

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101006932 B

(45) 授权公告日 2010.04.21

(21) 申请号 200710008155.X

(22) 申请日 2007.01.26

(30) 优先权数据

2006-017772 2006.01.26 JP

(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 川岸哲也 大内启之 佐藤武史

平间信 今村智久

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006.01)

G01N 29/22(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2005/013829 A1, 2005.02.17, 全文.

CN 1433283 A, 2003.07.30, 全文.

CN 1389178 A, 2003.01.08, 全文.

审查员 彭燕

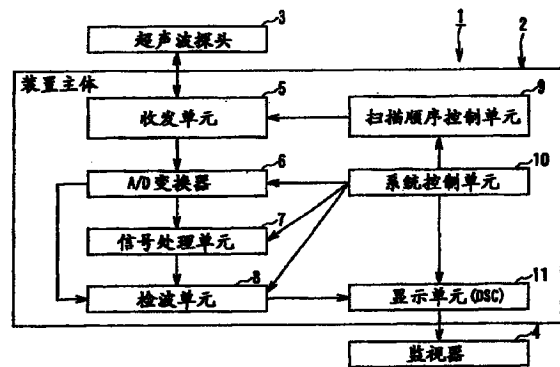
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 18 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断方法

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置及超声波诊断方法。本发明的超声波诊断装置,具有第1接收回波取得部件,向被检物体发送频谱互相不同的多个超声波脉冲,并取得各个接收回波;第2接收回波取得部件,向上述被检物体发送具有与合成上述多个超声波脉冲的合成脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲,并取得接收回波;接收回波合成部件,通过合成由上述第1接收回波取得部件取得的接收回波及由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波,生成合成信号;以及图像生成部件,从上述合成信号生成来自上述被检物体的回波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

第1接收回波取得部件,向被检物体发送频谱互相不同的多个超声波脉冲,并取得各个接收回波;

第2接收回波取得部件,向上述被检物体发送具有与合成上述多个超声波脉冲的合成脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲,并取得接收回波;

接收回波合成部件,通过将由上述第1接收回波取得部件取得的各个接收回波相加后,减去由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波,来生成合成信号;以及

图像生成部件,从上述合成信号生成来自上述被检物体的回波的图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第1接收回波取得部件,作为上述多个超声波脉冲,使上述频谱的中心频率、振幅及频带之中的至少一个不同。

3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第1接收回波取得部件,在发送上述多个超声波脉冲之际,针对上述多个超声波脉冲的每一个,使相位、发送开口及发送焦点之中的至少一个不同。

4. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第1接收回波取得部件,在发送2个超声波脉冲时,使其中一个超声波脉冲的脉冲波形的相位反转。

5. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

使上述发送开口的信道数成为发送各超声波脉冲的超声波振子群的信道数的大于等于2的整数倍。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

使上述发送开口的信道数成为上述超声波振子群的信道数的2倍。

7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第1接收回波取得部件对上述多个超声波脉冲进行设定使互相的频带不重叠。

8. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:

将上述多个超声波脉冲的各中心频率设定为是相互间的大于等于2的整数倍。

9. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述接收回波合成部件,对由上述第1接收回波取得部件取得的接收回波及由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波中的至少一个进行振幅修正。

10. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述接收回波合成部件,对由上述第1接收回波取得部件取得的接收回波及由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波中的至少一个进行相位修正。

11. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于包括:

组织图像生成部件,从由上述第1接收回波取得部件取得的接收回波及由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波中的至少一个生成上述被检物体的组织图像;和

显示部件,显示上述图像及上述组织图像。

12. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第2接收回波取得部件生成控制信号,

所述控制信号用于将具有与合成上述多个超声波脉冲的合成脉冲相同的频率成分的

特性的超声波脉冲从超声波探头进行发送。

13. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 接收回波取得部件将具有与合成上述多个超声波脉冲的超声波脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲作为发送音场进行合成。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

一方面,上述第 1 接收回波取得部件通过切换超声波探头的信道分别发送上述多个超声波脉冲,

另一方面,上述第 2 接收回波取得部件通过使用在上述多个超声波脉冲的发送中使用的信道,来合成上述发送音场。

超声波诊断装置及超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过向被检物体内部照射超声波脉冲,接收在被检物体内部产生的超声波回波并进行各种处理而得到被检物体内部的生物体信息的超声波诊断装置,特别涉及可以使用造影剂的反差回波法进行摄像的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置,是通过从内置于超声波探头中的压电振子(超声波振子)向被检物体内部照射超声波脉冲,由压电振子接收在被检物体内部产生的超声波回波并进行各种处理,得到被检物体内部的生物体组织的断层图像及血流图像等生物体信息的装置。

[0003] 在利用此超声波诊断装置的摄影方法之一中有一种称为反差回波法的摄影方法。反差回波法,是通过向被检物体的血管投与微泡作为造影剂以增强超声波散射回波的方法。在采用反差回波法的摄像中,以具有规定频谱的超声波脉冲进行照射,将从造影剂即微泡得到的超声波回波的非线性成分用于影像化。

[0004] 然而,在以往的反差回波法的摄像技术中,投入到被检物体内部的微泡只有一部分在影像化中起作用。其因为在照射的超声波脉冲的频率为一定时,包含于超声波回波中的非线性成分的信号强度取决于微泡的半径之故。就是说,由于微泡的共振频率因其半径不同而异,在投与被检物体内部的微泡之中,只有具有与发送的超声波脉冲的频率共振的半径的一部分微泡可以用于影像化。

[0005] 因此,从灵敏度的观点出发希望取得发自更多的不同半径的微泡的超声波回波用于影像化。

[0006] 另一方面,存在微泡会受到被所发送的超声波脉冲破坏的问题。因此,在反差回波法摄影中,与在非造影摄影中通常所使用的超声波脉冲相比,只具有 1/10 左右振幅的强度非常弱的超声波脉冲被用于摄影用。所以,特别有可能存在在深部灵敏度不足的问题。特别是,在使用不破坏微泡的低音压的超声波脉冲的 Low MI(机械指标)模式摄影中,现实中灵敏度不足。

[0007] 另外,也考虑在影像化中使用二次谐波成分作为包含在来自微泡的超声波回波中的非线性成分的技术。不过,在此技术中,由于从生物体组织发出的组织谐波成分也被影像化,存在由微泡产生的血流的染影难以看出的问题。

发明内容

[0008] 本发明系为处理此种现有的情况而完成的发明,其目的在于提供一种可以容易地以更高灵敏度识别微泡引起的染影的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

[0009] 另外,本发明系为处理此种现有的情况而完成的发明,其目的在于提供一种可以减轻超声波图像的运动伪影的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

[0010] 此外,本发明系为处理此种现有的情况而完成的发明,其目的在于提供一种一方面可以增大微泡回波的信号强度,另一方面可以减小组织回波的信号强度的超声波诊断装

置及超声波诊断方法。

[0011] 加之,本发明系为处理此种现有的情况而完成的发明,其目的在于提供一种可以减小在超声波图像上出现的纵条的超声波诊断及超声波诊断方法。

[0012] 本发明的超声波诊断装置,为解决上述课题,包括:第1接收回波取得部件,向被检物体发送频谱互相不同的多个超声波脉冲,并取得各个接收回波;第2接收回波取得部件,向上述被检物体发送具有与合成上述多个超声波脉冲的合成脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲,并取得接收回波;接收回波合成部件,通过将由上述第1接收回波取得部件取得的各个接收回波相加后,减去由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波,来生成合成信号;以及图像生成部件,从上述合成信号生成来自上述被检物体的回波的图像。

[0013] 本发明的超声波诊断方法,为解决上述课题,包括:第1接收回波取得步骤,向被检物体发送频谱互相不同的多个超声波脉冲,并取得各个接收回波;第2接收回波取得步骤,向上述被检物体发送具有与合成上述多个超声波脉冲的超声波脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲,并取得接收回波;接收回波合成步骤,通过合成对由上述第1接收回波取得步骤取得的接收回波及由上述第2接收回波取得步骤取得的接收回波,生成合成信号;以及图像生成步骤,从上述合成信号生成来自上述被检物体的回波的图像。

[0014] 在本发明的超声波诊断及超声波诊断方法中,可以容易地以更高灵敏度识别微泡引起的染影。

[0015] 在本发明的超声波诊断及超声波诊断方法中,可以减轻超声波图像的运动伪影。

[0016] 此外,在本发明的超声波诊断及超声波诊断方法中,一方面可以增大微泡回波的信号强度,另一方面可以减小组织回波的信号强度。

[0017] 加之,在本发明的超声波诊断及超声波诊断方法中,可以减小在超声波图像上出现的纵条。

附图说明

[0018] 在附图中,

[0019] 图1为示出本发明所涉及的超声波诊断及超声波诊断方法的实施方式1的构成图。

[0020] 图2为示出利用图1所示的超声波诊断装置在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图。

[0021] 图3为示出与在图1所示的超声波诊断装置中发送的多个超声波脉冲相对应的频谱的一个例子的示意图。

[0022] 图4为示出由图3所示的各超声波脉冲的发送分别得到的来自微泡的接收回波的频谱的一个例子的示意图。

[0023] 图5为示出在图1所示的超声波诊断装置中影像化的频带的图。

[0024] 图6为示出在图1所示的超声波诊断装置中作为造影图像用数据使用的接收回波和作为背景的组织图像用数据使用的接收回波的信号流的框图。

[0025] 图7为示出在图1所示的超声波诊断装置中将造影图像和背景的组织图像在监视器上并列显示的例子示意图。

[0026] 图 8 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置中将造影图像和背景的组织图像在监视器上重叠显示的例子的示意图。

[0027] 图 9 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置中将造影图像和背景的组织图像在监视器上透明显示的例子的示意图。

[0028] 图 10 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置中发送的各超声波脉冲的频谱的组合的变形例的图。

[0029] 图 11 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 2 的构成图。

[0030] 图 12 为示出利用图 11 所示的超声波诊断装置在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图。

[0031] 图 13 为示出与在图 11 所示的超声波诊断装置中发送的多个超声波脉冲相对应的频谱的一个例子的示意图。

[0032] 图 14 为示出由图 11 所示的超声波诊断装置中影像化的频带的图。

[0033] 图 15 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 3 的构成图。

[0034] 图 16 为示出利用图 15 所示的超声波诊断装置在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图。

[0035] 图 17 为示出将频谱互相不同的 2 个超声波脉冲以相同相位发送时的 2 个脉冲波形和合成这些脉冲波形的脉冲波形的一个例子的图。

[0036] 图 18 为示出使中心频率互相不同的 2 个超声波脉冲中的一个相位反转并发送时的 2 个脉冲波形和合成这些脉冲波形的脉冲波形的一个例子的图。

[0037] 图 19 为示出由图 17 所示的各脉冲波形进行超声波发送时的微泡回波及组织回波的频谱和由图 18 所示的各脉冲波形进行超声波发送时的微泡回波及组织回波的频谱的示意图。

[0038] 图 20 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 4 的构成图。

[0039] 图 21 为用于说明图 20 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0040] 图 22 为用于说明图 20 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0041] 图 23 为用于说明图 20 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0042] 图 24 为用于说明图 20 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0043] 图 25 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 5 的构成图。

[0044] 图 26 为用于说明图 25 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0045] 图 27 为用于说明图 25 所示的超声波诊断装置中的超声波脉冲的发送方法的图。

[0046] 图 28 为用于说明由图 25 所示的超声波诊断装置 1D 生成的超声波图像的图。

具体实施方式

[0047] 参照附图对本发明所涉及的超声波诊断装置及超声波诊断方法的实施方式进行说明。

[0048] 图 1 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置及超声波诊断方法的实施方式 1 的构成图。

[0049] 实施方式 1 的超声波诊断装置 1 包括：设置在装置主体 2 中的超声波探头 3 和监视器 4。装置主体 2 包括：收发单元 5、A/D(analog to digital) 变换器 6、信号处理单元 7、

检波单元 8、扫描顺序控制单元 9、系统控制单元 10 及显示单元 11。装置主体 2 的各构成要素可以由电路或将控制程序读入到计算机的 CPU 来构成。

[0050] 超声波探头 3 具有多个超声波振子。各超声波振子具有一方面将来自收发单元 5 作为电脉冲施加的发送信号变换为超声波脉冲而发送到未图示的被检物体内部,另一方面接收利用发送到被检物体内部的超声波脉冲产生的超声波回波并将其作为电信号的接收回波发送给收发单元 5 的功能。

[0051] 收发单元 5 具有通过按照由扫描顺序控制单元 9 作为扫描顺序给出的控制信号将发送信号给予超声波探头 3 的各超声波振子,控制超声波探头 3 以便从超声波探头 3 发送具有规定特性的超声波脉冲的功能。另外,还具有从超声波探头 3 接收接收回波进行延迟处理、调相加法处理等规定的前处理之后,送给 A/D 变换器 6 的功能。

[0052] 扫描顺序控制单元 9,具有通过向收发单元 5 给出控制信号作为扫描顺序,控制收发单元 5 以便从超声波探头 3 发送与规定的频谱(频率成分)相当的超声波脉冲的功能。具体言之,扫描顺序控制单元 9,具有通过控制向收发单元 5 给出控制信号以便从超声波探头 3 顺序发送与在中心频率、振幅、频带之中至少一个不同的多个频谱相当的多个超声波脉冲的功能。另外,扫描顺序控制单元 9,在顺序发送多个超声波脉冲时,也可以使多个超声波脉冲每个的相位、发送开口及发送焦点之中的至少一个不同从而进行顺序发送。

[0053] 特别是,扫描顺序控制单元 9,其构成为通过设定扫描顺序以便顺序发送频谱互相不同的多个超声波脉冲及反映与通过对这些脉冲进行线性运算而合成的超声波脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲。

[0054] A/D 变换器 6,具有将从收发单元 5 接收到的模拟的接收回波变换为数字的接收回波发给信号处理单元 7 或检波单元 8 的功能。

[0055] 信号处理单元 7,具有对从 A/D 变换器 6 接收到的接收回波实施信号处理的功能和将通过信号处理得到的合成信号给予检波单元 8 的功能。具体言之,信号处理单元 7 构成为进行合成与频谱不同的各超声波回波相对应的接收回波,生成合成信号的信号处理。

