



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1744858 B

(45) 授权公告日 2011.01.12

(21) 申请号 200380109556.4

(22) 申请日 2003.12.04

(30) 优先权数据

71784/2003 2003.03.17 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2005.08.05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2003/015559 2003.12.04

(87) PCT申请的公布数据

W02004/082483 JA 2004.09.30

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 梅村晋一郎 神田浩 东隆

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 郝庆芬

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2001-212144 A, 2001.08.07, 说明书第 83, 90, 91 段.

W. Wilkening, M. Krueger, H. Ermer.
Phase-Coded Pulse Sequence for Non-Linear Imaging. IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM Vol. 2. 2000, 1559-1562.

审查员 高鸿姝

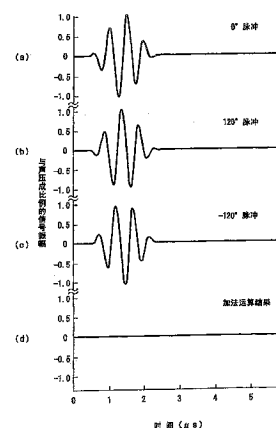
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 14 页

(54) 发明名称

超声波摄像装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波摄像技术,其通过将微气泡类成像剂散射产生的回波成分与由于发送脉冲非线性传播所产生的 Tissue Harmonic 成分明确地严格区分并形成图像,来实现满足根据成像回波图像进行确诊的 S/N 比高的成像回波图像。一种超声波摄像装置,其向生物进行超声波脉冲的发送/接收,形成通过生物内部的成像用微气泡的成像图像,其结构如下:在将 N 设为大于等于 3 的整数时,在同一发送/接收集中条件下,使用将包络线信号作为通用的发送脉冲波,每次旋转其载波的相位 $360^\circ/N$,进行 N 次发送/接收,通过对所述 N 次发送/接收所得到的 N 个时间系列接收回波信号 (a)、(b)、(c) 进行加法运算求出加算信号 (d),来形成所述成像图像。



1. 一种超声波摄像装置,对导入了成像用微气泡的生物进行超声波脉冲的发送 / 接收,形成所述生物内部的图像,所述超声波摄像装置具有超声波探头、切换开关群、发送波束形成器、接收波束形成器、发送波形选择部、发送波形存储器、加算部、以及发送 / 接收程序控制部,

其中,所述发送波束形成器根据所述发送 / 接收程序控制部的控制,使用所述发送波形选择部从所述发送波形存储器选择所读取的波形,在通过所述超声波探头的各元件进行了发送时生成具有指向性的超声波脉冲的信号,该信号通过所述超声波探头的各元件变换为超声波脉冲发送给所述生物;

从所述生物反射或散射返回到所述超声波探头的超声波回波信号被所述超声波探头的各元件接收并被转换成电信号,该电信号经由所述切换开关群后被所述接收波束形成器接收,并且所述接收波束形成器根据所述发送 / 接收程序部的控制,对各接收信号施加延迟时间,并对施加了该延迟时间的各接收信号相互地进行加法运算,以生成具有指向性的接收灵敏度,从而得到时间系列接收回波信号;

所述加算部对所述时间系列接收回波信号进行加法运算;并且

所述发送 / 接收程序控制部控制所述发送波束形成器与所述接收波束形成器,

其中,所述发送 / 接收程序控制部在将 N 设为大于等于 3 的整数时,在同一发送 / 接收集中条件下进行控制,使用载波相位相差 $360^\circ / N$ 的、作为通用包络线信号的发送脉冲,使所述发送波束形成器与所述接收波束形成器进行 N 次的发送 / 接收,

所述加算部对通过所述 N 次的发送 / 接收得到的 N 个时间系列回波信号进行加法运算,求得加算信号,抑制与从来自所述生物的软组织接收的超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 次高次谐波的成分相对的发送 / 接收灵敏度,将所述加算信号作为由所述成像用微气泡产生的信号输出。

2. 如权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述超声波摄像装置还具有除去杂音成分的带通滤波器和包络线信号检测器,通过所述带通滤波器和所述包络线信号检测器的信号作为表示所述成像用微气泡的空间分布的信号。

3. 如权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

通过所述加算信号,抑制与从来自所述生物的软组织的超声波回波信号的基波到高次谐波的成分相对的发送 / 接收灵敏度,得到与来自所述成像用微气泡的超声波回波信号相对的发送 / 接收灵敏度。

4. 如权利要求 3 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

抑制发送 / 接收灵敏度的成分为从基波到第 $(N-1)$ 次高次谐波的成分。

5. 如权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述 N 个发送脉冲波的和信号的振幅小于所述 N 个发送脉冲波的各自的振幅。

6. 如权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述超声波摄像装置还具有除去杂音成分的带通滤波器和包络线信号检测器,将通过所述带通滤波器和所述包络线信号检测器的信号作为表示所述生物的软组织的位置和形态的信号。

超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过向生物发送 / 接收超声波来拍摄其内部的超声波技术, 特别涉及使用微气泡类成像剂进行摄像的超声波摄像技术。

背景技术

[0002] 向生物发送 / 接收脉冲状超声波拍摄其内部的超声波摄像装置被广泛应用于医疗诊断。

[0003] 即使在图像诊断モダリティ中, 在 X 射线或 MRI 领域, 以前一直将成像剂用于血管系统的摄像等。其目的在于通过向血液中注入成像剂, 得到提高了血管系统的构造、分布的对比度的图像, 高准确性地诊断像恶性肿瘤或梗塞那样的血管系统所反映的疾病。

[0004] 与此相对, 在超声波诊断中, 到目前为止成像剂并没有被广泛地应用。但是, 近几年来由于出现了以某种方法稳定了具有微米级大小的微小气泡 (微气泡) 的制剂的成像剂, 所以开始被广泛应有。该原理是利用以下现象: 直径 1 微米左右的微小气泡与超声波诊断所使用的数 MHz 的超声波发生共振以大振幅进行振动, 作为其结果, 均匀地散射该频带的超声波, 产生成像能。

[0005] 微气泡类超声波成像剂的特征在于其较强的非线性。这取决于微气泡所具有的性质: 受到负压时体积的增大远大于受到相同振幅的正压时体积的减小。因此, 在由微气泡散射的回波信号中包含很多具有 2 倍的发送信号频率的第 2 高次谐波成分。V. L. Newhouse 等人在 1992 年首次报告了根据该第 2 高次谐波成分得到对软组织所强调的多普勒血流信号的方式 (例如, 参照文献 1: 1992 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp. 1175-1177)。

[0006] 此外, P. N. Burns 等人提出了使用反转了正负的发送声压脉冲波形进行 2 次发送 / 接收, 并对得到的 2 个回波信号进行加法运算的 Pulse Inversion (脉冲倒相) 法 (例如, 参照文献 2: 美国专利第 6, 095, 980 号)。通过该加法运算, 来自可以不计移动的软组织的回波信号的基波成分因为与相位旋转了 180° 的信号相加所以被消除, 但第 2 高次谐波成分因为与相位旋转了 360° 的信号相加, 所以由于加法运算成长为 2 倍。虽然必要的发送次数增加为 2 倍, 但是因为原理上可以不用带通滤波器而除去来自软组织的基波成分, 所以可以得到距离分辨能力优越的第 2 高次谐波回波信号。此外, 如同血流中的微气泡类成像剂那样, 对于对在 2 次发送 / 接收之间产生的变化可以忽略不计的散射体, 虽然来自这些散射体的基波回波信号也没有被完全消除, 但这与现在的目的, 即得到对软组织强调了成像剂的回波图像, 不如说是是一致的。

[0007] 另外, P. J. Phillips 提出了在使发送声压脉冲波形的正负反转的同时, 使振幅变化进行 3 次发送 / 接收的方法 (例如, 参照文献 3: 2001 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, PP. 1739-1745)。该方法是将发送振幅调制为 $0.5 : -1 : 0.5$, 进行 3 次发送 / 接收对得到的回波信号进行加法运算的方法。即, 对于在第 1 次和第 3 次发送中使用相同的脉冲波形, 在第 2 次发送时对这些脉冲波形进行相位反转, 使用 2 倍振幅的脉冲波形。消

除来自变化迟缓的线性散射体的回波信号成分,强调由非线性散射或非线性传播产生的回波信号的偶数倍高次谐波成分的方法与通常的 Pulse Inversion 法相同。此外其特征为:在由非线性散射或非线性传播产生的回波信号成分之中,通过振幅调制提取出包括基波在内的全部成分,仅在这方面,与通常的 Pulse Inversion 法相比期待对于由非线性散射或非线性传播产生的回波信号的高灵敏度。这是利用了对于入射声压振幅的微气泡的非线性散射的依存性比非线性传播的依存性远大得多的方法。通过该高灵敏度化,即使在非线性传播的效果比较小的发送声压,由于可以检测非线性散乱的效果,所以如果与通常的 Pulse Inversion 法比较,比较容易地将成像剂与软组织严格区分。

发明内容

[0008] 如上所述,在现有技术(文献1)中,虽然提出了根据该第2高次谐波成分得到对软组织所强调的血流多普勒信号的方式,但存在以下问题:为了从回波信号中提取该第2高次谐波成分,在只使用带通滤波器时作为输出信号得到的第2高次谐波回波信号的脉冲变长。

[0009] 这是因为在回波信号中包含的基波成分的振幅比第2高次谐波成分至少大1位,所以必须使用具有敏锐的带阻特性或狭窄的通带响应的滤波器。该问题在要通过2维图像显示血流时,因为使该距离方向的分辨能力恶化,所以特别严重。

[0010] 在现有技术(文献2)中,为了解决该问题,提出了使用反转了正负的发送声压脉冲波形进行2次发送/接收,并对得到的2个回波信号进行加法运算的 Pulse Inversion 法。

[0011] 生物软组织等很多物质中的音速在高压下比在低压下大。众所周知,因为该非线性,当超声波脉冲在软组织中传播时,声压高的部分比声压低的部分传播得快,其结果,原来为正弦波的声压波形在传播过程中变化为急剧上升平稳下降的N波状,即,变得具有第2高次谐波等高次谐波成分。

[0012] 在软组织中被散射后,即使没有微气泡类成像剂,具有高次谐波成分的回波信号也从软组织返回。根据该高次谐波成分形成回波图像的方法被称为 Tissue Harmonic Imaging 法,与基于基波成分的回波图像相比被期待更高的音响 S/N 比,近来被普遍使用。但是,这意味着:即使使用 Pulse Inversion 法,也会得到由微气泡类成像剂散射产生的高次谐波成分和由于发送脉冲的传播产生的高次谐波成分相混合的回波信号,作为本来目的的将成像剂与软组织严格区别的成像比较困难。

[0013] 由微气泡类成像剂产生的非线性散射与软组织中的非线性传播相比,一般存在的倾向为:即使是低声压也被进行观测。因此,通过将发送声压抑制得较低的 Pulse Inversion 法来抑制 Tissue Harmonic 成分的生成,主要根据来自微气泡类成像剂的非线性成分来形成回波图像的方法被广泛使用,但是,由于信号振幅不充分,现实的情况是很难得到满足进行成像诊断所期望的确诊的, S/N 比高的回波图像。

