

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580002796.3

[43] 公开日 2007 年 2 月 7 日

[11] 公开号 CN 1909837A

[22] 申请日 2005.1.6

[21] 申请号 200580002796.3

[30] 优先权

[32] 2004. 3. 12 [33] JP [31] 069984/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/000047 2005.1.6

[87] 国际公布 WO2005/087109 日 2005.9.22

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.20

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 东 隆 梅村晋一郎 栗原浩
林达也

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 李贵亮

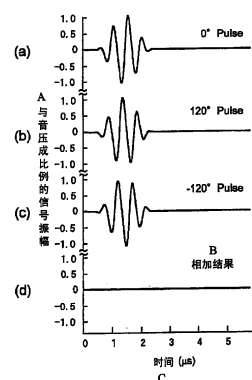
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 20 页
按照条约第 19 条的修改 2 页

[54] 发明名称

超声波摄像装置

[57] 摘要

提供一种可明确严格区分由微泡系造影剂散射而生成的回波成分和由发送脉冲的非线性传播生成的组织谐波成分，进行显像化的超声波摄像装置，其对生物体进行超声波脉冲的发送接收，并形成基于生物体内部的造影用微泡的造影图像，在同一的发送接收聚焦条件下，使用包络线信号相同的发送脉冲波，进行其载波的相位为 (a) = 0°、(b) = 120°、(c) = -120°、(d) = 180° 的 4 次发送接收，相加(a)、(b)、(c) 3 个时间序列接收回波信号形成造影图像，并相加(a)、(b)、(c) 3 个时间序列接收回波信号来形成造影图像，而且相加(a)、(b) 2 个时间序列接收回波信号来形成生物体传播非线性图像，并将 2 种图像重叠显示。



A 与音压成比例的信号振幅
B 相加结果
C 时间

1、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置构成为：设 N 为 3 以上的整数时，通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 N 次的发送接收，抑制针对从来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 高次谐波的成分的发送接收灵敏度，得到针对来自所述造影用微泡的超声波回波信号的发送接收灵敏度，

备有用于对生物体发送所述发送脉冲波的发送用放大器，

赋予所述发送用放大器的信号的输入周期相对于发送脉冲的频率成分中的最大频率为 N 的整数倍。

2、根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置，其特征在于，

备有 D/A 变换器作为对所述发送用放大器赋予信号的机构，所述 D/A 变换器的信号输出周期相对于所述发送脉冲的频率成分中的最大频率为 N 的整数倍。

3、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置构成为：设 N 为 3 以上的整数时，通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 N 次的发送接收，抑制针对从来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 高次谐波的成分的发送接收灵敏度，得到针对来自所述造影用微泡的超声波回波信号的发送接收灵敏度，

所述发送脉冲波为将基波和相对该基波的第 2 高次谐波相加后的波形。

4、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置包括以下两个步序：通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 3 次的发送接收，抑制针对从来自所述

生物体软组织的超声波回波信号的基波到第2高次谐波的成分的发送接收灵敏度，对于来自所述造影用微泡的超声波回波信号选择地得到发送接收灵敏度的摄像步序；通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行2次的发送接收，抑制针对来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波成分的发送接收灵敏度，对2次以上的非线性信号得到发送接收灵敏度的摄像步序，

适当地切换所述两个步序进行摄像。

5、根据权利要求4所述的超声波摄像装置，其特征在于，

在所述进行3次的发送接收的步序和所述进行2次的发送接收步序中，构成不同的发送振幅。

6、根据权利要求5所述的超声波摄像装置，其特征在于，

在所述进行3次的发送接收的步序中的发送振幅比所述进行2次的发送接收步序中的发送振幅大。

超声波摄像装置

技术领域

本发明涉及一种通过对生物体发送接收超声波，对生物体内部进行摄像的超声波技术，特别是涉及使用微泡系造影剂进行摄像的超声波摄像技术。

背景技术

对生物体发送接收脉冲状的超声波，进行生物体内部摄像的超声波摄像装置广泛应用于医疗诊断。

在图像诊断方式(modality)中，在X射线或MRI领域，也自以前就开始在血管系统的摄像等中使用造影剂。其目的在于，在血液中投入造影剂，得到血管系统的结构或分布的对比度提高后的图像，以高准确度诊断反映如恶性肿瘤或血栓这样的血管系统的疾病。

与此相对，在超声波诊断中，至今为止尚未广泛地使用造影剂，但是，这几年，由于出现以某种方法稳定后的制剂所制成的造影剂，具有微米级尺寸的微小气泡(micro bubble: 微泡)开始广泛地使用。其原理是利用直径1微米左右的微小气泡与超声波诊断所使用的数MHz的超声波谐振而大振幅地振动，其结果，使该频带的超声波充分的散射，产生造影能。

微泡系超声波造影剂的特点在于其强烈的非线性形性。这是由于微泡中存在受到负压时的体积增加远大于受到同振幅的正压时的体积减少的性质而决定的。因此，被微泡散射的回波信号中包含很多具有发送信号的2倍的频率的第2高次谐波成分。V.L.Newhouse等在1992年首次对以该第2高次谐波成分为基础得到对软组织强化的血流多普勒信号的方式进行了报告(例如，参照非专利文献1)。

另外，P.N.Burns等提出了使用正负反转后的发送音压脉冲波形进行两次发送接收，将得到的两次回波信号相加的脉冲反转(Pulse Inversion)

法（例如，专利文献 1）。通过该相加运算，因为将相位反转 180° 后的信号相加，所以将来自可以忽视运动的软组织的回波信号的基波成分抵消了，但是第 2 高次谐波成分，因为相加了相位旋转 360° 后的信号，所以通过相加放大到 2 倍。虽然需要的发送次数增大到 2 倍，但是原理上没有带通滤波器，可以除去来自软组织的基波成分，所以可以得到距离分辨率高的第 2 高次谐波回波信号。另外，如血流中的微泡系造影剂之类，对于不能忽视 2 次发送接收之间中所产生的变化的散射体，来自它们的基波回波信号不能完全抵消，这与对软组织得到造影剂强化后的回波图像的当前目的非常一致。

另外，W.Wilkening 提出了将发送音压脉冲波形的相位分别旋转 $360^\circ/N$ 进行 N 次发送接收的方法（例如，参照非专利文献 2）。例如是，在 $N=3$ 时，对进行 0° 、 120° 、 240° 三次的发送接收而得到的回波信号进行相加的方法。使用该方法，甚至可以除去 $(N-1)$ 次高次谐波成分。另外，不是简单地相加，而是在相加时使信号通过滤波器，可以严格区别频谱特性不同信号。为了严格区别来自生物体组织的反射回波和来自造影剂的信号，经由以下处理。首先，预先对分为造影剂回波支配的空间区域和组织反射回波支配的空间区域的人体模型（phantom）进行超声波摄像，获取信号。接着，以组织反射回波和造影剂信号之差为最大的方式，通过最小二乘法确定上述相加时的滤波器系数。以下，通过将该滤波器应用于来自生物体的信号，可以严格区分造影剂成分和生物体反射回波成分。

梅村报告了将进行 0° 、 120° 、 240° 三次发送接收而得到的回波信号相加，辨别造影剂信号和生物体非线性信号的方法（参照非专利文献 3）。但是，关于接收了非专利文献 2 记载的 3 个脉冲后是否使用滤波器没有记载。

众所周知有通过对超声波发送波形示意地重叠第 2 高次谐波成分，可以对生物体或液体中的微泡的振动、成长、压坏进行强化，或与此相反地进行抑制（参照非专利文献 4）。

非专利文献 1: 1992 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.1175—1177;

非专利文献 2: 2001 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.1733

—1737;

非专利文献 3: 2003 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.429—432;

非专利文献 4: 1996 IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency control, vol.43 no.6 pp.1054—1062;

专利文献 1: 美国专利第 6, 095, 980 号。

如上所述, 在现有技术 (非专利文献 1) 中, 提出以第 2 高次谐波成分为基础得到对软组织强化后的血流多普勒信号的方式, 但是存在以下问题: 为了从回波信号中提取该第 2 高次谐波成分, 只使用带通滤波器的话, 作为输出信号而得到的第 2 高次谐波回波信号的脉冲变长。

这是由于回波信号中所包含的基波成分的振幅比第 2 高次谐波成分至少大一个数量级以上, 必须使用具有陡峭的频带遮断特性或窄频带通过特性的滤波器的缘故。该问题, 在要将血流进行二维图像显示时, 由于使其距离方向的分辨率恶化, 所以特别关键。

在现有技术 (特许文献 1) 中提出, 以解决该问题为目的, 使用正负反转后的发送音压脉冲进行 2 次发送接收, 将所得到的 2 次回波信号相加的脉冲反转法。

众所周知, 生物体软组织等多种物质中的音速, 在高压下比在低压力下大。由于这种非线性, 超声波脉冲在软组织中传播时, 音压高的部分比音压低的部分传播快, 其结果, 原来是正弦波状的音压波形在传播中会变为急剧上升缓慢下降的 N 波状, 即, 成为具有第 2 高次谐波等的高次谐波成分。

这样成为, 在软组织中散射时, 即使不存在微泡造影剂, 自软组织返回具有高次谐波成分的回波信号。以该高次谐波成分为基础形成回波图像的方法, 称为组织谐波成像 (Tissue Harmonic Imaging) 法, 与基波成分所生成的回波图像相比声音 S/N 比高令人满意。最近, 普遍开始使用。但是, 这样意味着即使使用脉冲反转法, 得到了由微泡造影剂散射而生成的高频波成分和由发送脉冲传播而生成的高频波成分混合后的回波信号, 将作为本来目的的造影剂与软组织严格区别的图像是困难的。

微泡造影剂所引起的非线性散射, 与软组织中的非线性传播比较,

一般在低音压下也可以观测。因此，广泛进行通过将发送音压抑制得很低的脉冲反转法，抑制组织谐波（Tissue Harmonic）成分的生成，主要通过来自微泡造影剂的非线性成分形成回波图像，但是因为信号振幅不充分，所以处于难以得到足以进行造影诊断所期待的确定诊断的 S/N 比高的回波图像的现状。

作为在某种程度解决该方法的方法，在现有技术（非专利文献 2）中，如上所述，提出用相位旋转了 $360^\circ / N$ 后的脉冲波形进行 N 次的发送接收的方法。但是，该方法，因为是由人体模型最佳化后的滤波器，因此对每个被检测体不同的信号未必适用。另外，由于反射或散射源的深度改变信号的频谱、以及非线性现象也依赖音压而改变频谱，上述的最小二乘滤波器难以对应于所有深度、聚焦条件而达到最优化。

发明内容

本发明鉴于上述现状，其目的在于，提供一种通过明确严格区分由微泡造影剂散射所产生的回波成分和由于发送脉冲非线性传播产生的组织谐波（Tissue Harmonic）成分而成像，实现足以以造影回波图像为基础进行确定诊断的、S/N 比高的造影回波图像的超声波摄像技术。

作为根本地解决该问题的手段，在本发明中提出一种使发送音压脉冲波形的包络线信号相同，将该载波的相位分别旋转 120° ，进行 3 次的发送接收，将得到的 3 个回波信号相加的方法。通过该加法运算，同时消除可忽视变化的线形散射体所散射的回波信号的基波成分和第 2 高次谐波成分。这是由于着眼于由这样的散射体散射的三个回波信号的相位时，基波成分的相位分别旋转 120° ，第 2 高次谐波成分的相位在基波成分的逆方向分别旋转 120° 。

其原理容易理解为考虑了往复 4 冲程直列发动机的振动问题。曲轴（crankshaft）以一定的角速度旋转时，构成往复发动机的各个活塞振动的线速度不仅包括该角速度的基波成分，还包括不可忽视的振幅的高次谐波成分。4 冲程直列 4 缸发动机，通常构成为，由对称配置的两个同相位活塞构成的 2 个组呈 180° 的曲柄（crank）角。

图 1 是说明脉冲反转法的原理和直列 4 缸 4 冲程发动机的振动原理的

图。

图 1 (a) 表示基波的相位关系, 根据该构成, 可以消除各组的活塞所产生的基波成分, 图 1 (b) 表示第 2 高次谐波的相位关系, 第 2 高次谐波成分增大到 2 倍, 其结果, 产生具有曲轴转速的 2 倍频率的振动的问题。图 1 中, 实线表示第 1 活塞组所引起的振动的相位, 点线表示第 2 活塞组所引起的振动相位。4 缸发动机之所以安装以曲轴的 2 倍的角速度旋转的平衡器是因为抵消该振动的缘故。

一方面, 4 冲程直列 6 缸发动机, 通常构成为, 由对称配置的 2 个同相位的活塞组成的 3 个组呈 120° 的曲柄角。

图 2 是用于说明本发明的 3 脉冲法的原理和直列 6 缸 4 冲程发动机的振动的原理的图。

图 2 (a) 表示基波的相位关系, 根据该构成, 各组活塞所产生的基波成分按照以曲柄角计算呈 120° 的方式产生而互相抵消。图 2 (b) 表示第 2 高次谐波的相位关系, 第 2 高次谐波成分也如图 2 所示, 以曲柄角计算为 $120^\circ \times 2 = 240^\circ$, 即以反向计算呈 120° 的相位产生, 所以互相抵消。这是直列 6 缸发动机振动小的原因。图 2 中, 单点划线表示第 3 活塞组所引起的振动的相位。该第 2 高次谐波振动原理上被强化的直列 4 缸发动机的构成相当于脉冲反转法, 不仅是基波, 第 2 高次谐波的振动也在原理上被抵消的直列 6 缸发动机的构成相当于本发明的方法。

