



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106028951 B

(45)授权公告日 2019.03.01

(21)申请号 201480075630.3

(22)申请日 2014.10.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106028951 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(30)优先权数据
2014-060158 2014.03.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.16

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/076283 2014.10.01

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/145828 JA 2015.10.01

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 今井睦朗

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.
A61B 8/14(2006.01)
A61B 8/06(2006.01)

(56)对比文件
JP 2005204761 A, 2005.08.04,
JP 2014030715 A, 2014.02.20,
CN 102028500 A, 2011.04.27,
CN 103505247 A, 2014.01.15,
CN 101214160 A, 2008.07.09,
JP 2004344257 A, 2004.12.09,

审查员 刘琳

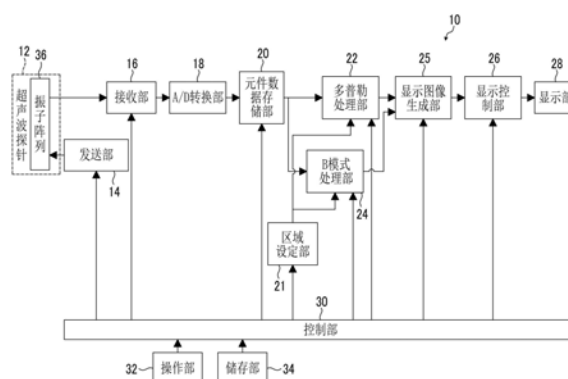
权利要求书2页 说明书25页 附图14页

(54)发明名称

声波处理装置、声波处理装置的信号处理方法及程序

(57)摘要

本发明提供一种声波处理装置、信号处理方法及程序,所述声波处理装置在将B模式图像和彩色多普勒图进行合成而显示的彩色模式中,能够抑制帧速率的降低而确保实时性且提高画质。本发明的声波处理装置具有:数据处理部,对第1元件数据或对第1元件数据进行整相相加而生成的第1接收数据进行重合处理,并生成已处理数据;图像生成部,根据第1元件数据及已处理数据生成B模式图像;血流图像生成部,根据包含于第1元件数据中的血流信息生成血流图像;区域设定部,设定血流图像区域;处理区域设定部,根据血流图像区域的信息来设定数据处理部进行处理的区域;及显示图像生成部,生成B模式图像和血流图像的合成图像。



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,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;

数据处理部,其从由所述A/D转换部输出的多个所述第1元件数据或对所述第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据进行重合处理,生成已处理数据;

B模式图像生成部,其根据所述第1元件数据及由所述数据处理部生成的所述已处理数据中的至少一个来生成B模式图像;

血流图像生成部,其根据包含于所述第1元件数据中的血流信息,生成血流图像;

区域设定部,其设定所述血流图像生成部生成血流图像的血流图像区域;

处理区域设定部,其根据所述区域设定部设定的所述血流图像区域的信息来设定所述数据处理部进行处理的处理区域;及

显示图像生成部,其根据所述区域设定部设定的所述血流图像区域的信息来生成所述B模式图像和所述血流图像的合成图像,

所述区域设定部根据来自操作部的输入,设定所述血流图像区域,

所述处理区域设定部在通过所述操作部进行所述血流图像区域的设定的期间内,将所述处理区域设定为无。

2. 根据权利要求1所述的声波处理装置,其中,

所述血流图像生成部根据多普勒效应计算血流信息。

3. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

所述血流图像区域的信息为区域的尺寸、位置、形状中的至少1种。

4. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

所述处理区域设定部将包括通过所述血流图像区域的线的区域设为所述处理区域。

5. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

所述数据处理部从多个所述第1元件数据中选择2个以上的第1元件数据,根据所述元件接收到超声波回声的接收时间及所述元件的位置对所选择的所述2个以上的第1元件数据进行重合,生成第2元件数据,

所述B模式图像生成部根据所述第2元件数据,生成所述B模式图像。

6. 根据权利要求1或2所述的声波处理装置,其中,

具有整相相加部,其至少将2条线分别作为中心而对各所述第1元件数据进行整相相加,对每一个所述第1元件数据生成至少2个第1接收数据,

所述数据处理部从所述多个第1接收数据中选择2个以上的所述第1接收数据,根据所述元件接收到超声波回声的接收时间对所选择的所述2个以上的第1接收数据进行重合,生

成第2接收数据，

所述B模式图像生成部根据所述第2接收数据，生成所述B模式图像。

7. 根据权利要求6所述的声波处理装置，其中，

所述数据处理部对由不同的所述第1元件数据生成且在同一条线上进行整相相加处理而生成的所述2个以上的第1接收数据进行重合。

8. 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超声波波束的发送方向的变更中的至少一个，并使所述探头多次发送所述超声波波束。

9. 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对检查对象物进行检查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，对通过所述接收步骤处理后的模拟元件信号进行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；

数据处理步骤，从通过所述A/D转换步骤输出的多个所述第1元件数据或对所述第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据而进行重合处理，生成已处理数据；

B模式图像生成步骤，根据所述第1元件数据及通过所述数据处理步骤生成的所述已处理数据中的至少一个来生成B模式图像；

血流图像生成步骤，根据包含于所述第1元件数据中的血流信息，生成血流图像；

区域设定步骤，设定所述血流图像生成步骤中生成血流图像的血流图像区域；

处理区域设定步骤，根据所述区域设定步骤中设定的所述血流图像区域的信息来设定所述数据处理步骤中进行的处理区域；及

显示图像生成步骤，根据所述区域设定步骤中设定的所述血流图像区域的信息来生成所述B模式图像和所述血流图像的合成图像，

在所述区域设定步骤中，根据来自操作部的输入，设定所述血流图像区域，

在所述处理区域设定步骤中，在通过所述操作部进行所述血流图像区域的设定的期间内，将所述处理区域设定为无。

声波处理装置、声波处理装置的信号处理方法及程序

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] 作为在超声波诊断装置中所获取的超声波图像,可以举出根据通过受检体而反射的超声波的强度的,与受检体组织有关的图像信息即B模式图像、及根据包含于反射的超声波中的基于多普勒效应的频移信息的,与受检体内的活体组织(例如血液)的移动有关的信息即2维多普勒图像。

[0005] 并且,通过将根据血液的移动方向或移动速度对血液赋予颜色的彩色多普勒图像和B模式图像进行合成并显示合成图像的被称作彩色模式的显示模式,能够在受检体的断层图像上确认血流的移动。

[0006] 然而,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1及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:日本专利公开昭58-44372号公报

[0011] 专利文献2:日本专利公开2009-536853号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的技术课题

[0013] 然而,多线处理计算负荷高且需要较长的处理时间,存在构成帧速率降低的原因等的问题。尤其,在无法搭载高性能运算装置的小型诊断装置的情况下成为问题。

[0014] 并且,在彩色模式中,当生成彩色多普勒图像时,通常为了确保检测多普勒效应时的灵敏度而在相同方向上进行多次发送。即,为了确保灵敏度以提高画质,需要增加向相同方向发送次数。因此,通常与B模式相比帧速率降低。

[0015] 因此,在将B模式图像和彩色多普勒图像重叠显示的彩色模式中,在生成B模式图像时,若进行多线处理,则帧速率大幅降低,存在实时性受损的问题。

[0016] 本发明的目的是解决这种现有技术的问题,并提供一种在将B模式图像和彩色多普勒图像合成并显示的彩色模式中抑制帧速率的降低而确保实时性且能够提高画质的声波处理装置、信号处理方法及程序。

[0017] 用于解决技术课题的手段

[0018] 本发明人为了实现上述目的而经过深入研究结果发现,通过具有如下部分可以解决上述课题:数据处理部,从对多个第1元件数据或对第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据进行重合处理,生成已处理数据;B模式图像生成部,根据第1元件数据及通过数据处理部而生成的已处理数据中的至少一个来生成B模式图像;血流图像生成部,根据包含于第1元件数据中的血流信息生成血流图像;区域设定部,设定血流图像生成部生成血流图像的血流图像区域;处理区域设定部,根据区域设定部设定的血流图像区域的信息来设定数据处理部进行处理的处理区域;及显示图像生成部,根据区域设定部设定的血流图像区域的信息来生成B模式图像和血流图像的合成图像。

[0019] 即,本发明提供以下(1)~(11)。

[0020] (1)一种声波处理装置,其具有:

[0021] 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;

[0022] 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;

[0023] 接收部,分别对应于各自的声波波束的发送,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;

[0024] 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;

[0025] 数据处理部,从由A/D转换部输出的多个第1元件数据或对上述第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据进行重合处理,生成已处理数据;

[0026] B模式图像生成部,根据第1元件数据及通过数据处理部生成的已处理数据中的至少一个来生成B模式图像;

[0027] 血流图像生成部,根据包含于第1元件数据中的血流信息生成血流图像;

[0028] 区域设定部,设定血流图像生成部生成血流图像的血流图像区域;

[0029] 处理区域设定部,根据区域设定部设定的血流图像区域的信息来设定数据处理部进行处理的处理区域;及

[0030] 显示图像生成部,根据区域设定部设定的血流图像区域的信息来生成B模式图像和血流图像的合成图像。

[0031] (2)根据(1)所述的声波处理装置,其中,血流图像生成部根据多普勒效应算出血

流信息。

[0032] (3) 根据 (1) 或 (2) 所述的声波处理装置, 其中, 血流图像区域的信息为区域的尺寸、位置、形状中的至少1种。

[0033] (4) 根据 (1) ~ (3) 中任一个所述的声波处理装置, 其中, 处理区域设定部将包括通过血流图像区域的线的区域设为处理区域。

[0034] (5) 根据 (1) ~ (4) 中任一个所述的声波处理装置, 其中, 区域设定部根据来自操作部的输入设定血流图像区域,

[0035] 处理区域设定部在通过操作部进行血流图像区域的设定期间, 将处理区域设定为无。

[0036] (6) 根据 (1) ~ (5) 中任一个所述的声波处理装置, 其中, 数据处理部从多个第1元件数据中选择2个以上的第1元件数据, 并将所选择的2个以上的第1元件数据根据元件接收到超声波回声的接收时间及元件的位置进行重合, 从而生成第2元件数据,

[0037] B模式图像生成部根据第2元件数据生成B模式图像。

[0038] (7) 根据 (1) ~ (5) 中任一个所述的声波处理装置, 其中, 具有整相相加部, 其对各第1元件数据, 至少将2条线分别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,

[0039] 数据处理部从多个第1接收数据选择2个以上的第1接收数据, 并将所选择的2个以上的第1接收数据根据元件接收到超声波回声的接收时间进行重合, 从而生成第2接收数据,

[0040] B模式图像生成部根据第2接收数据生成B模式图像。

[0041] (8) 根据 (7) 所述的声波处理装置, 其中, 数据处理部将由不同的第1元件数据生成且在同一条线上进行整相相加处理而生成的2个以上的第1接收数据进行重合。

[0042] (9) 根据 (1) ~ (8) 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超声波波束的发送方向的变更中的至少一个, 并使探头发送多次超声波波束。

[0043] (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:

[0044] 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;

[0045] 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;

[0046] A/D转换步骤, 将通过接收步骤进行处理的模拟元件信号进行A/D转换而生成数字元件信号即第1元件数据;

[0047] 数据处理步骤, 从通过A/D转换步骤输出的多个第1元件数据或对第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据进行重合处理, 生成已处理数据;

[0048] B模式图像生成步骤, 根据第1元件数据及通过数据处理步骤生成的已处理数据中的至少一个来生成B模式图像;

