



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104349720 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 11

(21) 申请号 201380027500. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 05. 17

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-119912 2012. 05. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/063760 2013. 05. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/176045 JA 2013. 11. 28

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 宫地幸哉

(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

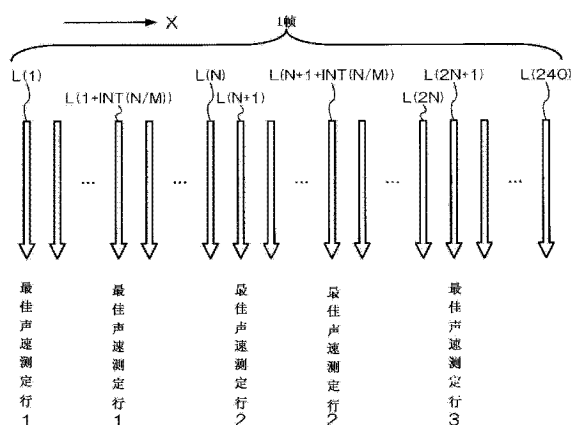
权利要求书3页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

超声波信号处理装置和超声波信号处理方法

(57) 摘要

本发明的一方式所涉及的超声波信号处理方法在对多个发送聚焦行分别依次执行至少1次超声波的发送而生成1帧超声波图像的情况下,基于在沿多个发送聚焦行的N次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的M次超声波的发送中取得的收发数据,对被检体内的声速进行测定,其中,N是2以上的整数,M是1以上且小于N的整数。



1. 一种超声波信号处理装置,具备:

超声波探头,包含向被检体发送超声波并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;

收发数据获取单元,通过控制所述超声波探头而沿多个发送聚焦行向被检体内依次发送超声波并接收由所述被检体反射的所述超声波来取得收发数据;及

声速测定单元,在对所述多个发送聚焦行分别依次执行至少 1 次超声波的发送而生成 1 帧超声波图像的情况下,所述声速测定单元基于在沿所述多个发送聚焦行的 N 次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的 M 次超声波的发送中取得的收发数据,对所述被检体内的声速进行测定,其中, N 是 2 以上的整数, M 是 1 以上且小于 N 的整数。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波信号处理装置,其中,

还具备:

超声波图像生成单元,基于由所述收发数据获取单元取得的收发数据而生成所述被检体内的超声波图像;及

显示单元,显示所述超声波图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波信号处理装置,其中,

在由所述超声波图像生成单元生成连续的 N 帧超声波图像时,所述声速测定单元使测定所述被检体内的声速用的发送聚焦行的位置每一帧都不同。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波信号处理装置,其中,

还具备:

声速保持单元,至少在生成并显示所述 N 帧超声波图像的期间保持由所述超声波图像生成单元生成连续的 N 帧超声波图像时测定出的 N 帧量的声速;及

声速图像生成单元,通过对所述声速保持单元所保持的 N 帧量的声速进行补充,生成表示被检体内的声速分布的声速图像。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波信号处理装置,其中,

所述声速图像生成单元通过对所述声速保持单元所保持的 N 帧量的声速进行补充,生成表示所述被检体内的最佳声速值的最佳声速值图像和表示所述被检体内的每个区域的局部声速值的局部声速值图像。

6. 根据权利要求 2 ~ 5 中任一项所述的超声波信号处理装置,其中,

所述显示单元基于来自操作员的操作输入,将所述声速图像与所述超声波图像一起显示。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的超声波信号处理装置,其中,

所述显示单元基于来自操作员的操作输入,选择对最佳声速值进行了二维图像化的最佳声速值图像、对所述被检体内的每个区域的局部声速值进行了二维图像化的局部声速值图像和所述超声波图像中的至少一个并进行显示。

8. 根据权利要求 1 ~ 7 中任一项所述的超声波信号处理装置,其中,

所述声速测定单元基于通过所述 M 次的超声波的发送而取得的收发数据来求算所述被检体内的最佳声速值,

所述收发数据获取单元在所述 N 次的超声波的收发期间进行波束形成。

9. 根据权利要求 1 ~ 8 中任一项所述的超声波信号处理装置,其中,

所述收发数据获取单元使用基于通过所述 M 次的超声波的发送所取得的收发数据而得到的像素值并通过插值运算来求算所述 M 次的发送行之间的行。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波信号处理装置, 其中,
所述声速是最佳声速值或者局部声速值。

11. 根据权利要求 1 ~ 10 中任一项所述的超声波信号处理装置, 其中,
所述声速测定单元基于所述被检体内的最佳声速值, 测定所述被检体内的每个区域的局部声速值。

12. 一种超声波信号处理方法, 具备:

收发数据获取工序, 通过控制超声波探头而沿多个发送聚焦行向被检体内依次发送超声波并接收由所述被检体反射的所述超声波来取得收发数据, 所述超声波探头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;

声速测定工序, 在对所述多个发送聚焦行分别依次执行至少 1 次超声波的发送而生成 1 帧超声波图像的情况下, 基于在沿所述多个发送聚焦行的 N 次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的 M 次超声波的发送中取得的收发数据, 对所述被检体内的声速进行测定, 其中, N 是 2 以上的整数, M 是 1 以上且小于 N 的整数。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波信号处理方法, 其中,
还具备:

超声波图像生成工序, 基于在所述收发数据获取工序中取得的收发数据而生成所述被检体内的超声波图像; 及

显示工序, 将所述超声波图像显示于显示单元。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波信号处理方法, 其中,
在所述超声波图像生成工序中生成连续的 N 帧超声波图像时, 在所述声速测定工序中, 使测定所述被检体内的声速用的发送聚焦行的位置每一帧都不同。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波信号处理方法, 其中,
还具备:

声速保持工序, 至少在生成并显示所述 N 帧超声波图像的期间保持所述超声波图像生成工序中生成连续的 N 帧超声波图像时测定出的 N 帧量的声速; 及

声速图像生成工序, 通过对所述声速保持工序中所保持的 N 帧量的声速进行补充, 生成表示被检体内的声速分布的声速图像。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波信号处理方法, 其中,
在所述声速图像生成工序中, 通过对所述声速保持工序中保持的 N 帧量的声速进行补充, 生成表示所述被检体内的最佳声速值的最佳声速值图像和表示所述被检体内的每个区域的局部声速值的局部声速值图像。

17. 根据权利要求 13 ~ 16 中任一项所述的超声波信号处理方法, 其中,
还具备由所述显示单元基于来自操作员的操作输入将所述声速图像与所述超声波图像一起显示的工序。

18. 根据权利要求 16 或 17 所述的超声波信号处理方法, 其中,
由所述显示单元基于来自操作员的操作输入, 选择对最佳声速值进行了二维图像化的最佳声速值图像、对所述被检体内的每个区域的局部声速值进行了二维图像化的局部声速

值图像和所述超声波图像中的至少一个并进行显示。

19. 根据权利要求 12 ~ 18 中任一项所述的超声波信号处理方法, 其中,

在所述声速测定工序中, 基于通过所述 M 次的超声波的发送而取得的收发数据来求算所述被检体内的最佳声速值,

在所述收发数据获取工序中, 在所述 N 次的超声波的收发期间进行波束形成。

20. 根据权利要求 12 ~ 19 中任一项所述的超声波信号处理方法, 其中,

在所述收发数据获取工序中, 使用基于通过所述 M 次的超声波的发送所取得的收发数据而得到的像素值并通过插值运算来求算所述 M 次的发送行之间的行。

21. 根据权利要求 12 所述的超声波信号处理方法, 其中,

所述声速是最佳声速值或者局部声速值。

22. 根据权利要求 12 ~ 21 中任一项所述的超声波信号处理方法, 其中,

在所述声速测定工序中, 基于所述被检体内的最佳声速值, 测定所述被检体内的每个区域的局部声速值。

超声波信号处理装置和超声波信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波信号处理装置和超声波信号处理方法,特别是涉及在被检体内使超声波进行扫描而对被检体内的声速进行判定并生成超声波图像的超声波信号处理装置和超声波信号处理方法。

背景技术

[0002] 在专利文献1中公开了如下内容:在多普勒重复周期 T_d 期间,在多普勒收发之后,进行一次断层图像(B模式)用的收发,从而提高帧频(从第[0019]段到第[0020]段)。

[0003] 在专利文献2公开了如下内容:隔着时间 t 的间隔而进行弹性图像用超声波收发 E_1 、 E_2 、 E_3 、 E_4 、 $\cdots$,在上述弹性图像用超声波收发期间进行用于得到生成B模式图像的回波信号的B模式图像用超声波收发 B_1 、 B_2 、 B_3 、 $\cdots$ (第[0033]段和第[0036]段)。

[0004] 在专利文献3公开了如下内容:在关心区域内,以对应多根扫描线而交替地得到二维血流图像数据和断层图像数据的方式对扫描顺序进行控制,从而在两个图像之间减少时间偏移(第[0030]段)。

[0005] 专利文献1:日本特开平07-100135号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2010-124926号公报

[0007] 专利文献3:日本特开平07-111993号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 通常,在生成被检体内的B模式图像的情况下,使超声波的收发的位置和方向变化,对应收发的每个位置和每个方向而求算超声回波的强度。并且,在与超声回波到反射源的距离对应的位置,显示与超声回波的强度对应的亮度的亮点,从而生成B模式图像。

[0010] 另一方面,在对被检体内的声速的分布进行测定时,也进行同样的超声波扫描,但对对应超声波的收发的每个位置和每个方向,使接收聚焦的声速值变化并进行波束形成。因此,声速分布的测定存在与用于B模式图像的生成的扫描相比花费时间的问题。例如,在 $1440\text{m/s} \sim 1640\text{m/s}$ 的范围内以每 20m/s 使声速值变化并实施了扫描的情况下,在声速值的测定处理中需要生成B模式图像的大约11倍的处理时间。因此,在进行B模式图像的生成和显示并实时地测定并显示声速值的情况下,存在B模式图像的帧频降低这样的问题。

[0011] 专利文献1至3中,并没有用于对并行进行B模式图像的生成和声速分布的测定时所产生的帧频降低进行解决的方案。

[0012] 本发明鉴于这种情况而提出,其目的在于提供不会降低超声波图像的帧频并能够并行实施用于超声波图像的生成的扫描和用于声速分布的测定的扫描的超声波信号处理装置和超声波信号处理方法。

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 为了解决上述课题,本发明的第一方式所涉及的超声波信号处理装置具备:超声

波探头,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;收发数据获取单元,通过控制超声波探头而沿多个发送聚焦行向被检体内依次发送超声波并接收由被检体反射的超声波来取得收发数据;及声速测定单元,在对多个发送聚焦行分别依次执行至少 1 次超声波的发送而生成 1 帧超声波图像的情况下,所述声速测定单元基于在沿多个发送聚焦行的 N 次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的 M 次超声波的发送中取得的收发数据,对被检体内的声速进行测定,其中, N 是 2 以上的整数, M 是 1 以上且小于 N 的整数。