另一方面, 由微泡系造影剂散射产生的回波信号的相位, 因为其强烈的非线性谐振特性受包络线振幅影像, 对于发送信号的载波的相位不存在一定关系。因此, 即使对将发送脉冲载波的相位分别旋转 120° 进行 3 次发送接收而得到的 3 个回波信号进行相加, 在由造影用微泡所散射而生成的回波信号时, 未抵消的成分也残留。因此, 该残留的回波信号成分, 因为只反映微泡系造影剂的存在, 使用其可以实现将造影剂与软组织明确严格地区分的超声波成像。

非专利文献 2 的公知例中, 在加法运算时需要滤波处理, 但是在本发明不需要此处理的理由在于, 除了使用上述发送波信号载波和造影剂回波的相位关系不是一定关系的音压高的区域外, 而且具备可以发送按照设计的发送波形的硬件构成。具体地说, 设赋予 D/A 变换器的发送波波形的采

样间隔为中心频率的3倍。由此,可以使包络线相同且分别以 120° 相位变化的3个超声波探头输出的发送波信号的相加值为0。

本发明的超声波摄像装置,对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲,形成生物体内部的图像,设N为3以上的整数时,通过在相同的发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行N次发送接收,按照抑制针对从来自生物体的软组织的超声波回波信号的基波到第(N-1)高次谐波成分的发送接收灵敏度,得到针对来自造影用微泡的超声波回波信号的发送接收灵敏度的方式构成。超声波摄像装置,备有用于将发送脉冲波发送到生物体内的发送用放大器,赋予发送用放大器的信号输入周期相对于发送脉冲的频率成分中的最大频率为N的整数倍。另外,作为对发送用放大器赋予信号的机构备有D/A变换器,D/A变换器的信号输出周期相对于发送脉冲的频率成分中的最大频率为N的整数倍。进而,发送脉冲波,为将基波和相对于该基波的第2谐波相加的波形。

本发明的超声波摄像装置,对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲,形成生物体内部的图像,备有以下两个步序:通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲进行3次发送接收,抑制针对从来自生物体软组织的超声波回波信号的基波到第2高次谐波的成分的发送接收灵敏度,对于来自造影用的微泡的超声波回波信号选择地得到发送接收灵敏度的摄像步序;通过在与所述相同的发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行2次发送接收,抑制针对从来自生物体的软组织的超声波回波信号的基波成分的发送接收灵敏度,对于2次以上的非线性信号得到发送接收灵敏度的摄像步序,可以适当地切换两个步序进行摄像。在进行3次的发送接收和进行2次的发送接收的步序中,构成不同的发送振幅。另外,使进行3次发送接收的步序中的发送振幅比进行2次发送接收的步序中的发送振幅大。

本发明的超声波摄像装置中,对生物体进行超声波脉冲的发送接收,形成生物体内部的造影用微泡所产生的造影图像,在同一发送接收聚焦条件下,使用包络线信号相同的发送脉冲波,进行该载波的相位为(a) $=0^\circ$ 、(b) $=120^\circ$ 、(c) $=-120^\circ$ 、(d) $=180^\circ$ 的4次发送接收,将(a)、(b)、(c)3个时序列接收回波信号相加生成造影图像,将(a)、

(b) 2 个时序列接收回波信号相加生成生物体传播非线性图像，重叠所得到的 2 种图像进行显示。其结果，可以将微泡造影剂所散射生成的回波成分与发送脉冲的非线性传播所生成的组织谐波 (Tissue Harmonic) 成分明确严格地区分并进行显像化，得到 S/N 比高的造影回波图像。

发明效果

根据本发明，从回波信号中，不包含源于软组织中的非线性传播等的信号成分，提取只源于造影用微泡的信号，将其作为表示造影用微泡的空间分布的信号，在表示软组织的位置和形态的背景之上，以可识别的色调重叠，通过 2 维或 3 维的图像能够清楚地显示。由此，可以提供足以以造影回波图像为基础进行确诊的高 S/N 比的诊断用图像。这样，实施了本发明的装置在医疗诊断方面的有用性极大，因此，在支持医疗诊断的工业中本发明的意义重大。

附图说明

图 1 是说明脉冲反转法的原理和直列 4 缸 4 冲程发动机的振动原理的图。

图 2 是说明本发明的 3 脉冲法的原理和直列 6 缸 4 冲程发动机的振动的原理的图。

图 3 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的构成的框图。

图 4 是表示由本发明的 3 脉冲法得到的、基于具有非线性传播特性的生物体软组织中的点反射体的回波信号的例子的图。

图 5 是表示由本发明的脉冲反转法得到的、基于具有非线性传播特性的生物体软组织中的点反射体的回波信号的例子的图。

图 6 是表示由本发明 3 脉冲法得到的、基于造影用微泡的散射回波信号的例子的图。

图 7 是表示由本发明的 3 脉冲法得到的、基于造影用微泡的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

图 8 是由脉冲反转法得到的、基于造影用微泡的散射回波信号的例子的图。

图 9 是表示由脉冲反转法得到的、基于造影用微泡的散射回波信号通

过带通滤波器之后的波形的图。

图 10 是表示在本发明的 3 脉冲法中的、示意地在发送脉冲波中叠加第 2 高次谐波时得到的、基于生物体软组织中的点反射体的回波信号的例子的图。

图 11 是表示在本发明的 3 脉冲法中的、示意地在发送脉冲波中叠加第 2 高次谐波时得到的、基于造影用微泡的回波信号的例子的图。

图 12 是表示在本发明的 3 脉冲法中的、示意地在发送脉冲波中叠加第 2 高次谐波时得到的、基于造影用微泡的回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

图 13 是表示在本发明的 3 脉冲法中的、在发送脉冲的相位中存在误差时得到的、基于生物体软组织中的点反射体的回波信号的、加法器输出信号波形的例子的图。

图 14 是表示在本发明的 3 脉冲法中的、在发送脉冲相位中存在误差时得到的、基于生物体软组织中的点反射体的回波信号的、加法器的输出信号的振幅的相位误差依赖性的图。

图 15 是说明在本发明的 3 脉冲法中的、发送脉冲的包络线和各脉冲的载波的关系的图。

图 16 是说明在本发明的 3 脉冲法中的、发送脉冲的包络线和各脉冲的载波的关系的图。

图 17 是表示发送放大器的输入输出特性的一例的图。

图 18 是说明 D/A 变换器的输出波形和抽样点的关系的图。

图 19 是说明造影剂信号和生物体非线性信号的增益比和造影剂信号的灵敏度的发送振幅依赖性的图。

图 20 是脉冲反转法和 3 脉冲法的切换摄像顺序的控制流程图。

图 21 是脉冲反转法和 3 脉冲法的切换摄像顺序的控制流程图。

图中：1—超声波探头，2—切换开关组，3—发送波束成形器，4—发送波形选择部，5—接收波形存储器，6—发送接收顺序控制部，10—接收波束成形器，11—接收存储选择部，12—接收波形存储器，13—加法器，14—带通滤波器 A，15—带通滤波器 B，16—包络线信号检测器 A，17—包络线信号检测器 B，18—扫描变换器，19—显示器，20—脉冲反转摄像

处理, 21—判断处理, 22—3 脉冲摄像处理, 23—判断处理, 101—180° 脉冲发送接收处理, 102—0° 脉冲发送接收处理, 103—120° 脉冲发送接收处理, 104—120° 脉冲发送接收处理, 105—判断处理。

具体实施方式

以下, 参照附图对本发明的实施例进行说明。另外, 在图 4、图 5、图 6、图 7、图 8、图 9、图 10、图 11、图 12、图 13、图 15、图 16 中, 纵轴表示与音压成比例的信号振幅(用相对值表示), 横轴表示时间(μ s)。

图 3 是为实施本发明而构成的超声波诊断装置的框图的典型例。

构成超声波探头 1 的各个元件, 经由切换开关组 2, 与发送波束成形器 3 和接收波束成形器 10 连接。在发送波束成形器 3 中, 按照发送接收顺序控制部 6 的控制, 使用由发送波形选择部 4 自发送波形存储器 5 中所选择读出的波形, 生成由各个元件发送时具有指向性的超声波脉冲的信号。该信号, 由超声波探头 1 的各个元件变换为超声波脉冲并发送到生物体。由生物体反射或散射而返回到超声波探头 1 的超声波回波信号, 被各个元件接收, 变换为电信号。

在接收波束成形器 10 中, 按照发送接收顺序控制部 6 的控制, 为了生成具有指向性的接收灵敏度, 对各个接收信号赋予延迟时间并互相相加。由延迟相加得到的时间序列信号, 还按照发送接收顺序控制部 6 的控制, 暂时写入到由接收存储选择部 11 所选择的接收波形存储器 12 中的一个存储体(bank), 在应该互相相加的时间序列信号备齐之后读出, 由加法器 13 互相相加。加法器 13 的输出信号, 通过除去噪声成分的带通滤波器 A14 后, 在包络线信号检测器 A16 中变换为包络线信号, 输入到扫描变换器 18。

另一方面, 写入到接收波形存储器 12 的时间序列信号的一部分, 被读出后并不互相相加, 而是通过除去噪声成分的带通滤波器 B15, 由包络线信号检测器 B17 变换为包络线信号, 输入到扫描变换器 18。在扫描变换器 18 中, 将输入的多个信号适当叠加, 为了由显示部 19 进行 2 维乃至 3 维的显示, 而进行信号的生成与控制。

图 15、图 16 是在本发明的 3 脉冲法中说明发送脉冲包络线和各个脉冲的载波的关系的图。图 16 (a)、图 16 (b)、图 16 (c) 分别是在图 15 (b)、图 15 (c)、图 15 (d) 中叠加包络线信号（用虚线表示）的图。

图 4 是表示由本发明的 3 脉冲法得到的、具有非线性传播特性的生物体软组织中的点反射体的回波信号的例子的图。

可向发送波形存储器 5 写入如图 15 (a) 所示的、具有共同的包络线信号 (Envelope) 且分别在图 15 (b)、图 15 (c)、图 15 (d) 中表示的载波相位各差大致 120° 的 3 个超声波脉冲波形，通过发送波形选择部 4，选择其中的 1 个进行发送接收的这样的顺序替换波形执行 3 次时，在接收波形存储器 12 中的各个存储体中写入的信号表示在图 4 (a)、图 4 (b)、图 4 (c) 中。这里，为了简单，将发送超声波脉冲在生物体软组织中传播之后由一个点反射体反射生成的接收回波信号由数值计算仿真求得并显示。载波频率设为 2MHz。

图 4 (d) 是在图 4 (a)、图 4 (b)、图 4 (c) 中所示的信号输入到加法器 13 时得到的输出信号。因为发送超声波脉冲在生物体软组织中非线性传播，在图 4 (a)、图 4 (b)、图 4 (c) 中所示的信号中不仅包括基波成分还包含第 2 高次谐波成分，但是，在加法器输出结果图 4 (d) 中，如根据本发明的原理所预测，不仅基波成分之间互相抵消，而且第 2 高次谐波成分之间也互相抵消，信号振幅几乎为零。为了与其进行对比，图 5 表示使用了脉冲反转法时的结果。

图 5 表示由脉冲反转法得到的、具有非线性传播特性的生物体软组织中的点反射体的回波信号的例子的图。

此时，可向发送波形存储器 5 写入具有共同包络线信号、载波相位相差 180° 的 2 种超声波脉冲波形，通过波形选择部 4 选择其中 1 个并进行发送接收。在图 5 (a)、图 5 (b) 中表示将该顺序替换波形执行 2 次后时，写入到接收波形存储器 12 中的各个存储体的信号。图 5 (c) 是此时得到的加法器 13 的输出信号，得到基波成分之间互相抵消，且第 2 高次谐波之间互相加强后的结果信号。该信号，称为组织谐波 (Tissue Harmonic) 信号，因此在描述生物体软组织时，存在得到高声音 S/N 比的优点，但是仅将造影剂的分布或动态与软组织严格区别描绘时，成为妨碍其的最大原

因。

接着,在与图4、图5相同的发送接收顺序中,表示造影微泡所产生的接收回波信号。

图6是表示由本发明的3脉冲法得到的、造影用微泡所产生的散射回波信号的例子图。

图8是表示由脉冲反转法得到的、造影用微泡所产生的散射回波信号的例子图。

图7是表示由本发明的3脉冲法得到的、由造影用微泡所产生的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

图9是表示由脉冲反转法得到的、造影用微泡所产生的散射回波信号通过带通滤波器之后的波形的图。

图6、图8是作为一例,通过数值计算仿真而求得通过半径 $1.5\mu\text{m}$ 的微泡所散射生成的接收回波信号的结果,图7、图9是此时的带通滤波器A14的输入输出信号。通过图6、图7、图8、图9,与音压成比例的纵轴尺度是相同的。

若对于各个对应关系进行说明,则在实施了与图4情况相同的本发明时的发送接收顺序中,在接收波形存储器12中的各个存储体中写入的信号是图6(a)、图6(b)、图6(c),此时得到的加法器13的输出信号即带通滤波器A14的输入信号是图6(d)和图7中的(a)。图7(b)、图7(c)、图7(d)、图7(e)、图7(f)是分别将通过频带中心频率设定为基波频率(2MHz)、1.5倍高次谐波频率(3MHz)、第2高次谐波频率(4MHz)、2.5倍高次谐波频率(5MHz)、第3高次谐波频率(6MHz)时的带通滤波器A14的输出信号。

