



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03158770.4

[43] 公开日 2004年5月12日

[11] 公开号 CN 1494874A

[22] 申请日 2003.9.24 [21] 申请号 03158770.4
 [30] 优先权
 [32] 2002. 9.24 [33] US [31] 10/065, 180
 [71] 申请人 GE 医药系统环球科技公司
 地址 美国威斯康星州
 [72] 发明人 郝晓慧 萨奇·潘达
 史蒂文·C·米勒 理查德·Y·乔

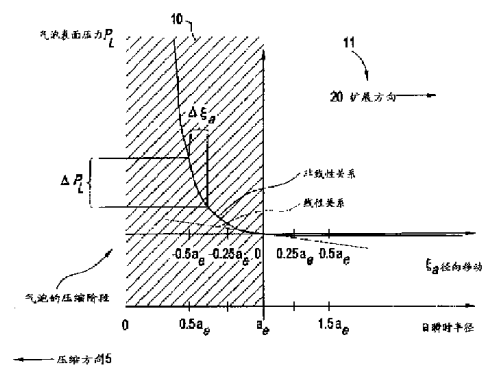
[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
 代理人 邸万奎 黄小临

权利要求书2页 说明书9页 附图8页

[54] 发明名称 利用分段线性调频波形增强超声波对比成像的方法和设备

[57] 摘要

公开了在超声波成像系统(200)中利用分段线性调频波形增强对比成像的组织对比和信噪比的方法和设备。采用具有优化的用以初始化该气泡动力学的第一频率的第一波形分量(50)，并采用具有优化的用以产生增强气泡非线性响应的第二频率的第二波形分量(60)。可将该第一波形分量(50)和至少一个第二波形分量(60)作为一个单分段线性调频发送脉冲发送。调整波形分量(50和60)的中心频率、幅度、起始相位和带宽中的至少一个以产生该单分段线性调频发送脉冲。还调整所述波形分量之间的相对相位、切换时间(40)和时间延迟用于气泡非线性响应的最大增强。



1. 在超声波成像系统(200)中,一种用于增加主体的超声波对比成像的组织对比和信噪比的方法,所述方法包括:

5 步骤(410-420),产生单分段线性调频发送脉冲,所述单分段线性调频发送脉冲包括以优化的用以初始化对比气泡动力学的第一频率为中心的第一波形分量(50)和以优化的用以产生增强对比气泡非线性响应的至少一个第二频率为中心的至少一个第二波形分量(60);步骤(430),将所述单分段线性调频发送脉冲发送到所述主体内。

10 2. 根据权利要求1的方法,其中所述第一波形分量(50)的幅度与所述至少一个第二波形分量(60)的幅度不同。

3. 根据权利要求1的方法,还包括将所述第一波形分量(50)置于在所述单分段线性调频发送脉冲中的所述至少一个第二波形分量(60)之前。

15 4. 根据权利要求1的方法,还包括将所述至少一个第二波形分量(60)加到所述单分段线性调频发送脉冲中的所述第一波形分量(50)。

5. 根据权利要求1的方法,其中所述第一波形分量的结束半周期(70)和所述至少一个第二波形分量的起始半周期(80)在所述单分段线性调频发送脉冲的压缩半周期(90)之内。

20 6. 根据权利要求1的方法,其中所述第一波形分量的结束半周期(70)和所述至少一个第二波形分量的起始半周期(80)在所述单分段线性调频发送脉冲的扩展半周期之内。

7. 在超声波成像系统(200)中,一种用于增加超声波对比成像的组织对比和信噪比的设备,所述设备包括:

25 发送器分部(230,250,260),用于产生和发送至少一个分段线性调频波形到主体内,其中所述至少一个分段线性调频波形包括为初始化对比气泡动力学的以优化的第一频率为中心的第一波形分量(50),和为产生增强对比气泡非线性响应的以优化的至少一个第二频率为中心的至少一个第二波形分量(60);

30 接收器分部(240,270,280,290),用于通过接收、波束形成和滤波根据对比气泡、组织和血液中的至少一个反射的所述至少一个分段线性调频波形的回波来产生所接收信号步骤(440);和

处理分部 (310, 320, 330), 用于积分、扫描转换和显示所述接收信号作为图像。

8. 根据权利要求 7 的设备, 其中所述接收器分部在所述波束形成和所述滤波之前对所述至少一个分段线性调频波形的回波进行相干求和, 并且其中
5 所述至少一个分段线性调频波形包括多于一个的分段线性调频波形。

9. 根据权利要求 7 的设备, 其中所述接收器分部在所述波束形成和所述滤波之后对所述至少一个分段线性调频波形的回波进行相干求和, 并且其中所述至少一个分段线性调频波形包括多于一个分段线性调频波形。

10. 根据权利要求 7 的设备, 其中所述发送器分部包括发送器 (230)、
10 分段线性调频波形产生器 (250) 和发送器控制器 (260)。

利用分段线性调频波形增强超声波对比成像的方法和设备

5 技术领域

本发明的特定实施例涉及超声波的对比成像。具体说，特定实施例涉及增强超声波对比成像中的组织对比（CTR:contrast-to-tissue ratio）和信噪比（SNR）。

10 背景技术

一些药厂正在开发用于超声波的造影剂(contrast agent)（见美国专利第 5410516 号和第 5678553 号）。当将其注入血液时，这些 1 - 10 μm 微泡（microbubbles）增加来自血液流动和灌注（向器官或组织的血液循环）的超声波回波强度。在存在组织时，为了使流动或灌注可见，必须相对于造影剂显著降低组织回波强度。抑制组织信号的一种方法是成像由微泡产生例如谐波信号的非线性信号，所述信号比组织产生的信号强。

通过带通滤波，基本谐波成像以 f_0 发送窄带信号，并然后在 $2f_0$ 成像由造影剂（和组织）产生的谐波信号（见美国专利第 5724976 号和第 5733527 号）。另外，为了更好分辨率脉冲反相允许通过使用两个反相发送脉冲重叠的基带和谐波带，以取消基本（线性）分量，仅留下供成像的非线性分量（见美国专利第 5632277 号、第 5706819 号和第 6371914 号）。

美国专利第 5632277 号描述了利用调幅的反相方法。在美国专利第 5706819 号描述的反相方法中，从接收频带中分离了发送频带，并必须抑制入射压力波中谐波分量，以检测微泡的谐波响应。

