



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104349719 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 11

(21) 申请号 201380027102. 6

(22) 申请日 2013. 05. 24

(30) 优先权数据

2012-120009 2012. 05. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/064458 2013. 05. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/176245 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 山本拓明

(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

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

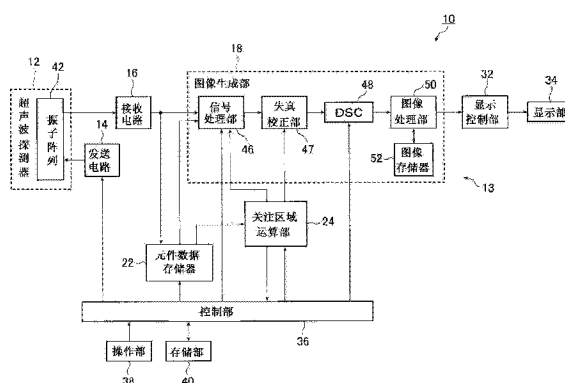
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及数据处理方法

(57) 摘要

提供不论被检体内的声速的分布如何都能够输出无失真的适当的超声波图像的超声波诊断装置。在两处以上算出被检体内的声速, 根据所算出的声速而进行所生成的超声波图像的坐标变换, 从而解决该课题。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探测器,具有多个超声波换能器,所述超声波换能器发送超声波并接收由被检体反射的超声回波而并输出与接收到的超声回波对应的模拟接收信号;

AD 转换单元,对所述超声波换能器所输出的模拟接收信号进行 A/D 转换而作为数字接收信号;

存储单元,存储所述数字接收信号;

声速确定单元,使用所述 AD 转换单元所转换的数字接收信号或者从所述存储单元读出的数字接收信号,来确定所述被检体内的多个点处的声速;

信号处理单元,对所述 AD 转换单元所转换的数字接收信号或者从所述存储单元读出的数字接收信号至少实施接收聚焦处理,而生成所述被检体的亮度图像;及

坐标变换单元,对所述信号处理单元所生成的亮度图像,基于所述声速确定单元所确定的声速而进行坐标变换。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述坐标变换单元进行的坐标变换是时间-距离变换。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,

所述坐标变换单元通过对进行了坐标变换后的亮度图像的像素进行插值,生成具有与坐标变换前的亮度图像对应的像素位置的校正图像。

4. 如权利要求 1 至 3 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

具有设定至少一个关注区域的关注区域设定单元和使所述超声波探测器进行与所设定的所述关注区域对应的超声波的收发收发控制单元,

并且,所述声速确定单元具有用于设定多个设定声速的设定声速指定单元和聚焦指标计算单元,所述设定声速用于对所述关注区域的数字接收信号进行接收聚焦,所述聚焦指标计算单元对应每个所述设定声速对所述关注区域的数字接收信号进行接收聚焦而算出所述关注区域中的亮度图像的聚焦指标,所述声速确定单元使用该聚焦指标,来确定所述关注区域的声速。

5. 如权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述信号处理单元使用所述声速确定单元所算出的声速,来进行所述接收聚焦处理。

6. 如权利要求 4 或 5 所述的超声波诊断装置,其中,

所述关注区域设定单元在深度方向上的两处以上和方位方向上的两处以上的至少一方设定所述关注区域。

7. 如权利要求 4 至 6 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述关注区域设定单元设定两个以上的关注区域,

所述声速确定单元在所述关注区域设定单元所设定的两个以上的关注区域中对应每个关注区域确定声速。

8. 如权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述声速确定单元与所述信号处理单元所生成的亮度图像的全部像素对应地确定所述声速。

9. 一种数据处理方法,其特征在于,具有如下步骤:

向被检体发送超声波,获得与由被检体反射的超声回波对应的模拟接收信号;

对该模拟接收信号进行 A/D 转换而作为数字接收信号；

存储所述数字接收信号；

使用进行了 AD 转换后的所述数字接收信号或者所存储的所述数字接收信号，来确定所述被检体内的多个点处的声速；

对进行了 AD 转换后的所述数字接收信号或者所存储的所述数字接收信号至少实施接收聚焦处理，而生成所述被检体的亮度图像；及

对所生成的所述亮度图像，基于所确定的所述声速而进行坐标变换。

10. 如权利要求 9 所述的数据处理方法，其中，

所述坐标变换是时间 - 距离变换。

11. 如权利要求 9 或 10 所述的数据处理方法，其中，

具有通过对进行了所述坐标变换后的亮度图像的像素进行插值而生成具有与坐标变换前的亮度图像对应的像素位置的校正图像的步骤。

12. 如权利要求 9 至 11 中任一项所述的数据处理方法，其中，

具有设定至少一个关注区域且进行与所设定的所述关注区域对应的超声波的收发的步骤，

并且，在确定所述声速的步骤中，设定多个用于对所述关注区域的数字接收信号进行接收聚焦的设定声速，对应每个设定声速对所述关注区域的数字接收信号进行接收聚焦，算出所述关注区域中的亮度图像的聚焦指标，并使用该聚焦指标，来确定所述关注区域的声速。

13. 如权利要求 9 至 12 中任一项所述的数据处理方法，其中，

在生成所述被检体的亮度图像的步骤中，使用所确定的所述声速来实施所述接收聚焦处理。

14. 如权利要求 12 或 13 所述的数据处理方法，其中，

在进行所述关注区域的设定的步骤中，在深度方向上的两处以上和方位方向上的两处以上的至少一方设定所述关注区域。

15. 如权利要求 12 至 14 中任一项所述的数据处理方法，其中，

在进行所述关注区域的设定的步骤中，设定两个以上的关注区域，

在确定所述声速的步骤中，在所设定的所述两个以上的关注区域中确定声速。

16. 如权利要求 9 至 15 中任一项所述的数据处理方法，其中，

在设定所述超声波的步骤中，与所生成的所述亮度图像的全部像素对应地确定所述声速。

超声波诊断装置及数据处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及超声回波的数据处理方法。详细而言,涉及能够与被检体的体内的声速的差异无关地获得高画质的图像的超声波诊断装置及数据处理方法。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,利用了超声波图像的超声波诊断装置变得实用化。

[0003] 一般,这种超声波诊断装置构成为具有超声波探测器(超声波探头,以下,称为探测器)和诊断装置主体。在超声波诊断装置中,从探测器朝向被检体发送超声波,由探测器接收来自被检体的超声回波,在诊断装置主体中对该接收信号进行电处理,从而形成超声波图像。

[0004] 在现有的超声波诊断装置中,假设为在被检体的生物体内的超声波的声速为恒定,从而超声波的声速值固定为某一值。

[0005] 但是,由于生物体内的脂肪层、肌肉层等组织的差异而声速不同,所以被检体内的超声波的声速不一样。此外,在较胖的被检测者和较瘦的被检测者中,脂肪层、肌肉层的厚度不同。即,超声波的声速存在个体差异。

[0006] 因此,在固定了超声波的声速的现有的超声波装置中,当被检体内的实际的声速和所设定的声速不同时,在被检体内反射而成的超声回波的到达时间与所设定的延迟时间产生偏差。

[0007] 其结果是,存在如下问题:不能进行适当的相位匹配,接收聚焦变得不合适,所获得的超声波图像的画质变差。此外,还存在所获得的超声波图像相对于实际的被检体产生失真的问题。

[0008] 针对这样的问题,在专利文献1中,记载了如下的超声波诊断装置:设定关注区域而进行超声波的收发,使用适当设定的多个声速(设定声速),对所获得的接收信号进行接收聚焦,对应各设定声速的每个设定声速算出聚焦指标(例如,亮度等),使用所算出的聚焦指标,来确定例如作为聚焦指标的亮度最高的设定声速作为关注区域中的声速。

[0009] 在专利文献1记载的超声波诊断装置中,例如,根据所确定的声速而校正延迟时间、延迟模式,并进行接收聚焦,而生成超声波图像,从而能够与被检体内、每个被检体的声速的差异无关地,稳定地输出适当的超声波图像。

[0010] 此外,在专利文献2中,记载了如下的超声波诊断装置:利用接收信号(回波强度)的强度反映了被检体的反射点的组织的硬度并且根据组织的硬度而声速不同这一情况,防止了由被检体内的声速的差异引起的画质变差。

[0011] 在该超声波诊断装置中,利用接收信号强度成为组织的硬度的指标以及组织的硬度与声速的关系具有一定的相关这一情况,预先制作表示接收信号的强度与声速比(声速相对于设定声速的变化量)的关系的比率表格。在此基础上,根据接收的强度,使用该比率表格而检测声速比,并利用该声速比,对超声波图像的像素位置进行一并替换,从而进行声速校正。

[0012] 专利文献 1 : 日本特开 2011-92686 号公报

[0013] 专利文献 2 : 日本特开 2009-100997 号公报

发明内容

[0014] 发明要解决的课题

[0015] 但是, 如专利文献 1 所示, 仅仅通过确定被检体的声速, 根据该声速而进行接收聚焦, 不能充分防止由被检体的声速的变化等引起的超声波图像的画质变差。

[0016] 此外, 在接收信号的强度与组织的硬度之间不一定具有一定的相关。因此, 在专利文献 2 记载的处理中, 还存在不能进行适当的声速校正的情况, 还存在成为失真的超声波图像的可能性。

[0017] 本发明的目的在于, 解决这样的现有技术的问题点, 提供没有与被检体内的声速的差异对应的画质变差且能够生成高画质的超声波图像的超声波诊断装置及数据处理方法。

[0018] 用于解决课题的手段

[0019] 为了实现该目的, 本发明的超声波诊断装置的特征在于, 具有:

[0020] 超声波探测器, 具有多个超声波换能器, 该超声波换能器发送超声波并接收由被检体反射的超声回波而输出与接收到的超声回波对应的模拟接收信号;

[0021] AD 转换单元, 对超声波换能器所输出的模拟接收信号进行 A/D 转换而作为数字接收信号;

[0022] 存储单元, 存储数字接收信号;