[0056] 检波单元 8,具有从信号处理单元 7 或 A/D 变换器 6 取得必需的脉冲信号或接收回波,进行取得的脉冲信号或接收回波的包络线检波,将检波结果作为检波信号给予显示单元 11 的功能。特别是,检波单元 8 构成为一方面为了使用反差回波法产生的微泡的造影(contrast)图像用,从信号处理单元 7 取得脉冲信号生成检波信号,另一方面为了作为造影图像的背景的组织(B-mode)图像用,从 A/D 变换器 6 取得规定的接收回波而生成检波信号。

[0057] 另外,信号处理单元 7 和检波单元 8 的配置也可以逆转。在这种情况下,检波单元 8 从 A/D 变换器 6 取得必要的接收回波,对从检波单元 8 接收的接收回波实施信号处理。

[0058] 显示单元 11 具有 DSC(数字扫描变换器)。显示单元 11 具有根据接收来自检波单元 8 的检波信号生成监视器显示用的影像信号,将生成的影像信号发送给监视器 4 使其显示的功能。显示单元 11 的构成为可利用 DSC 将从检波单元 8 接收到的检波信号从超声波扫描方式变换为显示用的电视扫描方式。

[0059] 系统控制单元 10 具有通过向装置主体 2 内的各构成要素即收发单元 5、A/D 变换器 6、信号处理单元 7、检波单元 8、扫描顺序控制单元 9 发送控制信号进行统一控制的功能。

[0060] 下面对超声波诊断装置 1 的作用进行说明。

[0061] 图 2 为示出利用图 1 所示的超声波诊断装置 1 在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图,图中 S 附带的数字符号表示流程图的各步骤。

[0062] 首先,预先向被检物体投与由微泡构成的造影剂。于是,具有各种半径的多个微泡被导入到血管等摄像对象部位。

[0063] 于是,在步骤 S1 中,比如,具有互相不同的中心频率 f_1 、 f_2 的超声波脉冲 p_1 、 p_2 在不同的定时从超声波探头 3 分别发送到被检物体内的摄影对象部位。于是,在摄影对象部位由于微泡的作用分别生成的超声波回波在超声波探头 3 中被接收,作为接收回波 E_1 、 E_2 在信号处理单元 7 中取得。

[0064] 就是说,扫描顺序控制单元 9 生成扫描顺序以使中心频率 f_1 的超声波脉冲 p_1 和中心频率 f_2 的超声波脉冲 p_2 从超声波探头 3 以一定的间隔顺序发送。其中,中心频率 f_2 设定为与中心频率 f_1 不同的值。

[0065] 扫描顺序控制单元 9 将生成的扫描顺序送给收发单元 5。于是,收发单元 5 按照从扫描顺序控制单元 9 接收到的扫描顺序生成发送信号,将生成的发送信号送给超声波探头 3 的各超声波振子。因此,从超声波探头 3 将中心频率 f_1 的超声波脉冲 p_1 和中心频率 f_2 ($f_2 \neq f_1$) 的超声波脉冲 p_2 分别发送到被检物体内的摄影对象部位。

[0066] 在摄影对象部位,由于存在多个具有不同半径的微泡,由微泡和在组织上反射超声波脉冲所产生的超声波回波,在超声波探头 3 中被接收。在超声波探头 3 中接收到的与 2 个超声波脉冲 p_1 、 p_2 相对应的各超声波回波,变换为电信号即接收回波 E_1 、 E_2 而顺序送给收发单元 5。

[0067] 收发单元 5 将从超声波探头 3 接收到的各接收回波 E_1 、 E_2 顺序送给 A/D 变换器 6。在 A/D 变换器 6 中,将从收发单元 5 送来的模拟的接收回波 E_1 、 E_2 分别变换为数字的接收回波 E_1 、 E_2 。数字化的各接收回波 E_1 、 E_2 ,从 A/D 变换器 6 顺序发送给信号处理单元 7。

[0068] 信号处理单元 7 对从 A/D 变换器 6 接收到的各接收回波 E_1 、 E_2 进行延迟处理、调相加法处理等规定的处理。于是,在信号处理单元 7 中,临时保存与 2 种超声波脉冲 p_1 、 p_2 分别对应的接收回波 E_1 、 E_2 。

[0069] 图 3 为示出与在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中的从超声波探头 3 顺序发送的多个超声波脉冲相对应的频谱的一个例子的示意图,而图 4 为示出根据图 3 所示的各超声波脉冲的发送分别得到的发自微泡的接收回波的频谱的一个例子的示意图。

[0070] 图 3 及图 4 的横轴表示频率。如图 3 所示,将具有中心频率 f_1 的超声波波谱的超声波脉冲 p_1 和具有中心频率 f_2 的超声波波谱的超声波脉冲 p_2 分别从超声波探头 3 向被检物体内的微泡顺序发送。

[0071] 于是,存在于摄影对象部位的微泡的半径,分布为不同的值,从具有与发送的超声波脉冲的各频谱相对应而共振的半径的微泡在包含基本波频带的广阔区域中得到非线性信号成分。就是说,通过将发送的各超声波脉冲的各个中心频率设定为互相不同的值,使各频谱移动,可以在包含基本波频带的广阔区域中从具有更多半径的微泡得到非线性成分。

[0072] 因此,在接收回波 E_1 、 E_2 中从微泡分别得到的非线性成分的微泡回波 E_{b1} 、 E_{b2} ,如图 4 所示,具有分别不同的中心频率 f_1 、 f_2 的频谱。另一方面,可以认为,在接收回波 E_1 、 E_2 之中从生物体组织分别得到的杂波成分的组织回波 E_{c1} 、 E_{c2} ,在基本波频带中变成几乎只是线性成分。

[0073] 其次,在步骤 S2 中,将超声波脉冲 p1 和超声波脉冲 p2 相加而得到的超声波脉冲 p3 从超声波探头 3 发送,在信号处理单元 7 中取得接收回波 E3。该超声波脉冲 p3 的发送及接收回波 E3 的取得,与超声波脉冲 p1 及超声波脉冲 p2 的发送及接收回波 E1、E2 的取得一样,在扫描顺序控制单元 9 的控制下进行。

[0074] 就是说,具有图 3 所示的频谱的超声波脉冲 p3 从超声波探头 3 发送。于是,与发送超声波脉冲 p1 及超声波脉冲 p2 时一样,作为包含基本波频带的广阔区域的非线性成分取得具有与图 4 所示的超声波脉冲 p3 的频谱相应的频谱的微泡回波 Eb3。另外,可以认为,在由超声波脉冲 p3 得到的接收回波 E3 之中,从生物体组织得到的杂波成分的组织回波 Ec3,与接收回波 E1、E2 的各个杂波成分即各组织回波 Ec1、Ec2 一样,在基本波频带中变成几乎只是线性成分。

[0075] 这样,频谱互相不同的 2 个超声波脉冲 p1、p2 和将这 2 个超声波脉冲 p1、p2 相加得到的超声波脉冲 p3 共 3 种超声波脉冲 p1、p2、p3 从超声波探头 3 顺序发送。于是,取得与各超声波脉冲 p1、p2、p3 分别对应的接收回波 E1、E2、E3 并临时保存在信号处理单元 7 中。另外,各接收回波 E1、E2、E3,在基本波频带中,分别包含非线性成分即微泡回波 Eb1、Eb2、Eb3 和可看作是线性成分的组织回波 Ec1、Ec2、Ec3。另外,为了便于说明,将发送顺序定为超声波脉冲 p1、p2、p3,但发送顺序并不限定于超声波脉冲 p1、p2、p3 的顺序。

[0076] 其次,在步骤 S3 中,在信号处理单元 7 中,实施接收回波 E1、E2、E3 的线性运算。就是说,信号处理单元 7,将接收回波 E1 和接收回波 E2 相加,减去接收回波 E3。如上所述,各接收回波 E1、E2、E3 分别如式 (1-1)、式 (1-2)、式 (1-3) 所示,包含微泡回波 Eb1、Eb2、Eb3 和组织回波 Ec1、Ec2、Ec3。

$$[0077] \quad E1 = Ec1 + Eb1 \dots (1-1)$$

$$[0078] \quad E2 = Ec2 + Eb2 \dots (1-2) \quad (1)$$

$$[0079] \quad E3 = Ec3 + Eb3 \dots (1-3)$$

[0080] 另外,组织回波 Ec3,与将组织回波 Ec1 及组织回波 Ec2 分别对应的 2 个超声波脉冲 p1、p2 相加而得到的超声波脉冲 p3 相对应,加之由于各组织回波 Ec1、Ec2、Ec3 可看作几乎只是线性成分,所以式 (2) 成立。

$$[0081] \quad Ec3 = Ec1 + Ec2 \dots (2)$$

[0082] 另一方面,由于各微泡回波 Eb1、Eb2、Eb3 是非线性成分,所以式 (3) 成立。

$$[0083] \quad Eb3 \neq Eb1 + Eb2 \dots (3)$$

[0084] 由式 (1-1)、式 (1-2)、式 (1-3)、式 (2)、式 (3),将接收回波 E1 和接收回波 E2 相加,减去接收回波 E3 时,如式 (4) 所示。

$$[0085] \quad E1 + E2 - E3$$

$$[0086] \quad = Ec1 + Eb1 + Ec2 + Eb2 - Ec3 - Eb3$$

$$[0087] \quad = Eb1 + Eb2 - Eb3 = Eb \dots (4)$$

[0088] 就是说,将接收回波 E1 和接收回波 E2 相加,减去接收回波 E3 的结果,成为只包含各接收回波 E1、E2、E3 的基本波频带中的非线性成分的微泡回波的成分的脉冲信号 Eb。就是说,通过线性运算,可以从各接收回波 E1、E2、E3 除去在基本波频带中可以看作是几乎只由线性成分构成的各组织回波 Ec1、Ec2、Ec3。

[0089] 另一方面,微泡回波 Eb1、Eb2、Eb3,在基本波频带中与组织回波 Ec1、Ec2、Ec3 相比

信号强度一般较强。另外,由于对基本波频带中的微泡的超声波的非线性响应存在很多,发自微泡的非线性成分即微泡回波通过线性运算会作为脉冲信号 Eb 残存。

[0090] 于是,通过这种信号处理部得到的脉冲信号 Eb,从信号处理单元 7 发给检波单元 8。

[0091] 接着,在步骤 S4 中,脉冲信号 Eb 的基本波频带作为影像化频带进行影像化。另外,图 5 示出脉冲信号 Eb 的影像化频带。因此,检波单元 8 进行脉冲信号 Eb 的包络线检波,将检波结果作为检波信号送给显示单元 11。于是,显示单元 11 利用由检波单元 8 接收到的检波信号生成监视器显示用的影像信号,将生成的影像信号送到监视器 4 进行显示。

[0092] 其结果,在监视器 4 上,显示利用被检物体的血管的造影剂产生的造影图像。该造影图像,由于是通过线性运算从残存于基本波频带中的非线性成分生成的,一方面可以抑制来自组织的回波,另一方面,可以在影像化中选择地使用发自微泡的回波。并且,由于在影像化中使用来自直径不同的微泡的回波,可以得到更好地描绘造影血管的造影图像。

[0093] 但是,在这种抑制组织回波的造影图像中,有时难以很好地设定或保持剖面。

[0094] 于是,在步骤 S5 中,与造影图像一起生成并显示组织图像。在组织图像的生成中,可以利用在造影图像的生成中使用的线性相加前的接收回波。

[0095] 图 6 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中作为造影图像用数据使用的接收回波和作为背景的组织图像用数据使用的接收回波的信号流的框图。

[0096] 如图 6 所示,接收回波 E1、E2、E3 分别导入到信号处理单元 7,在成为线性加法的对象后,作为造影 (contrast) 图像用的信号输出到检波单元 8。于是,将从此造影图像用的脉冲信号得到的检波信号送给显示单元 11 成为造影图像显示在监视器 4 上。

[0097] 此处,信号处理单元 7 的线性加法前的任意的接收回波,比如,接收回波 E1,作为组织 (B-mode) 图像用的信号,由检波单元 8 取得。于是,在检波单元 8 中,包含在接收回波 E1 中的组织回波成分受到检波,作为组织图像用的检波信号送给显示单元 11。此外,由显示单元 11 根据检波信号为了监视器显示用,生成组织图像的影像信号,生成的影像信号通过送到监视器 4 来显示组织图像。

[0098] 就是说,通过在信号处理单元 7、检波单元 8、显示单元 11 中,并列处理接收回波,不仅是造影图像,还可以生成并显示组织图像。这样生成的造影图像及组织图像,可以以任意的显示方法使其在监视器 4 上显示。

[0099] 图 7 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中将造影图像和背景的组织图像在监视器 4 上并列显示的例子的示意图。另外,图 8 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中将造影图像和背景的组织图像在监视器 4 上重叠显示的例子的示意图。此外,图 9 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中将造影图像和背景的组织图像在监视器 4 上透明射显示的例子的示意图。

[0100] 如图 7、图 8、图 9 所示,除了将造影图像和组织图像分别并列显示、重叠显示、透明显示之外,也可以通过切换显示画面来切换显示造影图像和组织图像。

[0101] 就是说,以上的超声波诊断装置 1,是将具有互相不同的频率分布 (频谱) 的多个超声波脉冲及使各超声波脉冲进行线性相加的超声波脉冲分别发送,取对前者的超声波脉冲的接收回波的相加结果和对后者的超声波脉冲的接收回波的差分,再将差分结果的基本波频带影像化的装置。

[0102] 因此,在充分抑制来自组织的回波的同时,可以使对不同频率发生反应的微泡,即来自具有不同的半径的微泡的回波影像化。因此,可以使超声波诊断装置 1 的灵敏度提高。

