



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106028952 B

(45)授权公告日 2019.03.12

(21)申请号 201480076014.X

(72)发明人 山本拓明

(22)申请日 2014.10.14

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106028952 A

代理人 李辉 黄纶伟

(43)申请公布日 2016.10.12

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(30)优先权数据

2014-062563 2014.03.25 JP

(56)对比文件

WO 2014010683 A1, 2014.01.16, 权利要求1-10, 说明书第32-172段.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.19

CN 103281963 A, 2013.09.04, 全文.

CN 101133966 A, 2008.03.05, 全文.

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/077292 2014.10.14

CN 103006259 A, 2013.04.03, 全文.

US 2010298714 A1, 2010.11.25, 全文.

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/145836 JA 2015.10.01

审查员 高瑞玲

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本东京都

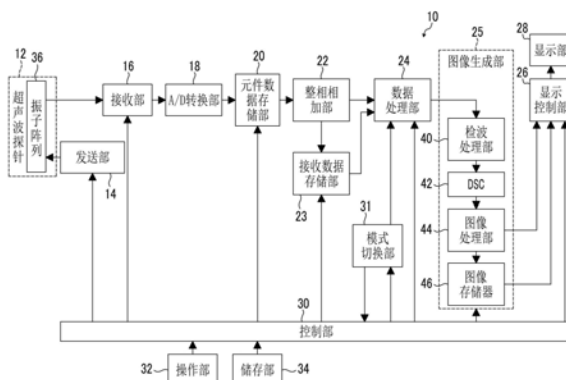
权利要求书3页 说明书20页 附图9页

(54)发明名称

声波处理装置及声波处理装置的信号处理方法

(57)摘要

本发明提供一种在进行多线处理的装置中能够减少所保存的数据的量、且能够缩短影像再生时的计算时间、并能够获取与实时图像不同画质的超声波图像的声波处理装置、信号处理方法及程序。所述声波处理装置具有：整相相加部，对各第1元件数据以不同的元件为基准进行整相相加，并生成多个第1接收数据；接收数据存储部，存储第1接收数据；接收数据生成部，使2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据；及处理条件设定部，设定第1接收数据的重合数，并且在影像再生模式中，接收数据生成部使所设定的数目的第1接收数据重合而生成第2接收数据。



1. 一种声波处理装置,其具有:

探头,其排列有多个元件,该探头发送声波波束且接收由检查对象物反射的声波回声,并输出与所接收到的声波回声对应的模拟元件信号;

发送部,其在所述探头中使用所述多个元件中的2个以上的元件作为发送元件,并多次以形成规定的发送焦点的方式发送所述声波波束;

接收部,其分别对应于各所述声波波束的发送,将所述多个元件中的2个以上的元件作为接收元件而接收声波回声,从而接收所述接收元件输出的模拟元件信号,并实施规定处理;

A/D转换部,其对所述接收部所处理的模拟元件信号进行A/D转换而作为第1元件数据,该第1元件数据是数字元件信号;

整相相加部,其对各所述第1元件数据分别以至少2个元件为基准进行整相相加,对于每一个所述第1元件数据,生成至少2个第1接收数据;

接收数据存储部,其对在所述整相相加部中生成的多个所述第1接收数据进行存储;

数据获取部,其从存储于所述接收数据存储部中的多个所述第1接收数据中读取2个以上的所述第1接收数据;及

接收数据生成部,其对所述数据获取部所读取的2个以上的所述第1接收数据进行重合而生成第2接收数据,

该声波处理装置的特征在于,

还具有:

处理条件设定部,其对在所述接收数据生成部中生成所述第2接收数据时使用的所述第1接收数据的数目进行设定;及

模式切换部,其对进行声波的收发且根据所接收到的声波回声而再生图像的测量模式、及不进行声波的收发而使用存储于所述接收数据存储部中的多个所述第1接收数据来生成图像并进行再生的影像再生模式进行切换,

在所述影像再生模式中,所述数据获取部从所述接收数据存储部读取所述处理条件设定部所设定的数目的第1接收数据,所述接收数据生成部对所读取的所述第1接收数据进行重合而生成所述第2接收数据。

2. 根据权利要求1所述的声波处理装置,其中,

所述数据获取部从存储于所述接收数据存储部中的多个所述第1接收数据中读取由不同的所述第1元件数据生成且以同一元件为基准进行整相相加而生成的2个以上的所述第1接收数据。

3. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

所述接收数据生成部根据所述元件接收到声波回声的接收时间,对所述数据获取部所读取的2个以上的所述第1接收数据进行重合,从而生成所述第2接收数据。

4. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

在所述测量模式中,所述接收数据生成部对2个以上的所述第1接收数据进行重合而生成所述第2接收数据,

在所述整相相加部中,对1个所述第1接收数据进行整相相加的次数比在所述测量模式下所述接收数据生成部中的重合次数多。

5. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,
在所述测量模式中,所述接收数据生成部对2个以上的所述第1接收数据进行重合而生成所述第2接收数据,

在所述影像再生模式下所述接收数据生成部中的所述第1接收数据的重合次数比在所述测量模式下所述接收数据生成部中的重合次数多。

6. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,
在所述整相相加部中,根据所述声波波束的宽度而设定对1个所述第1接收数据进行整相相加的次数。

7. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,
所述发送部进行成为中心的元件的变更及声波波束的发送方向的变更中的至少一种,使所述探头进行多次所述声波波束的发送。

8. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,
所述接收数据生成部对2个以上的所述第1接收数据分别进行加权后重合,从而生成所述第2接收数据。

9. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,
所述声波处理装置具有接收用于设定所述接收数据生成部中进行的重合次数的输入指示的操作部,所述接收数据生成部根据来自所述操作部的输入指示对所述第1接收数据进行重合而生成所述第2接收数据。

10. 一种声波处理装置的信号处理方法,其为使用排列有多个元件的探头来检查检查对象物的声波处理装置的信号处理方法,所述探头发送声波波束且接收由所述检查对象物反射的声波回声,并输出与接收到的声波回声对应的模拟元件信号,所述声波处理装置的信号处理方法具有:

发送步骤,使用所述探头的所述多个元件中的2个以上的元件作为发送元件,多次以形成规定的发送焦点的方式发送所述声波波束;

接收步骤,分别对应于各所述声波波束的发送,将所述多个元件中的2个以上的元件作为接收元件而接收声波回声,输出模拟元件信号;

A/D转换步骤,对模拟元件信号进行A/D转换而生成第1元件数据,该第1元件数据是数字元件信号;

整相相加步骤,对所生成的各所述第1元件数据分别以至少2个元件为基准进行整相相加,对于每一个所述第1元件数据,生成至少2个第1接收数据;

接收数据存储步骤,对在所述整相相加步骤中生成的多个所述第1接收数据进行存储;

数据获取步骤,从在所述接收数据存储步骤中存储的多个所述第1接收数据中读取2个以上的所述第1接收数据;及

接收数据生成步骤,对在所述数据获取步骤中读取的2个以上的所述第1接收数据进行重合而生成第2接收数据,

所述声波处理装置的信号处理方法的特征在于,

还具有:

处理条件设定步骤,对在所述接收数据生成步骤中生成所述第2接收数据时使用的所述第1接收数据的数目进行设定;及

模式切换步骤,对进行声波的收发且根据所接收到的声波回声而再生图像的测量模式、及不进行声波的收发而使用存储于接收数据存储部中的多个所述第1接收数据来生成图像并进行再生的影像再生模式进行切换,

在所述影像再生模式下,在所述数据获取步骤中从接收数据存储部读取所述处理条件设定步骤中设定的数目的第1接收数据,在所述接收数据生成步骤中对所读取的所述第1接收数据进行重合而生成所述第2接收数据。

声波处理装置及声波处理装置的信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过收发声波波束而拍摄活体内的器官等检查对象物,从而生成用于检查及诊断检查对象物的声波图像等的声波处理装置、信号处理方法及程序。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,已投入使用超声波图像诊断装置等声波诊断装置,所述装置使用超声波等声波生成用于检查或诊断检查对象物的超声波图像。

[0003] 通常,这种超声波诊断装置具有内置多个元件(超声波换能器)的超声波探针(超声波探头,以下也称作探针)和连接于该探针的装置主体。在超声波诊断装置中,从探针的多个元件以形成规定焦点(发送焦点)的方式朝向受检体(检查对象物)发送超声波波束,并通过探针接收来自受检体的超声波回声,通过装置主体对接收到的超声波回声的接收信号进行电处理而生成超声波图像。

[0004] 并且,在超声波诊断装置中,通过超声波进行扫描而生成超声波图像,将所生成的超声波图像实时依次显示于显示部,但在这种检查之后,为进行诊断而要求希望再次观察超声波图像。因此,在超声波诊断装置中存储有所生成的超声波图像,在选择影像再生模式的情况下再生所存储的超声波图像。

[0005] 并且,存储有接收到的接收信号数据(元件数据),在影像再生模式中,由所存储的元件数据再次生成图像数据(专利文献1)。通过变更影像再生模式中的图像制作的条件而能够将影像再生模式中的超声波图像的画质设为与通过实时生成的超声波图像不同的画质,例如能够获取更高画质的超声波图像。

[0006] 在此,超声波波束根据规定的发送延迟模式驱动多个元件,并以形成所设定焦点的方式发送。这种超声波波束为在横向上具有宽度的形状。因此存在导致采用在横向上位于偏移的位置上的反射点的信息,并作为所谓的重影信号在超声波图像上再生的问题。

[0007] 针对这种问题,超声波诊断装置在生成1个超声波图像时,进行将通过各个发送信息而得到的多个数据(元件数据或接收数据)根据接收时间或元件的位置进行重合而校正数据的所谓的多线处理(专利文献2)。在重影信号的情况下,即使根据接收时间或元件的位置重合数据,重影信号也会通过彼此偏移的状态被重合而彼此抵消,因此能够去除重影信号。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献1:日本专利特开平5-161641号公报

[0011] 专利文献2:日本专利特开2009-536853号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的技术课题

[0013] 然而,由于元件数据的容量非常大,因此不易保存用于影像再生的多帧的元件数

据。

[0014] 并且,在进行多线处理而生成超声波图像的装置中保存有元件数据,且在影像再生模式中再生超声波图像的情况下,为了由元件数据生成超声波图像而需要进行多次多线处理。因此计算时间增加,存在直至再生为止需要花费时间的问题。

[0015] 本发明的目的在于解决这种现有技术的问题,并提供一种在进行多线处理的声波处理装置中能够减少为了影像再生而保存的数据的量、且能够缩短影像再生时的计算时间、并能够获取与实时超声波图像不同画质的超声波图像的声波处理装置、信号处理方法及程序。

[0016] 用于解决技术课题的手段

[0017] 本发明人为了实现上述目的而经过深入研究的结果发现,通过如下能够解决上述课题,即具有:整相相加部,对各第1元件数据分别以至少2个元件作为基准进行整相相加,每一个第1元件数据中生成至少2个第1接收数据;接收数据存储部,将在整相相加部生成的多个第1接收数据进行存储;数据获取部,从存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据读取2个以上的第1接收数据;接收数据生成部,使数据获取部所读取的2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据;及处理条件设定部,对在接收数据生成部中生成第2接收数据时使用的第1接收数据的数目进行设定,在影像再生模式中,数据获取部从接收数据存储部读取处理条件设定部所设定的数目的第1接收数据,接收数据生成部使所读取的第1接收数据重合而生成第2接收数据。

[0018] 即,本发明提供以下(1)~(11)。

[0019] (1)一种声波处理装置,其具有:

[0020] 探头,排列有多个元件,该探头发送声波波束且接收通过检查对象物反射的声波回声,并输出与接收到的声波回声对应的模拟元件信号;

[0021] 发送部,在探头中使用多个元件中的2个以上的元件作为发送元件,并进行多次以形成规定的发送焦点的方式发送声波波束;

[0022] 接收部,分别对应于各声波波束的发送,将多个元件中的2个以上的元件作为接收元件而接收声波回声,从而接收接收元件输出的模拟元件信号,并实施规定处理;

[0023] A/D转换部,将接收部所处理的模拟元件信号进行A/D转换而作为数字元件信号即第1元件数据;

[0024] 整相相加部,对各第1元件数据分别以至少2个元件作为基准进行整相相加,每一个第1元件数据中生成至少2个第1接收数据;

[0025] 接收数据存储部,将在整相相加部生成的多个第1接收数据进行存储;