25 增强该气泡信号的另一方法是在成像这些气泡前，激励它们。通过发送从成像脉冲中分离出的激励脉冲，可扩大气泡尺寸以得到更大散射横截面（见美国专利第 5833615 号）。美国专利第 5833615 号解释了必须在成像信号之前发送从成像信号中分离出的激励信号。结果，需要附加换能器或发送两个单独脉冲，降低帧频。而且，由于通过利用气泡的线性特性来增强该气泡信号，
30 所以当将该方法应用于低机械瞄准标线（MI: mechanical index）反相成像时，将取消该增强信号并不获益。

也在美国专利第 5833615 号中，展示了一种激励增强超声波系统。在该系统中使用从该成像脉冲中分离出的激励脉冲以激励并因此扩大低于 $4.2\ \mu\text{m}$ 的微泡的尺寸，这将增加由目标（对比气泡）散射和返回的返回超声波成像信号的数量。这是基于微泡的线性特性。因此，当应用于脉冲反转模式中时，

5 由于主要基于对于两个反相脉冲相同的气泡的散射横截面的增加，所以可取消返回超声波成像信号的增加。

美国专利第 6371914 B1 号公开了一种单波形脉冲反转方法。将双脉冲激励波形发送到媒介中。一般来说，波形中的这两个脉冲反相。在接收中，采用不同去卷积函数以从第一脉冲和第二脉冲中取出回波，然后在时间上重新

10 排列这两个回波，并求和以取消线性响应。美国专利第 6371914 B1 号阐明了可将该波形视为具有已知编码函数的任意单脉冲的卷积。

对于上述的每一种传统方法，组织对比信号强度对于成像灌注而言，仍然不足。由于机械瞄准标线（MI）下降时，组织非线性信号对比信号下降快，所以改善组织对比（CTR）的一种方法是降低发送机械瞄准标线。但该

15 方法很快又受到信噪比（SNR）的限制。

在美国专利第 6213947 B1 号中，编码发送脉冲（线性调频脉冲(chirp)）也被用于单激发谐波成像和脉冲反转谐波成像模式。然而，在该权利要求中，需要在单激发环境中或在脉冲反转环境中来自第一和第二发送的接收信号结合之前，将“至少一些接收信号”应用于“至少一个压缩滤波器”。明显由于

20 压缩滤波器大于常规滤波器，很昂贵。

在美国专利申请公开第 US 2002 / 0128555 A1 号中，在一个发送信号中包括两个波形分量，一个选择用于基波组织成像，另一个选择用于组织谐波成像，以同时执行超声波基波和谐波组织成像。尽管该发明人提到该方法可用于对比成像，但不能看到有益组织取消和气泡响应增强。设计该方法用于

25 组织谐波成像。例如，在该专利主体中，在双-发送模式中，两个发送的脉冲串(burst)仅部分（一个分量）反相；反转该谐波生成分量而不是该基波分量。其结果是不以最优方式取消该组织信号。相对于传统宽带脉冲反转方法，两个分量均反相不会带来 CTR 或 SNR 的改善。

仍然存在需要，不须附加的和昂贵的器件可提高超声波对比成像中的

30 CTR 和 SNR。而且，需要低-MI 成像以降低造影剂破坏。高-MI 超声波脉冲会破坏对比微泡，因此，为了不破坏造影剂，也为了维持造影剂可以成像

的更长持续时间，需要低-MI 脉冲。

发明内容

本发明的一个实施例提出了一种利用分段线性调频(steped-chirp)波形
5 增强 CTR 和 SNR 来执行对比成像的超声波成像系统中的方法和设备。

提出了超声波成像系统中的一种方法，包括产生一个单分段线性调频发
送脉冲，该脉冲包括中心在第一频率的一个第一波形分量和中心至少在第二
10 频率的至少一个第二波形分量。采用具有优化的用以初始化该气泡动力学的
第一频率的第一波形分量，并采用具有优化的用以产生增强气泡非线性响应
的第二频率的第二波形分量。典型地，该第二频率大于该第一频率。可将该
第一波形分量置于在该单分段线性调频发送脉冲中的至少一个第二波形分量
之前。另外，可将该至少一个第二波形分量加到该单分段线性调频发送脉冲
15 中的第一波形分量。调整中心频率、幅度、起始相位和第一波形分量和至少
一个第二波形分量的带宽的至少一个，以产生该单分段线性调频发送脉冲。
还调整该第一波形分量和该至少一个第二波形分量之间的相对相位、切换时
间和时间延迟。根据造影剂气泡、组织和血液中的至少一个反射的单分段线
性调频发送脉冲的回波产生接收信号。处理所述接收信号以产生显示为图像
的显示信号。

提出了超声波成像系统中的一种设备，包括发送器分部，用于产生和发
20 送一个单分段线性调频波形，和接收器分部，用于通过接收、波束形成和滤
波根据对比气泡、组织和血液中的至少一个反射的单分段线性调频波形的回
波来产生接收信号。而且，提供处理分部，以积分、扫描转换和显示所接收
信号作为图像。该发送器分部包括发送器、单分段线性调频波形产生器和发
送器控制器。该接收器分部包括接收器、波束形成器、接收器控制器和存储
25 器。该处理分部包括信号处理器、扫描转换器和显示器。

本发明的特定实施例提出了利用分段线性调频波形增强对比图像中的
CTR 和 SNR 的途径。

附图说明

30 图 1 是根据本发明一个实施例采用的作为非线性振动中径向移动的函数的
气泡表面压力示意图。

图 2 是根据本发明一个实施例的分段线性调频脉冲的示例示意图。

图 3A 和 3B 是根据本发明一个实施例的模拟气泡响应的示例示意图。

图 4 是根据本发明一个实施例的在单激发谐波成像中利用分段线性调频脉冲的结果的示例示意图。

5 图 5 是根据本发明一个实施例的示例性的一对反相分段线性调频脉冲。

图 6 是根据本发明一个实施例的利用一对反相分段线性调频脉冲的脉冲反转成像的模拟增强脉冲的示例示意图。

图 7 是根据本发明一个实施例的一对不完全反相的分段线性调频脉冲的示例示意图。

10 图 8 是示出了根据本发明一个实施例的利用分段线性调频脉冲执行增强对比成像的超声波成像系统的示意方框图。

图 9 是示出了根据本发明一个实施例的利用分段线性调频脉冲执行增强对比成像的方法的流程图。

15 通过结合附图对本发明的特定实施例的详细描述，将会更好理解前面概要。然而，应理解本发明不限于附图中所示配置和器具。

具体实施方式

本发明的一个实施例使利用分段线性调频波形的超声波系统中的增强对比成像能够增强 CTR 和 SNR。分段线性调频是频率调制的一种形式。

20 当驱动压力非常低（例如 <30kpa：千帕斯卡）时，由无限液体内的入射压力波驱动的球状振动的包壳的微小尺寸气泡可被模型化为线性质量-弹簧系统。结果，由气泡质量-弹簧系统的有效“刚度”产生的气泡表面压力 p_L 可与气泡壁移动 $\varepsilon_a = a - a_e$ 成比例，其中 a_e 是气泡的平衡半径， a 是瞬时气泡半径。然而，当驱动压力高（例如 >30kpa）时，气泡开始非线性响应，并且该
25 线性质量-弹簧系统不再能描述气泡移动。于是表面压力 p_L 不再与气泡径向移动 ε_a 成比例。对于 $4\ \mu\text{m}$ 包壳的气泡可计算气泡表面压力 p_L 和径向移动 ε_a 之间的非线性关系并在图 1 中绘制。