[0023] 声速确定单元, 使用 AD 转换单元所转换的数字接收信号或者从存储单元读出的数字接收信号, 来确定被检体内的多个点处的声速;

[0024] 信号处理单元, 对 AD 转换单元所转换的数字接收信号或者从存储单元读出的数字接收信号至少实施接收聚焦处理, 而生成被检体的亮度图像; 及

[0025] 坐标变换单元, 对信号处理单元所生成的亮度图像, 基于声速确定单元所确定的声速而进行坐标变换。

[0026] 优选地, 在这样的本发明的超声波诊断装置中, 坐标变换单元进行的坐标变换是时间 - 距离变换。

[0027] 此外, 优选地, 坐标变换单元通过对进行了坐标变换后的亮度图像的像素进行插值, 生成具有与坐标变换前的亮度图像对应的像素位置的校正图像。

[0028] 此外, 优选地, 具有设定至少一个关注区域的关注区域设定单元和使超声波探测器进行与所设定的关注区域对应的超声波的收发的收发控制单元, 并且, 声速确定单元具有用于设定多个设定声速的设定声速指定单元和聚焦指标计算单元, 该设定声速用于对关注区域的数字接收信号进行接收聚焦, 该聚焦指标计算单元对应每个设定声速对关注区域的数字接收信号进行接收聚焦, 算出关注区域中的亮度图像的聚焦指标, 该声速确定单元使用该聚焦指标, 来确定关注区域的声速。

[0029] 此外, 优选地, 信号处理单元使用声速确定单元所算出的声速, 来进行接收聚焦处理。

[0030] 此外, 优选地, 关注区域设定单元在深度方向上的两处以上和方位方向上的两处

以上的至少一方设定关注区域。

[0031] 此外,优选地,关注区域设定单元设定两个以上的关注区域,声速确定单元在关注区域设定单元所设定的两个以上的关注区域中对应每个关注区域确定声速。

[0032] 此外,优选地,声速确定单元与信号处理单元所生成的亮度图像的全部像素对应地确定声速。

[0033] 此外,本发明的数据处理方法的特征在于,具有如下步骤:

[0034] 向被检体发送超声波,获得与由被检体反射的超声回波对应的模拟接收信号;

[0035] 对该模拟接收信号进行 A/D 转换而作为数字接收信号;

[0036] 存储数字接收信号;

[0037] 使用进行了 AD 转换后的数字接收信号或者所存储的数字接收信号,来确定被检体内的多个点中的声速;

[0038] 对进行了 AD 转换后的数字接收信号或者所存储的数字接收信号至少实施接收聚焦处理,而生成被检体的亮度图像;及

[0039] 对所生成的亮度图像,基于所确定的声速而进行坐标变换。

[0040] 优选地,在这样的本发明的数据处理方法中,坐标变换是时间-距离变换。

[0041] 此外,优选地,具有通过对进行了坐标变换后的亮度图像的像素进行插值而生成具有与坐标变换前的亮度图像对应的像素位置的校正图像的步骤。

[0042] 此外,优选地,具有设定至少一个关注区域且进行与所设定的关注区域对应的超声波的收发的步骤,并且,在确定声速的步骤中,设定多个用于对关注区域的数字接收信号进行接收聚焦的设定声速,对应每个设定声速对关注区域的数字接收信号进行接收聚焦,算出关注区域中的亮度图像的聚焦指标,并使用该聚焦指标,来确定关注区域的声速。

[0043] 此外,优选地,在生成被检体的亮度图像的步骤中,使用所确定的声速来实施接收聚焦处理。

[0044] 此外,优选地,在进行关注区域的设定的步骤中,在深度方向上的两处以上和方位方向上的两处以上的至少一方设定关注区域。

[0045] 此外,优选地,在进行关注区域的设定的步骤中,设定两个以上的关注区域,在确定声速的步骤中,在所设定的两个以上的关注区域中确定声速。

[0046] 此外,优选地,在设定超声波的步骤中,与所生成的亮度图像的全部像素对应地确定声速。

[0047] 发明效果

[0048] 根据这样的本发明,在被检体内的两点以上确定声速,并使用该声速,进行根据接收信号生成的超声波图像(亮度图像)的坐标变换,所以能够生成对由被检体内的声速的差异(声速分布)引起的图像的失真进行了校正后的、高画质的超声波图像。

[0049] 此外,由于存储对进行接收聚焦(相位匹配加算)之前的、超声波探测器(超声波换能器)所输出的模拟的接收信号进行了 A/D 转换后的接收信号,所以能够使用该接收信号,高精度地确定声速。

附图说明

[0050] 图 1 是表示实施本发明的数据处理方法的、本发明的超声波诊断装置的一实施方

式的结构的框图。

[0051] 图 2 是用于说明基于环境声速而校正接收数据的延迟时间的方法的概念图。

[0052] 图 3 是概念性地表示图 1 所示的关注区域运算部的结构的框图。

[0053] 图 4 是表示图 4 所示的关注区域运算部的处理的流程的流程图。

[0054] 图 5 是表示对来自点反射的接收数据实施了接收聚焦后的情况的图。

[0055] 图 6 是表示散斑区域的无数的散射点的情况的图。

[0056] 图 7 是表示对散斑区域的无数的散射点实施发送聚焦而形成了假拟的点反射的情况的图。

[0057] 图 8 是表示每个设定声速的聚焦指标的曲线图。

[0058] 图 9 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的即时预览模式时的处理的流程的流程图。

[0059] 图 10(A) ~ (C) 是用于说明图 1 所示的超声波诊断装置中的失真校正的概念图。

[0060] 图 11(A) ~ (C) 是用于说明通常的超声波诊断装置中的 B 模式图像的生成的概念图。

具体实施方式

[0061] 以下,基于附图所示的优选实施例,详细说明本发明的超声波诊断装置及数据处理方法。

[0062] 图 1 利用框图来概念性地表示实施本发明的数据处理方法的、本发明的超声波诊断装置的一例。

[0063] 与通常的超声波诊断装置同样地,图 1 所示的超声波诊断装置 10 构成为具有超声波探测器 12 和与超声波探测器 12 连接的诊断装置主体 13。

[0064] 这样的超声波诊断装置 10 是如下的装置:超声波探测器 12 向被检体发送超声波束,且向诊断装置主体 13 输出与由被检体反射而成的超声回波对应的接收信号,诊断装置主体 13 对该接收信号进行处理,生成并显示超声波图像。

[0065] 超声波探测器 12 与被检体抵接而使用,具有在通常的超声波诊断装置中使用的振子阵列 42。

[0066] 振子阵列 42 具有呈一维或者二维排列的多个超声波换能器(超声波收发元件)。超声波换能器在拍摄超声波图像时,分别根据从发送电路 14 提供的驱动信号,向被检体发送超声波束而输出与由被检体反射而成的超声回波对应的接收信号。

[0067] 各超声波换能器由在压电体的两端形成有电极的振子构成,该压电体由例如以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏氟乙烯)为代表的高分子压电元件、以 PMN-PT(铌镁酸/钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等构成。

[0068] 当向振子的电极施加脉冲状或者连续波的电压时,根据被施加的电压而压电体伸缩,从各个振子产生脉冲状或者连续波的超声波。此外,从各振子产生的超声波根据各振子的驱动的延迟而合成(即,发送聚焦),形成超声波束。

[0069] 此外,振子通过在被检体内反射而成的超声回波入射而伸缩,产生与该伸缩的大小对应的电信号。该电信号作为模拟接收信号而向装置主体 13 的接收电路 16 输出。

[0070] 另一方面,诊断装置主体 13(以下,设为装置主体 13)具有发送电路 14 以及接收

电路 16、图像生成部 18、元件数据存储器 22、关注区域运算部 24、显示控制部 32、显示部 34、控制部 36、操作部 38 及存储部 40。

[0071] 发送电路 14 例如具有多个脉冲发生器,向超声波探测器 12 的振子阵列 42 的超声波换能器提供驱动信号(施加驱动电压)。

[0072] 发送电路 14 基于控制部 36 所选择的发送延迟模式,以多个超声波换能器所发送的超声波形成作为目的的超声波束的方式进行调节驱动信号的延迟量(驱动电压的施加时机)的发送聚焦,并将驱动信号提供给超声波换能器。由此,从超声波探测器 12(振子阵列 42)向被检体发送作为目的的超声波束。

[0073] 接收电路 16 对振子阵列 42 的各超声波换能器所输出的模拟的接收信号(模拟的电信号)进行放大,进一步进行 A/D(模拟/数字)转换,而生成数字的接收信号(RF 数据)。以下,也将接收电路 16 生成的、该数字的接收信号称为元件数据。

[0074] 接收电路 16 将所生成的元件数据提供给图像生成部 18 以及元件数据存储器 22。

[0075] 在此,如上所述,超声波的发送根据发送延迟模式而进行。此外,在没有确定后述的环境声速的状态下,由后述的信号处理部 46 进行的元件数据(接收信号)的处理即超声波图像的形成根据接收延迟模式而进行。

[0076] 发送延迟模式是指为了通过从多个超声波换能器发送的超声波在期望的方向上形成超声波束而对驱动信号赋予的延迟时间的模式数据。另一方面,接收延迟模式是指为了通过由多个超声波换能器接收的超声波来提取来自期望的方向的超声回波而对元件数据赋予的延迟时间的模式数据。

[0077] 多个发送延迟模式以及接收延迟模式预先存储于存储部 40 中。控制部 36 从存储于存储部 40 的多个发送延迟模式以及接收延迟模式中选择一个发送延迟模式以及接收延迟模式,根据所选择的发送延迟模式以及接收延迟模式,向发送电路 14 以及信号处理部 46 输出控制信号,进行超声波的收发控制。