[0026] 数据获取部,从存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据中读取2个以上的第1接收数据;

[0027] 接收数据生成部,使数据获取部所读取的2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据;

[0028] 处理条件设定部,对在接收数据生成部中生成第2接收数据时使用的第1接收数据的数目进行设定;及

[0029] 模式切换部,对进行声波的收发且根据所接收到的声波回声而再生图像的测量模式、及不进行声波的收发而使用存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据生成并再生

图像的影像再生模式进行切换，

[0030] 在影像再生模式中，数据获取部从接收数据存储部读取处理条件设定部所设定的数目的第1接收数据，接收数据生成部使所读取的第1接收数据重合而生成第2接收数据。

[0031] (2) 根据(1)所述的声波处理装置，其中，数据获取部从存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据读取由不同的第1元件数据生成且以同一元件为基准整相相加而生成的2个以上的第1接收数据。

[0032] (3) 根据(1)或(2)所述的声波处理装置，其中，接收数据生成部使数据获取部所读取的2个以上的第1接收数据按照元件接收到声波回声的接收时间而重合，从而生成第2接收数据。

[0033] (4) 根据(1)至(3)中任一个所述的声波处理装置，其中，在测量模式中，接收数据生成部使2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据，

[0034] 在整相相加部中，对1个第1接收数据进行整相相加的次数比在测量模式的接收数据生成部中的重合数多。

[0035] (5) 根据(1)至(4)中任一个所述的声波处理装置，其中，在测量模式中，接收数据生成部使2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据，

[0036] 在影像再生模式的接收数据生成部中的第1接收数据的重合数比在测量模式的接收数据生成部中的重合数多。

[0037] (6) 根据(1)至(5)中任一个所述的声波处理装置，其中，在整相相加部中，对1个第1接收数据进行整相相加的次数按照声波波束的宽度而设定。

[0038] (7) 根据(1)至(6)中任一个所述的声波处理装置，其中，发送部进行成为中心的元件的变更及声波波束的发送方向的变更中的至少一种，对探头进行多次声波波束的发送。

[0039] (8) 根据(1)至(7)中任一个所述的声波处理装置，其中，接收数据生成部对2个以上的第1接收数据分别进行加权并重合，从而生成第2接收数据。

[0040] (9) 根据(1)至(8)中任一个所述的声波处理装置，所述声波处理装置具有接收用于设定接收数据生成部中的重合数的输入指示的操作部，接收数据生成部根据来自操作部的输入指示使第1接收数据重合而生成第2接收数据。

[0041] (10) 一种声波处理装置的信号处理方法，其为使用排列有多个元件的探头来检查检查对象物的声波处理装置的信号处理方法，所述探头发送声波波束且接收通过检查对象物反射的声波回声，并输出与接收到的声波回声对应的模拟元件信号，所述声波处理装置的信号处理方法具有：

[0042] 发送步骤，使用探头的多个元件中的2个以上的元件作为发送元件，进行多次以形成规定的发送焦点的方式发送声波波束；

[0043] 接收步骤，分别对应于各声波波束的发送，将多个元件中的2个以上的元件作为接收元件而接收声波回声，从而输出模拟元件信号；

[0044] A/D转换步骤，将模拟元件信号进行A/D转换而生成数字元件信号即第1元件数据；

[0045] 整相相加步骤，对所生成的各第1元件数据分别以至少2个元件作为基准进行整相相加，每一个第1元件数据中生成至少2个第1接收数据；

[0046] 接收数据存储步骤，将在整相相加步骤中生成的多个第1接收数据进行存储；

[0047] 数据获取步骤，从在接收数据存储步骤中存储的多个第1接收数据中读取2个以上

的第1接收数据；

[0048] 接收数据生成步骤,使在数据获取步骤中读取的2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据；

[0049] 处理条件设定步骤,对在接收数据生成步骤中生成第2接收数据时使用的第1接收数据的数目进行设定；

[0050] 模式切换步骤,对进行声波的收发且根据所接收到的声波回声而再生图像的测量模式、及不进行声波的收发而使用存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据生成并再生图像的影像再生模式进行切换，

[0051] 在影像再生模式中,数据获取步骤从接收数据存储部读取处理条件设定步骤所设定的数目的第1接收数据,接收数据生成步骤使所读取的第1接收数据重合而生成第2接收数据。

[0052] (11)一种声波处理装置的信号处理程序,其为使计算机执行声波处理装置的信号处理方法的程序,所述声波处理装置使用排列有多个元件的探头来检查检查对象物,所述探头发送声波波束且接收通过检查对象物反射的声波回声,从而输出对应于接收到的声波回声的模拟元件信号,所述信号处理程序具有：

[0053] 发送步骤,使用探头的多个元件中的2个以上的元件作为发送元件,进行多次以形成规定的发送焦点的方式发送声波波束；

[0054] 接收步骤,对应于各声波波束的发送,将多个元件中的2个以上的元件作为接收元件而接收声波回声,从而输出模拟元件信号；

[0055] A/D转换步骤,将模拟元件信号进行A/D转换而生成数字元件信号即第1元件数据；

[0056] 整相相加步骤,对所生成的各第1元件数据分别以至少2条线作为中心进行整相相加,每一个第1元件数据中生成至少2个第1接收数据；

[0057] 接收数据存储步骤,将在整相相加步骤中生成的多个第1接收数据进行存储；

[0058] 数据获取步骤,从在接收数据存储步骤中存储的多个第1接收数据中读取2个以上的第1接收数据；

[0059] 接收数据生成步骤,使在数据获取步骤中读取的2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据；

[0060] 处理条件设定步骤,对在接收数据生成步骤中生成第2接收数据时使用的第1接收数据的数目进行设定；及

[0061] 模式切换步骤,对进行声波的收发且根据所接收到的声波回声而再生图像的测量模式、及不进行声波的收发而使用存储于接收数据存储部中的多个第1接收数据生成并再生图像的影像再生模式进行切换，

[0062] 在影像再生模式中,数据获取步骤从接收数据存储部读取处理条件设定步骤所设定的数目的第1接收数据,接收数据生成步骤使所读取的第1接收数据重合而生成第2接收数据。

[0063] 发明效果

[0064] 根据本发明能够提供一种在进行多线处理的声波处理装置中能够减少为了影像再生而保存的数据的量、且能够缩短影像再生时的计算时间、并能够获取与实时超声波图像画质不同的超声波图像的声波处理装置、信号处理方法及程序。

附图说明

- [0065] 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。
- [0066] 图2是用于说明图1所示的超声波诊断装置中的接收聚集处理的一例的概念图。
- [0067] 图3(a)、图3(d)及图3(g)是用于说明各接收元件的概念图,图3(b)、图3(e)及图3(h)是表示通过各自的超声波的收发而得到的元件数据的概念图,图3(c)、图3(f)及图3(i)是表示通过对各元件数据进行整相相加而得到的未处理接收数据的概念图。
- [0068] 图4是概念性地表示图1所示的超声波诊断装置的数据处理部的结构的一例的框图。
- [0069] 图5(a)及图5(c)是分别用于说明基于理想的超声波波束的超声波的收发的概念图,图5(b)及图5(d)是表示通过各自的超声波的收发而得到的元件数据的概念图。
- [0070] 图6(a)及图6(c)是用于说明分别基于实际的超声波波束的超声波的收发的概念图,图6(b)及图6(d)是表示通过各自的超声波的收发而得到的元件数据的概念图。
- [0071] 图7(a)及图7(b)是用于说明对相同的反射点进行基于彼此不同的中心元件收发超声波时的声波路径的概念图,图7(c)是用于说明通过多个元件而得到的元件数据的概念图,图7(d)是用于说明图7(c)所示的元件数据的延迟时间的概念图。
- [0072] 图8(a)及图8(e)是表示分别进行重合的未处理接收数据的概念图,图8(b)及图8(f)是用于说明所述未处理接收数据的延迟时间的概念图,图8(c)及图8(g)是用于说明未处理接收数据的重合状态的概念图,图8(d)及图8(h)是用于说明未处理接收数据的重合结果的概念图。
- [0073] 图9(a)及图9(b)是用于说明图1所示的超声波诊断装置的作用的流程图。

具体实施方式

- [0074] 以下,关于本发明的声波处理装置、信号处理方法及程序,根据附图中示出的优选的第1实施方式进行详细说明。
- [0075] 另外,在本发明的实施方式中,将超声波用作声波,但并不限定于超声波,若按照检查对象物或测定条件等选择适当的频率,则可以使用声频的声波。
- [0076] 图1中通过框图概念性地表示本发明的超声波诊断装置(声波处理装置)的一例。
- [0077] 如图1所示,超声波诊断装置10具有超声波探针12、连接于超声波探针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、整相相加部22、接收数据存储部23、数据处理部24、图像生成部25、显示控制部26、显示部28、控制部30、模式切换部31、操作部32及储存部34。
- [0078] 图示例中,发送部14、接收部16、A/D转换部18、元件数据存储部20、整相相加部22、接收数据存储部23、数据处理部24、图像生成部25、显示控制部26、显示部28、控制部30、模式切换部31、操作部32及储存部34构成超声波诊断装置10的装置主体。
- [0079] 超声波探针(超声波探头)12为使用于通常的超声波诊断装置中的公知的超声波探针。
- [0080] 超声波探针12(以下作为探针12)具有将超声波换能器一维或二维地排列而成的振子阵列36。
- [0081] 超声波换能器在拍摄检查对象物(以下称作受检体)的超声波图像时,按照分别从

发送部14提供的驱动信号,将超声波波束发送到受检体,且接收通过受检体反射的超声波回声,从而输出与接收到的超声波强度对应的接收信号。

[0082] 各超声波换能器由振子构成,该振子例如在由以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(铌酸镁/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。

[0083] 若对这种振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压,则压电体按照所施加的电压进行伸缩,从各振子产生脉冲状或连续波的超声波。并且,从各振子产生的超声波按照各振子的驱动延迟而在所设定的焦点上收敛并合成(即被发送聚焦),从而形成超声波波束。

[0084] 并且,振子通过入射从受检体内反射的超声波回声而伸缩,并产生对应于该伸缩大小的电信号。该电信号作为接收信号(模拟元件信号)输出到接收部16。

[0085] 发送部14例如具有多个脉冲发生器,对探针12的各超声波换能器(振子)提供驱动信号(施加驱动电压)。

[0086] 发送部14根据控制部30选择的发送延迟模式,以规定数量(多个)超声波换能器(发送元件)发送的超声波在设定的焦点上形成收敛的超声波波束的方式,进行调节驱动信号的延迟量(驱动电压的施加时间)的发送聚焦,并将驱动信号提供到超声波换能器。

[0087] 由此,从探针12(振子阵列36)对受检体发送目标超声波波束。

[0088] 接收部16根据来自控制部30的控制信号并对应于1次超声波波束的发送接收由规定数量(多个)超声波换能器(接收元件)输出的接收信号而实施增幅等规定处理,并提供到A/D转换部18。

[0089] 另外,在本发明的超声波诊断装置10中,超声波的收发方法基本上与公知的超声波诊断装置相同。

[0090] 从而,在1次超声波的收发(1束超声波波束的发送及对应于该发送的超声波回声的接收)中,若产生超声波的超声波换能器的数量(发送开口的数量)、及接收超声波的(接收部16接收接收信号)超声波换能器的数量(接收开口的数量)均为多个则无限制。并且,在1次收发中,发送和接收中开口数量可以相同,也可以不同。

[0091] 并且,至少在方位方向(方位方向(超声波换能器的排列方向))上相邻的超声波波束中,若发送区域重复,则对用于形成1个超声波图像的超声波的收发次数(声线数)、成为收发中心的超声波换能器(中心元件)的间隔(即扫描线/声线密度)也没有限定。从而,可以将与使用超声波进行扫描的区域对应的所有超声波换能器作为中心元件进行超声波的收发,也可以将每隔2个或每隔4个等规定间隔的超声波换能器作为中心元件进行超声波的收发。

[0092] 并且,与公知的超声波诊断装置相同,为了形成1个超声波图像而使收发位置依次移动,从而在多个位置(线)上进行收发。

[0093] A/D转换部18将从接收部16提供的模拟接收信号进行模拟/数字转换而作为数字接收信号即元件数据(第1元件数据)。

[0094] A/D转换部18将进行A/D转换的元件数据提供到元件数据存储部20。

[0095] 元件数据存储部20依次存储从A/D转换部18提供的元件数据。并且,元件数据存储部20将与从控制部30输入的帧速率有关的信息(例如表示超声波的反射位置的深度、扫描线的密度、视场宽度的参数)与各元件数据建立对应关联并进行储存。

