

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510068827.7

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 29 日

[11] 授权公告号 CN 100482173C

[22] 申请日 2005.5.11

[21] 申请号 200510068827.7

[30] 优先权

[32] 2004.5.11 [33] JP [31] 2004-141162

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 佐藤武史

[56] 参考文献

JP2003-310609A 2003.11.5

US6544182B2 2003.4.8

US6063033A 2000.5.16

CN1389178A 2003.1.8

US20030073903A1 2003.4.17

审查员 王 锐

[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

代理人 李德山

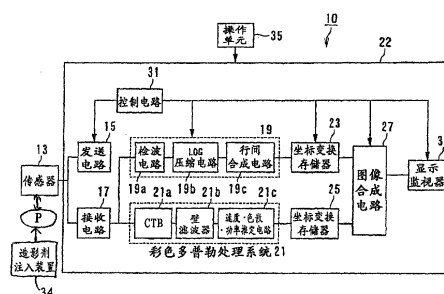
权利要求书 2 页 说明书 29 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波成像方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置(10)，包括：超声波发送单元(13、15)；超声波接收单元(13、17)；抽出单元(17)；和滤波单元和加算单元(19c、21c)。超声波发送单元(13、15)使振幅和相位中的至少一方变化把超声波发送到被检测体。超声波接收单元(13、17)接收各超声波回波。抽出单元(17)从共用的超声波回波中抽出调制振幅得到的第1非线性信号和调制相位得到的第2非线性信号。滤波单元对第1非线性信号和第2非线性信号至少在2个不同的中心频率和频带宽度下实施滤波处理。加算单元(19c、21c)对从第1非线性信号和第2非线性信号得到的信号根据被检测体的深度实施加权加算。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体的超声波发送单元；

超声波接收单元，接收由上述超声波的发送而产生的各超声波回波，

其中所述超声波接收单元具有：

提取单元，从同一扫描线上的上述各超声波回波中提取调制上述超声波的上述振幅得到的第1非线性信号和调制上述超声波的上述相位得到的第2非线性信号；

滤波单元，用至少2个不同的中心频率和频带宽度的组合，对上述第1非线性信号和上述第2非线性信号，实施滤波处理；

此外，所述超声波诊断装置还具有求和单元，对从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号中得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述求和单元构成为：对从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号中得到的B模式信号值，和从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号中得到的速度信号值和功率信号值中的至少一方，实施加权求和，

设置有图像合成单元，该图像合成单元把从加权求和的上述速度信号值得到的速度图像和从加权求和的上述功率信号值得到的功率图像中的至少一方合成到从加权求和的上述B模式信号值得到的B模式图像中。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述超声波接收单元构成为：从投入了造影剂的上述被检测体接收上述各超声波回波。

4、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

超声波发送单元，使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测

体;

超声波接收单元,接收由上述超声波的发送产生的各超声波回波;

其中所述超声波接收单元具有:

提取单元,提取通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位而从上述各超声波回波中得到的非线性信号;

滤波单元,对上述非线性信号,用至少2个不同的中心频率和带宽来实施滤波处理;

此外,所述超声波诊断装置还具有求和单元,对从实施了上述滤波处理的上述非线性信号得到的信号,根据上述被检测体的深度来实施加权求和。

5、一种超声波成像方法,其特征在于,

使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体,

接收通过上述超声波的发送而产生的各超声波回波,

从同一扫描线上的上述各超声波回波中提取调制上述超声波的上述振幅得到的第1非线性信号和调制上述超声波的上述相位得到的第2非线性信号,

用至少2个不同的中心频率和频带宽度的组合,对上述第1非线性信号和上述第2非线性信号实施滤波处理,

对从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号得到的信号,按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

6、一种超声波成像方法,其特征在于,

使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体;

接收通过上述超声波的发送而产生的各超声波回波;

提取通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位而从上述各超声波回波得到的非线性信号;

对上述非线性信号,用至少2个不同的中心频率和频带宽度来实施滤波处理;

对从实施了上述滤波处理的上述非线性信号中得到的信号,按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

超声波诊断装置和超声波成像方法

技术领域

本发明涉及利用了生物体或者来自超声波造影剂的非线性信号的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

背景技术

超声波诊断装置可以用超声波脉冲反射法从体表无创伤地得到生物体内的软组织断层像（non-invasive），与 X 射线诊断装置、X 射线 CT 装置、MRI 诊断装置、核医学诊断装置等其他诊断装置相比体积小并且便宜，可以实时显示，没有 X 射线等的被辐射安全性高，具有可以显示血流图像的优点。从这种方便性的观点出发，当前被广泛应用于心脏、腹部、泌尿器，和妇产科等领域。

在该超声波图像诊断装置中存在各种摄像法。作为其代表性方法之一，有被称为对比回波法的摄像方法。该对比回波法通过向被检测体的血管内投放由微小气泡等组成的超声波造影剂来增强超声波散射回波。

另外，近年来开发了可以经静脉投放的超声波造影剂，并开发了适宜该造影剂的摄像方法。例如，有滤波法（根据对每一扫描线发送的 1 次脉冲视频化的方法）（例如参照美国专利第 5, 678, 553 号说明书）；多普勒法（根据对每一扫描线发送的 2 次以上（包含 2 次）的同相位脉冲视频化的方法），相位转换法（根据对一条扫描线发送的相位反转的 2 个脉冲视频化的方法）（例如参照美国专利第 5, 632, 277 号说明书），相位转换多普勒法（根据对每一扫描线发送的相位不同的 3 个以上（包含 3 个）的脉冲视频化的方法）（例如参照美国专利第 6, 095, 980 号说明书）等。

当用上述各方法实施对比回波法时，以往是发送把 MI（Mechanical Index）值（以基准音压 1Mpa 标准化最大峰值负音压的值）设置在 0.5 以上（包含 0.5）的中音压或者高音压的超声波。这是因为使造影剂（气泡）有某种程度崩溃有助于染影的缘故。例如，在一般广泛使用的 Schering 公司的造影剂 Levovist 中，如果不发送把 MI 值设置在 0.8 以上（包含 0.8）的高音压的超声波，则有不适宜染

影情况。

这样由高音压产生的超声波发送，和由此产生的气泡的崩溃对视频化有许多影响。例如，当高音压的超声波在组织中传播时，产生高谐波成分。但是，上述滤波法、相位转换法不能分离来自该组织的高谐波成分（以下，称为 THI（Tissue Harmonic Imaging）成分），和来自气泡的高谐波成分。因而，当用滤波法，或者相位转换法进行基于气泡的显示时，难以看到对比，从造影图像中区别显示血流和实际造影困难。

另外，气泡崩溃例如当对一条扫描线发送二次以上（包含二次）的超声波时，会产生宽频带的多普勒信号。该宽频带的多普勒信号被称为疑似多普勒信号，因为通过加入抑止动作缓慢的信号的高通滤波器，可以抑止基波的组织 THI 成分，所以可以应用于视频化。

但是，基于疑似多普勒信号的彩色多普勒图像呈现由多个折返点构成的细血管和实质内染影像，不是显示了正确的血流速度的图像。这是因为疑似多普勒信号和来自通常血流的多普勒信号不同，不显示正确的血流方向的缘故。因而，在对比回波法中，并不使用在表现血流速度方面良好的彩色多普勒显示，而几乎都使用功率多普勒显示。

因而，为了解决这些问题提出了使用即使 MI 值在 0.1 以下（包含 0.1）也造影的超声波造影剂，可以实现适宜的彩色多普勒显示的系统（例如参照日本专利特开 2003-102726 号公报）。在该系统中，在 MI 值低抑止了 THI 成分发生的状态中，抽出来自造影剂的高谐波信号，计算来自造影剂的功率信号、速度信号。从在该功率信号、速度信号上加上了基波的 B 模式信息的 3 个信号中，造影前只比例显示（Gray Scale）B 模式信息，如果用造影剂造影血管内的血流，则根据方向可以用红或者兰显示，如果造影组织内血流则用绿显示。

但是，在该方式中，从使用 MI 值在 0.1 以下（包含 0.1）这一非常弱的超声波这一点，和因为利用二次高谐波信号所以使频率依赖衰减的影响受到大的影响这一点看，存在 S/N 不足渗透性差的问题。

但是，用相位转换法、相位转换多普勒法得到的信号原理上成为偶次高谐波。因此，使用滤波法和相位转换法、相位转换多普勒法可以在不伴随气泡崩溃的条件下利用的非线性信号实际上是二次高谐波信号。当考虑在二次高谐波信号以外利用的高谐波时，在滤波法中原则上还可以得到三次高谐波。但是，存在需要非常宽的宽频带的传感器，和受到大的频率依赖衰减的问题，和渗透性改善这一目的不相符。

但是，在一般利用二次高谐波的方法中灵敏度下降。作为其解决对策，例如提出了利用基波区域的非线性信号的方法。作为可以利用基波区域的非线性信号的方法，有改变振幅发送2次信号脉冲增益补正接收信号取得差的方法（例如，参照美国专利第5,577,505号说明书）。进而还提出了改变振幅和相位双方的方法（例如，参照美国专利第6,063,033号说明书）。另外，还提出了使用利用了线性调频脉冲信号的脉冲压缩技术，可以高灵敏度地得到二次高谐波的方法（例如，参照美国专利第6,213,947号说明书）。

针对在利用以往的二次高谐波时从灵敏度下降，在使用利用基波区域的非线性信号的方法、改变振幅和相位双方的方法、利用线性调频脉冲信号的脉冲压缩技术，可以高灵敏度地得到二次高谐波的方法等的解决对策中，停留在视频化B模式那样的振幅信息。因而，在对比回波法中，不能从基波区域的非线性信号中正确地取得血液等的速度信息。

而且，并不局限于对比回波法，而是希望以高灵敏度和高渗透性来得到来自生物体内部的非线性信号。

发明内容

鉴于上述现有技术的状况，本发明目的在于：提供一种能以高灵敏度和高渗透性得到来自生物体内的非线性信号的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

另外，本发明的另一目的在于：提供一种在用低MI值来进行超声波发送的对比回波法中，可以使高分辨率和高渗透性两者都得以提高的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体的超声波发送单元；超声波接收单元，接收由上述超声波的发送而产生的各超声波回波，其中所述超声波接收单元具有：提取单元，从同一扫描线上的上述各超声波回波中提取调制上述超声波的上述振幅得到的第1非线性信号和调制上述超声波的上述相位得到的第2非线性信号；滤波单元，用至少2个不同的中心频率和频带宽度的组合，对上述第1非线性信号和上述第2非线性信号，实施滤波处理；此外，所述超声波诊断装置还具有求和单元，对从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号中得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：超声波发送单元，使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体；超声波接收单元，接收由上述超声波的发送产生的各超声波回波；其中所述超声波接收单元具有：提取单元，提取通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位而从上述各超声波回波中得到的非线性信号；滤波单元，对上述非线性信号，用至少2个不同的中心频率和带宽来实施滤波处理；此外，所述超声波诊断装置还具有求和单元，对从实施了上述滤波处理的上述非线性信号得到的信号，根据上述被检测体的深度来实施加权求和。

本发明提供一种超声波成像方法，其特征在于，使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体，接收通过上述超声波的发送而产生的各超声波回波，从同一扫描线上的上述各超声波回波中提取调制上述超声波的上述振幅得到的第1非线性信号和调制上述超声波的上述相位得到的第2非线性信号，用至少2个不同的中心频率和频带宽度的组合，对上述第1非线性信号和上述第2非线性信号实施滤波处理，对从实施了上述滤波处理的上述第1非线性信号和上述第2非线性信号得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

本发明提供一种超声波成像方法，其特征在于，使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体；接收通过上述超声波的发送而产生的各超声波回波；提取通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位而从上述各超声波回波得到的非线性信号；对上述非线性信号，用至少2个不同的中心频率和频带宽度来实施滤波处理；对从实施了上述滤波处理的上述非线性信号中得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权求和。

为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置包括：超声波发送单元，把使振幅和相位中的至少一方变化的超声波发送到被检测体；超声波接收单元，接收由上述超声波的发送而产生的各超声波回波；抽出单元，抽出从同一扫描线上的上述各超声波回波中调制上述超声波的上述振幅得到的第1非线性信号，和调制上述超声波的上述相位得到的第2非线性信号；滤波单元，至少通过2个不同中心频率和带宽的组合，对上述第1非线性信号和上述第2非线性信号，或者对实施了规定处理的上述第1非线性信号和实施了上述规定处理的上述第

