



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104546005 B

(45)授权公告日 2017.03.15

(21)申请号 201510043484.2

(22)申请日 2015.01.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104546005 A

(43)申请公布日 2015.04.29

(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 张丛耀 石丹 肖有平 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)

审查员 贾晶晶

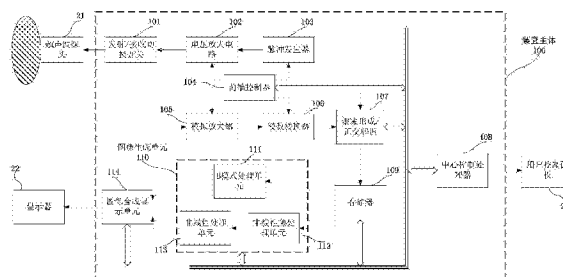
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

一种超声非线性成像方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种超声非线性成像系统,包括脉冲发生器和激励脉冲电压放大电路,通过快速变化激励电压,并接收与上述发射电压快速变化的激励脉冲相对应的回波信号,进行相应的增益放大后进行模数转换;将激励脉冲的发射电压和相对应的回波信号的放大增益成一定的比例关系,对不同激励电压增益比的回波包络信号首先进行针对非线性效应的深度(时间)补偿等非线性预处理;非线性处理单元得到非线性预处理后的包络信号,通过对数变换、减法处理等运算生成与上述被检体内非线性声参量分布相关的非线性图像。本发明可以获得效率更高,图像质量更好的非线性超声图像。



1. 一种超声非线性成像系统,其特征在于包括:脉冲发生器和激励脉冲电压放大电路,其中,脉冲发生器发送的激励电压至少包括第一激励电压和第二激励电压,第一激励电压和第二激励电压的大小不同,且不同激励电压的发送变化周期小于10微秒;所述系统还包括模拟放大器和模数转换器,接收与发射电压快速变化的激励脉冲相对应的回波信号,进行相应的增益放大后进行模数转换;前端控制器,对超声前端的发射部分和接收部分分别进行实时控制,使激励脉冲的发射电压和相对应的回波信号的放大增益成一定的比例关系;存储器,放大后的回波信号经过模数转换、波束形成、正交解调,然后进入存储器,不同激励电压产生的回波信号分别存储;非线性预处理单元,输入的不同激励电压增益比的回波包络信号首先进行针对非线性效应的深度补偿非线性预处理;非线性处理单元得到非线性预处理后的包络信号,通过对数变换、减法处理运算生成与被检体内非线性声参量分布相关的非线性图像;由前端控制器控制的所述第一激励电压和第二激励电压与两次系统总增益之间满足以下关系

$$N_1A_1 = N_2A_2$$

其中 $N_1$ 和 $N_2$ 分别是两次发射-接收过程中的系统总增益, $A_1$ 和 $A_2$ 分别是两次的激励电压峰-峰值。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于:接收到的回波包络信号经过对数变换后可由下式表达:

$$I(t) = D \ln \left( N_1 G_1 A_1 x_1(t) \operatorname{sech} \left( e^{-\alpha z} C A_1 x_1(t) \frac{\beta k_1 \ln \frac{z}{z_0}}{2 \rho_0} \right) \right)$$

式中, $D$ 为对数变换的系数, $G_1$ 为超声波诊断装置使用的阵列换能器导致的基波衍射项, $z$ 是超声波在介质内传播距离, $C$ 是由实验测得的与探头转换效率特性相关的常数, $\beta = 1 + B/2A$ 是在非线性条件下由介质中质点振动速度与波速的关系推导出的非线性系数。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于:反映被检体内发生的非线性效应的强弱变化的成像函数如下式:

$$L(t) = I_1(t) - I_2(t)$$

非线性成像函数如下:

$$L(t) = D \ln (\cosh (QBA_1) \operatorname{sech} (QBA_2))$$

式中

$$Q = e^{-\alpha z} C x(t) \frac{k_1 \ln \frac{z}{z_0}}{2 \rho_0}$$

4. 一种超声非线性成像方法,包括以下步骤:将激励电压变化的超声波发送入被检体内,激励电压至少变化两次,激励电压的变化周期小于10微秒;接收分别与上述至少两次的发送相对应的回波信号;针对接收的信号,通过控制系统整体增益使回波信号放大增益与激励电压之间满足一定比例关系;采用放大增益控制后的回波包络信号,通过非线性预处理、对数变换以及减法处理来消除被检体内线性衰减、回波形成能力、超声波衍射的影响,生成在上述被检体内的超声非线性图像;其中,第一激励电压和第二激励电压与两次系统总增益之间满足以下关系

$$N_1A_1 = N_2A_2$$

其中 $N_1$ 和 $N_2$ 分别是两次发射-接收过程中的系统总增益, $A_1$ 和 $A_2$ 分别是两次的激励电压峰-峰值。

## 一种超声非线性成像方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学技术领域,涉及一种超声成像技术,具体涉及一种超声非线性成像方法及系统。

### 背景技术

[0002] 超声影像技术具有无电离辐射、无侵入伤害、可实时成像、检查费用低等优点,在临床诊断与治疗中得到了非常广泛的应用,适用于从心血管到肝脏、肾脏等腹部器官以及妇产科、乳腺等全身多部位的诊断。

