



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107970042 B

(45)授权公告日 2020.06.30

(21)申请号 201810005470.5

(22)申请日 2018.01.03

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107970042 A

(43)申请公布日 2018.05.01

(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高朋大道5号

(72)发明人 尹皓 石丹 刘东权

(74)专利代理机构 四川力久律师事务所 51221

代理人 韩洋 刘童笛

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103202713 A,2013.07.17,

CN 107205722 A,2017.09.26,

US 5476096 A,1995.12.19,

夏春兰等.基于CUDA的超声B模式成像.《计算机应用研究》.2011,第28卷(第6期),

审查员 郑亮

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种超声非线性定量实时成像方法与系统

(57)摘要

本发明公开了一种超声非线性定量实时成像方法与系统,能够生成与非线性参数直接相关的超声图像,图像所包含的信息可量化,能够准确地反映非线性参数对超声图像的影响,从而更客观地辅助基于超声图像进行的诊断。所述系统包括依次连接的探头阵元、波束合成器、回波信号处理器、非线性系数计算器、扫描转换器、彩色编码器、存储器以及显示器;所述非线性系数计算器用于根据基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数,并通过估计初值和迭代求解,获取非线性系数。



1. 一种超声非线性定量实时成像方法,其特征在于,所述方法包括:

在每一个扫描位置以不相同的第一发射电压和第二发射电压条件发射4次窄带脉冲信号;接收对应的4组回波信号,并对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理,获取回波信号对应的射频信号;从获取的射频信号分离出基波信号和谐波信号,并进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络;

基于第一发射电压和第二发射电压条件下的基波包络与谐波包络,分别利用调和解析得到基波信号和谐波信号的归一化幅值的近似解析解表达式,并基于基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数;利用双曲函数的幂级数近似函数估算出非线性系数函数中未知数的初始值;基于初始值,采用牛顿迭代法求出非线性系数函数对应的零解,获取非线性系数;

基于4组回波信号对应的射频信号,利用获取的非线性系数生成第一图像;对生成的第一图像进行中值滤波处理以滤除噪声,获取第二图像;对第二图像进行数字扫描变换处理以获取数字化的第三图像;根据扫描位置的回波信号幅度对第三图像进行彩色编码处理以获取第四图像;对获取的图像进行存储或者显示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:通过超声波探头阵元在目标扫描位置采用第一发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次,并采用第二发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次,其中第一发射电压小于第二发射电压,或者第一发射电压大于第二发射电压。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:

将第一发射电压和第二发射电压之比表示为归一化发射电压 $\bar{V}_{in}$,第一发射电压和第二发射电压条件下基波信号的归一化幅值的近似解析解表达式为:

$$\bar{V}_{out}^1 = \bar{V}_{in} \cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta\bar{V}_{in});$$

第一发射电压和第二发射电压条件下的谐波信号归一化幅值的近似解析解表达式为:

$$\bar{V}_{out}^2 = \bar{V}_{in} \coth(Q\beta) \tanh(Q\beta\bar{V}_{in}).$$

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述非线性系数函数表示为:

$$\frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2} = \frac{\cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta\bar{V}_{in})}{\coth(Q\beta) \tanh(Q\beta\bar{V}_{in})} = \frac{\sinh(Q\beta)}{\sinh(Q\beta\bar{V}_{in})};$$

设第一发射电压和第二发射电压条件下接收的回波信号的幅值比 $\frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2}$ 为b,未知数 $Q\beta$

为x,则非线性系数函数表示为 $b \sinh(\bar{V}_{in} x) = \sinh(x)$ 。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:采用式

$$x_{n+1} = x_n - \frac{f(x_n)}{f'(x_n)},$$

从初始值开始经过有限次迭代,获取未知数x的零解。

6. 根据权利要求5所述的方法, 其特征在于, 所述方法包括:

将回波信号幅度划分为多个幅度范围, 将幅度范围与彩色区域进行对应; 生成的第四图像为彩色图像。

7. 根据权利要求5所述的方法, 其特征在于, 所述方法包括: 在频率为1~2.5MHz的条件下获取未知数 x 的零解。

8. 一种超声非线性定量实时成像系统, 其特征在于, 所述系统包括: 依次连接的探头阵元、波束合成器、回波信号处理器、非线性系数计算器、扫描转换器、彩色编码器、存储器以及显示器;

其中, 探头阵元, 用于以不同的电压发射窄带脉冲信号, 并接收回波信号;

波束合成器, 用于对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理, 获取回波信号对应的射频信号;

回波信号处理器, 用于对获取的射频信号进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络;

非线性系数计算器, 用于根据权利要求1至7中任一项所述的方法获取非线性系数;

扫描转换器, 用于基于回波信号对应的射频信号, 利用非线性系数生成图像, 并对图像进行中值滤波处理和数字扫描变换处理;

彩色编码处理器, 用于根据扫描位置的回波信号幅度进行彩色编码处理以获取彩色图像;

显示器和存储器分别用于显示和存储所获取的彩色图像。

一种超声非线性定量实时成像方法与系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及一种超声非线性定量实时成像方法与系统。

背景技术

[0002] 医学超声成像系统适用于诸如肝脏、肾脏、乳腺等器官组织的临床诊断。通常情况下,医学超声系统的理论基础是基于简化的线性声学物理模型,也就是在小振幅波的假设条件下,波动方程作线性的近似处理,而忽略声波在介质中传播的非线性效应。但是在现实世界中,所有传声介质都具有一定程度的非线性特性。随着发射超声信号的频率和强度的提高,在有限振幅条件下,超声系统中会出现不容忽视的非线性效应,意味着回波信号中将出现更高次的谐波成分。组织谐波成像(Tissue Harmonic Imaging,THI)即是利用声波在介质中传播的非线性效应进行成像的,也就是利用接收信号中包含的二次谐波进行成像。

[0003] 常规超声B模式灰度图像,利用回波信号的幅值反映组织内部各层声阻抗差异所构成的剖面结构,以像素的明暗反应其强弱。

[0004] 有大量研究证实,生物组织所固有的非线性参数B/A的取值对组织的结构及病理状态方面的变化更为敏感。例如,猪病变肝脏的线性声学参数(密度、声速)与正常组织相比无明显变化,但非线性参数B/A变化较为明显,大概在8%~50%的范围(如下表1所示)。然而基于线性理论假设的医学超声设备无法对组织中的非线性参数的空间分布进行有效的探查。对于组织内部非线性参数进行定量成像,在临床上将会产生巨大的经济和社会效益。

[0005] 表1

[0006]

组织	B/A值
健康肝脏	6.8
肝炎	7.4
脂肪肝	10.3
肝硬化	8.1

[0007] 经典的非线性参数测量方法基于热力学原理,在等温条件下利用波速随声压的变化来估算非线性参数的大小。这种方法虽然结果准确,但实验装置和方法都很复杂,不能应用于医学超声临床诊断。申请号为201510043484.2的中国发明专利申请公开了一种超声非线性成像方法及系统,其采用变电压的方法进行非线性参数成像,使用两组电压条件下的基波信号进行定性的参数成像。申请号为201510159101.8的中国发明专利申请公开了一种基于超声基波和谐波的非线性成像方法及系统,其使用一组电压条件下的脉冲反向技术获得基波和谐波信号,再通过对数运算成像。然而,不论是使用两组电压条件下的基波信号进行定性的参数成像,还是使用一组电压条件下的基波信号和谐波信号进行成像函数运算从而生成图像,均不与非线性参数直接相关,因此所获取的图像仅能定性地反映非线性参数的影响。

发明内容

[0008] 本发明的目的之一至少在于,针对如何克服上述现有技术存在的问题,提供一种超声非线性定量实时成像方法与系统,能够生成与非线性参数直接相关的超声图像,图像所包含的信息可量化,能够准确地反映非线性参数对超声图像的影响,从而更客观地辅助基于超声图像进行的诊断。

