



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103784164 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 21

(21) 申请号 201410054451. 3

(22) 申请日 2014. 02. 18

(73) 专利权人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区星湖街
218 号生物纳米园 C8 楼 501 单元

(72) 发明人 石昊 陈惠人

(74) 专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事

务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

G06T 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101380237 A, 2009. 03. 11, 全文.

JP 特开 2005-245479 A, 2005. 09. 15, 全文.

JP 特开 2006-255256 A, 2006. 09. 28, 全文.

JP 特开 2012-96095 A, 2012. 05. 24, 全文.

US 2007/0167780 A1, 2007. 07. 19, 全文.

审查员 初博

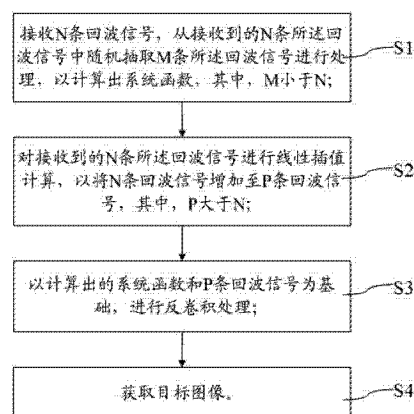
权利要求书1页 说明书11页 附图2页

(54) 发明名称

超声信号的预处理方法及系统

(57) 摘要

本发明提供的超声信号的预处理方法及系统,所述方法包括以下步骤:接收 N 条回波信号,从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N;对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算,以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号,其中, P 大于 N;以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础,进行反卷积处理;获取目标图像。该超声信号的预处理方法及系统,在获取目标图像之前,采用反卷积处理所述回波信号,去除所述回波信号中的噪声,并最大程度保留原始所述回波信号,使最终获取的目标图像对比度显著增强,进而提升了目标图像的分辨率,同时使获取的目标图像的组织纹理也更加细致,清晰。



1. 一种超声信号的预处理方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

S1、接收 N 条回波信号,从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号进行处理,并采用倒双谱辨识处理进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N ;

S2、对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算,以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号,其中, P 大于 N ;

S3、以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础,进行傅立叶-小波正则反卷积处理,去除所述回波信号中的噪声;

S4、获取目标图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声信号的预处理方法,其特征在于,“去除所述回波信号中的噪声”步骤包括:

采用傅里叶域-Tikhonov 收缩处理所述回波信号,以削弱所述回波信号中的噪声。

3. 根据权利要求 2 所述的超声信号的预处理方法,其特征在于,“去除所述回波信号中的噪声”步骤还包括:

采用小波硬阈值收缩处理所述回波信号,再次分解所述回波信号,对所述回波信号二次去除噪声。

4. 根据权利要求 3 所述的超声信号的预处理方法,其特征在于,“去除所述回波信号中的噪声”步骤还包括:

采用小波域维纳滤波处理所述回波信号。

5. 一种超声信号的预处理系统,其特征在于,所述系统包括:

通信单元,用于接收 N 条回波信号;

处理单元,用于从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号进行处理,并采用倒双谱辨识处理进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N ;

对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算,以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号,其中, P 大于 N ;

以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础,进行傅立叶-小波正则反卷积处理,去除所述回波信号中的噪声;

获取目标图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声信号的预处理系统,其特征在于,所述处理单元还用于采用傅里叶域-Tikhonov 收缩处理所述回波信号,以削弱所述回波信号中的噪声;采用小波硬阈值收缩处理所述回波信号,再次分解所述回波信号,对所述回波信号二次去除噪声;采用小波域维纳滤波处理所述回波信号。

超声信号的预处理方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于超声诊断成像领域,涉及一种超声信号的预处理方法及系统。

背景技术

[0002] 随着微电子技术、计算机技术的飞速发展以及人类对自身生活水平要求的不断提高,作为临床诊断的医学超声诊断成像技术成为医学技术发展最快的领域之一。

[0003] 其中,通过接收、处理回波信号以得到目标图像的医用超声仪被广泛使用,当代医用超声仪,无论是线形扫描还是扇形扫描,超声换能器所接收到的回波信号通常都包含三部分信息:第一部分部分是被测组织结构的有用信息(也称为组织纹理);第二部分是由于系统成像分辨率有限等原因造成的对组织纹理的模糊化信息;此外还有因超声波的散射产生的随机相位叠加,以及仪器自身因素、环境设备因素等产生的随机噪声。

[0004] 超声成像所得图像是第一部分信息与第二部分信息的卷积,再加上第三部分信息。卷积的结果使被测信号的图像分辨率下降;被测物读出形状发生畸变;噪声使对比度下降;同时,超声成像系统的系统函数隐藏在检获的信号中,难以分离,这是任何一个信号检测系统的固有局限性。

[0005] 当前的超声设备,对扫描获得的信号一般会进行接收控制、信号中处理,超声成像完成以获取目标图像,之后再对获取的目标图像进行处理,称之为“后处理”,即离线处理(Off Line);具体的,在超声成像完成之后,对每副目标图像均估算出各自的系统函数,且不考虑多幅目标图像是否由同一个系统生成。因此,每副目标图像的系统函数是不同的,这种情况称为系统函数和被测组织相关,这违背了测量的“系统唯一性”这一基本准则;同时,采用该处理方法获取目标图像的过程中,获取速度和效率都非常低下。

