



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104717927 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 17

(21) 申请号 201380050910. 4

代理人 权太白 谢丽娜

(22) 申请日 2013. 09. 20

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2012-215264 2012. 09. 27 JP

2013-145443 2013. 07. 11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075529 2013. 09. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/050752 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

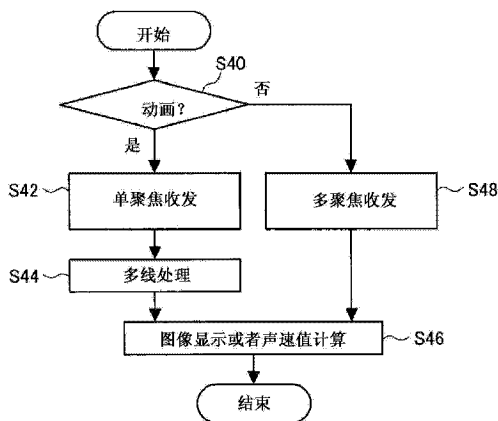
权利要求书3页 说明书27页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序

(57) 摘要

提供一种即使是动画也能够以接近多聚焦的精度来制作超声波图像的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。在动画摄影模式的情况下,以单聚焦进行收发,基于接收到的元件数据而进行多线处理。之后,实施图像处理,显示超声波图像的动画或者计算声速值。另一方面,在静止图像摄影模式的情况下,以多聚焦进行收发,对接收到的元件数据实施调相相加处理等。之后,实施图像处理,显示超声波图像的静止图像或者计算声速值。



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,其特征在于,  
包括:探测器,排列有多个元件,所述多个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,输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号;

发送单元,使所述探测器多次使用多个所述元件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,与对每一个所述发送焦点的各个所述超声波束的发送对应地接受多个所述元件输出的模拟元件信号,实施预定的处理;

AD 转换单元,对所述接收单元进行了处理的模拟元件信号进行 A/D 转换,并设为作为数字元件信号的第一元件数据;

第一数据处理单元,根据多个所述第一元件数据,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;以及

摄影模式切换单元,切换使所述超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使所述超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式,

在由所述摄影模式切换单元切换为所述动画摄影模式的情况下,由所述发送单元对所述检查对象物内形成至少一个焦点,并使用所述第一数据处理单元对第一元件数据进行处理。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述发送单元变更成为中心的元件而多次进行所述超声波束的发送。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,

所述接收单元与所述发送单元的所述超声波束的发送对应地变更成为中心的元件。

4. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述接收单元通过与在所述发送单元中使用的多个所述元件相同的该元件来进行接收。

5. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的超声波诊断装置,其中,

在由所述摄影模式切换单元切换为所述动画摄影模式的情况下,所述第一数据处理单元变更要处理的所述第一元件数据的数目。

6. 如权利要求 1 至 5 的任一项所述的超声波诊断装置,其中,包括:

图像生成部,基于所述第二元件数据生成显示图像数据;和

显示部,基于所述显示图像数据 display 超声波图像的动画。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

还包括环境声速决定部,该环境声速决定部决定所述检查对象物内的环境声速,

所述图像生成部使用所述决定的环境声速生成显示图像数据,

所述显示部显示基于所述环境声速的超声波图像的动画。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,

还包括局部声速决定部,该局部声速决定部基于所述环境声速而决定局部声速,

所述图像生成部使用所述决定的局部声速生成所述显示图像数据,

所述显示部显示基于所述局部声速的超声波图像的动画。

9. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,

还包括声速校正部,该声速校正部基于所述环境声速校正声速,获得声速校正值,

所述图像生成部使用所述声速校正值生成所述显示图像数据，  
所述显示部显示通过所述声速校正值校正了声速的超声波图像动画。

10. 如权利要求 1 至 9 的任一项所述的超声波诊断装置，其中，  
还包括第二数据处理单元，该第二数据处理单元基于 1 个所述第一元件数据制作超声波图像上的 1 条线的的数据，

在由所述摄影模式切换部切换为所述静止图像摄影模式的情况下，由所述发送单元对所述检查对象物内形成多个焦点，并使用所述第二数据处理单元对所述第一元件数据进行处理。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其中，包括：

图像生成部，基于由所述第二数据处理单元制作的超声波图像上的 1 条线的的数据，生成显示图像数据；和

显示部，基于所述显示图像数据，显示超声波图像的静止图像。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括环境声速决定部，该环境声速决定部决定所述检查对象物内的环境声速，  
所述图像生成部使用通过所述环境声速决定部决定的环境声速来生成显示图像数据，  
使所述显示部显示基于所述环境声速的超声波图像的静止图像。

13. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括局部声速决定部，该局部声速决定部基于所述环境声速决定局部声速，  
由所述局部声速决定部基于所述环境声速求出局部声速，  
所述图像生成部使用所决定的所述局部声速来生成显示图像数据，  
使所述显示部显示基于所述局部声速的超声波图像的静止图像。

14. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其中，

还包括声速校正部，该声速校正部基于所述环境声速校正声速，获得声速校正值，  
所述图像生成部使用所述声速校正值来生成显示图像数据，  
使所述显示部显示基于所述声速校正值的超声波图像的静止图像。

15. 如权利要求 1 至 14 的任一项所述的超声波诊断装置，其中，

包括元件数据保持单元，该元件数据保持单元保持所述第一元件数据以及所述第二元件数据的至少一方。

16. 如权利要求 1 至 15 的任一项所述的超声波诊断装置，其中，

所述第一数据处理单元在即将根据多个所述第一元件数据而生成所述第二元件数据之前，进行多个所述第一元件数据的每一个的调相相加而生成多个第一接收数据，根据多个所述第一接收数据生成与所述第一接收数据中的任一个对应的第二接收数据。

17. 如权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其中，包括：

图像生成部，基于所述第二接收数据生成显示图像数据；和  
显示部，基于所述显示图像数据 display 超声波图像动画。

18. 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，

包括：探测器，排列有多个元件，所述多个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，输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号；

发送单元，使所述探测器多次使用多个所述元件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，与对每一个所述发送焦点的各个所述超声波束的发送对应地接受多个所述元件输出的模拟元件信号，实施预定的处理；

AD 转换单元，对所述接收单元进行了处理的模拟元件信号进行 A/D 转换，并设为作为数字元件信号的第一元件数据；

第一数据处理单元，对多个所述第一元件数据进行调相相加处理，生成与调相相加后的所述第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据；以及

摄影模式切换单元，切换使所述超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使所述超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式，

在由所述摄影模式切换单元切换为所述动画摄影模式的情况下，由所述发送单元对所述检查对象物内形成至少一个焦点，并使用所述第一数据处理单元对调相相加后的第一元件数据进行处理。

19. 一种超声波图像生成方法，使用排列有多个元件的探测器，取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像，所述多个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，输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号，其特征在于，

能够切换使所述超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使所述超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式，在切换为所述动画摄影模式的情况下，

对所述检查对象物内形成至少一个焦点，并进行如下处理：由所述探测器多次使用多个元件以形成预定的发送焦点的方式发送所述超声波束，并且与各个所述超声波束的发送对应地输出多个所述元件输出的模拟元件信号，对该模拟元件信号进行 A/D 转换，并设为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。

20. 如权利要求 19 所述的超声波图像生成方法，其中，

在切换为所述静止图像摄影模式的情况下，对所述检查对象物内形成多个焦点，对发送焦点发送所述超声波束，获得所述第一元件数据，并基于 1 个所述第一元件数据制作超声波图像上的 1 条线的的数据。

21. 一种程序，用于使计算机将权利要求 19 或 20 所述的超声波图像生成方法的各工序作为步骤而执行。

## 超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及通过收发超声波束进行生物体内的内脏器官等检查对象物的摄影,从而生成用于检查对象物的检查或者诊断的超声波图像的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序,尤其,涉及在动画摄影模式下进行单聚焦的多线处理,在静止图像摄影模式下进行多聚焦的普通处理的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。

### 背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,利用了超声波图像的超声波图像诊断装置等超声波检查装置变得实用化。一般,这种超声波检查装置具有内置了多个元件(超声波换能器)的超声波探测器(超声波探头)和连接到该超声波探测器的装置主体,从超声波探测器的多个元件向检查对象物(以下,也称为被检体)发送超声波束,通过超声波探测器接收来自被检体的超声波回波,在装置主体中对该接收到的超声波回波信号进行电处理,从而生成超声波图像。

[0003] 在超声波检查装置中,生成超声波图像时,从探测器的多个元件对准焦点而对被检体的检查对象区域、例如生物体内的内脏器官或者该内脏器官内的病灶等发送超声波束,并经由多个元件接收来自检查对象区域的反射体、例如内脏器官或者病灶等的表面或者界面的超声波回波。但是,由多个元件接收经同一个反射体反射的超声波回波,因此相对于经位于从发送元件发送的超声波束的焦点位置的反射体反射且由发送元件接收到的超声波回波信号,经同一个反射体反射且由与发送元件不同的其他的元件接收到的超声波回波信号延迟。因此,在对由多个元件接收到的超声波回波信号进行 A/D(模拟/数字)转换而设为元件数据之后,对元件数据进行接收聚焦处理,即延迟校正而使相位匹配,进行调相加而生成声线信号。基于这样获得的声线信号而生成超声波图像。

[0004] 例如,在专利文献 1 中,记载了如下方法:根据 ROI1 和 ROI2 这 2 点关注区域和至超声波探头为止的各自的平均声速即环境声速,决定 2 点间的平均声速即局部声速。

[0005] 在专利文献 1 中,在离超声波探头位于距离(深度) $d$ 的位置上的被检体内设定 ROI1,在离超声波探头位于距离(深度) $d+\Delta d$ 的位置上的被检体内设定 ROI2。

[0006] 接着,基于将 ROI1 中的波束会聚度(超声波图像的画质)设为最大的设定声速值,求出从超声波探头至 ROI1 的路径中的平均声速  $C_1$ ,进一步,基于将 ROI2 中的波束会聚度(超声波图像的画质)设为最大的设定声速值,求出从超声波探头至 ROI2 的路径中的平均声速  $C_2$ 。

[0007] 然后,基于平均声速  $C_1$  以及  $C_2$  和从超声波探头至 ROI1 以及 ROI2 的距离,求出从 ROI1 到达 ROI2 的路径中的平均声速  $C_x$ 。若这样在设为目的的区域的上设定 ROI1 以及 ROI2,则能够求出该区域中的声速。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1:特开 2010-207490 号公报

## 发明内容

[0011] 发明要解决的课题

[0012] 在上述专利文献 1 中,为了准确地求出从超声波探头到达 ROI1、ROI2 的每一个的路径中的平均声速,需要发送使焦点对准各 ROI 的每一个的位置的发送波束,获得干净的反射波面。因此,存在发送聚焦的次数根据 ROI 的数目而增加,其结果是使帧率降低,不适合作为动画的问题。

[0013] 本发明的目的在于,解决上述现有技术的问题,提供一种即使是动画,也能够以接近多聚焦的精度来制作超声波图像的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。

[0014] 此外,提供一种即使是动画,也能够以接近多聚焦的精度来计算声速值的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。

[0015] 用于解决课题的手段

[0016] 为了实现上述目的,本发明的第一方式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,包括:探测器,排列有多个元件,所述多个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,输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号;发送单元,使探测器多次进行使用多个元件以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束;接收单元,与对每一个发送焦点的各个超声波束的发送对应地接受多个元件输出的模拟元件信号,实施预定的处理;AD 转换单元,对接收单元进行了处理的模拟元件信号进行 A/D 转换,并设为作为数字元件信号的第一元件数据;第一数据处理单元,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;以及摄影模式切换单元,切换使超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式,在由摄影模式切换单元切换为动画摄影模式的情况下,由发送单元对检查对象物内形成至少一个焦点,并所述第一数据处理单元对第一元件数据进行处理。

[0017] 例如,发送单元变更成为中心的元件而多次进行超声波束的发送。此外,例如,接收单元与发送单元的超声波束的发送对应地变更成为中心的元件。

[0018] 接收单元能够通过和在发送单元中使用的多个元件相同的该元件来进行接收。

[0019] 此外,在由摄影模式切换单元切换为动画摄影模式的情况下,第一数据处理单元还能够变更要处理的第一元件数据的数目。

[0020] 此外,优选的是,包括:图像生成部,基于第二元件数据生成显示图像数据;和显示部,基于显示图像数据显示超声波图像的动画。

[0021] 进一步,优选的是,包括环境声速决定部,该环境声速决定部决定检查对象物内的环境声速,图像生成部使用决定的环境声速生成显示图像数据,显示部显示基于环境声速的超声波图像的动画。

[0022] 进一步,优选的是,包括局部声速决定部,该局部声速决定部基于环境声速而决定局部声速,图像生成部使用决定的局部声速生成显示图像数据,显示部显示基于局部声速的超声波图像的动画。

[0023] 进一步,优选的是,包括声速校正部,该声速校正部基于环境声速校正声速,获得声速校正值,图像生成部使用声速校正值生成显示图像数据,显示部显示通过声速校正值

校正了声速的超声波图像的动画。

[0024] 进一步,优选的是,包括第二数据处理单元,该第二数据处理单元基于 1 个第一元件数据制作超声波图像上的 1 条线的的数据,在由摄影模式切换部切换为静止图像摄影模式的情况下,由发送单元对检查对象物内形成多个焦点,并使用第二数据处理单元对第一元件数据进行处理。

[0025] 优选的是,图像生成部基于由第二数据处理单元制作的超声波图像上的 1 条线的的数据,生成显示图像数据,在显示部中基于显示图像数据而显示超声波图像的静止图像。

[0026] 优选的是,图像生成部使用通过环境声速决定部决定的环境声速来生成显示图像数据,

[0027] 使显示部显示基于环境声速的超声波图像的静止图像。

[0028] 优选的是,由局部声速决定部基于环境声速求出局部声速,图像生成部使用所决定的局部声速来生成显示图像数据,使显示部显示基于局部声速的超声波图像的静止图像。

[0029] 优选的是,通过声速校正部获得基于环境声速的声速校正,图像生成部使用声速校正来生成显示图像数据,使显示部显示基于声速校正的超声波图像的静止图像。

[0030] 优选的是,包括元件数据保持单元,该元件数据保持单元保持第一元件数据以及第二元件数据的至少一方。

[0031] 此外,优选的是,第一数据处理单元在即将根据多个第一元件数据而生成第二元件数据之前,进行多个第一元件数据的每一个的调相相加而生成多个第一接收数据,根据多个第一接收数据生成与第一接收数据中的任一个对应的第二接收数据。

[0032] 进一步,优选的是,包括:图像生成部,基于第二接收数据生成显示图像数据;和显示部,基于显示图像数据显示超声波图像的动画。

[0033] 本发明的第二方式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,包括:探测器,排列有多个元件,所述多个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,输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号;发送单元,使探测器多次使用多个元件以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束;接收单元,与对每一个发送焦点的各个超声波束的发送对应地接受多个元件输出的模拟元件信号,实施预定的处理;AD 转换单元,对接收单元进行了处理的模拟元件信号进行 A/D 转换,并设为作为数字元件信号的第一元件数据;第一数据处理单元,对多个第一元件数据进行调相相加处理,生成与调相相加后的第一元件数据中的任一个对应的第二元件数据;以及摄影模式切换单元,切换使超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式,在由摄影模式切换单元切换为动画摄影模式的情况下,由发送单元对检查对象物内形成至少一个焦点,并使用第一数据处理单元对调相相加后的第一元件数据进行处理。

[0034] 本发明的第三方式提供一种超声波图像生成方法,使用排列有多个元件的探测器,取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像,所述多个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,输出与接收到的超声波回波对应的模拟元件信号,其特征在于,能够切换使超声波束时序地连续产生而进行动画摄影的动画摄影模式和使超声波束临时地产生而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式,在切换为动画摄影模式的情况下,

对检查对象物内形成至少一个焦点,并进行如下处理:由探测器多次使用多个元件以形成预定的发送焦点的方式发送超声波束,并且与各个超声波束的发送对应地输出多个元件输出的模拟元件信号,对该模拟元件信号进行 A/D 转换,并设为作为数字元件信号的第一元件数据,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。

[0035] 例如,在切换为静止图像摄影模式的情况下,对检查对象物内形成多个焦点,对发送焦点发送超声波束,获得第一元件数据,并基于 1 个第一元件数据制作超声波图像上的 1 条线的的数据。

[0036] 本发明的第四方式提供一种程序,用于使计算机将本发明的第三方式的超声波图像生成方法的各工序作为步骤而执行。

[0037] 发明效果

[0038] 根据本发明的超声波诊断装置以及超声波诊断方法,即使是动画,也能够以接近多聚焦的精度来制作超声波图像,并且还能够计算声速值。另外,在程序中,即使是动画,也能够以接近多聚焦的精度来制作超声波图像,并且还能够计算声速值。

## 附图说明

[0039] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0040] 图 2 是用于说明图 1 所示的超声波诊断装置中的接收聚焦处理的一例的概念图。

[0041] 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。

[0042] 图 4(a) 和图 4(c) 分别是用于说明基于理想的超声波束的超声波的收发的概念图,图 4(b) 和图 4(d) 是表示通过各自的超声波的收发获得的元件数据的概念图。

[0043] 图 5(a) 和图 5(c) 分别是用于说明基于实际的超声波束的超声波的收发的概念图,图 5(b) 和图 5(d) 是表示通过各自的超声波的收发获得的元件数据的概念图。

[0044] 图 6(a) 和图 6(b) 是用于说明在对相同的反射点进行了基于互不相同的中心元件的超声波的收发时的声波的路径的概念图,图 6(c) 是用于说明由多个元件获得的元件数据的概念图,图 6(d) 是用于说明图 6(c) 所示的元件数据的延迟时间的概念图。

