



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103040488 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201210561235. 9

(22) 申请日 2012. 12. 21

(73) 专利权人 深圳大学

地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道
3688 号

(72) 发明人 陆敏华 孙瑞超 汪天富 陈思平

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事
务所 44268

代理人 刘文求

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

审查员 杨德智

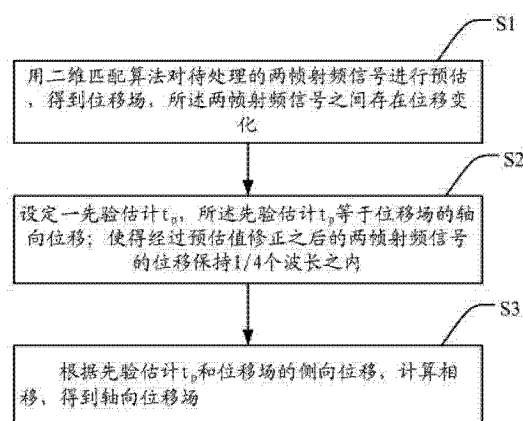
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统,其方法首先采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化; 然后设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_x(u)$; 使得两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内最后, 根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_y(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$ 。其解决了传统相移算法中容易出现的相位混叠问题, 在兼顾运算速度的前提下, 有效地提高了估计的精度。



1. 一种实时超声弹性成像位移估计方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

S2、设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_t(u)$; 使得经过预估值修正之后的两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

S3、根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_t(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$;

其中, u, v 分别代表轴向和侧向位移量;

所述步骤 S1 具体包括以下步骤:

S11、选择两帧射频信号, 以第一射频信号 Im_n 中第一区域作为目标区域, 在第二射频信号 Im_{n+1} 寻找最佳匹配的第二区域, 其中, 相关系数定义为

$$R(m, n) = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})(b(i+m, j+n) - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (b(i+m, j+n) - \bar{b})^2}};$$

其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}, \bar{a}, \bar{b}$ 为对应图像内的平均像素;

S12、计算第一区域和第二区域的绝对差分, 求出位移场

$$U(u, v) = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |a(i+u, j+v) - b(i, j)| \right\};$$

其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}, u, v$ 分别代表轴向和侧向位移量; m, n 分别是搜索区域的轴向与横向尺寸;

所述步骤 S3 具体包括:

S31、令 $t_p = U_t(u), b_n = a_{n+U_t(v)}$,

代入 $R_{ab}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} a_n(t+v) b_n(t-t_p+v)^* dv$, 得到相移 $R_{ab}(t)$;

其中, t_0 是预先设定的相关窗的长度, $*$ 表示复数共轭;

S32、将相移 $R_{ab}(t)$ 代入 $u(t) = (t_p + \frac{\arg(R_{ab}(t))}{w_0}) \frac{c}{2}$, 得到轴向位移场 $u(t)$;

其中, c 为组织内的超声传播速度, w_0 是超声探头的中心角频率。

2. 根据权利要求 1 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其特征在于, 所述步骤 S1 中, 二维匹配算法分为二维相关检测算法和绝对差分求和算法。

3. 根据权利要求 2 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其特征在于, 所述二维匹配算法包括: 最小均方误差函数、最小平均绝对值函数和 / 或最大匹配像素统计。

4. 一种实时超声弹性成像位移估计系统, 其特征在于, 包括:

预估模块, 用于采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估, 得到位移场

$U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

先验估计模块, 用于设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_i(u)$; 使得经过预估值修正之后的两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

位移计算模块, 用于根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_i(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$;

选择两帧射频信号, 以第一射频信号 Im_n 中第一区域作为目标区域, 在第二射频信号 Im_{n+1} 寻找最佳匹配的第二区域, 其中, 相关系数定义为

$$R(m, n) = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})(b(i+m, j+n) - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (b(i+m, j+n) - \bar{b})^2}};$$

其中, $a \in \text{Im}_n, b \in \text{Im}_{n+1}, \bar{a}, \bar{b}$ 为对应图像内的平均像素;

计算第一区域和第二区域的绝对差分, 求出位移场

$$U(u, v) = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |a(i+u, j+v) - b(i, j)| \right\};$$

其中, $a \in \text{Im}_n, b \in \text{Im}_{n+1}$, u, v 分别代表轴向和侧向位移量; m, n 分别是搜索区域的轴向与横向尺寸;

$$\text{令 } t_p = U_i(u), b_n = a_{n+U_i(v)},$$

$$\text{代入 } R_{ab}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} a_n(t+v) b_n(t-t_p+v)^* dv, \text{ 得到相移 } R_{ab}(t);$$

其中, t_0 是预先设定的相关窗的长度, $*$ 表示复数共轭;

$$\text{将相移 } R_{ab}(t) \text{ 代入 } u(t) = (t_p + \frac{\arg(R_{ab}(t))}{w_0}) \cdot \frac{c}{2}, \text{ 得到轴向位移场 } u(t);$$

其中, c 为组织内的超声传播速度, w_0 是超声探头的中心角频率。

一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声弹性成像技术领域,尤其涉及一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统。

背景技术

[0002] 软组织的病变常常伴随着组织硬度的改变。比如,乳腺或者前列腺实质性肿瘤的硬度要大于正常组织,而液性囊肿的硬度小于正常组织。传统上,临床医生用触诊来定性判断肿块的软硬程度。然而,当肿块埋藏于较深的软组织内部,或者体积较小时,通过触诊就很难发现这些组织病变。超声弹性成像是近年来发展比较快的一种新的超声成像技术,可以对组织力学属性(如组织弹性、组织硬度)进行成像,为临床疾病诊断提供更加丰富的功能信息。