30 根据图 1，可见在压缩阶段(phase)10，当气泡尺寸 $a < 0.75a_e$ （气泡移动 $\varepsilon_a < -0.25a_e$ ）时，在压缩方向 15 上的小径向移动 $\Delta \varepsilon_a$ 将导致大表面压力改变 ΔP_L 。相反地，当气泡尺寸 $a > 1.25a_e$ （气泡移动 $\varepsilon_a > 0.25a_e$ ）时，与气泡径向压缩阶段相比，在扩展方向 20 上的小或者大径向移动将几乎不会导致表面

压力改变。

现在考虑从远场中气泡振动散射的波:

$$P_s(r, t) \Big|_{\text{far-field}} = \frac{a}{r} \left(\frac{1}{2} \rho a \dot{a}^2 + P_L(t) - P_0 - P_i(t) \right) \quad (1)$$

- 其中 r 是观测点与气泡中心之间的距离, \dot{a} 是气泡壁速度, $p_i(t)$ 是入射压力, P_0 是液体中的流体静压, ρ 是液体强度。很明显在气泡振动中产生的 p_L 越高, 散射波的幅度越高。而且, 较高的气泡壁速度还有助于增强该散射波。由于该散射波非线性, 所以较高幅度的散射波会导致基波和较高次谐波分量的增强。因此, 根据图 1 的分析, 通过较强压缩可获得更强的气泡非线性响应。

- 假设气泡的非线性特性, 存在几种增强气泡非线性响应的方式。一种方式是简单增加入射压力的幅度。然而, 许多使用造影剂的临床应用需要工作于低 MI 状态以防止气泡破坏。结果, 可被应用的最高压力幅度有限。另一种方式是设法更长时间压缩气泡, 这意味着以通常意义讲发送较低频率波形。然而, 较低频率得到低侧向分辨率及低图像质量, 因此这不是实用的解决方案。

- 本发明的一个实施例通过设计特殊波形 - 分段线性调频波形来利用该气泡非线性特性。该分段线性调频波形是一个脉冲中第一波形分量 50 (以频率 f_1 为中心) 和第二波形分量 60 (以频率 f_2 为中心) 的组合。采用具有优化的第一频率以初始化该气泡动力学的第一波形分量 (50), 并采用具有优化的第二频率以产生增强气泡非线性响应的第二波形分量 (60)。通过调整中心频率、幅度、分段线性调频波形的两个波分量的带宽及它们的相对相位、频率、切换时间 (波形从一个频率改变到另一个频率的时间点) 和其间的延迟, 可增强气泡的非线性响应。

- 特别是, 可以这样的方式结合这两个波分量, 以使得第一波分量 50 的结束半周期 70 和第二波分量 60 的起始半周期 80 都在图 2 所示的压缩半周期 90 中。波形分量的这种结合向气泡产生更长压缩时间, 无需使用更低频率。结果, 可实现在压缩阶段内更多气泡径向移动和更高气泡壁速度, 并导致在切换时间 40 之后立即产生的更强散射波。图 3A 和 3B 示出了模拟气泡响应:

(A) 仅发送分段线性调频波形的第一波分量;

(B) 发送全部分段线性调频波形。

- 30 注意压缩阶段中气泡半径的小差别 Δa 对应于散射波幅度的大改变 Δp 。而且

注意在引进第二波分量之后的气泡壁速度的增加。在(a)中,虚线位于脉冲停止的位置。在(b)中,虚线40位于波形从低频率分量切换到高频率分量的位置。

5 在分段线性调频波形的设计中,尽管期望较长压缩时间以增强气泡非线性响应,该第二波分量60的起始半压缩周期需要足够小以避免与气泡扩展阶段的负面相互作用。在该限制下,该第二波分量60的起始半压缩周期80必须短于该第一波分量50的结束半压缩周期70,因为无需改变气泡壁速度的方向(见图3A和3B),且气泡表面压力在压缩阶段内增加非常快。结果,选择了关系 $f_h > f_l$ 。所以,本发明的一个实施例包括向上分段线性调频波形。从
10 现在开始,将该第一波分量50称为低频率波分量,将第二波分量60称为高频波分量。

希望低-MI成像能减少造影剂破坏。高-MI超声波脉冲会破坏对比微泡,所以,希望低-MI脉冲,以不破坏造影剂和保持造影剂成像的更长的持续时间。可设计分段线性调频波形以保证低-MI成像。

15 特别对于单激发谐波对比成像设计分段线性调频波形。在这种情况下, f_h 可在 $2f_l$ 附近,并在接收时在 $2f_l$ 附近滤波回波。为了获得二次谐波频率附近的更强响应,替代图2所示的两个连续压缩半周期,如图4所示可在切换时间40采用两个连续扩展周期110。

在扩展阶段11期间,由于径向移动不导致大表面压力改变,所以该气泡
20 作用更类似于线性质量-弹簧系统(见图1和方程式1)。所以,在驱动频率(即 $2f_l$)附近的较多能量被散射。而且,由于该散射横截面与气泡尺寸的平方成比例,所以期望比利用 $2f_l$ 频率波更高幅度散射波以驱动静态气泡。由于高频波分量的第二压缩周期与气泡压缩同相并导致更多压缩移动和更高气泡壁速度,所以也加强了气泡的非线性响应。所以,在图4所示半周期之后实现了
25 更强散射波120。 $2f_l$ 附近的总气泡响应将是 $2f_l$ 附近的增强非线性响应和线性响应的结合。由于该增强非线性响应可实现更高CTR,并且由于即使在线性相位,气泡仍比组织提供更强散射,因为气泡具有比组织更大的可压缩性。由于散射波120的幅度远强于仅发送以 f_l 为中心的低频波,所述低频波具有与分段线性调频波形相同的长度,所以也可实现更高SNR。