[0009] 为了实现上述目的,本发明采用的技术方案包括以下各方面。

[0010] 一种超声非线性定量实时成像方法,其包括:

[0011] 在每一个扫描位置以不相同的第一发射电压和第二发射电压条件发射4次窄带脉冲信号;接收对应的4组回波信号,并对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理,获取回波信号对应的射频信号;从获取的射频信号分离出基波信号和谐波信号,并进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络;

[0012] 基于第一发射电压和第二发射电压条件下的基波包络与谐波包络,分别利用调和解析得到基波信号和谐波信号的归一化幅值的近似解析解表达式,并基于基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数;利用双曲函数的幂级数近似函数估算出非线性系数函数中未知数的初始值;基于初始值,采用牛顿迭代法求出非线性系数函数对应的零解,获取非线性系数;

[0013] 基于4组回波信号对应的射频信号,利用获取的非线性系数生成第一图像;对生成的第一图像进行中值滤波处理以滤除噪声,获取第二图像;对第二图像进行数字扫描变换处理以获取数字化的第三图像;根据扫描位置的回波信号幅度对第三图像进行彩色编码处理以获取第四图像;对获取的图像进行存储或者显示。

[0014] 优选的,所述方法进一步包括:通过超声波探头阵元在目标扫描位置采用第一发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次,并采用第二发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次,其中第一发射电压小于第二发射电压,或者第一发射电压大于第二发射电压。

[0015] 优选的,所述方法进一步包括:

[0016] 将第一发射电压和第二发射电压之比表示为归一化发射电压 $\bar{V}_{in}$,第一发射电压和第二发射电压条件下基波信号的归一化幅值的近似解析解表达式为:

$$[0017] \quad \bar{V}_{out}^1 = \bar{V}_{in} \cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta \bar{V}_{in});$$

[0018] 第一发射电压和第二发射电压条件下的谐波信号归一化幅值的近似解析解表达式为: $\bar{V}_{out}^2 = \bar{V}_{in} \coth(Q\beta) \tanh(Q\beta \bar{V}_{in})$ 。

[0019] 优选的,所述非线性系数函数表示为:

$$[0020] \quad \frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2} = \frac{\cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta \bar{V}_{in})}{\coth(Q\beta) \tanh(Q\beta \bar{V}_{in})} = \frac{\sinh(Q\beta)}{\sinh(Q\beta \bar{V}_{in})};$$

[0021] 设第一发射电压和第二发射电压条件下接收的回波信号的幅值比 $\frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2}$ 为b,未知

数QB为x,则非线性系数函数表示为

$$[0022] \quad b \sinh(\overline{V}_{in} x) = \sinh(x)。$$

$$[0023] \quad \text{优选的,所述方法进一步包括:采用式 } x_{n+1} = x_n - \frac{f(x_n)}{f'(x_n)}, \text{ 从初始值}$$

开始经过有限次迭代,获取未知数x的零解。

[0024] 优选的,所述方法包括:

[0025] 将回波信号幅度划分为多个幅度范围,将幅度范围与彩色区域进行对应;生成的第四图像为彩色图像。

[0026] 优选的,所述方法包括:在频率为1~2.5MHz的条件下获取未知数x的零解。

[0027] 一种超声非线性定量实时成像系统,其包括:依次连接的探头阵元、波束合成器、回波信号处理器、非线性系数计算器、扫描转换器、彩色编码器、存储器以及显示器;

[0028] 其中,探头阵元,用于以不同的电压发射窄带脉冲信号,并接收回波信号;

[0029] 波束合成器,用于对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理,获取回波信号对应的射频信号;

[0030] 回波信号处理器,用于对获取的射频信号进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络;

[0031] 非线性系数计算器,用于根据上述的方法获取非线性系数;

[0032] 扫描转换器,用于基于回波信号对应的射频信号,利用非线性系数生成图像,并对图像进行中值滤波处理和数字扫描变换处理;