[0003] 然而,现有技术的超声弹性成像技术存在一定的不足:

[0004] 一、现有算法在速度和精确度方面存在着相互制约的问题。目前绝大部分的实时性好的算法都是一维的(即只考虑组织在受压时的轴向运动),其中包括题目为:“Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method”,“Motion estimation in ultrasound images using time domain cross correlation with prior estimates”等文章。这些算法假设在同一根射频(Radio Frequency, RF)信号上组织位移连续,因此可以利用前一个位移的估计值作为下一次估计的先验值,从而减小互相关的搜索范围。这些一维算法在结构相对简单的体模上进行实验时可以获得很好的结果。由于对人体组织施压后,其产生位移场比较复杂,当这些算法用于活体实验时很难取得满意的结果。

[0005] 二、二维位移估计算法的鲁棒性较好,但传统二维估计算法的缺点是运算量过大,无法满足临床实时成像的需求。近些年来,一些研究组提出的新算法,比如动态规划算法“Ultrasound elastography: a dynamic programming approach”、光流法“A motion estimation refinement framework for real-time tissue axial strain estimation with freehand ultrasound”以及快速互相关算法“A fast normalized cross-correlation method for motion estimation”等,这些算法同时考虑了组织受压产生的侧向位移,鲁棒性比较好,同时具有较好的实时性,但是其在处理组织大位移方面,容易出现误差。

[0006] 有鉴于此,现有技术有待改进和提高。

发明内容

[0007] 鉴于现有技术的不足,本发明目的在于提供一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统。旨在解决现有技术中针对复杂的位移场容易出现误差等问题。

[0008] 本发明的技术方案如下:

[0009] 一种实时超声弹性成像位移估计方法,其中,包括以下步骤:

[0010] S1、采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

[0011] S2、设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_t(u)$; 使得经过预估值修正之后的两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

[0012] S3、根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_l(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$;

[0013] 其中, u, v 分别代表轴向和侧向位移量。

[0014] 优选地, 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其中, 所述步骤 S1 中, 二维匹配算法分为二维相关检测算法和绝对差分求和算法。

[0015] 优选地, 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其中, 所述二维匹配算法包括: 最小均方误差函数、最小平均绝对值函数和 / 或最大匹配像素统计。

[0016] 优选地, 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其中, 所述步骤 S1 具体包括以下步骤:

[0017] S11、选择两帧射频信号, 以第一射频信号 Im_n 中第一区域作为目标区域, 在第二射频信号 Im_{n+1} 寻找最佳匹配的第二区域, 其中, 相关系数定义为

$$R(m, n) = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})(b(i+m, j+n) - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i, j) - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (b(i+m, j+n) - \bar{b})^2}};$$

[0018] 其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}$, $\bar{a}, \bar{b}$ 为对应图像内的平均像素;

[0019] S12、计算第一区域和第二区域的绝对差分, 求出位移场

$$[0020] \quad U(u, v) = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |a(i+u, j+v) - b(i, j)| \right\};$$

[0021] 其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}$, u, v 分别代表轴向和侧向位移量; m, n 分别是搜索区域的轴向与横向尺寸。

[0022] 优选地, 所述的实时超声弹性成像位移估计方法, 其中, 所述步骤 S3 具体包括:

[0023] S31、令 $t_p = U_t(u)$, $b_n = a_{n+U_l(v)}$,

[0024] 代入 $R_{ab}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} a_n(t+v) b_n(t-t_p+v)^* dv$, 得到相移 $R_{ab}(t)$;

[0025] 其中, t_0 是预先设定的相关窗的长度, $*$ 表示复数共轭;

[0026] S32、将相移 $R_{ab}(t)$ 代入 $u(t) = (t_p + \frac{\arg(R_{ab}(t))}{w_0}) \cdot \frac{c}{2}$, 得到轴向位移场 $u(t)$;

[0027] 其中, c 为组织内的超声传播速度, w_0 是超声探头的中心角频率。

[0028] 一种实时超声弹性成像位移估计系统, 其中, 包括:

[0029] 预估模块,用于采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

[0030] 先验估计模块,用于设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_x(u)$; 使得经过预估值修正之后的两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

[0031] 位移计算模块,用于根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_y(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(x)$ 。

[0032] 有益效果:

[0033] 本申请的实时超声弹性成像位移估计方法和系统,解决了传统相移算法中容易出现相位混叠问题,在兼顾运算速度的前提下,有效地提高了估计的精度。

附图说明

[0034] 图 1 为本申请的实时超声弹性成像位移估计方法的流程图。

[0035] 图 2 为本申请的实时超声弹性成像位移估计系统的结构框图。

[0036] 图 3a、图 3c 分别为应变 0.5% 和 3% 时,仿真的射频信号用本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的位移图,图 3b、图 3d 分别为应变为 0.5% 和 3% 时有限元软件输出的真实位移图。

[0037] 图 4a、图 4b 分别为应变 0.5% 和 3% 时,图 3b、图 3d 中实线标出部分的位移值。其中实线为本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的位移值,虚线为有限元软件输出的真实位移值。

[0038] 图 5a、图 5c 分别为应变 0.5% 和 3% 时,仿真的射频信号用本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的应变图,图 5b、图 5d 分别为应变为 0.5% 和 3% 时有限元软件输出的真实应变图。

