



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104703543 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201380049587. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 09. 20

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-215258 2012. 09. 27 JP

2013-145442 2013. 07. 11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075485 2013. 09. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/050742 JA 2014. 04. 03

(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

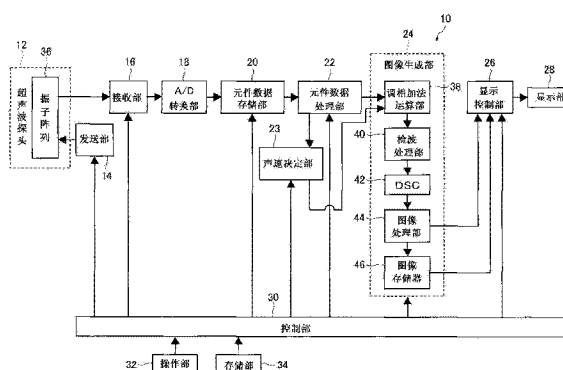
权利要求书4页 说明书24页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、声速决定方法及程序

(57) 摘要

提供在超声波诊断装置中不使帧率下降且高精度地决定检查对象物内的超声波的声速的装置、方法及程序。使探头多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束,并对探头输出的模拟的接收信号进行A/D转换而形成第一元件数据,根据多个第一元件数据生成与第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据,使用该第二元件数据决定检查对象物的声速,由此解决上述课题。



1. 一种超声波诊断装置,使用超声波束对检查对象物进行检查,所述超声波诊断装置的特征在于,具有:

排列有多个元件的探头,所述元件发送所述超声波束且接收由所述检查对象物反射的超声波回波而输出与所接收的超声波回波相应的模拟元件信号;

发送单元,使所述探头使用多个所述元件多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送所述超声波束;

接收单元,对应于各个所述超声波束的发送而接收多个所述元件输出的模拟元件信号,并实施预定的处理;

AD 转换单元,对所述接收单元处理后的模拟元件信号进行 A/D 转换而形成作为数字元件信号的第一元件数据;

数据处理单元,根据多个所述第一元件数据而生成与所述第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据;及

声速决定单元,使用所述第二元件数据决定所述检查对象物内的声速。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述发送单元进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方而使所述探头进行所述多次的超声波束的发送。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

所述数据处理单元使用通过发送中心的元件互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据中的至少一方,生成所述第二元件数据。

4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述数据处理单元根据通过发送发送区域重合的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据,生成所述第二元件数据。

5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述数据处理单元根据所述元件接收到超声波回波的接收时间及所述元件的位置使多个所述第一元件数据叠加,而生成所述第二元件数据。

6. 根据权利要求 1 ~ 5 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置具有对决定的所述声速的精度进行判定的判定单元。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

在所述声速的精度小于预定精度的情况下,对该声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,

对再次决定的所述声速的精度进行判定,反复进行该声速的再次决定及判定直至声速的精度成为所述预定精度以上。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置具有存储所述第一元件数据的存储单元及对检查对象物内的位置是否在所述发送焦点的位置的附近进行判定的判定单元,

将与所述声速的决定对应的所述第一元件数据存储于所述存储单元,

在所述声速的精度小于预定精度的情况下,由所述位置判定单元判定决定了所述声速

的位置是否在所述发送焦点的附近,

在决定了所述声速的位置在所述发送焦点的附近的情况下,不进行所述超声波束的发送而使用所述第一元件数据进行声速的再次决定,

在决定了所述声速的位置不在所述发送焦点的附近的情况下,根据声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其中,

对再次决定的所述声速的精度进行判定,在再次决定的声速的精度小于所述预定精度的情况下,反复进行如下处理直至声速的精度成为所述预定精度以上:对声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速,并再次对声速的精度进行判定。

11. 根据权利要求 6 ~ 10 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

在所述检查对象物内的多个位置决定声速,并在各位置进行声速的精度判定。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,

使用声速的偏差、声速的标准差、声速的最大值与最小值之差和声速的平均值中的至少一个以上进行所述声速的精度判定。

13. 根据权利要求 1 ~ 12 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置具有元件数据存储单元,存储与至少一个超声波图像对应的全部的所述第一元件数据。

14. 根据权利要求 1 ~ 13 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

使用所述第二元件数据形成超声波图像。

15. 根据权利要求 1 ~ 14 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

使用所述声速决定单元决定的声速,进行用于形成超声波图像的整合加法运算而形成超声波图像。

16. 一种声速决定方法,在使用排列有多个元件的探头的超声波诊断中决定检查对象物的声速,所述元件发送超声波束且接收由检查对象物反射的超声波回波而输出与接收到的超声波回波相应的模拟元件信号,在决定所述检查对象物的声速时,所述声速决定方法的特征在于,

由所述探头使用多个所述元件多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送所述超声波束,并且对应于各个所述超声波束的发送,多个所述元件输出模拟元件信号,

对该模拟元件信号进行 A/D 转换而形成作为数字元件信号的第一元件数据,

根据多个所述第一元件数据而生成与所述第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据,

使用所述第二元件数据决定所述检查对象物内的声速。

17. 根据权利要求 16 所述的声速决定方法,其中,

进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方而使所述探头进行所述多次的超声波束的发送。

18. 根据权利要求 17 所述的声速决定方法,其中,

使用通过发送中心的元件互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据中的至少

一方,生成所述第二元件数据。

19. 根据权利要求 16 ~ 18 中任一项所述的声速决定方法,其中,

根据通过发送发送区域重合的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据,生成所述第二元件数据。

20. 根据权利要求 16 ~ 19 中任一项所述的声速决定方法,其中,

根据所述元件接收到超声波回波的接收时间及所述元件的位置使多个所述第一元件数据叠加,而生成所述第二元件数据。

21. 根据权利要求 16 ~ 20 中任一项所述的声速决定方法,其中,

对决定的所述声速的精度进行判定。

22. 根据权利要求 21 所述的声速决定方法,其中,

在所述声速的精度小于预定精度的情况下,对该声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

23. 根据权利要求 22 所述的声速决定方法,其中,

对再次决定的所述声速的精度进行判定,反复进行该声速的再次决定及判定直至声速的精度成为所述预定精度以上。

24. 根据权利要求 21 所述的声速决定方法,其中,

存储与所述声速的决定对应的所述第一元件数据,

在所述声速的精度小于预定精度的情况下,判定决定了所述声速的位置是否在所述发送焦点的附近,

在决定了所述声速的位置在所述发送焦点的附近的情况下,不进行所述超声波束的发送而使用所述第一元件数据进行声速的再次决定,

在决定了所述声速的位置不在所述发送焦点的附近的情况下,对应于声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

25. 根据权利要求 24 所述的声速决定方法,其中,

对再次决定的所述声速的精度进行判定,在再次决定的声速的精度小于所述预定精度的情况下,反复进行如下处理直至声速的精度成为所述规定值以上:对声速小于预定精度的位置变更所述发送焦点并再次进行所述超声波束的发送而再次决定该位置的声速,并再次判定声速的精度。

26. 根据权利要求 21 ~ 25 中任一项所述的声速决定方法,其中,

在所述检查对象物内的多个位置决定声速,并在各位置进行声速的精度判定。

27. 根据权利要求 26 所述的声速决定方法,其中,

使用声速的偏差、声速的标准差、声速的最大值与最小值之差和声速的平均值中的至少一个以上进行所述声速的精度判定。

28. 一种程序,使计算机执行如下步骤:

使排列有多个元件的探头使用多个所述元件多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送所述超声波束且对应于各个所述超声波束的发送使多个所述元件输出模拟元件信号,所述元件发送超声波束且接收由检查对象物反射的超声波回波而输出与接收到的超声波回波相应的模拟元件信号;

对该模拟元件信号进行 A/D 转换而形成作为数字元件信号的第一元件数据;

根据多个所述第一元件数据而生成与所述第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据；及

使用所述第二元件数据决定所述检查对象物内的声速。

29. 根据权利要求 28 所述的程序，其中，

在使多个所述元件输出模拟元件信号的步骤中，进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方而使所述探头进行所述多次的超声波束的发送。

30. 根据权利要求 29 所述的程序，其中，

在生成所述第二元件数据的步骤中，使用通过发送中心的元件互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据中的至少一方，生成所述第二元件数据。

31. 根据权利要求 28 ~ 30 中任一项所述的程序，其中，

在生成所述第二元件数据的步骤中，根据通过发送发送区域重合的所述超声波束而得到的多个所述第一元件数据，生成所述第二元件数据。

32. 根据权利要求 28 ~ 31 中任一项所述的程序，其中，

在生成所述第二元件数据的步骤中，根据所述元件接收到超声波回波的接收时间及所述元件的位置使多个所述第一元件数据叠加，而生成所述第二元件数据。

超声波诊断装置、声速决定方法及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及在超声波诊断中具有决定检查对象物内的声速功能的超声波诊断装置、检查对象物内的声速的决定方法及决定检查对象物的声速的程序。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,已经实际使用了利用了超声波图像的超声波图像诊断装置等超声波诊断装置。

[0003] 一般,这种超声波诊断装置具有内置了多个元件(超声波转换器)的超声波探头(超声波探子,以下,也称为探头)和连接于该探头的装置主体。在超声波诊断装置中,从探头的多个元件以形成预定的焦点(发送焦点)的方式向被检体(检查对象物)发送超声波束,由探头接收来自被检体的超声波回波,并在装置主体中对接收到的超声波回波的接收信号进行电处理,由此生成超声波图像。

[0004] 在此,在超声波诊断装置中,利用多个元件接收由一次超声波束的发送产生的来自被检体的超声波回波。因此,即便是由同一反射体反射的超声波回波,根据各元件的位置,超声波回波的接收时间也会延迟。

[0005] 因此,在超声波诊断装置中,对由各元件接收到的超声波回波的接收信号进行 A/D(模拟/数字)转换而形成成为数字的接收信号(以下,作为元件数据)之后,对该元件数据进行接收聚焦处理,即,进行与接收信号的延迟时间相应的延迟校正并使相位匹配而进行调相加法运算来生成接收数据(声线信号),并根据该接收数据生成超声波图像。

[0006] 在以往的超声波诊断装置中,假定被检体内的超声波的声速为恒定时,将超声波的声速固定为预先设定的某值而进行接收聚焦处理。

[0007] 但是,由于生物体内的脂肪层、肌肉层等的组织的差异而声速不同,因此被检体内的超声波的声速不是均匀的。另外,较胖的被检者和较瘦的被检者的脂肪层或肌肉层的厚度不同。即,超声波的声速存在个人差异。

[0008] 因此,在将超声波的声速设为固定的以往的超声波诊断装置中,当被检体内的实际的声速与所设定的声速不同时,在被检体内反射而到达元件的超声波回波的到达时间与设定的延迟时间会产生偏差。

[0009] 其结果是,存在如下问题:无法进行适当的相位匹配,接收聚焦变得不适当,得到的超声波图像的画质下降。另外,也存在得到的超声波图像相对于实际的被检体变形的问题。

[0010] 对于这种问题,在超声波诊断装置中决定(计算出)被检体内的声速,并使用该声速进行接收聚焦处理。

[0011] 例如,专利文献 1 中记载了如下的超声波诊断装置:设定在要进行摄影的超声波图像上对被检体的摄诊断区域进行分割而成的关注区域进行超声波的发送接收,并使用适当设定的多个声速(设定声速)对得到的元件数据进行接收聚焦处理,在各关注区域中对预先设定的多个声速(设定声速)中的每一个声速计算出聚焦指标,并使用所算出的聚焦

指标决定各关注区域的声速（环境声速）。

[0012] 作为聚焦指标，可例示对比度、亮度等，例如，将作为聚焦指标的亮度为最高的设定声速决定作为关注区域的声速。

[0013] 专利文献

[0014] 专利文献 1：日本特开 2011-92686 号公报

发明内容

[0015] 发明要解决的课题

[0016] 在专利文献 1 记载的超声波诊断装置中，根据决定的声速而对延迟时间、延迟图案进行校正或选择，进行接收聚焦处理而生成超声波图像。由此，能够不受被检体内的部位、各被检体的声速的差异影响且稳定地输出适当的超声波图像。

[0017] 在此，该声速的决定方法在焦点等超声波回波（反射波）的波面形状清晰的部位，能够求出准确的声速。但是，在离开焦点的位置等，很多时候无法求出准确的声速。

[0018] 因此，根据被检体内（超声波图像）的位置的不同，有时即便使用决定的声速，也无法适当地进行接收聚焦处理，无法得到高画质的超声波图像。

[0019] 另一方面，为了对应于被检体内的所有部位地决定准确的声速，只要对应于深度、方位方向的位置不同的多个焦点进行超声波的发送（发送接收）即可。

[0020] 但是，当对应于多个焦点进行超声波的发送接收时，也存在随着声速的更新等而超声波图像的帧率下降的问题。

[0021] 本发明的目的在于解决这种现有技术的问题点，提供超声波诊断装置、声速决定方法及程序，在超声波诊断中即便不对应于深度方向的多个焦点进行超声波的发送接收，也能够检查对象物内的所有部位准确地决定声速。

[0022] 用于解决课题的方案

[0023] 为了实现该目的，本发明的超声波诊断装置中，提供一种超声波诊断装置，使用超声波束对检查对象物进行检查，其特征在于，具有：

[0024] 排列有多个元件的探头，上述元件发送超声波束且接收由检查对象物反射的超声波回波而输出与接收到的超声波回波相应的模拟元件信号；

[0025] 发送单元，使探头使用多个元件多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束；

[0026] 接收单元，对应于各个超声波束的发送而接收多个元件输出的模拟元件信号，并实施预定的处理；

[0027] AD 转换单元，对接收单元处理后的模拟元件信号进行 A/D 转换，而形成作为数字元件信号的第一元件数据；

[0028] 数据处理单元，根据多个第一元件数据而生成与第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据；及

[0029] 声速决定单元，使用第二元件数据决定检查对象物内的声速。

[0030] 在这样的本发明的超声波诊断装置中，优选的是，发送单元进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方，使探头进行多次的超声波束的发送。

[0031] 另外，优选的是，数据处理单元使用通过发送中心的元件互不相同的超声波束而

得到的多个第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的超声波束而得到的多个第一元件数据中的至少一方,生成第二元件数据。

[0032] 另外,优选的是,数据处理单元根据通过发送发送区域重合的超声波束而得到的多个第一元件数据,生成第二元件数据。

[0033] 另外,优选的是,数据处理单元根据元件接收到超声波回波的接收时间及元件的位置使多个第一元件数据叠加,而生成第二元件数据。

[0034] 另外,优选的是,超声波诊断装置具有对决定的声速的精度进行判定的判定单元。

[0035] 另外,优选的是,在声速的精度小于预定精度的情况下,对该声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