[0014] 作为在某种程度上解决该方法的问题,在现有技术(文献3)中,如上所述提出了在反转发送声压脉冲波形的正负的同时变化振幅,进行3次发送/接收的方法。但是,该方法不是在原理上除去由于发送脉冲在软组织中非线性传播而产生的 Tissue Harmonic 回波信号。

[0015] 鉴于这样的现状,本发明的目的在于提供一种超声波摄像技术,该技术通过将由微气泡类成像剂散射产生的回波成分与由于发送脉冲非线性传播产生的 Tissue Harmonic 成分明确地严格区分并形成图像,实现满足根据成像回波图像进行确诊的, S/N 比高的成像回波图像。

[0016] 为了达到上述目的,在本发明中,在将 N 设为大于等于 3 的整数时,通过在同一发送 / 接收集中条件下,对于波形不同的发送脉冲波,每次旋转所述发送脉冲波的载波相位 $360^{\circ} / N$ 来进行 N 次发送 / 接收,并进行 N 个回波信号的加法运算,由此来抑制与来自生物软组织的超声波回波信号的基波到第 (N-1) 次高次谐波的成分相对的发送 / 接收灵敏度,得到与来自所述成像用微气泡的超声波回波信号相对的发送 / 接收灵敏度。

[0017] 而且,在本发明中,在将 N 设为大于等于 3 的整数时,在同一发送 / 接收集中条件下,使用将包络线信号作为通用的发送脉冲波,每次旋转其载波相位 $360^{\circ} / N$ 进行 N 次发送 / 接收,并对 N 次发送 / 接收所得到的 N 个时间系列接收回波信号进行加法运算求出加算信号,由此来形成所述成像图像。

[0018] 作为例子,对 N 为 3 的情况进行叙述,将发送声压脉冲波形的包络线信号设为通用,每次旋转其载波相位大约 120° 进行 3 次发送 / 接收,对得到的 3 个回波信号进行加法运算。通过该加法运算,由可以忽略变化的线性散射体散射的回波信号的基波成分和第 2 高次谐波成分被同时除去。这是因为在着眼于由于这样的散射体的 3 个回波信号的相位时,基波成分的相位每次大约旋转 120° 这是当然的,第 2 高次谐波成分的相位也沿着与基波成分相反的方向每次大约旋转 120° 。

[0019] 另一方面,由作为非线性共振体的成像微气泡产生的散射回波信号没有被除去。由此,可以从回波信号之中提取不包含由软组织中的非线性传播等产生的信号成分的,只由成像用微气泡产生的信号。

[0020] 该原理如果通过考虑活塞式 4 冲程串联发动机的振动问题就比较容易理解。当曲轴以一定的角速度旋转时,构成活塞式发动机的各活塞振动的线速度不仅包括该角速度的基波成分,还包括可以忽略的振幅的高次谐波成分。

[0021] 4 冲程串联 4 气缸发动机通常的结构为:由对称设置的 2 个同相位活塞形成的 2 个组成 180° 的曲轴角。图 1 的 (a) 表示基波的相位关系,通过该结构除去各组活塞所产生的的基波成分。图 1 的 (b) 表示第 2 高次谐波的相位关系,第 2 高次谐波成分成长为 2 倍,其结果,具有 2 倍于曲轴转速的频率的振动成为问题。图中,实线表示由第 1 活塞组产生的振动的相位,虚线表示由第 2 活塞组产生的振动的相位。之所以存在安装了以 2 倍于曲轴的角速度旋转的平衡器的 4 气缸发动机是为了除去该振动。

[0022] 另一方面,4 冲程串联 6 气缸发动机通常的结构为:由对称设置的 2 个同相位活塞组成的 3 个组成 120° 的曲轴角。图 2 的 (a) 表示基波的相位关系,通过该结构,各组活塞产生的基波成分按曲轴角计算成 120° 地产生并相互抵消。图 2 的 (b) 表示第 2 高次谐波的相位关系,如图所示,第 2 高次谐波成分也按曲轴角计算成 $120^{\circ} \times 2 = 240^{\circ}$,即从反方向计算具有 120° 的相位地产生,因此相互抵消。这就是串联 6 气缸发动机振动小的原因。图中,点划线表示由第 3 活塞组产生的振动的相位。在原理上强调该第 2 高次谐波振动的串联 4 气缸发动机的结构与 Pulse Inversion 法相当,而不仅消除基波还在原理上消除第 2 高次谐波的振动的串联 6 气缸发动机的结构与本发明的方法相当。

[0023] 一般情况下,在将 N 设为大于等于 3 的整数时,如果对串联 2N 气缸发送机的振动进行叙述,则在原理上消除从基波即第 1 次高次谐波到第 $(N-1)$ 次高次谐波的振动。如果将此转换为本发明的超声波成像的情形,则将发送声压脉冲波形的包络线信号设为通用,每次旋转其载波的相位 $360^\circ / N$ 进行 N 次发送 / 接收,并对得到的 N 个回波信号进行加法运算,由此同时消除从可忽略短时间变化的线性散射体所散射的回波信号的基波到第 $(N-1)$ 次高次谐波的成分。

[0024] 另一方面,由微气泡类成像剂所散射产生的回波信号的相位由于其较强的非线性共振特性而受到包络线振幅的影响,对于发送信号载波的相位没有一定的关系。因此,即使每次旋转发送脉冲载波的相位 120° 进行 3 次发送 / 接收,并对得到的 3 个回波信号进行加法运算,但在由成像用微气泡所散射产生的回波信号的情况下,仍残留有未被消除的成分。因此,该残留的回波信号成分只反映微气泡类成像剂的存在,所以使用该回波信号成分可以实现将成像剂与软组织明确地严格区分的超声波成像。

[0025] 下面,对涉及本发明的超声波摄像方法的特征进行说明。

[0026] (1) 一种超声波摄像方法,其对导入了成像用微气泡的生物进行超声波的发送 / 接收,形成通过所述成像用微气泡的所述生物内部的成像图像,其特征在于,具有:

[0027] 在将 N 设为大于等于 3 的整数时,在同一发送 / 接收集中条件下使用波形不同的发送脉冲波进行 N 次发送 / 接收的步骤;

[0028] 对通过所述 N 次发送 / 接收所得到的 N 个时间系列接收回波信号进行加法运算求出加算信号,由此来抑制与从来自所述生物的组织超声波回波信号的基波到第 $(N-1)$ 次高次谐波的成分相对的发送 / 接收灵敏度,提取由于所述成像用微气泡而产生的信号,形成所述成像图像的步骤;和

[0029] 显示所述成像图像的步骤。

[0030] (2) 如所述事项 (1) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0031] 所述 N 个发送脉冲波的和信号的振幅比所述 N 个发送脉冲波的各个振幅小。

[0032] (3) 如所述事项 (1) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0033] 所述 N 个发送脉冲波具有通用的包络线信号,载波的相位相差 $360^\circ / N$ 。

[0034] (4) 如所述事项 (1) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0035] N 是 3, 3 个发送脉冲波具有通用的包络线信号,载波的相位相差 $120^\circ / N$ 。

[0036] (5) 如所述事项 (1) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0037] 根据通过所述 N 次发送 / 接收得到的 N 个时间系列接收回波信号的和信号的振幅形成所述生物的图像,通过反映了所述振幅的亮度显示来显示。

[0038] (6) 如所述事项 (1) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0039] 根据通过所述 N 次发送 / 接收得到的 N 个时间系列接收回波信号的多组加权组合的加权和信号的振幅,来形成所述生物体的图像,通过反映了所述振幅的亮度显示来显示。

[0040] (7) 如所述事项 (6) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0041] 具有根据各自不同的显示色来重叠显示所述加权和信号的所述振幅。

[0042] (8) 如所述事项 (6) 所记载的超声波摄像方法,其特征在于,

[0043] 在所述多组加权组合之中,至少 1 组结构如下:抑制与来自所述软组织的所述超声波回波信号的所述基波成分和所述偶数次高次谐波成分相对的所述发送 / 接收灵敏度,

得到与来自所述成像用微气泡的所述超声波回波信号相对的所述发送 / 接收灵敏度 ; 其他至少有 1 组的结构如下 : 得到与来自所述软组织的所述超声波回波信号相对的发送 / 接收灵敏度。

[0044] (9) 一种超声波摄像方法, 其对导入了成像用微气泡的生物进行超声波脉冲的发送 / 接收, 形成通过所述成像用微气泡的所述生物内部的成像图像, 其特征在于, 具有 :

[0045] 在将 N 设为大于等于 3 的整数时, 在同一发送 / 接收集中条件下使用将包络线作为通用的发送脉冲波, 每次旋转其载波的相位 $360^{\circ} / N$ 进行 N 次发送 / 接收的步骤 ; 和

[0046] 对通过所述 N 次发送 / 接收得到的 N 个时间系列接收回波信号进行加法运算求出加算信号来形成所述成像图像的步骤。

[0047] (10) 如所述事项 (9) 所记载的超声波摄像方法, 其特征在于,

[0048] N 是 3, 3 个发送脉冲波具有通用的包络线信号, 载波相位相差大约 120° 。

附图说明

[0049] 图 1 是 Pulse Inversion 法的原理的说明图。

[0050] 图 2 是涉及本发明的 3 脉冲法的原理的说明图。

[0051] 图 3 是本发明实施例中的超声波诊断装置的结构方框图。

[0052] 图 4 是表示通过本发明得到的, 由具有非线性传播特性的生物软组织中的点反射体产生的回波信号的例子的图。

[0053] 图 5 是表示通过 Pulse Inversion 法得到的, 由具有非线性传播特性的生物软组织中的点反射体产生的回波信号的例子的图。

[0054] 图 6 是表示通过本发明得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号的例子的图。

[0055] 图 7 是表示通过本发明得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

[0056] 图 8 是表示通过 Pulse Inversion 法得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号的例子的图。

[0057] 图 9 是表示通过 Pulse Inversion 法得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

[0058] 图 10 是表示在本发明中, 在特意地将第 2 高次谐波重叠到发送脉冲波时得到的, 由生物软组织中的点反射体产生的回波信号的例子的图。

[0059] 图 11 是表示在本发明中, 在特意地将第 2 高次谐波重叠到发送脉冲波时得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号的例子的图。

[0060] 图 12 是表示在本发明中, 在特意地将第 2 高次谐波重叠到发送脉冲波时得到的, 由成像用微气泡产生的散射回波信号通过带通滤波器后的波形的图。

[0061] 图 13 是表示在本发明中, 在发送脉冲的相位产生了误差时得到的, 由生物软组织中的点反射体产生的回波信号的, 加算器输出信号波形的例子的图。

[0062] 图 14 是表示在本发明中, 在发送脉冲的相位产生了误差时得到的, 由生物软组织中的点反射体产生的回波信号的, 加算器输出信号振幅的相位误差依存性的图。

