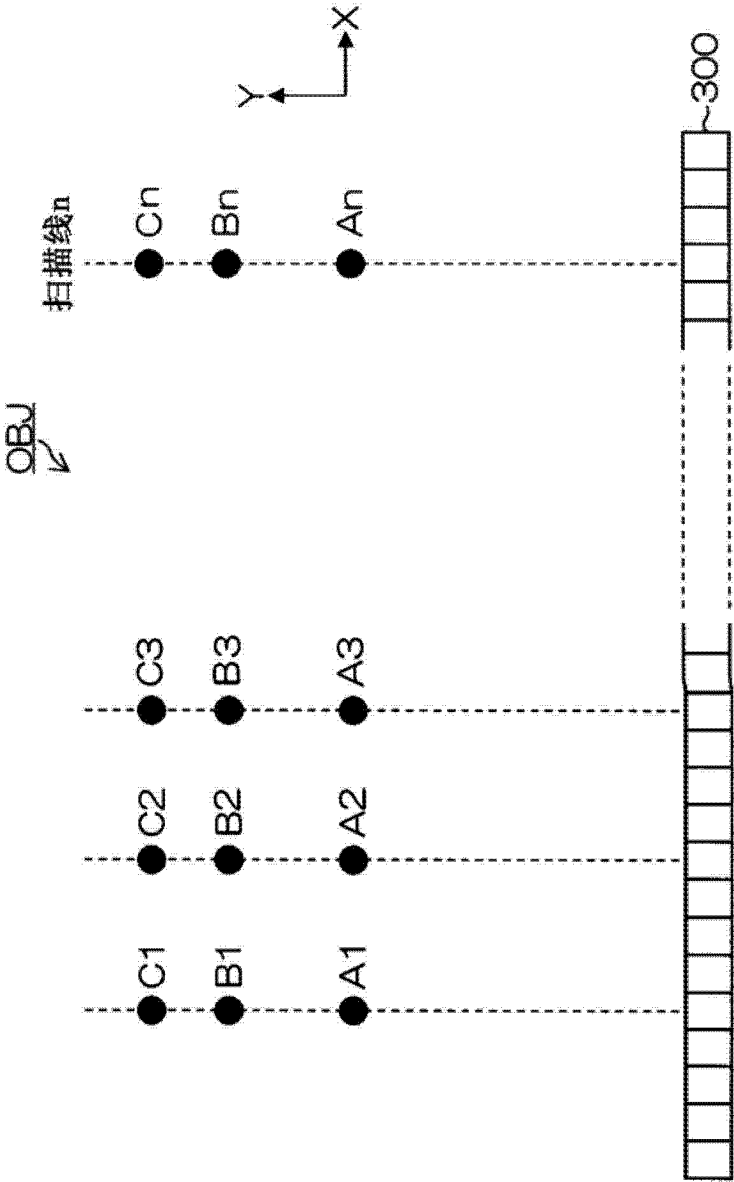


图 4

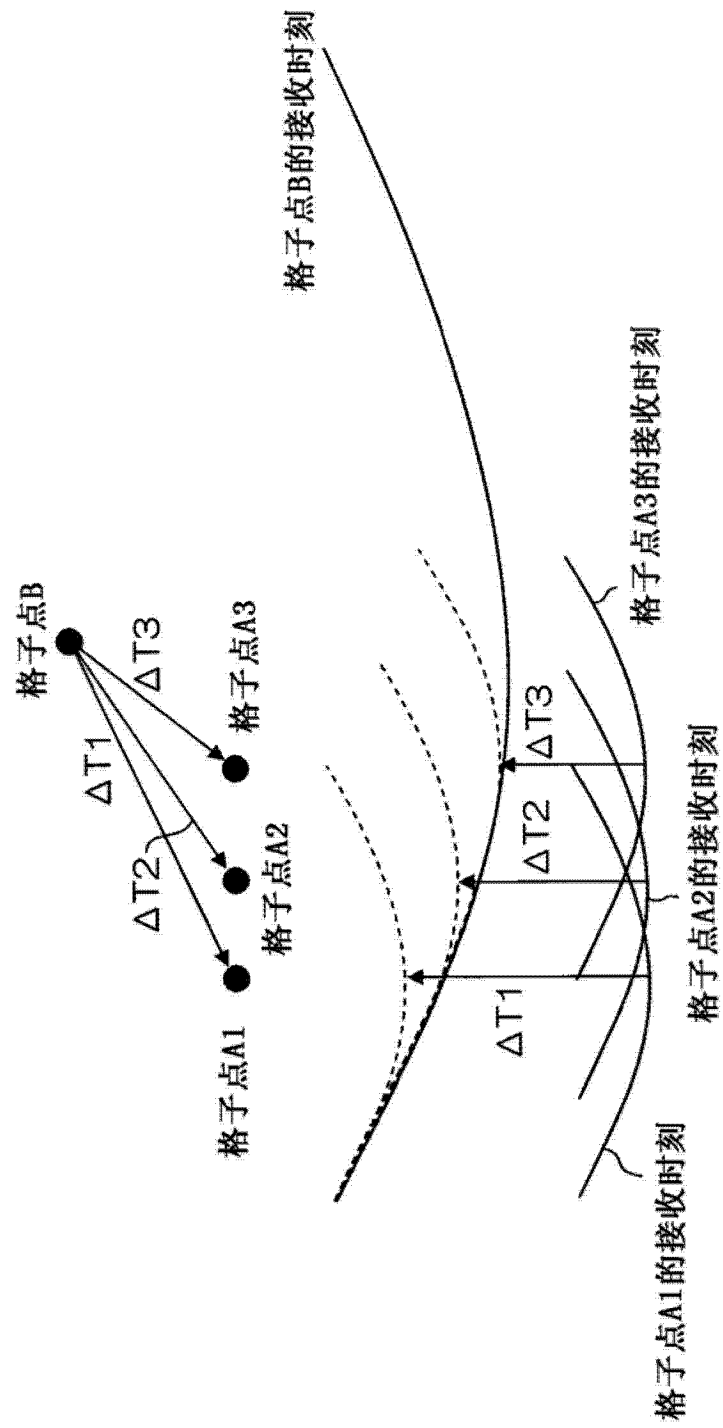


图 5

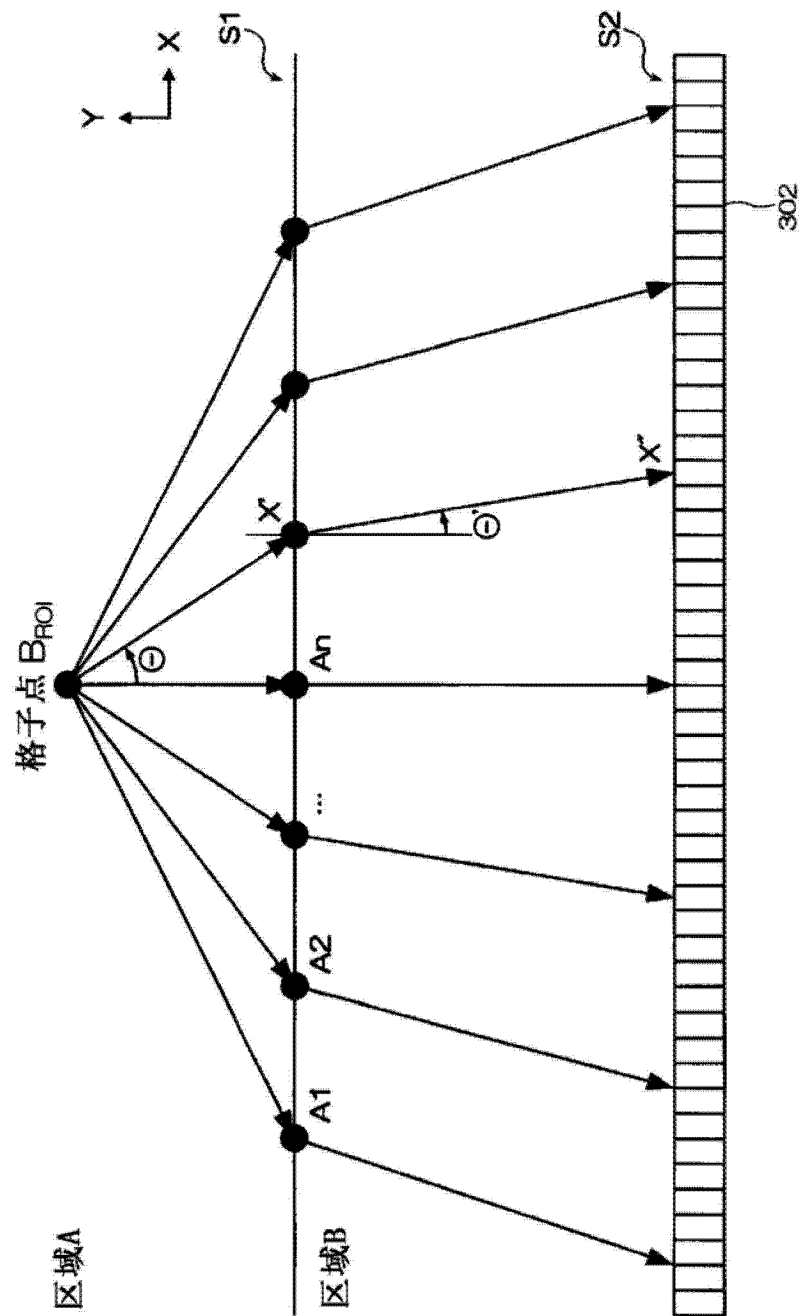


图 6