[0036] 另外,优选的是,对再次决定的声速的精度进行判定,反复进行该声速的再次决定及判定直至声速的精度成为预定精度以上。

[0037] 另外,优选的是,超声波诊断装置具有存储第一元件数据的存储单元及对检查对象物内的位置是否在发送焦点的位置的附近进行判定的判定单元,将与声速的决定对应的第一元件数据存储于存储单元,在声速的精度小于预定精度的情况下,由位置判定单元对决定了声速的位置是否在发送焦点的附近进行判定,在决定了声速的位置在发送焦点的附近的情况下,不进行超声波束的发送而使用第一元件数据进行声速的再次决定,在决定了声速的位置不在发送焦点的附近的情况下,对应于声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

[0038] 另外,优选的是,对再次决定的声速的精度进行判定,在再次决定的声速的精度小于预定精度的情况下,反复进行如下处理直至声速的精度成为预定精度以上:对声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速,并再次判定声速的精度。

[0039] 另外,优选的是,在检查对象物内的多个位置决定声速,并在各位置进行声速的精度的判定。

[0040] 另外,优选的是,使用声速的偏差、声速的标准差、声速的最大值与最小值之差和声速的平均值中的至少一个以上进行声速的精度的判定。

[0041] 另外,优选的是,超声波诊断装置具有元件数据存储单元,存储有与至少一个超声波图像对应的全部的第一元件数据。

[0042] 另外,优选的是,使用第二元件数据形成超声波图像。

[0043] 另外,优选的是,使用声速决定单元决定的声速,进行用于形成超声波图像的整合加法运算而形成超声波图像。

[0044] 另外,本发明的声速计算方法提供一种声速决定方法,使用排列有多个元件的探头的超声波诊断中决定检查对象物的声速,上述元件发送超声波束且接收由检查对象物反射的超声波回波而输出与接收到的超声波回波相应的模拟元件信号,在决定检查对象物的声速时,所述决定检查对象物的声速的特征在于,

[0045] 由探头使用多个元件多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束,并且对应于各个超声波束的发送,多个元件输出模拟元件信号,

[0046] 对该模拟元件信号进行 A/D 转换而形成作为数字元件信号的第一元件数据,

[0047] 根据多个第一元件数据而生成与第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据,

[0048] 使用第二元件数据决定检查对象物内的声速。

[0049] 在这样的本发明的声速计算方法中,优选的是,进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方,使探头进行多次的超声波束的发送。

[0050] 另外,优选的是,使用通过发送中心的元件互不相同的超声波束而得到的多个第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的超声波束而得到的多个第一元件数据中的至少一方,生成第二元件数据。

[0051] 另外,优选的是,根据通过发送发送区域重合的超声波束而得到的多个第一元件数据,生成第二元件数据。

[0052] 另外,优选的是,根据元件接收到超声波回波的接收时间及元件的位置使多个第一元件数据叠加,而生成第二元件数据。

[0053] 另外,优选的是,对决定的声速的精度进行判定。

[0054] 另外,优选的是,在声速的精度小于预定精度的情况下,对该声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

[0055] 另外,优选的是,对再次决定的声速的精度进行判定,反复进行该声速的再次决定及判定直至声速的精度成为预定精度以上。

[0056] 另外,优选的是,存储与声速的决定对应的第一元件数据,在声速的精度小于预定精度的情况下,对决定了声速的位置是否在发送焦点的附近进行判定,在决定了声速的位置在发送焦点的附近的情况下,不进行超声波束的发送而使用第一元件数据进行声速的再次决定,在决定了声速的位置不在发送焦点的附近的情况下,对应于声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速。

[0057] 另外,优选的是,对再次决定的声速的精度进行判定,在再次决定的声速的精度小于预定精度的情况下,反复进行如下处理直至声速的精度成为规定值以上:对声速小于预定精度的位置变更发送焦点并再次进行超声波束的发送而再次决定该位置的声速,并再次判定声速的精度。

[0058] 另外,优选的是,在检查对象物内的多个位置决定声速,并在各位置进行声速的精度的判定。

[0059] 另外,优选的是,使用声速的偏差、声速的标准差、声速的最大值与最小值之差和声速的平均值中的至少一个以上进行声速的精度的判定。

[0060] 此外,本发明的程序提供一种使计算机执行如下步骤的程序:

[0061] 使排列有多个元件的探头使用多个元件变更中心的元件并多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束,并且对应于各个超声波束的发送使多个元件输出模拟元件信号,上述元件发送超声波束且接收由检查对象物反射的超声波回波而输出与接收到的超声波回波相应的模拟元件信号;

[0062] 对该模拟元件信号进行 A/D 转换而形成作为数字元件信号的第一元件数据;

[0063] 根据多个第一元件数据而生成与第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据;及

[0064] 使用第二元件数据决定检查对象物内的声速。

[0065] 在这样的本发明的程序中,优选的是,在使多个元件输出模拟元件信号的步骤中,进行中心的元件的变更和超声波束的发送方向的变更中的至少一方,使探头进行多次的超

声波束的发送。

[0066] 另外,优选的是,在生成第二元件数据的步骤中,使用通过发送中心的元件互不相同的超声波束而得到的多个第一元件数据和通过发送发送方向互不相同的超声波束的发送而得到的多个第一元件数据中的至少一方,生成第二元件数据。

[0067] 另外,优选的是,在生成第二元件数据的步骤中,根据通过发送发送区域重合的超声波束而得到的多个第一元件数据,生成第二元件数据。

[0068] 另外,优选的是,在生成第二元件数据的步骤中,根据元件接收到超声波回波的接收时间及元件的位置使多个第一元件数据叠加,而生成第二元件数据。

[0069] 发明效果

[0070] 根据这样的本发明,在超声波诊断中即使不对应于深度方向的多个焦点地进行超声波的发送接收,也能够检查对象物内的所有部位准确地决定声速。

[0071] 因此,根据本发明,能够不降低帧率地生成以准确的声速进行了适当的接收聚焦处理的高画质的超声波图像。

附图说明

[0072] 图 1 是概念性地表示本发明的超声波诊断装置的结构的一例的框图。

[0073] 图 2 是用于对图 1 所示的超声波诊断装置的接收聚焦处理的一例进行说明的概念图。

[0074] 图 3 是概念性地表示图 1 所示的超声波诊断装置的元件数据处理部的结构的一例的框图。

[0075] 图 4(a) 及图 4(c) 分别是用于对理想的超声波束的超声波的发送接收进行说明的概念图,图 4(b) 及图 4(d) 是表示通过各个超声波的发送接收而得到的元件数据的概念图。

[0076] 图 5(a) 及图 5(c) 分别是用于对实际的超声波束的超声波的发送接收进行说明的概念图,图 5(b) 及图 5(d) 是表示通过各个超声波的发送接收而得到的元件数据的概念图。

[0077] 图 6(a) 及图 6(b) 是用于说明对于相同的反射点,以彼此不同的中心元件进行超声波的发送接收时的声波的路径的概念图,图 6(c) 是用于对由多个元件得到的元件数据进行说明的概念图,图 6(d) 是用于对图 6(c) 所示的元件数据的延迟时间进行说明的概念图。

[0078] 图 7(a)、图 7(b) 及图 7(c) 是用于对真正的信号的各个元件数据、它们的延迟时间及元件数据的叠加状态进行说明的概念图,图 7(d)、图 7(e) 及图 7(f) 是用于对重影的各个元件数据、它们的延迟时间及元件数据的叠加状态的概念图,图 7(g) 是用于对与多个元件对应的元件数据的叠加状态进行说明的概念图,图 7(h) 是用于对图 7(g) 的元件数据的叠加的结果进行说明的概念图。

[0079] 图 8 是概念性地表示图 1 所示的超声波诊断装置的声速决定部的结构的一例的框图。

[0080] 图 9 是用于对图 1 所示的超声波诊断装置的声速决定处理的一例进行说明的流程图。

[0081] 图 10 是用于对图 9 的流程图的声速决定方法进行说明的流程图。

[0082] 图 11 是用于对图 1 所示的超声波诊断装置的声速决定处理的另一例进行说明的

流程图。

具体实施方式

[0083] 以下,基于附图所示的优选实施例,详细地对本发明的超声波诊断装置、声速决定方法及程序进行说明。

[0084] 图 1 通过框图概念性地表示实施本发明的声速决定方法的本发明的超声波诊断装置的一例。

[0085] 如图 1 所示,超声波诊断装置 10 具有:超声波探头 12、连接于超声波探头 12 的发送部 14 及接收部 16、A/D 转换部 18、元件数据存储部 20、元件数据处理部 22、声速决定部 23、图像生成部 24、显示控制部 26、显示部 28、控制部 30、操作部 32、储存部 34。

[0086] 在图示例子中,发送部 14、接收部 16、A/D 转换部 18、元件数据存储部 20、元件数据处理部 22、声速决定部 23、图像生成部 24、显示控制部 26、显示部 28、控制部 30、操作部 32 及储存部 34 构成超声波诊断装置 10 的装置主体。

[0087] 超声波探头(超声波探子)12 是用于普通的超声波诊断装置的众所周知的超声波探头。

[0088] 超声波探头 12(以下,称为探头 12)具有将超声波转换器一维或二维地排列而成的振子阵列 36。

[0089] 在拍摄检查对象物(以下,称为被检体)的超声波图像时,超声波转换器分别按照从发送部 14 供给的驱动信号而将超声波束发送至被检体,并接收由被检体反射的超声波回波而输出与接收到的超声波的强度相应的接收信号。

[0090] 各超声波转换器由在压电体的两端形成有电极的振子构成,压电体由例如由以 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)为代表的压电单结晶等构成。

[0091] 当对这种振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压时,压电体根据施加的电压而伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波的超声波。另外,从各振子产生的超声波根据各振子的驱动的延迟而收束于设定的焦点并进行合成(即进行发送聚焦),从而形成超声波束。

[0092] 另外,振子由于在被检体内被反射的超声波回波的入射而伸缩,并产生与该伸缩的大小对应的电信号。该电信号作为接收信号而输出至接收部 16。

[0093] 发送部 14 例如具有多个脉冲发生器,对探头 12 的各超声波转换器(振子)供给驱动信号(施加驱动电压)。

[0094] 发送部 14 基于控制部 30 选择的发送延迟图案,以预定数量(多个)的超声波转换器发送的超声波形成收束于设定的焦点的目标的超声波束的方式,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转换器。另外,该发送延迟图案可以根据后述的环境声速进行校正。

[0095] 由此,从探头 12(振子阵列 36)向被检体发送目标的超声波束。

[0096] 接收部 16 根据来自控制部 30 的控制信号,对应于一次超声波束的发送而接收预定数量(多个)的超声波转换器输出的接收信号,实施放大等预定的处理并提供给 A/D 转换部 18。

[0097] 另外,在本发明的超声波诊断装置 10 中,发送接收超声波的方法基本上与众所周

知的超声波诊断装置相同。

[0098] 因此,在一次超声波的发送接收(发送一束超声波束及接收对应于该发送的超声波回波)中,产生超声波的超声波转换器的数量(发送开口的数量)及接收超声波(接收部 16 收到接收信号)的超声波转换器的数量(接收开口的数量)均只要是多个即可,没有限定。另外,在一次发送接收中,发送与接收的开口数可以相同也可以不同。

[0099] 另外,至少在方位方向(方位角方向(超声波转换器的排列方向))上相邻的超声波束中,只要发送区域重复即可,对于为了形成一个超声波图像的超声波的发送接收的次数(声线数)、成为发送接收的中心的超声波转换器(中心元件)的间隔(即扫描线/声线的密度)没有限定。因此,可以将超声波进行扫描的区域所对应的全部超声波转换器作为中心元件进行超声波的发送接收,也可以将每隔两个或每隔四个等的预定间隔的超声波转换器作为中心元件进行超声波的发送接收。

[0100] A/D 转换部 18 对从接收部 16 供给的模拟的接收信号进行模拟/数字转换,从而形成数字的接收信号即元件数据(第一元件数据)。

[0101] A/D 转换部 18 将进行了 A/D 转换的元件数据提供给元件数据存储部 20。

[0102] 元件数据存储部 20 依次存储从 A/D 转换部 18 供给的元件数据。另外,元件数据存储部 20 对从控制部 30 输入的关于帧率的信息(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)与各元件数据建立关联并进行存储。

[0103] 优选的是,元件数据存储部 20 存储与至少一个超声波图像(一帧超声波图像)对应的全部元件数据,并且至少在超声波图像的显示结束之前,不消去显示中及显示前的超声波图像的元件数据。

[0104] 元件数据处理部 22 是本发明的特征部位,是使元件数据叠加而生成与各元件数据对应的处理后元件数据(第二元件数据)的部位。

[0105] 具体来说,元件数据处理部 22 基于控制部 30 的控制,将存储于元件数据存储部 20 的元件数据中的、通过发送中心的超声波转换器(中心的元件(中心元件))不同且超声波束的发送区域重合的预定数量(多个)的超声波束而得到的元件数据,根据各超声波转换器接收到超声波回波的时间及超声波转换器的位置而进行叠加,从而生成与元件数据(后述的关注元件的元件数据)对应的处理后元件数据。

[0106] 元件数据处理部 22 将生成的处理后元件数据发送至声速决定部 23 及图像生成部 24。

[0107] 声速决定部 23 是使用元件数据处理部 22 生成的处理后元件数据来决定被检体内的超声波的声速(环境声速)的部位。

[0108] 关于元件数据处理部 22 及处理后元件数据、声速决定部 23 及环境声速,在后文详细叙述。

[0109] 图像生成部 24 基于控制部 30 的控制,根据从元件数据处理部 22 供给的处理后元件数据生成接收数据(声线信号),并根据该接收数据生成超声波图像。

[0110] 图像生成部 24 具有调相加法运算部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 及图像存储器 46。

[0111] 调相加法运算部 38 对元件数据处理部 22 生成的处理后元件数据进行调相加法运算而进行接收聚焦处理,从而生成接收数据。

[0112] 如上所述,探头 12 的振子阵列 36 将多个元件(超声波转换器)一维或二维地排列而成。因此,各超声波转换器与被检体内的一个反射点之间的距离不同。因此,即使是由同一反射点反射的超声波回波,超声波回波到达各超声波转换器的时间也不同。调相加法运算部 38 根据控制部 30 选择的接收延迟图案,使各处理后元件数据延迟与每个超声波转换器的超声波回波的到达时刻之差(延迟时间)相当的量,并对赋予了延迟时间的处理后元件数据进行整合相加,由此数字化地进行接收聚焦处理,从而生成接收数据。

[0113] 调相加法运算部 38 将生成的接收数据提供给检波处理部 40。

[0114] 在此,在由声速决定部 23 决定并供给被检体内的超声波的声速(环境声速)的情况下,调相加法运算部 38 使用该环境声速进行延迟时间或接收延迟图案等的校正,从而进行接收聚焦处理。

[0115] 另外,在环境声速未被决定的情况下,调相加法运算部 38 通过使用了接收延迟图案的众所周知的方法进行接收聚焦处理。

[0116] 图 2 表示使用了环境声速的接收聚焦处理的一例。

[0117] 在此,图 2 是探头 12 具有的多个超声波转换器沿该图中左右方向排列成一列的直线探头的情况。但是,在凸状探头的情况下只是探头形状不同,考虑方法可以相同。