[0039] 图 6 a 为从弹性体模获得的应变分布图。

[0040] 图 6b 为从肝癌病人经过射频消融之后超声获取的应变分布图。

具体实施方式

[0041] 本发明提供一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0042] 请参阅图 1,其为本申请的实时超声弹性成像位移估计方法的流程图。如图所示,所述实时超声弹性成像位移估计方法包括以下步骤:

[0043] S1、采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

[0044] S2、设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_x(u)$; 使得两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

[0045] S3、根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_y(v)$, 计算相移, 得到轴向位移

场 $u(i)$ 。

[0046] 下面分别针对上述步骤进行详细介绍：

[0047] 所述步骤 S1 为采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估,得到位移场 $U(u,v)$,所述两帧射频信号之间存在位移变化(如采用压缩等方式)。其中,所述二维快匹配算法通过跟踪特定散射子在不同视频图像之间的变化来得到组织的运动信息。根据匹配算法的不同可分为二维相关检测算法和绝对差分求和算法(SAD)。

[0048] 在本实施例中,所述步骤 S1 具体包括以下步骤：

[0049] S11、选择两帧射频信号,以第一射频信号 Im_n 中第一区域作为目标区域,在第二射频信号 Im_{n+1} 寻找最佳匹配的第二区域,其中,相关系数定义为

$$R(m,n) = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i,j) - \bar{a})(b(i+m,j+n) - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (a(i,j) - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (b(i+m,j+n) - \bar{b})^2}};$$

[0050] 其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}$, $\bar{a}$ 、 $\bar{b}$ 为对应图像内的平均像素;对应于相关系数最大的位置就是第二区域。基本相关算法需要在全局范围内计算两帧图像的互相关系数,运算量很大。人们通过灵活选择匹配准则和搜索方法来降低相关算法的运算量。可供选择的其他匹配准则主要有,最小均方误差函数(MSE),最小平均绝对值函数(MAD),最大匹配像素统计(MPC)等。在检测目标速度较快或者实时性要求较高的场合,二维相关搜索算法在计算方面达不到要求。故此提出不计算计算量较大的相关函数,而是计算两个检测区的绝对差分即 SAD。即

[0051] S12、计算第一区域和第二区域的绝对差分,求出位移场

$$[0052] \quad U(u,v) = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |a(i+u,j+v) - b(i,j)| \right\};$$

[0053] 其中, $a \in Im_n, b \in Im_{n+1}$, u, v 分别代表轴向和侧向位移量; m, n 分别是搜索区域的轴向与横向尺寸。根据上面的计算公式可知,二维块匹配算法的主要缺点就是只能得到精确到采样点间隔的位移分布,而对于亚采样点间隔的位移只能通过插值得到,而不同的插值算法对于位移估计的精确程度有较大影响。

[0054] 所述步骤 S2 为设定一先验估计 t_p ,所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u,v)$ 的轴向位移 $U_i(u)$;使得两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内。在传统相移算法中,有一个比较明显的缺点就是位移是根据相移来计算的。而相位信息最大的范围是 $(-\pi, \pi)$,所以当位移过大时容易产生相位混叠。故此,本发明提出了一个比较简单的方法,即加入先验估计 t_p 。使得两帧射频信号的位移保持在较小的范围之内(即 $1/4$ 个波长)。

[0055] 所述步骤 S3 为根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u,v)$ 的侧向位移 $U_i(v)$,计算相移,得到轴向位移场 $u(i)$ 。在本实施例中,步骤 S3 具体包括：

[0056] S31、令 $t_p = U_t(u)$, $b_n = a_{n+U_t(v)}$,

[0057] 带入 $R_{ab}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} a_n(t+v)b_n(t-t_p+v) dv$, 得到相移 $R_{ab}(t)$;

[0058] 其中, t_0 是预先设定的相关窗的长度, $*$ 表示复数共轭;

[0059] S32、将相移 $R_{ab}(t)$ 带入 $u(t) = (t_p + \frac{\arg(R_{ab}(t))}{w_0}) \cdot \frac{c}{2}$, 得到轴向位移场 $u(t)$;

[0060] 其中, c 为声速, w_0 是探头的中心角频率。

[0061] 进一步地, 在求解 t_p 的过程中, 根据不同的处理方式也得到了不同的位移估计方法。比如“Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method”, 以及“A strain-based ultrasound elastography using phase shift with prior estimates and meshfree shape function”。

[0062] 概括来说, 本申请的实时超声弹性成像位移估计方法的实施例中, 首先通过 SAD 得到精确到整数间隔的位移估计 $U(u, v)$, 第一步得到的位移场 $U(u, v)$, 作为第二步相移算法的先验估计。根据侧向位移 $U_t(v)$, 得到 RF 信号压缩后的侧向位置, 避免了传统一维算法在单根线上进行追踪导致的错误估计。而轴向位移分量 $U_t(u)$ 作为轴向位置的先验估计, 避免了传统相移算法出现的相位混叠问题。

[0063] 与此对应, 本发明还提供了一种实时超声弹性成像位移估计系统, 如图 2 所示, 其包括:

[0064] 预估模块 100, 用于采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估, 得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化;

[0065] 先验估计模块 200, 用于设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_t(u)$; 使得两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内;

[0066] 位移计算模块 300, 用于根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_t(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$ 。

