



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103431873 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 11

(21) 申请号 201310276925. 4

(22) 申请日 2013. 07. 03

(30) 优先权数据

13/790, 322 2013. 03. 08 US

(71) 申请人 无锡祥生医学影像有限责任公司

地址 214142 江苏省无锡市新区硕放香楠路  
8号

(72) 发明人 赵丹华 张勇 莫若理

(74) 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所

32104

代理人 曹祖良

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

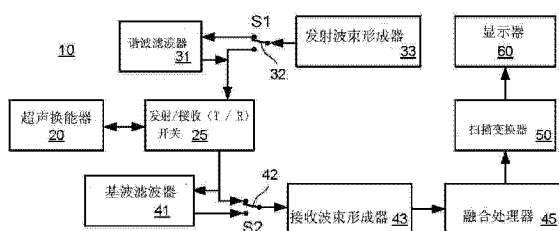
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

超声融合谐波影像系统和方法

(57) 摘要

一种超声影像系统包括：谐波滤波器连接到超声发射器来减少发射的谐波分量；基波滤波器连接到超声接收器来减少接收的基波分量；和融合处理器用于为超声发射的两个连续帧生成融合影像的多个帧来改善帧速率。超声接收器可选择的实施信号对齐和匹配来改善影像质量。为了提高影像质量，超声系统可选择的使用多个具有不同延迟的振幅调制发射脉冲，或多个具有不同振幅的发射脉冲来提取谐波信号。



1. 一种超声影像系统(10),其特征是,包括:  
超声换能器(20);  
发射波束形成器(33);  
接收波束形成器(43);  
谐波滤波器(31)连接在超声换能器(20)和发射波束形成器(33)间以减少发射的谐波分量;  
基波滤波器(41)连接在超声换能器(20)和接收波束形成器(43)间以减少接收的基波分量,以及融合处理器(45)用于从超声发射出的两个连续帧中生成融合影像的多个帧。
2. 如权利要求1所述的超声影像系统,其特征是,进一步包括:发射/接收(T/R)开关(25)用于或者将发射波束形成器(33)或者接收波束形成器(43)连接到超声换能器(20)。
3. 如权利要求2所述的超声影像系统,其特征是,进一步包括:第一开关(31)用于在第一模式下在发射波束形成器(33)和发射/接收(T/R)开关(25)间连接谐波滤波器(31)和在第二模式下不通过谐波滤波器(31)连接发射波束形成器(33)与发射/接收(T/R)开关(25)。
4. 如权利要求3所述的超声影像系统,其特征是,进一步包括:第二开关用于在第一模式下在接收波束形成器和发射/接收开关间连接基波滤波器和在第二模式下不通过基波滤波器连接接收波束形成器(43)与发射/接收(T/R)开关(25)。
5. 如权利要求4所述的超声影像系统,其特征是,其中谐波滤波器(31)是用于调整由发射波束形成器提供的脉冲的延迟,相位和振幅中的至少一个。
6. 如权利要求4所述的超声影像系统,其特征是,其中发射波束形成器(33)是用于为超声发射中两个连续帧生成两个脉冲。
7. 如权利要求6所述的超声影像系统,其特征是,其中接收波束形成器(43)是用于接收和存储两个作为两个脉冲回波的波束;而融合处理器是(45)用于从两个波束中提取谐波帧和基波帧。
8. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中融合处理器(45)是用于实施对齐和匹配两个波束来提取谐波帧和基波帧。
9. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中两个脉冲是相同的;而谐波滤波器(31)是用在两个脉冲中的第一个而不是第二个。
10. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中超声换能器(20)为超声发射中的两个连续帧激发发射多个具有不同延迟的振幅调制发射脉冲。
11. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中超声换能器(20)激发发射多个具有不同振幅的脉冲来提取谐波信号。
12. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中两个脉冲不同于延迟,相位,频率,持续时间,宽度和振幅中的至少一个。
13. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中接收波束形成器(43)包括高动态范围,低噪声,高增益放大器来放大谐波信号而对基波信号减少增益。
14. 如权利要求7所述的超声影像系统,其特征是,其中两个脉冲是相同的;而基波滤波器(41)是用于从两个脉冲中的第一个而不是第二个脉冲中接收回波。

## 超声融合谐波影像系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声影像系统,但不限于,融合谐波影像技术。

### 背景技术

[0002] 医学超声影像有噪音和人工伪像,针对上述问题,业界开发并利用多种技术来降低噪声,改善影像质量。

[0003] 例如,美国专利第 5632277 号揭示了一种超声影像系统,采用相位倒置减法(phase inversion subtraction),以改善生成的影像,其中在相位上相差 180 度的第一和第二振幅调制谐波超声信号发射产生回波信号,经过测量和合并来形成超声影像。美国专利第 6866631, 7226416, 和 7699781 号公开了不同的超声影像倒相方式,利用多组在振幅,频率,相位,和 / 或脉冲宽度上不同的发射脉冲。美国专利第 5740128, 5833614, 和 5913823 号揭示的超声谐波影像系统,其中超声波能量在基波频率发射而反射的超声能量在基波频率的谐波频率接收。在美国专利第 5740128 号和 5913823 号中,超声波能量以脉冲功率发射,每个具有各自的包络形状,并逐渐上升到各自的最大值,在逐渐从各自的最大值逐渐下降。在美国专利第 5833614 号中,使用的是不同持续时间的脉冲。美国专利第 5980459 号揭示了一种采用相位编码脉冲和慢时间方向过滤来得到谐波信号的技术。为了改善谐波影像性能,其他超声方法如复合算法被加入到谐波影像模式。例如,美国专利第 5897500 号和 6458083 号揭示了合成基波与谐波信号来形成复合影像。

[0004] 以上讨论的关于谐波影像技术的美国专利的全部揭示,在此纳入本发明作为参考。尽管有些方法在改善影像质量上是有效的,但是可能在其他方面引入缺点。例如,目前大多数组织谐波影像(THI)技术在穿透深度减小和帧速率降低方面存在缺点。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是在不引入其他方面缺点的同时解决医学超声影像存在噪声以及人工伪像的问题,提供一种超声融合谐波影像系统和方法改善超声影像的质量。