2 非线性信号实施滤波处理和与上述滤波处理等价的处理中的任意一项处理；加算处理，对于从实施了上述滤波处理和与上述滤波处理等价的上述处理中的任意一方的上述第 1 非线性信号和上述第 2 非线性信号中得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权加算。

另外，为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置包括：把使振幅和相位中的至少一方变化的超声波发送到被检测体的超声波发送单元；接收由上述超声波发送产生的各超声波回波的超声波接收单元，其构成是，上述超声波发送单元在从同一扫描线上共同的上述各超声波回波中调制上述超声波的振幅得到的第 1 非线性信号、调制上述超声波的相位得到的第 2 非线性信号和调制振幅及上述相位得到的第 3 非线性信号中，根据至少得到 2 个信号的发送脉冲的顺序发送上述超声波。

另外，为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置包括：超声波发送单元，使振幅和相位变化来把超声波发送到被检测体；超声波接收单元，接收由上述超声波的发送产生的各超声波回波；抽出单元，通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位抽出从上述各超声波回波得到的非线性信号；滤波单元，对于上述非线性信号和实施了规定处理的上述非线性信号中的任意一方，用至少 2 个不同的中心频率和带宽实施滤波处理和与上述滤波处理等价的处理中的任意一方；加算单元，对于从实施了上述滤波处理和与上述滤波处理等价的上述处理中的任意一方的上述非线性信号中得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权加算。

另外，为了实现上述目的，本发明的超声波诊断方法，把使振幅和相位中的至少一方变化的超声波发送到被检测体，接收由上述超声波的发送产生的各超声波回波，从同一扫描线上的上述各超声波回波中抽出调制上述超声波的上述振幅得到的第 1 非线性信号和调制上述超声波的上述相位得到的第 2 非线性信号，通过至少 2 个不同中心频率和带宽的组合，对上述第 1 非线性信号和上述第 2 非线性信号，或者对实施了规定处理的上述第 1 非线性信号和实施了上述规定处理的上述第 2 非线性信号实施滤波处理和与上述滤波处理等价的处理中之一的处理，对于从实施了上述滤波处理和与上述滤波处理等价的处理中的任意一项处理的上述第 1 非线性信号和从上述第 2 非线性信号得到的信号，根据上述被检测体的深度实施加权计算。

另外，为了实现上述目的，本发明的超声波诊断方法，把使振幅

和相位中的至少一方变化的超声波发送到被检测体，接收由上述超声波的发送而产生的各超声波回波，从同一扫描线上的共用的上述各超声波回波中，在调制上述超声波的振幅得到的第1非线性信号、调制上述超声波的相位得到的第2非线性信号和调制上述振幅及上述相位得到的第3非线性信号中，根据至少可以得到2个信号的发送脉冲序列发送上述超声波。

另外，为了实现上述目的，本发明的超声波诊断方法，改变振幅和相位把超声波发送到被检测体，接收由上述超声波的发送而产生的各超声波回波，通过调制上述超声波的上述振幅和上述相位，抽出从上述各超声波回波得到的非线性信号，对上述非线性信号和实施了规定处理的上述非线性信号中的任意一方，至少用2个不同的中心频率和带宽实施滤波处理和与上述滤波处理等价的处理中的任意一方，对于从实施了上述滤波处理和与上述滤波处理等价的上述处理中的任意一方的上述非线性信号得到的信号，按照上述被检测体的深度来实施加权加算。

在这样的本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法中，能以高灵敏度和高渗透性得到来自生物体内部的非线性信号。

另外，在用低MI值进行超声波发送的对比回波法中，可以使高分辨率和高渗透性两方面都得以提高。

附图说明

图1是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框图。

图2是表示图1所示的超声波诊断装置的接收电路的方框图。

图3是表示图1所示的超声波诊断装置的图像合成电路的方框图。

图4是用于说明用图1所示的超声波诊断装置实现的超声波图像收集·合成·显示的一连串处理的流程图。

图5是表示用图1所示的超声波诊断装置同时进行振幅调制和相位调制发送接收超声波，用B模式处理系统生成B模式信号时的处理顺序的图。

图6是说明通过用图1所示的超声波诊断装置控制超声波传感器使用的通道数，调制发送超声波的振幅的方法的图。

图7是表示用控制图6所示的超声波传感器使用的通道数的方法发送超声波时的发送脉冲序列一例的图。

图 8 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用 AM 和 PM 得到的来自组织的非线性信号的光谱。

图 9 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用 AM 和 PM 得到的来自超声波造影剂的非线性信号的光谱。

图 10 是表示同时用图 1 所示的超声波诊断装置进行振幅调制和相位调制,发送接收超声波,用彩色多普勒处理系统生成功率信号值和速度信号值时的处理顺序的图。

图 11 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置中,在确定在象素值中使用 B 模式信号值 B,或者使用功率信号值 P 和速度信号值 V 时参照的函数表一例的图。

图 12 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置中,在图像合成处理中使用的彩色图一例的图。

图 13 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置中,在图像合成处理中使用的彩色图一例的图。

图 14 是用于说明观察者可以在显示监视器上观察到的合成图像(肝脏的例子)的图。

图 15 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用各种调制得到的来自组织的非线性信号的光谱。

图 16 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用各种调制得到的来自超声波造影剂的非线性信号的光谱。

图 17 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用相位和振幅双方的调制(AMPM)得到的来自组织的非线性信号的光谱。

图 18 是在图 1 所示的超声波诊断装置中,用相位和振幅双方的调制(AMPM)得到的来自超声波造影剂的非线性信号的光谱。

具体实施方式

参照附图说明本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法的实施方式。

图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框图,图 2 是图 1 所示的超声波诊断装置 10 的接收电路 17 的方框图,图 3 是图 1 所示的超声波诊断装置 10 的图像合成电路 27 的方框图。

超声波诊断装置 10 包括:超声波传感器 13;发送电路 15;接收电路 17;B 模式处理系统 19;彩色多普勒处理系统 21;B 模式处理系统坐标变换存储器 23;彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25;图像合成电路 27;控制电路 31;显示监视器 33;操作单元 35。

超声波传感器 13 具有压电陶瓷等的音响/电气可逆性变换元件的压电振子。并列装配在传感器 13 的前端的多个压电振子具有根据从发送电路 15 施加的压电脉冲产生超声波的功能,另一方面具有接收超声波回波变换为电气信号的功能。

发送电路 15 具有脉冲发生器、发送延迟电路、脉冲发生器,与传感器 13 连接。发送电路 15 的脉冲发生器例如具有以 5kHz 的脉冲重复频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 振幅调制 (AM: Amplitude Modulation)、相位调制 (PM: Phase Modulation) 发送脉冲, 或者以 AM 和 PM 发送脉冲重复产生的功能。该发送脉冲按照通道数分配, 被送到发送延迟电路。发送延迟电路具有把将超声波聚焦成束状并且把确定发送指向性所需要的延迟时间给予各发送脉冲的功能。而且, 把来自未图示的触发信号发生器的触发作为时间信号提供给发送延迟电路。脉冲发生器在从发送延迟电路接收到发送脉冲的时刻, 在传感器 13 上对每一通道施加电压脉冲。由此可以把超声波束发送到被检测体 P。

接收电路 17 的构成如图 2 所示是串连连接前置放大器 17a、A/D 变换器 17b、定相加法器 17c、行存储器 17d、行间运算电路 17e、相位检波电路 17f、回波滤波器 17g, 具有从超声波传感器 13 接收超声波回波生成基带信号, 给予后段的 B 模式处理系统 19 和彩色多普勒处理系统 21 的功能。即, 用超声波传感器 13、发送电路 15, 把作为超声波发送单元的功能配备在超声波诊断装置 10 中, 用超声波传感器 13、接收电路 17 把作为超声波接收单元的功能配备在超声波诊断装置 10 中。

接收电路 17 的前置放大器 17a 具有对每一通道放大经由传感器 13 取入接收电路 17 的回波信号并给予 A/D 变换器 17b 的功能。

A/D 变换器 17b 具有数字变换从前置放大器 17a 接收到的回波信号给予定相加法电路 17c 的功能。

定相加法电路 17c 具有对于从 A/D 变换器 17b 接收到的作为数字信号的回波信号, 进行定相加法处理生成 RF 信号的功能。即, 在定相加法电路 17c 中, 把确定接收指向性所需要的延迟时间给予回波信

号加算。通过该加算（加法运算），生成强调了与来自回波信号的接收指向性相应方向的反射成分的回波信号（RF 信号）。通过该接收指向性和发送指向性确定超声波发送接收的总的指向性（即“扫描线”）。

行存储器 17d 具有通过经过多次的超声波的发送接收，暂时存储在定相加法电路 17c 中生成的 RF 信号的功能。

行间运算电路 17e 具有从行存储器 17d 中读入从同一扫描线得到的多个 RF 信号，通过乘法运算所需要的接收滤波系数生成非线性信号的功能。即，因为被发送到被检测体 P 的超声波被 AM、PM 或者 AM 和 PM，所以如果增益补正 RF 信号，则从来自同一扫描线上的多个共同的各超声波回波中可以生成采用 AM、PM 或者 AM 和 PM 的非线性信号。

然后，通过根据所需要的发送脉冲序列的超声波的发送接收功能和采用行间运算电路 17e 的非线性信号的生成功能，把作为从多个共用的各超声波回波抽出多个非线性信号的抽出单元的功能配备在超声波诊断装置 10 中。作为非线性信号的抽出方法（信号抽出方法），可以列举采用 AM、PM、AM 和 PM 的非线性信号的抽出方法。然后，通过采用发送脉冲序列的设定和行间运算电路 17e 中的处理，可以用至少 2 个不同的信号抽出方法从多个共用的各超声波回波中抽出非线性信号。

相位检波电路 17f 具有从行间运算电路 17e 接收采用 AM 或者 PM 的非线性信号，对采用 AM 的非线性信号大致用发送超声波的中心频率，对于采用 PM 的非线性信号大致用发送超声波的中心频率的 2 倍的频率，分别混频变换为基带信号（I 信号和 Q 信号）的功能。此时，混频的频率与被检测体 P 的深度相应地，即与从超声波传感器 13 的超声波发送接收波面到目的地点的距离相应地变化。

回波滤波器 17g 是带通滤波器，具有对于在相位检波电路 17f 中生成的基带信号，使用使 AM 和 PM 各自对应独立设定的滤波系数执行滤波处理的功能。而且，把作为用回波滤波器 17g 对作为非线性信

号的基带信号实施滤波处理的滤波单元的功能配备在超声波诊断装置 10 中。滤波处理后的基带信号被给予 B 模式处理系统 19 或者彩色多普勒处理系统 21。

而且，代替针对基带信号的滤波处理，对相位检波前的 RF 信号也可以实施和滤波处理等价的处理。

另一方面，如图 1 所示，B 模式处理系统 19 具有检波电路 19a、LOG 压缩电路 19b、行间合成电路 19c。检波电路 19a 检波从接收电路 17 输出的基带信号，具有求构成 B 模式像的每条扫描线的 B 模式信号的功能。LOG 压缩电路 19b 具有对 B 模式信号采用对数变换实施压缩处理的功能。

另外，行间合成电路 19c 具有与在超声波的被检测体 P 内的深度相应加权加算由 AM 和 PM 生成的 2 个 B 模式信号的功能。此时，在被检测体 P 的深度浅的部分上增加由 PM 生成的 B 模式信号的权重，在被检测体 P 的深度深的部分上增大由 AM 生成的 B 模式信号的权重。即，用行间合成电路 19c，把作为与被检测体 P 的深度相应地加权加算非线性信号的加算单元的功能配备在超声波诊断装置 10 的 B 模式处理系统 19 中。

彩色多普勒处理系统 21 具有 CTB (Corner Turning Buffer:) 21a、壁滤波器 (wall filter) 21b、速度·色散·功率推定电路 21c。