[0015] 根据第一方式,通过仅在超声波图像(B 模式图像)生成用的扫描行的一部分分配声速测定用的扫描行,能够显示超声波图像并实时地进行被检体内的声速值的计算和显示。

[0016] 本发明的第二方式所涉及的超声波信号处理装置在第一方式的基础上,还具备:超声波图像生成单元,基于由收发数据获取单元取得的收发数据而生成被检体内的超声波图像;及显示单元,显示超声波图像。

[0017] 本发明的第三方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第二方式的基础上,在由超声波图像生成单元生成连续的 N 帧超声波图像时,声速测定单元使测定被检体内的声速用的发送聚焦行的位置每一帧都不同。

[0018] 本发明的第四方式所涉及的超声波信号处理装置在第三方式的基础上,还具备:声速保持单元,至少在生成并显示 N 帧超声波图像的期间保持由超声波图像生成单元生成连续的 N 帧超声波图像时测定出的 N 帧量的声速;及声速图像生成单元,通过对声速保持单元所保持的 N 帧量的声速进行补充(加算),生成表示被检体内的声速分布的声速图像。

[0019] 本发明的第五方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第四方式的基础上,声速图像生成单元通过对声速保持单元所保持的 N 帧量的声速进行补充,生成表示被检体内的最佳声速值的最佳声速值图像和表示被检体内的每个区域的局部声速值的局部声速值图像。

[0020] 本发明的第六方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第二至第五方式的基础上,显示单元基于来自操作员的操作输入,将声速图像与超声波图像一起显示。

[0021] 在第四至第六方式中,连续的 N 帧中使测定声速用的发送聚焦行的位置每一帧都不同,并对在该发送聚焦行中所求得的声速进行加算。由此,能够生成并显示超声波的扫描方向的分辨率较高且与超声波图像之间时滞较小的声速图像。

[0022] 本发明的第七方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第五或者第六方式的基础上,显示单元基于来自操作员的操作输入,选择对最佳声速值进行了二维图像化的最佳声速值图像、对被检体内的每个区域的局部声速值进行了二维图像化的局部声速值图像和超声波图像中的至少一个并进行显示。

[0023] 本发明的第八方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第一至第七方式的基础上,声速测定单元基于通过 M 次的超声波的发送而取得的收发数据来求算被检体内的最佳声速值,收发数据获取单元在 N 次的超声波的收发期间进行波束形成。

[0024] 本发明的第九方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第一至第八方式的基础上,收发数据获取单元使用基于通过 M 次的超声波的发送所取得的收发数据而得到的像素值并通过插值运算来求算 M 次的发送行之间的行。

[0025] 本发明的第十方式所涉及的超声波信号处理装置在第一方式的基础上,将声速设为最佳声速值或者局部声速值。

[0026] 本发明的第十一方式所涉及的超声波信号处理装置构成为在第一至第十方式的基础上,声速测定单元基于被检体内的最佳声速值,测定被检体内的每个区域的局部声速值。

[0027] 本发明的第十二方式所涉及的超声波信号处理方法具备:收发数据获取工序,通过控制超声波探头而沿多个发送聚焦行向被检体内依次发送超声波并接收由被检体反射的超声波来取得收发数据,上述超声波探头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;声速测定工序,在对多个发送聚焦行分别依次执行至少 1 次超声波的发送而生成 1 帧超声波图像的情况下,基于在沿多个发送聚焦行的 N 次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的 M 次超声波的发送中取得的收发数据,对被检体内的声速进行测定,其中, N 是 2 以上的整数, M 是 1 以上且小于 N 的整数。

[0028] 本发明的第十三方式所涉及的超声波信号处理方法在第十二方式的基础上,还具备:超声波图像生成工序,基于收发数据获取工序中取得的收发数据而生成被检体内的超声波图像;及显示工序,将超声波图像显示于显示单元。

[0029] 本发明的第十四方式所涉及的超声波信号处理方法构成为,在超声波图像生成工序中生成连续的 N 帧超声波图像时,在第十三方式的声速测定工序中,使测定被检体内的声速用的发送聚焦行的位置每一帧都不同。

[0030] 本发明的第十五方式所涉及的超声波信号处理方法在第十四方式的基础上,还具备:声速保持工序,至少在生成并显示 N 帧超声波图像的期间保持超声波图像生成工序中生成连续的 N 帧超声波图像时测定出的 N 帧量的声速;及声速图像生成工序,通过对声速保持工序中所保持的 N 帧量的声速进行补充(加算),生成表示被检体内的声速分布的声速图像。

[0031] 本发明的第十六方式所涉及的超声波信号处理方法构成为,在第十五方式的声速图像生成工序中,通过对声速保持工序中保持的 N 帧量的声速进行补充,生成表示被检体内的最佳声速值的最佳声速值图像和表示被检体内的每个区域的局部声速值的局部声速值图像。

[0032] 本发明的第十七方式所涉及的超声波信号处理方法在第十六方式的基础上,还具备由显示单元基于来自操作员的操作输入将声速图像与超声波图像一起显示的工序。

[0033] 本发明的第十八方式所涉及的超声波信号处理方法在第十六或者第十七方式的基础上,由显示单元基于来自操作员的操作输入,选择对最佳声速值进行了二维图像化的最佳声速值图像、对被检体内的每个区域的局部声速值进行了二维图像化的局部声速值图像和超声波图像中的至少一个并进行显示。

[0034] 本发明的第十九方式所涉及的超声波信号处理方法构成为,在第十二至第十八方式的声速测定工序中,基于通过 M 次的超声波的发送而取得的收发数据来求算被检体内的最佳声速值,在收发数据获取工序中,在 N 次的超声波的收发期间进行波束形成。

[0035] 本发明的第二十方式所涉及的超声波信号处理方法构成为,在第十二至第十九方式的收发数据获取工序中,使用基于通过 M 次的超声波的发送所取得的收发数据而得到的像素值并通过插值运算来求算 M 次的发送行之间的行。

[0036] 本发明的第二十一方式所涉及的超声波信号处理方法在第十二方式的基础上,将声速设为最佳声速值或者局部声速值。

[0037] 本发明的第二十二方式所涉及的超声波信号处理方法构成为,在第十二至第二十一方式的声速测定工序中,基于被检体内的最佳声速值,测定被检体内的每个区域的局部声速值。

[0038] 发明效果

[0039] 根据本发明,通过仅在超声波图像(B模式图像)生成用的扫描行的一部分分配声速测定用的扫描行,能够显示超声波图像并实时地进行被检体内的声速值的计算和显示。

附图说明

[0040] 图1是表示本发明的一实施方式所涉及的超声波信号处理装置的框图。

[0041] 图2A是表示直线型超声波探头的图。

[0042] 图2B是表示利用直线型超声波探头得到的超声波图像与超声波发送行的关系的图。

[0043] 图3A是表示凸面型超声波探头的图。

[0044] 图3B是表示利用凸面型超声波探头得到的超声波图像与超声波发送行的关系的图。

[0045] 图4A是示意性地表示以关注点为反射点时所接收的接收波的图。

[0046] 图4B是示意性地表示对从关注点传播并通过关注点与超声波探头之间的点而接收的接收波进行合成所得到的合成接收波的图。

[0047] 图5是示意性地表示本发明的第一实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。

[0048] 图6是表示超声波的收发和超声波信号处理的执行时机的时序图。

[0049] 图7是表示超声波的收发和超声波信号处理的执行时机的其他例的时序图。

[0050] 图8是示意性地表示本发明的第二实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。

[0051] 图9是用于说明声速映射的加算处理的图。

[0052] 图10是示意性地表示本发明的第三实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。

[0053] 图11是示意性地表示将N个(N为2以上的整数)发送聚焦行中的M个(M为1以上且小于N的整数)作为声速测定行的情况下的超声波扫描处理的图。

具体实施方式

[0054] 以下,根据附图对本发明所涉及的超声波信号处理装置和超声波信号处理方法的实施方式进行说明。

[0055] [超声波信号处理装置的结构]

[0056] 图1是表示本发明的一实施方式所涉及的超声波信号处理装置的框图。

[0057] 图1所示的超声波信号处理装置10是如下的装置:从超声波探头300向被检体OBJ发送超声波束并对由被检体OBJ反射而成的超声波束(超声回波)进行接收,根据超声回波的检测信号(超声波检测信号)而生成/显示超声波图像。

[0058] CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)100根据来自操作输入部200的操作输入而进行超声波信号处理装置10的各区块的控制。

[0059] 操作输入部 200 是接收来自操作员的操作输入的输入设备,包含操作台 202 和指示设备 204。操作台 202 包括:键盘,接收文字信息(例如患者信息)的输入;显示模式切换按钮,在单独显示振幅图像(B 模式图像)的模式和显示局部声速值的判定结果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;动态画面重放按钮,用于指示动画重放进行;及分析/计测按钮,用于指示超声波图像的分析/计测。指示设备 204 是接收显示部 104 的画面上的区域的指定的输入的设备,例如是追踪球或者鼠标。另外,作为指示设备 204,也能够使用触摸面板。

[0060] 存储部 102 是对用于在 CPU100 对超声波信号处理装置 10 的各区块的控制进行控制的控制程序进行存储的存储装置,例如,是硬盘或者半导体存储器。

[0061] 显示部 104 是例如 CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管)显示器或者液晶显示器。显示部 104 进行超声波图像(动画和静止画面)的显示和各种设定画面的显示。

[0062] 超声波探头 300 是与被检体 OBJ 抵接而使用的探测器,具备构成一维或者二维的换能器阵列的多个超声波换能器(元件)302。超声波换能器 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 反射的超声回波进行接收而输出检测信号。

[0063] 超声波换能器 302 包括在具有压电性的材料(压电体)的两端形成电极而构成的振子。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传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,当向振子的电极传送脉冲状的电信号时,产生脉冲状的超声波,当向振子的电极传送连续波的电信号时,产生连续波的超声波。并且,将在各振子中产生的超声波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向接收电路 404 输出。

[0064] 另外,作为超声波换能器 302,也能够使用超声波转换方式不同的多个种类的元件。例如,也可以作为发送超声波的元件使用由上述压电体构成的振子,作为接收超声波的元件使用将超声波信号转换为光信号而进行检测的光检测方式的超声波换能器(例如,法布里-珀罗谐振器、光纤布拉格光栅)。

[0065] 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头 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、分析/计测的模式。