[0045] 图 7(a)、图 7(b) 和图 7(c) 是用于说明真正的信号的元件数据、它们的延迟时间和元件数据的重合状态的概念图,图 7(d)、图 7(e) 和图 7(f) 是用于说明虚拟的元件数据、它们的延迟时间和元件数据的重合状态的概念图,图 7(g) 是用于说明对应于多个元件的元件数据的重合状态的概念图,图 7(h) 是用于说明图 7(g) 中的元件数据的重合的结果的概念图。

[0046] 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。

[0047] 图 9 是用于说明图 1 所示的超声波诊断装置的声速决定处理的一例的流程图。

[0048] 图 10 是用于说明图 9 的流程图中的声速决定方法的流程图。

[0049] 图 11 是用于说明本发明的实施方式的第二超声波诊断装置的静止图像摄影模式、动画摄影模式的流程图。

[0050] 图 12 是用于说明声速决定方法的流程图。

[0051] 图 13 是表示本发明的第二实施方式的实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0052] 图 14(a) 和图 14(b) 是用于说明局部声速值的运算处理的示意图。

[0053] 图 15 是用于说明局部声速值的运算处理的一例的流程图。

[0054] 图 16 是表示本发明的第三实施方式的实施方式的超声波诊断装置的框图。

### 具体实施方式

[0055] 以下,基于附图所示的优选实施方式,详细说明本发明的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。

[0056] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0057] 图 1 所示的超声波诊断装置 10 在后面详细说明,具有时序地连续产生超声波束而进行动画摄影的动画摄影模式和临时地产生超声波束而进行静止图像摄影的静止图像摄影模式,具有切换动画摄影模式和静止图像摄影模式的摄影模式切换单元。

[0058] 在动画摄影模式的情况下,对被检体内(检查对象物)以单聚焦(1个焦点)进行收发,基于接收到的元件数据(第一元件数据)进行在后面详细说明的多线处理,制作超声波图像(动画)并显示或者进行声速值的计算。另一方面,在静止图像摄影模式的情况下,与现有技术相同地,对被检体内以多聚焦(多个焦点)进行收发,制作超声波图像(静止图像)并显示或者进行声速值的计算。

[0059] 以下,详细说明具有动画摄影模式和静止图像摄影模式的超声波诊断装置 10。

[0060] 如图 1 所示,超声波诊断装置 10 包括超声波探头 12、连接到超声波探头 12 的发送部 14 以及接收部 16、A/D 转换部 18、元件数据存储部 20、元件数据处理部 22(第一数据处理单元)、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、存储部 34。

[0061] 在图示例中,由发送部 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 以及存储部 34 构成超声波诊断装置 10 的装置主体。

[0062] 超声波探头 12(以下,为探头 12)具有在普通的超声波检查装置中使用的探测器阵列 36。

[0063] 探测器阵列 36 具有排列成一维或者二维阵列状的多个元件、即超声波换能器。这些超声波换能器在被检体(检查对象物)的超声波图像的摄影时,根据分别从发送部 14 供给的驱动信号,将超声波束发送到被检体,且接收来自被检体的超声波回波而输出接收信号。在本实施方式中,构成探测器阵列 36 的多个超声波换能器内的一组预定数量的超声波换能器的每一个产生 1 个超声波束的各成分,一组预定数量的超声波换能器产生要发送到被检体的 1 个超声波束。

[0064] 各超声波换能器由振子构成,该振子在例如由以 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或者以 PMN-PT(铌镁酸-钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等构成的压电体的两端形成有电极。

[0065] 若对这样的振子的电极施加脉冲状或者连续波状的电压,则根据被施加的电压而压电体伸缩,从各自的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,会聚到所设定的焦点而合成(即,进行发送聚焦),形成超声波束。

[0066] 此外,振子通过入射在被检体内反射的超声波回波而伸缩,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到接收部 16。

[0067] 发送部 14 例如具有多个脉冲发生器,是对探头 12 的各超声波换能器(振子)供给驱动信号(施加驱动电压)的部位。

[0068] 发送部 14 例如包括多个脉冲发生器,对探头 12 的各超声波换能器(振子)供给驱动信号(施加驱动电压)。

[0069] 例如,驱动信号根据基于与来自控制部 30 的控制信号对应地选择的发送延迟模式而设定的声速或者声速的分布,以使从探测器阵列 36 的一组预定数量的超声波换能器(以下,称为超声波元件)发送的超声波束成分形成 1 个超声波束的方式,调节各个驱动信号的延迟量而供给到构成组的多个超声波元件。

[0070] 进一步,多个超声波换能器发送的超声波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,使得形成以会聚到对被检体内设定的预定的焦点(发送焦点)为目的的超声波束,并将驱动信号供给到超声波换能器。能够沿着被检体的深度方向设定多个焦点。

[0071] 另外,该发送延迟模式也可以根据后述的环境声速值、局部声速值以及声速校正值而进行校正。这样,从探头 12(探测器阵列 36)对被检体发送设为目的的超声波束。另外,由发送部 14 和控制部 30 构成焦点控制部。

[0072] 接收部 16 是如下部位:根据来自控制部 30 的控制信号,从被检体接收由探测器阵列 36 的各超声波元件通过超声波束和被检体之间的相互作用而产生的超声波回波,并对接收信号即每个超声波元件的模拟元件信号进行放大并输出,将进行了放大的模拟元件信号供给到 A/D 转换部 18。

[0073] 另外,在本发明的超声波诊断装置 10 中,超声波的收发的方法基本上与公知的超声波诊断装置相同。

[0074] 因此,在一次超声波的收发(一条超声波束的发送以及与该发送对应的超声波回波的接收)中,产生超声波的超声波换能器的数目(发送开口的数目)以及接收超声波(接收部 16 获取接收信号)的超声波换能器的数目(接收开口的数目)都只要是多个则并不限定。此外,在一次收发中,在发送和接收中开口数既可以相同也可以不同。

[0075] 此外,若在至少方位方向(方位角方向(超声波换能器的排列方向))上相邻的超声波束中发送区域重复,则用于形成 1 个超声波图像的超声波的收发的次数(声线数)以及成为收发的中心的超声波换能器(中心元件)的间隔(即,扫描线的密度)也不限定。因此,既可以以与通过超声波来扫描的区域对应的全部超声波换能器为中心元件进行超声波的收发,也可以以隔 2 个或者隔 4 个等预定间隔的超声波换能器为中心元件进行超声波的收发。接收部 16 也可以与发送部 14 的超声波束的发送对应地变更成为中心的元件。

[0076] A/D 转换部 18 连接到接收部 16,对从接收部 16 供给的模拟的接收信号进行模拟/数字转换,并设为作为数字的接收信号的元件数据(第一元件数据)。A/D 转换部 18 将进行了 A/D 转换的元件数据供给到元件数据存储部 20。

[0077] 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。此外,元件数据存储部 20 将与从控制部 30 输入的帧率有关的信息(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)与各元件数据相关联地存储。

[0078] 优选的是,元件数据存储部 20 存储与至少一个超声波图像(1 帧的超声波图像)对应的全部元件数据,并且,直到至少结束超声波图像的显示为止,不删除正在显示以及显示前的超声波图像的元件数据。

[0079] 另外,在动画摄影模式时,通过控制部 30,将进行了 A/D 转换的元件数据从元件数据存储部 20 输出到元件数据处理部 22。

[0080] 另一方面,在静止图像摄影模式时,通过控制部 30,将进行了 A/D 转换的元件数据从元件数据存储部 20 不是输出到元件数据处理部 22,而是输出到声速决定部 23 以及图像生成部 24(调相相加部 38)。

[0081] 元件数据处理部 22 是作为本发明的特征的部位,是在动画摄影模式时,使元件数据重合而生成与各元件数据对应的处理完毕元件数据(第二元件数据)的部位。

[0082] 具体而言,元件数据处理部 22 基于控制部 30 的控制,使在元件数据存储部 20 中存储的元件数据中、成为中心的超声波换能器(成为中心的元件(中心元件))不同且通过超声波束的发送区域重合的预定数量(多个)的超声波束的发送而获得的元件数据根据各超声波换能器接收到超声波回波的时间以及超声波换能器的位置而重合,生成与元件数据(后述的注目元件的元件数据)对应的处理完毕元件数据。元件数据处理部 22 将生成的处理完毕元件数据输出到声速决定部 23 以及图像生成部 24。

[0083] 声速决定部 23 是如下部位:在动画摄影模式时,使用元件数据处理部 22 生成的处理完毕元件数据,决定被检体内的超声波的声速(环境声速)。也是如下部位:在静止图像摄影模式时,使用元件数据存储部 20 的进行了 A/D 转换的元件数据,决定被检体内的超声波的声速(环境声速)。

[0084] 关于元件数据处理部 22 以及处理完毕元件数据、声速决定部 23 以及环境声速,将在后面详细叙述。

[0085] 图像生成部 24 基于控制部 30 的控制,根据从元件数据存储部 20 供给的元件数据(第一元件数据)或者从元件数据处理部 22 供给的处理完毕元件数据(第二元件数据)而生成接收数据(声线信号),根据该接收数据而生成超声波图像。

[0086] 根据从元件数据存储部 20 供给的元件数据而生成静止图像的超声波图像,根据从元件数据处理部 22 供给的处理完毕元件数据而生成动画的超声波图像。

[0087] 图像生成部 24 包括调相相加部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 以及图像存储器 46。

[0088] 调相相加部 38 连接到元件数据存储部 20、元件数据处理部 22 以及声速决定部 23,在动画摄影模式时,对元件数据处理部 22 生成的处理完毕元件数据进行调相相加而进行接收聚焦处理,生成接收数据。

[0089] 与被检体内的 1 个反射点之间的距离因各超声波换能器而异。因此,即使是由相同的反射点反射的超声波回波,超声波回波到达各超声波换能器的时间也不同。调相相加部 38 根据控制部 30 选择的接收延迟模式,将各接收数据延迟相当于每个超声波换能器的超声波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调相相加从而进行数字性的接收聚焦处理,生成接收数据。调相相加部 38 将生成的接收数据供给到检波处理部 40。

[0090] 此外,在静止图像摄影模式时,沿着被检体内的深度方向设定有多个焦点,调相相

加部 38 对 1 个元件的元件数据进行调相相加而进行接收聚焦处理,生成接收数据,制作各焦点的超声波图像上的 1 条线的接收数据。此时,调相相加部 38 作为第二数据处理单元发挥作用。

[0091] 另外,与动画摄影模式、静止图像摄影模式无关地,调相相加部 38 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,使用该环境声速进行延迟时间以及接收延迟模式等的校正,进行接收聚焦处理。

[0092] 另外,在没有决定环境声速的情况下,与动画摄影模式、静止图像摄影模式无关地,如上所述,调相相加部 38 通过使用了接收延迟模式的公知的方法进行接收聚焦处理。

[0093] 图 2 表示使用了环境声速的接收聚焦处理的一例。

[0094] 这里,图 2 是探头 12 所具有的多个超声波换能器沿着该图中左右方向排列成一列的线性探头的情况。但是,在凸探头(Convex probe)的情况下,也可以只是探头形状不同,考虑方法相同。

[0095] 若将方位方向上的各个超声波换能器的宽度设为 L,则从方位方向的中心的超声波换能器朝向端部至第 n 个超声波换能器的距离成为 nL。

[0096] 如该图所示,若设为超声波的反射点位于距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,则第 n 个超声波换能器和反射点之间的距离(长度) $d_n$ 通过式(1)计算。

$$[0097] \quad d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \dots (1)$$

[0098] 因此,使用环境声速 V,超声波回波从反射点到达(接收)第 n 个超声波换能器的时间  $t_n$  通过式(2)计算。

$$[0099] \quad t_n = d_n / V = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V \dots (2)$$

[0100] 如上所述,超声波换能器和反射点之间的距离因每个超声波换能器而异。因此,在该例的情况下,如该图上部的图表所示,越是排列方向的端部侧的超声波换能器,则超声波回波的到达时间  $t_n$  越长。

[0101] 具体而言,若将超声波从反射点至由中心的超声波换能器接收为止的时间设为  $t_1$ ,则由第 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,延迟时间  $\Delta t = t_n - t_1$ 。在本例中,该延迟时间  $\Delta t$  即是接收延迟模式。

[0102] 调相相加部 38 关于与各个超声波换能器对应的接收数据,使用由上述时间  $\Delta t$  表示的延迟时间进行调相相加,进行接收聚焦处理。

[0103] 另外,在本发明中,与环境声速对应的接收聚焦处理并不限于该方法,能够利用各种公知的方法。

[0104] 例如,控制部 30 也可以选择与环境声速对应的接收延迟模式,并将与此对应的控制信号供给到调相相加部 38。或者,控制部 30 也可以与环境声速对应地校正接收延迟模式,并将与进行了校正的接收延迟模式对应的控制信号供给到调相相加部 38。或者,调相相加部 38 也可以与环境声速对应地校正从控制部 30 供给的控制信号,进行接收聚焦处理。

[0105] 检波处理部 40 在对调相相加部 38 生成的接收数据与超声波的反射位置的深度对应地实施了基于距离的衰减的校正之后,实施包络线检波处理,从而生成作为被检体内的断层的图像信息(亮度图像信息)的 B 模式图像数据(显示图像数据)。

[0106] DSC(digital scan converter,数字扫描转换器)42 将在检波处理部 40 中生成的

B 模式图像数据转换（光栅转换）为与普通的电视信号的扫描方式对应的图像数据。

[0107] 图像处理部 44 对从 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，并设为供显示用的 B 模式图像数据。图像处理部 44 将图像处理完毕的 B 模式图像数据为了显示而输出到显示控制部 26，且存储在图像存储器 46 中。另外，也可以不必在图像存储器 46 中存储图像处理完毕的 B 模式图像数据。

[0108] 图像存储器 46 是存储图像处理部 44 进行了处理的 B 模式图像数据（显示图像数据）的公知的存储单元（存储介质）。在图像存储器 46 中存储的 B 模式图像数据根据需要为了在显示部 28 中显示而被显示控制部 26 读出。

[0109] 显示控制部 26 是使用由图像处理部 44 实施了预定的图像处理的 B 模式图像数据，使显示部 28 显示动画的超声波图像或者静止图像的超声波图像的部位。显示部 28 例如包括 LCD 等的显示器装置，在显示控制部 26 的控制之下，显示动画的超声波图像或者静止图像的超声波图像。

[0110] 控制部 30 是基于由操作者从操作部 32 输入的指令进行超声波诊断装置 10 的各部的控制的部位。

[0111] 此外，控制部 30 将由操作者使用操作部 32 输入的各种信息供给到必要的部位。例如，在操作部 32 中进行了在元件数据处理部 22 以及图像生成部 24 的调相相加部 38 中使用的延迟时间计算所需的信息以及、元件数据处理部 22 中的元件数据处理所需的信息的输入的情况下，将这些信息根据需要供给到发送部 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 以及显示控制部 26 等各部。

[0112] 操作部 32 是操作者用于进行输入操作的部分，能够由键盘、鼠标、轨迹球、触摸面板等形成。

[0113] 此外，操作部 32 具有操作者用于根据需要而输入各种信息的输入功能。例如，操作部 32 具有用于输入探头 12（超声波换能器）的信息、探头 12（振子阵列）中的发送开口以及接收开口、重合的元件数据数目以及方法等与处理完毕元件数据的生成有关的信息以及超声波束的焦点位置等的输入功能。

[0114] 这些例如通过摄影部位（诊察部位）的选择、画质的选择、要摄影的超声波图像的深度的选择等而被输入。

[0115] 进一步，操作部 32 包括用于将超声波诊断装置 10 设定为动画摄影模式或者静止图像摄影模式的冻结按钮，操作部 32 作为摄影模式切换单元发挥作用。若操作了冻结按钮，则将从动画摄影模式切换为静止图像摄影模式的设定信号发送到控制部 30 而从动画摄影模式切换为静止图像摄影模式。另一方面，若解除了冻结按钮的操作，则将从静止图像摄影模式切换为动画摄影模式。另外，摄影模式切换单元并不限定于冻结按钮，也可以设置切换上述摄影模式的摄影模式切换部。

[0116] 存储部 34 存储控制部 30 用于执行超声波诊断装置 10 的各部的控制的动作程序、发送延迟模式以及接收延迟模式、与处理完毕元件数据的生成有关的信息，进一步，存储从操作部 32 输入的探头 12 的信息、发送开口以及接收开口、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以及控制所需的信息等。

[0117] 在存储部 34 中，能够使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等公知的记录介质。

[0118] 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、调相相加部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 以及显示控制部 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。

[0119] 如上所述,元件数据处理部 22 是如下部位:将在元件数据存储部 20 中存储的元件数据(未处理元件数据)中、成为中心的超声波换能器(中心元件)不同且通过超声波束的发送区域重叠的预定数量(多个)的超声波束的发送而获得的元件数据,根据各超声波换能器接收到的时间以及超声波换能器的位置而重合,生成处理完毕元件数据。

[0120] 另外,在以下的说明中,也将超声波换能器简称为“元件”。

[0121] 图 3 通过框图来概念性地表示元件数据处理部 22 的结构。

[0122] 如图 3 所示,元件数据处理部 22 包括延迟时间计算部 48 和重合处理部 49。

[0123] 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 输入后存储在存储部 34 中的与探头 12(超声波换能器(元件))、超声波束的焦点位置、探头 12 的发送开口以及接收开口等有关的信息。

[0124] 此外,延迟时间计算部 48 基于为了发送(生成)超声波束而使超声波振荡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学的位置,计算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。

[0125] 重合处理部 49 基于从操作部 32 输入的或者从操作部 32 输入后存储在存储部 34 中的、重合的元件数据的数目以及重合处理方法等与元件数据处理有关的信息,从在元件数据存储部 20 中存储的元件数据中读出要进行重合的元件数据(由中心元件不同且发送区域重叠的超声波束获得的元件数据(在每 2 个以上的对象区域生成的 2 个以上的元件数据))。

