



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101496728 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 13

(21) 申请号 200810066064. 6

(22) 申请日 2008. 02. 03

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 张羽

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 刘宗杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6095980 A, 2000. 08. 01, 说明书第 3 栏第 20-25 行、第 5 栏第 30-60 行、第 6 栏第 9-22 行、第 6 栏第 54 行-第 9 栏第 18 行、第 11 栏第 5-22 行,附图 1-3、5A, 5B.

CN 1744858 A, 2006. 03. 08, 说明书第 1 页倒数第 1 段-第 2 页第 2 段.

US 6095980 A, 2000. 08. 01, 说明书第 3 栏第 20-25 行、第 5 栏第 30-60 行、第 6 栏第 9-22 行、第 6 栏第 54 行-第 9 栏第 18 行、第 11 栏第 5-22 行,附图 1-3、5A, 5B.

US 2003/0236459 A1, 2003. 12. 25, 全文.
CN 1658798 A, 2005. 08. 24, 全文.

审查员 胡亚婷

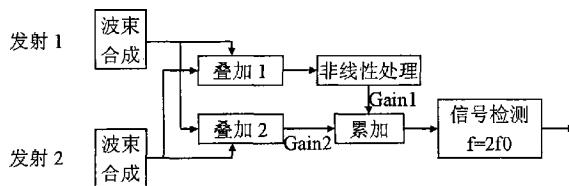
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声频率复合成像方法与装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声频率复合成像方法与装置,其中所述方法包括发射步骤,叠加步骤,非线性处理步骤,以及累加步骤。本方法在多次脉冲发射谐波成像的基础上,通过对多次脉冲回波的非线性处理,使得原先的基波频率分量调制到谐波频率分量所在频带内,从而只需利用一次谐波频率分量的检测即可实现基波和谐波的频率复合成像。在基本不损失图像质量的前提下,降低了电路实现的复杂度和实现成本。



1. 一种超声频率复合成像方法,包括:
发射步骤,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;
其特征在于,还包括:
叠加步骤,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;
非线性处理步骤,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及
累加步骤,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。
2. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:发射的两次不同的超声脉冲具有相同的幅度,相反的极性。
3. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:发射的两次不同的超声脉冲具有相同的波形形状,而一个脉冲的幅度是另一个脉冲幅度的倍数。
4. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述叠加处理为将两次不同超声脉冲的回波相减和相加,从而获得的两路信号,其中一路以基波信号为主,另一路以谐波信号为主。
5. 如权利要求4所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述非线性处理是针对以基波信号为主的一路信号。
6. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述非线性处理是对信号乘以一个正弦波,且所述正弦波的频率可等于基波中心频率,或者频率固定。
7. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述非线性处理是对信号乘以一个方波,且所述方波的频率可等于基波中心频率,或者频率固定。
8. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述的非线性处理是对信号取模或者取平方的运算。
9. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:所述重叠的频带是在谐波频率附近的频带。
10. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于:进行加权相加的加权系数可随回波深度改变,或者不随回波深度改变。
11. 如权利要求1所述的超声频率复合成像方法,其特征在于,还包括:
放大步骤,用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信号进行放大。
12. 一种超声频率复合成像装置,包括:
发射单元,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;
其特征在于,还包括:
叠加单元,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;
非线性处理单元,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及
累加单元,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。

13. 如权利要求 12 所述的超声频率复合成像装置,其特征在于:所述发射单元为超声波探头。

14. 如权利要求 12 所述的超声频率复合成像装置,其特征在于:所述叠加单元为加/减法器,其将两次不同超声脉冲的回波相减和相加,从而获得的两路信号,其中一路以基波信号为主,另一路以谐波信号为主。

15. 如权利要求 12 所述的超声频率复合成像装置,其特征在于:所述非线性处理单元为乘法器,通过给所述信号乘以一个正弦波或方波来实现所述非线性处理;其中正弦波或方波的频率可随回波的深度改变,或者频率固定。