发明内容

[0006] 为了解决上述问题,本发明提供一种使获取到的目标图像系统组织纹理更加细致、清晰的超声信号的预处理方法及系统。

[0007] 相应的,本发明的一种超声信号的预处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0008] S1、接收N条回波信号,从接收到的N条所述回波信号中随机抽取M条所述回波信号进行处理,并采用倒双谱辨识处理进行处理,以计算出系统函数,其中,M小于N;

[0009] S2、对接收到的N条所述回波信号进行线性插值计算,以将N条回波信号增加至P条回波信号,其中,P大于N;

[0010] S3、以计算出的系统函数和P条回波信号为基础,进行傅立叶-小波正则反卷积处理,去除所述回波信号中的噪声;

[0011] S4、获取目标图像。

[0012] 作为本发明的进一步改进,“去除所述回波信号中的噪声”步骤包括:采用傅里叶域-Tikhonov收缩处理所述回波信号,以削弱所述回波信号中的噪声。

[0013] 作为本发明的进一步改进,“去除所述回波信号中的噪声”步骤还包括:采用小波

硬阈值收缩处理所述回波信号,再次分解所述回波信号,对所述回波信号二次去除噪声。

[0014] 作为本发明的进一步改进,“去除所述回波信号中的噪声”步骤还包括:采用小波域维纳滤波处理所述回波信号。

[0015] 相应的,本发明一种超声信号的预处理系统,所述系统包括:

[0016] 通信单元,用于接收 N 条回波信号;

[0017] 处理单元,用于从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号进行处理,并采用倒双谱辨识处理进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N ;

[0018] 对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算,以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号,其中, P 大于 N ;

[0019] 以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础,傅立叶-小波正则反卷积处理,去除所述回波信号中的噪声;

[0020] 获取目标图像。

[0021] 作为本发明的进一步改进,所述处理单元还用于采用傅里叶域-Tikhonov 收缩处理所述回波信号,以削弱所述回波信号中的噪声;采用小波硬阈值收缩处理所述回波信号,再次分解所述回波信号,对所述回波信号二次去除噪声;采用小波域维纳滤波处理所述回波信号。

[0022] 与现有技术相比,本发明的超声信号的预处理方法及系统,在获取目标图像之前,采用反卷积处理所述回波信号,去除所述回波信号中的噪声,并最大程度保留原始所述回波信号,使最终获取的目标图像对比度显著增强,进而提升了目标图像的分辨率,同时使获取的目标图像的组织纹理也更加细致,清晰。

附图说明

[0023] 图 1 是现有技术中提供的超声信号的处理方法的流程图;

[0024] 图 2 是本发明实施方式中提供的超声信号的处理方法的流程图;

[0025] 图 3 是本发明实施方式中提供的超声信号的预处理方法的流程图;

[0026] 图 4 是本发明实施方式提供的超声信号的预处理系统的模块示意图。

具体实施方式

[0027] 以下将结合附图所示的实施方式对本发明进行详细描述。但实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0028] 如图 1 所示,现有技术中超声信号的处理方法,该方法主要包括以下步骤:

[0029] M1、通过超声仪发射扫查线扫查目标组织,以对原始图像进行采样;

[0030] M2、接收所述回波信号;

[0031] M3、根据所述回波信号完成超声成像,获取目标图像;

[0032] M4、最后对所述目标组织估算系统函数,以对所述目标图像做进一步处理。

[0033] 以上过程采用的是后处理技术,即在获得目标图像的基础上进一步处理,以使最终获取的目标图像更为突出;然而,由于采用上述方法,医用超声仪扫查不同的目标图像时,每次获取的系统函数不同。违背了测量的“系统唯一性”这一基本准则,进而导致了图

像处理过程低速、低效。

[0034] 如图 2 所示,本发明超声信号的处理方法,该方法主要包括以下步骤:

[0035] P1、通过超声仪发射扫查线扫查目标组织,以对原始图像进行采样;

[0036] P2、接收所有回波信号;

[0037] P3、对所述回波信号进行预处理;

[0038] P4、根据所述回波信号完成超声成像,获取目标图像;

[0039] 本发明的超声信号处理方法与现有技术的超声信号处理方法的区别之处在于:在根据所述回波信号完成超声成像之前,所述方法还包括,对所述超声信号进行预处理,之后再根据经过预处理后的所述回波信号完成超声成像,得到目标图像。此时获得的目标图像即为最终要获取的目标图像。且对所述目标图像不再采用后处理技术进行处理。

[0040] 如图 3 所示,图 3 是本发明实施方式中提供的超声信号的预处理方法的流程图;是图 2 中步骤 P3 的具体介绍,具体的,本发明的一种超声信号的预处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0041] S1、接收 N 条回波信号,从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N;

[0042] S2、对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算,以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号,其中, P 大于 N;

[0043] S3、以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础,进行反卷积处理;

[0044] S4、获取目标图像。

[0045] 相应的,在本发明一实施方式中,由于所述系统函数是未知的,因此在进行所述反卷积处理之前,首先进行系统辨识,即盲反卷积 (blind deconvolution)。