[0118] 将方位方向上的各个超声波转换器的宽度设为 L 时,从方位方向的中心的超声波转换器向端部到第 n 个超声波转换器的距离为 nL 。

[0119] 如该图所示,当设为超声波的反射点处于从中心的超声波转换器垂直于排列方向的距离(深度)为 d 的位置时,可以通过式(1)算出第 n 个超声波转换器与反射点之间的距离(长度) d_n 。

$$[0120] \quad d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \cdots (1)$$

[0121] 因此,可以使用环境声速 V_a 并通过式(2)计算出超声波回波从反射点到达第 n 个超声波转换器(接收)的时间 t_n 。

$$[0122] \quad t_n = d_n / V_a = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V_a \cdots (2)$$

[0123] 如上所述,超声波转换器与反射点之间的距离对于每个超声波转换器来说不同。因此,在该例子的情况下,如该图上部的曲线图所示,越靠排列方向的端部侧的超声波转换器,超声波回波的到达时间 t_n 越长。

[0124] 具体来说,当将超声波从反射点至由中心的超声波转换器接收为止的时间设为 t_1 时,由第 n 个超声波转换器接收的超声波相对于由中心的超声波转换器接收的超声波晚时间 $\Delta t = t_n - t_1$ 。在本例子中,该延迟时间 Δt 即是接收延迟图案。

[0125] 调相加法运算部 38 对于与各个超声波转换器对应的接收数据,使用由上述时间 Δt 表示的延迟时间进行调相加法运算,从而进行接收聚焦处理。

[0126] 另外,在本发明中,与环境声速对应的接收聚焦处理不限于该方法,能够利用各种众所周知的方法。

[0127] 例如,可以是控制部 30 选择与环境声速对应的接收延迟图案,将与之对应的控制信号提供给调相加法运算部 38。或者也可以是控制部 30 根据环境声速而对接收延迟图案进行校正,并将校正后的接收延迟图案所对应的控制信号提供给调相加法运算部 38。或者也可以是调相加法运算部 38 根据环境声速对从控制部 30 供给的控制信号进行校正,并进行接收聚焦处理。

[0128] 检波处理部 40 对于调相加法运算部 38 生成的接收数据,根据超声波的反射位置的深度而实施了由距离引起的衰减的校正之后,实施包络检波处理,由此生成被检体内的断层的图像信息(亮度图像信息)即 B 模式图像数据。

[0129] DSC(digital scan converter:数字扫描转换器)42 将由检波处理部 40 生成的 B 模式图像数据转换(光栅转换)成对应于普通的电视信号的扫描方式的图像数据。

[0130] 图像处理部 44 对于从 DSC42 输入的 B 模式图像数据,实施灰度处理等的各种必要的图像处理,而形成用于显示的 B 模式图像数据。图像处理部 44 对图像处理后的 B 模式图像数据为了显示而输出至显示控制部 26、及 / 或存储于图像存储器 46。

[0131] 图像存储器 46 是存储图像处理部 44 处理后的 B 模式图像数据的众所周知的存储单元(存储介质)。存储于图像存储器 46 的 B 模式图像数据根据需要,为了通过显示部 28 进行显示而被读出到显示控制部 26。

[0132] 显示控制部 26 使用通过图像处理部 44 实施了预定的图像处理的 B 模式图像数据,在显示部 28 上显示超声波图像。

[0133] 显示部 28 例如包含 LCD 等显示器装置,在显示控制部 26 的控制下,显示超声波图像。

[0134] 控制部 30 基于由操作者从操作部 32 输入的指令而对超声波诊断装置 10 的各部进行控制。

[0135] 另外,控制部 30 将由操作者使用操作部 32 输入的各种信息提供给必要的部位。例如,当在操作部 32 中输入了元件数据处理部 22 及图像生成部 24 的调相加法运算部 38 所使用的延迟时间计算所需的信息以及元件数据处理部 22 的元件数据处理所需的信息的情况下,根据需要,将这些信息提供给发送部 14、接收部 16、元件数据存储部 20、元件数据处理部 22、图像生成部 24 及显示控制部 26 等各部。

[0136] 操作部 32 用于操作者进行输入操作,能够由键盘、鼠标、跟踪球、触摸面板等形成。

[0137] 另外,操作部 32 具备用于操作者根据需要而输入各种信息的输入功能。例如,操作部 32 具备用于输入探头 12(超声波转换器)的信息、探头 12(振子阵列 36)的发送开口及接收开口、关于生成叠加的元件数据数或方法等的处理后元件数据的信息、超声波束的焦点位置等的输入功能。

[0138] 它们例如通过摄影部位(诊察部位)的选择、画质的选择、拍摄的超声波图像的深度的选择等而被输入。

[0139] 存储部 34 中存储有:控制部 30 用于执行超声波诊断装置 10 的各部的控制的动作程序、发送延迟图案及接收延迟图案、关于生成处理后元件数据的信息、此外从操作部 32 输入的探头 12 的信息、发送开口及接收开口、焦点位置的信息等、控制部 30 用于进行超声波诊断装置的动作及控制所需的信息等。

[0140] 存储部 34 可以使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等众所周知的记录介质。

[0141] 另外,在超声波诊断装置 10 中,元件数据处理部 22、声速决定部 23、调相加法运算部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 及显示控制部 26 等由 CPU 和用于使 CPU 进行各种处理的动作程序构成。但是,在本发明中,也可以由数字电路构成这些部位。

[0142] 如上所述,元件数据处理部 22 将存储于元件数据存储部 20 的元件数据(未处理元件数据)中的、通过发送中心的超声波转换器(中心元件)不同且超声波束的发送区域重合的预定数量(多个)的超声波束而得到的元件数据,根据各超声波转换器接收到的时间及超声波转换器的位置进行叠加,从而生成处理后元件数据的部位。

[0143] 另外,在以下的说明中,将超声波转换器也简称为“元件”。

[0144] 图 3 用框图概念性地表示元件数据处理部 22 的结构。

[0145] 如图 3 所示,元件数据处理部 22 具有:延迟时间计算部 48 和叠加处理部 49。

[0146] 延迟时间计算部 48 事先取得从操作部 32 输入的或者从操作部 32 输入而储存于储存部 34 的关于探头 12(超声波转换器(元件))、超声波束的焦点位置、探头 12 的发送开口及接收开口等的信息。

[0147] 另外,延迟时间计算部 48 基于为了发送(生成)超声波束而激发超声波的发送开口的元件和接收来自被检体的超声波回波的接收开口的元件的几何位置,计算出由接收开口的元件接收的超声波回波即元件数据的延迟时间。

[0148] 叠加处理部 49 基于从操作部 32 输入的或者从操作部 32 输入而储存于储存部 34 的、叠加的元件数据的数量及叠加处理方法等关于元件数据处理的信息,从存储于元件数据存储部 20 的元件数据中,读出进行叠加的元件数据(通过中心元件不同且发送区域重合的超声波束得到的元件数据(两个以上的各对象区域生成的两个以上的元件数据))。

[0149] 此外,叠加处理部 49 基于由延迟时间计算部 48 计算出的与各个元件数据对应的延迟时间,将两个以上的元件数据在接收时间上即使时间匹配并使接收了数据的探头的元件的绝对位置对合而进行叠加,从而生成处理后元件数据。

[0150] 以下,详细地说明由元件数据处理部 22 进行的元件数据的处理。

[0151] 首先,在超声波探头 12 中,在从发送开口即为了发送超声波束而激发超声波的元件(以下,简称为发送元件)向被检体发送超声波束,并由接收开口即进行超声波回波的接收的元件(以下,简称为接收元件)接收通过与被检体之间的相互作用而产生的超声波回波,而得到元件数据的情况下,对来自发送元件的超声波束与由接收元件得到的元件数据的关系进行说明。

[0152] 作为一例,如图 4(a) 所示,将三个元件 52c ~ 52e 设为发送元件而发送超声波束,将七个元件 52a ~ 52g 设为接收元件而接收超声波回波。接着,如图 4(c) 所示,使元件沿方位方向移动(以下,也称为移位)一元件量,而将三个元件 52d ~ 52f 设为发送元件而发送超声波束,将七个元件 52b ~ 52h 设为接收元件而接收超声波回波,从而分别取得元件数据。

[0153] 即,在图 4(a) 所示的例子中,中心元件(成为中心的元件)是元件 52d,在图 4(b) 所示的例子中,中心元件是元件 52e。

[0154] 此时,考虑发送给包含反射点 54 在内的检查对象区域的超声波束 56 以焦点 58 收束并缩小为元件间隔以下这一理想的情况。

[0155] 如图 4(a) 那样,当将处于反射点 54 的正上方(连结反射点与焦点的直线上)的元件 52d 设为中心元件,从作为发送元件的元件 52c ~ 52e 发送超声波束 56 并由作为接收元件的元件 52a ~ 52g 接收超声波回波而取得元件数据时,超声波束 56 的焦点 58 处于连结作为中心元件的元件 52d 与反射点 54 的一条直线上。在该情况下,超声波束 56 被发送

至反射点 54, 因此生成从反射点 54 反射的超声波回波。

[0156] 来自反射点 54 的超声波回波通过扩大为预定角度的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52a ~ 52g 接收, 通过元件 52a ~ 52g 得到图 4(b) 所示的元件数据 62。另外, 在图 4(b) 中, 纵轴为时间, 横轴为与图 4(a) 一致的方位方向的位置 (元件的位置) (图 4(d) 也相同)。

[0157] 与此相对, 如图 4(c) 所示, 在使中心元件移位了一个元件量的情况下, 处于反射点 54 的正上方的元件 52d 的相邻的元件 52e 是中心元件。

[0158] 将元件 52e 设为中心元件, 从作为发送元件的元件 52d ~ 52f 发送超声波束 56, 并由作为接收元件的元件 52b ~ 52h 接收超声波回波。此时, 同样地若超声波束 56 为理想的情况, 则在超声波束 56 的发送方向即连结中心元件 52e 与焦点 58 的直线上不存在反射点 54。因此, 该超声波束 56 不会发送至反射点 54。

[0159] 因此, 不会生成从反射点 54 反射的超声波回波, 作为接收元件的元件 52b ~ 52h 不会接收到超声波回波, 因此如图 3(d) 所示, 不会得到来自反射点 54 的反射信号 (元件数据的信号强度为“0”)。

[0160] 但是, 实际的超声波束如图 5(a) 及图 5(c) 所示的超声波束 64 那样, 会在焦点 58 收束之后扩散, 因此宽度比元件间隔宽。

[0161] 在此, 与图 4(a) 相同, 如图 5(a) 所示, 在将处于反射点 54 的正上方的元件 52d 设为中心元件, 元件 52c ~ 52e 作为发送元件而发送超声波束 64 的情况下, 即使超声波束 64 宽度较宽, 该焦点 58 也处于连结元件 54d 与反射点 54 的一条直线上。因此, 超声波束 64 由反射点 54 反射, 而生成超声波回波。

[0162] 其结果是, 与图 4(a) 的情况相同, 来自反射点 54 的超声波回波通过扩大为预定角度的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52a ~ 52g 接收, 同样, 能得到图 5(b) 所示的真正的元件数据 66。

[0163] 接着, 与图 4 相同, 如图 5(c) 所示, 使中心元件移位一个元件量, 将相邻的元件 52e 设为中心元件, 元件 52d ~ 52f 作为发送元件而发送超声波束 64, 并将元件 52b ~ 52h 设为接收元件而接收超声波回波。在该情况下, 由于超声波束 64 宽度较宽, 因此在该超声波的发送方向上, 即, 在连结作为中心元件的元件 52e 与焦点 58 的直线上即使不存在反射点 54, 超声波束 64 也可以发送到 (到达) 反射点 54。

[0164] 因此, 从反射点 54 产生在超声波束的发送方向上本来不存在的超声波回波, 即所谓重影的回波。来自该反射点 54 的重影的回波如图 5(c) 所示, 通过扩大为预定角度的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52b ~ 52h 接收。其结果是, 通过元件 52b ~ 52h 得到图 5(d) 所示的重影的元件数据 68。

[0165] 这样的重影的元件数据 68 是使根据元件数据生成的超声波图像的精度下降的原因。

[0166] 元件数据处理部 22 中由延迟时间计算部 48 计算出与元件数据对应的延迟时间, 叠加处理部 49 根据该延迟时间及元件的绝对位置使两个以上的元件数据叠加, 由此生成强调了真正的元件数据并使重影的元件数据衰减的高精度的元件数据即处理后元件数据。

[0167] 如上所述, 延迟时间计算部 48 计算出由接收元件 (接收开口) 的各元件接收的元件数据的延迟时间。

[0168] 即,图 5(c) 所示的超声波束 64 的传播距离为超声波束 64 从作为中心元件的元件 52e 经由焦点 58 而到达反射点 54 的发送路径与重影的回波从反射点 54 到达作为接收元件的各个元件 52b ~ 52h 的接收路径之和。

[0169] 该图 5(c) 所示的超声波束 64 的传播距离比图 5(a) 所示的超声波束 64 的传播距离长,即,比超声波束 64 从中心元件 52d 经由焦点 58 而到达反射点 54 的发送路径与真正的超声波回波从反射点 54 到达作为接收元件的元件 52a ~ 52g 的接收路径之和长。

[0170] 因此,图 5(d) 所示的重影的元件数据 68 相对于图 5(b) 所示的真正的元件数据 66 产生延迟。

[0171] 在元件数据处理部 22 的延迟时间计算部 48 中,根据声速、发送元件、超声波束的焦点、被检体的反射点及接收元件的几何配置计算出重影的元件数据相对于真正的元件数据的时间差即延迟时间。

[0172] 因此,延迟时间的计算需要探头 12 的形状(元件间隔、直线、凸状等)、声速、焦点的位置、发送开口、接收开口等信息。在延迟时间计算部 48 中,取得通过操作部 32 输入的或者储存于储存部 34 的上述信息,而进行延迟时间的计算。另外,声速可以使用固定值(例如,1540m/sec),或者可以使用后述的声速决定部 23 决定的声速(环境声速),或者可以设为能够由操作者输入。

[0173] 延迟时间例如能够根据从发送元件经由焦点而到达反射点的超声波束的发送路径及从反射点到达接收元件的真正的反射超声波回波或重影的反射信号的接收路径的总长度(传播距离)和通过声速计算出的传播时间之差来计算,上述发送路径及接收路径的总长度(传播距离)是根据发送元件、超声波束的焦点、被检体的反射点及接收元件的几何配置而计算出的。

[0174] 在本发明中,如例如图 6(a) 及图 6(b) 所示那样,能够求出真正的超声波回波和重影的回波的情况下的超声波束的发送路径及接收路径的长度。另外,在图 6 中,x 方向为方位方向,y 方向为深度方向。