[0096] 优选元件数据存储部20至少存储对应于1个超声波图像(1帧的超声波图像)的所有元件数据,且至少直到结束超声波图像的显示为止不消除显示中及显示前的超声波图像的元件数据。

[0097] 整相相加部22为根据基于控制部30的控制对1个元件数据以2个以上的不同元件(超声波换能器)为基准进行整相相加处理,从而对每一个元件数据生成2个以上的未处理接收数据(第1接收数据)的部位。

[0098] 另外,在以下说明中,将超声波换能器也简称为“元件”。

[0099] 以下,对整相相加部22中进行的整相相加处理进行说明。

[0100] 如上所述,探针12的振子阵列36是一维或二维地排列多个元件(超声波换能器)而成。从而,与受检体内的1个反射点之间的距离在每个超声波换能器中不同。因此,即使是在相同的反射点反射的超声波回声,在各超声波换能器中超声波回声所到达的时间不同。整相相加部22根据控制部30选择的接收延迟模式使元件数据的各信号延迟相当于每一个超声波换能器的超声波回声的到达时刻之差(延迟时间)的量,通过将赋予延迟时间的元件数据整相相加而进行数字的接收聚焦处理,生成接收数据。

[0101] 图2中示出接收聚焦处理的一例。

[0102] 在此,图2是探针12所具有的多个超声波换能器在图2中左右方向上排列成一列的线形探针的情况。然而,在凸形探针的情况下,只是探针形状不同,而思路可以相同。

[0103] 并且,图2为以中心的超声波换能器作为基准即以中心的超声波换能器的线作为基准线进行接收聚集处理的例子。

[0104] 若将方位方向上的每个超声波换能器的宽度设为L,则从方位方向中心的超声波换能器向端部到第n个超声波换能器为止的距离成为nL。

[0105] 如图2所示,若设为超声波的反射点位于从中心的超声波换能器到相对于排列方向垂直的距离(深度)d的位置,则第n个超声波换能器与反射点之间的距离(长度) d_n 可通过式(1)算出。

$$[0106] \quad d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \dots \dots (1)$$

[0107] 从而,使用受检体内的超声波的声速(环境声速) V_a ,通过式(2)算出超声波回声从反射点到达第n个超声波换能器(接收)的时间 t_n 。

$$[0108] \quad t_n = d_n / V_a = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V_a \dots \dots (2)$$

[0109] 如上所述,每一个各超声波换能器中超声波换能器与反射点之间的距离不同。因此,该例的情况下,如图2的上部曲线所示,越是靠排列方向端部侧的超声波换能器,超声波回声的到达时间 t_n 越长。

[0110] 具体而言,若超声波从反射点到被中心的超声波换能器接收为止的时间设为 t_1 ,则相对于被中心的超声波换能器接收的超声波,被第n个超声波换能器接收的超声波仅延迟 $\Delta t = t_n - t_1$ 时间。该例中,该延迟时间 Δt 即为接收延迟模式。

[0111] 整相相加部22对于与每个超声波换能器对应的信号,使用通过上述时间 Δt 表示的延迟时间进行整相相加,并进行接收聚焦处理,生成未处理接收数据。

[0112] 在此,如上所述,整相相加部22改变成为基准的元件即基准线对1个元件数据进行多次上述接收聚集处理,每一个元件数据中生成2个以上的未处理接收数据。

[0113] 关于这一点,利用图3(a)~图3(i)进行说明。

[0114] 图3(a)、图3(d)及图3(g)为用于说明各接收元件的概念图,图3(b)、图3(e)及图3(h)为表示通过各自的超声波的收发而得到的元件数据的概念图,图3(c)、图3(f)及图3(i)为表示通过对各元件数据进行整相相加处理而得到的未处理接收数据的概念图。

[0115] 另外,图3(a)~图3(i)表示在与第 n 个元件对应的线上存在反射点的状态。

[0116] 首先,利用图3(a)~图3(c)对由1个元件数据生成2个以上的未处理接收数据的一例进行说明。

[0117] 图3(a)为概念性地表示排列有多个元件的振子阵列36的图。图3(a)中用 n 表示元件的位置,用阴影线表示接收元件。即,图3(a)表示将第 n 个元件作为中心元件的第 $n-4$ ~ $n+4$ 个元件为接收元件。

[0118] 图3(b)是概念性地表示通过图3(a)所示的接收元件而获取的元件数据的图。并且,图3(b)的位置对应于图3(a)所示的接收元件的位置而表示。

[0119] 另外,以下说明中,将把第 n 个元件作为中心元件而得到的元件数据称作第 n 个元件数据。

[0120] 整相相加部22从元件数据存储部20读取第 n 个元件数据,并将对应于第 n 个元件的线(以下也称作第 n 条线)作为基准线进行整相相加处理,生成在图3(c)的图中中央示出的第 n (n)个未处理接收数据。并且,整相相加部22将第 $n-2$ 条线作为基准线对第 n 个元件数据进行整相相加处理,生成在图3(c)的图中左侧示出的第 n ($n-2$)个未处理接收数据。同样地,将第 $n-1$ 、 $n+1$ 、 $n+2$ 条线分别作为基准线对第 n 个元件数据进行整相相加处理,生成第 n ($n-1$)个未处理接收数据、第 n ($n+1$)个未处理接收数据、第 n ($n+2$)个未处理接收数据。

[0121] 在此,在本说明书中,例如对第 x 个元件数据以第 y 条线作为基准进行整相相加,并将所生成的接收数据表示为第 x (y)个接收数据。

[0122] 即,在本实施方式的整相相加部22中,通过包括与对应于该元件数据的接收元件的中心元件对应的线在内的,与中心元件的左右各2个元件对应的线合计5条线,对1个元件数据分别进行整相相加处理,如图3(c)所示生成5个未处理接收数据。

[0123] 从而,如图3(d)~图3(f)所示,对于第 $n-1$ 个元件数据,使用将第 $n-1$ 条线作为中心的第 $n-3$ ~ $n+1$ 条线,分别进行整相相加处理,生成图3(f)所示的5个未处理接收数据。并且,如图3(g)~图3(i)所示,对于第 $n+1$ 个元件数据,使用将第 $n+1$ 条线作为中心的第 $n-1$ ~ $n+3$ 条线,分别进行整相相加处理,生成图3(i)所示的5个未处理接收数据。

[0124] 由此,整相相加部22对必要元件数据通过使成为基准的元件偏移而进行多次整相相加处理,生成多个未处理接收数据。

[0125] 整相相加部22将未处理接收数据提供到接收数据存储部23及数据处理部24。

[0126] 另外,在整相相加部22中,由1个元件数据生成的未处理接收数据的数目并无特别限定,只要按照装置的性能、所要求的处理速度(帧速率等)、画质等适当地确定即可。

[0127] 优选整相相加部22在测量模式中生成比通过后述数据处理部24重合的未处理接收数据的数目多的未处理接收数据。由此,在影像再生模式中生成超声波图像的情况下,将使用于重合的未处理接收数据的数目设为比实时时间(测量模式)多而能够提高画质。

[0128] 并且,优选整相相加部22按照超声波波束的宽度而生成对应于该宽度的线量的未处理接收数据。

[0129] 即,优选在配合超声波的发送波束的宽度而改变后述数据处理部中的重合处理中

的重合数的情况下,配合重合数,对每一个元件数据以对应于该元件数据的接收元件的中心元件为基准进行整相相加,且使整相相加的成为基准的元件偏移相当于重合数的量而进行整相相加处理。

[0130] 例如重合数为11的情况下,以与进行处理的元件数据对应的接收元件的中心元件及该中心元件的左右各5个元件为基准进行整相相加处理。

[0131] 由此,能够充分发挥重合效果,且能够减少所存储的数据量。

[0132] 另外,数据处理部24中的重合数根据深度而发生变化的情况下,整相相加部22可以根据深度而改变对1个元件数据进行整相相加处理的数目并生成多个未处理接收数据,或者也可以不取决于深度,而生成与超声波波束的最大宽度对应的数目的未处理接收数据。

[0133] 具体而言,整相相加部22优选对1个元件数据生成3~10线量的未处理接收数据。

[0134] 接收数据存储部23依次存储从整相相加部22提供的未处理接收数据。并且,接收数据存储部23将从控制部30输入的有关帧速率的信息与各未处理接收数据建立对应关联并进行储存。

[0135] 在此,接收数据存储部23存储所生成的所有未处理接收数据,且直至通过来自操作部32的输入操作而指示消除数据为止不消除未处理接收数据。

[0136] 数据处理部24为将未处理接收数据进行重合而生成对应于各未处理接收数据的已处理接收数据(第2接收数据)的部位。

[0137] 具体而言,数据处理部24在由后述模式切换部31选择的模式为测量模式的情况下,对从整相相加部22提供的未处理接收数据,将根据同一条线进行整相相加处理的未处理接收数据彼此按照各超声波换能器接收到的超声波回声的时间进行重合,从而生成已处理接收数据。

[0138] 并且,数据处理部24在由模式切换部31选择的模式为影像再生模式的情况下,读取存储于接收数据存储部23中的未处理接收数据,并将根据同一条线进行整相相加处理的未处理接收数据彼此按照各超声波换能器接收到的超声波回声的时间进行重合,从而生成已处理接收数据。

[0139] 关于数据处理部24中的处理,后面将进行详细叙述。

[0140] 数据处理部24将所生成的已处理接收数据发送到图像生成部25。

[0141] 图像生成部25根据基于控制部30的控制由从数据处理部24提供的已处理接收数据(声线信号)生成超声波图像。

[0142] 图像生成部25具有检波处理部40、DSC42、图像处理部44及图像存储器46。

[0143] 检波处理部40在对从数据处理部24提供的已处理接收数据按照超声波的反射位置的深度,在实施基于距离的减弱的校正之后实施包络线检波处理,从而生成受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。

[0144] DSC(digitalscanconverter)42将通过检波处理部40而生成的B模式图像数据转换为与通常的电视信号的扫描方式对应的图像数据(光栅转换)。

[0145] 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各种必要的图像处理,作为用于供显示的B模式图像数据。图像处理部44将图像处理后的B模式图像数据输出到显示控制部26以进行显示、及/或储存于图像存储器46。

[0146] 图像存储器46为将图像处理部44处理的B模式图像数据进行储存的公知的存储构件(存储介质)。储存于图像存储器46中的B模式图像数据根据需要进行被显示控制部26读取,以通过显示部28进行显示。

[0147] 显示控制部26使用通过图像处理部44实施规定的图像处理的B模式图像数据将超声波图像显示于显示部28。

[0148] 显示部28包括例如LCD(Liquid Crystal Display)等显示器装置,在显示控制部26的控制下显示超声波图像。

[0149] 模式切换部31为根据由操作者从操作部32输入的指令来选择(切换)超声波诊断装置10的动作模式的部位。

[0150] 具体而言,超声波诊断装置10具有如下动作模式:测量模式,通过发送部14及接收部16进行超声波的收发,且根据接收到的超声波回声而实时再生超声波图像;及影像再生模式,不进行超声波的收发,而使用存储于接收数据存储部23中的未处理接收数据来再生超声波图像。模式切换部31根据来自操作部32的输入指示选择测量模式或影像再生模式,并将所选择模式的信息提供给控制部30,以使超声波诊断装置10的各部位按照模式进行动作。

[0151] 控制部30为根据由操作者从操作部32输入的指令及来自模式切换部31的动作模式的信息来控制超声波诊断装置10的各部的部位。

[0152] 并且,控制部30将使用操作部32通过操作者输入的各种信息提供到必要的部位。例如在操作部32中输入有在模式切换部31中使用的模式的切换中所需信息、在整相相加部22及数据处理部24中使用的延迟时间计算中所需信息、以及数据处理部24中的未处理接收数据的处理中所需信息的情况下,将这些信息根据需要提供到发送部14、接收部16、元件数据存储部20、整相相加部22、数据处理部24、图像生成部25及显示控制部26等各部。

[0153] 操作部32用于使操作者进行输入操作,能够由键盘、鼠标、追踪球、触控面板等形成。

[0154] 并且,操作部32具备用于使操作者根据需要输入各种信息的输入功能。例如操作部32具备用于输入探针12(超声波换能器)的信息,探针12(振子阵列36)中的发送开口及接收开口、重合的元件数据的数目或方法与已处理元件数据的生成有关的信息,超声波波束的焦点位置等的输入功能。