[0003] 长期以来,医学超声系统的理论基础都是简化的线性声学物理模型。这一模型认为声源的发射频率是介质中出现的唯一频率成分以及声源照射强度的增加将导致介质中任一点的强度成线性增长。在这两个假设下不再考虑超声波的非线性效应。

[0004] 但是随着医学超声系统所使用的频率和强度的不断提高,医学超声中已经出现不可忽视的非线性效应。实际上,所有的传声介质包括生物组织都具有一定程度的非线性特性。近几年出现了基于超声波非线性传播过程中产生高次谐波现象的超声影像方法,即组织谐波成像(THI:tissue harmonic Imaging)。针对非线性传播过程中产生的高次谐波分量,将其提取成像。

[0005] 除谐波滋生以外,超声波在介质内部传播过程中发生的非线性效应还有波形畸变和非线性附加衰减。即发送至被检体内的超声波在传播过程中波形发生失真,从频谱上看,高次谐波分量逐渐增强。与此同时,由于超声波能量向高次谐波转移,从基波能量来看,除了一般的线性衰减以外,还附带了额外的非线性附加衰减。非线性效应的强弱除与声源所发出超声波的频率、强度等因素有关外,还与介质所固有的非线性声参量的大小以及空间分布有关。

[0006] 有大量研究证实,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。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声参量的空间分布进行有效的探查。对于组织内部非线性声参量的空间和时间分布的有效成像,在临床上将会产生巨大的经济和社会效益。

[0007] 在美国专利No.4771786中,使用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。沿扫描线在不同深度上发射具有不同强度的超声波脉冲,并接收其回波。通过对回波的处理,计算出一个与组织内部非线性效应相关的一个变量。将此变量的幅值沿扫描线按深度方向显示在显示器上,以此作为物体内部非线性效应强弱分布的反映。

[0008] 在M.Fatemi等“Real-time Assessment of The Parameter of Nonlinearity in Tissue Using “Nonlinear Shadowing””中,以M.Nikoonahad和刘东权等“Pulse-echo single frequency acoustic nonlinearity parameter (B/A) measurement”中提出的有限振幅超声波非线性传播的基波近似解析解为基础,沿扫描线发射两次强度差别极大的超声激励脉冲,增益补偿后的基波回波包络进行相减并作为成像结果显示出来。其方法假设小

振幅信号的非线性效应可忽略,因此显示的结果就仅包含与介质内部非线性声参量大小分布相关的非线性效应强弱分布。

[0009] 美国专利No.4771786中,由于需要在不同深度上使用不同的强度多次发射并接收,需要较长的数据采集、存储以及处理的时间。不利于医学超声的实时成像。且其成像结果是与被检物体内部超声波衍射、散射、回波形成以及非线性效应等相关的若干变量,无法准确反映被检物体非线性声参量的空间分布。M.Fatemi和J.F.GreenLeaf的方法需要极高电压的超声激励脉冲,导致医学超声影像设备的MI(机械指标)无法满足人体安全性相关要求从而在医学超声影像系统上无法实现。而且目前医学超声影像设备发射的超声波并不满足小振幅信号假设,导致此方法的成像原理存在较大缺陷。

## 发明内容

[0010] 本发明的目的在于克服上述技术缺陷,提供一种能够针对超声波在介质内传播的非线性效应进行成像的方法和装置,能对生物组织内部非线性声参量的空间分布进行实时成像。

[0011] 为了实现上述发明目的,本发明提供了以下技术方案:

[0012] 一种超声非线性成像系统,包括脉冲发生器和激励脉冲电压放大电路,其中,脉冲发生器发送的激励电压至少包括第一激励电压和第二激励电压,第一激励电压和第二激励电压的大小不同,且不同激励电压的发送变化周期小于10微秒级;所述系统还包括模拟放大器 and 模数转换器,接收与上述发射电压快速变化的激励脉冲相对应的回波信号,进行相应的增益放大后进行模数转换;前端控制器,对超声前端的发射部分和接收部分分别进行实时控制,使激励脉冲的发射电压和相对应的回波信号的放大增益成一定的比例关系;存储器,放大后的回波信号经过模数转换、波束形成、正交解调,然后进入存储器,不同激励电压产生的回波信号分别存储;非线性预处理单元,输入的不同激励电压增益比的回波包络信号首先进行针对非线性效应的深度(时间)补偿等非线性预处理;非线性处理单元得到非线性预处理后的包络信号,通过对数变换、减法处理等运算生成与上述被检体内非线性声参量分布相关的非线性图像。

[0013] 本发明还提供了一种超声非线性成像方法,包括以下步骤:

[0014] 将激励电压变化的超声波发送入被检体内,激励电压至少变化两次,激励电压的变化周期小于10微秒级;接收分别与上述至少两次的发送相对应的回波信号;针对接收的信号,通过控制系统整体增益使回波信号放大增益与激励电压之间满足一定比例关系;采用放大增益控制后的回波包络信号,通过非线性预处理、对数变换以及减法处理来消除被检体内线性衰减、回波形成能力、超声波衍射等的影响,生成在上述被检体内的超声非线性图像。

[0015] 与现有技术相比,本发明的有益效果:在本超声波诊断装置中,采用在同一位置发射两次具有相同频率和不同激励电压的超声波脉冲,针对这两次发射接收与其对应的回波信号。接收到的回波信号会根据激励电压的峰峰值之比,进行相应比例的系统整体增益放大。通过对前后两次激励电压与整体增益成一定比例的回波信号之包络在进行对数变换之后进行相减处理,去掉回波包络信号中与系统增益、介质的声阻抗、散射特性、衍射效应等相关的分量,提取出基波回波包络信号中只与被检体内非线性效应强弱分布有关的信息。

采用计算出的信号强度的差,生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示非线性效应强度的非线性图像。因此,能够生成非线性图像,能够直观且足够敏感的进行例如肝脏组织富脂肪化的程度、乳房脂肪组织和乳腺组织的分布、早期肿瘤的诊断等的评价。

[0016] 并且,能够以并列显示、重叠显示等期望的方式显示一般的超声波B模式图像和非线性图像。因此,在观察图像时,能够使用通常的超声波B模式图像对组织结构进行容易且快速的定位,使用非线性图像对与非线性效应强度相对应的超声波的强弱情况进行容易、快速的观察或诊视。进而能够通过与非线性效应强度相关的彩色显示,能够提供更直观、视觉敏感度高且更定量的非线性图像。

## 附图说明

- [0017] 图1本发明构建的超声诊断成像装置系统实施例的原理框图。  
[0018] 图2是本发明实施方案中成像函数值与被检体非线性声参量的函数关系。  
[0019] 图3是本发明实施例中的流程图。  
[0020] 图4是本发明实施例中激励脉冲波形图。  
[0021] 图5是上述实施例中接收到的回波信号帧结构。  
[0022] 图6是上述实施例中一种可能的合成显示方式示意图。  
[0023] 图7是上述实施例中色彩映射表示意图。

## 具体实施方式

[0024] 下面结合试验例及具体实施方式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。

[0025] 本发明的一个实施例,提供了一种超声非线性成像方法,将激励电压变化的超声波发送入被检体内,激励电压至少变化两次,激励电压的变化周期小于10微秒级;接收分别与上述至少两次的发送相对应的回波信号;针对接收的信号,通过控制系统整体增益使回波信号放大增益与激励电压之间满足一定比例关系;采用放大增益控制后的回波包络信号,通过非线性预处理、对数变换以及减法处理来消除被检体内线性衰减、回波形成能力、超声波衍射等的影响,生成在上述被检体内的超声非线性图像。

[0026] 本发明提供的一个超声非线性成像系统的具体实施例,如图1示出。如该图所示,本超声波诊断装置主体100包括:发射/接收开关101、电压放大电路102、脉冲发生器103、前端控制器104、模拟放大器105、模数转换器107、波束形成/滤波/正交解调/包络检波107、存储器109、图像生成单元110、B模式处理单元111、非线性预处理单元112、非线性处理单元113、图像合成显示单元114、中心控制处理器108。装置内的前端控制器104等有时是由FPGA、集成电路等硬件构成,但有时也是软件上被模块化的软件程序。

[0027] 以下针对各组成要素的功能说明他们直接的连接关系和信号传递关系。

[0028] 超声波探头21连接到发射/接收切换开关101,接收由电压放大电路102和脉冲发生器103产生的激励脉冲信号,并转化为超声波照入被检体内。由于超声波传播中产生的非线性效应,超声波将发生时间域的波形畸变、频率域的谐波滋生以及能量上的非线性附加衰减。超声波在被检体内声阻抗不连续面上反射形成的回波信号被超声波探头21接收。接

收的超声波回波信号转化为射频(RF, Radio Frequency)电信号再通过发射/接收开关101进入模拟放大器105。此回波信号的包络,与超声探头的换能器转换效率、被检体的声阻抗分布、超声衰减系数、散射特性、超声波衍射效应等因素相关。

[0029] 用户控制面板23连接至中心控制处理器108,由用户输入各种成像参数、显示内容、成像区域(ROI, Region of Interest)等运行时设置参数。显示器22显示来自图像合成显示单元的图像或视频信号,包括与被检体内声阻抗分布有关的B模式图像、与被检体内非线性声参量分布有关的非线性图像等。

[0030] 前端发射部分包括脉冲发生器103和电压放大电路102。在脉冲发生器103中,以设定的脉冲重复频率(PRF)反复产生指定频率的电脉冲同时完成发射延迟与聚焦。电压放大电路14基于设定的参数控制改变发射电压,然后向探头11施加驱动脉冲。在非线形成像中,对被检体同一位置需要发送至少两次超声波脉冲,前后至少两次发射的脉冲频率以及周期数均相同,但驱动电压并不相等,而是成一个快速变化的比例关系。

