

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410056906.1

[45] 授权公告日 2007 年 5 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 1313054C

[22] 申请日 2004.8.20

[21] 申请号 200410056906.1

[73] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

[72] 发明人 白 净 罗建文

[56] 参考文献

WO2004/010872A1 2004.2.5

CN1240123A 2000.1.5

US6687625B2 2004.2.3

超声弹性成像仿真的有限元分析 罗建文
白净, 北京生物医学工程, 第 22 卷第 2 期 2003

基于位移量的软组织应变测量快速算法
罗建文 范宇 白净, 声学学报, 第 27 卷第 1 期
2002

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务
所

代理人 廖元秋

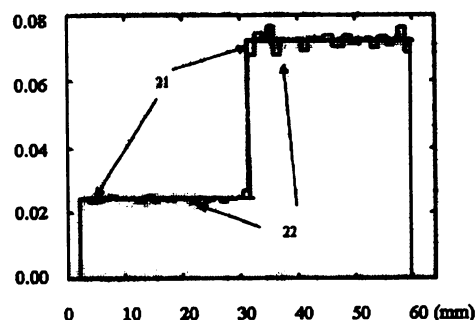
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 1 页

[54] 发明名称

一种多尺度的生物组织位移估计方法

[57] 摘要

本发明属于超声弹性成像技术领域, 涉及一种多尺度的生物组织位移估计方法。该方法包括从组织压缩前的二维射频信号中的第一条扫描线的数据取一小段尺度为 T_1 的数据 d_1 , 在搜索范围内求该小段数据与组织后的扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$, 将数据 d_1 平均细分成尺度都为 T_2 的 N 段数据, 分别求各数据的与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数, 再依次对每段数据继续平均并求各数据的与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数并进行加权平均, 得到其位移 t_1 , 依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 即数据个数为 U_1 的数据 d_2 、 d_3 、 $\dots$ 、 d_L , 即得到第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计; 同样的依次得到各条扫描线数据对应的组织的位移估计。本发明可提高组织位移估计的精度。



1、一种多尺度的组织位移估计方法，包括以下步骤：

1) 从组织压缩前、后的二维射频信号中分别取出第一条扫描线的数据，设为 $s_1(n)$ 和 $s_2(n)$ ， n 表示该两条扫描线上的数据序号， $1 \leq n \leq n_{\max}$ ， $n_{\max}$ 为 n 的最大值；

2) 从该扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 的数据 d_1 ，其数据个数为 U_1 ， $U_1 = \text{round}(T_1 \times U_0)$ ，其中， T_1 的单位为 mm， U_0 代表 1mm 的组织对应的数据个数， $\text{round}(\cdot)$ 代表四舍五入的取整操作，该数据 d_1 的序号从 n_1 到 $n_1 + U_1 - 1$ ， $1 \leq n_1 \leq U_1$ ；在 τ_1 到 τ_2 的搜索范围内求该小段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$ ，计算公式如下：

$$R_{1,1}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2)$$

其中 i 为计算过程中表示数据序号的循环变量， τ_1 为 0， τ_2 为对组织施加的压缩量，以采样数据的个数表示；

3) 将数据 d_1 平均细分成尺度都为 T_2 的 N 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$ ， $T_2 = T_1 / N$ ，

$N \geq 2$ ；每段数据个数为 U_2 ， $U_2 = \text{round}(T_2 \times U_0)$ ，第 j ($1 \leq j \leq N$) 小段数据 $d_{2,j}$ 的序号

从 $n_{2,j}$ 到 $n_{2,j} + U_2 - 1$ ， $n_{2,j} = n_1 + \text{round}((j-1) \times T_2 \times U_0)$ ，在 τ_1 到 τ_2 的搜索范围内分别求

数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$ 与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{2,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N$)，计算公式如下：

下：

$$R_{2,j}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2)$$

得到 N 个 T_2 尺度下的互相关函数 $R_{2,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N$)；

4.) 利用与步骤 3) 相同的方法，分别将步骤 3) 得到的 N 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$ 中的每段数据继续平均细分成 N 段数据，共有 N^2 段数据，其尺度为 T_3 ， $T_3 = T_2 / N$ ；在 τ_1