[0155] 这些信息例如通过摄影部位(诊查部位)的选择、画质的选择、所拍摄超声波图像的深度的选择等而被输入。

[0156] 储存部34储存与用于控制部30执行超声波诊断装置10的各部的控制的动作程序、发送延迟模式及接收延迟模式、与整相相加处理有关的信息,与已处理接收数据的生成有关的信息,与动作模式有关的信息,进而储存从操作部32输入的探针12的信息,及发送开口及接收开口、焦点位置的信息等用于控制部30对超声波诊断装置的动作进行控制的必要信息等。

[0157] 储存部34中能够使用硬盘、软盘、MO(Magneto-Opticaldisk)、MT(MaskingTape)、RAM(RandomAccessMemory)、CD-ROM、DVD-ROM等公知的记录介质。

[0158] 另外,在超声波诊断装置10中,整相相加部22、数据处理部24、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。

然而,在本发明中也可以使用数字电路构成这些部位。

[0159] 接着,对数据处理部24进行详细说明。

[0160] 如上所述,数据处理部24为如下部位,按照由模式切换部31选择的动作模式获取从整相相加部22提供的未处理接收数据,或者存储于接收数据存储部23中的未处理接收数据,并将以相同的元件(同一条线)为基准进行了整相相加处理(接收聚集处理)的2个以上的未处理接收数据根据各超声波换能器接收到的时间重合,从而生成已处理接收数据。

[0161] 并且,在测量模式和影像再生模式中,数据处理部24中的处理中数据的获取方法不同且重合数不同,除此以外为相同的处理,因此在以下说明中对影像再生模式中的处理进行说明,仅对不同点说明测量模式情况下的处理。

[0162] 图4中使用框图概念性地表示元件数据处理部24的结构。

[0163] 如图4所示,元件数据处理部24具有处理条件设定部45、数据获取部47、延迟时间计算部48及重合处理部49。

[0164] 处理条件设定部45为如下部位,根据从操作部32输入的指令或基于控制部30的控制,在影像再生模式中设定通过重合处理部49重合的未处理接收数据的数目。

[0165] 在此,处理条件设定部45将影像再生模式中的重合数和测量模式中的重合数独立地进行设定。从而,能够将影像再生模式中的重合处理部49的未处理接收数据的重合数设为与实时时间(测量模式)不同的数,并能够改变重合数而生成画质不同的超声波图像。

[0166] 例如通过将影像再生模式中的重合数设为比测量模式多,从而能够获取比实时时间更高画质的超声波图像。

[0167] 并且,例如在心脏等拍摄图像中的受检体存在移动的情况下,若增加重合数,则有时无法进行适当的重合而使画质降低。这种情况下,在影像再生模式中,通过将重合数设为比测量模式少而能够防止画质的降低。

[0168] 处理条件设定部45将所设定的重合数的信息提供到数据获取部47及重合处理部49。

[0169] 数据获取部47在测量模式中根据预先设定的重合数的信息获取由整相相加部22进行重合的未处理接收数据。并且,在影像再生模式中,根据从处理条件设定部45提供的重合数的信息,从接收数据存储部23读取进行重合的未处理接收数据。

[0170] 数据获取部47将所获取的未处理接收数据提供到重合处理部49。

[0171] 延迟时间计算部48提前获取与从操作部32输入的或者从操作部32输入后储存于储存部34中的探针12(超声波换能器(元件))、超声波波束的焦点位置、采样点的位置(元件数据的输出位置)、探针12的发送开口及接收开口等有关的信息。

[0172] 并且,延迟时间计算部48根据用于发送(生成)超声波波束而振荡超声波的发送开口的元件、和接收来自受检体的超声波回声的接收开口的元件的几何学上的位置,算出通过接收开口的元件接收的超声波回声即未处理接收数据的延迟时间。

[0173] 延迟时间计算部48将算出的延迟时间的信息提供到重合处理部49。

[0174] 重合处理部49根据通过处理条件设定部45设定的重合数的信息、及从操作部32输入的或者从操作部32输入而被储存于储存部34中的与重合处理方法等元件数据处理有关的信息,进而根据通过延迟时间计算部48算出的与各未处理接收数据对应的延迟时间,将2个以上的未处理接收数据在接收时间上即配合时间进行重合,从而生成已处理接收数据。

[0175] 以下,对通过数据处理部24进行的未处理接收数据的处理进行详细说明。

[0176] 首先,在超声波探针12中,从发送开口即用于发送超声波波束而振荡超声波的元件(以下简称为发送元件)对受检体发送超声波波束,并通过接收开口即接收超声波回声的元件(以下简称为接收元件)来接收通过与受检体之间的相互作用而产生的超声波回声,从而获取元件数据,该情况下,对来自发送元件的超声波波束与通过接收元件得到的元件数据的关系进行说明。

[0177] 作为一例,如图5(a)所示,将3个元件52c~52e作为发送元件而发送超声波波束,并将7个元件52a~52g作为接收元件而接收超声波回声。接着,如图5(c)所示,使元件向方位方向移动(以下也称作位移)1个元件的量,将3个元件52d~52f作为发送元件而发送超声波波束,将7个元件52b~52h作为接收元件而接收超声波回声,从而分别获取元件数据。

[0178] 即,在图5(a)所示例中,中心元件(成为中心的元件)为元件52d,在图5(c)所示例中,中心元件为元件52e。

[0179] 此时,可以考虑为发送到包含反射点54的检查对象物区域的超声波波束56在焦点58收敛而缩小为元件间隔以下的理想的情况。

[0180] 如图5(a)所示,若将位于反射点54的正上方(连接反射点和焦点的直线上)的元件52d作为中心元件,从发送元件即元件52c~52e发送超声波波束56,并通过接收元件即元件52a~52g接收超声波回声而获取元件数据,则超声波波束56的焦点58位于连接中心元件即元件52d和反射点54的一条直线上。该情况下,由于超声波波束56发送到反射点54为止,因此生成从反射点54反射的超声波回声。

[0181] 来自反射点54的超声波回声在通过以规定角度扩展的接收路径60之后被接收元件即元件52a~52g接收,通过元件52a~52g得到如图5(b)所示的元件数据62。另外,在图5(b)中,纵轴为时间,横轴为与图5(a)一致的方位方向的位置(元件的位置)(图5(d)也相同)。

[0182] 与此相对,如图5(c)所示,在使中心元件位移1个元件的量的情况下,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。

[0183] 将元件52e作为中心元件,从发送元件即元件52d~52f发送超声波波束56,并通过接收元件即元件52b~52h接收超声波回声。此时,同样地若超声波波束56是理想的,则在超声波波束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。从而,该超声波波束56不会发送到反射点54。

[0184] 因此,不会生成从反射点54反射的超声波回声,且接收元件即元件52b~52h不会接收来自反射点54的超声波回声,因此如图5(d)所示成为不包含来自反射点的反射信号的元件数据(元件数据的信号强度成为“0”)。

[0185] 然而,实际的超声波波束如图6(a)及图6(c)所示的超声波波束64一样在焦点58上收敛之后扩散,因此宽度比元件间隔宽。

[0186] 在此,与图5(a)相同,如图6(a)所示,将位于反射点54的正上方的元件52d作为中心元件,并将元件52c~52e作为发送元件发送超声波波束64的情况下,即使超声波波束56为宽幅,其焦点58位于连接元件52d和反射点54的一条直线上。从而,超声波波束64通过反射点54反射,生成超声波回声。

[0187] 其结果,与图5(a)的情况相同,来自反射点54的超声波回声在通过以规定角度扩

展的接收路径60之后,被接收元件即元件52a~52g接收,同样可得到如图6(b)所示的包括真实信号的元件数据66(以下,为方便起见,也称作“真实的元件数据”)。

[0188] 接着,与图5(c)相同,如图6(c)所示使中心元件位移1个元件的量,将相邻的元件52e作为中心元件,并将元件52d~52f作为发送元件发送超声波波束56,将元件52b~52h作为接收元件接收超声波回声。该情况下,由于超声波波束64为宽幅,因此即使在其超声波的发送方向,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,超声波波束64也会发送到(到达)反射点54。

[0189] 因此,从反射点54在超声波波束的发送方向上产生本来不存在的超声波回声即所谓的重影的反射回声。如图6(c)所示,来自该反射点54的重影的反射回声在通过以规定角度扩展的接收路径60之后,被接收元件即元件52b~52h接收。其结果,通过元件52b~52h可得到如图6(d)所示的包括重影信号的元件数据68(以下,为方便起见,也称作“重影的元件数据”)。

[0190] 这种重影的元件数据68成为使由元件数据生成的超声波图像的精度降低的原因。

[0191] 与此相对,在数据处理部24中的处理中,计算对应于未处理接收数据的延迟时间,并将2个以上的未处理接收数据按照该延迟时间而重合,从而生成增强真实信号且使重影信号衰减的高精度的接收数据即已处理接收数据。

[0192] 以下,对延迟时间计算部48中的延迟时间的计算方法进行详细说明。

[0193] 即,图6(c)所示的超声波波束64的传播距离为超声波波束64从中心元件即元件52e经由焦点58而到达反射点54的发送路径与重影的反射回声从反射点54到达接收元件即各个元件52b~52h的接收路径之和。

[0194] 该图6(c)所示的超声波波束64的传播距离比图6(a)所示的超声波波束64的传播距离长,所述图6(a)所示的超声波波束64的传播距离为超声波波束64从中心元件52d经由焦点58到达反射点54的发送路径与真实超声波回声从反射点54到达接收元件即元件52a~52g的接收路径之和。

[0195] 因此,图6(d)所示的重影的元件数据68相对于如图6(b)所示的真实的元件数据66延迟。

[0196] 在延迟时间计算部48中,相对于真实信号的重影信号的时间差即延迟时间,可由声速、发送元件、超声波波束的焦点、受检体的反射点及接收元件的几何配置算出。

[0197] 从而,在计算延迟时间时,需要探针12的形状(元件间隔、线形、凸形等)、声速、焦点位置、发送开口、接收开口等信息。在延迟时间计算部48中获取通过操作部32输入的或储存于储存部34中的这些信息并计算延迟时间。另外,声速可以使用固定值(例如1540m/sec),或者在具有声速计算部的情况下,可以使用声速计算部算出的声速(环境声速),或者也可以由操作者输入。

[0198] 延迟时间例如能够由通过发送元件、超声波波束的焦点、受检体的反射点及接收元件的几何配置而算出的,从发送元件经由焦点到达反射点的超声波波束的发送路径及从反射点到接收元件的真实的反射超声波回声或重影的反射信号的接收路径的合计长度(传播距离)与通过声速算出的传播时间之差算出。

[0199] 在本发明中,例如图7(a)及图7(b)所示,能够求出真实的超声波回声和重影的反射回声的情况下的超声波波束的发送路径及接收路径的长度。另外,在图7(a)及图7(b)中,

x方向为方位方向,y方向为深度方向。

[0200] 并且,图7(a)中进行与图6(a)相同的超声波的收发,图7(b)中进行与图6(c)相同的超声波的收发。

[0201] 为真实的超声波回声的情况下,如图7(a)(图6(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。

[0202] 从而,若将中心元件即元件52d的位置设为x-y的2维坐标上的坐标(x0,0),则焦点58及反射点54的x坐标也成为“x0”。以下,将该发送中的焦点58的位置设为坐标(x0,df),将反射点54的位置设为坐标(x0,z),进而将元件的间隔设为Le。

[0203] 此时,从中心元件即元件52d经由焦点58到达反射点54的超声波波束的发送路径61的长度(发送路径距离)Lta、及从反射点54到元件52d的真实的反射超声波回声的接收路径60的长度(接收路径距离)Lra,能够通过 $Lta=Lra=z$ 算出。

[0204] 从而,在真实的超声波回声的情况下,超声波回声的传播距离Lua成为 $Lua=Lta+Lra=2z$ 。

[0205] 接着,如图7(b)所示,使发送元件及接收元件向x方向(方位方向)偏移1个元件的量(图中向右方向位移),并将中心元件设为元件52e进行收发。如图6(c)中所示,该情况下,通过反射点54反射的是重影的反射回声。

[0206] 反射点54位于元件52d的正下方(方位方向的相同位置)。从而,如图7(b)所示,在该收发中,作为中心元件的元件52e与反射点54在x方向的位置在x方向上仅偏移1个元件的量即Le。