[0031] 接收单元包括模拟放大器105和模数转换器106。模拟放大器将经过发射/接收切换开关101输入的回波信号按设定的增益进行放大,包括TGC以及整体放大增益控制。在模数转换器106中,接收到的模拟信号被转换为数字量。

[0032] 前端控制器104控制整个超声诊断装置前端的工作状态。根据本发明所依据的非线性成像理论,要求发射单元的发射电压与接收单元的模拟放大器的整体放大增益之间成一定的比例关系。前端控制器必须实时控制发射单元和接收单元,根据快速变化的激励脉冲发射电压,实时计算接收时的系统放大增益,并对前端模拟放大器进行实时控制,使发射电压不同的回波信号经过成比例的增益放大,以满足理论上的发射电压-整体增益比例关系。

[0033] 数字波束形成单元107同样由前端控制器控制,其功能是对接收到的回波信号进行接收聚焦、波束形成、滤波操作和正交解调,得到被检体内回波信号。波束形成处理后的射频信号和I/Q信号都被存储在存储器109中,同一位置得到的至少两次回波信号将分别存储。

[0034] 图像生成单元包括B模式处理单元111、非线性预处理单元112、非线性处理单元113。

[0035] B模式图像处理单元111从存储器109中读出多次发射-回波中某一次的回波信号,对回波信号进行包络检波、对数压缩等处理,得到以灰度形式表示被检体内声阻抗分布的基波B模式图像数据,随后送往图像合成显示单元114。虽然未图示,但为得到更好的视觉效果,B模式图像处理单元20中有可能包括滤波、降噪、图像增强等处理。

[0036] 非线性预处理单元从存储器109中读出所有的多次回波信号,对回波信号进行包络检波得到基波包络信号,然后对基波包络信号进行非线性预处理。针对基波包络,非线性预处理包括一个非线性补偿功能,补偿随深度(时间)方向变化的非线性效应的强弱变化。使位于不同深度具有同一非线性声参量数值的介质在本实施方式的非线性图像中表现为同样的图像亮度。

[0037] 非线性图像处理单元113接收来自非线性预处理单元的回波包络信号,进行非线性处理得到非线性图像。例如但不仅限于位于被检体内同一位置但发射电压不同的两个回波信号,在非线形图像处理单元113中将首先进行对数变换,然后进行减法处理,目的是提

取出回波信号中由于超声波非线性效应造成的非线性附加衰减,以此作为被检体内非线性声参量分布的图像(非线性图像)。非线性图像经过图像滤波、降噪、增强等处理后将被发送至图像合成显示单元114。最后生成的非线性图像将反映上述被检体内传播的超声波的非线性效应强弱以及被检体内非线性声参量的空间分布特征。

[0038] 图像合成显示单元114得到B模式处理单元111和非线性处理单元113送来的被检体B模式超声图像和非线性图像,分别做扫描转换处理,然后组合生成作为显示图像的超声波诊断图像,并将图像格式变换为可在显示器22上显示的一般视频格式,然后发送到显示器22进行显示。

[0039] 中心控制器108作为本超声波诊断装置主体的控制单元,具有信息处理的功能,通过总线协调各部分的工作时序和显示内容的控制、与用户交互等,并执行与各种处理相关的运算和控制。

[0040] 非线性图像生成功能

[0041] 针对与本实施方式有关的超声波诊断装置具备的非线性图像生成功能进行以下说明。此功能的目的在于实现对被检体内非线性声参量的空间分布进行实时成像。该功能在被检体内同一扫描线位置发射至少两次具有不同发射电压的超声波,对接收到的回波信号根据发射电压的比例进行不同比例的增益补偿。

[0042] 下面以发射两次不同电压的情形为示例说明。在两次发射的情况下,两次的总增益与发射电压之间满足以下关系:

$$[0043] \quad N_1 A_1 = N_2 A_2 \quad (1)$$

[0044] 其中 $N_1$ 和 $N_2$ 分别是两次发射-接收过程中的系统整体增益, $A_1$ 和 $A_2$ 分别是两次的激励电压峰-峰值,另激励脉冲波形由 $x(t)$ 表示。

[0045] 根据本实施方案的超声波诊断装置的脉冲回波系统模型以及聚焦超声波束的非线性传播模型,接收到的回波包络信号经过对数变换后可由式(2)表达:

$$[0046] \quad I(t) = D \ln \left( N_1 G_1 A_1 x_1(t) \operatorname{sech} \left( e^{-\alpha_1 \tau} C A_1 x_1(t) \frac{\beta k_1}{2 \rho_0} \ln \frac{z}{z_0} \right) \right) \quad (2)$$