[0175] 另外,图 6(a) 进行与图 5(a) 相同的超声波的发送接收,图 6(b) 进行与图 5(c) 相同的超声波的发送接收。

[0176] 在真正的超声波回波的情况下,如图 6(a) (图 5(a)) 所示,作为中心元件的元件 52d、焦点 58、反射点 54 位于一条直线上(方位方向的位置一致)。即,焦点 58 及反射点 54 位于中心元件 52d 的正下方。

[0177] 因此,当将作为中心元件的元件 52d 的位置设为 x-y 的二维坐标上的坐标 (x0,0) 时,焦点 58 及反射点 54 的 x 坐标也是“x0”。以下,将该发送的焦点 58 的位置设为坐标 (x0, df),将反射点 54 的位置设为坐标 (x0, z),此外,将元件的间隔设为 Le。

[0178] 此时,从作为中心元件的元件 52d 经由焦点 58 而到达反射点 54 的超声波束的发送路径 61 的长度(发送路径距离) Lta 及从反射点 54 到达元件 52d 的真正的反射超声波回波的接收路径 60 的长度(接收路径距离) Lra 能够通过 $Lta = Lra = z$ 计算出。

[0179] 因此,在真正的超声波回波的情况下,超声波回波的传播距离 Lua 是 $Lua = Lta + Lra = 2z$ 。

[0180] 接着,如图 6(b) 所示,使发送元件及接收元件沿 x 方向(方位方向)错动一个元件量(向图中右方向移位),将中心元件设为元件 52e 而进行发送接收。如图 5(c) 所示,在

该情况下,由反射点 54 反射的是重影的回波。

[0181] 反射点 54 位于元件 52d 的正下方(方位方向上的相同位置)。因此,如图 6(b) 所示,在该发送接收中,作为中心元件的元件 52e 与反射点 54 在 x 方向上的位置沿 x 方向偏移一个元件量即 Le 。

[0182] 由于 x 方向的位置与反射点 54 一致的元件 52d 的坐标为 $(x_0, 0)$, 因此作为中心元件的元件 52e 的坐标为 $(x_0 + Le, 0)$, 该发送中的焦点 58 的坐标为 $(x_0 + Le, df)$ 。另外,如上所述,反射点 54 的坐标是 (x_0, z) 。

[0183] 因此,从作为中心元件的元件 52e 经由焦点 58 而到达反射点 54 的超声波束的发送路径 61 的长度(发送路径距离) L_{tb} 能够通过 $L_{tb} = df + \sqrt{\{(z - df)^2 + Le^2\}}$ 算出。另一方面,从反射点 54 到达正下方(x 方向=方位方向上的相同位置)的元件 52d 的重影的反射信号的接收路径 60 的长度(接收路径距离) L_{rb} 能够通过 $L_{rb} = z$ 算出。

[0184] 因此,重影的回波的情况下的超声波的传播距离 L_{ub} 为 $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = df + \sqrt{\{(z - df)^2 + Le^2\}} + z$ 。

[0185] 这样,将通过图 6(a) 所示的几何配置而求出的发送路径 61 的距离 L_{ta} 与接收路径 60 的距离 L_{ra} 相加而得到的超声波的传播距离 L_{ua} 除以声速所得到的值是真正的超声波回波的传播时间。另外,将通过图 6(b) 所示的几何配置而求出的发送路径 61 的距离 L_{tb} 与接收路径 60 的距离 L_{rb} 相加而得到的超声波的传播距离 L_{ub} 除以声速所得到的值是重影的回波的传播时间。

[0186] 根据反射点 54 和中心元件的 x 坐标一致时的真正的超声波回波的传播时间与反射点 54 和中心元件的 x 坐标各错动了一个元件间隔时的重影的回波的传播时间之差来求出延迟时间。

[0187] 另外,在图 6(a) 及图 6(b) 的几何模型中,是发送路径 61 经由焦点 58 的模型,但是本发明不限于此,例如,也可以是不经由焦点 58 而直接到达反射点 54 的路径。

[0188] 另外,图 6(a) 及图 6(b) 的几何模型为直线探头的情况,但并不限于此,其他探头中也能够根据探头的形状进行相同的几何计算。

[0189] 例如,在凸状探头的情况下,能够根据探头的半径和元件间隔的角度来设定几何模型,从而相同地进行计算。

[0190] 另外,在转向发送的情况下,能够使用考虑了发送角度等信息的几何模型,并根据发送元件与反射点的位置关系,计算出真正的元件数据及其周边的重影的元件数据的延迟时间。

[0191] 此外,并不限于通过几何模型计算出延迟时间的方法,也可以根据预先对应于装置的计测条件地对高亮度反射点进行计测的计测结果,对每个计测条件求出延迟时间,并将该延迟时间存储在装置内,由此读出相同的计测条件的延迟时间。

[0192] 图 6(c) 表示真正的元件数据 66 及重影的元件数据 68。

[0193] 在图 6(c) 中,方位方向的中央是真正的元件数据 66,即,通过中心元件与反射点 54 在 x 方向上的位置一致的发送接收而得到的元件数据(在图示例子中,是以元件 52d 为中心元件的元件数据)。另外,中央的两侧是重影的元件数据,即,通过中心元件与反射点 54 在 x 方向上的位置不一致的发送接收而得到的元件数据(在图示例子中,是以元件 52c、

元件 52e 等为中心元件的元件数据)。

[0194] 另外,图 6(d) 表示重影的元件数据 68 相对于根据上述的几何计算而得到的真正的元件数据 66 的延迟时间的一例。示出了重影的信号的元件数据 68 以真正的元件数据 66 为中心在 x 方向即方位方向上对称地延迟时间。

[0195] 另外,这样在元件数据处理部 22 的延迟时间计算部 48 中计算出的延迟时间也可以使用于调相加法运算部 38 的延迟校正。

[0196] 在后文详细叙述,在本发明中,使发送以某关注元件为中心元件的超声波束(关注元件的发送接收)而得到的元件数据与发送中心元件不同且超声波束的至少一部分重复的超声波束而得到的元件数据以超声波回波的接收时间和元件的位置相对应的方式叠加,由此生成关注元件的处理后元件数据(第二元件数据)(重构关注元件的元件数据)。

[0197] 在图 6 中,反射点 54 表示了位于关注元件的正下方(方位方向上的相同位置/连结关注元件与焦点的直线上)的某采样点的位置(元件数据的输出位置)。在本发明中,将关注元件的发送接收中的向采样点的发送接收路径看作真正的元件数据的发送接收路径,并将中心元件不同的超声波的发送接收(从周边元件的发送接收)中的相同的采样点的发送接收路径看作重影的发送接收路径,从而根据两发送路径之差计算出延迟时间,并使用该延迟时间来使元件数据的时间对应而进行叠加。换言之,将通过关注元件的发送接收而得到的元件数据假定为真正的元件数据,将通过中心元件不同的发送接收而得到的元件数据假定为重影的元件数据,计算出延迟时间从而进行元件数据的叠加。

[0198] 在本发明中,对应于全部的采样点(全部的元件数据的输出位置),以相同的思路算出延迟时间,并进行元件数据的叠加,从而生成各元件的处理后元件数据。

[0199] 在此,实际上,即使在方位方向(x 方向)上错动采样点(反射点)的位置,接收路径的长度(接收路径距离 Lrb)也不改变。因此,关于各关注元件,只要对应每个深度方向(y 方向)的各采样点算出由中心元件不同的发送接收而得到的元件数据的延迟时间即可。

[0200] 另外,在该叠加处理中,不需要知道真正的元件数据是哪个元件数据。即,在后文使用图 7 详细叙述,在该叠加处理中,若关注元件的元件数据是真正的元件数据,则自动地被强调并留下元件数据,若为重影,则元件数据被抵消。即,在关注元件的元件数据是真正的元件数据的情况下,延迟时间的处理一致而强调信号,在关注元件的元件数据为重影的元件数据的情况下,延迟时间的处理不一致,而抵消信号。

[0201] 接着,在本发明的元件数据处理部 22 的叠加处理部 49 中,使用这样在延迟时间计算部 48 中计算出的延迟时间进行元件数据的叠加处理。

[0202] 另外,在叠加处理部 49 的叠加处理中,需要叠加时的叠加元件数据数量和叠加处理方法的信息,但是它们可以预先通过操作部 32 输入,也可以预先储存于储存部 34。

[0203] 图 7(a) ~ (h) 表示由叠加处理部 49 进行的叠加处理的一例。另外,图 7 所示的例子是元件数据数量为五个、叠加元件数据数量为三个的情况。

[0204] 图 7(a) 将通过五次超声波的发送接收而得到的五个元件数据横向排列地显示。另外,图 7(a) 表示对于每个元件数据,发送超声波束并接收超声波回波的状态。各元件数据的横轴表示接收元件,在各个元件数据中以超声波束的发送接收的中心元件为中心进行显示。纵轴表示接收时间。在该例子中,例如使所述元件 52b ~ 52f 等中心元件各错动一个元件地进行五次的超声波的发送接收。

[0205] 在图 7 中,表示仅在中央的元件数据的中心元件的正下方存在一个反射点的状态。即,五个元件数据中的正中间的元件数据在超声波的发送接收中,接收来自反射点的真正的超声波回波。即,正中间的元件数据是真正的元件数据。

[0206] 关于正中间的元件数据以外的两侧两个元件数据,在发送接收超声波的中心元件的正下方不存在反射点。但是,由于发送的超声波束的扩展,而被写入由于超声波束接触到存在于正中间的元件数据的发送元件的正下方的反射点所产生的回波的元件数据,即重影的元件数据。

[0207] 越远离真正的元件数据,超声波到反射点的传播时间越长,因此重影的元件数据的接收时间比真正的元件数据晚。另外,首先接收到来自反射点的超声波回波的接收元件的位置是反射点的正上方的元件(方位方向上的位置与反射点一致的元件)。

[0208] 在此,图 7 的各元件数据的横轴以发送超声波束时的中心元件为中心。因此,在图 7 所示的例子中,每个元件数据使该中心元件每次错位一元件地进行发送,因此在各元件数据中,方位方向的元件的绝对位置各偏移一个元件。即,在正中间的元件数据中,首先接收到来自反射点的反射信号的接收元件是中心元件,但是左右相邻的元件数据与正中间的元件数据相比偏移一个元件,右侧的元件数据向左偏移一元件,左侧的元件数据中右偏移一个元件。此外,两端的元件数据与正中间的元件数据相比偏移两个元件,右端的元件数据向左偏移两元件,左端的元件数据向右偏移两个元件。这样,重影的信号不仅相对于真正的信号而接收时间延迟,而且相对于接收元件的方向也产生偏移。

[0209] 图 7(b) 表示相对于图 7(a) 所示的五个元件数据中的正中间的元件数据的接收时间的延迟时间的一例。

[0210] 在叠加处理部 49 中,使用图 7(b) 所示的延迟时间,在将正中间的元件数据设为关注元件的元件数据的情况下,以关注元件的元件数据为中心,进行与叠加的元件数据数相应量的延迟时间校正,图示例中为三个元件数据量,并且使各元件数据根据与关注元件的元件位置之差(中心元件的位置之差)沿方位方向移位,图示例中向两侧移位一个元件量,即使相位匹配而对三个元件数据量的未处理元件数据进行叠加,从而求出作为关注元件的元件数据的一个叠加处理后元件数据。

[0211] 即,在本例中,在通过以关注元件为中心元件的超声波的发送接收而得到的元件数据(以下,也称为关注元件的元件数据)上叠加通过以关注元件的相邻元件为中心元件的超声波的发送接收而得到的元件数据(以下,也称为相邻的元件的元件数据),从而生成关注元件的元件数据的处理后元件数据。

[0212] 这样得到的关注元件的元件数据的叠加处理后元件数据如图 7(c) 所示。

[0213] 如上所述,图 7(a) 所示的关注元件的元件数据是在中心元件(即关注元件)的正下方存在反射点的真正的元件数据。另外,通过与关注元件相邻的元件为中心元件的发送接收而得到的元件数据也是向反射点入射而被反射的超声波回波的数据。

[0214] 因此,当对关注元件的两侧相邻的元件的元件数据进行延迟时间校正及方位方向的移位而进行相位匹配时,如图 7(c) 所示,相邻的元件的元件数据与关注元件的元件数据相位匹配,因此在高亮度位置重合。因此,对这些元件数据例如进行加法运算时,元件数据值表示较大的值(高亮度值),例如,即使进行平均而求出平均值,也表示强调后的值(高亮度值)。

[0215] 相对于此,图 7(d) 表示与图 7(a) 相同的元件数据,但是以正中间的元件数据的左相邻的元件数据为关注元件的元件数据情况下的一例。即,该例表示以正下方不存在反射点的元件为中心元件的超声波的发送接收的、以中心元件为关注元件情况下的一例。因此,以该元件为中心元件的元件数据是重影的元件数据。

[0216] 图 7(e) 与图 7(b) 相同,表示图 7(a) 所示的五个元件数据相对于关注元件的元件数据的接收时间的延迟时间的一例。即,图 7(a) 与图 7(d) 是相同元件数据,因此图 7(d) 所示的五个元件数据相对于关注元件的元件数据的接收时间的延迟时间都相同。

[0217] 在叠加处理部 49 中,使用图 7(e) (即,与图 7(b) 相同) 所示的延迟时间,以关注元件的元件数据为中心,进行与叠加的元件数据数相应量的延迟时间校正,在图示例中为三个元件数据量,并且使各元件数据根据与关注元件的元件位置之差(中心元件的位置之差)沿方位方向移位,在图示例中向两侧移位一个元件量,使三个未处理元件数据叠加,从而求出作为关注元件的元件数据的一个叠加处理后元件数据。

[0218] 这样得到的关注元件的元件数据的叠加处理后元件数据如图 7(f) 所示。

[0219] 图 7(d) 所示的关注元件的元件数据是重影的元件数据。因此,即使对于关注元件的元件数据的两侧的相邻元件数据的未处理元件数据进行延迟时间校正及方位方向的移位而进行相位匹配,如图 7(f) 所示,相邻元件数据的各元件数据与关注元件的元件数据由于彼此相位不匹配,因此也不会重合。因此,即使对这三个元件数据进行例如加法运算,由于相位不匹配,相位反转的信号等相互信号抵消,因此相加值不会增大,例如,当进行平均而求出平均值时,表示较小的值。

[0220] 关于其他的元件数据,设为关注元件的元件数据并进行相同的延迟时间校正及方位方向的移位的结果是,与图示例的五元件数据分别相邻的三个元件数据的重叠状态如图 7(g) 所示,相对于此,作为叠加处理,例如进行了加法运算处理或平均处理的结果如图 7(h) 所示。

[0221] 如图 7(h) 所示,在以图 7(a) 所示的正下方存在反射点的中心元件为关注元件的元件数据的情况下,真正的信号的元件数据作为具有高亮度值的叠加处理后元件数据而被求出。相对于此,在其两侧的各两个元件数据的全部四个元件数据中,对重影的元件数据彼此相位不匹配的元件数据进行加法运算或进行平均化。因此,元件数据彼此相互抵消,因此重影的叠加处理后元件数据的值比作为真正的信号的元件数据的具有高亮度值的叠加处理后元件数据小,能够减少重影的元件数据对真正的元件数据的影响,或者能够减小至可忽视其影响的程度。