[0078] 图像生成部 18 根据从接收电路 16 提供的元件数据(接收信号),生成超声波图像。

[0079] 如图 1 所示,图像生成部 18 具有信号处理部 46、失真校正部 47、DSC48、图像处理部 50 以及图像存储器 52。

[0080] 被检体内的超声波反射源和超声波换能器之间的距离在各超声波换能器中分别不同。因此,即使是相同的超声波反射源,超声回波到达各超声波换能器的时间也不同。

[0081] 信号处理部 46 基于与从控制部 36 提供的接收延迟模式对应的控制信号或者从后述的关注区域运算部 24 提供的环境声速,对亮度图像的接收数据中的超声回波的到达时刻之差(延迟时间)进行校正而进行接收聚焦处理,进一步进行预定处理,而生成超声波图像(B 模式图像信号)。

[0082] 在本实施方式的情况下,信号处理部 46 将各接收数据延迟相当于各超声波换能器的每个超声波换能器的超声回波的到达时刻之差(延迟时间)的量,并对赋予了延迟时间的接收数据进行匹配加算,从而以数字方式进行接收聚焦处理。

[0083] 作为一例,超声波诊断装置 10 构成为,例如根据模式等而能够选择(能够切换)与接收延迟模式对应的接收聚焦处理和与环境声速对应的接收聚焦处理。

[0084] 在超声波诊断装置 10 中,在通过模式的选择等而选择了与环境声速对应的接收

聚焦处理的情况下,若在元件数据存储器 22 中存储有元件数据,则从元件数据存储器 22 读出元件数据而确定环境声速(实时确定环境声速),使用该环境声速,通过后述的图 2 所示的方法而进行延迟时间的校正,进行接收聚焦处理。关于环境声速的确定,在后面详细叙述。此外,超声波诊断装置 10 在选择了与环境声速对应的接收聚焦处理的情况下,还进行后述的基于使用环境声速的坐标变换的失真校正(失真校正模式)。另外,在本发明中,也可以是在选择了与环境声速对应的接收聚焦处理的情况下,也能够根据模式等而选择是否进行失真校正。

[0085] 另一方面,在通过模式的选择等而选择了与接收延迟模式对应的接收聚焦处理的情况下,信号处理部 46 与公知的超声波诊断装置同样地,根据接收延迟模式而进行接收聚焦处理。

[0086] 但是,在本发明中,接收聚焦并不限于于此,能够利用各种方式。

[0087] 例如,也可以是直到操作者设定关心区域(ROI(Region of Interest))为止,与公知的超声波诊断装置同样地,根据接收延迟模式而进行接收聚焦处理,若设定了 ROI,则确定环境声速,以后,通过后述的图 2 所示的方法而进行延迟时间的校正,进行接收聚焦处理。

[0088] 此外,在本发明中,与环境声速对应的接收聚焦处理并不限于这个方法。

[0089] 例如,也可以是控制部 36 选择与环境声速对应的接收延迟模式,并将对应于此的控制信号提供给信号处理部 46。或者,也可以是控制部 36 根据环境声速而校正接收延迟模式,并将与校正后的接收延迟模式对应的控制信号提供给信号处理部 46。或者,也可以是信号处理部 46 根据环境声速而校正从控制部 36 提供的控制信号,进行接收聚焦处理。

[0090] 在与超声波反射源不同的位置有其他超声波反射源的情况下,来自其他超声波反射源的接收信号的到达时刻不同,所以通过由信号处理部 46 进行加算,来自其他超声波反射源的接收信号的相位相互抵消。由此,来自超声波反射源的接收信号变得最大并对焦。通过接收聚焦处理,生成超声回波的焦点被聚拢的接收数据(声线信号)。

[0091] 如上所述,使用了接收延迟模式的接收聚焦处理与公知的超声波诊断装置同样地进行即可。

[0092] 另一方面,与环境声速对应的接收聚焦处理根据环境声速来校正元件数据(接收信号)的延迟时间而进行。以下,说明由信号处理部 46 进行的元件接收数据的延迟时间的校正。

[0093] 图 2 是表示基于环境声速而校正元件数据的延迟时间的情况的概念图。在本例中,如该图所示,考虑超声波探测器 12 所具有的多个超声波换能器(超声波收发元件)在该图中左右方向上排成一列的情况。

[0094] 在此,将超声波换能器的排列方向(方位方向)上的各个超声波换能器的宽度设为 L 。因此,从排列方向的中心的超声波换能器朝向端部到第 n 个超声波换能器的距离成为 nL 。

[0095] 如该图所示,设为超声波的反射点位于从中心的超声波换能器相对于排列方向垂直的距离(深度) d 的位置。在该情况下,第 n 个超声波换能器与反射点之间的距离(长度) d_n 通过式(1)而计算。

[0096]
$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \dots (1)$$

[0097] 因此,使用环境声速 V ,超声波从反射点到由第 n 个超声波换能器接收为止的时间 t_n 通过式 (2) 而计算。

[0098] $t_n = d_n/V = ((L)^2 + d^2)^{1/2}/V \dots (2)$

[0099] 如此,各个超声波换能器与反射点之间的距离分别不同。因此,在该例的情况下,如该图上部的曲线图所示,越是排列方向的端部侧的超声波换能器,时间 t_n 越长。

[0100] 即,当将超声波从反射点到由中心的超声波换能器接收为止的时间设为 t_1 时,由第 n 个超声波换能器接收的超声波相对于由中心的超声波换能器接收的超声波,时间被延迟 $\Delta t = t_n - t_1$ 。信号处理部 46 对与各个超声波换能器对应的接收数据,校正由上述时间 Δt 表示的延迟时间。将该延迟的延迟时间 Δt 称为接收延迟模式。如上所述,各个接收数据的延迟时间 Δt 根据距离和环境声速而计算,该距离根据反射点和超声波换能器的几何学配置而求算。

[0101] 另外,上述的例是超声波探测器 12 为直线探测器的情况,但在凸面探测器的情况下,只是探测器形状不同,想法是相同的。

[0102] 此外,信号处理部 46 对进行了接收聚焦处理后的元件数据实施预定的数据处理。

[0103] 在本实施方式的情况下,信号处理部 46 根据超声波的反射位置的深度,实施了由距离引起的衰减的校正之后,实施包络线检波处理,从而生成作为与被检体内的组织相关的断层图像信息的 B 模式图像 (B 模式图像信号)。如众所周知的那样,B 模式图像 (B 模式图像信号) 是指通过点的亮度 (亮度) 表示了超声回波的振幅的亮度图像的图像 (图像信号)。

[0104] 失真校正部 47 是如下的部位:根据从关注区域运算部 24 提供的环境声速,进行信号处理部 46 所生成的 B 模式图像的失真校正。

[0105] 如上所述,信号处理部 46 在确定了环境声速之后,进行与环境声速对应的接收聚焦处理,而生成 B 模式图像。但是,环境声速即使在被检体的内部也根据位置而不同的情况较多 (在被检体内具有声速分布)。即,从反射点到超声波换能器的超声回波的到达时间根据被检体的每个位置的环境声速而变动。

[0106] 因此,即使进行与环境声速对应的接收聚焦处理,B 模式图像的各像素的位置也与被检体内的实际的位置不同。即,通过被检体内的声速分布,图像失真。

[0107] 相对于此,在本发明中,在失真校正部 47 中,根据该被检体内的环境声速而进行坐标变换,从而能够生成无失真的 B 模式图像。

[0108] 失真校正部 47 首先根据关注区域运算部 24 所确定的被检体内的两点以上的环境声速 (在本实施方式中,后述的关注区域中的两个以上的关注区域中的环境声速),进行信号处理部 46 所生成的 B 模式图像的坐标变换 (B 模式图像的像素的排序)。接着,失真校正部 47 通过插值而生成预定的像素位置的像素信号,生成进行了失真校正后的 B 模式图像,并提供给 DSC48。

[0109] 关于失真校正部 47,在后面详细叙述。

[0110] 另外,虽然在后面详细叙述,但在本实施方式中,环境声速在设定了后述的关注区域之后被确定。

[0111] 因此,如上所述,信号处理部 46 在关注区域的设定前即环境声速的确定前,不使用环境声速,而基于与接收延迟模式对应的控制信号,进行接收聚焦处理。此外,后述的失

真校正部 47 在关注区域的设定前即环境声速的确定前,不进行 B 模式图像(超声波图像)的失真校正。

[0112] 由信号处理部 46 生成并由失真校正部 47 进行了失真校正后的 B 模式图像是通过与通常的电视信号的扫描方式不同的扫描方式而获得的。

[0113] 因此,DSC(digital scan converter:数字扫描变换器)48 在控制部 36 的控制之下,将由信号处理部 46 生成的 B 模式图像信号转换为通常的图像信号。作为一例,DSC48 将 B 模式图像信号转换(光栅转换)为按照电视信号的扫描方式(例如,NTSC 方式)的图像信号。

[0114] 图像处理部 50 在对从 DSC48 输入的 B 模式图像信号实施了灰度处理等各种需要的图像处理之后,将图像处理后的 B 模式图像信号存储于图像存储器 52 中,并向显示控制部 32 输出。

[0115] 显示控制部 32 基于由图像处理部 50 实施了图像处理后的 B 模式图像信号,使显示部 34 显示超声波诊断图像。

[0116] 显示部 34 是例如 LCD 等显示装置,在显示控制部 32 的控制之下,显示超声波诊断图像(动态画面/静止画面)以及各种设定画面等。

[0117] 元件数据存储器 22 依次存储从接收电路 16 提供的元件数据(数字的接收信号)。此外,元件数据存储器 22 将从控制部 36 输入的与帧率相关的信息(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)与上述的元件数据建立关联而存储。

[0118] 存储于元件数据存储器 22 中的元件数据以及与帧率相关的信息提供给信号处理部 46 以及关注区域运算部 24。

[0119] 关注区域运算部 24 对元件数据进行分析,在被检体内的两点以上(优选为后述的关注区域的两个以上)中算出环境声速。

[0120] 虽然后述,但在本实施方式中,关注区域运算部 24 设定至少一个关注区域,从元件数据存储器 22 读出所设定的关注区域的元件数据(数字的接收信号)。而且,关注区域运算部 24 对该元件数据进行接收聚焦处理而算出聚焦指标,并使用该聚焦指标,来确定关注区域的环境声速。