[0067] 为了验证该方法的有效性, 我们用仿真的射频信号, 弹性体模和病人数据进行了实验, 结果表明, 该算法对应变较大且侧向位移比较复杂的位移场也具有较好的鲁棒性。图 3a、图 3c 分别为应变 0.5% 和 3% 时, 仿真的射频信号用本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的位移图, 图 3b、图 3d 分别为应变为 0.5% 和 3% 时有限元软件输出的真实位移图。图 4a、图 4b 分别为应变 0.5% 和 3% 时, 图 3b、图 3d 中实线标出部分的位移值。其中实线为本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的位移值, 虚线为有限元软件输出的真实位移值。其中灰度表示向组织施加同一外力时, 受压组织内部的位移大小, 其中浅色表示位移小的区域, 深色表示位移大的区域。概括来说, 图 3a、图 3c 以及图 4a、图 4c 分别显示了当应变为 0.5%, 3% 时, 仿真的射频信号用本算法得到的位移图以及应变图。与图 3b、图 3d 和 4a、图 4c 的有限元仿真结果相比可知, 对于应变较小(0.5%) 或者较大(3%) 时, 该算法都可以得到比较精确的位移估计结果。即本方案的估计结果与真实值吻合度非常高; 在组织大变形的情况下算法仍有很高的估算准确性。

[0068] 请继续参阅图 5a、图 5b、图 5c 和图 5d, 其中, 图 5a、图 5c 分别为应变 0.5% 和 3% 时, 仿真的射频信号用本申请的实时超声弹性成像位移估计方法得到的应变图, 图 5b、图 5d 分别为应变为 0.5% 和 3% 时有限软软件输出的真实应变图。其中灰度表示向组织施加同一外力时, 受压组织内部的应变大小, 应变为组织受压后的变形与其原始的尺寸之比。其中浅色表示应变大的区域, 深色表示应变小的区域。在同一外力作用下, 应变大的区域硬度较小, 反之, 应变小的区域硬度较大。因此, 超声弹性成像中用应变大小表征组织的硬度。

[0069] 同时, 图 6a 和图 6b 给出了该方法用于弹性体模以及病人数据时的结果。其中图 6a 中的白色圆圈内暗色区域表示硬度较大的区域, 图 6b 中白色箭头所指暗色区域表示经消融后硬化的肝组织区域。对于体模数据本文提出的算法也可以计算得到比较平滑的应变场。对于位移分布极其复杂的病人数据, 该方法同样可以得到理想的结果, 弹性图像可以清晰显示经消融后硬化的肝组织区域。

[0070] 综上所述, 本发明的实时超声弹性成像位移估计方法和系统, 其方法首先采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估, 得到位移场 $U(u, v)$, 所述两帧射频信号之间存在位移变化; 然后设定一先验估计 t_p , 所述先验估计 t_p 等于位移场 $U(u, v)$ 的轴向位移 $U_i(u)$; 使得两帧射频信号的位移保持 $1/4$ 个波长之内最后, 根据先验估计 t_p 和位移场 $U(u, v)$ 的侧向位移 $U_i(v)$, 计算相移, 得到轴向位移场 $u(t)$ 。其解决了传统相移算法中容易出现相位混叠问题, 在兼顾运算速度的前提下, 有效地提高了估计的精度。

[0071] 应当理解的是, 本发明的应用不限于上述的举例, 对本领域普通技术人员来说, 可以根据上述说明加以改进或变换, 所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