另一方面,实施了与图5情况相同的脉冲反转法时的发送接收顺序中,写入到接收波形存储器12中的各个存储体中的信号,是图8(a)、图8(b),此时得到的加法器13的输出信号,即带通滤波器A14的输入信号是图8(c)或图9(a)。图9(b)、图9(c)、图9(d)、图9(e)、图9(f)是将通过频带中心频率设定为与图8的情况相同时的带通滤波器A14的输出信号。

本来,通过为了强化回波信号中的第2次高次谐波成分而考虑的脉冲

反转法，如图 9 (c)、图 9 (d) 所示，当然得到包括很多从 1.5 倍的高次谐波到第 2 高次谐波成分的源于微泡的信号，更应该关注的是，通过为了抵消回波信号中的第 2 高次谐波成分中由非线性传播等所产生的成分而考虑的本发明的发送接收顺序，如图 7 (d)、图 7 (e)、图 7 (f) 所示，得到包含很多从第 2 到第 3 高次谐波成分的源于微泡的足够振幅的信号。

该特异且有益的现象的起源是，微泡是具有很大非线性的谐振体，更一般地说，具有延迟时间依赖于振幅的响应特性。即，输入输出音压之间，即使存在非线性如果在延迟响应时间中不存在振幅依赖性，如图 4 (d) 所示，则输出信号中的第 2 高次谐波成分被抵消。另一方面，在单一的线性谐振体中，当然不会产生第 2 高次谐波成分。

本发明的发送接收顺序中存在这样的优点，以上述的原理为背景，即使示意地对发送脉冲波形叠加第 2 高次谐波成分，也可以边抵消该成分边得到源于造影用微泡的足够的振幅的信号。现有技术（非专利文献 4）中记载的叠加第 2 高次谐波发送波，即使在使用造影用微泡的超声波成像时也认为是很有用的。

图 10 是表示在本发明的 3 脉冲法中，示意地对发送脉冲波叠加第 2 高次谐波时得到的、由生物体软组织中的点反射体所产生的回波信号的例子的图。

图 11 是表示在本发明的 3 脉冲法中，示意地对发送脉冲波叠加第 2 高次谐波时得到的、由造影用微泡所产生的散射回波信号的例子的图。

图 12 是表示在本发明的 3 脉冲法中，示意地对发送脉冲波叠加第 2 高次谐波时得到的、由造影用微泡所产生的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

图 10、图 11、图 12 表示对发送脉冲波形示意地叠加第 2 高次谐波成分后得到的回波信号的例子。在发送波形存储器 5 中，可以写入具有共同包络线信号，且作为载波的基波和第 2 高次谐波的相位分别相差 120° 的 3 个超声波脉冲波形，通过发送波形选择部 4，将选择其中的 1 个并发送接收这样的顺序取代波形执行 3 次时，将在接收波形存储器 5 中的各个存储体中写入的信号，与图 4 的情况同样地求得，并表示在图 10 (a)、图 10 (b)、图 10 (c) 中，此时得到的加法器 13 的输出信号表示在图 10 (d)

中。

另外,与图 6 的情况同样地求得由造影用微泡散射而产生的接收回波信号,在接收波形存储器 12 中的各个存储体中所写入的信号如图 11 (a)、图 11 (b)、图 11 (c) 所示,此时得到的加法器 13 的输出信号,即带通滤波器 A14 的输入信号如图 11 (d) 或图 12 (a) 所示。图 12 (b)、图 12 (c)、图 12 (d)、图 12 (e)、图 12 (f) 是将通过频带中心频率设定为与图 8 情况相同时的带通滤波器 A14 的输出信号。

根据图 10 (d) 可以明了,即使对发送脉冲波形示意地叠加第 2 高次谐波成分时,对于由点反射体散射所产生的接收回波信号,加法器 13 的输入信号的第 2 高次谐波成分之间与由图 4 的非线性传播所产生的第 2 高次谐波成分同样地被抵消,加法器的输出信号的振幅几乎为零。另一方面,对于由造影用微泡散射而生成的接收回波信号,与图 6 的情况相同,不会通过加法器 13 的加法运算而抵消,而是得到包含很多从第 2 到第 3 高次谐波成分的足够的振幅的输出信号。

进一步,对于发送脉冲波的相位,对为了得到本发明的效果所需要的误差范围进行讨论。

图 13 是表示在本发明的 3 脉冲法中,发送脉冲相位中存在误差时得到的、由生物体软组织中的点反射体所产生的回波信号的、加法器输出信号波形的例子图。

作为例子,对于第 2 发送脉冲波的相位偏差为 20° 的情况,与图 4 的情况相同地求得加法器 13 的输出信号、即带通滤波器 A14 的输入信号,并将通过频带中心频率一致于基波和第 2 高次谐波时的滤波器输出信号,并示出在图 13 (b)、图 13 (c) 中。图 13 (a) 为了比较而示出了,如图 5 的情况下,即可无相位误差地实施脉冲反转法后的情况下的信号。图 13 (c) 是按照与第 2 发送脉冲波的相位偏差 20° 相对应,使第 3 发送脉冲波的相位偏差为 10° , 3 个发送脉冲波之和信号为零的方式进行调整的情况。

若发送脉冲波的包络线信号作为时间 t 的函数记为 $A(t)$ 时,则本发明的实施例中的第 1、第 2、第 3 各个发送脉冲信号 $P_1(t)$ 、 $P_2(t)$ 、 $P_3(t)$ 在没有相位误差时,可以记为(式 1)、(式 2)、(式 3)。此时(式 4)

的关系成立。

$$P1(t) = A(t) \sin \omega t \quad (\text{式 } 1)$$

$$P2(t) = A(t) \sin(\omega t + 2\pi/3) \quad (\text{式 } 2)$$

$$P3(t) = A(t) \sin(\omega t - 2\pi/3) \quad (\text{式 } 3)$$

$$P1(t) + P2(t) + P3(t) = 0 \quad (\text{式 } 4)$$

在第2脉冲中产生相位误差 ϕ 时，第2脉冲可以记为（式5）。

此时，将第3脉冲按照（式6）（式7）进行调整，则与相位误差 ϕ 无关，（式4）可以成立。图13（c）是进行这样的第3脉冲的修正后的结果，与第2脉冲相位误差无关，可以抵消加法器13的输出信号中的基波成分。

（式4）成立，一般是通过用于发送的N个脉冲波形的和信号实质上为零，相加N个接收回波信号而得到的信号中的基波成分被抵消。

$$P2(t) = A(t) \sin(\omega t + 2\pi/3 + \phi) \quad (\text{式 } 5)$$

$$P3(t) = A3(t) \sin(\omega t - 2\pi/3 + \phi/2) \quad (\text{式 } 6)$$

$$A3(t) = 2A(t) \cos(\pi/3 + \phi/2) \quad (\text{式 } 7)$$

图14是说明在本发明的3脉冲法中，在发送脉冲相位存在误差时得到的、由生物体软组织中的点反射体所反射的回波信号的、加法器的输出信号的振幅的相位误差依赖性的图。

图14表示加法器13的输出信号的振幅的 peak-to-peak 值（输出信号相对振幅值 PP 值）（纵轴）作为赋予第2脉冲的相位误差（度）（横轴）的函数。在进行第3脉冲修正的情况（图14中的（a））和进行了修正后的情况（图14中的（b））下示出了用可无相位误差地实施脉冲反转法时的值进行归一化后的信号振幅。相位误差达到 20° 时，即使进行第3脉冲的修正，来源于软组织中的非线性传播，不来源于造影用微泡的信号振幅达到现有脉冲反转法的一半以上，不能充分发挥本发明的效果。根据该结果，为了充分得到本发明的效果，优选发送脉冲的相位误差设为 10° 左右以下。

如以上的说明，通过实施本发明，从回波信号中可提取不含有来源于软组织中的非线性传播等的信号成分的、仅来源于造影用微泡的信号。

可以得到这样的信号作为加法器13的输出信号，进而，将提高了 S/N 比的信号作为带通滤波器 A14 的输出信号求得，作为其包络线信号得到包

络线信号检测器 A16 的输出信号,其作为表示造影用微泡的空间分布的信号输入到扫描变换器 18。

另一方面,由包络线信号检测器 B17 根据 S/N 比提高的信号得到包络线信号,其作为表示软组织的位置与形态的信号输入到扫描变换器 18,该 S/N 比提高的信号是将写入到接收波形存储器 12 中的一个存储体的信号通入带通滤波器 B15 使 S/N 比提高而得到的。

在扫描变换器 18 中,将包络线信号检测器 B17 的输出信号作为背景,为了识别方便由不同的色调重叠包络线信号检测器 A16 的输出信号并显示在显示部 19。这样,可以通过 2 维或 3 维图像清除易懂地显示作为检查对象的患者的体内的造影用微泡的分布。

在实施例 1 中,对直接使用写入到接收存储器 12 中的 1 个存储体的信号,作为表示软组织的位置和形态的信号进行了说明,但是一般,可以使用对写入到接收波形存储器 12 中的 3 个存储体的信号进行适当的加权后的相加信号。

另外,以上的一系列的说明中,对使用 3 个发送脉冲的实施例进行了详细的说明,但是如原理说明中所示,通过使用具有共同的包络线信号的 3 以上的整数 N 个的发送脉冲波,将该载波的相位分别旋转 $360^\circ / N$,进行 N 次的发送接收,将得到的 N 个回波信号暂时写入到接收波形存储器 12 中的 N 个存储体中,将读出的信号输入到加法器 13 中,也可以实施本发明。

接着,对于发送波形的赋予方法使用图 17、18 进行说明。

图 17 表示发送放大器的输入输出特性的一例的图。

图 18 是说明 D/A 变换器的输出波形和抽样点之间的关系的图。

作为发送波形的输出方法,公知的方法有通过开关赋予正负信号的方式、和组合 D/A 变换器和发送放大器的方法。前者仅对应于 0° 和 180° 的信号,因此不适用于发送 3 个以上的不同相位的多个波形。另一方面,即使是使用了 D/A 转换器时,也并非能直接进行多个波形发送。图 17 是表示一般的发送放大器的输入输出特性的图。横轴是输入电压,纵轴是输出电压。优选输出相对于本来的输入成比例,但是实际上存在图 17 所示的非线性。该放大器的非线性特性给 3 脉冲发送带来很大的影响。

图 18 分别用实线、虚线、点线表示 0° 、 120° 、 -120° 的 3 个脉冲的 D/A 变换器的输出波形。圆点处表示 D/A 变换器的抽样点。在图 18 中，纵轴表示 D/A 变换器的输出值（相对值），横轴表示对 D/A 变换器赋予控制用的输出的定时的无量纲数。图 18（a）表示以中心频率的 4 倍频率进行抽样的情况，图 18（b）表示以中心频率的 6 倍频率进行抽样的情况，图 18（c）表示以中心频率的 8 倍频率进行抽样的情况。4 倍、8 倍时，按每个脉冲而 D/A 变换器的输出值取不同的值。这时，因为是图 17 所示的发送放大器的非线性，所以不能成为按照设定的输出值。

因此，甚至完全没有非线性的来自介质的接收信号，在相加后抵消并产生余量，因此不能实现目的。这是在非专利文献 2 的第 5 页第 2 段记载的 3 脉冲的非对称性的问题。在本发明中，如图 18（b）所示，以中心频率的 6 倍（N 脉冲时为 N 的整数倍）的抽样频率从 D/A 变换器输出。其结果，D/A 变换器输出值在每个脉冲中没有很大的差异，因此即使在发送放大器中存在非线性也没问题。

接着，关于考虑了造影剂的破坏的摄像法进行说明。

图 19 是说明造影剂信号和生物体非线性信号的增益比以及造影剂信号的灵敏度的发送振幅依赖性的图。图 19（a）是相对于发送信号的振幅绘制脉冲反转法和 3 脉冲法的造影剂信号和生物体非线性信号的增益比的图，图 19（b）是相对于发送信号的振幅绘制造影剂信号的灵敏度的图。在图 19 中，横轴以音压振幅 $\times 0.1\text{Mpa}$ 表示发送振幅，纵轴的（a）表示增益比（Sensitivity, dB），纵轴的（b）表示灵敏度（Sensitivity, dB），实线表示 3 脉冲法，点线表示脉冲反转（倒转）法。关于增益比，3 脉冲法比以往的脉冲反转法通常优越 20dB 到 40dB 左右。

另一方面，关于灵敏度，在发送振幅小时，3 脉冲法的灵敏度降低。这是由于大的发送振幅，即仅在非线性大时，来自上述造影剂的信号和发送信号的相位关系未失衡的缘故。但是，为了得到灵敏度而以大的发送振幅摄像时，在摄像进行过程中造影剂被破坏，结果难以维持灵敏度良好的状态。

因而，在本发明中，通过以下的方法回避该问题。其一，如图 10 所示，使用叠加第 2 高次谐波后的波形。例如，因为造影剂被拉伸的时候比

被挤压的时候容易破裂，所以按照负压比正压小的方式，使用重叠了第 2 高次谐波后的波形，由此即使音压大也相比较而言难以破坏造影剂。

另外，作为其他的方法，基于顺序控制的方法也很有效。这是用脉冲反转法和 3 脉冲法交替进行发送接收的方法。这是平常以弱音压，用脉冲反转法进行监视，时常使用高音压的 3 脉冲法的方法。

