

适用于临床实时出图的准静态弹性成像系统设计

和晓念^{1,2}, 凌 锋², 罗 华², 邱四海²

(1. 深圳大学 物理与光电工程学院, 广东 深圳 518073;

2. 深圳市理邦精密仪器股份有限公司, 广东 深圳 518122)

摘要: 为了在临床中能够获得实时稳定出图且分辨率高的准静态弹性成像, 在弹性成像系统设计中加入了帧对构造模块、帧对筛选模块、弹性计算模块以及弹性帧相关处理模块; 在帧对构造和帧对筛选模块中设计了帧对预筛选方案及评估方法, 能够以较少的计算量实现对错误帧对数据的自动剔除, 一方面减少了对操作手法的依赖, 另一方面促进为了弹性图像输出稳定; 弹性计算模块中采用二维自相关算法进行弹性应变值的计算, 可以实现高分辨率弹性成像; 弹性帧相关处理模块对多帧弹性图像做帧相关处理, 进一步确保弹性图像输出稳定; 临床乳腺及甲状腺病变检测结果表明, 该系统设计方案可以实现帧率达 18 帧每秒的实时稳定、高分辨率 (1.5 mm) 弹性成像输出, 且能够为临床医生提供有价值的辅助诊断信息。

关键词: 医学超声; 弹性成像; 实时; 高分辨率

Design of Quasi Static Elastography System for Clinical Real-time Imaging

He Xiaonian^{1,2}, Ling Feng², Luo Hua², Qiu Sihai²

(1. College of Physics and Optoelectronic Engineering, Shenzhen University, Shenzhen 518073, China;

2. Edan Instruments, Inc. Shenzhen 518122, China)

Abstract: In order to obtain real-time stable and high-resolution quasi-static elastography in clinic, frame pair construction module, frame pair screening module, elastic calculation module and elastic frame correlation processing module are added in the design of elastic imaging system. In the frame pair construction and frame pair screening module, the frame pair pre screening scheme and evaluation method are designed, which can automatically eliminate the wrong frame data with less calculation. On the one hand, it reduces the dependence on the operation method, on the other hand, it promotes the stability of the elastic image output. In the elastic computing module, the two-dimensional autocorrelation algorithm is used to calculate the elastic strain value, which can be realized High resolution elastic imaging; elastic frame correlation processing module does frame correlation processing for multiple elastic images to further ensure the stability of elastic image output. Clinical breast and thyroid lesions detection results show that the system design can achieve real-time stable, high-resolution (1.5 mm) elastic imaging output with a frame rate of 18 frames per second, and can provide valuable auxiliary diagnostic information for clinicians.

Keywords: medical ultrasound; elastography; real time; high resolution

0 引言

临床实践发现, 生物组织的硬度或者弹性的变化往往与组织的病变程度密切相关, 如常见的乳腺癌、前列腺癌等恶性疾病, 其组织的硬化程度明显大于病变前的正常组织^[1-2]。准静态弹性成像是 Ophir^[3] 等于 1991 年首先提出的, 是最早提出也是研究得最多的超声弹性成像技术。该方法具有无损, 操作简单等优点。其使用方法如图 1 所示。手持超声换能器直接对病变组织施加压力, 在压力的作用下组织会发生形变, 不同硬度的组织在相同的施加压力作用下会产生不同的形变, 而这种形变信息可以通过按压前和按压后两帧数据中提取出来, 最终通过不同的颜色来表征不同的硬度信息, 为临床医生提供辅助诊断。在乳腺病

变的检查中, 静态弹性成像对该病变的诊断和分类起了重要作用^[1, 4-5]。当病变组织不是太深的时候, 准静态成像方法可以作为一种有效的工具用来引导辅助高强度聚焦超声 (HIFU, high-intensity focused ultrasound) 治疗^[6-7]。准静态弹性成像对于甲状腺结节恶性肿瘤的判定也有很好的应用^[8]。准静态弹性成像方法还被应用于骨骼肌^[9]、肾脏^[10]、前列腺^[11]等静态器官, 在临床乳腺癌的早期诊断中已获得了 FDA 的认证许可。

