



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102860842 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 09

(21) 申请号 201210363616. 6

(22) 申请日 2012. 09. 26

(71) 申请人 浙江大学

地址 310027 浙江省杭州市西湖区浙大路
38 号

(72) 发明人 袁金伟 刘华锋

(74) 专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限公司 33224

代理人 胡红娟

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

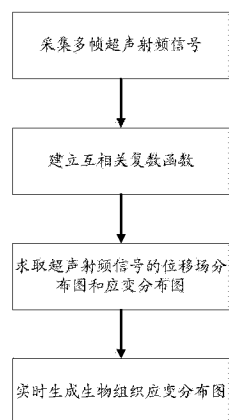
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种实时准静态超声弹性成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种实时准静态超声弹性成像方法,包括:(1)采集多帧超声射频信号;(2)建立复数互相关函数;(3)求取超声射频信号的位移场分布图和应变分布图;(4)实时生成生物组织应变分布图。本发明超声弹性成像方法利用超声信号的相位域信息,建立信号的复数模型,通过计算信号的复数互相关函数来得到相位差,从而计算出位移分布值;相比于现有基于时域互相关的成像方法,本发明方法计算量明显减小,运算效率大大提高,适合应用于实时成像系统;同时,本发明方法利用生物组织位移场分布连续性的特征,引入先验时间预估值,解决了相位差混乱的问题。



1. 一种实时准静态超声弹性成像方法,包括如下步骤:

(1) 采用超声探头对待测生物组织进行探测,连续采集得到多帧超声射频信号;所述的超声射频信号由若干条 A 线组成;

(2) 基于连续两帧超声射频信号的复数表达,建立连续两帧超声射频信号的复数互相关函数;

(3) 对于任一帧超声射频信号,利用所述的复数互相关函数求取其对应的位移场分布图,进而根据所述的位移场分布图求取超声射频信号对应的生物组织应变分布图;

(4) 根据步骤 (3),遍历每一帧超声射频信号,实时生成超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

2. 根据权利要求 1 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的连续两帧超声射频信号的复数表达如下:

$$X(t) = A(t)e^{-(j\omega_0 t - \theta)}$$

$$Y(t) = A(t + \tau)e^{-(j\omega_0 (t + \tau) - \theta)}$$

其中:X(t) 和 Y(t) 分别表示连续前后两帧超声射频信号,A(t) 为超声射频信号的幅值, ω_0 为超声探头的中心频率, τ 表示连续两帧超声射频信号的时延, θ 表示超声射频信号初始相位,t 表示时间,j 为虚单位。

3. 根据权利要求 1 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的步骤 (3) 中,利用复数互相关函数求取超声射频信号对应的位移场分布图的方法为:

1) 将当前帧超声射频信号及其下一帧超声射频信号中每条 A 线均分割成若干个信号片段;

2) 对于当前帧超声射频信号中的任一信号片段 x(t),确定其先验时间预估值 t_p ;并从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 x(t) 对应的信号片段 y(t);

3) 根据信号片段 y(t) 和复数互相关函数,计算出信号片段 x(t) 的相位差;

4) 根据信号片段 x(t) 的相位差,计算出信号片段 x(t) 的位移值;

5) 根据步骤 2) 至 4),依次遍历当前帧超声射频信号中的每一信号片段,求取每一信号片段的位移值,从而得到当前帧超声射频信号对应的位移场分布图。

4. 根据权利要求 3 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的步骤 1) 中,根据以下公式确定信号片段 x(t) 的先验时间预估值 t_p :

$$t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$$

其中:round 为取整函数, τ_1 为同一 A 线上信号片段 x(t) 的前一信号片段的时延值, τ_2 为信号片段 x(t) 所在 A 线的前一 A 线上与信号片段 x(t) 对应的信号片段的时延值。

5. 根据权利要求 3 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的步骤 4) 中,根据以下公式计算出信号片段 x(t) 的位移值:

$$u = \frac{t_p \omega_0 + \omega}{2\pi} \lambda_0$$

其中:u 为信号片段 x(t) 的位移值, ω 为信号片段 x(t) 的相位差, ω_0 为超声探头的中心频率, t_p 为信号片段 x(t) 的先验时间预估值, λ_0 为超声波的波长。

6. 根据权利要求 3 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的步骤 1) 中,确定信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p 的方法如下:

- a. 首先,根据公式 $t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$ 计算出信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值;
- b. 然后,从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段 $y(t)$;进而根据信号片段 $y(t)$ 和复数互相关函数,计算出信号片段 $x(t)$ 的相位差;
- c. 将计算得到的相位差与给定阈值进行比较,若相位差小于给定阈值,则确定步骤 a 计算得到的先验时间预估值为信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p ;若相位差大于等于给定阈值,则执行步骤 d;
- d. 对信号片段 $x(t)$ 和信号片段 $y(t)$ 进行数值插值后返回执行步骤 a。

7. 根据权利要求 1、3 或 6 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的复数互相关函数的表达式如下:

$$R_{xy}(t, t_p) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} x(t+v)y(t-t_p+v)^* dv = R \cdot e^{j\omega}$$

其中: $x(t)$ 为 $X(t)$ 中的信号片段, $y(t)$ 为 $Y(t)$ 中与 $x(t)$ 对应的信号片段, v 为微分时间变量, $*$ 表示复数共轭, t_p 为 $x(t)$ 的先验时间预估值, t_0 为互相关函数运算窗; $R_{xy}(t, t_p)$ 为 $x(t)$ 与 $y(t)$ 的复数互相关函数,其由实部 R 和虚部 $e^{j\omega}$ 组成, ω 为 $x(t)$ 的相位差。

8. 根据权利要求 1 所述的实时准静态超声弹性成像方法,其特征在于:所述的步骤 (3) 中,根据位移场分布图采用最小二乘拟合法求取超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

一种实时准静态超声弹性成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声成像技术领域,具体涉及一种实时准静态超声弹性成像方法。

背景技术

[0002] 长期的临床实践发现,生物组织的硬度或弹性的变化往往暗示着病变的发生,这很大程度上跟生物组织的分子构成和组合形式有关。例如,常见的乳腺癌、肾脏癌、前列腺癌以及肝转移等恶性疾病通常表现为组织上的硬化,其硬度明显大于病变前的正常组织。因此,生物组织的硬度或弹性信息对于疾病的检测,尤其是肿瘤的检测诊断,有着非常重要的参考意义。然而,传统的医学成像方式,包括 X 射线成像、CT、MRI 以及传统 B 超成像等,都不能直接地将这一信息反映在医学图像上。

[0003] 为了检测生物组织的硬度和弹性,临床上使用较多的方法是触诊,即临床医生直接用手对待测部位进行挤压,通过手指的触感来判定组织的硬化程度,进而辅助癌症肿瘤的检测和诊断。然而,触诊有很大的局限性。首先,对于病变的结果判定很大程度上依赖于临床医生的主观经验;其次,很多分布于组织深处或大小较小的肿瘤并不能通过手部触碰而感受到。

[0004] 超声准静态弹性成像(以下简称超声弹性成像)的概念最早由 Ophir 等人于 1991 年首次提出,其目的是借助超声成像仪对生物组织的硬度信息、弹性参数进行成像显示。它的主要步骤包括:1) 用超声探头记录待测生物组织在某一时刻的一帧超声信号;2) 利用超声探头挤压待测组织,同时记录组织受挤压后的超声信号;3) 比对所记录的两帧超声信号,采用位移估计算法(如经典的互相关算法)计算出待测组织在受挤压后的位移场;4) 通过对组织位移场的分析,计算出最终的弹性图(可以是应变图也可以是弹性模量图)。

[0005] 在超声弹性成像系统中,如何快速准确地估计出生物组织在受到压力后的运动位移是最为核心的问题。因此,在近 20 年的研究当中,运动估计算法最受到相关研究人员的关注。利用互相关算法来估计超声 RF 信号时延的方法是公认适用于超声弹性成像技术比较准确的方法,目前已有很多的位移估计算法都是基于信号互相关技术。

[0006] 由于超声成像系统尤以其成像实时性为优势,因此在研究超声弹性成像时,人们对成像方法的实时性要求也较为关注。可以说,提高超声弹性成像中的位移估计算法的计算效率也是实现成像系统临床应用实时性的关键。由于信号的互相关是一系列的积分操作,因此会引入较大的运算量。在早期,硬件条件无法提供有力支持的情况下,互相关方法其实并不适用于实时成像。另一方面,也有不少研究人员受到超声多普勒血流成像技术的启发,提出了基于相位信息的位移估计算法。这些算法虽然在稳定性上相对弱于时域互相关算法,但是计算速度较快,能达到实时成像的要求。但是由于相位信息具有周期性,因此当组织位移大于信号波长的 $1/4$ 时,需要采取相位解调措施来避免相位信息错乱的发生。