[0047] 式中, $D$ 为对数变换的系数, $G_1$ 为由本实施方案的超声波诊断装置使用的阵列换能器导致的基波衍射项, $s(\tau)$ 表示迟滞时间 $\tau = t - 2z/c$ 时刻的回波包络, $z$ 是超声波在介质内传播距离, $C$ 是一个与探头转换效率特性相关的常数,可由实验测得, $\beta = 1 + B/2A$ 是在非线性条件下由介质中质点振动速度与波速的关系推导出的非线性系数。根据超声波传播理论, $s(\tau)$ 与换能器转换效率、介质的声阻抗、超声衰减系数、衍射效应、介质的散射特性等因素相关。分析式(2)可知,包括系统增益、发射脉冲、非线性效应导致的基波能量附加衰减、介质内回波包络形成等在内的多种因素可影响回波包络信号,这些因素共同决定了超声基波回波包络内含的信息。

[0048] 在本发明的实施方案中采用一个成像函数来反映被检体内发生的非线性效应的强弱变化,即如下形式的成像函数:

$$[0049] \quad L(t) = I_1(t) - I_2(t) \quad (3)$$

[0050] 将式(2)代入式(3),可得到如下形式的非线性成像函数:

$$[0051] \quad L(t) = D \ln (\cosh (Q \beta A_1) \operatorname{sech} (Q \beta A_2)) \quad (4)$$

[0052] 式中:

$$[0053] \quad Q = e^{-\alpha_1 z} Cx(t) \frac{k_1}{2\rho_0} \ln \frac{z}{z_0} \quad (5)$$

[0054] 由式(4)可知,在两次激励的强度 $A_1$ 和 $A_2$ 已知的情况下, $L(t)$ 反映的是某一深度上超声回波信号中基波频率分量由于非线性效应导致的非线性附加能量衰减的程度,而与系统增益、介质的声阻抗、散射特性、衍射效应等因素都无关。也即,从回波包络信号计算得出的成像函数 $L(t)$ 是介质的非线性声参量 $\beta$ 的函数, $L(t)$ 反映了介质内部随深度(时间)分布的非线性特征信息。

[0055] 考虑发射峰值电压比为12dB、9.6dB和6dB的三种情况,即发射电压峰-峰值归一化后 $A_1=1$ , $A_2$ 分别等于0.25、0.33和0.5。假设 $Q=0.25$ ,此时对前后两次发射脉冲接收到的回波信号进行增益补偿后,得到的成像函数值如图2所示。可见,在通常生物组织的非线性声参量范围内( $\beta>4$ ),可认为成像函数 $L(t)$ 随非线性声参量近似线性增长。在6dB的发射峰值电压比下,虽然 $L(t)$ 以 $\beta$ 为变量的曲线斜率没有12dB的发射峰值电压比的时候大,但仍然保持了近似线性增长。总之,能够采用本发明提出的成像函数 $L(t)$ 生成表示被检体内超声波非线性声参量空间分布的图像(非线性图像)。

[0056] 图3为依照与本发明有关的非线性图像生成功能的处理方法的流程图。针对方法中各步骤处理的内容作以下说明

[0057] 首先,在步骤P1中,中心控制器经由输入装置接收用户设置的成像配置、发射条件和接受条件等的输入。在本实施方式中,输入条件特别是指多次发射的超声波脉冲的发射电压比例、脉冲频率、在各扫描线上执行的多次超声波发送接收次数等。

[0058] 其次,在步骤P2中,前端控制器为了执行输入的发射条件的超声波发射,控制超声波发射单元。从超声波发射单元发射的超声波脉冲根据设置的条件在同一位置发射多次不同具有不同发射电压的脉冲,其目的是为获取回波信号中包含的被检体内非线性效应强弱的信息。实时地,前端控制器根据步骤P1中输入的发射电压比例,对超声波接收单元的模拟放大器的整体增益进行控制,其目的是是发射电压比与整体增益满足式(1)的要求。

[0059] 例如,与普通B模式超声诊断装置发射的具有单一发射电压的超声波脉冲相比,本步骤P2中发射的超声波脉冲波形采用如图4所示那样的对同一位置发射具有不同发射电压的脉冲波形。以图4为例,在同一位置发射两次电压比为2:1的激励脉冲,第一次激励脉冲发射过后为接受回波信号的时间,接收完毕,紧接着发射第二次激励脉冲,然后接受回波信号。然后移到被检体内的下一发射位置。

[0060] 在本实施方式中,在同一位置上执行的发射电压变化的超声波发送接收次数假设为两次。然而,实际的发送接收次数不仅仅限于此,而是可以发送接收两次以上的次数,发射脉冲的电压也不仅仅限于两种电压,而是可以具有多个已知比例的发射电压。

[0061] 再次,在步骤P3中,接收被检体内生成的回波信号。由于发射时在同一位置发射了不止一次脉冲信号,则在接收时也会接收到不止一次回波信号。经过模拟放大器之后的回波信号再进入模数转换器转换为数字量。数字化的回波信号经过波束形成、滤波、正交解调之后得到基波回波包络信号。图5说明了本实施方案中超声波诊断装置初步形成的回波包络信号帧的结构。在同一位置发射的两次脉冲,其回波信号分别各形成一条扫描线,即第一次回波信号线和第二次回波信号线。沿探头换能器阵列不同的聚焦孔径形成的 $N*2$ 条扫描线构成了一幅初步的回波包络信号帧。在图5中,为方便说明,仅使用了两种不同的发射电