图 20、图 21 是脉冲反转法和 3 脉冲法的切换摄像顺序的控制流程图。

如图 20 所示的控制处理流程，除了以预先设定的 M 次和 N 次进行切换以外，也可以按照来自操作者的输入进行切换。根据脉冲倒转（反转）摄像处理 20 的 N 次摄像结束或外部输入，进行切换判断处理 21，进行 3 脉冲摄像处理 22。根据 3 脉冲摄像处理 22 的 M 次摄像结束或外部输入进行切换判断处理 23。

图 20 是按每一帧切换脉冲反转（倒转）和 3 脉冲法的方法，但在图 21 所示的方法中，按每一光栅（raster）进行切换。如图 21 所示，（a）进行 180° 脉冲发送接收处理 101，（b）进行 0° 脉冲发送接收处理 102，（c）进行 120° 脉冲发送接收处理 103，（d）进行 -120° 脉冲发送接收处理 104，进行一帧是否结束的判断处理 105，在一帧结束后进行光栅移动。根据该方法，即使被检测体移动时，由于切换时间充分地短，因此以脉冲反转法和 3 脉冲法摄像后的信号的对象可以视为相同。因此，在由脉冲反转法摄像的黑白图像上可以用其他的色码（color code）重叠由 3 脉冲法得到的造影剂信号。

