

· 生物电子学 ·

超声弹性成像零相位估计算法并行化研究

彭 博^{1,2}, 谌 勇¹, 刘东权¹

(1. 四川大学计算机学院 成都 610065; 2. 西南石油大学计算机科学学院 成都 610500)

【摘要】研究超声弹性成像零相位估计算法的并行化计算问题。针对标准的零相位估计算法不易并行实现的特性,提出零相位估计算法的并行计算框架。首先通过互相关算法计算初步的位移并作为零相位估计算法引导位移,然后再使用二维零相位估计算法计算最终每一个估计点位移。仿真结果显示,该并行计算框架在生成的弹性图像的信噪比和对比度噪声比上能获得与标准方法非常接近的性能评价,同时与标准方法的CPU实现相比,该方法的GPU实现有效地提高了零相位估计算法的计算速度,其加速比可达7倍。研究表明,该算法框架不仅能有效地并行计算,同时能够保证得到高质量的弹性图。

关键词 互相关函数; 并行计算; 零相位估计; 应变估计; 弹性成像

中图分类号 R318

文献标志码 A

doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2014.03.026

Investigation of Parallel Computation for Phase Zero Estimation in Ultrasound Elastography

PENG Bo^{1,2}, CHEN Yong¹, and LIU Dong-quan¹

(1. School of Computer, Sichuan University Chengdu 610065; 2. School of Computer Science, Southwest Petroleum University Chengdu 610500)

Abstract This paper presents a parallel phase zero estimation framework to compute the axial tissue displacements. The framework includes two independent steps: coarse motion estimates and motion estimate refinement. For two frames of baseband signals, coarse motion estimates are first computed by using cross correlation function. The obtained motion estimates are used as initial guess for phase zero estimation. Then, the 2D phase zero estimation method is employed to refine the motion estimates. The experimental results illustrated that the two-step parallel estimation strategy is capable of generating fine motion estimation and is also suitable for parallel computation. Compared with the standard phase zero estimation method based on CPU, the proposed parallel estimation framework based on GPU achieved 7 times speed-up. In conclusion, the proposed parallel estimation framework not only obtains the fine elastogram, but also improves the computational efficiency.

Key words cross correlation function; parallel computation; phase zero estimation (PZE); strain estimation; strain imaging

超声弹性成像是一种非侵害性的影像技术,它将外力作用下的局部应变映射成灰度或彩色图像,进而能够确定组织硬度及相应的病理情况。因此,基于超声的生物组织弹性成像越来越受到医学界和工程界的重视,提高弹性图质量是超声弹性成像研究的首要目标。目前,提高弹性图质量的方法包括多帧图像压缩^[1]、频率域复合^[2]、空间域复合^[3]等技术。这些技术都显著地提高了生成的弹性图质量。然而,要实现实时成像,快速的弹性成像算法是不可缺少的。近年来提出的一些实时弹性成像算法受到了医学和工程界的广泛关注。这些算法在获得实

时帧率的同时,在弹性图质量上有一些损失。传统的基于互相关算法的弹性成像技术通常可以提供高质量的弹性图^[4],但是其主要缺陷在于计算密集,不适合实时应用。

在临床环境中,高效且能保证图像质量的算法将会扩展弹性成像技术的应用范围。这类算法不仅可以改善诊断过程,还能在实时监控治疗中起至关重要的作用。当前图形处理器(GPU)技术的发展给超声弹性成像技术带来了更多的机会与动力,目前已经有研究者利用GPU实现了基于互相关算法的弹性成像技术且获得了足够高的实时帧率^[5]。而对于标

收稿日期: 2012-12-27; 修回日期: 2013-11-20

基金项目: 四川省科技支撑项目(2013GZX0147); 四川省科技创新苗子工程培育项目

作者简介: 彭博(1980-),男,博士生,主要从事分布式与高性能并行计算、医学信号与图像处理方面的研究。

准的零相位估计算法, 由于其计算过程中需要引导位移和迭代计算相位根, 使其不适宜用并行计算技术来提高计算效率。

本文首先简要介绍零相位估计算法的计算方法, 并分析其不适宜并行计算的原因; 然后对基于互相关算法的位移估计的原理及抛物线插值方法作简单说明; 最后提出超声弹性成像零相位估计算法并行计算框架。该计算框架使用传统的互相关算法获得初步的位移估计作为下一步零相位估计的引导位移, 再运用二维零相位估计算法获得最后的位移结果, 通过ArrayFire平台^[6]利用GPU硬件实现并验证。