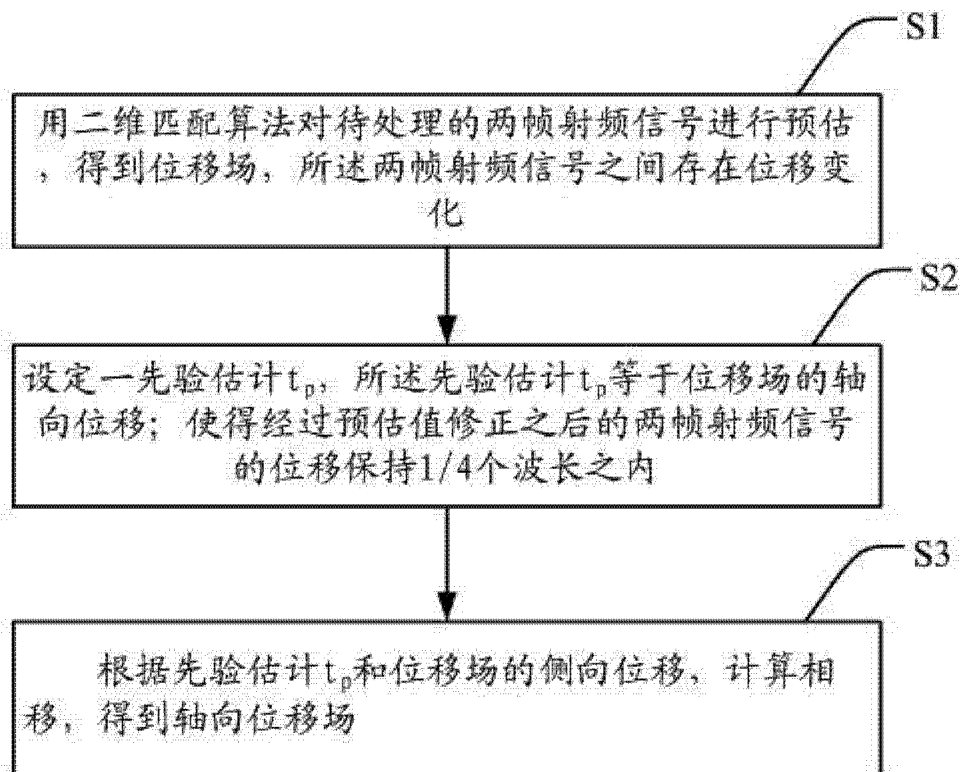


图 1

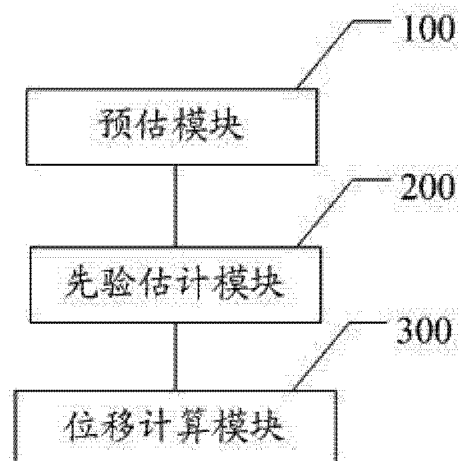


图 2

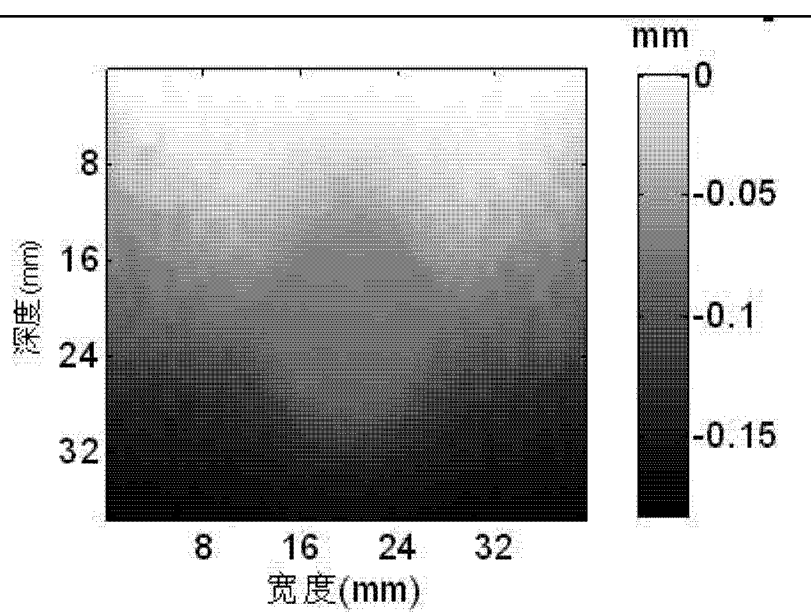


图 3a

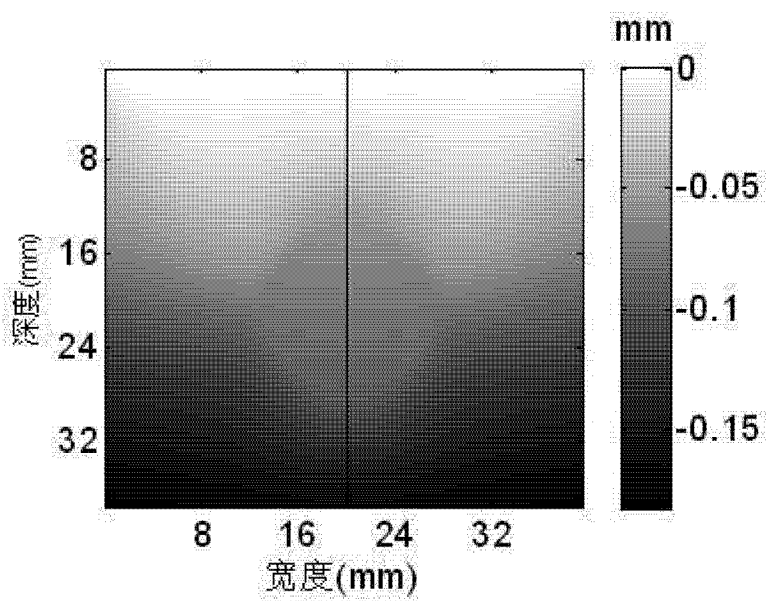


图 3b

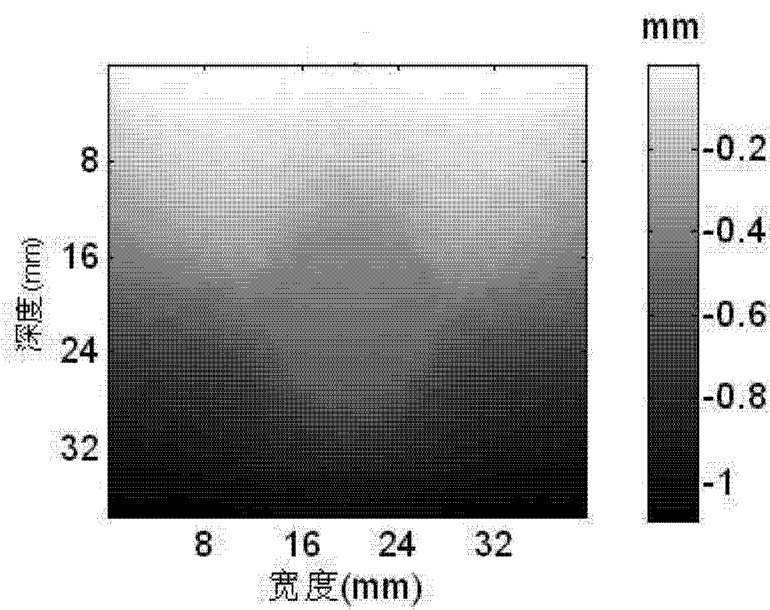


图 3c

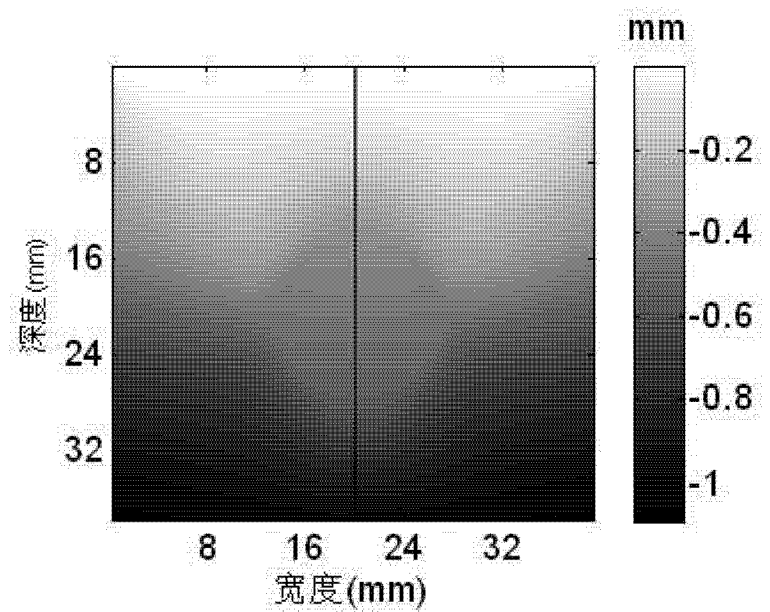


图 3d

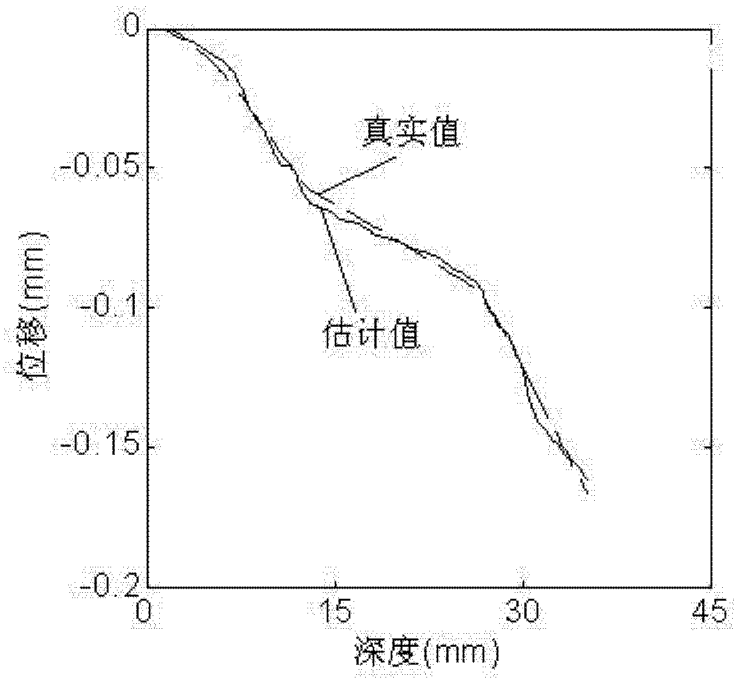