发明内容

[0007] 针对现有技术所存在的上述技术缺陷,本发明提供了一种实时准静态超声弹性成

像方法,能够克服其易于发生相位信息错乱的缺陷,能够实时准确地监控生物组织在受到压力后的运动状态。

[0008] 一种实时准静态超声弹性成像方法,包括如下步骤:

[0009] (1) 采用超声探头对待测生物组织进行探测,连续采集得到多帧超声射频信号;所述的超声射频信号由若干条 A 线组成,每条 A 线都是由超声探头的一个信号收发单元接收到的超声回波信号,是关于时间 t 的函数。

[0010] (2) 基于超声射频信号的复数表达,建立连续两帧超声射频信号的复数互相关函数;

[0011] (3) 对于任一帧超声射频信号,利用所述的复数互相关函数求取其对应的位移场分布图,进而根据所述的位移场分布图求取超声射频信号对应的生物组织应变分布图;

[0012] (4) 根据步骤 (3),遍历每一帧超声射频信号,实时生成超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

[0013] 所述的连续两帧超声射频信号的复数表达如下:

$$[0014] \quad X(t) = A(t)e^{-(j\omega_0 t - \theta)}$$

$$[0015] \quad Y(t) = A(t + \tau)e^{-(j\omega_0 (t + \tau) - \theta)}$$

[0016] 其中: X(t) 和 Y(t) 分别表示连续前后两帧超声射频信号, A(t) 为超声射频信号的幅值, ω_0 为超声探头的中心频率, τ 表示连续两帧超声射频信号的时延, θ 表示超声射频信号初始相位, t 表示时间, j 为虚单位。

[0017] 所述的复数互相关函数的表达式如下:

$$[0018] \quad R_{xy}(t, t_p) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} x(t + v)y(t - t_p + v)^* dv = R \cdot e^{j\omega}$$

[0019] 其中: x(t) 为 X(t) 中的信号片段, y(t) 为 Y(t) 中与 x(t) 对应的信号片段, v 为微分时间变量, * 表示复数共轭, t_p 为 x(t) 的先验时间预估值, t_0 为互相关函数运算窗且为给定经验值; $R_{xy}(t, t_p)$ 为 x(t) 与 y(t) 的复数互相关函数, 其由实部 R 和虚部 $e^{j\omega}$ 组成, ω 为 x(t) 的相位差。

[0020] 所述的步骤 (3) 中, 利用复数互相关函数求取超声射频信号对应的位移场分布图的方法为:

[0021] 1) 将当前帧超声射频信号及其下一帧超声射频信号中每条 A 线均分割成若干个信号片段;

[0022] 2) 对于当前帧超声射频信号中的任一信号片段 x(t), 确定其先验时间预估值 t_p ; 并从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 x(t) 对应的信号片段 y(t);

[0023] 3) 根据信号片段 y(t) 和复数互相关函数, 计算出信号片段 x(t) 的相位差;

[0024] 4) 根据信号片段 x(t) 的相位差, 计算出信号片段 x(t) 的位移值;

[0025] 5) 根据步骤 2) 至 4), 依次遍历当前帧超声射频信号中的每一信号片段, 求取每一信号片段的位移值, 从而得到当前帧超声射频信号对应的位移场分布图。

[0026] 所述的步骤 1) 中, 根据以下公式确定信号片段 x(t) 的先验时间预估值 t_p :

$$[0027] \quad t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$$

[0028] 其中： round 为取整函数， τ_1 为同一 A 线上信号片段 $x(t)$ 的前一信号片段的时延值， τ_2 为信号片段 $x(t)$ 所在 A 线的前一 A 线上与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段的时延值。对于每条 A 线上的第一个信号片段，设定其 $t_p = 0$ 。

[0029] 信号片段时延值的计算公式为 $\tau = \frac{\omega}{\omega_0} + t_p$ ；其中， τ 为信号片段的时延值， ω 为信号片段的相位差， t_p 为信号片段的先验时间预估值， ω_0 为超声探头的中心频率。

