



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102970935 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 13

(21) 申请号 201280000887. 3

石塚正明 平野亨 本乡宏信

(22) 申请日 2012. 07. 05

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

(30) 优先权数据

2011-149343 2011. 07. 05 JP

代理人 张丽

2012-150297 2012. 07. 04 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/067238 2012. 07. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02013/005811 JA 2013. 01. 10

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 宫岛泰夫 岩间信行 内海勲

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 9 页

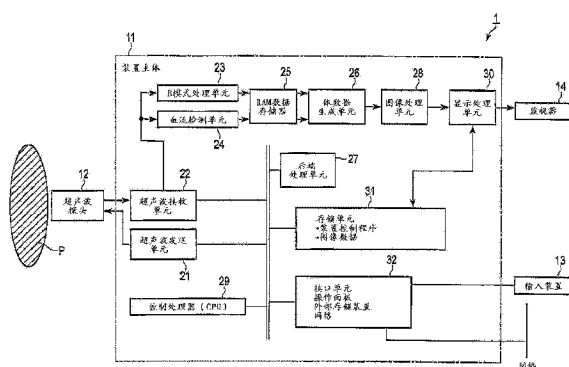
(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方

法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法,具备:发送单元,按照规定的发送条件对多个超声波振动元件供给驱动信号,该超声波振动元件响应被供给的驱动信号而对被检体发送超声波,根据来自上述被检体的反射波产生接收信号;接收单元,存储与多个超声波振动元件对应的多个图像生成用接收信号,使用该存储的各图像生成用接收信号按照规定的接收条件生成接收波束,并且存储与多个超声波振动元件对应的多个校正用接收信号;校正单元,接收多个校正用接收信号,根据该多个校正用接收信号,对发送条件以及上述接收条件的至少一方进行校正;以及图像处理单元,根据接收波束生成超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,具有多个超声波振动元件,该超声波振动元件响应被供给的驱动信号而对被检体发送超声波,并根据来自上述被检体的反射波产生接收信号;

发送单元,按照规定的发送条件对上述多个超声波振动元件供给上述驱动信号;

接收单元,存储与上述多个超声波振动元件对应的多个图像生成用接收信号,使用该存储的各图像生成用接收信号按照规定的接收条件生成接收波束,并且存储与上述多个超声波振动元件对应的多个校正用接收信号;

校正单元,接收上述多个校正用接收信号,根据该多个校正用接收信号,校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方;

图像处理单元,根据上述接收波束生成超声波图像;以及

显示单元,显示上述超声波图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收单元具备:

多个存储单元,针对每个上述超声波振动元件设置、且具有用于存储上述图像生成用接收信号的第1区域和用于存储上述校正用接收信号的第2区域;

多个第1滤波器,用于针对每个上述超声波振动元件的上述图像生成用接收信号的信号处理;以及

多个第2滤波器,用于针对每个上述超声波振动元件的上述校正用接收信号的信号处理。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述校正单元根据每个上述超声波振动元件的上述校正用接收信号,对上述多个超声波振动元件间的上述接收信号的到达时间差、振幅差、上述多个超声波振动元件中的多重反射的量的至少一个进行解析,根据该解析结果,校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送条件以及上述接收条件的至少一方是上述各超声波振动元件的灵敏度、延迟时间的至少一个。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述校正单元根据每个上述超声波振动元件的上述校正用接收信号,对上述多个超声波振动元件间的上述接收信号的振幅差进行解析,根据该解析结果校正各上述超声波振动元件的灵敏度。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述校正单元根据每个上述超声波振动元件的上述校正用接收信号,对上述多个超声波振动元件间的上述接收信号的到达时间差进行解析,根据该解析结果校正各上述超声波振动元件的发送延迟时间以及接收延迟时间的至少一方。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述校正单元根据每个上述超声波振动元件的上述校正用接收信号,对上述多个超声波振动元件中的多重反射的量进行解析,根据该解析结果选择用于上述发送以及上述接收的超声波振动元件。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元生成按照由上述校正单元校正后的多个上述发送条件以及上述接收条件的多个部分图像,

上述显示单元显示上述多个部分图像,

上述校正单元根据所显示出的上述多个部分图像中的由选择单元选择出的部分图像,校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备设定单元,用于在上述显示单元所显示出的超声波图像上设定关心区域,

上述校正单元根据上述关心区域的上述超声波振动元件的各接收信号,校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述校正单元通过与上述多个图像生成用接收信号相同的路径来接收上述多个校正用接收信号。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备控制单元,该控制单元控制上述接收单元,以按照规定的定时切换输出所生成的上述接收波束的第 1 功能和输出上述校正接收信号的第 2 功能。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元控制上述接收单元,以分时地存储上述多个图像生成用接收信号和上述多个校正用接收信号。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元控制上述接收单元,以将上述多个图像生成用接收信号和上述多个校正用接收信号存储到物理上不同的存储器区域,并以不同的定时输出各个信号。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头是二维超声波探头。

15. 一种超声波诊断装置控制方法,其特征在于,包括:

按照规定的发送条件对多个超声波振动元件供给驱动信号,该超声波振动元件响应被供给的驱动信号而对被检体发送超声波,并根据来自上述被检体的反射波产生接收信号,

存储与上述多个超声波振动元件对应的多个图像生成用接收信号,使用该存储的各图像生成用接收信号按照规定的接收条件生成接收波束,并且存储与上述多个超声波振动元件对应的多个校正用接收信号,

接收上述多个校正用接收信号,根据该多个校正用接收信号校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方,

根据上述接收波束生成超声波图像,以及

显示上述超声波图像。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

技术领域

[0001] 特别地,涉及搭载有数字波束形成器的医疗用的超声波诊断装置以及安装于该超声波诊断装置的超声波诊断装置控制方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是显示生物体内信息的图像的装置,与 X 射线诊断装置或 X 射线计算机断层摄影装置等其它的图像诊断装置相比,廉价且不会被辐射,作为用于非侵入性地实时地进行观测的有用装置而被利用。超声波诊断装置的适用范围广,从心脏等循环器到肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、乳癌的诊断等中都能够适用。

[0003] 在这样的超声波诊断装置中,使用阵列发送器形成发送接收波束的指向性,通过依次变更波束的方向,从而取得来自被检体内的被扫描区域(二维区域内或者三维区域)内的组织的超声波数据。并且,根据所得到的超声波数据生成并显示与被扫描区域对应的多个剖面图像、或者体绘制图像等。观察者通过观察所显示出的图像,把握被检体内的组织形状并用于诊断。

[0004] 超声波图像的分辨率,关于距离方向由所使用的超声波频带的宽度决定,关于方位方向依存于所使用的频率·距离·发送接收的开口的宽度。根据该性质,例如,在经由均匀的介质形成图像时,越增大开口分辨率越高。关于超声波探头,在 1980 年左右 30-40 元件的开口是主流,但现在增大到接近 100 元件的探头正成为主流。当使超声波探头的开口进一步增大时,能够期待经由均匀的介质得到图像。另一方面,在经由实际的皮肤得到图像的应用中,由于皮下组织等的声响的性质不均匀性的原因,即使增大开口也不会改善分辨率,反而,还会发生增大不需要的响应而出现不适于诊断的图像的状况。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献 1:日本特公平 6-79607 号公报

[0007] 专利文献 2:日本特开平 5-146445 号公报

发明内容

[0008] 近年来,提出并正在进行探讨研究测定生物体的不均匀性,并校正由生物体的不均匀性造成的相位和振幅的失真的技术。

[0009] 图 12 是表示以往的接收电路中的接收信号的流的图。如该图所示,各超声波振动元件的信号在预处理之后通过 A/D 转换被数字化,并发送至波束形成器。在此,赋予基于存储器 801~804 的时钟单位的延迟和基于数字滤波器 811~814 的时钟以下的微小延迟,并进行调整,以使来自规定的方向·深度的信号变为同时,利用加法电路 821 进行相加而形成指向性。构成为,在进行设置多个规定方向的同时接收时进行多次该延迟相加的处理。另一方面,关于被数字化了的信号,除了波束形成器以外,作为对发送接收条件进行均衡化的处理系统 9 构通过保存各元件的波形的存储器 901~903 和计算存储器 901~903 的输出的互相关性的相关电路 911~912 来解析相邻元件的相关性,并成推定到达各元件的介质