[0121] 关注区域运算部 24 将所算出的环境声速向信号处理部 46 以及失真校正部 47 输出。

[0122] 另外,在本发明中,也可以是,不是将关注区域运算部 24 所设定的关注区域作为关注区域,而是将预先设定的多个位置(区域)、操作者任意输入的多个位置等作为关注区域,进行与后述的关注区域的处理相同的处理。

[0123] 在此,关注区域运算部 24 优选设定两个以上的关注区域,进一步优选在深度方向(超声波的收发方向)上设定两个以上的关注区域和/或在方位方向(方位方向)上设定两个以上的关注区域。

[0124] 此外,关注区域运算部 24 优选在所设定的关注区域内的至少两个关注区域中确定声速,进一步优选在深度方向的两个以上的关注区域和/或在方位方向的两个以上的关注区域中确定声速,更优选在全部关注区域中确定声速。其中,尤其优选与 B 模式图像的全部像素对应地设定关注区域,与 B 模式图像的全部像素对应地进行环境声速的确定。

[0125] 控制部 36 基于由医生等操作者从操作部 38 输入的指示,进行超声波诊断装置 10

的各部的控制。此外,如上所述,控制部 36 进行存储于存储部 40 中的发送延迟模式以及接收延迟模式的选择,将与所选择的模式对应的控制信号向发送电路 14 以及信号处理部 46 输出,进行超声波的收发控制。

[0126] 操作部 38 是接受来自操作者的指示输入的输入设备,例如,能够使用键盘、鼠标、跟踪球、触摸面板。

[0127] 存储部 40 存储用于控制部 36 执行超声波诊断装置 10 的各部的控制的动作程序、发送延迟模式以及接收延迟模式等,能够使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等记录介质。

[0128] 另外,信号处理部 46、DSC48、图像处理部 50、显示控制部 32 以及关注区域运算部 24 由 CPU(计算机)和用于使 CPU 执行各种处理的动作程序构成,但也可以由数字电路构成这些。

[0129] 接着,说明关注区域运算部 24 的详细内容。

[0130] 图 3 是表示图 1 所示的关注区域运算部的结构的框图。

[0131] 如图 3 所示,关注区域运算部 24 具有关注区域设定部 60、发送聚焦控制部 62、设定声速指定部 64、聚焦指标计算部 66 以及环境声速确定部 68。

[0132] 关注区域设定部 60 根据来自控制部 36 的指示,在 B 模式图像上(超声波图像上)设定关注区域。

[0133] 在本实施方式中,关注区域设定部 60 将 B 模式图像的画面整体分割为格子状,将其每个作为关注区域。该分割的数目(格子的数目)既可以预先默认设定,也可以使操作者能够在方位方向和/或深度方向上任意设定。此外,在分割数目被默认设定的情况下,也可以对应每个图像尺寸、每个观察部位具有不同的设定。而且,也可以预先设定多个分割数目,使操作者能够选择。

[0134] 或者,也可以不是在画面整体中,而是对预先设定或者从多个选项中选择的部分画面的一部分分割为格子状,将其每个作为关注区域。此外,也可以不是在画面整体中,而是与操作者所设定的 ROI 对应地设定关注区域。另外,在画面的一部分、ROI 内设定关注区域的情况下,分割还是与上述的画面整体同样地进行即可。此外,也可以设为操作者能够选择画面整体中的关注区域的设定和 ROI 内的关注区域的设定。

[0135] 此外,进行分割的形状并不限定于格子状,例如,若是如凸面探测器的超声波图像这样的扇形的 B 模式图像,则进行分割的形状也可以对应于此而设为扇形。在该情况下,关注区域也不限定于一个,优选设定多个。

[0136] 无论是哪种情况,都优选设定两个以上的关注区域,进一步优选在深度方向上设定两个以上的关注区域和/或在方位方向上设定两个以上的关注区域,这如上所述。

[0137] 另外,关注区域可以在图像较大地变动的情况(图像特征量的变动值超过了阈值的情况等)、在进行了观察倍率的变更、观察深度的变更等观察条件的变更后的情况下等变更或者更新,也可以使操作者能够指示关注区域的变更或者更新。

[0138] 发送聚焦控制部 62 对控制部 36 进行发送聚焦指示,使得发送电路 14 对所设定的关注区域执行发送聚焦。

[0139] 设定声速指定部 64 基于控制部 36 的控制,在进行环境声速的确定时,指定用于对接收数据执行接收聚焦的设定声速。

[0140] 聚焦指标计算部 66 从元件数据存储器 22 读出关注区域的接收数据,对应设定声速指定部 64 所指定的多个设定声速的每个设定声速,对接收数据进行接收聚焦,算出接收数据的聚焦指标。

[0141] 环境声速确定部 68 基于多个设定声速的每个设定声速的聚焦指标,确定关注区域的环境声速。

[0142] 在此,如上所述,在本发明中,优选在所设定的关注区域内的至少两个关注区域中确定声速,进一步优选在深度方向的两个以上的关注区域和 / 或在方位方向的两个以上的关注区域中确定声速。在本实施方式中,作为尤其优选的方式,在所设定的全部关注区域中确定环境声速。

[0143] 接着,参照图 4 的流程图,说明关注区域运算部 24 的动作。图 4 是表示图 3 所示的关注区域运算部 24 的处理的流程的流程图。

[0144] 如图 4 所示,在关注区域运算部 24 中,根据来自控制部 36 的指示,关注区域设定部 60 设定关注区域 (步骤 S10)。

[0145] 根据该关注区域的设定,发送聚焦控制部 62 对控制部 36 进行发送聚焦指示,使得发送电路 14 对所设定的关注区域执行发送聚焦。

[0146] 接着,在关注区域运算部 24 中,由设定声速指定部 64 设定设定声速 V 的开始声速 V_{st} 和结束声速 V_{end} (步骤 S20),对设定声速 V 中设置开始声速 V_{st} (步骤 S30)。

[0147] 包括开始声速 V_{st} 以及结束声速 V_{end} 的设定声速既可以预先默认设定,或者,也可以由操作者只任意输入开始声速 V_{st} 以及结束声速 V_{end} ,只有之间的刻度宽度 (预定步长声速量 ΔV) 被默认设定,或者,也可以由操作者任意输入。此外,在设定声速、其刻度宽度被默认设定的情况下,也可以根据观察部位、性别等,设定多种设定声速,操作者能够适当选择。

[0148] 在本例中,作为一例,作为开始声速 V_{st} 设定 1410m/sec,作为结束声速 V_{end} 设定 1570m/sec,对应于此,作为预定的刻度宽度,以 40m/sec 的间隔设定了各设定声速。

[0149] 如图 5 所示,对于来自点反射的接收数据,在实施了接收聚焦时能够取得能够分析强度、锐度的接收数据。但是,如图 6 所示,对于散斑区域的无数的散射点,峰值和方位方向的空间频率由于干扰而零乱,难以在实施了接收聚焦时取得能够分析强度、锐度的接收数据。

[0150] 因此,如图 7 所示,关注区域运算部 24 通过对散斑区域的无数的散射点实施发送聚焦而形成假拟的点反射,对所取得的超声波换能器位置的接收数据实施接收聚焦,通过与分析强度、锐度的点反射相同的方法,在散斑区域中也求算环境声速。

[0151] 即,在关注区域运算部 24 中,从发送聚焦控制部 62 对控制部 36 进行发送聚焦指示使得发送电路 14 对关注区域设定部 60 所设定的关注区域执行发送聚焦,并将发送聚焦位置设为假拟的点反射 (步骤 S40)。

[0152] 并且,关注区域运算部 24 通过聚焦指标计算部 66 从元件数据存储器 22 读出与确定环境声速的位置 (关注区域) 对应的元件数据,对应设定声速指定部 64 所指定的多个设定声速的每个设定声速,对元件数据进行接收聚焦,算出元件数据的聚焦指标 (步骤 S50)。

[0153] 另外,该聚焦指标的计算也可以从接收电路 16 直接取得至少一部分元件数据而进行。

[0154] 在此,在图 5 的点反射的元件数据的情况下,如图 8 所示,在峰值和方位方向(横向位置)的空间频率中观察到由设定声速引起的变化倾向,但如图 6 所示,在通过实施发送聚焦而形成了假拟的点反射时的元件数据的情况下,也观察到图 8 所示的倾向。

[0155] 因此,关注区域运算部 24 通过聚焦指标计算部 66 算出积分值、平方积分值、峰值、对比度、半值幅度、频谱积分、利用最大值、直流分量进行了标准化后的频谱积分值、平方积分值、自相关值等作为聚焦指标(在图 8 的情况下,设定声速 = Amp1490m/sec 时的聚焦指标成为最大)。

[0156] 接着,关注区域运算部 24 通过设定声速指定部 64 判定设定声速 V 是否达到结束声速 V_{end} (步骤 S60),若设定声速 V 小于结束声速 V_{end} (步骤 S60 中“否”),则对设定声速 V 加上预定步长声速量 ΔV 、即在本例中为 40m/sec(步骤 70),并返回到步骤 S40。

[0157] 反复这个例程,当判定为设定声速 V 达到了结束声速 V_{end} (步骤 S60 中“是”)时,进入步骤 S80。

[0158] 并且,关注区域运算部 24 在步骤 S80 中,由环境声速确定部 68 基于多个设定声速的每个设定声速的聚焦指标,例如将最高的聚焦指标的设定声速设为关注区域的环境声速等而确定关注区域的环境声速,并将多确定的环境声速向信号处理部 46 以及失真校正部 47 输出(在图 8 的情况下,最高的聚焦指标的设定声速 = Amp1490m/sec 成为环境声速)。

[0159] 即,环境声速是指在假设为从超声波探测器 12(振子阵列 42(超声波换能器))到某一关注点的声速为恒定时、超声波探测器 12 与关注点之间的区域的平均的声速。