[0066] 当超声波探头 300 与被检体 OBJ 抵接而利用来自操作输入部 200 的指示输入来开始超声波诊断时,CPU100 向收发部 400 输出控制信号,而开始超声波束向被检体 OBJ 的发送和来自被检体 OBJ 的超声回波的接收。CPU100 对应每个超声波换能器 302 设定超声波束的发送方向和超声回波的接收方向。

[0067] 此外,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,是指为了利用从多个超声波换能器 302 发送的超声波在期望的方向上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,是指为了利用由多个超声波换能器 302 接收的超声波对来自

期望的方向的超声回波进行提取而向检测信号赋予的延迟时间的模式数据。上述发送延迟模式和接收延迟模式被预先存储于存储部 102。CPU100 从存储于存储部 102 的模式中选择发送延迟模式和接收延迟模式,并根据所选择的发送延迟模式和接收延迟模式,向收发部 400 输出控制信号而进行超声波的收发控制。

[0068] 发送电路 402 根据来自 CPU100 的控制信号而生成驱动信号,并将该驱动信号向超声波换能器 302 施加。此时,发送电路 402 基于由 CPU100 选择的发送延迟模式,而使向各超声波换能器 302 施加的驱动信号延迟(发送聚焦处理)。在此,发送电路 402 对向各超声波换能器 302 施加驱动信号的时机进行调整(使其延迟),以使从多个超声波换能器 302 发送的超声波形成超声波束。另外,也可以对施加驱动信号的时机进行调节,以使从多个超声波换能器 302 一次发送的超声波到达被检体 OBJ 的摄像区域整体。

[0069] 接收电路 404 接收并放大从各超声波换能器 302 输出的超声波检测信号。如上所述,由于各超声波换能器 302 与被检体 OBJ 内的超声波反射源之间的距离分别不同,因此反射波到达各超声波换能器 302 时间不同。接收电路 404 具备延迟电路,根据基于由 CPU100 选择的接收延迟模式而设定的声速(假定声速)或者该声速的分布,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。并且,接收电路 404 通过对施加了延迟时间后的检测信号进行匹配加算而进行接收聚焦处理(波束形成)。在与超声波反射源 X_{ROI} 不同的位置上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,因此利用接收电路 404 的加算电路而进行加算,从而使来自其他超声波反射源的超声波检测信号的相位互相抵消。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。通过上述接收聚焦处理,形成将超声回波的焦点聚焦后的声线信号(以下,称作 RF 信号)。

[0070] A/D 转换部 406 将从接收电路 404 输出的模拟的 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(载波)的相位信息。从 A/D 转换部 406 输出的 RF 数据分别向信号处理部 502 和 Raw 数据存储部 602 输入。

[0071] Raw 数据存储部 602 对从 A/D 转换部 406 输入的 RF 数据依次进行存储。另外,Raw 数据存储部 602 将从 CPU100 输入的与帧频相关的信息(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。

[0072] 信号处理部 502 对于上述 RF 数据,利用 STC(Sensitivity Time gain Control:灵敏度时间增益控制)根据超声波的反射位置的深度而进行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)表示超声回波的振幅的图像数据)。

[0073] 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:数字扫描转换器)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(National Television System Committee:国家电视系统委员会)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需要的图像处理(例如灰度处理)。

[0074] 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 转换部 112 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向显示部 104 输出。由此,

利用超声波探头 300 拍摄到的超声波图像（动画）显示于显示部 104。

[0075] 另外，超声波换能器 302 的聚焦行间距（换能器 302 的元件间的间隔）和显示部 104 的行间距（纵向行间距）通常不一致。例如，在聚焦行间距比显示部 104 的行间距大的情况下，需要使用 DSC504 对显示于显示部 104 的图像进行插值。

[0076] 图 2A 是表示直线型超声波探头的图，图 2B 是表示利用直线型超声波探头得到的超声波图像与超声波发送行的关系的图。

[0077] 如图 2A 所示，在直线型超声波探头 300A 呈一维状（直线）配置有超声波换能器 302。从直线型超声波探头 300A 输出的多个超声波发送行 A1 从超声波探头 300A 的元件面以相互平行的方式输出。如图 2B 所示，从直线型超声波探头 300A 发送的行 A1 的间距比显示部 104 所显示的超声波图像 IMG1 的纵向行间距大。因此，在图 2B 中，行 A1 之间的图像由 DSC504 进行插值并向显示部 104 输入。

[0078] 图 3A 是表示凸面型超声波探头的图，图 3B 是表示利用凸面型超声波探头得到的超声波图像与超声波发送行的关系的图。

[0079] 如图 3A 所示，在凸面型超声波探头 300B，超声波换能器 302 相对于被检体 OBJ 呈凸的曲线状配置。从凸面型超声波探头 300B 输出的多个超声波发送行 A2 从超声波探头 300B 的元件面呈放射状输出。如图 3B 所示，从凸面型超声波探头 300B 发送的行 A2 的间距比显示部 104 所显示的超声波图像 IMG2 的行间距大。因此，在图 3B 中，行 A2 之间的图像由 DSC504 进行插值并向显示部 104 输出。

[0080] 另外，显示部 104 也可以是能够相对于超声波信号处理装置 10 拆装的结构。在该情况下，DSC504 等能够构成并非设于超声波信号处理装置 10 而是设于显示部 104 侧。另外，在向与超声波信号处理装置 10 不同的外部显示装置输出图像的情况下，也可以在 DSC504 中不进行插值处理，在超声波信号处理装置 10 与外部显示装置之间设置扫描转换器，使用该扫描转换器进行与该外部显示装置的显示器的分辨率对应的插值处理。

[0081] 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，从多个超声波换能器 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 转换部 406 中进行 A/D 转换，从而生成 RF 数据。并且，上述 RF 数据被向信号处理部 502 供给，并且被存储于 Raw 数据存储器 602。在信号处理部 502 中数字化地进行接收焦点处理。

[0082] 接下来，对于动画重放模式，参照图 1 进行说明。动画重放模式是基于存储于 Raw 数据存储器 602 的 RF 数据而进行超声波诊断图像的显示、分析 / 计测的模式。

[0083] 当按下操作台 202 的动画重放按钮时，CPU100 将超声波信号处理装置 10 的动作模式切换为动画重放模式。在动画重放模式时，CPU100 向动画重放部 604 指示由来自操作员的操作输入所指定的 RF 数据的重放。动画重放部 604 根据来自 CPU100 的指令而从 Raw 数据存储器 602 读出 RF 数据，并向图像信号生成部 500 的信号处理部 502 发送。从 Raw 数据存储器 602 发送的 RF 数据在信号处理部 502、DSC504 和图像处理部 506 中被实施了预定处理（与实时模式同样的处理）而转换为图像数据后，经由图像存储器 508 和 D/A 转换部 112 而向显示部 104 输出。由此，基于存储于 Raw 数据存储器 602 的 RF 数据的超声波图像（动画或者静止画面）显示于显示部 104。

[0084] 在实时模式或者动画重放模式时,当在显示超声波图像(动画)时按下操作台 202 的定格按钮时,定格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(感兴趣区域))的静止画面显示而进行观察。

[0085] 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所指定的分析/计测。在各动作模式时按下计测按钮的情况下,数据分析部 106 从 A/D 转换部 406 或者 Raw 数据存储器 602 取得施加图像处理前的 RF 数据,使用该 RF 数据而进行操作员指定的分析/计测(例如,组织部的失真分析(硬度诊断)、血流的计测、组织部的活动计测或者 IMT(内膜中膜复合体厚: Intima-Media Thickness)值计测)。数据分析部 106 的分析/计测结果向图像信号生成部 500 的 DSC504 输出。DSC504 将数据分析部 106 的分析/计测结果插入于超声波图像的图像数据并向显示部 104 输出。由此,超声波图像和分析/计测结果显示于显示部 104。

[0086] 数据分析部 106 基于从收发部 400 输出的 RF 数据,算出对应被检体 OBJ 内的每个区域的最佳声速值和局部声速值。

[0087] 在此,作为例如在 B 模式图像中被检体 OBJ 内的关注区域(ROI)中的图像的对比度和锐度中的至少一方变得最高的声速值而求算最佳声速值。即,最佳声速值与从超声波探头 300 到上述关注区域之间的区域的平均声速值对应,是通过进行接收聚焦而求算的假想的声速值。

[0088] 另外,局部声速值是使用上述最佳声速值而算出的上述关注区域中的声速值。

[0089] 图 4A 和图 4B 是示意性地表示本实施方式所涉及的局部声速值的算出处理的图。在图 4A 和图 4B 中, X 轴表示扫描方向(元件 302 的排列方向), Z 轴表示被检体 OBJ 内的深度方向。图 4B 中的关注点 X_{ROI} 与点 A1、A2、 $\dots$ 、An 之间的区域 A 中的声速 V_a 和点 A1、A2、 $\dots$ 、An 与超声波探头 300 之间的区域 B 中的声速 V_b 均假设为恒定。另外,在图 4B 中,区域 A 和区域 B 的边界 S1 是直线状,但是也可以是曲线状或者不规则的形状。

[0090] 图 4A 所示的接收波 W_x 是基于关注点 X_{ROI} (局部声速值的计算对象)中的最佳声速值而将关注点 X_{ROI} 作为反射点时所接收的接收波。

[0091] 图 4B 所示的合成接收波 W_{SUM} 是对从关注点 X_{ROI} 传播的超声波通过点 A1、A2、 $\dots$ 、An 而所接收的接收波(分别为 W_{A1} 、 W_{A2} 、 $\dots$ 、 W_{An})进行合成而得到的合成接收波。当分别设从关注点 X_{ROI} 到点 A1、A2、 $\dots$ 、An 的距离为 $X_{ROI}A1$ 、 $X_{ROI}A2$ 、 $\dots$ 、 $X_{ROI}An$ 时,来自关注点 X_{ROI} 的超声波到达点 A1、A2、 $\dots$ 、An 的时间分别成为 $X_{ROI}A1/V_a$ 、 $X_{ROI}A2/V_a$ 、 $\dots$ 、 $X_{ROI}An/V_a$ 。另外,从点 A1、A2、 $\dots$ 、An 发出的超声波到达超声波探头 300 的元件面 S2 时的接收波形基于各点中的最佳声速值而算出。合成接收波 W_{SUM} 能够通过从点 A1、A2、 $\dots$ 、An 分别延迟 $X_{ROI}A1/V_a$ 、 $X_{ROI}A2/V_a$ 、 $\dots$ 、 $X_{ROI}An/V_a$ 而发出的反射波(超声回波)进行合成而求算。

[0092] 根据惠更斯原理,接收波 W_x 和合成接收波 W_{SUM} 一致。因此,将接收波 W_x 与合成接收波 W_{SUM} 的差成为最小的声速值 V_a 设为关注点 X_{ROI} (区域 A)处的局部声速值。接收波 W_x 与合成接收波 W_{SUM} 的差例如利用采用接收波 W_x 和合成接收波 W_{SUM} 的、各元件 302 中的接收波形或接收时刻的互相关的方法等而求算。