1 方法

1.1 迭代的零相位估计算法

文献[7]首先发现对应的基带信号互相关的相位信息能用于计算其相对位移。基于文献[7]的研究, 文献[8]提出了零相位估计算法。在此以后的10多年里, 学术机构和医疗超声仪器公司针对基于零相位估计算法的超声弹性技术开展了广泛而深入的研究, 并且在算法上取得了相当多的研究成果^[9-10]。超声波扫描人体时, 组织的运动表现为散射子的背向散射信号相位的变化, 该算法利用这一性质, 通过相位差得到时延估计, 进而得到相应的位移和应变。该算法减少了运动位移估计时间, 降低了计算代价, 使实时弹性成像成为可能。但该算法提高位移估计精度需要增加迭代次数, 计算量会相应增加。通常零相位估计算法包含信号预处理、零相位估计两个步骤。

为了获得更好的超声弹性成像质量, 对信号进行预处理是一项必要的工作。因为原始信号幅度变化大和散斑影响, 位移估计的准确性将会受到影响。标准的零相位估计算法仅通过压缩基带信号的包络而不改变信号的相位的方式对信号进行预处理。本文中对于得到基带信号进行预处理的计算方式为:

$$x_{b,\log}(t) = \log(1 + \alpha |x_b(t)|) \exp(\text{jarg}(x_b(t))) \quad (1)$$

式中, $x_b(t)$ 表示基带复信号; α 是可控制压缩程度的拉伸因子。零相位估计使用牛顿迭代寻找相位的根。一般只需要2~3次迭代运算即可得到足够精确的时间偏移量。零相位估计的计算方式为:

$$\tau_{k,0} = \tau_{k-1,N}$$

$$\tau_{k,n} = \tau_{k,n-1} + \frac{1}{\omega_0} \times$$

$$\arg \left[e^{-\text{j}\omega_m \tau_{k,n-1}} \int_{kT_s - T_w/2}^{kT_s + T_w/2} x_{1b}^*(t + \tau_{k,n-1}/2) x_{2b}(t - \tau_{k,n-1}/2) dt \right]$$

(2)

式中, 变量 $\tau_{k,n}$ 表示某条扫描线的第 k 个位置的第 n 次迭代结果; N 表示迭代次数; T_w 表示轴向的窗口尺寸; x_{1b} 和 x_{2b} 分别表示压缩前后帧的基带复信号; ω_m 为调制频率, 计算中通常用系统中心频率替代。

零相位估计算法相对于传统的互相关算法的优点, 主要在于计算的有效性和能够克服相位偏移估计过程的瑕疵并提高精确度。然而, 该算法计算时每一个位移估计窗口的计算数据是非独立的, 从数据并行化计算的角度看, 很难将该算法并行实现, 困难主要体现在两个方面: 1) 虽然迭代的零相位估计算法在压缩前后信号的时延计算上是有效的, 但在计算中, 该算法需要利用上一个估计点(代表一个比较窗口)的位移作为下一次计算的引导位移; 2) 该算法运用牛顿迭代法搜索根, 存在着迭代过程。

1.2 基于互相关算法的位移估计

利用互相关算法计算初始的引导位移包括两个步骤: 整数位移估计和子采样点位移估计。

整数位移估计通常是从压缩前后信号选择相同比较窗口大小的信号, 来计算两者的互相关函数。组织压缩前后超声散射信号的归一化互相关函数计算为:

$$\langle a, b \rangle(t) = \int_{-\infty}^{\infty} a^*(t') b(t' + t) dt' \quad (3)$$

式中, $a(t)$ 和 $b(t)$ 分别代表压缩前后的基带复信号, 通过搜索互相关函数的绝对最大值计算两个基带信号的时延信息。

图1a表示压缩前后信号一条回波线(A-line)的部分数据, 图1b的互相关系数说明压缩前后的相应信号在不同搜索位置的相似程度。如果互相关系数的值越大, 说明压缩前后的相应信号吻合得越好。互相关系数的最大值位置代表了压缩前的部分信号在压缩后对应的位置, 从而可以求出该部分信号的时延, 也就是该部分信号对应组织的位移。重复该操作可以求出一条回波线不同位置的位移信息, 乃至整个信号的位移信息。