16. 如权利要求 12 所述的超声频率复合成像装置,其特征在于:所述非线性处理单元为对所述信号取模或者取平方的运算器。

17. 如权利要求 12 所述的超声频率复合成像装置,其特征在于,还包括:
放大单元,用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信号进行放大。

超声频率复合成像方法与装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声成像方法与装置,特别是涉及一种基波和谐波频率复合成像的方法与装置。

背景技术

[0002] 谐波成像技术通常被用于提高超声图像的空间分辨率和对比分辨率。但是,由于受谐波成像原理上的限制,谐波图像的穿透力通常较差,因此超声成像系统中通常采用基波和谐波复合的技术来提高谐波图像的穿透力。一些现有技术分别给出了一些不同的基波和谐波信号复合策略,其原理上都是通过对一次或者多次发射的回波分别检测基波和谐波频率分量,对检测到的信号进行随深度变化的加权叠加,叠加的信号再经过其它处理获得基波和谐波频率复合的信号。其中基波和谐波信号的检测通常通过设置两个不同通带的带通滤波器进行滤波,带通滤波器的中心频率分别对应基波频率和谐波频率,另外,也可以通过调节正交解调中心频率的方法获得等效的结果。另一种现有技术提出了一种基于多次脉冲发射获得基波和谐波信号的复合技术,利用宽带发射,在不损失空间分辨率的前提下,降低超声图像的斑点噪声。

[0003] 一个典型的频率复合成像系统框图如图 1 所示。以基波频率发射的脉冲经过探头发射后,声波进入人体,人体内不同组织的反射和散射回波经过探头接收,放大,模数转换和波束合成后获得某一根扫描线上的射频回波。由于人体组织或者造影剂的非线性效应,回波中除了发射频率的基波外,还包含不同阶次的谐波分量,其中二次谐波由于具有较高的信噪比常用于超声成像。在图 1 所述的复合成像系统中,接收到的波束合成信号被分别输入两个并行的信号检测装置,分别检测到基波和谐波信号。检测到的基波和谐波信号经过不同增益的放大后进行叠加,即获得频率复合的信号。获得的信号经过包络检测、对数压缩等 B 型成像信号处理后进行数字扫描转换 (DSC) 和显示。其中基波和谐波的增益设置可以随深度变化,比如近场和远场谐波信号较弱,则谐波通道的增益在近场和远场设置较低,中场设置较高,基波通道的设置与谐波通道的设置刚好相反,从而充分利用了谐波成像具有较高空间分辨率和对比分辨率的优点,同时降低了谐波在近场和远场较弱的影响,提高了全场图像的均匀性。由于并行设置基波和谐波两个接收装置成本很高,因此也可以通过重复发射两次相同脉冲,一次用于基波检测,一次用于谐波检测,然后进行频率复合。

[0004] 直接利用带通滤波器滤出谐波频率分量的方法,通常需要发射较窄带宽的脉冲,从而影响了成像的空间分辨率。利用在同一根扫描线上重复发射两次不同的脉冲,实现宽带谐波成像,可以有效避免窄带发射带来空间分辨率下降的问题。其中两次发射的脉冲可以是具有相同的幅度,相反的极性(即正反脉冲谐波成像),或者两次脉冲具有相同的波形,只是信号的幅度不同。图 2 给出了一种现有技术中的利用两次脉冲发射实现的频率复合方法。以正反脉冲发射为例,第一次发射脉冲的射频回波经过 Gain1 放大后经过信号检测获得基波信号;当系统接收到第二次发射脉冲的射频回波后,将两次脉冲发射的射频回波经过 Gain2 和 Gain3 的放大后,进行叠加处理,消除基波分量,这里取 $\text{Gain2} = \text{Gain3}$ 。叠

加后的信号经过信号检测获得谐波信号。将所获得的基波和谐波信号叠加后进行后续的其他 B 型成像处理。

[0005] 上述现有技术都需要设置两组检测装置分别用于检测基波和谐波信号。由于 B 型成像发射带宽较宽,以及声波在组织中的衰减系数近似与频率成正比,因此回波的中心频率和带宽均会随深度减小,超声系统常采用动态滤波技术提高检测的信号的信噪比。而上述频率复合技术则需要两套动态滤波装置,才能实现有效基波和谐波信号的检测,因此电路设计相对复杂,且通常成本较高。