[0093] 另外,在图 4A 和图 4B 所示的例子中,将从超声波探头 300 到关注点 X_{ROI} 的区域分为 Z 方向上的 2 层区域而求算局部声速值,但是本发明不限于此。例如,也可以在 Z 方向上

分为 3 层以上的区域,从超声波探头 300 侧的层依次求算局部声速值。另外,也可以在 X 方向上假想最佳声速值相互不同的多个区域而求算局部声速值。

[0094] 声速映射生成部 108 基于由数据分析部 106 算出,生成对显示被检体内的声速分布的声速图像(声速映射)进行表示的图像信号。显示控制部 110 根据使用了操作台 202 的操作员的操作,选择由图像信号生成部 500 生成的 B 模式图像信号和由声速映射生成部 108 生成的表示声速映射的图像信号中的至少一个,生成显示用的图像信号。该显示用的图像信号在由 D/A 转换部 112 输出为模拟的图像信号后,向显示部 104 输出。

[0095] 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值的判定结果而显示的模式(例如根据局部声速值而使色标或者亮度变化的显示或者利用线将局部声速值相等的点连接的显示)、同时(Dual)显示 B 模式图像和局部声速值的判定结果的图像的模式之间切换显示模式。由此,操作员通过对局部声速值的判定结果进行观察而能够例如发现病变。

[0096] 另外,也可以基于局部声速值的判定结果,将通过实施发送聚焦处理和接收聚焦处理的至少一方而得到的 B 模式图像显示于显示部 104。另外,也可以将对最佳声速值进行二维图像化而成的最佳声速值图像或者对局部声速值进行二维图像化而成的局部声速值图像显示于显示部 104。另外,也可以将 B 模式图像(超声波图像)和最佳声速值图像或者局部声速值图像并列或者重叠显示。另外,也可以能够使操作员利用操作输入部 200 选择并列或者重叠显示的图像。

[0097] [超声波扫描的第一实施方式]

[0098] 图 5 是示意性地表示本发明的第一实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。在图 5 中,X 轴表示扫描方向。在图 5 所示的例子中,将用于生成 1 帧超声波图像(B 模式图像)的发送聚焦行的数目(扫描行数目)设为 240 行。

[0099] 如图 5 所示,在本实施方式中,在 240 个 B 模式图像生成用的扫描行(B 测定行) $L(1)$ 、 $\dots$ 、 $L(240)$ 中,仅在行 $L(5n+1)$ ($n = 0, 1, \dots, 47$) 中,进行最佳声速值的测定用的扫描。即,在最佳声速测定行 $L(5n+1)$ ($n = 0, 1, \dots, 47$) 的扫描时,使声速值变化并进行扫描,从而与 B 模式图像的生成同时地算出扫描范围中的最佳声速值。并且,在最佳声速测定行之间的 4 个 B 测定行 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+3)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 的扫描时,使用通过其之前刚进行了的最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 的扫描而算出的最佳声速值来进行波束形成,并由图像信号生成部 500 生成 B 模式图像。

[0100] 图 6 是表示超声波的收发和超声波信号处理的执行时机的时序图。在图 6 中, T_{11} 、 T_{12} 、 $\dots$ 、 T_{15} 分别是行 $L(5n+1)$ 、 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+3)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 的收发所需的时间。

[0101] 如图 6 所示,当最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 的收发结束时,继续依次执行 B 测定行 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+3)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$,最佳声速测定行 $L(5(n+1)+1)$,B 测定行 $L(5(n+1)+2)$ 、 $L(5(n+1)+3)$ 、 $\dots$ 的收发。

[0102] 当最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 的收发结束时,CPU100 进行基于最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 的波束形成,由数据分析部 106 算出最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 的扫描范围内的每个深度的最佳声速值。并且,在进行利用 B 测定行 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+3)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 的扫描而接收到的超声波检测信号的波束形成的情况下,使用基于最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 而算出的每个深度的最佳声速值而进行声速校正。

[0103] 并且,在以后的最佳声速测定行 $L(5(n+1)+1)$ 、B 测定行 $L(5(n+1)+2)$ 、 $L(5(n+1)+3)$, $\cdots$ 的收发时也反复进行同样的处理,从而由图像信号生成部 500 生成 1 帧量的 B 模式图像,并且由声速映射生成部 108 生成表示最佳声速值的分布的声速映射。另外,通过使用上述最佳声速值算出被检体 OBJ 内的局部声速值,生成表示局部声速值的分布的声速映射。该 B 模式图像和声速映射根据由操作输入部 200 所设定的显示模式而显示于显示部 104。

[0104] 根据本实施方式,通过仅在 B 测定行的一部分分配最佳声速测定行,与使声速校正用的发送行扫描 1 帧量后进行 B 测定行的扫描的情况相比,能够减小 B 模式图像的生成和最佳声速值的计算之间的时滞。由此,能够显示 B 模式图像并实时地进行最佳声速值和局部声速值的计算和显示。另外,如图 6 所示,能够使计算用的处理器 (CPU100、数据分析部 106、声速映射生成部 108 和图像信号生成部 500) 有效地动作,因此能够缩短波束形成和最佳声速值等的计算所需的处理时间。

[0105] 另外,优选为,不进行声速值计算的 B 测定行的个数 (在本实施方式中,从 $L(5n+2)$ 到 $L(5n+5)$ 这 4 个) 基于第一次的波束形成时间和最佳声速值计算的计算时间以及第二次以后的波束形成时间而确定。例如,以使最后的 B 测定行 (最佳声速测定行的紧前的行) 的收发时间的结束时机和基于最后的 B 测定行的波束形成的开始时机大致一致的方式确定 B 测定行的个数。在本实施方式中,如图 7 所示, B 测定行 $L(5n+5)$ 的收发时间 $T15$ 的结束时机和第 5 次的波束形成时间的开始时机一致。通过如上所述地确定 B 测定行的个数,能够进一步短缩波束形成和最佳声速值等的计算所需的处理时间。

[0106] 另外,声速映射生成部 108 在求算 B 测定行 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+3)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 的位置处的最佳声速值的情况下,也可以使用最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 、利用最佳声速测定行 $L(5n+1)$ 和 $L(5(n+1)+1)$ 所求得的最佳声速值并通过插值而求算。

[0107] [第二实施方式]

[0108] 接下来,对本发明的第二实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,对与上述第一实施方式同样的结构省略说明。

[0109] 图 8 是示意性地表示本发明的第二实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。在图 8 中, X 轴表示扫描方向。在图 8 所示的例子中,将用于生成 1 帧超声波图像 (B 模式图像) 的扫描行数目设为 240 行。

[0110] 在本实施方式中,对应每一帧变更最佳声速测定行的分配。如图 8 所示,在第 1 张的帧 F1 的扫描时将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+1)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$) (对帧 F1 的发送行设定),在第 2 张的帧 F2 的扫描时将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+2)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$) (对帧 F2 的发送行设定),在第 3 张的帧 F3 的扫描时将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+3)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$) (对帧 F3 的发送行设定),在第 4 张的帧 F4 的扫描时将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+4)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$) (对帧 F4 的发送行设定),在第 5 张的帧 F5 的扫描时将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+5)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$) (对帧 F5 的发送行设定)。

[0111] 并且,在第 6 张的帧 F6 的扫描时,将最佳声速测定行分配为行 $L(5n+1)$ ($n = 0, 1, \cdots, 47$),在第 6 张的帧 F6 以后,以上述的顺序反复进行最佳声速测定行 (发送行设定) 的分配。

[0112] 在本实施方式中也与述第一实施方式同样地,能够显示 B 模式图像并实时地进行

最佳声速值和局部声速值的计算和显示。

[0113] 另外,在本实施方式中,也可以将各帧的 B 模式摄影时算出的最佳声速值保持于存储部 102 的 RAM 等,并在以后的帧的显示时利用。具体来说,在从第 1 张到第 5 张的帧 F1 到 F5 的扫描时对第 1 张的帧 F1 的扫描时算出的最佳声速值进行保持,在从第 2 张到第 6 张的帧 F2 到 F6 的扫描时对第 2 张的帧 F2 的扫描时算出的最佳声速值进行保持(即,在将最佳声速测定行的分配间隔设为 k 的情况下,在执行 k 帧的扫描的期间对最佳声速的测定结果进行保持)。如此,按照帧的摄影顺序对最佳声速值进行改写。并且,对根据由声速映射生成部 108 保持的最佳声速值生成的声速映射进行加算。由此,能够遍及扫描范围整体而生成分辨率较高的声速图像。

[0114] 如图 9 所示,在帧 F1 的扫描时得到的最佳声速值的声速映射 FS 1 中,仅在最佳声速测定行 $L(5n+1)$ ($n = 0, 1, \dots, 47$) 的位置对声速(例如利用色调)进行图示。同样地,在帧 F2 至 F5 的扫描时得到的最佳声速值的声速映射 FS2 至 FS5,分别仅在从最佳声速测定行 $L(5n+2)$ 到 $L(5n+5)$ 的位置图示声速。通过将图 9 所示的声速映射 FS1 至 FS5 相加,生成扫描范围整体的声速映射 FS_c 。由此,在帧 F5 以后的 B 模式图像的显示时,能够显示扫描范围整体的声速映射 FS_c 。

[0115] 并且,当生成与第 6 张的帧 F6 对应的声速映射 FS6 时,将帧 F1 替换为 F6,通过声速映射 F6 以及 F2 至 F5 的加算处理而生成声速图像。这种声速映射 FS_c 具有声速显示的分辨率较高且与 B 模式图像之间的时滞较小的优点。

[0116] [第三实施方式]

[0117] 接下来,对本发明的第三实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,对与上述第一实施方式同样的结构省略说明。

[0118] 图 10 是示意性地表示本发明的第三实施方式所涉及的超声波扫描处理的图。在图 10 中, X 轴表示扫描方向。在图 10 所示的例子中,将用于生成 1 帧超声波图像(B 模式图像)的扫描行数目设为 240 行。

[0119] 在本实施方式中,最佳声速测定行被分配为行 $L(5n+3)$ ($n = 0, 1, \dots, 47$)。

[0120] 在本实施方式中,首先,在最佳声速测定行 $L(5n+3)$ ($n = 0, 1, \dots, 47$) 中执行收发,并由数据分析部 106 算出最佳声速值。

[0121] 接下来,与最佳声速值的计算并行地,依次执行 B 测定行 $L(5n+1)$ 、 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 中的超声波的收发。并且,使用利用最佳声速测定行 $L(5n+3)$ 算出的最佳声速值,进行 B 测定行 $L(5n+1)$ 、 $L(5n+2)$ 、 $L(5n+4)$ 、 $L(5n+5)$ 中的波束形成。