该方法非常依赖于操作手法, 按压力度和按压频率都会对按压前数据和按压后数据的选择造成影响。按压前数据和按压后数据要能够反映出组织在按压作用下产生的形变信息, 该按压力度既不能过大, 也不能过小。按压力度过大会导致两帧数据失去相关性, 无法计算出正确的应变

收稿日期: 2020-12-18; 修回日期: 2020-12-29。

基金项目: 中国博士后科学基金(2018M643184)。

作者简介: 和晓念(1986-), 男, 河南周口人, 博士后, 工程师, 主要从事医学超声信号处理方向的研究。

通讯作者: 邱四海(1977-), 男, 湖南长沙人, 硕士, 高级工程师, 主要从事医学信号处理方向的研究。

引用格式: 和晓念, 凌 锋, 罗 华, 等. 适用于临床实时出图的准静态弹性成像系统设计[J]. 计算机测量与控制, 2021, 29(2): 218-221.

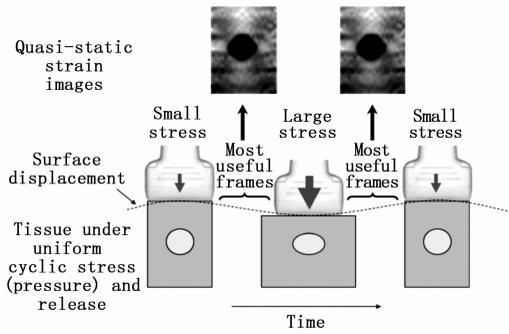


图 1 准静态弹性成像操作示意图

信息。按压力度过小, 导致应变信息数据信噪比过低, 同样会造成弹性计算失败。按压前数据的选取以及其和按压后数据之间的间隔帧数的设定应该是一个随操作手法动态自适应调整的过程。在准静态弹性成像的临床应用中, 医生期望能够容易获得实时、准确且稳定的弹性图像输出。

本文介绍了一种能够适用于临床实时出图的准静态弹性成像系统设计方案。该设计方案一方面可以降低操作手法的要求, 另一方面能够以较少的计算量实现临床要求的具有实时、高分辨率的弹性输出需求。

1 准静态弹性成像应变计算原理

在准静态弹性成像中, 通过对组织施加压力可以使组织发生形变, 形变量的大小是按压前和按压后位移的相对改变量, 需要通过按压前后两帧信号进行提取。本研究系统中实现弹性成像应变计算的过程概述如下:

当对组织施加压力的时, 被检测目标中的散射点距离超声换能器表面的相对位移会发生变化, 距离探头表面越近(浅层位置), 位移的改变量越小, 距离探头表面的距离越远(深度位置), 位移的改变量越大。该位移的改变量是一个从小到大(从浅层到深层)逐渐连续递增的过程。位移的相对改变体现在回波信号中就是 RF 回波信号的时移, 如式 (1) 和 (2) 所示:

$$i_1(t, x) = A(t, x)e^{-j[\omega_0(t-\tau) - \theta]} \quad (1)$$

$$i_2(t, x) = A(t - \tau, x - u_x)e^{-j[\omega_0(t-\tau) - \theta]} \quad (2)$$

其中, 信号 $i_1(t, x)$ 和 $i_2(t, x)$ 是按压前后两帧的时域 RF 回波信号表达式, $A(t, x)$ 是其包络信号。 ω_0 是超声换能器发射超声的中心频率, τ 是组织相对位移改变引起的回波信号时延, 另外, u_x 是横向方向的偏移位移。