[0207] 与反射点54在x方向的位置一致的元件52d的坐标为(x0,0),因此中心元件即元件52e的坐标为(x0+Le,0),该发送中的焦点58的坐标为(x0+Le,df)。另外,如上所述,反射点54的坐标为(x0,z)。

[0208] 从而,从中心元件即元件52e经由焦点58到达反射点54的超声波波束的发送路径61的长度(发送路径距离)Ltb能够通过 $Ltb=df+\sqrt{\{(z-df)^2+Le^2\}}$ 算出。另一方面,从反射点54到正下方(x方向=方位方向的相同位置)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)Lrb能够通过 $Lrb=z$ 算出。

[0209] 从而,重影的反射回声的情况的超声波的传播距离Lub为 $Lub=Ltb+Lrb=df+\sqrt{\{(z-df)^2+Le^2\}}+z$ 。

[0210] 如此,将由图7(a)所示的几何配置求出的发送路径61的距离Lta和接收路径60的距离Lra进行合计的超声波的传播距离Lua除以声速的值成为真实的超声波回声的传播时间。并且,将由图7(b)所示的几何配置求出的发送路径61的距离Ltb和接收路径60的距离Lrb进行合计的超声波的传播距离Lub除以声速的值成为重影的反射回声的传播时间。

[0211] 延迟时间可由反射点54与中心元件的x坐标一致时的真实的超声波回声的传播时间与将反射点54与中心元件的x坐标各自偏移1个元件的间隔时的重影的反射回声的传播时间之差求出。

[0212] 另外,图7(a)及图7(b)的几何模型中,发送路径61为经由焦点58的模型,但本发明并不限于此,例如可以是不经由焦点58而直接到达反射点54的路径。

[0213] 并且,图7(a)及图7(b)的几何模型为线形探针的情况,但并不限于此,即使为其

它探针也能够由探针的形状进行相同的几何计算。

[0214] 例如为凸形探针的情况下,能够由探针的半径和元件间隔的角度设定几何模型而相同地进行计算。

[0215] 并且,在转向发送的情况下,使用考虑到发送角度等信息的几何模型,能够由发送元件与反射点的位置关系算出延迟时间。

[0216] 另外,并不限于通过几何模型算出延迟时间的方法,也可以由预先配合装置的测量条件而测量高亮度反射点的测量结果对每一个测量条件求出延迟时间,并将其延迟时间存储于装置内,以便读取相同的测量条件的延迟时间。

[0217] 图7(c)中示出真实的元件数据66及重影的元件数据68。

[0218] 在图7(c)中,方位方向的中央为真实的元件数据66,即通过在中心元件和反射点54上x方向的位置一致的收发而得到的元件数据(图示例中,将元件52d作为中心元件的元件数据)。并且,中央的两侧为重影的元件数据,即通过在中心元件和反射点54上x方向的位置不一致的收发而得到的元件数据(图示例中,将元件52c或元件52e等作为中心元件的元件数据)。

[0219] 并且,图7(d)中示出相对于由上述几何计算得到的真实的元件数据66的重影的元件数据68的延迟时间的一例。示出重影信号的元件数据68以真实的元件数据66为中心在x方向即方位方向上对称地延迟的时间。

[0220] 另外,如此在数据处理部24的延迟时间计算部48中算出的延迟时间能够使用于整相相加部22中的延迟校正中。

[0221] 后面将详细叙述,在本发明中,将对通过将某一关注元件作为中心元件的超声波波束的发送(关注元件的收发)而得到的元件数据通过以与该关注元件(中心元件)对应的线为基准进行整相相加处理而得到的未处理接收数据、及对通过中心元件不同的超声波的收发而得到的元件数据通过以与上述关注元件对应的线为基准进行整相相加处理而得到的未处理接收数据,根据将上述关注元件作为基准的延迟时间进行重合,从而生成关注元件的已处理接收数据(第2接收数据)。

[0222] 在图7(a)中,表示反射点54位于关注元件的正下方(方位方向的相同位置/连接关注元件和焦点的直线上)的某一采样点的位置(元件数据的输出位置)。在本发明中,将关注元件的收发中的朝向采样点的收发路径视为真实的元件数据的收发路径,将中心元件不同的超声波的收发(来自周边元件的收发)中的朝向相同的采样点的收发路径视为重影的收发路径,从而由两个发送路径之差算出延迟时间,利用该延迟时间并配合元件数据的时间进行重合。

[0223] 在本发明中,对应于所有采样点(所有元件数据的输出位置),根据相同的概念算出延迟时间,并进行未处理接收数据的重合,生成各元件的已处理接收数据。

[0224] 在此,实际上,即使在方位方向(x方向)上使采样点(反射点)的位置偏移,接收路径的长度(接收路径距离 L_{rb})也不变。从而,关于各关注元件,可以对深度方向(y方向)的每一个各采样点算出基于中心元件不同的收发的元件数据的延迟时间。

[0225] 并且,该重合处理中无需了解是否为真实的信号。即,无需了解反射点的位置。

[0226] 后面利用图8(a)~图8(h)进行详述,该重合处理中,若包含于未处理接收数据中的信号为真实信号,则信号自动被增强而残留,若为重影的信号,则信号被抵消。即,若反射

点存在于关注元件的线上,则因基于延迟时间的处理一致,来自该反射点的信号被增强,来自关注元件以外的线上的反射点的信号因与基于延迟时间的处理不一致,信号被抵消。

[0227] 接着,在本发明的数据处理部24的重合处理部49中,使用如此在延迟时间计算部48算出的延迟时间来进行未处理接收数据的重合处理。

[0228] 另外,在重合处理部49中的重合处理中需要重合时的重合元件数据的数目和重合处理方法的信息。测量模式中的重合数可以预先通过操作部32而输入,也可以储存于储存部34中。并且,影像再生模式中的重合数通过处理条件设定部45而被设定。

[0229] 以下,利用图8(a)~图8(h),关于在数据处理部24中进行的处理进行详细说明。

[0230] 图8(a)及图8(e)为分别表示进行重合的未处理接收数据的概念图,图8(b)及图8(f)为用于说明所述未处理接收数据的延迟时间的概念图,图8(c)及图8(g)为用于说明未处理接收数据的重合状态的概念图,图8(d)及图8(h)为用于说明未处理接收数据的重合结果的概念图。

[0231] 另外,图8(a)~图8(h)所示例为将重合处理部49中的重合数设为5个的例子。

[0232] 并且,图8(a)、图8(e)所示的未处理接收数据为在第n条线上存在反射点的状态的未处理接收数据。

[0233] 如图8(a)所示,在生成对应于第n(n)个未处理接收数据的已处理接收数据的情况下,数据获取部47获取通过对不同的元件数据分别以第n条线为基准进行整相相加处理而生成的未处理接收数据即5个未处理接收数据(第n-2(n)、n-1(n)、n(n)、n+1(n)、n+2(n)个未处理接收数据),并提供到重合处理部49。

[0234] 重合处理部49根据延迟时间计算部48算出的延迟时间(图8(b))分别对5个各未处理接收数据进行延迟时间校正并重合(图8(c)),并通过进行相加或平均而生成对应于第n(n)个未处理接收数据的已处理接收数据(图8(d))。该已处理接收数据为对应于第n个元件(线)的已处理接收数据。

[0235] 同样地,在生成对应于第n-1条线的已处理接收数据的情况下,数据获取部47获取以第n-1条线为基准进行整相相加处理而生成的5个未处理接收数据(图8(e))并提供给重合处理部49。

[0236] 重合处理部49根据延迟时间(图8(f))对5个各未处理接收数据进行延迟时间校正并重合(图8(g)),从而通过进行相加或平均而生成第n-1个已处理接收数据(图8(h))。

[0237] 在此,如图8(a)~图8(d)所示,对于以存在反射点的线(第n条线)为基准进行整相相加处理的未处理元件数据,若进行延迟时间校正并进行重合,则由于来自反射点的信号的相位一致,因此通过重合处理,来自该反射点的信号(真实信号)显示出被增强的值(高亮度值)(图8(d))。

[0238] 另一方面,如图8(e)~图8(h)所示,对于以不存在反射点的线(第n-1条线)为基准进行整相相加处理的未处理元件数据,即使进行延迟时间校正,也由于来自反射点的信号(重影信号)的相位不一致,因此信号通过进行重合而相互抵消,成为较小的值(图8(h))。

[0239] 关于其它元件(线),将各元件作为关注元件,并读取以关注元件的线为基准进行整相相加处理的2个以上的未处理接收数据,通过根据延迟时间进行重合处理,真实信号被增强且重影信号抵消,从而能够减小重影信号的影响。

[0240] 因此,通过对已处理接收数据进行检波处理等而生成超声波图像,从而能够消除

重影的影响,即,能够通过等于在声线上的所有点连接了焦点的接收数据而生成超声波图像,因此能够生成高亮度且清晰度优异的高画质的超声波图像。

[0241] 另外,以下说明中,将接收到超声波回声而得到的数据根据延迟时间或元件的位置进行重合而生成减小重影信号的影响的数据的处理也称作多线处理。

[0242] 即,这种多线处理也能够使用进行整相相加处理之前的数据即元件数据进行。

[0243] 然而,如上所述,在对元件数据进行多线处理而生成超声波图像的装置中,当在影像再生模式中再生超声波图像时,为了得到与实时图像不同画质的图像而需要存储元件数据。然而,元件数据的容量非常大,因此存在不易保存用于影像再生的多帧的元件数据的问题。

[0244] 并且,在对元件数据进行多线处理而生成超声波图像的情况下,需要进行多次多线处理。因此计算时间增加,存在直至再生为止需要花费时间的问题。

[0245] 与此相对,在本发明中,在测量模式中,对进行超声波的收发而获取的元件数据通过使成为基准的元件偏移而进行多次整相相加处理而生成多个未处理接收数据,并使2个以上的未处理接收数据按照延迟时间重合而生成已处理接收数据,由已处理接收数据制作出超声波图像。此时,接收数据存储部23存储所生成的未处理接收数据。

[0246] 之后,在选择了影像再生模式的情况下,数据处理部24使用存储于接收数据存储部23中的未处理接收数据而生成已处理接收数据并制作超声波图像。

[0247] 如此,为了在影像再生模式中通过与实时图像不同的画质重新生成超声波图像而存储在测量模式中生成的未处理接收数据。从而能够减少为了影像再生而保存的数据的量,且能够缩短影像再生时的计算时间。

[0248] 在本发明中,中心元件是指在发送的开口数(发送超声波的元件数)为奇数的情况下为方位方向的中央元件。

[0249] 另一方面,当开口数为偶数的情况下,将方位方向的中央元件中的任一个作为中心元件,或者假定在方位方向的正中央具有元件并作为中心元件。即开口数为偶数的情况下,也可以设为在开口的正中央的线上具有焦点而进行计算。

[0250] 另外,作为重合处理部49中的重合处理方法,不仅可以相加,而且也可以取平均值或中央值,也可以在乘上系数(进行加权)之后进行相加。另外,可以认为取平均值或中央值相当于实施接收数据水平的均值滤波处理或中值滤波处理,但也可以使用通过通常的图像处理进行的逆滤波处理等来代替均值滤波处理或中值滤波处理。

[0251] 或者,可以将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,不类似的情况下取平均值,存在分布偏差的情况下取中间值等,但并不限于此,也可以根据重合的各元件数据的特征量来改变重合处理。

[0252] 并且,与关注元件的未处理接收数据重合的未处理接收数据的数目并不限于图示例的4个,可以是1~3个,或者也可以是5个以上。即与关注元件的元件数据重合的元件数据的数目可以根据所要求的处理速度(帧速率等)或画质等适当地设定。

[0253] 在此,与关注元件的元件数据重合的元件数据的数目,优选与超声波波束的波束宽度的扩展程度匹配。从而,在波束宽度根据深度而改变的情况下,重合的元件数据的数目也根据深度而变更。

[0254] 并且,由于波束宽度取决于发送开口数,因此可以根据发送开口数来变更重合的

元件数据的数目。或者也可以根据图像的亮度值等特征量来变更重合元件数据的数目,也可以从将重合元件数据数目改变多个模式而制作的图像中选择优选的重合元件数据数目。

[0255] 并且,通过重合而生成的已处理接收数据无需与用于重合的未处理接收数据中的任意数据对应。即,所生成的已处理接收数据可以是与不同于未处理接收数据的位置(线)对应的数据。