- [0049] 血流图像生成步骤,根据包含于第1元件数据中的血流信息生成血流图像;
- [0050] 区域设定步骤,设定血流图像生成步骤生成血流图像的血流图像区域;
- [0051] 处理区域设定步骤,根据区域设定步骤所设定的血流图像区域的信息来设定数据处理步骤进行处理的处理区域;及
- [0052] 显示图像生成步骤,根据区域设定步骤所设定的血流图像区域的信息来生成B模式图像和血流图像的合成图像。
- [0053] (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:
- [0054] 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;
- [0055] 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;
- [0056] A/D转换步骤,将通过接收步骤进行处理的模拟元件信号进行A/D转换而生成数字元件信号即第1元件数据;
- [0057] 数据处理步骤,从通过A/D转换步骤输出的多个第1元件数据或对第1元件数据进行整相相加处理而生成的多个第1接收数据中选择2个以上的数据进行重合处理,生成已处理数据;
- [0058] B模式图像生成步骤,根据第1元件数据及通过数据处理步骤生成的已处理数据中的至少一个来生成B模式图像;
- [0059] 血流图像生成步骤,根据包含于第1元件数据中的血流信息生成血流图像;
- [0060] 区域设定步骤,设定血流图像生成步骤生成血流图像的血流图像区域;
- [0061] 处理区域设定步骤,根据区域设定步骤所设定的血流图像区域的信息来设定数据处理步骤进行处理的处理区域;及
- [0062] 显示图像生成步骤,根据区域设定步骤所设定的血流图像区域的信息来生成B模式图像和血流图像的合成图像。
- [0063] 发明效果
- [0064] 根据本发明能够提供一种在将B模式图像和彩色多普勒图像进行合成并显示的彩色模式中抑制帧速率的降低而确保实时性且能够提高画质的声波处理装置、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是概念性地表示图1所示的超声波诊断装置的B模式处理部的结构的一例的框图。
- [0067] 图3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。
- [0068] 图4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。

[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发的概念图,图5(b)及图5(d)分别是表示通过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)是分别用于说明基于实际的超声波波束的超声波的收发发的概念图,图6(b)及图6(d)是分别表示通过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)、图8(b)及图8(c)是用于说明真实信号的元件数据、元件数据的延迟时间及元件数据的重合状态的概念图,图8(d)、图8(e)及图8(f)是用于说明重影的各元件数据、元件数据的延迟时间及元件数据的重合状态的概念图,图8(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8(h)是用于说明图8(g)中的元件数据的重合结果的概念图。

[0073] 图9(a)及图9(b)是用于说明处理区域的概念图。

[0074] 图10是用于说明图1所示的超声波诊断装置的作用的流程图。

[0075] 图11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。

[0076] 图12是概念性地表示图11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。

[0077] 图13(a)、图13(d)及图13(g)是用于说明各自的接收元件的概念图,图13(b)、图13(e)及图13(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13(c)、图13(f)及图13(i)是表示对各自的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。

[0078] 图14(a)及图14(e)是表示分别进行重合的未处理接收数据的概念图,图14(b)及图14(f)是用于说明未处理接收数据的延迟时间的概念图,图14(c)及图14(g)是用于说明未处理接收数据的重合状态的概念图,图14(d)及图14(h)是用于说明未处理接收数据的重合结果的概念图。

具体实施方式

[0079] 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。

[0080] 另外,在本发明的实施方式中,将超声波用作声波,但并不限于超声波,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。

[0081] 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。

[0082] 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、区域设定部21、多普勒处理部22、B模式处理部24、显示图像生成部25、显示控制部26、显示部28、控制部30、操作部32及储存部34。

[0083] 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、区域设定部21、元件数据处理部35、B模式处理部24、显示图像生成部25、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。

[0084] 超声波诊断装置10具备彩色模式作为显示模式,该彩色模式将B模式图像和将2维

多普勒图像按照血液的移动方向或移动速度彩色化的彩色多普勒图像进行合成并显示所合成的超声波图像,所述B模式图像为根据通过受检体反射的超声波的强度的与受检体的组织有关的图像信息,所述2维多普勒图像为根据包含于反射的超声波中的基于多普勒效应的频移信息的,与受检体内的活体组织(例如血液)的移动有关的信息。

[0085] 另外,超声波诊断装置10也可以具备单独显示B模式图像的B模式、M模式等彩色模式以外的显示模式。

[0086] 并且,在本说明书中,超声波图像为B模式图像、彩色多普勒图像及将它们合成的图像(合成图像)。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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)。

[0094] 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)超声波换能器发送的超声波在所设定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。

[0095] 由此,从探针12(振子阵列36)对受检体发送目标超声波波束。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 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)均为多个则无限定。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。

[0099] 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。

[0100] 并且,与公知的超声波诊断装置相同,在将B模式图像和彩色多普勒图像合成并显示的彩色模式的情况下,按1帧依次进行B模式图像的生成和彩色多普勒图像的生成,并合成B模式图像和彩色多普勒图像,生成合成的超声波图像。

[0101] 并且,在生成B模式图像的情况下,为了形成1个B模式图像而依次移动收发位置,从而在多个位置(线)上进行收发。并且,在生成多普勒图像的情况下,为了形成1个多普勒图像而在相同方向上进行多次收发。

[0102] 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)。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 区域设定部21为在选择彩色模式作为显示模式时设定生成彩色多普勒图像的区域即血流图像区域的部位。另外,以下说明中将血流图像区域也称作彩色区域ROI。

[0107] 基于区域设定部21的彩色区域ROI的设定方法并无特别限定,可以利用各种公知的彩色区域ROI的设定方法。

[0108] 例如,若操作者选择彩色模式,则与显示于显示部28的超声波图像(B模式图像)重叠并显示表示彩色区域ROI的框。操作者边观察显示于显示部28的超声波图像,边操作操作部32,从而将重叠于该超声波图像而显示的表示ROI的框进行移动、缩放、变形,指示彩色区域ROI的位置、大小、形状。区域设定部21根据来自操作部32的输入操作设定彩色区域ROI。

[0109] 另外,此时,例如可以将输入有表示确定彩色区域ROI的指示的情况视为设定有彩色区域ROI,或者将表示ROI的框停止了规定时间(规定帧数的期间)的情况视为设定有彩色区域ROI。或者将设定彩色区域ROI的操作开始的时刻视为设定有彩色区域ROI。

[0110] 并且,在基于彩色模式的超声波图像的显示中,在由操作者进行变更彩色区域ROI的位置的操作时,与前面相同地显示有表示彩色区域ROI的框,操作者操作操作部32,将表示ROI的框进行移动、缩放、变形,从而也能够设定彩色区域ROI。

[0111] 区域设定部21将所设定的彩色区域ROI的信息提供到多普勒处理部22及B模式处理部24。

[0112] 多普勒处理部22为如下部位,在选择彩色模式作为显示模式时,根据区域设定部21设定的彩色区域ROI的信息,由存储于元件数据存储部中的元件数据生成彩色区域ROI的彩色多普勒图像。

[0113] 具体而言,多普勒处理部22进行元件数据的频率分析,从而生成表示受检体和超声波探针12的相对移动速度的多普勒数据。在此,若将声速设为C、将超声波前进方向上的超声波探针12和活体组织的相对移动速度设为V、将所发送的超声波的频率设为 f_s 、将接收到的超声波的频率设为 f_r ,则成立

$$[0114] \quad f_r = f_s \cdot (C+V) / (C-V)$$

$$[0115] \quad = f_s + 2V / (C-V) \cdot f_s \approx f_s + 2V / C \cdot f_s \quad (1)$$

[0116] 的关系。在此,若将多普勒偏频移率设为 $\Delta f (=f_r - f_s)$,则通过式(1)成为

$$[0117] \quad \Delta f = (2V / C) \cdot f_s \quad (2)。$$

[0118] 从而,可知若将式(2)变换为 $V = \Delta f \cdot C / 2 / f_s$,则可以由多普勒偏频移率 Δf 求出移动速度V。多普勒处理部22进行元件数据的频率分析,从而算出多普勒偏频移率 Δf ,获取相对于超声波探针12的活体组织的相对移动速度V的信息作为多普勒数据。另外,多普勒数据在通过区域设定部21设定的彩色区域ROI内的多个样品点生成。

[0119] 另外,多普勒处理部22使用预先指定的速度转换标度将每一个样品点的各多普勒数据转换为颜色信息,并实施规定处理,从而生成彩色多普勒图像数据。

[0120] 多普勒处理部22将所生成的彩色多普勒图像数据提供到显示图像生成部25。

[0121] 另外,在本实施方式中,多普勒处理部22构成为根据多普勒效应而生成血流图像,但并不限于此,也可以构成为通过能量多普勒法等各种公知方法而生成血流图像。

[0122] B模式处理部24为根据基于控制部30的控制读取存储于元件数据存储部20中的元件数据而生成B模式图像的部位。

[0123] 如图2所示,B模式处理部24具有元件数据处理部35和图像生成部37。

[0124] 元件数据处理部35为将元件数据进行重合而生成对应于各元件数据的已处理元件数据(第2元件数据)的部位。

[0125] 具体而言,元件数据处理部35根据基于控制部30的控制及来自区域设定部21的处理区域的信息,将存储于元件数据存储部20中的元件数据中的,通过成为中心的超声波换能器(成为中心的元件(中心元件))不同且超声波波束的发送区域重合的规定数量(多个)超声波波束的发送而得到的元件数据,按照各超声波换能器接收到超声波回声的时间(延迟时间)及超声波换能器的位置进行重合,从而生成对应于元件数据(后述关注元件的元件数据)的已处理元件数据。

[0126] 关于在元件数据处理部35中的处理,后面将详细叙述。

[0127] 元件数据处理部35将所生成的已处理元件数据发送到图像生成部37。

[0128] 图像生成部37根据基于控制部30的控制由未处理元件数据或从元件数据处理部35提供的已处理元件数据生成接收数据(声线信号),并由该接收数据生成B模式图像。

[0129] 另外,无论是未处理元件数据及已处理元件数据中的任一种,在图像生成部37进行的处理都相同。

[0130] 图像生成部37具有整相相加部38、检波处理部40、DSC42、图像处理部44及图像存储器46。

[0131] 整相相加部38将未处理元件数据或元件数据处理部35生成的已处理元件数据进行整相相加而进行接收聚焦处理,生成接收数据。

[0132] 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38根据控制部30选择的接收延迟模式使已处理元件数据的各信号延迟相当于每一个各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已处理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。

[0133] 整相相加部38将所生成的接收数据提供到检波处理部40。

[0134] 图3中示出接收聚焦处理的一例。

[0135] 在此,图3是探针12所具有的多个超声波换能器在图3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。

[0136] 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。

[0137] 如图3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(3)算出。

$$[0138] \quad d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \dots \dots (3)$$

[0139] 从而,使用受检体内的超声波的声速(环境声速) V_a ,可通过式(4)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 。

$$[0140] \quad t_n = d_n / V_a = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V_a \dots \dots (4)$$

[0141] 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3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。

[0142] 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。

[0143] 整相相加部38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,生成接收数据。

[0144] 检波处理部40对整相相加部38所生成的接收数据,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。

[0145] DSC(digital scan converter)42将在检波处理部40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)。

[0146] 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图像生成部25或显示控制部26、及/或储存于图像存储器46。

[0147] 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,以显示于显示部28。或者以合成图像生成而被显示图像生成部25读取。

[0148] 显示图像生成部25为如下部位,在彩色模式的情况下,将多普勒处理部22生成的彩色多普勒图像数据和B模式处理部24生成的B模式图像数据进行合成而生成用于显示的

合成图像数据。

[0149] B模式图像数据和彩色多普勒图像数据的合成方法并无特别限定,可以利用通过公知的超声波诊断装置进行的各种合成方法。例如以通过亮度显示B模式图像且通过色度来显示多普勒图像的方式生成合成图像数据即可。

[0150] 显示图像生成部25将所生成的合成图像数据输出到显示控制部26。

[0151] 显示控制部26在彩色模式中使用通过显示图像生成部25生成的合成图像数据,在显示部28中显示合成的超声波图像。并且,作为显示模式而选择彩色模式以外的模式的情况下,将对应于所选择的显示模式的图像显示于显示部28。例如作为显示模式而选择B模式的情况下,显示通过B模式处理部24生成的B模式图像。