[0122] 通过对 $n = 0, 1, \dots, 47$ 依次反复进行上述的处理,得到 1 帧量的 B 模式图像。

[0123] 在本实施方式中也与上述第一和第二实施方式同样地,能够显示 B 模式图像并实时地进行最佳声速值和局部声速值的计算和显示。

[0124] 另外,在上述的各实施方式中,每 5 个发送聚焦行为 1 个声速测定行,但是本发明不限于此。也可以将 N 个(N 为 2 以上的整数)发送聚焦行中的 M 个(M 是 1 以上且小于 N 的整数)设为声速测定行。在该情况下,声速测定行能够均等地配置于 N 个发送聚焦行中。例如,如图 11 所示,声速测定行能够对应每 N/M 的整数部分(以下,记载为 $\text{INT}(N/M)$)而配置。另外,声速测定行的配置密度也能够利用操作输入部 200 或者指示设备 204 等而由用户通过手动设定。

[0125] 在图 11 的例子中,也能够如第二实施方式所记载的那样,对应每一帧变更最佳声速测定行的分配。在对应每 $\text{INT}(N/M)$ 配置了声速测定行情况下,在第 1 张的帧 F1 的扫描时将最佳声速测定行设为行 $L(Nn+1)$ 、 $L(Nn+1+\text{INT}(N/M))$ 、 $L(Nn+1+2 \times \text{INT}(N/M))$ 、 $\dots$ ($n = 0、1、\dots、47; \text{INT}(N/M) < N$) (对帧 F1 的发送行设定),在第 2 张的帧 F2 的扫描时将最佳声速测定行设为行 $L(Nn+2)$ 、 $L(Nn+2+\text{INT}(N/M))$ 、 $L(Nn+2+2 \times \text{INT}(N/M))$ 、 $\dots$ ($n = 0、1、\dots、47; \text{INT}(N/M) < N$) (对帧 F2 的发送行设定),在第 i 张的帧 F_i 的扫描时将最佳声速测定行设定为行 $L(Nn+i)$ 、 $L(Nn+i+\text{INT}(N/M))$ 、 $L(Nn+i+2 \times \text{INT}(N/M))$ 、 $\dots$ ($n = 0、1、\dots、47; \text{INT}(N/M) < N; i < N$) (对帧 F_i 的发送行设定)即可。

[0126] 另外,在图 11 的例子中,也能够如第三实施方式所记载的那样,对最佳声速测定行的配置和行的收发的顺序进行设定。

[0127] 在上述的各实施方式中,对应每个发送聚焦行(最佳声速测定行和 B 测定行)进行一次超声波的发送,但是本发明不限于此。例如,在进行对应每个发送聚焦行发送多次超声波的发送多聚焦的情况下,也能够适用上述的各实施方式所涉及的超声波信号处理方法。另外,在进行发送多聚焦的情况下,例如,也可以仅对最佳声速测定行实施发送多聚焦。

[0128] 另外,最佳声速测定行的分配间隔不限于 5 行。最佳声速测定行的分配间隔也可以根据 CPU100 的处理能力、CPU100 的运行状况而确定。例如,也可以是, CPU100 的处理能力越高或者 CPU100 的使用率越低,则使最佳声速测定行的分配间隔越窄。

[0129] 另外,最佳声速测定行的分配间隔也可以不恒定。例如,也可以通过操作员从操作输入部 200 进行操作输入,能够观察 B 模式图像和声速映射并对最佳声速测定行的间隔进行设定。

[0130] 另外,上述的各实施方式表示直线型的扫描的例子,但是本发明不限于此。即,在实施凸面型、扇型的扫描的情况下,也能够通过在 B 测定行中以一定的间隔对最佳声速测定行进行分配,适用本实施方式的超声波扫描处理。

[0131] 附图标记说明

[0132] 10...超声波信号处理装置,100...CPU,102...存储部,104...显示部,106...数据分析部,108...声速映射生成部,110...显示控制部,112...D/A 转换部,200...操作输入部,202...操作台,204...指示设备,300...超声波探头,302...超声波换能器(元件),400...收发部,402...发送电路,404...接收电路,406...A/D 转换部,500...图像信号生成部,502...信号处理部,504...DSC,506...图像处理部,508...图像存储器,600...重放部,602...Raw 数据存储器,604...动画重放部。