[0103] 另外,在此示出的是发送中心频率不同的 2 个超声波脉冲的例子,但也可以在将中心频率不同的 N 个超声波脉冲及将 N 个超声波脉冲合成的超声波脉冲以同样方式发送之后,对各接收回波进行线性相加。

[0104] 其次,对在超声波诊断装置 1 中发送的各超声波脉冲的频谱的组合适例予以说明。

[0105] 图 10 为示出在图 1 所示的超声波诊断装置 1 中发送的各超声波脉冲的频谱的组合适例的示意图。

[0106] 如图 10 所示,超声波脉冲 p1、超声波脉冲 p2、超声波脉冲 p3 可以设定为各种频谱。超声波脉冲 p1、超声波脉冲 p2,可以设定为使中心频率、振幅及频带之中的至少一个不同。另外,超声波脉冲 p1、超声波脉冲 p2,可以是使相位及发送焦点之中的至少一个不同从超声波探头 3 向被检物体内的微泡顺序发送。在图 10 的例子中,具有中心频率 f1、振幅 A1、频带 B1 的频谱的超声波脉冲 p1 以相位 C1、发送焦点 F1 从超声波探头 3 进行发送。另一方面,具有中心频率 f2、振幅 A2、频带 B2 的频谱的超声波脉冲 p2 以相位 C2、发送焦点 F2 从超声波探头 3 进行发送。

[0107] 另外,将超声波脉冲 p1 和超声波脉冲 p2 合成而得到的超声波脉冲 p3,是将超声波脉冲 p1 和超声波脉冲 p2 线性相加,只使振幅改变 A 倍,使相位改变“ $\Delta C(C2-C1)$ ”的结果。

[0108] 于是,发送这种超声波脉冲 p1、超声波脉冲 p2、超声波脉冲 p3 所得到的接收回波 E1、E2、E3 在信号处理单元 7 中取得。

[0109] 在信号处理单元 7 中,进行对由超声波脉冲 p3 得到的接收回波 E3 的相位只移动“ $-\Delta C$ ”的相位修正及使振幅变成 $1/A$ 倍的振幅修正。于是,如式 (5) 所示,从通过发送超声波脉冲 p1 及超声波脉冲 p2 而分别得到的接收回波 E1 及接收回波 E2 的相加结果减去相位修正及振幅修正后的接收回波 E3',可生成只包含微泡回波的成分的脉冲信号 Eb。

$$[0110] \quad E_b = E_1 + E_2 - E_3' \dots (5)$$

[0111] 这样,也可以发送具有互相不同的任意频谱的多个超声波脉冲和通过对这些超声波脉冲的全部或一部分进行线性运算而合成的超声波脉冲。

[0112] 就是说,一方面根据需要发送的超声波脉冲的振幅及相位设定为任意的值,另一方面,可以根据发送的超声波脉冲的振幅及相位进行接收回波的振幅修正和 / 或相位修正。因此,可以生成与摄影条件及目的符合的超声波图像。

[0113] 比如,一方面可以使发送的超声波脉冲的振幅变得足够地小的程度以便不会破坏作为造影剂注入到被检物体内的微泡,另一方面,也可以增加接收回波的振幅进行振幅修正。另外,为了得到作为对象的接收回波,也可以使发送的超声波脉冲的相位互相反转,使超声波脉冲 p3 成为 $-($ 超声波脉冲 p1+ 超声波脉冲 p2)。此时的脉冲信号 Eb 的生成处理如式 (6) 所示,来自组织的信号成分受到抑制,来自微泡的信号成分保留。

$$[0114] \quad E_b = E_1 + E_2 + E_3 \dots (6)$$

[0115] 采用本实施方式的超声波诊断装置 1 及超声波诊断方法,在来自生物体组织的超声波回波受到抑制的同时,通过使来自更多的不同半径的微泡的超声波回波影像化,可以很容易地以更高的灵敏度识别来自微泡的染色。

[0116] 图 11 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 2 的构成图。

[0117] 实施方式 2 的超声波诊断装置 1A 包括:设置在装置主体 2A 中的超声波探头 3 和监视器 4。装置主体 2A 包括:收发单元 5、A/D 变换器 6、信号处理单元 7、检波单元 8、扫描顺序控制单元 9A、系统控制单元 10 及显示单元 11。装置主体 2A 的各构成要素可以由电路或将控制程序读入到计算机的 CPU 构筑而成。另外,在图 11 所示的超声波诊断装置 1A 中,对于与图 1 所示的超声波诊断装置 1 相同的要素赋予同一符号并省略说明。

[0118] 扫描顺序控制单元 9A,除了扫描顺序控制单元 9 的功能之外,可以从超声波探头 3 分别以一定的间隔发送频带互相不重叠的超声波脉冲 p1、p4 而生成扫描顺序。另外,超声波脉冲 p1、p4 的频带比较狭小为优选。

[0119] 下面对超声波诊断装置 1A 的作用进行说明。

[0120] 图 12 为示出利用图 11 所示的超声波诊断装置 1A 在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图,图中 S 附带的数字符号表示流程图的各步骤。

[0121] 另外,对于步骤 S11 至步骤 S13 及步骤 S15,通过分别将超声波脉冲 p2 置换为超声波脉冲 p4,将超声波脉冲 p3 置换为超声波脉冲 p5,可以分别援用使用图 2 说明的步骤 S1 至 S3 及步骤 S5。另外,为了便于说明,将发送顺序定为超声波脉冲 p1、p4、p5,但发送顺序并不限定于超声波脉冲 p1、p4、p5 的顺序。

[0122] 图 13 为示出与由步骤 S11、S12 从超声波探头 3 顺序发送的超声波脉冲 p1、p4、p5 相对应的频谱的一个例子的示意图。另外,图 13 所示的各频谱是图 3、图 10 所示的各频谱的变形例。

[0123] 图 13 的横轴表示频率。图 13 示出具有中心频率 f1 的超声波波谱的超声波脉冲 p1、具有中心频率 f4 的超声波波谱的超声波脉冲 p4 和将超声波脉冲 p1、p4 相加而得到的超声波脉冲 p5。

[0124] 在步骤 S14 中,将脉冲信号 Eb 的基本波频带不重叠的频带作为影像化频带进行影像化。另外,脉冲信号 Eb 的影像化频带如图 14 所示。于是,显示单元 11 利用从检波单元 8 接收到的检波信号生成监视器显示用的影像信号,将生成的影像信号送到监视器 4 进行显示。

[0125] 比如,在使心脏等具有运动的器官影像化时,由于运动的影响,在心率的接收信号间的各部分中发生变位。作为其结果基本波残留,在超声波图像上产生运动伪影。于是,在本实施方式的超声波诊断装置 1A 中,通过使步骤 S14 的基本波频带不重叠的频带,即不存在组织回波的区域影像化,可以使组织回波减少,使超声波图像上的运动伪影降低。

[0126] 另外,超声波脉冲 p1 的中心频率 f1 的回波,包含造成非线性的整数倍的高频成分。所以,将超声波脉冲 p4 的中心频率 f4 设定为超声波脉冲 p1 的中心频率 f1 的大于等于 2 的整数倍,将基本波频带的不重叠的频带作为影像化频带进行影像化为优选。

[0127] 在采用本实施方式的超声波诊断装置 1A 及超声波诊断方法时,在来自生物体组织的超声波回波受到抑制的同时,通过使来自更多的不同半径的微泡的超声波回波影像化,可以很容易地以更高的灵敏度识别来自微泡的染影。

[0128] 在采用本实施方式的超声波诊断装置 1A 及超声波诊断方法时,通过设定在影像化频带中不包含基本波成分,可以减轻超声波图像的运动伪影。

[0129] 图 15 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 3 的构成图。

[0130] 实施方式 3 的超声波诊断装置 1B 包括：设置在装置主体 2B 中的超声波探头 3 和监视器 4。装置主体 2B 包括：收发单元 5、A/D 变换器 6、信号处理单元 7、检波单元 8、扫描顺序控制单元 9B、系统控制单元 10 及显示单元 11。装置主体 2B 的各构成要素可以由电路或将控制程序读入到计算机的 CPU 构筑而成。另外，在图 15 所示的超声波诊断装置 1B 中，对于与图 1 所示的超声波诊断装置 1 相同的要素赋予同一符号并省略说明。

[0131] 扫描顺序控制单元 9B，除了扫描顺序控制单元 9 的功能之外，可生成在频谱互相不同的超声波脉冲 p_1 、 p_2 之中使一个的相位反转从超声波探头 3 分别以一定的间隔进行发送的扫描顺序。另外，超声波诊断装置 1B 可以与超声波诊断装置 1A 组合。

[0132] 下面对超声波诊断装置 1B 的作用进行说明。

[0133] 图 16 为示出利用图 15 所示的超声波诊断装置 1B 在使用微泡作为造影剂的反差回波法进行血流的影像化之际的顺序的流程图，图中 S 附带的数字符号表示流程图的各步骤。

[0134] 在步骤 S21 中，使中心频率 f_1 的超声波脉冲 p_1 、中心频率 f_2 的超声波脉冲 p_2 之中的一个的脉冲波形相位反转进行超声波发送而取得接收回波 E_1 、 E_2 。

[0135] 另外，对于步骤 S22 至步骤 S25 可以分别援用使用图 2 说明的步骤 S2 至 S5。另外，为了便于说明，将发送顺序定为超声波脉冲 p_1 、 p_2 、 p_3 ，但发送顺序并不限定于超声波脉冲 p_1 、 p_2 、 p_3 的顺序。

[0136] 图 17 为示出将频谱（在图 17 及图 18 中中心频率）互相不同的 2 个超声波脉冲以相同相位发送时的 2 个脉冲波形和合成这些脉冲波形的脉冲波形的一个例子的示图。另一方面，图 18 为示出在超声波诊断装置 1B 中发送的 3 个脉冲波形，使中心频率互相不同的 2 个超声波脉冲中的一个相位反转发送时的 2 个脉冲波形和合成这些脉冲波形的脉冲波形的一例的示图。

[0137] 图 17 及图 18 的横轴表示时间。图 17 示出的 3 个脉冲波形示出以相同相位发送中心频率互相不同的超声波脉冲 p_1 、 p_2 时的超声波脉冲 p_1 、 p_2 的脉冲波形和将以相同相位发送超声波脉冲 p_1 、 p_2 时的脉冲波形合成的脉冲波形。

[0138] 另一方面，图 18 所示的 3 个脉冲波形示出使中心频率互相不同的超声波脉冲 p_1 、 p_2 中的一个（比如，超声波脉冲 p_2 ）相位反转发送时的超声波脉冲 p_1 、 p_2 的脉冲波形和对相位反转的超声波脉冲 p_1 、 p_2 进行线性运算合成的超声波脉冲 p_3 的脉冲波形。将图 18 所示的超声波脉冲 p_3 的脉冲波形与图 17 所示的超声波脉冲 p_3 的脉冲波形比较，可知通过使超声波脉冲 p_2 的相位反转，峰减少。如图 18 所示，在超声波脉冲 p_3 的脉冲波形的峰减少时，具有通过超声波脉冲 p_3 的发送使接收到的回波信号的饱和减少的优点。换言之，如图 18 所示，当超声波脉冲 p_3 的峰减少后，具有利用超声波脉冲 p_3 产生的超声波发送接收到的回波信号的增益可以设定为很大的优点。

[0139] 图 19 为示出在超声波脉冲的一个是否进行相位反转时的微泡回波及组织回波的频谱的图。

[0140] 在图 19 的上方示出对超声波脉冲 p_1 、 p_2 、 p_3 由图 17 所示的各脉冲波形进行超声波发送时的微泡回波及组织回波的频谱。另一方面，在图 19 的下方示出对超声波脉冲 p_1 、 p_2 、 p_3 由图 18 所示的各脉冲波形进行超声波发送时的微泡回波及组织回波的频谱。

[0141] 根据图 19 可知,在利用图 18 所示的各脉冲波形进行超声波发送时,由于回波信号饱和和减少,微泡回波的信号强度可以增大,另一方面,组织回波的信号强度可以降低。在发生回波信号饱和时,由于组织回波成为 $E_{c1} \neq E_{c2} \neq E_{c3}$,通过线性运算不能消除杂波成分。

[0142] 采用本实施方式的超声波诊断装置 1B 及超声波诊断方法,在来自生物体组织的超声波回波受到抑制的同时,通过使来自更多的不同半径的微泡的超声波回波影像化,可以很容易地以更高的灵敏度识别来自微泡的染影。

[0143] 另外,采用本实施方式的超声波诊断装置 1B 及超声波诊断方法,由于通过超声波脉冲 p2 的相位反转使超声波脉冲 p3 的脉冲波形的峰减少,可以使微泡回波的信号强度增大,另一方面,可以降低组织回波的信号强度。

[0144] 图 20 为示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式 4 的构成图。

[0145] 实施方式 4 的超声波诊断装置 1C 包括:设置在装置主体 2C 中的超声波探头 3 和监视器 4。装置主体 2C 包括:收发单元 5、A/D 变换器 6、信号处理单元 7、检波单元 8、扫描顺序控制单元 9C、系统控制单元 10 及显示单元 11。装置主体 2C 的各构成要素可以由电路或将控制程序读入到计算机的 CPU 构筑而成。另外,在图 20 所示的超声波诊断装置 1C 中,对于与图 1 所示的超声波诊断装置 1 相同的要素赋予同一符号并省略说明。

[0146] 扫描顺序控制单元 9C,与扫描顺序控制单元 9 比较,超声波探头 3 的使用方法及发送的超声波脉冲不同。另外,超声波诊断装置 1C 可以与超声波诊断装置 1、超声波诊断装置 1A 及超声波诊断装置 1B 中的至少一个组合。

[0147] 另外,关于超声波诊断装置 1C 的作用,除了超声波探头 3 的使用方法及发送的超声波脉冲以外各点,与图 1 所示的超声波诊断装置 1、超声波诊断装置 1A 或超声波诊断装置 1B 的作用实质上没有差别。