压。两种不同发射电压的扫描线,将被分别提取出来,得到两幅回波包络信号帧。并进入存储器存储。

[0062] 然后,在步骤P4中,提取得到的回波包络信号经过非线性预处理,针对被检体内由于超声波衰减造成的非线性效应随深度变化的强弱分布,对包络信号做相应的补偿。非线性补偿根据式(2)进行,与常规B模式成像时基于介质衰减系数的增益补偿类似,可由式(2)计算出随深度变化的非线性效应强度,然后将此函数取倒数,即作为非线性补偿中在包络信号上的增益。对于发射电压不同的两条扫描线,将具有不同的补偿数值。为取得更好的显示效果,以及对显示动态范围的调整,此步骤中可能会对信号再次进行数字增益调整。

[0063] 在步骤P5中,对回波包络信号进行对数变换,此对数变换与一般B模式的对数压缩并不相同,其函数关系是为下一步的减法处理做准备。

[0064] 随后,在步骤P6中,对经过对数变换的具有不同发射电压回波包络信号帧进行由式(2)所描述的减法处理。通过减法处理,将消去回波包络信号中与系统增益、介质的声阻抗、散射特性、衍射效应等相关的分量,因此能有效提取出基波回波包络信号中只与被检体内非线性效应强弱分布有关的信息。针对扫描剖面的各位置计算的差值,用来生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示非线性效应强度的图像数据帧(非线性图像)。

[0065] 同时,图1中的B模式处理单元生成被检体内同一扫描剖面的B模式超声波图像。在步骤P8中,非线性图像经过扫描转换,为显示非线性图像的准确空间分布,图像合成单元将生成的非线性图像按规定的信息显示方式叠加在B模式图像上与B模式图像同时显示。

[0066] 一般而言,被检体内传播的超声波发生的非线性效应与入射超声波的频率、强度均成正比。也就是如图2所示的那样,同样的非线性声参量值,随着发射电压比的增大,得到的非线性成像函数值也随之而变大。但对于同一个发射电压比而言,传播介质的非线性声参量值越大,则非线性成像函数的值越大。使用这样的特性生成的反映非线性效应的非线性图像反映在非线性图像上,即非线性声参量大的区域,在图像上的亮度越高。

[0067] 然后,得到的传统B模式超声图像和非线性图像生成单元中生成的非线性图像,在图像合成单元中按规定的方式进行合成,并在显示器上以规定的方式显示出来。

[0068] 图6为表示可能的非线性图像显示方式的一个示例图。图中左侧为B模式图像,右侧为非线性图像。在该图的例子中,表示非线性效应强弱的比例尺与非线性图像一起被显示出来。在此图中,设定为非线性效应的强度越强,则颜色越淡。

[0069] 另外,由于非线性图像希望更加强调非线性效应显示的情况,所以要进行依赖于非线性效应的彩色显示,即,根据非线性效应的强弱的程度分配颜色的显示。在这种情况下,可以同时显示表示如图7所示那样的非线性效应与颜色具对应关系的彩色比例尺。在该彩色比例尺中,为了显示更定量性的信息,还能够表示运算结果的数值。

[0070] 本领域内的技术人员应该理解,可以使用几个不同方法和/或装置产生不同发射电压及对应的系统整体增益,不限于以上所述的实施示例。整体增益与发射电压的对应关系可由硬件控制,也可由接收部分在软件上实现。