的不均匀性、计算发送接收的振幅·延迟的校正值的电路 921。

[0010] 图 13 是用于说明以往的接收电路的存储器的动作的图。如该图所示,各超声波振动元件的信号在预处理之后通过 A/D 转换被数字化,并发送至波束形成器 (RX01, RX02)。该接收信号 RX01 被依次写入存储器 801 的对应的地址区域 801B,与下一发送对应的接收信号 RX02 被写入不同的地址区域 801C。这样,以不发生由下一个信号造成的改写的方式扩大地址空间,从而能够多次读出一个接收信号,例如, RX01 的数据能够以不同的延迟时间三次读出为 RX01B1, RX01B2, RX01B3 并形成不同的焦点·指向性。这样的功能,在使用二维阵列振子实现三维扫描时能够提高实时性。关于存储器的写入和读出的时钟速度,写入由声响性的信号的频带决定,最大也就是 40 ~ 60MHz 左右,事前通过间拔成为以更迟的时钟进行写入的状态,但是关于读出能够设为 100MHz 以上,并且进行多次读出、或者取得富裕的读出时间的情况很多。

[0011] 然而,在以往的超声波诊断装置中,除了波束形成器以外,需要设置用于发送接收条件的均衡化的处理系统。因此,电路规模会增大,从而导致装置的大型化、成本增大,妨碍了提供实用性的装置。这些问题在二维阵列超声波探头中特别的显著。

[0012] 鉴于该情况,目的在于提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法,该超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法不增大电路规模,能够在取得图像的同时取入元件的信号并对其进行解析,进行发送接收条件的优化。

[0013] 为了实现上述目的,采取如以下那样的手段。

[0014] 一实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探头,具有多个超声波振动元件,该超声波振动元件响应被供给的驱动信号而对被检体发送超声波,并根据来自上述被检体的反射波产生接收信号;发送单元,按照规定的发送条件对上述多个超声波振动元件供给上述驱动信号;接收单元,存储与上述多个超声波振动元件对应的多个图像生成用接收信号,使用该存储的各图像生成用接收信号按照规定的接收条件生成接收波束,并且存储与上述多个超声波振动元件对应的多个校正用接收信号;校正单元,接收上述多个校正用接收信号,根据该多个校正用接收信号来校正上述发送条件以及上述接收条件的至少一方;图像处理单元,根据上述接收波束生成超声波图像;以及显示单元,显示上述超声波图像。

附图说明

[0015] 图 1 表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的框结构图。

[0016] 图 2 是超声波接收单元 22 的框结构图。

[0017] 图 3 是用于说明规定的通道中的、波束形成处理系统与解析·校正处理系统的处理的流程的概念图。

[0018] 图 4 是用于说明发送接收条件均衡化功能的图。

[0019] 图 5 是用于说明发送接收条件均衡化功能的图。

[0020] 图 6A 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 1 的图。

[0021] 图 6B 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 1 的图。

[0022] 图 6C 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 1 的图。

[0023] 图 7A 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 2 的图。

- [0024] 图 7B 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 2 的图。
- [0025] 图 7C 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 2 的图。
- [0026] 图 8A 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 3 的图。
- [0027] 图 8B 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 3 的图。
- [0028] 图 9 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 4 的图。
- [0029] 图 10A 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 4 的图。
- [0030] 图 10B 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 4 的图。
- [0031] 图 10C 是用于说明发送接收条件均衡化功能的应用例 4 的图。
- [0032] 图 11 是用于说明使用二维阵列探头的第 2 实施方式的图。
- [0033] 图 12 是用于说明以往的超声波诊断装置中的接收处理的图。
- [0034] 图 13 是用于说明以往的接收电路的存储器的动作的图。
- [0035] 符号说明
- [0036] 1…超声波诊断装置、12…超声波探头、13…输入装置、14…监视器、21…超声波发送单元、22…超声波接收单元、23…B 模式处理单元、24…多普勒处理单元、25…RAW 数据存储器、26…体数据生成单元、27…后端处理单元、28…图像处理单元、29…控制处理器、231…存储单元、32…接口单元

具体实施方式

[0037] 以下,按照附图说明本发明的第 1 实施方式以及第 2 实施方式。另外,在以下的说明中,对具有大致相同的功能以及结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0038] 图 1 表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的框结构图。如该图所示,本超声波诊断装置 1 具备有:超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、RAW 数据存储器 25、体数据生成单元 26、图像处理单元 28、显示处理单元 30、控制处理器 29、存储单元 31 以及接口单元 32。

[0039] 超声波探头 12 是对被检体发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的设备(探触件),具有在其顶端排列的多个超声波振子、匹配层、以及背衬材料等,与超声波诊断装置主体 11 经由电缆连接。各超声波振子形成独立的通道,根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号向扫描区域内的所希望的方向发送超声波,并将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层设置于该超声波振子,是用于有效地传播超声波能量的中间层。背衬材料防止超声波从该超声波振子向后方传播。从该超声波探头 12 对被检体 P 发送超声波时,该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于进行反射的不连续面的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲被移动着的血流反射时的回波由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送接收方向的速度分量,接受频移。

[0040] 另外,本实施方式所涉及的超声波探头 12 可以是一维阵列探头(多个超声波振子沿着一个方向排列的探头)、二维阵列探头(多个超声波振子二维阵列状地排列的探头)中的某一个。

[0041] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心

区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。

[0042] 监视器 14 根据来自显示处理单元 27 的视频信号,将生物体内的形态学的信息、血流信息显示为图像。

[0043] 虽然没有图示出,但超声波发送单元 21 具有时钟发生器、分频器、发送延迟电路、脉冲发生器。将由时钟发生器发生的时钟脉冲通过分频器例如分频为 5KHz 左右的速率脉冲,将该速率脉冲通过发送延迟电路提供到脉冲发生器而产生高频的电压脉冲,驱动超声波探头 12 的各超声波振子(也就是使之机械地振动)。超声波发送单元 21 也可以是能够产生任意的波形的单元。经由超声波探头 12 发送至被检体内的超声波在被检体内的声阻抗的边界反射,在各超声波振子中,根据该反射波从机械的振动转换成电信号。

[0044] 超声波接收单元 22 从各超声波振子接收缘于反射波的电信号,通过实施规定的处理,生成具有指向性的信号(回波信号)。另外,超声波接收单元 22 执行对被检体(生物体)的不均匀性进行解析并校正的处理。关于该超声波接收单元 22 的结构,之后详细地进行说明。

[0045] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明暗来表现信号强度的数据。

[0046] 多普勒处理单元 24 是实现所谓的彩色多普勒成像(CDI)的单元,构成为,首先从来自接收电路 5 的回波信号中取出接受了频移的多普勒信号,利用 MTI 滤波器仅使该取出的多普勒信号的特定的频率分量通过,利用自相关器求该通过了的信号的频率,利用运算部根据该频率运算平均速度、方差、功率。另外,通过调整 MTI 滤波器的通带,能够切换主要对血流进行成像的一般的多普勒模式(将基于该模式的图像数据称为血流多普勒图像数据)、和主要对心肌等脏器进行成像的组织多普勒模式(将基于该模式的图像数据称为组织多普勒图像数据)。

[0047] RAW 数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接收的多个 B 模式数据,生成作为超声波扫描线上的 B 模式数据的 B 模式 RAW 数据。另外,RAW 数据存储单元 25 使用从血流检测单元 24 接收的多个血流数据,生成作为三维的超声波扫描线上的血流数据的血流 RAW 数据。另外,为了减少噪声、提高图像的连续性,也可以在 RAW 数据存储单元 25 之后插入三维的滤波器,进行空间上的平滑处理。

