



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104757999 B

(45)授权公告日 2018.03.09

(21)申请号 201510159101.8

(22)申请日 2015.04.07

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104757999 A

(43)申请公布日 2015.07.08

(73)专利权人 声泰特(成都)科技有限公司

地址 610041 四川省成都市高新区创业路
16号火炬大厦A601

(72)发明人 石丹 尹皓 刘东权

(74)专利代理机构 四川力久律师事务所 51221

代理人 王芸 韩洋

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 101623204 A, 2010.01.13, 说明书第5-20页, 附图1-12.

CN 101623204 A, 2010.01.13, 说明书第5-20页, 附图1-12.

US 2007083119 A1, 2007.04.12, 全文.

US 2001016685 A1, 2001.08.23, 全文.

US 2002042576 A1, 2002.04.11, 全文.

CN 101527034 A, 2009.09.09, 全文.

CN 102908163 A, 2013.02.06, 全文.

罗瑞芝. 超声图像处理系统的研究和软件设计.《重庆大学硕士学位论文》.2005, 第6-20页.

审查员 王传利

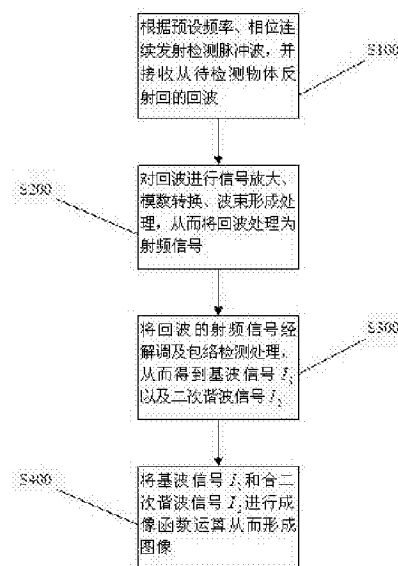
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种超声波成像领域, 特别涉及一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统。与传统的成像方法进采用基波信号而不涉及二次谐波相比, 本发明充分利用二次谐波信号对待检测物体的非线性效应进行检测, 其控制精度更高; 同时, 采用本发明提供的成像方法可有效区分非线性区域内B/A很微小的改变, 从而非常适合增强非线性物质(如注入组织内的造影剂)的检测信号并对其进行定位。



1. 一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 根据预设频率、相位连续发射检测脉冲波,并接收从待检测物体反射回的回波;

(2) 对回波进行信号放大、模数转换、波束形成的处理,从而将回波处理为射频信号;

(3) 将回波的射频信号经解调及包络检测处理,从而得到基波信号 I_1 以及二次谐波信号 I_2 ,其中, $I_1 \approx \text{sech}(C_0 \beta V)$, $I_2 \approx \tanh(C_0 \beta V)$, 式中, $\beta = 1 + B/2A$, $\frac{B}{A}$ 表示介质的非线性参量,
 $C_0 = e^{-2\alpha z} C \frac{k_1}{2\rho_0} \ln \frac{z}{z_0}$, V 为电压, k_1 和 α 分别为波数和衰减系数, C 是初始条件被定义为 $z = z_0$

时基波频率成分的幅度, z_0 为轴向的初始距离, ρ_0 是介质初始密度;

(4) 将基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 进行成像函数运算从而形成图像,成像函数 Q 为: $Q \approx -\log(I_1/I_2) + Q_0$;其中, Q_0 为常数。

2. 如权利要求1所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,连续发射的检测脉冲波采用固定不变的预设频率、固定不变的相位;或者,

连续发射的检测脉冲波采用固定不变的预设频率,但相邻发射的检测脉冲波具有预设的固定相位差,相位差的范围为 $\frac{1}{4}\pi \sim \frac{7}{4}\pi$ 。

3. 如权利要求1或2所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,步骤(3)中还包括对基波信号 I_1 和/或二次谐波信号 I_2 进行局部补偿的步骤;补偿方法为根据线性传播条件下的基波包络信号和二次谐波包络信号的幅度比值对基波信号 I_1 和/或二次谐波信号 I_2 进行调整。