[0148] 图 21 至图 24 为用于说明图 20 所示的超声波诊断装置 1C 的超声波脉冲的发送方法的示意图。

[0149] 如图 21 至 24 所示,在超声波诊断装置 1C 中,收发使用的超声波探头 3 的发送开口 3a 针对每个收发不同。就是说,超声波探头 3 的发送开口 3a 分割为至少以一个不同的超声波振子为构成要素的多个分组。但是,超声波探头 3 的发送开口 3a,分割为以互相排他的超声波振子为构成要素的多个分组在控制上容易而实用。

[0150] 比如,如图 21 所示,在具有以一维方式排列多个发送开口 3a 的探头表面的超声波探头 3 的情况下,设定第 1 发送开口分组 A 和第 2 发送开口分组 B。比如,第 1 发送开口分组 A 和第 2 发送开口分组 B 是没有共通的部分的互相排他的结构。

[0151] 于是,如图 22 的斜线部分所示,开始时只使用属于第 1 发送开口分组 A 的发送开口 3a 用于发送,从属于第 1 发送开口分组 A 的发送开口 3a 发送具有中心频率 f_1 的频谱的第 1 超声波脉冲 p1。于是,由第 1 超声波脉冲 p1 形成第 1 声场,可以得到与第 1 声场相应的接收回波 E1。

[0152] 之后,如图 23 的斜线部分所示,只使用属于第 2 发送开口分组 B 的发送开口 3a 用于发送,从属于第 2 发送开口分组 B 的发送开口 3a 发送具有与第 1 超声波脉冲 p1 的中心频率 f_1 不同的中心频率 f_2 的频谱的第 2 超声波脉冲 p2。于是,由第 2 超声波脉冲 p2 形成第 2 声场,可以得到与第 2 声场相应的接收回波 E2。此处,第 2 超声波脉冲 p2 的中心频率 f_2 以外的频带 B2 及振幅 A2 等的参数也可以设定为与第 1 超声波脉冲 p1 的频带 B1 及

振幅 A1 等参数不同。

[0153] 接着,如图 24 所示,同时使用属于第 1 发送开口分组 A 的发送开口 3a 及属于第 2 发送开口分组 B 的发送开口 3a 两者用于发送。于是,一方面从属于第 1 发送开口分组 A 的发送开口 3a 发送具有中心频率 f1 的频谱的第 1 超声波脉冲 p1,另一方面,从属于第 2 发送开口分组 B 的发送开口 3a 发送具有中心频率 f2 的频谱的第 2 超声波脉冲 p2。于是,由第 1 超声波脉冲 p1 及第 2 超声波脉冲 p2 形成第 3 声场,可以得到与第 3 声场相应的接收回波 E3。

[0154] 这样,在同时发送第 1 超声波脉冲 p1 及第 2 超声波脉冲 p2 形成第 3 声场后,利用第 3 声场得到的接收回波 E3,与在发送合成第 1 超声波脉冲 p1 及第 2 超声波脉冲 p2 所得到的第 3 超声波脉冲 p3 时所得到的接收回波相同。换言之,从超声波探头 3 的互相不同的发送开口 3a 同时发送第 1 超声波脉冲 p1 及第 2 超声波脉冲 p2,实质上与发送合成第 1 超声波脉冲 p1 及第 2 超声波脉冲 p2 所得到的第 3 超声波脉冲 p3 相当。

[0155] 就是说,超声波诊断装置 1C,从各自互相不同的发送开口 3a 发送合成前的超声波脉冲 p1、p2,不是将应该合成的超声波脉冲 p3 作为发送脉冲,而是作为发送音场合成。换言之,超声波诊断装置 1C,一方面通过切换在超声波探头 3 中使用的信道来发送合成前的超声波脉冲 p1、p2,另一方面,使用在超声波脉冲 p1、p2 的发送中使用的信道作为发送音场合成超声波脉冲 p3。

[0156] 因此,与图 1 所示的超声波诊断装置 1 的场合一样,由于在抑制组织回波的同时,可以使来自具有不同半径的微泡的回波影像化,所以可以使血流的描绘灵敏度提高。此外,即使是在收发单元 5 中设置的脉冲发生器不充分具有以良好精度生成并发送应该合成的超声波脉冲 p3 的性能,由于作为发送音场合成超声波脉冲 p3,足以得到抑制组织回波的效果。

[0157] 另外,图 22、图 23、图 24 的发送顺序可以任意改变。并且,也可以采用将发送开口 3a 分割为 3 个或 3 个以上的发送开口分组,将具有 3 个或 3 个以上的互相不同的频谱的超声波脉冲作为音场合成的结构。另外,如果目的是可以形成音场,在各发送开口分组之间也可以存在共通的超声波振子。或者也可以存在不使用的超声波振子。

[0158] 另外,在信号处理单元 7 的接收回波的线性运算中,也可以实施相位修正及振幅修正。

[0159] 采用本实施方式的超声波诊断装置 1C 及超声波诊断方法,在来自生物体组织的超声波回波受到抑制的同时,通过使来自更多的不同半径的微泡的超声波回波影像化,可以很容易地以更高的灵敏度识别来自微泡的染影。

[0160] 图 25 为示出本发明的超声波诊断装置的实施方式 5 的构成图。

[0161] 实施方式 5 的超声波诊断装置 1D 包括:设置在装置主体 2D 中的超声波探头 3 和监视器 4。装置主体 2D 包括:收发单元 5、A/D 变换器 6、信号处理单元 7、检波单元 8、扫描顺序控制单元 9D、系统控制单元 10 及显示单元 11。装置主体 2D 的各构成要素可以由电路或将控制程序读入到计算机的 CPU 构筑而成。在超声波诊断装置 1D 中,设想为凸面扫描及线性扫描。另外,在图 25 所示的超声波诊断装置 1D 中,对于与图 1 所示的超声波诊断装置 1 相同的要素赋予同一符号并省略说明。

[0162] 扫描顺序控制单元 9D,与扫描顺序控制单元 9 比较,超声波探头 3 的使用方法及发

送的超声波脉冲不同。另外,超声波诊断装置 1D 可以与超声波诊断装置 1A 及超声波诊断装置 1B 中的至少一个组合。

[0163] 另外,关于超声波诊断装置 1D 的作用,除了超声波探头 3 的使用方法及发送的超声波脉冲以外各点,与图 1 所示的超声波诊断装置 1、超声波诊断装置 1A 或超声波诊断装置 1B 的作用实质上没有差别。

[0164] 图 26 及图 27 为用于说明图 25 所示的超声波诊断装置 1D 的超声波脉冲的发送方法的示图。

[0165] 如图 26 及图 27 所示,在超声波诊断装置 1D 中,针对在超声波探头 3 中设置的一定 ch(信道)的超声波振子群(比如,16ch)的每一个交替分配超声波脉冲 p6 及超声波脉冲 p7。但是,超声波探头 3 的发送开口,分割为以互相不重叠的超声波振子为构成要素的多个分组为优选。

[0166] 图 26 为用于说明利用与超声波振子群的 ch 数无关地设定的发送开口分组形成发送束(接收束)时的图。这样,根据发送开口分组 A 和发送开口分组 B(比如,一共 20ch)形成接收束 R 的情况下,在发送开口分组 A 的接收束 RA 和发送开口分组 B 的接收束 RB 中超声波脉冲的 p6 及超声波脉冲的 p7 的比例不同。因此,在使接收束 RA 及接收束 RB 成为由超声波诊断装置 1 的超声波脉冲 p1(或超声波脉冲 p2)形成的接收束时,非线性效果及饱和的程度不同。另一方面,图 27 示出在超声波诊断装置 1D 中使用的发送开口分组,用于说明利用超声波振子群的 ch 数设定为大于等于 2 的整数倍的发送开口分组形成发送束(接收束)的情况。这样,在根据发送开口分组 A 和发送开口分组 B(比如,一共 32ch)形成接收束 R 时,在发送开口分组 A 的接收束 RA 和发送开口分组 B 的接收束 RB 中超声波脉冲的 p6 及超声波脉冲的 p7 的比例一致。

[0167] 图 28 为用于说明由图 25 所示的超声波诊断装置 1D 生成的超声波图像的图。

[0168] 在图 28 的上部,如图 26 所示,示出根据与超声波振子群的 ch 数无关地设定的发送开口生成的超声波图像。另一方面,如图 27 所示,示出根据以超声波振子群的 ch 数的 2 倍设定的发送开口生成的超声波图像。

[0169] 图 28 的下部的超声波图像,与图 28 的上部的超声波图像比较可知,非线性效果及饱和的程度的差异受到抑制,在超声波图像上出现的纵条减少。

[0170] 采用本实施方式的超声波诊断装置 1D 及超声波诊断方法,在来自生物体组织的超声波回波受到抑制的同时,通过使来自更多的不同半径的微泡的超声波回波影像化,可以很容易地以更高的灵敏度识别来自微泡的染影。

[0171] 另外,采用本实施方式的超声波诊断装置 1D 及超声波诊断方法,通过将发送开口内的发送超声波脉冲 p1 的超声波振子和发送超声波脉冲 p2 的超声波振子的比率设定为一定,可以降低在超声波图像上出现的纵条。