[0033] 彩色编码处理器,用于根据扫描位置的回波信号幅度进行彩色编码处理以获取彩色图像;

[0034] 显示器和存储器分别用于显示和存储所获取的彩色图像。

[0035] 综上所述,由于采用了上述技术方案,本发明至少具有以下有益效果:

[0036] 通过基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数,并通过估计初值和迭代求解,获取非线性系数,利用获取的非线性系数生成与非线性参数直接相关的超声图像,能够准确地反映非线性参数对超声图像的影响,从而更客观地辅助基于超声图像进行的诊断。

附图说明

[0037] 图1是根据本发明实施例的超声非线性定量实时成像方法的流程图。

[0038] 图2是根据本发明实施例的超声非线性定量实时成像系统的结构示意图。

具体实施方式

[0039] 下面结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明,以使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0040] 声波在非线性介质中以纵波的形式传播。在纵波的压缩阶段,介质的质点密度增

加,声压升高,导致质点周围粒子的活性增加,在宏观上表现为波的传播速度增加;相反的,在纵波的稀疏阶段,介质的密度降低,声压降低,导致波的传播速度降低。由于传播过程中的非线性效应累积将导致谐波滋生,在这个过程中,基波的能量逐渐向谐波转移,导致回波信号中的谐波信号分量增加。超声波在生物组织中传播的声压 p 与介质密度 ρ 变化的关系可以使用泰勒公式展开作近似描述为:

$$[0041] \quad p = A \frac{\Delta \rho}{\rho_0} + \frac{B}{2!} \left(\frac{\Delta \rho}{\rho_0} \right)^2 + \frac{C}{3!} \left(\frac{\Delta \rho}{\rho_0} \right)^3 + L$$

[0042] 其中, ρ_0 是介质原来的密度, $\Delta \rho$ 是密度的变化量。通常三次以上项很小,可以忽略,因此可以将二次项系数 B 和一次项系数 A 的比值 B/A 定义为非线性参数。 B/A 可以表示为

$$\frac{B}{A} = \frac{\rho_0}{c_0^2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right), \text{其中 } c_0 \text{ 为介质中原来的声速。非线性参数对声速 } c \text{ 的影响可以表}$$

$$\text{示为 } c = c_0 \left(1 + \frac{B}{2A} \frac{u}{c_0} \right)^{\frac{2A}{B}+1}, \text{其中 } u \text{ 为粒子振动速度。非线性系数可以表示}$$

$$\text{为 } \beta = 1 + \frac{1}{2} \frac{B}{A}。$$

[0043] 图1示出了根据本发明一实施例的超声非线性定量实时成像方法,其包括如下步骤。

[0044] 步骤101:在每一个扫描位置以不相同的第一发射电压和第二发射电压条件发射4次窄带脉冲信号

[0045] 具体地,可以通过超声波探头阵元在目标扫描位置采用第一发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次,并采用第二发射电压分别发射正向脉冲一次和反向脉冲一次。其中,第一发射电压小于第二发射电压,或者第一发射电压大于第二发射电压。

[0046] 步骤102:接收对应的4组回波信号,并对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理,获取回波信号对应的射频信号

[0047] 其中,所获取的射频信号之间的相位差为180度。

[0048] 步骤103:从获取的射频信号分离出基波信号和谐波信号,并进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络

[0049] 步骤104:基于第一发射电压和第二发射电压条件下的基波包络与谐波包络,分别利用调和分析得到基波信号和谐波信号的归一化幅值的近似解析解表达式,并基于基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数

[0050] 具体地,将第一发射电压和第二发射电压之比表示为归一化发射电压 $\bar{V}_{in}$,则第一发射电压和第二发射电压条件下基波信号的归一化幅值的近似解析解表达式为:

[0051]
$$\bar{V}_{out}^1 = \bar{V}_{in} \cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta \bar{V}_{in})$$

[0052] 第一发射电压和第二发射电压条件下的谐波信号归一化幅值的近似解析解表达式为:

[0053]
$$\bar{V}_{out}^2 = \bar{V}_{in} \coth(Q\beta) \tanh(Q\beta \bar{V}_{in})$$

[0054] 其中, $Q = e^{-2\alpha_1 z} C \frac{V_{in}^{\max} k_1}{2\rho_0} \ln \frac{z}{z_0}$, Q的取值主要受探头发射频率的

影响,可以通过实验预先估算,例如取值为0.25; α_1 为衰减系数;C为校正常数, $V_{in}^{\max}$ 为第一发射电压和第二发射电压条件下的最大幅值, k_1 为基波的波数(wave number),z为探测深度, z_0 为探头轴向的初始距离。

[0055] 具体地,非线性系数函数可以表示为

[0056]
$$\frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2} = \frac{\cosh(Q\beta) \operatorname{sech}(Q\beta \bar{V}_{in})}{\coth(Q\beta) \tanh(Q\beta \bar{V}_{in})} = \frac{\sinh(Q\beta)}{\sinh(Q\beta \bar{V}_{in})}$$

[0057] 若第一发射电压和第二发射电压条件下接收的回波信号的幅值比 $\frac{\bar{V}_{out}^1}{\bar{V}_{out}^2}$ 为b,未知数Q β 为x,则非线性系数函数可以表示为

[0058]
$$b \sinh(\bar{V}_{in} x) = \sinh(x)$$

[0059] 步骤105:利用双曲函数的幂级数近似函数估算出非线性系数函数中未知数的初始值

[0060] 步骤106:基于初始值,采用牛顿迭代法求出非线性系数函数对应的零解,获取非线性系数

[0061] 在对本发明实施例的方法进行的仿真实验中,采用式 $x_{n+1} = x_n - \frac{f(x_n)}{f'(x_n)}$,

从初始值开始经过有限次迭代,未知数x的值收敛于一个稳定的零解。获取x后,在频率较低

的条件下(例如,对于常规医学超声成像频率范围1~5MHz,当频率小于2.5MHz时),Q值可以近似地看做常数,相应的可以获取非线性系数 β ,并且根据式 $\beta = 1 + \frac{1}{2} \frac{B}{A}$ 可以进一

步获取非线性参数B/A。

[0062] 步骤107:基于4组回波信号对应的射频信号,利用获取的非线性系数生成第一图像

[0063] 由于其直接基于非线性系数,因此可以通过生成的第一图像准确地显示非线性参数在扫描位置的空间分布。

[0064] 步骤108:对生成的第一图像进行中值滤波处理以滤除噪声,获取第二图像

[0065] 步骤109:对第二图像进行数字扫描变换处理以获取数字化的第三图像

[0066] 步骤110:根据扫描位置的回波信号幅度对第三图像进行彩色编码处理以获取第四图像

[0067] 具体地,可以将回波信号幅度划分为多个幅度范围,将幅度范围与彩色区域进行对应,生成彩色图像,从而增加图像的对比灵敏度,并显示扫描位置的组织的定量特征。

[0068] 步骤111:对第四图像进行存储或者显示

[0069] 图2示出了根据本发明一实施例的超声非线性定量实时成像系统,其包括:

[0070] 探头阵元,用于以不同的电压发射窄带脉冲信号,并接收回波信号;

[0071] 波束合成器,用于对回波信号进行放大、模数转换、波束成形处理,获取回波信号对应的射频信号;

[0072] 回波信号处理器,用于对获取的射频信号进行解调和包络检测处理以获取基波包络与谐波包络;

[0073] 非线性系数计算器,用于根据上述实施例中的方法基于基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数,并通过估计初至和迭代求解,获取非线性系数;

[0074] 扫描转换器,用于基于4组回波信号对应的射频信号,利用获取的非线性系数生成图像,并对图像进行中值滤波处理和数字扫描变换处理;

[0075] 彩色编码处理器,用于根据扫描位置的回波信号幅度进行彩色编码处理以获取彩色图像;

