



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102365054 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201080014903. 5

(22) 申请日 2010. 07. 28

(30) 优先权数据

2009-175540 2009. 07. 28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/062723 2010. 07. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/013713 JA 2011. 02. 03

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 神山直久

(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

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

审查员 许流芳

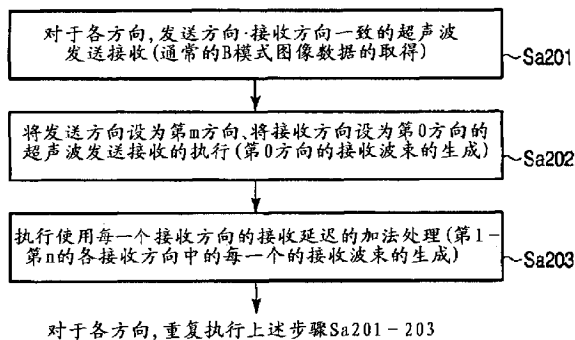
权利要求书3页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像处理装置

(57) 摘要

使用具有多个超声波振子的超声波探头,从超声波探头发送基于设定的发送方向与发送焦点的发送波束,对于多个回波信号中的至少几个回波信号,赋予针对每个超声波振子不同的接收延迟,并且将赋予了该接收延迟的上述各回波信号相加,从而得到具有规定的接收方向与接收焦点的接收波束,以从上述超声波探头发送固定了发送方向及发送焦点的发送波束的方式控制发送单元,并且进行控制,以使得通过对基于固定了发送方向及发送焦点的发送波束的多个回波信号中的至少几个回波信号改变接收延迟图案、并按照每一图案相加从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束,并使用多个接收波束,生成并显示与固定了发送方向及发送焦点的发送波束有关的波束剖面图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,具有多个超声波振子,该多个超声波振子响应被分别供给的驱动信号,产生超声波,且响应接收到的超声波产生回波信号;

发送单元,通过向上述各超声波振子供给赋予了针对上述各超声波振子每一个不同的发送延迟的上述驱动信号,从而从上述超声波探头发送基于设定的发送方向与发送焦点的发送波束;

接收单元,对于上述多个回波信号中的至少几个回波信号赋予针对每一个上述超声波振子不同的接收延迟,并且将赋予了该接收延迟的上述各回波信号相加,取得具有规定的接收方向与接收焦点的接收波束;

控制单元,对上述发送单元进行控制,以使得从上述超声波探头发送固定了发送方向及发送焦点的发送波束,并且对上述接收单元进行控制,以使得通过对于基于固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束的多个回波信号中的至少几个回波信号,改变接收延迟的图案并针对每一个图案进行相加,从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束;

图像生成单元,使用上述多个接收波束,生成与固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束有关的波束剖面图像;以及

显示单元,显示上述波束剖面图像或使用上述波束剖面图像生成的规定图像,

上述波束剖面图像是与对于发送波束的声场波束剖面相关的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述接收单元具有记录单元,该记录单元在上述相加之前记录使用固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束而得到的上述各超声波振子每一个的各回波信号,

上述控制单元控制上述接收单元,以使得通过对于上述相加之前所记录的上述各超声波振子每一个的各回波信号改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而取得上述接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制单元控制上述发送单元及上述接收单元,以使得交替重复固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束的发送与改变了上述接收延迟的图案的上述接收波束的取得。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用上述波束剖面图像和与被检体有关的超声波图像,生成重叠图像,

上述显示单元显示上述重叠图像。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

推定单元,使用上述波束剖面图像,推定与固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束的发送焦点有关的信息,

上述显示单元显示上述推定的与发送焦点有关的信息。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

推定单元,根据上述设定的发送焦点的位置与使用上述波束剖面图像推定的发送焦点的位置,推定被检体内的声速值,

上述显示单元显示上述推定的被检体的介质声速。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

评价单元,使用上述波束剖面图像,评价与发送波束的主瓣方向的主信号分量有关的S/N比,

上述显示单元显示上述评价单元的评价结果。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制单元控制上述接收单元,以使得通过改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而二维地取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制单元控制上述接收单元,以使得通过改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而三维地取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

10. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,存储使用固定了发送方向及发送焦点的发送波束所获得的、超声波探头的各超声波振子每一个的回波信号;

加法处理单元,执行加法处理,该加法处理通过对于上述多个回波信号中的至少几个回波信号改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束;

图像生成单元,使用上述多个接收波束,生成与固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束有关的波束剖面图像;以及

显示单元,显示上述波束剖面图像或使用上述波束剖面图像生成的规定图像,

上述波束剖面图像是与对于发送波束的声场波束剖面相关的图像。

11. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述存储单元存储在上述接收延迟的各图案中共同的上述多个回波信号,

上述加法处理单元通过对上述共同的上述多个回波信号中的至少几个回波信号改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而取得上述接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

12. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述存储单元存储针对上述接收延迟的各图案的每一个所取得的上述多个回波信号,

上述加法处理单元通过对上述多个回波信号中的至少几个回波信号针对对应的上述接收延迟的图案的每一个进行相加,从而取得上述接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

13. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用上述波束剖面图像和与被检体有关的超声波图像,生成重叠图像,

上述显示单元显示上述重叠图像。

14. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:

推定单元,使用上述波束剖面图像,推定与固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束的发送焦点有关的信息,

上述显示单元显示上述推定的与发送焦点有关的信息。

15. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:

推定单元,根据上述设定的发送焦点的位置与使用上述波束剖面图像推定的发送焦点

的位置,推定被检体内的声速值,

上述显示单元显示上述推定的被检体的介质声速。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:

评价单元,使用上述波束剖面图像,评价与发送波束的主瓣方向的主信号分量有关的 S/N 比,

上述显示单元显示上述评价单元的评价结果。

17. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述加法处理单元通过改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而二维地取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

18. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述加法处理单元通过改变接收延迟的图案,并针对每一个图案进行相加,从而三维地取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。

超声波诊断装置及超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于通过超声波扫描(scan)被检体内而使脏器等的断层图像化、并对疾病等进行图像诊断的超声波诊断装置及超声波图像处理装置。

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射线诊断装置和X射线计算机断层摄影装置等其他图像诊断装置相比,廉价且无辐射,作为用于非侵入性实时观测的有用装置被使用。超声波诊断装置的适用范围广,适用于从心脏等循环器官至肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、乳癌的诊断等。

[0003] 通常,超声波诊断装置对1条扫描线发送1次会聚超声波(发送波束),并通过进行在该发送方向上设定了焦点的接收来取得该扫描线上的诊断信息(超声波图像数据),进而通过逐次改变扫描方向对各扫描线重复同样的超声波发送接收,最终生成二维或三维诊断图像。另外,近年来,也使用在1次发送中得到多条扫描线上的诊断信息的方法(同时接收)。这是通过发送会聚超声波,并对由此得到的回波信号赋予多个不同的接收延迟且并列地执行多次延迟相加,从而生成与多个方向对应的多个接收波束。另外,一般的情况是,如果在发送方向上设定接收焦点,则能够得到最优质的诊断图像。