[0046] 具体的,所述步骤 S1 具体包括:接收 N 条回波信号,从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号,并采用倒双谱辨识处理进行处理,以计算出系统函数,其中, M 小于 N。采用该方法计算出的所述系统函数,可以根据环境温度,湿度变化等外界因素的影响,实时计算出合适的所述系统函数。

[0047] 选用高阶谱分析的方法,对于高斯信号,所有的高阶累积量都为零,可以消除非高斯系统里高斯白噪声和有色噪声的干扰,提高信噪比;在非最小相位系统中,高阶谱方法可以保留信号的相位特征。

[0048] 具体的,采用倒双谱辨识处理以计算出系统函数,其实现方法如下:

[0049] 零平均信号 $y(n)$ 的三阶累积量定义为:

[0050]

$$\begin{aligned} c_{3,y}(m_1, m_2) &= E\{y(n)y(n+m_1)y(n+m_2)\} \\ &= \gamma_{3,x} \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} h(k)h(n+m_1)h(n+m_2) \end{aligned}$$

[0051] 式中, $\gamma_{3,x} = E\{x^3(n)\}$ 是零平均信号 $x(n)$ 的三阶累积量,为一常数; $E\{\cdot\}$ 表示统计平均值。

[0052] 之后,先后用下式中的 (3) (1) (2) 步骤即可估算出系统函数;

[0053] 进一步的,倒双谱是对上式做 Z 变换,取自然对数之后,再做反变换,得到:

[0054]

$$b_y(m_1, m_2) = Z^{-1} [\ln(\sum_{m_1} \sum_{m_2} c_{3,y}(m_1 + m_2) z_1^{-1} z_2^{-1})] \\ = Z^{-1} \{ \ln[\gamma H(z_1) H(z_2) H(z_1^{-1} z_2^{-1})] \}$$

[0055] 记 $h(n)$ 的倒谱为：

[0056]

$$\hat{h} = Z^{-1} [\ln(H(z))] \sum_{m_1} \sum_{m_2} b_y(m_1, m_2) z_1^{-m_1} z_2^{-m_2} \\ = \sum_{m_1} \sum_{m_2} [\ln \gamma_{3,x} \delta(m_1) \delta(m_2) + \hat{h}(m_1) \delta(m_2) + \hat{h}(m_2) \delta(m_1) + \\ \hat{h}(-m_1) \delta(m_1 - m_2)] z_1^{-m_1} z_2^{-m_2}$$

[0057]

对上式取对角分片 $m_1 = m_2$,

$$\text{上式可以化简为: } \hat{h} = b_y(-n, -n), n \neq 0 \quad (1)$$

$$\text{于是可以求得系统函数: } h(n) = Z^{-1} \{ \exp[Z(\hat{h}(n))] \} \quad (2)$$

$$\text{而经典的计算算法是: } b_y(m_1, m_2) = \frac{1}{m_1} F^{-1} \left\{ \frac{F[m_1 c_y(m_1, m_2)]}{F[c_y(m_1, m_2)]} \right\} \quad (3)$$

[0058] 式中, $F[\cdot]$ 表示二维傅立叶变换。

[0059] 通过上述的倒双谱系统辨识算法, 利用 MatLab 高阶谱计算程序, 对接收到的所述回波信号进行处理, 通过估算选取最优的所述系统函数。

[0060] 相应的, 步骤 S2 对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算, 以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号, 其中, P 大于 N 。

[0061] 采用线性插值的算法将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号, 是本领域公知常识, 在此不做详细赘述。

[0062] 相应的, 步骤 S3、以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础, 进行反卷积处理; S4、获取目标图像。

[0063] 具体的, 所述反卷积处理为傅立叶 - 小波正则反卷积处理, 同时去除所述回波信号中的噪声。傅立叶 - 小波正则反卷积算法具有很强的鲁棒性, 具有高抗造性能, 可显著改善卷积所引起的分辨率退化现象, 增强图像对比度, 减少噪声。

[0064] 相应的, 采用傅里叶域 - Tikhonov 收缩处理所述回波信号, 以削弱所述回波信号中的噪声。

[0065] 采用傅里叶域 - Tikhonov 收缩的具体实现方法如下：

[0066] 超声成像的数学模型为： $y(n) = x(n) * h(n) + \gamma(n)$

[0067] 式中： $y(n)$ 表示观测到的所述回波信号； $x(n)$ 表示被测组织的信号，是一高斯、零平均、稳定的信号； $h(n)$ 即为步骤 S1 中求取的，表示超声仪的所述系统函数，是一长度为 M 、确定的、因果的 FIR 滤波器系统； $\gamma(n)$ 表示附加高斯噪声； $*$ 表示卷积。

[0068] 对上式做离散傅里叶变换得到： $Y(f_k) = H(f_k) X(f_k) + \Gamma(f_k)$

[0069] 采用逆算子得到 X 的估计值： $\tilde{X}(f_k) = H^{-1}(f_k) Y(f_k) = X(f_k) + H^{-1}(f_k) \Gamma(f_k)$

[0070] 若 $H(f_k) \rightarrow 0$ ，则 $H^{-1}(f_k) \rightarrow \infty$ ，估计值的噪声部分 $H^{-1}(f_k) \Gamma(f_k) \rightarrow \infty$ ，反卷积成为病态。