[0076] 显示器和存储器分别用于显示和存储所获取的彩色图像。

[0077] 上述实施例中,通过使用2组电压,分别获取基波和谐波信号,共4组信号进行定量的幅值比分析,构造以非线性系数为未知数的幅值比函数,直接基于求解出的非线性系数进行超声非线性成像,不仅采集得到的数据较现有技术的方法更多,且生成的图像所包含的信息是直接基于非线性系数的可量化体现,直接与非线性参数 B/A 相关,能够更客观辅助医生的诊断。

[0078] 以上所述,仅为本发明具体实施方式的详细说明,而非对本发明的限制。相关技术领域的技术人员在不脱离本发明的原则和范围的情况下,做出的各种替换、变型以及改进均应包含在本发明的保护范围之内。

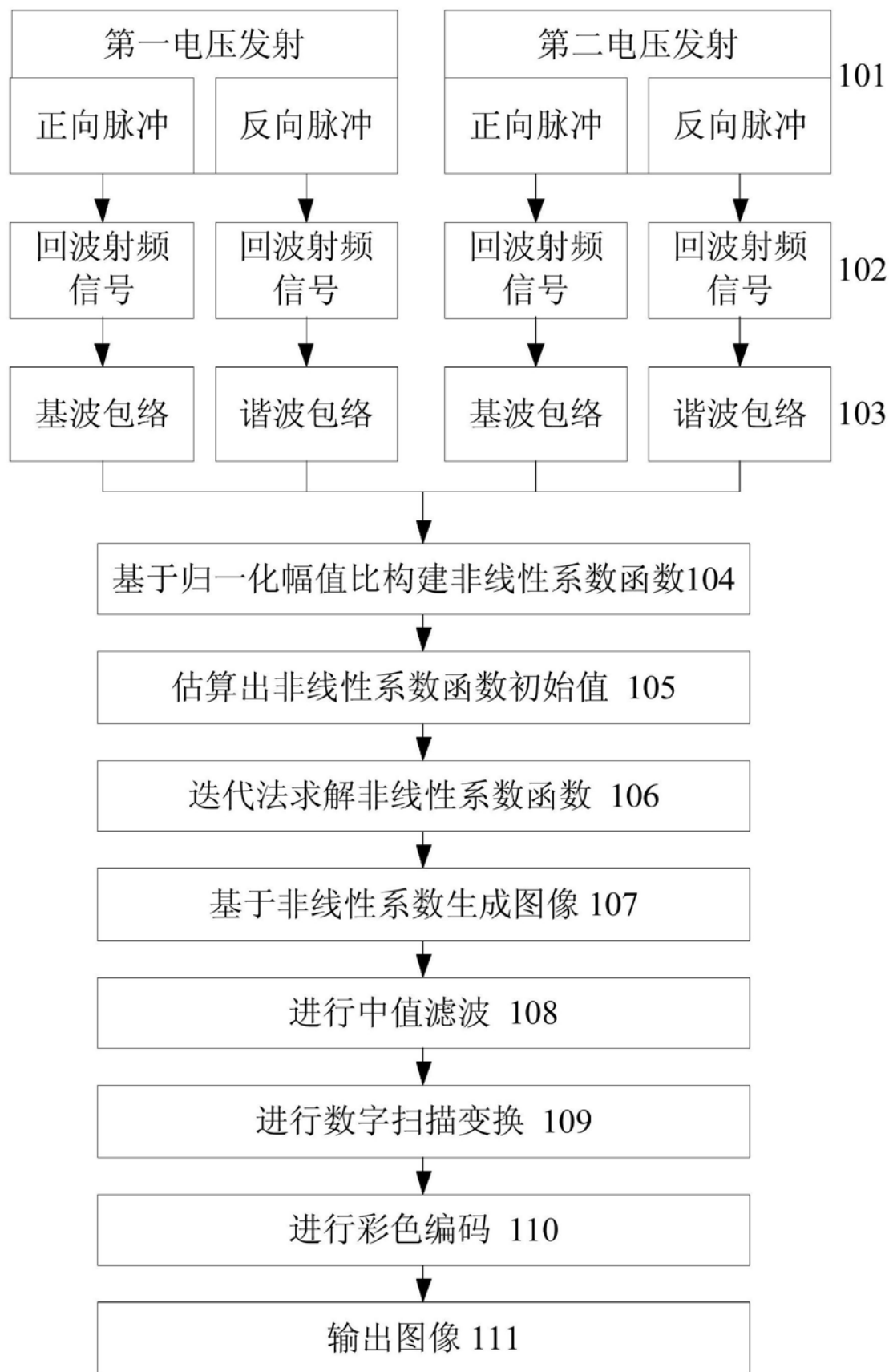


图1

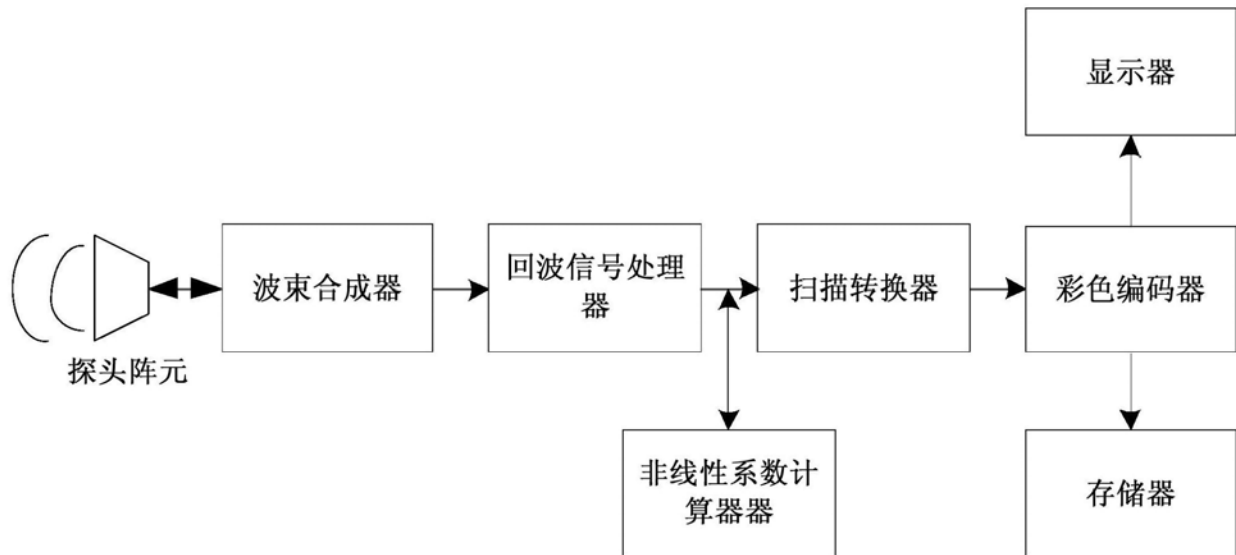


图2

专利名称(译)	一种超声非线性定量实时成像方法与系统		
公开(公告)号	CN107970042B	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN201810005470.5	申请日	2018-01-03
[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	尹皓 石丹 刘东权		
发明人	尹皓 石丹 刘东权		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	韩洋		
审查员(译)	郑亮		
其他公开文献	CN107970042A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声非线性定量实时成像方法与系统，能够生成与非线性参数直接相关的超声图像，图像所包含的信息可量化，能够准确地反映非线性参数对超声图像的影响，从而更客观地辅助基于超声图像进行的诊断。所述系统包括依次连接的探头阵元、波束合成器、回波信号处理器、非线性系数计算器、扫描转换器、彩色编码器、存储器以及显示器；所述非线性系数计算器用于根据基波信号和谐波信号的归一化幅值比构建以非线性系数为未知数的非线性系数函数，并通过估计初值和迭代求解，获取非线性系数。