发明内容

[0006] 本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷,提供一种利用一次谐波频率分量的检测即可实现基波和谐波的频率复合成像的方法与装置。为了实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下。

[0007] 按照本发明实施例的第一方面,提供一种超声频率复合成像方法,包括:发射步骤,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;叠加步骤,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;非线性处理步骤,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及累加步骤,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。其中发射的两次不同的超声脉冲具有相同的幅度、相反的极性;或者发射的两次不同的超声脉冲具有相同的波形形状,而一个脉冲的幅度是另一个脉冲幅度的倍数。

[0008] 优选的是,所述叠加处理为将两次不同超声脉冲的回波相减和相加,从而获得的两路信号,其中一路以基波信号为主,另一路以谐波信号为主。

[0009] 再优选的是,所述非线性处理是针对以基波信号为主的一路信号。

[0010] 可选的是,所述非线性处理是对信号乘以一个正弦波,且所述正弦波的频率可等于基波中心的频率,或者频率固定。

[0011] 再可选的是,所述非线性处理是对信号乘以一个方波,且所述方波的频率可等于基波中心的频率,或者频率固定。

[0012] 还可选的是,所述的非线性处理是对信号取模或者取平方的运算。

[0013] 还优选的是,所述重叠的频带是在谐波频率附近的频带。

[0014] 进一步优选的是,进行加权相加的加权系数可随回波深度改变,或者不随回波深度改变。

[0015] 进一步可选的是,按照本发明实施例第一方面的超声频率复合成像方法还包括放大步骤,用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信号进行放大。

[0016] 按照本发明实施例的第二方面,提供一种超声频率复合成像装置,包括:发射单元,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;叠加单元,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;非线性处理单元,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及累加单元,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。其中所述发射单元为超声波探头。

[0017] 优选的是,所述叠加单元为加/减法器,其将两次不同超声脉冲的回波相减和相加,从而获得的两路信号,其中一路以基波信号为主,另一路以谐波信号为主。

[0018] 可选的是,所述非线性处理单元为乘法器,通过给所述信号乘以一个正弦波或方波来实现所述非线性处理;其中正弦波或方波的频率可随回波深度改变,或者频率固定。

[0019] 再可选的是,所述非线性处理单元为对所述信号取模或者取平方的运算器。

[0020] 进一步可选的是,按照本发明实施例第二方面的超声频率复合成像装置还包括放大单元,用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信号进行放大。

[0021] 按照本发明的方法与装置在多次脉冲发射谐波成像的基础上,通过对多次脉冲回波的非线性处理,使得原先的基波频率分量调制到谐波频率分量所在频带内,从而只需利用一次谐波频率分量的检测即可实现基波和谐波的频率复合成像。在基本不损失图像质量的前提下,降低了电路实现的复杂度和实现成本。

[0022] 下面将结合附图并通过具体的实施例对本发明进行进一步说明。

附图说明

[0023] 图 1 是典型的频率复合成像系统框图;

[0024] 图 2 是现有技术中的频率复合技术实现框图;

[0025] 图 3 是按照本发明实施例的超声频率复合成像方法的流程图;

[0026] 图 4 是按照本发明实施例的一种实施方式框图;

[0027] 图 5 是按照本发明实施例的非线性处理后信号频谱变化示意图;

[0028] 图 6 是按照本发明实施例的超声频率复合成像装置的框图。

具体实施方式

[0029] 如图 3 所示,按照本实施例的超声频率复合成像方法包括:发射步骤 301,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;叠加步骤 303,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;非线性处理步骤 305,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及累加步骤 307,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。另外,按照本实施例的超声频率复合成像方法还可选地包括放大步骤(图 3 中未示出),用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信号进行放大。下面结合频率复合成像技术的具体实施方式,对按照本实施例的超声频率复合成像方法进行进一步说明。