CTB21a 是暂时存储从接收电路 17 输入的基带信号的时间系列数据串的装置。被存储在 CTB21a 中的基带信号的数据串以规定的顺序输出到壁滤波器 21b。

壁滤波器 21b 具有从基波成分和高频成分的基带信号中分离在血流图像等的彩色图像生成中不需要的噪声成分的功能。

速度·色散·功率推定电路 21c 根据相位不同的多个回波信号计算个信号间的相关，是计算平均频率的电路。用该速度·色散·功率推定电路 21c 计算在彩色多普勒中的血流速度·色散·功率推定等。速度·色散·功率推定电路 21c 具有根据被抽出的基波成分和高次谐波成分的基带信号，推定构成功率像的每条扫描线的功率信号、构成速度像的每

条扫描线的速度信号的功能。

此时，速度·色散·功率推定电路 21c 对用各信号抽出方法得到的非线性信号推定功率信号和速度信号，进而根据超声波在被检测体 P 内的深度加权加算推定出的功率信号和速度信号。因此，用行间合成电路 19c 把作为与被检测体 P 的深度相应加权加算非线性信号的加算单元的功能配备在超声波诊断装置 10 的彩色多普勒处理系统 21 中。

B 模式处理系统坐标变换存储器 23、彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25 具有把从 B 模式处理系统 19，或者彩色多普勒处理系统 21 输入的 B 模式信号、功率信号、速度信号等的超声波扫描的扫描线信号串，变换为基于空间信息的正交坐标系的数据的功能。

图像合成电路 27 具有在从坐标变换存储器 23、25 输入的各个象素的每个的 B 模式信号值 B、功率信号值 P、速度信号值 V 中，确定把哪个信号值作为显示图像的象素值采用，根据已确定的信号值的大小分配规定的颜色和亮度的功能。然后，把作为用该图像合成电路 27 在从 B 模式信号值中生成的 B 模式图像中合成从速度信号值生成的速度显示图像和从功率信号值生成的功率显示图像一方或者双方的图像合成单元的功能配备在超声波诊断装置 10 中。

图像合成电路 27 如图 3 所示具有 TFD 存储器 (Tissue/Flow Decision memory: 组织/血流确定存储器) 27a、多路调制器 27b、彩色图像存储器 27c。

TFD 存储器 27a 具有输入各象素的 B 模式信号值 B、功率信号值 P、速度信号值 V，根据规定的函数表确定把 B、P 的哪个作为显示图像的象素值使用的功能，和把已取得的每个象素的使用信号值信息作为使用信号值信息，输出到多路调制器 27b 的功能。

多路调制器 27b 具有根据用 TFD 存储器 27a 确定的，每个象素的使用信号值信息，作为在每个象素中把 B 模式信号值 B、功率信号值 P、速度信号值 V 之一有选择地对后段的装置输出的开关的功能。

彩色图像存储器 27c 具有作为存储分配给每个信号值的彩色图像的存储器的功能，和通过与从多路调制器 27b 输入的每个象素的信号

值相应地分配规定的颜色和亮度，生成由 B 模式信号、功率信号、速度信号构成的合成图像，输出到显示监视器的功能。

另一方面，在图 1 中，控制电路 31 具有作为系统整体的控制中枢，进行与本超声波诊断装置的动作有关的控制的功能。

显示监视器 33 是由 CRT 等组成的监视器，具有根据已输入的视频信号显示表示被检测体组织形状的断层像的功能。在该显示监视器 33 中，显示由用图像合成电路 27 生成的 B 模式信号、功率信号、速度信号组成的合成图像。

操作单元 35 与装置主体 22 连接，设置用于把来自操作系统的各种指示·命令·信息取入装置主体 22 的，为了进行关心区域 (ROI) 的设定等的输入装置 (鼠标和跟踪球，模式切换开关，键盘等)。

另外，在被检测体 P 的附近设置造影剂注入装置 34。然后，用造影剂注入装置 34 向被检测体 P 注入造影剂，可以进行利用造影剂的超声波图像的摄像。

以下，说明用超声波诊断装置 10 实现的超声波图像收集·合成·显示的一连串处理。通过该一连串的处理，使用造影剂，可以正确地显示表示血流方向的血流图像，另外，可以显示能够分别明确区别血流、实质染影、未染影的组织超声波图像。

图 4 是用于说明用图 1 所示的超声波诊断装置 10 实现的超声波图像收集·合成·显示的一连串处理的流程图，在图中 S 上标注了数字的符号表示流程图的各步骤。

首先，在步骤 S1 中，超声波造影剂被预先注入被检测体 P。作为超声波造影剂，即使被发送到被检测体 P 的超声波的 MI (Mechanical Index: 机械性指标) 值是 0.1 左右的低音压，也可以使用以比较大的强度得到包含在该反射波 (反射回波) 中的非线性信号的造影剂，换句话说，可以使用可以接收足够诊断被检测体 P 的非线性信号的造影剂。具体地说，可以使用 Bracco 公司的 SonoVue 等的造影剂。

本发明人发现例如当在 MI 是 0.1 左右的低音压下使用这样的造

影剂的情况下有以下的优点。第 1, 因为气泡的崩溃少, 所以和用高的 MI 值发送的情况相比时, 可以减少不能正确表示血流方向的疑似多普勒信号的发生。对于一条扫描线发送二次以上 (包含 2 次) 的超声波时的气泡的崩溃是由疑似多普勒信号引起。

第 2, 如果 MI 是 0.1 左右的低音压, 则可以仅仅抑止来自组织的谐波成分 (THI 成分)。这是因为虽然 THI 成分因基于在传播中的超声波的波形失真的非线性产生, 但如果是低音压, 则在传播中的超声波的波形失真少的缘故。

以下, 在步骤 S2 中, 在可以同时进行振幅调制 (AM) 和相位调制 (PM) 那样的规定的发送脉冲序列中, 多次在被检测体 P 上照射超声波。即, 从发送电路 15 向同一扫描线以规定的时间间隔 (PRF: Pulse Repetition frequency: 脉冲重复频率) 向超声波传感器 13 给予脉冲信号, 从超声波传感器 13 向被检测体 P 例如持续 3 次发送超声波脉冲。

在此, 如果把各超声波脉冲的发送电压 (振幅) 的比率设置为 a_0 、 a_1 、 a_2 , 把相位有 180° 不同的结果以正负符号按照发送顺序作为数列表示发送脉冲序列, 则例如从发送电路 15 以中心频率 f_0 按照 $[a_0, a_1, a_2] = [-0.5, -1, 1]$ 这一发送脉冲序列进行 3 次发送。

即, 对一条扫描线发送这样的超声波脉冲, 即, 第 1 次把比率设置为 0.5 的电压 (例如 $MI=0.05$ 的电压), 第 2 次和第 3 次把比率设置为 1 的电压 (例如 $MI=0.1$ 的电压), 使第 1 次和第 2 次的相位相同, 第 3 次的相位相对第 1 次和第 2 次的相位相差 180° 。

图 5 表示用图 1 所示的超声波诊断装置 10 同时进行振幅调制和相位调制发送接收超声波, 用 B 模式处理系统 19 生成 B 模式信号 B 时的处理顺序的图。在图 5 中表示从发送电路 15 给予超声波传感器 13 的发送脉冲序列 PS。

一连串的脉冲仅是驱动电压不同, 此外的条件相同。而且, 发送频率设置在考虑到在生物体中的频率依赖衰减的传感器频带内取得最敏感的频率。因而, 这种情况下, 发送电路 15 需要至少可以用 2 个不

同电压发送超声波脉冲。

而且，可以是这样的构成，即，在超声波的发送中不仅通过电压控制调制发送超声波的振幅，而且把在各超声波发送中施加的电压设置为一定，通过控制超声波传感器 13 使用的通道数，控制发送的超声波的振幅。例如，当用把振动元件排列成一维状的超声波传感器 13 进行 $[-0.5, -1, 1]$ 的发送时，把在 -0.5 的发送中使用的通道数的比设置为在 1 的发送中使用的数的一半。

即，也可以代替 $[-0.5, -1, 1]$ 的 3 次发送，进行 $[a0, a1, a2, a3] = [-0.5 \text{ 偶}, -0.5 \text{ 奇}, -1 \text{ 全}, 1 \text{ 全}]$ 的 4 次发送。但是， $[]$ 内的偶表示只驱动发送开口内的超声波振子的第偶数个元件（通道）， $[]$ 内的奇表示只驱动发送开口内的超声波振子的第奇数个的元件。另外， $[]$ 内的全表示驱动发送开口内的全部的超声波振子。

图 6 是说明通过用图 1 所示的超声波诊断装置 10 控制超声波传感器 13 使用的通道数，改变发送超声波的振幅的方法的图，图 7 是表示用控制图 6 所示的超声波传感器 13 使用的通道数的方法发送超声波时的发送脉冲序列一例的图。

通过图 6 所示的通道控制，可以以同样的驱动电压，发生由如图 7 所示那样的发送脉冲序列 PS' 产生的音压 0.5 和 1 的比率的发送脉冲。而且，在电压控制下，在施加电压和作为其输出的发送超声波之间，有时因为电子电路的非线性不能确保线性，但如果这样采用通道数控制，可以实现高线性的控制。

而且，在超声波传感器 13 中驱动的通道的选择方法是任意的，但如果分为偶数元件和奇数元件分别驱动，则可以抑止栅瓣电平（Grating Lobe Level）的增加。

以下，在步骤 S3 中，来自被检测体 P 的回波信号由超声波传感器 13 接收被给予接收电路 17。回波信号在前置放大器 17a 中对每个通道放大，在 A/D 变换器 17b 中被数字变换后，给予定相加法电路 17c。然后，在定相加法电路 17c 中，通过对回波信号实施定相加算处理确定超声波发送接收的指向性生成 RF 信号。

然后，通过连续数次的各回次超声波的发送接收，把生成的 RF 信号分别被暂时存储在行存储器 17d 中。

以下，在步骤 S4 中，RF 信号从行存储器 17d 中被读入到行间运算电路 17e，通过乘以规定的接收滤波系数生成非线性信号。即，因为被发送到被检测体 P 的超声波被 AM 或者 PM，所以通过增益补正生成由 AM 和 PM 产生的非线性信号。然后，这些非线性信号被用于视频化。

如图 5 所示当发送脉冲序列是 $[-0.5, -1, 1]$ 时，如果在 RF 信号上把 $[2, -1, 0]$ 这一加权系数作为接收滤波系数进行乘法运算，则可以得到采用 AM 的非线性信号。另外，如果乘法运算 $[0, 1, 1]$ 这一接收滤波系数，则可以得到采用 PM 的非线性信号。

另外，发送脉冲序列是 $[-0.5$ 偶， -0.5 奇， -1 全， 1 全]，当通过控制通道数控制发送的超声波振幅时，如果在 RF 信号上乘以 $[1, 1, -1, 0]$ 这一接收滤波系数，则开口合成音压 0.5 的 2 个 RF 信号得到采用 AM 的非线性信号。另外，如果乘以 $[0, 0, 1, 1]$ 这一接收滤波系数，则可以得到采用 PM 的非线性信号。这种情况下，栅瓣和使用全元件的情况相同。

图 8 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中由 AM 和 PM 得到的来自组织的非线性信号的波谱，图 9 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中，由 AM 和 PM 得到的来自超声波造影剂的非线性信号的波谱。

在图 8、图 9 中，单点划线 D1 表示用 AM 得到的非线性信号，实线 D2 表示用 PM 得到的非线性信号。

如图 8、图 9 所示，用 PM 得到的非线性信号 2 次高次谐波频带为主，用 AM 得到的非线性信号无论在基波频带还是在 2 次高次谐波频带中都可以得到。

在此，讨论使用这样得到的 AM 和 PM 产生的非线性信号视频化时的优劣。利用以往进行的 AM 视频化基波频带的非线性信号的方法与利用 2 次高次谐波频带的非线性信号的情况相比，虽然在渗透性方面优异，但在分解能方面比利用 2 次高次谐波频带的非线性信号的情