到 τ_2 的搜索范围内分别求这 N^2 段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{3,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N^2$), 得到 N^2 个 T_3 尺度下的互相关函数 $R_{3,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N^2$); 再将该 N^2 段小段数据中的每段数据平均细分成尺度为 T_4 的 N 段数据, 继续依次再对细分的每段数据平均细分成 N 段, 其尺度依次减小到前一尺度的 $1/N$, 即 $T_4 = T_3 / N, \dots, T_m = T_{m-1} / N$; m 为采用的不同尺度的总个数, $2 \leq m \leq 6$, 依次计算得到 $N^3, \dots, N^{m-1}$ 个在尺度 $T_4, \dots, T_m$ 的互相关函数;

5) 对步骤 2) -4) 得到的 $1, N, \dots, N^{m-1}$ 个 $T_1, T_2, \dots, T_m$ 尺度下的互相关函数进行加权平均, 得到综合了不同尺度信息的复合的互相关函数, 公式如下:

$$R(\tau) = \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^{N^{k-1}} \alpha_{k,l} R_{k,l}(\tau)$$

其中 $R_{k,l}(\tau)$ 为尺度 T_k 下的第 l 个窗口的互相关函数, $\alpha_{k,l}$ 为加权系数, 并且

$$\alpha_{k,l} \geq 0, \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^{N^{k-1}} \alpha_{k,l} = 1;$$

6) 确定步骤 5) 得到的复合的互相关函数 $R(\tau)$ 的最大值对应的位移 t_1 ;

7) 依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 即数据个数为 U_1 的数据段 d_2 、 d_3 、 $\dots$ 、 d_L , 每段数据的序号依次错开 V 个采样数据, $1 \leq V \leq U_1$, 直到再错开 V 个采样数据将超出 $s_1(n)$ 的范围, 按步骤 2) -6) 相同的方法依次得到各段数据对应的位移 t_2 、 t_3 、 $\dots$ 、 t_L , 其中 L 为小段数据的总数; 则位移序列 t_1 、 t_2 、 $\dots$ 、 t_L 为第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计;

8) 采用与步骤 1) -7) 相同的方法, 依次得到第 2、3、 $\dots$ 、 M 条扫描线数据对应的组织的位移估计, 其中 M 为表示探头的扫描线总数。

2、如权利要求 1 所述的多尺度的组织位移估计方法, 其特征在于, 所述步骤 2) 中还包括对得到的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$ 再进行插值处理。

3、如权利要求 1 所述的多尺度的组织位移估计方法, 其特征在于, 所述步骤 3) 中的大尺度 T_1 与小尺度 T_2 的比值 N 取值为 $2 \leq N \leq 8$ 。

4、如权利要求 1 所述的多尺度的组织位移估计方法, 其特征在于, 所述步骤 5) 中复合的互相关函数的加权系数 $\alpha_{k,l} = \frac{1}{1 + N + \dots + N^{m-1}}$ 。

一种多尺度的生物组织位移估计方法

技术领域

本发明属于超声弹性成像技术领域，特别涉及生物组织位移估计方法。

背景技术

生物组织弹性模量的变化通常与其病理现象有关。例如，恶性的病理损害，例如乳房硬癌、前列腺癌、甲状腺癌及肝转移等，通常表现为硬的小结。乳房硬癌是乳腺癌的最常见形式，大约占乳腺癌总数的四分之三，由于其基质密度增大而表现为致密的硬块。而其他类型的乳腺癌如导管内癌和乳头状瘤则表现为柔软的组织，良性的乳腺纤维囊性病也很少表现为硬块。

生物组织的弹性模量信息对于疾病的诊断过程具有重要的参考价值。然而，包括X射线成像、超声成像、计算机断层成像（CT）和磁共振成像（MRI）等在内的传统医学成像模态都不能直接提供关于弹性模量这一组织的基本力学属性的信息。1991年，J. Ophir 提出超声弹性成像（ultrasound elastography）的方法，对组织的弹性模量分布进行定量估计、成像。目前，超声弹性模量已经成为医学超声成像的一个研究热点，广泛应用于乳房、前列腺、动脉粥样斑块、心肌动力学以及高强度聚焦超声与射频消融引起的损害（lesion）的检测与评估。

超声弹性成像的基本原理为：将超声探头嵌于一块挤压平板中，沿着探头的纵向压缩组织，分别采集组织压缩前、后的射频信号；组织被压缩时，组织内将会产生一个沿压缩方向的应变，如果组织内部弹性模量分布不均匀，组织内的应变分布也会有所差异；弹性模量较大的区域，引起的应变比较小；反之，弹性模量较小的区域，相应的应变比较大。通过一些方法估计出组织内部不同位置的位移，从而计算出组织内部的应变分布情况，用来间接描述组织内部的弹性模量分布，从而描述组织的生理、病理状态。