[0256] 例如也可以生成与对应于各未处理接收数据的线的中间位置的线对应的已处理接收数据。

[0257] 并且,生成已处理接收数据的线数可以与获取元件数据的线数(进行了超声波的收发的线数)相同,也可以比其多或比其少。

[0258] 即,例如通过生成与获取元件数据的线及与这些线的中间位置的线对应的已处理接收数据,也可以生成与进行了超声波的收发的线数的2倍线数对应的已处理接收数据。

[0259] 另外,在以上多线处理中,由通过中心元件不同且超声波波束的发送方向平行(角度相同)的多个超声波波束的发送而得到的元件数据生成未处理接收数据并进行重合,从而生成关注元件的已处理接收数据,但本发明并不限于此。

[0260] 例如,也可以由通过中心元件相同且发送方向(角度)不同的多个超声波波束的发送而得到的元件数据生成未处理接收数据并进行重合,从而生成已处理接收数据。此时,至于生成哪个方向的声线(线)的已处理接收数据,可以按照诊查部位或探针的种类等以默认的方式设定,或者也可以使操作者进行选择。

[0261] 并且,也可以使用通过中心元件不同且平行的超声波波束的发送而得到的元件数据、及通过中心元件设为相同且发送方向不同的超声波波束的发送而得到的元件数据这两者生成已处理元件数据。

[0262] 如上所述,数据处理部24将所生成的已处理元件数据发送到图像生成部25。

[0263] 在被提供已处理元件数据的图像生成部25中,如上所述,检波处理部40对已处理接收数据实施衰减校正及包络线检波处理,从而生成B模式图像数据。

[0264] 在图像生成部25中,进而,DSC42将B模式图像数据光栅转换为与通常的电视信号的扫描方式对应的图像数据,并通过图像处理部44实施灰度处理等规定处理。

[0265] 图像处理部44将所生成的B模式图像数据储存于图像存储器46中,及/或发送到显示控制部26,从而在显示部28显示受检体的B模式图像。

[0266] 以下,参考图9(a)及图9(b)所示的流程图,对超声波诊断装置10中的信号处理方法(本发明的信号处理方法)进行详细说明。

[0267] 本发明的程序为使超声波诊断装置10所具有的计算机执行以下信号处理方法的程序。

[0268] 如图9(a)所示,在超声波诊断装置10中选择测量模式的情况下,首先,为了根据来自控制部30的指示获取元件数据,发送部14将对应于探针12(振子阵列36)的超声波换能器(元件)进行驱动(根据规定的开口数、开口位置),并对受检体发送超声波波束,通过受检体反射的超声波回声通过超声波换能器(元件)而被接收,模拟接收信号被输出到接收部16。

[0269] 接收部16对模拟接收信号实施增幅等规定处理并提供到A/D转换部18。

[0270] A/D转换部18将从接收部16提供的模拟接收信号进行A/D转换,并作为数字接收信号即元件数据。

[0271] 元件数据被存储于元件数据存储部20。

[0272] 整相相加部22依次读取存储于元件数据存储部20中的元件数据,并对每一个元件数据在多条线上进行整相相加处理。

[0273] 具体而言,如图3(a)~图3(i)所示,例如与中心元件和其两侧相邻的各2个共计5个元件分别对应的线上进行整相相加处理,从而每一个元件数据中生成5个未处理接收数据。

[0274] 所生成的未处理接收数据被提供到数据处理部24,且被存储于接收数据存储部23中。

[0275] 数据处理部24进行被提供的未处理接收数据的重合处理而生成已处理接收数据。

[0276] 具体而言,如所述图8(a)~图8(h)所示,数据处理部24例如将在关注元件的线上对关注元件的元件数据进行整相相加而生成的未处理接收数据、及在关注元件的线上分别对关注元件的两个相邻的各2个元件数据进行整相相加而生成的未处理接收数据,进行相对于关注元件的延迟时间校正并重合,从而生成关注元件的已处理接收数据。

[0277] 图像生成部25使用数据处理部24所生成的对应于规定的多个元件的已处理接收数据来生成超声波图像(B模式图像数据)。

[0278] 在此,如图9(b)所示,在测量之后若选择影像再生模式,则数据处理部24按照通过处理条件设定部45设定的重合数读取存储于接收数据存储部23中的未处理接收数据。

[0279] 数据处理部24的重合处理部49进行所读取的未处理接收数据的重合,从而生成已处理接收数据。

[0280] 图像生成部25使用数据处理部24所生成的对应于规定的多个元件的已处理接收数据来生成超声波图像(B模式图像数据)。

[0281] 以上,对本发明的声波处理装置、信号处理方法及程序进行了详细说明,但本发明并不限于上述例,当然可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种改进或变更。

[0282] 符号说明

[0283] 10 超声波诊断装置

[0284] 12 (超声波) 探针

[0285] 14 发送部

[0286] 16 接收部

[0287] 18 A/D转换部

[0288] 20 元件数据存储部

[0289] 22 整相相加部

[0290] 23 接收数据存储部

[0291] 24 数据处理部

[0292] 25 图像生成部

[0293] 26 显示控制部

[0294] 28 显示部

[0295] 30 控制部

[0296] 32 操作部

[0297] 34 储存部

- [0298] 36 振子阵列
- [0299] 40 检波处理部
- [0300] 42 DSC
- [0301] 44 图像处理部
- [0302] 46 图像存储器
- [0303] 47 数据获取部
- [0304] 48 延迟时间计算部
- [0305] 49 重合处理部
- [0306] 52 元件
- [0307] 54 反射点
- [0308] 56、64 超声波波束
- [0309] 58 焦点
- [0310] 60 接收路径
- [0311] 61 发送路径
- [0312] 62 元件数据
- [0313] 66 真实的元件数据
- [0314] 68 重影的元件数据。