[0048] 体数据生成单元 26 通过将 RAW 数据转换成向体单位的数据配置,根据从 RAW 数据存储单元 25 或者高分辨率数据生成单元 26 接收的 B 模式 RAW 数据生成 B 模式体数据。该转换如下所述:通过增加了空间上的位置信息的处理,生成在图像生成处理中使用的观测体积内的各视线上的 B 模式体数据。另外,在本实施方式中,将使用通过上述转换处理而生成的 B 模式体数据来执行各种图像处理的情况作为例子。然而,并不拘泥于该例子,例如,也可以使用通过执行 RAW-体素转换而生成的 B 模式体素体数据,来执行适应高分辨率数据取得功能的处理。

[0049] 后端处理单元 27 在控制处理器 29 的控制下,使用来自各超声波振动元件的接收信号,对元件间的到达时间差、相位失真、振幅失真等进行解析,并按照这些结果,校正发送延迟・接收延迟。

[0050] 图像处理单元 28 使用从体数据生成单元 26 接收的数据,进行体绘制、多剖面转换

显示(MPR:Multi Planar Reconstruction:多层面重建)、最大值投影显示(MIP:Maximum Intensity Projection:最大强度投影)等规定的图像处理。另外,为了减少噪声、提高图像的连续性,也可以在图像处理单元 28 之后插入二维的滤波器,进行空间上的平滑处理。

[0051] 显示处理单元 30 对在图像处理单元 28 中生成・处理过的各种图像数据,执行动态范围、亮度(明亮度)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等各种处理。

[0052] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。特别是,控制处理器 29 在后述的发送接收条件均衡化功能中,控制接收单元 22,以分时地存储图像生成用的回波信号和多个校正用的回波信号。或者,控制处理器 29 控制接收单元 22,以将图像生成用回波信号和多个校正用回波信号存储到物理上不同的存储器区域,并在不同的定时输出各个信号。通过这些控制,接收单元 22 按照控制处理器 29 的控制,以规定的定时实现输出与图像生成用的接收波束对应的回波信号的第 1 功能、和输出校正用回波信号的第 2 功能这两个功能。

[0053] 存储单元 31 保管有诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、图像处理程序、体标记生成程序、用于实现后述的发送接收条件均衡化功能的专用程序、以及其它的数据组。另外,根据需要,也可以用于保管未图示的图像存储器中的图像等。存储单元 31 的数据也能够经由接口单元 32 向外部外围装置转送。

[0054] 接口单元 32 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。通过该装置得到的超声波图像等数据、解析结果等能够通过接口单元 32,经由网络向其它的装置转送。

[0055] (发送接收条件均衡化功能)

[0056] 接着,对本超声波诊断装置 1 所具有的发送接收条件均衡化功能进行说明。该功能不会增大电路规模,取得各通道的每一个的回波信号并且取入其它的回波信号,使用这些回波信号对超声波传播介质的不均匀性进行解析,使发送接收条件均衡化。该发送接收条件均衡化功能在控制处理器 29 的控制下,在超声波接收单元 22 中执行。

[0057] 图 2 是超声波接收单元 22 的框图。如该图所示,超声波接收单元 22 具有 A/D 转换器 401、波束形成器用存储器 501 ~ 504、FIR 滤波器 511 ~ 514、加法器 521、独立存储器 601 ~ 604、滤波器 611 ~ 614、复用器 621。由波束形成器用存储器 501 ~ 504、FIR 滤波器 511 ~ 514、加法器 521 构成波束形成处理系统,由独立存储器 601 ~ 604、滤波器 611 ~ 614、复用器 621 构成用于实现发送接收条件均衡化功能的处理系统(解析・校正处理系统)。另外,在该图的例子中为了简化说明,示例出了 4 通道(4 个超声波振动元件)的结构。然而,实际上要单独地设置与超声波振动元件的每一个对应的信号处理系统。

[0058] 如图 2 所示,来自各超声波振动元件的回波信号在预处理之后在 A/D 转换器 401 中被数字化,并发送至波束形成器用存储器 501 ~ 504。在波束形成器用存储器 501 ~ 504 中,执行时钟单位的延迟(比较长的延迟)。即,在使用了波束形成器用存储器 501 ~ 504 的写入或者读出中,对每个元件进行不同的地址控制,从而赋予数字化时的采样单位的延迟。之后,在 FIR 滤波器 511 ~ 514 中赋予时钟以下的微小延迟,从而执行更准确的延迟处理。与各通道对应的回波信号通过这些延迟处理,将来自规定的方向・深度的信号调整为同时。加法电路 521 通过将各延迟处理后的各回波信号相加,形成具有较高指向性的接收波束。另外,为了同时地选择性地取出来自多个方向的信号,加法电路 521 具有用于形成不同的

指向性的结构、用于重复读出的结构。

[0059] 另外,来自各超声波振动元件的回波信号在预处理之后在 A/D 转换器 401 中被数字化,与向波束形成器的输入处理并列地同时存储到独立存储器 601 ~ 604。另外,独立存储器 601 ~ 604 与波束形成器逻辑上是不同的系统,但能够物理上分离波束形成器用存储器 501 ~ 504 的区域而存储到相同的物理的存储器中。滤波器 611 ~ 614 对从独立存储器 601 ~ 604 读出的各回波信号进行滤波,取出规定的频带的信号。复用器 621 生成用于对每个各通道校正振幅·延迟的通道数据,并输出至后级的处理系统(后端处理单元 27 等)。控制处理器 29 通过对来自复用器 621 的每个通道的通道数据(规定频带的回波信号)的互相关性(相邻的超声波振动元件的信号的相关性)进行解析,来推定在被检体内超声波到达各超声波振子的路径的不均匀性。

[0060] 图 3 是用于说明规定的通道(即,规定的超声波振动元件)中的、波束形成处理系统与解析·校正处理系统的处理的流程的概念图。

[0061] 如图 3 的箭头 A1 所示,将与规定的通道对应且预处理后的被数字化了的回波信号(RX01、RX02)输入波束形成器用存储器 501 时,首先,与在前的发送 TX01 对应的(时间上靠前的)接收信号 RX01 依次被写入波束形成器用存储器 501 的对应的地址区域 501B。另外,与下一发送 TX02 对应的接收信号 RX02 被写入到与地址区域 501B 不同的地址区域 501C。即,将同时收集到的信号分割成在距离方向隔开了的分组后存储在延迟前的存储器 501 中。

[0062] 另一方面,如图 3 的箭头 A2 所示,不均匀性解析·校正处理所使用的该超声波振动元件的数据被写入独立存储器 601,在波束形成用的 CH 数据之外单独保持。

[0063] 在波束形成中,能够将一个接收信号(例如, RX01 的数据)以不同的延迟时间通过 RX01B1、RX01B2、RX01B3 读出三次,并形成不同的焦点·指向性。另外,在剩余的时间读出与该超声波振动元件对应的 CH 数据,并经由滤波器等,通过与波束形成器输出相同的路径发送至后端处理单元 27。之后,控制处理器 29 使用存储于后端处理单元 27 的每个通道的信号执行与该超声波振动元件有关的相关计算,在后级的处理系统中一边显示图像一边执行传播介质的不均匀性分析等。

[0064] 当发送接收超声波是经由均匀的传播介质传播过来的超声波时,各超声波振动元件的信号例如如图 4 的左侧所示,信号以对应于传播距离差的延迟时间到达。因此,如果以利用传播距离计算出的规定的延迟时间进行延迟,则能够例如图 4 的右侧所示的那样地使来自各超声波振动元件的信号相位一致,通过将它们相加,能够强调来自规定的方向·距离的信号并抑制来自其它场所的信号。

[0065] 另一方面,当发送接收超声波是经由不均匀的传播介质传播过来的超声波时,各超声波振动元件的信号例如如图 5 的左侧所示,在与对应于传播距离差的延迟时间不同的时刻到达。因此,即使以利用传播距离计算出的规定的延迟时间进行延迟,例如如图 5 的右侧所示的那样,也不能使各超声波振动元件的信号相位一致。因此,即使将这些信号相加,来自规定的方向·距离的信号增强也会降低,并且减少了对来自其它的场所的信号的抑制,指向性劣化,图像的分辨率降低。