[0063] 图 15 是表示本发明中的发送波形的一个例子的图。

具体实施方式

[0064] 下面,参照附图对本发明的实施例进行说明。

[0065] 图 3 是为了实施本发明而构成的超声波诊断装置的方框图的典型例子。构成超声波探头 1 的各元件经由切换开关群 2 与发送波束形成器 3 和接收波束形成器 10 相连接。发送波束形成器 3 根据发送 / 接收程序控制部 6 的控制,使用发送波形选择部 4 从发送波形存储器 5 选择读取的波形,在通过各元件进行了发送时生成成为具有指向性的超声波脉冲的信号。该信号由超声波探头 1 的各元件变换为超声波脉冲发送给生物。在生物中被反射或被散射返回到超声波探头 1 的超声波回波信号被各元件接收,变换成电信号。

[0066] 接收波束形成器 10 根据发送 / 接收程序控制部 6 的控制,为了生成具有指向性的接收灵敏度,而对各接收信号给予延迟时间并相互地进行加法运算。通过延迟加法运算得到的时间系列信号还是根据发送 / 接收程序控制部 6 的控制,暂时存储到由接收存储器选择部 11 所选择的接收波形存储器 12 中的 1 个存储单元内,在应该相互进行加法运算的时间系列信号齐聚之后将其读出,由加算器 13 相互地进行加法运算。加算器输出信号在通过了除去杂音成分的带通滤波器 14 之后,在包络线信号检测器 A16 中被变换为包络线信号,输入到扫描转换器 18。

[0067] 另一方面,一部分存储在接收波形存储器 12 中的时间系列信号在被读出后不相互进行加法运算,而是原样不变地通过除去杂音成分的带通滤波器 15,在包络线信号检测器 B17 中被变换为包络线信号,输入到扫描转换器 18。扫描转换器 18 为了适当重叠输入的多个信号并在显示部 19 中进行 2 维乃至 3 维显示,而进行信号的生成・控制。

[0068] 如图 15 所示,在发送波形存储器 5 中存储有具有通用的包络线信号的,载波的相位大约相差 120° 的 3 个超声波脉冲波形(图中的(a)、(b)、(c)),在由发送波形选择部 4 变更波形 3 次执行了所谓选择 3 个超声波脉冲波形中的 1 个进行发送 / 接收的程序的情况下,在图 4 中的(a)、(b)、(c)表示了存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元内的信号。在此,为了简便,通过数值计算模拟求出并表示发送超声波脉冲在生物软组织中传播后由 1 个点反射体反射产生的接收回波信号。载波频率设为 2MHz。图中的(d)是在将(a)、(b)、(c)输入到加算器 13 时得到的输出信号。因为发送超声波脉冲在生物软组织中非线性传播,所以在(a)、(b)、(c)中不仅包含基波成分,也包含第 2 高次谐波成分,但是,在加算器输出结果(d)中,如同根据本发明的原理所预测的那样,不仅基波成分之间相互抵消而且第 2 高次谐波成分之间也相互抵消,信号振幅几乎为零。

[0069] 为了与此进行对比,在图 5 中表示了在使用 Pulse Inversion 法时的结果。此时,存储在发送波形存储器 5 中的具有通用的包络线信号的,载波的相位相差 180° 的 2 种超声波脉冲波形,由发送波形选择部 4 选择其中的 1 个进行发送 / 接收。在图中(a)、(b)表示了改变波形 2 次执行了该程序时,存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元中的信号。图中的(c)是那时所得到的加算器 13 的输出信号,虽然基波成分之间相互抵消了,但第 2 高次谐波成分之间不如说得到了相互强调的结果的信号。该信号被称为 TissueHarmonic 信号,虽然在描绘生物软组织时具有得到高的音响 S/N 的优点,但是在希望只将成像剂的分布或动态与软组织严格区分并进行描绘的情况下,成为妨碍该描绘的最大原因。

[0070] 下面,表示在与图 4、图 5 的情况相同的发送 / 接收程序中,由成像微气泡产生的

接收回波信号。图 6、图 8 作为一个例子,是通过数值计算模拟求出由半径 $1.5\mu\text{m}$ 的微气泡散射产生的接收回波信号的结果,图 7、图 9 是那时的带通滤波器 14 的输入 / 输出信号。通过图 6、图 7、图 8、图 9,与声压成比例的纵轴的比例尺为通用的。

[0071] 如果对各自的对应关系进行描述,则在与图 4 的情况相同的实施了本发明时的发送 / 接收程序中,存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元内的信号是图 6 中的 (a)、(b)、(c),那时得到的加算器 13 的输出信号即带通滤波器 14 的输入信号是图 6 中的 (d) 以及图 7 中的 (a)。图 7 中的 (b)、(c)、(d)、(e)、(f) 分别是在将通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 14 的输出信号。另一方面,在与图 5 的情况相同地实施了 Pulse Inversion 法时的发送 / 接收程序中,存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元内的信号是图 8 中的 (a)、(b),那时得到的加算器 13 的输出信号即带通滤波器 14 的输入信号是图 8 中的 (c) 以及图 9 中的 (a)。图 9 中的 (b)、(c)、(d)、(e)、(f) 是与图 8 的情况相同地设定了通带中心频率时的带通滤波器 14 的输出信号。

[0072] 原本,根据为了强调回波信号中的第 2 高次谐波成分所设计的 Pulse Inversion 法,如图 9 中的 (c)、(d) 所示,从 1.5 倍高次谐波得到包含较多第 2 高次谐波成分的由微气泡产生的信号是理所当然的,根据为了在回波信号中的第 2 高次谐波成分之中消除由于非线性传播等产生的成分而设计的本发明的发送 / 接收程序,如图 7 中的 (d)、(e)、(f) 所示,从第 2 高次谐波得到包含较多第 3 高次谐波成分的由微气泡产生的振幅充分的信号应该受到关注。该特异并且有用的现象的原因在于微气泡是具有较大非线性的共振体,更简单地讲,在于延迟时间具有依存于振幅的响应特性。即,在输入 / 输出声压之间,即使有非线性如果在延迟响应时间中没有振幅依存性,则如图 4 中的 (d) 所示,输出信号中的第 2 高次谐波成分被消除。另一方面,通过单一的线性共振体,第 2 高次谐波本身并不发生,因此是例外。

[0073] 本发明的发送 / 接收程序还具有以下特点:以上述原理为背景,即使特意地将第 2 高次谐波成分重叠到发送脉冲波形,在将其消除的同时得到由成像用微气泡产生的振幅充分的信号。通过特意地将第 2 高次谐波成分重叠到超声波发送波形,可以强调生物中或液体中的微气泡的振动·成长·压坏,或与其相反地进行抑制(参照:IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 43, no. 6, pp. 1054-1062)。该第 2 高次谐波重叠发送在使用了成像用微气泡的超声波成像的情况下也被认为有用。

[0074] 图 10、图 11、图 12 表示在特意地将第 2 高次谐波成分重叠到发送脉冲波形时所得到的回波信号的例子。

[0075] 在发送波形存储器 5 中存储有具有通用的包络线信号的,作为载波的基波以及第 2 高次谐波的相位相差 120° 的 3 个超声波脉冲波形,在由发送波形选择部 4 改变波形执行了 3 次所谓选择 3 个超声波脉冲波形中的 1 个进行发送 / 接收的程序时,与图 4 的情况相同地求出存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元内的信号,并在图 10 中的 (a)、(b)、(c) 表示,将那时得到的加算器 13 的输出信号在 (d) 中表示。

[0076] 另外,与图 6 的情况相同地求出由成像用微气泡散射产生的接收回波信号,并把存储在接收波形存储器 12 中的各存储单元内的信号在图 11 中的 (a)、(b)、(c) 表示,将那时得到的加算器 13 的输出信号即带通滤波器 14 的输入信号在图 11 中的 (d) 以及图 12 中

的 (a) 表示,图 12 中的 (b)、(c)、(d)、(e)、(f) 是在与图 8 的情况相同地设定了通带中心频率时的带通滤波器 14 的输出信号。

[0077] 如同根据图 10 中的 (d) 而变得明确那样,即使在特意地将第 2 高次谐波成分重叠到发送脉冲波形的情况下,对于由点反射体散射产生的接收回波信号,加算器 13 的输入信号的第 2 高次谐波成分和由图 4 时的非线性传播产生的第 2 高次谐波成分一样地相互抵消,加算器输出信号振幅几乎为零。另一方面,对于由成像用微气泡散射产生的接收回波信号,与图 6 的情况一样,没有通过加算器 13 的加法运算进行消除,而是从第 2 高次谐波成分得到包含较多第 3 高次谐波成分的振幅充分的输出信号。

[0078] 而且,对于发送脉冲波的相位,为了得到本发明的效果对必要的误差范围进行了研究。作为例子,对于第 2 发送脉冲波的相位偏移了 20° 的情况,与图 4 的情况相同地求出加算器 13 的输出信号即带通滤波器 14 的输入信号和使通带中心频率符合于基波和第 2 高次谐波后的滤波器的输出信号,并在图 13 中的 (b)、(c) 进行表示。在图中的 (a),为了比较,表示出了图 5 的情况即可以无相位误差地实施 Pulse Inversion 法时的信号。图 13 中的 (c) 表示的情况为:对应于第 2 发送脉冲波的 20° 的相位偏移,使第 3 发送脉冲波的相位偏移 10° 来进行调整以使 3 个发送脉冲波的和信号为零。

[0079] 如果将发送脉冲波的包络线信号作为时间 t 的函数写为 $A(t)$,那么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,可以写为

$$[0080] \quad P_1(t) = A(t) \sin \omega t \quad (1)$$

$$[0081] \quad P_2(t) = A(t) \sin(\omega t + 2\pi/3) \quad (2)$$

$$[0082] \quad P_3(t) = A(t) \sin(\omega t - 2\pi/3) \quad (3)$$

[0083] 此时,

$$[0084] \quad P_1(t) + P_2(t) + P_3(t) = 0 \quad (4)$$

[0085] 的关系成立。当在第 2 脉冲产生了相位误差 ϕ 时,第 2 脉冲可以写为

$$[0086] \quad P_2(t) = A(t) \sin(\omega t + 2\pi/3 + \phi) \quad (5)$$

[0087] 此时,如果调整第 3 脉冲将其写为,

$$[0088] \quad P_3(t) = A_3(t) \sin(\omega t - 2\pi/3 + \phi/2) \quad (6)$$

$$[0089] \quad A_3(t) = 2A(t) \cos(\pi/3 + \phi/2) \quad (7)$$

[0090] 则与相位误差 ϕ 无关,可以使 (4) 成立。图 13 中的 (c) 是进行了那样的第 3 脉冲的修正的结果,与第 2 脉冲的相位误差无关,还可以消除加算器 13 的输出信号中的基波成分。当 (4) 成立时,一般情况下,用于发送的 N 个脉冲波形的和信号实质上为零,由此来消除对 N 个接收回波信号进行加法运算得到的信号中的基波成分。

[0091] 在图 14 中将加算器 13 的输出信号振幅的 peak-to-peak 值作为对第 2 脉冲所给予的相位误差的函数来表示。表示了没进行第 3 脉冲的修正时(图中的 (a))和进行了修正时(图中的 (b))的,使用在无相位误差地实施完 Pulse Inversion 法之后的数值进行了标准化的信号振幅。如果相位误差达到 20° ,则即使进行第 3 脉冲的修正,由软组织中的非线性传播产生的而非由成像用微气泡产生的信号振幅大于等于现有 Pulse Inversion 法的一半,致使本发明的效果未能充分发挥。根据该结果,可以说为了充分得到本发明的效果,最好将发送脉冲的相位误差控制为小于等于 10° 左右。