况还差。而且，即使在 AM 上加上 PM 时，也仅是在视频化基波频带中，分解能与使用 2 次高次谐波频带的情况相比差。

即，在视频化基波频带的非线性信号时，可以说兼顾分解能和渗透性双方困难。

在用 AM 或者在 AM 上加上 PM 的方法视频化基波频带的非线性信号时，与利用 2 次高次谐波的非线性信号视频化的情况下的图像相比，作为分解能降低的主要原因可以考虑如下。因为如果超声波脉冲的音压变化则气泡的共振频率变化，所以在来自音压不同的发送脉冲的接收回波中产生相位差。即，在包含 AM 的非线性视频法中，因该相位差在基波频带上产生信号。因此，因为原信号是基波自身，所以分解能和基波相同。与此相反当视频化 2 次高次谐波频带时，因为与基波频带相比和中心频率高同时频带也宽，所以可以提高分解能。

另外，对于渗透性，如果只单纯考虑频带依赖衰减，则在利用 2 次高次谐波频带时，与和利用基波频带相比因为还以低频发送超声波，所以与假设利用基波频带的非线性信号的一方好的原因没有关系，但作为一般认为利用基波频带的非线性信号的一方好的理由之一，可以列举在基波频带中 THI 的发生少这一点。

即，当把基波频带的非线性信号用作视频化时，与把 2 次高次谐波频带的非线性信号用于视频化的情况下相比，即使增大超声波的发送音压，THI 的影响也小。换句话说，如果把基波频带的非线性信号用于视频化，则因为可以增大超声波的发送音压，所以可以提高渗透性。

另外，作为一般认为利用基波频带的非线性信号一方好的另一原因，可以列举如果发送音压不同的脉冲则产生相位差，该相位差因为可以从基波信号中检测出，所以可以高灵敏度地检测这一点。

从这样的观点出发可以说，当被检测体 P 的深度深，进一步提高渗透性时，把基波频带的非线性信号用于视频化适宜，反之当超声波在被检测体 P 内的深度浅，要求进一步高的分解力时，在把二次高次谐波的非线性信号用于视频方面适宜。而且，所谓基波频带的非

线性信号指在超声波的发送频带中存在的接收反射回波的非线性信号。具体地说，还包含二次高次谐波的一部分和三次失真成分。

因而，把在 PM 中得到的 2 次高次谐波的非线性信号和在 AM 中得到的基波频带的非线性信号的双方用于视频化。因此，AM 或者 PM 产生的非线性信号被给予相位检波电路 17f，如抽出在 PM 中得到的 2 次高次谐波频带的非线性形信号和在 AM 中得到的基波频带的非线性信号双方那样，在以所需要的频率混频后，用回波滤波器 17g 进行滤波处理。

即，如图 8、图 9 所示那样由 AM 产生的非线性信号无论在基波频带还是在 2 次高次谐波频带上都可以得到信号，但因为大致在发送信号超声波的中心频率 f_0 被混频并被变换为基带信号，另一方面由 PM 产生的非线性信号主要是 2 次高次谐波频带，所以大致以发送超声波的中心频率 f_0 的 2 倍的频率 $2f_0$ 混频变换为基带信号。此时，混频的频率与在超声波的被检测体 P 内的深度相应地变化。

这样生成的由 AM 产生的非线性信号和由 PM 产生的非线性信号相比，具有分辨率虽差但深部灵敏度高这一性质，另一方面由 PM 产生的非线性信号和由 AM 产生的非线性信号相比具有分辨率虽高但深部灵敏度低这一性质。

以下，回波滤波器 17g 对基于在相位检测电路 17f 中生成的 AM 和 PM 的各基带信号，使用与 AM 和 PM 各自对应独立设置的图 8、图 9 的虚线所示的滤波系数 F1、F2 执行滤波处理。由回波滤波器 17g 进行滤波处理时的滤波系数 F1、F2 也如以往进行的那样，根据超声波在被检测体 P 内的深度进行微调整。

而且，如图 9 所示当非线性信号的有效范围是宽频带时，设定成可以抽出比滤波系数 F1、F2 还宽的非线性信号。

然后，由滤波系数 F1、F2 进行的滤波处理后被抽出的 2 个 AM 和 PM 产生的基带信号被给予 B 模式处理系统 19 和彩色多普勒处理系统 21。

以下，在步骤 S5 中，在 B 模式处理系统 19 中，从 AM 和 PM

产生的 2 个基带信号中, 求分别独立构成 B 模式像的每条扫描线的 B 模式信号值 B_A 、 B_P 。即, 如图 5 所示在检波电路 19a 中, 分别检波从接收电路 17 输出的由 AM 和 PM 产生的基带信号, 求 B 模式信号值 B_A 、 B_P , 在 LOG 压缩电路 19b 中采用对数变换实施压缩处理。而且, 压缩处理后的 B 模式信号值 B_A 、 B_P 被给予行间合成电路 19c。

以下, 在步骤 S6 中, 在行间合成电路 19c 中, 由 AM 和 PM 生成的 2 个 B 模式信号值 B_A 、 B_P 与超声波在被检测体 P 内的深度相应地进行加权加算, 使得在超声波在被检测体 P 内的深度浅的部分中, 由 PM 生成的 B 模式信号值 B_P 的权重大, 在超声波在被检测体 P 内的深度深的部分中, 由 AM 生成的 B 模式信号值 B_A 的权重大。

其结果, 如图 5 所示根据 B 模式信号值 B_A 、 B_P 生成与被检测体 P 的深度相应的分辨率和渗透性的 B 模式信号值 B。即, 不取决于在超声波在被检测体 P 内的深度浅的情况或者深的情况, 可以得到高灵敏度的 B 模式信号值 B。而且, 从超声波在被检测体 P 内的深度浅的部分可以在高分解能下得到 B 模式信号值 B。

然后, B 模式信号值 B 被给予 B 模式处理系统坐标变换存储器 23, 在被变换为基于空间信息的正交坐标系的数据后, 被给予图像合成电路 27。而且, 当只显示 B 模式图像时, 把变换为正交坐标系的 B 模式信号值 B 给予显示监视器 33 显示。

另一方面, 还可以显示彩色多普勒图像、功率多普勒图像、混频 B 模式图像和速度像的图像、混频 B 模式图像和功率多普勒像的图像。这种情况下, 首先在从图 4 的步骤 S1 到步骤 S4 中, 和求 B 模式信号值 B 的情况一样, 生成由 AM 和 PM 产生的非线性信号。

图 10 是表示用图 1 所示的超声波诊断装置 10 同时进行振幅调制和相位调制并发送接收超声波, 用彩色多普勒系统 21 生成功率信号值 P 和速度信号值 V 时的处理顺序的图。如图 10 所示, 和求图 5 所示的 B 模式信号值 B 的情况一样, 在生成功率信号值 P 和速度信号值 V 时, 也是把发送脉冲序列作为 $[-0.5, -1, 1]$, 把接收滤波系数设置为 $[2, -1, 0]$ 和 $[0, 1, 1]$, 可以得到由 AM 和 PM 产生的非线性信号。

然后, 根据已生成的非线性信号在彩色多普勒处理系统 21 中, 生成功率信号值 P 和速度信号值 V , 使用它们生成功率多普勒像和速度像。

首先, 在步骤 S7 中, 根据由 AM、PM 产生的基波成分和高次谐波成分的各基带信号, 求分别构成功率像的每一扫描线的功率信号值 P_A 、 P_P 、构成速度像的每条扫描线的速度信号值 V_A 、 V_P 。

即, 预先用由 AM 和 PM 产生的基波频带和 2 次高次谐波频带的 2 个基带信号构成的时间系列的数据列从接收电路 17 输出, 暂时存储在彩色多普勒处理系统 21 的 CTB21a 中。被存储着的基带信号的数据串按照规定的顺序被输出到壁滤波器 21b。然后, 在壁滤波器 21b 中, 从基波成分和高次谐波成分的基带信号中分离噪声成分, 给予速度·色散·功率推定电路 21c。

而且, 代替在 RF 信号上乘以接收滤波系数, 在壁滤波器 21b 中, 也可以在基带信号上乘以接收滤波系数。

速度·色散·功率推定电路 21c 如图 10 所示, 根据由 AM、PM 产生的基波成分和高次谐波成分的各基带信号, 分别推定构成功率像的每条扫描线的功率信号值 P_A 、 P_P , 和构成速度像的每条扫描线的速度信号值 V_A 、 V_P 。

以下, 在步骤 S8 中, 在速度·色散·功率推定电路 21c 中, 用 AM 和 PM 生成的基波成分和高次谐波成分的功率信号值 P_A 、 P_P 和速度信号值 V_A 、 V_P 根据深度对每个时间系列数据加算权重。即, 如图 10 所示, 由 AM 和 PM 生成的基波成分和高次谐波成分的 2 个功率信号值 P_A 、 P_P 根据超声波在被检测体 P 内的深度加算权重, 使得在超声波在被检测体 P 内中的深度浅的部分中由 PM 生成的功率信号值 P_P 的权重大, 在超声波在被检测体 P 内的深度深的部分中由 AM 生成的功率信号值 P_A 的权重大。用该加算权重得到功率信号值 P 。

另外, 对于速度信号也执行和功率信号值 P_A 、 P_P 一样的加算权重, 用 2 个速度信号值 V_A 、 V_P 的权重加算得到速度信号值 V 。

以下, 用这样的权重计算得到的功率信号值 P 和速度信号值 V

在根据需要进行对数压缩后,被给予彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25。而后在彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25 中,功率信号值 P 和速度信号值 V 在被变换为基于空间信息的正交坐标系的数据后,被给予图像合成电路 27。

而且,对速度信号的对数压缩处理并不是一般的处理,对数压缩因为折返速度高,或者因为低流速识别低速的血流气泡和组织内,所以是重要的。

而且,通过把功率信号值 P 和速度信号值 V 给予图像合成电路 27,合成 B 模式图像和速度像或者 B 模式图像和功率多普勒像。

首先在步骤 S9 中,在图像合成电路 27 中,根据每个象素的 B 模式信号值 B 和功率信号值 P ,确定在每个象素值中使用 B 模式信号值 B ,或者使用功率信号值 P 和速度信号值 V 。该确定根据预先设定的函数表定性地执行。

图 11 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中,在确定是在象素值中使用 B 模式信号值 B ,或者是使用功率信号值 P 和速度信号值 V 的时参照的函数表的一例的图。

在图 11 中纵轴表示 B 模式信号值 B ,横轴表示功率信号值 P 。

在图 11 所示的函数表中,当规定的象素 P 相当小(功率信号值 $P < \text{第 1 阈值 } Th1 =$ 时,把 B 模式信号值 B 作为该象素的象素值使用。这样优先显示 B 模式信号值 B 是因为当功率信号值 $P < Th1$ 时,功率信号值 P 多是噪声的缘故。另一方面,当功率信号值 $P \geq \text{第 1 阈值 } Th1$ 时,因为功率信号值 P 反映血流信息,所以优先显示功率信号值 P 和与之对应的速度信号值 V 。

而且,设定在函数表中的阈值如果与 B 模式值 B 和功率信号值 P 的值比较可以选择其一,则不必须是固定值。例如,图 11 所示的函数表由 3 个一次函数定义。

这样确定的每个象素的使用信号值信息被输出到图 3 所示的多路调制器 27b。多电路调制器 27b 根据已输入的信息,对每个象素有选择地把 B 模式信号值 B ,或者功率信号值 P 和速度信号值 V 输出到彩

色图像存储器 27c。

以下，在步骤 S10 中，用彩色图像存储器 27c 进行对每个象素的上色。每个象素的上色例如如以下那样执行。即，对于使用 B 模式信号值 B 的象素，进行 $\text{Red}=\text{Green}=\text{Blue}=B$ 的值（0 ~ 255）这一灰色标度的上色。

图 12 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中，在图像合成处理中使用的彩色图像一例的图。

另一方面，如图 12 所示，对于使用功率信号值 P 和速度信号值 V 的象素，由功率信号值 P 和速度信号值 V 的值分为 4 个区域，进行用该象素的速度信号值 V 和功率信号值 P 的大小变化的上色。以下，用式（1-1），式（1-2），式（1-3），式（1-4）表示取得功率信号值 $P=0 \sim 255$ ，速度信号值 $V=-128 \sim 127$ 的范围的上色一例。