[0030] 所述的步骤 4) 中，根据以下公式计算出信号片段 $x(t)$ 的位移值：

$$[0031] \quad u = \frac{t_p \omega_0 + \omega}{2\pi} \lambda_0$$

[0032] 其中： u 为信号片段 $x(t)$ 的位移值， ω 为信号片段 $x(t)$ 的相位差， ω_0 为超声探头的中心频率， t_p 为信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值， λ_0 为超声波的波长。

[0033] 在实际过程中，超声射频信号为离散信号，因此计算得到先验时间预估值 t_p 的最小分辨率是超声射频信号的采样间隔；然而，若超声探测系统采样间隔过大会导致计算 t_p 值时分辨率不够，使得 t_p 值过于粗糙，并会对之后计算位移时引入误差；优选地，所述的步骤 1) 中，确定信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p 的方法如下：

[0034] a. 首先，根据公式 $t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$ 计算出信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值；

[0035] b. 然后，从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段 $y(t)$ ；进而根据信号片段 $y(t)$ 和复数互相关函数，计算出信号片段 $x(t)$ 的相位差；

[0036] c. 将计算得到的相位差与给定阈值进行比较，若相位差小于给定阈值，则确定步骤 a 计算得到的先验时间预估值为信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p ；若相位差大于等于给定阈值，则执行步骤 d；

[0037] d. 对信号片段 $x(t)$ 和信号片段 $y(t)$ 进行数值插值后返回执行步骤 a。

[0038] 该优选的 t_p 值确定方法能够降低由于采样间隔过大所带入的误差。

[0039] 所述的步骤 (3) 中，根据位移场分布图采用最小二乘拟合法求取超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

[0040] 本发明超声弹性成像方法利用超声信号的相位域信息，建立信号的复数模型，通过计算信号的复数互相关函数来得到相位差，从而计算出位移分布值；相比于现有基于时域互相关的成像方法，本发明方法计算量明显减小，运算效率大大提高，适合应用于实时成像系统；同时，本发明方法利用生物组织位移场分布连续性的特征，引入先验时间预估值，解决了相位差混乱的问题。

附图说明

[0041] 图 1 为本发明超声弹性成像方法的步骤流程图。

[0042] 图 2 为二维矩阵材料模型的示意图。

[0043] 图 3(a) 为采用本发明方法计算得到的位移场分布图。

[0044] 图 3(b) 为采用传统 TDE 方法计算得到的位移场分布图。

- [0045] 图 4(a) 是采用本发明方法计算得到的硬度为 8kPa 球体的应变图。
 [0046] 图 4(b) 是采用本发明方法计算得到的硬度为 14kPa 球体的应变图。
 [0047] 图 4(c) 是采用本发明方法计算得到的硬度为 45kPa 球体的应变图。
 [0048] 图 4(d) 是采用本发明方法计算得到的硬度为 80kPa 球体的应变图。

具体实施方式

[0049] 为了更为具体地描述本发明,下面结合附图及具体实施方式对本发明超声弹性成像方法进行详细说明。

[0050] 如图 1 所示,一种实时准静态超声弹性成像方法,包括如下步骤:

[0051] (1) 采集多帧超声射频信号。

[0052] 采用超声探头(一般采用线性探头)缓慢挤压待测生物组织表面,对其进行探测,同时采集到一系列连续的超声射频信号以记录生物组织的内部运动过程。

[0053] 本实施方式中,超声探头的中心频率为 5MHz,采样频率为 20MHz;超声射频信号由 128 条 A 线组成。

[0054] (2) 建立复数互相关函数。

[0055] 对于任意连续两帧超声射频信号,其复数表达如下:

$$[0056] \quad X(t) = A(t)e^{-(j\omega_0 t - \theta)}$$

$$[0057] \quad Y(t) = A(t + \tau)e^{-(j\omega_0 (t + \tau) - \theta)}$$

[0058] 其中: $X(t)$ 和 $Y(t)$ 分别表示连续前后两帧超声射频信号, $A(t)$ 为超声射频信号的幅值, ω_0 为超声探头的中心频率, τ 表示连续两帧超声射频信号的时延, θ 表示超声射频信号初始相位, t 表示时间, j 为虚单位。

[0059] 根据上述复数表达,可建立连续两帧超声射频信号的复数互相关函数:

$$[0060] \quad R_{xy}(t, t_p) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} x(t + v)y(t - t_p + v)^* dv = R \cdot e^{j\omega}$$