[0152] 显示部28包括例如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。

[0153] 控制部30为根据由操作者从操作部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。

[0154] 并且,控制部30将使用操作部32由操作者输入的各种信息提供到必要部位。例如在操作部32中输入在区域设定部21中使用的彩色区域ROI的设定所需信息、在多普勒处理部22中使用的彩色多普勒图像的生成所需信息、在元件数据处理部35及图像生成部37的整相相加部38中使用的延迟时间计算所需信息、及在元件数据处理部35中元件数据处理所需信息时,根据需要将这此信息提供到发送部14、接收部16、元件数据存储部20、区域设定部21、多普勒处理部22、元件数据处理部35、图像生成部37及显示控制部26等各部。

[0155] 并且,在由操作者从操作部32输入显示模式的选择的情况下,控制部30按照显示模式控制超声波诊断装置10的各部。

[0156] 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。

[0157] 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等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。并且,操作部32具备用于输入设定彩色区域ROI的信息的输入功能。并且,操作部32具备用于选择显示模式的输入功能。

[0158] 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。

[0159] 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、已处理元件数据的生成有关的信息,进而储存从操作部32输入的探针12的信息、发送开口及接收开口、焦点位置的信息等用于控制部30进行超声波诊断装置的动作或控制的必要信息等。

[0160] 储存部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。

[0161] 另外,在超声波诊断装置10中,区域设定部21、多普勒处理部22、元件数据处理部35、整相相加部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。然而,在本发明中也可以使用数字电路构成这些部位。

[0162] 如上所述,元件数据处理部35为如下部位: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,通过成为中心的超声波换能器(中心元件)不同且超声波波束的

发送区域重叠的规定数量(多个)超声波波束的发送而得到的元件数据,按照各超声波换能器接收到的时间及超声波换能器的位置进行重合,从而生成已处理元件数据。

[0163] 另外,以下说明中将超声波换能器只称作“元件”。

[0164] 图4中使用框图概念性地表示元件数据处理部35的结构。

[0165] 如图4所示,元件数据处理部35具有处理区域设定部47、延迟时间计算部48及重合处理部49。

[0166] 处理区域设定部47为根据区域设定部21所设定的彩色区域ROI的信息来设定重合处理部49中的进行重合处理的处理区域的部位。

[0167] 具体而言,处理区域设定部47根据彩色区域ROI的位置、大小、形状的信息将包含通过该彩色区域ROI的线的区域设定为处理区域。

[0168] 关于处理区域设定部47中的处理区域的设定方法,后面将详细叙述。

[0169] 处理区域设定部47将所设定的处理区域的信息提供到重合处理部49。

[0170] 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。

[0171] 并且,延迟时间计算部48根据用于使发送(生成)超声波波束的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元件数据的延迟时间。

[0172] 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。

[0173] 重合处理部49根据从处理区域设定部47提供的处理区域的信息、与从操作部32输入的或者从操作部32输入之后储存于储存部34中的重合的元件数据的数目及重合处理方法等元件数据处理有关的信息,从存储于元件数据存储部20中的元件数据中读取进行重合的元件数据(通过中心元件不同且发送区域重合的超声波波束而得到的元件数据(在2个以上的每一个对象物区域生成的2个以上的元件数据))。

[0174] 另外,重合处理部49根据通过延迟时间计算部48算出的与各元件数据对应的延迟时间,将2个以上的元件数据在接收时间上即配合时间且配合接收到的探头元件的绝对位置进行重合,从而生成已处理元件数据。

[0175] 另外,在本实施方式的超声波诊断装置10中,重合处理部49在彩色模式的情况下,在处理区域设定部47所设定的处理区域中进行元件数据的重合处理,在除此以外的区域不进行重合处理。

[0176] 以下,对在元件数据处理部35中进行的元件数据的处理进行详细说明。

[0177] 首先,在超声波探针12中,从发送开口即为发送超声波波束而发送超声波的元件(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。

[0178] 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。

[0179] 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。

[0180] 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。

[0181] 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。

[0182] 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)。

[0183] 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。

[0184] 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。

[0185] 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”)。

[0186] 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。

[0187] 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。

[0188] 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”)。

[0189] 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。

[0190] 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”)。

[0191] 这种重影的元件数据68会成为使由元件数据生成的超声波图像的精度降低的原因。

[0192] 元件数据处理部35通过延迟时间计算部48算出对应于元件数据的延迟时间,重合处理部49将2个以上的元件数据按照该延迟时间及元件的绝对位置进行重合,从而生成增强真实信号且使重影的信号衰减的高精度元件数据即已处理元件数据。

[0193] 如上所述,延迟时间计算部48算出通过接收元件(接收开口)的各元件接收的元件数据的延迟时间。

[0194] 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。

[0195] 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。

[0196] 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。

[0197] 在元件数据处理部35的延迟时间计算部48中,相对于真实的元件数据的重影的元件数据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。

[0198] 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。

[0199] 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。

[0200] 在此,如上所述,在处理条件变更部23变更了声速值的情况下,延迟时间计算部48使用处理条件变更部23所设定的声速值来算出延迟时间。

[0201] 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。

[0202] 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。

[0203] 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。

[0204] 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。

[0205] 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。

[0206] 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。

[0207] 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 $Lua=Lta+Lra=2z$ 。

[0208] 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。

[0209] 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。

[0210] 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)。

[0211] 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。

[0212] 从而,重影的反射回声的情况的超声波的传播距离Lub为 $Lub=Ltb+Lrb=df+\sqrt{\{(z-df)^2+Le^2\}}+z$ 。

[0213] 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。

[0214] 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。

[0215] 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。

[0216] 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。

[0217] 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。

[0218] 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,由发送元件

与反射点的位置关系能够算出真实的元件数据及其周边的重影的元件数据的延迟时间。

[0219] 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。

[0220] 图7(c)中示出真实的元件数据66及重影的元件数据68。

[0221] 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)。

[0222] 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。

[0223] 另外,如此在元件数据处理部35的延迟时间计算部48中算出的延迟时间能够使用于整相加部38中的延迟校正中。

[0224] 后面将详细叙述,在本发明中,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,将通过中心元件不同且超声波波束的至少一部分重复的超声波波束的发送而得到的元件数据配合超声波回声的接收时间和元件的位置进行重合,从而生成关注元件的已处理元件数据(第2元件数据)(重新建立关注元件的元件数据)。

[0225] 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。换言之,将通过关注元件的收发而得到的元件数据假定为真实的元件数据,将通过中心元件不同的收发而得到的元件数据假定为重影的元件数据而算出延迟时间,并进行元件数据的重合。

[0226] 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,并进行元件数据的重合,生成各元件的已处理元件数据。

[0227] 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。

[0228] 并且,该重合处理中无需了解真实的元件数据为哪一个元件数据。即后面利用图8(a)~图8(h)进行详述,该重合处理中,若包含于元件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。

[0229] 接着,在本发明的元件数据处理部35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元件数据的重合处理。

[0230] 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,这些信息可以预先通过操作部32而输入,也可以预先储存于储存部34中。

[0231] 图8(a)~图8(h)中示出在重合处理部49中进行的重合处理的一例。另外,图8(a)~图8(h)中示出的例子是元件数据的数目为5个、重合元件数据的数目为3个的情况。

[0232] 图8(a)以横向排列的方式表示通过5次超声波的收发而得到的5个元件数据。并且,图8(a)表示按每一个元件数据发送超声波波束并接收超声波回声的状态。各元件数据的横轴表示接收元件,并在各自的元件数据中将收发超声波波束中的中心元件表示为中心。纵轴表示接收时间。该例中,例如使所述元件52b~52f等中心元件逐个偏移1个元件而进行5次超声波的收发。

[0233] 图8(a)中示出只有在中央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央元件数据,在收发超声波中接收来自反射点的真实的超声波回声。即正中央元件数据为真实的元件数据。

[0234] 关于正中央元件数据以外的两侧2个元件数据,在收发超声波的中心元件的正下方不存在反射点。然而,通过所发送的超声波波束的扩展,超声波波束抵达存在于正中央元件数据的发送元件的正下方的反射点,从而映射所生成的反射回声的元件数据即重影的元件数据。

[0235] 重影的元件数据越远离真实的元件数据,则至反射点的超声波的传播时间越长,因此与真实的元件数据相比接收时间会延迟。并且,最初接收到来自反射点的超声波回声的接收元件为反射点的正上方的元件(反射点与方位方向的位置一致的元件)。

[0236] 在此,图8(a)的各元件数据的横轴将发送超声波波束时的中心元件作为中心。从而,在图8(a)所示例中,由于在每一个元件数据中使该中心元件逐个偏移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逐个偏移1个元件。即在正中央元件数据中,最初接收来自反射点的反射信号的接收元件为中心元件,但两个相邻的元件数据比正中央元件数据偏移1个元件,在右侧的元件数据向左偏移1个元件,左侧的元件数据向右偏移1个元件。另外,两端的元件数据比正中央元件数据偏移2个元件,右端的元件数据向左偏移2个元件,左端的元件数据向右偏移2个元件。如此,重影的信号相对于真实信号不仅接收时间延迟,而且相对于接收元件的方向也产生有偏移。

[0237] 图8(b)中示出相对于图8(a)所示的5个元件数据中的正中央元件数据的接收时间的延迟时间的一例。

[0238] 在重合处理部49中,使用图8(b)所示的延迟时间,在将正中央元件数据的中心元件设为关注元件的情况下,以关注元件的元件数据为中心进行相当于所重合的元件数据的量,图示例中进行相当于3个元件数据的量的延迟时间的校正,且将各元件数据按照与关注元件的元件位置之差(中心元件彼此的位置之差),在图示例中使两侧的元件数据分别向方位方向位移1个元件的量即配合相位而重合3个元件数据量的未处理元件数据,作为关注元件的1个重合已处理元件数据而求出。

[0239] 即在该例中,对通过将关注元件作为中心元件的收发超声波而得到的元件数据(以下也称作关注元件的元件数据),使通过将关注元件的相邻元件作为中心元件的收发超声波而得到的元件数据(以下也称作相邻元件的元件数据)进行重合,从而生成关注元件的

元件数据的已处理元件数据。

[0240] 图8(c)中示出如此得到的关注元件的重合已处理元件数据。

[0241] 如上所述,图8(a)所示的关注元件的元件数据为在中心元件(即关注元件)的正下方存在反射点的真实的元件数据。并且,通过将关注元件相邻的元件作为中心元件的收发而得到的元件数据也为入射于反射点并反射的超声波回声的数据。

[0242] 从而,若对关注元件的元件数据的两侧相邻元件的元件数据进行延迟时间校正及方位方向的位移而进行相位一致,则如图8(c)所示,相邻元件的元件数据和关注元件的元件数据的相位一致,因此在高亮度位置上重合。因此若将这些元件数据例如进行相加,则元件数据值显示出较大的值(高亮度值),例如即使进行平均而求出平均值也显示出被增强的值(高亮度值)。

[0243] 与此相对,图8(d)为与图8(a)相同的元件数据,但表示将正中央元件数据的左侧相邻的元件数据的中心元件作为关注元件的情况的一例。即该例表示将正下方不存在反射点的元件作为中心元件的超声波的收发的,将中心元件作为关注元件的情况的一例。从而,将该元件作为中心元件的元件数据为重影的元件数据。

[0244] 图8(e)与图8(b)相同而示出相对于图8(a)所示的5个元件数据的关注元件的元件数据的,接收时间的延迟时间的一例。即图8(a)和图8(d)为相同的元件数据,因此相对于图8(d)所示的5个元件数据的正中央元件数据的,接收时间的延迟时间也相同。

[0245] 在重合处理部49中,利用图8(e)(即与图8(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相当于重合元件数据量,图示例中进行相当于3个元件数据量的延迟时间校正,且将各元件数据按照与关注元件的元件位置之差(中心元件彼此的位置之差),在图示例中使两侧的元件数据分别向方位方向位移1个元件的量而重合3个元件数据量的未处理元件数据,作为关注元件的1个重合已处理元件数据而求出。