[0092] 如上所述,通过实施本发明,可以从回波信号中提取出不包含由软组织中的非线性传播等产生的信号成分的,仅由成像用微气泡产生的信号。

[0093] 可以作为加算器 13 的输出信号来得到那样的信号,进而作为带通滤波器 14 的输出信号得到提高了 S/N 比的信号,作为其包络线信号得到包络线信号检测器 A16 的输出信号,该信号作为表示成像用微气泡的空间分布的信号被输入到扫描变频器 18。另一方面,使存储在接收波形存储器 12 中的 1 个存储单元内的信号通过带通滤波器 15,然后从 S/N 比提高的信号中,通过包络线信号检测器 B17 得到包络信号,将该包络信号作为表示软组织的位置和形态的信号输出到扫描变频器 18。

[0094] 扫描变频器 18 将包络线信号检测器 B17 的输出信号作为背景,为了方便与其区别,使用不同的色调重叠包络线信号检测器 A16 的输出信号,并在显示部 19 进行显示。这样,通过 2 维或 3 维图像,可以明白易懂地显示作为检查对象的患者身体之中的成像用微气泡的分布。

[0095] 在上述的实施例中,作为表示软组织位置与形态的信号,虽然对原样使用存储在接收波形存储器 12 中的 1 个存储单元内的信号的情况进行了说明,但在一般情况下,可以使用对存储在接收波形存储器 12 中的 3 个存储单元内的信号附以了适当加权的加算信号。

[0096] 另外,在上述的一连串说明中,对使用 3 个发送脉冲的实施例进行了详细的说明,但如在原理说明中所表示的那样,使用具有通用的包络线信号的大于等于 3 的整数 N 个发送脉冲波,每次旋转其载波的相位 $360^\circ / N$,进行 N 次发送 / 接收,将得到的 N 个回波信号暂时存储在接收波形存储器 12 中的 N 个存储单元内,将读出的信号输入到加算器 13,由此也可以实施本发明。

[0097] 如上所述,根据本发明,从回波信号之中提取不包括由软组织中的非线性传播等产生的信号成分的,仅由成像用微气泡产生的信号,由此,可以提供满足根据成像回波图像进行确诊的 S/N 比高的诊断用图像。这样,实施了本发明的装置在医用诊断上的用处极大,因此,本发明对支持医用诊断的工业也具有很大意义。