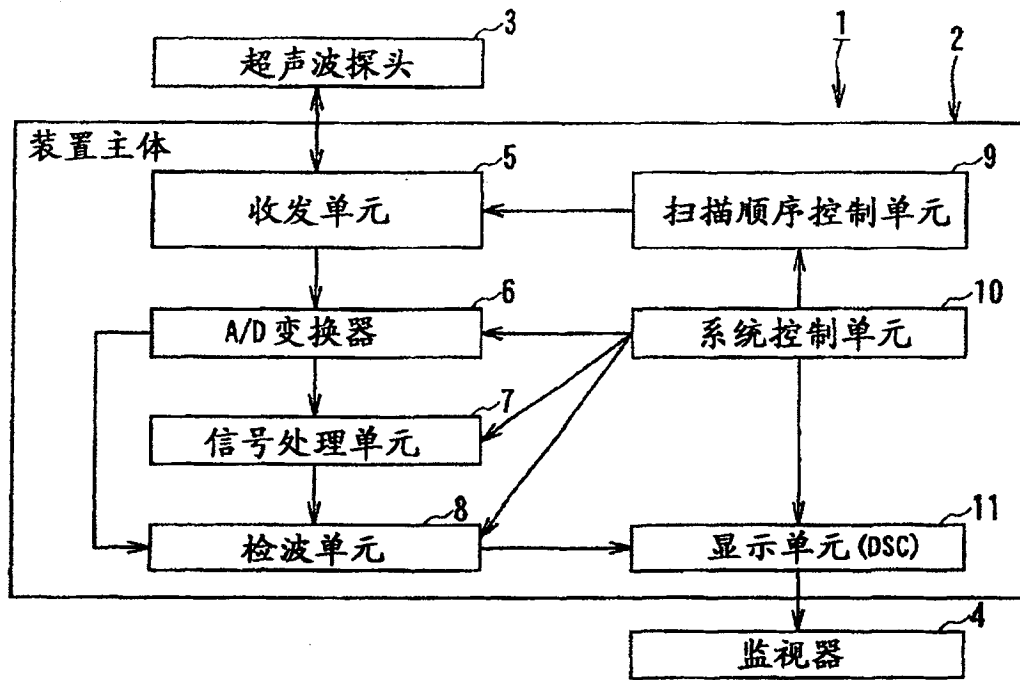


图 1

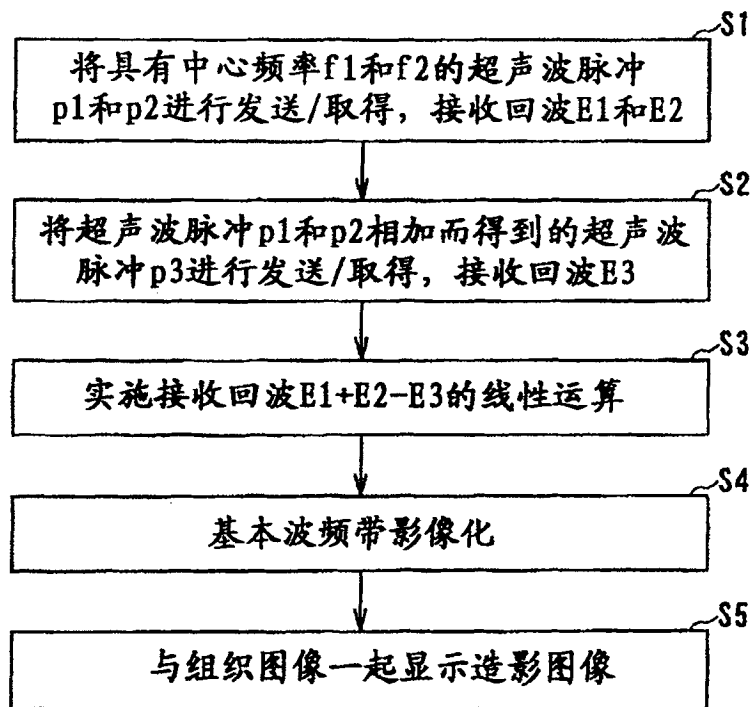


图 2

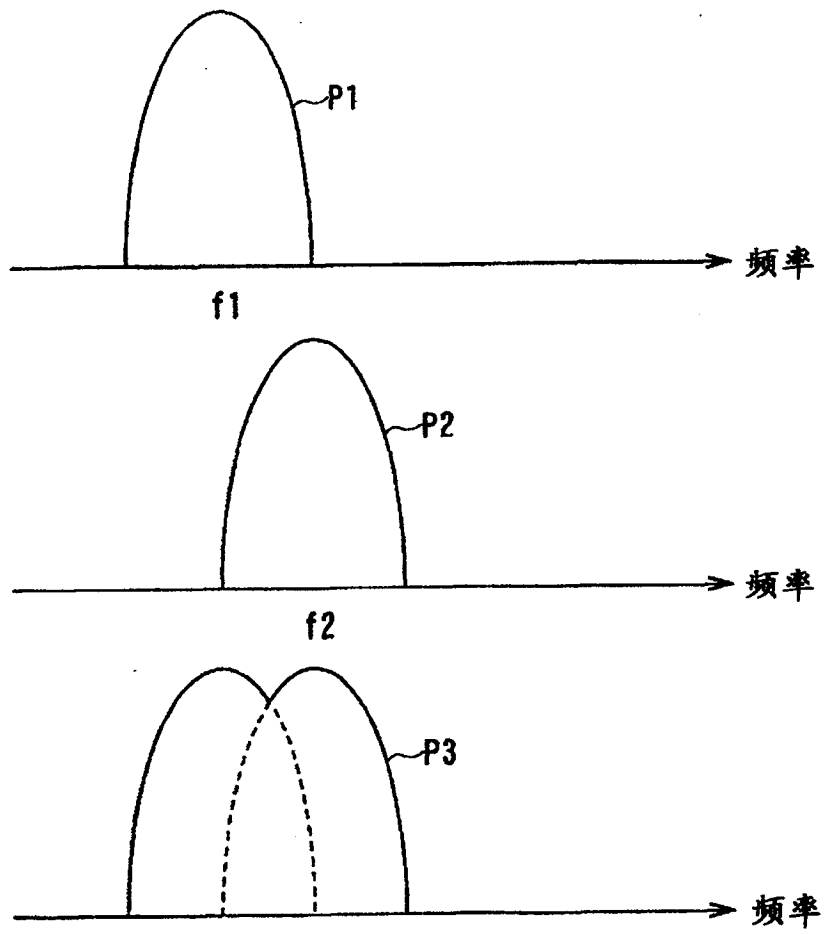


图 3

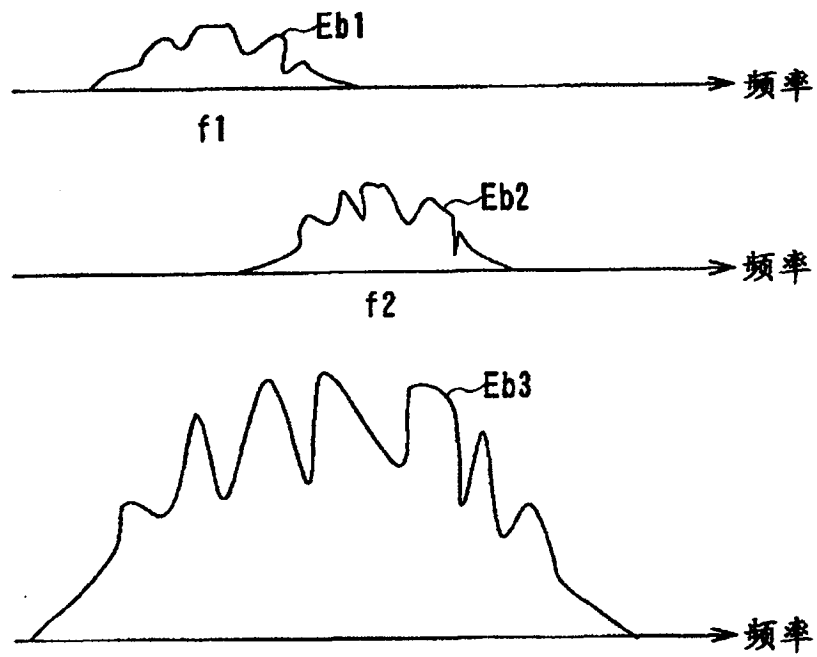


图 4

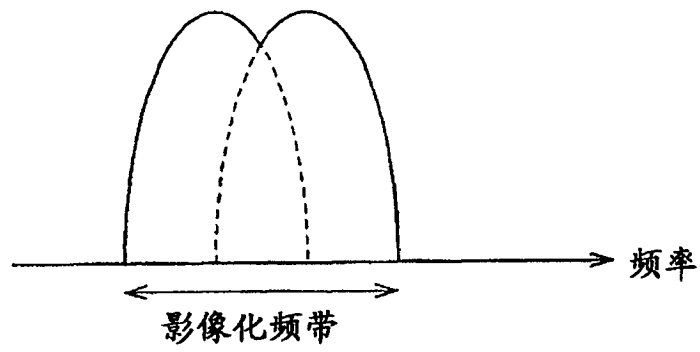


图 5

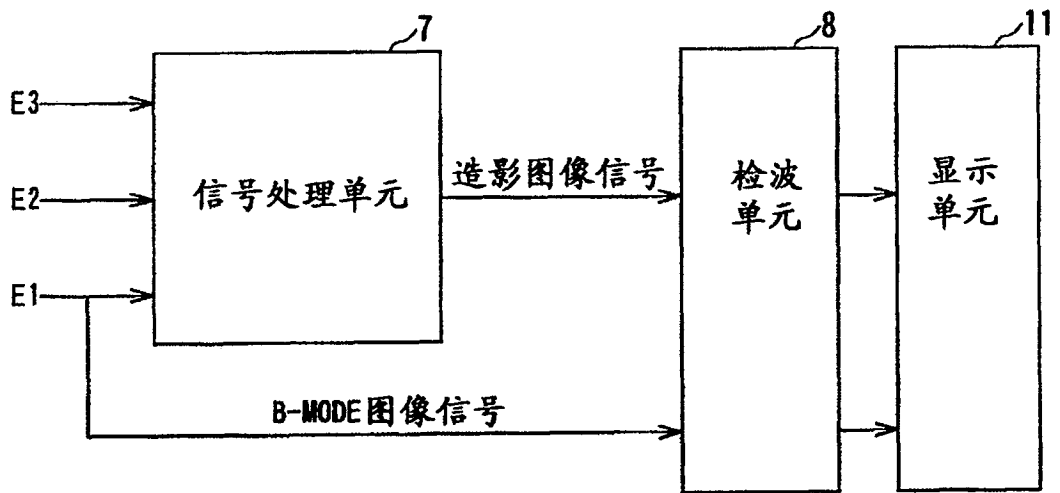


图6

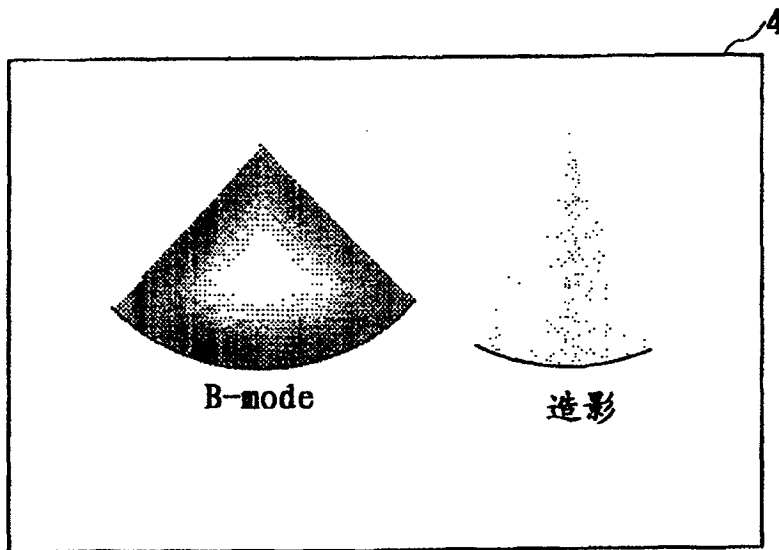


图7

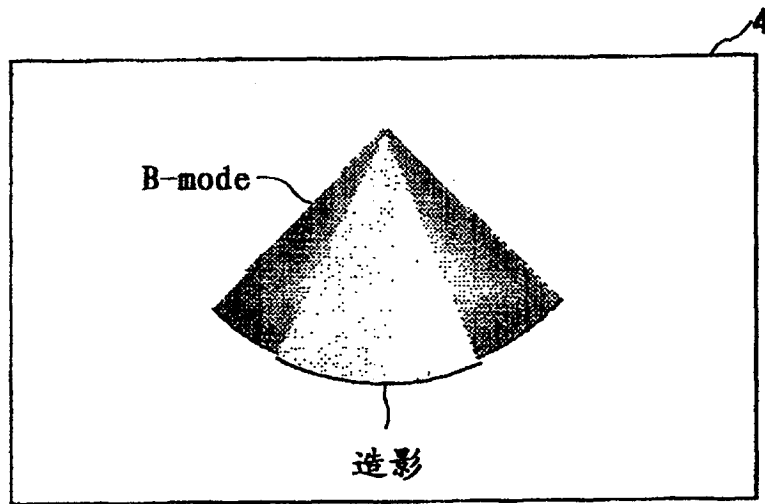