[0246] 图8(f)中示出如此得到的关注元件的重合已处理元件数据。

[0247] 图8(d)所示的关注元件的元件数据为重影的元件数据。因此,即使对关注元件的元件数据的两侧相邻元件的未处理元件数据进行延迟时间校正及方位方向的位移而进行相位一致,也如图8(f)所示,相邻元件的各元件数据和关注元件的元件数据也会因彼此的相位不一致而不重合。因此,即使将这些3个元件数据例如进行相加,也会因相位不一致而使相位颠倒的信号等信号抵消,从而相加值不会增大,例如若进行平均而求出平均值,则显示出较小的值。

[0248] 关于其它元件数据,也作为关注元件的元件数据进行相同的延迟时间校正及方位方向的位移的结果,图示例的5个元件数据的分别相邻的3个元件数据重合的状态在图8(g)中示出,与此相对,作为重合处理进行例如加法处理或平均处理的结果在图8(h)中示出。

[0249] 如图8(h)所示,将图8(a)所示的正下方存在反射点的中心元件作为关注元件的情况下,真实信号的元件数据作为具有高亮度值的重合已处理元件数据而求出。与此相对,其两侧的各2个元件数据的共4个元件数据中,重影的元件数据彼此将相位不一致的元件数据进行相加或平均化。因此元件数据彼此之间相互抵消,因此重影的重合已处理元件数据值相对于真实信号的元件数据即具有高亮度值的重合已处理元件数据小,相对于真实的元件数据能够减小重影的元件数据的影响,或者能够将其影响减小为可忽略的程度。

[0250] 即,将某一元件作为关注元件,对通过将该关注元件作为中心元件的收发超声波

波束而得到的元件数据(关注元件的元件数据),将通过中心元件不同且超声波波束的发送区域重合的超声波的收发而得到的元件数据1个以上进行时间及方位方向的定位而重合,生成与关注元件的元件数据对应的已处理元件数据(换言之,进行使用了超声波波束的至少一部分重合,且基于中心元件不同的收发的元件数据的,关注元件的元件数据的重新建立(校正)),从而将真实的元件数据进行高亮度化且能够减小重影的元件数据。

[0251] 因此,对已处理元件数据进行整相相加或检波处理而生成接收数据,生成B模式图像,从而消除重影的影响,即能够通过等于在声线上的所有点上连接了焦点的元件数据生成B模式图像,因此能够生成高亮度且清晰度优异的高画质B模式图像。

[0252] 另外,以下说明中,将该已处理元件数据的生成也称作多线处理。

[0253] 并且,该已处理元件数据为本发明中的已处理数据之一。

[0254] 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。

[0255] 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。

[0256] 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元件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。

[0257] 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。

[0258] 并且,与关注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,或者也可以是3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。基本上,重合的元件数据的数目越多,画质越高。

[0259] 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可以根据深度而变更。

[0260] 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。

[0261] 另外,在以上多线处理中,通过发送将中心元件不同且超声波波束的发送方向平行(角度相同)的多个超声波波束而得到的元件数据进行重合,从而生成关注元件的元件数据的已处理元件数据,但本发明并不限于此。

[0262] 例如,也可以将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进行重合,从而生成已处理元件数据。此时,至于生成通过哪个超声波波束的发送而得到的元件数据的已处理元件数据(即,至于生成哪个方向的声线的已处理元件数据),可以根据诊查部位或探针的种类等按照默设定,或者也可以使操作者进行选

择。

[0263] 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。

[0264] 如上所述,元件数据处理部35将所生成的已处理元件数据发送到图像生成部37(整相相加部38)。

[0265] 在被提供已处理元件数据的图像生成部37中,如上所述,整相相加部38将已处理元件数据进行整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对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。

[0266] 在图像生成部37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。

[0267] 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/或发送到显示图像生成部25。

[0268] 在此,如上所述,在显示模式为彩色模式的情况下,处理区域设定部47根据在区域设定部21中设定的彩色区域ROI的信息来设定处理区域,重合处理部49在所设定的处理区域进行多线处理。

[0269] 具体而言,处理区域设定部47将至少包括通过彩色区域ROI的线的区域设定为处理区域。

[0270] 利用图9(a)及图9(b),对基于这种处理区域设定部47的处理区域的设定方法的一例进行详细说明。

[0271] 图9(a)为用于说明设定于摄像区域中的彩色区域ROI和处理区域的关系的概念图,图中横向对应元件的排列方向,纵向对应深度方向。

[0272] 如图9(a)所示,在摄像区域中,若设定用实线表示的彩色区域ROI,则处理区域设定部47将包括通过彩色区域ROI的线的范围(图中用虚线表示的范围)设定为处理区域。

[0273] 若处理区域被设定,则重合处理部49对与处理区域内的线对应的元件数据进行多线处理,从而生成与处理区域内的各线对应的已处理元件数据,对与除此以外的区域的线对应的元件数据则不进行多线处理。即处理区域的B模式图像由通过多线处理而生成的已处理元件数据生成,除处理区域以外的区域的B模式图像由未处理元件数据生成。

[0274] 如上所述,当生成B模式图像时,通过进行多线处理而去除重影信号的影响,从而提高画质。然而,若对整个摄像区域的线进行多线处理,则计算负荷提高且需要较长的处理时间。另一方面,当生成彩色多普勒图像时,为了确保检测多普勒效应时的灵敏度以提高画质,需要增加相同方向的发送次数。

[0275] 因此,在将B模式图像和彩色多普勒图像重叠显示的彩色模式中,在生成B模式图像时,若进行多线处理,则存在因帧速率大幅降低而实时性受损的问题。

[0276] 与此相对,在本发明中,在彩色模式中当生成B模式图像时,根据生成彩色多普勒图像的区域即彩色区域ROI的信息来设定处理区域设定部47进行多线处理的处理区域,重合处理部49对与所设定的处理区域内的线对应的元件数据进行多线处理而生成已处理元件数据,对与除处理区域以外的线对应的元件数据则不进行多线处理。图像生成部37由已处理元件数据生成对应于处理区域的B模式图像,由未处理元件数据生成除处理区域以外

的B模式图像。

[0277] 通过限制进行这种多线处理的范围,提高视为与操作者所关注的彩色区域ROI对应的区域的B模式图像的画质,并减小基于多线处理的计算负荷,从而防止帧速率降低,确保彩色模式中的显示的实时性。

[0278] 在图9 (a) 所示例中,构成为彩色区域ROI的形状为矩形形状,且用于生成B模式图像的超声波的收发方向和用于生成彩色多普勒图像的超声波的收发方向一致,但并不限定于此。即用于生成B模式图像的超声波的收发方向和用于生成彩色多普勒图像的超声波的收发方向也可以不同。

[0279] 图9 (b) 是用于说明设定于摄像区域中的彩色区域ROI与处理区域的关系的概念图,图中横向对应于元件的排列方向,纵向对应于深度方向。

[0280] 如图9 (b) 中用实线所示,彩色区域ROI被设定为在深度方向上相对于元件的排列方向倾斜的区域。即该彩色区域的彩色多普勒图像通过在向深度方向倾斜的方向上转向发送的超声波的收发而生成。

[0281] 另一方面,用于生成与该彩色多普勒图像重合的B模式图像的超声波的收发方向为与元件的排列方向正交的方向。即用于生成B模式图像的超声波的收发方向和用于生成彩色多普勒图像的超声波的收发方向不一致。

[0282] 这种情况下,处理区域设定部47将包括用于生成B模式图像的超声波的收发的线中的,如图中用虚线表示的通过彩色区域ROI的线的区域设定为处理区域。

[0283] 在如此设定处理区域的情况下,也能够提高对应于彩色区域ROI的区域的B模式图像的画质,且减小基于多线处理的计算负荷,从而防止帧速率降低,确保彩色模式中的显示的实时性。

[0284] 另外,在图示例中,处理区域设定部47构成为将包括通过彩色区域ROI的线的区域设定为处理区域,但并不限定于此,也可以将包括彩色区域ROI内的采样点的区域设定为处理区域。

[0285] 并且,在操作部32进行彩色区域ROI的设定操作期间,处理区域设定部47可以将处理区域设定为无。即,在操作者进行用于设定彩色区域ROI的操作期间,可视为不是为了进行诊断而仔细观察图像,因此在进行彩色区域ROI的设定操作期间,将处理区域设定为无,且不进行多线处理,从而能够维持较高的帧速率。

[0286] 以下,参考图10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。

[0287] 另外,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。

[0288] 在超声波诊断装置10中,若选择彩色模式,则首先进行提醒彩色区域ROI的设定的显示,按照由操作者进行的来自操作部32的输入指示,区域设定部21设定彩色区域ROI。若彩色区域ROI被设定,则为了在多普勒处理部22生成彩色多普勒图像,按照来自控制部30的指示,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,由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。

[0289] 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。

[0290] 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。

[0291] 元件数据被存储于元件数据存储部20。

[0292] 多普勒处理部22依次读取存储于元件数据存储部20中的元件数据,并进行元件数据的频率分析,从而生成表示受检体和超声波探针12的相对移动速度的多普勒数据,使用预先指定的速度转换标度将该多普勒数据转换为颜色信息并实施规定处理,从而生成彩色多普勒图像数据。多普勒处理部22将所生成的彩色多普勒图像数据提供到显示图像生成部25。

[0293] 接着,为了在B模式处理部24中生成B模式图像,首先,处理区域设定部47根据彩色区域ROI设定处理区域。并且,根据来自控制部30的指示,发送部14驱动对应于探针12的元件,对受检体发送超声波波束,由受检体而反射的超声波回声通过超声波换能器而被接收,模拟接收信号被输出到接收部16。

[0294] 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,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。

[0295] 元件数据被存储于元件数据存储部20。

[0296] 关于与处理区域设定部47所设定的处理区域内的线对应的元件数据,元件数据处理部35读取存储于元件数据存储部20中的元件数据并进行多线处理,从而生成已处理元件数据。

[0297] 具体而言,如所述的图8(a)~图8(h)所示,元件数据处理部35例如对关注元件和与其相邻的两个元件算出相对于关注元件的元件数据的两个相邻元件的元件数据的延迟时间,并进行相邻元件的元件数据的延迟时间校正及方位方向的位移,将两侧相邻的元件的元件数据重合于关注元件的元件数据,从而生成关注元件的已处理元件数据。

[0298] 元件数据处理部35分别对与处理区域内的线对应的元件数据进行元件数据的重合,从而生成多个已处理元件数据。元件数据处理部35将所生成的已处理元件数据提供到图像生成部37。图像生成部37使用该已处理元件数据和与除处理区域以外的线对应的未处理元件数据而生成B模式图像数据。所生成的B模式图像数据被提供到显示图像生成部25。

[0299] 显示图像生成部25将被提供的彩色多普勒图像数据和B模式图像数据进行合成而生成合成图像数据并提供到显示控制部26。显示控制部26将被提供的合成图像(超声波图像)显示于显示部。

[0300] 如此,在彩色模式中,当生成B模式图像时,仅对与根据彩色区域ROI而设定的处理区域内的线对应的元件数据进行多线处理,因此提高对应于彩色区域ROI的区域的B模式图像的画质,且减小基于多线处理的计算负荷,从而防止帧速率降低,能够确保彩色模式中的显示的实时性。

[0301] 另外,当未选择彩色模式的情况下,例如在选择B模式的情况下,如图10所示,首先,在控制部30的控制下进行超声波的收发而获取元件数据。接着,在B模式处理部24中生成B模式图像。此时,元件数据处理部35对与整个摄像区域的线对应的元件数据进行多线处理而生成已处理元件数据。元件数据处理部35将所生成的已处理元件数据提供到图像生成部37,图像生成部37使用该已处理元件数据而生成B模式图像数据。所生成的B模式图像数据为了显示而被提供到显示控制部26。