[0030] 按照本实施例的频率复合成像技术的一种实施方式如图 4 所示。以正反脉冲发射为例,两次脉冲发射的射频回波相加消除了基波分量,两次射频回波相减消除了谐波分量:

$$[0031] \quad S_B(t) = R_1(t) - R_2(t)$$

$$[0032] \quad S_H(t) = R_1(t) + R_2(t)$$

[0033] 其中 $R_1(t)$ 和 $R_2(t)$ 分别为两次发射的射频回波, $S_B(t)$ 和 $S_H(t)$ 则表示获得的基波为主的信号和谐波为主的信号。对 $S_B(t)$ 进行非线性的处理,例如对 $S_B(t)$ 乘以一个频率为 $f(t)$ 的正弦波:

$$[0034] \quad S'_b(t) = S_b(t) \sin(2\pi \cdot f(t) \cdot t)$$

[0035] 信号 $S_b(t)$ 和 $S'_b(t)$ 的频谱示意图如图 5 所示,其中实线为 $S_b(t)$ 信号的频谱,该信号的中心频率为 5MHz,该信号乘以一个频率固定为 5MHz 的正弦波后获得的频谱如图中虚线所示。可见,经过上述非线性变换后的信号的频带被搬移到了直流和谐波频率(频率为 0 和 10MHz)附近,而谐波信号 $S_H(t)$ 的信号频谱也在 10MHz 附近。因此,将经过非线性变换后的 $S'_b(t)$ 与 $S_H(t)$ 信号累加(即进行加权相加),相加后的信号只需要通过一个谐波信号检测装置(接收通带在谐波频率附近的滤波装置)即可获得用于频率复合成像的信号 $S_c(t)$:

$$[0036] \quad S_c(t) = K_1(t)S'_b(t) + K_2(t)S_H(t)$$

[0037] 其中 $K_1(t)$ 和 $K_2(t)$ 分别用于对信号 $S'_b(t)$ 和 $S_H(t)$ 进行加权,该加权系数可以随深度改变,例如 $K_1(t)$ 随着回波深度的增加系数值逐渐增大, $K_2(t)$ 则随着回波深度的增加系数值逐渐减小,从而弥补谐波图像远场信噪比较差的问题。另外, $K_1(t)$ 和 $K_2(t)$ 也可以设置为两个常数,实现谐波和基波信号按一定比例的复合,用于减弱超声图像中的斑点噪声。上述用于非线性处理的正弦波的频率可以根据射频回波基波中心频率进行设置,如 $f(t)$ 等于基波中心频率,或者简单设置为某个固定的频率值。所设置的频率只需要保证所需要的基波信号经过非线性处理后能够与谐波信号具有重叠的频带。上述乘以正弦波的非线性处理可以等效利用一种简化的处理,即将正弦波替换为同频率的方波。由于方波的系数为 1、0、-1,因此只需要进行简单的加法、减法运算,即可实现等效的频率搬迁效果。除了利用正弦波或者方波进行非线性处理之外,也可以采用对 $S_b(t)$ 取绝对值或者取平方操作,也可以将基波的信号搬迁到谐波频带内。本发明的核心就在于通过对一路信号做非线性的处理,将待做频率复合的某个频带内的信号搬迁到另一个与另一路信号重叠的频带内,具体的非线性处理方法不受上述实现方法限制。

[0038] 上述实施例采用的是正、反脉冲两次发射的情况,也可以采用其它方式,例如采用两次发射具有相同的波形,只是幅度相差 G 倍。则 $S_b(t)$ 和 $S_H(t)$ 的获得需要做一些更改,如:

$$[0039] \quad S_b(t) = R1(t) + G \cdot R2(t)$$

$$[0040] \quad S_H(t) = R1(t) - G \cdot R2(t)$$

[0041] 除此之外,由于波束合成输出的射频回波中基波分量一般都比谐波分量幅度大很多,因此 $S_b(t)$ 也可以只取其中一次脉冲发射的回波。上述实施例均是基波信号搬迁到谐波频带内,反之也可以将谐波信号搬迁到基波频带内,利用检测装置检测基波频带内的信号进行后续的 B 型成像处理。