[0071] 为了解决病态反卷积的问题，用傅里叶收缩的方法削弱噪声的影响，将 $\tilde{X}$ 乘上一个收缩系数 λ_k^f ，

[0072] 得到： $\tilde{X}_\tau(f_k) = \tilde{X}(f_k) \lambda_k^f = X(f_k) \lambda_k^f + H^{-1}(f_k) \Gamma(f_k) \lambda_k^f$

[0073] 以上步骤逆算子和傅里叶收缩同时进行，称为傅里叶正则反卷积法。

[0074] 其中，傅里叶正则反卷积的收缩系数为： $\lambda_k^f = \frac{|H(f_k)|^2}{|H(f_k)|^2 + \Lambda(f_k)}$ ， $\Lambda(f_k)$ 为正则项，不同的傅里叶正则反卷积技术的正则项有所不同。

[0075] 设 σ^2 为噪声方差， α 为正则参数 ($\alpha > 0$)，Tikhonov 反卷积的正则项为

[0076] $\Lambda(f_k) = \tau = \alpha \frac{N\sigma^2}{\|y - \mu(y)\|_2^2}$ ，其中 $\mu(y) = \sum_n y(n)/N$ ，即 y 的平均值；

[0077] 若取正则参数 $\alpha = 0$ ($\mathbb{E} \lambda_k^f = 1$)，则可得信号含噪的无偏估计；

[0078] 若取正则参数 $\alpha \rightarrow \infty$ ($\mathbb{E} \lambda_k^f \approx 0$)，则可以完全抑制噪声，但也同时失去了原所述回波信号第 k 项的信息。

[0079] 要选取最优的正则参数，就要使最终估计出的信号与原所述回波信号的均方差 (MSE) $\|\hat{x} - x\|_2^2$ 最小，由于原所述回波信号未知，所以 MSE 无法直接求出。

[0080] 本发明用基于观察的代价函数来近似 MSE：

[0081]

$$MSE = \sum_{k=-\left(\frac{N}{2}\right)+1}^{N/2} \frac{|H(f_k)|^2}{|H(f_k)|^2 + \tau} \frac{1}{|H(f_k)|} |H(f_k) \tilde{X}(f_k) - Y(f_k)|^2$$

[0082] 使上式值最小的 α 即是最优的正则参数 α 。

[0083] 在实际的超声系统中，噪声方差是未知的；本文选用经典的 Donoho 求噪声方差的方法，即在小波分解的最精细尺度上，信号小波系数的中值除以 0.6745；

[0084] 若令傅里叶域-Tikhonov 收缩后的信号为 $x_1(n)$ ， $X_1(f) = \frac{H^*(f)}{|H(f)|^2 + \tau} Y(f)$ ，其中， $X_1(f)$ 和 $Y(f)$ 是 $x_1(n)$ 和 $y(n)$ 的傅里叶变换。

[0085] 通过傅里叶域 Tikhonov 收缩所述回波信号后，放大的噪声成分被大大削减，但同时也损失了一部分信号成分，且由于边界的存在，信号存在失真。为了提高信号的质量，需在小波域再次分解信号并对信号进行去噪。

[0086] 相应的，采用小波硬阈值收缩处理所述回波信号，再次分解所述回波信号，对所述回波信号二次去除噪声。

[0087] 采用小波硬阈值收缩的具体实现方法如下：

[0088]

小波硬阈值收缩中的阈值因子为: $\rho_j = \sqrt{2 \ln N}$

若令小波硬阈值收缩后的信号为: $x_2(n)$,

[0089]

$$\text{则: } x_2(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} d_{jk}^I \Psi_{jk}^I(n) + \sum_{k=1}^{2^{N-j}} a_{jk}^I \Phi_{jk}^I(n)$$

$$d_{jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle & \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle > \rho_j \sigma_{\Psi_j}^I \\ 0 & \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle \leq \rho_j \sigma_{\Psi_j}^I \end{cases}$$

$$a_{jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle & \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle > \sigma_{\Phi_j}^I \\ 0 & \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle \leq \sigma_{\Phi_j}^I \end{cases}$$

[0090] 采用傅里叶域-Tikhonov 收缩、小波硬阈值收缩处理所述回波信号后,再利用小波域维纳滤波得到最终的估计值 $\hat{x}(n)$

[0091]

$$\hat{x}(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} \hat{d}_{jk}^{\Pi} \Psi_{jk}^{\Pi}(n) + \sum_{k=1}^{2^{N-j}} \hat{a}_{jk}^{\Pi} \Phi_{jk}^{\Pi}(n)$$

其中, 小波系数

$$\hat{d}_{jk}^{\Pi} = \frac{|d_{jk}^{\Pi}| \langle x_1, \Psi_{jk}^{\Pi} \rangle}{|d_{jk}^{\Pi}|^2 + |\sigma_{\Psi_j}^{\Pi}|^2} \quad d_{jk}^{\Pi} = \langle x_2, \Psi_{jk}^{\Pi} \rangle$$

$$\hat{a}_{jk}^{\Pi} = \frac{|a_{jk}^{\Pi}| \langle x_1, \Phi_{jk}^{\Pi} \rangle}{|a_{jk}^{\Pi}|^2 + |\sigma_{\Phi_j}^{\Pi}|^2} \quad a_{jk}^{\Pi} = \langle x_2, \Phi_{jk}^{\Pi} \rangle$$