[0302] 另外,在上述第1实施方式中,构成为仅对与处理区域内的线对应的元件数据进行多线处理,但本发明并不限于此,也可以构成为如下,即对与除处理区域以外的线对应的元件数据,通过少于对与处理区域内的线对应的元件数据进行的多线处理的重合数来进行多线处理。

[0303] 在此,在第1实施方式中,构成为元件数据处理部35中的多线处理利用元件数据进行,但本发明并不限于此,也可以构成为对将第1元件数据进行整相相加的第1接收数据进行多线处理。

[0304] 图11中通过框图概念性地表示本发明的第2实施方式即超声波诊断装置的B模式处理部的一例。

[0305] 另外,第2实施方式的超声波诊断装置除了具有B模式处理部112来代替B模式处理部24以外,具有与图1所示的超声波诊断装置10相同的结构。

[0306] 并且,图11所示的B模式处理部112具有数据处理部114来代替元件数据处理部35,且具有图像生成部116来代替图像生成部37,除此以外,具有与图2所示的B模式处理部24相同的结构,因此对相同的构成要件标注相同的参考符号,并省略其详细说明。

[0307] B模式处理部112为由存储于元件数据存储部20中的元件数据生成B模式图像的部位,具有数据处理部114和图像生成部116。

[0308] 图12中利用框图概念性地表示数据处理部114的结构。

[0309] 数据处理部114具有整相相加部118、处理区域设定部47、延迟时间计算部48及重合处理部120。

[0310] 整相相加部118将从元件数据存储部20读取的元件数据进行整相相加而进行接收聚焦处理,生成第1接收数据(未处理接收数据)。

[0311] 在此,整相相加部118对1个元件数据改变基准线进行多次上述接收聚焦处理,每一个元件数据中生成2个以上的未处理接收数据。

[0312] 重合处理部120根据所重合的数据的数目及重合处理方法等数据处理有关的信息,获取在整相相加部118中生成的未处理接收数据。

[0313] 并且,重合处理部120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,生成已处理(第2)接收数据。

[0314] 具体而言,重合处理部120对从整相相加部118所提供的未处理接收数据,将在同一条线上经过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超声波回声的时间进行重合,从而生成与1个未处理接收数据对应的已处理接收数据。

[0315] 另外,该已处理接收数据为本发明中的已处理数据之一。

[0316] 利用图13(a)~图13(i)及图14(a)~图14(h)对整相相加部118及重合处理部120进行详细说明。

[0317] 首先,利用图13(a)~图13(i)对整相相加部118中的整相相加处理进行详细说明。

[0318] 图13(a)、图13(d)及图13(g)为用于说明各接收元件的概念图,图13(b)、图13(e)及图13(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13(c)、图13(f)及图13(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。

[0319] 另外,图13(a)~图13(i)表示在与第 n 个元件对应的线上存在反射点的状态。

[0320] 首先,利用图13(a)~图13(c)对由1个元件数据生成2以上的未处理接收数据的一例进行说明。

[0321] 图13(a)为概念性地表示排列有多个元件的振子阵列36的图。图13(a)中用 n 表示元件的位置,用阴影线表示接收元件。即,图13(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。

[0322] 图13(b)是概念性地表示通过图13(a)所示的接收元件而获取的元件数据的图。并且,图13(b)的位置对应于图13(a)所示的接收元件的位置而表示。

[0323] 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。

[0324] 整相相加部118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13(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118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13(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。

[0325] 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,而所生成的接收数据表示为第 x (y)个接收数据。

[0326] 即,在本实施方式的整相相加部118中,使用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13(c)所示生成5个未处理接收数据。

[0327] 从而,如图13(d)~图13(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13(f)所示的5个未处理接收数据。并且,如图13(g)~图13(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13(i)所示的5个未处理接收数据。

[0328] 由此,整相相加部118对必要元件数据进行多次整相相加处理,生成多个未处理接收数据。

[0329] 整相相加部118将未处理接收数据提供到重合处理部120。

[0330] 另外,在整相相加部118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。

[0331] 并且,整相相加部118优选根据超声波波束的宽度生成对应于该宽度的线量的未处理接收数据。由此,能够充分发挥重合的效果,且能够减少所存储的数据量。另外,超声波波束的宽度是指采样点的深度中的超声波波束的宽度。

[0332] 具体而言,整相相加部118优选对1个元件数据生成3~10线量的未处理接收数据。

[0333] 并且,对进行整相相加处理的线并无特别限定,优选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的线、及中心元件的左右相邻的2个以上的元件的线为基准进行整相相加处理。

[0334] 接着,利用图14(a)~图14(h)对重合处理部120中的重合处理进行详细说明。

[0335] 图14(a)及图14(e)为分别概念性地表示进行重合的未处理接收数据的概念图,图

14 (b) 及图14 (f) 为用于说明未处理接收数据的延迟时间的概念图,图14 (c) 及图14 (g) 为用于说明未处理接收数据的重合状态的概念图,图14 (d) 及图14 (h) 为用于说明未处理接收数据的重合结果的概念图。

[0336] 另外,图14 (a) ~图14 (h) 所示例为将重合处理部120中的重合数设为5个的例子。

[0337] 并且,图14 (a) 、图14 (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。

[0338] 如图14 (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,重合处理部120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获取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)。

[0339] 重合处理部120根据延迟时间计算部48算出的延迟时间(图14 (b)) 分别对5个未处理接收数据进行延迟时间校正并重合(图14 (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14 (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。

[0340] 在此,重合处理部120在彩色模式中对与根据彩色区域ROI设定的处理区域对应的未处理接收数据进行重合处理并生成已处理接收数据,对与除处理区域以外的区域对应的未处理接收数据不进行重合处理。

[0341] 由此,提高与彩色区域ROI对应的区域的B模式图像的画质,且减小基于多线处理的计算负荷,从而防止帧速率降低,能够确保彩色模式中的显示的实时性。

[0342] 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,重合处理部120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14 (e))。

[0343] 重合处理部120根据延迟时间(图14 (f)) 分别对5个未处理接收数据进行延迟时间校正并重合(图14 (g)),并通过进行相加或平均而生成第 $n-1$ 个已处理接收数据(图14 (h))。

[0344] 在此,如图14 (a) ~图14 (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14 (d))。

[0345] 另一方面,如图14 (e) ~图14 (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14 (h))。

[0346] 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。

[0347] 如此,通过对已处理接收数据进行检波处理等而生成B模式图像,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B模式图像,因此能够生成高亮度且清晰度优异的高画质的B模式图像。

[0348] 如此,能够利用对元件数据进行整相相加处理的未处理接收数据来进行重合处理(多线处理)。另外,在能够减小所保持(存储)的数据量的方面考虑,优选在进行整相相加处

理之后进行重合处理的结构。

[0349] 数据处理部114将所生成的已处理接收数据提供到图像生成部116。

[0350] 图像生成部116具有检波处理部40、DSC42、图像处理部44及图像存储器46。

[0351] 在图像生成部116中,检波处理部40通过对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。另外,DSC42将B模式图像数据光栅转换成与通常的电视信号的扫描方式对应的图像数据,并在图像处理部44中实施灰度处理等规定处理。

[0352] 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,及/或发送到显示图像生成部25。

[0353] 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,在不脱离本发明的主旨的范围内可以进行各种改进或变更是理所当然的。

[0354] 例如为了在不具有将1个图像量的元件数据进行存储的元件数据存储部20的情况下进行多线处理,可以对应于1个关注元件而每次进行必要次数的超声波的收发。

[0355] 符号说明

[0356] 10、110-超声波诊断装置,12-(超声波)探针,14-发送部,16-接收部,18-A/D转换部,20-元件数据存储部,21-区域设定部,22-多普勒处理部,24-B模式处理部,25-显示图像生成部,26-显示控制部,28-显示部,30-控制部,32-操作部,34-储存部,35-元件数据处理部,36-振子阵列,37、116-图像生成部,38、118-整相相加部,40-检波处理部,42-DSC,44-图像处理部,46-图像存储器,47-处理区域设定部,48-延迟时间计算部,49、120-重合处理部,52-元件,54-反射点,56、64-超声波波束,58-焦点,60-接收路径,61-发送路径,62-元件数据,66-真实的元件数据,68-重影的元件数据,114-数据处理部。