[0006] 按照本发明提供的技术方案,所述超声影像系统包括:

超声换能器;

发射波束形成器;

接收波束形成器;

谐波滤波器连接在超声换能器和发射波束形成器间以减少发射的谐波分量;

基波滤波器连接在超声换能器和接收波束形成器间以减少接收的基波分量,以及融合处理器用于从超声发射出的两个连续帧中生成融合影像的多个帧。

[0007] 进一步包括:发射 / 接收(T / R) 开关用于或者将发射波束形成器或者接收波束形成器连接到超声换能器。

[0008] 进一步包括:第一开关用于在第一模式下在发射波束形成器和发射 / 接收(T / R) 开关间连接谐波滤波器和在第二模式下不通过谐波滤波器连接发射波束形成器与发射 /

接收(T / R)开关。

[0009] 进一步包括:第二开关用于在第一模式下在接收波束形成器和发射/接收开关间连接基波滤波器和在第二模式下不通过基波滤波器连接接收波束形成器与发射/接收(T / R)开关。

[0010] 其中谐波滤波器是用于调整由发射波束形成器提供的脉冲的延迟,相位和振幅中的至少一个。

[0011] 其中发射波束形成器是用于为超声发射中两个连续帧生成两个脉冲。

[0012] 其中接收波束形成器是用于接收和存储两个作为两个脉冲回波的波束;而融合处理器是用于从两个波束中提取谐波帧和基波帧。

[0013] 其中融合处理器是用于实施对齐和匹配两个波束来提取谐波帧和基波帧。

[0014] 其中两个脉冲是相同的;而谐波滤波器是用在两个脉冲中的第一个而不是第二个。其中超声换能器为超声发射中的两个连续帧激发发射多个具有不同延迟的振幅调制发射脉冲。

[0015] 其中超声换能器激发发射多个具有不同振幅的脉冲来提取谐波信号。

[0016] 其中两个脉冲不同于延迟,相位,频率,持续时间,宽度和振幅中的至少一个。其中接收波束形成器包括高动态范围,低噪声,高增益放大器来放大谐波信号而对基波信号减少增益。

[0017] 其中两个脉冲是相同的;而基波滤波器是用于从两个脉冲中的第一个而不是第二个脉冲中接收回波。

[0018] 与现有技术相比,本发明提供的超声融合谐波影像系统和方法能够保证其他方面性能的同时提高超声谐波影像的性能。

#### 附图说明

[0019] 图 1 显示了医学超声影像系统的框图。

[0020] 图 2 显示了一个优选实施例的流程图。

[0021] 图 3 显示了如何形成两个复合影像。

[0022] 图 4 和 5 显示了如何对齐排列和匹配两个信号。

[0023] 图 6 显示了源自发射延迟的谐波影像发射延迟的例子。

[0024] 图 7 显示了源自发射振幅的谐波影像发射振幅的例子。

#### 具体实施方式

[0025] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明。

[0026] 医学超声影像系统 10 包括超声换能器 20,电子系统和显示器 60。电子系统包括谐波滤波器 31,发射波束形成器 33,发射/接收(T / R)开关 25,基波滤波器 41,接收波束形成器 43,融合处理器 45 和扫描变换器 50。

[0027] 发射/接收(T / R)开关 25 用于或者将发射波束形成器 33 或者将接收波束形成器 43 连接到超声换能器 20,发射波束形成器 33 通过开关 S1 32 选择性地在发射/接收(T / R)开关 25 和发射波束形成器 33 之间连接谐波滤波器 31,或绕过谐波滤波器 31,然后发射/接收(T / R)开关 25 通过开关 S2 42 选择性地在发射/接收(T / R)开关 25 和接收

波束形成器 43 之间连接基波滤波器 41, 或绕过基波滤波器 41, 然后接收波束形成器 43 与融合处理器 45、扫描变换器 50 以及显示器 60 依次连接。

[0028] 换能器 20 是超声波的发射和接收装置, 可以将电能转换为声能, 也可以将声能转换为电能, 显示器 60 用于显示超声图像, 下面详细介绍电子系统中各个模块的功能:

谐波滤波器 31 用来减少发射的谐波分量, 谐波滤波器 31 可以通过数字电路, 模拟电路, 或是数字和模拟电路的组合来实施。谐波滤波器 31 可以包括带通滤波器或者低通滤波器。谐波滤波器 31 的截止频率可根据工作频率进行编程。在一个实施例中谐波滤波器 31 可被进一步控制来改变发射脉冲的延迟, 相位和振幅。

[0029] 发射波束形成器 33 生成不同的频率, 延迟, 脉冲宽度(周期数), 包络, 和振幅的发射脉冲。

[0030] 发射/接收(T/R)开关 25 分开发射器(例如, 发射波束形成器 33 和谐波滤波器 31)和接收器(例如, 基波滤波器 41 和接收波束形成器 43)并在不同时间分别连接发射器和接收器到换能器 20。

[0031] 基波滤波器 41 用来减少接收的基波分量, 包括用于去除或减少所接收信号的基波频率分量的模拟滤波器。模拟滤波器可以是带通滤波器或者是高通滤波器。基波滤波器 41 的截止频率是可根据工作频率进行编程控制的。

[0032] 接收波束形成器 43 可选择性地实施信号对齐和匹配来改善影像质量, 接收波束形成器 43 通过对选定的接收信号, 在对其求和之前, 施加适当的延迟和幅度调整来生成声束。

[0033] 融合处理器 45 用于为超声发射过程中的两个连续帧生成融合影像的多个帧以提高帧率, 处理当前输入波束以及之前存储的输入波束来生成基波信号和谐波信号。融合处理器 45 进一步分析基波信号和谐波信号以智能混合这两个组分来形成复合扫描线。