对于二维超声弹性成像，一般采用线阵的B型超声探头，采集组织压缩前、后的探头每一条扫描线的射频信号，分别进行上面描述的位移估计，从而计算出每一条扫描线对应组织的一维应变分布。最后把所有扫描线对应的一维应变分布按扫描线顺序组成一个二维应变分布，以灰度图或者伪彩图的形式表示，用来间接描述组织内部的弹性模量分布。

一般的超声弹性成像方法包括以下步骤：

- 1、利用商用B型超声仪器（一般采用线阵探头）得到待测生物组织（一般为人体组织，也可以为动物组织，以下简称组织）压缩前的一幅数字化的二维射频信号（可

以采用模拟射频信号输出端接信号放大器，再接高速数据采集卡，得到数字化的二维射频信号；也可以在数字化B型超声仪器上直接得到数字化的二维射频信号）；

2. 手持该B型超声仪器的探头或者利用步进电机或者螺旋装置驱动该探头，沿着探头的纵向对该组织施加一个微小的挤压（对组织施加的压缩量一般控制在为1%的数量级），得到组织压缩后的一幅数字化的二维射频信号；

3. 从步骤1和2的得到的组织压缩前、后的二维射频信号中分别取出第一条扫描线的数据，设为 $s_1(n)$ 和 $s_2(n)$ ， n 表示该两条扫描线上的数据序号， $1 \leq n \leq n_{\max}$ ， n 的最大值 $n_{\max}$ 由该B型超声仪器的探查深度、发射的超声波在组织中的传播速度以及射频信号的采样频率决定；

4. 从该扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段长度为 T 的数据 d_1 ，其数据个数为 U ， $U = \text{round}(T \times U_0)$ ，其中， T 的单位为mm， U_0 代表1mm的组织对应的数据个数，由发射的超声波在组织中的传播速度以及射频信号的采样频率决定， $\text{round}(\cdot)$ 代表四舍五入的取整操作，该数据 d_1 的序号从 n_1 到 $n_1 + U - 1$ ， n_1 可在 $1 \leq n_1 \leq U$ 的范围内选择；在 τ_1 到 τ_2 确定的搜索范围内求该小段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R(\tau)$ ，计算公式如下

$$R(\tau) = \frac{\sum_{i=n_1}^{n_1+U-1} s_1(i) s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_1}^{n_1+U-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_1}^{n_1+U-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2)$$

其中 i 为计算过程中表示数据序号的循环变量， τ_1 为0， τ_2 为对组织施加的压缩量，以采样数据的个数表示；为了提高位移估计的精度，一般还需要对计算得到互相关函数进行插值，如抛物线等常规插值方法；

5. 确定步骤4得到的互相关函数 $R(\tau)$ 的最大值对应的位置 t_1 ， t_1 就是数据 d_1 在组织压缩后的位移（即 $s_1(n)$ 中的序号从 n_1 到 $n_1 + U - 1$ 的小段数据 d_1 的在组织压缩后移动到 $s_2(n)$ 中的序号从 $n_1 - t_1$ 到 $n_1 + U - 1 - t_1$ 的位置）；

6. 依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段长度为 T 即数据个数为 U 的数据 d_2 、 d_3 、 $\dots$ 、 d_L ，每段数据的序号依次错开 V 个采样数据， $1 \leq V \leq U$ ，直到再错开 V 个采样数据将超出 $s_1(n)$ 的范围，按步骤4、5相同的方法依次得到各段数据对应的位移 t_2 、 t_3 、 $\dots$ 、 t_L ，其中 L 为小段数据的总数；则位移序列 t_1 、 t_2 、 $\dots$ 、 t_L 为第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计；

7. 利用与步骤3-6相同的方法，依次得到第2、3、 $\dots$ 、 M 条扫描线数据对应的组织的位移估计，其中 M 为表示探头的扫描线总数，由探头决定；

8. 对第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计序列 t_1 、 t_2 、 $\dots$ 、 t_L 求差分，得到组织第一条扫描线 $s_1(n)$ 对应组织的应变分布，计算公式如下，

$$\varepsilon_1 = \frac{t_2 - t_1}{V}, \varepsilon_2 = \frac{t_3 - t_2}{V}, \dots, \varepsilon_{L-1} = \frac{t_L - t_{L-1}}{V}$$

其中, ε_1 、 ε_2 、 $\dots$ 、 ε_{L-1} 分别为 d_1 、 d_2 、 $\dots$ 、 d_{L-1} 对应的组织应变;