图 8

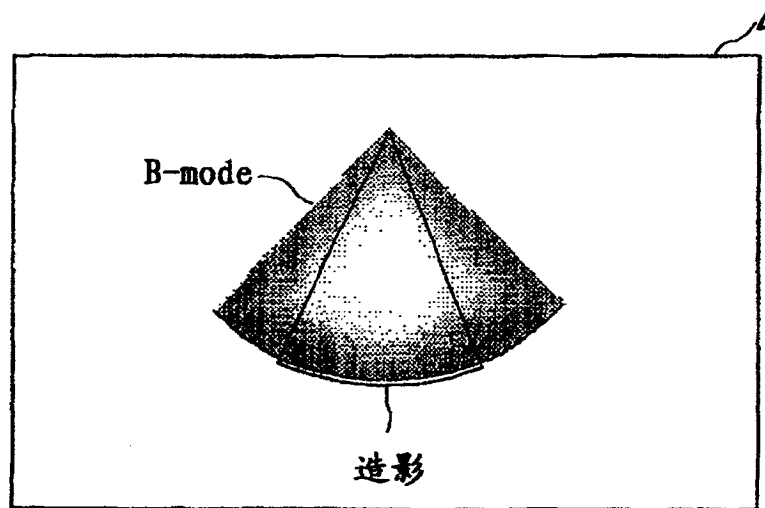


图 9

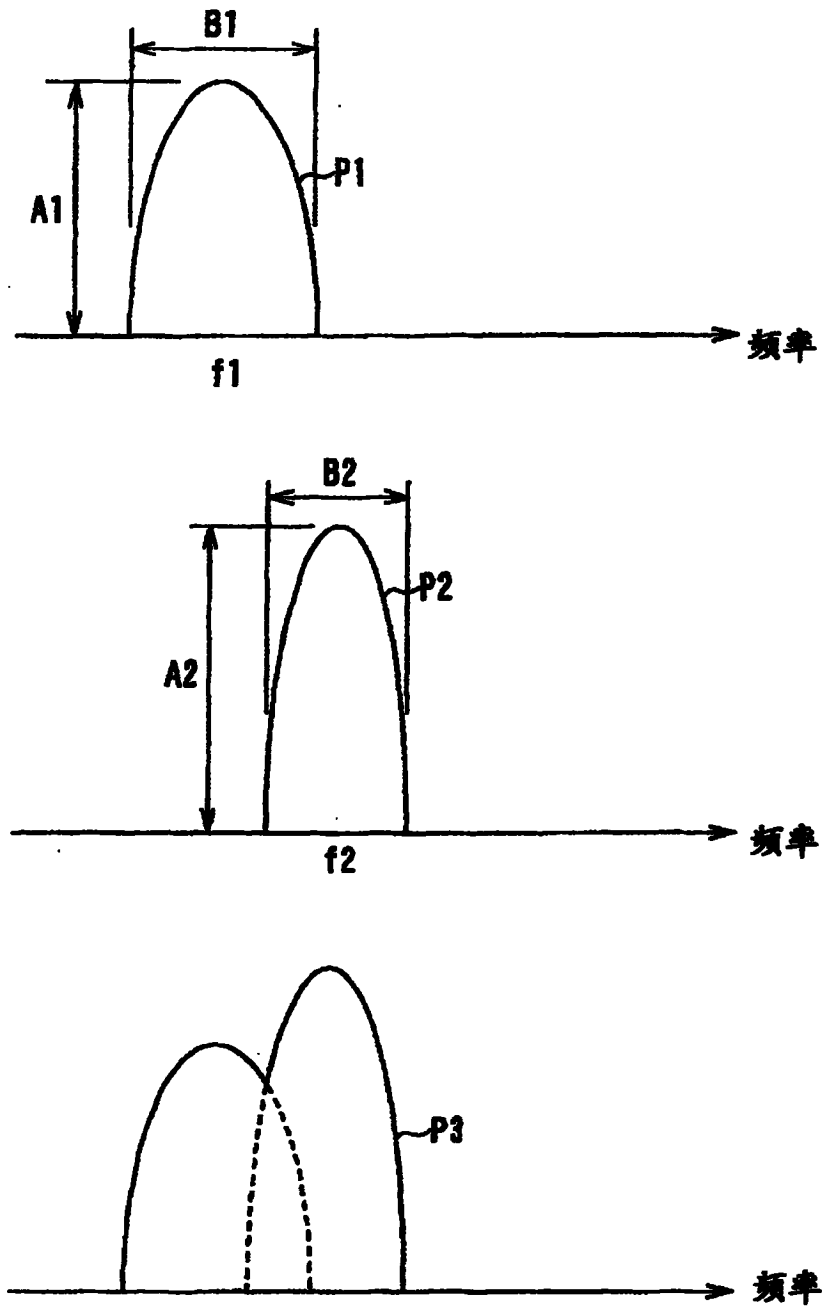


图 10

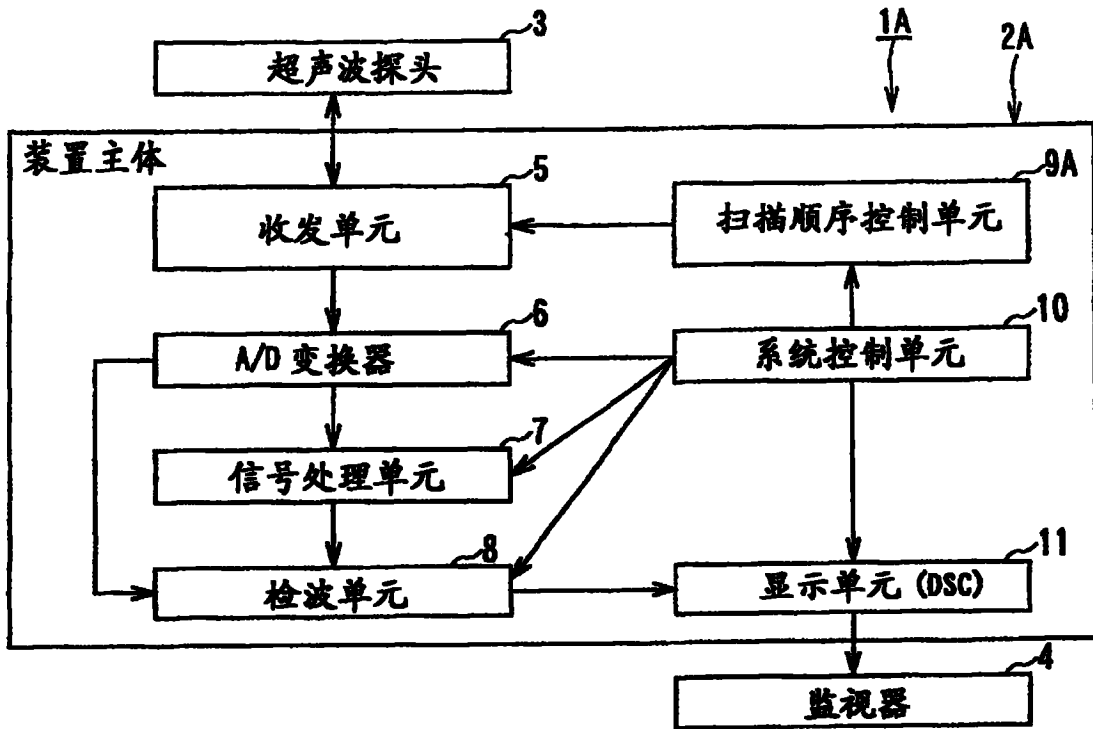


图 11

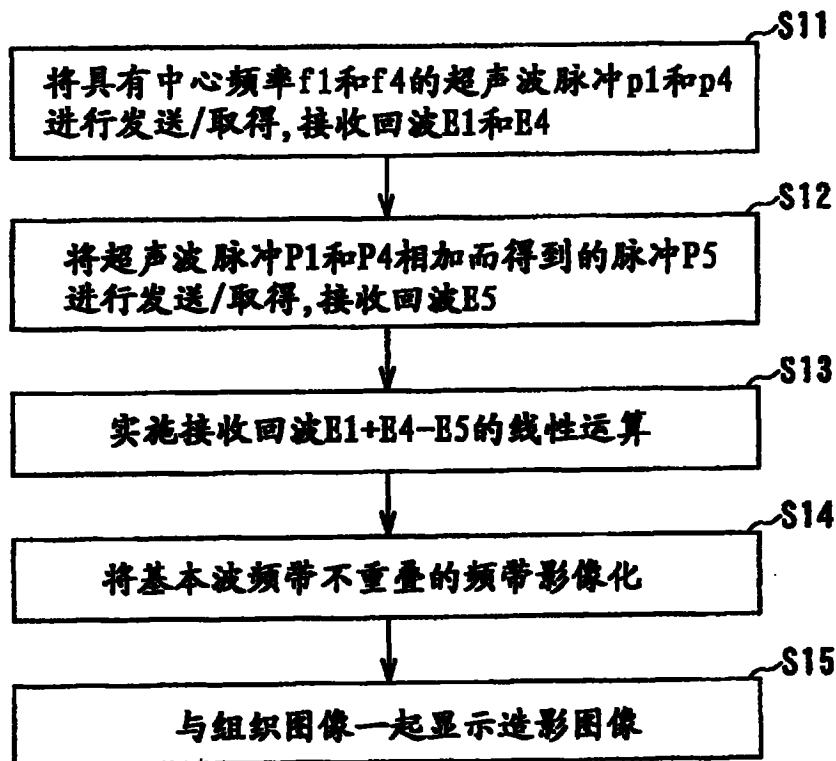


图 12

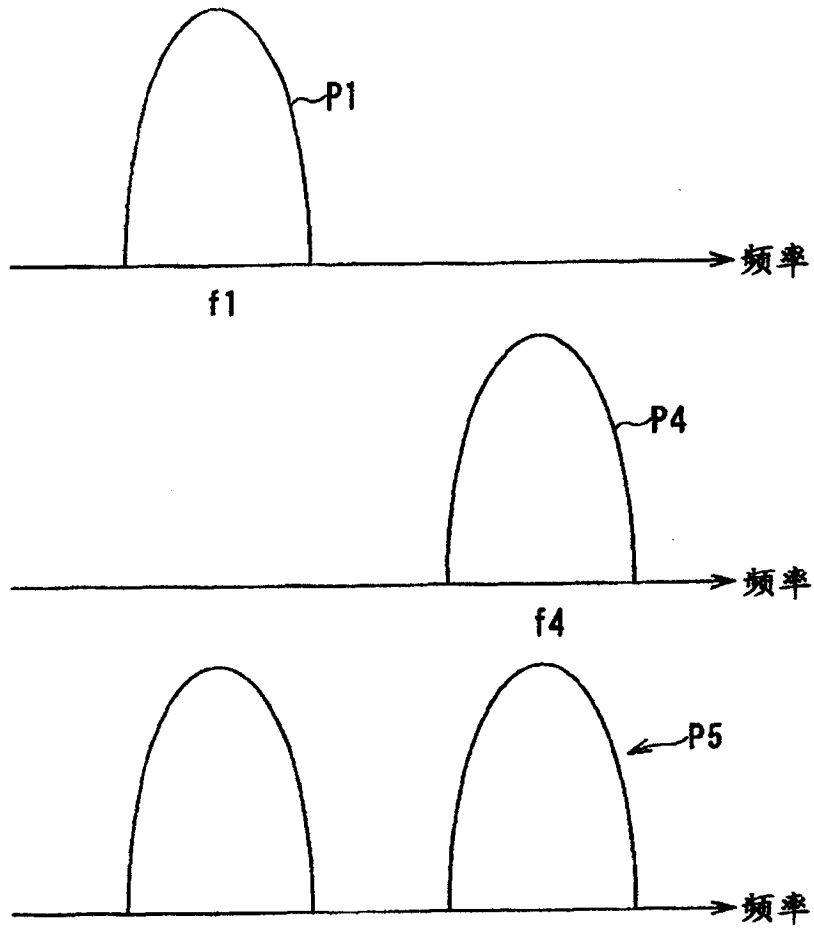


图 13

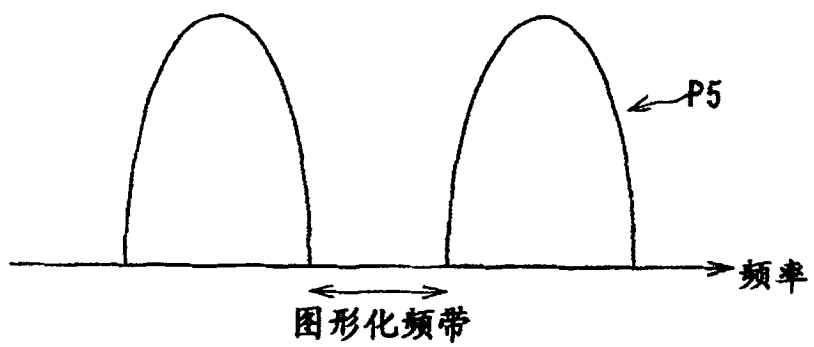


图 14

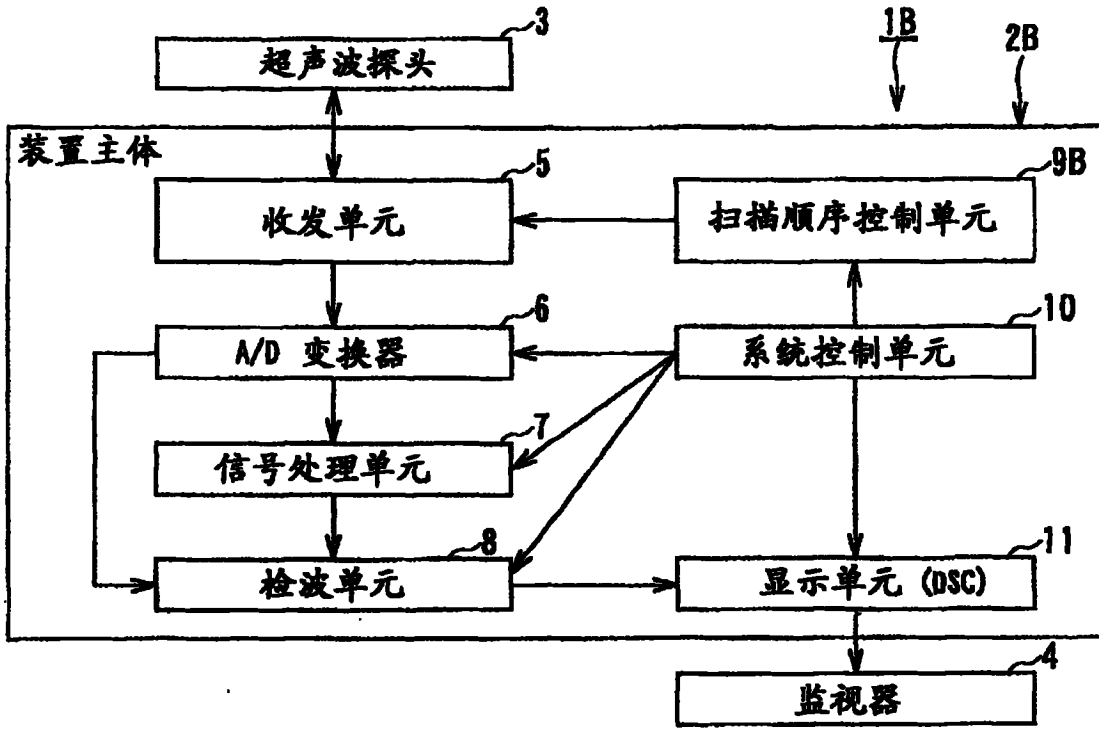


图 15