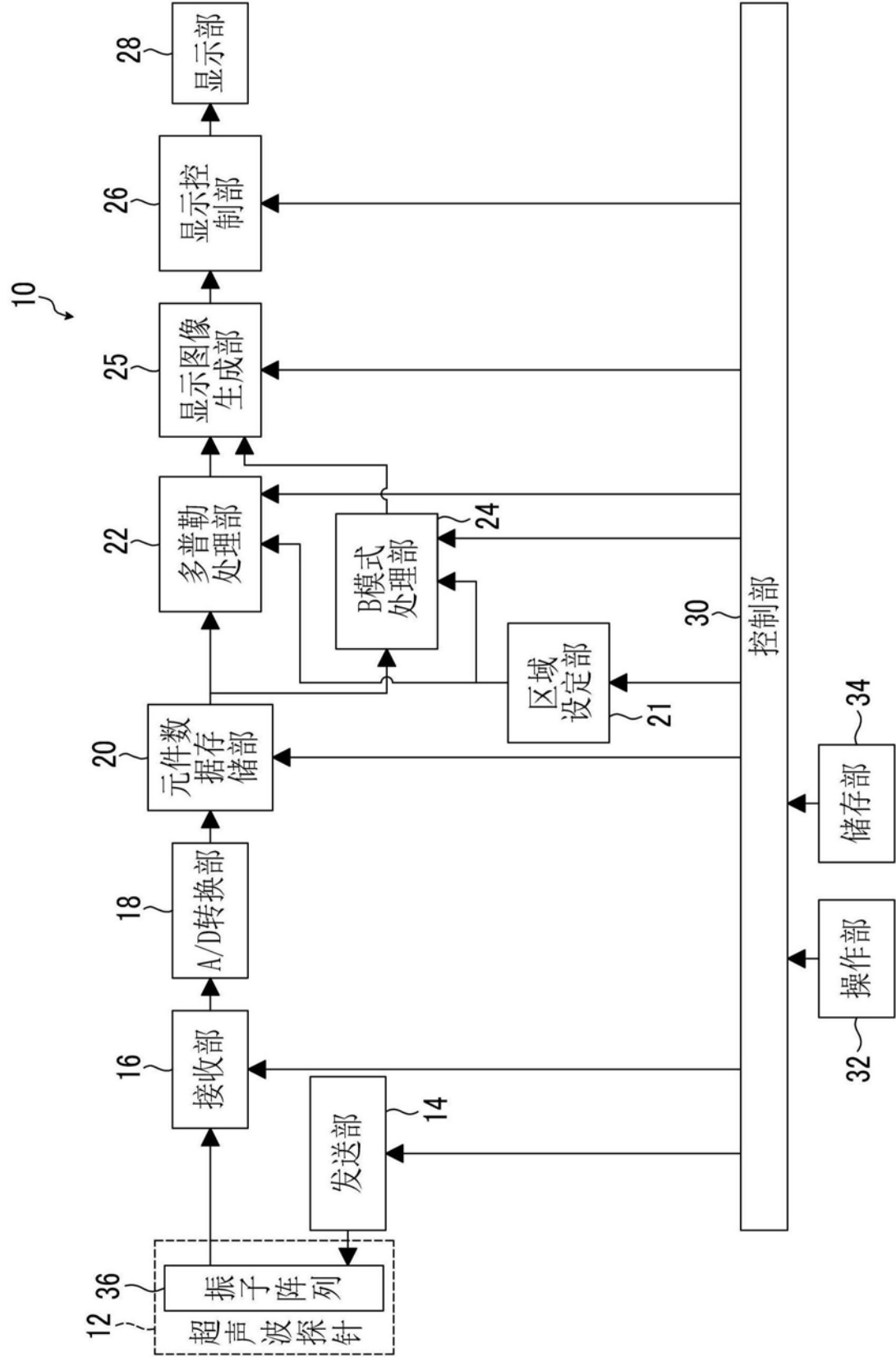


图1

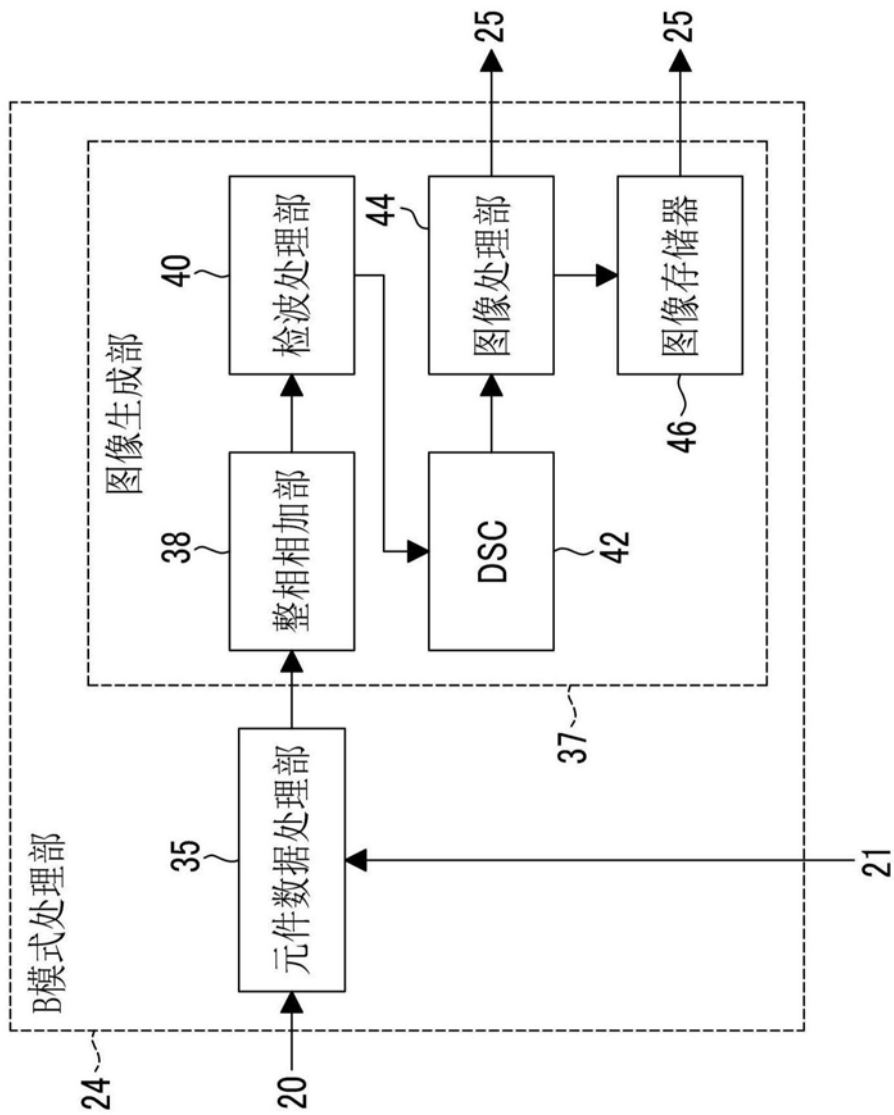


图2

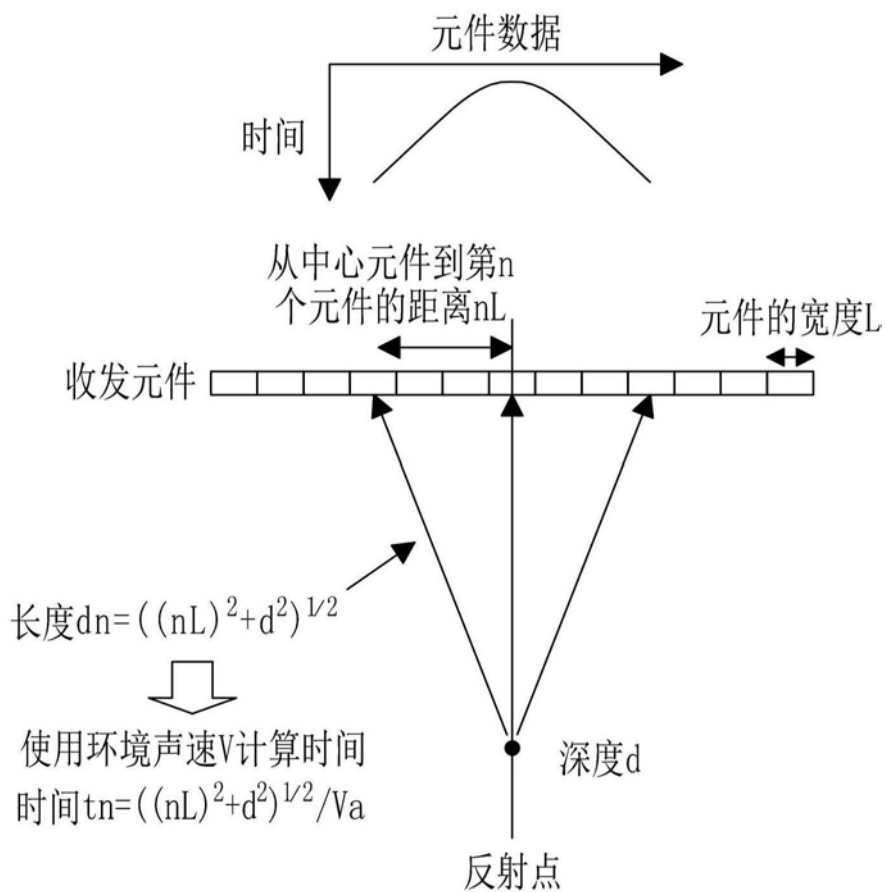


图3

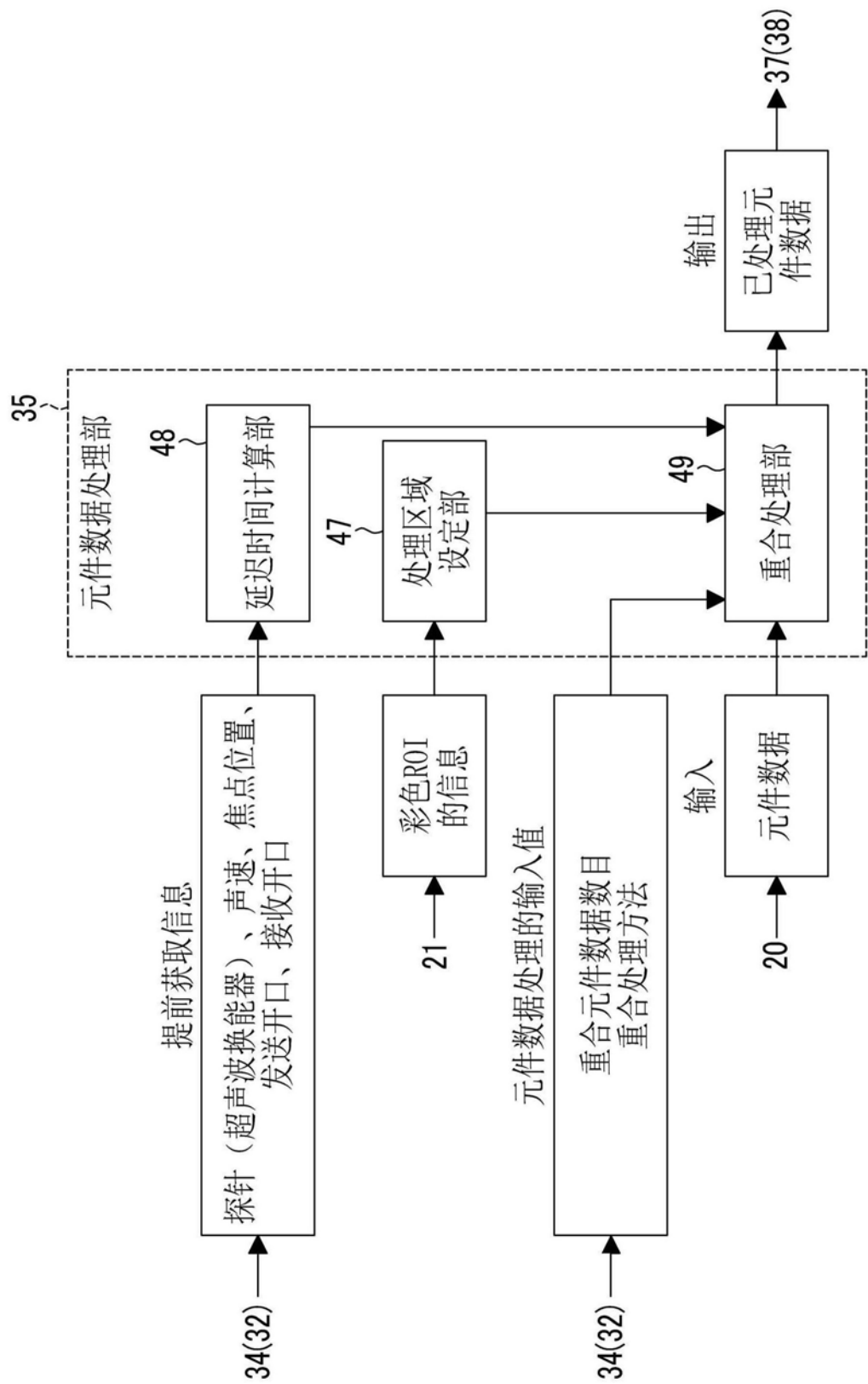