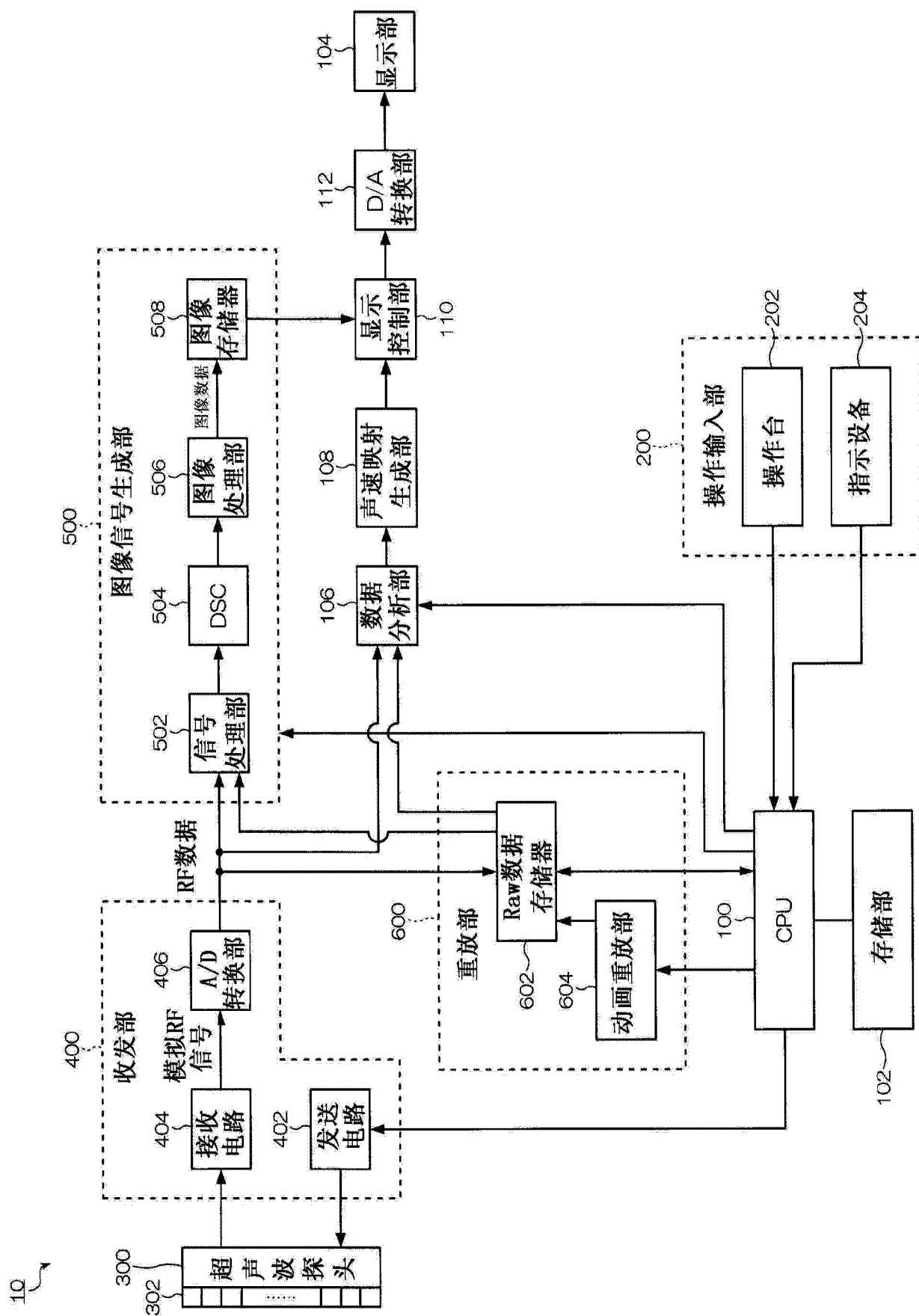


图 1

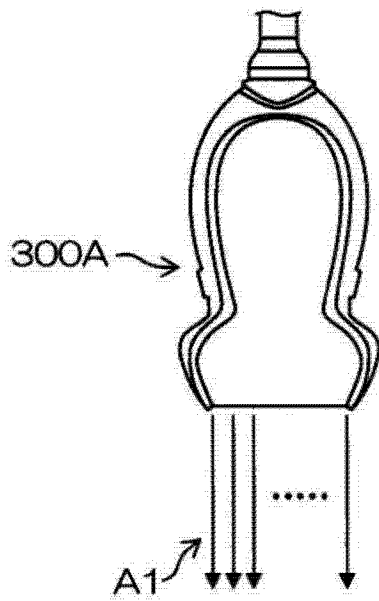


图 2A

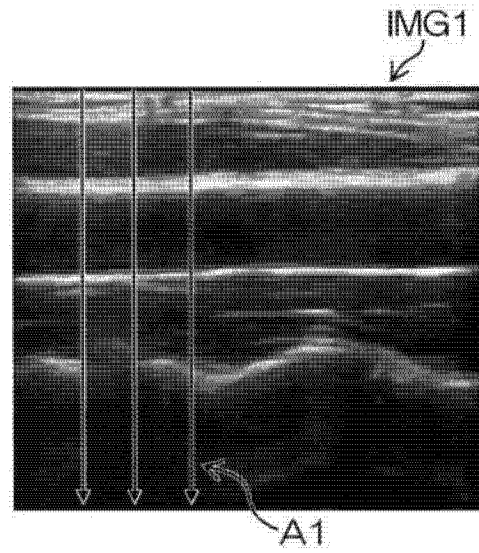


图 2B

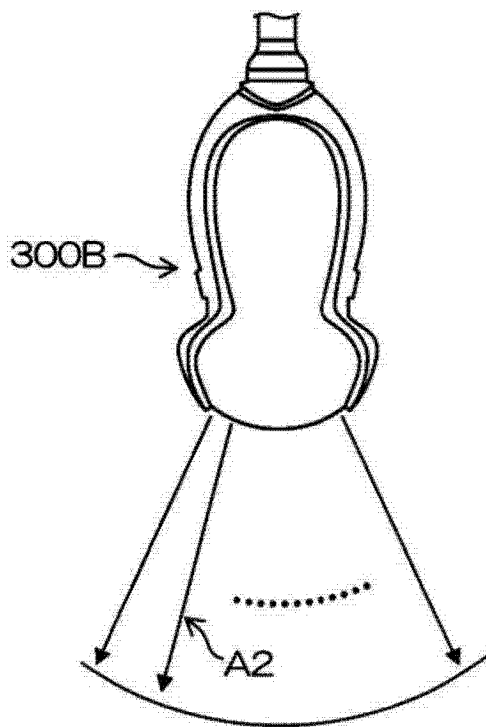


图 3A

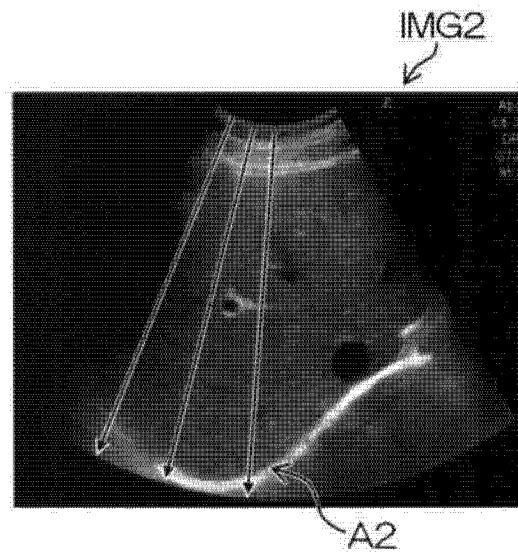


图 3B

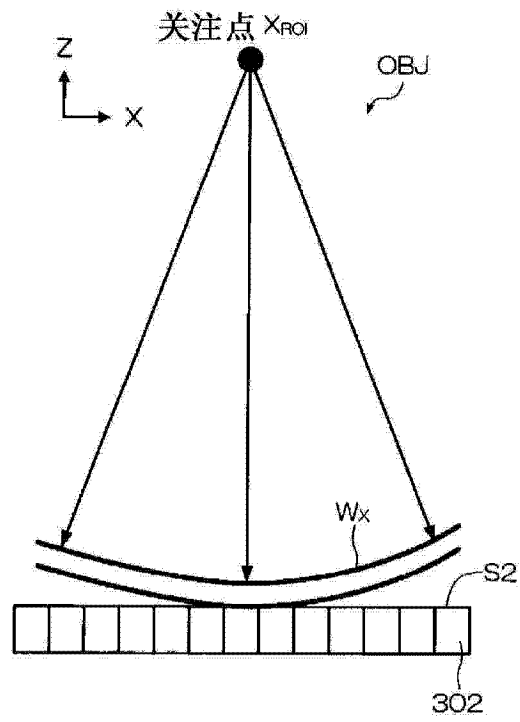


图 4A

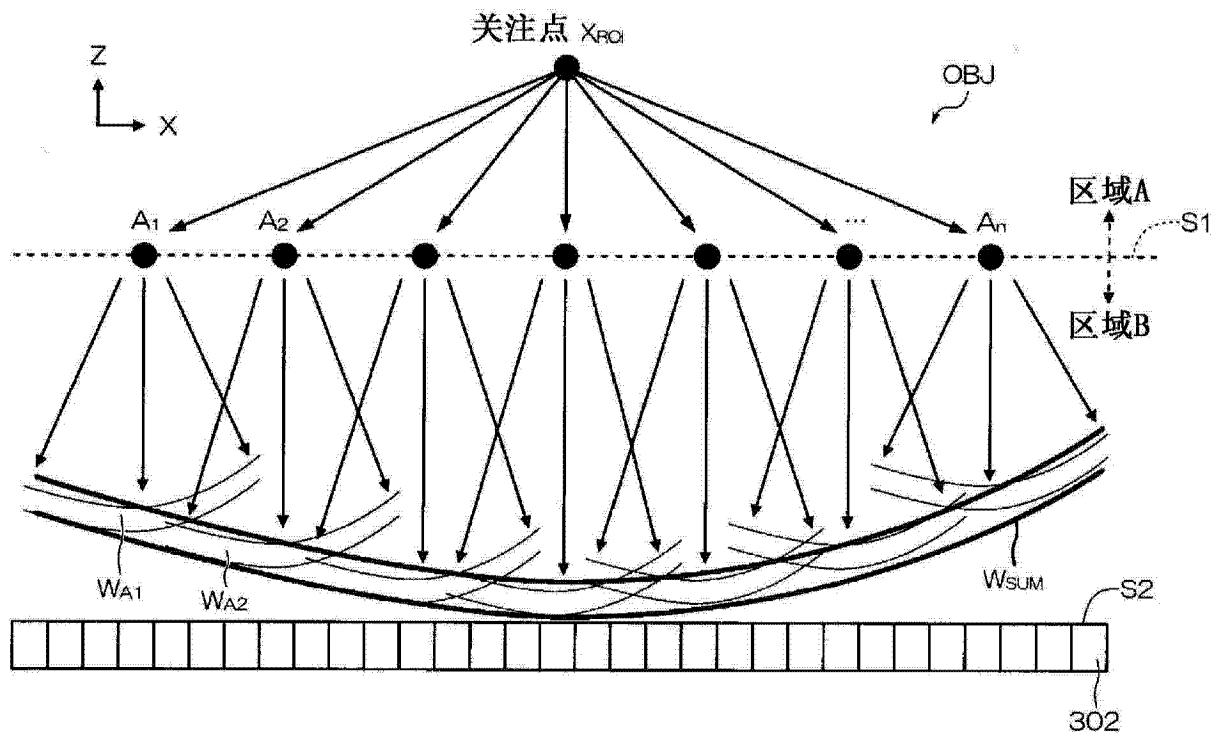


图 4B

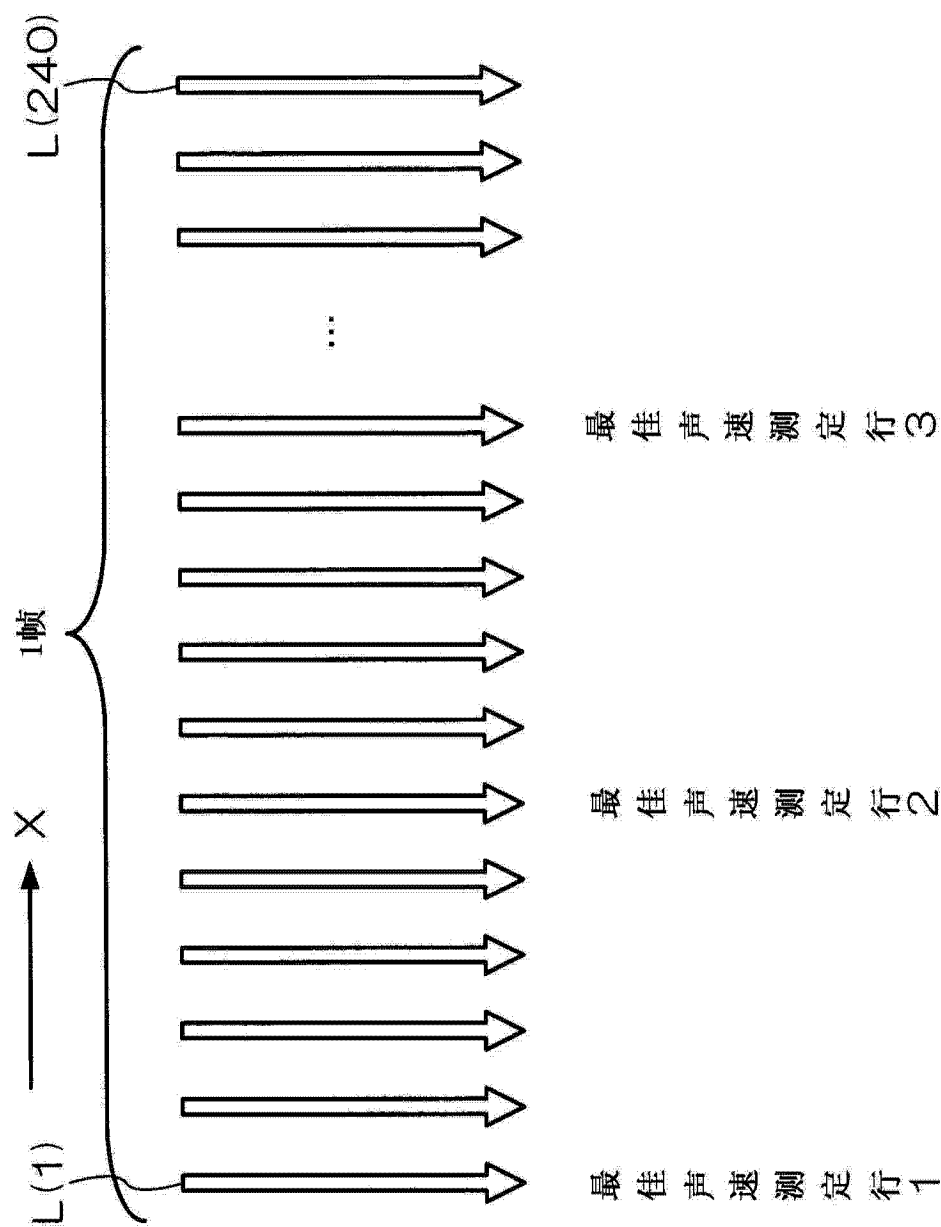


图 5

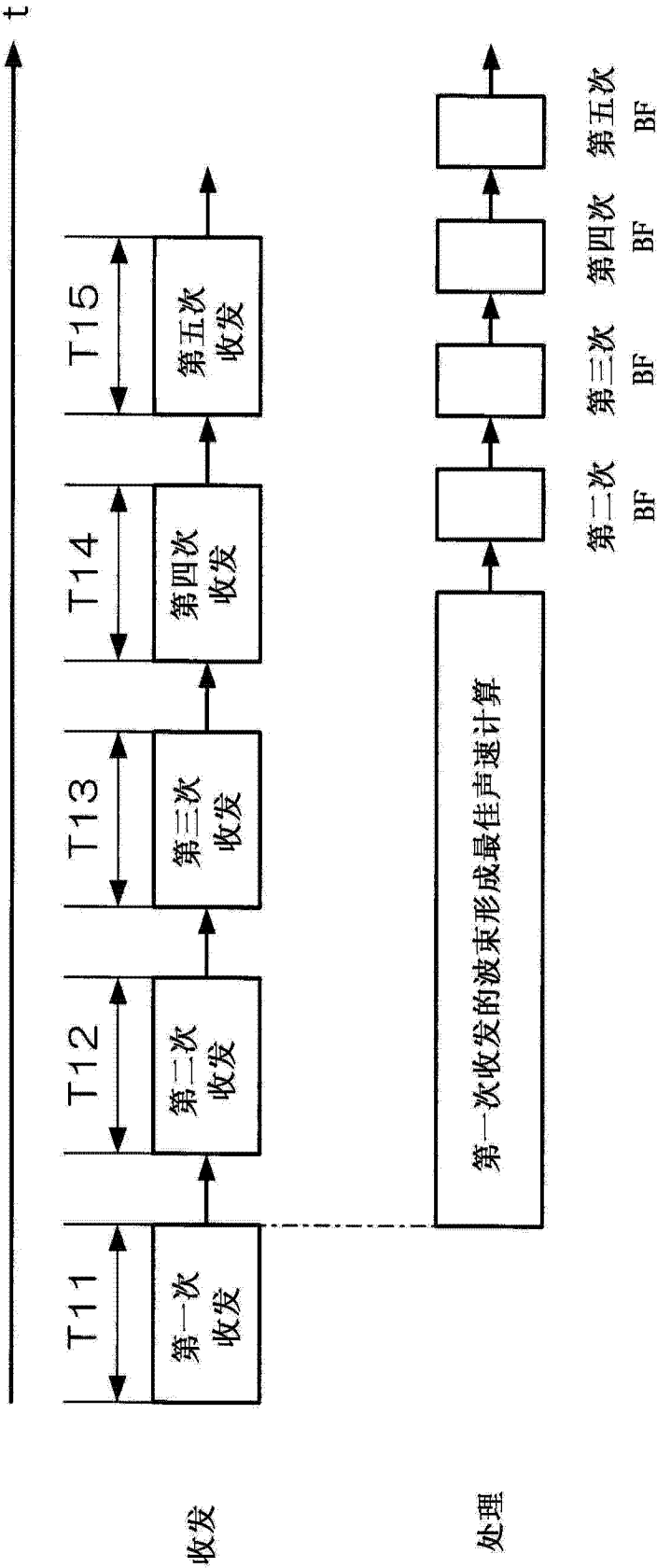