[0126] 进一步,重合处理部 49 基于在延迟时间计算部 48 中计算出的、与各自的元件数据对应的延迟时间,使 2 个以上的元件数据在接收时间上、即匹配时间且匹配接收到的探测器的元件的绝对位置而重合,从而生成处理完毕元件数据。

[0127] 以下,详细说明在元件数据处理部 22 中进行的元件数据处理。

[0128] 首先,说明在超声波探头 12 中,从发送开口、即为了发送超声波束而发送超声波的元件(以下,简称为发送元件)对被检体发送超声波束,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,获得元件数据的情况下,来自发送元件的超声波束和由接收元件获得的元件数据的关系。

[0129] 作为一例,如图 4(a) 所示,由发送部 14 将 3 个元件 52c ~ 52e 作为发送元件而发送超声波束,将 7 个元件 52a ~ 52g 作为接收元件而接收超声波回波。接着,如图 4(c) 所示,将元件向方位方向移动(以下,也称为移位)1 个元件量,将 3 个元件 52d ~ 52f 作为发送元件而发送超声波束,将 7 个元件 52b ~ 52h 作为接收元件而通过接收部 16 接收超声波回波,分别取得元件数据。

[0130] 即,在图 4(a) 所示的例中,中心元件(成为中心的元件)为元件 52d,在图 4(b) 所示的例中,中心元件为元件 52e。

[0131] 此时,考虑发送到包括反射点 54 的检查对象区域的超声波束 56 在焦点 58 会聚,集中至元件间隔以下的理想的情况。

[0132] 如图 4(a) 所示,若以位于反射点 54 的正上方(连接反射点和焦点的直线上)的元件 52d 为中心元件,从作为发送元件的元件 52c ~ 52e 发送超声波束 56,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,则超声波束 56 的焦点 58 位于连接作为中心元件的元件 52d 和反射点 54 的一条直线上。在该情况下,由于将超声波束 56 发送至反射点 54,因此生成从反射点 54 反射的超声波回波。

[0133] 来自反射点 54 的超声波回波通过以预定角度扩散的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52a ~ 52g 接收,由元件 52a ~ 52g 获得如图 4(b) 所示的元件数据 62。另外,在图 4(b) 中,纵轴是时间,横轴是与图 4(a) 一致的方位方向的位置(元件的位置)(图 4(d) 也相同)。

[0134] 相对于此,如图 4(c) 所示,在使中心元件移位了 1 个元件量的情况下,位于反射点 54 的正上方的元件 52d 的相邻的元件 52e 成为中心元件。

[0135] 以元件 52e 为中心元件,从作为发送元件的元件 52d ~ 52f 发送超声波束 56,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 是理想的,则在超声波束 56 的发送方向、即连接中心元件 52e 和焦点 58 的直线上不存在反射点 54。因此,该超声波束 56 不发送到反射点 54。

[0136] 因此,不生成从反射点 54 反射的超声波回波,作为接收元件的元件 52b ~ 52h 不接收超声波回波,因此如图 4(d) 所示,得不到来自反射点 54 的反射信号(元件数据的信号强度成为“0”)。

[0137] 但是,如图 5(a) 以及图 5(c) 所示的超声波束 64 那样,由于实际的超声波束在焦点 58 会聚之后扩散,因此宽度比元件间隔宽。

[0138] 这里,与图 4(a) 相同地,如图 5(a) 所示,在以位于反射点 54 的正上方的元件 52d 为中心元件,将元件 52c ~ 52e 作为发送元件而发送了超声波束 64 的情况下,即使超声波束 64 的宽度宽,其焦点 58 也位于连接元件 54d 和反射点 54 的一条直线上。因此,超声波束 64 由反射点 54 反射,生成超声波回波。

[0139] 其结果是,与图 4(a) 的情况相同地,来自反射点 54 的超声波回波通过以预定角度扩散的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52a ~ 52g 接收,同样地,获得如图 5(b) 所示的真正的元件数据 66。

[0140] 接着,与图 4 相同地,如图 5(c) 所示,将中心元件移位 1 个元件量而以相邻的元件 52e 为中心元件,将元件 52d ~ 52f 作为发送元件而发送超声波束 56,将元件 52b ~ 52h 作为接收元件而接收超声波回波。此时,也因超声波束 64 的宽度宽,因此即使在该超声波的发送方向、即连接作为中心元件的元件 52e 和焦点 58 的直线上不存在反射点 54,超声波束 64 也会发送到(到达)反射点 54。

[0141] 因此,在从反射点 54 的超声波束的发送方向上,产生原本不存在的超声波回波、所谓虚拟的反射回波。如图 5(c) 所示,来自该反射点 54 的虚拟的反射回波通过以预定角度扩散的接收路径 60 而由作为接收元件的元件 52b ~ 52h 接收。其结果是,由元件 52b ~ 52h 获得如图 5(d) 所示的虚拟的元件数据 68。

[0142] 这样的虚拟的元件数据 68 成为降低根据元件数据而生成的超声波图像的精度的原因。

[0143] 元件数据处理部 22 由延迟时间计算部 48 计算与元件数据对应的延迟时间,重合

处理部 49 根据该延迟时间以及元件的绝对位置而使 2 个以上的元件数据重合,从而生成使真正的元件数据增强、使虚拟的元件数据衰减的高精度的元件数据即处理完毕元件数据。

[0144] 如上所述,延迟时间计算部 48 计算由接收元件(接收开口)的各元件接收的元件数据的延迟时间。

[0145] 即,图 5(c) 所示的超声波束 64 的传播距离成为超声波束 64 从中心元件 52e 经由焦点 58 到达反射点 54 的发送路径和虚拟的反射回波从反射点 54 到达作为接收元件的元件 52b ~ 52h 的接收路径之和。

[0146] 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、即超声波束 64 从中心元件 52d 经由焦点 58 到达反射点 54 的发送路径和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。

[0147] 因此,如图 5(d) 所示的虚拟的元件数据 68 相对于如图 5(b) 所示的真正的元件数据 66 延迟。

[0148] 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、被检体的反射点以及接收元件的几何学的配置而计算虚拟的元件数据相对于真正的元件数据的时间差,即延迟时间。

[0149] 因此,延迟时间的计算需要探头 12 的形状(元件间隔、线性、凸形等)、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,取得由操作部 32 输入的或者存储在存储部 34 中的这些信息,进行延迟时间的计算。另外,声速既可以使用预先设定的固定值(例如,1540m/sec),或者,也可以使用后述的声速决定单元决定的声速(环境声速),或者,也可以是能够由操作者输入。

[0150] 延迟时间能够根据例如根据发送元件、超声波束的焦点、被检体的反射点以及接收元件的几何学的配置而计算的、从发送元件经过焦点到达反射点的超声波束的发送路径以及从反射点到达接收元件的真正的反射超声波回波或者虚拟的反射信号的接收路径的合计长度(传播距离)和根据声速而计算的传播时间之差而计算。

[0151] 在本发明中,例如,如图 6(a) 以及图 6(b) 所示,能够求出在真正的超声波回波和虚拟的反射回波的情况下的超声波束的发送路径以及接收路径的长度。另外,在图 6 中,x 方向是方位方向,y 方向是深度方向。

[0152] 此外,图 6(a) 进行与图 5(a) 相同的超声波的收发,图 6(b) 进行与图 5(c) 相同的超声波的收发。

[0153] 在真正的超声波回波的情况下,如图 6(a) (图 5(a)) 所示,在作为中心元件的元件 52d、焦点 58 和反射点 54 在方位方向上的位置一致。即,焦点 58 以及反射点 54 位于中心元件 52d 的正下方。

[0154] 因此,若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  $(x_0, 0)$ , 则焦点 58 以及反射点 54 的 x 坐标也成为“ $x_0$ ”。以下,将该发送中的焦点 58 的位置设为坐标  $(x_0, df)$ , 将反射点 54 的位置设为坐标  $(x_0, z)$ , 进一步,将元件的间隔设为  $L_e$ 。

[0155] 此时,从作为中心元件的元件 52d 经过焦点 58 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)  $L_{ta}$ 、以及从反射点 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)  $L_{ra}$  能够通过  $L_{ta} = L_{ra} = z$  来计算。

[0156] 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  $L_{ua}$  成为  $L_{ua} =$

$L_{ta}+L_{ra} = 2z$ 。

[0157] 接着,如图 6(b) 所示,将发送元件以及接收元件沿着 x 方向(方位方向)移位 1 个元件量(向图中右方向移位),将中心元件作为元件 52e 进行收发。如图 5(c) 所示,在该情况下,由反射点 54 反射的是虚拟的反射回波。

[0158] 反射点 54 位于元件 52d 的方位方向的相同位置。因此,如图 6(b) 所示,在该收发中,中心元件即元件 52e 和反射点 54 在 x 方向上的位置沿着 x 方向错开 1 个元件量、即  $L_e$ 。

[0159] 由于在 x 方向上的位置与反射点 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 的坐标成为  $(x_0+L_e, 0)$ , 该发送中的焦点 58 的坐标成为  $(x_0+L_e, df)$ 。另外,如上所述,反射点 54 的坐标为  $(x_0, z)$ 。

[0160] 因此,从作为中心元件的元件 52e 经过焦点 58 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  $L_{tb} = df + \sqrt{\{(z-df)^2 + L_e^2\}}$  来计算。另一方面,从反射点 54 到达正下方(x 方向=方位方向的相同位置)的元件 52d 的虚拟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  $L_{rb} = z$  来计算。

[0161] 因此,在虚拟的反射回波的情况下的超声波的传播距离  $L_{ub}$  成为  $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = df + \sqrt{\{(z-df)^2 + L_e^2\}} + z$ 。

[0162] 这样,将通过图 6(a) 所示的几何学配置求出的发送路径 61 的距离  $L_{ta}$  和接收路径 60 的距离  $L_{ra}$  进行合计而得的超声波的传播距离  $L_{ua}$  除以声速所得的值成为真正的超声波回波的传播时间。此外,将通过图 6(b) 所示的几何学配置求出的发送路径 61 的距离  $L_{tb}$  和接收路径 60 的距离  $L_{rb}$  进行合计而得的超声波的传播距离  $L_{ub}$  除以声速所得的值成为虚拟的反射回波的传播时间。

[0163] 延迟时间根据反射点 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和将反射点 54 和中心元件的 x 坐标各移位了 1 个元件间隔时的虚拟的反射回波的传播时间之差而求出。

[0164] 另外,在图 6(a) 以及图 6(b) 的几何学模型中,成为发送路径 61 经由了焦点 58 的模型,但本发明并不限于此,例如,也可以是不经由焦点 58 而直接到达反射点 54 的路径。

[0165] 此外,为图 6(a) 以及图 6(b) 的几何学模型是线性探头的情况,但并不限于此,也能够其他的探头中,根据探头的形状而进行同样的几何学计算。

[0166] 例如,在凸探头的情况下,能够根据探头的半径和元件间隔的角度而设定几何学模型,同样地进行计算。

[0167] 此外,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学模型,根据发送元件和反射点的位置关系而计算真正的元件数据以及其周边的虚拟的元件数据的延迟时间。

[0168] 进一步,并不限于通过几何学模型而计算延迟时间的方法,也可以根据预先配合装置的计测条件计测高亮度反射点而得的计测结果,按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,从而读出相同的计测条件的延迟时间。

[0169] 图 6(c) 表示真正的元件数据 66 以及虚拟的元件数据 68。

[0170] 在图 6(c) 中,方位方向的中央是真正的元件数据 66,即在中心元件和反射点 54 通过 x 方向的位置一致的收发而获得的元件数据(在图示例中,以元件 52d 为中心元件的元件数据)。此外,中央的两侧是虚拟的元件数据,即在中心元件和反射点 54 通过 x 方向的位

置不一致的收发而获得的元件数据（在图示例中，以元件 52c 或者元件 52e 等为中心元件的元件数据）。

[0171] 此外，图 6(d) 表示虚拟的元件数据 68 相对于通过上述几何学计算而获得的真正的元件数据 66 的延迟时间的一例。表示以真正的元件数据 66 为中心，虚拟的信号的元件数据 68 的时间沿着 x 方向、即方位方向对称地延迟。

[0172] 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还能够用于调相相加部 38 中的延迟校正。

[0173] 在后面详细叙述，在本发明中，将通过中心元件不同且超声波束的至少一部重复的超声波束的发送而获得的元件数据与通过以某一注目元件为中心元件的超声波束的发送（注目元件的收发）而获得的元件数据，使超声波回波的接收时间和元件的位置匹配地重合，从而生成注目元件的处理完毕元件数据（第二元件数据）（重构注目元件的元件数据）。

[0174] 在图 6 中，表示反射点 54 位于注目元件的正下方（方位方向的相同位置 / 连接注目元件和焦点的直线上）或者采样点的位置（元件数据的输出位置）。在本发明中，将通向注目元件的收发中的采样点的收发路径当作真正的元件数据的收发路径，将通向中心元件不同的超声波的收发（来自周边元件的收发）中的相同的采样点的收发路径当作虚拟的收发路径，根据两个发送路径之差而计算延迟时间，使用该延迟时间，使元件数据的时间匹配并进行重合。换言之，将通过注目元件的收发而获得的元件数据假设为真正的元件数据，将通过中心元件不同的收发而获得的元件数据假设为虚拟的元件数据，计算延迟时间，进行元件数据的重合。

[0175] 在本发明中，与全部采样点（全部元件数据的输出位置）对应地，通过相同的考虑方法而计算延迟时间，进行元件数据的重合，生成各元件的处理完毕元件数据。

[0176] 在此，实际上，即使沿着方位方向（x 方向）偏移采样点（反射点）的位置，接收路径的长度（接收路径距离  $L_{rb}$ ）也不变。因此，关于各注目元件，在深度方向（y 方向）的每个采样点进行与基于中心元件不同的收发的元件数据的延迟时间的计算即可。

[0177] 此外，在该重合处理中，不需要知道真正的元件数据是哪个元件数据。即，之后使用图 7 详细叙述，在该重合处理中，若注目元件的元件数据为真正的元件数据，则自动被增强而元件数据留下，若为虚拟，则元件数据被抵消。即，在注目元件的元件数据为真正的元件数据的情况下，基于延迟时间的处理一致，信号被增强，在注目元件的元件数据为虚拟的元件数据的情况下，基于延迟时间的处理不一致，信号被抵消。

[0178] 接着，在本发明的元件数据处理部 22 的重合处理部 49 中，使用这样在延迟时间计算部 48 中计算出的延迟时间，进行元件数据的重合处理。

[0179] 另外，在重合处理部 49 中的重合处理中，虽然需要重合时的重合元件数据数和重合处理方法的信息，但这些也可以预先通过操作部 32 输入，也可以存储在存储部 34 中。

[0180] 图 7(a) ~ (h) 表示在重合处理部 49 中进行的重合处理的一例。另外，图 7 所示的例是元件数据数为 5 个、重合元件数据数为 3 个的情况。

[0181] 图 7(a) 将通过 5 次超声波的收发而获得的 5 个元件数据排成横排地显示。此外，图 7(a) 针对每个元件数据表示发送超声波束并接收超声波回波的情况。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收发中的中心元件为中心进行显示。纵

轴表示接收时间。在该例中,例如,使所述元件 52b ~ 52f 等中心元件各移位 1 个元件而进行 5 次超声波的收发。

[0182] 在图 7 中,表示只在中央的元件数据中的中心元件的正下方存在 1 个反射点的状态。即,在 5 个元件数据中的正中的元件数据,在超声波的收发中接收到来自反射点的真正的超声波回波。即,正中的元件数据是真正的元件数据。

[0183] 关于正中的元件数据以外的两侧 2 个元件数据,在超声波的收发的中心元件的正下方不存在反射点。但是,通过发送的超声波束的扩散,会写入根据超声波束到达存在于正中的元件数据的发送元件的正下方的反射点而产生的反射回波的元件数据、即虚拟的元件数据。

[0184] 虚拟的元件数据越远离真正的元件数据,则至反射点的超声波的传播时间越长,因此接收时间比真正的元件数据延迟。此外,首次接收到来自反射点的超声波回波的接收元件的位置此时沿着方位方向偏移。

[0185] 这里,图 7 的各元件数据的横轴以超声波束的发送时的中心元件为中心。因此,在图 7 所示的例中,由于针对每个元件数据将该中心元件各偏移 1 个元件而发送,因此在各元件数据中方位方向的元件的绝对位置各偏移 1 个元件。即,在正中的元件数据中,首次接收到来自反射点的反射信号的接收元件是中心元件,但在两侧相邻的元件数据中,比正中的元件数据偏移 1 个元件,在右侧的元件数据中向左偏移 1 个元件,在左侧的元件数据中向右偏移 1 个元件。进一步,在两端的元件数据中,比正中的元件数据偏移 2 个元件,在右端的元件数据中向左偏移 2 个元件,在左端的元件数据中向右偏移 2 个元件。这样,虚拟的信号相对于真正的信号,除了接收时间延迟之外,相对于接收元件的方向也产生偏移。

[0186] 图 7(b) 表示相对于图 7(a) 所示的 5 个元件数据中的正中的元件数据的接收时间的延迟时间的一例。

[0187] 在重合处理部 49 中,使用图 7(b) 所示的延迟时间,将正中的元件数据设为注目元件的元件数据的情况下,以注目元件的元件数据为中心,对要重合的元件数据数目的量、在图示例中为 3 个元件数据的量进行延迟时间校正,且根据与注目元件的元件位置之差(中心元件的位置之差),使各元件数据在图示例中向两侧沿着方位方向移位 1 个元件的量,即,使相位匹配而重合 3 个元件数据的量的未处理元件数据,作为注目元件的元件数据的 1 个重合处理完毕元件数据而求出。

[0188] 即,在本例中,将通过以注目元件的相邻的元件为中心元件的超声波的收发而获得的元件数据(以下,也称为相邻的元件的元件数据)与通过以注目元件为中心元件的超声波的收发而获得的元件数据(以下,也称为注目元件的元件数据)重合,生成注目元件的元件数据的处理完毕元件数据。