[0092] 与现有技术相比,本发明的超声信号的预处理方法,在获取目标图像之前,为了克服同一超声仪扫描不同的目标图像时,每次获取的系统函数不同,采用倒双谱辨识处理以计算出系统函数;之后,采用傅立叶-小波正则反卷积处理所述回波信号,去除所述回波信号中的噪声,并最大程度保留原始所述回波信号,使最终获取的目标图像对比度显著增强,进而提升了目标图像的分辨率,同时,使获取的目标图像的组织纹理也更加细致,清晰。

[0093] 如图4所示,图4为本发明一实施方式中超声信号的预处理系统的模块示意图。

[0094] 相应的,所述系统包括:通信单元100,用于接收N条回波信号;处理单元200,用于从接收到的N条所述回波信号中随机抽取M条所述回波信号进行处理,以计算出系统函数,其中,M小于N;对接收到的N条所述回波信号进行线性插值计算,以将N条回波信号增加至P条回波信号,其中,P大于N;以计算出的系统函数和P条回波信号为基础,进行反卷

积处理；获取目标图像。

[0095] 相应的，要想对超声信号进行处理以获取目标图像，首先需要通过通信单元 100 接收回波信号，之后再通过处理单元 200 对所述回波信号进行处理，以得到所述目标图像。

[0096] 相应的，在本发明一实施方式中，由于所述系统函数是未知的，因此在进行所述反卷积处理之前，首先通过处理单元 200 对系统进行辨识，即盲反卷积 (blind deconvolution)。

[0097] 相应的，所述处理单元 200 用于接收 N 条回波信号，从接收到的 N 条所述回波信号中随机抽取 M 条所述回波信号，并采用倒双谱辨识处理进行处理，以计算出系统函数，其中，M 小于 N。采用该方法计算出的所述系统函数，可以根据环境温度，湿度变化等外界因素的影响，实时计算出合适的所述系统函数。

[0098] 所述处理单元 200 选用高阶谱分析的方法，对于高斯信号，所有的高阶累积量都为零，可以消除非高斯系统里高斯白噪声和有色噪声的干扰，提高信噪比；在非最小相位系统中，高阶谱方法可以保留信号的相位特征。

[0099] 具体的，所述处理单元 200 采用倒双谱辨识处理以计算出系统函数，其实现方法如下：

[0100] 零平均信号 $y(n)$ 的三阶累积量定义为：

[0101]

$$\begin{aligned} c_{3,y}(m_1, m_2) &= E\{y(n)y(n+m_1)y(n+m_2)\} \\ &= \gamma_{3,x} \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} h(k)h(n+m_1)h(n+m_2) \end{aligned}$$

[0102] 式中， $\gamma_{3,x} = E\{x^3(n)\}$ 是零平均信号 $x(n)$ 的三阶累积量，为一常数； $E\{\cdot\}$ 表示统计平均值。

[0103] 之后，先后用下式中的 (3) (1) (2) 步骤即可估算出系统函数；

[0104] 进一步的，倒双谱是对上式做 Z 变换，取自然对数之后，再做反变换，得到：

[0105]

$$\begin{aligned} b_y(m_1, m_2) &= Z^{-1}[\ln(\sum_{m_1} \sum_{m_2} c_{3,y}(m_1 + m_2) z_1^{-1} z_2^{-1})] \\ &= Z^{-1}\{\ln[\gamma H(z_1)H(z_2)H(z_1^{-1}z_2^{-1})]\} \end{aligned}$$

记 $h(n)$ 的倒谱为：

$$\begin{aligned} \hat{h} &= Z^{-1}[\ln(H(z))] \sum_{m_1} \sum_{m_2} b_y(m_1, m_2) z_1^{-m_1} z_2^{-m_2} \\ &= \sum_{m_1} \sum_{m_2} [\ln \gamma_{3,x} \delta(m_1) \delta(m_2) + \hat{h}(m_1) \delta(m_2) + \hat{h}(m_2) \delta(m_1) + \\ &\quad \hat{h}(-m_1) \delta(m_1 - m_2)] z_1^{-m_1} z_2^{-m_2} \end{aligned}$$

对上式取对角分片 $m_1 = m_2$,

$$\text{上式可以化简为: } \hat{h} = b_y(-n, -n), n \neq 0 \quad (1)$$

[0106]

于是可以求得系统函数: $h(n)=Z^{-1}\{\exp[Z(\hat{h}(n))]\}$ (2)

而经典的计算算法是: $b_y(m_1,m_2)=\frac{1}{m_1}F^{-1}\left\{\frac{F[m_1c_y(m_1,m_2)]}{F[c_y(m_1,m_2)]}\right\}$ (3)

[0107] 式中, $F[\cdot]$ 表示二维傅立叶变换。

[0108] 通过上述的倒双谱系统辨识算法, 利用 MatLab 高阶谱计算程序, 对接收到的所述回波信号进行处理, 通过估算选取最优的所述系统函数。

[0109] 相应的, 所述处理单元 200 还用于对接收到的 N 条所述回波信号进行线性插值计算, 以将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号, 其中, P 大于 N。