求解位移改变量的过程实际就是求解最佳匹配位置的过程。在实际临床应用中, 对组织施加压力不仅会引起组织沿深度方向的位移改变, 也会引起组织横向位移改变, 寻求最佳匹配位置需要同时考虑纵向和横向位移的影响, 因此通常采用二维自相关算法实现对最佳匹配位置的搜索。用信号 $s_1(t, x)$ 和 $s_2(t, x)$ 分别表示对信号 $i_1(t, x)$ 和 $i_2(t, x)$ 进行正交解调所得的复数信号。对该复数信号进行二维自相关运算, 如式 (3) 所示:

$$R_{12}(t, x; n, m) = \iint_D s_1(t + v, x, w) \times$$

$$s_2^*(t + nT/2 + v, x + mL + w) \ast dvd \quad (3)$$

其中: 时间参数 T 是一个超声波周期; 参数 L 是横向间隔线数; 参数 D 表示寻找最佳匹配位置的区域窗的大小; 参数 n 和 m 是计算自相关位置。该表达式可以实现二维区域 D 中寻找最佳匹配位置。将式 (1) 和 (2) 带入式 (3) 计算转换可得:

$$R_{12}(t, x; n, m) = R_A\left(t, x; \tau - \frac{nT}{2}, u_x - mL\right)e^{-j\omega_0(\tau - nT/2)} \quad (4)$$

其中: R_A 为回波信号包络的自相关结果, 其最大值时, 表示两处位置为最佳匹配。设最佳匹配时, 参数 $(n, m) = (k, l)$, 此时对应的自相关相位可表达为:

$$\varphi(t, x; k, l) = \omega_0(\tau - kT/2) \quad (5)$$

进一步得出偏移时间:

$$\tau = \frac{\varphi(t, x; k, l)}{\omega_0} + kT/2 \quad (6)$$

由相位信息即可进一步就算出纵向方向的位移:

$$u_y = \frac{\tau}{2} \quad (7)$$

在准静态弹性成像中, 施加的应力方向主要是纵向方向, 因此, 应变的计算也主要考虑在纵向方向产生的位移量 u_y (横向方向的位移 u_x 不考虑)。得到纵向的位移信息之后, 通过对其进行差分计算即可得到能够反应组织软硬信息的应变值, 最终实现弹性成像。

2 适用于临床应用的弹性成像系统设计

图 2 为适用于临床的准静态弹性成像系统框图。该系统由超声换能器、信号采集单元、信号预处理单元、B 图信号处理单元、弹性处理单元、融合单元以及显示单元组成。超声换能器是医用超声系统中很重要的核心部件, 它把系统的电信号转换成超声波, 从人体内部反射后再转换回电信号。对回波信号进行数据采集和保存然后送入信号预处理单元。预处理单元主要涉及对超声信号的初级滤波、波束合成和正交解调。将解调之后的 IQ 数据一路送给 B 图像处理单元, 一路送给弹性处理单元。B 图像处理单元是基于 IQ 数据进行包络提取和对数压缩。融合单元主要是将处理之后的 B 图像与处理之后的弹性图像进行叠加处理, 实现在同一个成像区域既可以看到弹性图又可以看到 B 图, 通过调整 B 图和弹性图的权重比例系数, 可以得到具有不同透明度的融合图像效果, 最后再将融合图像送往显示单元进行显示。

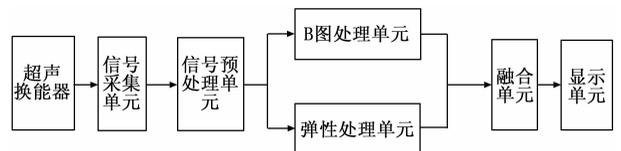


图 2 适用于临床的准静态弹性成像系统框图

弹性处理单元如图 3 所示, 主要包括: 帧对构造模块、帧对筛选模块、弹性计算模块以及弹性帧相关处理模块。

帧对构造和筛选模块实现以较少的计算量剔除掉不合适的数据,从而降低对操作手法的依赖。弹性计算模块确保了弹性图像质量。弹性帧相关处理模块进一步保证了弹性图像的稳定输出。对弹性处理单元各个模块具体介绍如下。