[0189] 图 7(c) 表示这样获得的注目元件的元件数据的重合处理完毕元件数据。

[0190] 如上所述,图 7(a) 所示的注目元件的元件数据是在中心元件(即,注目元件)的正下方存在反射点的、真正的元件数据。此外,通过与注目元件相邻的元件为中心元件的收发而获得的元件数据也是入射到反射点而被反射的超声波回波的数据。

[0191] 因此,若对注目元件的两侧的相邻的元件的元件数据进行延迟时间校正以及方位方向的移位而进行相位匹配,则如图 7(c) 所示,相邻的元件的元件数据和注目元件的元件数据相位匹配,因此在高亮度位置重合。因此,若将这些元件数据例如相加,则元件数据值

表示大的值（高亮度值），例如进行平均而求出平均值，也表示被增强的值（高亮度值）。

[0192] 相对于此，图 7(d) 表示虽然是与图 7(a) 相同的元件数据，但将正中的元件数据的左侧相邻的元件数据设为注目元件的元件数据时的一例。即，该例表示以在正下方不存在反射点的元件为中心元件的超声波的收发的、将中心元件设为注目元件时的一例。因此，以该元件为中心元件的元件数据是虚拟的元件数据。

[0193] 图 7(e) 是与图 7(b) 相同的图，表示图 7(a) 所示的 5 个元件数据相对于注目元件的元件数据的接收时间的延迟时间的一例。即，由于图 7(a) 和图 7(d) 是相同的元件数据，因此图 7(d) 所示的 5 个元件数据相对于注目元件的元件数据的接收时间的延迟时间也相同。

[0194] 在重合处理部 49 中，使用图 7(e)（即，与图 7(b) 相同）所示的延迟时间，以注目元件的元件数据为中心，对重合元件数据数目的量、在图示例中为 3 个元件数据的量进行延迟时间校正，且根据与注目元件的元件位置之差（中心元件的位置之差），使各元件数据在图示例中向两侧沿着方位方向移位 1 个元件的量，使 3 个元件的量的未处理元件数据重合，作为注目元件的元件数据的 1 个重合处理完毕元件数据而求出。

[0195] 图 7(f) 表示这样获得的注目元件的元件数据的重合处理完毕元件数据。

[0196] 图 7(d) 所示的注目元件的元件数据是虚拟的元件数据。因此，即使对注目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以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和注目元件的元件数据也因相位不相互匹配而不重合。因此，即使将上述 3 个元件数据例如相加，也因相位不匹配，相位反转的信号等的信号被抵消，因此加法值不变大，例如若进行平均而求出平均值，则表示小的值。

[0197] 图 7(g) 表示关于其他的元件数据，作为注目元件的元件数据而进行了同样的延迟时间校正以及方位方向的移位的结果，关于图示例的 5 个元件数据各自的相邻的 3 个元件数据的重合状态，图 7(h) 表示对这些作为重合处理而进行了例如加法处理或者平均处理的结果。

[0198] 如图 7(h) 所示，在图 7(a) 所示的以在正下方存在反射点的中心元件为注目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重合处理完毕元件数据而求出。相对于此，在其两侧的各 2 个元件数据的全部 4 个元件数据中，虚拟的元件数据将相位不相互匹配的元件数据相加或者平均化。因此，由于元件数据彼此相互抵消，因此虚拟的重合处理完毕元件数据的值相对于作为真正的信号的元件数据的具有高亮度值的重合处理完毕元件数据变小，相对于真正的元件数据，能够降低虚拟的元件数据的影响，或者能够将其影响减小至能够忽略的程度。

[0199] 即，将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收发而获得的元件数据与通过以某一元件为注目元件、将该注目元件设为中心元件的超声波束的发送而获得的元件数据（注目元件的元件数据）重合一个以上，从而生成与注目元件的元件数据对应的处理完毕元件数据，换言之，通过进行使用了基于中心元件不同的收发的元件数据的、注目元件的元件数据的重构（校正），能够将真正的元件数据高亮度化且减小虚拟的元件数据。

[0200] 因此，如后所述，根据使用处理完毕元件数据进行声速的决定的本发明，使用与消

除虚拟的影响而由要发送的声线上的多个点连接了焦点时相等的元件数据、通过在所谓的虚拟的多焦点的超声波的发送而获得的元件数据（接收数据（超声波图像数据）），从而即使是一个焦点，也能够高精度地决定被检体内的声速。

[0201] 此外，对处理完毕元件数据进行调相相加以及检波处理而生成接收数据，生成超声波图像，从而同样能够消除虚拟的影响，即，通过与由声线上的全部点连接了焦点时相等的元件数据进行超声波图像生成，因此能够以高亮度生成在清晰度上优秀的、高画质的超声波图像。

[0202] 另外，在以下的说明中，也将该处理完毕元件数据的生成称为多线处理。

[0203] 如上所述，通过多线处理而生成的处理完毕元件数据是与消除虚拟的影响而由要发送的声线上的多个点连接了焦点时相等的元件数据、通过在所谓的虚拟的多焦点的超声波的发送而获得的元件数据。

[0204] 因此，根据使用处理完毕元件数据进行声线的决定的本发明，即使是1声线1焦点的超声波的发送，也能够以与进行了1声线多焦点的超声波的发送的情况同等以上的高精度决定声速。此外，由于能够以1声线1焦点的超声波的发送而高精度地决定声速，因此还能够防止伴随声速的决定（声速的更新）的帧率的下降。因此，在动画摄影模式中也是有效的。

[0205] 另外，在以上的多线处理中，将通过中心元件不同且超声波束的发送方向平行（角度相同）的多个超声波束的发送而获得的元件数据重合，从而生成了注目元件的元件数据的处理完毕元件数据，但本发明并不限于此。

[0206] 例如，也可以将通过将中心元件设为相同且发送方向（角度）不同的多个超声波束的发送而获得的元件数据重合，从而生成处理完毕元件数据。此时，生成通过哪个超声波束的发送而获得的元件数据的处理完毕元件数据（即，生成哪个方向的声线的处理完毕元件数据）既可以根据诊察部位或者探头的种类等而默认设定，或者也可以由操作者选择。

[0207] 另外，也可以使用通过中心元件不同且平行的超声波束的发送而获得的元件数据和通过将中心元件设为相同且发送方向不同的超声波束的发送而获得的元件数据的双方，生成处理完毕元件数据。

[0208] 在本发明中，在发送的开口数（进行超声波的发送的元件数）为奇数的情况下，中心元件是方位方向的中央的元件，在开口数为偶数的情况下，中心元件是方位方向的中央的元件中的任一个，或者假设在方位方向的中央的元件正中有元件而设为中心元件。即，在开口数为偶数的情况下，设为在开口的正中的线上有焦点而进行计算。

[0209] 另外，作为重合处理部49的重合处理方法，除了简单进行加法运算之外，也可以取平均值或者中央值，也可以在乘以系数之后进行加法运算。另外，认为取平均值或者中央值相当于施加在元件数据等级的平均化滤波或者中值滤波，但也可以代替平均化滤波以及中值滤波而应用在普通的图像处理中进行的逆滤波等。或者，对要重合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、在有分布的偏向的情况下取中间值等，并不限于此，也可以基于要重合的各元件数据的特征量而改变重合处理。

[0210] 此外，与注目元件的元件数据重合的元件数据的数目并不限于图示例的2个，可以是1个或者3个以上。即，与注目元件的元件数据重合的元件数据的数目只要根据要求的处理速度（帧率等）或者画质等而适当设定即可。

[0211] 这里,优选与注目元件的元件数据重合的元件数据数与超声波束的波束宽度的扩展程度匹配。因此,在根据深度而波束宽度变化的情况下,要重合的元件数据数也可以根据深度而变更。

[0212] 此外,由于波束宽度依赖于发送开口数,因此也可以根据发送开口数而变更要重合的元件数据的数目。或者,也可以基于图像的亮度值等特征量而变更重合元件数据数,也可以从改变多个模式而制作的图像中选择最合适的重合元件数据数。

[0213] 如上所述,元件数据处理部 22 将生成的处理完毕元件数据输出到图像生成部 24(调相相加部 38)以及声速决定部 23。

[0214] 在被供给了处理完毕元件数据的图像生成部 24 中,如上所述,调相相加部 38 将处理完毕元件数据进行调相相加而进行接收聚焦处理,从而生成接收数据,检波处理部 40 通过对接收数据实施衰减校正以及包络线检波处理,从而生成 B 模式图像数据。

[0215] 在图像生成部 24 中,进一步,DSC48 将 B 模式图像数据光栅转换为与普通的电视信号的扫描方式对应的图像数据,在图像处理部 44 中实施灰度处理等预定的处理。

[0216] 图像处理部 44 将生成的 B 模式图像数据存储在图像存储器 46 中,和 / 或传送到显示控制部 26,显示部 28 显示被检体的 B 模式图像。

[0217] 另一方面,声速决定部 23 使用被供给的处理完毕元件数据,决定被检体内的超声波的声速(计算声速)。

[0218] 图 8 通过框图概念性地表示声速决定部 23 的结构。

[0219] 如图 8 所示,声速决定部 23 包括关注区域设定部 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 以及环境声速决定部 78。

[0220] 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。

[0221] 在声速决定部 23 中,针对每个该关注区域决定被检体的声速。

[0222] 在本实施方式中,关注区域设定部 70 将 B 模式图像的整个画面分割成格子状,并将其每个设为关注区域。

[0223] 该分割的数目(格子的数目)既可以预先默认设定,也可以是操作者能够在方位方向和 / 或深度方向上任意设定。在分割数被默认设定的情况下,也可以针对每个图像尺寸以及每个观察部位具有不同的设定。进一步,也可以预先设定多个分割数,操作者能够选择。

[0224] 另外,在本发明中,关注区域并不限定于将 B 模式图像分割成格子状的各区域。

[0225] 例如,也可以将生成接收数据(B 模式图像数据)的全部像素(与全部像素对应的位置(区域))设为关注区域。换言之,也可以在所述分割画面的方式中,与生成接收数据的全部像素对应地将画面分割成格子状。此外,也可以将整个画面设为 1 个关注区域。

[0226] 或者,也可以不是整个画面而是将预先设定的或者从多个选项中选择的一部分分割成格子状,并将其每个设为关注区域。此外,也可以不是整个画面而是与操作者设定的 ROI 对应地设定关注区域。另外,即使是在画面的一部分或者 ROI 内设定关注区域的情况下,分割也只要与所述整个画面相同地进行即可。此外,也可以是操作者能够选择在画面的关注区域的设定和在 ROI 内的关注区域的设定。

[0227] 此外,要分割的形状并不限定于格子状,例如,若是如凸探头的超声波图像那样的

扇形的 B 模式图像,则要分割的形状也可以对应于此而设为扇形。此时也能够全部利用上述各方式。

[0228] 另外,关注区域也可以在图像较大变动的情况下(在图像特征量的变动值超过阈值的情况下等)、在进行了观察倍率的变更或者观察深度的变更等观察条件的变更的情况下等,进行变更或者更新,也可以是操作者能够指示关注区域的变更或者更新。

[0229] 进一步,关注区域设定部 70 对设定的关注区域设定用于进行与声速的决定对应的超声波的发送(发送聚焦)的焦点(焦点的位置)。

[0230] 焦点既可以根据观察部位、声线数、收发的开口数、探头 12 的种类等而预先默认设定,也可以由操作者进行选择或者输入指示,也可以是能够选择默认的设定和操作者的指示等。

[0231] 如上所述,使用进行了元件数据的重合的处理完毕元件数据来进行声速的决定的本发明能够进行基于虚拟的多焦点的发送。因此,在动画摄影模式中,基本上对 1 个声线,将焦点的位置设为 1 处。由此,在动画摄影时,也能够进行声速的决定。

[0232] 另外,优选在动画摄影模式下的焦点的位置设定为在计测画面上最深的位置或者其以上的深度。由此,由于在显示画面上发送被扩散的发送波束,因此若进行基于多线处理的重合处理,则多个元件数据重合,实际的信号被增强,虚拟的信号被抑制,获得模拟地与深度无关地连接了焦点的元件数据。但是,在重合的精度因生物体内的不均匀性的影响等而降低的情况下,由于信号的质量比实际的焦点降低,因此也有性能不及实际的焦点的情况。因此,在静止图像等与帧率无关的情况下,优选通过按照以往的方法来计测。

[0233] 此外,在动画中的声速值的计算中,通过多线处理,元件数据无论在哪个深度中都成为连接了焦点的数据,因此能够自由地设定 ROI 的设定间隔。例如,通过将 ROI 间隔设定为比静止图像时更窄,能够获得提高了空间分辨率的声速值。

[0234] 发送聚焦控制部 72 对控制部 30 进行发送聚焦指示,使得发送部 14 根据关注区域设定部 70 设定的关注区域以及焦点而执行发送聚焦。

[0235] 设定声速指定部 74 基于控制部 30 的控制,指定在环境声速的决定中用于对接收数据执行接收聚焦的设定声速。

[0236] 聚焦指标计算部 76 使用元件数据存储部 20 的元件数据或者元件数据处理部 22 生成的处理完毕元件数据,按设定声速指定部 74 指定的多个设定声速的每个,对接收数据进行接收聚焦,计算接收数据的聚焦指标。

[0237] 环境声速决定部 78 基于多个设定声速的每个的聚焦指标,决定关注区域的环境声速。

[0238] 以下,以在动画摄影模式下的声速的决定方法为例,参照图 9 所示的流程图详细说明超声波诊断装置 10 中的声速的决定方法。

[0239] 在超声波诊断装置 10 中,在决定环境声速时,首先,如上所述,根据来自控制部 30 的指示,关注区域设定部 70 设定关注区域以及焦点(步骤 S10)。

[0240] 另外,在本发明中,决定环境声速的时机(环境声速的更新时机)并不特别限定,只要与公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进行 1 次,也可以在图像较大变动的情况下(在图像特征量的变动值超过阈值的情况下等)进行环境声速的决定,也可以在适当决定的每个预定帧数或者每个预定时间经过时进行环境声

速的决定,也可以根据操作者的输入指示而进行环境声速的决定,也可以是能够适当选择这些声速决定的时机的 2 个以上。

[0241] 无论是在哪一个时机决定环境声速的情况下,在进行多线处理的动画摄影模式下,只要对 1 个声线进行 1 个焦点的发送即可,因此也能够在动画摄影模式下决定环境声速。

[0242] 根据关注区域的设定,发送聚焦控制部 72 对控制部 30 进行发送聚焦指示,使得发送部 14 对设定的关注区域以及焦点执行发送聚焦。

[0243] 与此对应地,发送部 14 驱动探头 12(探测器阵列 36 所对应的超声波换能器(元件))而对被检体发送超声波束,由被检体反射的超声波回波通过元件而被接收,模拟的接收信号从超声波换能器(元件)输出到接收部 16(步骤 S12)。

[0244] 接收部 16 对模拟的接收信号实施放大等的预定的处理,并供给到 A/D 转换部 18。

[0245] A/D 转换部 18 对从接收部 16 被供给的模拟的接收信号进行 A/D 转换,并设为作为数字的接收信号的元件数据。

[0246] 元件数据存储于元件数据存储部 20 中(步骤 S14)。

[0247] 若元件数据存储于元件数据存储部中,则元件数据处理部 22 进行所述多线处理,生成处理完毕元件数据。

[0248] 即,如所述图 7 所示,元件数据处理部 22 例如对注目元件和其两侧相邻的元件计算两侧相邻的元件的元件数据相对于注目元件的元件数据的延迟时间,进行相邻的元件的元件数据的延迟时间校正以及方位方向的移位,将两侧的相邻的元件的元件数据与注目元件的元件数据重合,从而生成注目元件的处理完毕元件数据(步骤 S16)。

[0249] 元件数据处理部 22 将生成的处理完毕元件数据供给到声速决定部 23(聚焦指标计算部 76)。另外,元件数据处理部 22 将生成的处理完毕元件数据还供给到图像生成部 24,图像生成部 24 如上所述地使用该处理完毕元件数据而生成超声波图像(B 模式图像数据)。

[0250] 声速决定部 23 使用被供给的处理完毕元件数据,决定被检体内的超声波的声速(步骤 S18)。

[0251] 图 10 表示声速决定部 23 中的声速决定方法的一例的流程图。另外,在本发明中,在声速决定部 23 中的声速决定方法并不限于该方法,能够利用在超声波诊断装置中进行的各种声速决定方法(声速的计算方法)。

[0252] 若被供给处理完毕元件数据,则声速决定部 23 根据需要而将处理完毕元件数据存储于预定的部位中,并且,首先对设定声速  $V$  的开始声速  $V_{st}$  和结束声速  $V_{end}$  进行设定(步骤 S20),进一步,将开始声速  $V_{st}$  设置成设定声速  $V$ (步骤 S22)。

[0253] 包括开始声速  $V_{st}$  以及结束声速  $V_{end}$  的设定声速可以预先被默认设定,或者,也可以由操作者任意输入开始声速  $V_{st}$  以及结束声速  $V_{end}$ ,只将中间的增量(预定步幅声速量  $\Delta V$ )默认设定,或者,也可以由操作者任意输入。此外,在设定声速以及设定声速的增量被默认设定的情况下,也可以根据观察部位或者性别等而设定多个种类的设定声速,操作者能够适当选择。

[0254] 在本例中,作为一例,假设作为开始声速  $V_{st}$  而设定 1410m/sec,作为结束声速  $V_{end}$  而设定 1570m/sec,对应于此,作为预定的增量,以 40m/sec 的间隔来设定设定声速。