[0110] 所述处理单元 200 采用线性插值的算法将 N 条回波信号增加至 P 条回波信号, 是本领域公知常识, 在此不做详细赘述。

[0111] 相应的, 所述处理单元 200 还用于以计算出的系统函数和 P 条回波信号为基础, 进行反卷积处理; 获取目标图像。

[0112] 具体的, 所述处理单元 200 采用傅立叶-小波正则反卷积处理所述回波信号, 同时去除所述回波信号中的噪声。傅立叶-小波正则反卷积算法具有很强的鲁棒性, 具有高抗造性能, 可显著改善卷积所引起的分辨率退化现象, 增强图像对比度, 减少噪声。

[0113] 相应的, 所述处理单元 200 采用傅里叶域-Tikhonov 收缩处理所述回波信号, 以削弱所述回波信号中的噪声。

[0114] 所述处理单元 200 采用傅里叶域-Tikhonov 收缩的具体实现方法如下:

[0115] 超声成像的数学模型为: $y(n)=x(n)*h(n)+\gamma(n)$

[0116] 式中: $y(n)$ 表示观测到的所述回波信号; $x(n)$ 表示被测组织的信号, 是一高斯、零平均、稳定的信号; $h(n)$ 即为步骤 S1 中求取的, 表示超声仪的所述系统函数, 是一长度为 M、确定的、因果的 FIR 滤波器系统; $\gamma(n)$ 表示附加高斯噪声; $*$ 表示卷积。

[0117] 对上式做离散傅里叶变换得到: $Y(f_k)=H(f_k)X(f_k)+\Gamma(f_k)$

[0118] 采用逆算子得到 X 的估计值: $\tilde{X}(f_k)=H^{-1}(f_k)Y(f_k)=X(f_k)+H^{-1}(f_k)\Gamma(f_k)$

[0119] 采用逆算子得到 X 的估计值: $\tilde{X}(f_k)=H^{-1}(f_k)Y(f_k)=X(f_k)+H^{-1}(f_k)\Gamma(f_k)$

[0120] 若 $H(f_k) \rightarrow 0$, 则 $H^{-1}(f_k) \rightarrow \infty$, 估计值的噪声部分 $H^{-1}(f_k)\Gamma(f_k) \rightarrow \infty$, 反卷积成为病态。

[0121] 为了解决病态反卷积的问题, 用傅里叶收缩的方法削弱噪声的影响, 将 $\tilde{X}$ 乘上一个收缩系数 λ_k^f ,

[0122] 得到: $\tilde{X}_f(f_k)=\tilde{X}(f_k)\lambda_k^f=X(f_k)\lambda_k^f+H^{-1}(f_k)\Gamma(f_k)\lambda_k^f$

[0123] 以上步骤逆算子和傅里叶收缩同时进行, 称为傅里叶正则反卷积法。

[0124] 其中, 傅里叶正则反卷积的收缩系数为: $\lambda_k^f=\frac{|H(f_k)|^2}{|H(f_k)|^2+\Lambda(f_k)}$, $\Lambda(f_k)$ 为正则项, 不同的傅里叶正则反卷积技术的正则项有所不同。

[0125] 设 σ^2 为噪声方差, α 为正则参数 ($\alpha > 0$), Tikhonov 反卷积的正则项为

[0126] $\Lambda(f_k) = \tau = \alpha \frac{N\sigma^2}{\|y - \mu(y)\|_2^2}$, 其中 $\mu(y) = \sum_n y(n)/N$, 即 y 的平均值;

[0127] 若取正则参数 $\alpha = 0$ ($\mathbb{P} \lambda_k^f = 1$), 则可得信号含噪的无偏估计;

[0128] 若取正则参数 $\alpha \rightarrow \infty$ ($\mathbb{P} \lambda_k^f \approx 0$), 则可以完全抑制噪声, 但也同时失去了原所述回波信号第 k 项的信息。

[0129] 要选取最优的正则参数, 就要使最终估计出的信号与所述回波原信号的均方差 (MSE) $\|\hat{x} - x\|_2^2$ 最小, 由于原所述回波信号未知, 所以 MSE 无法直接求出。

[0130] 本发明用基于观察的代价函数来近似 MSE:

[0131]

$$MSE = \sum_{k=-\left(\frac{N}{2}\right)+1}^{N/2} \frac{|H(f_k)|^2}{|H(f_k)|^2 + \tau |H(f_k)|} |H(f_k) \hat{X}(f_k) - Y(f_k)|^2$$

[0132] 使上式值最小的 α 即是最优的正则参数 α 。

[0133] 在实际的超声系统中, 噪声方差是未知的; 本文选用经典的 Donoho 求噪声方差的方法, 即在小波分解的最精细尺度上, 信号小波系数的中值除以 0.6745;

[0134] 若令傅里叶域 Tikhonov 收缩后的信号为 $x_1(n)$, 则 $X_1(f) = \frac{H^*(f)}{|H(f)|^2 + \tau} Y(f)$, 其中, $X_1(f)$ 和 $Y(f)$ 是 $x_1(n)$ 和 $y(n)$ 的傅里叶变换。