产业上的应用可能性

根据本发明，可以提供一种足以以造影回波图像为基础进行确定诊断的、S/N 比高的超声波摄像装置。

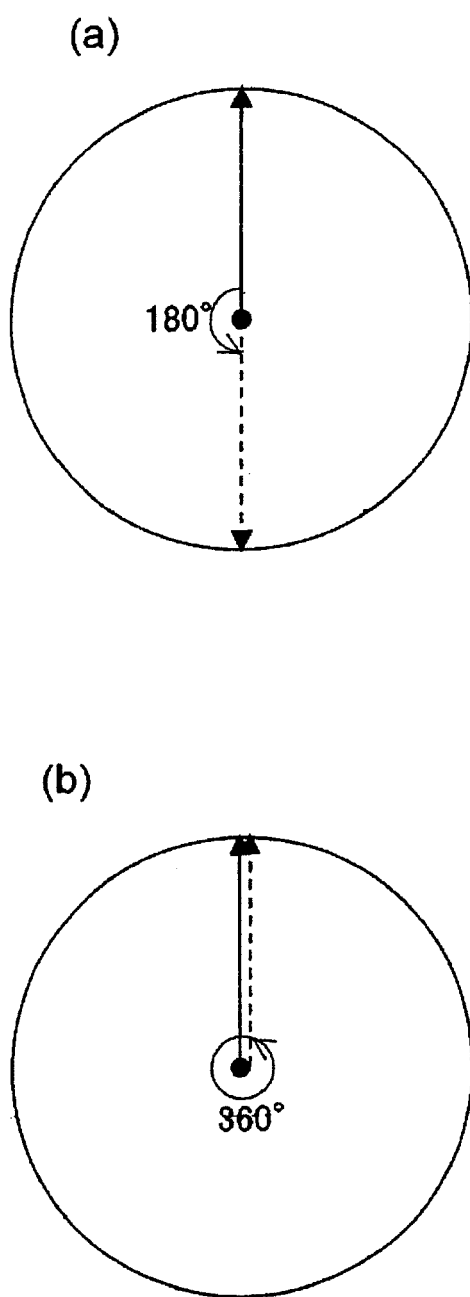


图 1

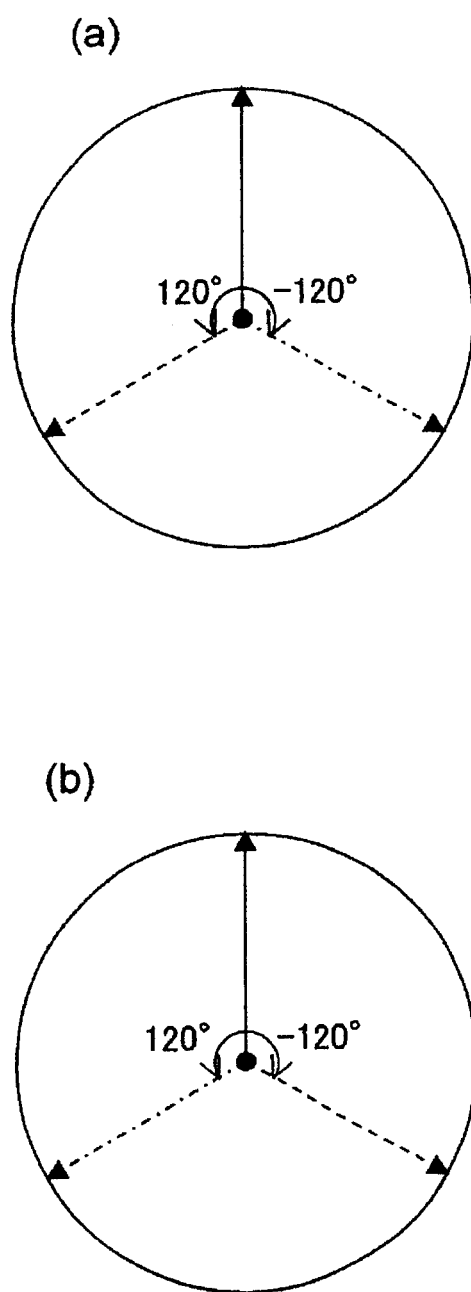


图 2

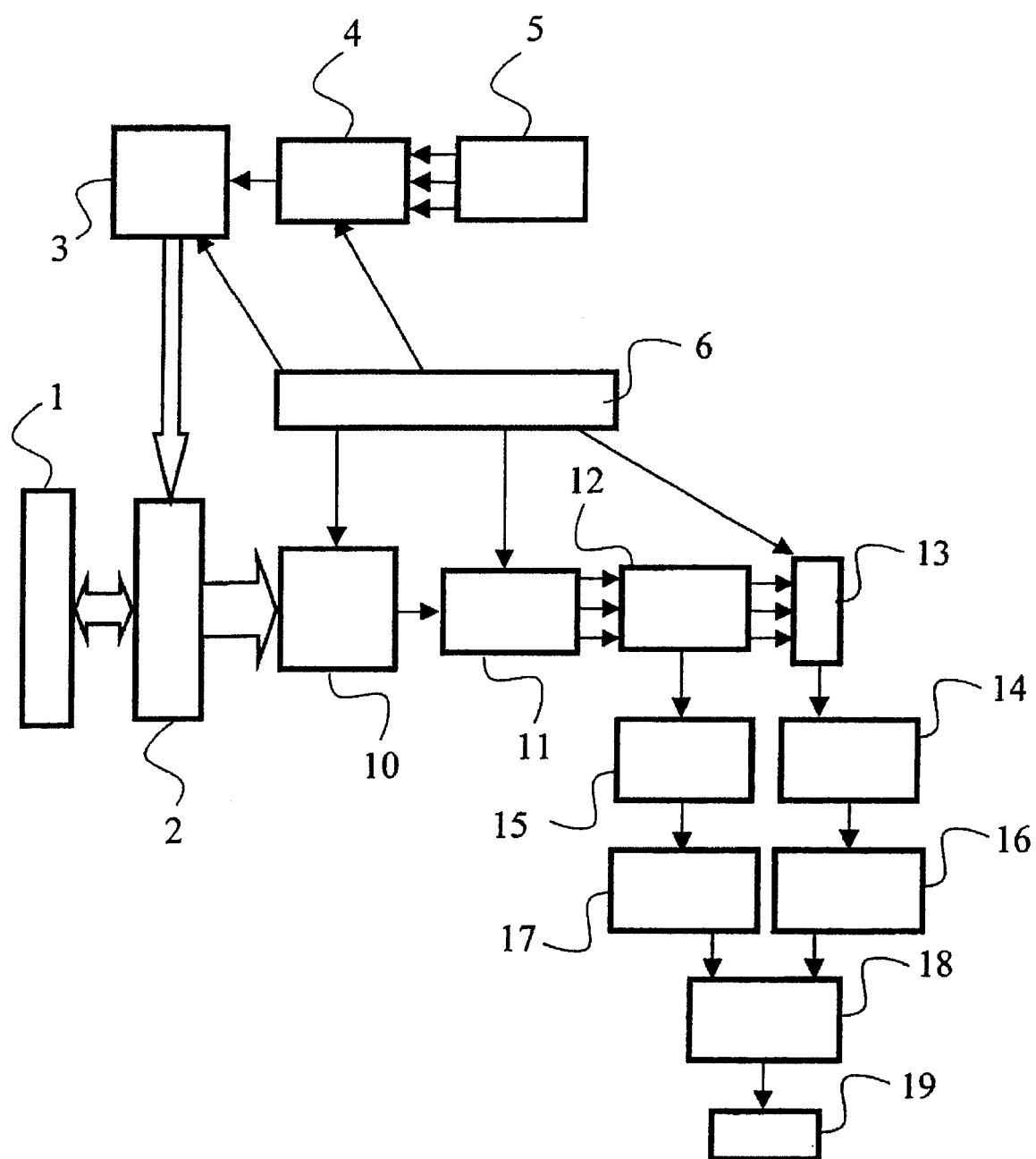


图 3

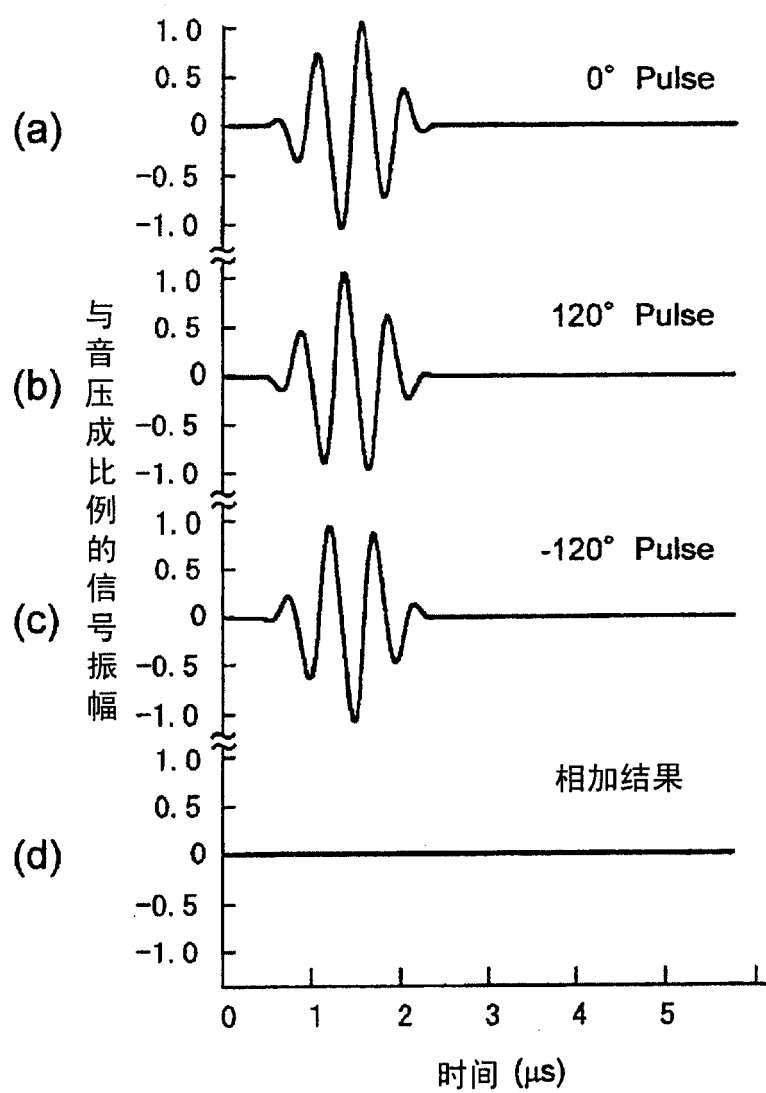


图 4

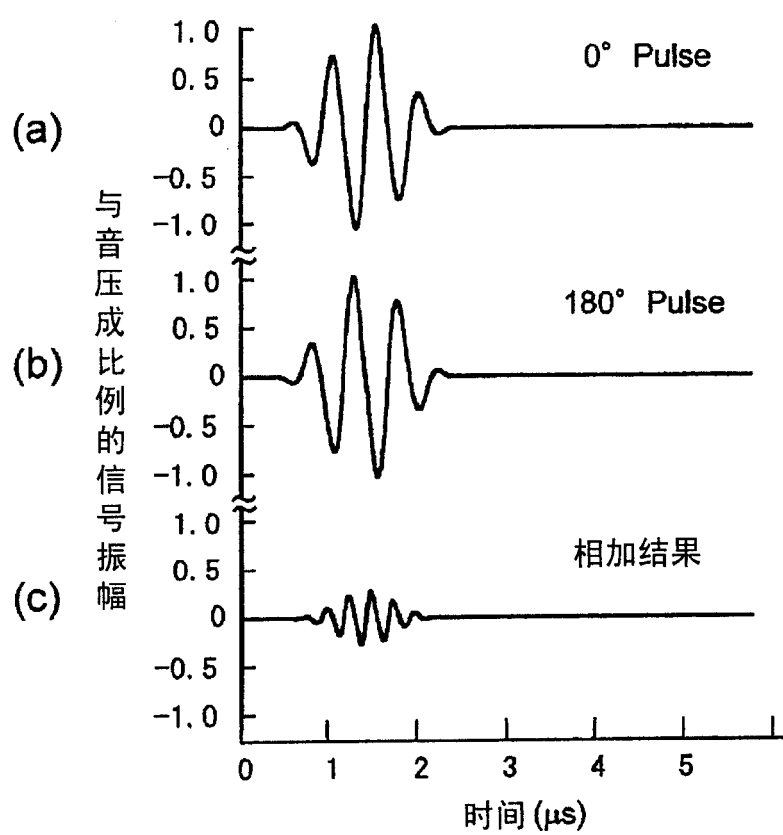


图 5

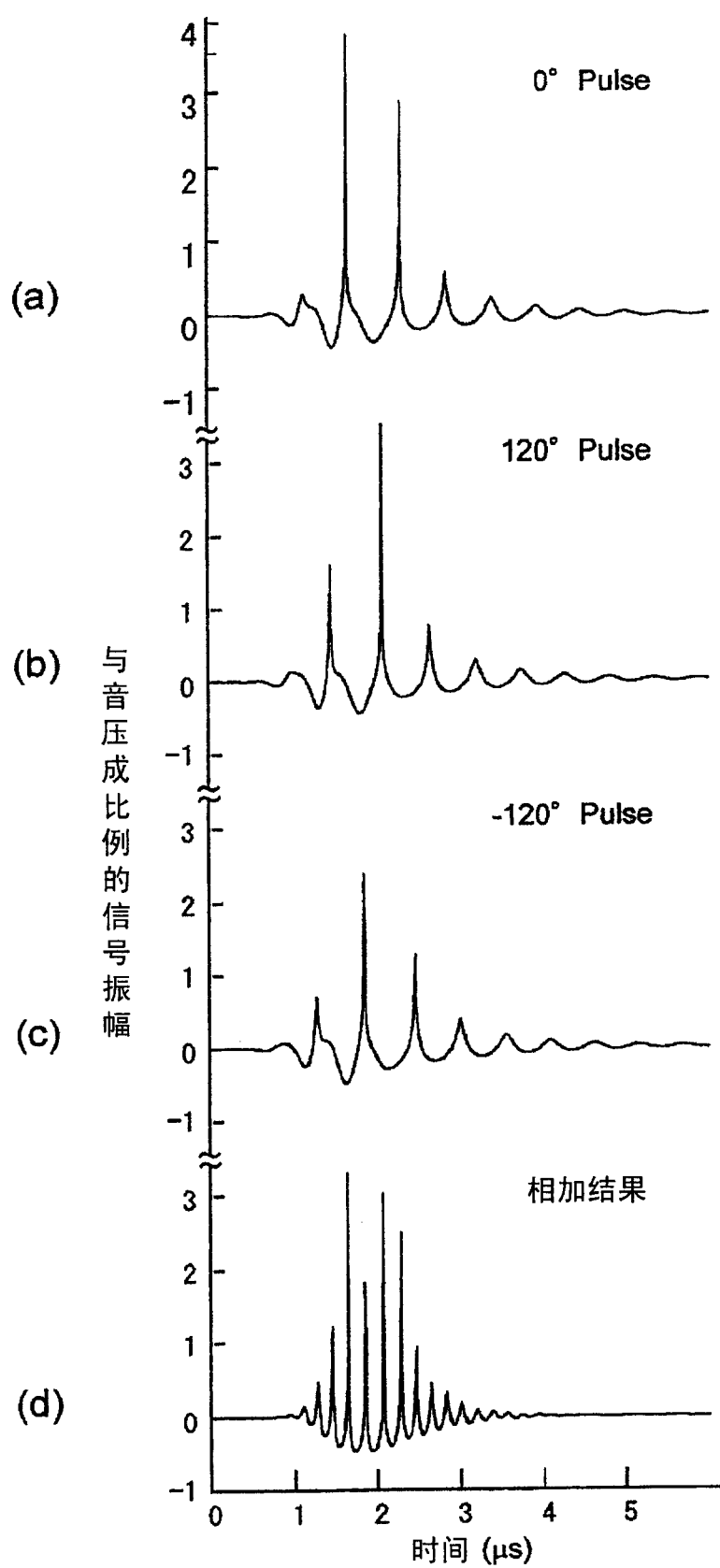


图 6

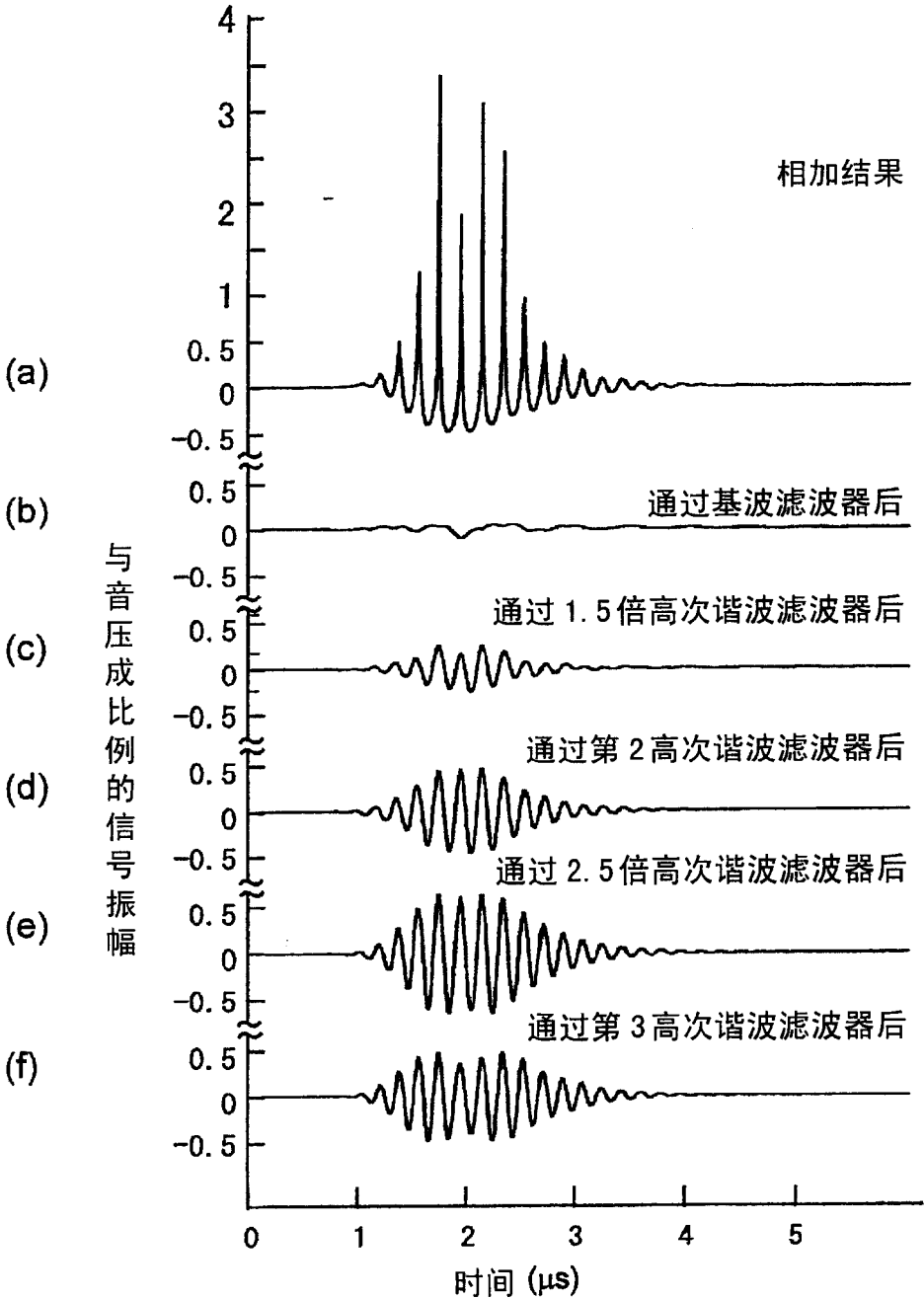


图 7

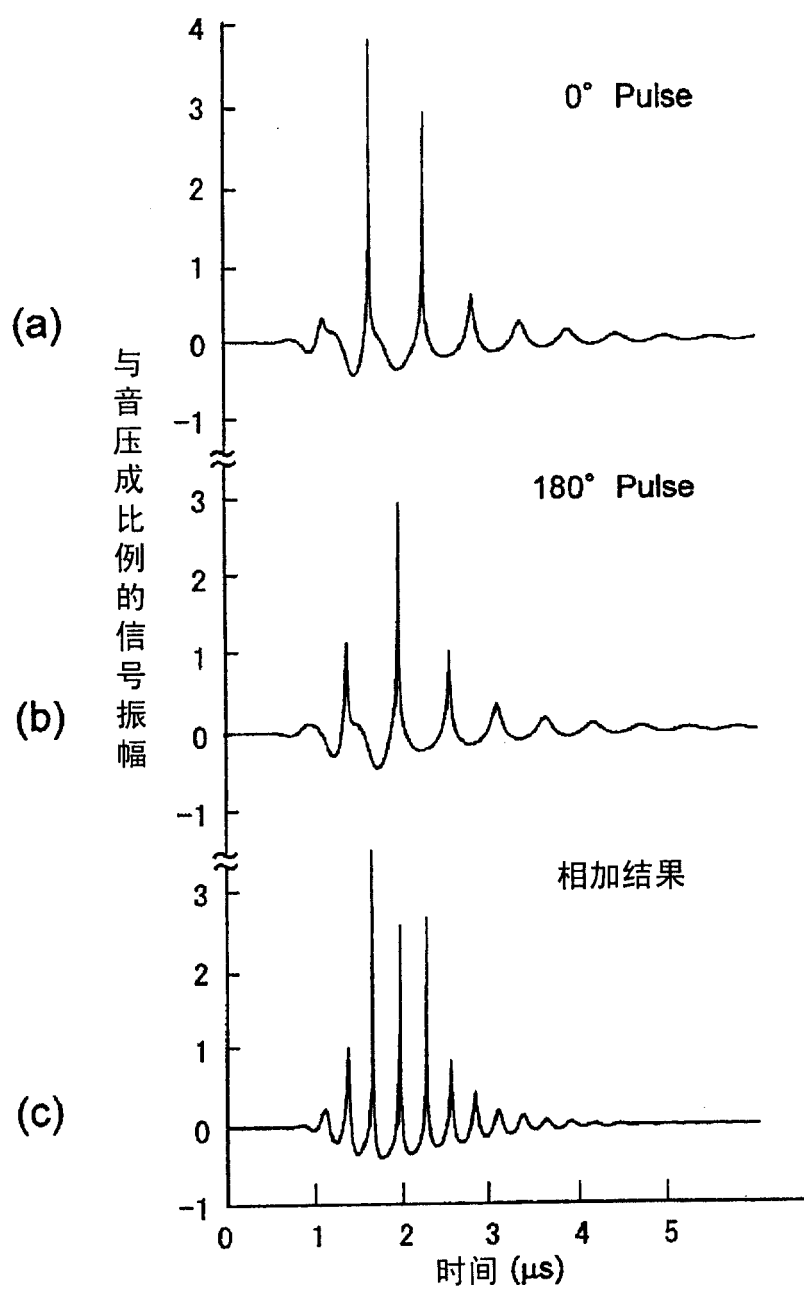


图 8

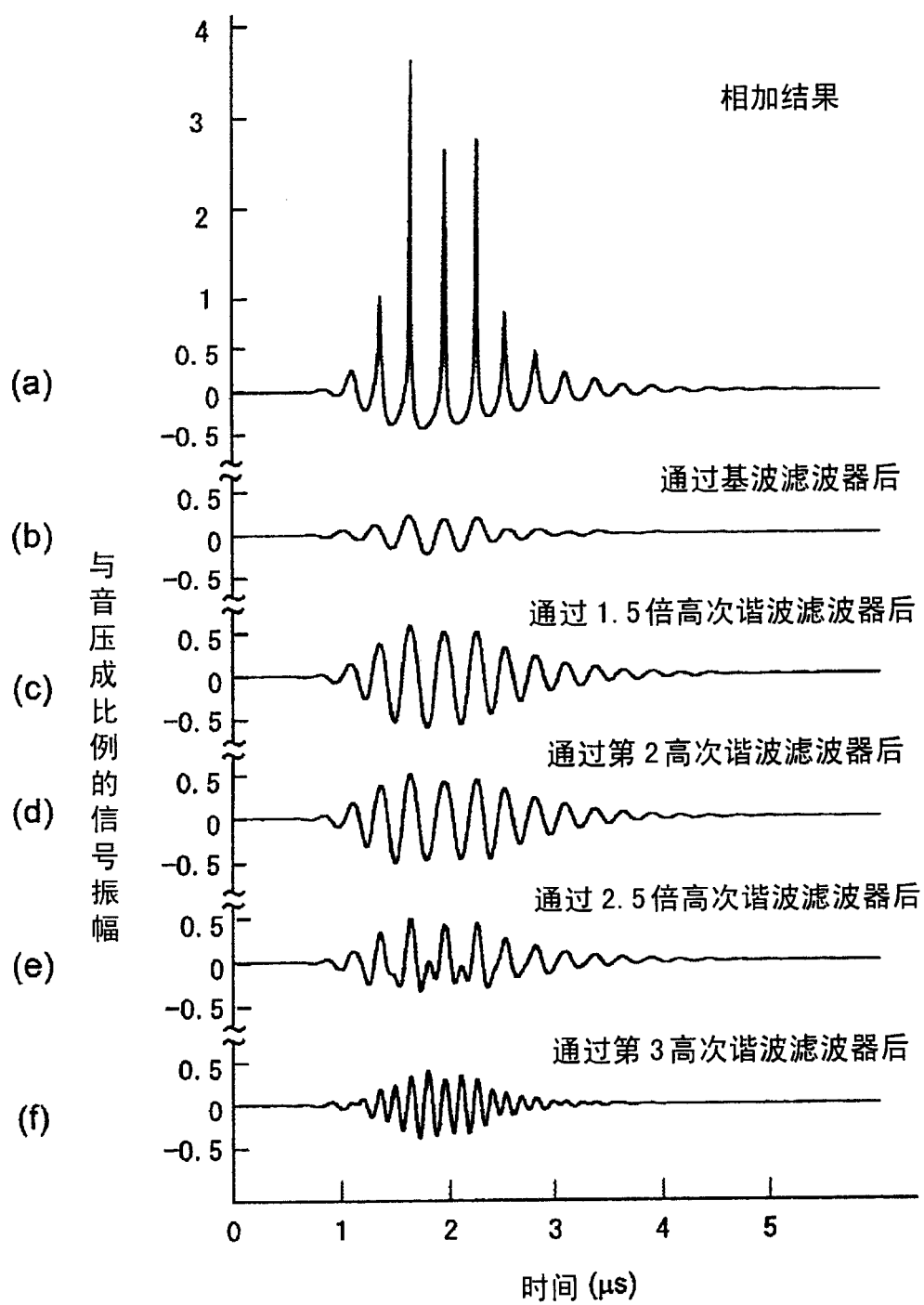


图 9

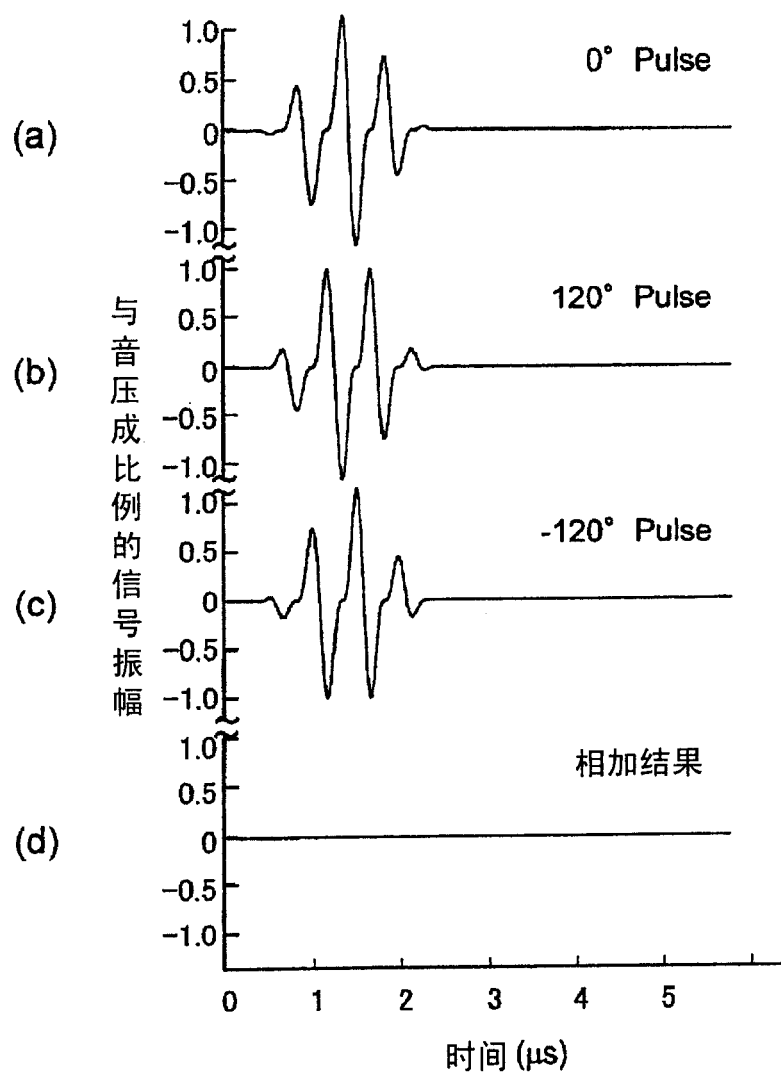


图 10

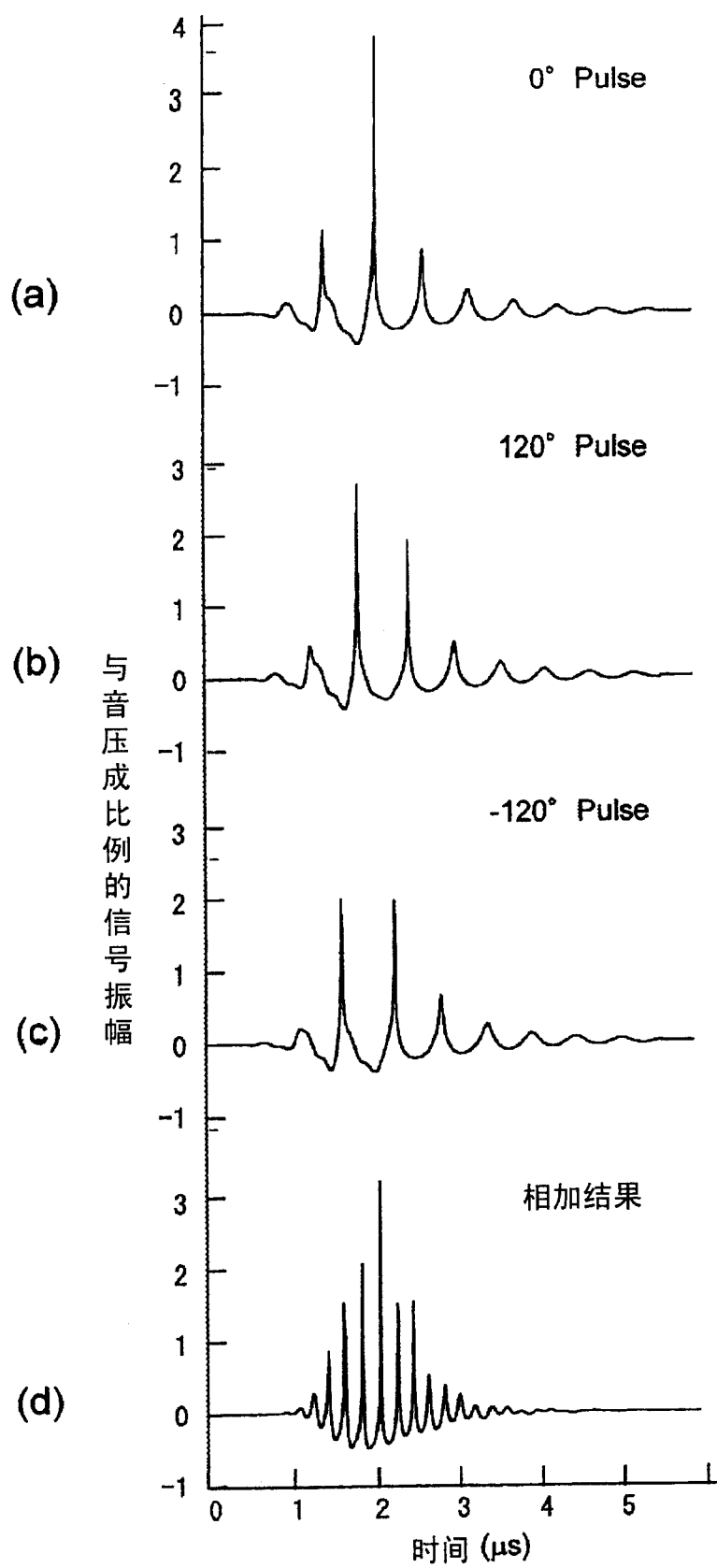


图 11

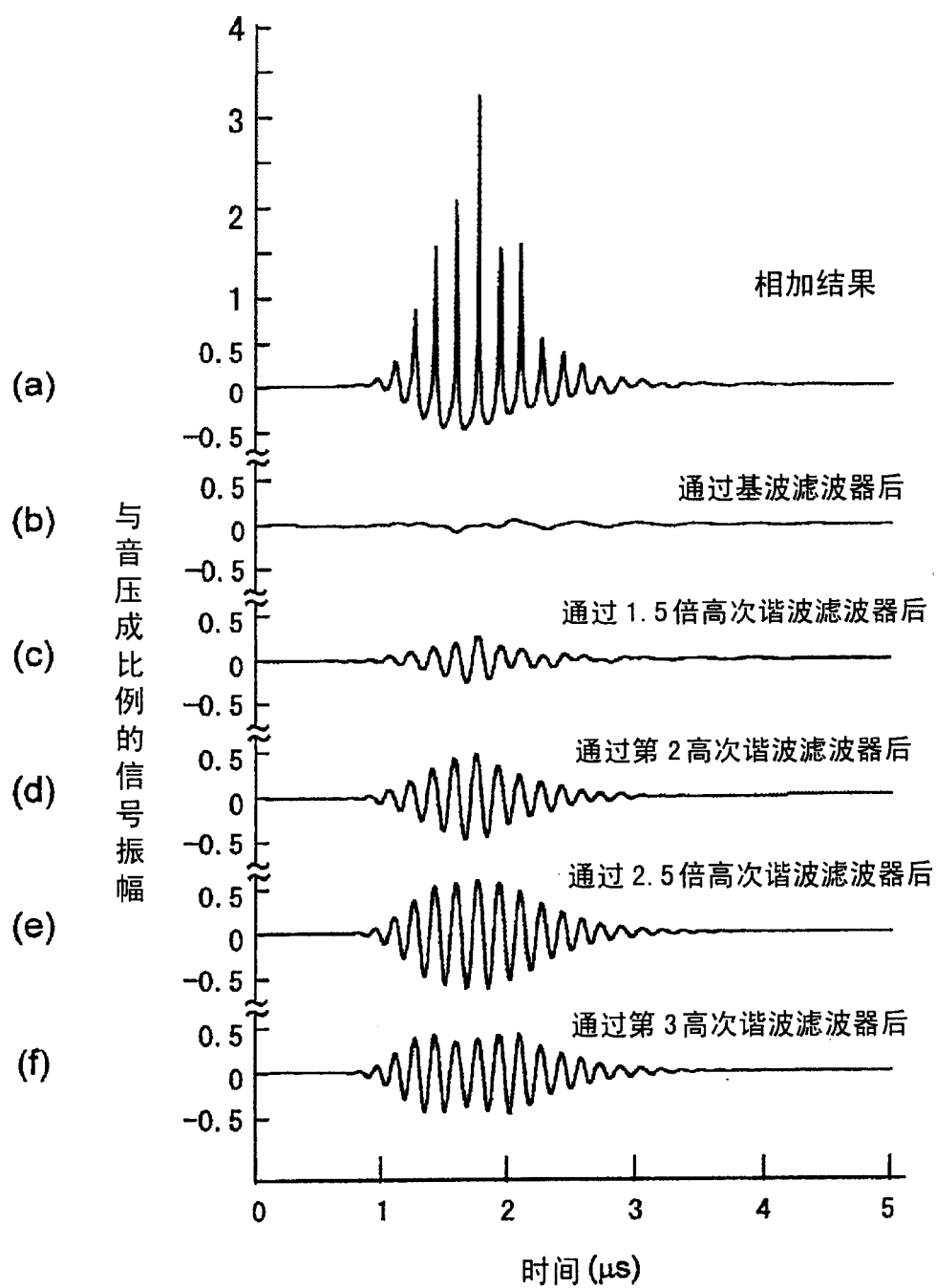


图 12

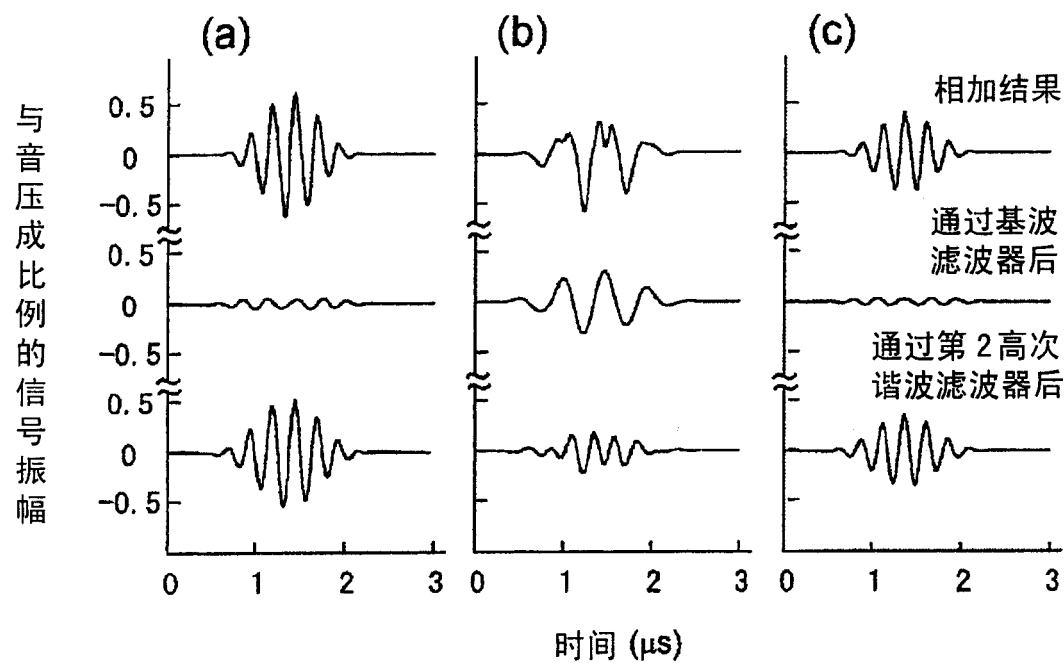


图 13

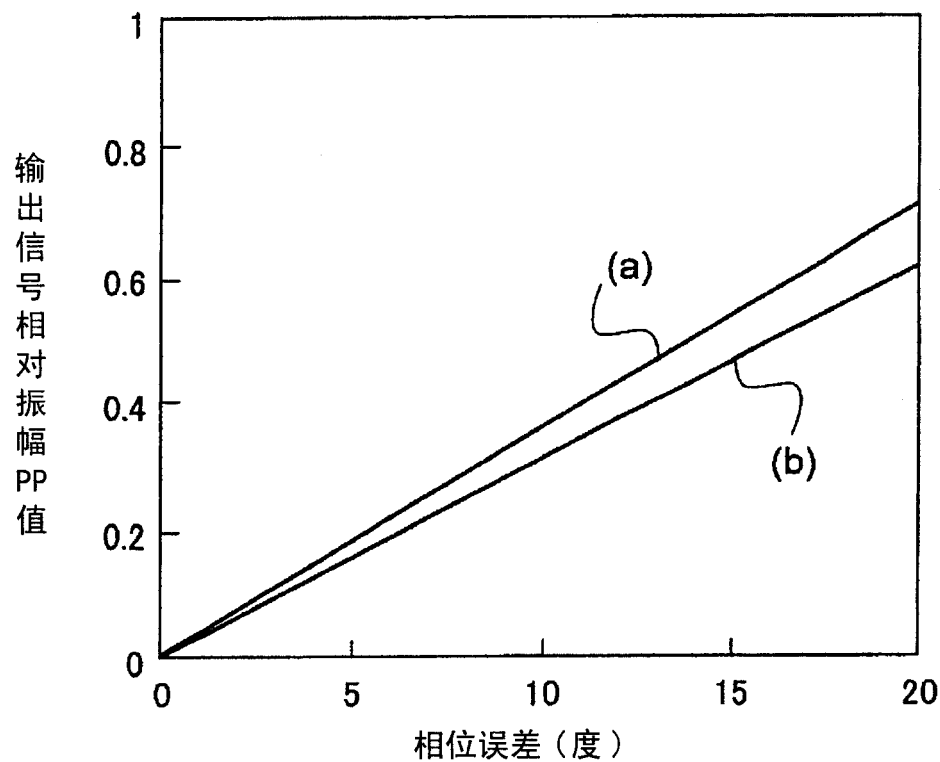


图 14

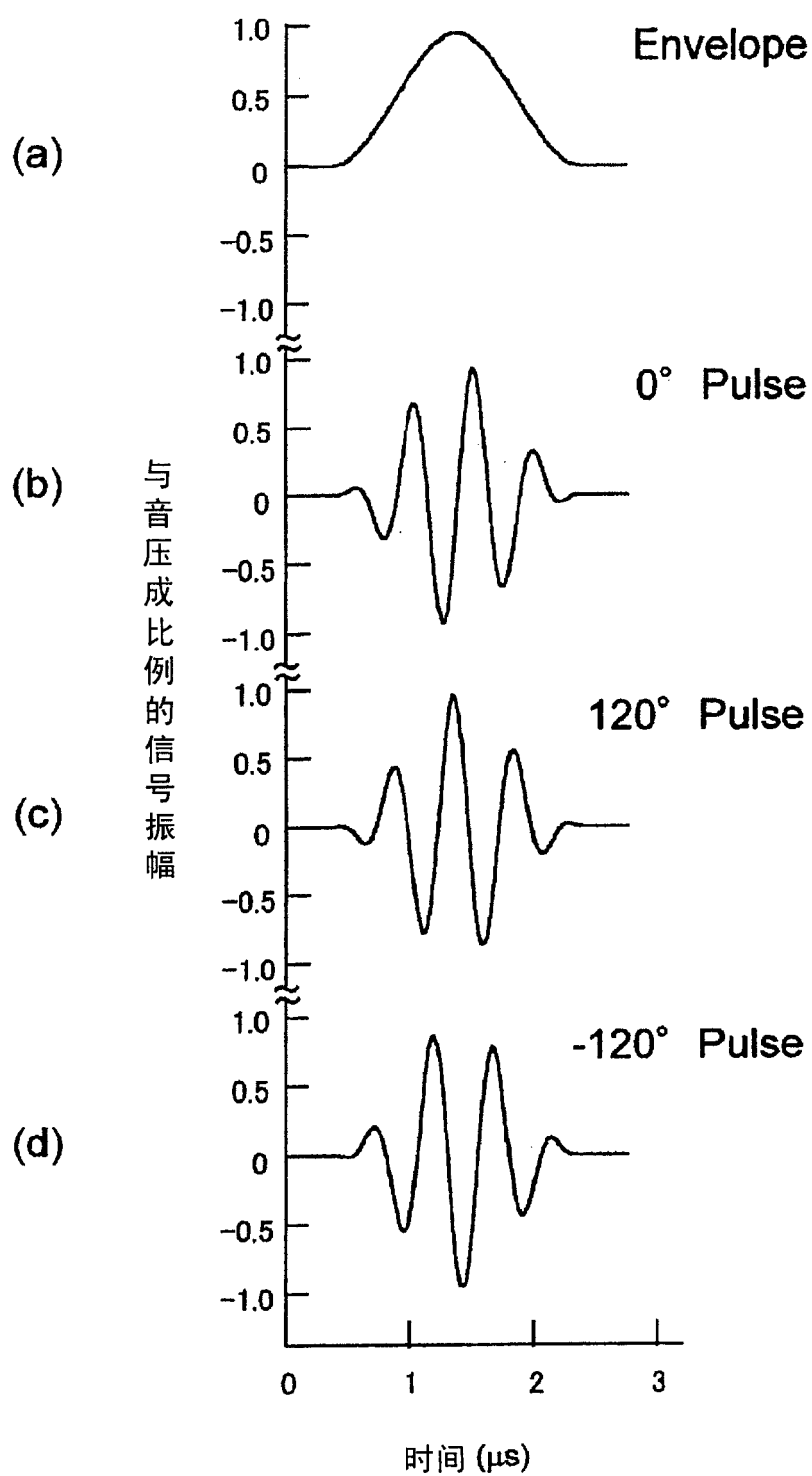