[0222] 即,以某元件为关注元件,使通过以该关注元件为中心元件的超声波束的发送而得到的元件数据(关注元件的元件数据)与通过中心元件不同且超声波束的发送区域重合的超声波的发送接收而得到的一个以上元件数据进行时间及方位方向的对位而叠加,生成与关注元件的元件数据对应的处理后元件数据(换言之,进行使用了由超声波束的至少一部分重合且中心元件不同的发送接收而得到的元件数据的、关注元件的元件数据的重构(校正)),由此能够使真正的元件数据高亮度化,并减小重影的元件数据。

[0223] 因此,如后文所述,根据使用处理后元件数据进行声速的决定的本发明,能够消除重影的影响,并能够使用与通过发送的声线上的多个点将焦点连结的情况等同的元件数据、即所谓通过发送假想的多焦点的超声波而得到的元件数据(接收数据(超声波图像数

据)),高精度地决定被检体内的声速。

[0224] 另外,对处理后元件数据进行调相加法运算或检波处理,生成接收数据而生成超声波图像,由此相同地能够消除重影的影响,即能够以与通过声线上的全部的点将焦点连结的情况等同的元件数据生成超声波图像,因此能够生成高亮度、锐度优异的高画质的超声波图像。

[0225] 另外,在以下的说明中,将该处理后元件数据的生成也称为多线(multiline)处理。

[0226] 在本发明中,在发送的开口数量(进行超声波的发送的元件数量)为奇数的情况下,中心元件是方位方向的中央的元件。

[0227] 另一方面,在开口数量为偶数的情况下,将方位方向的中央的元件的任一个作为中心元件,或者假定为在方位方向的正中间具有元件而作为中心元件。即,在开口数量为偶数的情况下,可以作为开口的正中间的线上具有焦点的情况而进行计算。

[0228] 另外,作为叠加处理部 49 的叠加处理方法,可以不简单地进行加法运算,也可以取平均值、中央值,也可以乘以系数之后进行加法运算。另外,可认为取平均值、中央值的情况相当于施加元件数据等级的平均化滤波器、中值滤波器,但也可以取代平均化滤波器、中值滤波器而适用以普通的图像处理进行的反向滤波器等。

[0229] 或者,对叠加的各元件数据彼此进行比较,在类似的情况下取最大值,在不类似的情况下取平均值,在分布不平衡的情况下取中间值等,并不限于于此,也可以基于叠加的各元件数据的特征量来改变叠加处理。

[0230] 另外,与关注元件的元件数据叠加的元件数据的数量不限于图示例子的两个,也可以为一个或三个以上。即,与关注元件的元件数据叠加的元件数据的数量根据要求的处理速度(帧率等)、画质等而适当设定即可。

[0231] 在此,与关注元件的元件数据叠加的元件数据数量优选对应于超声波束的射束宽度的扩展程度。因此,在根据深度而射束宽度改变的情况下,叠加的元件数据数也可以根据深度进行变更。

[0232] 另外,射束宽度取决于发送开口数量,因此也可以根据发送开口数量来变更叠加的元件数据的数量。或者,可以基于图像的亮度值等特征量来变更叠加的元件数据数量,也可以根据对重叠元件数据数量改变多个模式而生成的图像来选择最佳的叠加元件数据数。

[0233] 另外,在以上的多线处理中,对通过发送中心元件不同且超声波束的发送方向平行(角度相同)的多个超声波束而得到的元件数据进行叠加,由此生成了关注元件的元件数据的处理后元件数据,但本发明不限于于此。

[0234] 例如,也可以对通过发送中心元件相同而发送方向(角度)不同的多个超声波束而得到的元件数据进行叠加,由此生成处理后元件数据。此时,生成通过发送哪个超声波束而得到的元件数据的处理后元件数据(即,生成哪个方向的声线的处理后元件数据)可以根据诊察部位或探头的种类等默认设定,或者也可以由操作者选择。

[0235] 另外,也可以使用通过发送中心元件不同而平行的超声波束而得到的元件数据和通过发送中心元件相同而发送方向不同的超声波束而得到的元件数据这两者,来生成处理后元件数据。

[0236] 如上所述,元件数据处理部 22 将生成的处理后元件数据发送至图像生成部 24(调

相加法运算部 38)。另外,在决定(更新)被检体的声速时,元件数据处理部 22 将生成的处理后元件数据发送至声速决定部 23 或者进一步发送至图像生成部 24。

[0237] 在供给了处理后元件数据的图像生成部 24 中,如上所述,调相加法运算部 38 对处理后元件数据进行调相加法运算而进行接收聚焦处理来生成接收数据,检波处理部 40 对接收数据实施衰减校正及包络检波处理,由此生成 B 模式图像数据。

[0238] 在图像生成部 24 中,进一步, DSC48 将 B 模式图像数据光栅转换成对应于普通的电视信号的扫描方式的图像数据,在图像处理部 44 中实施灰度处理等预定的处理。

[0239] 图像处理部 44 将生成的 B 模式图像数据储存于图像存储器 46,及 / 或发送至显示控制部 26,显示部 28 显示被检体的 B 模式图像。

[0240] 另一方面,声速决定部 23 使用供给的处理后元件数据,决定被检体内的超声波的声速(计算出声速)。

[0241] 图 8 以框图概念性地表示声速决定部 23 的结构。

[0242] 如图 8 所示,声速决定部 23 具有:关注区域设定部 70、发送聚焦控制部 72、设定声速指定部 74、聚焦指标计算部 76、环境声速决定部 78 及精度判定部 80。

[0243] 关注区域设定部 70 根据来自控制部 30 的指示,在 B 模式图像上(超声波图像上)设定关注区域。

[0244] 在声速决定部 23 中,对每个关注区域决定被检体的声速。

[0245] 在本实施方式中,关注区域设定部 70 将 B 模式图像的画面整体分割成网格状,并分别作为关注区域。

[0246] 该分割的数量(网格的数量)可以预先默认地设定,也可以是操作者在方位方向及 / 或深度方向上任意设定。在默认地设定分割数量的情况下,每个图像尺寸、每个观察部位具有不同的设定。此外,也可以预先设定多个分割数量而使操作者进行选择。

[0247] 另外,在本发明中,关注区域不限于将 B 模式图像分割成网格状的各区域。

[0248] 例如,可以将生成接收数据(B 模式图像数据)的全部的像素(对应于全部像素的位置(区域))作为关注区域。换言之,在对上述画面进行分割的形态中,也可以对应于生成接收数据的全部像素地将画面分割成网格状。

[0249] 或者可以不是画面整体,而是将预先设定的或从多个选项中选择的画面的一部分分割成网格状,并分别作为关注区域。而且,也可以不是画面整体,而是根据操作者设定的 ROI 而设定关注区域。另外,在画面的一部分、ROI 内设定关注区域的情况下,分割也与上述画面整体相同地进行即可。另外,也可以是操作者能够选择在画面整体中设定关注区域和在 ROI 内设定关注区域。

[0250] 另外,分割的形状不限于网格状,例如,如果是凸状探头的超声波图像那样的扇形的 B 模式图像,则分割的形状也可以与之对应而为扇形。在该情况下,也能够利用全部的上述各形态。

[0251] 另外,在图像变动较大的情况下(图像特征量的变动值超过了阈值的情况等)、进行了观察倍率的变更或观察深度的变更等观察条件的变更的等情况下,也可以变更或更新关注区域,也可以是由操作者指示关注区域进行变更或更新。

[0252] 关注区域设定部 70 此外对于设定的关注区域设定焦点(焦点的位置),该焦点用于进行对应于声速的决定的超声波的发送(发送聚焦)。

[0253] 焦点可以根据观察部位、声线数、发送接收的开口数、探头 12 的种类等预先默认地设定,也可以由操作者进行选择或输入指示,可以能够选择默认地设定和操作者的指示。

[0254] 另外,如上所述,使用进行了元件数据的叠加的处理后元件数据决定声速的本发明能够进行假想的多焦点的发送。因此,对于一个声线(与一个中心元件对应的相同方向的超声波的发送接收/一个扫描线)可以设定多个焦点的位置,但是基本上对于一个声线设定一个焦点即可。因此,根据本发明,能够不降低帧率地决定声速。

[0255] 另外,焦点的位置可以在全部的声线中相同,或者可以混合有焦点不同的声线。

[0256] 关注区域设定部 70 将设定的关注区域及焦点(焦点的位置)的信息发送至发送聚焦控制部 72。

[0257] 发送聚焦控制部 72 对控制部 30 进行发送聚焦指示,以使发送部 14 对应于关注区域设定部 70 设定的关注区域及焦点地执行发送聚焦。

[0258] 设定声速指定部 74 基于控制部 30 的控制,在环境声速的决定中,指定用于对接收数据执行接收聚焦的设定声速。

[0259] 聚焦指标计算部 76 使用元件数据处理部 22 生成的处理后元件数据,对于设定声速指定部 74 指定的多个设定声速中的每一个对接收数据进行接收聚焦,从而计算出接收数据的聚焦指标。

[0260] 环境声速决定部 78 基于多个设定声速中的每一个设定声速的聚焦指标,决定关注区域的环境声速。

[0261] 精度判定部 80 对环境声速决定部 78 决定的声速的精度进行判定。

[0262] 精度判定部在决定的声速具有预定的精度以上的精度的情况下,对环境声速决定部 78 发出指示以将决定的声速提供给图像生成部 24(调相加法运算部 38)。反之,在决定的声速不满足预定的精度的情况下,对关注区域设定部 70 发出指示以进行焦点的再设定。

[0263] 在本发明中,该精度判定部 80 设为优选的形态。

[0264] 以下,参照图 9 所示的流程图,详细地对超声波诊断装置 10 的声速的决定方法(本发明的声速决定方法)。

[0265] 本发明的程序是使超声波诊断装置 10 具有的计算机执行以下的声速决定方法的程序。

[0266] 在超声波诊断装置 10 中,在决定环境声速时,首先,如上所述,关注区域设定部 70 根据来自控制部 30 的指示,设定关注区域及焦点。

[0267] 另外,在本发明中,对于决定环境声速的时机(环境声速的更新时机)没有特别限定,与众所周知的超声波诊断装置相同地进行即可。例如,可以根据测定开始的指示而仅进行一次,也可以在图像变动较大的情况(图像特征量的变动值超过了阈值的情况等)下进行环境声速的决定,也可以每当适当决定的预定帧数或每当经过预定时间时进行环境声速的决定,也可以根据操作者的输入指示进行环境声速的决定,可以适当选择上述声速决定的时机中的两个以上。

[0268] 无论以哪个时机决定环境声速,根据进行多线处理的本发明,基本上对于一个声线进行以一个焦点的发送即可,因此与以往相比,能够避免声速的决定引起的帧率的下降。

[0269] 发送聚焦控制部 72 根据该关注区域的设定对控制部 30 进行发送聚焦指示,以使发送部 14 对设定的关注区域及焦点执行发送聚焦而发送目标的超声波束。

[0270] 与之对应,发送部 14 对探头 12(振子阵列 36 所对应的超声波转换器(元件))进行驱动而向被检体发送超声波束,并通过超声波转换器(元件)接收由被检体反射的超声波回波,将模拟的接收信号输出至接收部 16。

[0271] 接收部 16 对模拟的接收信号实施放大等的预定的处理,并提供给 A/D 转换部 18。

[0272] A/D 转换部 18 对从接收部 16 供给的模拟的接收信号进行 A/D 转换,从而形成作为数字的接收信号的元件数据。

[0273] 元件数据存储于元件数据存储部 20。

[0274] 当元件数据存储于元件数据存储部时,元件数据处理部 22 进行上述多线处理,生成处理后元件数据。

[0275] 即,如上述图 7 所示,元件数据处理部 22 例如对于关注元件及其左右相邻的元件,计算出左右相邻的元件的元件数据相对于关注元件的元件数据的延迟时间,并进行相邻的元件的元件数据的延迟时间校正及方位方向的移位,使两侧的相邻的元件的元件数据叠加于关注元件的元件数据,从而生成关注元件的处理后元件数据。

[0276] 元件数据处理部 22 将生成的处理后元件数据提供给声速决定部 23(聚焦指标计算部 76)。另外,元件数据处理部 22 将为了声速决定而生成的处理后元件数据也提供给图像生成部 24,图像生成部 24 也可以使用该处理后元件数据生成超声波图像(B 模式图像数据)。另外,为了声速决定而生成的处理后元件数据(元件数据)也可以仅使用于声速决定。

[0277] 声速决定部 23 使用被供给的处理后元件数据,决定被检体内的超声波的声速。

[0278] 图 10 表示声速决定部 23 的声速决定方法的一例的流程图。另外,在本发明中,声速决定部 23 的声速决定方法不限定为该方法,可以利用以超声波诊断装置进行的各种声速决定方法(声速的计算方法)。

[0279] 当供给处理后元件数据时,在声速决定部 23 中,根据需要而将处理后元件数据存储于预定的部位,并且首先,设定声速指定部 74 对设定声速 V 的开始声速 V_{st} 和结束声速 V_{end} 进行设定,进一步,将开始声速 V_{st} 设置为设定声速 V 。

[0280] 包含开始声速 V_{st} 及结束声速 V_{end} 的设定声速可以预先默认地设定,或者也可以是操作者仅任意地输入开始声速 V_{st} 及结束声速 V_{end} 而仅默认地设定之间的节距宽度(预定间距声速量 ΔV),或者也可以是操作者任意地输入。另外,在设定声速、其节距宽度默认地设定的情况下,可以设为根据观察部位或性别等而设定多种设定声速,而操作者能够适当选择。

[0281] 在本例中,作为一例,设定 1410m/sec 作为开始声速 V_{st} ,设定 1570m/sec 作为结束声速 V_{end} ,与之对应,40m/sec 的间隔作为预定的节距宽度而设定了设定声速。

[0282] 接着,聚焦指标计算部 76 对应于各关注区域,对设定声速指定部 74 指定的多个设定声速的每个设定声速,对处理后元件数据进行接收聚焦,从而计算出接收数据的聚焦指标。

[0283] 具体来说,聚焦指标计算部 76 计算出关注区域的接收数据(超声波图像数据/超声波图像)的积分值、平方积分值、峰值、清晰度(锐度)、对比度、亮度值、半值宽度、频谱积分、以最大值、直流成分进行了标准化的频谱积分值或平方积分值、自相关值等作为聚焦指标。

[0284] 接着,声速决定部 23 由设定声速指定部 74 判定设定声速 V 是否达到结束声速 V_{end} ,若设定声速 V 小于结束声速 V_{end} (否),则在设定声速 V 上加上预定间距声速量 ΔV ,即在本例中为 40m/sec,从而计算出关注区域的聚焦指标。