[0034] 开关 S1 32 是用于选择性地在发射/接收(T/R)开关 25 和发射波束形成器 33 之间连接谐波滤波器 31, 或绕过谐波滤波器 31。当开关 S1 32 在第一位置/模式, 发射波束形成器 33 通过谐波滤波器 31 连接到发射/接收(T/R)开关 25; 而当开关 S1 32 在第二位置/模式, 发射波束形成器 33 不经过谐波滤波器 31 连接到发射/接收(T/R)开关 25。

[0035] 开关 S2 42 是用于可选择性地, 在发射/接收(T/R)开关 25 和接收波束形成器 43 之间连接基波滤波器 41, 或绕过基波滤波器 41。当开关 S2 42 在第一位置/模式, 发射/接收(T/R)开关 25 通过基波滤波器 41 连接接收波束形成器 43; 而当开关 S2 42 在第二位置/模式, 发射/接收(T/R)开关 25 不经过基波滤波器 41 连接到接收波束形成器 43。

[0036] 扫描变换器 50 处理多个扫描线来形成对应于换能器的几何形状和扫描格式的显示影像帧 20。

[0037] 为改善影像质量, 超声影像系统可选择性地使用多个具有不同延迟的振幅调制脉冲(如图 6 中的举例说明), 或者多个具有不同振幅的发射脉冲来提取谐波信号(如图 7 中的举例说明)。

[0038] 在一个优选实施例中, 发射波束形成器 33 生成一对相同的脉冲。谐波滤波器 31 包括低通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。例如, 若基波频率是 2.5MHz 而第二谐波频率是 5MHz, 那么截止频率可以在 3.3MHz 至 4MHz 间。开关 S1 32

是用于连接谐波滤波器到一对两个脉冲中的其中一个。基波滤波器 41 包括低阶高通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。融合处理器 45 是用于通过加入两个连续接收的波束提取谐波信号,该波束作为一对发射脉冲的回波信号接收,而获得基波信号是通过从另一个接收的波束减去一个接收的波束。基波信号和谐波信号在被求和来形成一个复合波束之前均通过幅度检测。

[0039] 在又一个实施例中,发射波束形成器 33 生成一对不同的脉冲。这对脉冲可以是在相位,频率 / 时间,振幅,或以上全部中的两个中存在差异。例如,第一个脉冲可以在相位,持续时间和 / 或振幅上与第二脉冲不同。谐波滤波器 31 包括低阶高通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。融合处理器是用于在时间域对齐两个连续作为对发射脉冲的回波信号接收的波束,然后调整一波束的振幅来匹配另一波束的振幅,然后通过迭加两个对齐和匹配的波束提取谐波信号,而获得基波信号是通过从另一个接收的波束减去一个接收的波束。基波信号和谐波信号在被求和来形成用作生成超声影像的复合波束之前均通过幅度检测。

[0040] 在又一个实施例中,发射波束形成器 33 生成一对不同的脉冲。这对脉冲在延迟上具有差异。例如,第一脉冲向后延迟第二脉冲半个周期。每个脉冲至少具有三周期长并有一个类似三角形的包络。谐波滤波器 31 是低阶低通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。基波滤波器 41 是低阶高通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。融合处理器 45 通过迭加两个连续反射的波束提取谐波信号,而获得基波信号是通过从另一个接收的波束减去一个收到的波束。基波信号和谐波信号在被求和来形成用作生成超声影像的复合波束之前均通过幅度检测。

[0041] 在又一个实施例中,发射波束形成器 33 生成一对不同的脉冲。对脉冲在振幅上存在差异。例如,第一脉冲的振幅是第二脉冲的至少两倍。谐波滤波器 31 是低阶低通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。基波滤波器 41 是低阶高通滤波器其具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。融合处理器 45 用与发射脉冲的相同比例对较小的接收波束进行放大。例如,如果第一个发射脉冲是第二个发射脉冲的三倍,第二个接收波束也会被放大三倍。然后融合处理器 45 通过从另一个接收的未放大波束减去一个收到的放大过的波束来提取谐波信号,而基波信号是通过迭加两个连续接收到的波束获得。基波信号和谐波信号在被求和来形成用作生成超声影像的复合波束之前均通过幅度检测。

[0042] 在又一个实施例中,发射波束生成器生成一对相同的脉冲。谐波滤波器 31 是简单低通滤波器具有位于基波频率和第二谐波频率之间的截止频率。基波滤波器 41 仅用在两个后续接收波束中的一个。接收波束形成器 43 使用高动态范围,低噪声,高增益放大器来放大微弱的谐波信号。然而,对于基波波束,是减少增益来避免信号饱和。由于基波滤波器 41 和接收波束形成器 43 能提取谐波信号和基波信号,因此融合处理器 45 混合由基波滤波器 41 和接收波束形成器 43 提取的基波信号和谐波信号来形成用于生成超声影像的复合波束。

[0043] 图 2 显示了一个优选实施例的流程图。在步骤 105,发射 / 接收(T / R)开关 25 是用于连接发射波束形成器 33 到换能器 20 来发射一对波束中的第一波束,然后在步骤 110,连接接收波束形成器 43 到换能器 20 来接收和存储(例如,以数字格式)反射的一对波束中

的第一波束。

[0044] 随后,在步骤 115,超声影像系统 10 的发射 / 接收(T / R) 开关 25 用于连接发射波束形成器 33 到换能器 20 来发射一对波束中的第二波束,在步骤 120,连接接收波束形成器 43 到换能器 20 来接收和存储(例如,以数字格式)反射的一对波束中的第二波束。

[0045] 随后,在步骤 125,融合处理器 45 用于调整反射的一对波束中的第二波束来与反射的第一脉冲进行对齐和匹配以补偿接收的第一波束和第二波束之间的差异。

[0046] 在步骤 130,融合处理器 45 是通过迭加反射的第一波束和反射的,调整的第二波束来提取谐波信号,在步骤 132,通过从反射的调整的第二波束(或从反射的第一波束减去反射的,调整后的第二波束)减去反射的第一波束来提取基波信号。