[0255] 接着,聚焦指标计算部 76 与各关注区域对应地,针对设定声速指定部 74 指定的多

个设定声速的每个,对处理完毕元件数据进行接收聚焦,计算接收数据的聚焦指标(步骤 S24)。

[0256] 具体而言,聚焦指标计算部 76 计算关注区域中的接收数据(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、半幅值、频谱积分、以最大值或者直流成分进行了归一化的频谱积分值或平方积分值、以及自相关值等来作为聚焦指标。

[0257] 接着,声速决定部 23 通过设定声速指定部 74 来判定设定声速  $V$  是否达到结束声速  $V_{end}$ (步骤 S26),若设定声速  $V$  小于结束声速  $V_{end}$ (否),则对设定声速  $V$  加上预定步幅声速量  $\Delta V$ 、即在本例中为 40m/sec(步骤 S28),计算关注区域的聚焦指标。

[0258] 重复该过程,若判定为设定声速  $V$  达到结束声速  $V_{end}$ (是),则通过环境声速决定部 78,基于多个设定声速的每个的聚焦指标,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,决定关注区域的环境声速(步骤 S30)。例如,将超声波图像的亮度作为聚焦指标,在关注区域中,将获得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。

[0259] 即,本例中的环境声速是,在假设为从探头 12(探测器阵列 36(超声波换能器))至某一关注区域的声速为恒定时的、超声波探头 12 和关注区域之间的区域的平均的声速。

[0260] 如上所述,声速决定部 23 在设定的全部关注区域中,进行这样的环境声速的决定。在声速决定部 23 中决定的环境声速在元件数据存储部 20 中与超声波图像中的位置信息相关联地存储。

[0261] 此外,将所决定的环境声速供给到调相相加部 38,利用于接收聚焦处理。由此,基于环境声速的超声波图像显示在显示部 28 中。

[0262] 另外,在环境声速的决定中,即使是在使用进行了 A/D 转换的元件数据而不是在多线处理中生成的处理完毕元件数据的情况下,也能够与在多线处理中生成的处理完毕元件数据相同地,如上所述那样决定环境声速。因此,省略使用了该元件数据的环境声速的决定方法的详细的说明。此时,在声速决定部 23 中决定的环境声速也在元件数据存储部 20 中与超声波图像中的位置信息相关联地存储。

[0263] 此外,将使用元件数据而决定的环境声速值供给到调相相加部 38,利用于接收聚焦处理。基于环境声速的超声波图像被显示在显示部 28 中。

[0264] 超声波诊断装置 10 基本上具有以上的结构。

[0265] 如上所述,超声波诊断装置 10 具有动画摄影模式和静止图像摄影模式。

[0266] 在动画摄影模式中,如上所述,使超声波束时序地连续产生而进行动画摄影。此时,以单聚焦进行收发,获得元件数据,基于元件数据进行上述多线处理,获得处理完毕元件数据。对该处理完毕元件数据实施调相相加处理,获得 B 模式图像数据,将超声波图像作为动画而显示到显示部 28。例如,在获得元件数据时,使成为中心的元件沿着元件的排列方向偏移,即沿着排列方向扫描并重复,获得元件数据。

[0267] 另外,在动画摄影模式中,不需要一定是单聚焦。若是至少能够作为动画来使用的帧率,例如 5fr/sec 以上的帧率,则聚焦也可以是多个。

[0268] 另一方面,在静止图像摄影模式中,如上所述,与现有技术相同地,以多聚焦进行收发,获得元件数据。对该元件数据实施调相相加处理,基于 1 个元件数据而制作超声波图像上的 1 条线的的数据,之后,获得 B 模式图像数据,将超声波图像作为静止图像而显示到显

示部 28。此时,例如,使成为中心的元件沿着元件的排列方向偏移,即沿着排列方向扫描并重复,获得元件数据。

[0269] 另外,在动画摄影模式以及静止图像摄影模式的任一个中,关于用于获得超声波图像的扫描方向以及扫描方式,也都没有特别限定,能够适当利用公知的方法以及方式。

[0270] 此外,在从动画摄影模式切换为静止图像摄影模式的情况下,关于与在制作静止图像时的多个焦点中的动画的焦点对应的数据,还能够使用在动画摄影模式下获得的数据。由此,能够缩短静止图像的制作所需的时间。

[0271] 在静止图像摄影模式中,与动画摄影模式相比,也可以不考虑帧率,对 1 个声线(超声波图像的 1 条线)设置多个焦点的位置,与动画摄影模式相比,超声波图像的画质好。焦点的位置既可以在全部声线中相同,或者也可以混合存在焦点不同的声线。

[0272] 此外,在静止图像摄影模式中,由于是多聚焦,因此与动画摄影模式相比,能够获得提高了空间分辨率的环境声速值。

[0273] 此外,在静止图像摄影模式中,也可以是如下结构:与动画摄影模式相同地,以单聚焦进行收发而获得(第一)元件数据,进行上述多线处理而求出处理完毕元件数据,根据该处理完毕元件数据而生成图像数据。此时,通过摄影模式的切换,也能够变更焦点的数目或焦点位置等计测条件(超声波的收发的条件)、在多线处理中重合的元件数据的数目等多线处理的处理条件。例如,在通过摄影模式的切换而从静止图像模式切换为动画摄影模式的情况下,通过减少在多线处理中重合的元件数据的数目,能够减少动画摄影模式中的数据处理的负担而确保动画性能。

[0274] 接着,说明超声波诊断装置 10 的超声波图像的摄影方法。

[0275] 图 11 是用于说明本发明的实施方式的第一超声波诊断装置的静止图像摄影模式、动画摄影模式的流程图。

[0276] 在超声波诊断装置 10 中,如图 11 所示,判断是否为动画摄影模式(步骤 S40)。是否为动画摄影模式通过冻结按钮的操作来判断。

[0277] 在为解除了冻结按钮的操作的动画摄影模式的情况下,以单聚焦进行收发(步骤 S42)。然后,基于接收到的元件数据而进行多线处理(步骤 S44)。然后,基于处理完毕元件数据,显示超声波图像的动画或者计算声速值(步骤 S46)。

[0278] 另一方面,在步骤 S40 中不是动画摄影模式的情况下,即为操作了冻结按钮的静止图像摄影模式的情况下,以多聚焦进行收发(步骤 S48)。然后,对接收到的元件数据实施调相相加处理等,显示超声波图像的静止图像或者计算声速值(步骤 S46)。

[0279] 这样,虽然画质比以往劣化但在动画摄影模式下拍摄被检体,且能够在静止图像摄影模式下以如以往那样的画质来拍摄要详细地观察的部位等。此外,以往,只能在静止图像摄影模式下计算声速值(环境声速值),但在动画摄影模式下也能够计算声速值(环境声速值)。

[0280] 另外,本发明的程序是用于使超声波诊断装置 10 具有的计算机执行如上述图 11 所示的动画摄影模式、静止图像摄影模式下的各种摄影方法的程序。此外,本发明的程序使超声波诊断装置 10 的各部执行上述各种处理。

[0281] 此外,超声波图像的生成和声速的决定既可以同时进行,也可以分别进行。即,也可以根据通过 1 帧的量的 1 组超声波的收发而获得的元件数据进行声速的决定,并且进行

超声波图像的生成,也可以根据通过不同的收发而获得的元件数据分别进行超声波图像的生成和声速的决定。声速的决定既可以在每帧进行,也可以在几帧进行一次。

[0282] 在超声波诊断装置 10 中,以多线处理使用进行了 A/D 转换的元件数据为例进行了说明,但也可以使用调相相加后的接收数据而进行多线处理。在该情况下,使成为调相相加的基准的线在各元件数据中一致(将成为调相相加的基准的线从各元件数据的中心线偏移),分别进行调相相加而生成接收数据,使用该接收数据,进行上述多线处理。

[0283] 或者,也可以在对各第一元件数据只进行横向移位(参照图 7 等)之后,实施调相相加而生成接收数据,使用该接收数据进行多线处理。

[0284] 在使用了调相相加后的接收数据的多线处理时,环境声速例如图 12 所示那样决定。此时,声速决定部 23 具有以下的环境声速决定处理的功能。

[0285] 首先,使用对调相相加后的接收数据进行了多线处理后的元件数据(以下,称为处理后的元件数据)进行图像生成(步骤 S50)。图像生成与检波处理部 40 相同地,通过对处理后的元件数据实施与深度对应的衰减的校正并实施包络线检波处理,从而生成 B 模式图像数据。

[0286] 然后,判定所生成的图像的画质(步骤 S52)。若在步骤 S52 中,判定为画质差,则将声速值在探索范围内变更(步骤 S54),进行调相相加处理、多线处理以及图像生成,并再次判定画质。直到在步骤 S52 中判定为画质好为止,一边将声速值在探索范围内变更(步骤 S54),一边重复进行画质的判定(步骤 S52),求出最合适的声速值。

[0287] 若在步骤 S52 中,判定为画质好,则声速值作为环境声速值而被存储(步骤 S56)。这样决定的环境声速值能够使用于调相相加处理。此外,该环境声速值在元件数据存储部 20 中与超声波图像的位置信息相关联地存储。

[0288] 在画质的判定中,例如,使用生成的图像的图像数据的锐度值。除此之外,还能够使用在上述聚焦指标计算部 76 中作为聚焦指标而列举的值。关于声速值的探索范围,能够与上述声速决定部 23 的设定声速指定部 74 中的设定声速的设定方法相同地设定。

[0289] 接着,说明本发明的第二实施方式。

[0290] 图 13 是表示本发明的第二实施方式的超声波诊断装置的框图。图 14 是用于说明局部声速值的运算处理的示意图。

[0291] 与图 1 所示的超声波诊断装置 10 相比,图 13 所示的超声波诊断装置 10a 的不同点在于,设置有局部声速决定部 25 以及声速图制作部 27,由于除此以外的结构是与图 1 所示的超声波诊断装置 10 相同的结构,因此省略其详细的说明。

[0292] 局部声速决定部 25 连接到声速决定部 23,声速图制作部 27 连接到局部声速决定部 25。在该局部声速决定部 25 中决定的局部声速值输出到声速图制作部 27 以及调相相加部 38。另外,局部声速决定部 25 以及声速图制作部 27 连接到控制部 30,由控制部 30 控制。

[0293] 超声波诊断装置 10a 能够计算局部声速值,并且能够基于局部声速而制作声速图。这里,局部声速是被检体内的任意的部位中的声速。

[0294] 局部声速决定部 25 使用环境声速值而决定局部声速。以下,说明局部声速值的运算处理。

[0295] 图 2 是示意性地表示局部声速值的运算处理的图。

[0296] 在局部声速值的决定例如能够使用由本申请的申请人申请的日本特开 2010-99452 号公报中记载的方法。

[0297] 如图 14(a) 所示,该方法在对被检体内发送了超声波束时,关注了从成为被检体的反射点的格点 X 到达探测器阵列 36 的接收波  $W_x$  时,如图 14(b) 所示,将代表被检体 OBJ 内的关注区域 ROI 的格点设为  $X_{ROI}$ ,将在比格点  $X_{ROI}$  浅(即,离探测器阵列 36 近)的位置沿着 XY 方向以等间隔配置的格点设为 A1、A2、...,假设至少格点  $X_{ROI}$  和各格点 A1、A2、...之间的声速分别为恒定。

[0298] 在本例中,来自格点 A1、A2、...的接收波(分别为  $W_{A1}$ 、 $W_{A2}$ 、...)的(T 以及延迟时间  $\Delta T$ ) 已知,根据格点  $X_{ROI}$  和格点 A1、A2、...的位置关系而求出格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值。具体而言,通过惠更斯(Huygens)的原理,利用来自格点  $X_{ROI}$  的接收波  $W_x$  和将来自格点 A1、A2、...的接收波虚拟地合成而得的接收波  $W_{SUM}$  一致这一情况。将接收波  $W_x$  和虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  之差成为最小的假设声速的值设为格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值。

[0299] 这里预先确定在求出格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值时的运算中使用的格点 A1、A2、...的范围以及个数。这里,若在局部声速值运算中使用的格点的范围宽,则局部声速值的误差变大,若窄,则与虚拟接收波的误差变大,因此格点的范围兼顾这些而确定

[0300] 格点 A1、A2、...在 X 方向的间隔兼顾分辨率和处理时间而决定。格点 A1、A2、...在 X 方向的间隔在一例中为 1mm 至 1cm。

[0301] 若格点 A1、A2、...在 Y 方向的间隔窄,则误差计算中的误差变大,若宽,则局部声速值的误差变大。格点 A1、A2、...在 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。格点 A1、A2、...在 Y 方向的间隔在一例中为 1cm。

[0302] 另外,在格点 A1、A2、...的间隔宽的情况下,难以进行合成波的运算,因此通过插值而生成微小的格点即可。

[0303] 将整个关注区域的环境声速值输入到局部声速决定部 25。在局部声速决定部 25 中,设定开始局部声速值的计算的开始关注像素,进行关注像素的局部声速值的计算。

[0304] 以下,使用图 15 所示的流程图说明关注像素的局部声速值的决定方法。

[0305] 首先,基于格点  $X_{ROI}$  中的环境声速值,计算在将格点  $X_{ROI}$  设为反射点时的虚拟的接收波  $W_x$  的波形(步骤 S60)。

[0306] 接着,设定格点  $X_{ROI}$  中的假设声速的初始值(步骤 S62)。然后,假设声速变更 1 个步幅(步骤 S64),计算虚拟的合成接收波  $W_{SUM}$ (步骤 S66)。若将格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值假设为 V,则从格点  $X_{ROI}$  传播的超声波到达格点 A1、A2、...为止的时间成为  $X_{ROI}A1/V$ 、 $X_{ROI}A2/V$ 、...。这里, $X_{ROI}A1$ 、 $X_{ROI}A2$ 、...分别为格点 A1、A2、...和格点  $X_{ROI}$  之间的距离。由于格点 A1、A2、...中的环境声速值在声速决定部 23 中已求出,是已知的,因此能够预先求出来自各格点 A1、A2、...的接收波。因此,通过对从格点 A1、A2、...分别以延迟  $X_{ROI}A1/V$ 、 $X_{ROI}A2/V$ 、...发出的反射波(超声波回波)进行合成,能够求出虚拟合成接收波  $W_{SUM}$ 。

[0307] 另外,实际上,由于在元件数据上进行上述处理,因此从格点  $X_{ROI}$  到达格点 A1、A2、...为止的时间(分别为  $T1$ 、 $T2$ 、...)通过下述的式(3)而表示。这里, $X_{A1}$ 、 $X_{A2}$ 、...分别是格点 A1、A2、...和格点 X 之间在扫描方向(X 方向)上的距离。此外, $\Delta t$  是格点的 Y 方向时间间隔。

[0308] [数学式 1]

$$[0309] \quad T1 = \sqrt{(X_{A1}/V)^2 + (\Delta t/2)^2},$$

$$[0310] \quad T2 = \sqrt{(X_{A2}/V)^2 + (\Delta t/2)^2}, \dots (3)$$

$$[0311] \quad T3 = \dots$$

[0312] 以对上述 T1、T2、…加上从与格点  $X_{ROI}$  相同声线的格点  $A_n$  到达格点  $X_{ROI}$  为止的时间 ( $\Delta t/2$ ) 所得的延迟,对来自各格点 A1、A2、…的接收波进行合成,从而能够求出虚拟合成接收波  $W_{SUM}$ 。

[0313] 这里,在沿着 Y 方向在时间轴上以等间隔 ( $\Delta t$ ) 地设定格点的情况下,空间上的间隔不一定必须成为等间隔。因此,在计算超声波到达各格点为止的时间时,也可以在式 (3) 中代替  $\Delta t/2$  而使用进行了校正的  $\Delta t/2$ 。这里,进行了校正的  $\Delta t/2$  例如是如下的值:从  $\Delta t/2$  加上/减去 A1、A2、…的深度 (Y 方向的距离) 和与格点  $X_{ROI}$  相同声线的格点  $A_n$  之差除以 V 所得的值。各格点 A1、A2、…的深度根据在比它浅的格点中局部声速值为已知来求出。

[0314] 此外,虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  的计算通过将实际从格点 A1、A2、…以延迟  $X_{ROI}A1/V$ 、 $X_{ROI}A2/V$ 、…发出的已定的脉冲波 (分别为  $W_{A1}$ 、 $W_{A2}$ 、…) 重合而进行。

[0315] 接着,计算虚拟接收波  $W_x$  和虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  的误差 (步骤 S68)。虚拟接收波  $W_x$  和虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  的误差通过取得彼此的互相关的方法、对虚拟接收波  $W_x$  乘以从虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  获得的延迟而进行相位调相相加的方法、或者相反对虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  乘以从虚拟接收波  $W_x$  获得的延迟而进行相位调相相加的方法来计算。这里,为了从虚拟接收波  $W_x$  获得延迟,将格点  $X_{ROI}$  设为反射点,将以声速 V 传播的超声波到达各元件的时刻设为延迟即可。此外,为了从虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  获得延迟,也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,将该等相位线设为延迟,或者简单地将各元件的合成接收波的最大 (峰) 位置的相位差设为延迟。此外,也可以将来自各元件的合成接收波的互相关峰位置设为延迟。相位调相相加时的误差通过设为调相相加后的波形的峰对峰 (peak to peak) 的方法、或者设为包络线检波后的振幅的最大值的方法来求出。

[0316] 接着,重复步骤 S64 至步骤 S68,若全部假设声速的值下的运算结束 (步骤 S70 中“是”),则判定格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值 (步骤 S72)。在严格应用了惠更斯的原理的情况下,在上述步骤 S66 中求出的虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  的波形等于在将格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值假设为 V 时的虚拟接收波 (反射波)  $W_x$  的波形。在步骤 S72 中,将虚拟接收波  $W_x$  和虚拟合成接收波  $W_{SUM}$  之差成为最小的假设声速的值判定为格点  $X_{ROI}$  中的局部声速值。