使用互相关算法得到的位移是整数位移, 为了获取更精确的子采样点位移估计, 需要对得到的整数位移进行插值来降低峰值偏移的影响。虽然余弦拟合插值的性能优于抛物线拟合插值方法, 但是在互相关算法中, 具有矩形频谱带通信号的互相关函数峰值附近的区域可以被假定为一个二阶多项式^[11], 考虑到这个原因和计算复杂度, 本文使用抛物线拟合插值方法获得子采样点位移。假定 i 是最大值的位

置, R_i 是最大的互相关函数, R_{i-1} 和 R_{i+1} 分别是邻近 R_i 的互相关系数, 峰值偏移的抛物线插值为:

$$\delta_i = \frac{R_{i-1} - R_{i+1}}{2(R_{i-1} - 2R_i + R_{i+1})} \quad (4)$$

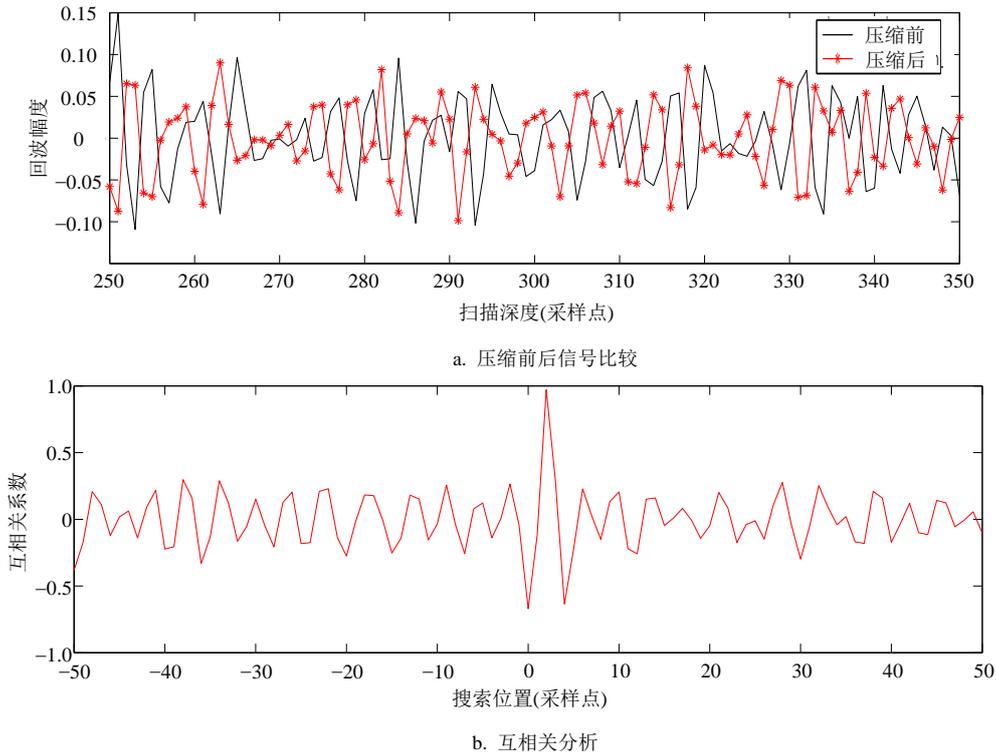


图1 互相关算法进行位移估计原理图

1.3 并行的零相位估计算法框架

为了使零相位估计算法的整个计算过程都能进行并行计算, 本文提出了一个零相位估计算法并行计算框架。该框架的主要思路是: 首先使用互相关算法计算初始位移; 然后将该初始位移估计作为二维零相位估计算法的引导位移来达到并行计算的目的; 最终得到信号间精确的位移估计。

在基于互相关算法的初始位移计算中, 压缩前信号的每条回波线的每个比较窗口将会与对应的压缩后信号的每条回波线的对应窗口, 进行互相关系数计算与最大值搜索, 它们不存在数据依赖, 线程计算可以分开。进一步的抛物线插值计算过程同样保持了数据的独立性, 也满足并行计算的要求。

标准的零相位算法在满足运动仅局限在沿扫描线的一维方向和仅有刚性的平移运动存在的情况下, 才能较好的工作^[12]。实际情况下, 这些条件并不能完全满足。同时在超声系统的电子噪声干扰下, 进行多次牛顿迭代必要性不大, 不仅增加了运算量, 同时也不能保证提高结果的精度。为了克服对运算结果的影响同时避免迭代搜索相位根, 本文采用二维零相位估计算法计算最终的位移。计算公式为:

$$\tau_{x,0} = 0$$

$$\tau_{x,y} = \tau_{x,y-1} - \frac{1}{\omega_0} \arg \left(e^{j\omega_0 \tau_{x,y-1}} \times \int_{-n/2}^{n/2} \int_{\tau_{x,y-1}-T_w/2}^{\tau_{x,y-1}+T_w/2} x_{1b}(x,t) x_{2b}^*(x,t - \tau_{x,y-1}) dt dx \right) \quad (5)$$