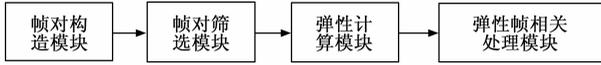


图 3 本系统弹性处理单元框图

2.1 数据帧对构造

帧对构造模块主要是从连续采集的多帧数据中,构造出多组按压前数据和按压后数据的组对。为下一步帧对的筛选做好准备工作。本系统中帧对构造方案如图 4 所示,假设多帧数据为 M 帧, $F(i)$ 为第 i 帧数据, k 为按压前数据与按压后数据的最大间隔,将 $F(i)$ 设定为按压前的数据,随后的连续 k 帧设定为按压后的数据,即构造了 k 组帧对。依次类推,每更新一帧图像数据时,则将下一帧设定为按压前的数据,随后的 k 帧数据设为按压后的数据,同样可以构造 k 组帧对。 k 的大小与用户按压的频率以及系统的帧率相关。当数据存储空间的数据量达到 M 帧时,则一共可以构造出 $(M - k) * k$ 组帧对。

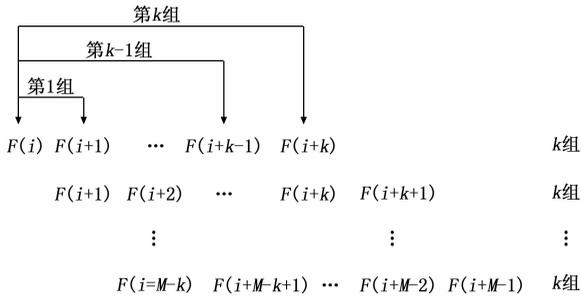


图 4 帧对构造模块示意图

本系统设计中,在有限的数据存储空间 (M 帧) 内,设定多帧数据作为按压前数据,降低了首帧数据错误的风险,另外每次只需要计算 k 组数据的评判指标,却可以提供 $(M - k) * k$ 组帧对用于筛选,不仅扩大了帧对的筛选范围,而且减少了计算数据量,从而保证了算法的实时性。

2.2 数据帧对筛选

帧对筛选模块主要是通过较少的计算量实现从多组帧对中选出最佳的按压前数据和按压后数据的帧对,剔除掉不好的数据从而降低对操作手法的依赖。首先,对将帧对数据矩阵进行快速粗略的位移估计,可以对应得到 1 个 M 行 N 列的位移数据矩阵,用 $Disp_{M \times N}$ 表示。假设按压前数据用 $Z_2 = (I_2; iQ_2)$ 表示,按压后数据用 $Z_1 = (I_1; iQ_1)$ 表示。首先对两帧数据进行共轭相乘的操作:

$$Z_{M \times N} = Z_1 * conj(Z_2) \quad (8)$$

其中: $conj$ 为取共轭操作, $Z_{M \times N}$ 为 M 行 N 列的复数矩阵,包含与位移信息相关的相位信息。通过提取相位信息即可快速计算出位移信息,该过程可以表达为:

$$Disp_{M \times N} = \frac{Phase(Z_{M \times N}) * C}{4 * \tau * f_0} \quad (9)$$

其中: $Phase(Z_{M \times N})$ 是对复数矩阵 $Z_{M \times N}$ 提取相位信息操作, c 为声速 1 540 m/s; f_0 为发射超声波中心频率。经过位移计算模块即可得到位移数据矩阵 $Disp_{M \times N}$ 。

为了实现有效的帧对筛选,给出了相应的筛选准则和方法。基于粗略计算所得的位移信息,设定并获取按压力度以及位移质量两项评判指标,通过该指标实现对针对的筛选。按压力度指标是通过对位移曲线沿深度方向进行线性拟合,提取拟合斜率 k_{axial} 和拟合度 R_{axial} 两个参数,如图 5 (a) 所示;位移质量指标是通过对水平不同位置位移的斜率进行二次拟合或多次拟合,提取拟合度参数 $R_{lateral}$,如图 5 (b) 所示。