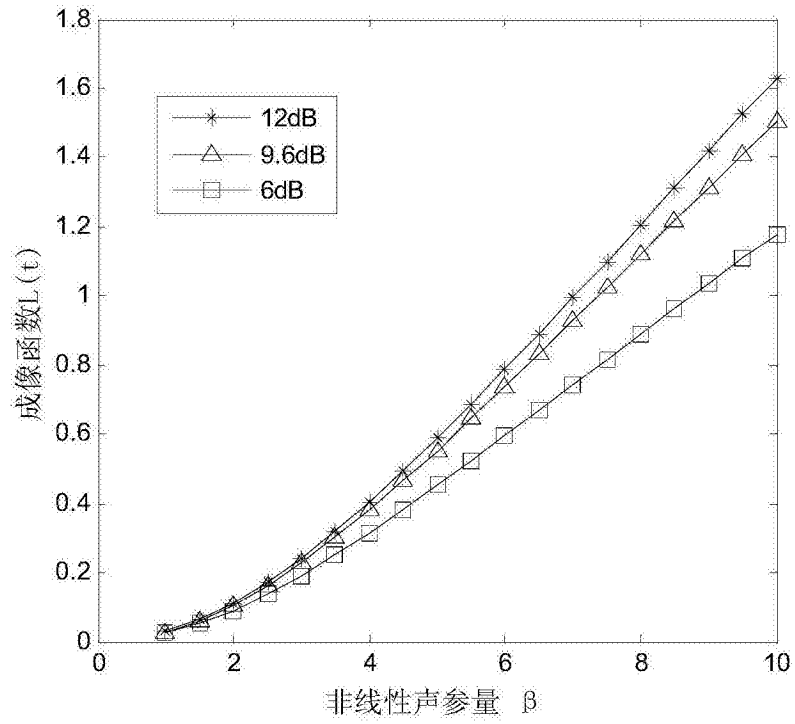


图2

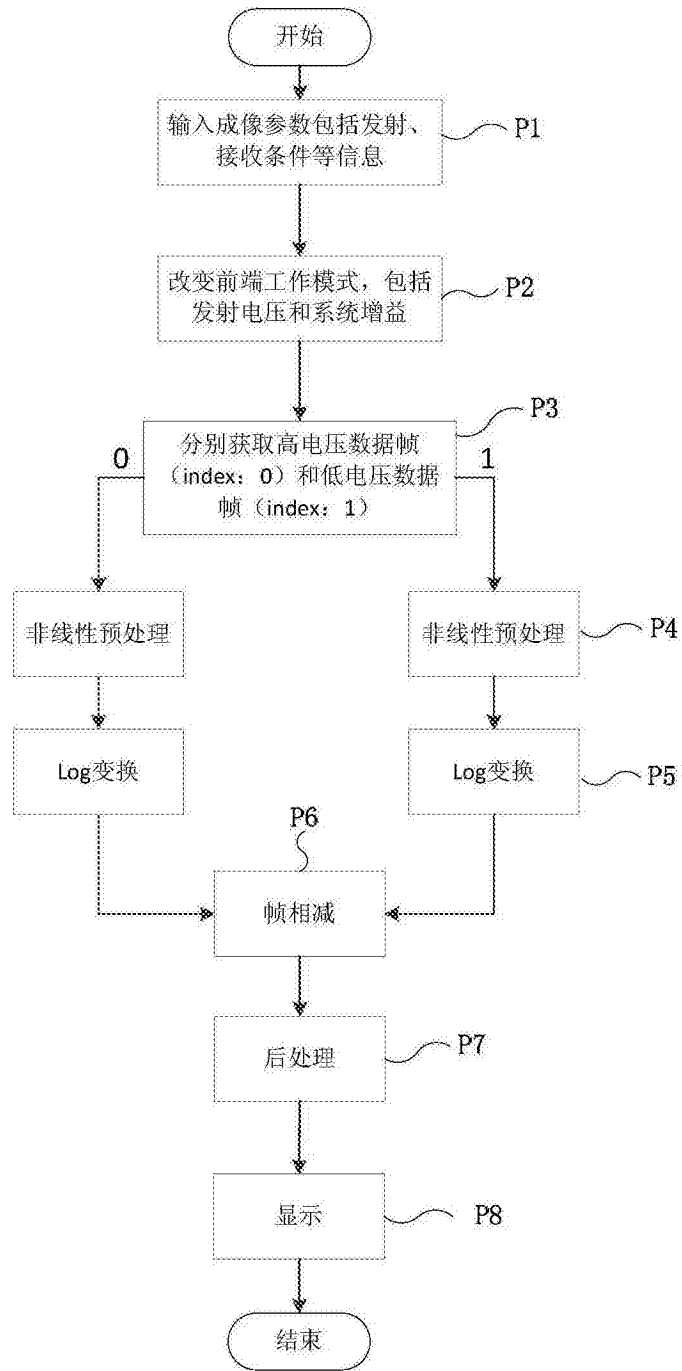


图3

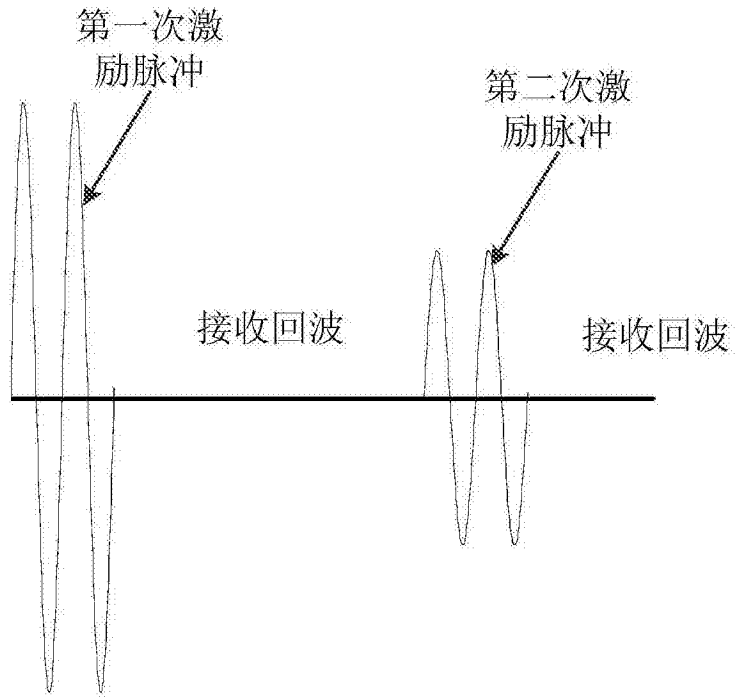


图4

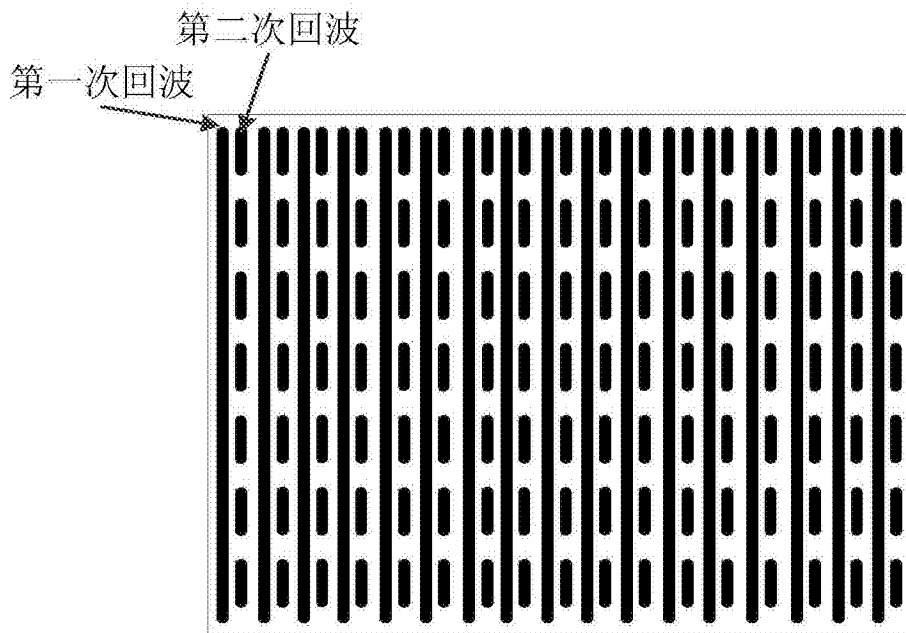


图5

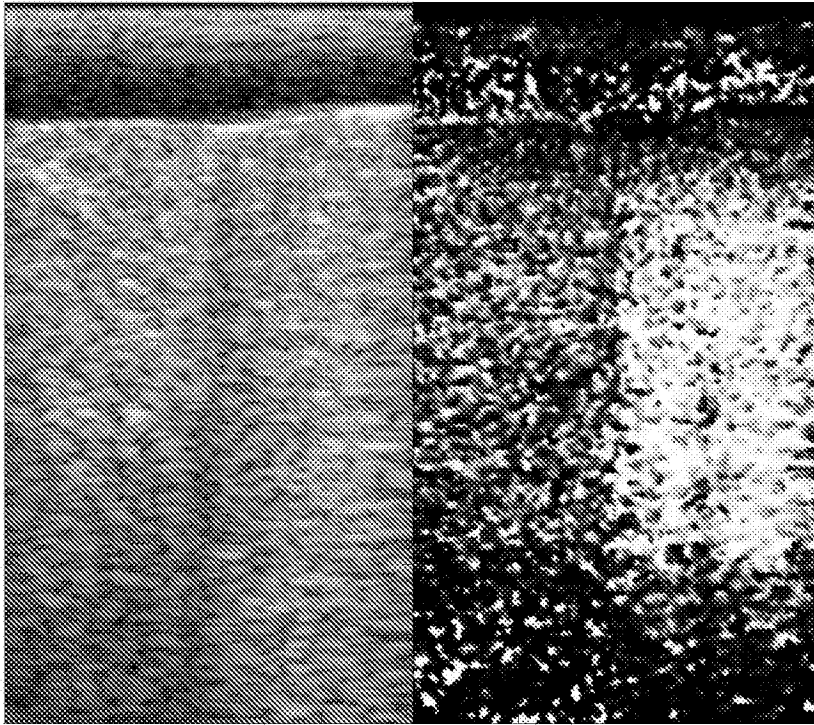


图6

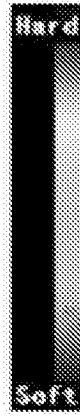


图7

专利名称(译)	一种超声非线性成像方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104546005B</a>	公开(公告)日	2017-03-15
申请号	CN201510043484.2	申请日	2015-01-28
[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	张丛耀 石丹 肖有平 刘东权		
发明人	张丛耀 石丹 肖有平 刘东权		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/5207		
代理人(译)	王芸 韩洋		
审查员(译)	贾晶晶		
其他公开文献	CN104546005A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声非线性成像系统，包括脉冲发生器和激励脉冲电压放大电路，通过快速变化激励电压，并接收与上述发射电压快速变化的激励脉冲相对应的回波信号，进行相应的增益放大后进行模数转换；将激励脉冲的发射电压和相对应的回波信号的放大增益成一定的比例关系，对不同激励电压增益比的回波包络信号首先进行针对非线性效应的深度(时间)补偿等非线性预处理；非线性处理单元得到非线性预处理后的包络信号，通过对数变换、减法处理等运算生成与上述被检体内非线性声参量分布相关的非线性图像。本发明可以获得效率更高，图像质量更好的非线性超声图像。