区域 A（在 $P > 320 - 2 \times |V|$ 并且 $V \geq 0$ 的情况下） 红系列上色

$$\text{Red} = \min(1.12 \times P, 255)$$

$$\text{Green}=\text{Blue}=0.98 \times P \quad \dots (1-1)$$

区域 B（在 $P > 320 - 2 \times |V|$ 并且 $V < 0$ 的情况下） 兰系列上色

$$\text{Blue} = \min(1.12 \times P, 255)$$

$$\text{Red}=\text{Green}=0.98 \times P \quad \dots (1-2)$$

区域 C（在 $P < 320 - 2 \times |V|$ 并且 $V \geq 0$ 的情况下） 红系列 ~ 绿系列的上色

$$\text{R1} = \min(1.12 \times P, 255)$$

$$\text{G1}=\text{B1}=0.98 \times P$$

$$\text{R2}=\text{B2}=0.9 \times P$$

$$\text{G2}=\min(P \times 1.25, 255)$$

$$a = |V| / (160 - P/2)$$

$$\text{Red}=a \times \text{R1} + (1 - a) \times \text{R2}$$

$$\text{Green}=a \times \text{G1} + (1 - a) \times \text{G2}$$

$$\text{Blue} = a \times B1 + (1-a) \times B2 \quad \dots (1-3)$$

区域 D (在 $P < 320 - 2 \times |V|$ 并且 $V < 0$ 的情况下) 兰系列 ~ 绿系列的上色

$$B1 = \min(1.12 \times P, 255)$$

$$R1 = G1 = 0.98 \times P$$

$$R2 = B2 = 0.9 \times P$$

$$G2 = \min(P \times 1.25, 255)$$

$$a = |V| / (160 - P/2)$$

$$\text{Red} = a \times R1 + (1-a) \times R2$$

$$\text{Green} = a \times G1 + (1-a) \times G2$$

$$\text{Blue} = a \times B1 + (1-a) \times B2 \quad \dots (1-4)$$

图 13 是表示在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中, 在图像合成处理中使用的彩色图像一例的图。

通过进行这样的上色, 被检测体 P 的各生物体信息分配如下那样的颜色和亮度, 在图 13 所示的形态下显示。即, (1) 如动脉那样流过血流速度快的气泡根据方向为红系列或者兰系列上色, (2) 流过静脉的慢速血流的气泡为绿色的上色。(3) 组织内的气泡因为流速慢并且功率小, 所以为暗绿色的上色。(4) 未被染色的组织是灰色标度(灰色)的上色。

因为这 4 种上色(即, 红, 兰, 绿, 灰)连续变化, 所以分界平滑, 最终观察者可以考虑血管的染影时相和连续性确定。

另外, 当基波的杂乱回波还没有完全消失时, 处于乃奎斯特流速附近快的流速。因为在 LPF 下受到很大压抑, 所以功率小。这样在乃奎斯特流速附近的小功率的值时, 通过用接近灰色标度的灰度显示, 可以一边进行功率显示, 一边作为由 B 模式产生的组织像显示让观察者观察。

以下, 在步骤 S11 中, 在图像合成电路 27 中合成 B、P、V 各信

号的合成像被显示在显示监视器 33 上。这样观察者可以观察该合成图像。

从以上所述的步骤 S1 到步骤 S11 的一连串处理在诊断时可以实时逐个变更。由此，观察者可以在显示监视器 33 上例如以如下的形态实时观察超声波图像。

图 14 是用于说明观察者可以在显示监视器 33 上观察的合成图像（肝脏的例子）的图。

首先，如图 14(a) 所示，因为由于造影剂投放前没有造影效果，因而信号值 P 非常小，所以作为各像素的像素值使用信号值 B，只显示 B 模式像。

图 14(b) 表示从造影剂投放开始例如经过 5 至 10 秒钟，主要是大血管用红或者兰上色染影的超声波图像。（同一图中右上和右下斜线区域表示被染影的血流，如果根据上述颜色分配，则同一图中右上斜线区域被上色为红色，右下斜线区域被上色为蓝色。以下一样）。

图 14(c) 表示从造影剂投放开始例如经过 10 至 30 秒钟，造影剂流入毛细血管，组织（实质）整体被染影的超声波图像（同一图中表示点区域被染影的实质。如果根据上述颜色的分配，则该区域被上色为绿色。以下一样）。而且，横隔膜等的没有造影剂流入的部分用 B 模式像显示。

图 14(d) 表示从造影剂投放到例如经过 30 至 300 秒钟左右，血流造影剂逐渐消失的超声波图像。

图 14(e) 是表示从造影剂投放到例如经过 5 分钟以上（例如包含 5 分钟），脾脏和肝脏等造影剂容易残留的实质被染影的超声波图像。

如果采用以上那样构成的超声波诊断装置 10，则可以得到以下的效果。

如果采用超声波诊断装置 10，则可以提供渗透性和空间分解能好的超声波诊断装置 10。即，在超声波诊断装置 10 中，通过发送超声波的振幅调制（AM）和相位调制（PM）取得基波区域和 2 次高次谐

波频带双方的非线性信号，根据被检测体 P 的深度加权加算从双方的非线性信号中分别得到的 B 模式信号 B_A 、 B_P ，功率信号 P_A 、 P_P ，速度信号 V_A 、 V_P ，得到最终的 B 模式信号 B、功率信号 P、速度信号 V。

因而，当超声波在被检测体 P 内的深度深，进一步要求渗透性提高时，除了把有利于渗透性提高的基波频带的非线性信号用于视频化外，另一方面当超声波在被检测体 P 内的深度浅，进一步要求高的分辨率时，可以把有利于高分辨率的 2 次高次谐波的非线性信号用于视频化。其结果，不依赖于超声波在被检测体 P 内的深度浅的情况或者深度深的情况，可以高灵敏度地生成图像。而且，从超声波在被检测体 P 内的深度浅的部分中，可以生成高分辨率的图像。

另外，在本超声波诊断装置 10 中，在对比回波法中，在血流信息有效的部位上，有选择地根据功率信号、血流信号生成超声波图像。因而，可以显示正确表示血流方向的血流图像。另外，对于实质（组织），因为用信号值的强度进行颜色分配，所以可以显示能够分别明确区分血流、实质染影、未染影的组织的超声波图像。即，例如造影前只把 B 模式信息作为灰色标度，可以以高渗透性和高分解能得到如果用造影剂染影血管内的血流，则根据方向用红或者兰表示，如果染影组织内血管则用绿表示的图像。

另外，如果采用超声波诊断装置 10，则在对比回波法中，可以用 B 模式信号、功率信号、速度信号的合成图像视频化经过时间的气泡的变化。因而，可以显示分别可以明确区分血流、实质染影、未染影的组织的超声波图像。

另外，如果采用超声波诊断装置 10，则可以用非线性信号正确推定流速值。即，在本超声波诊断装置 10 中，使用如 Bracco 公司的超声波造影剂 SonoVue 那样，即使 MI 低也可以染影的造影剂，照射 MI 值在 0.05 和 0.1 的 2 种超声波脉冲，接收其反射波。此时，如上所述使振幅和相位双方变化，抽出包含在得到的基波频带和 2 次高次谐波双方中的非线性信号，利用与被检测体 P 的深度相应加权加算它得到的结果进行速度推定。

在本发明的实验中，从由超声波诊断装置 10 抽出的非线性信号中，得到与在没有造影剂时 MI 值是 1.0 的情况下得到的来自线性信号的速度的推定值相当接近的值。其结果，在对比回波法中，可以显示正确地表示血流方向的血流图像。

而且，例如当使用 Schering 公司的超声波造影剂 Levovist 时，在高 MI 下如果不使脉冲崩溃则不染影，因此，即使用同样的手法或者不同的手法，也不能正确地求得流速值。

以下，说明发送脉冲序列和接收滤波系数的变形例子。发送脉冲序列和接收滤波系数可以作为上述的值以外的各种值设定。

例如，如果把发送脉冲序列设置成[0.5, -0.5, 1]、把 AM 用的接收滤波系数设置为[0, 2, -1]，把 PM 用的接收滤波系数设置为[2, 2, 0]，则可以把 PM 用的发送音压设置为小到 0.5。在 PM 中，因为 2 次高次谐波可以利用在视频化中，所以如果音压增大则来自组织的 THI 增大，在使用了超声波造影剂的对比回波中，该 THI 成为障碍。因此，如果可以减小 PM 用的发送音压则有效。另一方面，在 AM 中，因为可以把基波频带的非线性信号利用在视频化中，所以 THI 的发生少，即使音压大到某种程度也可以只抽出来自造影剂的信号。

另外，例如，通过控制通道数控制发送的超声波的振幅，把发送脉冲序列设置为[-0.5 偶, -0.5 奇, 0.5 偶, 0.5 奇, -1 全]的 5 次发送，如果把 AM 用的接收滤波系数设置为[0, 0, 1, 1, -1]，把 PM 用的接收滤波系数设置为[1, 1, 1, 1, 0]，则和减小上述 PM 的发送音压的发送脉冲序列是[0.5, -0.5, 1]，AM 用的接收滤波系数是[0, 2, -1]，PM 用的接收滤波系数是[2, 2, 0]的情况相同。

而且，例如，把发送脉冲序列设置为[-0.5, 1, -1, 0.5]进行 4 次超声波发送，也可以把接收滤波系数设置为[-2, 0, 1, 0], [2, 0, 0, 2], [0, 1, 1, 0], [0, 0, 1, 2], [2, 1, 0, 0], [1, 0.5, -0.5, -1] 的 6 种。

这种情况下，如果把接收滤波系数设置为[-2, 0, 1, 0]，则可以得到采用 AM 的非线性信号。另外，如果把接收滤波系数设置为[2, 0,

0, 2], [0, 1, 1, 0], 则可以分别得到采用 PM 的非线性信号, 前者可以作为减小了发送音压的 PM (L) 产生的非线性信号, 后者可以作为未减小发送音压的 PM (H) 产生的非线性信号。

另外, 如果把接收滤波系数设置为 [0, 0, 1, 2], [2, 1, 0, 0], [1, 0.5, -0.5, -1], 则可以得到分别调制振幅和相位双方的由 AMPM 产生的非线性信号。

然后, 对于通过在 RF 信号上乘以 6 个接收滤波系数分别得到的各非线性信号, 通过混频分别相同或者不同的中心频率进行相位检波, 乘以不同的回波滤波系数在行间合成电路 19c 中根据深度进行 6 种信号的加权加算。

即, 通过设定发送脉冲序列和接收滤波系数, 生成采用 AM、PM (L)、PM (H)、AMPM 的非线性信号, 从各非线性信号中抽出所需要的频带的非线性信号可以用于视频化。通过组合由这样的各种调制生成的非线性信号用于视频化, 根据被检测体 P 的深度调整由发送音压和调制产生的影响, 可以提供高分解能并且高渗透的超声波诊断装置 10。

图 15 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中, 来自通过各种调制得到的组织的非线性信号的光谱, 图 16 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中, 来自通过各种调制得到的超声波造影剂的非线性信号的光谱。

在图 15、图 16 中, 实线 D3 表示在振幅调制 (AM) 中得到的非线性信号, 虚线 D4 表示在减小发送音压的相位调制 PM (L) 中得到的非线性信号, 单点划线 D5 表示在未减小发送音压的相位调制 PM (H) 中得到的非线性信号, 双点划线 D6 表示在振幅和相位双方的调制 (AMPM) 中得到的非线性信号, 虚线 D7 分别表示在振幅和相位双方的另一调制 (AMPM') 中得到的非线性信号。

如图 15、图 16 所示, 在 PM (L)、PM (H) 中得到的非线性信号 2 次高次谐波频带为主, 在 AM、AMPM 中得到的非线性信号无论在基波频带还是在 2 次高次谐波频带中都可以得到信号。另外, 在

AMPM'中得到的非线性信号基波频带为主。

因而,例如由 AM、AMPM、AMPM'产生非线性信号在发送超声波的中心波长 f_0 左右的不同的中心频率下被混频,在被分别变换为基带信号后,乘以回波滤波系数,另一方面,采用 $PM(L)$ 、 $PM(H)$ 的非线性信号大致在发送超声波的中心频率 f_0 的 2 倍的频率 $2f_0$ 左右的不同频率下被混频,在分别被变换为基带信号后,乘以回波滤波系数。此时,混频的频率根据在超声波的被检测体 P 内的深度变化。