[0042] 如图 6 所示,是按照本发明实施例的超声频率复合成像装置的框图,可用于实现按照本发明实施例的超声频率复合成像方法。该装置包括:发射单元 601,用于向成像目标发射至少两次不同的超声脉冲,并接收两次不同超声脉冲的回波;叠加单元 603,用于对两次不同超声脉冲的回波进行叠加处理,以获得两路信号;非线性处理单元 605,用于对其中的一路信号进行非线性处理,使得非线性处理后的信号的频谱与另一路信号的频谱具有重叠的频带;以及累加单元 607,用于将非线性处理后的一路信号与另一路信号进行加权相加,相加的信号用于获得频率复合图像。另外,按照本实施例的超声频率复合成像装置还可选地包括放大单元(图 6 中未示出),用于对回波、经过叠加处理以及非线性处理之后的信

号进行放大。

[0043] 其中发射单元 601 为超声波探头。叠加单元 603 可以为加 / 减法器, 其将两次不同超声脉冲的回波相减和相加, 从而获得的两路信号, 其中一路以基波信号为主, 另一路以谐波信号为主。

[0044] 非线性处理单元 605 可以为乘法器, 通过给所述信号乘以一个正弦波或方波来实现所述非线性处理; 其中正弦波或方波的频率可随回波深度改变, 或者频率固定。或者, 非线性处理单元 605 为对信号取模或者取平方的运算器。另外, 累加单元 607 可以通过加法器来实现。

[0045] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明, 但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白, 还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等, 但是, 只要未背离本发明的精神, 都应在本发明的保护范围之内。