9. 利用与步骤 8 相同的方法, 依次得到组织第 2、3、 $\dots$ 、 M 条扫描线数据对应的组织的应变分布;

10. 将步骤 9 得到的 M 条扫描线数据对应的应变分布, 按照扫描线的顺序组合成一个二维数据, 并以灰度图或者伪彩图的形式表示出来, 就得到组织的二维应变分布图。

在超声弹性成像中, 关键的问题在于对组织的位移分布进行估计, 也就是上面描述的方法的步骤 3-7。互相关函数的值越大, 说明压缩前、后的小段数据吻合得越好, 互相关函数的最大值位置代表了压缩前的小段数据在压缩后对应的位置, 从而可以求出该小段数据的位移, 也就是该小段数据对应的组织的位移。

在超声弹性成像中, 选择的压缩前信号中的小段数据用来跟踪对应的小段组织的位移, 称为跟踪波段。其长度称为跟踪波段长度, 或者尺度。选取合适的尺度在超声弹性成像的位移估计中非常重要。当对组织施加的压缩量比较小(如小于 1%)的时候, 尺度越大, 包含的信息越多, 位移估计的精度越高, 对随机噪声的干扰也越不敏感。当对组织施加的压缩量比较大(如 1-5%)的时候, 尺度越大, 由于组织被压缩, 组织压缩前、后信号重合的部分越小, 利用互相关函数最大值位置进行位移估计的精度越低, 同时, 尺度越大, 又越不容易受到随机噪声的干扰; 而当尺度较小的时候, 组织压缩前、后信号重合的部分较大, 位移估计的精度较高, 然而此时的位移估计又对随机噪声的干扰比较敏感。

为了增加组织压缩前、后信号重合的程度, 一般采用线性插值的方法, 把被“压缩”的信号“拉伸”(stretching)成与原信号同长, 从而增加压缩前后波形的重合度。在波形拉伸中, 拉伸系数与对组织施加的压缩量或应变(以百分比表示)有关。当拉伸系数接近组织的应变时, 波形的重合度最大, 从而互相关函数最大值最大。但是组织的应变与时延估计前是未知的, 拉伸系数的选择只能根据施加的位移量和组织的深度作大致判断。并且由于组织的不均匀性, 组织内部应变的分布也不均匀, 因此特定的拉伸系数在组织的某些部分可能拉伸不足, 在某些部分又拉伸过量, 这反过来又引入误差。因此, 有人提出一种对不同位置的波段进行自适应拉伸系数的方法, 使得拉伸后的波段与压缩前波段的互相关函数最大值最大, 然后利用拉伸系数直接估计出该位置组织的应变。但是这种自适应拉伸的方法计算时间较长, 在实际应用中可能受到限制。

从实际应用的角度, 希望对组织施加的压缩量大一些好, 这样可以更能“看清”组织内部弹性模量差异引起的应变分布差异的细节。一般采用多次压缩(multi-compression)的方法, 将大位移分解为小位移之和, 逐次对组织施压一个小的位移量, 计算出相应的应变分布。最后将多幅应变分布叠加, 得到大位移时的应变分布。然而, 该方法增加了数据采集时间。

发明内容

本发明为了解决对组织施加的压缩量比较大的时候大尺度和小尺度的矛盾,提出一种多尺度的组织位移估计方法;在组织压缩量比较大时,将两种或两种以上不同尺度对应的互相关函数进行加权平均,从而综合了多种不同尺度的信息进行组织位移估计,可对只选择单一的大尺度或小尺度进行组织位移估计的优缺点实现扬长避短,提高组织位移估计的精度。

本发明提出的一种多尺度的组织位移估计方法,包括以下步骤:

1. 从组织压缩前、后的二维射频信号中分别取出第一条扫描线的数据,设为 $s_1(n)$ 和 $s_2(n)$, n 表示该两条扫描线上的数据序号, $1 \leq n \leq n_{\max}$, n 的最大值 $n_{\max}$ 由该 B 型超声仪器的探查深度、发射的超声波在组织中的传播速度以及射频信号的采样频率决定;