30 气泡表面压力和气泡半径移动之间的非线性关系的自然应用将通过利用一对反相分段线性调频波形来增强脉冲反转成像。在本发明的一个实施例中,

如果将图 2 中的分段线性调频波形定义为 0 度脉冲，并将该 0 度脉冲的反相形式定义为图 5 所示 180 度脉冲，然后可清楚看出该 180 度脉冲提供图 5 所示切换时间 40 附近的更长时间的扩展。

然而，如图 1 所示，在气泡扩展阶段 11 期间，在扩展方向 20 上的径向移动与气泡压缩阶段 10 中的相同量移动相比，几乎不导致气泡表面压力的改变。结果，来自 180 度脉冲发送中的气泡的散射波不被增强与 0 度脉冲发送同样多。对于组织，由于与气泡相比更弱的非线性，所以在来自 0 度发送和 180 度发送的回波之间不能发现任何显著差别。由此，在两个反相分段线性调频发送中来自超声波造影剂和组织的回波信号的相干求和之后，可增强接收中的 CTR 和 SNR。

特别是，当 f_1 在 $2f_1$ 附近时，与只使用规则反相成像中的分段线性调频的一对反相低频分量相比，可实现 $2f_1$ 附近的更强增强。在相干求和之前或之后，在 $2f_1$ 附近可滤波来自第一和第二激发的接收回波以得到强 CTR。图 6 示出了 2MHz 规则反相成像和 2MHz 及 4MHz 分段线性调频成像的散射波 130(相干求和之后) 和功率谱的模拟结果。利用一对反相分段线性调频波形可实现 4MHz 附近的大约 7 到 8dB 的增强。

在本发明的一个实施例中，也在具有相位或幅度编码发送波的多激发(包括单激发和双激发)环境中使用分段线性调频波形。对于双激发，不需要将这两个脉冲完全反相，例如如图 7 所示，可存在反转的第二波形的一部分 140，而另一部分 150 不反转(不完全反相的一对分段线性调频波形...第一部分相移 90 度，第二部分反转)。而且，注意这两个分量的幅度不同。每一分段线性调频波形可为两个或多个离散频率分量的结合。该结合可为一个分量简单跟在另一个分量之后，或一个分量与另一个分量相加，所述另一个分量在其前部(top)或是在其一部分上。

图 8 示出了根据本发明一个实施例构造的超声波诊断成像系统 200 的方框图。该系统包括换能器阵列 210，经由发送/接收开关 220 与发送器 230 和接收器 240 相连。分段线性调频波形 [# 1 ~ # N] (N = 1, 2, ...) 经由分段线性调频波形产生器 250 和由发送器控制器 260 控制的发送器 230 顺序发送。

对于一个单脉冲 K，参考图 8 和图 9，在步骤 410 和 420，分段线性调频波形产生器 250 产生一个单分段线性调频脉冲，具有以第一中心频率为中心

的第一波形分量和以至少一个第二中心频率为中心的至少一个第二波形分量。

特别是，至少有两种产生单分段线性调频脉冲的方式：1. 脱机设计该分段线性调频脉冲，然后产生全部单分段线性调频脉冲 K 并将其存入发送存储器以供发送。2. 在第一频率产生该第一波形分量，然后在至少一个第二频率产生至少一个第二波形分量，然后将至少这两个波形分量结合为单分段线性调频脉冲 K 。

在步骤 430，由发送器 230 通过换能器阵列 210 将产生的单分段线性调频脉冲 K 发送到主体内。在步骤 440，接收器 240 和波束形成器 270 产生来自所反射分段线性调频脉冲的回波的接收信号，并将所接收信号存入存储器 280。接收中不使用压缩滤波器。在步骤 450，处理所接收信号以产生显示的对比图像。

在本发明的一个实施例中，可调整接收器 240 的接收带宽滤波器的带宽和中心频率以获得最佳对比响应。例如，该中心频率可为发送频率（每一波形分量具有其自己的发送频率）之一、或发送频率之一的分谐波、超谐波、二次谐波或高次谐波之一。该接收带宽应足够宽以包括上述频带之一或多个。

可产生多分段线性调频脉冲。在接收了来自发送分段线性调频脉冲 K 的回波之后，发送分段线性调频脉冲 $K+1$ ($K \in \{1, N-1\}$)。由接收器 240 顺序接收来自每一激发的回波。所接收信号 $\{R1-RN\}$ 的每一个由受控于接收器控制器 290 的波束形成器 270 波束形成和滤波，并存入存储器 280。在步骤 450，在获取 N 个接收信号之后，由信号处理器 310 对它们一起积分（包括相干求和）。然后将得到的处理信号发到扫描转换器 320 并最终在显示器 330 的监视器上显示。该中央控制器 340 协调该超声波成像系统的所有更高层次功能。

作为本发明的替换实施例，根据所发送的分段线性调频脉冲的全部或部分反射的接收回波可在波束形成和滤波之前进行相干求和。

作为本发明的另一替换实施例，可产生和发送具有多于两个波形分量的分段线性调频脉冲。例如，分段线性调频脉冲可具有每个在不同中心频率的三个波形分量。

一般来说，在利用分段线性调频波形的超声波对比成像期间，可增强 CTR 和 SNR。设计该分段线性调频波形以利用对比气泡的非线性特性，而不是基

波或谐波组织成像。该分段线性调频波形由中心在不同频率的至少两个分量组成，并不能通过利用已知编码函数将任一单脉冲求卷积而求得。不将压缩滤波器用于该接收方法中。而且，接收频带可大部分与发送频带重叠（即接收器频带与发送频带之间不可有明显分离）。

- 5 尽管已参考特定实施例描述了本发明，但本领域普通技术人员应明白在不脱离本发明的范围的情况下，可对本发明进行各种改变或等效替换。另外，不脱离本发明的范围的情况下，可对本发明的方案进行多种改进以适应特定情况或材料。所以，所公开的实施例并非为了限制本发明，而且本发明将包括落入所附权利要求范围内所有实施例。