[0047] 在图 2 的又一个实施例中,基波滤波器 41 和接收波束形成器 43 是用于提取基波信号和谐波信号(例如,为谐波信号通过高动态范围,低噪声,高增益放大器,为基波信号减少增益,以及对谐波波束而不是其他波束应用基波滤波器 41)。

[0048] 在步骤 135 和 137 为提取的基波信号和谐波信号实施幅度检测。在步骤 140,融合处理器 45 合并(例如,求和)幅度检测(135 和 137)的结果来生成超声影像,最后,在步骤 142,在显示器 60 上显示超声影像系统 10。

[0049] 上述实施例可以扩展为三个或更多的发射脉冲。

[0050] 为改善帧速率,一种新型融合方法如图 3 所示。

[0051] 传统上,一对发射脉冲是用来生成一个复合波束。合并连续的发射脉冲对来生成中间复合波束以增加帧速率。例如,除了由当前谐波波束和当前基波波束合并而生成的复合波束,还可从当前谐波波束和之前的基波波束的合并中生成又一复合波束,其中基波波束可以来自或者单一发射脉冲或者多个发射脉冲。

[0052] 例如,在图 3 中,第一对发射脉冲是用来生成一对第一谐波帧 201 和一个第一基波帧 203;而第二对发射脉冲是用来生成一对第二谐波帧 205 和一个第二基波帧 207。每对谐波帧和基波帧(例如,201 和 203;或是 205 和 207)可以合并来生成一个融合帧。例如,一对第二谐波帧 205 和一个第二基波帧 207 可通过融合处理器合并生成一个融合帧 213。此外,前一对谐波帧和基波帧中的谐波帧,可以与后续对的谐波帧和基波帧的基波帧合并来生成中间融合帧。例如,前一对(例如,201 和 203)的基波帧(例如,203)与后续对(例如,205 和 207)的谐波帧(例如,205)通过融合处理器 45 合并生成一个中间融合帧(例如,211)。这样,超声影像谐波帧(例如,201 和 203)和基波帧(例如,205 和 207)系统 10 的帧速率得到了改善。

[0053] 如此,对于每个用于生成一对谐波帧和基波帧(例如,205 和 207)的后续发射组,两个融合帧(例如,211 和 213)可以通过使用源自前对谐波帧和基波帧(例如,201 和 203)的帧来生成。在一个实施例中,用于生成一对谐波帧和基波帧(例如,205 和 207)的一组发射具有两个发射脉冲。这样,每对连续发射的脉冲可以生成两个融合帧(例如,211 和 213)。

[0054] 在一个实施例中,当用户按下预定键,超声波融合谐波影像(UFHI)模式启动。当在 UFHI 模式时,具有最小谐波分量的第一脉冲发射后,然后接收其回波。随后,第二脉冲发射,然后接收其回波。第二脉冲的振幅和相位都不同于第一脉冲。为运动补偿和其他变量来调整第二接收波束的延迟,相位和振幅。谐波信号是通过加入第一接收波束和调整的第二接收波束来提取。滤波器可以选择地使用来进一步的从提取的谐波信号中去除基波信号。基

波信号是通过从获得的第一接收波束和调整的第二接收波束的差值中来提取。谐波信号和基波信号会进行进一步的处理来产生相应的幅度信号。谐波信号和基波信号的相应幅度信号相融合来生成复合影像。

[0055] 图 4 和 图 5 举例说明了两个信号的对齐和匹配。在图 4 中,第一信号 310 与第二信号 312 在时间上对齐来生成第三信号 314,其进一步与第一信号 310 匹配来生成第四信号 316。图 5 举例说明了源自在第一信号 310 和第二信号 312 之间的差异 318,以及在第一信号 310 和为第二信号 312 的对齐和匹配的第四信号 316 之间的差异 320 的显著减少。

[0056] 图 6 显示了一个基于谐波影像发射延迟的例子。在图 6 中,第一信号 330 和第二信号 332 有半周期的延迟差异。第一信号 330 和第二信号 332 之间的差异 334 可用作谐波影像信号。

[0057] 图 7 显示了一个基于谐波影像发射振幅的例子。在图 7 中,第一信号 340 和第二信号 342 具有不同的振幅。在第一信号 340 和按比例缩小的第二信号 342 之间的差异 344 可用作谐波成像信号。

[0058] 在上述说明中,本发明合并具体的举例性例子作为参考进行描述。在不背离如下权利要求范围最广泛精神和范围下,所做出的各种改变将是显而易见的。说明书及相应的图示,是用作解释性而不是限制性的。