[0285] 反复进行该程序,当判定为设定声速 V 达到了结束声速 V_{end} 时(是),由环境声速决定部 78 基于多个设定声速的每一个设定声速的聚焦指标,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从而决定关注区域的环境声速。例如,以超声波图像的亮度为聚焦指标,在关注区域中,将得到了最高亮度的超声波图像的声速设为该关注区域的环境声速。

[0286] 即,本例的环境声速是假定从探头 12(振子阵列 36(超声波转换器))到某关注区域为止的声速恒定时的超声波探头 12 与关注区域之间的区域的平均的声速。

[0287] 如上所述,声速决定部 23 在设定的全部的关注区域中,进行这样的环境声速的决定。

[0288] 如上所述,通过多线处理生成的处理后元件数据是消除了重影的影响并与用发送的声线上的多个点将焦点连结的情况等同的元件数据,即所谓通过发送假想的多焦点的超声波而得到的元件数据。

[0289] 因此,根据使用处理后元件数据进行声线的决定的本发明,即使发送一声线一焦点的超声波,也能够以与发送了一声线多焦点的超声波的情况同等以上的较高的精度来决定声速。另外,通过发送一声线一焦点的超声波,能够高精度地决定声速,因此也能够防止伴随声速的决定(声速的更新)的帧率的下降。

[0290] 在此,环境声速决定部 78 在决定了关注区域的环境声速之后,将决定的环境声速发送至精度判定部 80。

[0291] 如上所述,通过多线处理而得到的处理后元件数据是即使通过一焦点的超声波发送也使重影大幅衰减的、通过假想的多焦点的超声波的发送而得到的元件数据。因此,能够进行与通过多焦点的超声波发送所决定的声速同等的高精度的声速的决定。

[0292] 然而,即使使用处理后元件数据,毕竟决定出不适性的声速的可能性也不是 0(例如,后述的发送的焦点附近等)。

[0293] 对此,在图示例的超声波诊断装置 10 中,作为优选的形态,设有精度判定部 80,并对决定的环境声速的精度进行判定。

[0294] 其结果是,在环境声速的精度为预定的精度以上(“OK”,以下也称为“声速 OK”)的情况下,精度判定部 80 对环境声速决定部 78 发出指示,以将该关注区域的环境声速发送至图像生成部 24(结束)。

[0295] 与此相对,在环境声速小于预定的精度(“NG”,以下也称为“声速 NG”)的情况下,精度判定部 80 对关注区域设定部 70 发出指示,使关于声速 NG 的关注区域设定与之前不同的焦点,并返回“关注区域、焦点的设定”的步骤,变更焦点而再次进行超声波的发送接收,进行环境声速的再次决定,进一步,进行环境声速的精度的判定。

[0296] 在超声波诊断装置 10 中,反复进行该环境声速的再次决定,直至对应的关注区域成为声速 OK,从而在全部的关注区域中使声速为 OK。

[0297] 由此,通过利用多线处理从而能够避免以往的声速决定相比帧率下降的情况,并能够以同等以上的精度决定声速。

[0298] 对于环境声速的精度判定方法不做限定,可以利用各种众所周知的判定方法。

[0299] 作为一例,例示有如下的方法:将图像分割成由多个关注区域构成的预定区域(例如,若探头为直线形,则为正方网格状,若探头为凸型,则为扇形的网格状等),并计算出预定区域的环境声速的标准差,在标准差不满足预先设定的阈值的情况下,该预定区域的关注区域判定为声速 NG。

[0300] 另外,也可以利用如下的方法:在相同的预定区域中,检测出环境声速的最大值和最小值,在其差超过了预定的阈值的情况下,该预定区域的关注区域判定为声速 NG。另外,也可以利用如下的方法:在相同的预定区域中,计算出环境声速的平均值,在平均值在预定范围外的情况下,该预定区域的关注区域判定为声速 NG。另外,也可以利用如下的方法:在相同的预定区域中,计算出环境声速的频度分布,在分布的偏差超过了预定的阈值的情况下,该预定区域的关注区域判定为声速 NG。

[0301] 或者也可以利用如下的方法:在相同的预定区域中,计算出环境声速的平均值,与该平均值之差超过预定的阈值的关注区域判定为声速 NG。

[0302] 此外,也可以使用预定区域的环境声速的积分值、平方积分值、峰值、对比度、频谱积分、通过最大值或直流成分进行了标准化的频谱积分值或平方积分值、自相关值等,来判定声速 OK 及声速 NG。

[0303] 另外,这样的环境声速的精度判定和各关注区域的环境声速的决定(再次决定)当然也可以同时进行。

[0304] 环境声速的再次决定只要对应于进行再次决定的关注区域而进行变更了焦点的超声波的发送即可,可以通过与之前的声速决定相同的方法进行,也可以通过不同的方法进行。

[0305] 例如,可以对应于环境声速未达到预定精度的关注区域,进行变更了焦点的超声波的发送,并使用同样进行多线处理而得到的处理后元件数据来再次决定环境声速。或者也可以发送将焦点聚焦于要进行环境声速的再次决定的关注区域的超声波,使用不进行多线处理的普通的元件数据来决定声速。另外,也可以进行聚焦指针的变更等、变更环境声速决定的运算方法。或者,也可以对这些方法进行选择来执行环境声速的再次决定。

[0306] 如上所述,当进行多线处理时,能够发送假想的多焦点的超声波,因此即使对于一声线发送一焦点的超声波,也能够进行与多焦点的发送同等以上的高精度的环境声速的决定。

[0307] 在此,根据上述延迟时间的计算方法可知,在多线处理中,将焦点看作理想的点声源而进行元件数据的处理。因此,在无法将焦点看作理想的点声源的情况下,在焦点附近有时无法决定充分的精度的环境声速。

[0308] 与之对应,在超声波诊断装置 10 中,如图 11 的流程图所示,可以判定环境声速的精度,在关注区域的环境声速小于预定的精度(声速 NG)的情况下,判定该关注区域是否为焦点附近(包含焦点),并根据该判定结果变更之后的环境声速的再次决定的处理方法。

[0309] 在图 11 的流程图所示的环境声速的决定中,从声速决定的开始(启动)到环境声速的精度判定为止,与上述图 9 所示的环境声速的决定相同地进行处理。

[0310] 在环境声速的精度判定的结果是声速 OK 的情况下,与之前相同,精度判定部 80 对环境声速决定部 78 发出指示,以将该关注区域的环境声速发送至图像生成部 24(结束)。

[0311] 与此相对,在声速 NG 的情况下,精度判定部 80 判定该关注区域是否为超声波束发送的焦点的附近。

[0312] 另外,在本发明中,作为一例,焦点的附近是距焦点的位置为 10mm 以内的位置。

[0313] 其结果是,在声速 NG 的关注区域不是焦点附近的情况下(否),与之前相同,对于关注区域设定部 70 发出指示,以关于该关注区域而设定不同的焦点,并返回“关注区域、焦点的设定”的步骤,变更焦点,再次发送接收超声波而进行环境声速的再次决定,并进行精度的判定。

[0314] 与此相对,在声速 NG 的关注区域是焦点附近的情况下,对环境声速决定部 78 发出指示,以从元件数据存储部 20 读出对应于该关注区域的元件数据并使用元件数据来决定环境声速。

[0315] 如上所述,在使用普通的元件数据而不是处理后元件数据来决定环境声速的情况下,在焦点等反射波的波面形状清晰的区域,能够准确地决定环境声速。因此,在声速 NG 的情况下,判定该关注区域是否为焦点附近,在焦点附近的情况下,通过使用元件数据再次决定环境声速,能够高精度地再次决定环境声速而无需再次进行超声波的发送接收。

[0316] 另外,使用了元件数据的环境声速的决定只要与使用了处理后元件数据的环境声速的决定相同地通过众所周知的方法进行即可。另外,使用了元件数据的环境声速的决定可以与处理后元件数据相同地进行,也可以通过不同方法来决定(计算出)环境声速。

[0317] 在图 11 所示的例子中,也是反复进行声速的再次决定及精度判定直至全部的关注区域成为声速 OK。

[0318] 另外,在焦点附近再次决定的声速为 NG 的情况下,也可以在声速 NG 的关注区域内进行焦点的再设定,并进行超声波的发送接收,而使用元件数据进行声速的再次决定,或者也可以将焦点的位置再次设定于远离关注区域的位置,并使用进行了多线处理的处理后元件数据进行声速的再次决定,或者可以选择任一个。

[0319] 或者,可以使用周边成为声速 OK 的环境声速,通过插补来计算出声速 NG 的关注区域的环境声速,或者可以将周边成为声速 OK 的环境声速直接用作为声速 NG 的关注区域的环境声速。

[0320] 以上,关于本发明的超声波诊断装置、声速决定方法及程序详细地进行了说明,但是本发明并不限定为上述的例子,在不脱离本发明的主旨的范围内,当然可以进行各种改良、变更。

[0321] 例如,在图示例的超声波诊断装置 10 中,图像生成部 24 作为优选的形态,使用由多线处理生成的处理后元件数据来生成超声波图像,但本发明不限于此。

[0322] 即,本发明的超声波诊断装置如果使用由多线处理生成的处理后元件数据来进行被检体内的超声波的声速决定,那么可以使用普通的元件数据来进行超声波图像的生成。

[0323] 另外,也可以不具有存储一个图像量的元件数据的元件数据存储部 20,为了进行后述的多线处理,对应于一个关注元件而每次进行必要次数的超声波的发送接收。

[0324] 另外,在图示例的超声波诊断装置 10 中,采用了如下结构:关注区域设定部 70 将画面整体或一部分分割成网格状而将其分别作为关注区域并分别求出各区域的最佳声速,但是本发明不限于此,也可以将画面整体作为一个关注区域。即,也可以如以往那样采用求出一个画面整体的最佳声速的结构,在求出画面整体的最佳声速时采用使用处理后元件

数据的结构。

- [0325] 附图标记说明
- [0326] 10 超声波诊断装置
- [0327] 12 (超声波) 探头
- [0328] 14 发送部
- [0329] 16 接收部
- [0330] 18 A/D 转换部
- [0331] 20 元件数据存储部
- [0332] 22 元件数据处理部
- [0333] 23 声速决定部
- [0334] 24 图像生成部
- [0335] 26 显示控制部
- [0336] 28 显示部
- [0337] 30 控制部
- [0338] 32 操作部
- [0339] 34 储存部
- [0340] 36 振子阵列
- [0341] 38 调相加法运算部
- [0342] 40 检波处理部
- [0343] 42 DSC
- [0344] 44 图像处理部
- [0345] 46 图像存储器
- [0346] 48 延迟时间计算部
- [0347] 49 叠加处理部
- [0348] 70 关注区域设定部
- [0349] 72 发送聚焦控制部
- [0350] 74 设定声速指定部
- [0351] 76 聚焦指标计算部
- [0352] 78 环境声速决定部
- [0353] 80 精度判定部