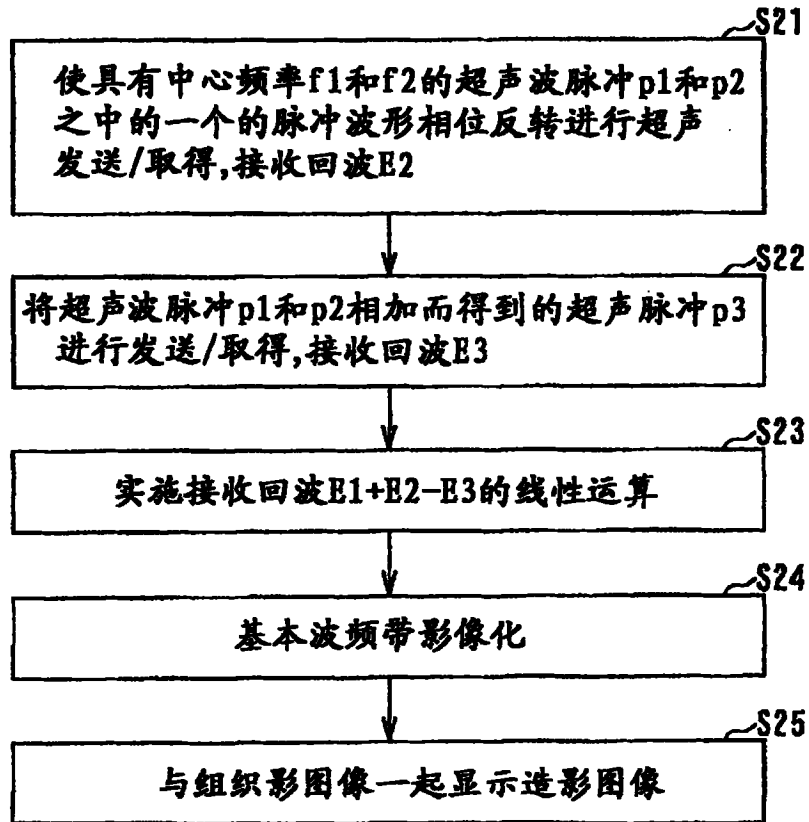


图 16

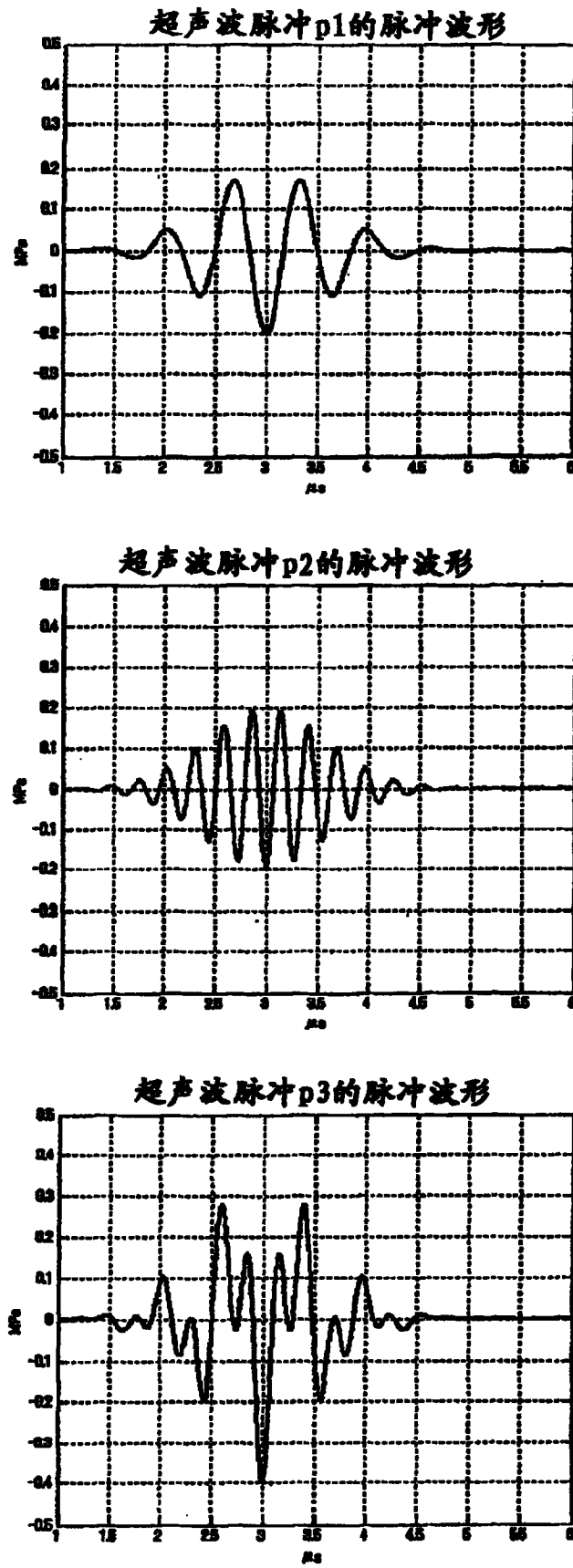
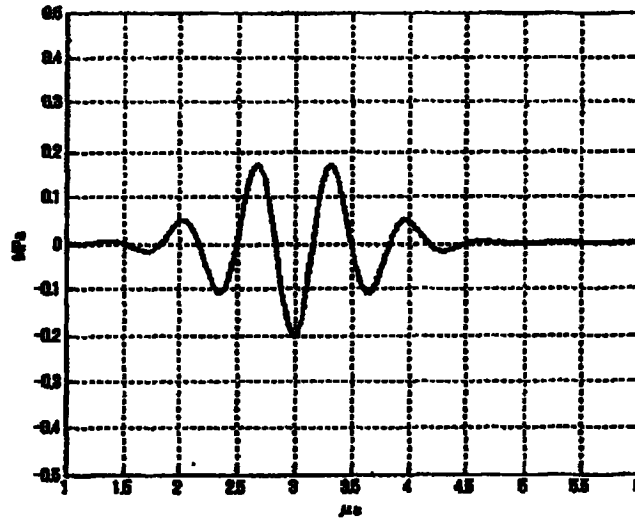
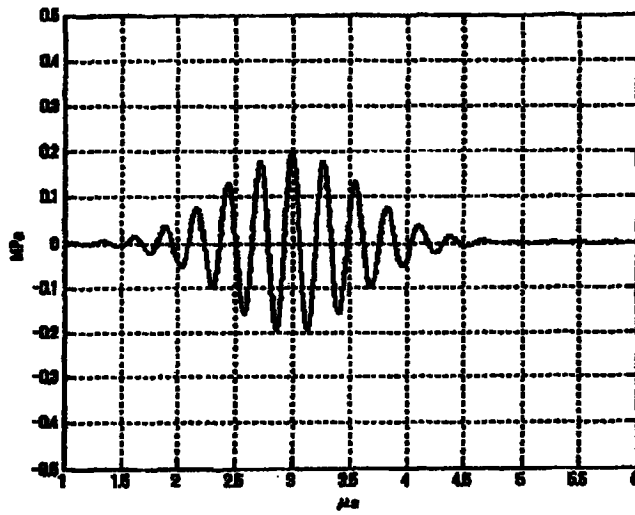


图 17

超声波脉冲p1的脉冲波形



超声波脉冲p2的脉冲波形



超声波脉冲p3的脉冲波形

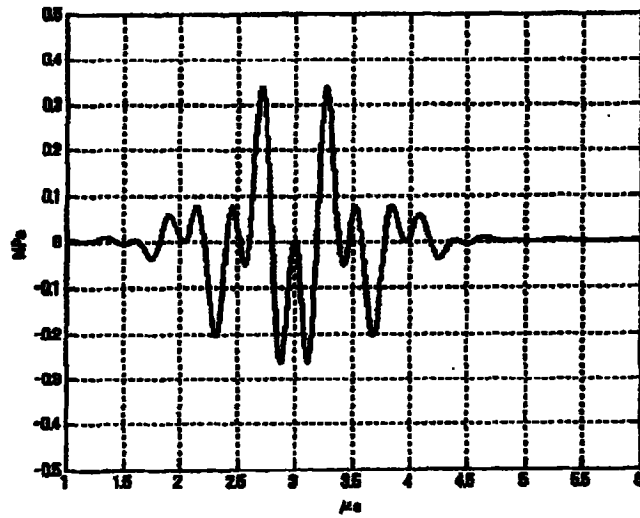


图 18

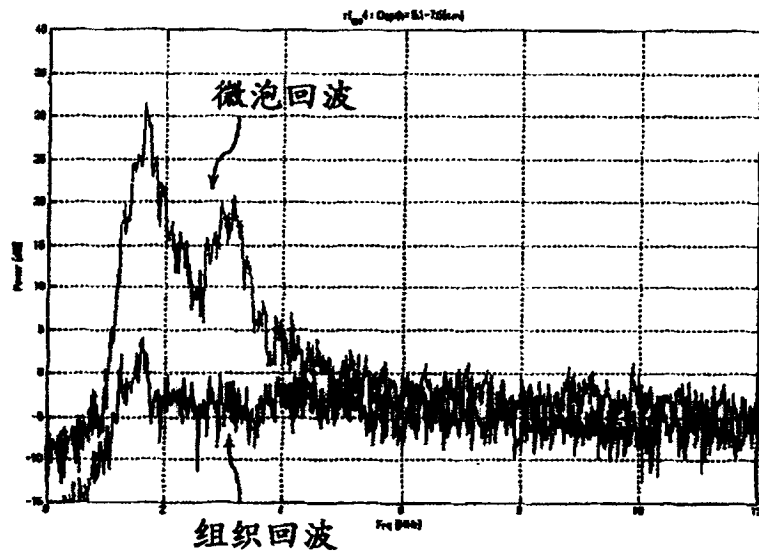
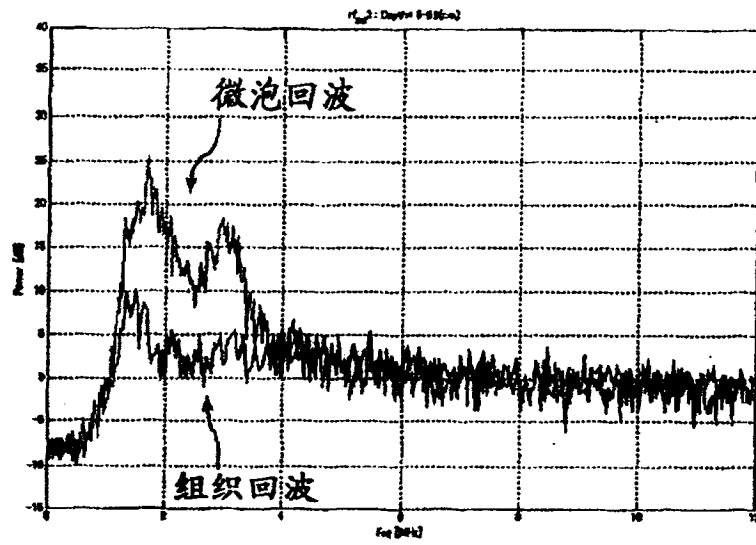