[0061] 其中: $x(t)$ 为 $X(t)$ 中的信号片段, $y(t)$ 为 $Y(t)$ 中与 $x(t)$ 对应的信号片段, v 为微分时间变量, $*$ 表示复数共轭, t_p 为 $x(t)$ 的先验时间预估值, t_0 为互相关函数运算窗,本实施方式中 t_0 设为 $1 \mu s$; $R_{xy}(t, t_p)$ 为 $x(t)$ 与 $y(t)$ 的复数互相关函数,其由实部 R 和虚部 $e^{j\omega}$ 组成, ω 为 $x(t)$ 的相位差。

[0062] (3) 求取超声射频信号的位移场分布图和应变分布图。

[0063] 首先,将当前帧超声射频信号及其下一帧超声射频信号中每条 A 线均分割成 101 个信号片段;每一个信号片段对应为超声射频信号的位移场分布图中的每一个像素点。

[0064] 对于当前帧超声射频信号中的任一信号片段 $x(t)$,根据以下公式确定其先验时间预估值 t_p :

$$[0065] \quad t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$$

[0066] 其中: ronnd 为取整函数, τ_1 为同一 A 线上信号片段 $x(t)$ 的前一信号片段的时延值, τ_2 为信号片段 $x(t)$ 所在 A 线的前一 A 线上与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段的时延值;对于每条 A 线上的第一个信号片段,设定其 $t_p = 0$ 。

[0067] 信号片段时延值的计算公式为 $\tau = \frac{\omega}{\omega_0} + t_p$; 其中, τ 为信号片段的时延值, ω 为信号片段的相位差, t_p 为信号片段的先验时间预估值, ω_0 为超声探头的中心频率。

[0068] 在实际过程中, 超声射频信号为离散信号, 因此计算得到先验时间预估值 t_p 的最小分辨率是超声射频信号的采样间隔; 然而, 若超声探测系统采样间隔过大会导致计算 t_p 值时分辨率不够, 使得 t_p 值过于粗糙, 并会对之后计算位移时引入误差; 故本实施方式采用以下方法来确定信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p :

[0069] a. 首先, 根据公式 $t_p = \text{round}((\tau_1 + \tau_2)/2)$ 计算出信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值;

[0070] b. 然后, 从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段 $y(t)$; 进而根据信号片段 $y(t)$ 和复数互相关函数, 计算出信号片段 $x(t)$ 的相位差;

[0071] c. 将计算得到的相位差与给定阈值进行比较, 若相位差小于给定阈值, 则确定步骤 a 计算得到的先验时间预估值为信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值 t_p ; 若相位差大于等于给定阈值, 则执行步骤 d; 本实施方式中, 给定阈值设为 $\pi/8$;

[0072] d. 对信号片段 $x(t)$ 和信号片段 $y(t)$ 进行数值插值后返回执行步骤 a。

[0073] 然后, 从当前帧超声射频信号的下一帧超声射频信号中提取与信号片段 $x(t)$ 对应的信号片段 $y(t)$;

[0074] 根据信号片段 $y(t)$ 和复数互相关函数, 计算出信号片段 $x(t)$ 的相位差; 其中计算得到 $x(t)$ 与 $y(t)$ 的复数互相关函数 $R_{xy}(t, t_p)$ 的虚部 $e^{j\omega}$ 中的相位角 ω 即为信号片段 $x(t)$ 的相位差。

[0075] 根据信号片段 $x(t)$ 的相位差, 根据以下公式计算出信号片段 $x(t)$ 的位移值;

$$[0076] \quad u = \frac{t_p \omega_0 + \omega}{2\pi} \lambda_0$$

[0077] 其中: u 为信号片段 $x(t)$ 的位移值, ω 为信号片段 $x(t)$ 的相位差, ω_0 为超声探头的中心频率, t_p 为信号片段 $x(t)$ 的先验时间预估值, λ_0 为超声波的波长 (308 μm)。

[0078] 最后, 依次遍历当前帧超声射频信号中的每一信号片段, 求取每一信号片段的位移值, 从而得到当前帧超声射频信号对应的位移场分布图;