图 6

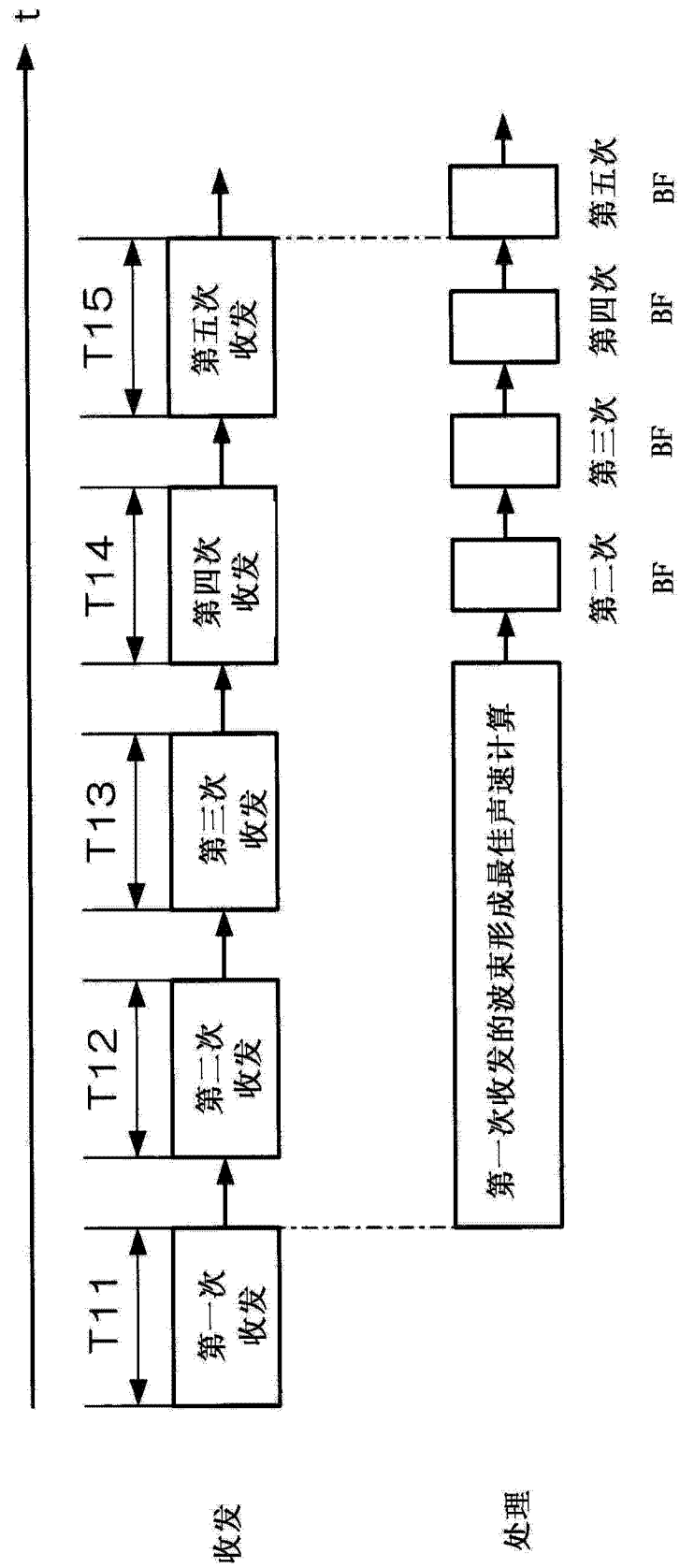


图 7

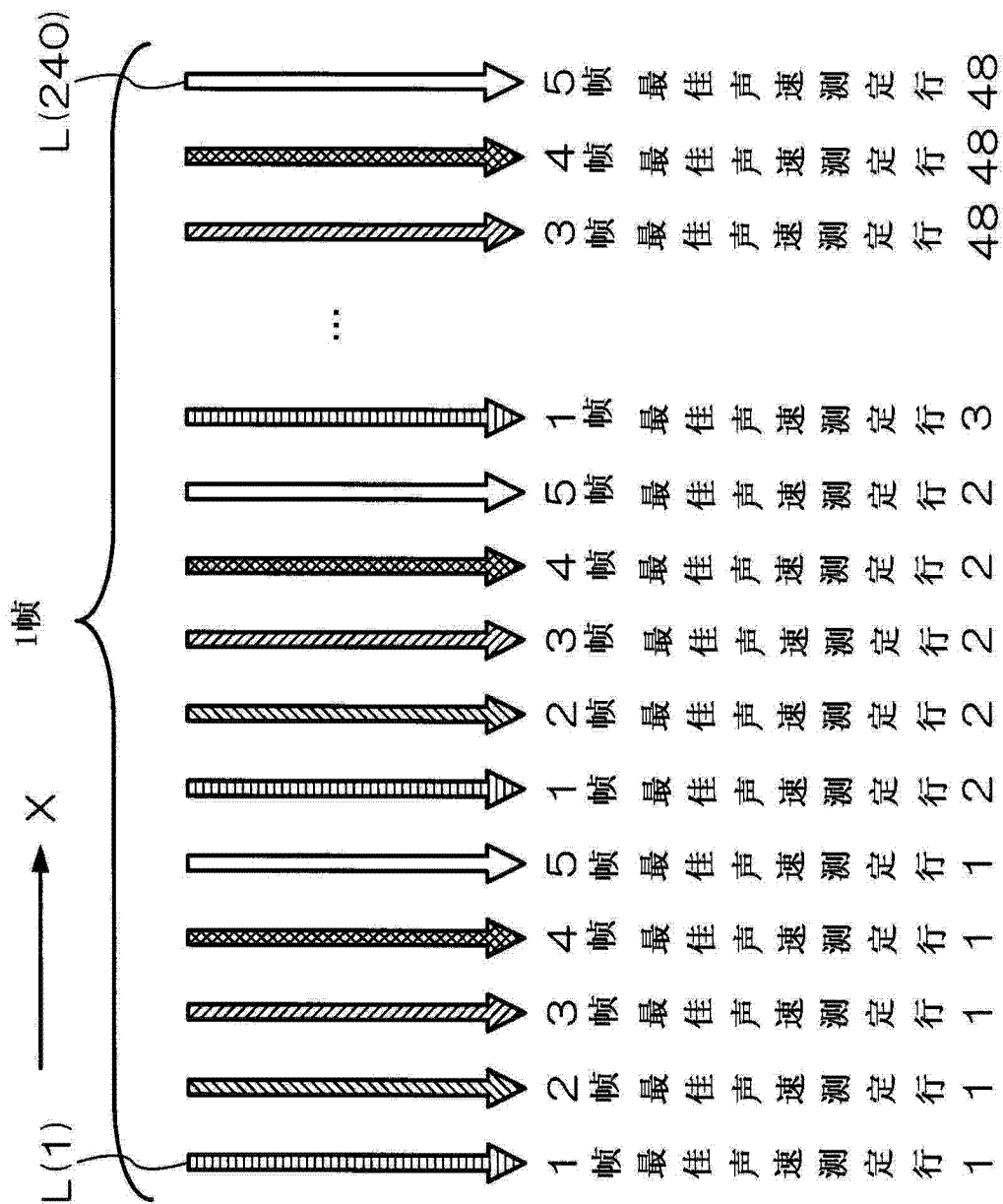


图 8

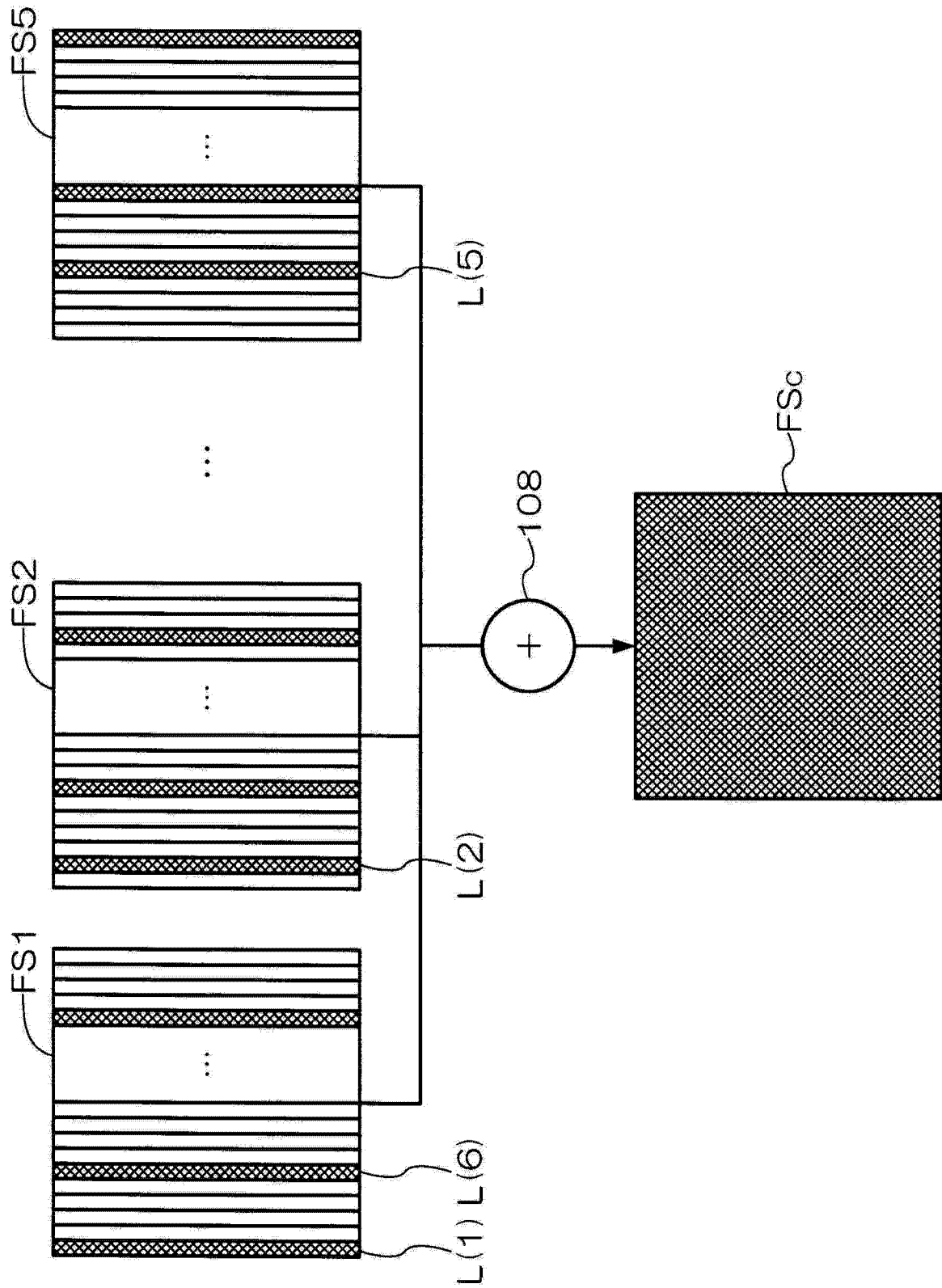


图 9

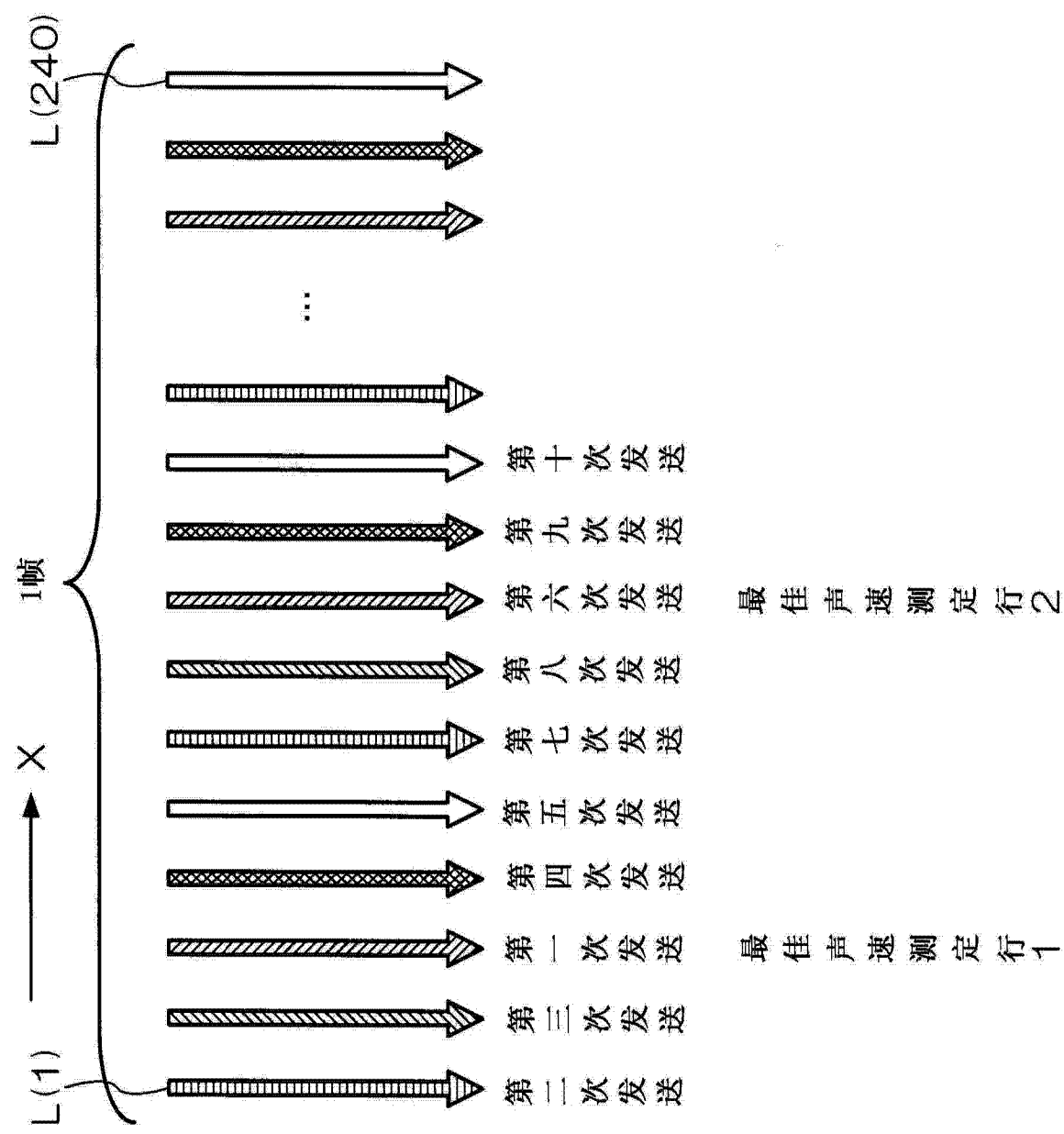


图 10

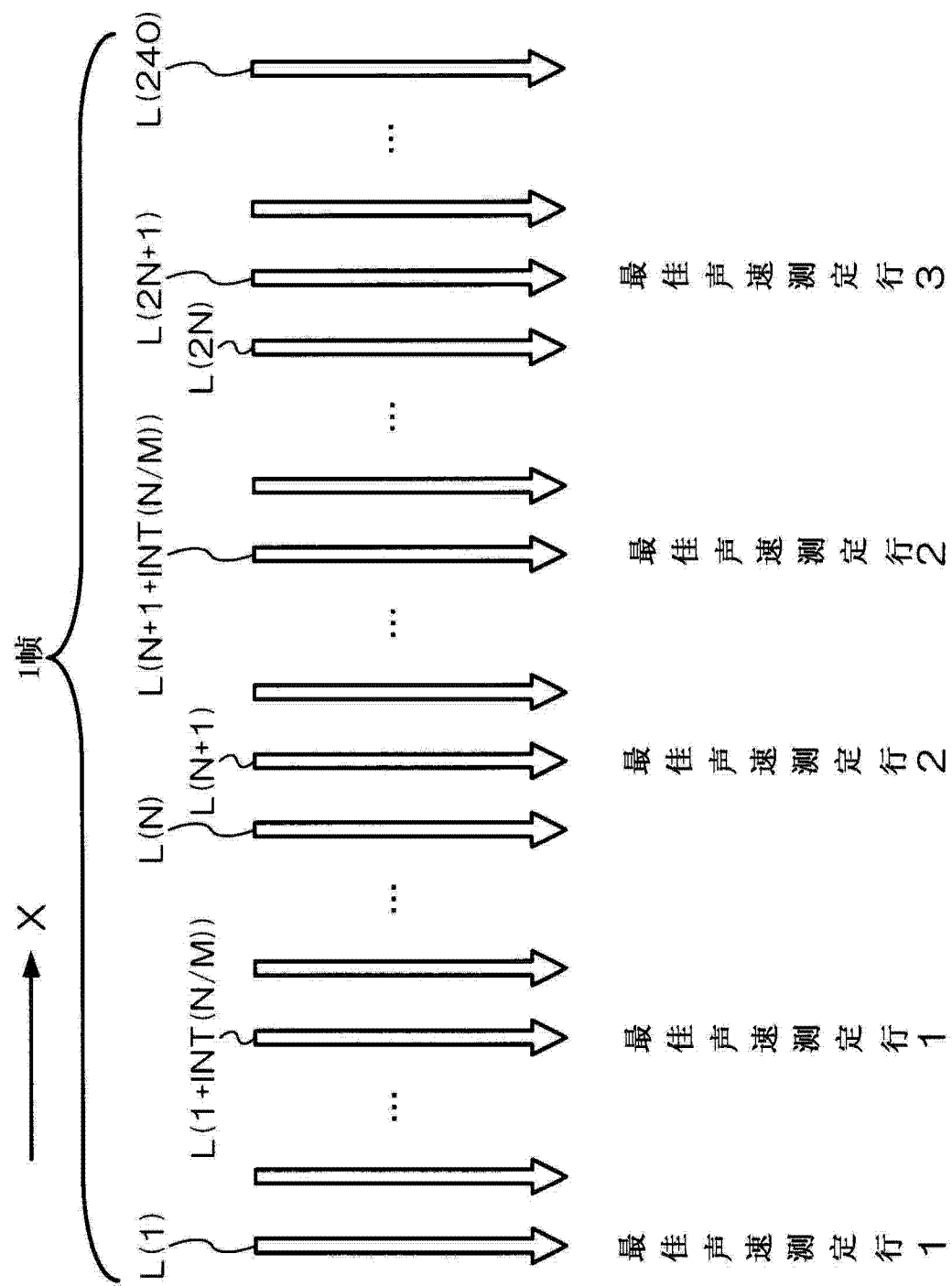


图 11

专利名称(译)	超声波信号处理装置和超声波信号处理方法		
公开(公告)号	CN104349720A	公开(公告)日	2015-02-11
申请号	CN201380027500.8	申请日	2013-05-17
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S7/52017 A61B8/06 G01N29/0654 G01S15/02 G01N29/07 G01S7/52053 A61B8/0891 A61B8/4461 A61B8/5207 G01N29/0672 G01S7/52049 G01S7/52074 G01S7/52085 A61B8/4444		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012119912 2012-05-25 JP		
其他公开文献	CN104349720B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一方式所涉及的超声波信号处理方法在对多个发送聚焦行分别依次执行至少1次超声波的发送而生成1帧超声波图像的情况下，基于在沿多个发送聚焦行的N次超声波的发送中的、沿不同的发送聚焦行的M次超声波的发送中取得的收发数据，对被检体内的声速进行测定，其中，N是2以上的整数，M是1以上且小于N的整数。