[0004] 另外,用于发送的会聚超声波必定存在焦点。该焦点通常在图像上用标记等来表现,操作者可以把握其位置及大小。一般,焦点附近的分辨率最高。因此,操作者根据关心区域的位置及大小变更、设定图像上的焦点位置等。超声波诊断装置与所设定的焦点标记的位置等对应地改变发送延迟图案,从而变更实际的发送焦点。

发明内容

[0005] 发送接收焦点的位置及形状等影响空间分辨率。因此,对检查者而言,发送接收焦点的详细情况成为左右画质的重要信息。例如,图12左边第一个所示那样的发送脉冲形成的声场(波束剖面)能够视觉地把握焦点或焦点以外的会聚度。在此,轮廓线81为声场中的声压的等高线,可以认为轮廓线81内的回波信号成为诊断图像的主要构成要素。图12左边第一个与图12左边第二个为同一焦点位置,但图12左边第一个所示的波束剖面在焦点上的光阑较为狭窄,此处的空间分辨率优于图12左边的第二个。另外,图12左边第一个与图12左边第三个在焦点上的空间分辨率相同。另一方面,了解到关于连焦点以外都包含的波束剖面,图12左边第三个较为狭窄,图12左边第三个的综合空间分辨率优异。

[0006] 但是,在现有超声波诊断装置中,由于只提供焦点的存在位置程度的信息,因此不能把握例如上述图12左边第一个、图12左边第二个、图12左边第三个之间的差异等。即、在现有超声波诊断装置中,不能直观地把握发送接收焦点的实际位置及形状等如何影响画质。

[0007] 本发明是鉴于上述事情而完成的,其目的在于:提供一种可以生成与实际声场本身有关的图像(波束剖面图像),并直接地视认在超声波发送接收中形成的声场的形状、焦

点位置等的超声波诊断装置及超声波图像处理装置。

[0008] 关于一个实施方式的超声波诊断装置,具备:超声波探头,具有多个超声波振子,该多个超声波振子响应被分别供给的驱动信号,产生超声波,且响应接收到的超声波产生回波信号;发送单元,通过向上述各超声波振子供给赋予了针对上述各超声波振子每一个不同的发送延迟的上述驱动信号,从而使从上述超声波探头发送基于设定的发送方向与发送焦点的发送波束;接收单元,对于上述多个回波信号中的至少几个回波信号赋予针对每一个上述超声波振子不同的接收延迟,并且将赋予了该接收延迟的上述各回波信号相加,取得具有规定的接收方向与接收焦点的接收波束;控制单元,对上述发送单元进行控制,以使得从上述超声波探头发送固定了发送方向及发送焦点的发送波束,并且对上述接收单元进行控制,以使得通过对于基于固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束的多个回波信号中的至少几个回波信号,改变接收延迟的图案并按照每一个图案相加,从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束;图像生成单元,使用上述多个接收波束,生成与固定了上述发送方向及发送焦点的发送波束有关的波束剖面图像;以及显示单元,显示上述波束剖面图像或使用上述波束剖面图像生成的规定图像。

附图说明

[0009] 图 1 是与本发明的第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的方框结构图。

[0010] 图 2 是表示与本发明的第 1 实施方式相关的波束剖面图像生成・显示处理的流程的流程图。

[0011] 图 3 是表示波束剖面图像的取得处理的流程的流程图。

[0012] 图 4 是用于说明与第 1 实施方式相关的波束剖面图像的取得处理的概念的图。

[0013] 图 5 是用于说明与第 1 实施方式相关的波束剖面图像的取得处理的概念的图。

[0014] 图 6A 是表示波束剖面图像的一个例子的图。

[0015] 图 6B 是示出波束剖面图像的一个例子的图。

[0016] 图 7A 是示意性地表示波束剖面图像的插图。

[0017] 图 7B 是示意性地表示波束剖面图像的插图。

[0018] 图 8 是表示波束剖面图像的一个例子的图。

[0019] 图 9 是示意性地表示波束剖面图像的插图;

[0020] 图 10 是表示与本发明的第 2 实施方式相关的波束剖面图像生成・显示处理的流程的流程图。

[0021] 图 11 是用于说明与第 2 实施方式相关的波束剖面图像的取得处理的概念的图。

[0022] 图 12 是用于说明超声波图像收集中的声场的图。

具体实施方式

[0023] 以下,按照附图对第 1 实施方式及第 2 实施方式进行说明。另外,在以下说明中,对于具有大致相同功能及构成的构成要素,添加同一符号,重复说明只在必要时进行。

[0024] (第 1 实施方式)

[0025] 图 1 是表示与本发明相关的超声波诊断装置的方框结构的图。如图 1 所示,本超声波诊断装置主体 11 具备超声波探头 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、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成单元 27、控制处理器 28、存储单元 29、接口单元 30。

[0026] 内置于装置主体 11 内的超声波发送单元 21 及接收单元 22 等也存在由集成电路等硬件构成的情况,也存在是以软件方式模块化的软件程序的情况。以下,针对各构成要素的功能进行说明。

[0027] 超声波探头 12 具有根据来自超声波接收单元 21 的驱动信号产生超声波,并将来自被检体的反射波转换为电信号的多个压电振子;设置在该压电振子的匹配层、防止从该压电振子向后方传播超声波的背衬材料等。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送会聚超声波(发送波束)时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,被超声波探头 12 作为回波信号接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面的声阻抗之差。另外,被发送的超声波脉冲在流动的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波由于多普勒效应,而依赖移动体的超声波发送方向的速度分量,接受频率偏移。

[0028] 输入装置 13 连接于装置主体 11,除了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到装置主体 11 内的各种开关、按钮、轨迹球之外,还具有鼠标、键盘等。

[0029] 监视器 14 根据来自图像生成单元 25 的视频信号,将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像来显示。

[0030] 超声波发送单元 21 具有脉冲发生器、发送延迟单元、脉冲源。脉冲源以规定的额定频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒)重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,在发送延迟单元中,对于每个振子的各速率脉冲赋予针对每一通道将超声波会聚成波束状且决定发送指向性(发送方向)所需要的延迟时间(发送延迟)。脉冲发生器按基于该速率脉冲的定时向探头 12 施加驱动信号(驱动脉冲)。

[0031] 超声波接收单元 22 具有前置放大器、A/D 转换器、接收延迟单元、加法器等。前置放大器针对每一通道放大经由探头 12 取入的回波信号。A/D 转换器将作为模拟信号的回波信号转换为数字信号。接收延迟单元赋予对每个振子的回波信号决定接收指向性(接收方向)所需要的延迟时间(接收延迟),然后在加法器中进行加法处理。通过该加法处理,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并根据接收指向性与发送指向性来形成超声波发送接收的综合波束。另外,虽然未图示,但在接收延迟单元的前级上设有存储每个通道的回波信号的存储器。