2. 从该扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 的数据 d_1 , 其数据个数为 U_1 , $U_1 = \text{round}(T_1 \times U_0)$, 其中, T_1 的单位为 mm, U_0 代表 1mm 的组织对应的数据个数,由发射的超声波在组织中的传播速度以及射频信号的采样频率决定, $\text{round}(\cdot)$ 代表四舍五入的取整操作,该数据 d_1 的序号从 n_1 到 $n_1 + U_1 - 1$, n_1 可在 $1 \leq n_1 \leq U_1$ 的范围内选择;在 τ_1 到 τ_2 确定的搜索范围内求该小段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$, 计算公式如下:

$$R_{1,1}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2)$$

其中 i 为计算过程中表示数据序号的循环变量, τ_1 为 0, τ_2 为对组织施加的压缩量,以采样数据的个数表示(为了提高位移估计的精度,最好对计算得到互相关函数进行插值处理,如抛物线等常规插值方法);最后得到一个 T_1 尺度下的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$;

3. 将数据 d_1 平均细分成 N 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$, 其尺度都为 T_2 , $T_2 = T_1 / N$, 其中 N 是尺度 T_1 细分的段数,即大尺度 T_1 与小尺度 T_2 的比值, $N \geq 2$, 一般可取 $2 \leq N \leq 8$; 每段小尺度 T_2 数据的个数为 U_2 , $U_2 = \text{round}(T_2 \times U_0)$, 第 j ($1 \leq j \leq N$) 小段数据 $d_{2,j}$ 的序号从 $n_{2,j}$ 到 $n_{2,j} + U_2 - 1$, $n_{2,j} = n_1 + \text{round}((j-1) \times T_2 \times U_0)$, 在 τ_1 到 τ_2 的搜索范围内分别求数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$ 与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{2,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N$), 计算公式如下

$$R_{2,j}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_{2,j}}^{n_{2,j}+U_2-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2)$$

最后得到 N 个 T_2 尺度下的互相关函数 $R_{2,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N$)；

4. 利用与步骤 3 相同的方法，分别将步骤 3 得到的 N 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}, \dots, d_{2,N}$ 中的每段数据继续平均细分成 N 段数据，这样总共有 N^2 段数据，其尺度为 T_3 ， $T_3 = T_2 / N$ ；在 τ_1 到 τ_2 的搜索范围内分别求这 N^2 段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{3,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N^2$)，得到 N^2 个 T_3 尺度下的互相关函数 $R_{3,j}(\tau)$ ($1 \leq j \leq N^2$)；利用同样的方法，将该 N^2 段小段数据中的每段数据平均细分成 N 段数据，继续依次再对细分的每段数据平均细分成 N 段，其尺度依次减小到前一尺度的 $1/N$ ，即 $T_4 = T_3 / N, \dots, T_m = T_{m-1} / N$ ； m 为采用的不同尺度总的个数， $2 \leq m \leq 6$ （一般取 $m=2$ 或者 $m=3$ 即可），依次计算得到 $N^3, \dots, N^{m-1}$ 个在尺度 $T_4, \dots, T_m$ 的互相关函数；

5. 对步骤 2-4 得到的 $1, N, \dots, N^{m-1}$ 个 $T_1, T_2, \dots, T_m$ 尺度下的互相关函数进行加权平均，得到综合了不同尺度信息的复合的互相关函数，公式如下：

$$R(\tau) = \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^{N^{k-1}} \alpha_{k,l} R_{k,l}(\tau)$$

其中 $\alpha_{k,l}$ 为加权系数， $\alpha_{k,l} \geq 0$ ，并且 $\sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^{N^{k-1}} \alpha_{k,l} = 1$ ，一般可取 $\alpha_{k,l} = \frac{1}{1 + N + \dots + N^{m-1}}$ ，即采用算术平均，即各个互相关函数的加权系数都相等。

6. 确定步骤 5 得到的复合的互相关函数 $R(\tau)$ 的最大值对应的位置 t_1 ，则 t_1 就是数据 d_1 在组织压缩后的位移（即 $s_1(n)$ 中的序号从 n_1 到 $n_1 + U_1 - 1$ 的小段数据 d_1 在组织压缩后移动到 $s_2(n)$ 中的序号从 $n_1 - t_1$ 到 $n_1 + U_1 - 1 - t_1$ 的位置）；

7. 依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 即数据个数为 U_1 的数据 $d_2, d_3, \dots, d_L$ ，每段数据的序号依次错开 V 个采样数据， $1 \leq V \leq U_1$ ，直到再错开 V 个采样数据将超出 $s_1(n)$ 的范围，按步骤 2-6 相同的方法依次得到各段数据对应的位移 $t_2, t_3, \dots, t_L$ ，其中 L 为小段数据的总数；则位移序列 $t_1, t_2, \dots, t_L$ 为第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计；

8. 利用与步骤 1-7 相同的方法，依次得到第 2、3、 $\dots$ 、 M 条扫描线数据对应的组织的位移估计，其中 M 为表示探头的扫描线总数，由探头决定。