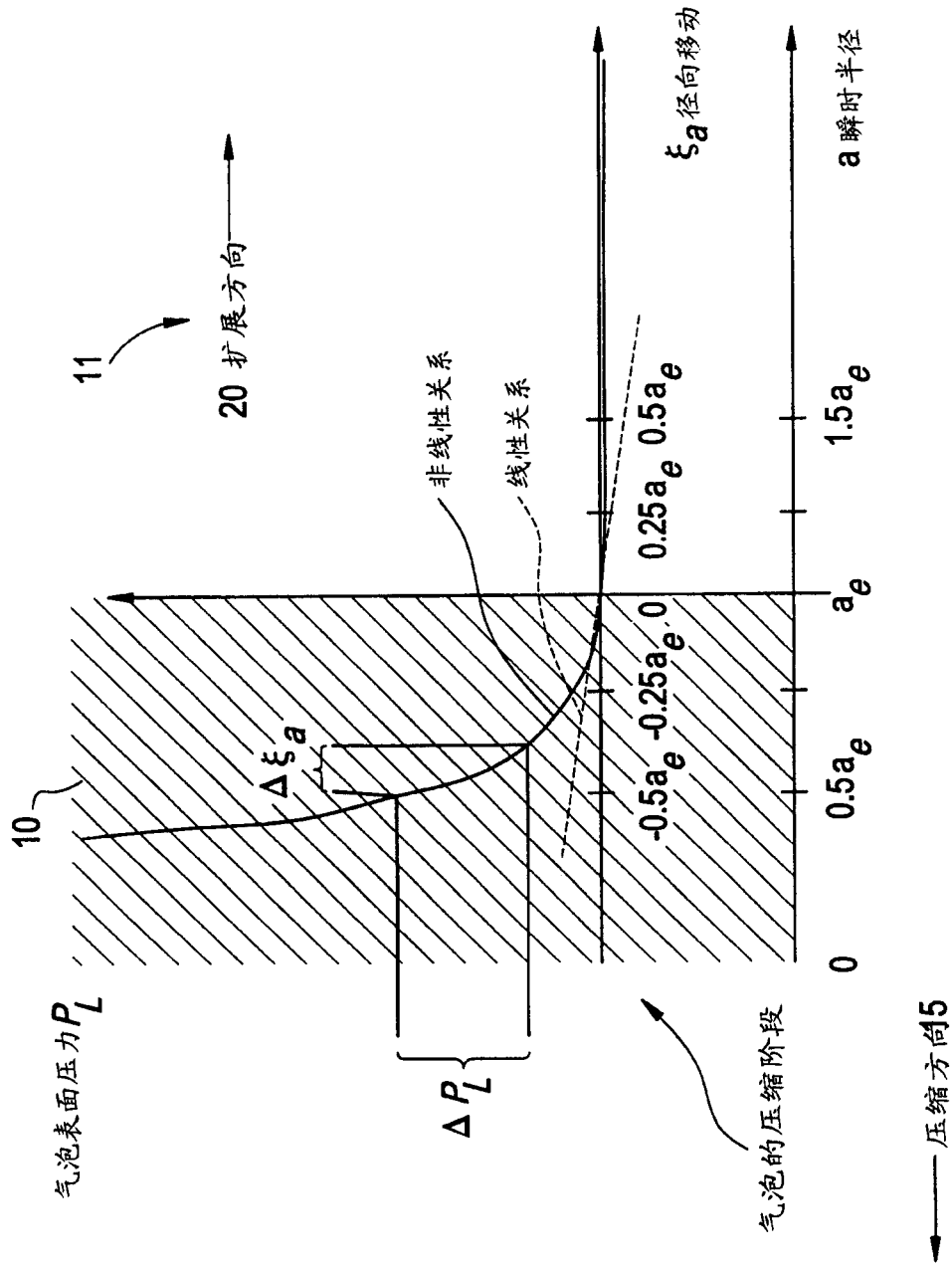


图 1

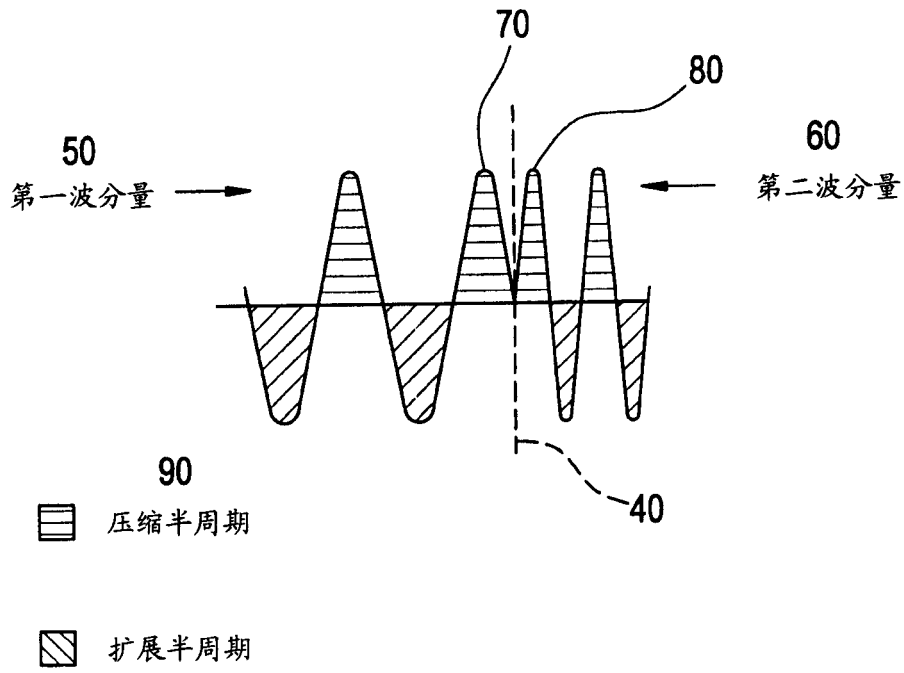


图 2

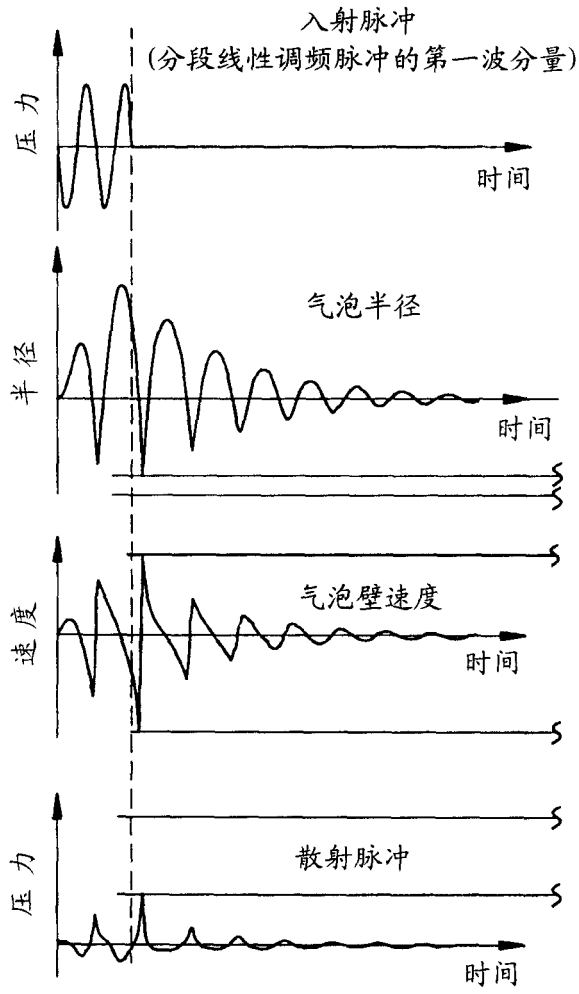


图 3A

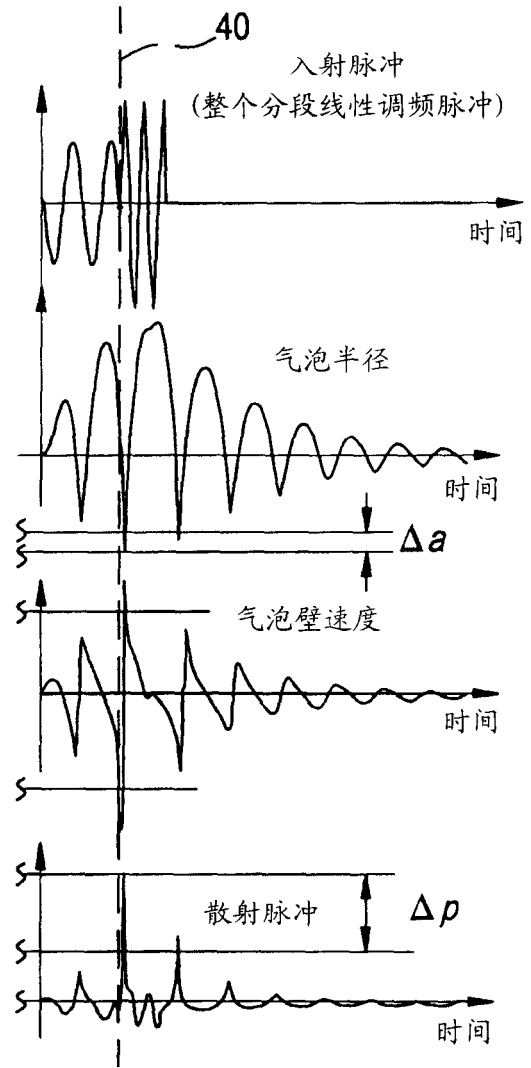


图 3B

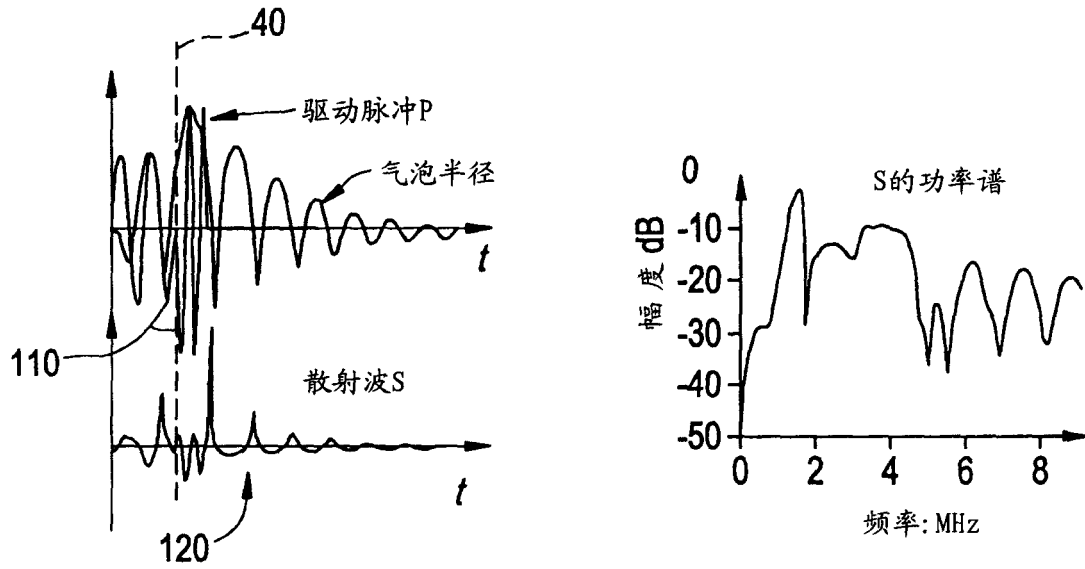


图 4

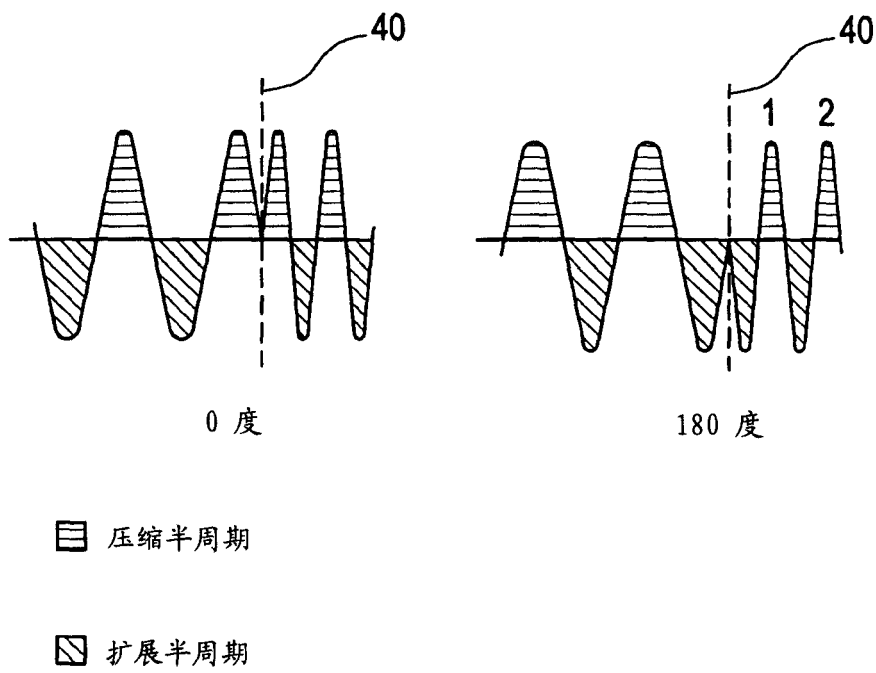


图 5