[0032] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 获取回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据。该数据被发送至图像生成单元 25,并显示在监视器 14 上作为用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像。

[0033] 多普勒处理单元 23 根据从接收单元 22 获取到的回波信号对速度信息进行频率解析,并提取基于多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量,对多点求得平均速度、分散、能量等血流信息。所得到的血流信息被发送至图像生成单元 25,并彩色显示在监视器 14 上作为平均速度图像、分散图像、能量图像、它们的组合图像。

[0034] 图像生成单元 25 将通过超声波扫描得到的扫描线信号列转换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列,并生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 25 搭载有存储图像数据的存储器,例如在诊断后操作者能够调用检查中所记录的图像。

另外,存在进入该图像生成单元 25 以前的数据被称为“原始数据”的情况。

[0035] 图像存储器 26 由存储从图像生成单元 25 接收到的图像数据的存储器构成。该图像数据例如在诊断后操作者可以调用,能够以静止图画方式或以使用多张动态图像方式进行再生。另外,图像存储器 26 根据需要存储紧接超声波接收单元 22 之后的输出信号(称为 radio frequency(RF)信号)、通过接收单元 22 后的图像亮度信号、其他原始数据、经由网络取得的图像数据等。

[0036] 控制处理器 28 是具有作为信息处理装置(计算机)的功能,并控制本超声波诊断装置主体的动作的控制装置。控制处理器 28 从存储介质 29 读出用于实现波束剖面图像生成·显示功能的专用程序、用于实施各种计算处理的专用程序,从而执行与各种处理有关的运算·控制等。特别是,控制处理器 28 读出存储于存储单元 29 的发送延迟图案、接收延迟图案,从而根据发送方向或接收方向切换发送延迟及接收延迟。

[0037] 存储单元 29 保管用于实现后述的波束剖面图像生成·显示功能的专用程序、发送延迟的多个组合模式、接收延迟的多个组合模式、用于执行后述的焦点位置的计算处理、被检体中(介质中)的声速的计算处理、使用回波信号的特征量的计算处理、表示可靠性的指标的计算处理等各种计算处理的专用程序、用于执行规定的扫描序列、图像生成、显示处理的控制程序、或诊断信息(患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议、发送接收条件、其他数据组。另外,根据需要,也用于保管图像存储器 26 中的图像。存储单元 29 的数据也能够经由接口单元 30 转送至外部周边装置。

[0038] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置所取得的超声波图像等数据或解析结果等能够通过接口单元 30 经由网络转送至其他装置。

[0039] (波束剖面图像生成·显示功能)

[0040] 接着,针对本超声波诊断装置具备的波束剖面图像生成·显示功能进行说明。本功能生成波束剖面图像作为表示对各扫描线实际发送的发送波束的波束剖面的信息,并以规定的方式进行显示。

[0041] 图 2 是表示依照波束剖面图像生成·显示功能的处理(波束剖面图像生成·显示处理)的流程的流程图。以下,针对各步骤中的处理的内容进行说明。

[0042] [波束剖面模式的选择、发送接收条件等的设定:步骤 Sa1]

[0043] 首先,经由输入装置 13 选择波束剖面模式(用于执行波束剖面图像生成·显示功能的模式),输入发送声压、焦点位置(深度)的发送接收条件(步骤 S1)。控制处理器 28 响应选择·输入指示,通过启动专用程序在存储器上展开以启动波束剖面模式,设定用于实现各种发送接收条件的电压、发送延迟、接收延迟等。

[0044] (波束剖面图像数据的取得:步骤 S2)

[0045] 图 3 是表示用于取得波束剖面图像数据的超声波发送接收的流程的流程图。另外,图 4 是用于说明用于取得波束剖面图像数据的超声波发送接收的概念的图。图 4 中,一个方框 40 示出了一次超声波发送接收。在与各方框 40 对应的超声波发送接收中,分别象征性地示出了 T:i 是在超声波发送中在 i 方向设定发送延迟、R:j 是在超声波接收中在 j 方向设定接收延迟。另外,i、j 是分别满足 $0 \leq i \leq n$ 、 $0 \leq j \leq n$ 的整数,n 为扫描线的最终号码(因此,本实施方式中,用方向 0 至方向 n 的 n+1 方向(n+1 条)的扫描线构成一张

二维图像)。

[0046] 首先,控制处理器 28 对于扫描线号码第 0 ~ 第 n 的 n+1 条的各扫描线执行使发送方向和接收方向一致的超声波发送接收(即通常的超声波发送接收)(步骤 Sa201)。该发送接收在图 4 中作为与方框 A 对应的超声波成像(Img1)示出。根据该 Img1 取得通常的 B 模式图像数据。

[0047] 接着,执行将发送方向作为第 m 方向(其中, m 是希望取得波束剖面图像的波束发送方向, 设 $0 \leq m \leq n$ 。)、将接收方向作为第 0 方向的超声波发送接收(步骤 Sa202)。即、如图 4 所示,执行设定了第 m 方向的发送延迟、第 0 方向的接收延迟的超声波发送接收。通过该发送接收取得的回波信号在超声波接收单元 22 的接收延迟单元前级的存储器中按照每一通道被记录,并且在接收延迟单元中通过第 0 方向的接收延迟进行相加,生成将第 0 方向作为接收方向(扫描线方向)的回波信号(接收波束)。

[0048] 接着,控制处理器 28 使用所记录的每个通道的回波信号,执行使用各接收方向的接收延迟的加法处理,生成第 1 ~ 第 n 的各接收方向(各扫描线方向)中每一个的接收波束(步骤 Sa203)。即、控制处理器 28 如图 4 所示,将在接收延迟单元前级的存储器中存储的、在第 m 方向设定发送延迟的每个通道的回波信号通过第 1 方向的接收延迟相加,生成将第 1 方向作为接收方向(扫描线方向)的接收波束。同样,控制处理器 28 使用所记录的每个通道的回波信号,通过第 2 方向、第 2 方向、...、第 n 方向各接收方向的接收延迟进行相加,生成各接收方向(扫描线方向)中每一个的接收波束。另外,与第 0 ~ 第 n 的各接收方向有关的接收波束的制成在图 4 中作为与方框 B 对应的超声波成像(Img2)示出。根据该 Img2 取得与对于将第 m 方向作为发送方向的发送波束的声场波束剖面相关的图像(波束剖面图像)数据。

[0049] 另外,用于取得通常的 B 模式图像的 Img1 中的扫描断面与用于取得波束剖面图像的 Img2 等中的扫描断面最好实质上相同。

[0050] 另外,在本步骤 Sa2 中,针对取得将发送方向作为第 m 方向的发送波束的波束剖面图像数据进行说明。对于其他的方向的发送波束,也可以通过进行同样的处理作为 Img3、Img4... ,来取得波束剖面图像数据。此时,操作者可以通过使用附属于输入装置 13 的轨迹球等输入发送方向的变更指示,从而任意改变发送方向。