4. 如权利要求3所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,步骤(4)之后还包括对形成的图像进行噪声抑制、帧相关处理、图像增强处理的步骤。

5. 如权利要求4所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,帧相关处理的公式为 $I'_n = \lambda I'_{n-1} + (1-\lambda) I_n$,其中 λ 为由两帧之间的运动情况决定,其取值范围为0-1, I 为帧相关处理前的图像数据, I' 为帧相关处理后的图像数据, n 为自然数。

6. 如权利要求4所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,图像增强处理为采用直方图均衡化法对图像进行拉伸;处理公式为: $H' = \frac{1}{1 + e^{-O(H-\eta)}}$ 其中 H 和 H' 分别为图像增强前后的非线性图像, η 为用户可调参数控制图像的平均灰度等级, O 为增强系数, O 前面的负号代表非线性系数较大的区域映射的灰度值较大。

7. 如权利要求4所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,图像增强处理为采用线性对比度增强方法,计算公式为 $J' = a(J - \mu) + G$,其中, J 和 J' 分别为图像增强前后的非线性图像, μ 为增强前非线性图像均值, G 为设定的显示图像灰度均值, a 为用于调节对比度强弱的用户参数。

8. 如权利要求5至7任一项所述的基于超声基波和谐波的非线性成像方法,其特征在于,根据成像函数值对应像素大小与非线性参量之间关系预定义的伪彩编码映射表将得到的灰度图像转换为彩色图像,最终将伪彩非线性图像叠加于基波或谐波图像上予以显示。

9. 一种基于超声基波和谐波的非线性成像系统,其特征在于,包括依次连接的发射模块、波束形成模块、回波信号处理模块、非线性参数计算模块、图像后处理模块以及显示模

块；

所述发射模块用于根据输入电压的不同而发射在介质中传播时产生非线性效应的脉冲波或，

在介质中传播时不产生非线性效应的脉冲波；

所述波束形成模块用于接收经待检测物体反射回的回波信号，并将回波信号经过波束形成处理生成射频信号；

所述回波信号处理模块用于将波束形成模块输出的射频信号经解调及包络检测处理提取基波、谐波信号，并对其进行补偿处理；

所述非线性参数计算模块用于将基波、谐波信号按照成像函数计算并成像，成像函数Q为： $Q \approx -\log(I_1/I_2) + Q_0$ ；其中， Q_0 为常数， $I_1 \approx \text{sech}(C_0 \beta V)$ ， $I_2 \approx \tanh(C_0 \beta V)$ ，式中， $\beta = 1 + B/2A$ ，

$\frac{B}{A}$ 表示介质的非线性参量， $C_0 = e^{-2\alpha z} C \frac{k_1}{2\rho_0} \ln \frac{z}{z_0}$ ，V为电压， k_1 和 α 分别为波数和衰减系数，C是初始条件被定义为 $z = z_0$ 时基波频率成分的幅度， z_0 为轴向的初始距离， ρ_0 是介质初始密度；

所述图像后处理模块用于对已成像图像进行噪声抑制、帧相关处理、图像增强处理；

所述显示模块用于对图像后处理模块处理过的图像进行伪彩编码并显示。

一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波成像领域,特别涉及一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统。

背景技术

[0002] 医学超声成像系统适用于人体诸如肝脏、肾脏、乳腺等器官的临床诊断。长期以来,传统超声成像技术的理论基础往往都是基于简化后的线性声学物理模型。但是线性理论是一种近似,它一方面忽略了非线性项;另一方面是假定介质中声压和密度的变化成正比,但当介质不太符合线性关系,超声波的强度很大,或者我们需要进行精细分析时,基于线性声学的传统超声成像技术就不能满足要求。

[0003] 研究者在利用非线性声学理论改进图像的同时,也在寻求一种使用非线性进行组织定征的成像方法。使用非线性声学理论,将介质的声压 p 和密度 ρ 变化之间的关系用幂级数的定义展开如下:

$$p = A \frac{\Delta \rho}{\rho_0} + \frac{B}{2!} \left(\frac{\Delta \rho}{\rho_0} \right)^2 + \frac{C}{3!} \left(\frac{\Delta \rho}{\rho_0} \right)^3 + \dots \quad (1)$$