[0317] 另外,也可以代替上述方法 (虚拟合成接收波形计算、与虚拟接收波形的误差计算、声速判定),而利用将格点  $X_{ROI}$  的环境声速值和格点 A1、A2、…的环境声速值作为输入而输出格点  $X_{ROI}$  中的声速值的表格。

[0318] 此外,也可以使用不同的间隔、不同的范围的格点,多次进行局部声速值的判定。

[0319] 声速图制作部 27 将在局部声速决定部 25 中决定的局部声速值与超声波图像中的位置信息相关联地存储,制作局部声速值和超声波图像的位置信息的声速图。声速图制作部 27 将声速图的信息供给到调相相加部 38。

[0320] 由此,在调相相加部 38 中对元件数据进行接收聚焦处理时,能够进行基于在声速图制作部 27 中存储的声速图的接收聚焦处理。除此之外,也可以在由发送部 14 进行超声

波束的发送时,基于在声速图制作部 27 中存储的声速图而调整驱动信号的延迟量。

[0321] 这样,在图像生成部 24 中,使用在局部声速决定部 25 中决定的局部声速值进行调相相加处理,制作供显示用的 B 模式图像数据(显示图像数据)。然后,使用了局部声速值的超声波图像作为动画或者静止图像,显示在显示部 28 中。

[0322] 声速图制作部 27 也可以构成为在每次从局部声速决定部 25 供给局部声速值时,依次更新对应的区域的局部声速值,也可以在每帧制作声速图。此外,也可以在每帧生成声速图,且除了最新的声速(声速图)之外,还存储数帧前为止的声速图。

[0323] 与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同地,超声波诊断装置 10a 能够在动画摄影模式和静止图像摄影模式下拍摄超声波图像,具有与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同的作用效果。

[0324] 与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同地,在超声波诊断装置 10a 中,也能够使用调相相加后的接收数据进行多线处理。

[0325] 接着,说明本发明的第三实施方式。

[0326] 图 16 是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的其他例的框图。

[0327] 与图 1 所示的超声波诊断装置 10 相比,图 16 所示的超声波诊断装置 10b 的不同点在于,设置有声速校正部 29,由于除此以外的结构是与图 1 所示的超声波诊断装置 10 相同的结构,因此省略其详细的说明。

[0328] 声速校正部 29 连接到声速决定部 23 以及调相相加部 38。另外,声速校正部 29 连接到控制部 30,由控制部 30 控制。

[0329] 声速校正部 29 基于环境声速而校正声速,获得声速校正值,并存储保持。具体而言,声速校正部 29 将初始设定声速替换为计算出的环境声速并存储保持。初始设定声速是指,在调相相加部 38 中,作为用于接收数据的制作的声速值而默认设定的声速值。

[0330] 声速校正部 29 的声速校正值输出到调相相加部 38。由此,在调相相加部 38 中对元件数据进行接收聚焦处理时,能够进行基于声速校正值的接收聚焦处理。

[0331] 在图像生成部 24 中,使用在声速校正部 29 中再次设定的初始设定声速值,进行调相相加处理,制作供显示用的 B 模式图像数据(显示图像数据)。然后,将通过声速校正值校正了声速的超声波图像以动画或者静止图像显示到显示部 28。

[0332] 与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同地,超声波诊断装置 10b 能够在动画摄影模式和静止图像摄影模式下拍摄超声波图像,具有与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同的作用效果。

[0333] 与第一实施方式的超声波诊断装置 10 相同地,在超声波诊断装置 10b 中,也能够使用调相相加后的接收数据进行多线处理。

[0334] 本发明基本上如以上那样构成。以上,详细说明了本发明的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序,但本发明并不限于上述实施方式,在不脱离本发明的主旨的范围内,当然能够进行各种改良或者变更。

[0335] 标号说明

[0336] 10、10a、10b 超声波诊断装置;

[0337] 12 (超声波)探头;

[0338] 14 发送部;

- [0339] 16 接收部；
- [0340] 18 A/D 转换部；
- [0341] 20 元件数据存储部；
- [0342] 22 元件数据处理部；
- [0343] 23 声速决定部；
- [0344] 24 图像生成部；
- [0345] 25 局部声速决定部；
- [0346] 26 显示控制部；
- [0347] 27 声速图制作部；
- [0348] 28 显示部；
- [0349] 29 声速校正部；
- [0350] 30 控制部；
- [0351] 32 操作部；
- [0352] 34 存储部；
- [0353] 36 探测器阵列；
- [0354] 38 调相相加部；
- [0355] 40 检波处理部；
- [0356] 42 DSC；
- [0357] 44 图像处理部；
- [0358] 46 图像存储器；
- [0359] 48 延迟时间计算部；
- [0360] 49 重合处理部；
- [0361] 70 关注区域设定部；
- [0362] 72 发送聚焦处理部；
- [0363] 74 设定声速指定部；
- [0364] 76 聚焦指标计算部；
- [0365] 78 声速判定部。