[0051] 本实施方式中,在生成波束剖面图像数据时(即 Img2、或进而接续的 Img3、Img4...),将通过最初的超声波发送得到的每个通道的回波信号在接收相加之前进行记录,使用它,并使用各接收方向的接收延迟进行相加,生成与各方向有关的接收波束。通过采用这种构成,能够将实际的所需时间设为一次发送的程度。另外,对于使用各接收方向的接收延迟进行相加,也可以并列性地设置接收延迟单元、加法器,并同时(并列性地)执行。

[0052] (B 模式图像 / 波束剖面图像的生成 : 步骤 Sa3)

[0053] 接着,在 Img1、Img2 各成像中取得的各图像数据在模式处理单元 23 中接受对数放大、包络线检波处理,并发送至图像生成单元 25。图像生成单元 25 使用接收到的各图像数据,生成与 Img1 对应的通常的 B 模式图像、关于与 Img2 对应的方向 m 的发送波束的波束剖面图像(步骤 Sa3)。

[0054] (重叠图像 • 波束剖面图像的显示 : 步骤 Sa4)

[0055] 图像生成单元 27 如图 5 所示,使用通过 Img1 取得的 B 模式图像与通过 Img2 取得

的波束剖面图像,生成重叠图像。例如,图像合成单元 27 对波束剖面图像分配规定的色彩,生成将该波束剖面图像对应空间位置地重叠于 B 模式图像的重叠图像(或将该 B 模式图像重叠于波束剖面图像的重叠图像)。或者,图像合成单元 27 将波束剖面图像与 B 模式图像双方的灰度的亮度值定为 $1/2$,将一方重叠于另一方生成重叠图像。

[0056] 所生成的重叠图像或波束剖面图像例如单独地或者与通过 Img1 取得的 B 模式图像一起并列显示(步骤 Sa4)。

[0057] 图 6 是表示通过 Img1 取得的 B 模式图像与通过 Img2 取得的波束剖面图像的并列显示的一个例子的图。另外,图 7 是以示意图的形式表示图 6 的显示方式的图。均为将第 m 方向(发送方向)作为中央正下方向的例子。如各图所示,得知通过比较波束剖面图像与通常的 B 模式图像,可以确认一部分某一条扫描线上的图像,并从图像化的范围反映出焦点的位置及光阑宽度。另外,也表现出利用旁瓣、栅瓣生成的回波。

[0058] 图 8 是表示根据通常的 B 模式图像与波束剖面图像生成的重叠图像的显示方式的图。图 9 是以示意图的形式表示图 8 的显示方式的图。如各图所示,得知根据重叠图像,可确认一部分某一条扫描线上的图像,并从图像化的范围反映出焦点的位置及光阑宽度。另外,也表现出由旁瓣、栅瓣生成的回波。

[0059] (使用例 1)

[0060] 接着,针对波束剖面图像或重叠图像的使用例进行说明。

[0061] 如果使用由本超声波诊断装置取得的波束剖面图像或重叠图像,则可以得知发送波束的实际的焦点位置、声场的形状等。控制处理器 28 提取例如波束剖面图像上的具有某固定值以上的亮度的区域,测量该区域的宽度(关于正交于发送方向的方向的长度),并将存在最小宽度的深度作为焦点位置(焦点深度)显示在监视器 14 上。由此,操作者可以迅速且简单地视认作为发送条件设定的焦点位置与被检体内的实际的焦点位置之间的关系。

[0062] (使用例 2)

[0063] 如果使用由本超声波诊断装置取得的波束剖面图像或重叠图像,则可以推定介质的实际声速。

[0064] 一般超声波诊断装置的发送延迟被设为以预先假定的声速值为基础,朝向理论上的焦点位置会聚。但是,被检体内的声速与假定值不同的情况下,理论上的焦点位置与实际焦点位置将不同。

[0065] 因此,本超声波诊断装置中,根据使用了波束剖面图像的接下来的方法,来推定该被检体内的正确声速。即,控制处理器 28 使用规定的算法,使预先假定的声速值随时变化来执行 Img2,取得各声速值中每一个的波束剖面图像,并根据例如上述使用例 1 所示的方法,测量与各声速值对应的实际焦点位置。控制处理器 28 判定测量出的实际焦点位置中的、与理论上的焦点位置一致的实际焦点位置,并将与该焦点位置对应的声速值推定为被检体内的实际声速值。推定出的实际声速值以规定的方式显示在监视器 14 上。之后,对于该被检体,可以通过使用推定出的实际声速值实现更正确的超声波图像诊断。

[0066] (使用例 3)

[0067] 考虑使用超声波接收信号分析生物体的特征量的各种方法。例如,根据日本特开 2003-61964 号公报记载的技术,解析回波信号的统计量,能够判别图像上可视的点状的图案是反映实际的微小构造物的信号或者是由单纯的干涉条纹生成的图案(称为散斑图

案)。

[0068] 但是,在进行例如上述统计量解析时,接收信号的信号-噪音比(S/N)较大地左右其精度。例如,在接收信号中包含的噪音分量明显较大时、或来自其他方向的伪影混入时等,解析结果的精度劣化。

[0069] 在进行这种这样的解析时,如果利用通过本超声波诊断装置取得的波束剖面图像或重叠图像,则能够评价解析结果的精度。即、控制处理器 28 提取主瓣(主波束)方向(即发送方向)的主信号分量以及包含了旁瓣及栅瓣的其他区域的噪音信号分量,计算其强度比,评价主信号分量的 S/N 比。其结果,例如,在评价为主波束方向的主信号分量的 S/N 比与规定的阈值相比小的情况时,控制处理器 28 在监视器 14 上显示“对解析精度造成影响”等消息。

[0070] 另外,根据需要,也可以在监视器 14 上显示主信号分量与噪音信号分量的强度比本身。例如,在噪音信号分量为信号分量的 30% 时,可以说噪音信号分量为支配性状况。操作者通过视认监视器 14 上显示的主信号分量与噪音信号分量的强度比,可以察觉出保持这样的情况下不能进行良好的分析,可以试着进行改变探头的照射角度等改善。另外,在进行这种改变探头照射角度等改善时,通过实时显示重叠图像,可以迅速且简单地视认发送波束向被检体的入射状况,并能够一眼就判别出改善。

[0071] (使用例 4)

[0072] 利用本超声波诊断装置取得的波束剖面图像或重叠图像还能够被用于与超声波诊断装置的操作有关的教育。例如,通过观察所显示的波束剖面图像或重叠图像,能够视觉上把握发送声场的大概形状,能够判定焦点位置或焦点区域实际上位于何处、发送声场比想象的宽还是窄等。或者,能够判定理论上的焦点位置与被检测体内的实际的焦点位置一致或偏离。由此,医师或技师等操作者能够直观且客观地把握各种参数的设定值和实际的被检体内的超声波的空间分辨率、焦点的位置和大小之间的对应关系。其结果,能够辅助培养用于适当地设定超声波诊断装置的各种参数的感觉。