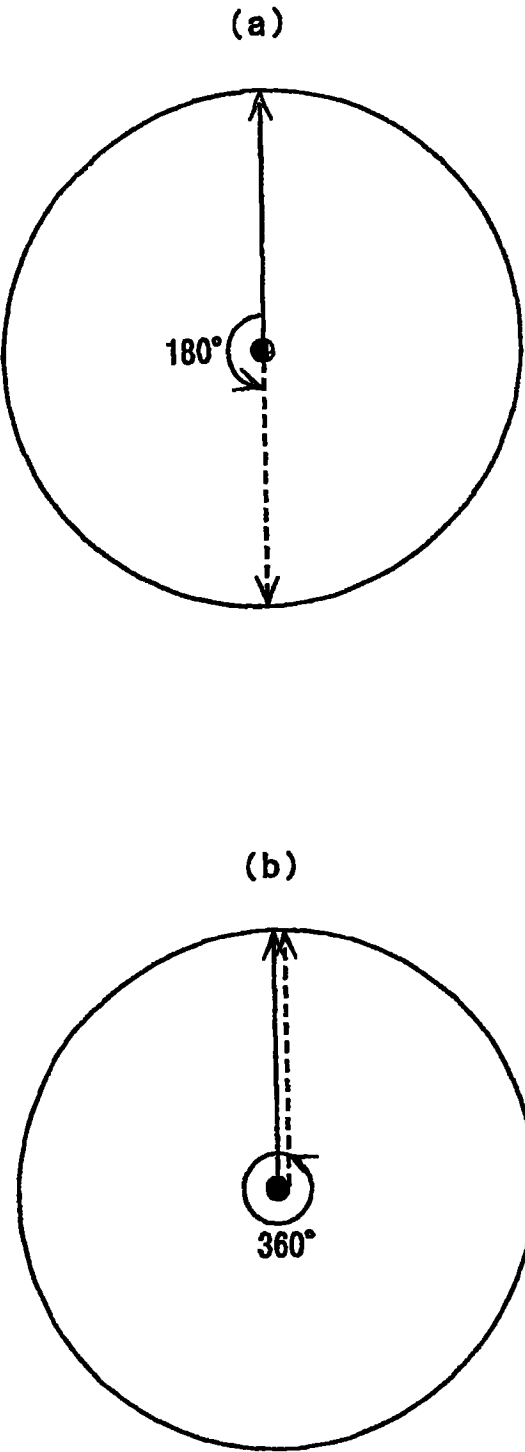


图 1

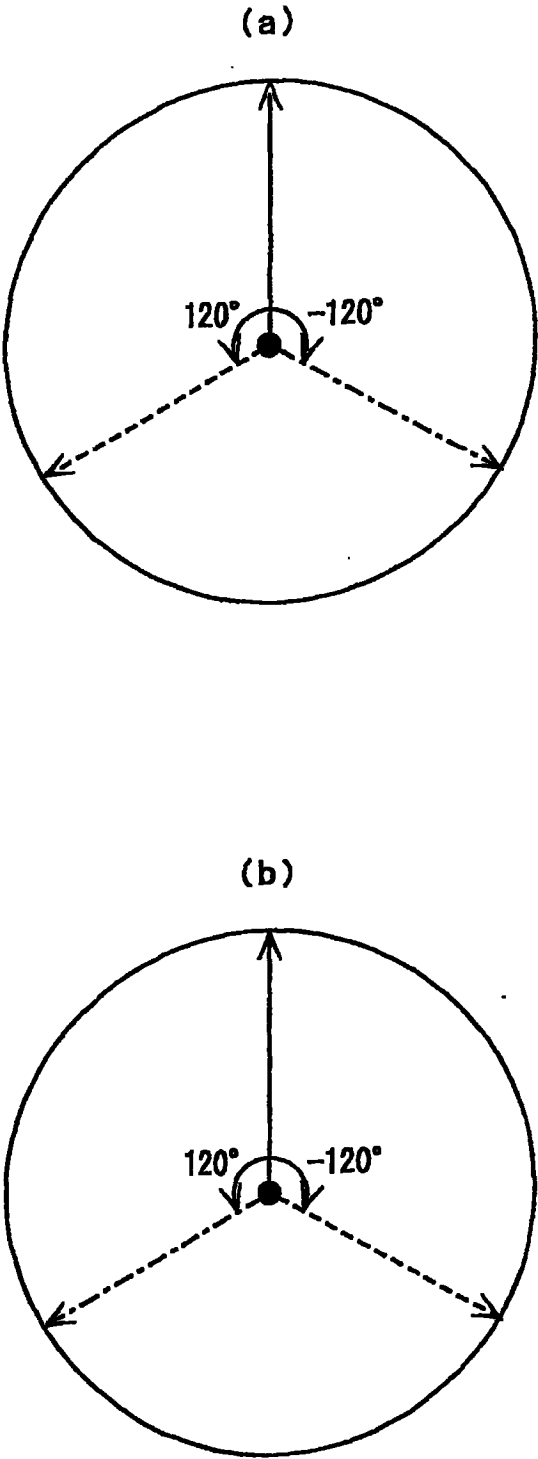


图 2

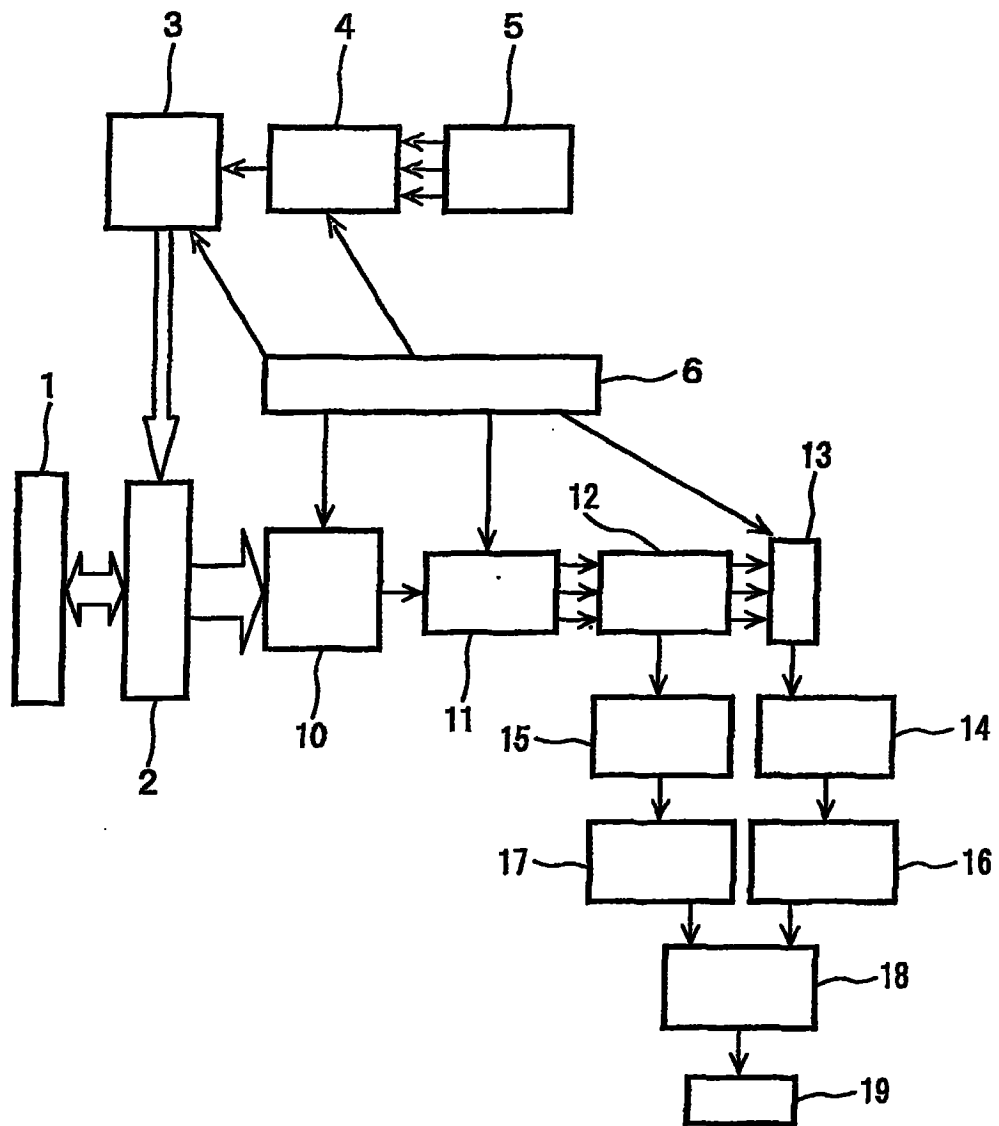


图 3

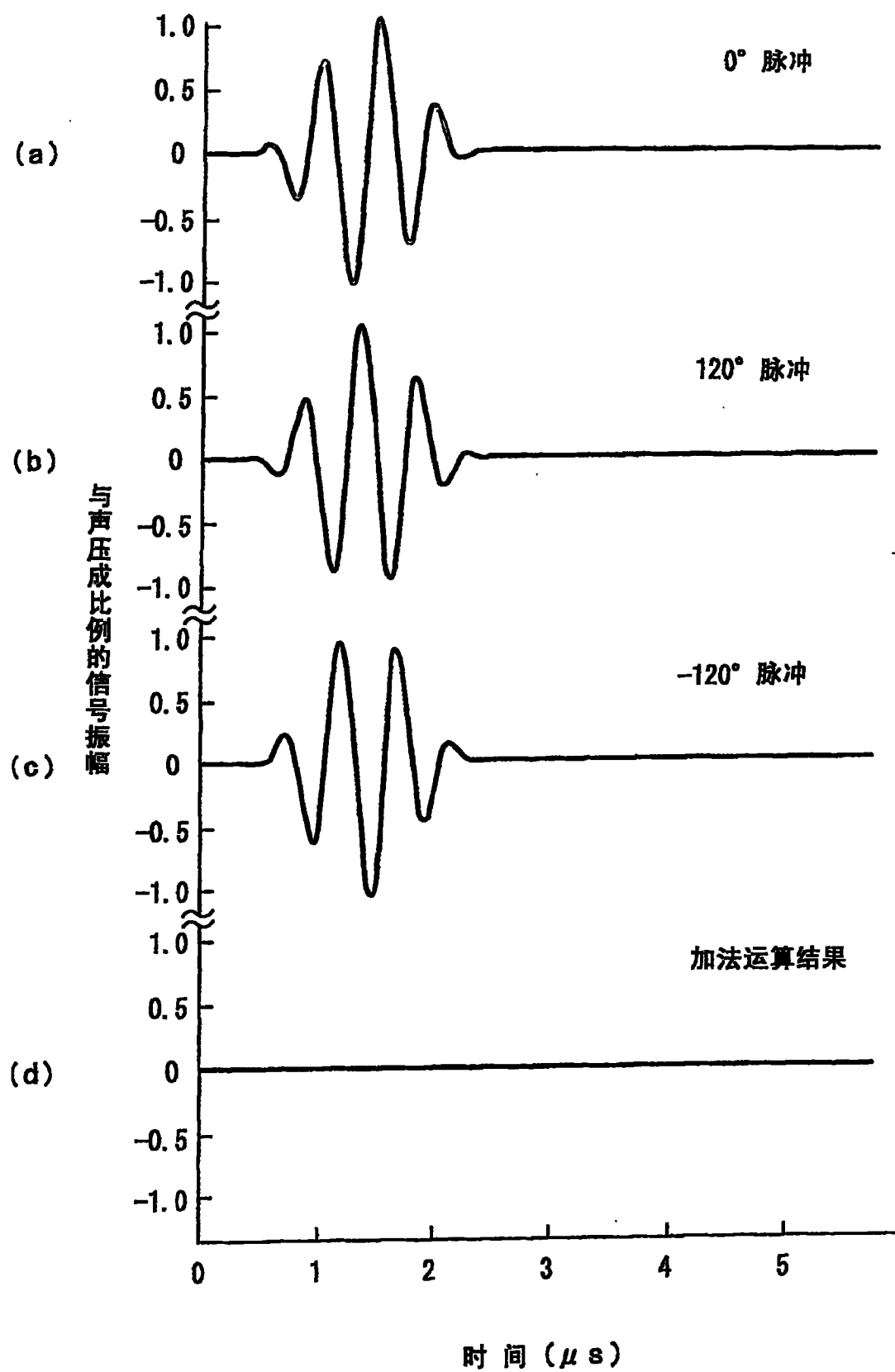


图 4

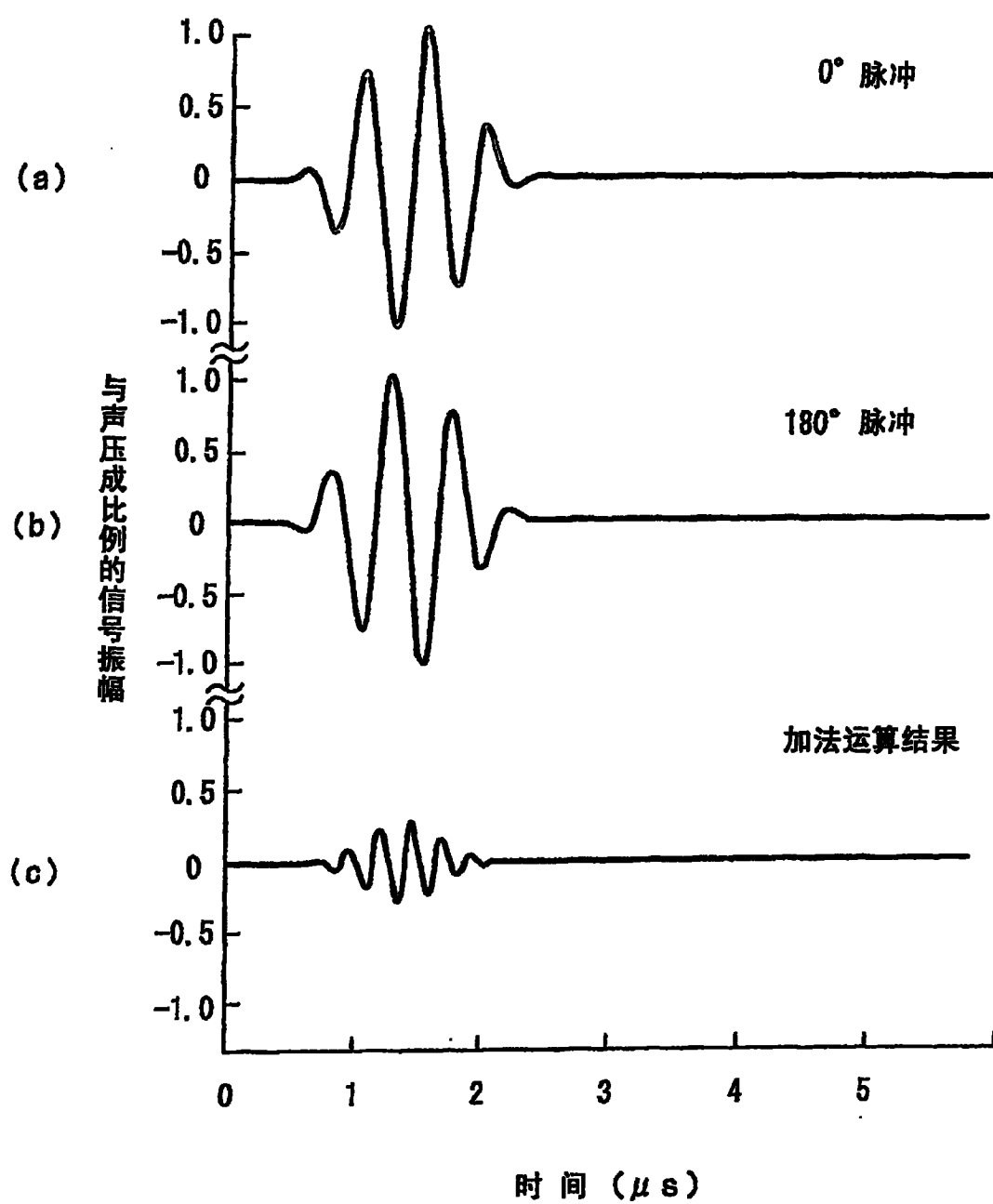


图 5

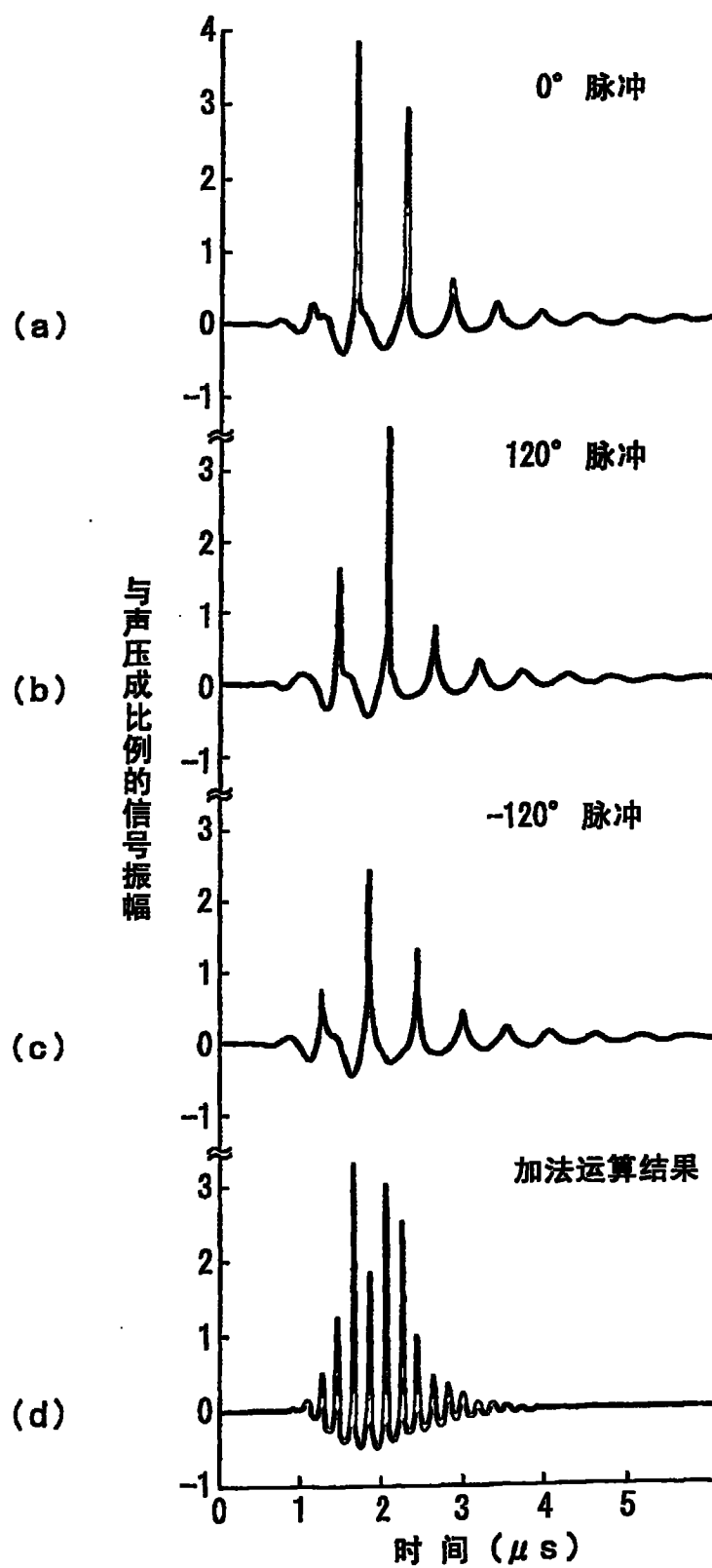


图 6

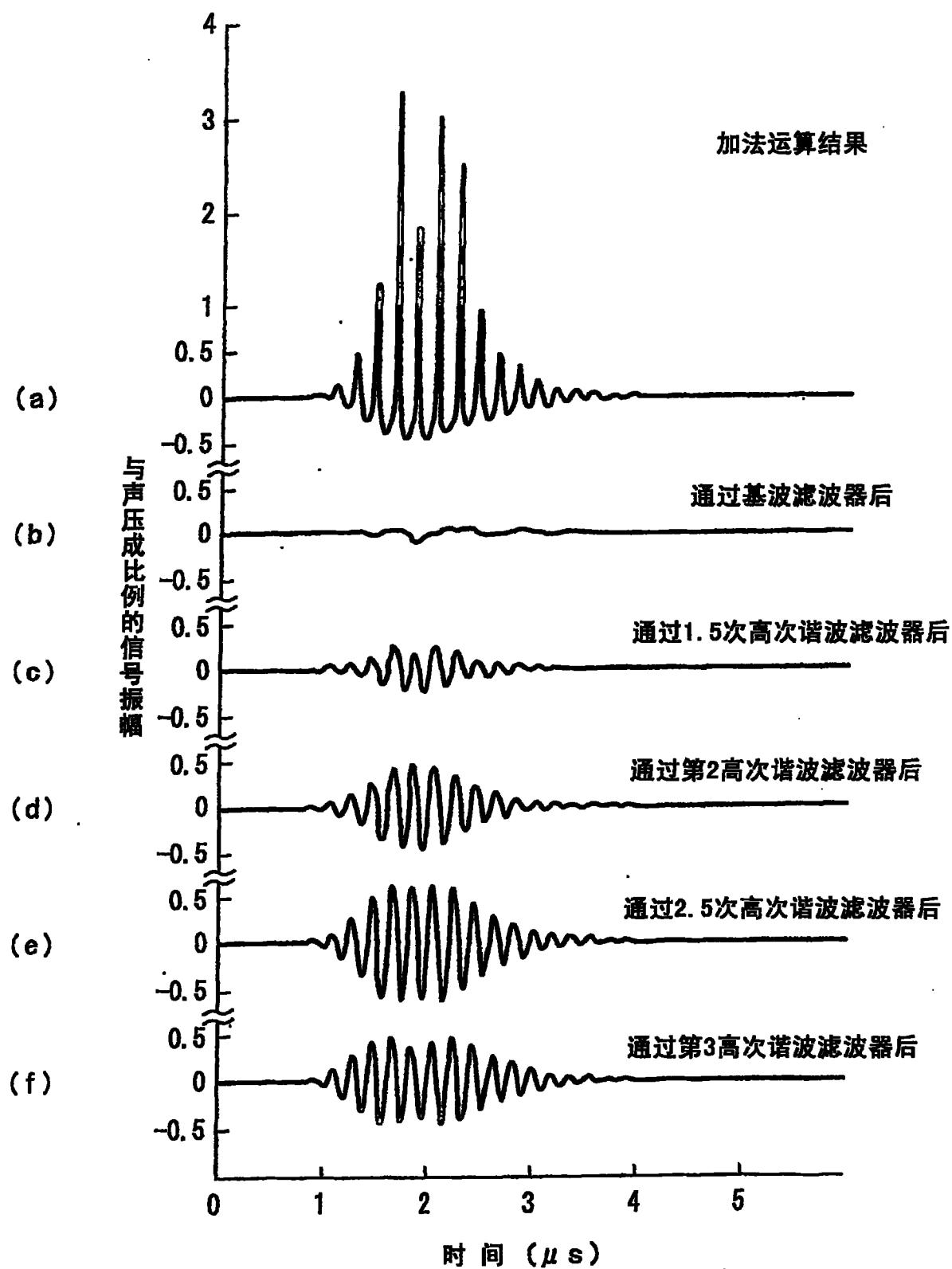


图 7

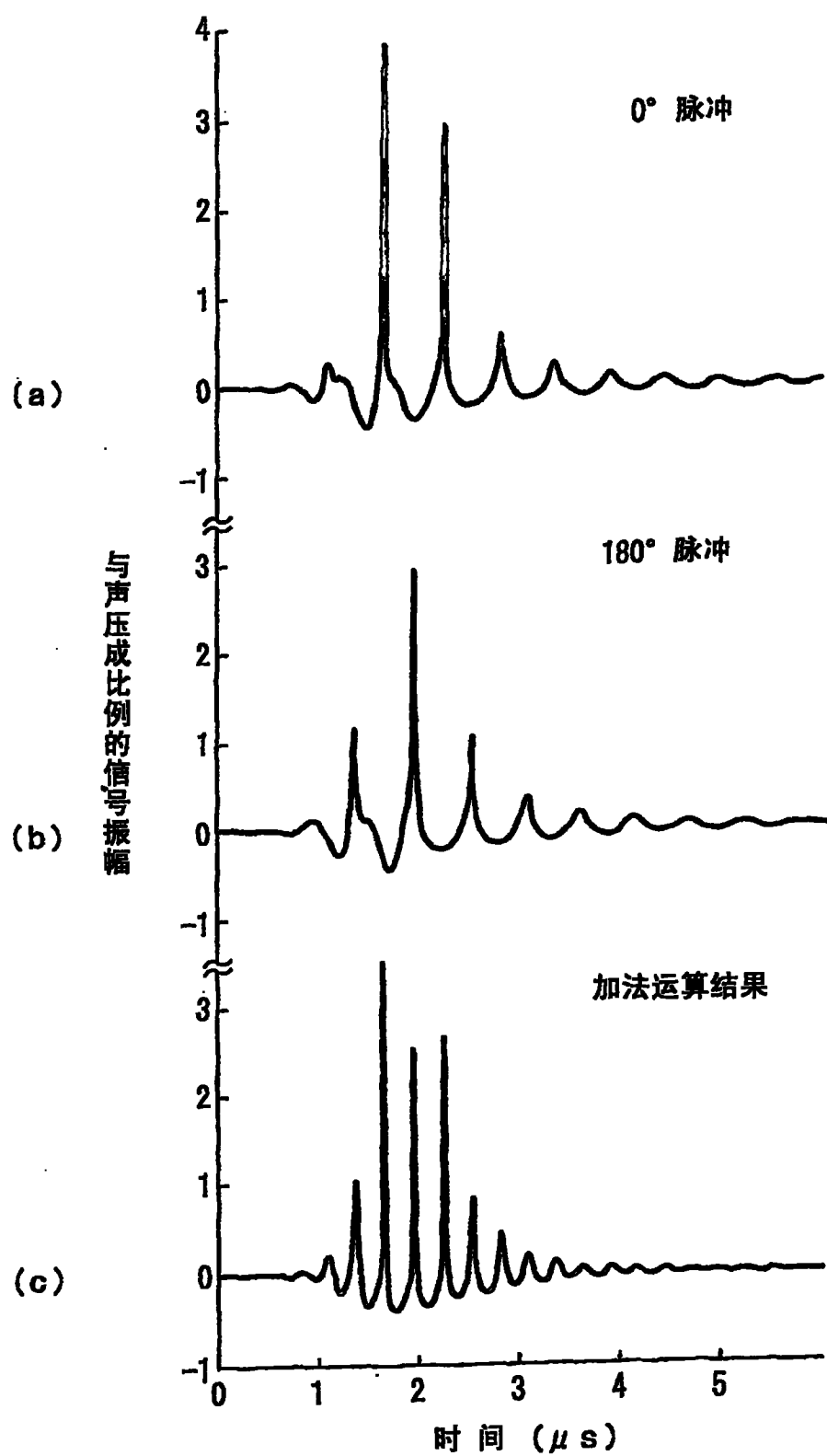