本发明的原理：

从误差分析的角度来看，位移估计的误差可以分成相位误差和伪峰误差。相位误差表现为压缩前、后射频扫描线数据之间的互相关函数的最大值位置在对应组织的实际

位移值的附近扰动, 误差较小。而伪峰误差表现为该互相关函数的最大值位置已经严重偏离对应组织的实际位移值, 此时的组织位移估计已经不包含足够的信息量。当对组织施加的压缩量比较大的时候, 尺度越大, 越不容易受随机噪声的干扰, 越不容易出现伪峰误差, 但是由于组织压缩前、后信号重合的部分越小, 此时的相位误差较大; 而尺度较小时, 相位误差得到减小, 但是此时的伪峰误差较大。

本发明提出的多尺度的方法, 综合了多种不同尺度的信息, 利用大尺度来减小伪峰误差, 利用小尺度来减小相位误差, 并且采用加权平均的方法, 即使某些跟踪波段计算得到的互相关函数的最大值位置误差较大, 对最后的复合的互相关函数的影响也不大, 从而减小了误差的干扰, 提高了组织位移估计的精度。

本发明的特点:

- 1) 采用两种或两种以上不同尺度的跟踪波段, 分别计算它们与压缩后的扫描线数据的互相关函数;
- 2) 首先采用大尺度的跟踪波段, 计算它与压缩后的扫描线数据的互相关函数;
- 3) 接着将大尺度的跟踪波段平均细分成分成若干段小尺度的跟踪波段, 分别计算它们与压缩后的扫描线数据的互相关函数;
- 4) 如果需要, 继续对小尺度的跟踪波段平均细分成若干段更小尺度的跟踪波段, 分别计算它们与压缩后的扫描线数据的互相关函数;
- 5) 然后将用不同尺度计算得到的互相关函数进行加权平均, 得到综合了多种不同尺度信息的复合的互相关函数;
- 6) 最后复合的互相关函数的最大值位置进行组织位移估计。

附图说明

图 1 为一般的组织位移估计方法得到的组织应变分布的计算机仿真结果;

图 2 为本发明提出的多尺度的组织位移估计方法的实施例得到的组织应变分布的计算机仿真结果。

具体实施方式

本发明提出的多尺度的组织位移估计方法结合具体实施例及附图详细说明如下:

本发明的实施例利用计算机程序和一般的超声散射模型仿真得到一块模拟的组织在压缩前和压缩后的一维射频信号。组织厚度为 60mm, 其中 0-30mm 处的弹性模量是 30-60mm 处的弹性模量的 3 倍, 采用简单的一维模型, 因此 0-30mm 处的应变是 30-60mm 处的应变的 1/3。对组织施加的压缩量为 4.8%, 即 2.88mm; 探头中心频率为 3.5MHz, -3dB 带宽为 2.0MHz, 因为采用简单的一维模型, 所以只有一条扫描线; 射频信号的采样频率为 20MHz, 假设超声波在组织内的传播速度为 1540m/s, 因此 1mm 的组织对应 $1\text{mm}/(1540 \times 10^3\text{mm/s}/(20 \times 10^6\text{Hz}))/2 \approx 26$ 个数据, 因为组织深度为 60mm, 所以, 每一条扫描线的数据为 $60 \times 26 = 1560$ 个, 对组织施加的压缩量以采样数据的个数表示为 $60 \times 4.8\% \times 26 \approx 75$ 个采样数据。

本实施例采用三种不同的尺度, 分别为 $T_1 = 4mm$, $T_2 = 2mm$, $T_3 = 1mm$, 跟踪波段细分的段数 $N = 2$; 搜索范围为 0 到 75。

本实施例的具体步骤如下:

1. 设组织组织压缩前、后的一维射频信号(即扫描线数据)分别为 $s_1(n)$ 和 $s_2(n)$; n 表示该两条扫描线上的数据序号, $1 \leq n \leq 1560$;
2. 从该扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 的数据 d_1 , $T_1 = 4mm$, 其数据个数为 U_1 , $U_1 = 104$, 该数据的序号从 32 到 135; 在 0 到 75 的搜索范围内求该小段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{1,1}(\tau)$, 计算公式如下

$$R_{1,1}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_1}^{n_1+U_1-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (0 \leq \tau \leq 75)$$