[0073] (使用例 5)

[0074] 通过本超声波诊断装置取得的波束剖面图像或重叠图像可以作为检查超声波诊断装置或超声波探头是否正常动作的辅助信息来使用。例如,使用规定的模型(用于装置的动作试验的模型),根据规定的发送接收条件事先取得各扫描线方向中的每一个的理想波束剖面图像。通过将该理想的波束剖面图像与使用同一模型及同一发送接收条件取得的波束剖面图像并列显示或重叠显示并进行比较,可以视觉上判定超声波探头或超声波诊断装置是否正常地动作。

[0075] (效果)

[0076] 根据以上本超声波诊断装置,将固定了发送方向及发送焦点的发送波束进行发送,并通过对使用该发送波束得到的各超声波振子中每一个的各回波信号,通过改变接收延迟的图案并按照每一图案进行相加,从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。通过使这样取得的各扫描线中每一条的回波信号影像化,从而针对关于规定的发送方向的发送波束生成波束剖面图像。另外,通过对各发送方向进行同样的处理,从而针对各扫描线中每一条的发送波束生成波束剖面图像。生成的波束剖面图像被分配规定的色彩或亮度,单独地、或与同一断面的(通常的)B 模式图像并列地或重叠于 B 模式图像上进行显示。

医师或技师等操作者通过观察所显示的波束剖面图像或重叠图像,能够视觉上把握发送声场的大概形状,可以判定焦点位置或焦点区域实际上位于何处、发送声场比想象的宽还是窄等。其结果,可以直观地且客观地把握空间分辨率与焦点的位置及大小之间的对应关系或空间分辨率的界限等,可以回避对于图像诊断的过大评价/过小评价。

[0077] 并且,通过观察将波束剖面图像重叠于 B 模式图像的重叠图像,可以视觉上把握发送波束向被检体的入射状况。由此,在例如发送波束由于肋间或腹膜的影响明显混乱时、在旁瓣方向存在气体等大的反射体时等,可以直接地察觉发送波束向被检体的入射状况是否良好。另外,这种发送波束的入射状况在进行例如实际的焦点位置或声速值的评价、或解析回波信号提取规定的特征量的分析时,可以用于判定该提取的特征量的质量(精度)。

[0078] (第 2 实施方式)

[0079] 接着,针对与本发明的第 2 实施方式相关的超声波诊断装置进行说明。在第 1 实施方式中,通过将接收延迟前的回波信号按照每一通道存储于存储器内,并按照不同的每一接收延迟图案对其进行相加,从而生成接收方向及接收焦点不同的多个接收波束。对此,与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 通过交互执行发送方向及发送焦点固定状态下的超声波发送与一边改变接收方向及接收焦点的(即一边随着时间改变接收延迟图案的)超声波接收,从而取得波束剖面图像数据。

[0080] 另外,在对与本实施方式相关的波束剖面图像生成·显示处理与第 1 实施方式的波束剖面图像生成·显示处理进行比较时,只有步骤 Sa2 的“波束剖面图像数据的取得”的处理内容不同。以下,针对与本实施方式相关的(波束剖面图像数据的取得)进行说明。

[0081] 图 10 是表示与第 2 实施方式相关的波束剖面图像数据的取得处理的流程的流程图。另外,图 11 是用于说明波束剖面图像数据的取得处理的概念的图。

[0082] 首先,控制处理器 28 对扫描线编号第 0~第 n 的 n+1 条各扫描线,执行使发送方向与接收方向一致的超声波发送接收(即,通常的超声波发送接收)(步骤 Sb201)。该发送接收在图 11 中作为与方框 A 对应的超声波成像(Img1)示出。根据该 Img1 取得通常的 B 模式图像数据。

[0083] 其次,将发送方向作为第 m 方向,执行例如将第 0 方向作为接收方向的超声波发送接收(步骤 Sb202)。即、如图 11 所示,执行设定第 m 方向的发送延迟、设定第 0 方向的接收延迟的超声波发送接收。通过该发送接收取得的回波信号在接收延迟单元中利用第 0 方向的接收延迟相加,并生成将第 0 方向作为扫描线的回波信号(接收波束)。

[0084] 其次,将发送方向作为第 m 方向,执行例如将第 1 方向作为接收方向的超声波发送接收(步骤 Sb203)。即、执行设定第 m 方向的发送延迟、设定第 1 方向的接收延迟的超声波发送接收。通过该发送接收取得的回波信号在接收延迟单元中利用第 1 方向的接收延迟相加,并生成将第 1 方向作为扫描线的回波信号(接收波束)。同样,控制处理器 28 交互执行将第 m 方向作为发送方向、将接收方向作为第 2 方向(或第 3 方向、第 4 方向、...、第 n 方向)的超声波发送接收,取得关于将发送方向固定为第 m 方向的发送波束的、与各接收方向(各扫描线方向)有关的回波信号。与该各接收方向有关的回波信号的生成在图 11 中作为与方框 B 对应的超声波成像(Img2)示出。根据该 Img2 取得与对于方向 m 的发送的声场波束剖面相关的图像(波束剖面图像)数据。

[0085] 另外,对于其他方向的发送波束,通过进行同样的处理作为 Img3、Img4... 从而能

够取得波束剖面图像数据这一点与第 1 实施方式相同。

[0086] 根据以上所述的构成,可以是与第 1 实施方式相同的使用方式,可以实现同样的效果。另外,在本实施方式时,由于逐次进行发送,因此 Img2 的所需时间与 Img1 (通常 B 模式图像的取得) 的所需时间实质上是相同的。但是,本实施方法由于在前置放大器后不需要特别的存储器,因此具有电路构成简单的优点。

[0087] 另外,本发明不限于上述实施方式那样,在实施阶段在不脱离其要旨的范围内可以使构成要素变形并具体化。作为具体的变形例,例如存在如下例子。

[0088] (1) 与本实施方式相关的各功能也可以通过将执行该处理的程序安装于工作站等计算机中,并将它们在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序还可以存储并发布于磁盘(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。

[0089] (2) 上述各实施方式中,以在对二维区域进行超声波扫描时,生成显示作为二维图像的波束剖面图像的情况为例进行说明。但是,本发明的技术思想不拘泥于二维的情况,还可以应用于例如,三维地扫描被检体取得体数据,由此生成三维诊断图像的三维超声波成像法。此时,通过进行例如将发送方向固定为第 m 方向的波束发送与使用具有(不限于于同一平面)三维方位的多个接收方向中每一个的接收延迟图案的波束接收,可以取得三维的波束剖面图像。另外,在这样进行三维超声波扫描时,作为超声波探头 12,可以使用使 1 维地排列的振子机械地摇动得到的摇动探头、或超声波振子二维地排列的矩阵阵列探头。

[0090] (3) 波束剖面图像的生成・显示在利用工作站等实现的超声波图像处理装置中也可以实现。即,在接收相加前按照每一通道预先存储根据将发送方向设为第 m 方向的发送波束得到的回波信号,事后将其读出,通过使用与多个接收方向对应的多个接收延迟图案进行相加,从而可以生成与各扫描线方向有关的回波信号(接收波束)。