图4

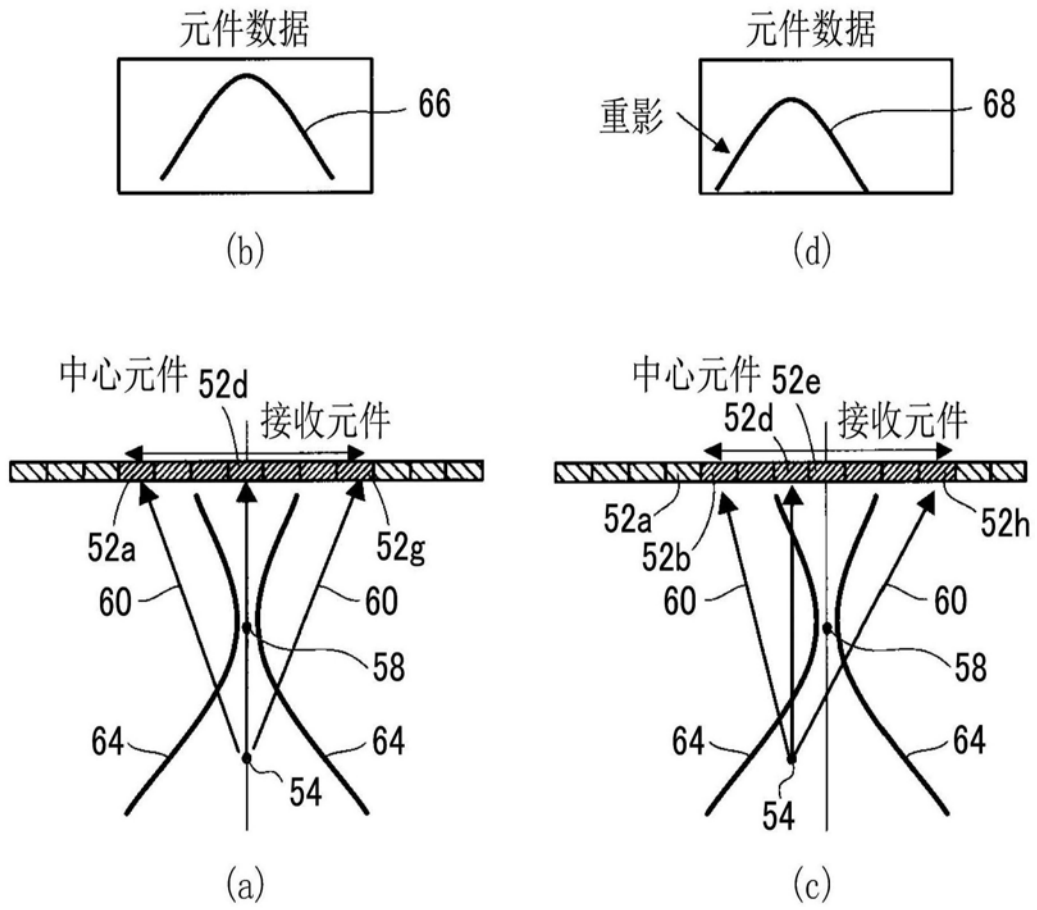


图6

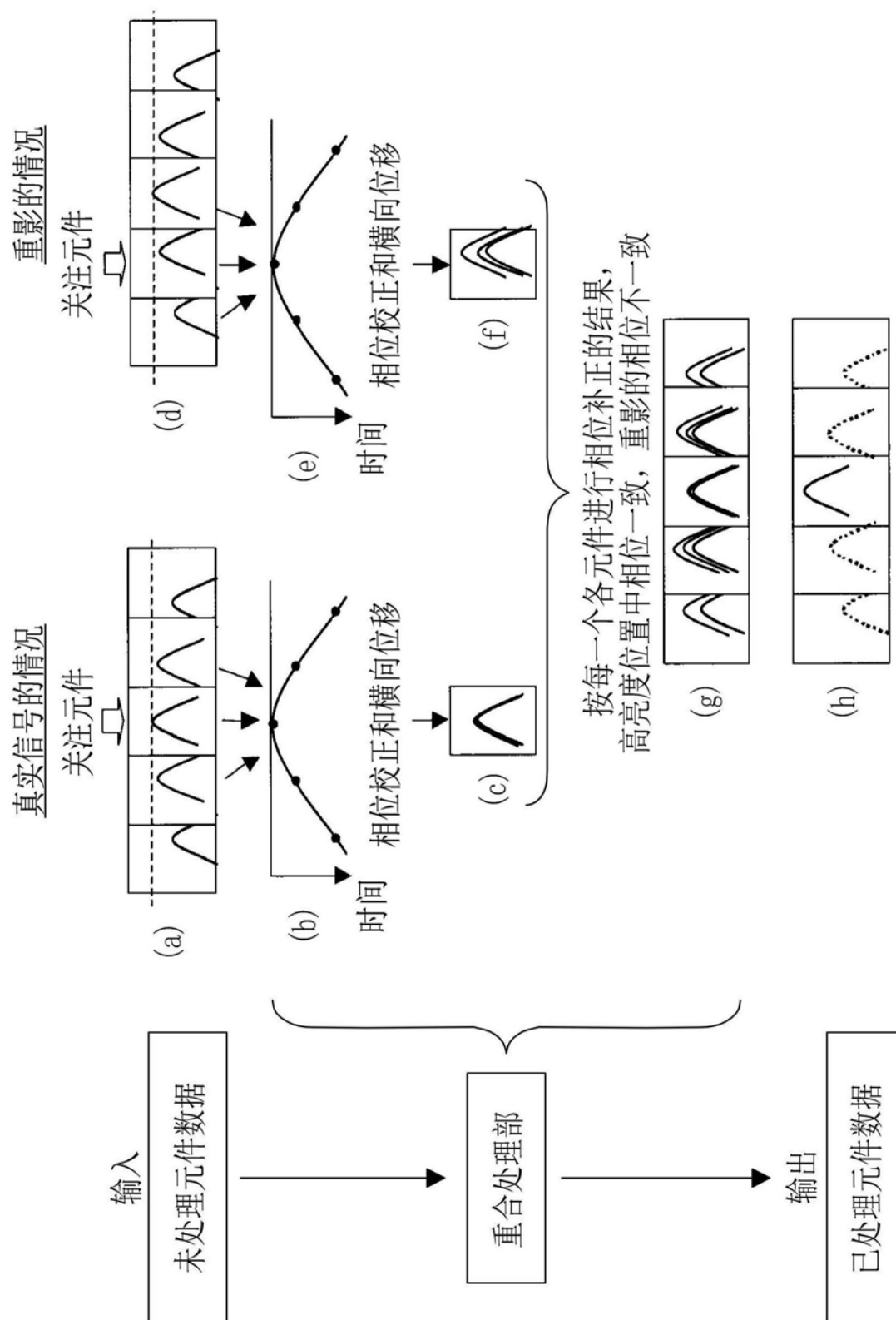
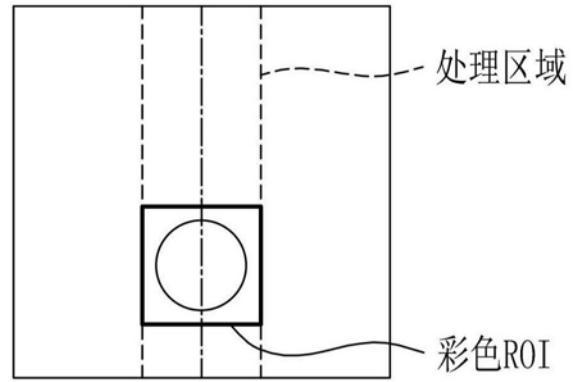


图8

(a)



(b)