另外,如图 16 所示当非线性信号的有效范围是宽频带时,设定成可以抽出滤波系数是宽频带的非线性信号。

以下,说明只产生采用发送超声波的振幅和相位双方的调制 (AMPM) 的非线性信号那样的发送脉冲序列和接收滤波系数的变形例。

这种情况下,例如可以把发送脉冲序列设置为 $[0.5, -1]$,把接收滤波系数设置为 $[2, 1]$ 。可以用这些发送脉冲序列和接收滤波系数改变发送超声波的相位和振幅双方得到非线性信号。

图 17 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中,通过相位和振幅双方的调制 (AMPM) 得到的例子组织的非线性信号的光谱,图 18 是在图 1 所示的超声波诊断装置 10 中,通过相位和振幅双方的调制 (AMPM) 得到的来自超声波造影剂的非线性信号的光谱。

在图 17、图 18 中,实线 D8 表示在振幅和相位的双方的调制 (AMPM) 中得到的非线性信号。

如图 17 所示,用 AMPM 得到的来自组织的非线性信号因为在基波频带和 2 次高次谐波频带上产生峰值,所以准备多个,例如 2 种滤波器 $F1$ 、 $F2$ ($F1 < F2$),可以抽出以多个频率为中心的非线性信号。进而加权加算从抽出的各基波频带和 2 次高次谐波频带的非线性信号得到 B 模式信号值 B_A 、 B_P 、功率信号值 P_A 、 P_P 、速度信号值 V_A 、 V_P 。

在该加权加算时的加权系数根据被检测体 P 的深度设定,使得为了在被检测体 P 的深度浅的部分上确保高分解能,通过了高的一方的频率滤波器 $F2$ 的对 B 模式信号值 B_P 、功率信号值 P_P 、速度信号值

V_P 的加权系数更大, 为了确保在深的部分上高的渗透性通过了低的一方的频率滤波器 F1 的对 B 模式信号值 B_A 、功率信号值 P_A 、速度信号值 V_A 的加权系数更大。

另一方面, 如图 18 所示, 通过 AMPM 得到的来自超声波造影剂的非线性信号具有从基波频带到 2 次高次谐波频频带的宽的光谱。因而, 和来自组织的非线性信号的情况一样, 准备多个, 例如 2 种滤波器 F1、F2 ($F1 < F2$) 可以抽出以多个频率为中心的非线性信号。进而抽出的非线性信号, 用和从组织得到的非线性信号的情况一样的方法加权加算用于视频化。

即, 不仅进行只使不同的滤波器 F1、F2 通过非线性信号后合成的频率混和, 而且如果进行 AMPM 这种特殊的调制, 则在来自组织的非线性信号的情况下具有双峰的特性, 在来自造影剂的非线性信号时, 具有比较宽的频带这一性质受到关注, 利用这些性质进行频率混和。

而且, 代替把发送脉冲序列设置为 [0.5, -1], 把接收滤波系数设置为 [2, 1], 如可以用通道数的控制调制发送的超声波振幅那样, 如果把发送脉冲序列设置为 [0.5 偶, 0.5 奇, -1 全] 的 3 次发送, 把 AMPM 用的接收滤波系数作为 [1, 1, 1], 则可以除去由电气电路的非线性产生的影响。

在以上那样的超声波诊断装置 10 中, 对 LOG 压缩后的 B 模式信号值 B_A 、 B_P 、功率信号值 P_A 、 P_P 、速度信号值 V_A 、 V_P 进行各非线性信号加权加算, 但对于达到这些值的中间阶段的其他值也可以进行加权加算。

作为成为加权加算对象的值, 例如可以列举在回波滤波器 17g 中的接收滤波器后的回波滤波器输出信号、B 模式处理系统 19 或者彩色多普勒处理系统 21 中的检波后的检波输出信号、LOG 压缩输出信号、B 模式处理系统坐标变换存储器 23 或者彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25 的坐标变换输出信号。

而且, 在接收滤波器后对回波滤波器输出信号的加权加算成为回

波相干的加算，但因为非线性信号各自的中心频率到达 DC，所以如果相位整齐，则没有加算带来的不良影响。

另一方面，对于在 B 模式处理系统 19 或者彩色多普勒处理系统 21 中的检波后的检波输出信号、LOG 压缩输出信号、B 模式处理系统坐标变换存储器 23 或者彩色多普勒处理系统坐标变换存储器 25 的坐标变换输出信号的加权加算因为是非相干的加法运算，所以没有相位问题。

另外，当使用了非线性信号的图像生成仅是 B 模式像时，也可以不把用于生成非线性信号的行间运算电路 17e 和相位检波电路 17f 等电路设置在接收电路 17 上而是设置在 B 模式处理系统 19 中。