[0079] 将所得到的位移场分布图在纵向方向做微分运算即可得到生物组织的应变图。在本实施方式中, 利用最小二乘拟合法求取位移分布在纵向方向上的变化率 (即应变值); 对于位移图上的每一个像素点, 取该像素点前后各 10 个采样点 (共 21 个像素点); 采用最小二乘线性拟合求取拟合直线的斜率, 所得斜率值即为该像素点处对应的应变值; 遍历整个位移图, 得到各像素点所对应的应变值, 从而得到超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

[0080] (4) 实时生成生物组织应变分布图。

[0081] 根据步骤 (3), 遍历每一帧超声射频信号, 实时生成超声射频信号对应的生物组织应变分布图。

[0082] 以下将本实施方式与传统时域互相关方法 (TDE) 进行比较。定义计算复杂度 [Mult, Adds], Mult 表示算法进行一次运算所需的乘法次数, Adds 表示算法进行一次运

算所需的加法次数。对于超声射频信号中一条数据长度为 L , 信号片段数为 nW (每个信号片段的长度为 W) 的 A 线, 由于 TDE 需要平均 25 次的迭代, 因此 TDE 的计算复杂度约为 $[75 \times nW \times W, 75 \times nW \times W]$; 而本实施方式只需计算一次互相关运算, 考虑到复数信号需要通过希尔伯特变换得到, 引入此过程的计算影响, 本实施方式的计算复杂度是 $[6 \times nW \times W, 6 \times nW \times W]$; 可见本实施方式的计算效率相对传统 TDE 方法有了很大的提高, 适用于实时成像系统。

[0083] 另外, 再进行以下两组实验例:

[0084] 在第一组实验中, 利用计算机模拟建立生物组织参数模型, 通过有限元分析软件 ABAQUS 建立一个 $20\text{mm} \times 20\text{mm}$ 的二维矩阵材料模型, 如图 2 所示, 中心处包含一个直径为 7.5mm 的圆形硬块, 中心圆硬度为 80kPa , 背景材料硬度为 80kPa 。采用线性卷积模型, 通过计算机仿真得到两帧超声射频信号序列。分别应用本实施方式和 TDE 方法从两帧超声射频信号中计算出位移场分布, 结果如图 3 所示 (图 3(a) 是本实施方式的结果, 图 3(b) 是 TDE 方法的结果), 可以看到本实施方式不但在计算效率上优于 TDE, 所计算得到的位移场分布也比 TDE 方法的结果质量更高。

[0085] 第二组实验中, 采用真实超声信号数据, 并在 Phantom 模型上进行实验。超声探头中心频率设置为 5MHz , 系统采样率为 20MHz , 通过超声探头缓慢挤压 Phantom 模型获取超声射频信号数据, 在此数据上进行离线实验。

[0086] 实验中所采用的 Phantom 模型是一个长方体模型, 其侧面边界受到了很好的固定, 模型的背景材料杨氏模量值约为 25kPa , 在距离表面 15mm 深处有四个直径为 10mm 的软硬程度不同的球体, 其杨氏模量分别为: 8kPa 、 14kPa 、 45kPa 、 80kPa 。利用超声探头缓慢挤压 Phantom 模型的表面采集得到一组超声射频信号序列, 采用本实施方式从所得的超声射频信号中计算出位移分布, 并应用最小二乘拟合方法求取应变图, 如图 4 所示; 实验结果显示, 可以从应变图中较为清晰地观察到四个不同硬度的球体存在于 Phantom 模型内部, 证明了本实施方式技术的有效性。