[0160] 如上所述,关注区域运算部 24 在所设定的全部关注区域中进行这样的环境声速的确定。

[0161] 如此,在超声波诊断装置 10 中,对散斑区域的无数的散射点实施发送聚焦而设为假拟的点反射,生成多个设定声速的每个设定声速的聚焦指标,并基于多个设定声速的每个设定声速的聚焦指标,确定关注区域的环境声速。因此,能够通过点反射等级适当地确定包括散斑区域在内的关注区域的环境声速,能够构筑高精度的超声波图像。

[0162] 另外,环境声速的确定方法并不限于上述方法,能够利用公知的各种方法。

[0163] 接着,通过说明超声波诊断装置 10 的动作,详细说明失真校正部 47、本发明的超声波诊断装置及数据处理方法。

[0164] 超声波诊断装置 10 具有即时预览模式和元件数据存储器重放模式这两个动作模式。

[0165] 首先,参照图 9 所示的流程图,说明即时预览模式时的超声波诊断装置 10 的动作。图 9 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的即时预览模式时的处理的流程的流程图。

[0166] 即时预览模式是进行通过使超声波探测器 12 与被检体抵接来进行超声波的收发而获得的超声波图像(动态画面)的显示的模式。

[0167] 在即时预览模式中,超声波探测器 12 与被检体抵接,通过由操作者进行的来自操作部 38 的指示输入而开始超声波诊断。

[0168] 当超声波诊断开始时,控制部 36 根据由操作者进行的来自操作部 38 的指示输入,进行发送条件等的设定。即,进行每个超声波换能器的超声波束的发送方向和超声回波的接收方向的设定、根据超声波束的发送方向而选择发送延迟模式、根据超声回波的接收方向而选择接收延迟模式等(步骤 S 100)。

[0169] 此外,控制部 36 确认是选择了与环境声速对应的接收聚焦处理(失真校正模式)还是与接收延迟模式对应的接收聚焦处理(步骤 S200)。在选择了与环境声速对应的接收聚焦处理(步骤 S200 中“是”)的情况下,控制部 36 将所设定的发送条件传送给关注区域运算部 24 的关注区域设定部 60。关注区域设定部 60 根据该发送条件(超声波束的发送间隔、进行发送的超声波换能器的数目等),如上所述,将进行生成的 B 模式图像整体分割为格子状而设定关注区域(步骤 S 110)。关注区域设定部 60 进一步向发送聚焦控制部 62 发出指示,使得进行关注区域的发送聚焦。

[0170] 对应于此,发送聚焦控制部 62 对控制部 36 进行发送聚焦指示,使得发送电路 14 对所设定的关注区域执行发送聚焦。

[0171] 控制部 36 根据所选择的发送延迟模式、接收延迟模式以及所设定的关注区域,向发送电路 14 以及信号处理部 46 输出控制信号而进行超声波的收发控制。

[0172] 另外,在选择了与接收延迟模式对应的接收聚焦处理(步骤 S200 中“否”)的情况下,控制部 36 与通常的 B 模式图像的生成同样地,进行与所选择的发送延迟模式对应的发送聚焦处理以及与接收延迟模式对应的接收聚焦处理,生成 B 模式图像。因此,此时,不进行环境声速的确定以及在失真校正部 47 中的失真校正(步骤 S210)。

[0173] 根据向关注区域的发送聚焦的指示,发送电路 14 基于所选择的发送延迟模式以及关注区域,进行各超声波换能器的驱动信号的发送聚焦,使超声波束从多个超声波换能器向被检体发送(步骤 S 120)。

[0174] 并且,来自被检体(超声波反射源)的超声回波向多个超声波换能器入射。超声波换能器将与所入射的超声回波对应的模拟的接收信号(电信号)向接收电路 16 输出。接收电路 16 对从各超声波换能器提供的模拟的接收信号进行放大,并进行 A/D 转换,而生成元件数据(数字的接收信号)(步骤 S130)。

[0175] 元件数据提供给图像生成部 18 的信号处理部 46 以及元件数据存储器 22。

[0176] 元件数据存储器 22 将被提供的元件数据和从控制部 36 输入的与帧率相关的信息建立关联而存储。

[0177] 另一方面,与超声波束的发送开始并行地,在设定了关注区域后的关注区域运算部 24 中,如上所述,根据来自控制部 36 的指示,设定声速指定部 64 设定开始声速 V_{st} 以及结束声速 V_{end} 。而且,当元件数据存储于元件数据存储器 22 时,聚焦指标计算部 66 从元件数据存储器 22 读出关注区域的元件数据而算出聚焦指标,环境声速确定部 68 使用该聚焦指标来确定环境声速(步骤 S140)。

[0178] 环境声速确定部 68 将所确定的环境声速提供给信号处理部 46 以及失真校正部 47。

[0179] 在此,在本发明中,优选在所设定的关注区域中的至少两个关注区域中确定声速,进一步优选在深度方向上的两个以上的关注区域、在方位方向上的两个以上的关注区域中确定声速。

[0180] 如上所述,在本实施方式中,作为尤其优选的方式,该环境声速的确定在所设定的关注区域的全部中进行。

[0181] 在本发明中,通过在元件数据存储器 22 中存储元件数据,能够使用来自实际的被检体的超声回波的接收信号即元件数据,进行这样的多个点中的环境声速的确定。

[0182] 另外,该环境声速的确定既可以在设定(变更)了关注区域时进行一次,或者,也可以在图像较大地变动的情况(图像特征量的变动值超过了阈值的情况等)下更新环境声速,或者,也可以对应适当确定的每个预定帧数进行环境声速的更新。

[0183] 当环境声速被确定(步骤 S140)并提供给信号处理部 46 时,信号处理部 46 进行图 2 所示的、使用了环境声速的接收聚焦处理,生成进行了实施了环境声速校正的接收聚焦后的 B 模式图像,并向失真校正部 47 传送(步骤 S150)。

[0184] 失真校正部 47 对被提供的 B 模式图像进行与被提供的环境声速对应的失真校正(步骤 S160)。

[0185] 例如,在如图 11(A) 中概念性地表示的那样的 B 模式图像中,深度方向上的一个线 I 的元件数据如图 11(B) 中概念性地表示的那样是与时间 t_1 、 t_2 ...对应的数据。

[0186] 在信号处理部 46 中,与该时间 t_1 、 t_2 ...对应地,实施考虑了环境声速 V 的接收聚焦处理,生成 B 模式图像。在此,由于元件数据的位置的单位是时间,所以在信号处理部 46 中,使用环境声速 V,如图 11(C) 中概念性地表示的那样,以 $Vt_1/2$ 、 $Vt_2/2$...的方式转换为距离(位置),而生成 B 模式图像。

[0187] 在此,被检体内(各个关注区域)的环境声速根据位置而不同的情况也较多。即,在被检体内存在环境声速的分布。例如,在进行血管的观察的情况下,在深度比血管前壁浅的组织(超声波探测器侧)、血管前壁内部和血管内腔中,环境声速不同。

[0188] 因此,从反射点到超声波换能器的超声回波的到达时间根据被检体的每个位置的环境声速而变动。

[0189] 但是,在现有的超声波诊断装置中,只使用一个环境声速 V 来生成 B 模式图像,所以成为相对于实际的被检体失真的图像。

[0190] 相对于此,本发明的超声波诊断装置 10 中,图像生成部 18 具有失真校正部 47,在此进行与环境声速对应的坐标变换,从而校正由声速分布引起的 B 模式图像的失真。

[0191] 即,在失真校正部 47 中,首先,与在图 10(A) 中概念性地表示的、信号处理部 46 所生成的 B 模式图像的各像素的时间 t_1 、 t_2 ...对应地,使用各像素(各采样点)所处的关注区域的环境声速 V_1 、 V_2 ...来进行坐标变换。例如,如图 10(B) 中概念性地表示的那样,以 $V_1t_1/2$ 、 $V_2t_2/2$...的方式将时间 t 转换为距离,而生成亮度图像。

[0192] 在此,由于在被检体内存在环境声速的分布,所以如图 10(B) 所示,所生成的亮度图像的各像素(采样点)的间隔不同。

[0193] 对应于此,失真校正部 47 进行插值,如图 10(C) 中概念性地表示的那样,生成像素的间隔恒定的失真校正后的 B 模式图像。

[0194] 因此,根据本发明,能够生成没有由被检体内的环境温度的分布引起的失真的、高画质的超声波图像,因此,能够进行使用了超声波图像的、更准确的诊断。

[0195] 另外,由失真校正部 47 进行的插值的方法并不特别限定,能够利用各种线性插值、样条插值等公知的插值方法。

[0196] 此外,在没有与信号处理部 46 所生成的 B 模式图像的全部像素对应的环境声速的情况下,对周边像素(周边的关注区域)的环境声速进行插值,从而确定像素(采样点)的环境声速即可。基于该插值的环境声速的确定既可以由关注区域运算部 24 进行,也可以由失真校正部 47 进行。

[0197] 此外,本发明的超声波诊断装置也可以使生成B模式图像的信号处理部46内置这样的失真校正部47的功能。

[0198] 即,也可以在向信号处理部46提供了环境声速之后,在信号处理部46中的B模式图像的生成时的时间-距离变换时,使用各像素(采样点)所对应的环境声速来计算距离而生成亮度图像,进行与B模式图像的像素对应的插值而生成B模式图像。

[0199] 失真校正部47将进行了与环境声速对应的失真校正后的B模式图像提供给DSC48。

[0200] DSC48将B模式图像例如转换为电视方式的图像信号而提供给图像处理部50。图像处理部50对被提供的B模式图像实施预定处理。

[0201] 图像处理部50进行了处理后的B模式图像存储于图像存储器52中,此外,在由显示控制部32进行的控制之下,显示于显示部34。由此,进行了失真校正后的B模式图像显示于显示部34(步骤S170)。