图1

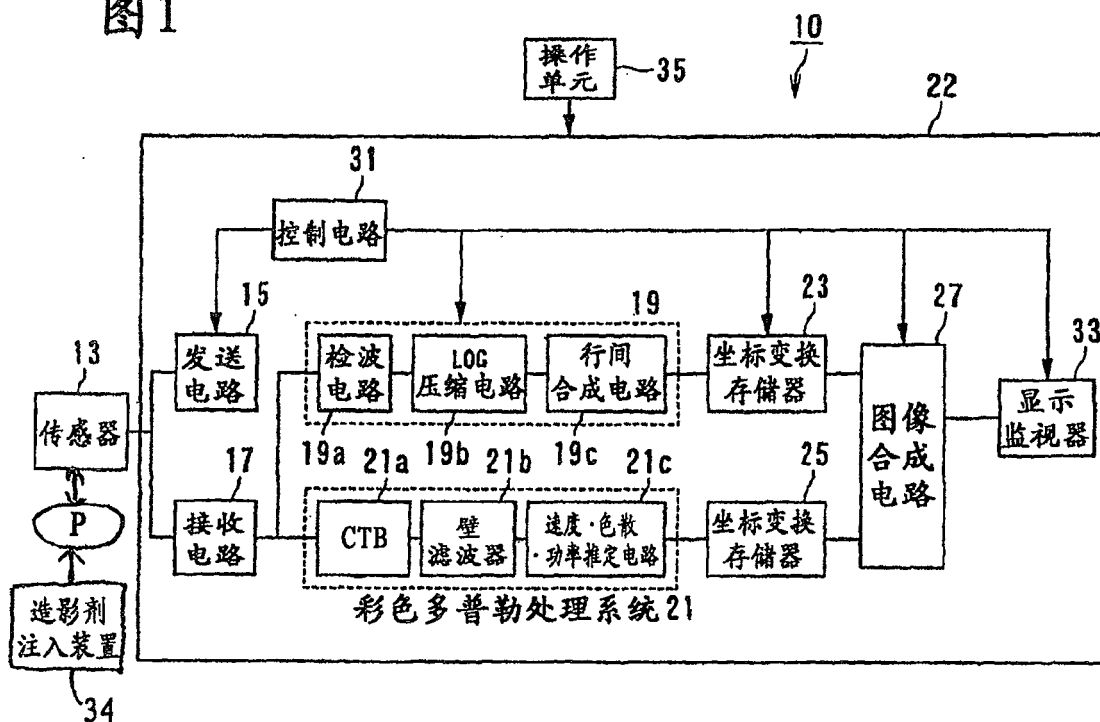


图2

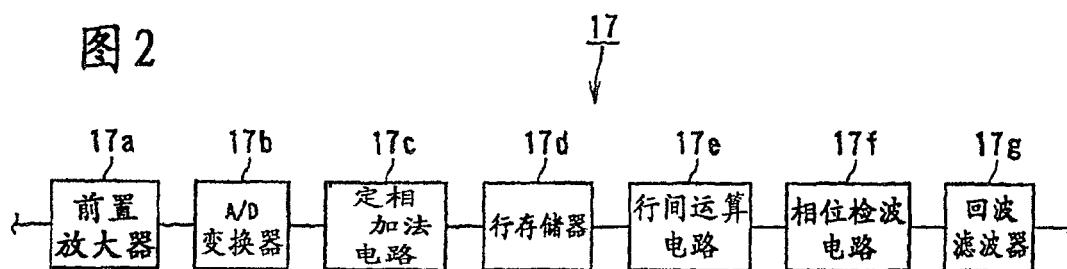


图3

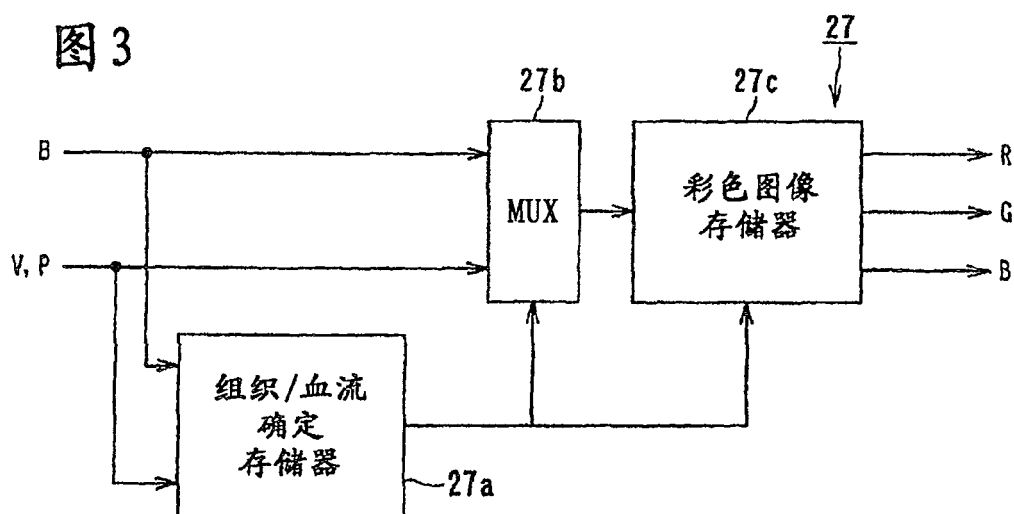


图 4

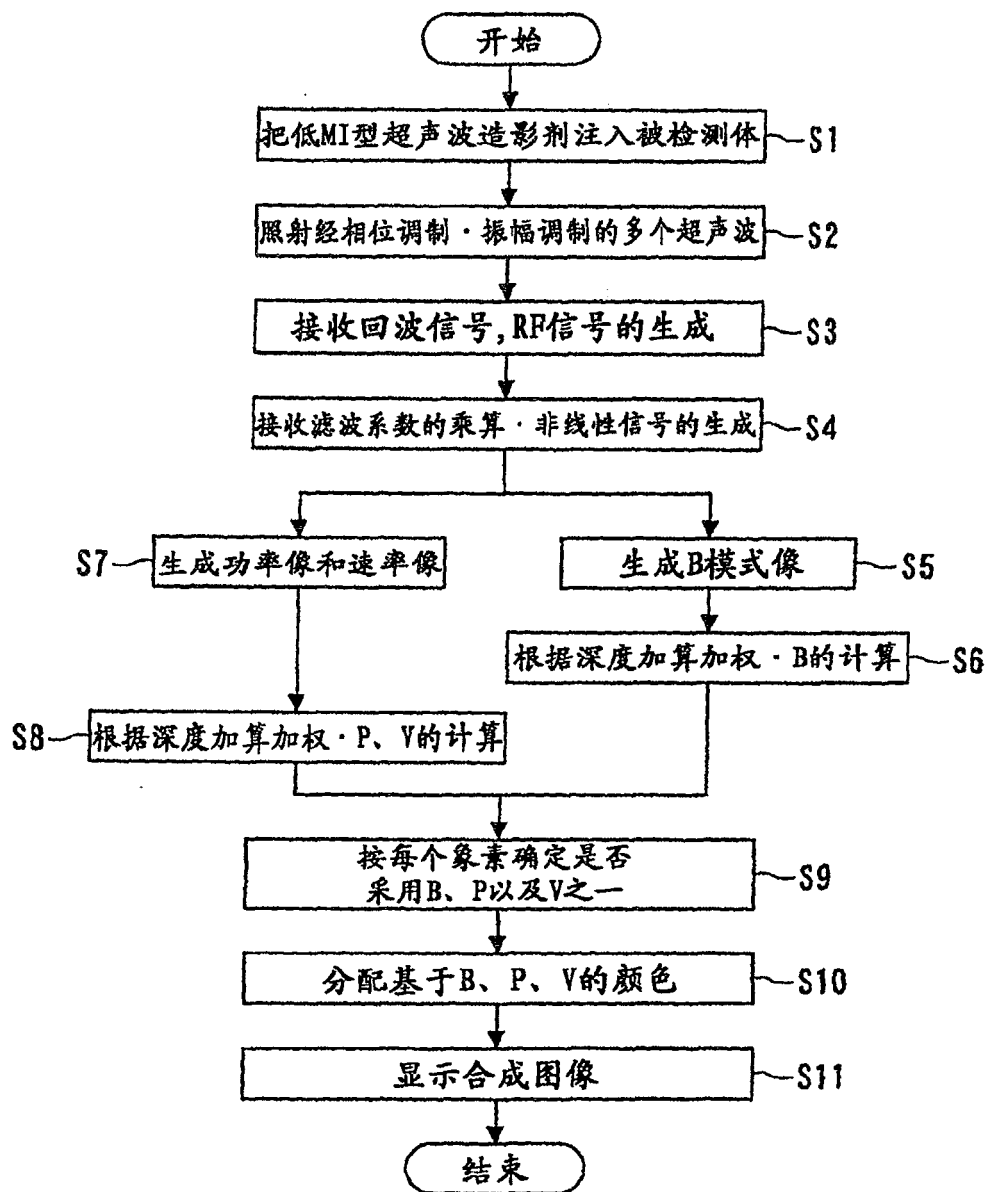


图5

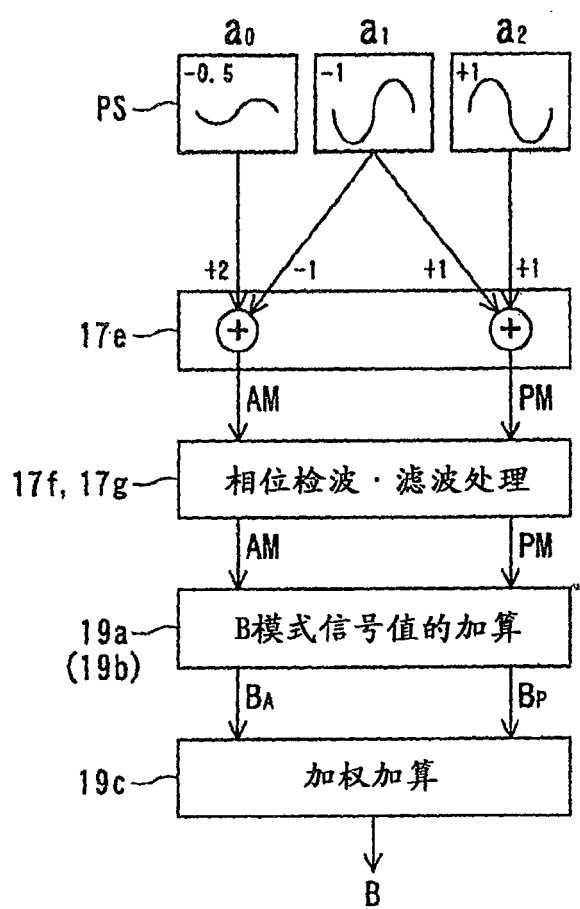


图6

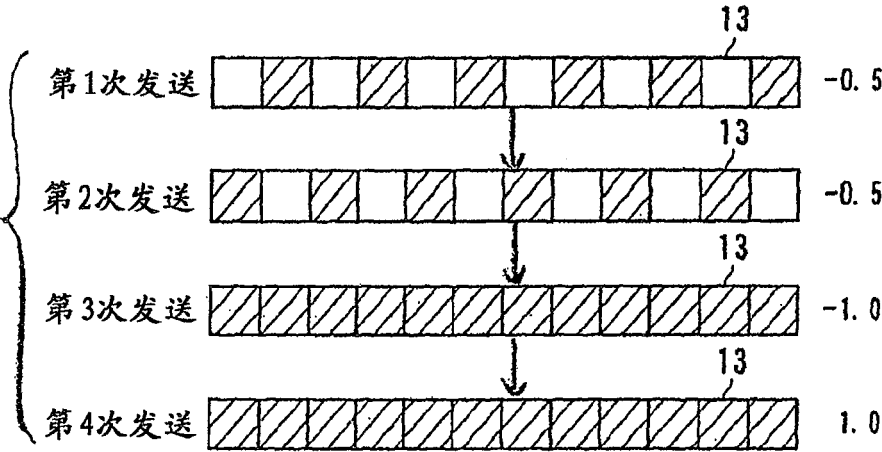


图7

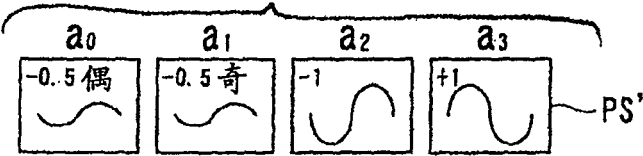


图 8

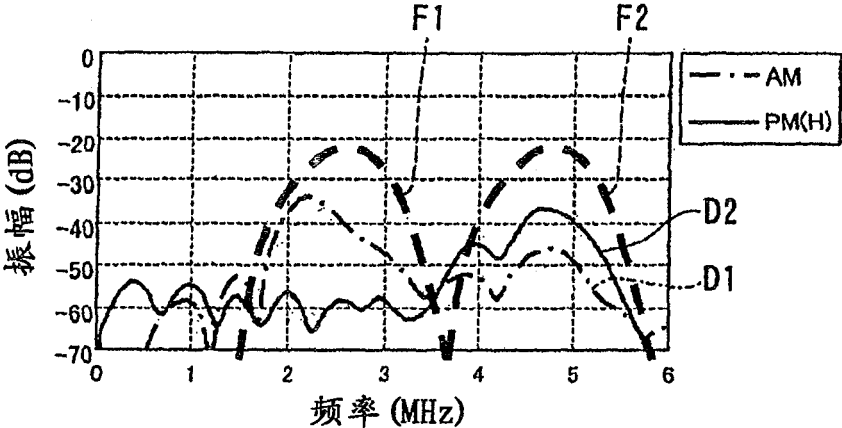


图 9

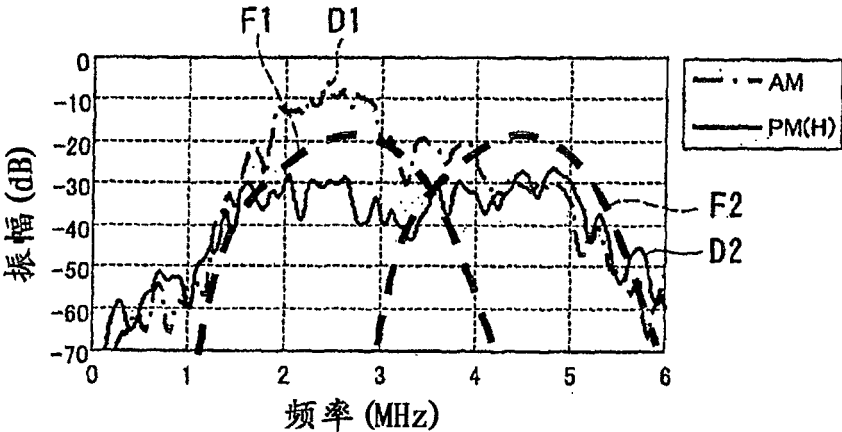


图10

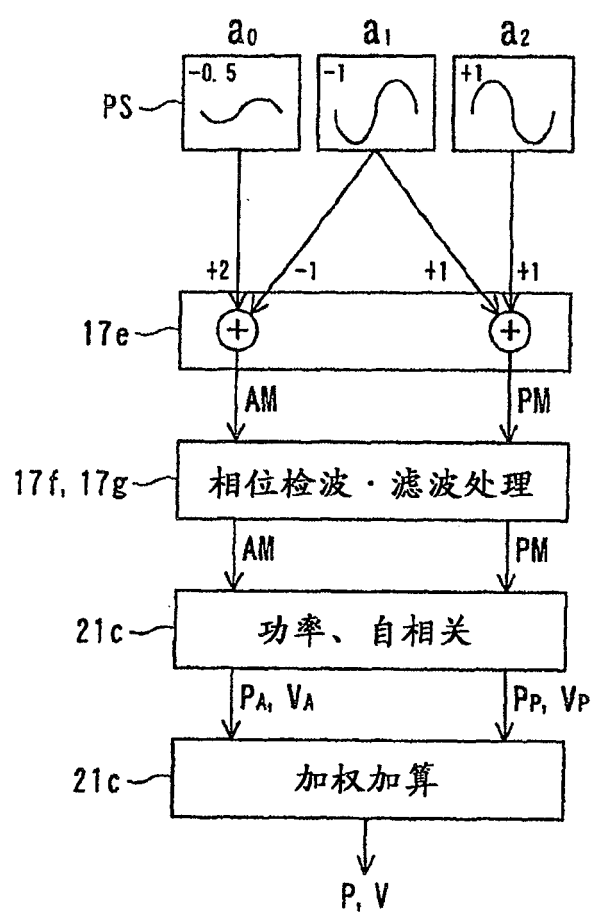


图 11

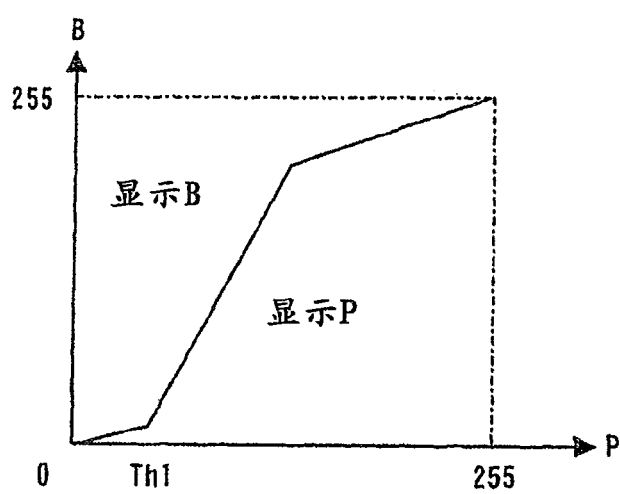


图12

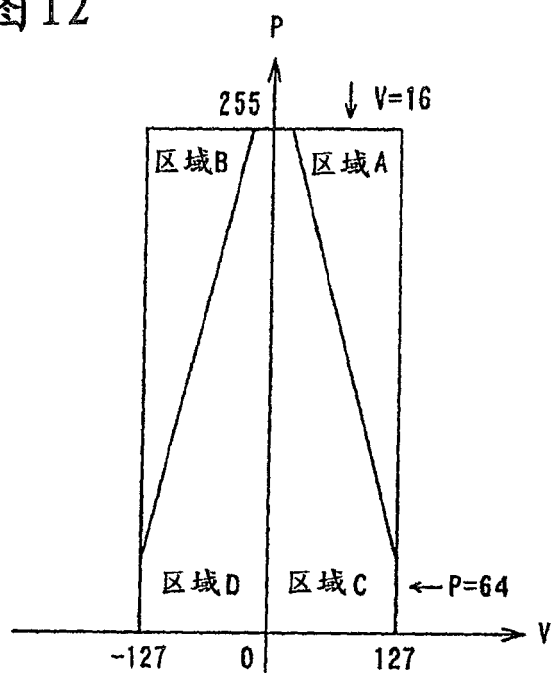


图13

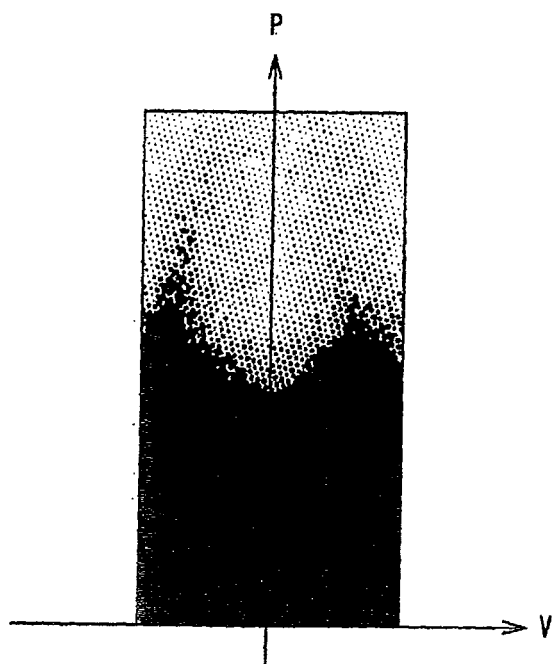


图 14

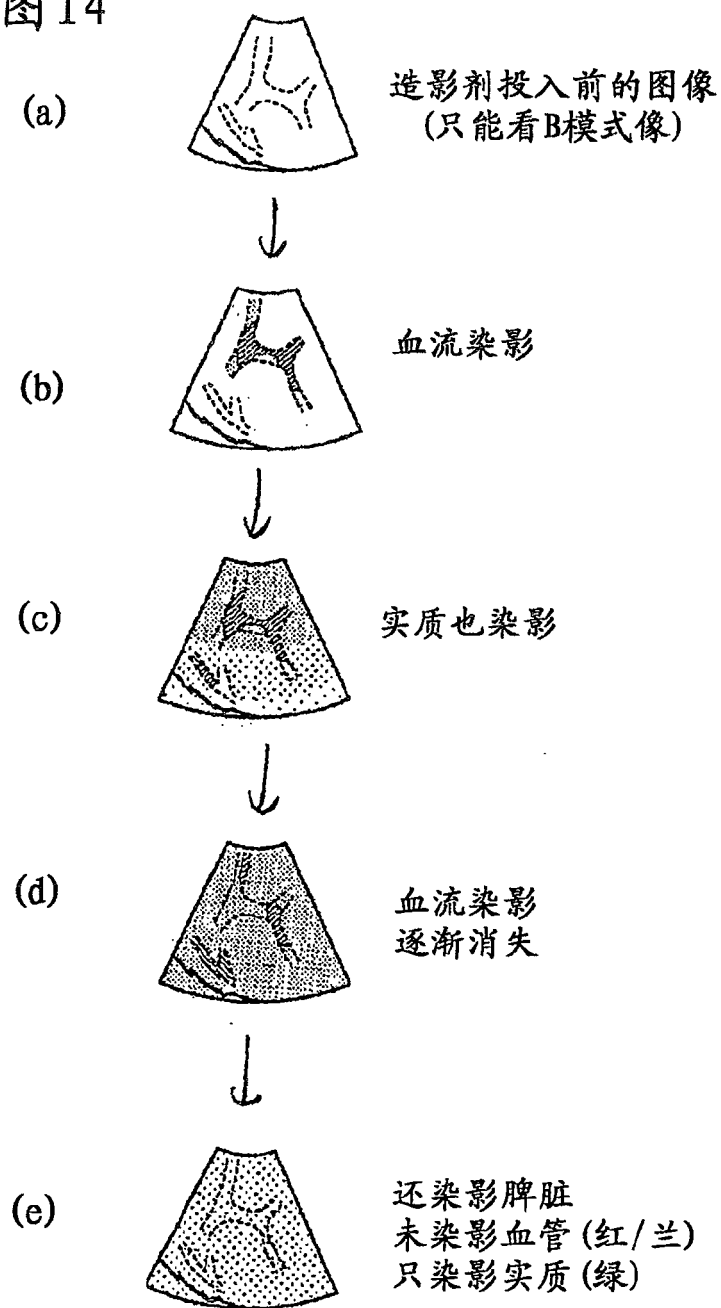


图15

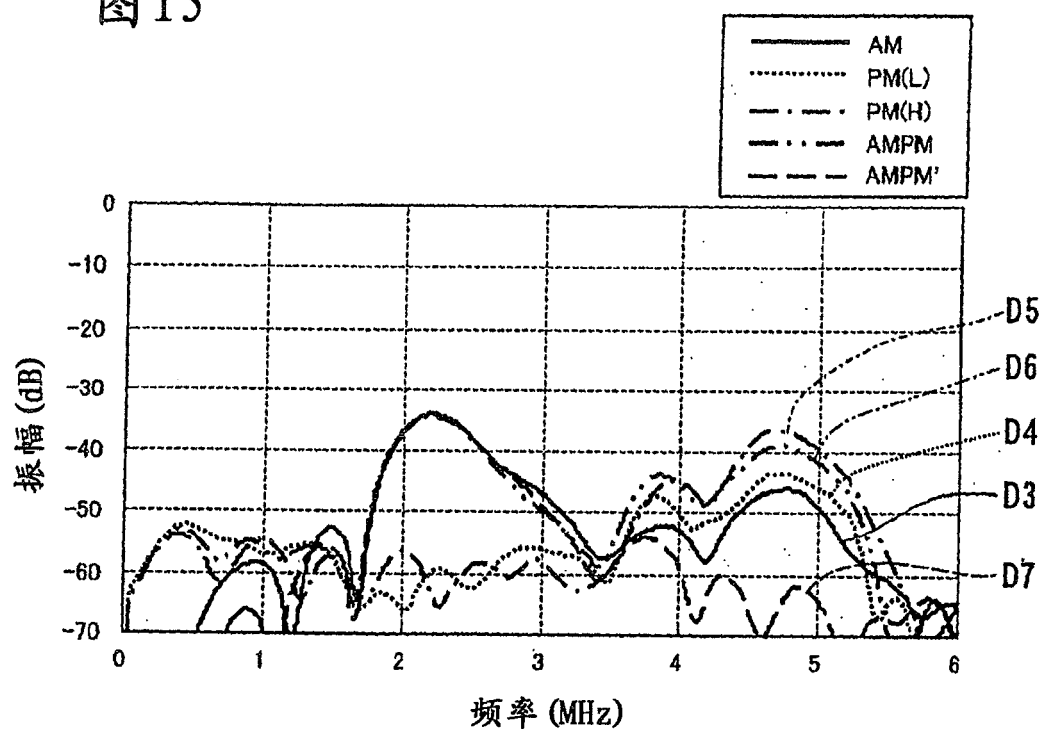


图16

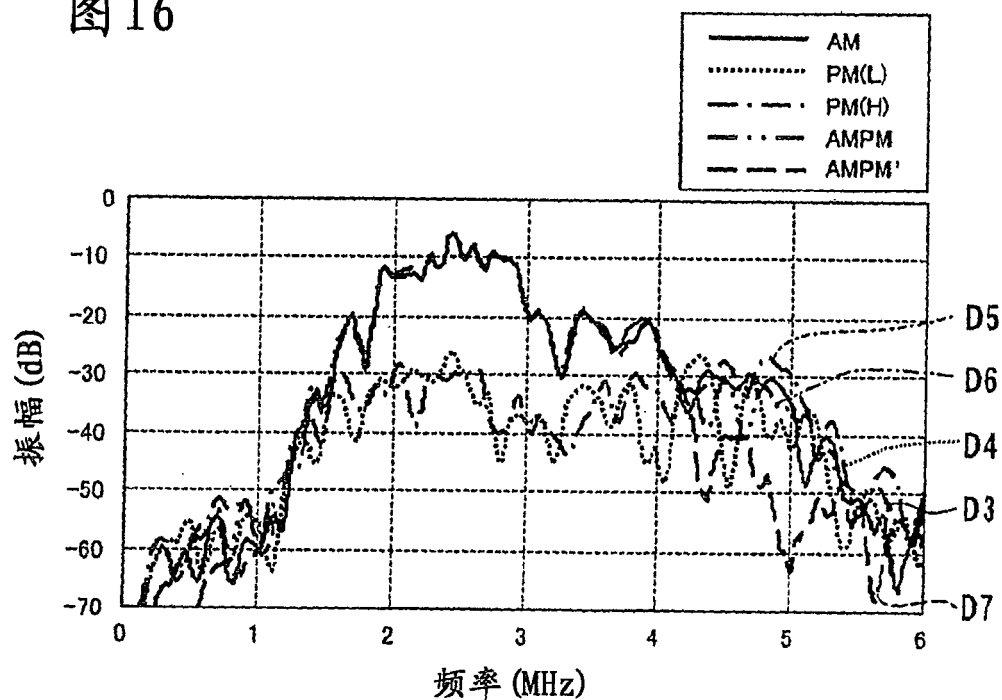


图17