[0005] 其中 ρ_0 是介质原来的密度,而 $\Delta \rho$ 是密度的变化量。通常由于三次及以上项很小可以忽略,将二次项系数 B 和一次项系数 A 的比值定义为介质的非线性参量。非线性参量 B/A 是由介质的非线性特性决定的,与组织结构有非常密切的关系。而生物组织所固有的非线性声参量对生物组织在组份、结构及病理状态方面的变化更为敏感,因此过多脂肪的和标准的组织可以通过非线性参数(B/A)来予以区分,此外,产生于气泡的非线性(例如来自于造影剂)与组织内的非线性也会有明显不同,这可用于增强微弱血流。因此,如果对非线性参量进行合理测量,并实现组织内部非线性声参量的空间和时间分布的有效成像,将会给临床早期诊断带来巨大的经济和社会效益。

[0006] Nikoonahad和Liu等所发表文献《Pulse-echo single frequency acoustic nonlinearity parameter (B/A) measurement》提出了一种使用单频激励测量非线性参数 B/A 的方法,他们已经确切的阐述了基波和二次谐波下发射模块输入输出电压的关系,并使用不同的幅度数据来估算 B/A 。随后,Fatemi和Greenleaf发表的论文《Real-time assessment of the parameter of nonlinearity in tissue using “nonlinear shadowing”》调整了Liu的计算公式提出了一种基于宽带实时回波脉冲测量组织非线性的方法。Greenleaf的方法基于每个声束位置进行两次脉冲发射,一次脉冲采用高电压以激发非线性传播,而另一次使用较低电压以进行线性传播。非线性估算就可以通过分离线性和非线性传播的回波包络来完成。对于对数压缩之后的数据,这样的分离等价于线性和非线性激励产生的幅度差值。在美国专利No.4771786中使用了一种多次发射具有不同强度的脉冲来对与累积的非线性效应有关的变量进行成像的方法。基于Liu的理论分析,线性和非线性激励所产生的这个幅度差值函数(即Greenleaf论文中成像函数 L)是关于 B/A 的单调递增函数,即:

$$L \approx -\log[\operatorname{sech}(C_0 B V)] \quad (2)$$

[0008] 其中V为电压, β 是关于非线性参数B/A的函数,对于液体有 $\beta=1+B/2A$,并且有

$$[0009] \quad C_0 = e^{-2\alpha z} C \frac{\beta k_1}{2\rho_0} \ln \frac{z}{z_0} \quad (3)$$

[0010] 其中 k_1 和 α 分别为波数和衰减系数,C是初始条件被定义为 $z=z_0$ 时基波频率成分的幅度, z_0 为轴向的初始距离,因此 C_0 对于给定的深度 z 而言是一个常量。从公式(2),可以知道由于sech函数是一个关于B/A的递减函数(取值是小于或等于1),一个大的B/A(更高的非线性)会得到一个较大的L。因此,虽然成像函数L不是直接显示B/A的数值,但能够有效的识别非线性区域和确定非线性程度。基于这个结论,Greenleaf所述方法采用Liu的分析宣称公式(1)这个成像函数是关于B/A的增函数,并且用它通过检测成像函数强度变化来识别非线性区域。但他们所提出的方法,成像函数仅仅使用了基波而没有涉及二次谐波,这使得采用他们所提出的方法获得的非线性效果来自于输入能量的增加,在实际系统中输入能量的精确改变往往是非常困难的。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于克服超声波成像现有技术中获得非线性效果仅依靠输入能量的增加而导致控制不够精确的问题,提供一种同时利用基波和二次谐波获得非线性成像的基于超声基波和谐波的非线性成像方法包括如下步骤:

[0012] (1) 根据预设频率、相位连续发射检测脉冲波,并接收从待检测物体反射回的回波。

[0013] (2) 对回波进行信号放大、模数转换、波束形成的处理,从而将回波处理为射频信号。

[0014] (3) 将回波的射频信号经解调及包络检测处理,从而得到基波信号 I_1 以及二次谐波信号 I_2 ,其中基波信号 I_1 以及二次谐波信号 I_2 可以分别用下式表示: $I_1 \approx \text{sech}(C_0 \beta V)$, $I_2 \approx \tanh(C_0 \beta V)$,式中的 C_0 、 β 、 V 等参数的含义与背景技术中相同。

[0015] (4) 将基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 进行成像函数运算从而形成图像,成像函数Q为: $Q \approx -\log(I_1/I_2) + Q_0$;其中, Q_0 为常数,即 $Q \approx -\log\left(\frac{\text{sech}(C_0 \beta V)}{\tanh(C_0 \beta V)}\right) + Q_0 = -\log(\text{csc}h(C_0 \beta V)) + Q_0$ 。因

为成像函数Q的一介导数为csch(x)函数,其对于小的自变量x计算结果范围较大,因此采用本函数得出的图像可以区分非线性区域内B/A很微小的改变,从而可以让非线性成像更为敏感,也更有利于增强造影剂识别微弱血流的能力。

[0016] 进一步的,连续发射的检测脉冲波采用固定不变的预设频率、固定不变的相位;或者,

[0017] 连续发射的检测脉冲波采用固定不变的预设频率,但相邻发射的检测脉冲波具有预设的固定相位差,相位差的范围为 $\frac{1}{4}\pi - \frac{7}{4}\pi$ 。

[0018] 进一步的步骤(3)中还包括对基波信号 I_1 和/或二次谐波信号 I_2 进行局部补偿的步骤;补偿方法为根据线性传播条件下的基波包络信号和二次谐波包络信号的幅度比值(设该比值为K)对基波信号 I_1 和/或二次谐波信号 I_2 进行调整;具体补偿调整方式根据实际情况决定,如补偿调整可为仅对二次谐波信号 I_2 进行,即将二次谐波信号 I_2 乘以K;补偿调整也可

同时针对基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 ,如基波信号 I_1 乘以 mK ,同时二次谐波信号 I_2 乘以 nK ,其中 m,n 为调整系数, m,n 的值可以相同或不同;同理,调整也可仅针对基波信号 I_1 进行。

[0019] 进一步的,步骤(4)之后还包括对形成的图像进行噪声抑制、帧相关处理、图像增强处理的步骤。

[0020] 优选的,帧相关处理的公式为 $I'_n = \lambda I'_{n-1} + (1-\lambda) I_n$,其中 λ 为由两帧之间的运动情况决定,其取值范围为0-1, I 为帧相关处理前的图像数据, I' 为帧相关处理后的图像数据。

[0021] 优选的,图像增强处理为采用直方图均衡化法对图像进行拉伸;处理公式为:

$H' = \frac{1}{1 + e^{-O(H-\eta)}}$ 其中, H 和 H' 分别为图像增强前后的非线性图像, η 为用户可调参数控制图像的平均灰度等级, O 为增强系数, O 前面的负号代表非线性系数较大的区域映射的灰度值较大。

[0022] 优选的,图像增强处理为采用线性对比度增强方法,计算公式为 $J' = a(J-\mu) + G$,其中, J 和 J' 分别为图像增强前后的非线性图像; μ 为增强前非线性图像均值, G 为设定的显示图像灰度均值, a 为用于调节对比度强弱的用户参数。

[0023] 进一步的,根据成像函数值对应像素大小与非线性参量之间关系预定义的伪彩编码映射表将得到的灰度图像转换为彩色图像,最终将伪彩非线性图像叠加于基波或谐波图像上予以显示。

[0024] 本发明同时还提供一种同时利用基波和二次谐波获得非线性成像的基于超声基波和谐波的非线性成像系统包括依次连接的发射模块、波束形成模块、回波信号处理模块、非线性参数计算模块、图像后处理模块以及显示模块。