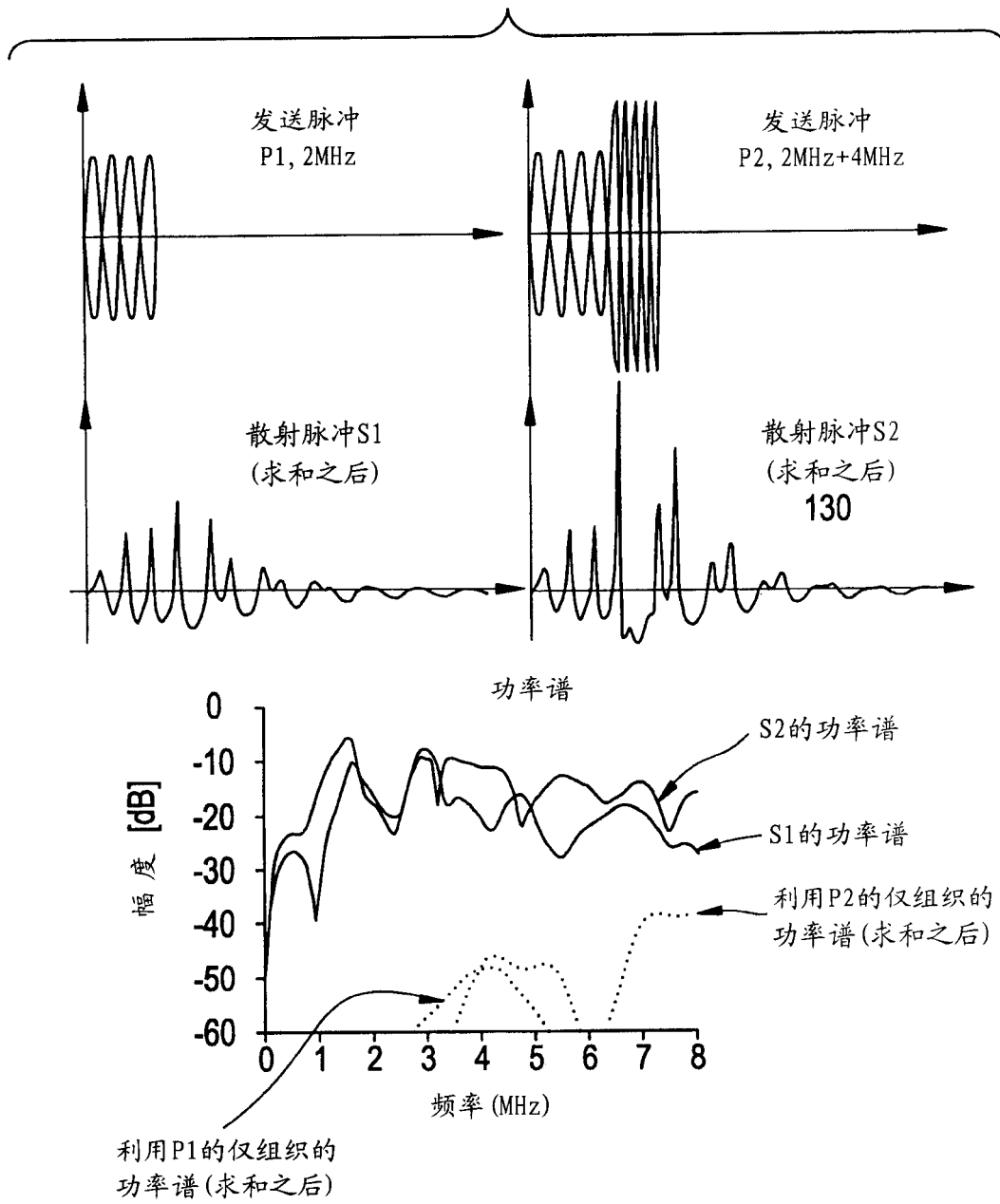


图 6

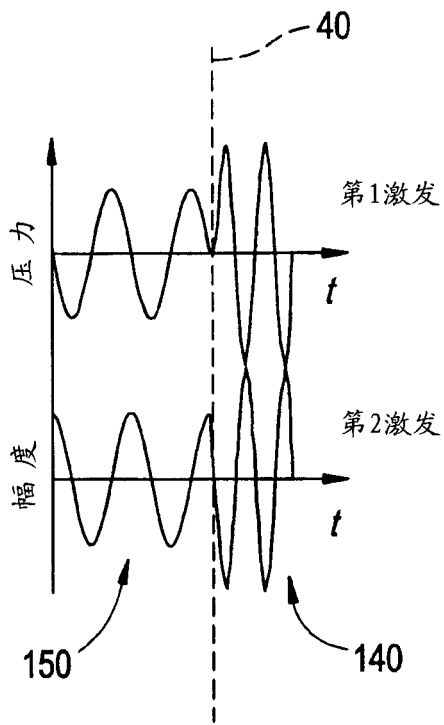


图 7

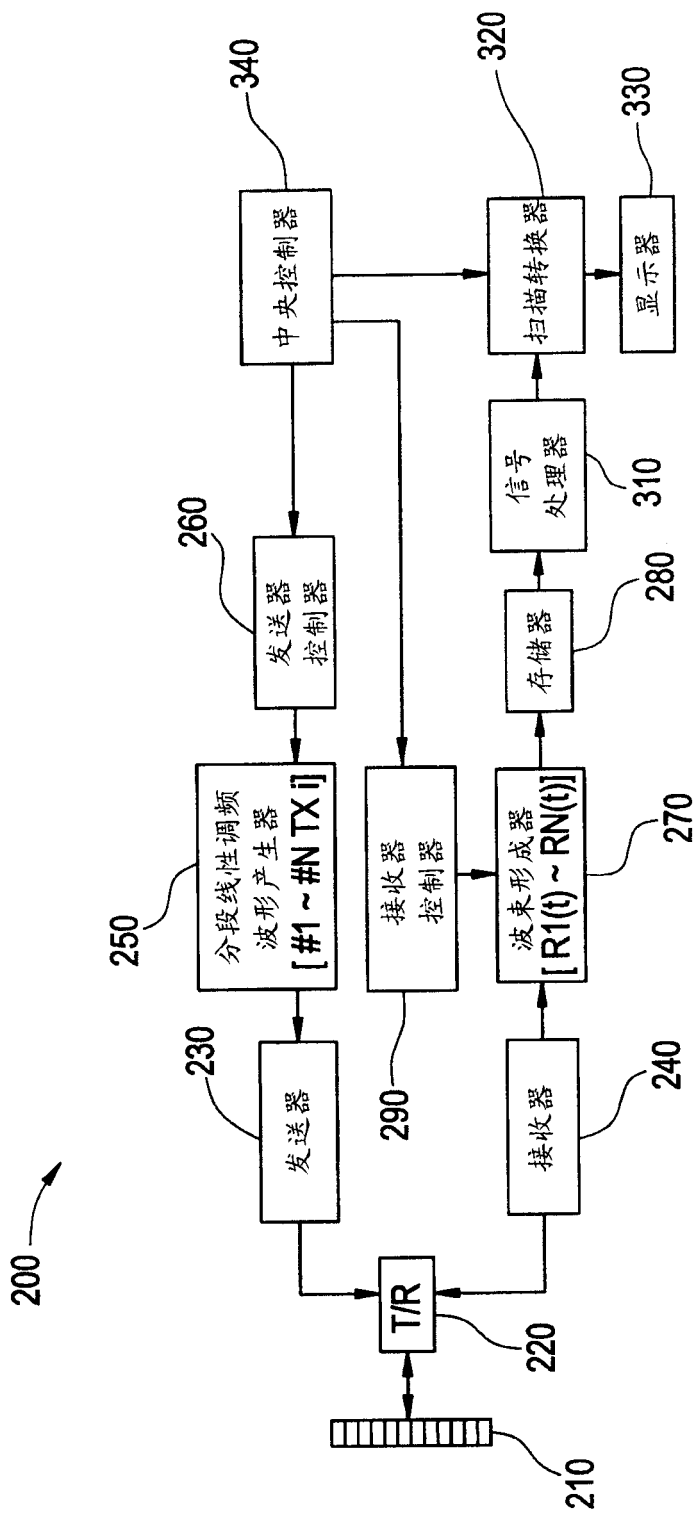


图 8

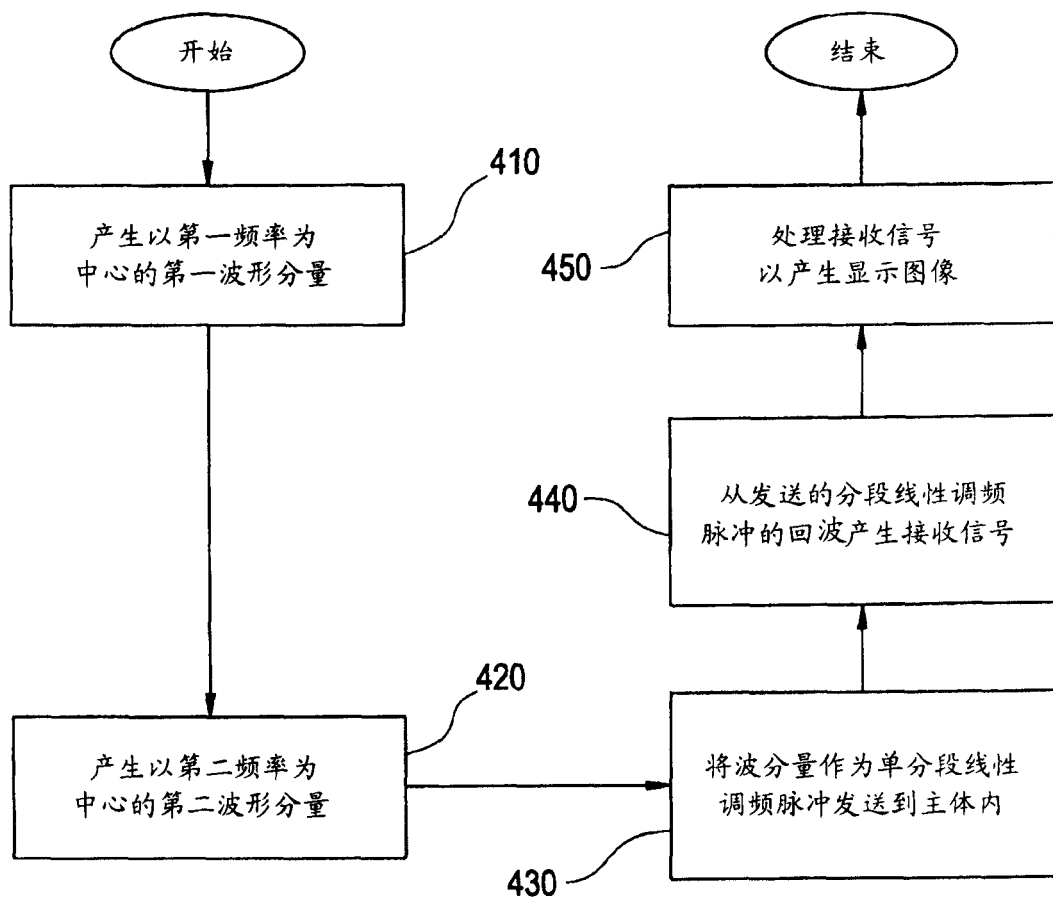


图 9

专利名称(译)	利用分段线性调频波形增强超声波对比成像的方法和设备		
公开(公告)号	CN1494874A	公开(公告)日	2004-05-12
申请号	CN03158770.4	申请日	2003-09-24
申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
[标]发明人	郝晓慧 萨奇潘达 史蒂文C米勒 理查德Y乔		
发明人	郝晓慧 萨奇·潘达 史蒂文·C·米勒 理查德·Y·乔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52039 G01S15/895 G01S7/52022 A61B8/4281 G01S15/8963		
优先权	10/065180 2002-09-24 US		
其他公开文献	CN100409812C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了在超声波成像系统(200)中利用分段线性调频波形增强对比成像的组织对比和信噪比的方法和设备。采用具有优化的用以初始化该气泡动力学的第一频率的第一波形分量(50)，并采用具有优化的用以产生增强气泡非线性响应的第二频率的第二波形分量(60)。可将该第一波形分量(50)和至少一个第二波形分量(60)作为一个单分段线性调频发送脉冲发送。调整波形分量(50和60)的中心频率、幅度、起始相位和带宽中的至少一个以产生该单分段线性调频发送脉冲。还调整所述波形分量之间的相对相位、切换时间(40)和时间延迟用于气泡非线性响应的最大增强。