[0202] 此外,当在这样的即时预览模式的B模式图像(动态画面)的显示中按下了定格按钮时,在按下定格按钮时所显示的B模式图像作为静止画面而显示于显示部34。

[0203] 由此,操作者能够通过静止画面而详细地观察B模式图像。

[0204] 接着,说明元件数据存储器重放模式时的超声波诊断装置10的动作。

[0205] 元件数据存储器重放模式是基于存储于元件数据存储器22中的接收数据而进行超声波图像的显示的模式。

[0206] 根据来自操作部38的指示输入,控制部36将超声波诊断装置10的动作模式切换为元件数据存储器重放模式。

[0207] 在元件数据存储器重放模式的情况下,控制部36从元件数据存储器22读出接收数据,并发送给图像生成部18的信号处理部46。这以后的动作与即时预览模式的情况相同。由此,基于存储于元件数据存储器22中的接收数据的超声波图像(动态画面或者静止画面)显示于显示部34。

[0208] 以上,详细说明了本发明的超声波诊断装置及数据处理方法,但本发明并不限于上述的例子,在不脱离本发明的要旨的范围内,也可以进行各种改良、变更,这是不言而喻的。

[0209] 附图标记说明

[0210] 10 超声波诊断装置

[0211] 12 超声波探测器

[0212] 13 装置主体

[0213] 14 发送电路

[0214] 16 接收电路

[0215] 18 图像生成部

[0216] 22 元件数据存储器

[0217] 24 关注区域运算部

[0218] 32 显示控制部

[0219] 34 显示部

[0220] 36 控制部

- [0221] 38 操作部
- [0222] 40 存储部
- [0223] 42 振子阵列
- [0224] 46 信号处理部
- [0225] 47 失真校正部
- [0226] 48 DSC
- [0227] 50 图像处理部
- [0228] 52 图像存储器
- [0229] 60 关注区域设定部
- [0230] 62 发送聚焦控制部
- [0231] 64 设定声速指定部
- [0232] 66 聚焦指标计算部
- [0233] 68 环境声速确定部