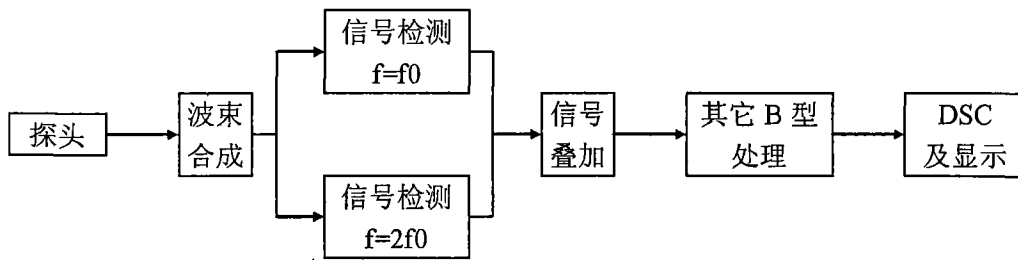


图 1

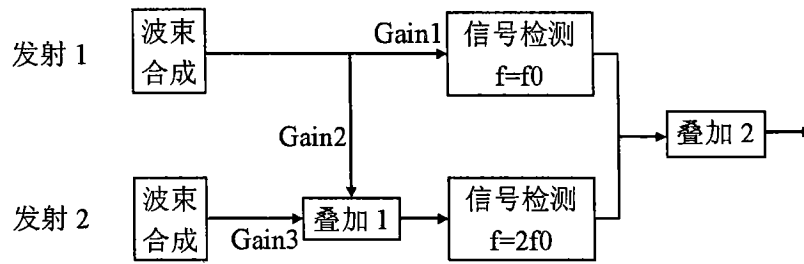


图 2

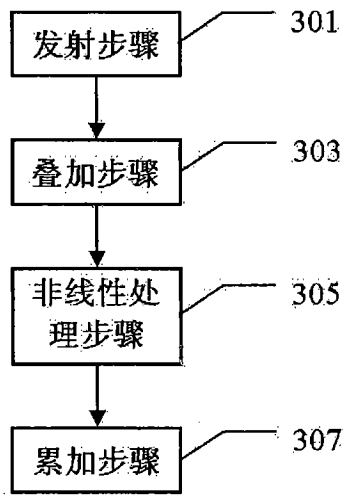


图 3

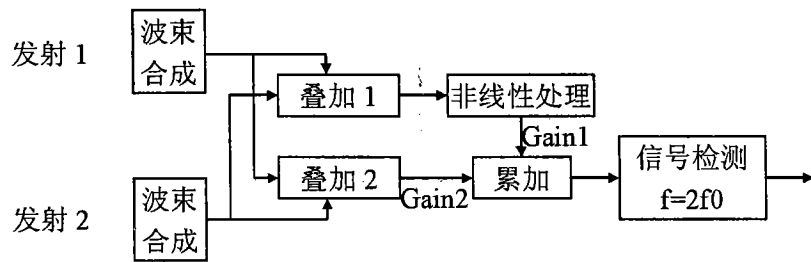


图 4

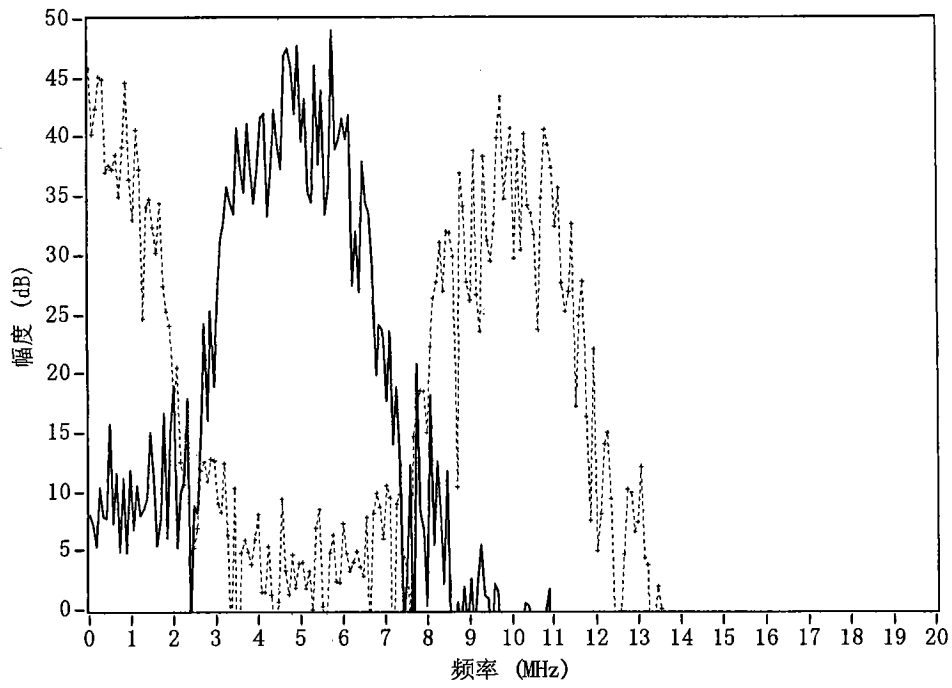


图 5

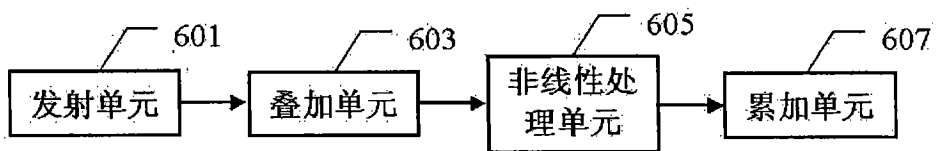


图 6

专利名称(译)	超声频率复合成像方法与装置		
公开(公告)号	CN101496728B	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	CN200810066064.6	申请日	2008-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	张羽		
发明人	张羽		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
审查员(译)	胡亚婷		
其他公开文献	CN101496728A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声频率复合成像方法与装置，其中所述方法包括发射步骤，叠加步骤，非线性处理步骤，以及累加步骤。本方法在多次脉冲发射谐波成像的基础上，通过对多次脉冲回波的非线性处理，使得原先的基波频率分量调制到谐波频率分量所在频带内，从而只需利用一次谐波频率分量的检测即可实现基波和谐波的频率复合成像。在基本不损失图像质量的前提下，降低了电路实现的复杂度和实现成本。