[0066] 在本发送接收条件均衡化功能中,利用后端处理单元 27 对各超声波振动元件的信号到达时间差进行分析并且对相位失真、振幅失真进行解析,根据这些的结果来校正发送延迟·接收延迟。因此,能够适当地减少指向性的劣化。

[0067] (应用例 1)

[0068] 接着,对本发送接收条件均衡化功能的其它的应用例进行说明。本应用例是对各超声波振动元件各自的振幅进行解析,并适当地进行灵敏度调整的例子。另外,一边进行用于进行图像显示的波束形成,一边取得各超声波振动元件的波形,并转送至后端处理单元 27 的动作如上述的那样。

[0069] 在本应用例所涉及的发送接收条件均衡化功能中,如以下那样地对所取得的各超声波振动元件的信号的振幅进行解析,并修正接收灵敏度。即,后端处理单元 27 确认各信号是否如图 6A 所示的那样地过小、或者是否如图 6C 所示的那样地过大而成为饱和的波形,如果过小,则提高灵敏度,如果过大,则降低灵敏度,校正为图 6B 所示的那样的合适的波形。

[0070] (应用例 2)

[0071] 接着,使用本发送接收条件均衡化功能,对检测针对拍摄对象的超声波探头 12 的运动的例子进行说明。

[0072] 图 7A 示出了扇形扫描型的图像例。在通过该扫描方式取得的图像中,近距离的视野窄,难以检测由于超声波探头 12 的移动引起的近距离图像的变化。因此,如图 7B 所示,检测接收到的各超声波振动元件的信号的时间变化,据此来检测超声波探头 12 的移动。例如,当使超声波探头 12 在图 7C 的箭头的方向移动时,所检测的信号得到为如从图 7B 到图 7C 所示的那样的移动的图案。后端处理单元 27 根据该信号图案的时间变化,检测超声波探头 12 的移动。根据检测到的移动的有无,例如,在超声波探头 12 没有移动的状态下,也能够将接收单元 22 的全部的处理系统作为波束形成器进行动作,提供实时性强的图像。

[0073] (应用例 3)

[0074] 接着,对根据超声波探头 12 的超声波发送接收面正下方的多重反射的量,对超声波探头 12 从被检体表面的浮起进行检测的应用例进行说明。

[0075] 在超声波探头 12 没有从被检体表面浮起的状态下,如图 8A 所示,近距离的散射・反射不太大。另一方面,在变为超声波探头 12 从被检体表面浮起了的状态的状态下,在近距离产生缘于强反射的信号(接收)并慢慢地消失。因此,在超声波振动元件相对于被检体表面部分浮起的状态下,如图 8(b)所示,在离浮起的超声波振动元件(在该图中上方的 2 个)近距离处接收的大信号。后端处理单元 27 根据这样地部分发生的近距离处的大信号,去除来自从被检体表面浮起的超声波振动元件的接收信号。由此,能够抑制不需要的响应。

[0076] (应用例 4)

[0077] 接着,对如下应用例进行说明:形成基于多个不同的延迟・振幅校正的部分图像并进行比较,根据其结果再设定发送接收的延迟・振幅条件。

[0078] 如图 9 所示,假定与根据传播时间预测的到达时间差 B 相比较,由各超声波振动元件实际接收到时间差少的信号的情况。此时,使用接收到的各超声波振动元件的每一个的信号,假想地形成假定了图 9 的 A、B、C 所示的那样的三个传播延迟时间的部分图像,并分别显示为图 10A、图 10B、图 10C 所示的那样。观察者观察显示出的部分图像并进行比较,选择与所希望的延迟时间差对应的图像,从而能够再设定发送接收的延迟・振幅条件。

[0079] 另外,如果对图 10A、图 10B、图 10C 的例子(即,图 9 所示的到达时间差 A、B、C 的例

子)进行比较,则时间差一致的 A 的图像为模糊少的图像,能够用于将与实际的时间差接近的条件变更为旨在形成图像的发送接收条件。

[0080] (应用例 5)

[0081] 也可以在超声波图像上设定关心区域,根据该关心区域的上述超声波振动元件的各接收信号,向用于形成图像的发送接收条件变更。

[0082] (效果)

[0083] 根据以上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0084] 根据本超声波诊断装置,通过与图像生成用接收信号相同的路径接收与各超声波振动元件对应的多个校正用接收信号,并根据该多个校正用接收信号对元件间的延迟时间差、振幅差、多重反射量等进行解析,根据其结果对发送条件以及发送接收条件的至少一方进行校正。因此,能够以少的电耗和电路规模,取得针对各通道每一个的回波信号并且取入其它路回波信号,使用这些回波信号对超声波传播介质的不均匀性进行解析,调整发送接收条件。其结果,即使对脂肪层等不均匀层多的患者,也能够提供实时性强劣化少的图像。

[0085] (第 2 实施方式)

[0086] 第 2 实施方式是使用二维超声波阵列探头来实现发送接收条件均衡化功能的实施方式。

[0087] 图 11 是本实施方式所涉及的超声波探头 12(二维超声波阵列探头)的框图。如该图所示,超声波探头 12 具备振子单元 120、子阵列波束形成器 122 以及超声波发送单元 21。

[0088] 超声波发送单元 2 与图 1 所示的相同。

[0089] 振子单元 120 具有二维阵列状地排列的多个超声波振子。

[0090] 子阵列波束形成器 122 具有前置放大电路 122a 和部分延迟加法电路 122b。前置放大电路 122a 将从振子单元 120 接收的每个通道的回波信号放大。部分延迟加法电路 122b 将被放大后的每个通道的回波信号,例如以空间上相邻的几个通道~十几个通道单位部分地延迟相加,生成分别与扫描区域中不同的局部空间对应的多个部分的波束(部分波束)。

[0091] 作为在部分延迟加法电路 122b 中生成的多个部分波束的回波信号被送出至作为主波束形成器的后级的超声波接收单元 22。超声波接收单元 22 使用从部分延迟加法电路 122b 接收的多个回波信号,执行在第 1 实施方式中说明过的发送接收条件均衡化处理。

[0092] 另外,在本实施方式中,以将超声波发送单元 21、子阵列波束形成器 122 设置在超声波探头 12 侧的结构作为例子。然而,并不拘泥于该例子,也可以是将超声波发送单元 21、子阵列波束形成器 122 的双方设置在装置主体 11 侧的结构,也可以是将超声波发送单元 21、子阵列波束形成器 122 的某一方设置于装置主体 11 侧的结构。另外,以使从波束形成器输出的数据的焦点对准具有相同指向性的直线上的焦点的延迟量控制的例子进行了说明。然而,不必是连续的直线上的焦点,也可以不连续地只指定图像化所需的位置来进行延迟相加控制。

[0093] 根据以上所述的结构,即使在使用了二维超声波阵列探头的情况下,也能够实现发送接收条件均衡化功能。

[0094] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段能够在没有脱离其要旨的范围内对构成要素进行变形并具体化。作为具体的变形例,例如存在以下那样的例子。

[0095] 例如,本实施方式所涉及的各项功能也能够通过将执行该处理的程序安装到工作站

等计算机,并在存储器上展开这些程序来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序也能够存储于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质中并发布。

[0096] 另外,通过上述实施方式所公开的多个构成要素的适当的组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。另外,也可以适当地组合不同的实施方式所涉及的构成要素。