[0025] 所述发射模块用于根据输入电压(本文中输入电压指输入到发射模块的电压)的不同而发射在介质中传播时产生非线性效应的脉冲波或,

[0026] 在介质中传播时不产生非线性效应的脉冲波。

[0027] 所述波束形成模块用于接收经待检测物体反射回的回波信号,并将回波信号经过波束形成处理生成射频信号。

[0028] 所述回波信号处理模块用于将波束形成模块输出的射频信号经解调及包络检测处理提取基波、谐波信号,并对其进行补偿处理。

[0029] 所述非线性参数计算模块用于将基波、谐波信号按照成像函数计算并成像。

[0030] 所述图像后处理模块用于对已成像图像进行噪声抑制、帧相关处理、图像增强处理。

[0031] 所述显示模块用于对图像后处理模块处理过的图像进行伪彩编码并显示。

[0032] 与现有技术相比,本发明的有益效果:本发明提出了一种使用超声基波和二次谐波信号完成组织声学参数非线性的实时成像方法及系统。与传统的成像方法进采用基波信号而不涉及二次谐波相比,本发明充分利用二次谐波信号对待检测物体的非线性效应进行检测,其控制精度更高;同时,采用本发明提供的成像方法可有效区分非线性区域内 B/A 很微小的改变,从而非常适合增强非线性物质(如注入组织内的造影剂)的检测信号并对其进行定位。

附图说明:

[0033] 图1为本发明提供的基于超声基波和谐波的非线性成像方法流程图。

[0034] 图2为本发明提供的基于超声基波和谐波的非线性成像系统结构框架图。

具体实施方式

[0035] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步的详细描述。但不应将此理解为本发明上述主题的范围仅限于以下的实施例,凡基于本发明内容所实现的技术均属于本发明的范围。

[0036] 实施例1:本实施例提供一种同时利用基波和二次谐波获得非线性成像的基于超声基波和谐波的非线性成像系统包括依次连接的发射模块1、波束形成模块2、回波信号处理模块3、非线性参数计算模块4、图像后处理模块5以及显示模块6。

[0037] 所述发射模块1用于根据输入电压(此处指输入到发射模块的电压)的不同而发射在介质中传播时产生非线性效应的脉冲波或,

[0038] 在介质中传播时不产生非线性效应的脉冲波。

[0039] 所述波束形成模块2用于接收经待检测物体反射回的回波信号,并将回波信号经过波束形成处理生成射频信号。

[0040] 所述回波信号处理模块3用于将波束形成模块输出的射频信号经解调及包络检测处理提取基波、谐波信号,并对其进行补偿处理。

[0041] 所述非线性参数计算模块4用于将基波、谐波信号按照成像函数计算并成像。

[0042] 所述图像后处理模块5用于对已成像图像进行噪声抑制、帧相关处理、图像增强处理。

[0043] 所述显示模块6用于对图像后处理模块处理过的图像进行伪彩编码并显示。

[0044] 本实施例提供一种同时利用基波和二次谐波获得非线性成像的基于超声基波和谐波的非线性成像系统采用如下的进行工作,其步骤为:

[0045] 步骤S100:发射模块1根据预设的固定频率 f_0 以及固定相位连续发射检测脉冲波,并由波束形成模块2接收从待检测物体反射回的回波;

[0046] 步骤S200:波束形成模块2对回波进行信号放大、模数转换、波束形成的处理,从而将回波处理为射频信号;

[0047] 步骤S300:回波信号处理模块3将波束形成模块2输出的射频信号经解调及包络检测处理,从而得到基波信号 I_1 以及二次谐波信号 I_2 ,其中 $I_1 \approx \text{sech}(C_0 B V)$, $I_2 \approx \tanh(C_0 B V)$ 。

[0048] 步骤S400:非线性参数计算模块4将基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 进行成像函数运算从而形成图像,成像函数 Q 为: $Q \approx -\log(I_1/I_2) + Q_0$;其中, Q_0 为常数。