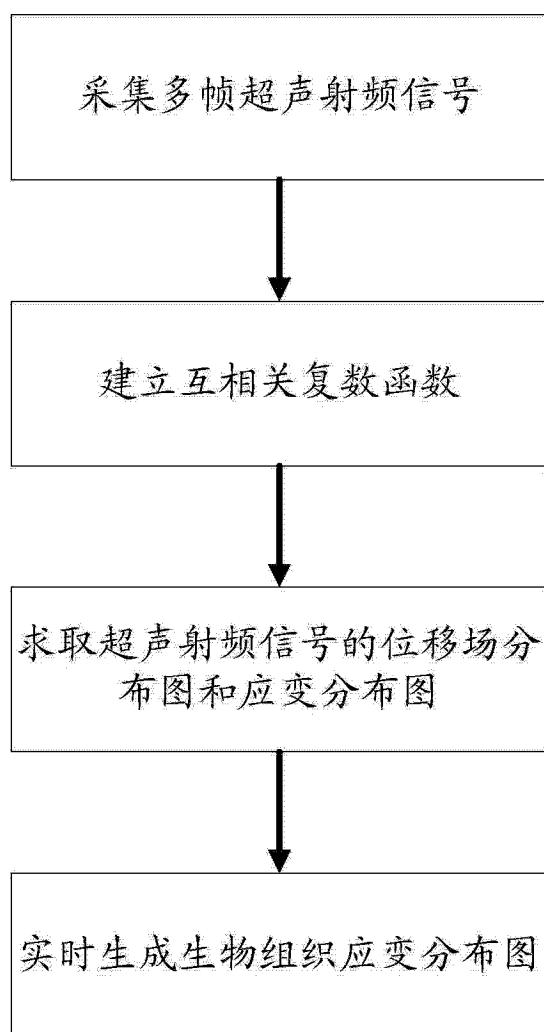


图 1

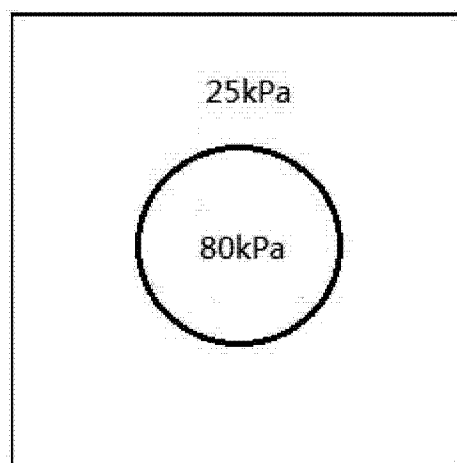


图 2

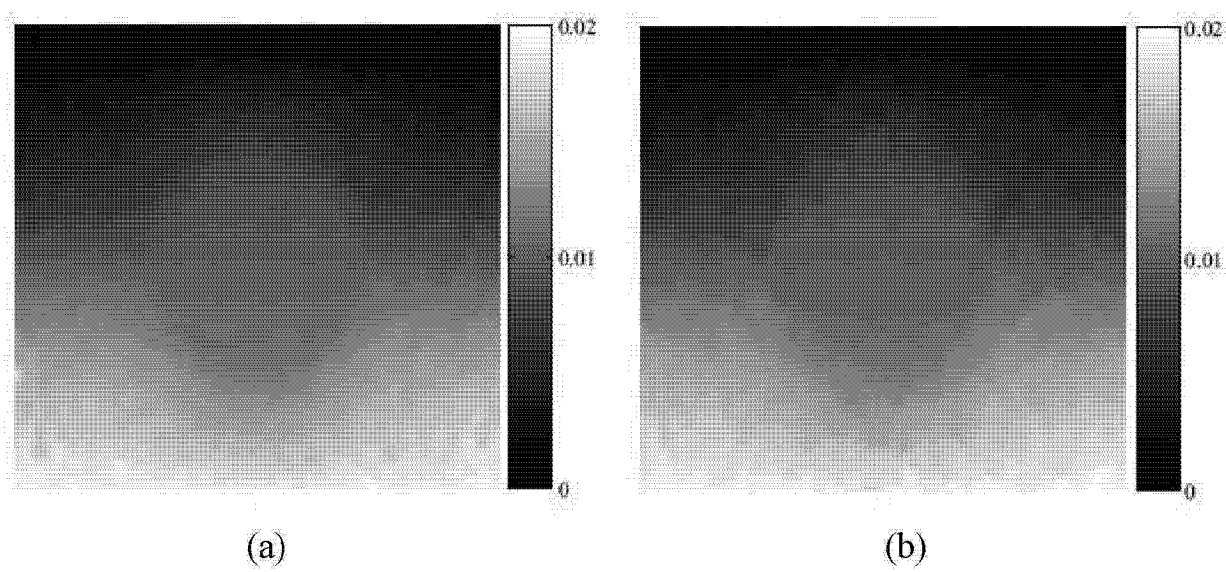


图 3

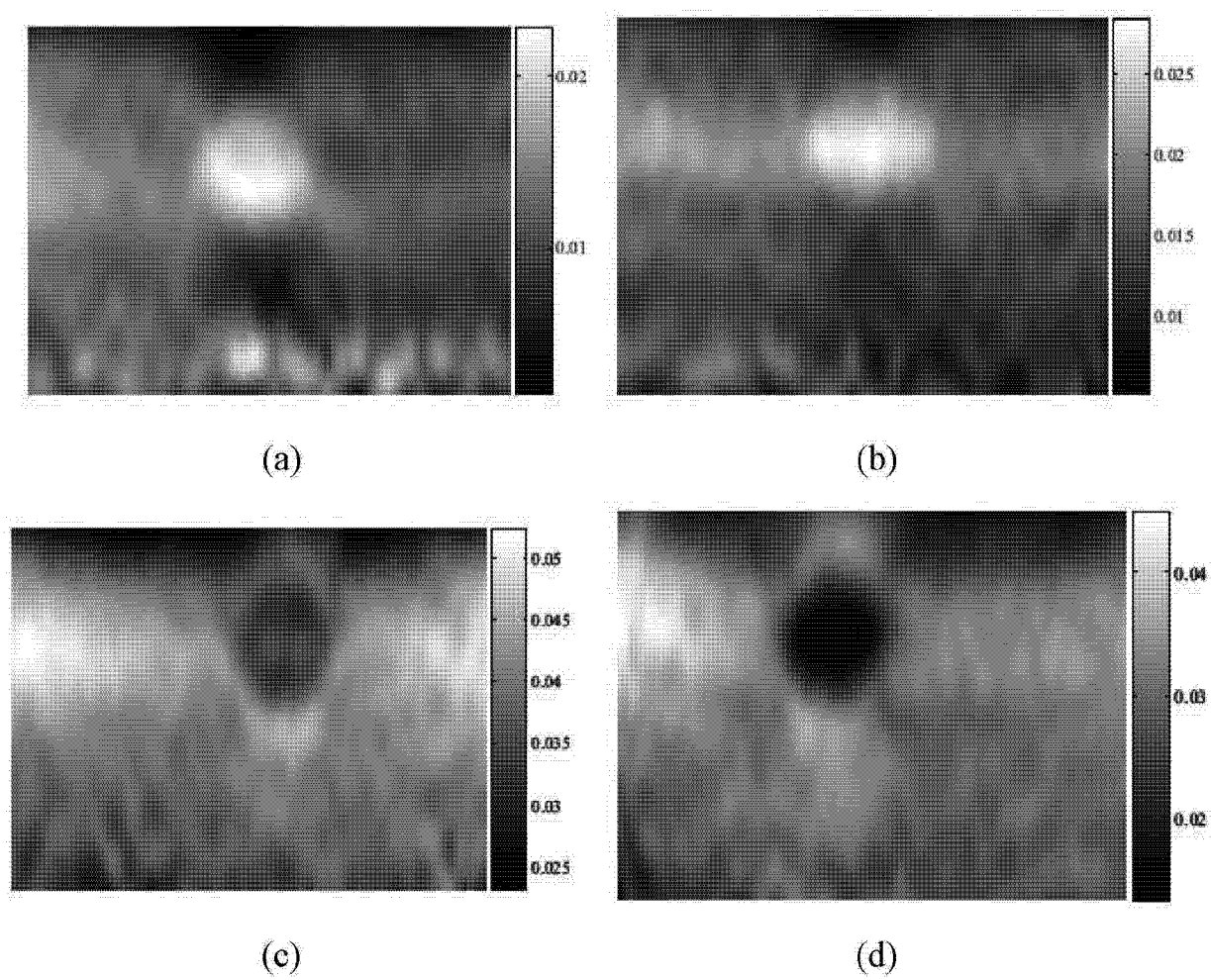


图 4

专利名称(译)	一种实时准静态超声弹性成像方法		
公开(公告)号	CN102860842A	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	CN201210363616.6	申请日	2012-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	袁金伟 刘华锋		
发明人	袁金伟 刘华锋		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	胡红娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种实时准静态超声弹性成像方法，包括：(1)采集多帧超声射频信号；(2)建立复数互相关函数；(3)求取超声射频信号的位移场分布图和应变分布图；(4)实时生成生物组织应变分布图。本发明超声弹性成像方法利用超声信号的相位域信息，建立信号的复数模型，通过计算信号的复数互相关函数来得到相位差，从而计算出位移分布值；相比于现有基于时域互相关的成像方法，本发明方法计算量明显减小，运算效率大大提高，适合应用于实时成像系统；同时，本发明方法利用生物组织位移场分布连续性的特征，引入先验时间预估值，解决了相位差混乱的问题。