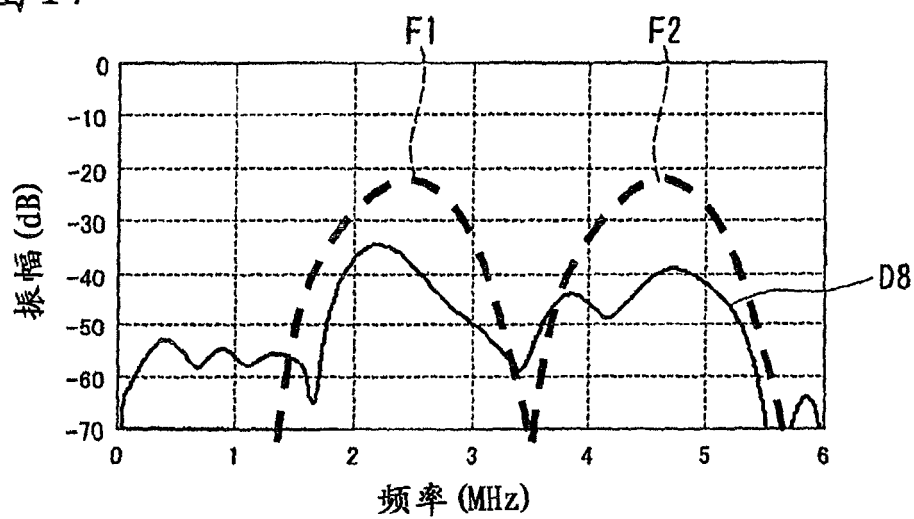
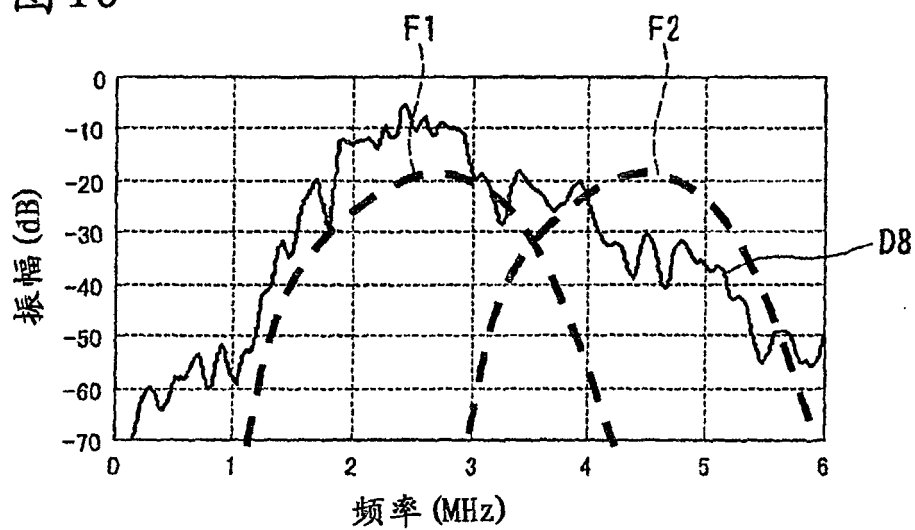


图18



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波成像方法		
公开(公告)号	CN100482173C	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200510068827.7	申请日	2005-05-11
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52039 A61B8/06 A61B8/481 A61B8/13		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	王锐		
优先权	2004141162 2004-05-11 JP		
其他公开文献	CN1695561A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置(10)，包括：超声波发送单元(13、15)；超声波接收单元(13、17)；抽出单元(17)；和滤波单元和加算单元(19c、21c)。超声波发送单元(13、15)使振幅和相位中的至少一方变化把超声波发送到被检测体。超声波接收单元(13、17)接收各超声波回波。抽出单元(17)从共用的超声波回波中抽出调制振幅得到的第1非线性信号和调制相位得到的第2非线性信号。滤波单元对第1非线性信号和第2非线性信号至少在2个不同的中心频率和频带宽度下实施滤波处理。加算单元(19c、21c)对从第1非线性信号和第2非线性信号得到的信号根据被检测体的深度实施加权加算。