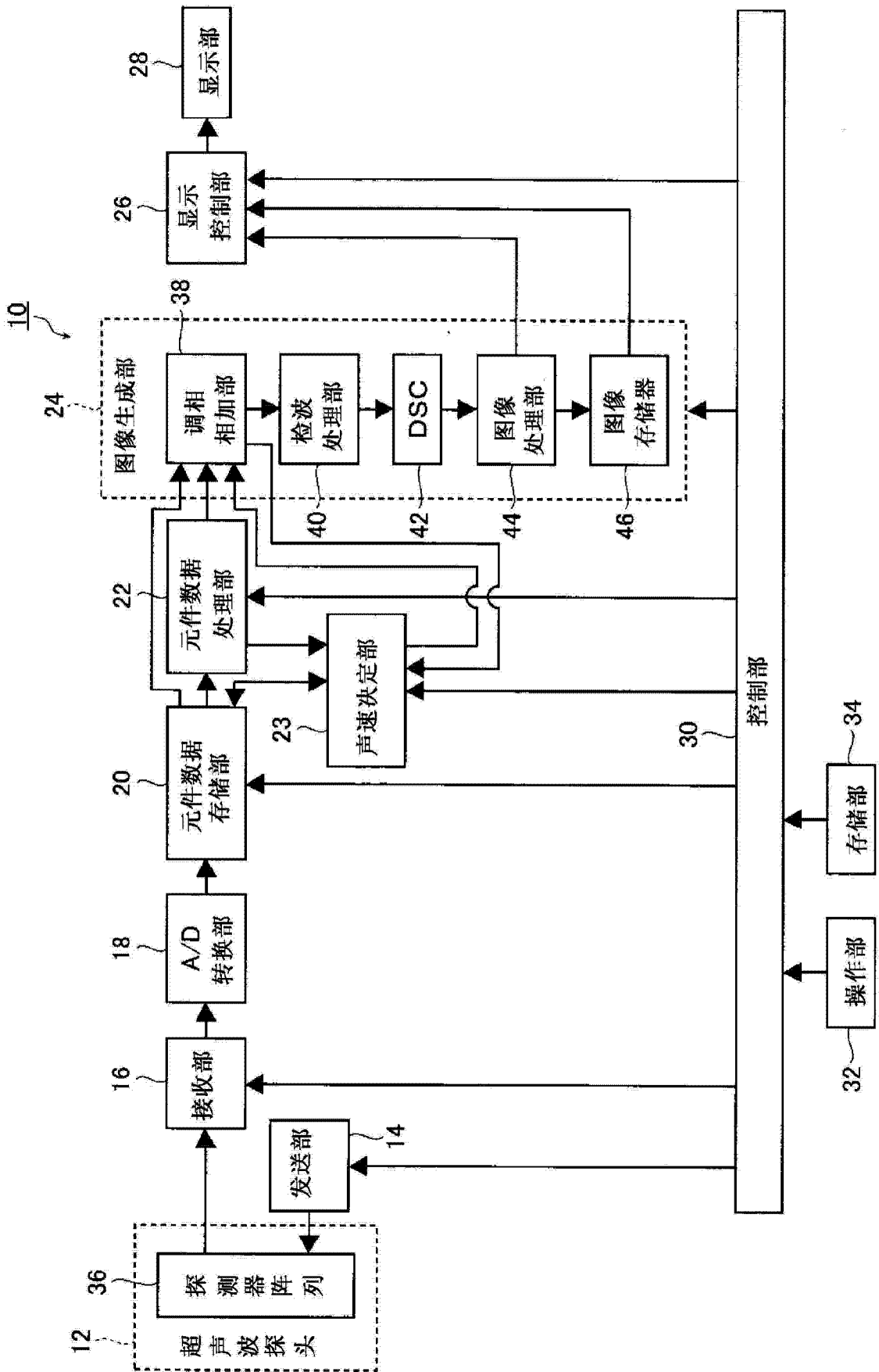


图 1

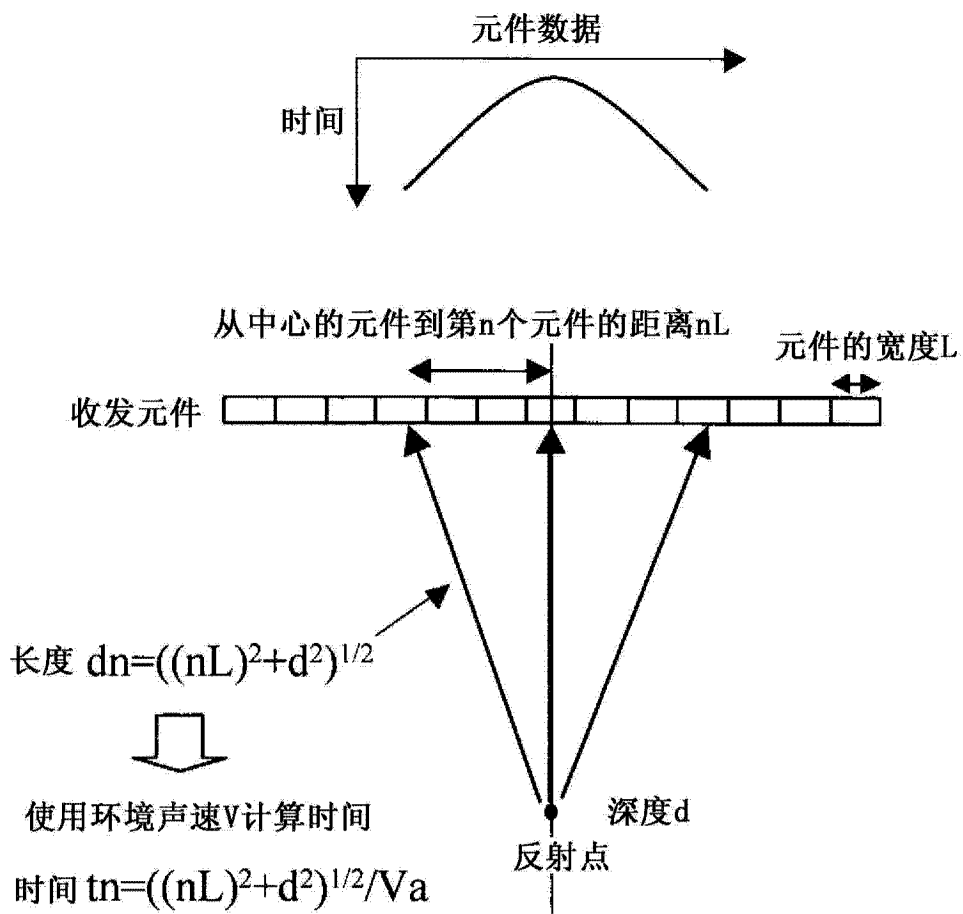


图 2

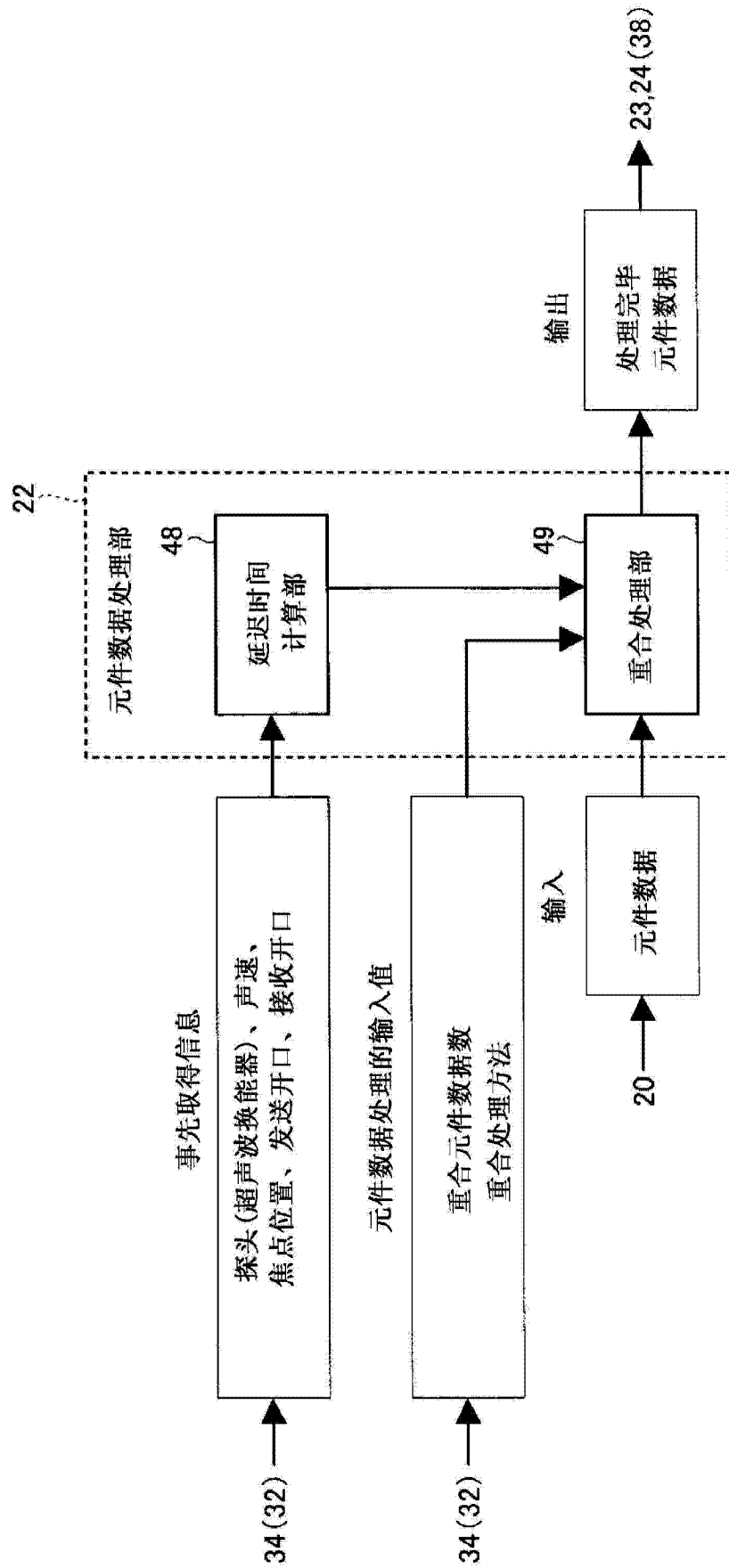


图 3



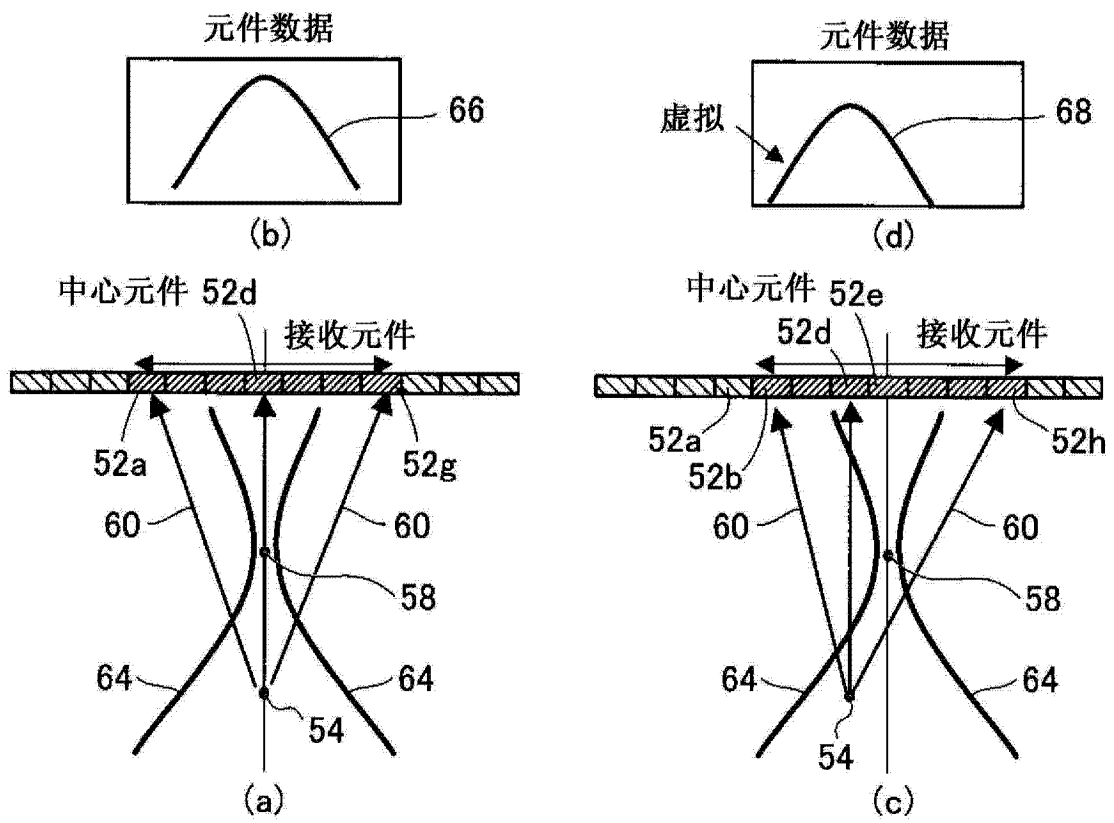


图 5

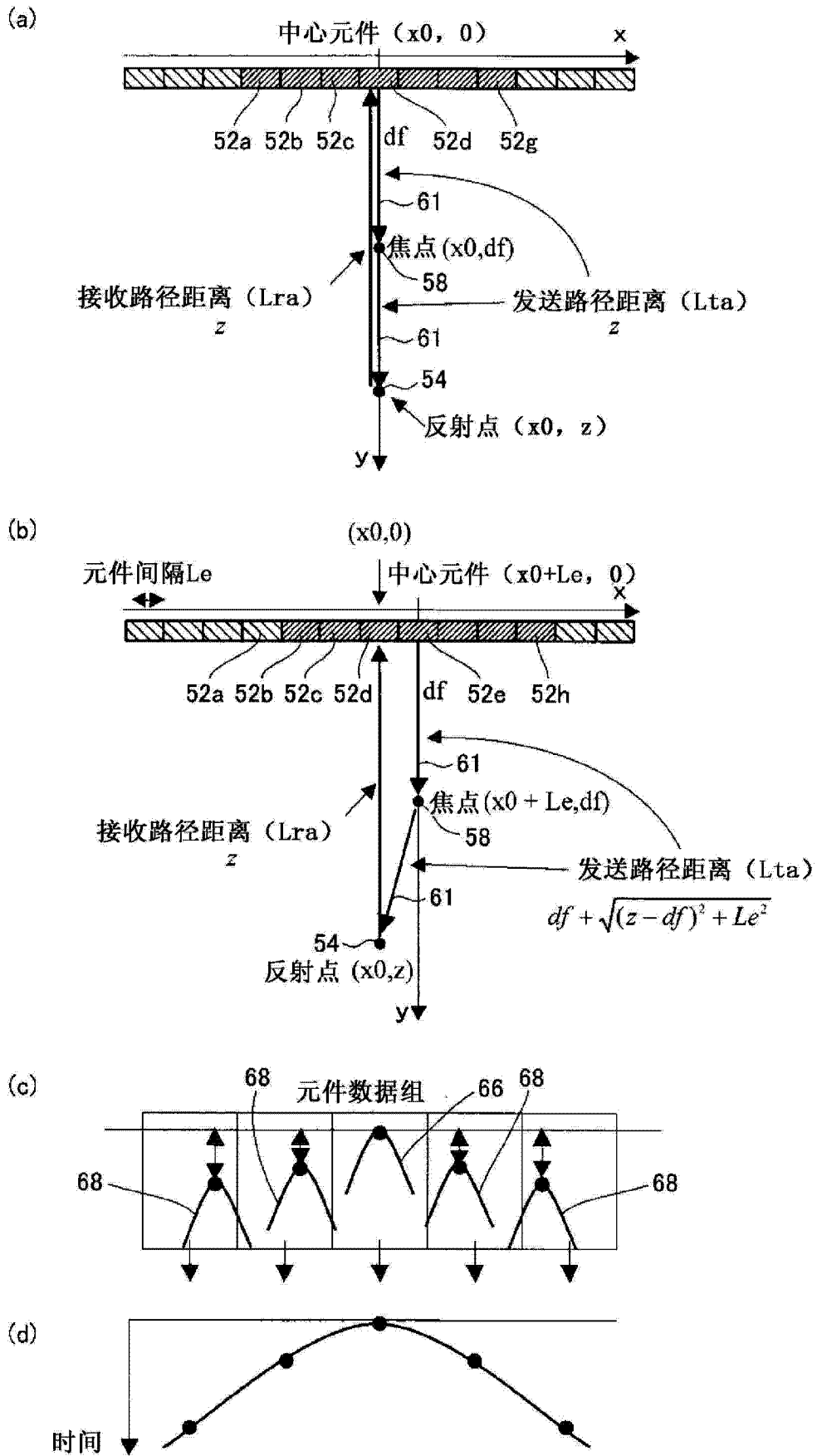


图 6

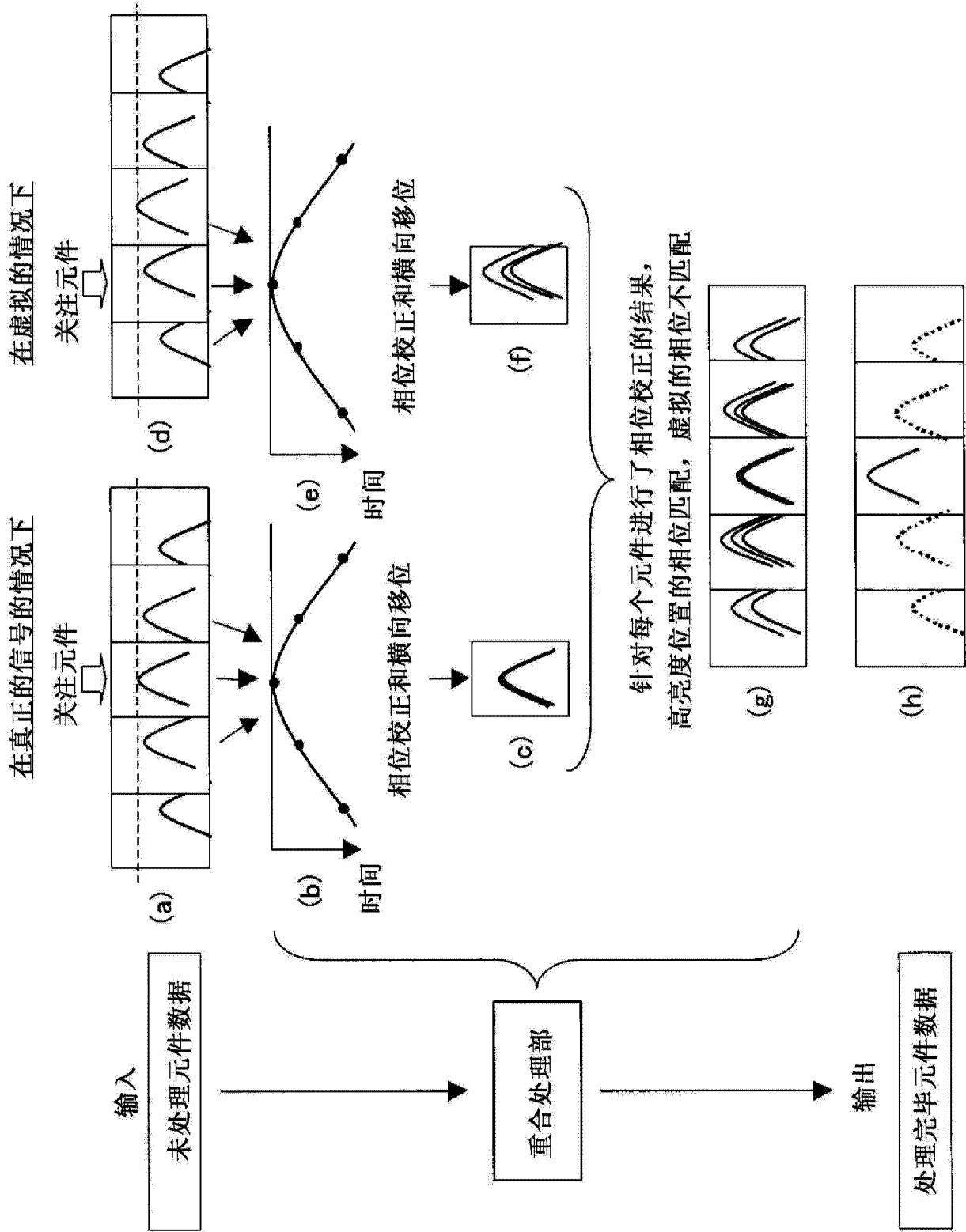


图 7

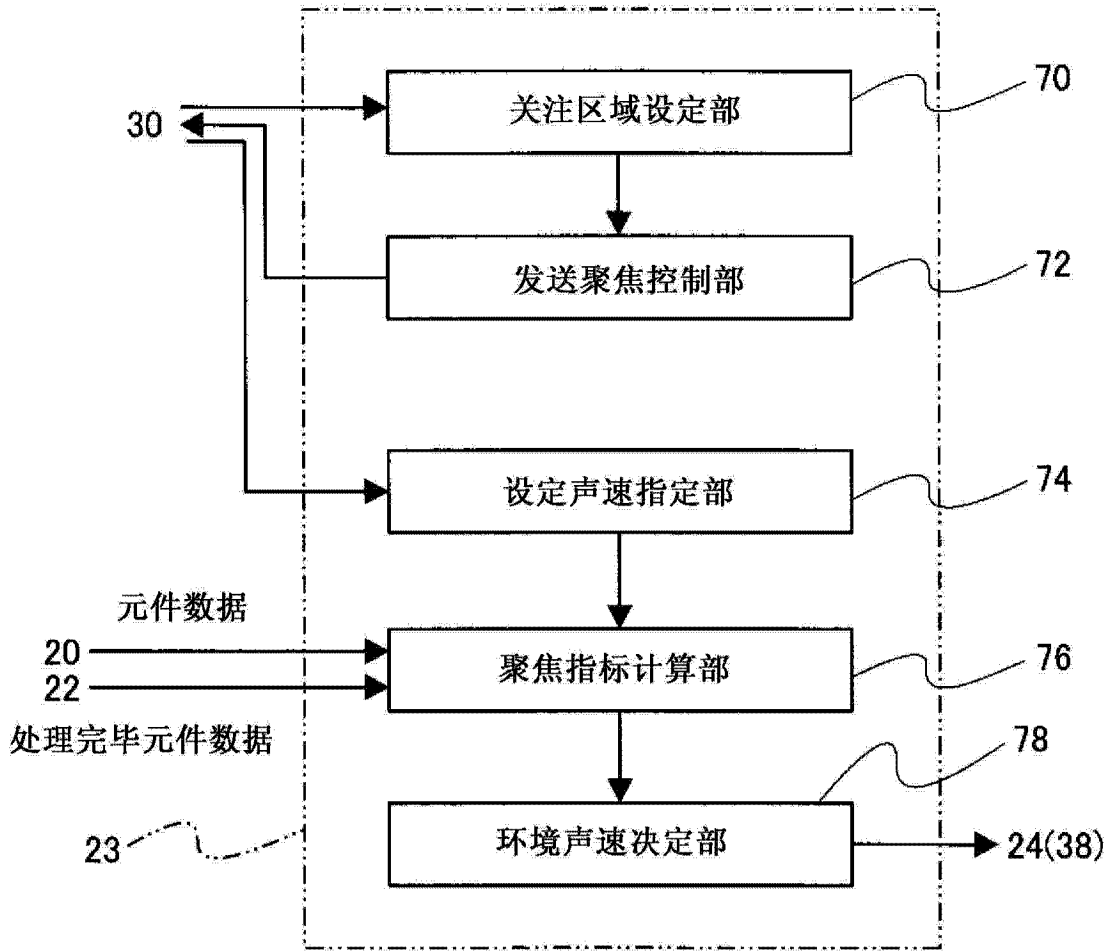


图 8

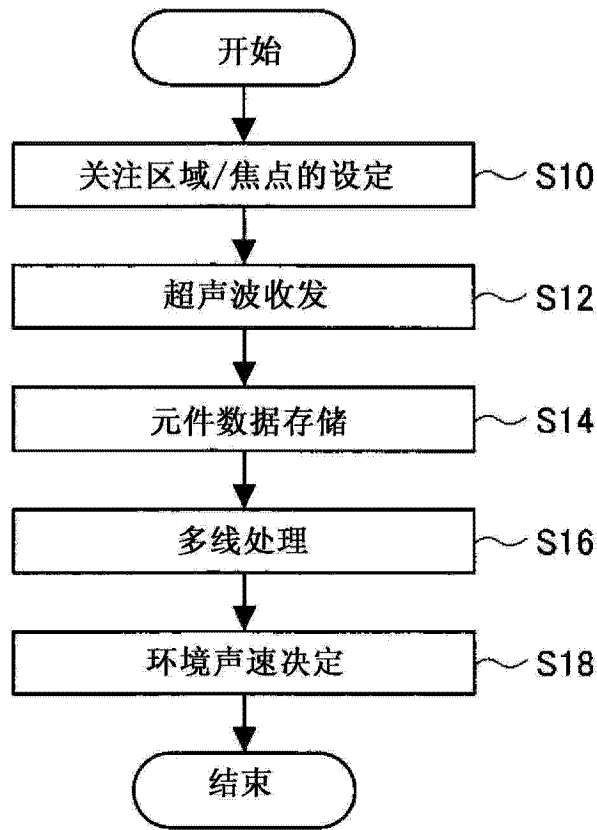


图 9

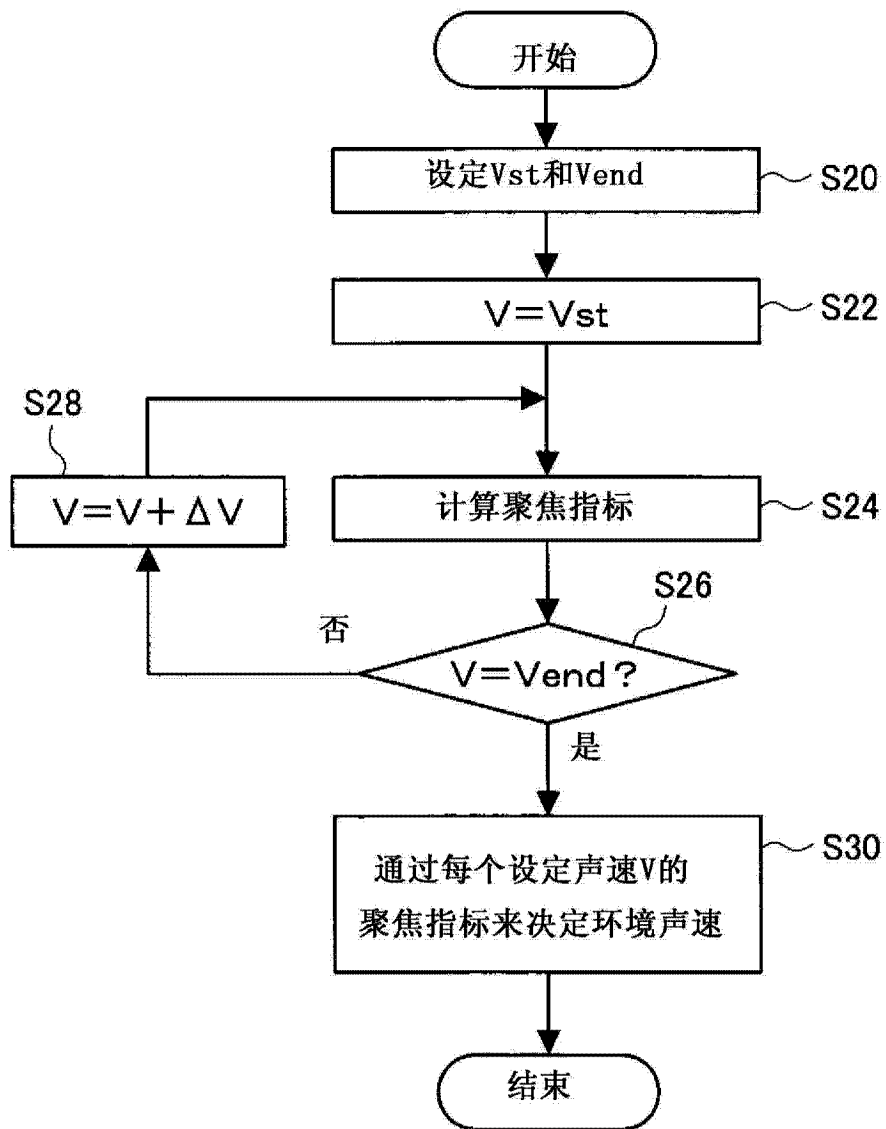


图 10

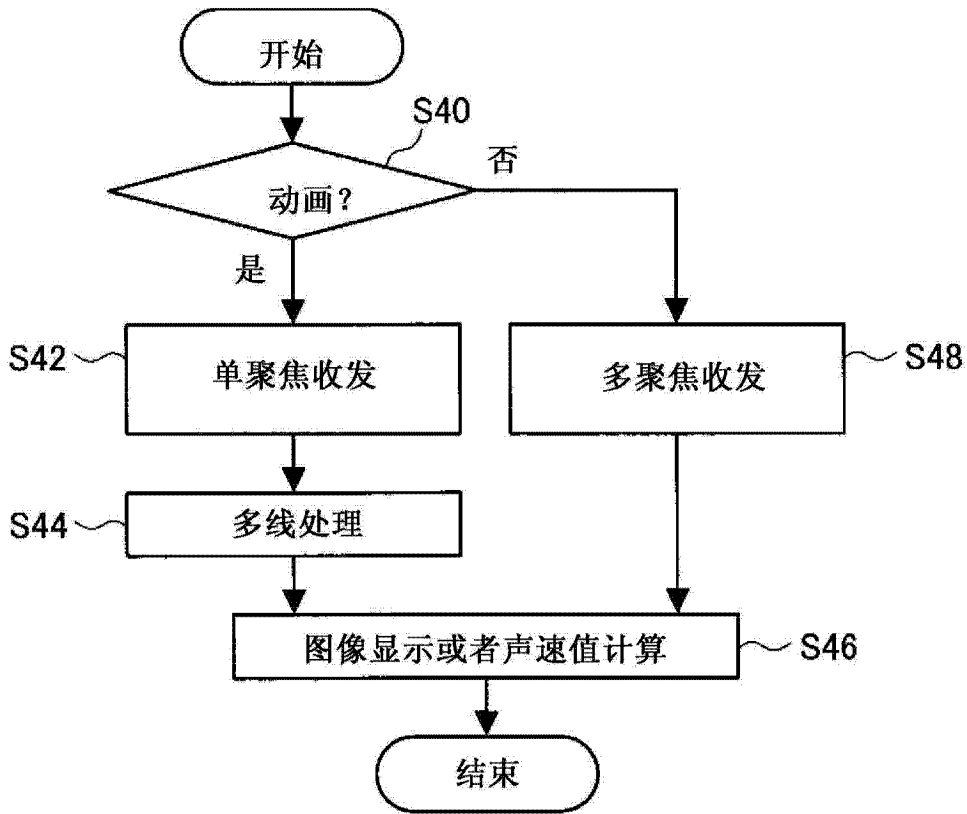


图 11

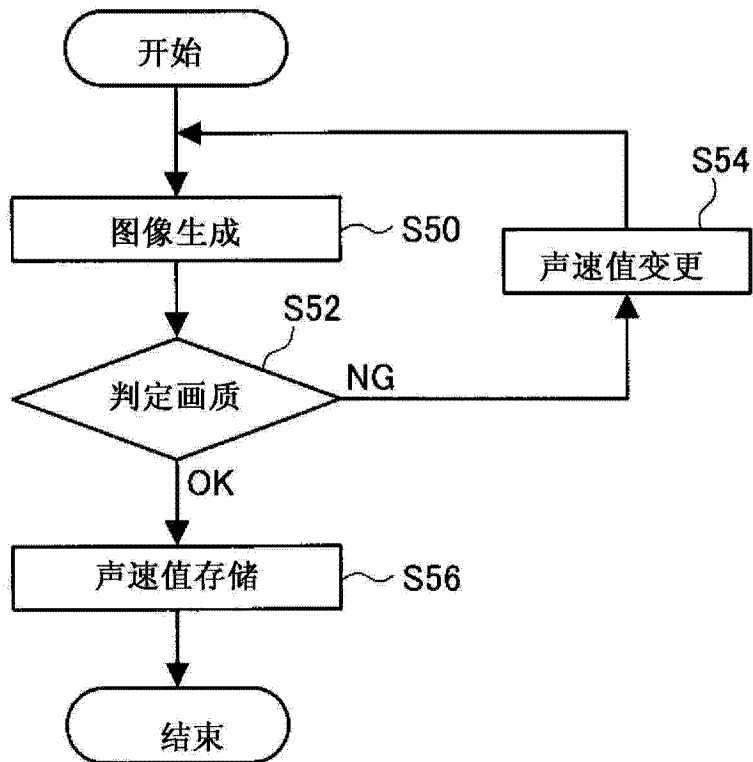


图 12

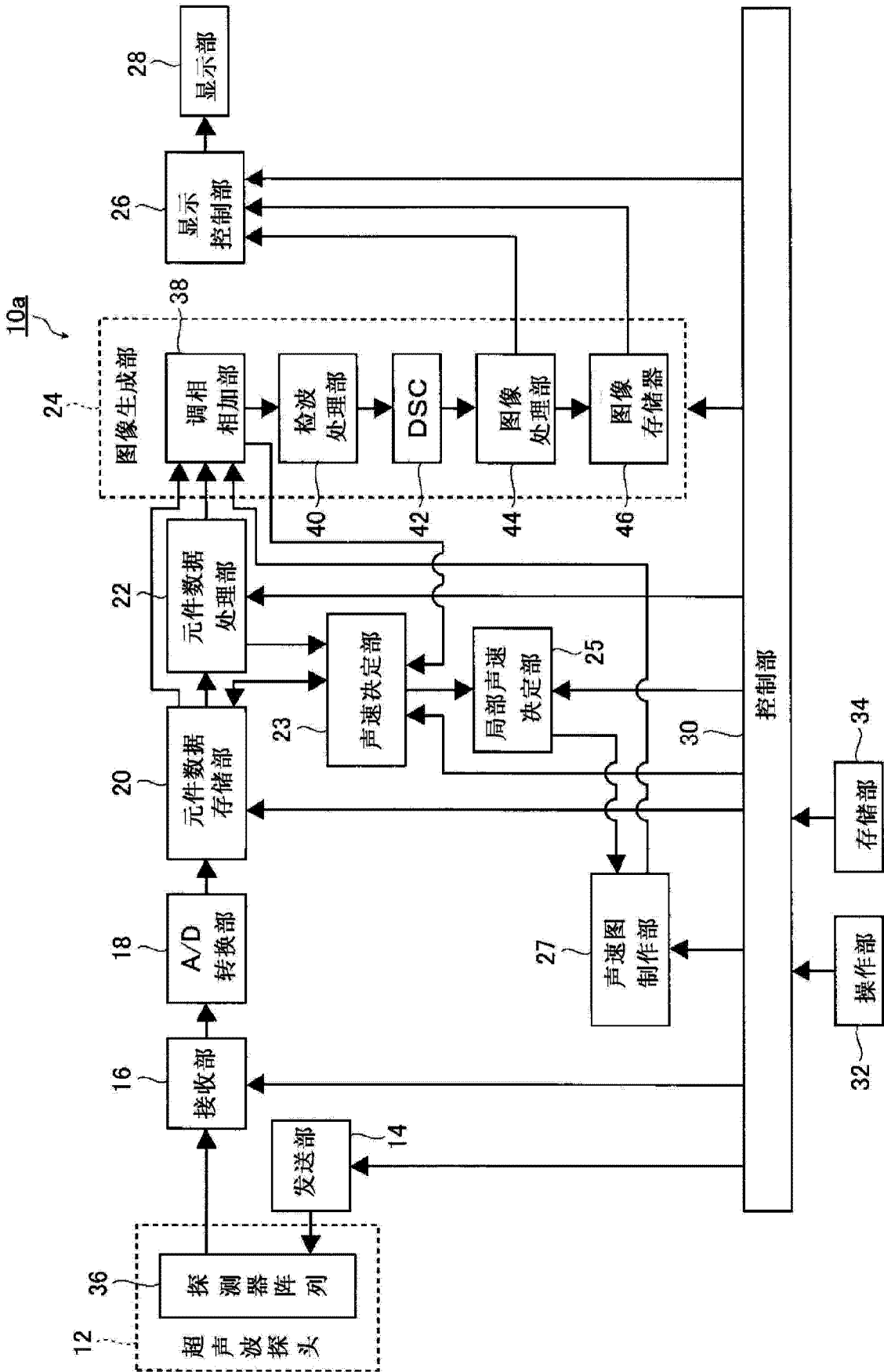


图 13

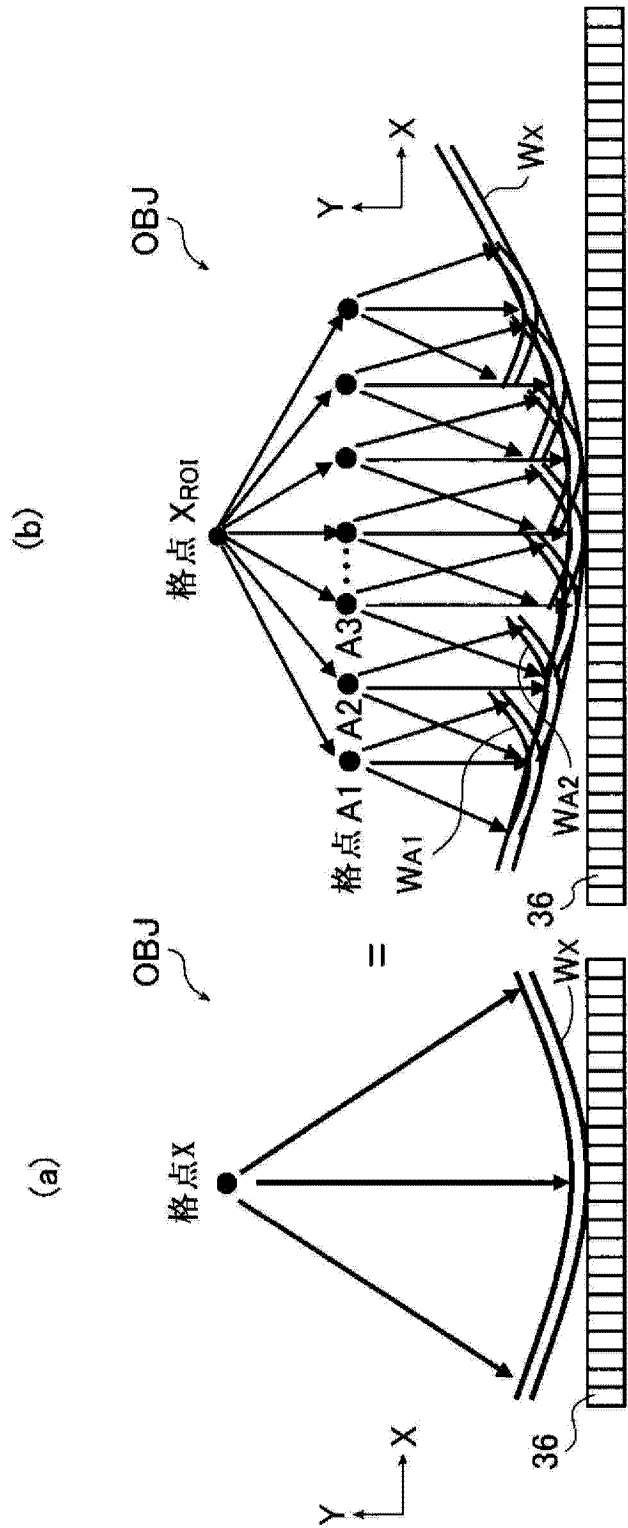


图 14

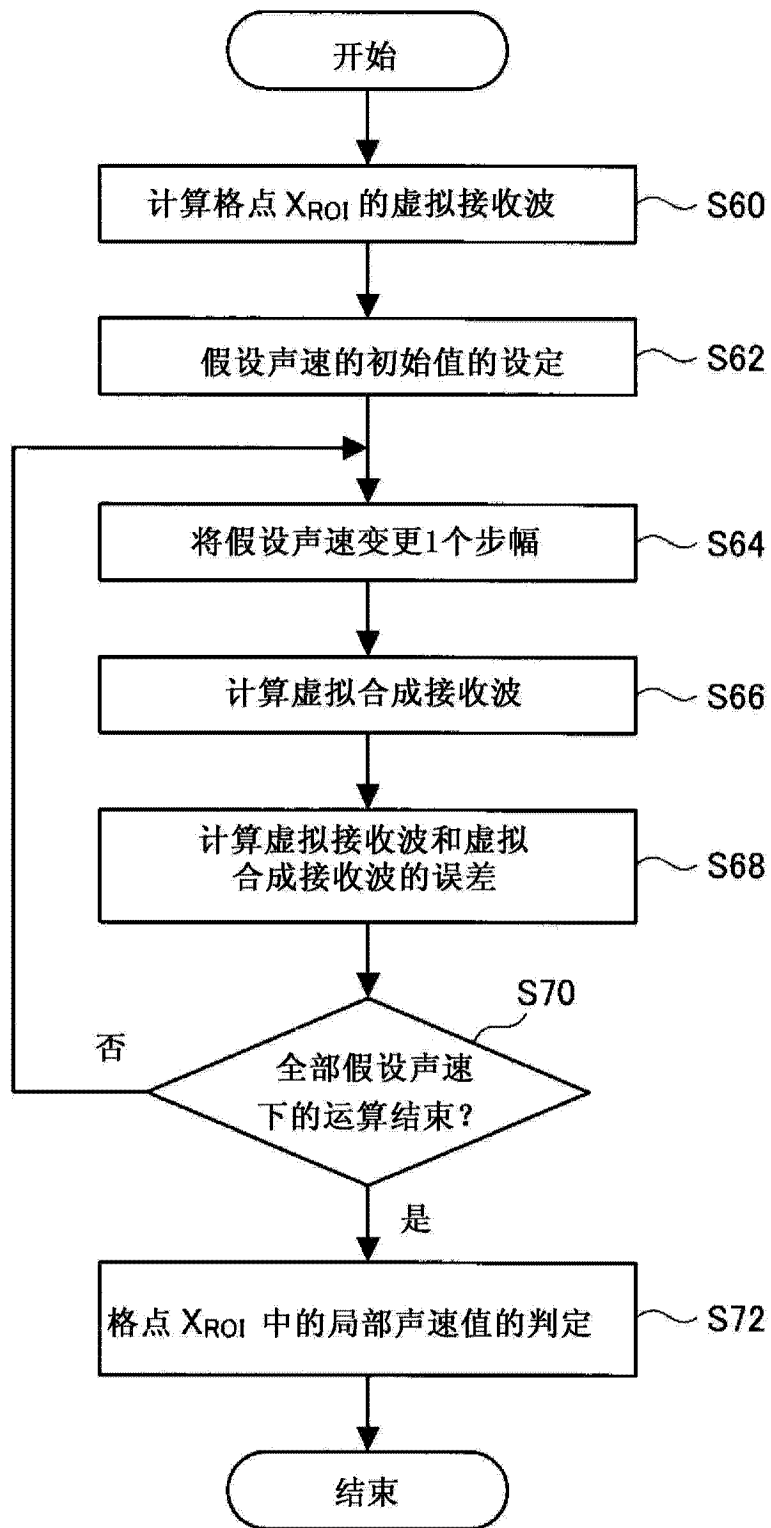


图 15

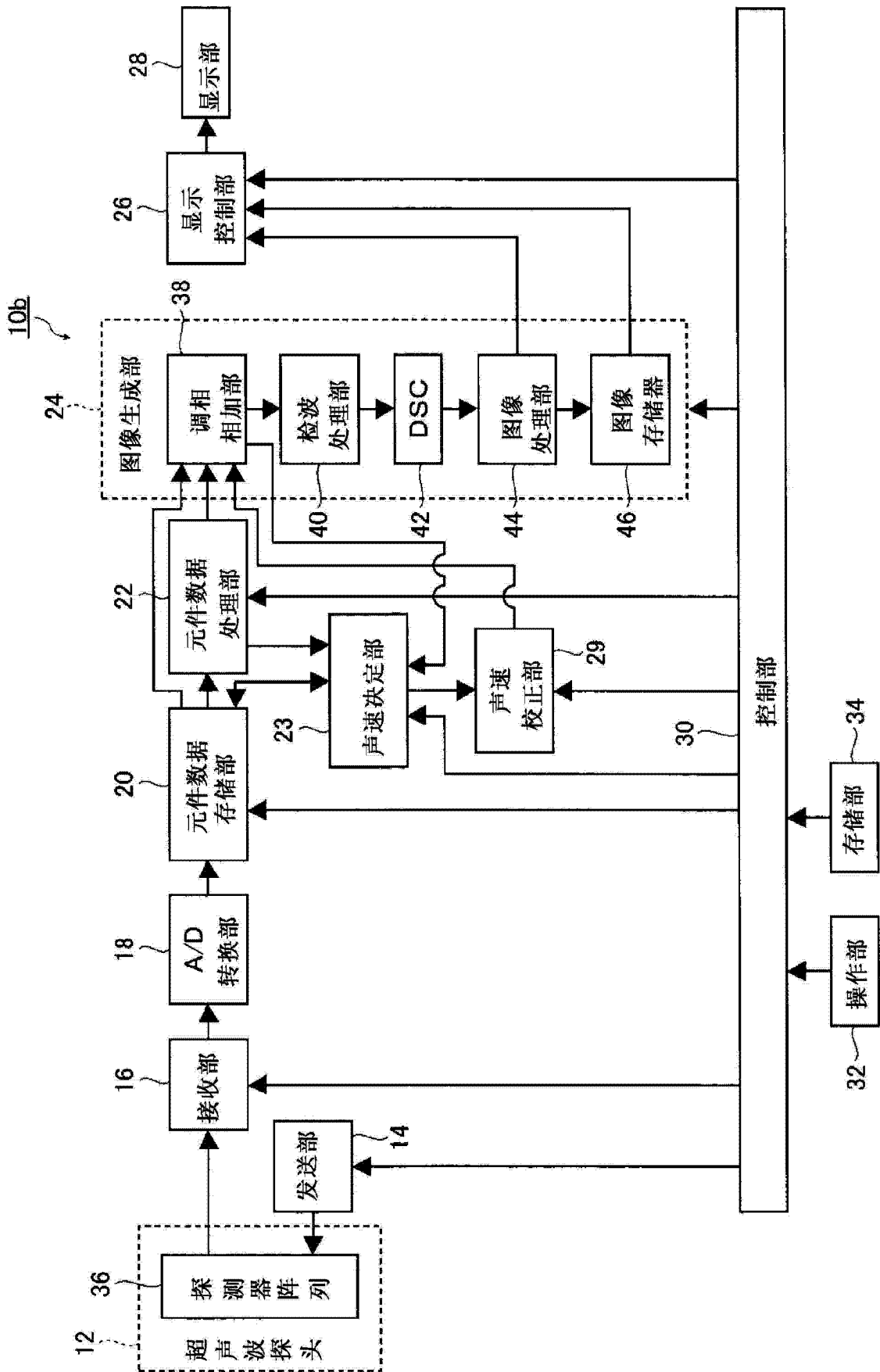


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN104717927A</a>	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201380050910.4	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	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4461 A61B8/4488 A61B8/465 A61B8/486 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52049 G01S7/52095 G01S15/8915		
代理人(译)	权太白 谢丽娜		
优先权	2013145443 2013-07-11 JP 2012215264 2012-09-27 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种即使是动画也能够以接近多聚焦的精度来制作超声波图像的超声波诊断装置、超声波图像生成方法以及程序。在动画摄影模式的情况下，以单聚焦进行收发，基于接收到的元件数据而进行多线处理。之后，实施图像处理，显示超声波图像的动画或者计算声速值。另一方面，在静止图像摄影模式的情况下，以多聚焦进行收发，对接收到的元件数据实施调相相加处理等。之后，实施图像处理，显示超声波图像的静止图像或者计算声速值。