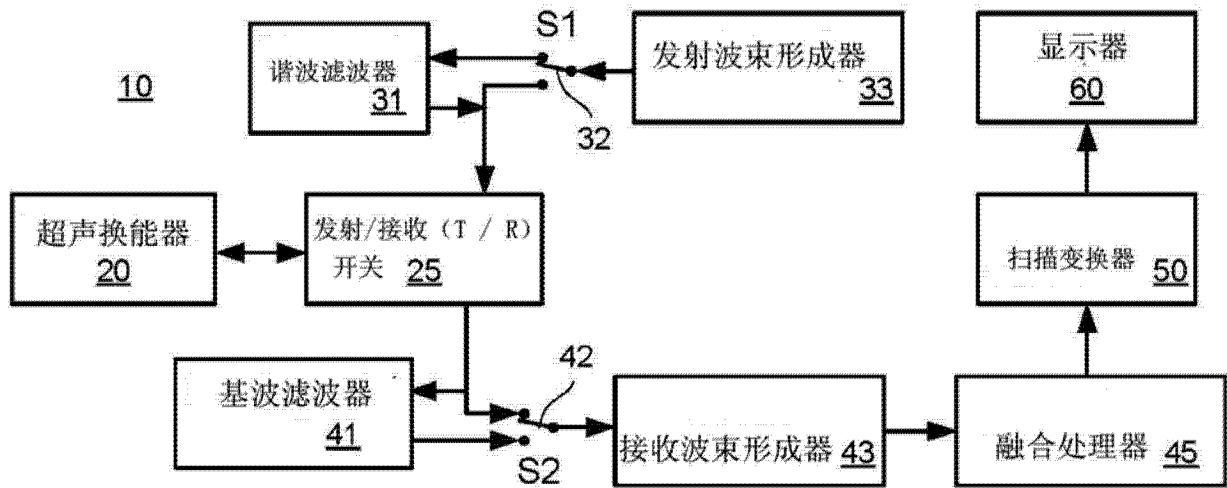


图 1

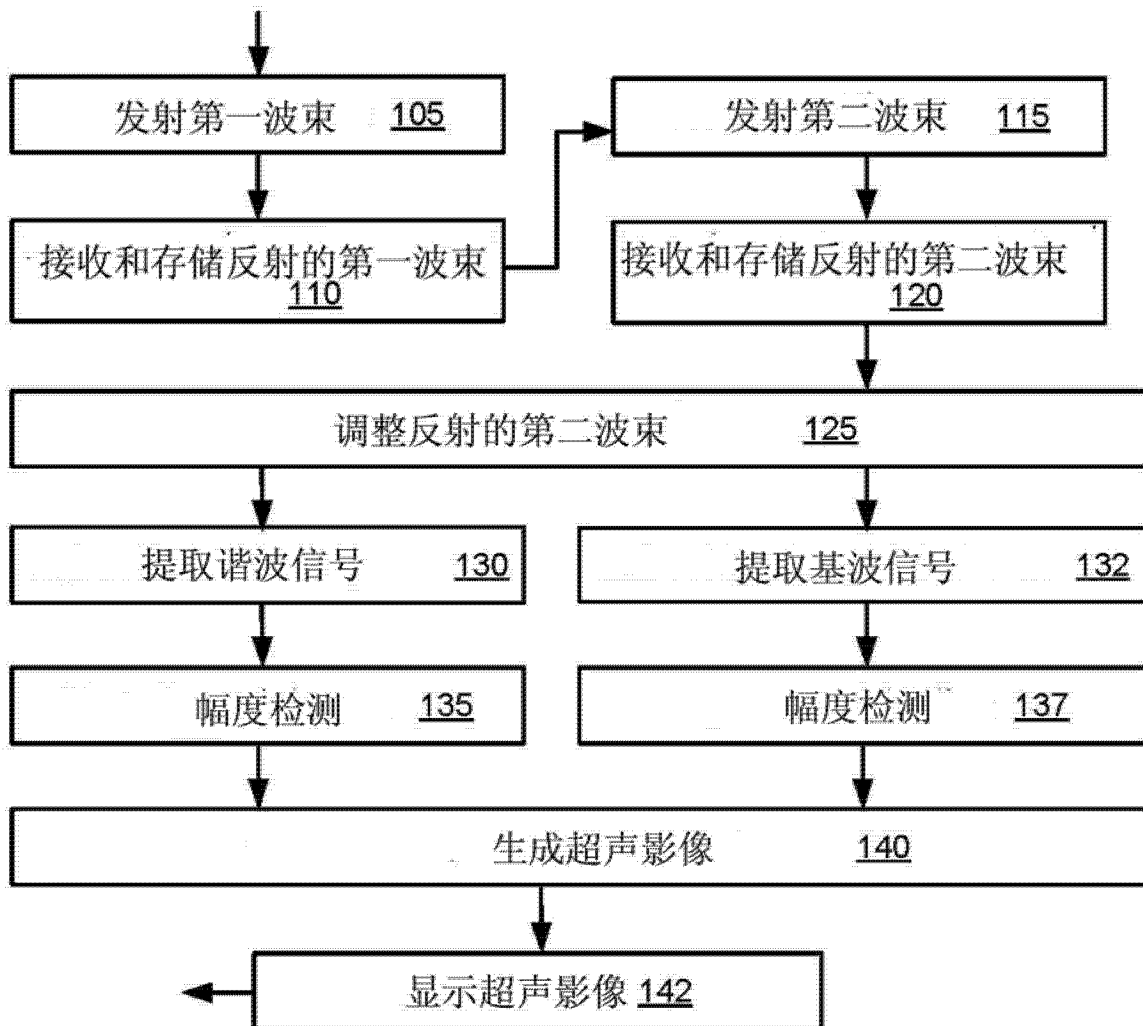


图 2

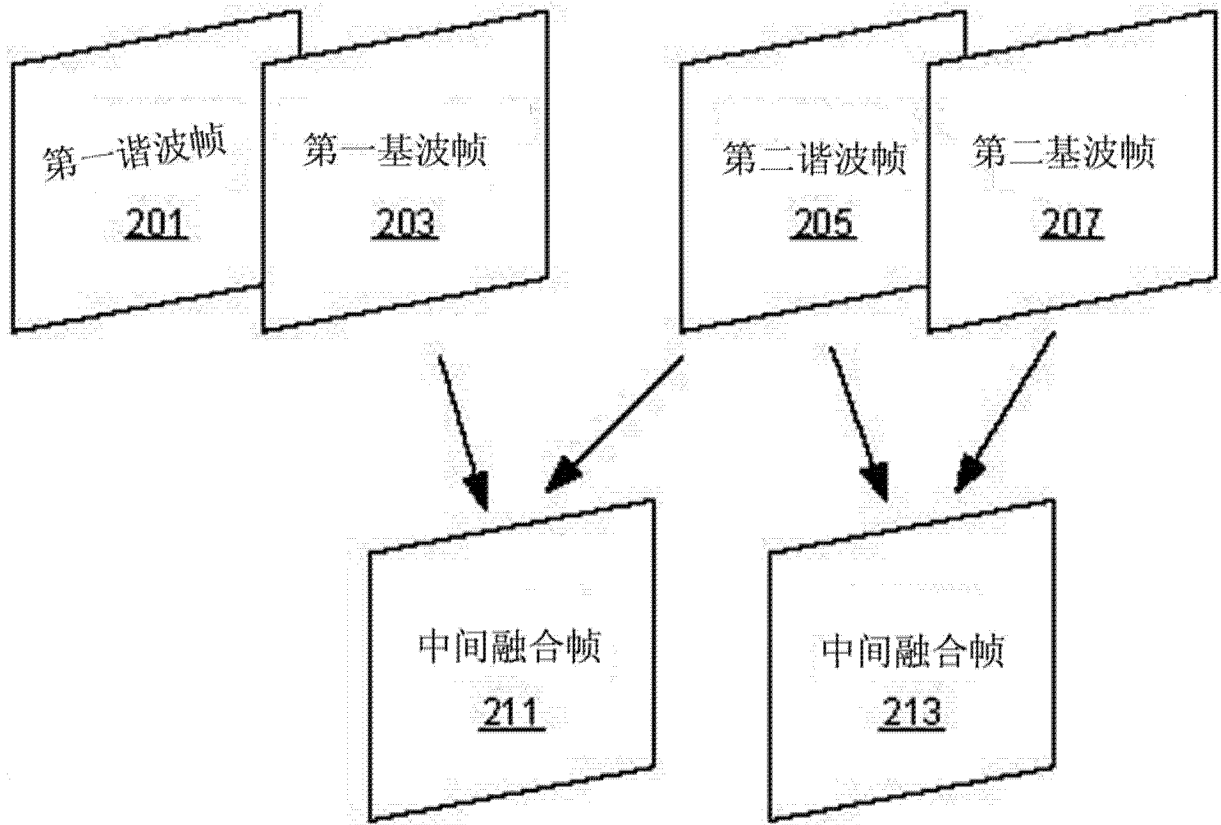


图 3

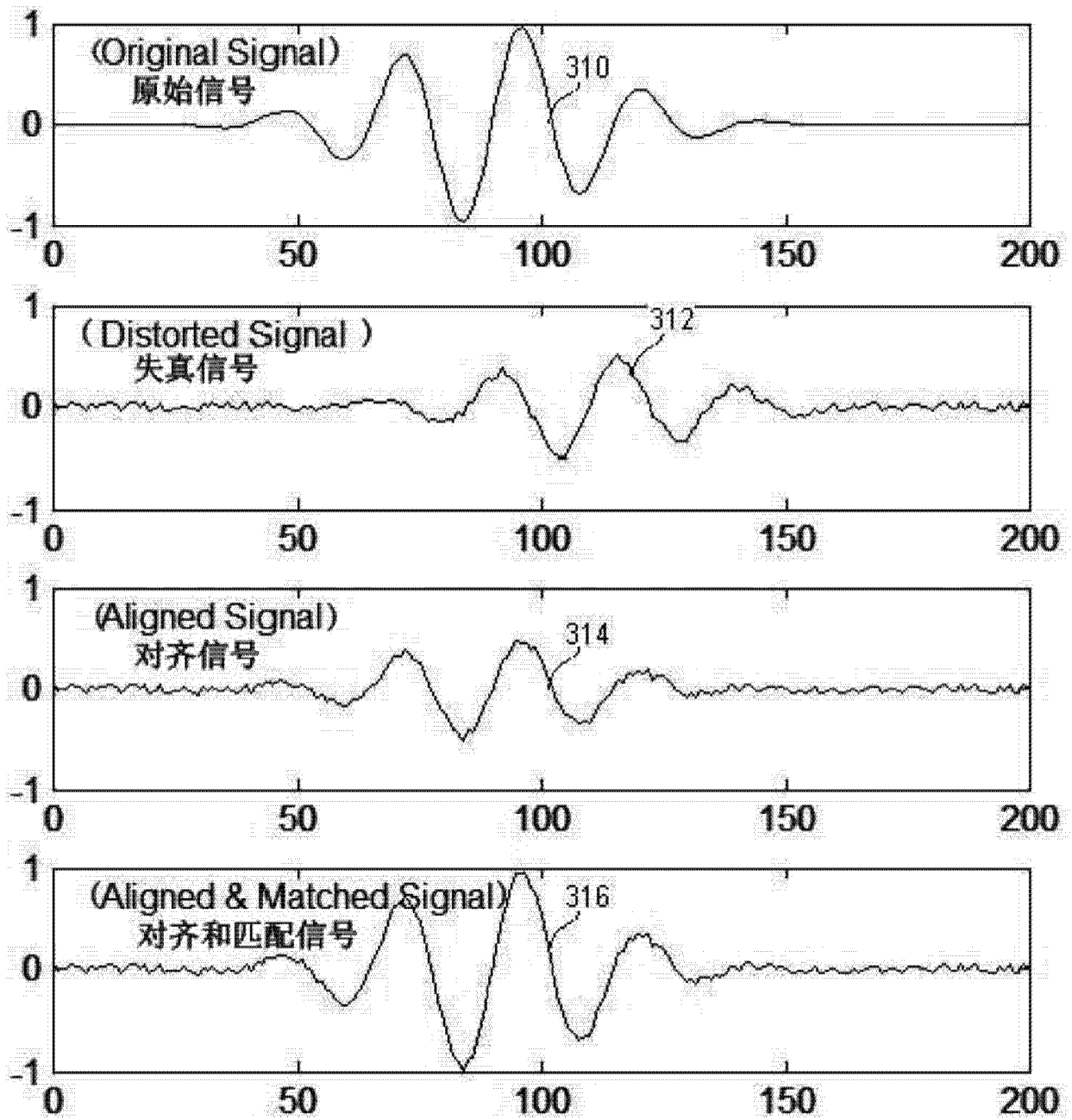


图 4

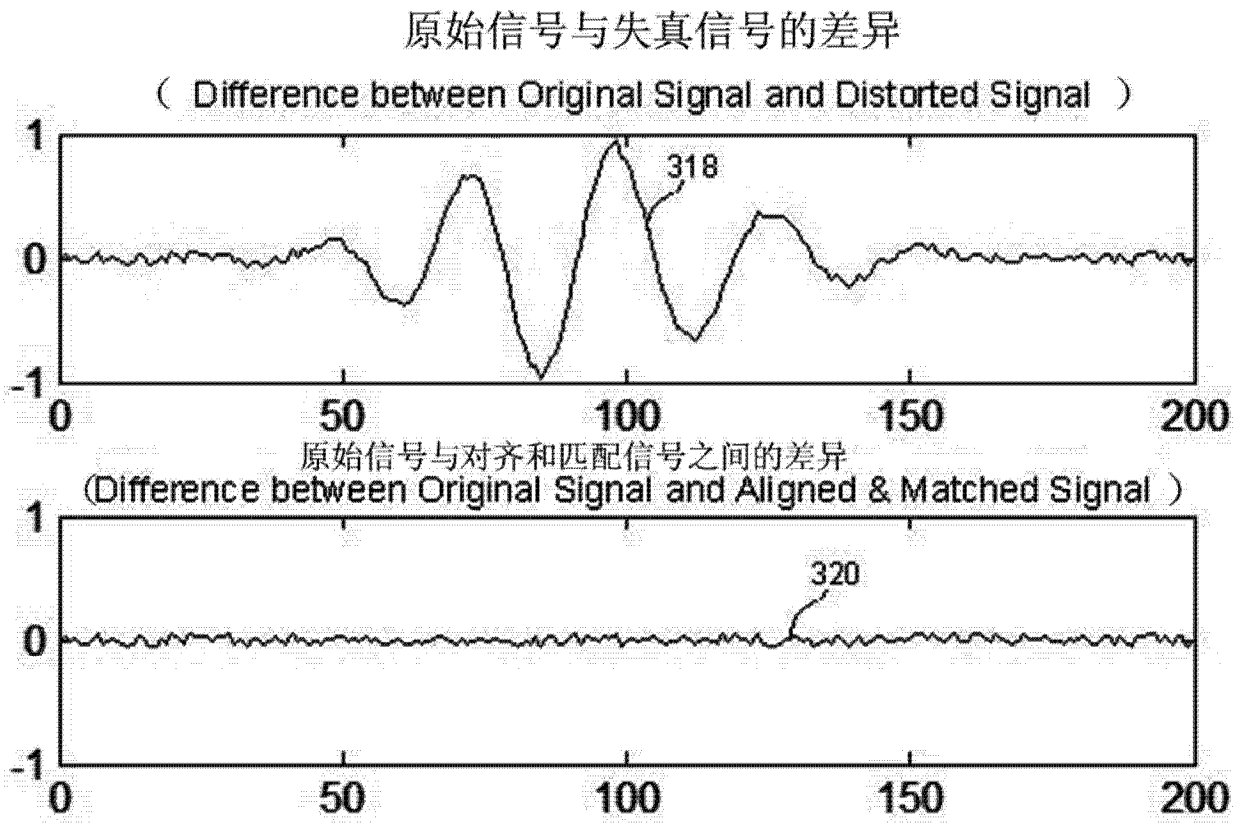


图 5