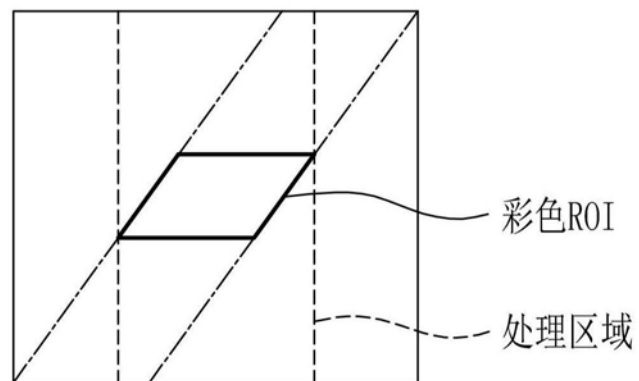


图9

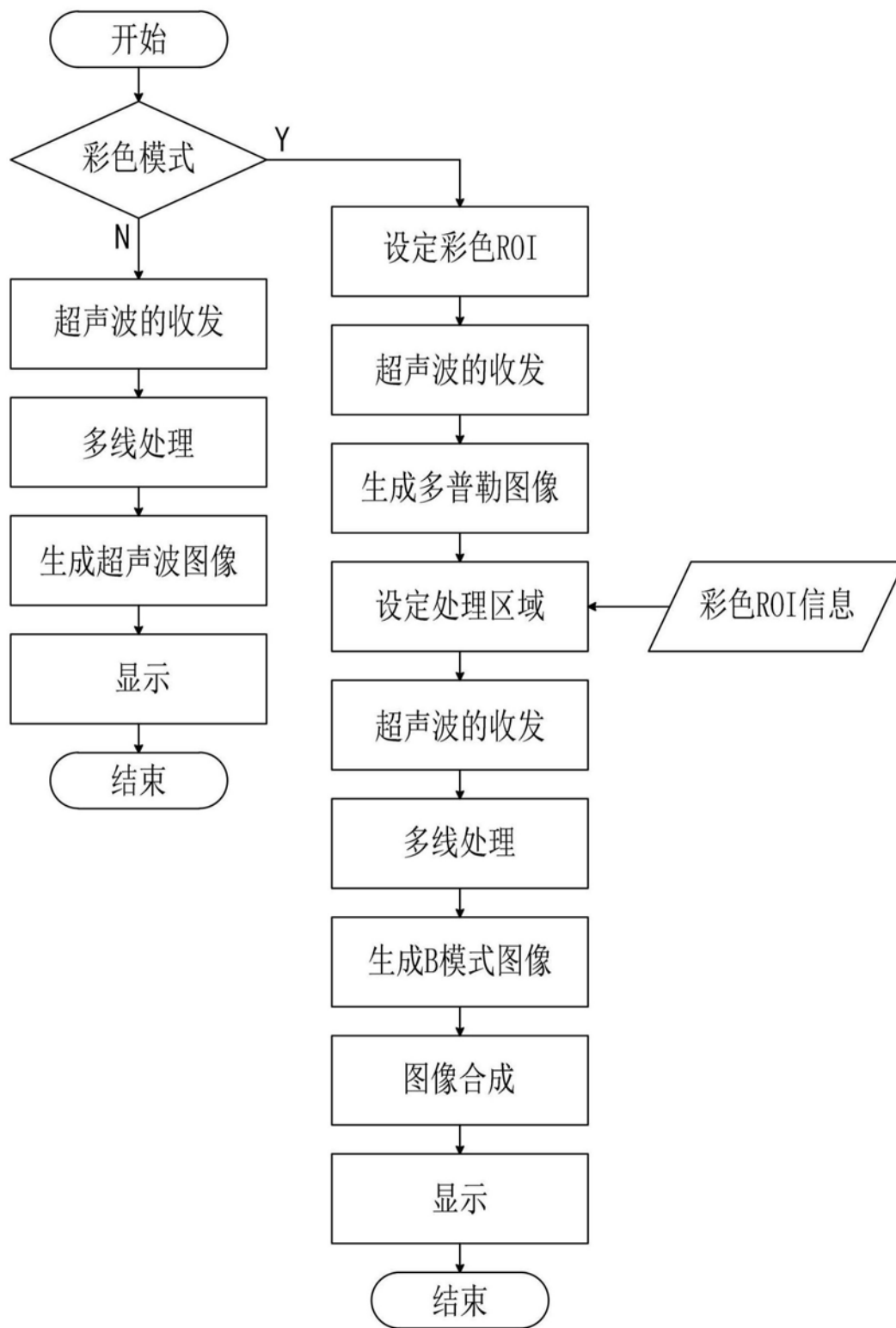


图10

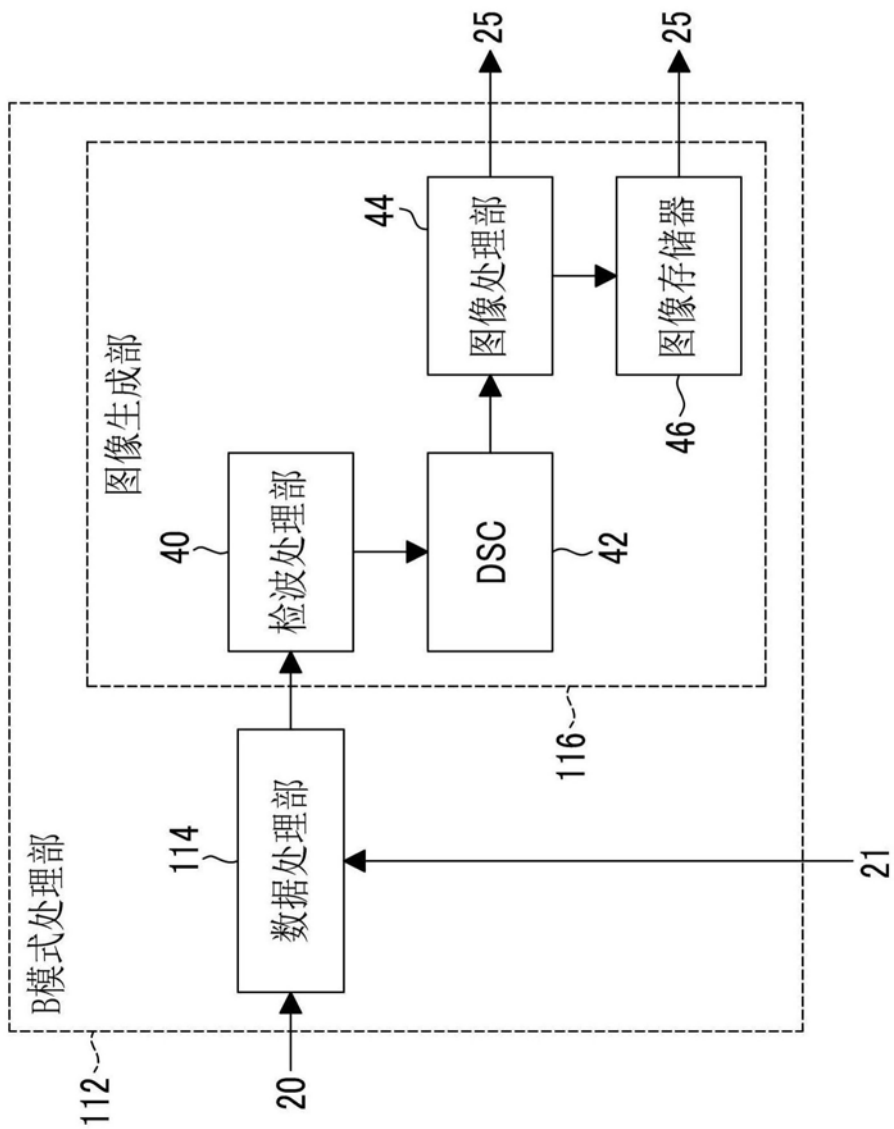


图11

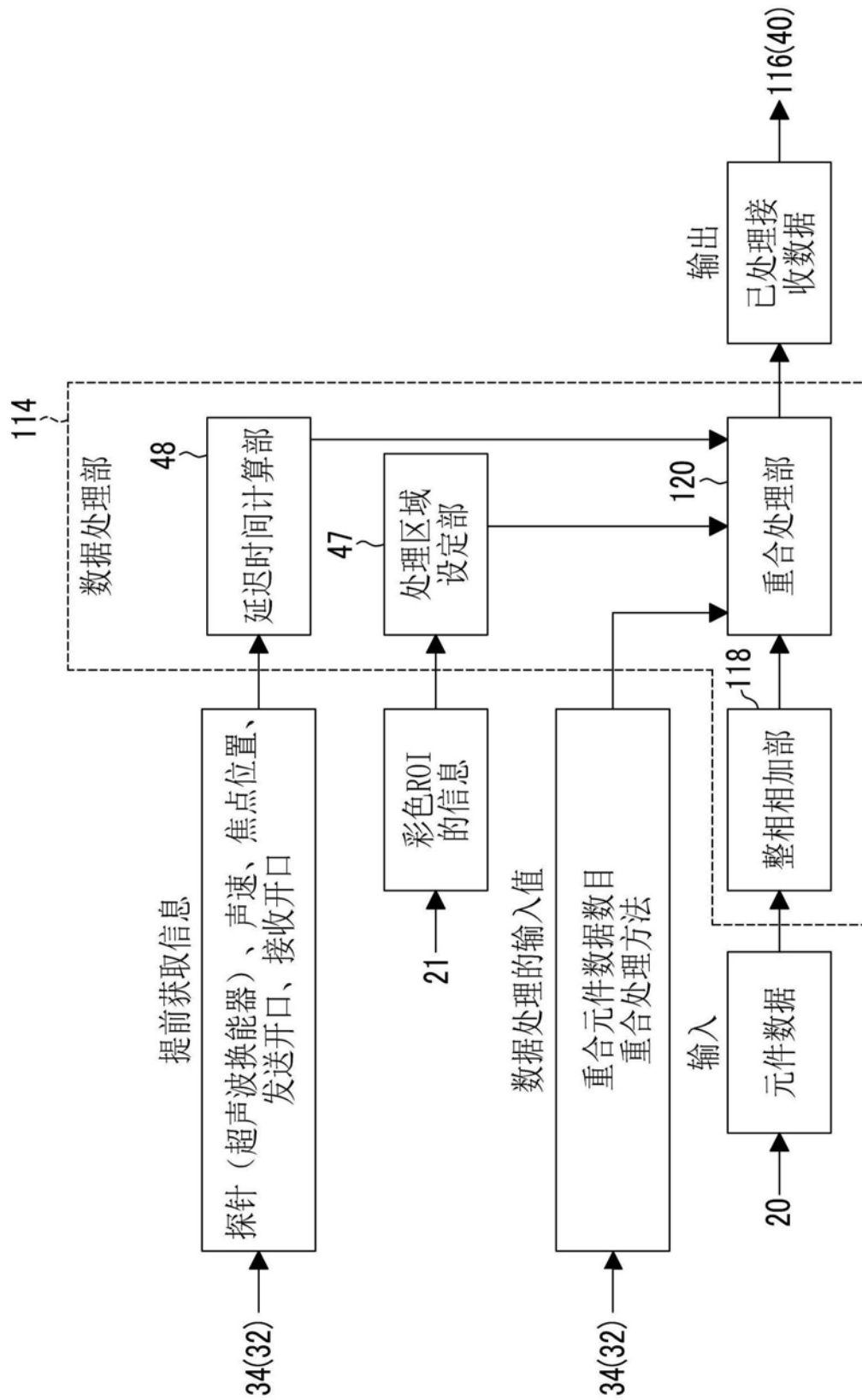


图12

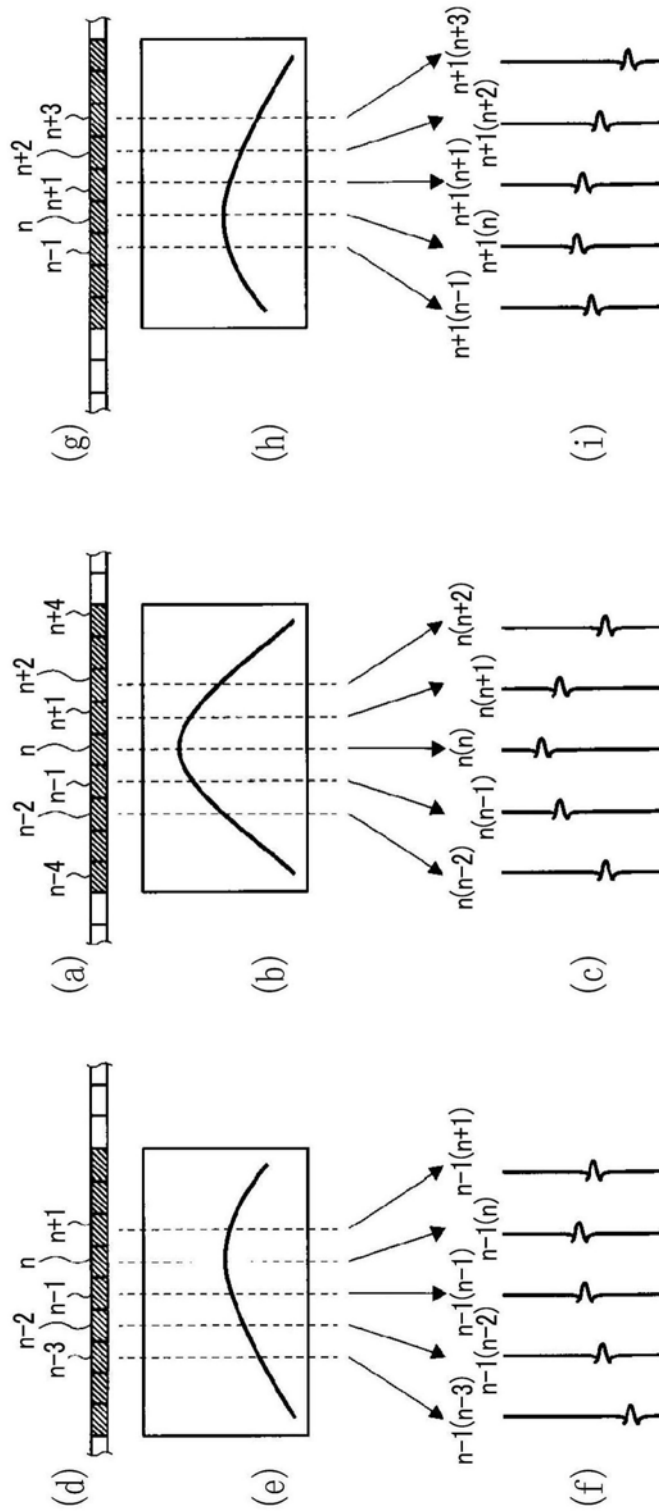


图13

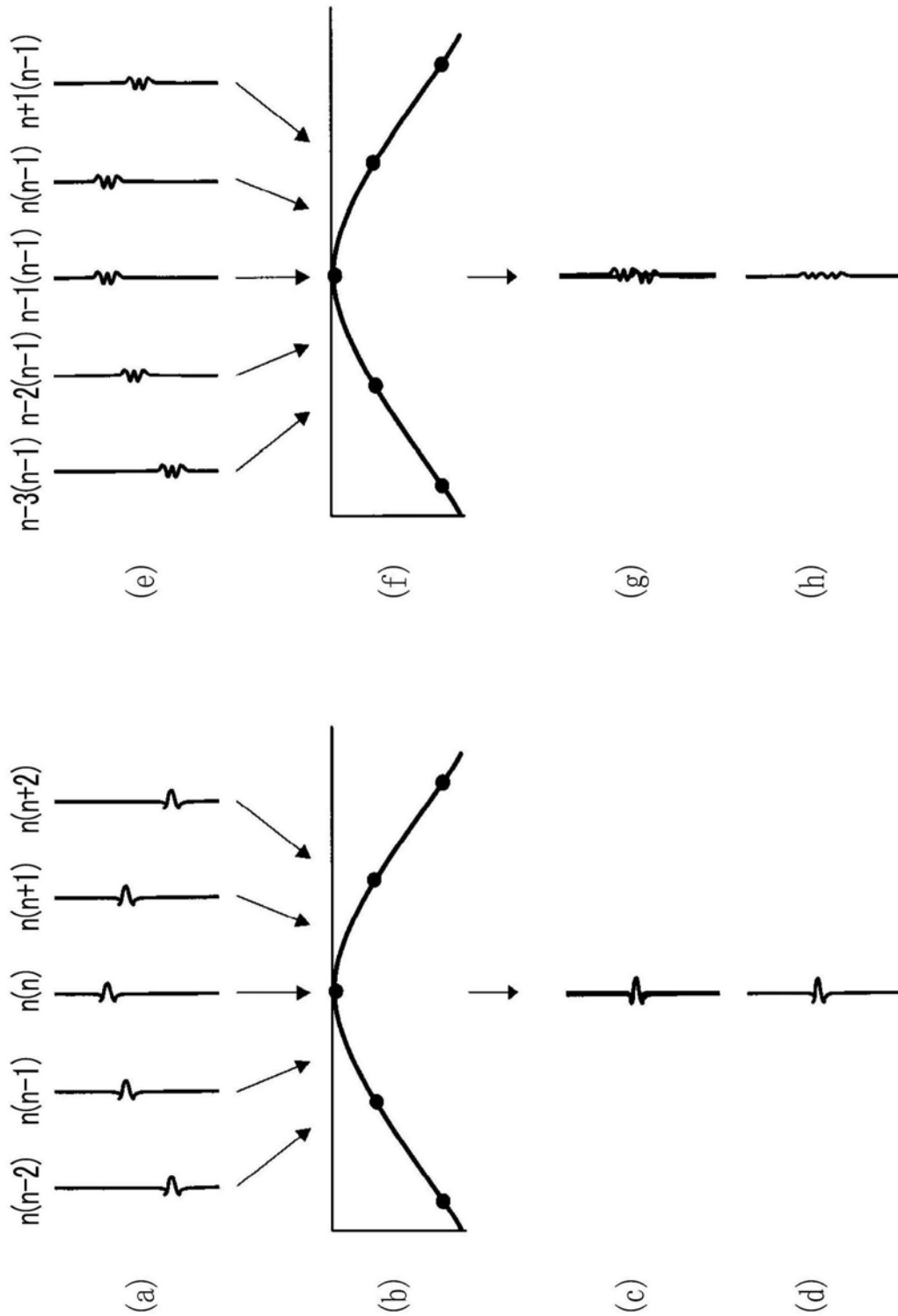


图14