[0049] 进一步的,步骤S300中还包括对基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 进行局部补偿的步骤;补偿方法为根据线性传播条件下的基波包络信号和二次谐波包络信号的幅度比值(设该比值为 K)对基波信号 I_1 和/或二次谐波信号 I_2 进行调整;具体补偿调整方式根据实际情况决定,补偿调整可同时针对基波信号 I_1 和二次谐波信号 I_2 ,如基波信号 I_1 乘以 mK ,同时二次谐波信号 I_2 乘以 nK ,其中 m, n 为调整系数, m, n 的值可以相同或不同;补偿调整也可仅为对二次谐波信号 I_2 进行,即将二次谐波信号 I_2 乘以 K (相当于第一种情况中 $m=0, n=1$ 时);同理,调整也可仅针对基波信号 I_1 进行。

[0050] 进一步的,步骤S400之后还包括由图像后处理模块5对形成的图像进行噪声抑制、

帧相关处理、图像增强处理的步骤。

[0051] 优选的,帧相关处理的公式为 $I'_n = \lambda I'_{n-1} + (1-\lambda) I_n$,其中 λ 为由两帧之间的运动情况决定,其取值范围为0-1, I 为帧相关处理前的图像数据, I' 为帧相关处理后的图像数据。

[0052] 优选的,图像增强处理为采用直方图均衡化法对图像进行拉伸;处理公式为:

$H' = \frac{1}{1 + e^{-\alpha(H-\eta)}}$ 其中, H 和 H' 分别为图像增强前后的非线性图像, η 为用户可调参数控制图像的平均灰度等级, α 为增强系数, α 前面的负号代表非线性系数较大的区域映射的灰度值较大。

[0053] 优选的,图像增强处理为采用线性对比度增强方法,计算公式为 $J' = a(J-\mu) + G$,其中, J 和 J' 分别为图像增强前后的非线性图像; μ 为增强前非线性图像均值, G 为设定的显示图像灰度均值, a 为用于调节对比度强弱的用户参数。

[0054] 进一步的,显示模块6根据成像函数值对应像素大小与非线性参量之间关系预定义的伪彩编码映射表将得到的灰度图像转换为彩色图像,最终将伪彩非线性图像叠加于基波或谐波图像上予以显示。

[0055] 本发明特别适用于定位和增强非线性物质,例如注入组织内的造影剂。同时本方法也可用于组织定征,例如基于不同非线性参数来区分不同组织。本发明的实现基于两条声束,一条代表基波的幅度,另一条代表二次谐波的幅度,其经过系统幅度校正后,区域的非线性效应可以通过二次谐波与基波幅度求商的方式得到增强,这个函数与非线性参数是一种单调递增关系。将这种非线性效应通过色彩编码得到增强后,叠加于基波或二次谐波灰度图像上以显示更丰富的细节信息。因此,本发明所提供的一种同时使用基波和二次谐波信号成分来进行非线性效应检测的方法更为可靠也更为敏感。

[0056] 实施例2:本实施例与实施例1不同之处在于,步骤S100中:发射模块1连续发射的检测脉冲波采用固定不变的预设频率 f_0 ,但相邻发射的检测脉冲波具有大小为 π 相位差。

[0057] 当采用如上所述的方法发射检测脉冲波时,以连续发出的两帧检测脉冲波为一组,即,连续发出的检测脉冲波为B1、B2、B3、B4、B5、B6、B7、B8时,B1、B2为一组,B3、B4为一组,B5、B6为一组,B7、B8为一组,此时通过将连续两帧数据的相加得到频率为2倍 f_0 的谐波信号,相加后的2倍 f_0 谐波信号得到加强,而连续两帧的频率为 f_0 的基波信号则正负抵消。基于相位差谐波获取方案的优点是提高了谐波信号信噪比的同时抵消掉基波部分,使得到的信号更干净。这种方案的代价是,由于需要两次发射才能得到一帧谐波信号,因此系统实时帧频会降低到一半。

[0058] 本发明还可根据实际需要在 $\frac{1}{4}\pi - \frac{7}{4}\pi$ 的范围内调整相邻发射的检测脉冲波的相位差,以得到不同的谐波强度。