[0135] 所述处理单元 200 通过傅里叶域 Tikhonov 收缩所述回波信号后, 放大了的噪声成分被大大削减, 但同时也损失了一部分信号成分, 且由于边界的存在, 信号存在失真。为了提高信号的质量, 需在小波域再次分解信号并对信号进行去噪。

[0136] 相应的, 所述处理单元 200 采用小波硬阈值收缩处理所述回波信号, 再次分解所述回波信号, 对所述回波信号二次去除噪声。

[0137] 所述处理单元 200 采用小波硬阈值收缩的具体实现方法如下:

小波硬阈值收缩中的阈值因子为: $\rho_j = \sqrt{2 \ln N}$

[0138]

若令小波硬阈值收缩后的信号为: $x_2(n)$,

$$\text{则: } x_2(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} d_{jk}^I \Psi_{jk}^I(n) + \sum_{k=1}^{2^{N-j}} a_{jk}^I \Phi_{jk}^I(n)$$

$$d_{jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle & \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle > \rho_j \sigma_{\Psi_j}^I \\ 0 & \langle x_1, \Psi_{jk}^I \rangle \leq \rho_j \sigma_{\Psi_j}^I \end{cases}$$

$$a_{jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle & \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle > \sigma_{\Phi_j}^I \\ 0 & \langle x_1, \Phi_{jk}^I \rangle \leq \sigma_{\Phi_j}^I \end{cases}$$

[0139] 所述处理单元 200 采用傅里叶域 -Tikhonov 收缩、小波硬阈值收缩处理所述回波信号后,再利用小波域维纳滤波得到最终的估计值 $\hat{x}(n)$;

[0140]

$$\hat{x}(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} \tilde{d}_{jk}^{\Pi} \Psi_{jk}^{\Pi}(n) + \sum_{k=1}^{2^{N-j}} \tilde{a}_{jk}^{\Pi} \Phi_{jk}^{\Pi}(n)$$

其中, 小波系数

$$\tilde{d}_{jk}^{\Pi} = \frac{|d_{jk}^{\Pi}| \langle x_1, \Psi_{jk}^{\Pi} \rangle}{|d_{jk}^{\Pi}|^2 + |\sigma_{\Psi_j}^{\Pi}|^2} \quad d_{jk}^{\Pi} = \langle x_2, \Psi_{jk}^{\Pi} \rangle$$

$$\tilde{a}_{jk}^{\Pi} = \frac{|a_{jk}^{\Pi}| \langle x_1, \Phi_{jk}^{\Pi} \rangle}{|a_{jk}^{\Pi}|^2 + |\sigma_{\Psi_j}^{\Pi}|^2} \quad a_{jk}^{\Pi} = \langle x_2, \Phi_{jk}^{\Pi} \rangle$$

[0141] 与现有技术相比,本发明的超声信号的预处理方法及系统,在获取目标图像之前,为了克服同一超声仪扫描不同的目标图像时,每次获取的系统函数不同;采用倒双谱辨识处理以计算出系统函数;之后,采用傅立叶-小波正则反卷积处理所述回波信号,去除所述回波信号中的噪声,并最大程度保留原所述始回波信号,使最终获取的目标图像对比度显著增强,进而提升了目标图像的分辨率,同时,使获取的目标图像的组织纹理也更加细致,清晰。

[0142] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0143] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以保存在保存介质中,如 ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,信息推送服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施方式或者实施方式的某些部分所述的方法。

[0144] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0145] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、信息推送服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理模块系统、基于微处理模块的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络 PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0146] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,由

通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括保存设备在内的本地和远程计算机保存介质中。

[0147] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0148] 上文所列出的一系列详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