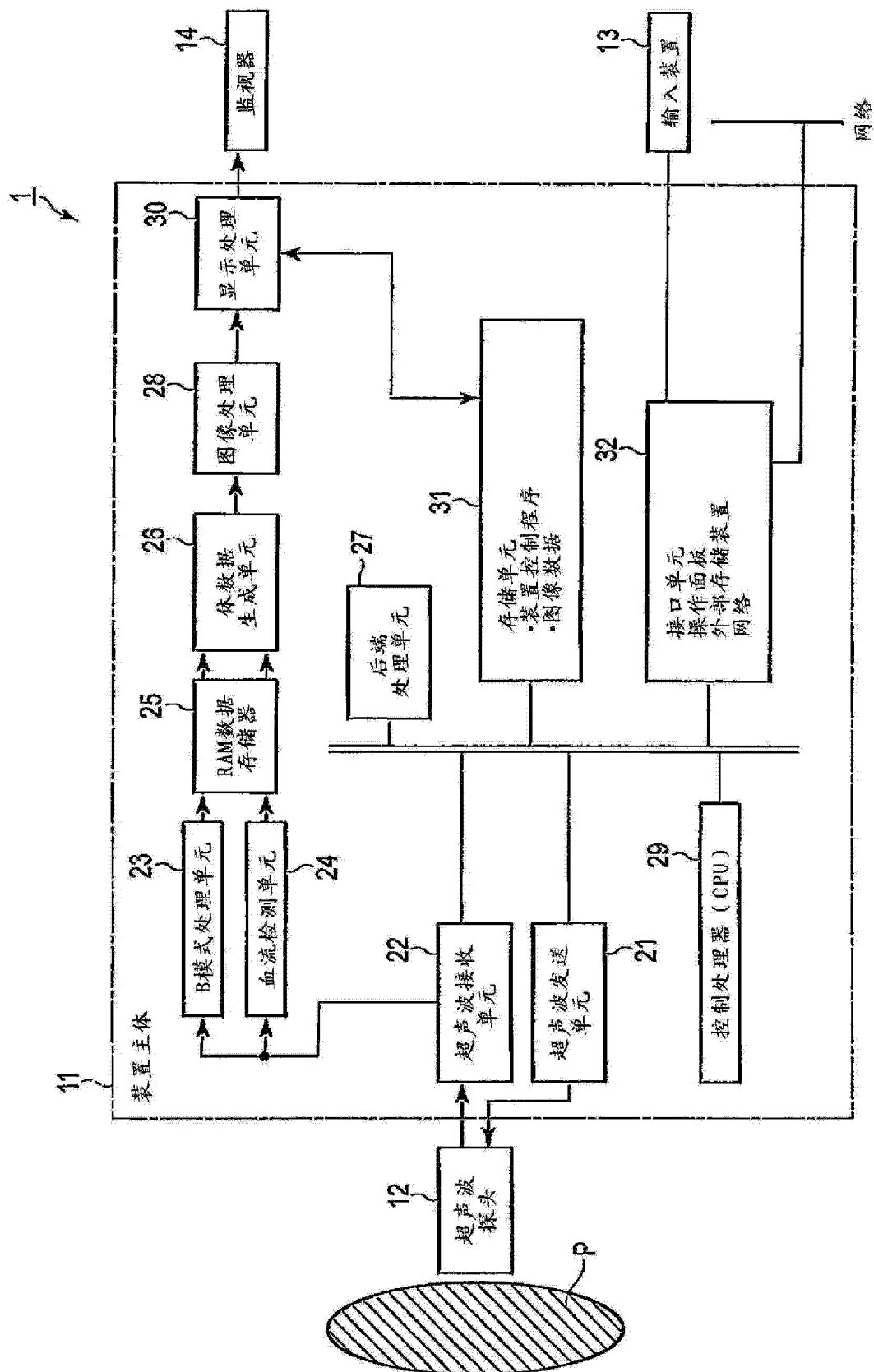


图 1

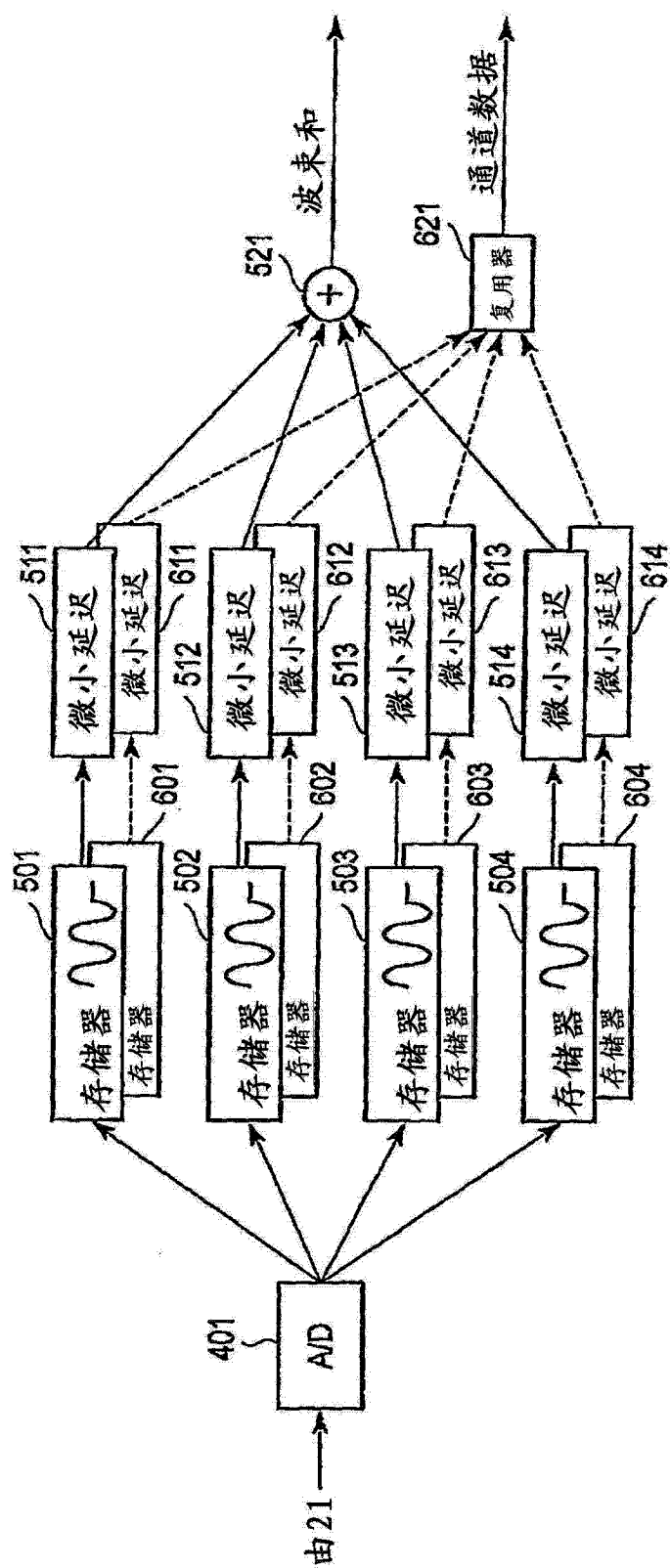


图 2

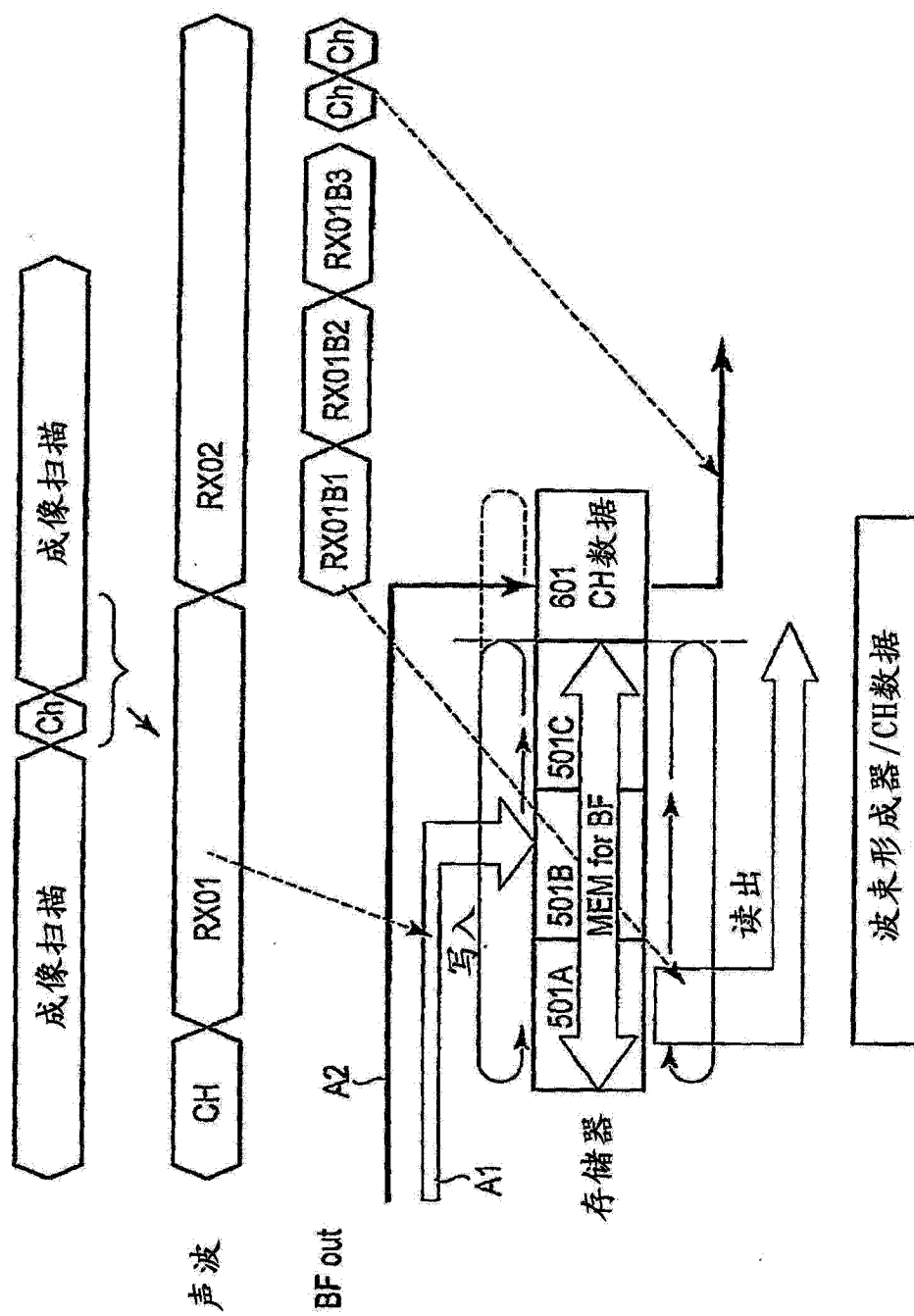


图 3

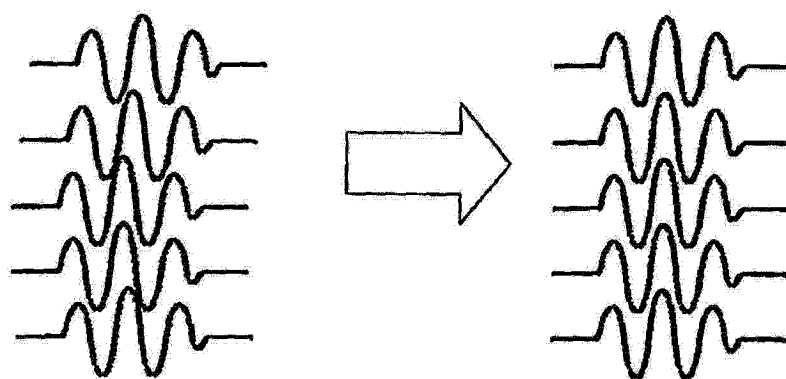


图 4

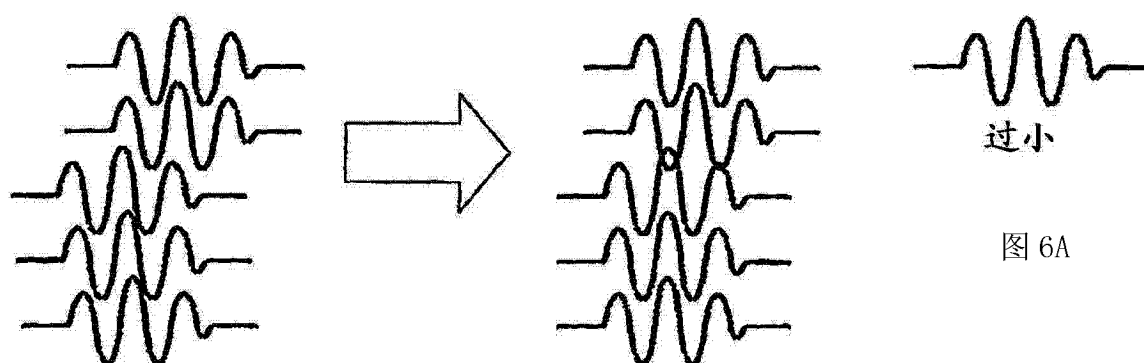


图 6A

图 5



合适

图 6B



过大

图 6C

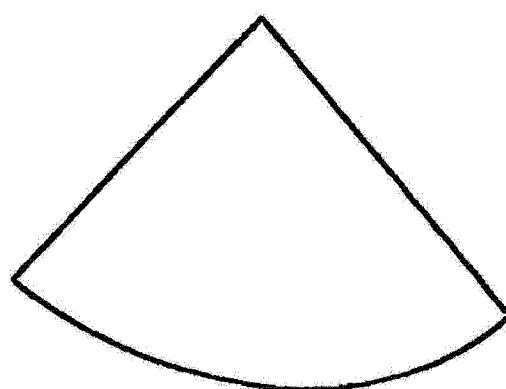


图 7A

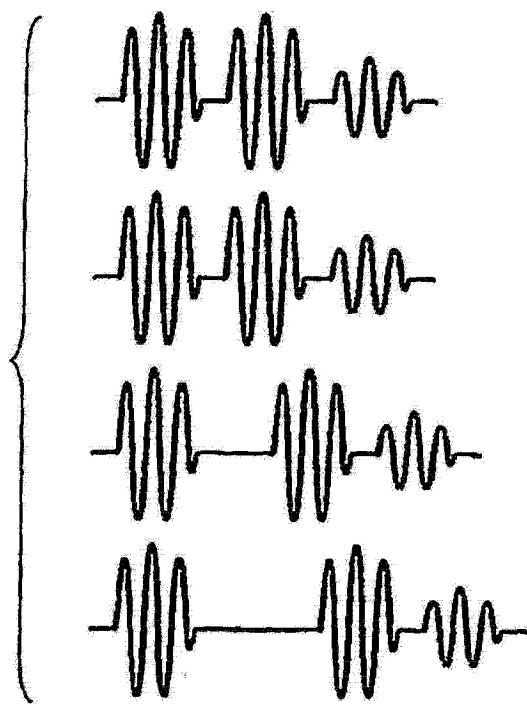


图 7B

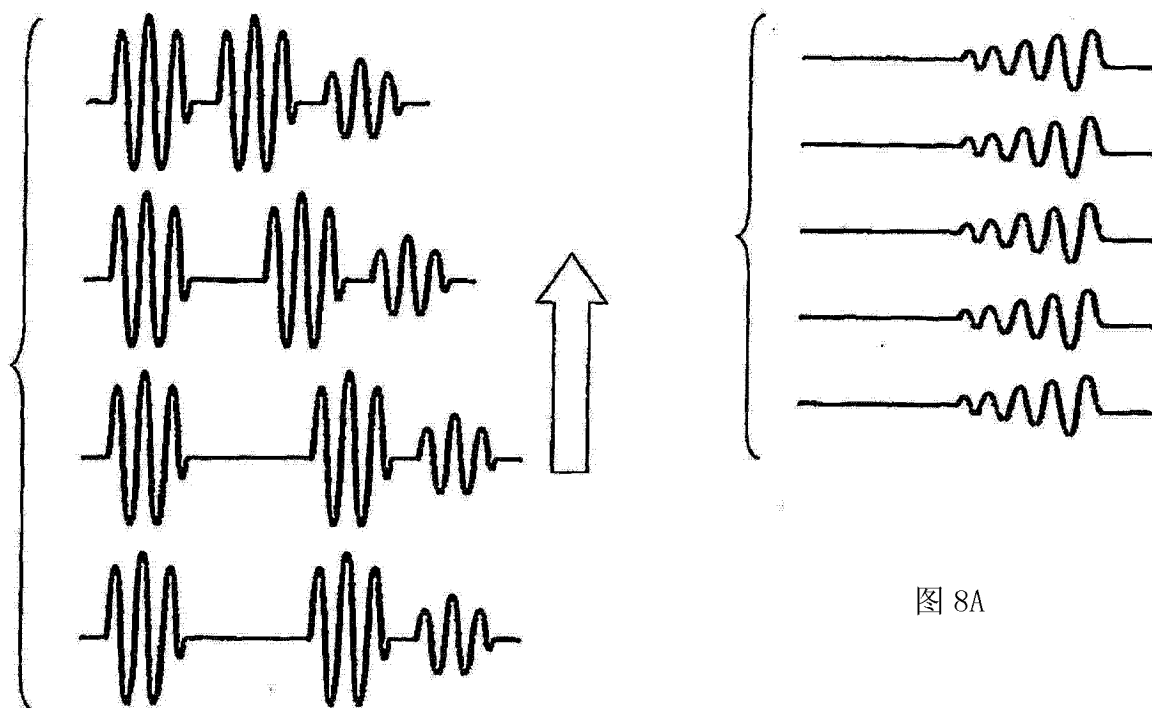


图 8A

图 7C