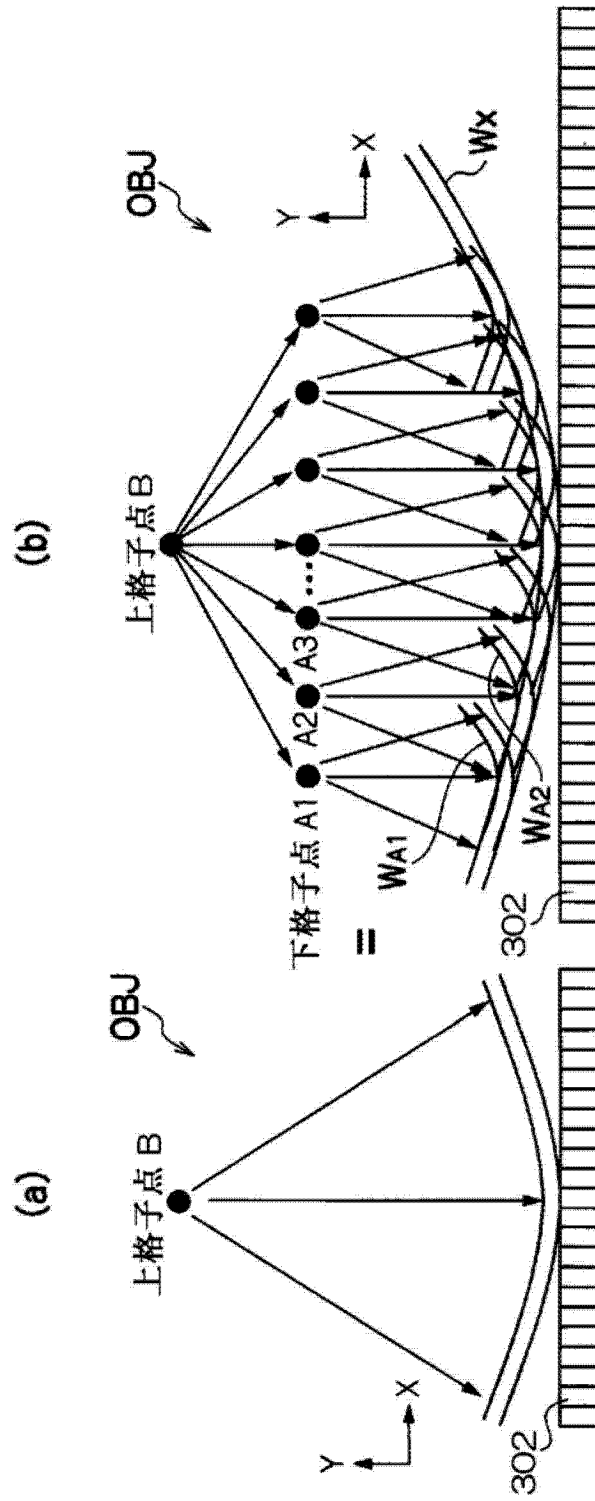


图 7

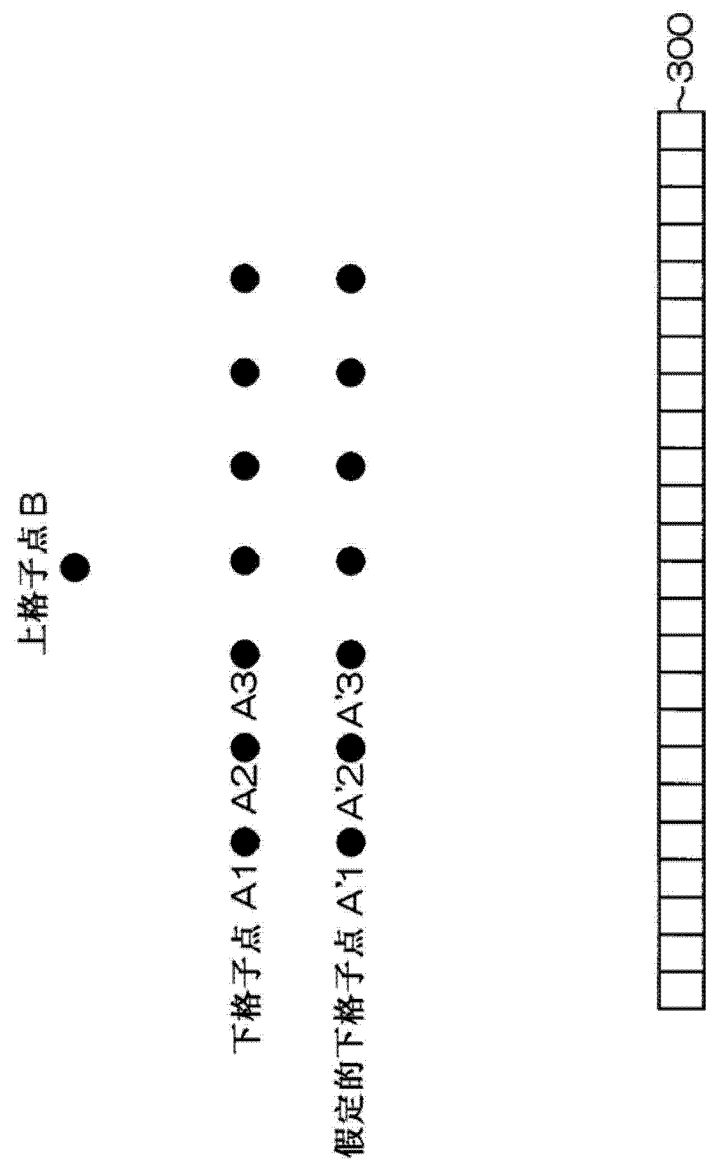


图 8

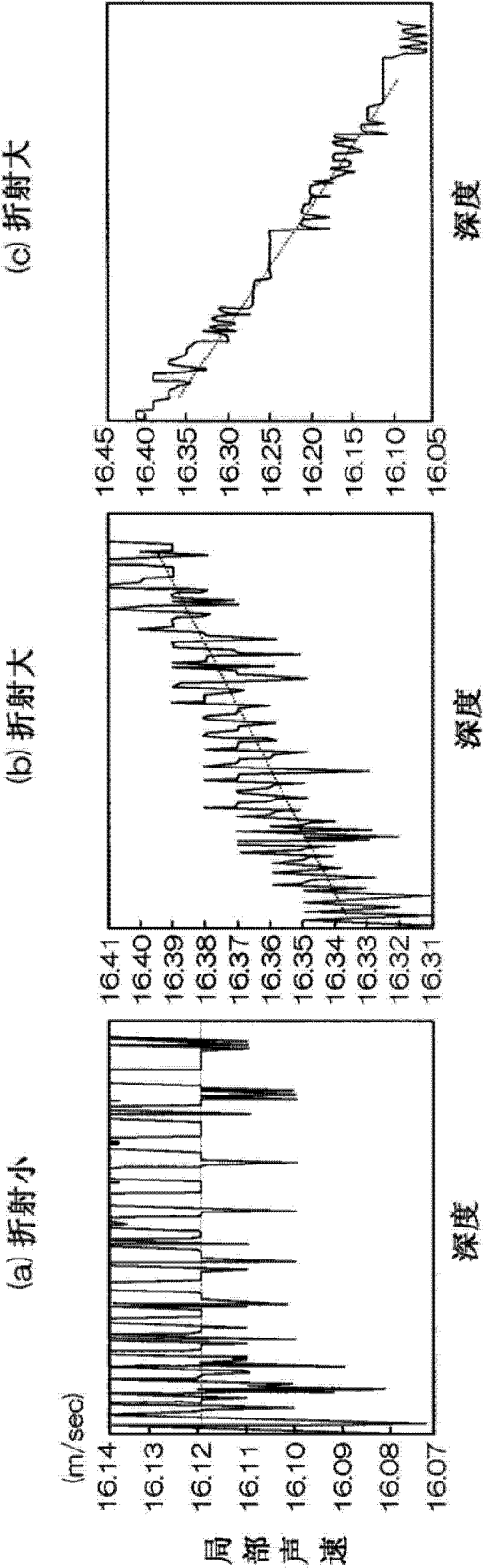


图 9

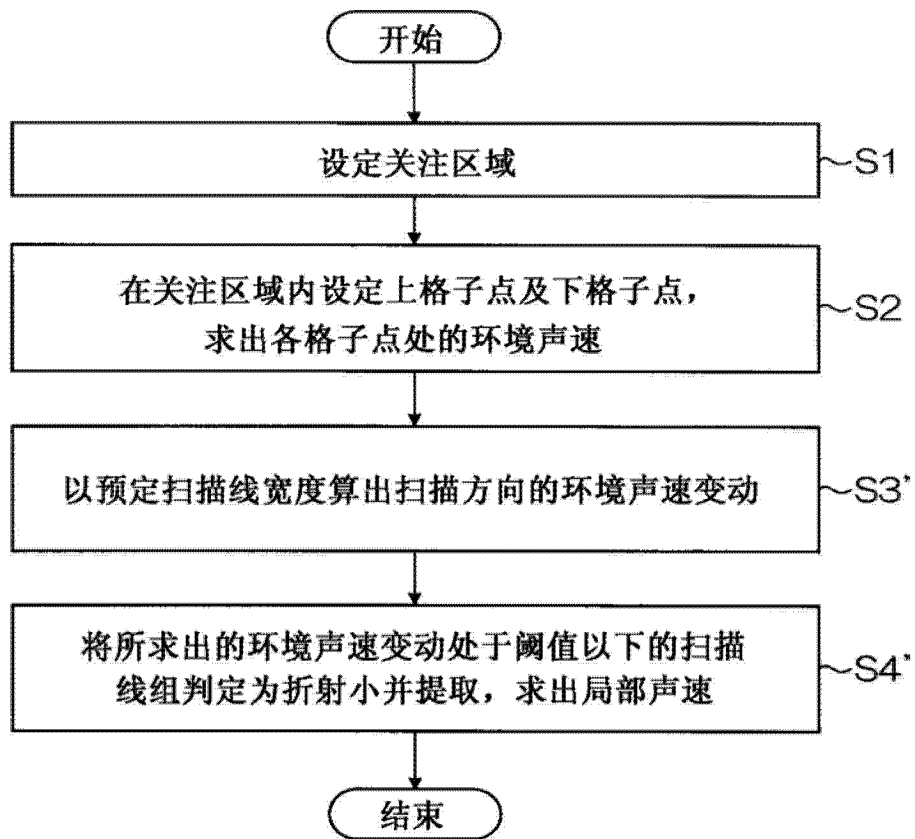