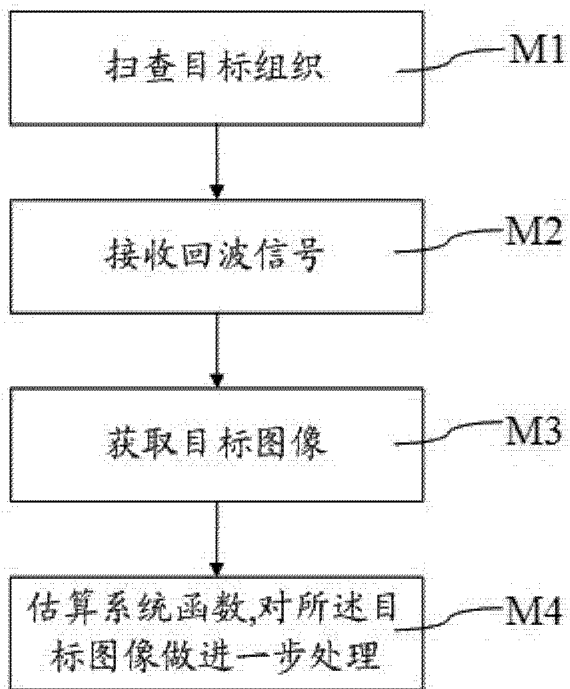


图 1

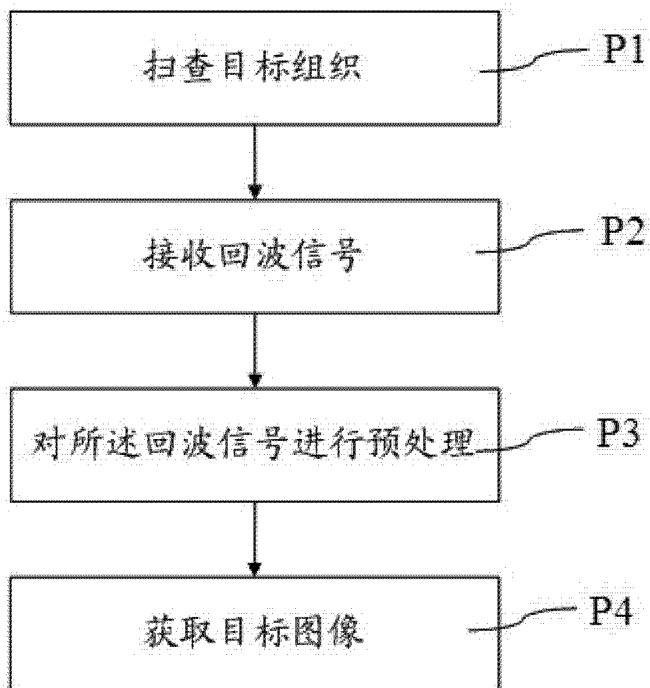


图 2

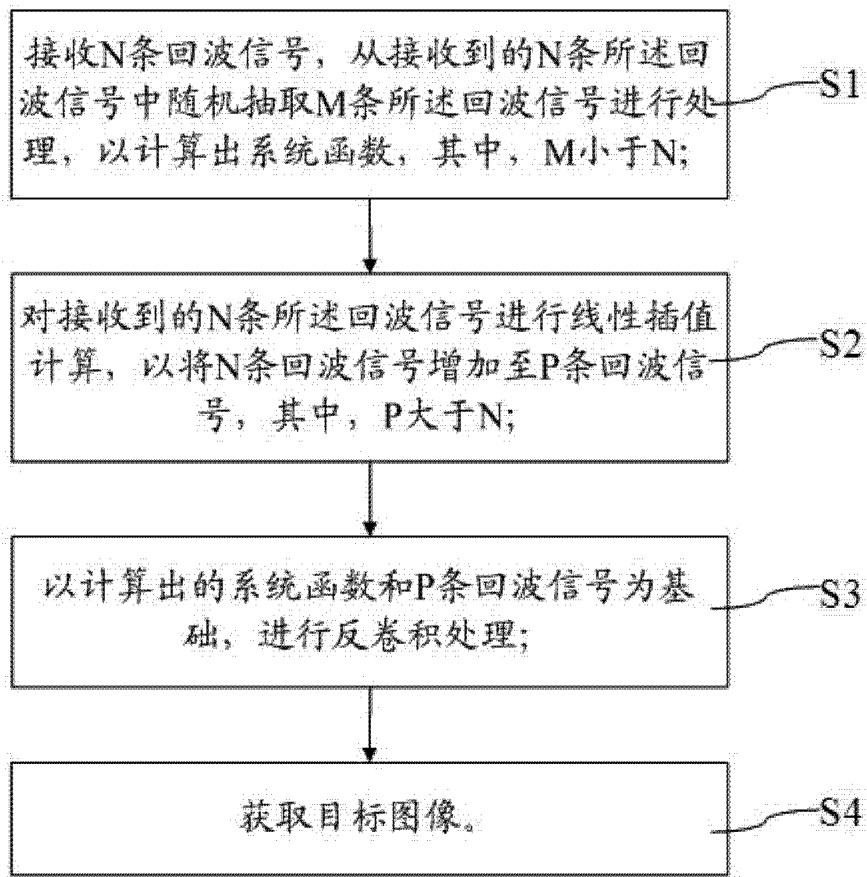


图 3

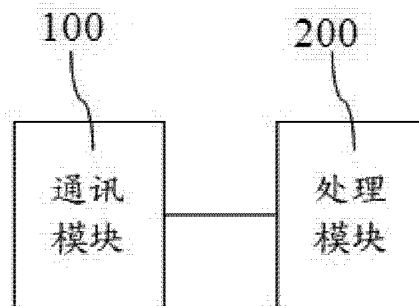


图 4

专利名称(译)	超声信号的预处理方法及系统		
公开(公告)号	CN103784164B	公开(公告)日	2015-10-21
申请号	CN201410054451.3	申请日	2014-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	石昊 陈惠人		
发明人	石昊 陈惠人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T5/00		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN103784164A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的超声信号的预处理方法及系统，所述方法包括以下步骤：接收N条回波信号，从接收到的N条所述回波信号中随机抽取M条所述回波信号进行处理，以计算出系统函数，其中，M小于N；对接收到的N条所述回波信号进行线性插值计算，以将N条回波信号增加至P条回波信号，其中，P大于N；以计算出的系统函数和P条回波信号为基础，进行反卷积处理；获取目标图像。该超声信号的预处理方法及系统，在获取目标图像之前，采用反卷积处理所述回波信号，去除所述回波信号中的噪声，并最大程度保留原始所述回波信号，使最终获取的目标图像对比度显著增强，进而提升了目标图像的分辨率，同时使获取的目标图像的组织纹理也更加细致，清晰。