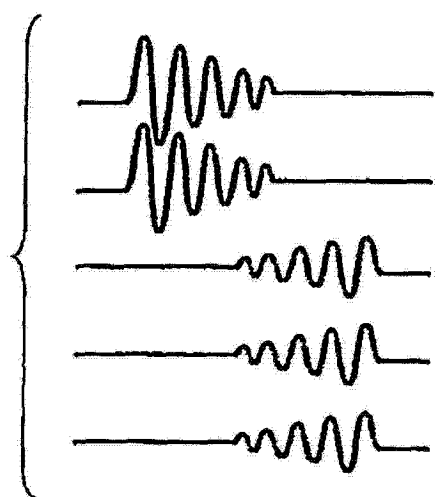


图 8B

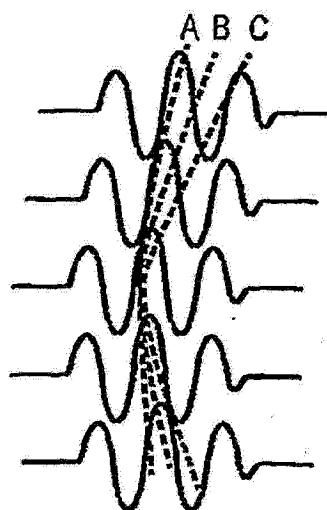


图 9

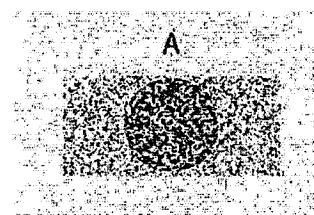


图 10A

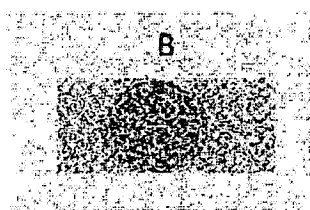


图 10B

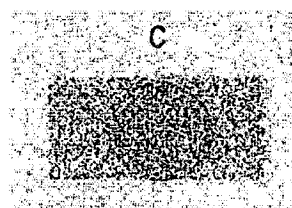


图 10C

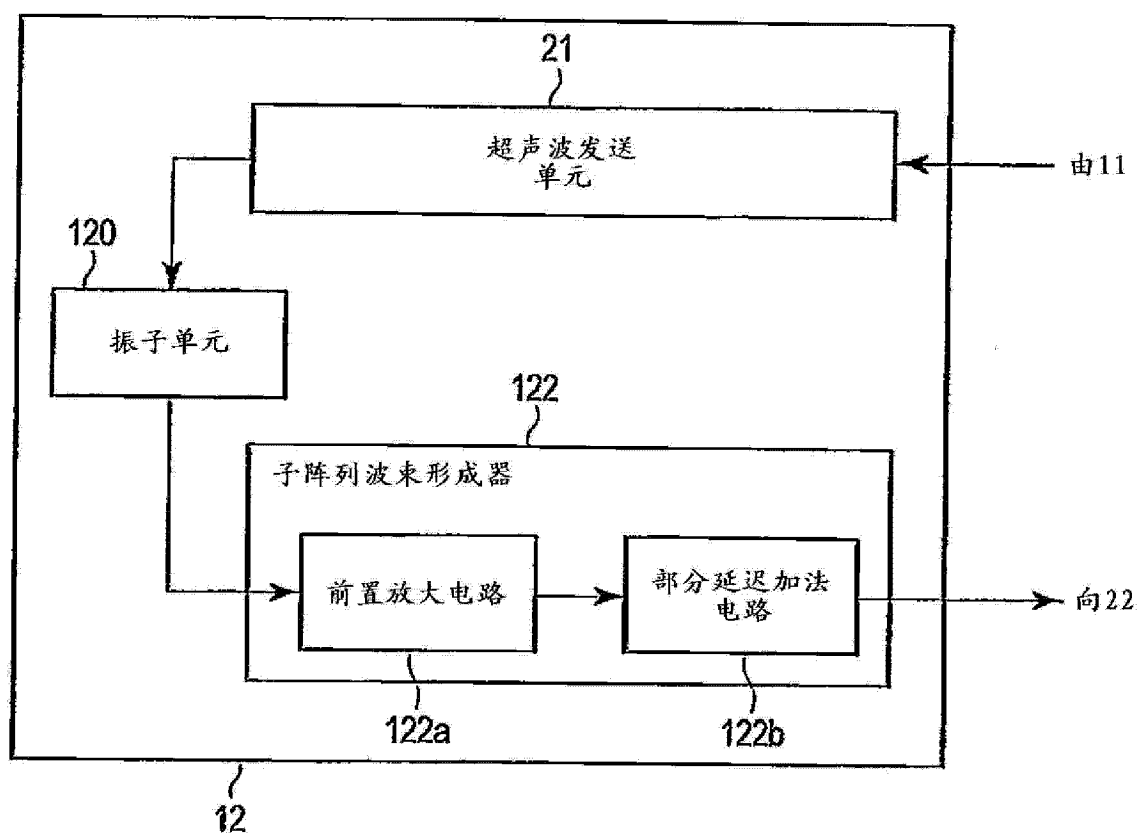


图 11

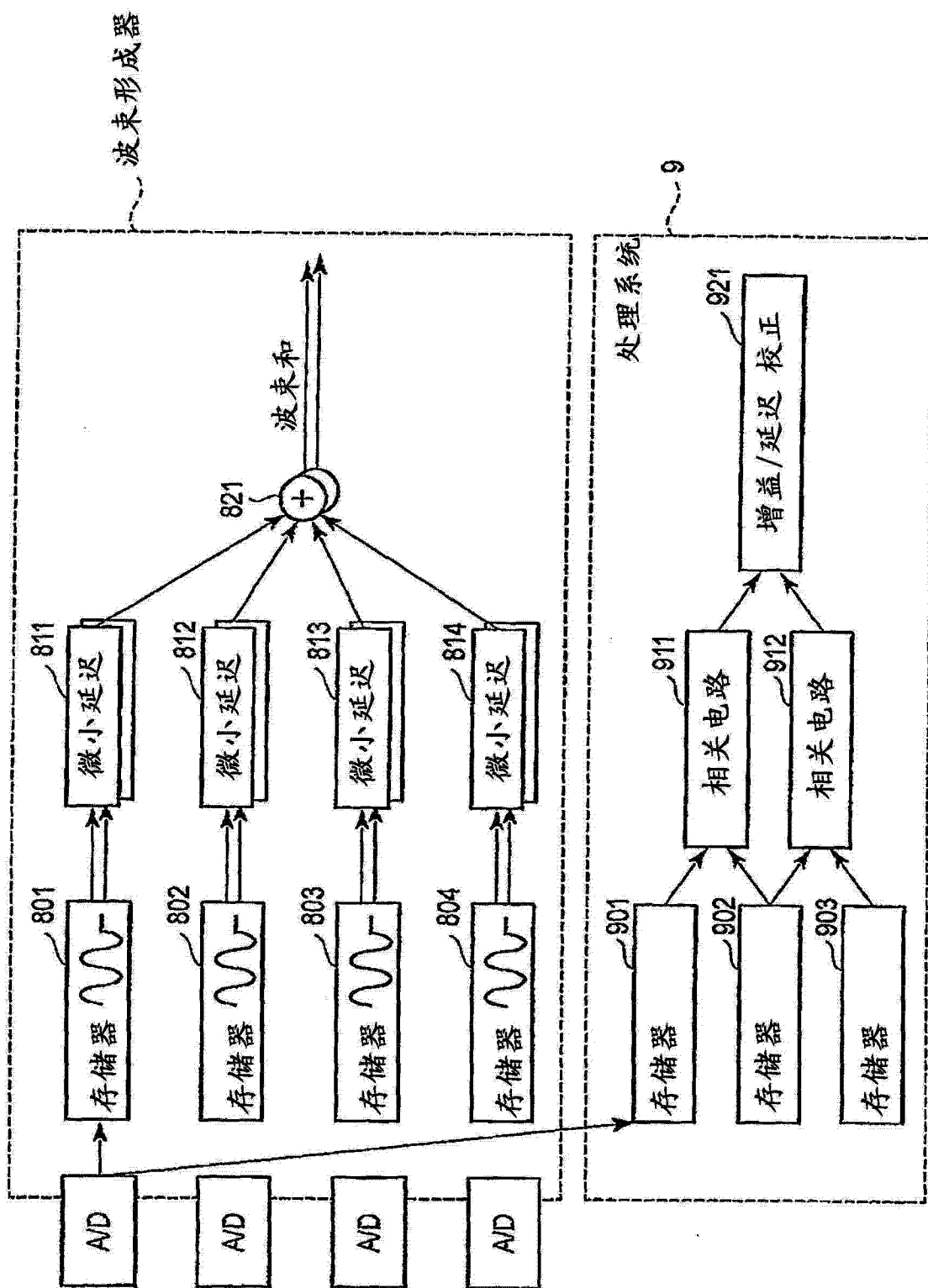


图 12

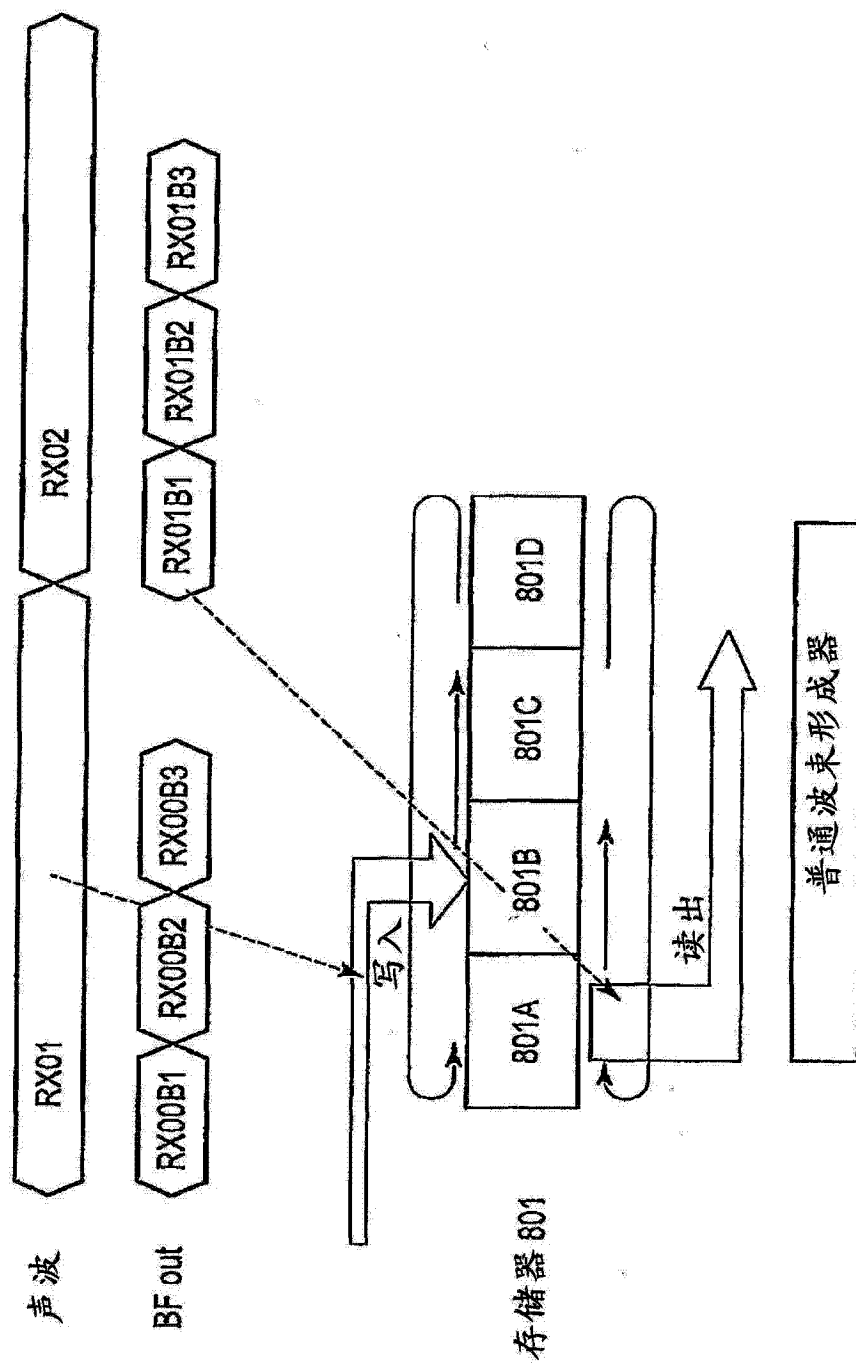