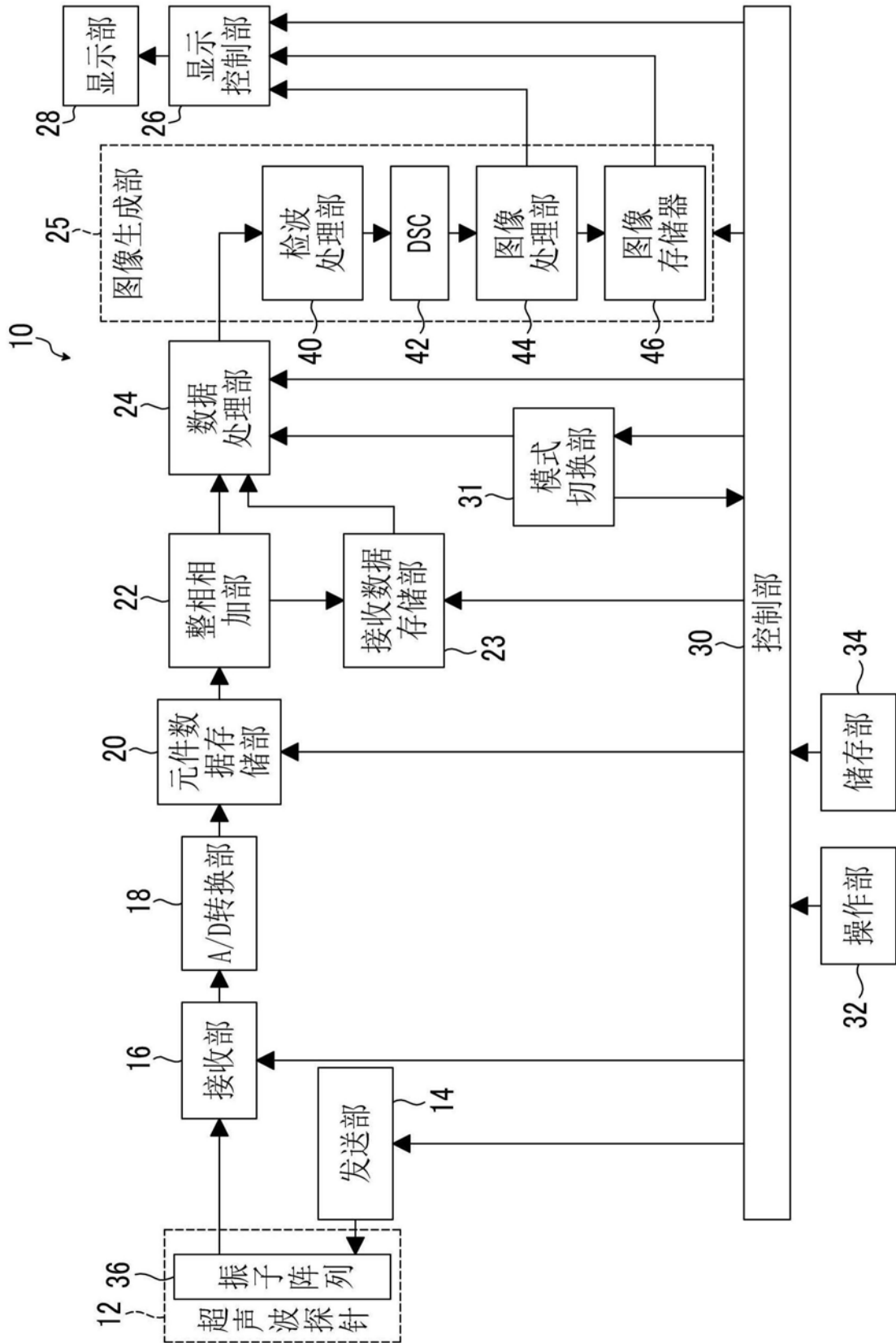


图1

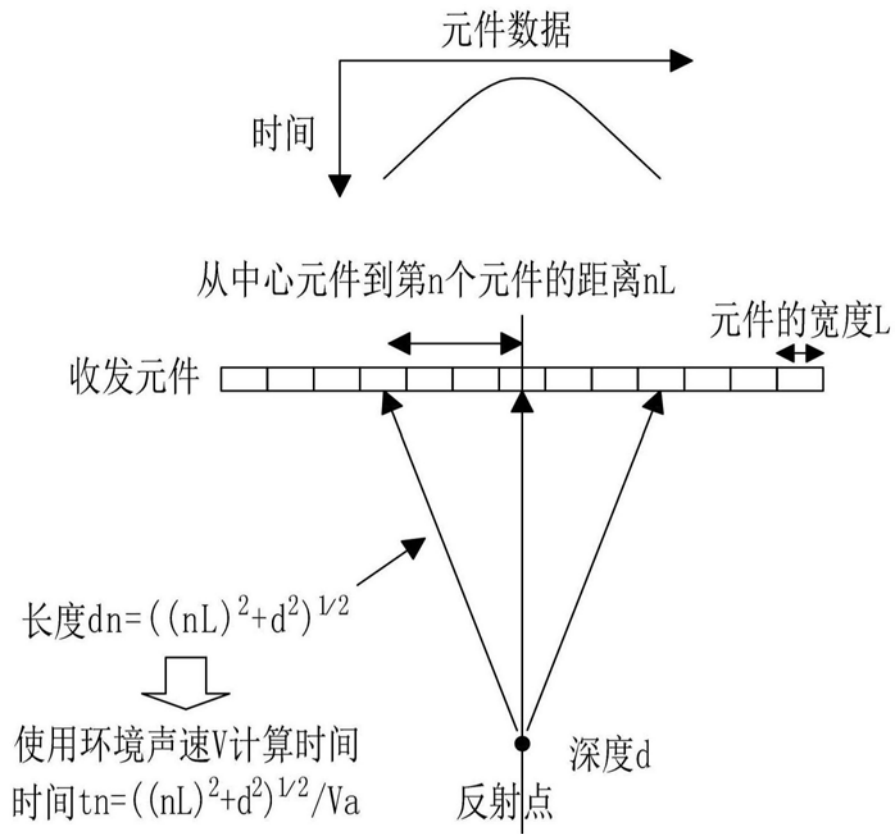


图2

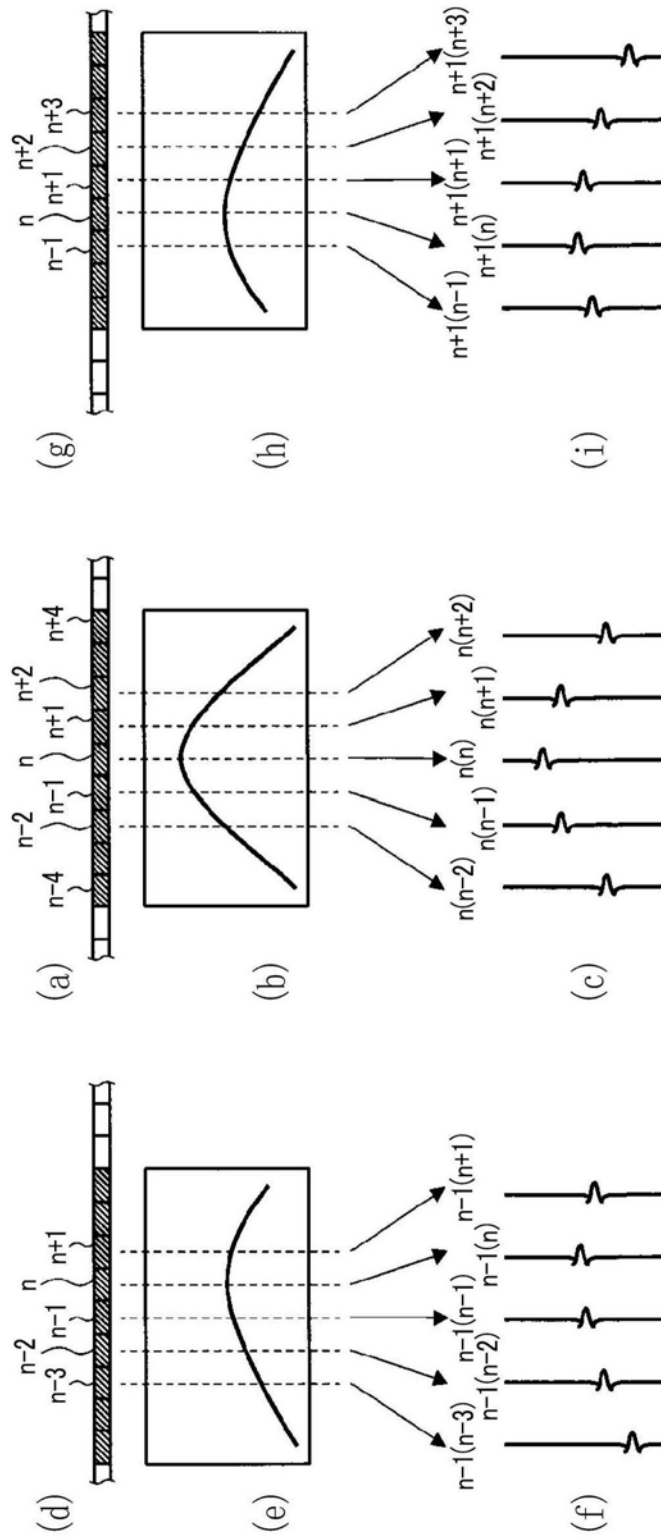


图3

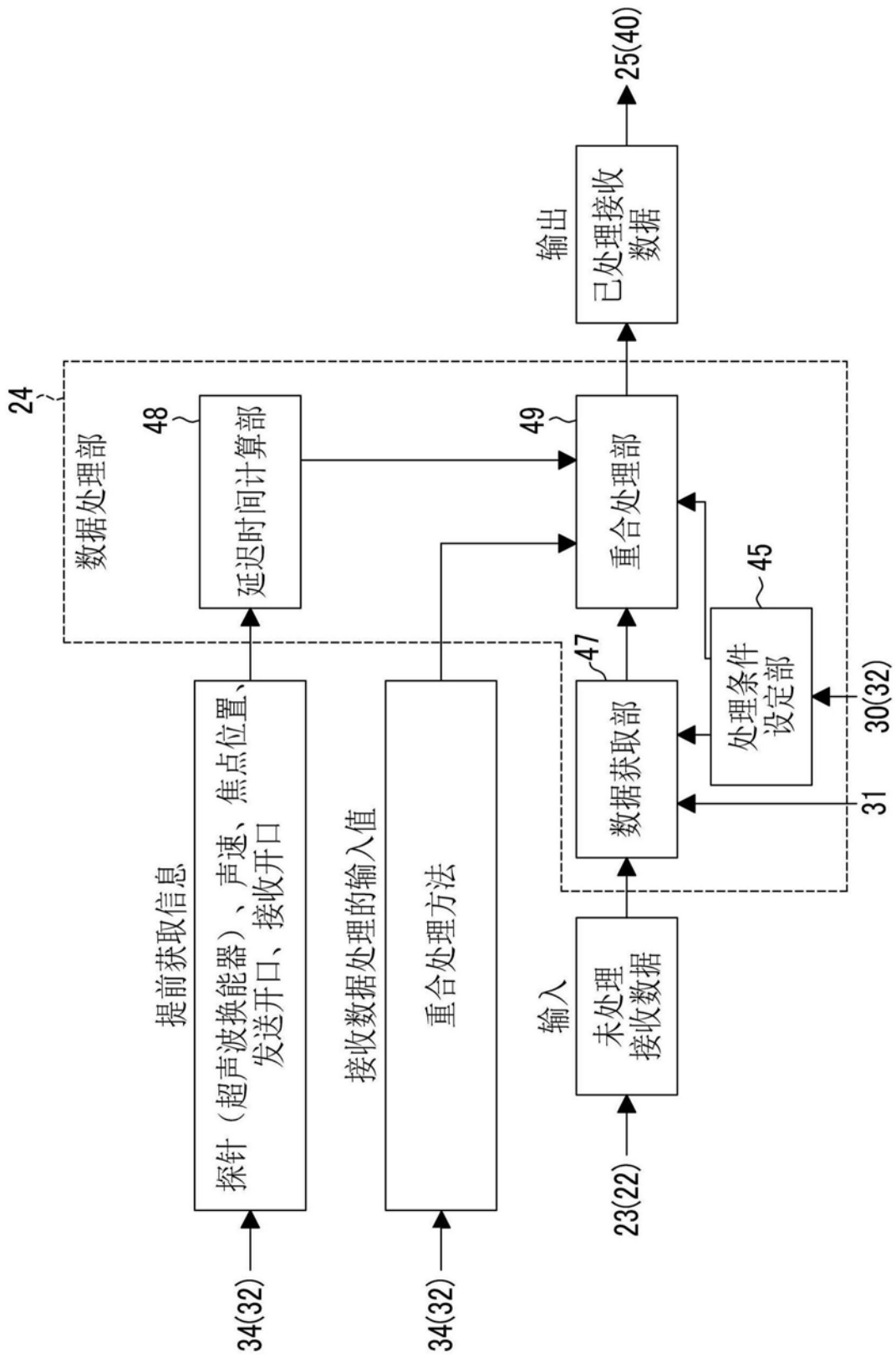


图4

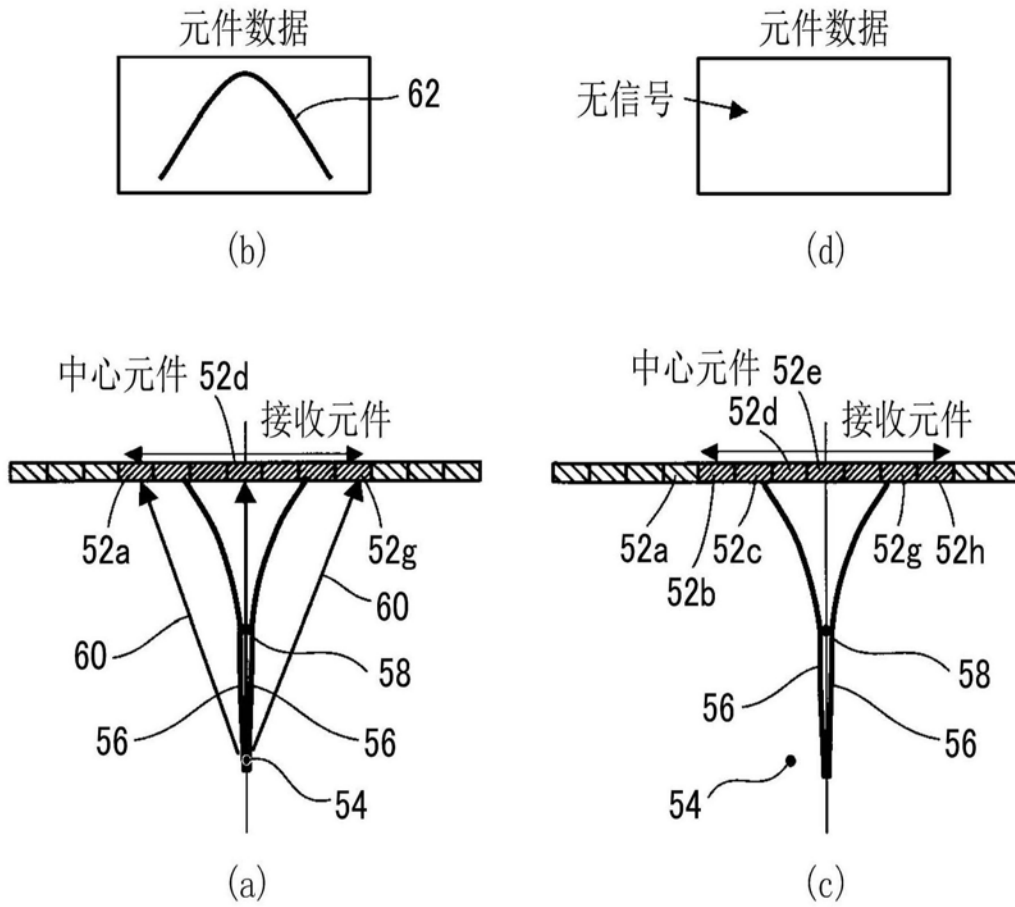


图5

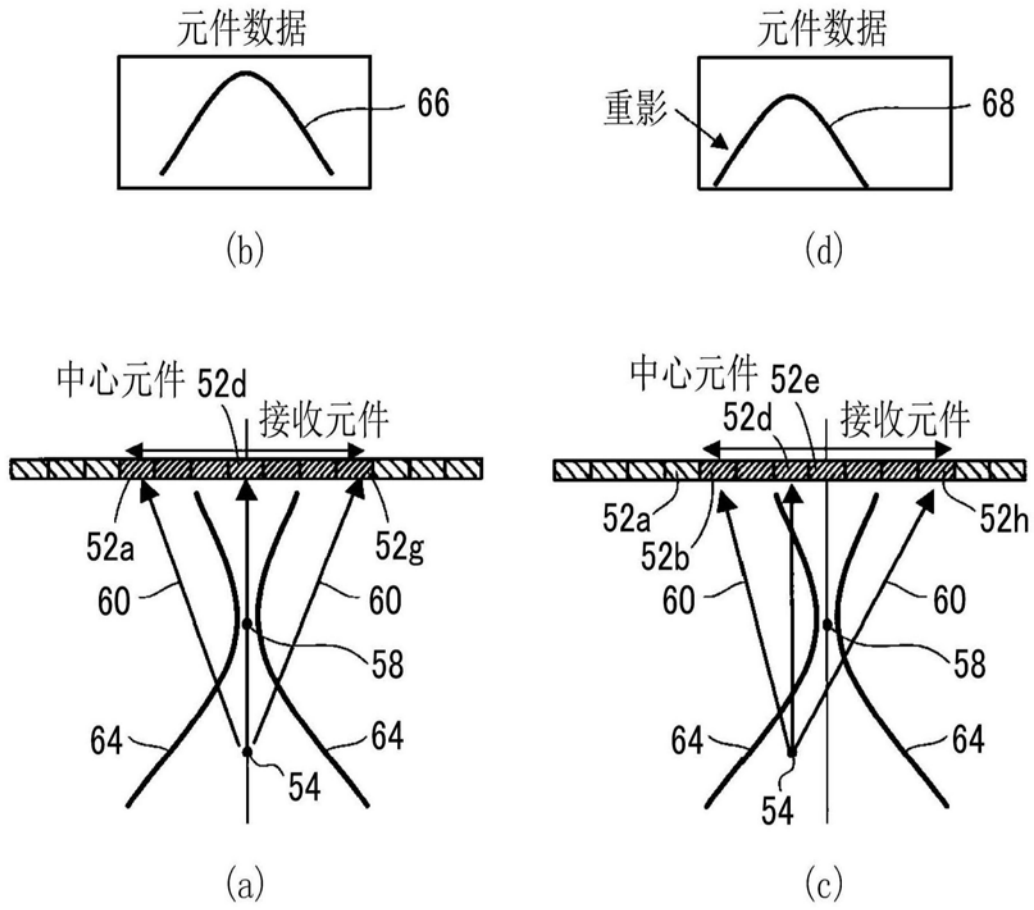


图6

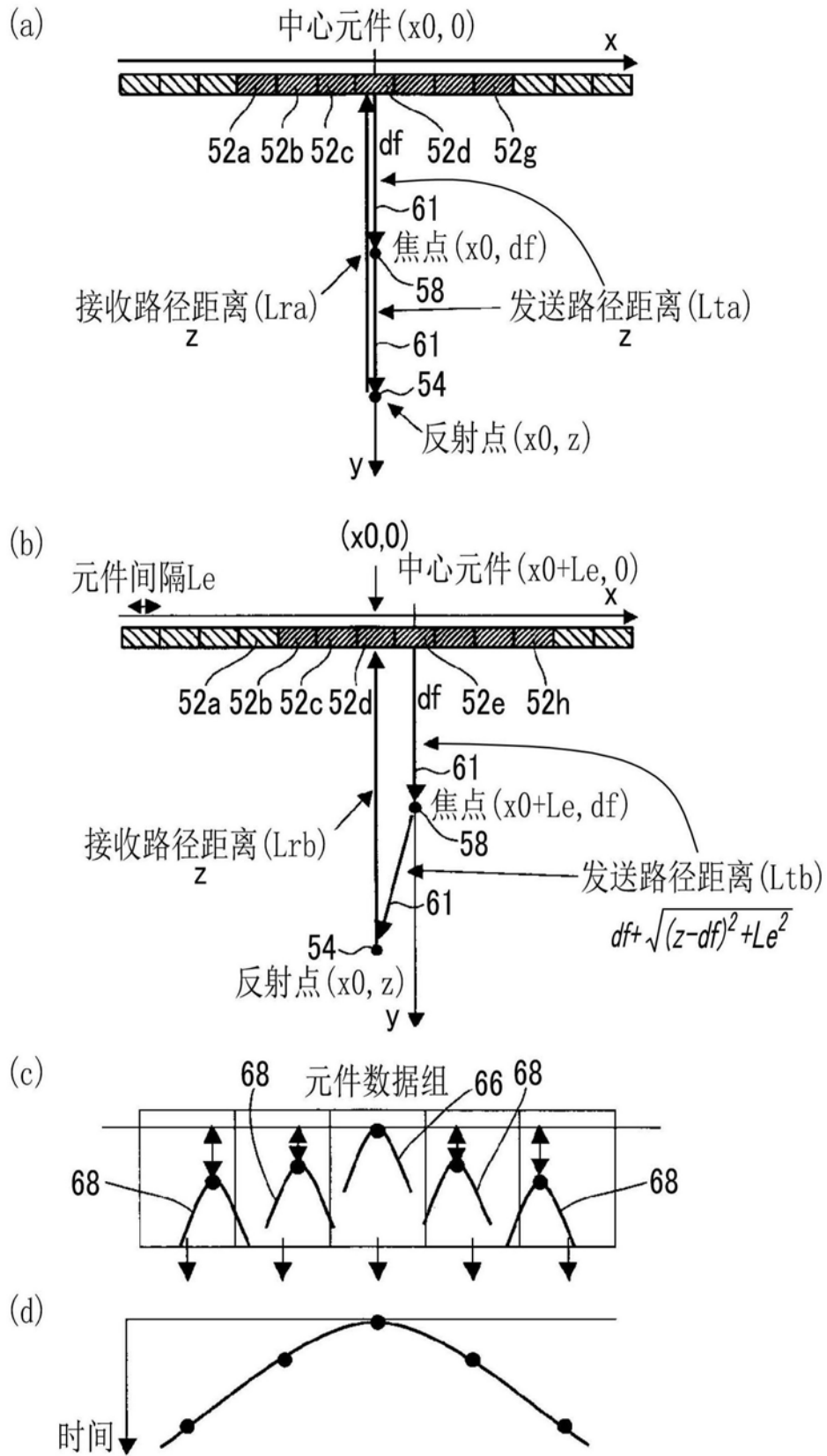


图7

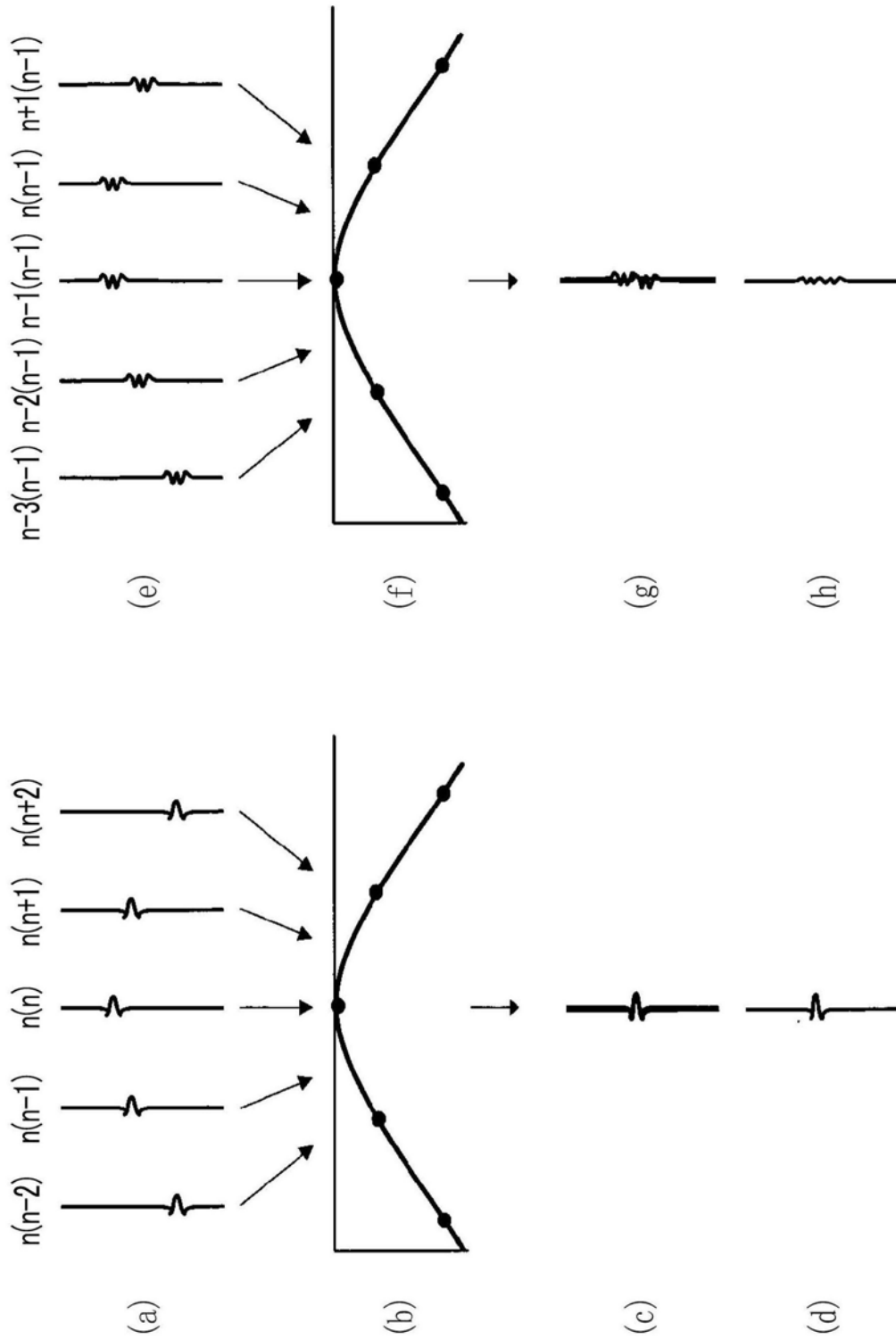


图8

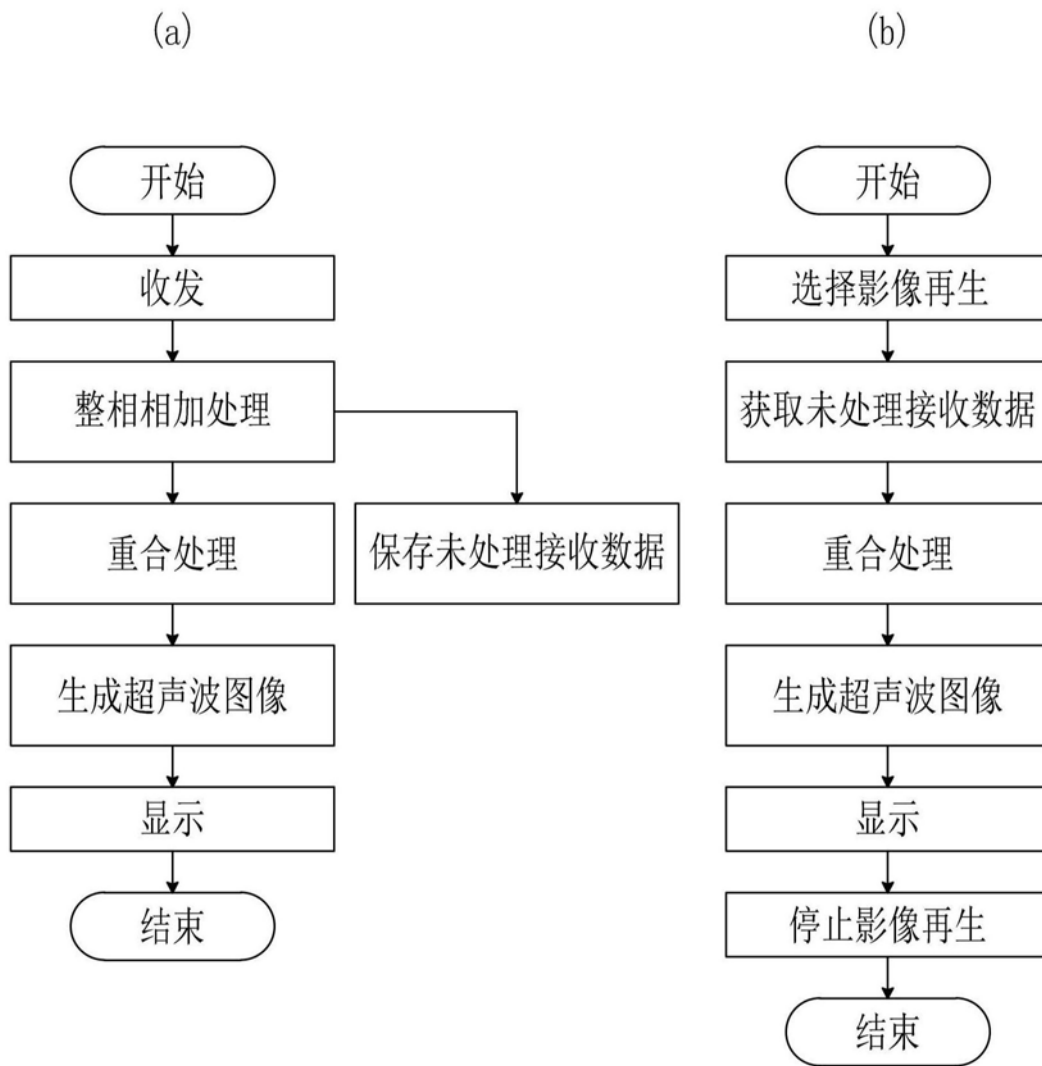


图9

专利名称(译)	声波处理装置及声波处理装置的信号处理方法		
公开(公告)号	CN106028952B	公开(公告)日	2019-03-12
申请号	CN201480076014.X	申请日	2014-10-14
[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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/5253 A61B8/54 G01S7/52047 G01S7/52095 G01S15/8915 G10K11/346		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014062563 2014-03-25 JP		
其他公开文献	CN106028952A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种在进行多线处理的装置中能够减少所保存的数据的量、且能够缩短影像再生时的计算时间、并能够获取与实时图像不同画质的超声波图像的声波处理装置、信号处理方法及程序。所述声波处理装置具有：整相相加部，对各第1元件数据以不同的元件为基准进行整相相加，并生成多个第1接收数据；接收数据存储部，存储第1接收数据；接收数据生成部，使2个以上的第1接收数据重合而生成第2接收数据；及处理条件设定部，设定第1接收数据的重合数，并且，在影像再生模式中，接收数据生成部使所设定的数目的第1接收数据重合而生成第2接收数据。