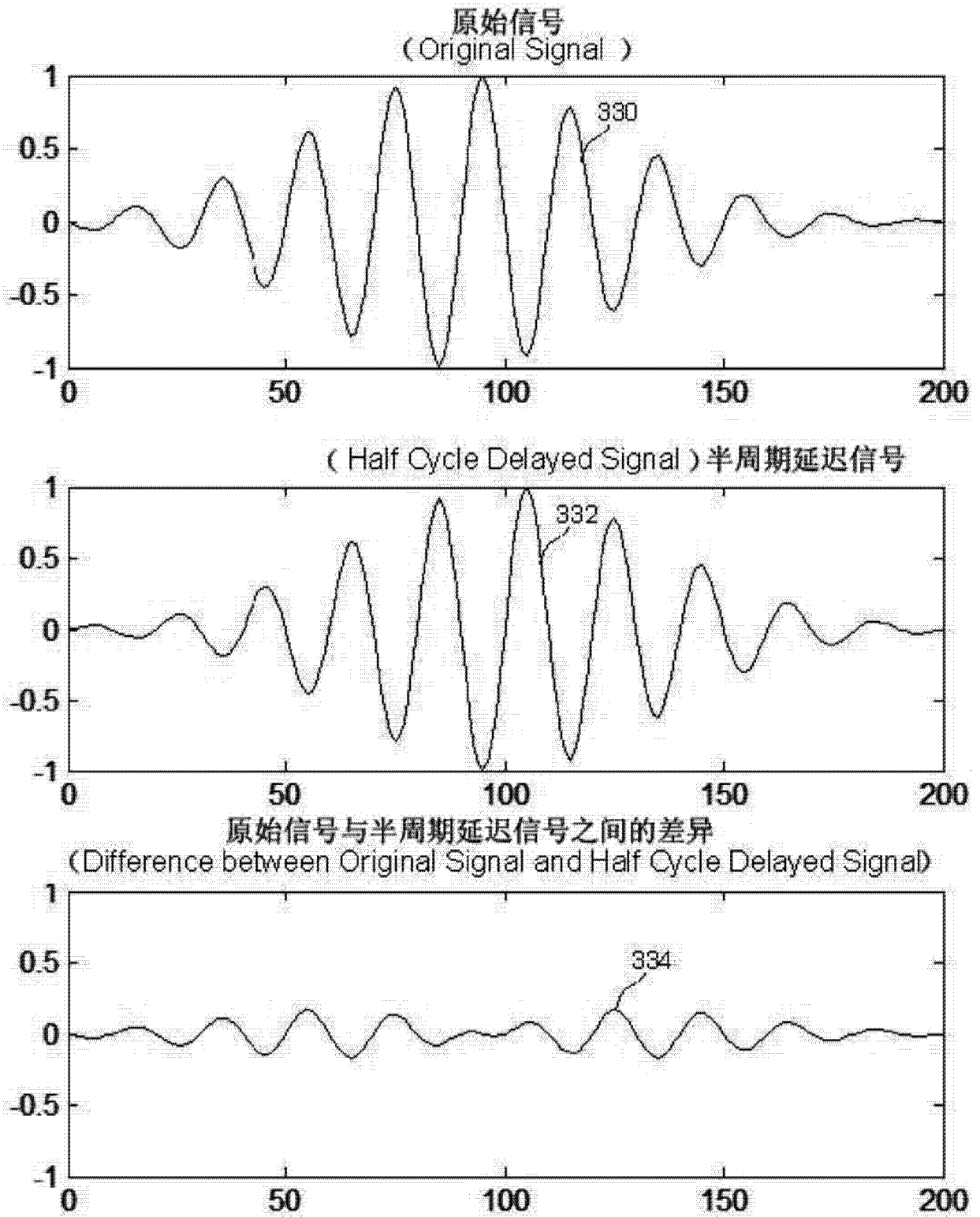


图 6

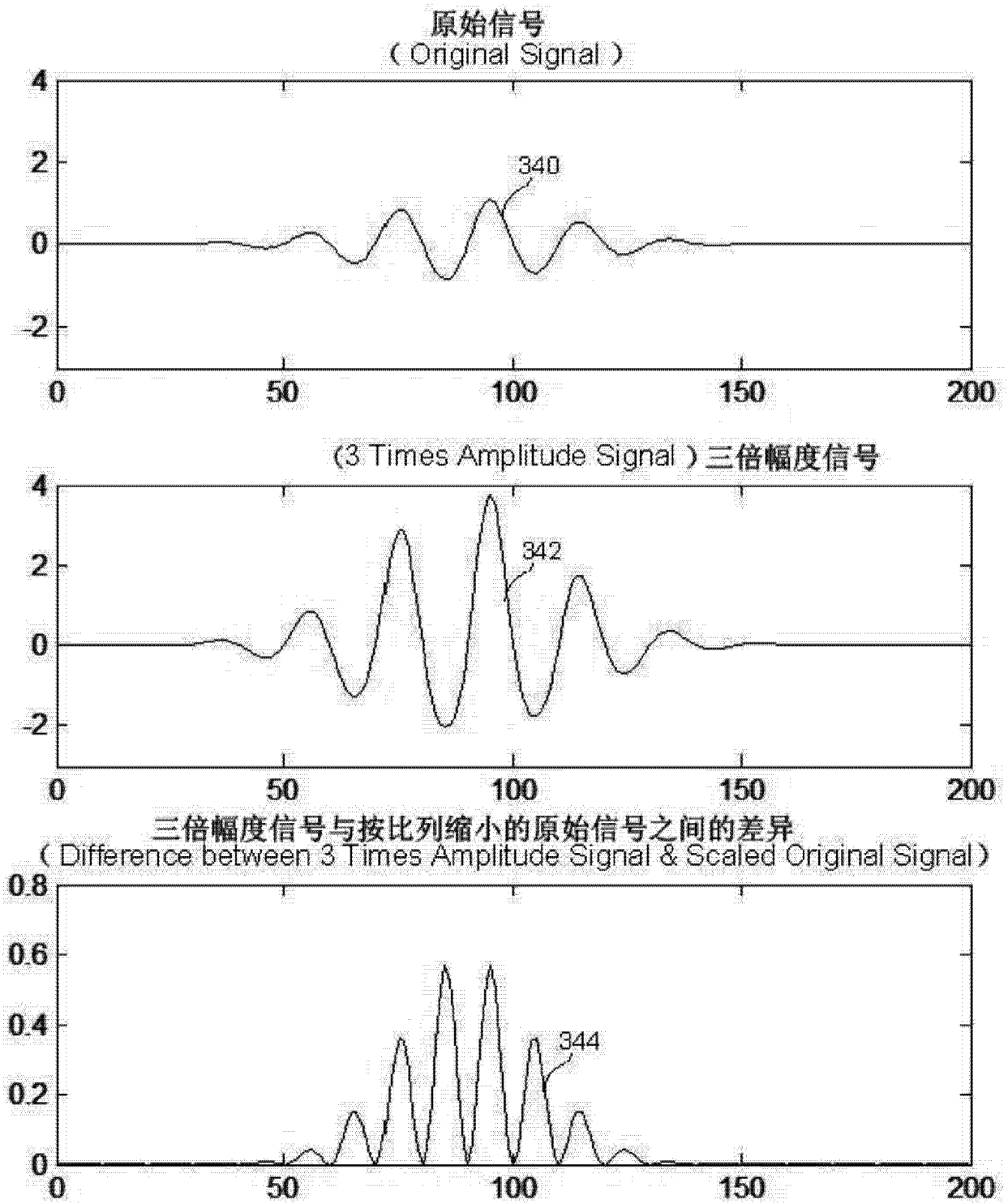


图 7

专利名称(译)	超声融合谐波影像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103431873A</a>	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	CN201310276925.4	申请日	2013-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	赵丹华 张勇 莫若理		
发明人	赵丹华 张勇 莫若理		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/523 G01S7/52077 G01S7/52044 G01S7/52026 G01S7/5202 G01S15/8906 G01S15/02 G01S7/52		
优先权	13/790322 2013-03-08 US		
其他公开文献	CN103431873B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声影像系统包括：谐波滤波器连接到超声发射器来减少发射的谐波分量；基波滤波器连接到超声接收器来减少接收的基波分量；和融合处理器用于为超声发射的两个连续帧生成融合影像的多个帧来改善帧速率。超声接收器可选择的实施信号对齐和匹配来改善影像质量。为了提高影像质量，超声系统可选择的使用多个具有不同延迟的振幅调制发射脉冲，或多个具有不同振幅的发射脉冲来提取谐波信号。