图 8

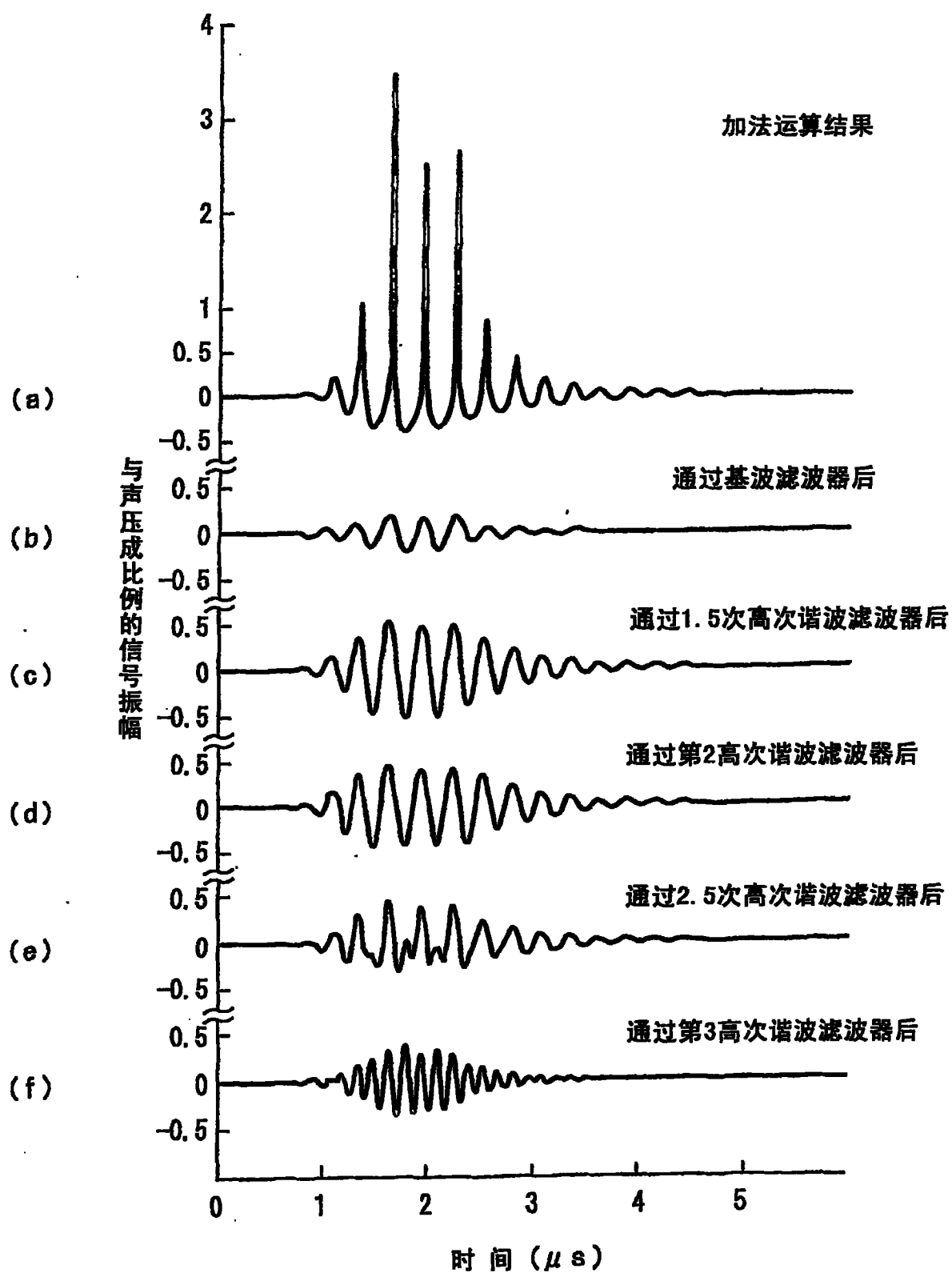


图 9

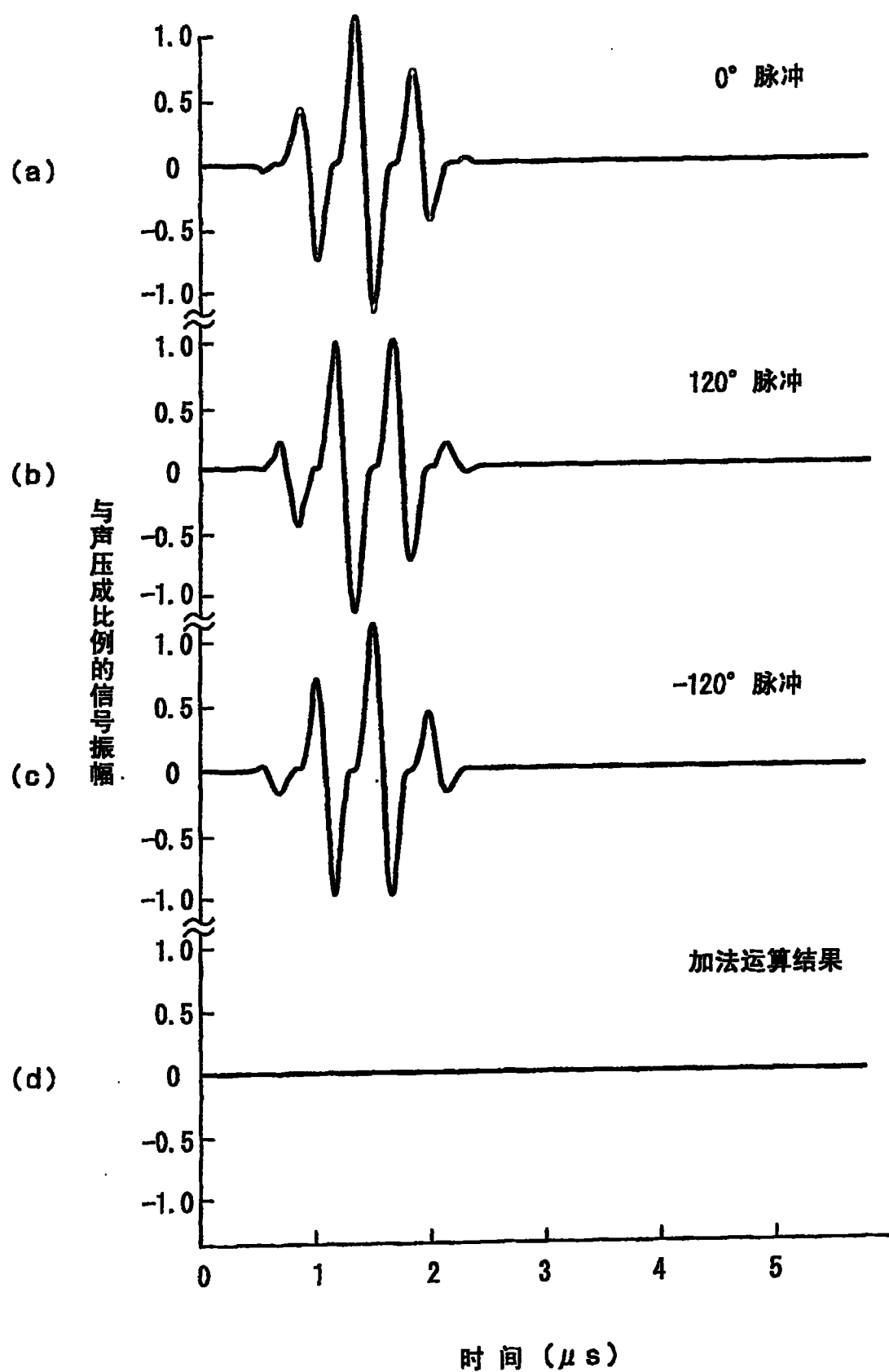


图 10

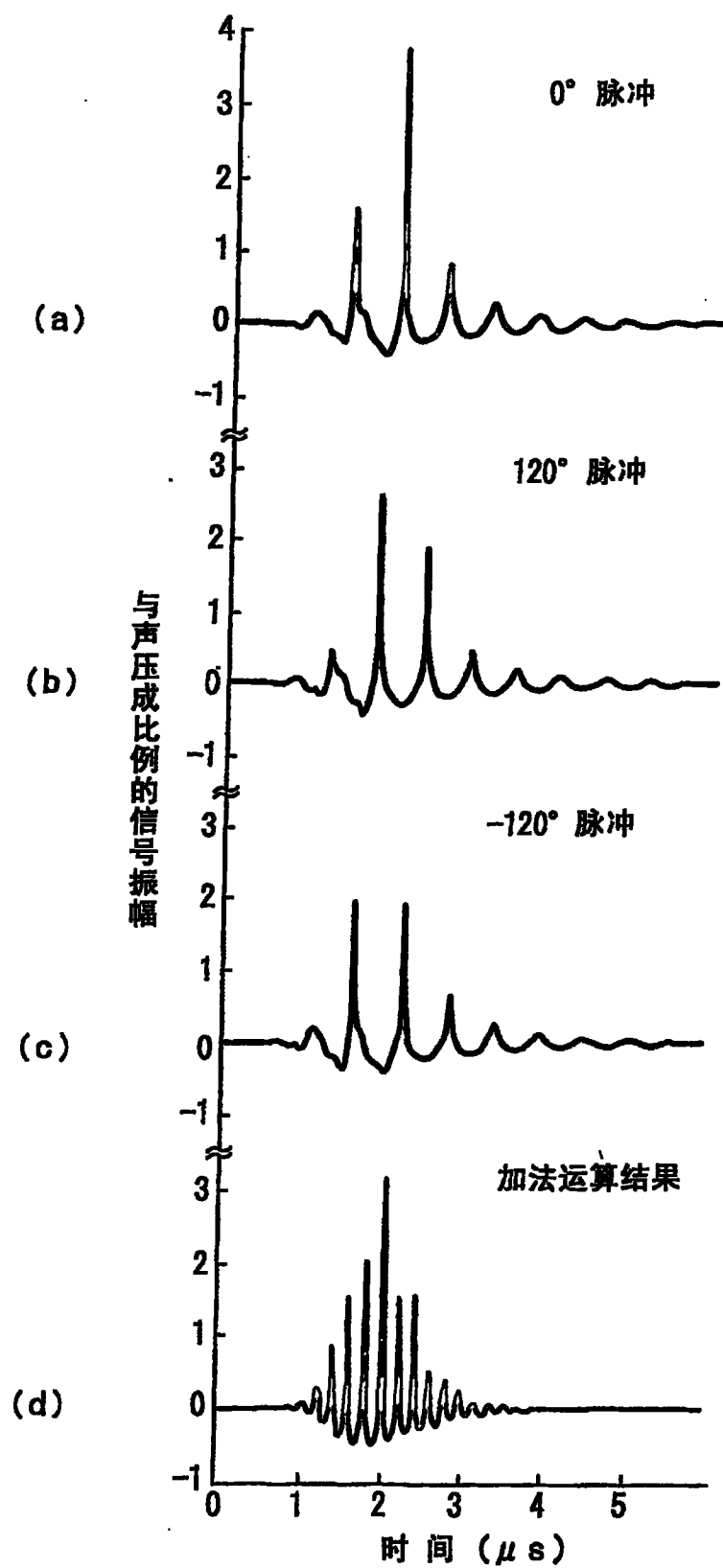


图 11

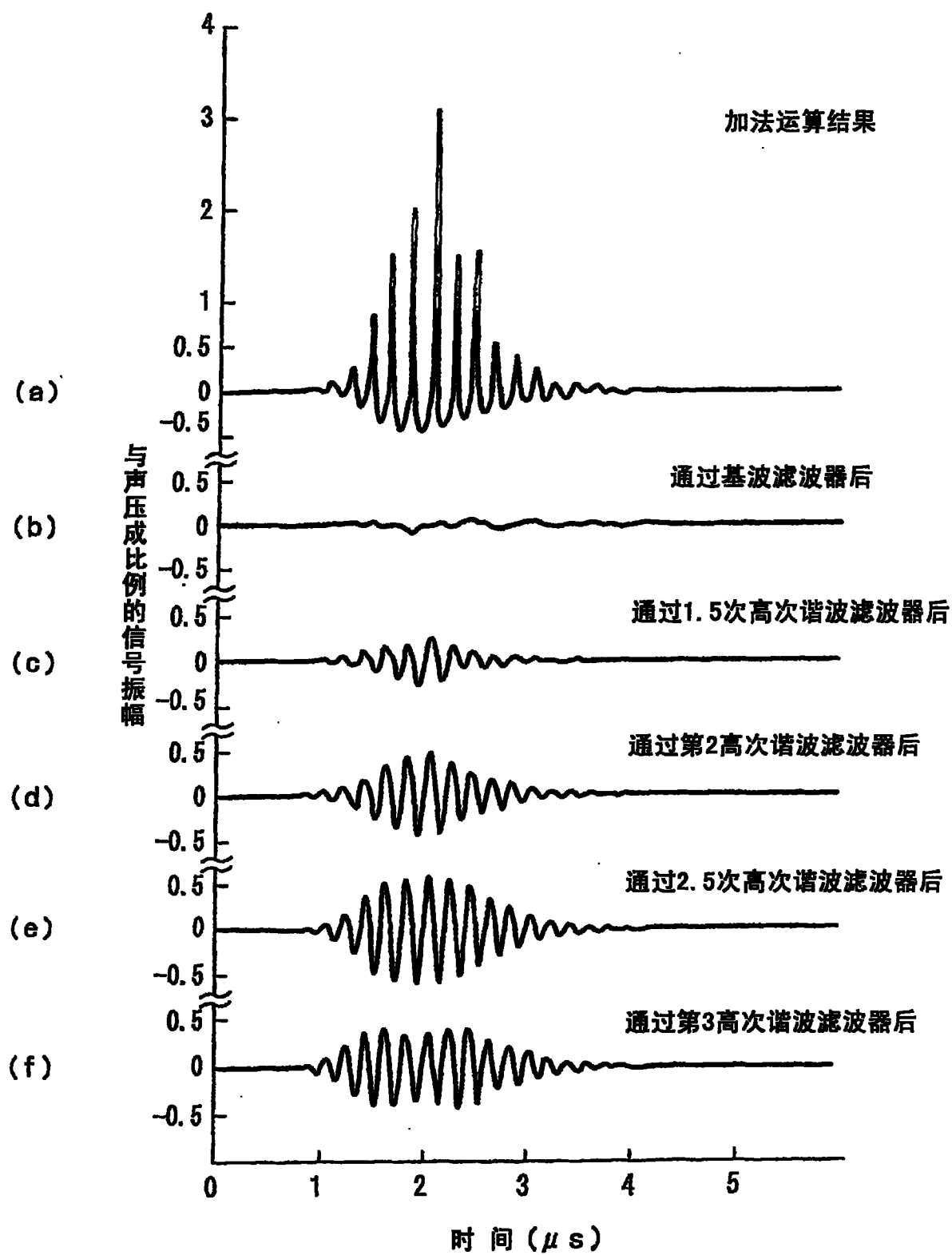


图 12

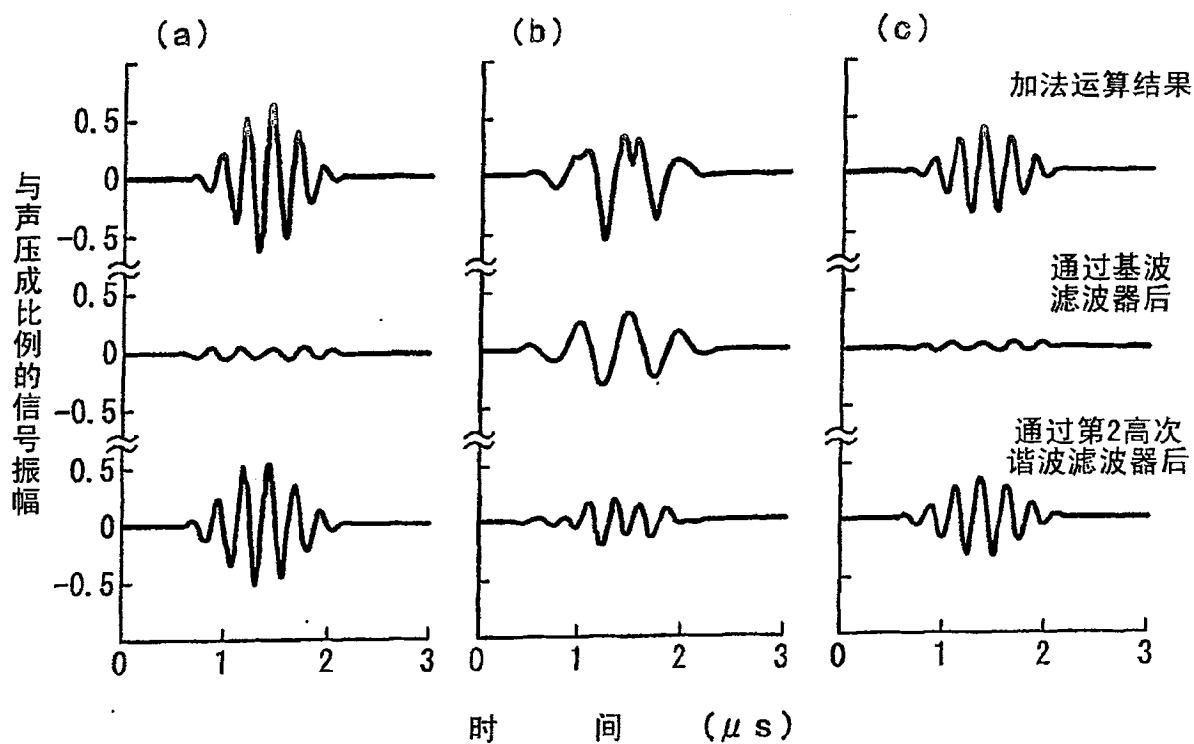


图 13

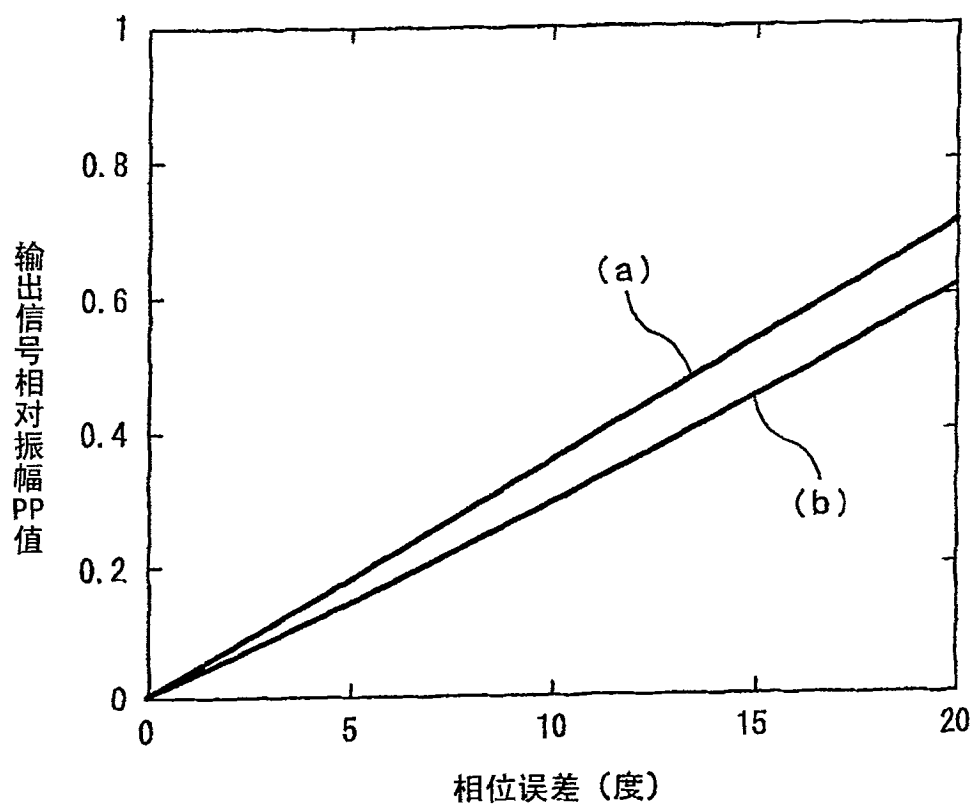


图 14

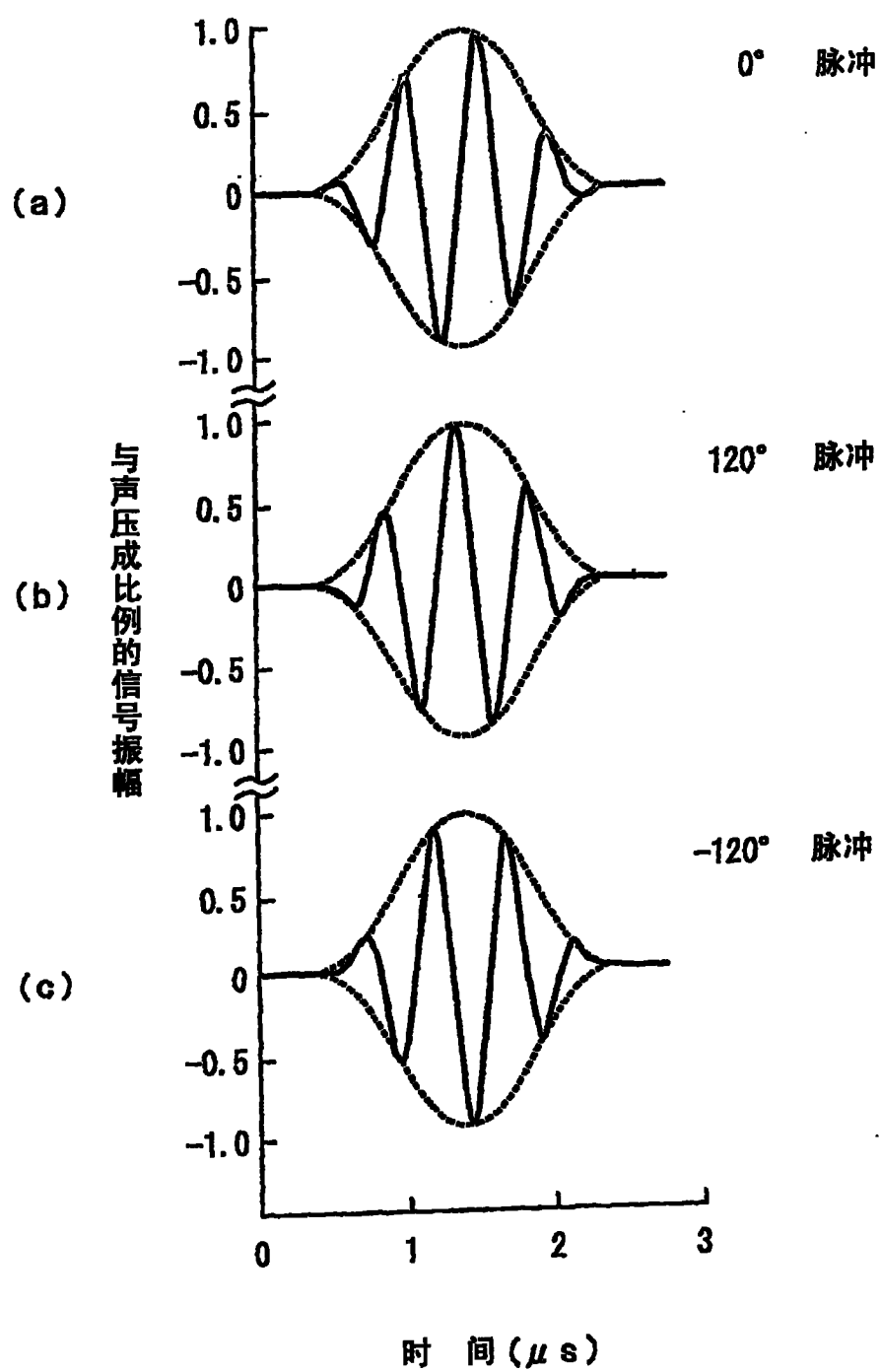


图 15

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN1744858B	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	CN200380109556.4	申请日	2003-12-04
[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	梅村晋一郎 神田浩 东隆		
发明人	梅村晋一郎 神田浩 东隆		
IPC分类号	G01S7/52 G01S15/89 A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52038 A61B8/481 G01S15/8963 G01S7/52039 G01S15/8979		
优先权	2003071784 2003-03-17 JP		
其他公开文献	CN1744858A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波摄像技术，其通过将微气泡类成像剂散射产生的回波成分与由于发送脉冲非线性传播所产生的Tissue Harmonic成分明确地严格区分并形成图像，来实现满足根据成像回波图像进行确诊的S/N比高的成像回波图像。一种超声波摄像装置，其向生物进行超声波脉冲的发送/接收，形成通过生物内部的成像用微气泡的成像图像，其结构如下：在将N设为大于等于3的整数时，在同一发送/接收集中条件下，使用将包络线信号作为通用的发送脉冲波，每次旋转其载波的相位 $360^\circ/N$ ，进行N次发送/接收，通过对所述N次发送/接收所得到的N个时间系列接收回波信号(a)、(b)、(c)进行加法运算求出加算信号(d)，来形成所述成像图像。