图 15

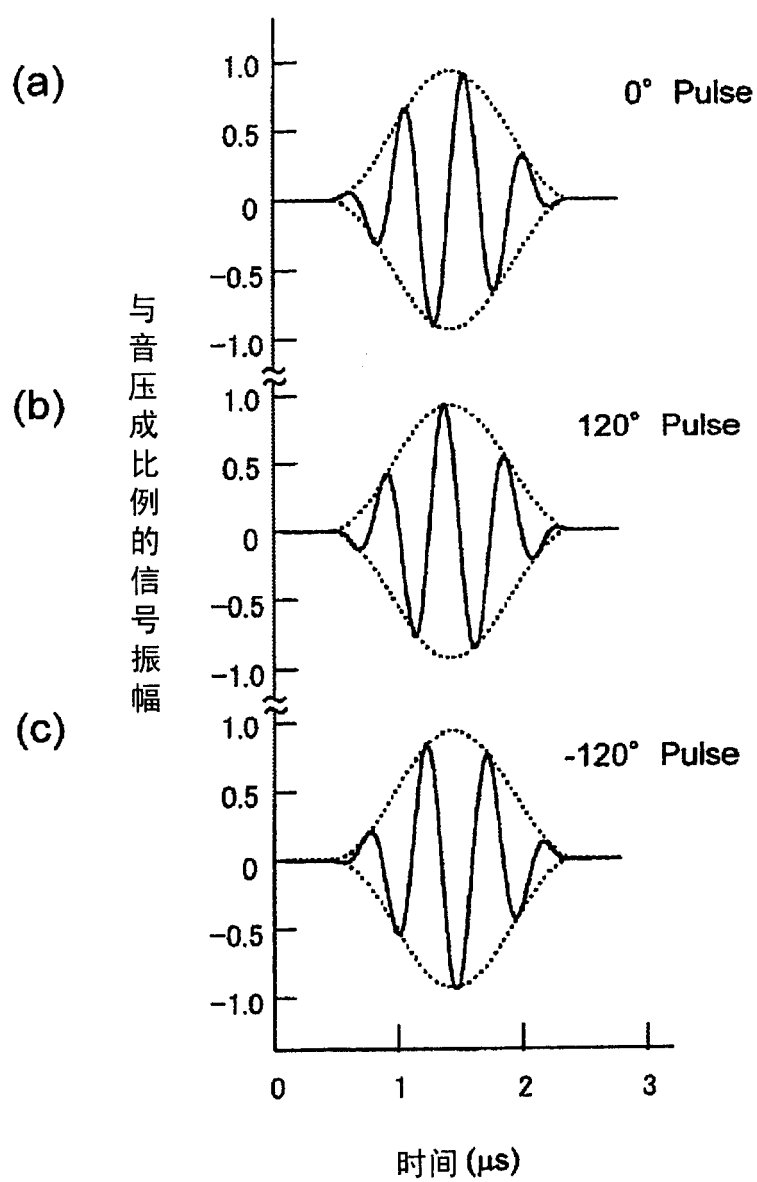


图 16

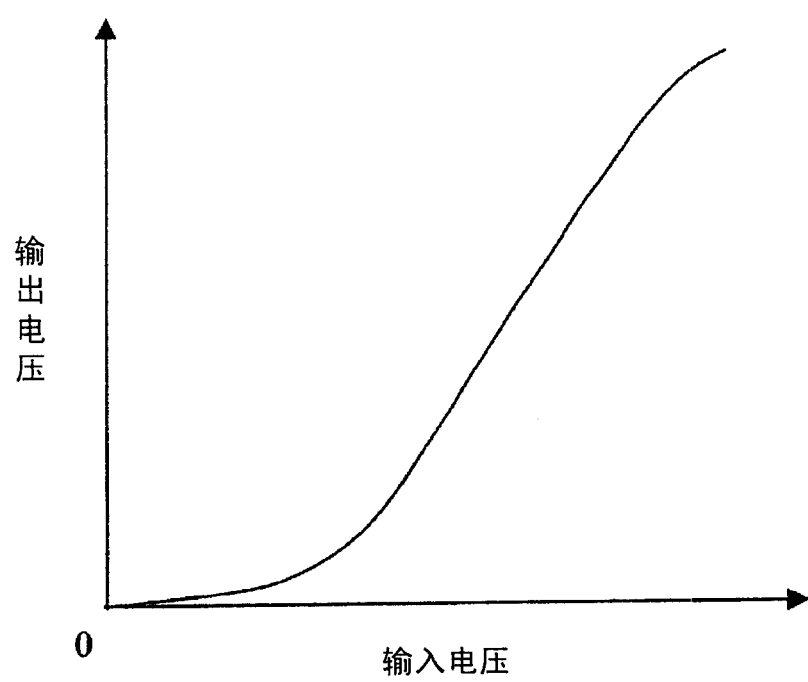


图 17

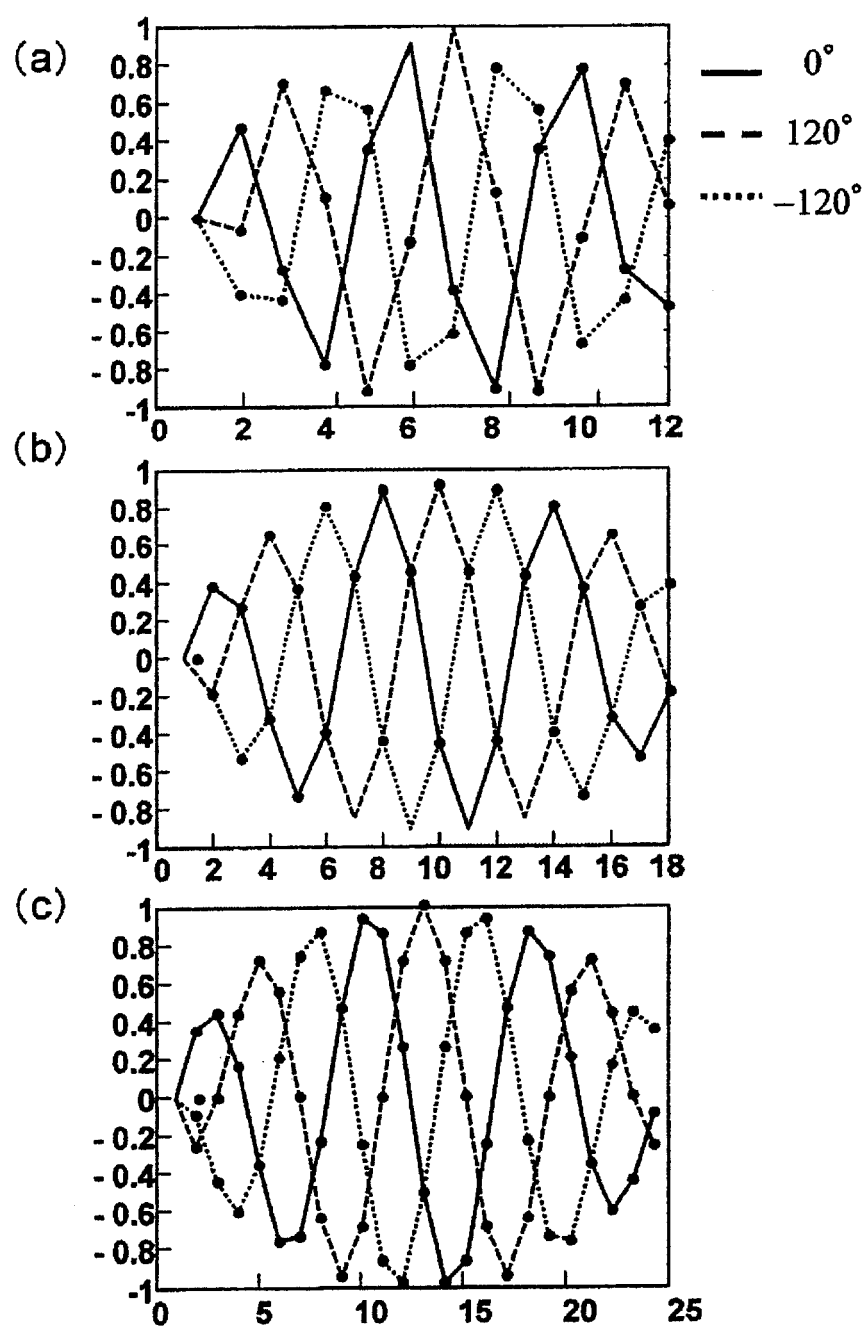


图 18

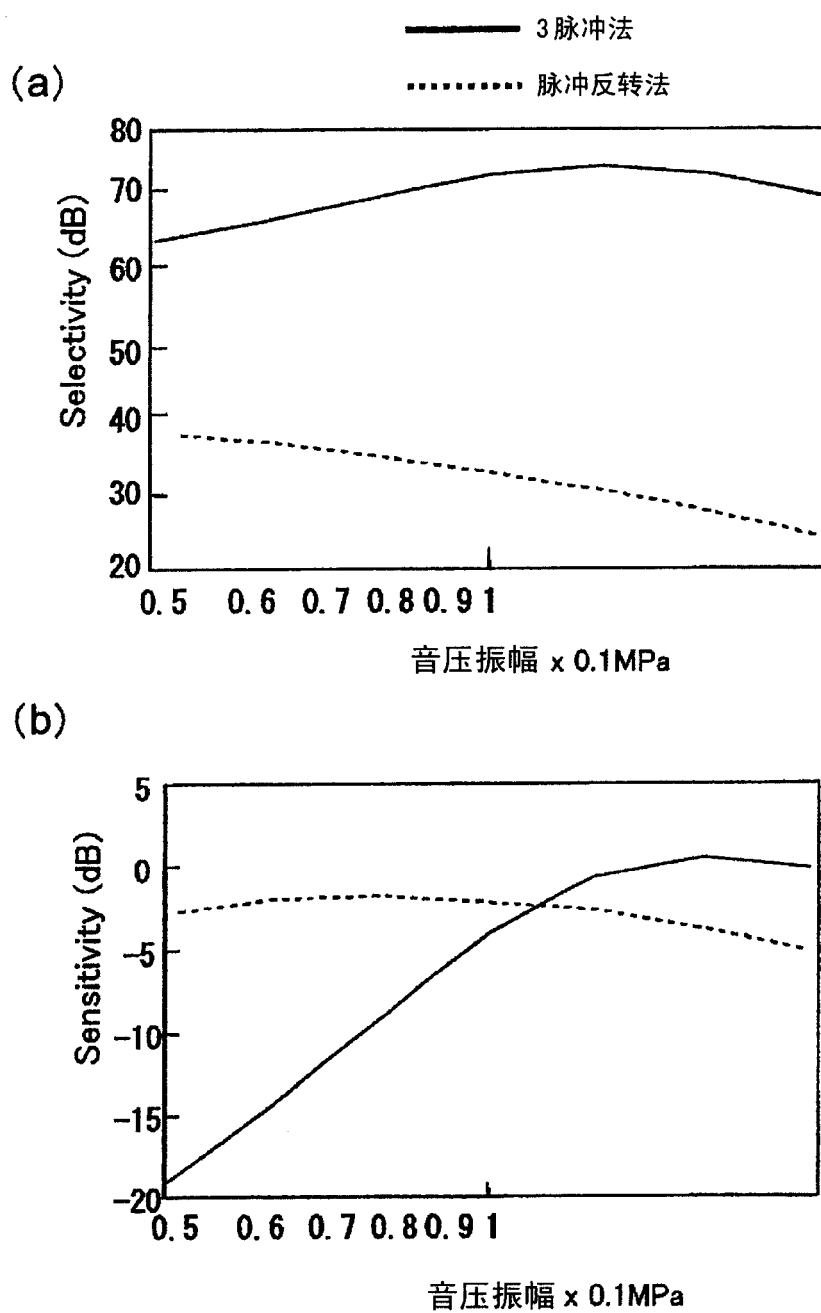


图 19

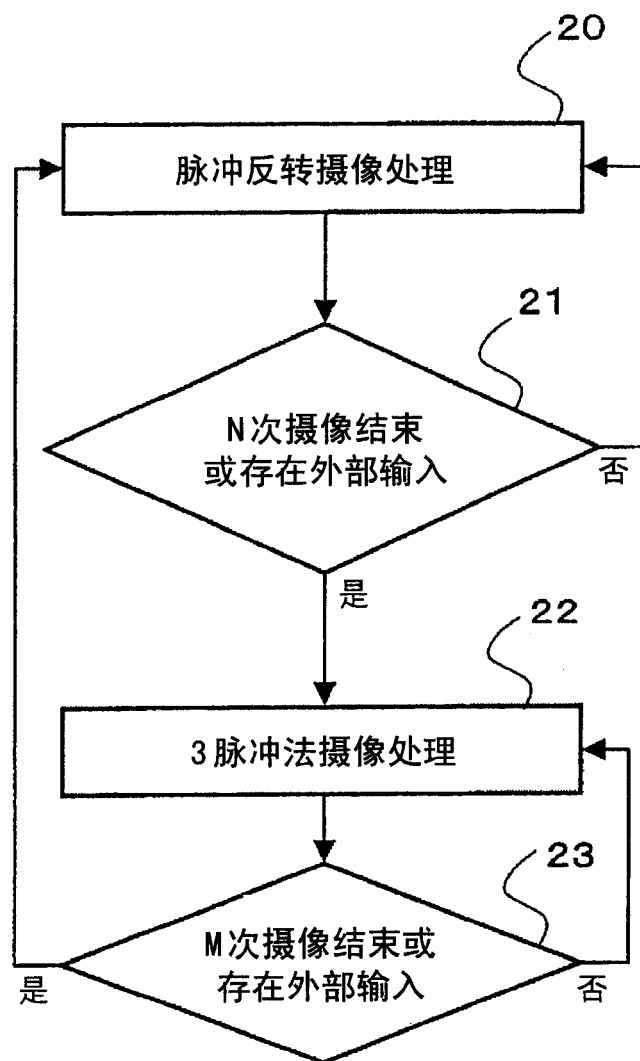


图 20

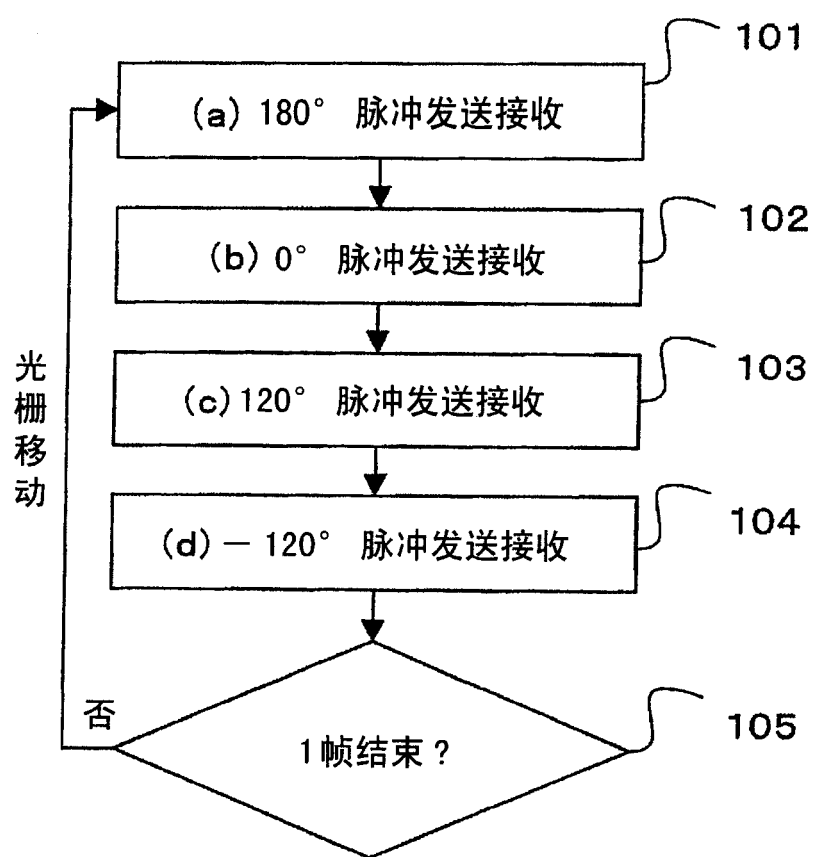


图 21

1、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置构成为：设 N 为 3 以上的整数时，通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 N 次的发送接收，抑制针对从来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 高次谐波的成分的发送接收灵敏度，得到针对来自所述造影用微泡的超声波回波信号的发送接收灵敏度，

备有用于对生物体发送所述发送脉冲波的发送用放大器，

赋予所述发送用放大器的信号的输入周期相对于发送脉冲的频率成分中的最大频率为 N 的整数倍。

2、根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置，其特征在于，

备有 D/A 变换器作为对所述发送用放大器赋予信号的机构，所述 D/A 变换器的信号输出周期相对于所述发送脉冲的频率成分中的最大频率为 N 的整数倍。