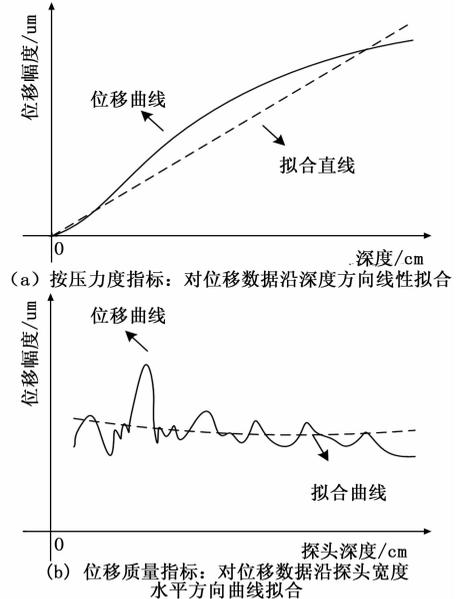


图 5 帧对筛选 2 个评判指标提取示意

通过对指标参数拟合斜率 k_{axial} 、拟合度 R_{axial} 及 $R_{lateral}$ 设定阈值来实现针对的筛选。合适的阈值可以降低对操作手法的依赖。理想情况下,对组织施加压力,会引起组织发生形变,即会产生一个相对位移变化量,该位移信息沿深度方向应该是单调,递增的曲线,对该曲线进行线性拟合,拟合所得的斜率一定程度上反映了对组织施加压力的大小程度,压力越大,位移变化越大,所得斜率也相对变大,反之亦然。拟合度大小在一定程度上反映了所提取的振动位移信号沿深度方向的质量,拟合度越高,说明所提取的位移信号越好,反之亦然;另外该位移信息沿水平方向应该是缓慢变化的曲线,对该曲线进行二次曲线拟合,对应的拟合度在一定程度上反映了所提取的振动位移信号沿水平方向的质量,拟合度越高,说明数据的连续性越好,同时大概率表明位移信息计算结果越准确。

2.3 弹性帧相关处理

在筛选模块,通过筛选准则,筛选出了最佳帧对,然后将最佳帧对数据送入高精度的弹性计算模块,高精度计算采用二维自相关算法(本文第 2 节)进行实现。该算法虽然计算量偏大,但是计算精度高,弹性效果好。

为了进一步提高弹性图像出图效果, 获得更加稳定的弹性图像的输出, 对弹性计算模块输出后的弹性数据做帧相关处理。弹性帧相关处理模块主要是将多帧弹性结果进行复合处理, 将复合之后的结果作为弹性图的输出。假设选取的 k 帧弹性结果记为 E_{i-k+1} 、 E_{i-k+2} 、 \dots 、 E_i , 对应的系数为 a_1 、 $a_2 \dots a_k$, 那么第 i 帧复合的结果 $out(i)$ 为:

$$out(i) = a_1 * E_{i-k+1} + a_2 * E_{i-k+2} + \dots + a_k * E_i \quad (10)$$

其中 i 表示当前帧的编号, out 为弹性帧相关处理后的结果, k 可由系统调节指定, 用来确定复合的范围, 加权系数的分配可以是平均加权、以距离为变量的函数或者是以评判得分为依据的函数等。

3 临床检测结果与分析

基于深圳市理邦精密仪器股份有限公司 (Edan Instruments, Inc.) 的便携式全数字彩超诊断系统 AX8 平台, 完成本弹性成像系统代码的集成与实现。采用集成后的 AX8 机器, 在深圳市人民医院超声科由专科医师进行操作完成临床验证。按压式弹性成像中, 通常采用红色表征硬度大的组织, 采用蓝色表征软组织。

图 6 中是对一位女性乳腺癌的检测效果 (中间区域为癌变组织)。该弹性图色彩层次分明, 病变区域划分明显。乳腺浅层的脂肪层以蓝色显示 (如图 6 成像深度范围 0.2 cm~1 cm 所示); 病灶对应的弹性图相应位置以明显的红色显示 (如图 6 中箭头所指示区域)。病变区域与正常区域的应变比为 10.47, 弹性图的面积大于 B 图中的病灶区域面积, 可优先考虑为乳腺癌。