图 4a

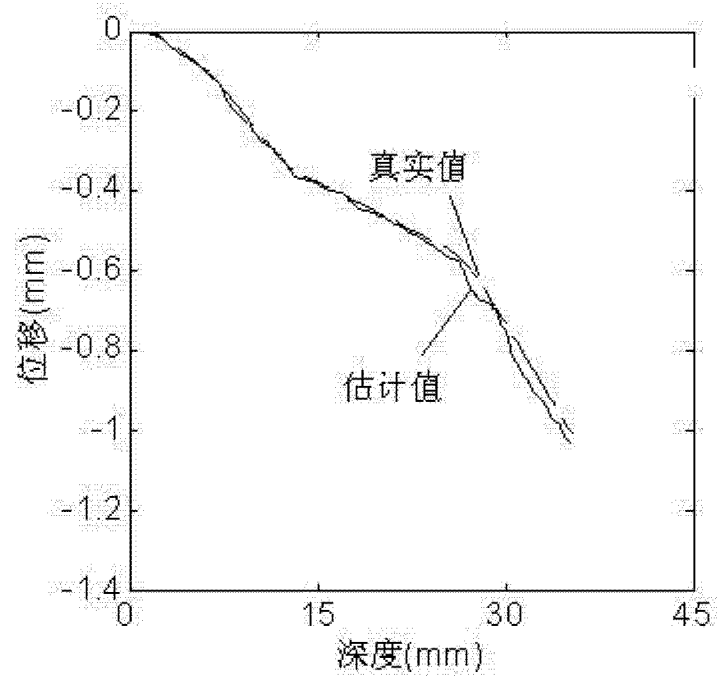


图 4b

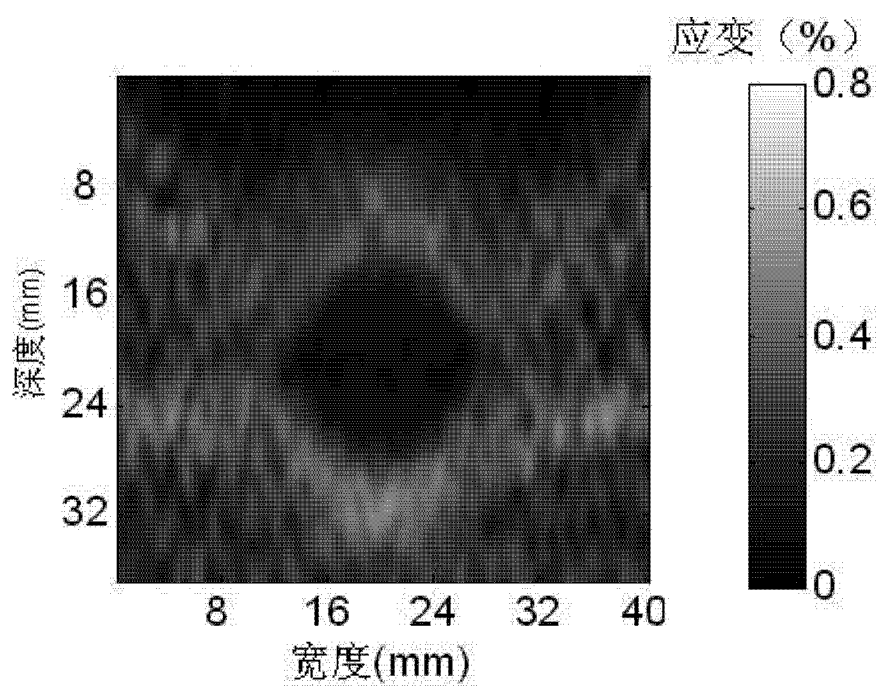


图 5a

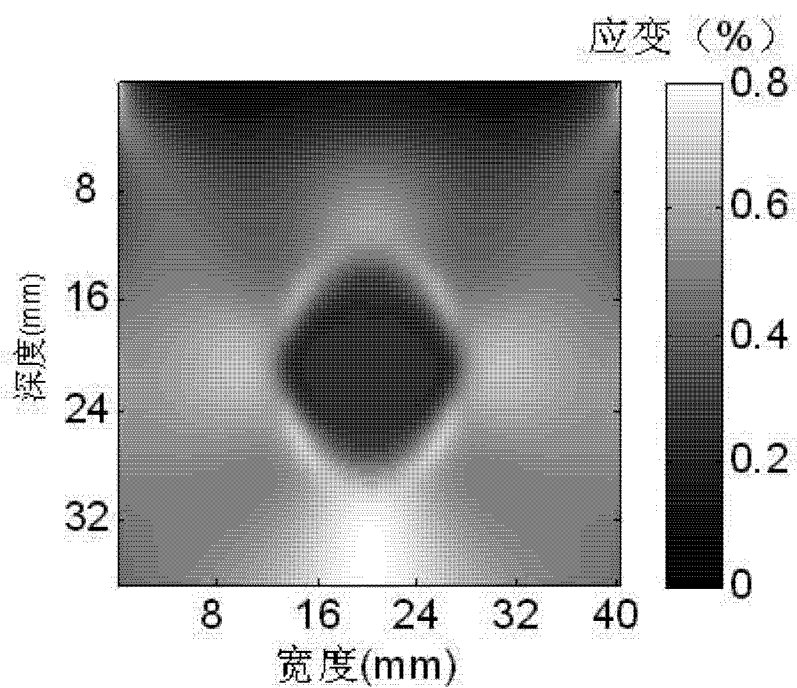


图 5b

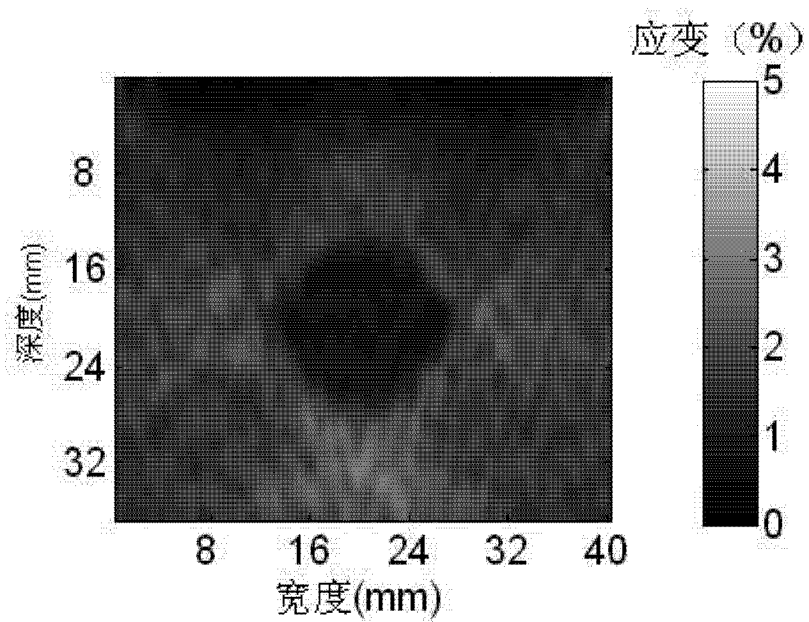


图 5c

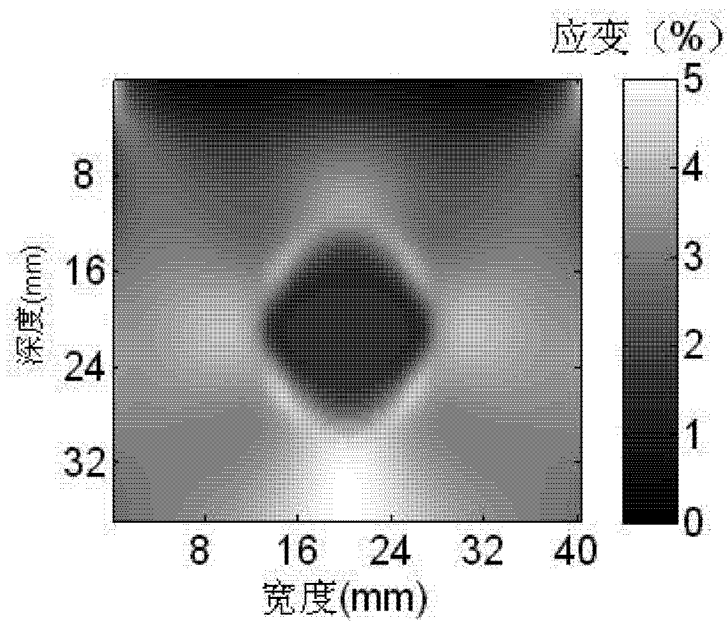


图 5d

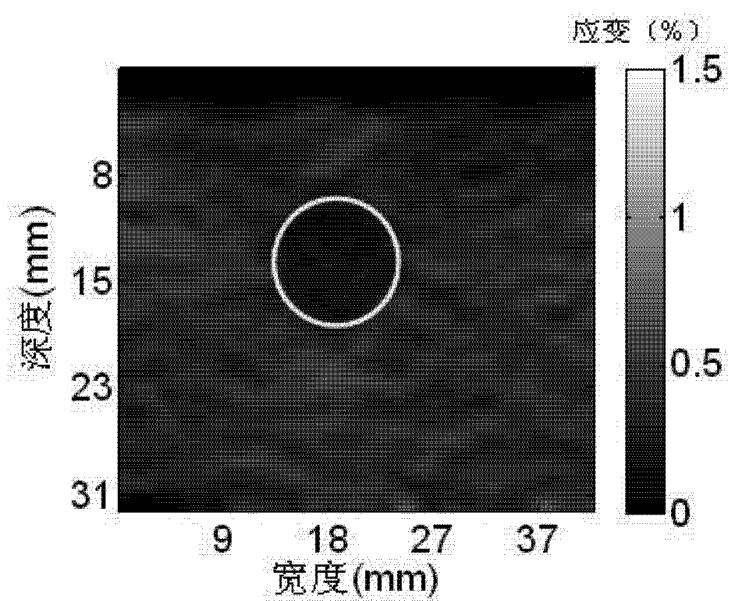