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	CN102970935A	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	CN201280000887.3	申请日	2012-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	宫岛泰夫 岩间信行 内海勲 石塚正明 平野亨 本乡宏信		
发明人	宫岛泰夫 岩间信行 内海勲 石塚正明 平野亨 本乡宏信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4488 G01S15/8979 A61B8/4483 G01S7/52033 A61B8/5207 G01S7/5205 A61B8/463 A61B8/4444 G01S15/8915 A61B8/06 G10K11/346 G01S7/52071 A61B8/145 A61B8/54 G01S7/52047 A61B8/469 A61B8/5246		
代理人(译)	张丽		
优先权	2011149343 2011-07-05 JP 2012150297 2012-07-04 JP		
其他公开文献	CN102970935B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法，具备：发送单元，按照规定的发送条件对多个超声波振动元件供给驱动信号，该超声波振动元件响应被供给的驱动信号而对被检体发送超声波，根据来自上述被检体的反射波产生接收信号；接收单元，存储与多个超声波振动元件对应的多个图像生成用接收信号，使用该存储的各图像生成用接收信号按照规定的接收条件生成接收波束，并且存储与多个超声波振动元件对应的多个校正用接收信号；校正单元，接收多个校正用接收信号，根据该多个校正用接收信号，对发送条件以及上述接收条件的至少一方进行校正；以及图像处理单元，根据接收波束生成超声波图像。