3、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置构成为：设 N 为 3 以上的整数时，通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 N 次的发送接收，抑制针对从来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 高次谐波的成分的发送接收灵敏度，得到针对来自所述造影用微泡的超声波回波信号的发送接收灵敏度，

所述发送脉冲波为将基波和相对该基波的第 2 高次谐波相加后的波形。

4、一种超声波摄像装置，对被导入了造影用微泡的生物体发送接收超声波脉冲，生成所述生物体内部的图像，其特征在于，

该超声波摄像装置包括以下两个步序：通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 3 次的发送接收，抑制针对从来自所述

生物体软组织的超声波回波信号的基波到第2高次谐波的成分的发送接收灵敏度,对于来自所述造影用微泡的超声波回波信号选择地得到发送接收灵敏度的第一摄像步序;通过在同一发送接收聚焦条件下使用波形不同的发送脉冲波进行2次的发送接收,抑制针对来自所述生物体软组织的超声波回波信号的基波成分的发送接收灵敏度,对2次以上的非线性信号得到发送接收灵敏度的第二摄像步序,

适当地切换所述两个步序进行摄像,

在所述第一摄像步序中的发送振幅比所述第二摄像步序中的发送振幅大。

5、根据权利要求4所述的超声波摄像装置,其特征在于,

在所述第一摄像步序中的发送振幅的最大值约为0.1Mpa,在所述第二摄像步序中的发送振幅的最大值小于0.1Mpa。

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN1909837A	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200580002796.3	申请日	2005-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	东隆 梅村晋一郎 栗原浩 林达也		
发明人	东隆 梅村晋一郎 栗原浩 林达也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8959 G01S15/8963 G01S7/52039 G01S7/5202 G01S7/52038 A61B8/481 G01S15/102		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2004069984 2004-03-12 JP		
其他公开文献	CN100502790C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种可明确严格区分由微泡系造影剂散射而生成的回波成分和由发送脉冲的非线性传播生成的组织谐波成分，进行显像化的超声波摄像装置，其对生物体进行超声波脉冲的发送接收，并形成基于生物体内部的造影用微泡的造影图像，在同一的发送接收聚焦条件下，使用包络线信号相同的发送脉冲波，进行其载波的相位为(a) = 0°、(b) = 120°、(c) = -120°、(d) = 180°的4次发送接收，相加(a)、(b)、(c)3个时间序列接收回波信号形成造影图像，并相加(a)、(b)、(c)3个时间序列接收回波信号来形成造影图像，而且相加(a)、(b)2个时间序列接收回波信号来形成生物体传播非线性图像，并将2种图像重叠显示。