[0091] (4) 上述各实施方式中,作为一个例子,例示了使用超声波探头的所有超声波振子取得回波信号,使用各回波信号生成波束剖面图像的情况。但是,不拘泥于该例子,也可以如例如稀疏阵列探头等的那样,使用所有超声波振子中的几个超声波振子(即,间隔剔除超声波振子)取得回波信号,并使用该取得的各回波信号生成波束剖面图像。另外,也可以使用超声波探头的所有超声波振子、或所有超声波振子中的几个超声波振子取得回波信号,并使用该取得的多个回波信号中的几个(即、间隔剔除回波信号)生成波束剖面图像。

[0092] 另外,根据上述实施方式公开的多个构成要素的适当的组合,可以形成各种发明。例如,可以从实施方式所示的所有构成要素中删除几个构成要素。另外,也可以适宜地组合不同实施方式所涉及的构成要素。

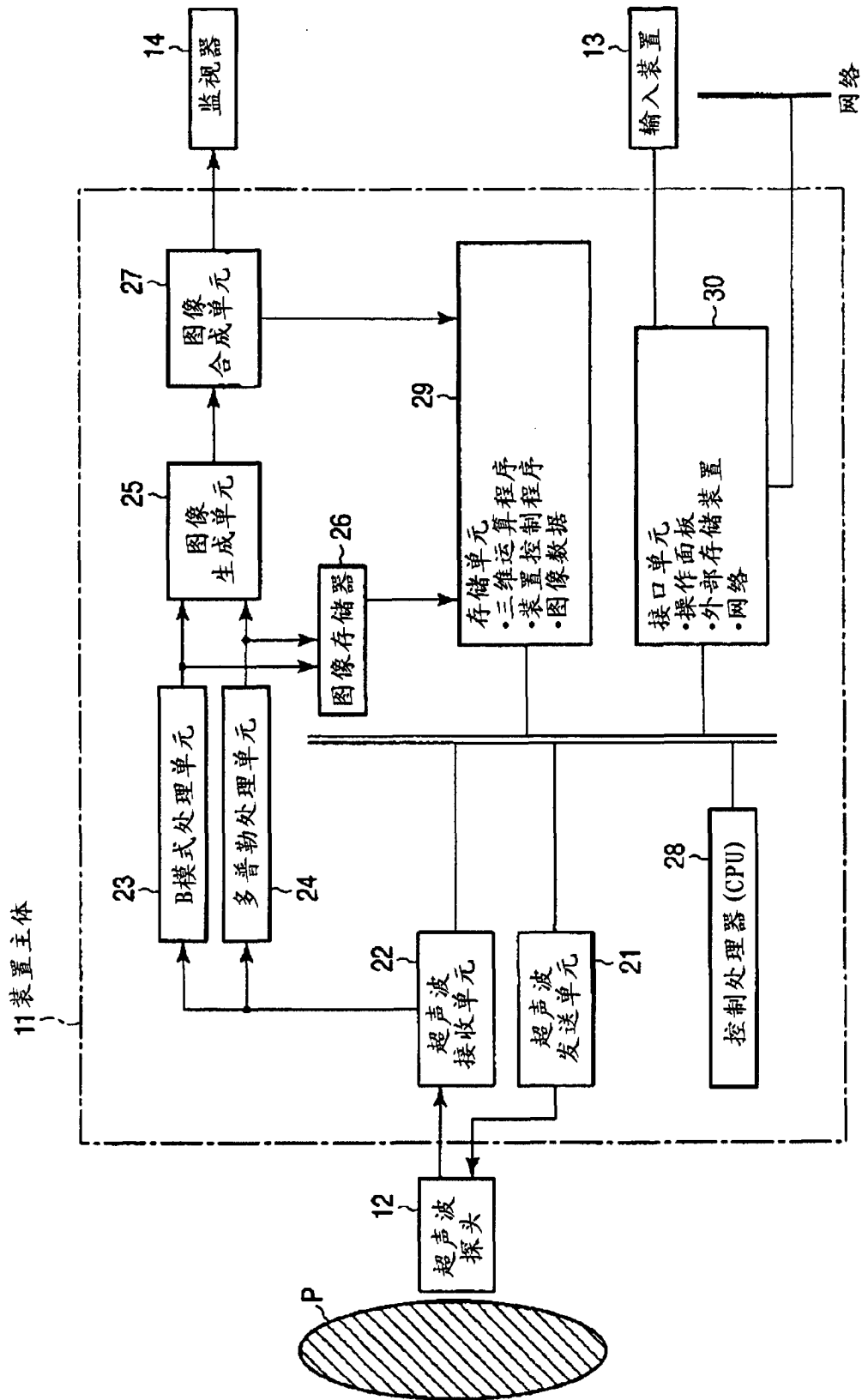


图 1

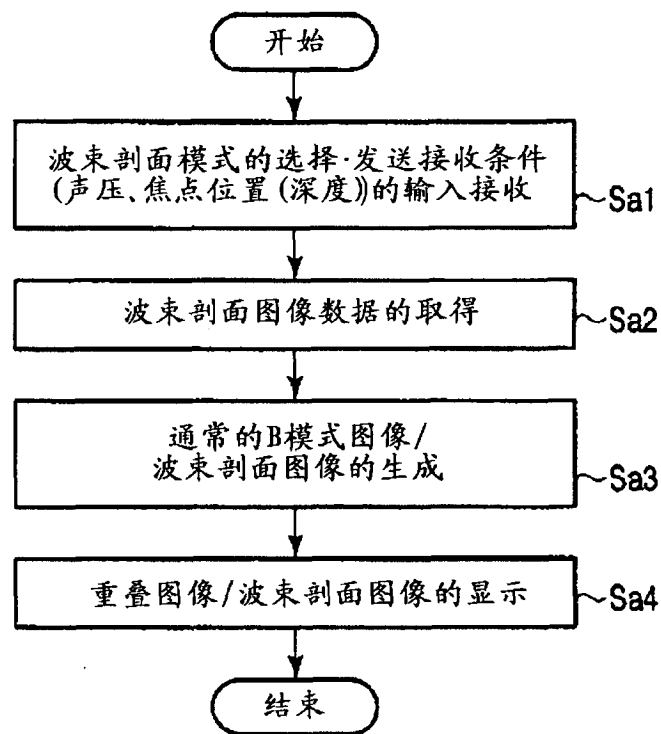


图 2

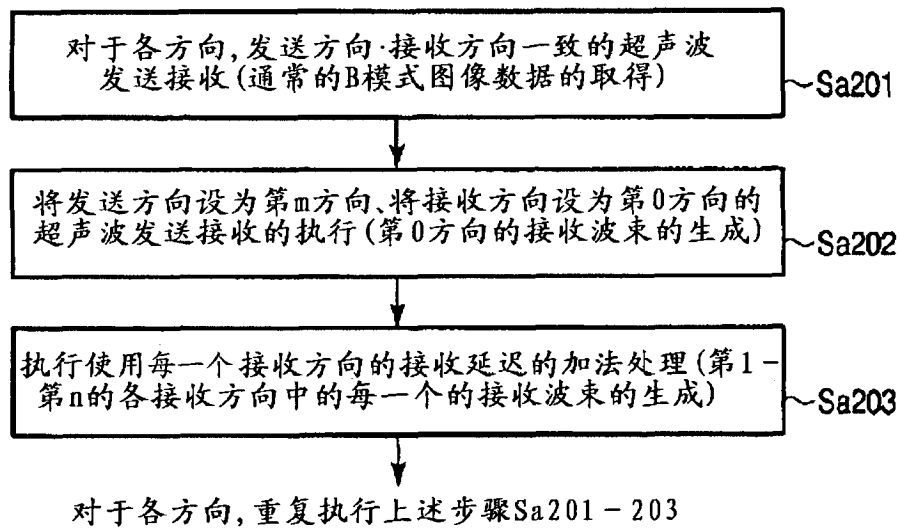


图 3

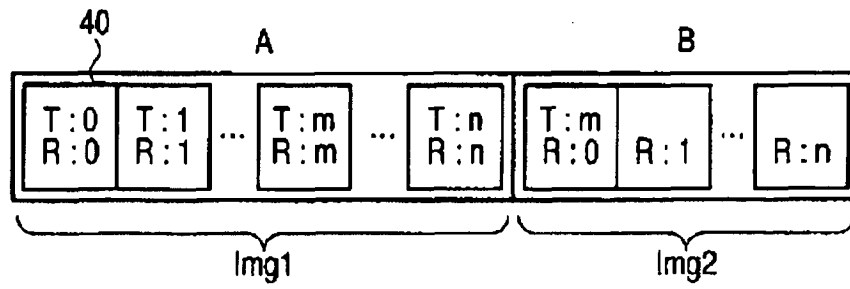


图 4

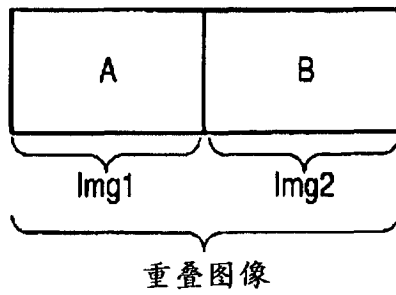
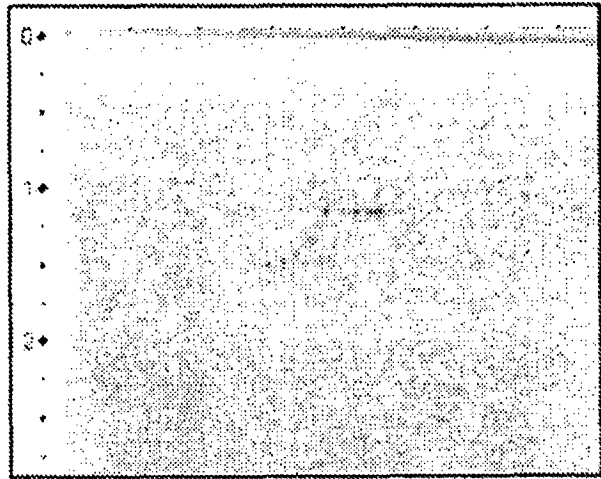
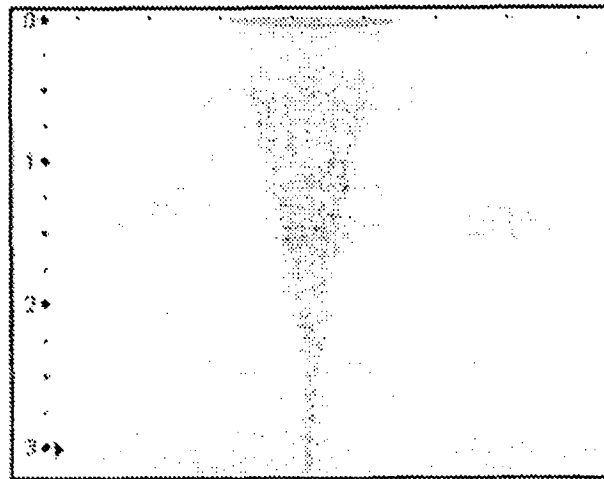