图 19

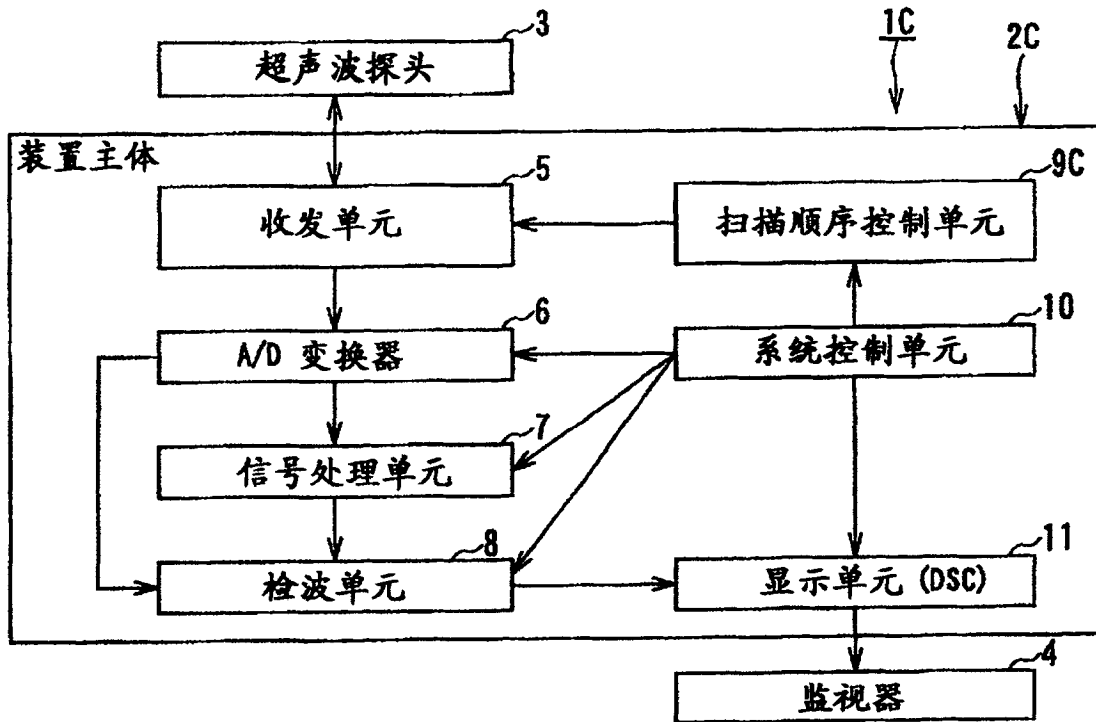


图 20

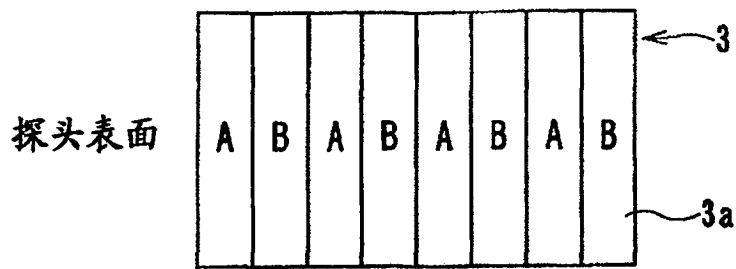


图 21

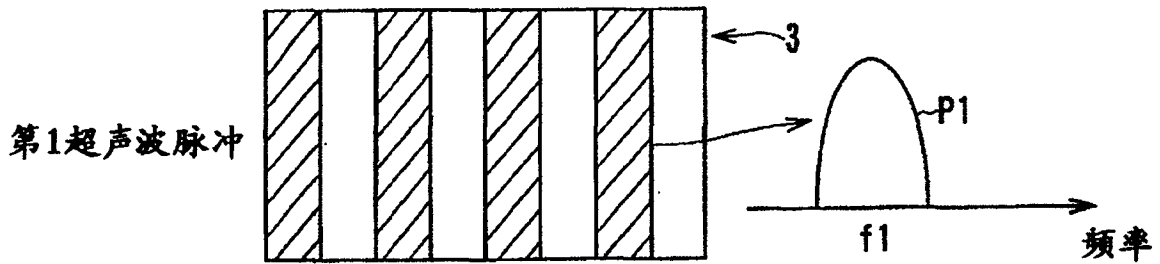


图 22

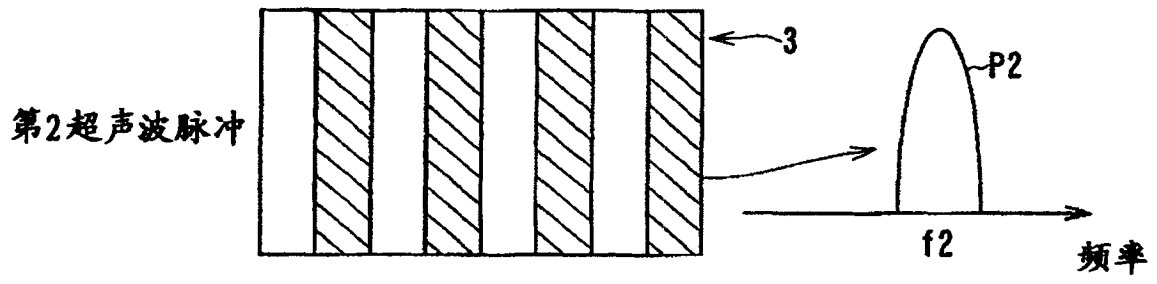


图 23

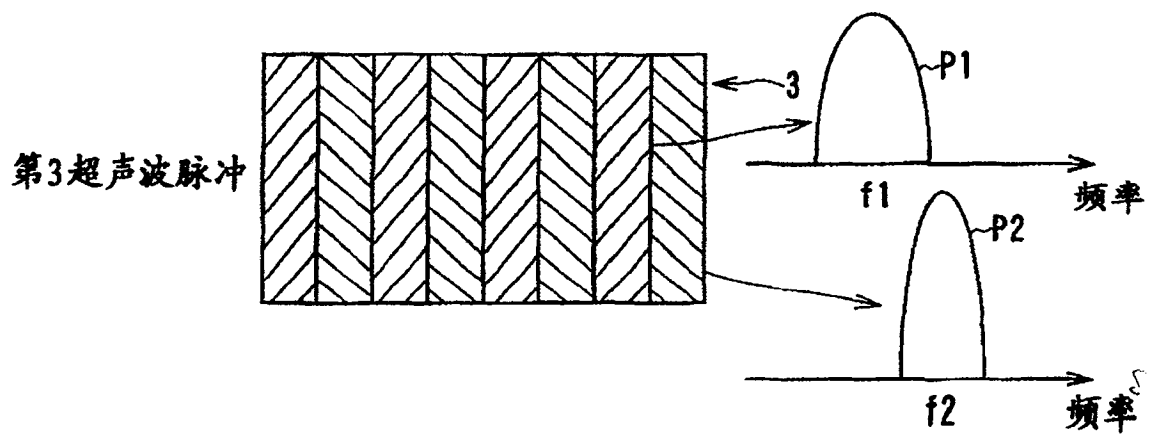


图 24

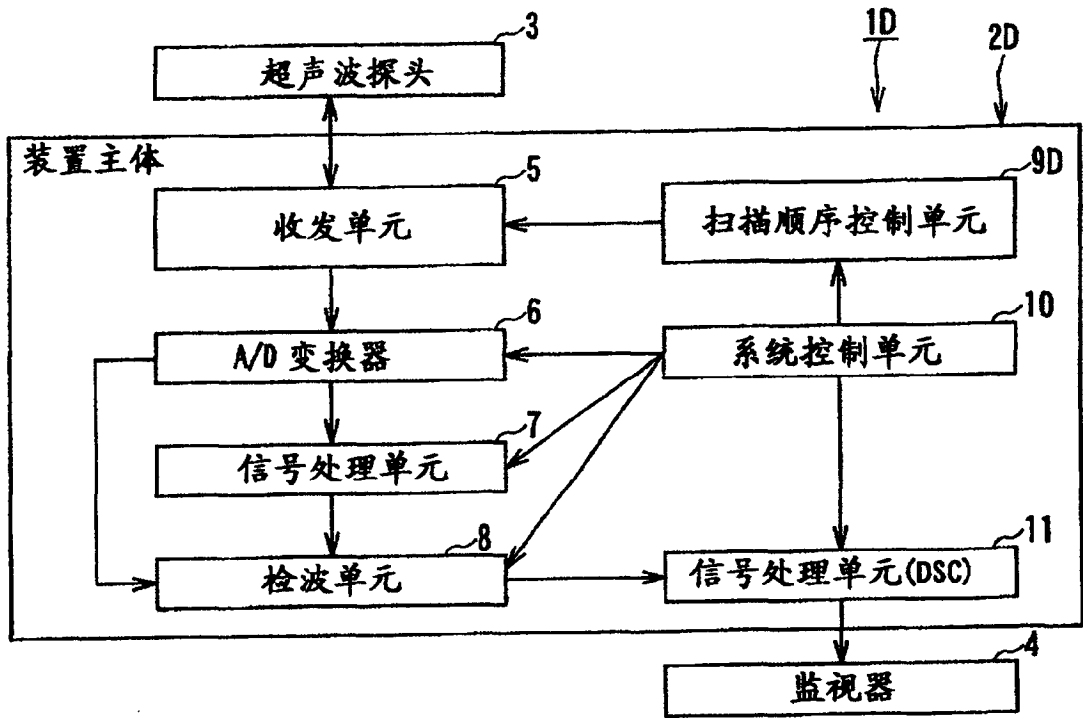


图 25

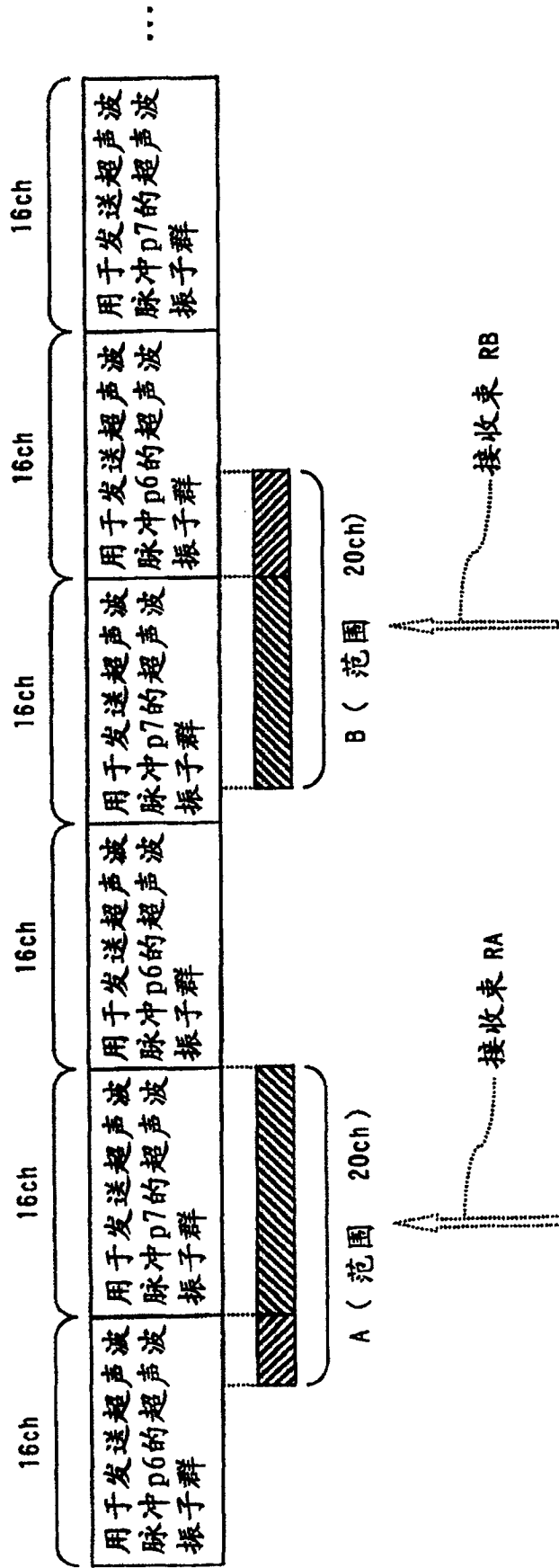


图 26

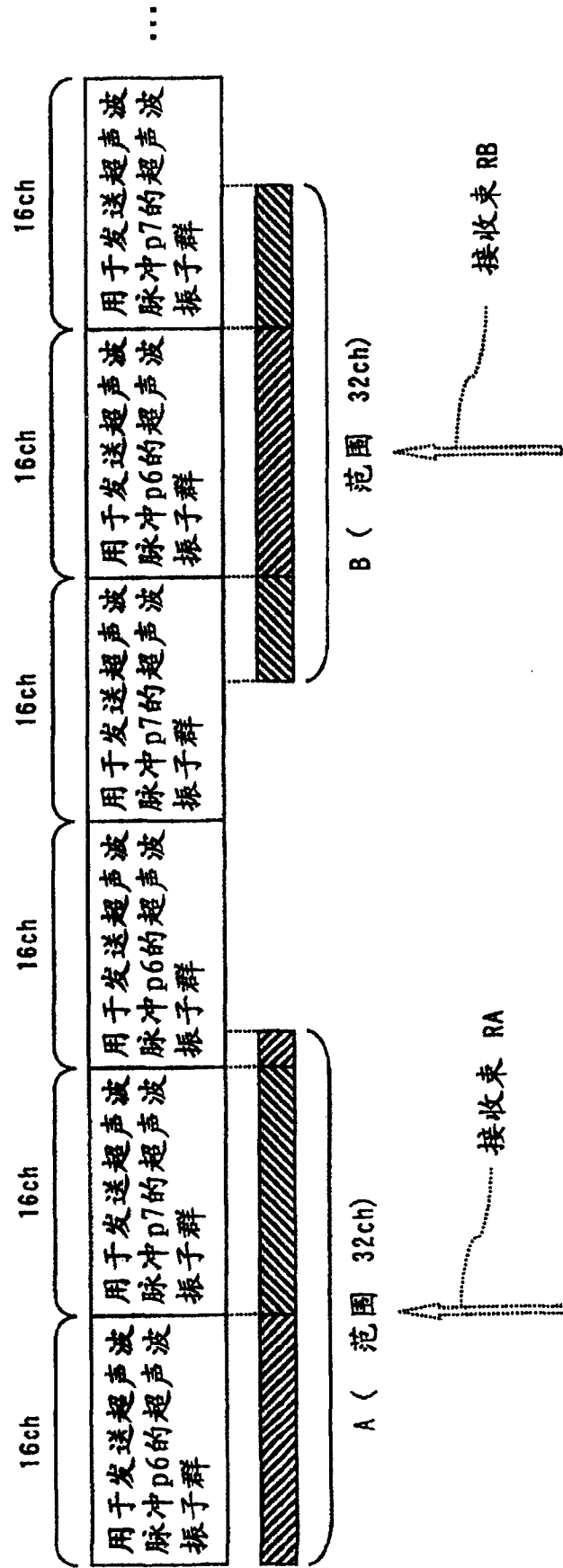


图 27

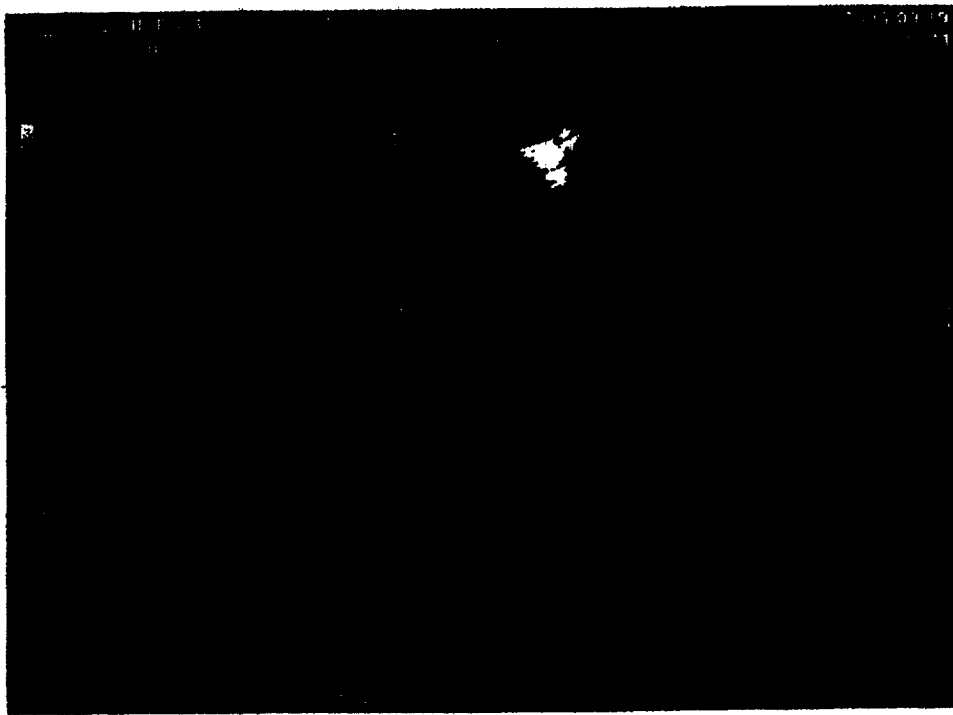
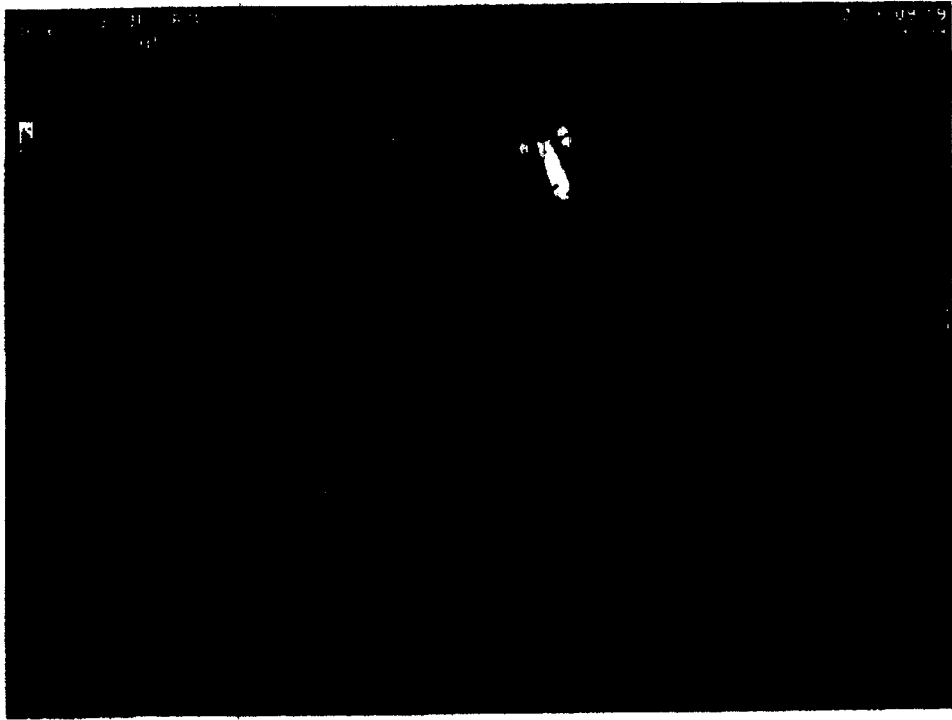


图 28

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN101006932B	公开(公告)日	2010-04-21
申请号	CN200710008155.X	申请日	2007-01-26
[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	川岸哲也 大内启之 佐藤武史 平间信 今村智久		
发明人	川岸哲也 大内启之 佐藤武史 平间信 今村智久		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/22		
CPC分类号	A61B8/463 G01S15/8927 G01S7/52074 A61B8/481 A61B8/06 G01S15/8952 G01S7/52046		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	彭燕		
优先权	2006017772 2006-01-26 JP		
其他公开文献	CN101006932A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置及超声波诊断方法。本发明的超声波诊断装置，具有第1接收回波取得部件，向被检物体发送频谱互相不同的多个超声波脉冲，并取得各个接收回波；第2接收回波取得部件，向上述被检物体发送具有与合成上述多个超声波脉冲的合成脉冲相同的频率成分的特性的超声波脉冲，并取得接收回波；接收回波合成部件，通过合成由上述第1接收回波取得部件取得的接收回波及由上述第2接收回波取得部件取得的接收回波，生成合成信号；以及图像生成部件，从上述合成信号生成来自上述被检物体的回波的图像。