3. 将数据 d_1 平均细分成 2 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}$, 其尺度都为 T_2 , $T_2 = 2mm$, 数据个数为 U_2 , $U_2 = 52$, 数据 $d_{2,1}, d_{2,2}$ 的序号分别从 32 到 83 和从 84 到 135, 即 $n_{2,1} = 32, n_{2,2} = 84$; 在 0 到 75 的搜索范围内分别求数据 $d_{2,1}, d_{2,2}$ 与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{2,1}(\tau), R_{2,2}(\tau)$, 计算公式分别如下

$$R_{2,1}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_{2,1}}^{n_{2,1}+U_2-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_{2,1}}^{n_{2,1}+U_2-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_{2,1}}^{n_{2,1}+U_2-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (0 \leq \tau \leq 75)$$

$$R_{2,2}(\tau) = \frac{\sum_{i=n_{2,2}}^{n_{2,2}+U_2-1} s_1(i)s_2(i-\tau)}{\sqrt{\sum_{i=n_{2,2}}^{n_{2,2}+U_2-1} s_1^2(i) \cdot \sum_{i=n_{2,2}}^{n_{2,2}+U_2-1} s_2^2(i-\tau)}} \quad (0 \leq \tau \leq 75)$$

4. 利用与步骤 3 相同的方法, 分别将步骤 3 得到的 2 段数据 $d_{2,1}, d_{2,2}$ 中的每段数据继续平均细分成 2 段数据, 这样总共有 4 段数据, 其尺度为 T_3 , $T_3 = 1mm$; 利用与步骤 3 相同的方法, 在 0 到 75 的搜索范围内分别求这 4 段数据与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_{3,1}(\tau), R_{3,2}(\tau), R_{3,3}(\tau), R_{3,4}(\tau)$;

5. 对步骤 2-4 得到的 1, 2, 4 个 T_1, T_2, T_3 尺度下的互相关函数进行加权平均, 得到

综合了三种不同尺度信息的复合的互相关函数，公式如下

$$R(\tau) = \frac{1}{7} (R_{1,1}(\tau) + R_{2,1}(\tau) + R_{2,2}(\tau) + R_{3,1}(\tau) + R_{3,2}(\tau) + R_{3,3}(\tau) + R_{3,4}(\tau))$$

即采用算术平均，各个互相关函数的加权系数都相等，等于 1/7；

6. 确定步骤 5 得到的复合的互相关函数 $R(\tau)$ 的最大值对应的位置 t_1 ， t_1 就是数据 d_1 在组织压缩后的位移（即 $s_1(n)$ 中的序号从 n_1 到 $n_1 + U_1 - 1$ 的小段数据 d_1 的在组织压缩后移动到 $s_2(n)$ 中的序号从 $n_1 - t_1$ 到 $n_1 + U_1 - 1 - t_1$ 的位置）；

7. 依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 即数据个数为 U_1 的数据 $d_2, d_3, \dots, d_L$ ，每段数据的序号依次错开 32 个采样数据，直到再错开 32 个采样数据将超出 $s_1(n)$ 的范围，按步骤 2-6 相同的方法依次得到各段数据对应的位移 $t_2, t_3, \dots, t_L$ ，其中 L 为小段数据的总数， $L = 45$ ；则位移序列 $t_1, t_2, \dots, t_L$ 为扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计。

本实施例与一般方法的位移估计效果比较如下：

图 1 和图 2 为本实施例的结果与一般方法的结果的比较。图 1 和图 2 中，横坐标表示组织的不同位置，纵坐标表示应变的大小；图 1 中的虚线 11 和图 2 中的虚线 21 表示组织的实际应变分布；图 1 中的 12 为采用一般方法估计得到的组织应变分布，图 2 中的 22 为采用本发明提出的多尺度的方法估计得到的组织应变分布。

由图 1 和图 2 可见，对组织施加的压缩量为 4.8% 的时候，一般方法已不能准确地估计出组织的位移分布，计算得到的应变分布偏离实际值太远；而本发明提出的多尺度的方法仍然能够较为准确地估计出组织的位移分布，计算得到的应变分布接近实际值。从而说明，本发明对于较大的组织压缩量，能够提高组织位移估计的精度。