图 5



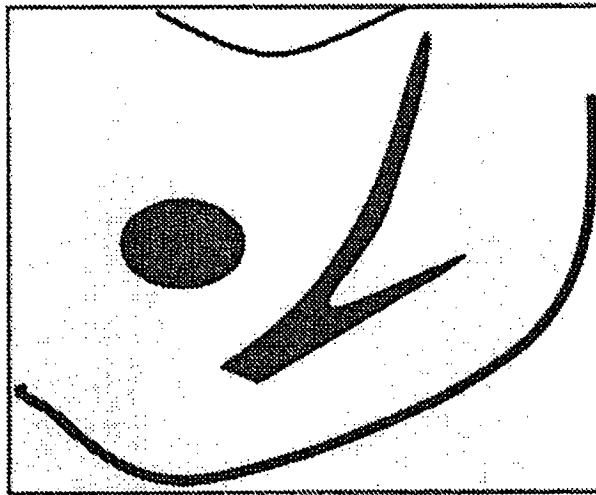
通常的B模式图像

图 6A



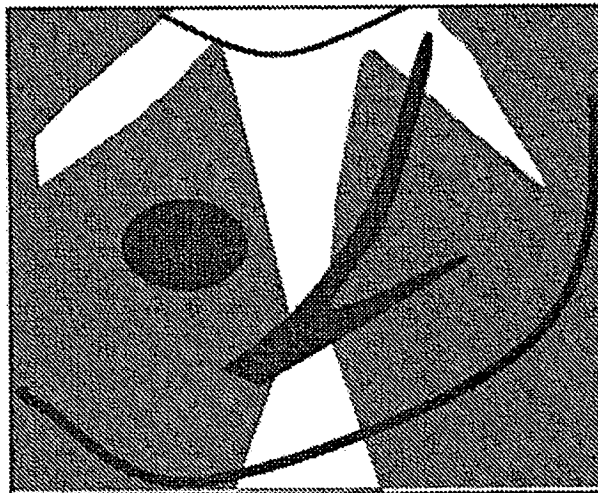
波束剖面图像

图 6B



通常的B模式图像

图 7A



波束剖面图像

图 7B

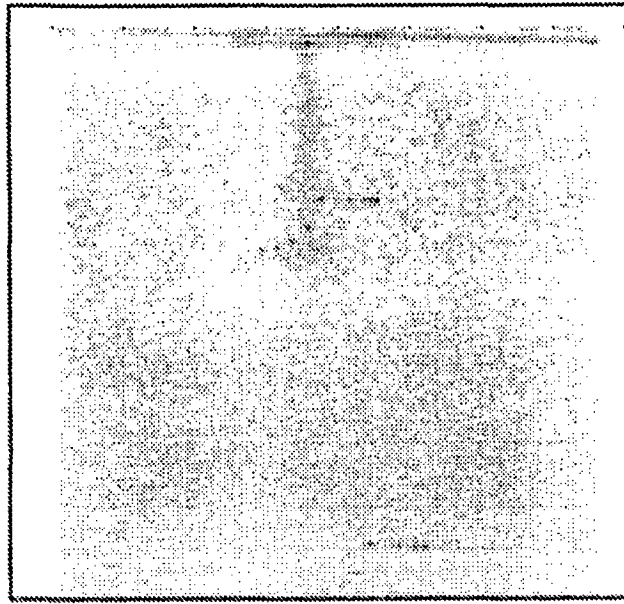


图 8

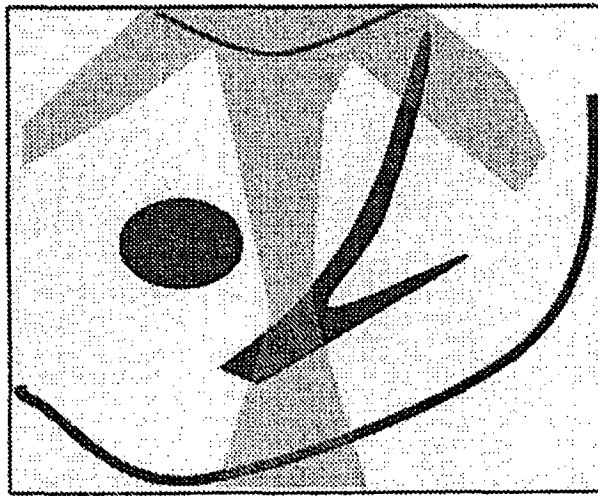


图 9

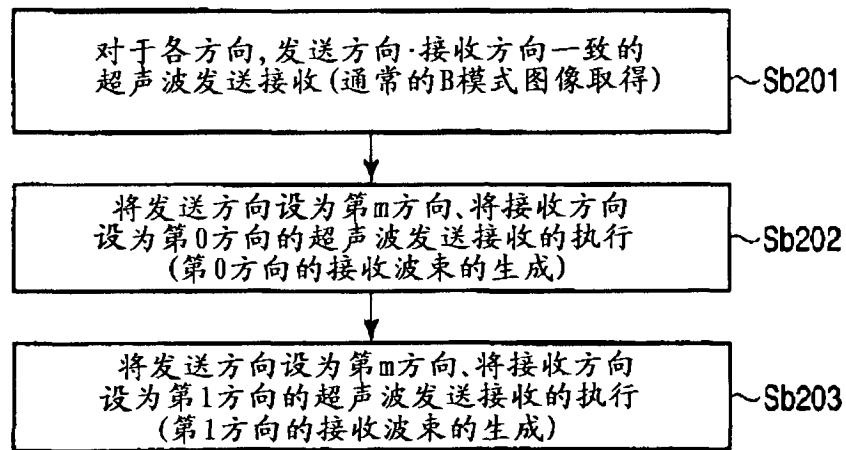


图 10

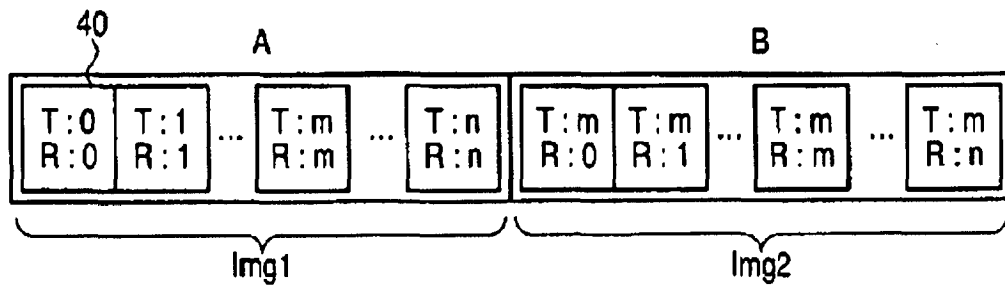


图 11

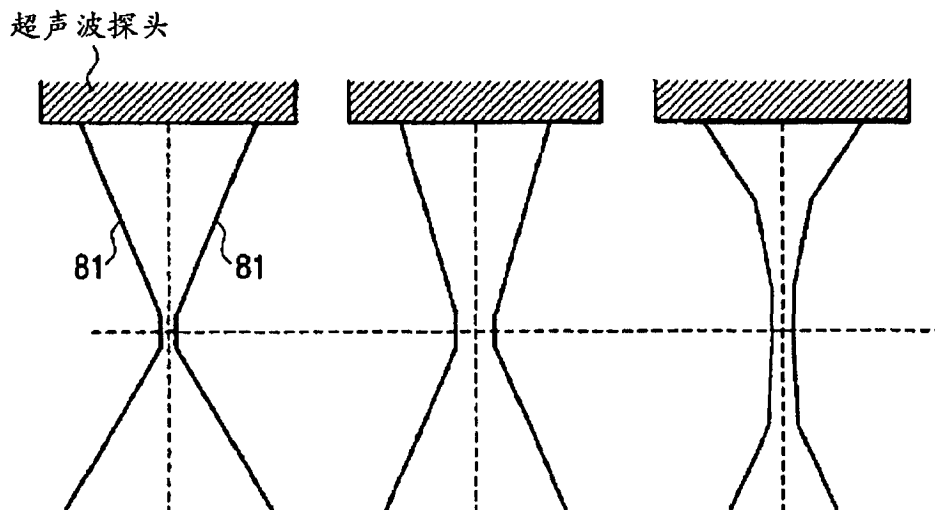


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102365054B	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	CN201080014903.5	申请日	2010-07-28
[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	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5209 A61B8/488 A61B8/486 A61B8/54 G01S15/8979 A61B8/13 G10K11/346 A61B8/483 G01S7/52046 G01S7/5206 A61B8/5207		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009175540 2009-07-28 JP		
其他公开文献	CN102365054A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使用具有多个超声波振子的超声波探头，从超声波探头发送基于设定的发送方向与发送焦点的发送波束，对于多个回波信号中的至少几个回波信号，赋予针对每个超声波振子不同的接收延迟，并且将赋予了该接收延迟的上述各回波信号相加，从而得到具有规定的接收方向与接收焦点的接收波束，以从上述超声波探头发送固定了发送方向及发送焦点的发送波束的方式控制发送单元，并且进行控制，以使得通过对基于固定了发送方向及发送焦点的发送波束的多个回波信号中的至少几个回波信号改变接收延迟图案、并按照每一图案相加从而取得接收方向及接收焦点不同的多个接收波束，并使用多个接收波束，生成并显示与固定了发送方向及发送焦点的发送波束有关的波束剖面图像。