图 6a

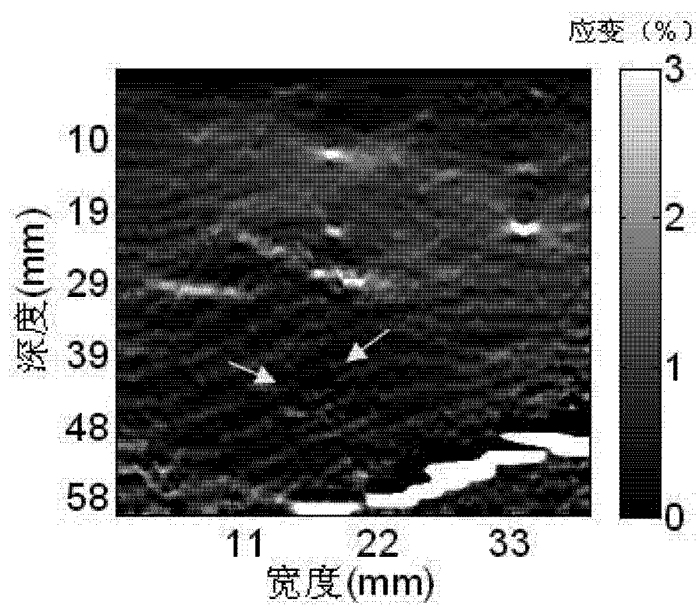


图 6b

专利名称(译)	一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统		
公开(公告)号	CN103040488B	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201210561235.9	申请日	2012-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	陆敏华 孙瑞超 汪天富 陈思平		
发明人	陆敏华 孙瑞超 汪天富 陈思平		
IPC分类号	A61B8/08		
审查员(译)	杨德智		
其他公开文献	CN103040488A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种实时超声弹性成像位移估计方法和系统，其方法首先采用二维匹配算法对待处理的两帧射频信号进行预估，得到位移场，所述两帧射频信号之间存在位移变化；然后设定一先验估计 t_p ，所述先验估计 t_p 等于位移场的轴向位移；使得两帧射频信号的位移保持1/4个波长之内最后，根据先验估计 t_p 和位移场的侧向位移，计算相移，得到轴向位移场。其解决了传统相移算法中容易出现的相位混叠问题，在兼顾运算速度的前提下，有效地提高了估计的精度。