图 10

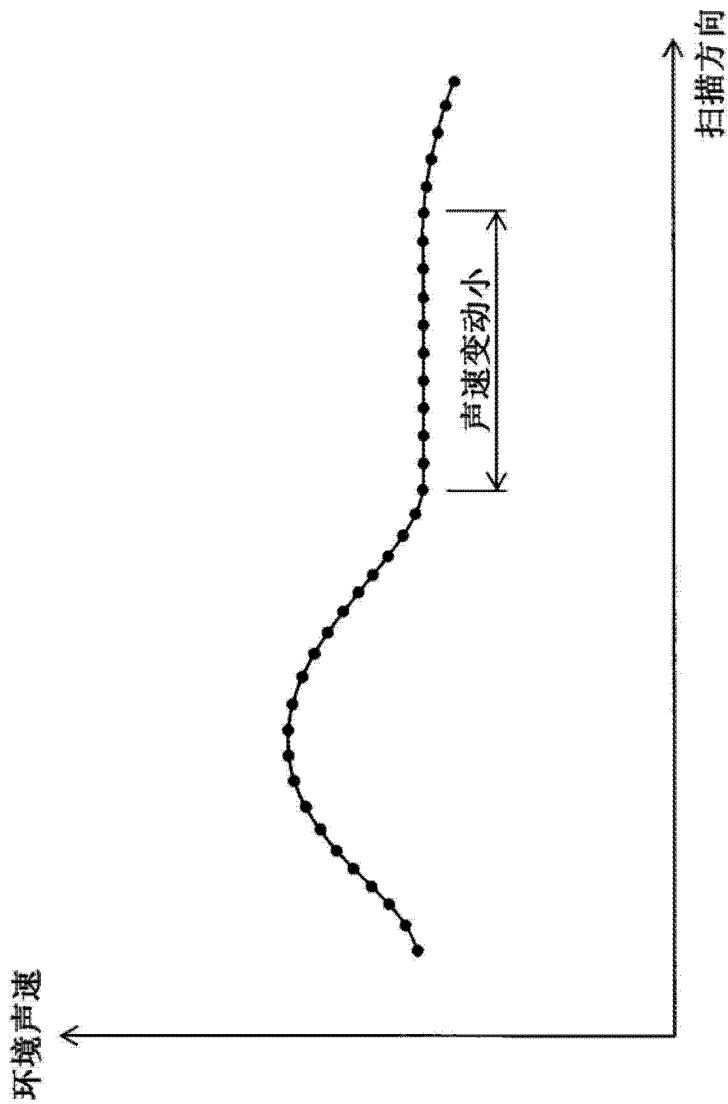


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置及方法		
公开(公告)号	CN103930040A	公开(公告)日	2014-07-16
申请号	CN201280055913.2	申请日	2012-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	胜山公人		
发明人	胜山公人		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/5207		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2011248776 2011-11-14 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

从包含多个元件的超声波探针向被检体发送超声波，并且对由该被检体反射的超声波进行接收，取得来自深度不同的多个反射点的接收信号，算出上述多个反射点所存在的各区域处的局部声速。算出这些算出的局部声速相对于深度方向的变化(斜率)，并利用上述算出的斜率将接近于零的预定的阈值以内的扫描线判定为未发生折射的扫描线。

上格子点B



下格子点 A1● A2● A3● ● ● ● ●

假定的下格子点 A'1● A'2● A'3● ● ● ● ●