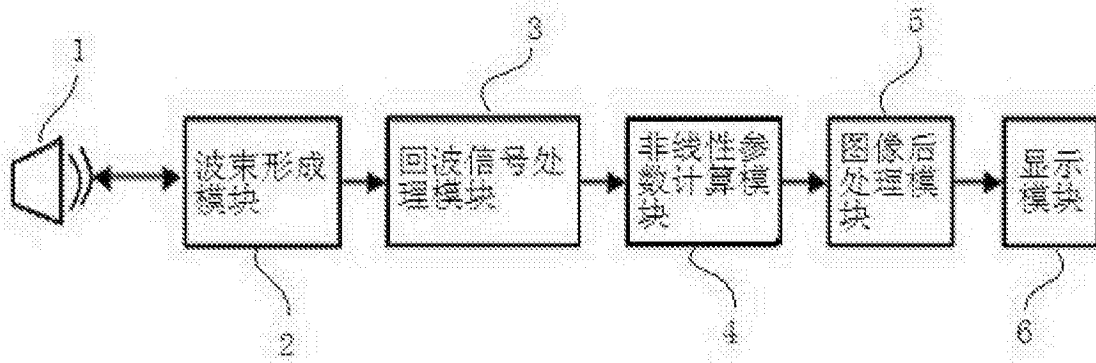


图1

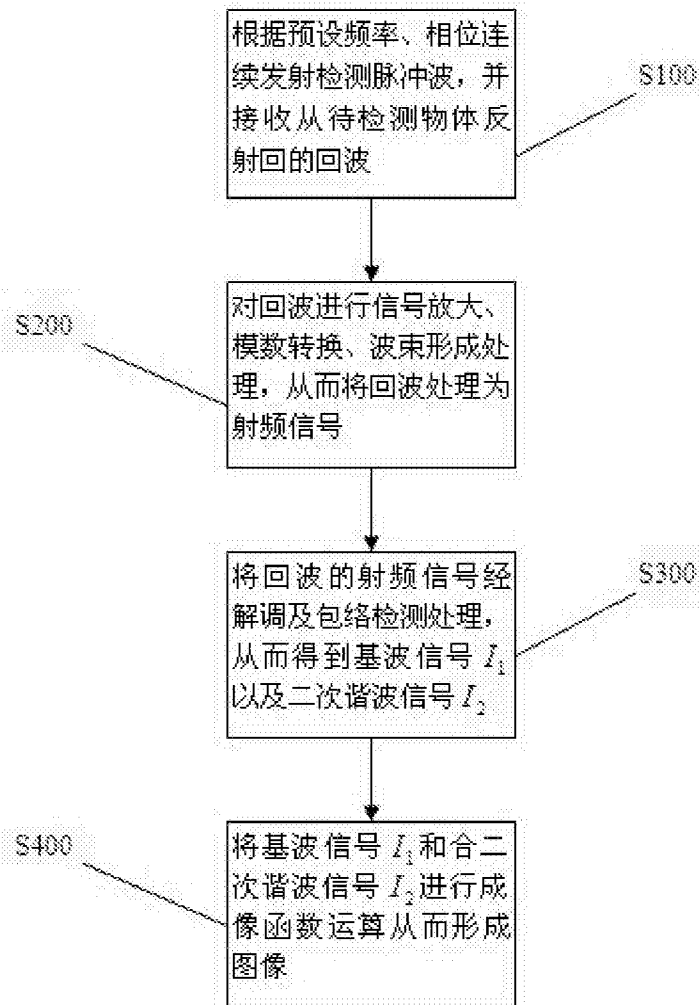


图2

专利名称(译)	一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统		
公开(公告)号	CN104757999B	公开(公告)日	2018-03-09
申请号	CN201510159101.8	申请日	2015-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
[标]发明人	石丹 尹皓 刘东权		
发明人	石丹 尹皓 刘东权		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/5269		
代理人(译)	王芸 韩洋		
审查员(译)	王传利		
其他公开文献	CN104757999A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声波成像领域，特别涉及一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法和系统。与传统的成像方法进采用基波信号而不涉及二次谐波相比，本发明充分利用二次谐波信号对待检测物体的非线性效应进行检测，其控制精度更高；同时，采用本发明提供的成像方法可有效区分非线性区域内B/A很微小的改变，从而非常适合增强非线性物质（如注入组织内的造影剂）的检测信号并对其进行定位。