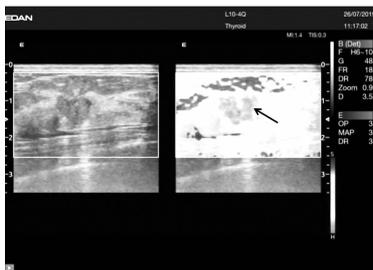


图 6 一位女性乳腺癌的临床检测效果

图 7 是对一位男性甲状腺瘤的检测效果。弹性图能够准确的勾勒病变甲状腺的区域, 并正确的将偏硬的区域以红色显示出来。该弹性图也能够区分出甲状腺组织中的不同硬度组织区域, 如图 7 右侧成像区域箭头所示, 弹性成像分辨率可以达到 1.5mm, 实现了高分辨率弹性成像。弹性图像帧率 (Frame Rate, FR) 可达到 18 帧每秒, 如图 6、7 右边参数 FR 设置所示。

临床试验结果表明, 该弹性成像系统设计能够实现实时、稳定的弹性图输出。在弹性图像帧率 18 帧每秒的基础上, 一方面可以实时实现对错误数据的剔除处理, 进而降低对操作手法的依赖; 另一方面又可以获得高分辨率的高质量弹性成像, 且能够为甲状腺和乳腺病变的检测提供有价值的参考信息。

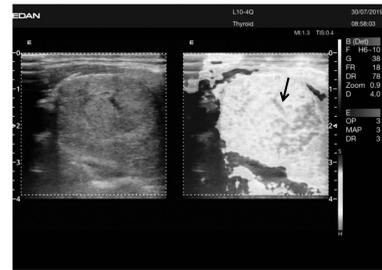


图 7 一位男性甲状腺瘤临床检测效果

4 结束语

本文对准静态弹性成像系统中的主要相关模块: 帧对构造模块、帧对筛选模块、弹性计算模块以及弹性帧相关处理模块分别进行了详细介绍。实现以较少的计算量就能获得实时且分辨率高的高质量弹性成像。临床实验结果表明, 该弹性成像系统设计能够为甲状腺和乳腺病变的检测提供有价值的参考信息。

本系统实现的准静态弹性成像在对较深位置病变及极低回声病变组织检测时, 弹性检测效果欠佳, 这是超声回波信号信噪比过低导致的现象, 下一步将会着重提高用于弹性计算的超声回波信噪比, 进一步改善弹性成像质量。

参考文献:

- [1] Garra, B S, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results [J]. Radiology, 1997, 202 (1): 79-86.
- [2] Zaleska D U, et al. Ultrasound elastography - review of techniques and its clinical applications [J]. Brain, 2013, 6: 10-14.
- [3] Kallel F, et al. The feasibility of elastographic visualization of HIFU-induced thermal lesions in soft tissues [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1999, 25 (4): 641-647.
- [4] Stafford R J, et al. Elastographic imaging of thermal lesions in soft tissue: a preliminary study in vitro [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1998, 24 (9): 1449-1458.
- [5] Ophir J, et al. Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues [J]. Ultrason Imaging, 1991, 13 (2): 111-134.
- [6] Hiltawsky K M, et al. Freehand ultrasound elastography of breast lesions: clinical results [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2001, 27 (11): 1461-1469.
- [7] Thitaikumar A, et al. Breast tumor classification using axial shear strain elastography: a feasibility study [J]. Physics in Medicine & Biology, 2008, 53 (17): 4809-4823.
- [8] Cantisani V, et al. Ultrasound elastography in the evaluation of thyroid pathology. Current status [J]. European Journal of Radiology, 2014, 83 (3): 420-428.
- [9] Chino K, et al. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using Ultrasound Elastography [J]. Plos One, 2012, 7 (9): e45764.
- [10] Kallel F, et al. Elastographic imaging of low-contrast elastic modulus distributions in tissue [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1998, 24 (3): 409-425.
- [11] Pallwein L, et al. Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience [J]. Bju International, 2010, 100 (1): 42-46.