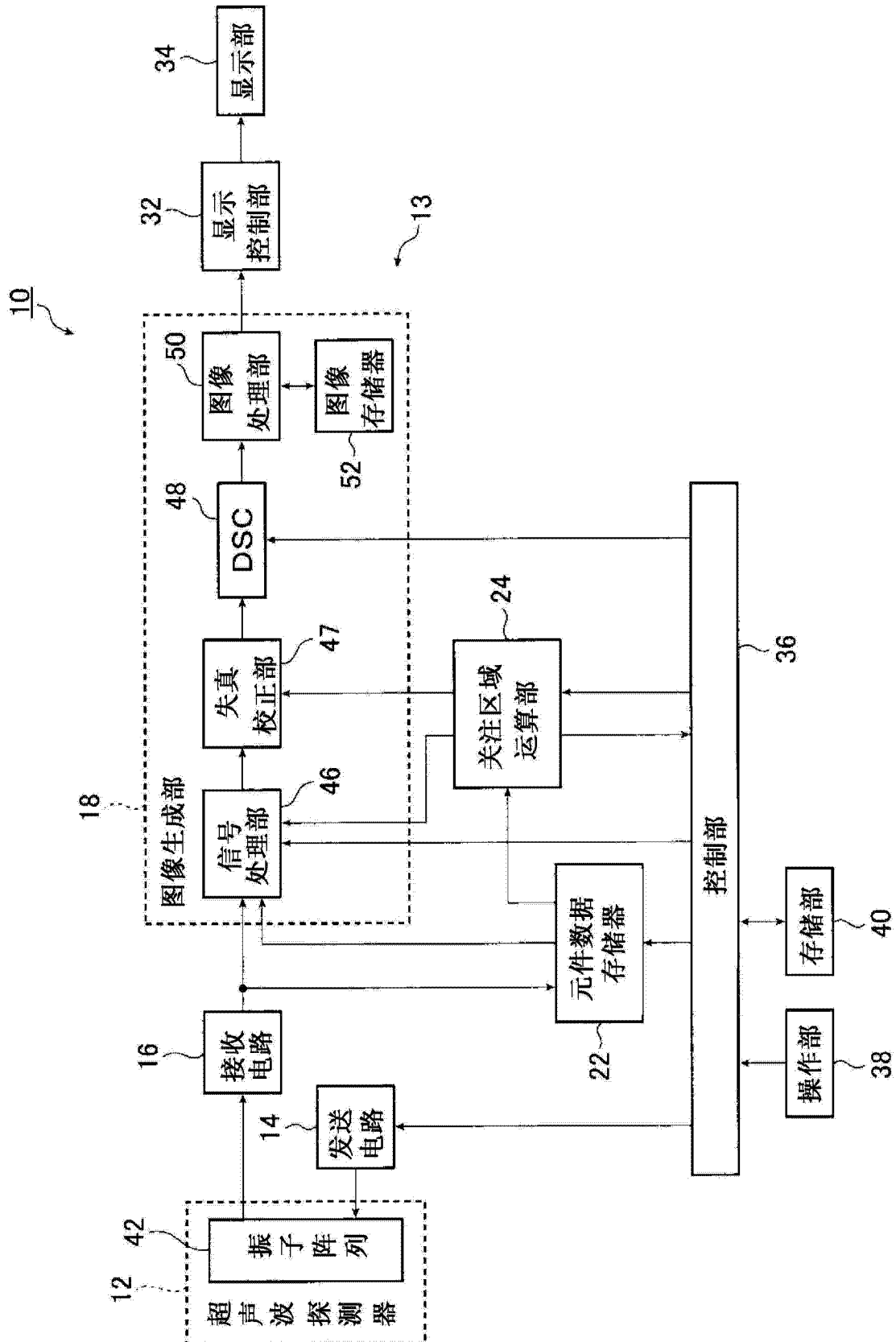


图 1

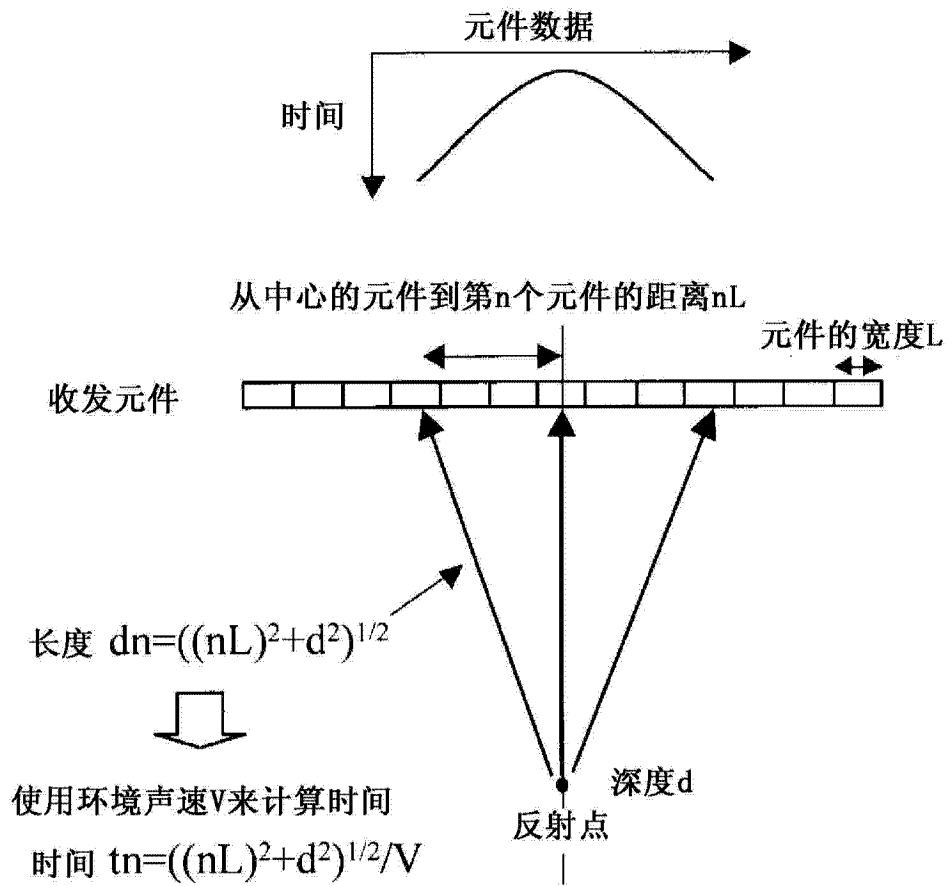


图 2

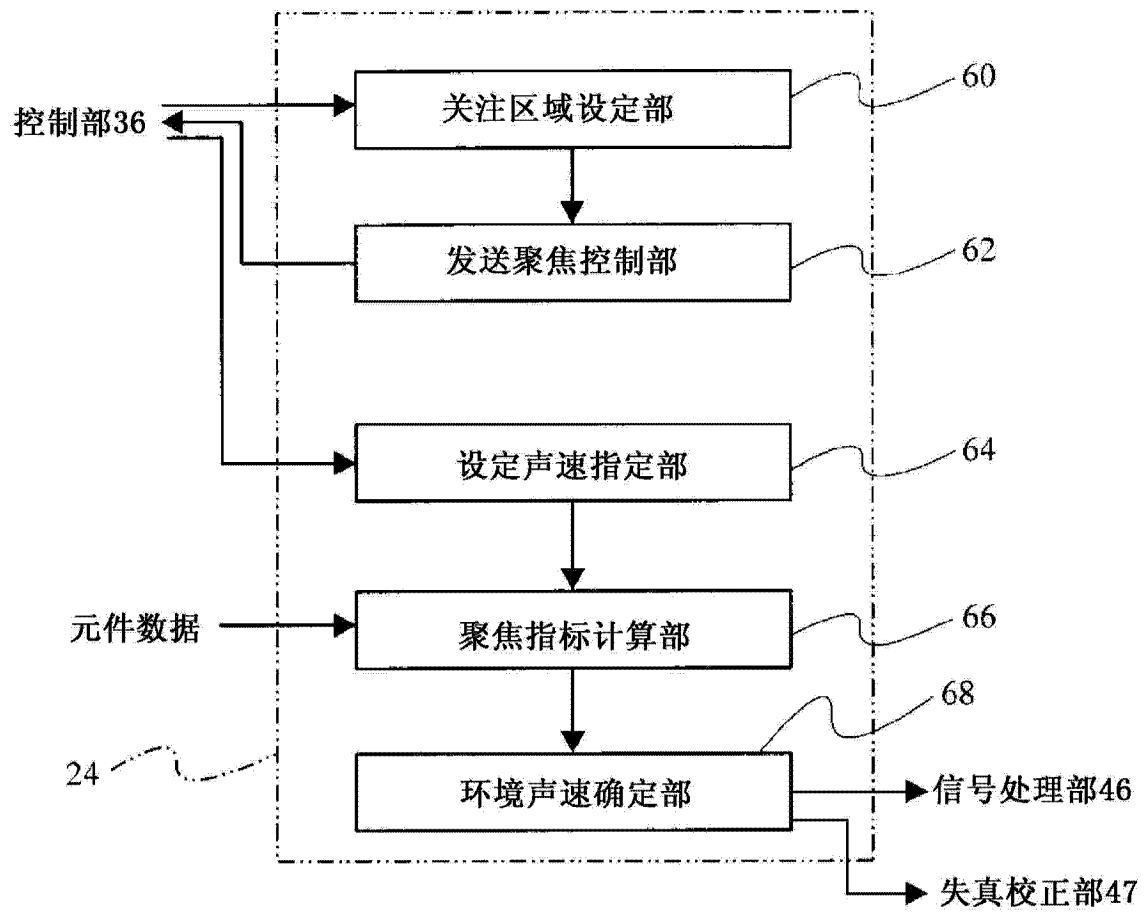


图 3

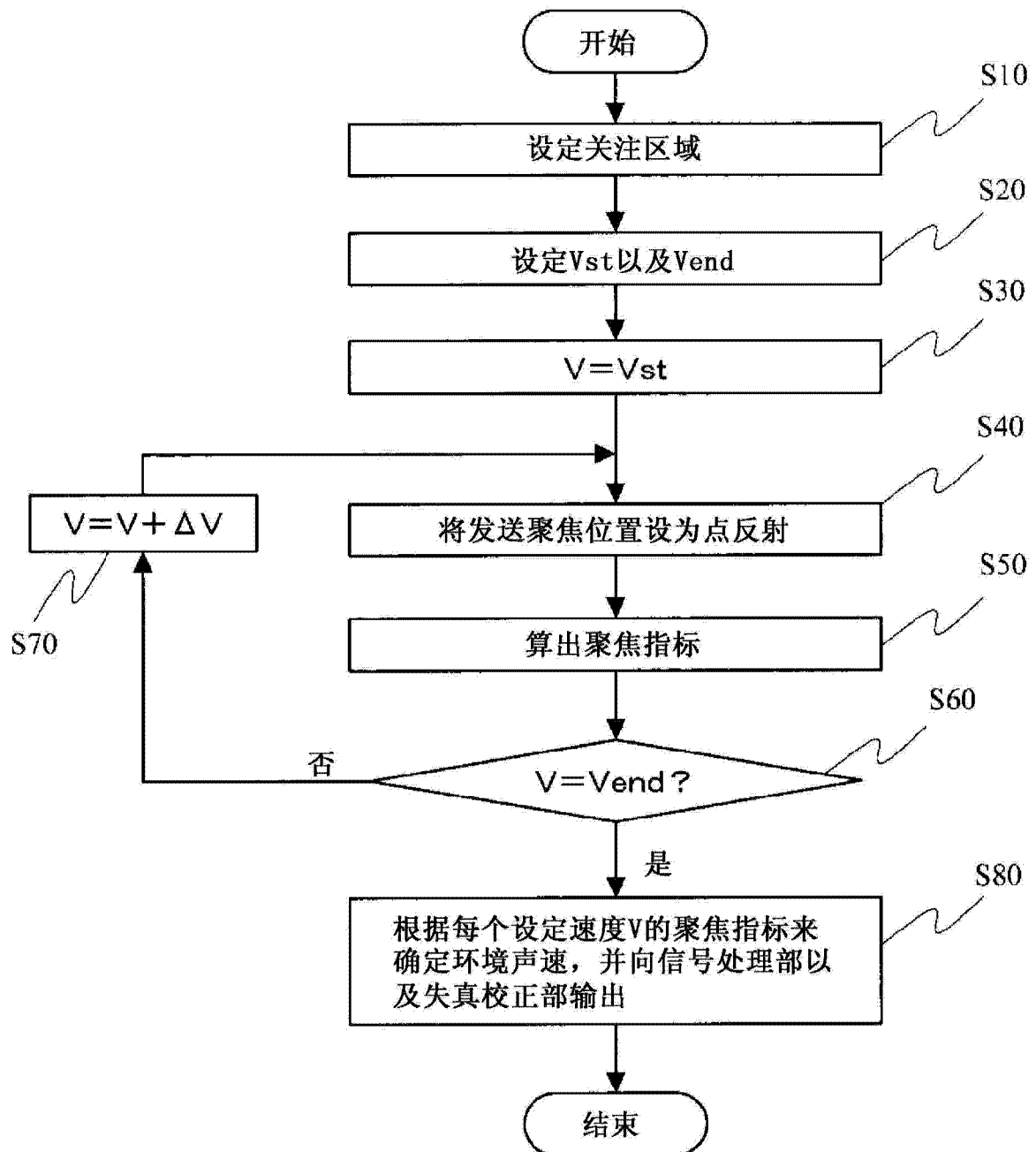


图 4

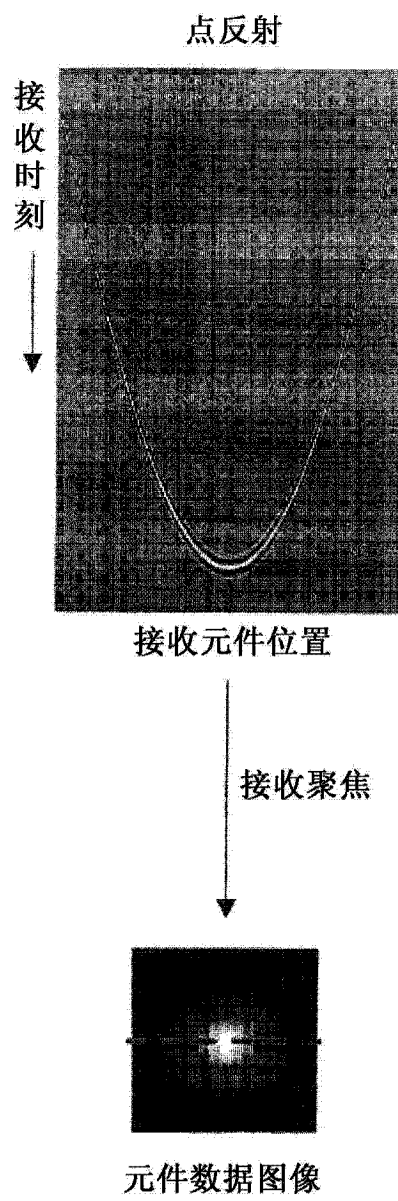


图 5

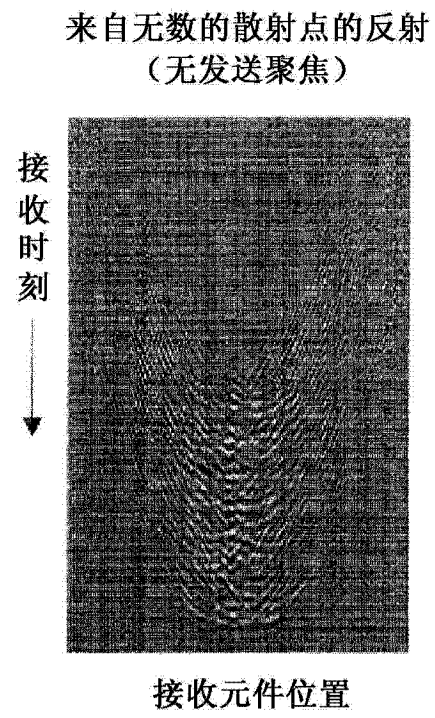


图 6

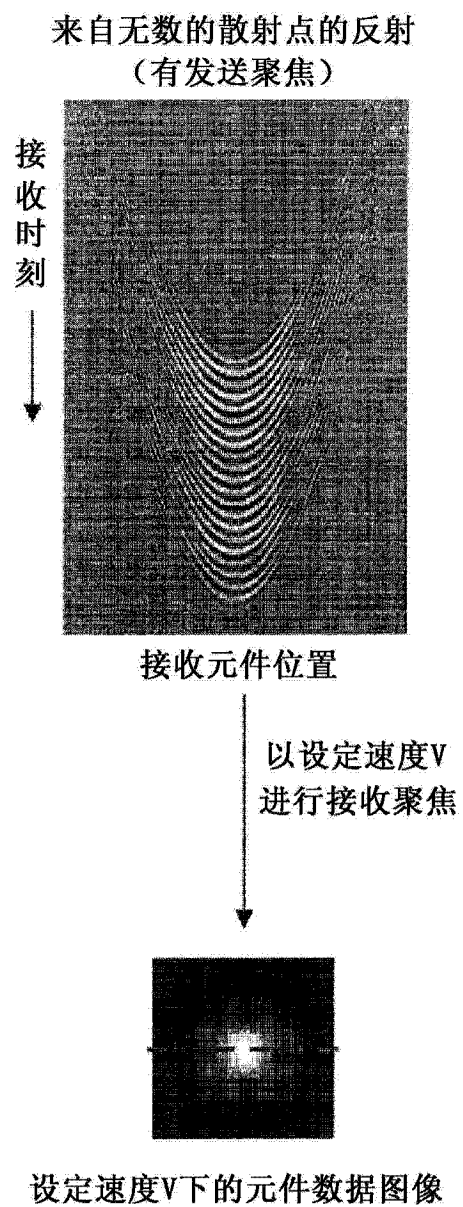


图 7

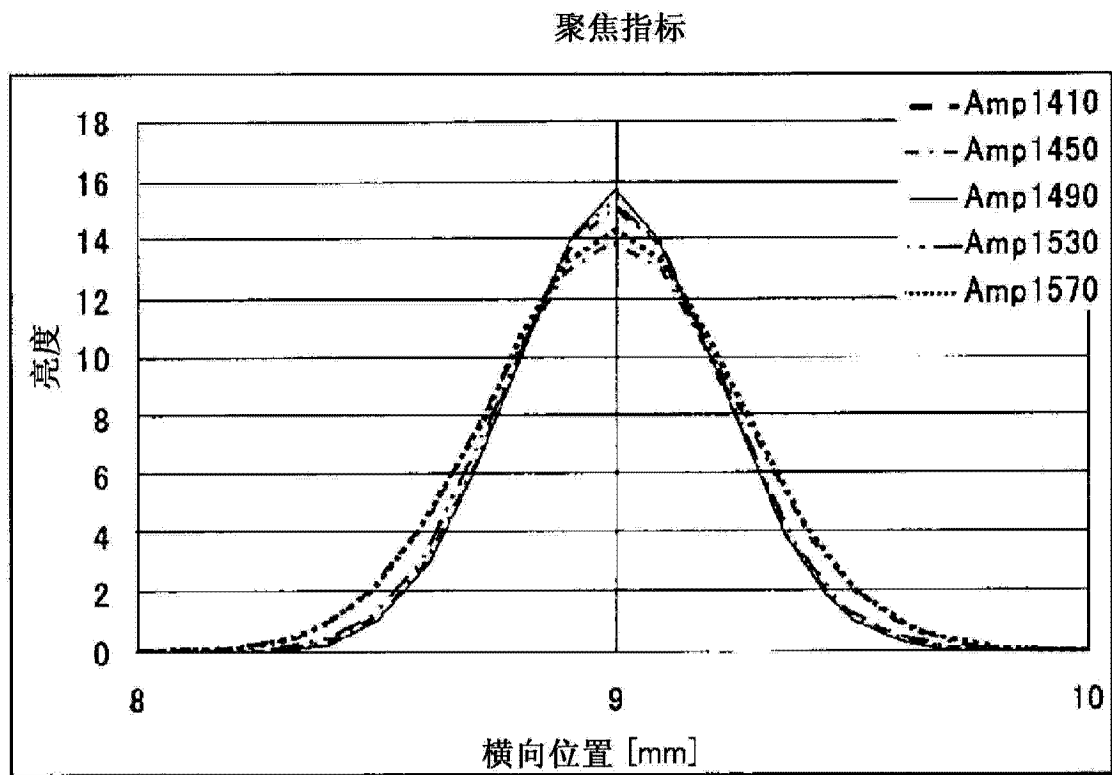


图 8

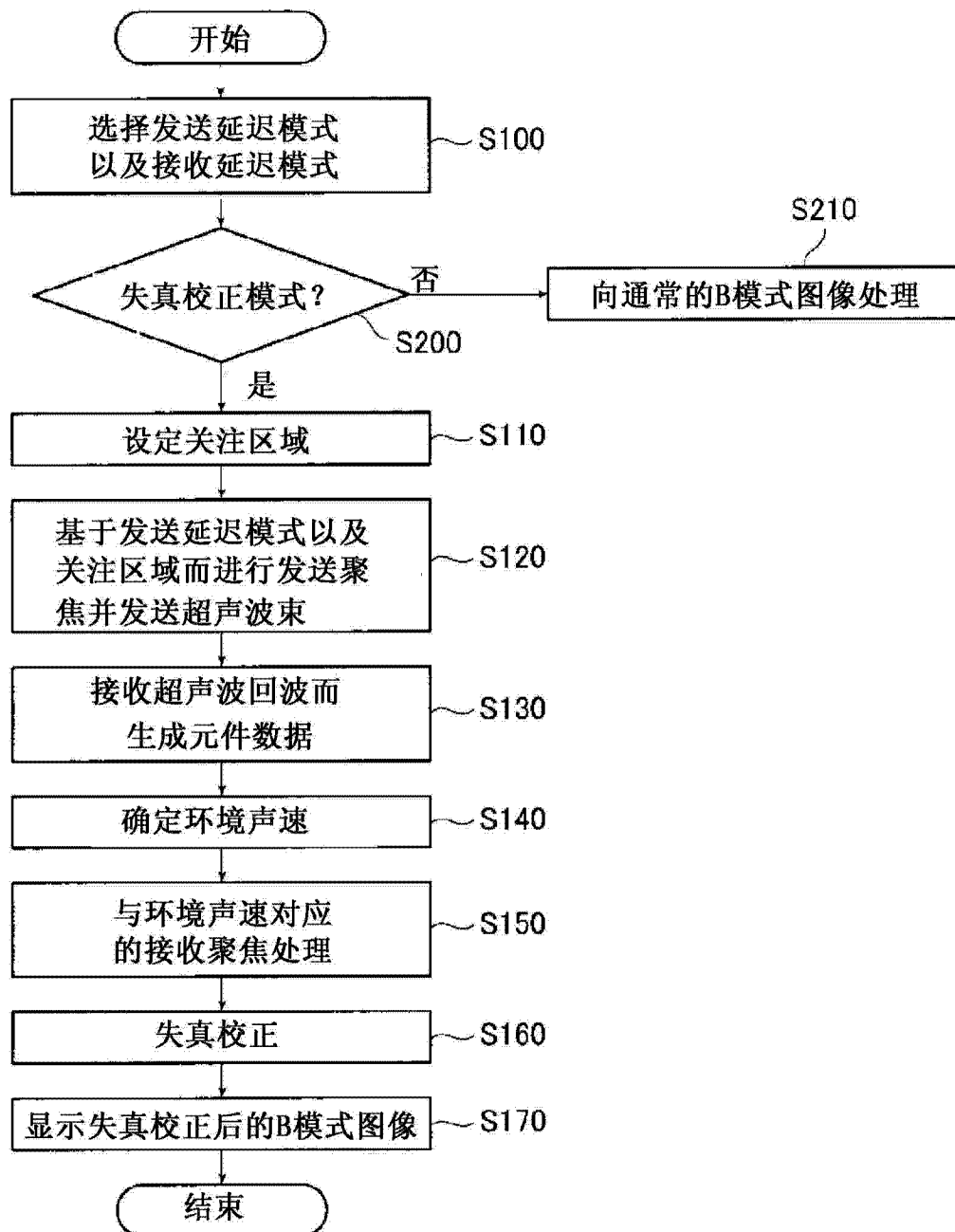


图 9

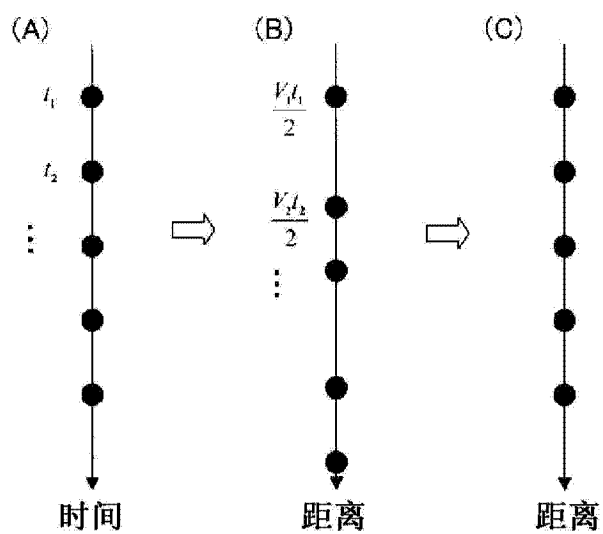


图 10

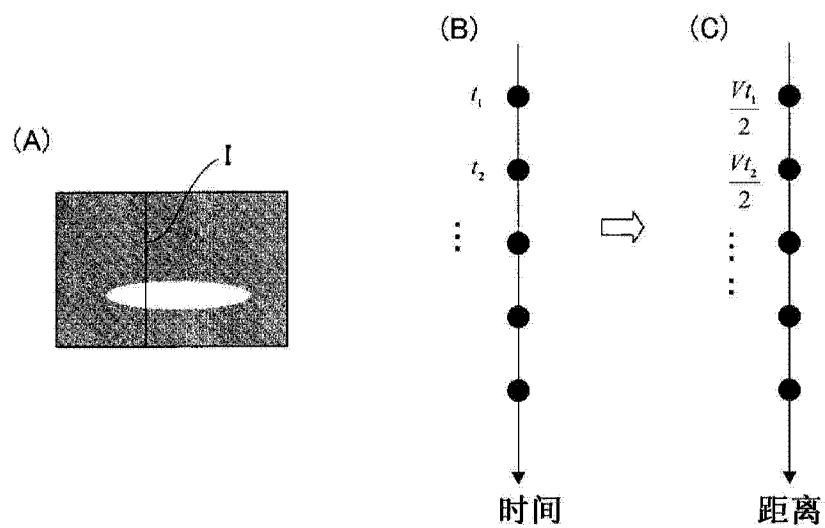


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置及数据处理方法		
公开(公告)号	CN104349719A	公开(公告)日	2015-02-11
申请号	CN201380027102.6	申请日	2013-05-24
[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	山本拓明		
发明人	山本拓明		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52049 G01S7/5205 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5269		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012120009 2012-05-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供不论被检体内的声速的分布如何都能够输出无失真的适当的超声波图像的超声波诊断装置。在两处以上算出被检体内的声速，根据所算出的声速而进行所生成的超声波图像的坐标变换，从而解决该课题。