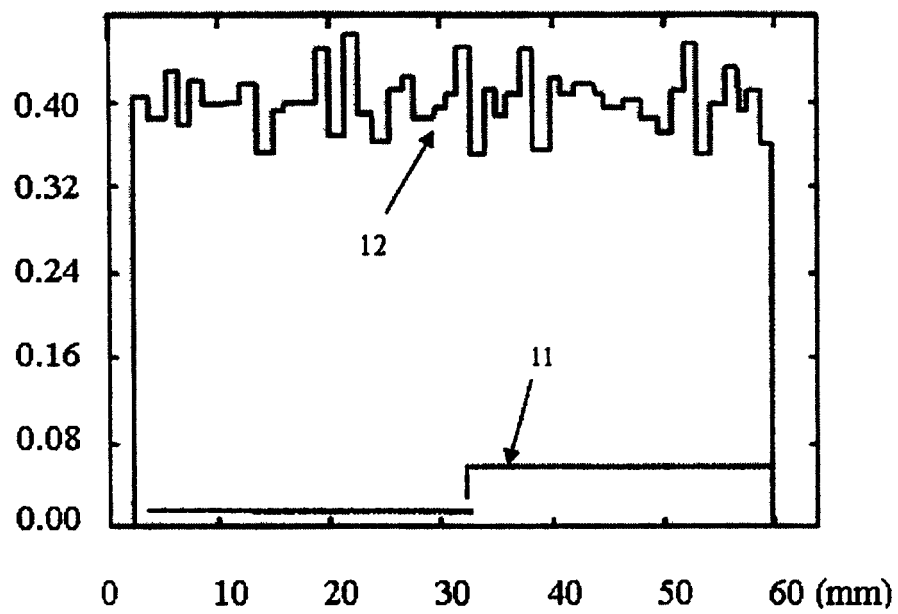


图 1

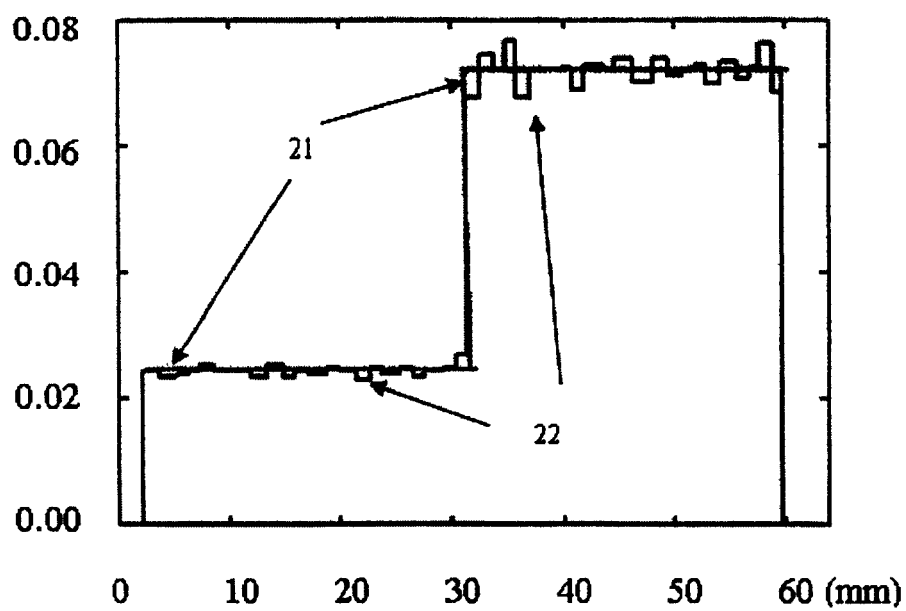


图 2

专利名称(译)	一种多尺度的生物组织位移估计方法		
公开(公告)号	CN1313054C	公开(公告)日	2007-05-02
申请号	CN200410056906.1	申请日	2004-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 罗建文		
发明人	白净 罗建文		
IPC分类号	A61B8/08		
其他公开文献	CN1586408A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于超声弹性成像技术领域，涉及一种多尺度的生物组织位移估计方法。该方法包括从组织压缩前的二维射频信号中的第一条扫描线的数据取一小段尺度为 T_1 的数据 d_1 ，在搜索范围内求该小段数据与组织后的扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数 $R_1, 1(\tau)$ ，将数据 d_1 平均细分成尺度都为 T_2 的 N 段数据，分别求各数据的与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数，再依次对每段数据继续平均细并求各数据的与扫描线数据 $s_2(n)$ 的互相关函数并进行加权平均，得到其位移 t_1 ，依次从扫描线数据 $s_1(n)$ 中取一小段尺度为 T_1 即数据个数为 U_1 的数据 $d_2、d_3、\dots、d_L$ ，即得到第一条扫描线数据 $s_1(n)$ 对应的组织的位移估计；同样的依次得到各条扫描线数据对应的组织的位移估计。本发明可提高组织位移估计的精度。