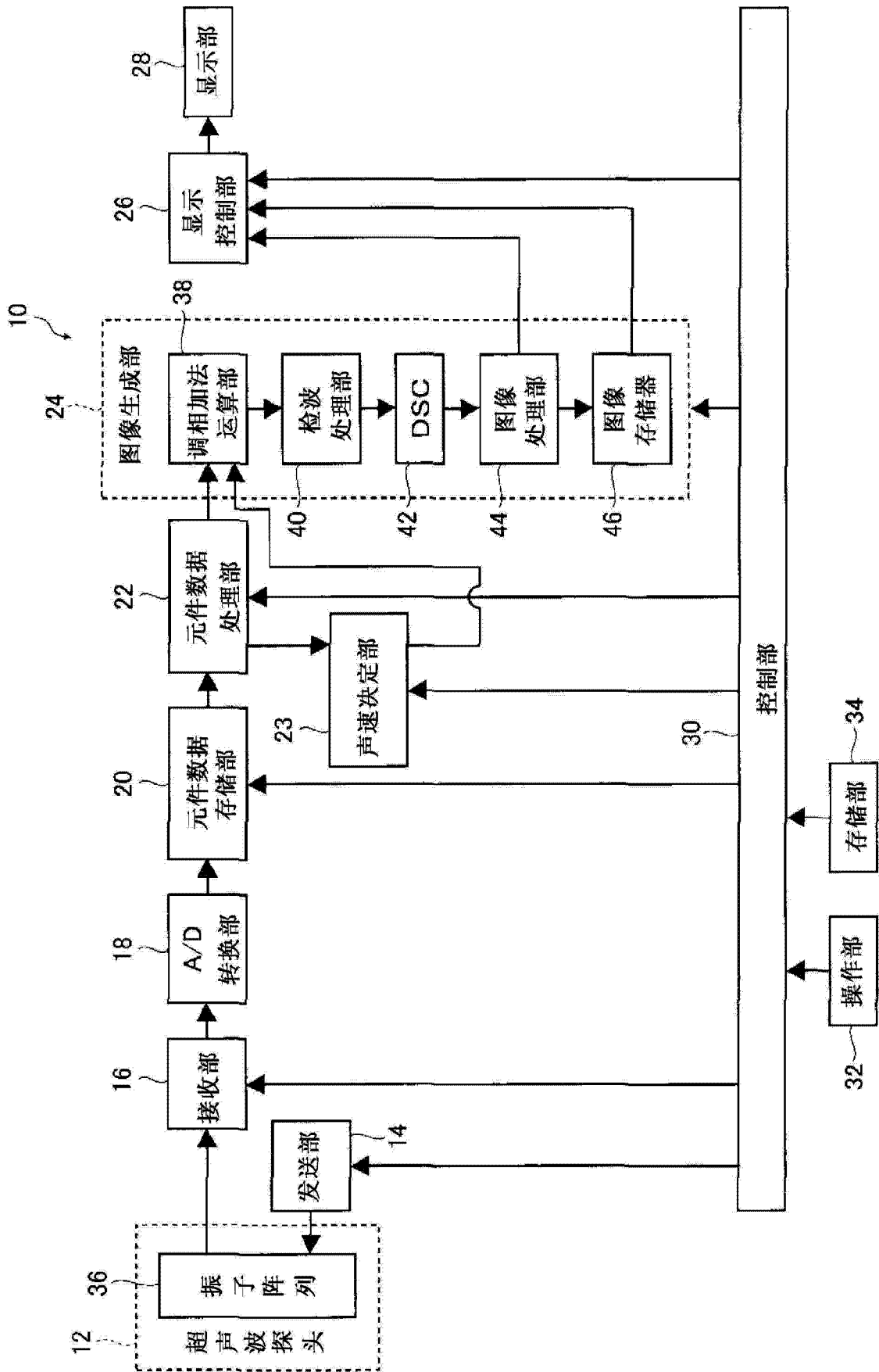


图 1

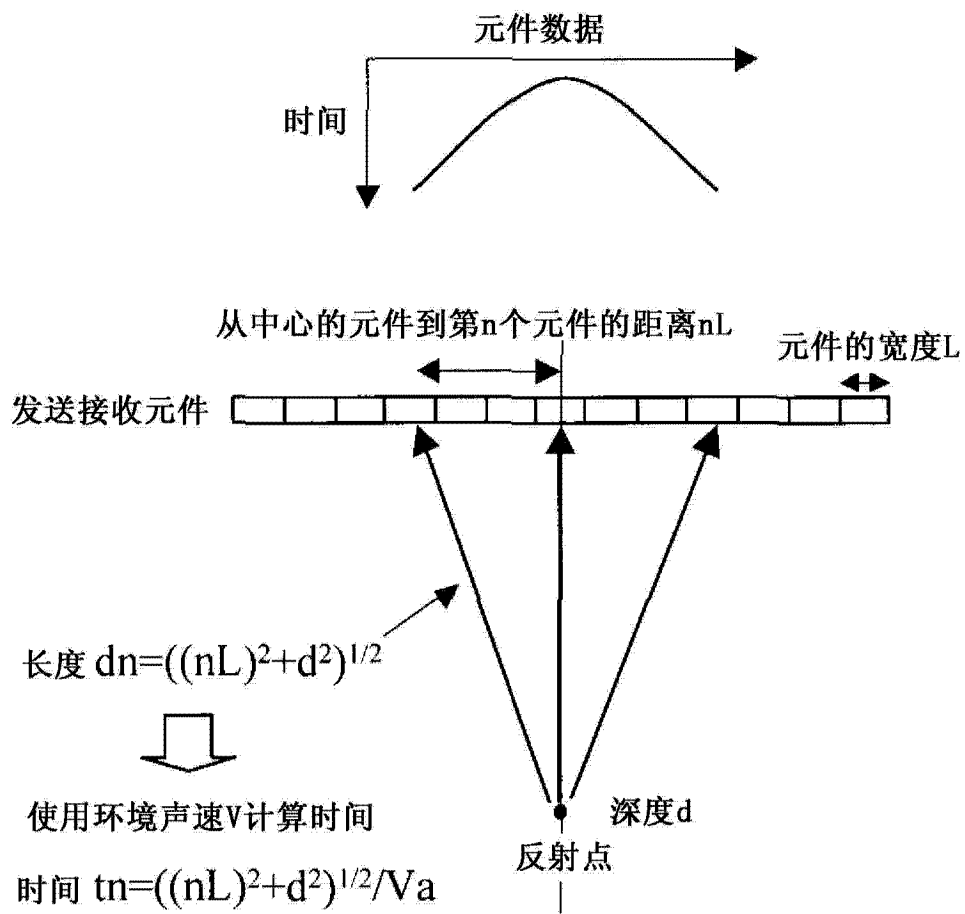


图 2

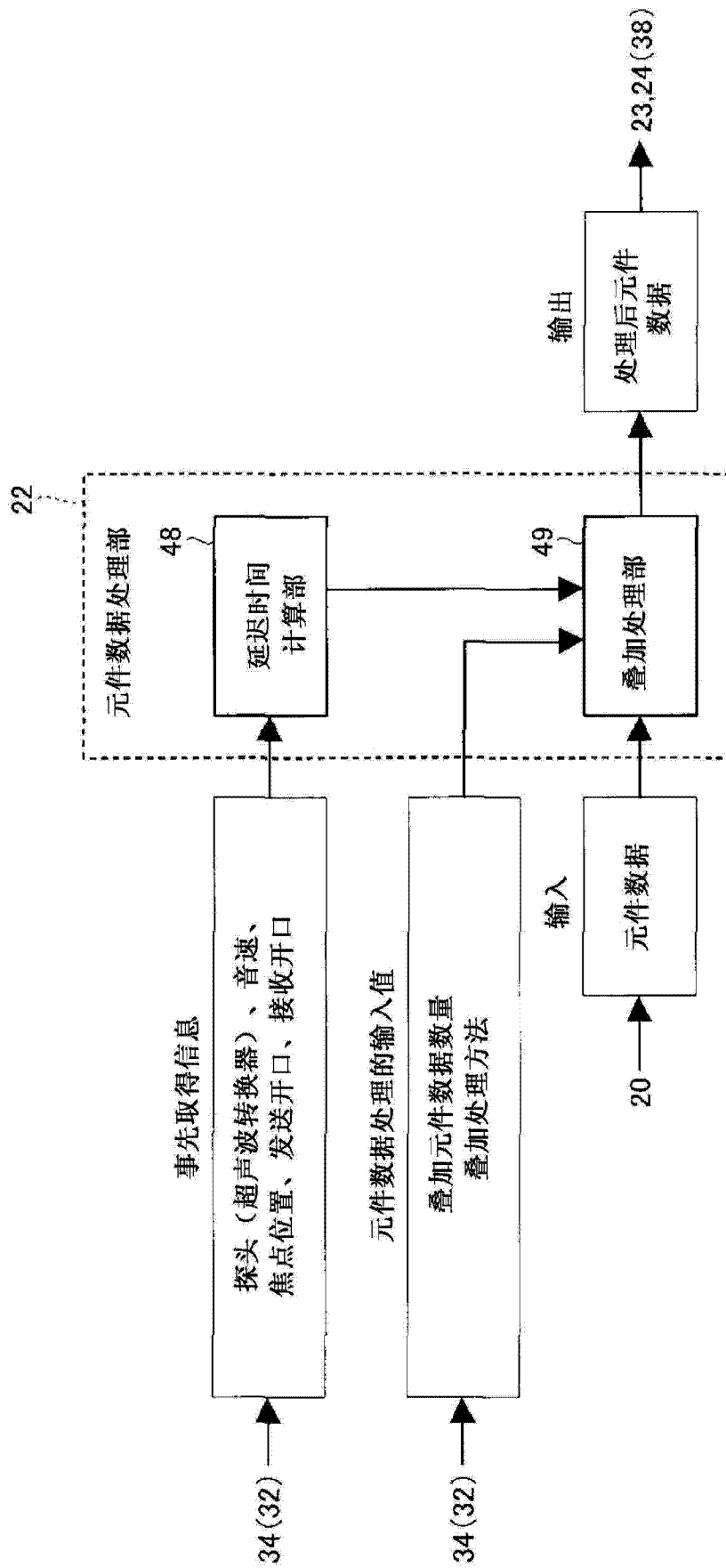


图 3

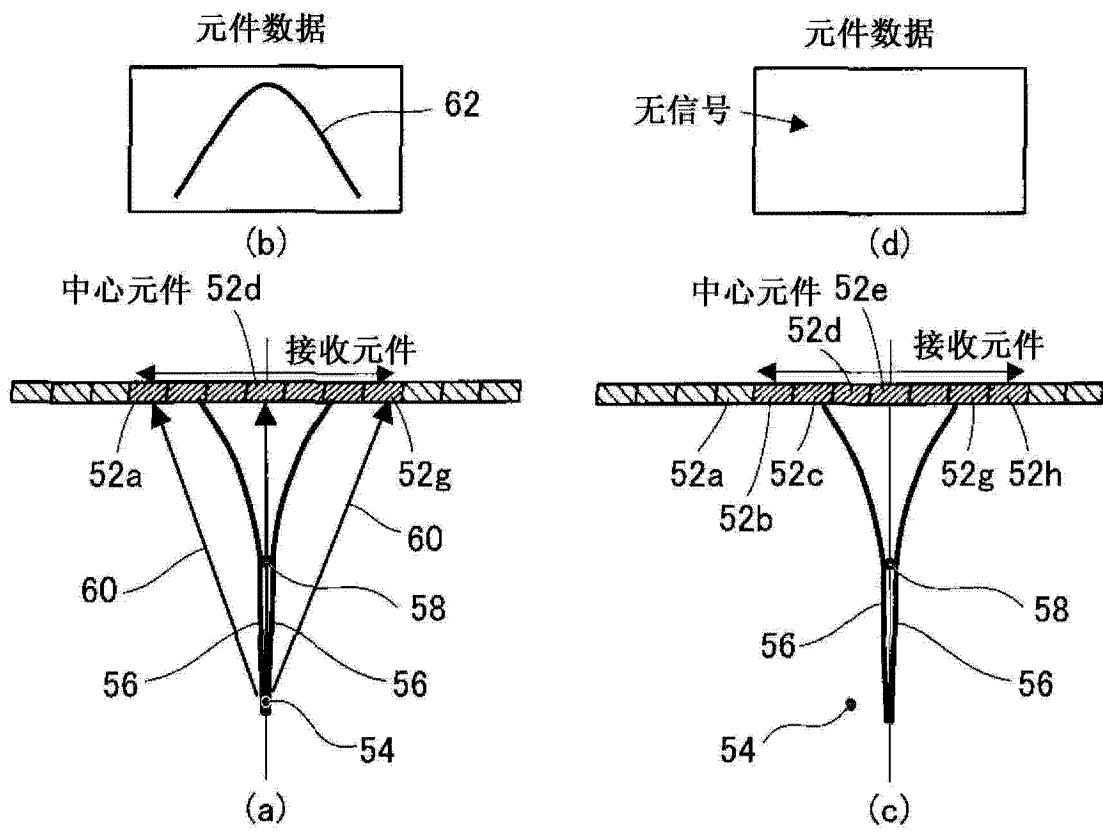


图 4

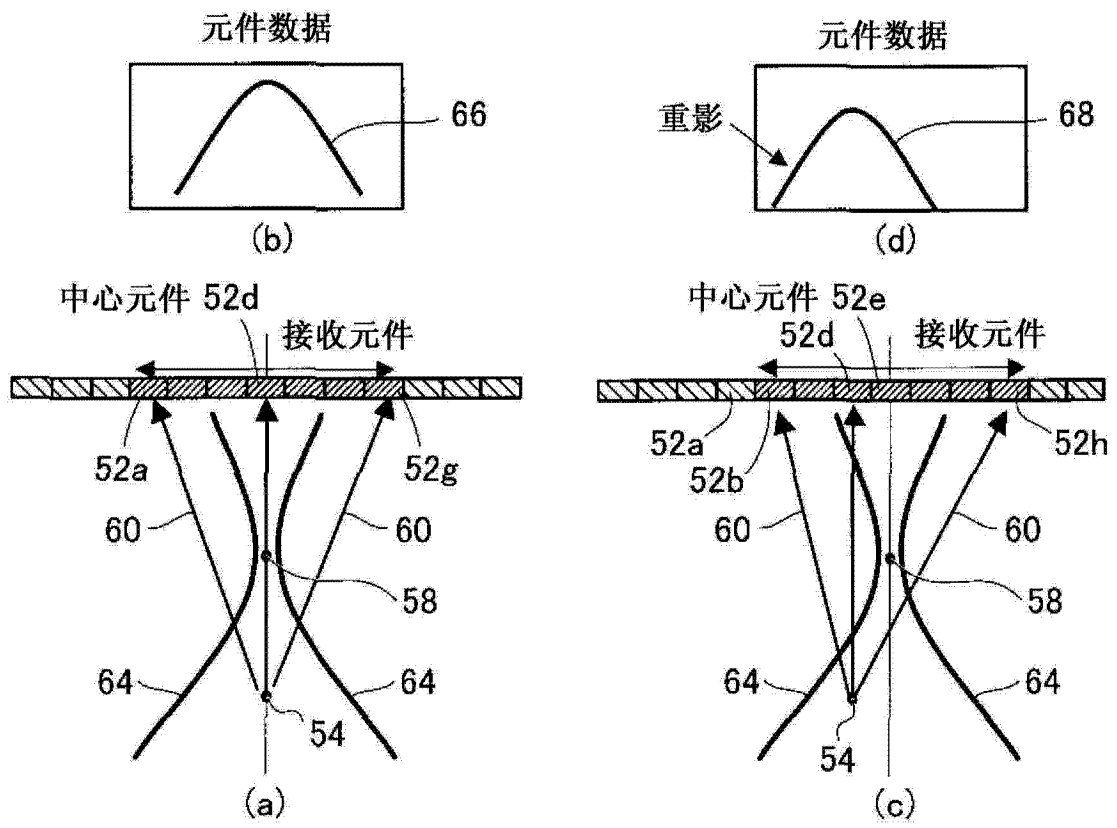


图 5

图 6

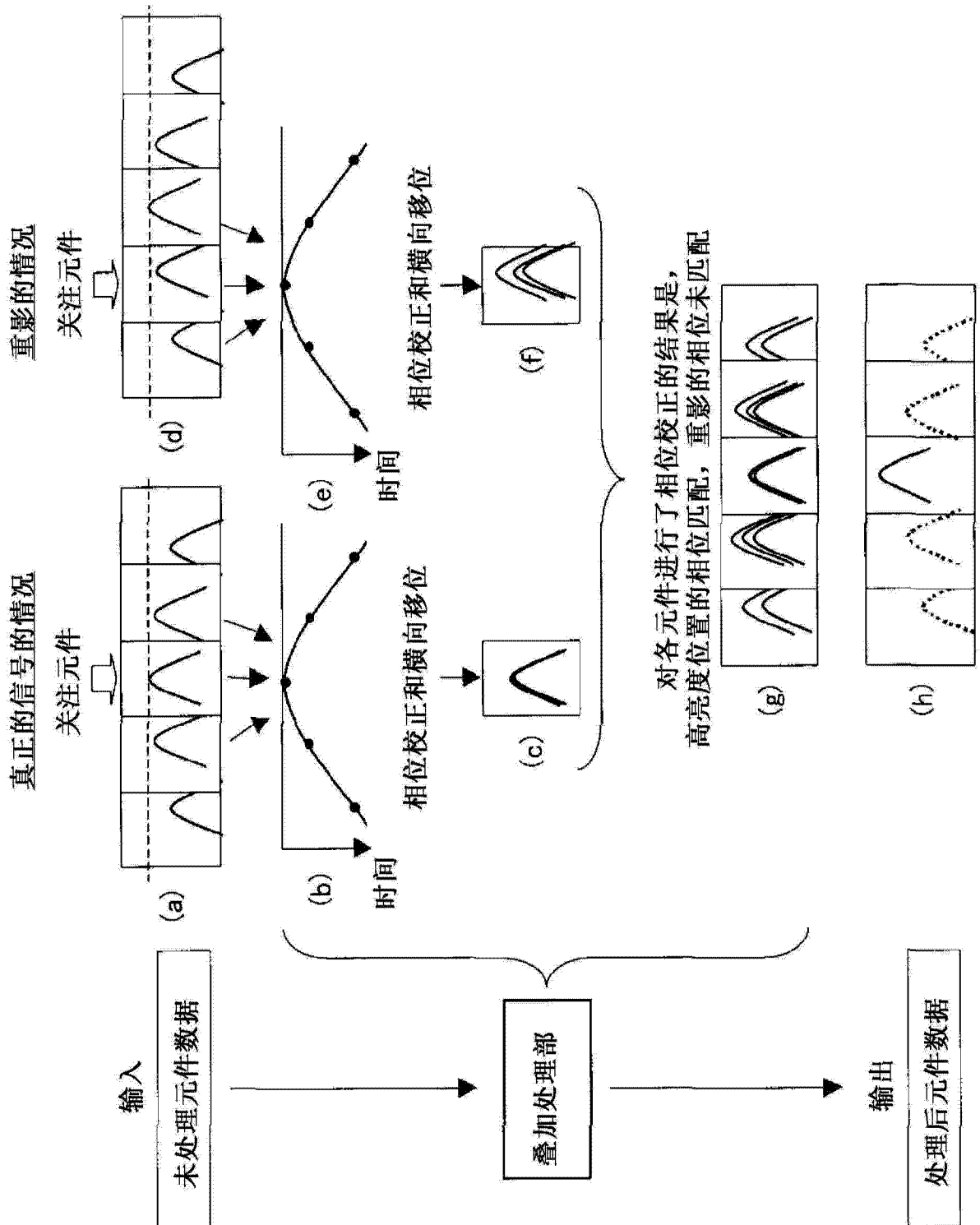


图 7

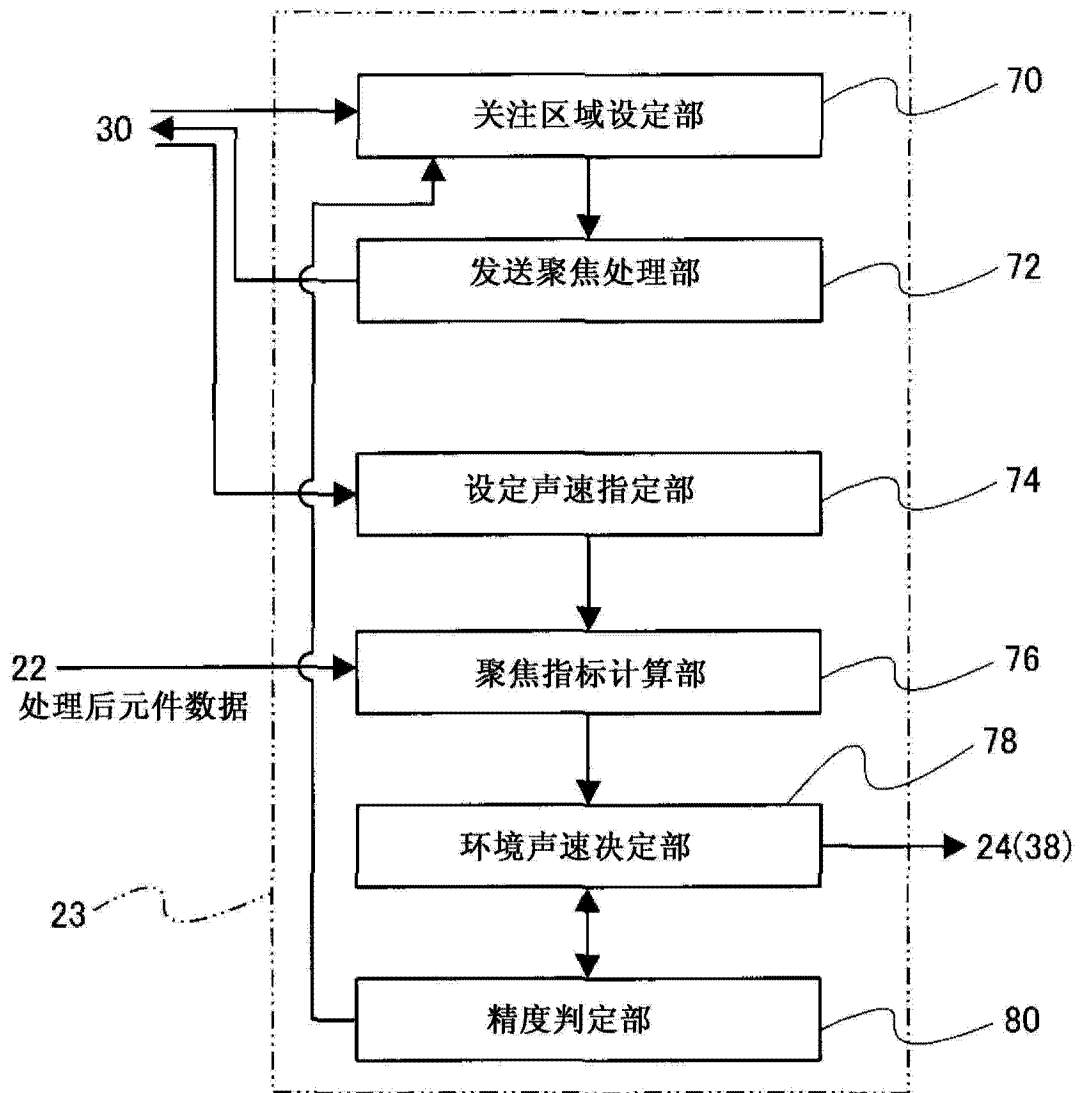


图 8

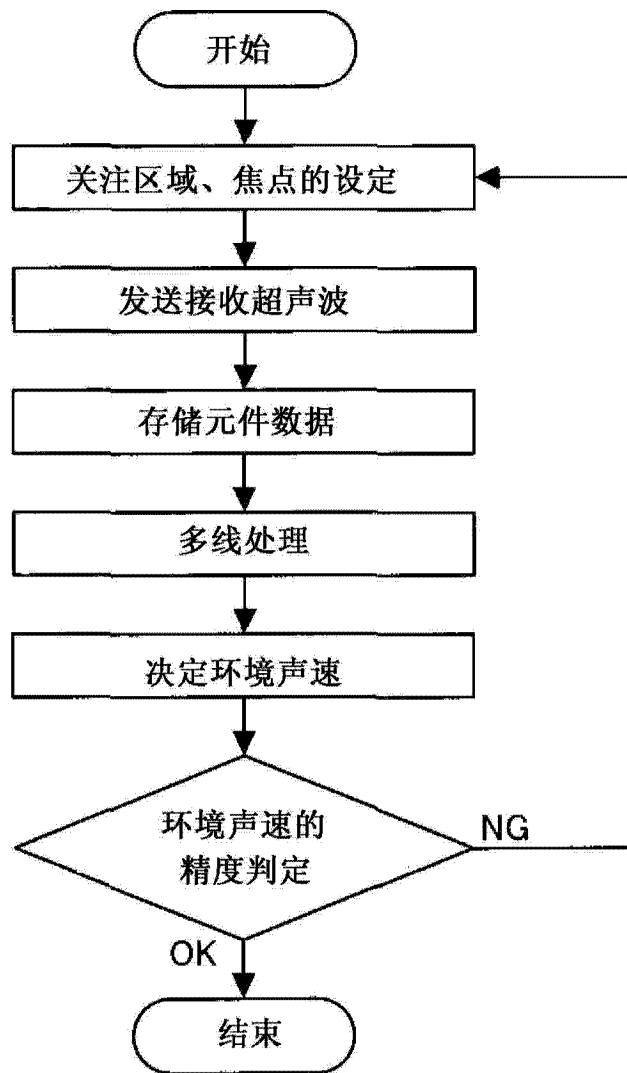


图 9

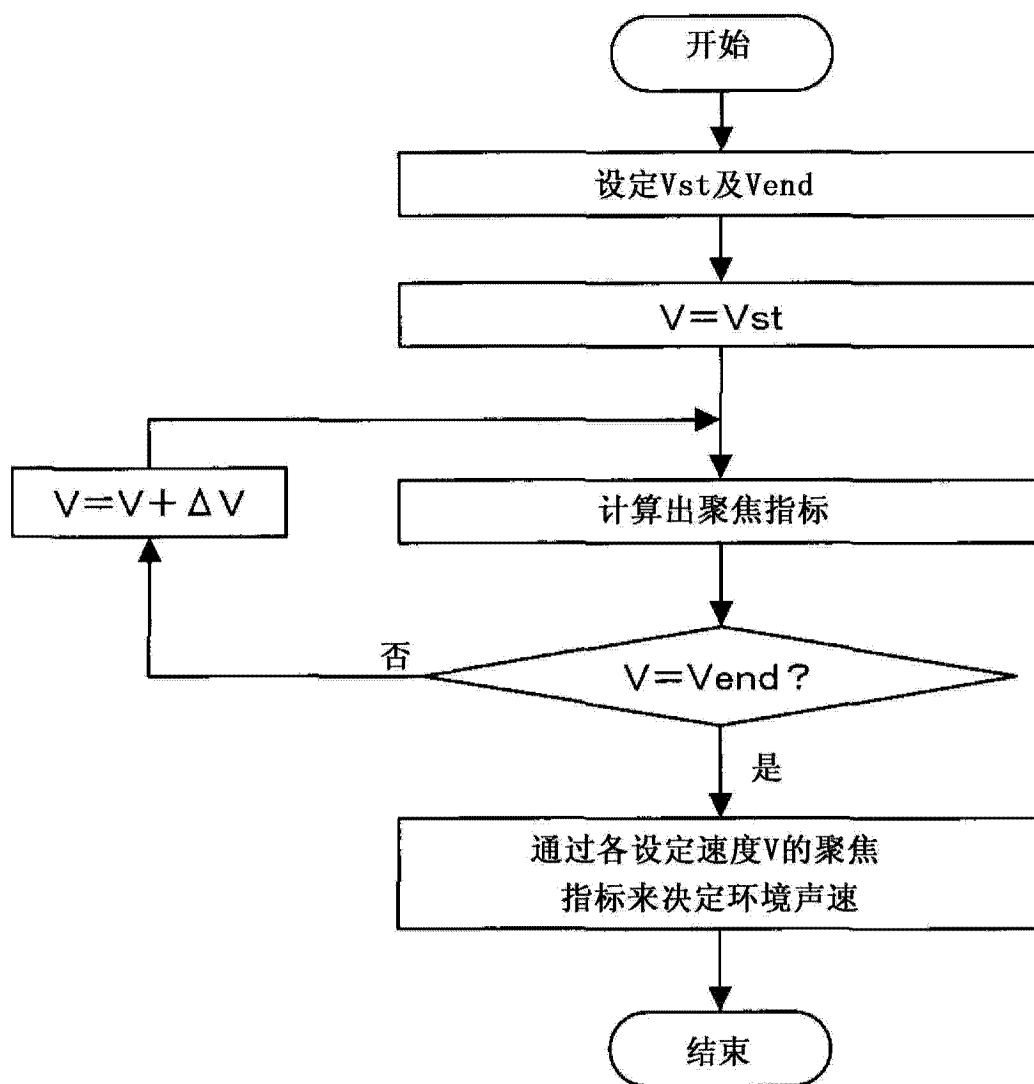


图 10

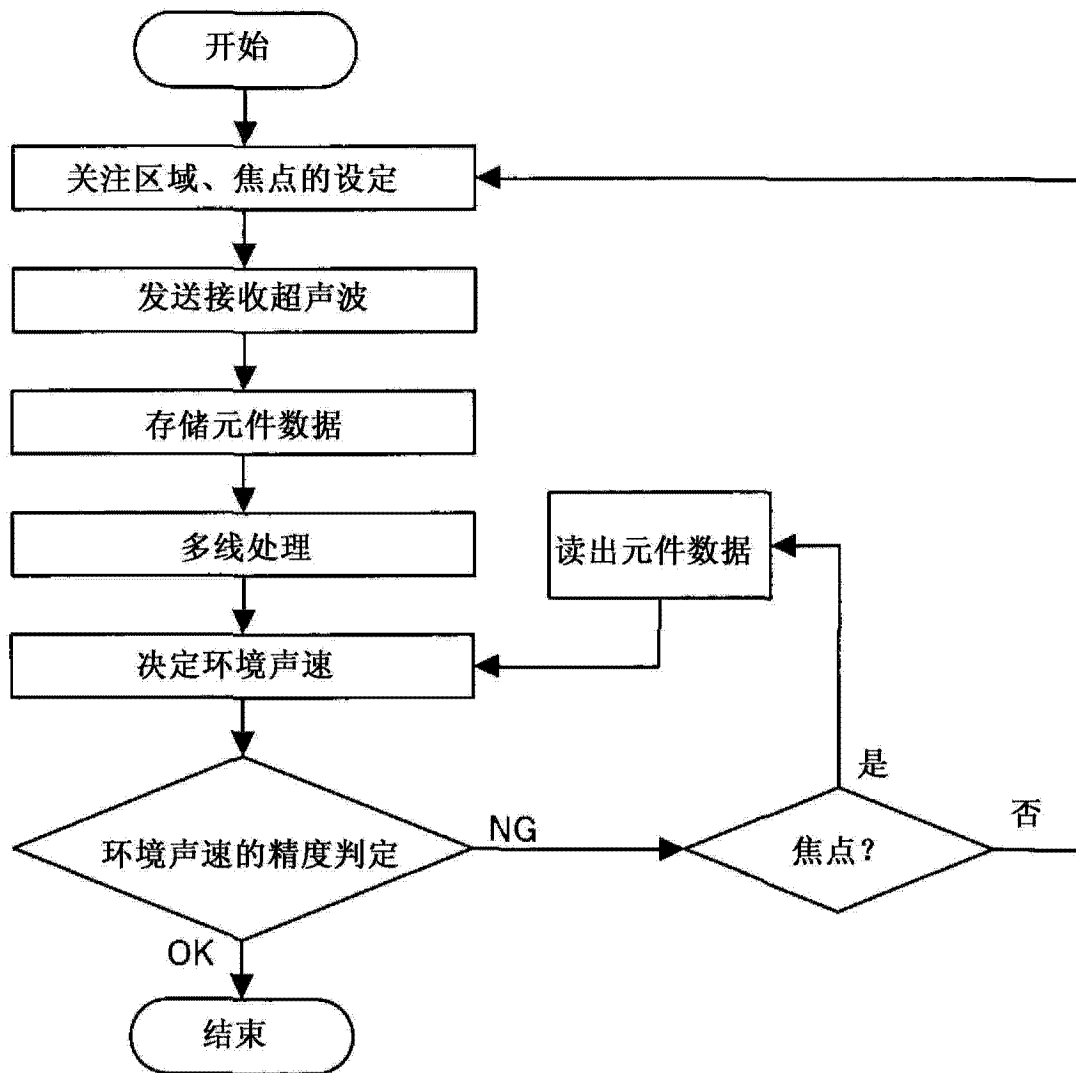


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置、声速决定方法及程序		
公开(公告)号	CN104703543A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201380049587.9	申请日	2013-09-20
[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	A61B8/5269 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4416 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5261 A61B8/58 G01S7/52049 G01S15/8915 G10K11/346		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012215258 2012-09-27 JP 2013145442 2013-07-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供在超声波诊断装置中不使帧率下降且高精度地决定检查对象物内的超声波的声速的装置、方法及程序。使探头多次进行以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束，并对探头输出的模拟的接收信号进行A/D转换而形成第一元件数据，根据多个第一元件数据生成与第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据，使用该第二元件数据决定检查对象物的声速，由此解决上述课题。