式中, 变量 $\tau_{x,y}$ 表示第 x 条扫描线的第 y 个位置的位移结果; n 表示水平窗口尺寸; T_w 表示轴向的窗口尺寸; x_{1b} 和 x_{2b} 分别表示压缩前后帧的基带复信号。

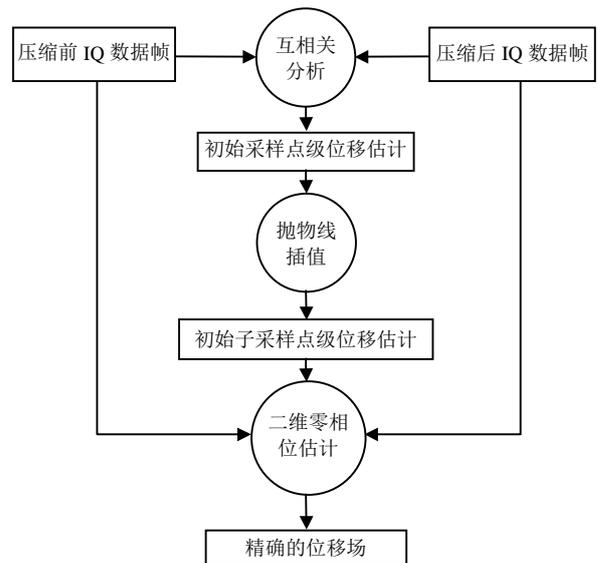


图2 零相位估计算法并行计算框架

二维零相位估计进一步去掉零相位估计算法中迭代操作对并行计算的影响, 该方法采用牛顿迭代只需要一次运算即可得到足够精确的时间偏移量。并行的零相位估计算法框架如图2所示。通过互相关算法获得的初步位移解决了回波线相邻估计窗口的数据依赖问题。而二维零相位估计算法解决了在寻找相位根过程中的迭代计算问题。

本文提出的零相位估计算法并行计算框架各个步骤都满足并行计算的条件, 因此完全可以利用GPU的众核架构并行计算一帧数据中所有回波线上所有待估计窗口的位移。

1.4 应变估计

在超声弹性成像中, 通过时延估计方法产生的位移图在经过中值滤波去除椒盐噪声后, 通常是对得到的轴向位移进行梯度操作获得应变(弹性图), 而这种差分操作会放大位移估计的噪声, 在高频部分更加明显。因此在弹性成像中, 常常使用一个低通数字差分滤波器从得到的位移计算应变。文献[13]的研究显示, SG-I差分滤波器较适宜超声弹性成像的轴向应变计算, 其计算公式为:

$$y(n) = \sum_{k=1}^{L_F} \frac{3k[x(n+k) - x(n-k)]}{(2L_F + 1)(L_F + 1)L_F} \quad (6)$$

式中, x 为一条扫描线的位移; y 为对应扫描线的应变; L_F 为滤波器的长度, 本文中 L_F 值为5。

2 仿真及结果

本文使用Inter Xeon E5-2620 CPU进行CPU串行程序实现, 使用Nvidia Tesla M2090 GPU卡进行GPU并行计算实验, 其共有512个CUDA计算核和6 GB DDR5内存。CUDA驱动版本为4.2, ArrayFire版本为2.2, 使用VS 2008作为编程工具。同时标准零相位估计算法(迭代2次)和二维的零相位估计算法两种算法的CPU实现被看着参考的标准。

为了评价本文提出的并行计算框架的性能, 利用文献[14]中的简单超声线性系统理论产生压缩前后超声回波信号。实验中设计整个仿真组织大小是40 mm×40 mm, 其中模拟了2个硬的包容物弹性组织模型, 圆形包容物都位于组织中央轴线上。实验中设置包容物的弹性模量是背景组织的10倍。其他的一些系统参数如中心频率设为5 MHz, 采样频率设为40 MHz, 声速被设定为常数1 540 m/s。仿真的每帧数据大小是2 078(采样点)×128(线), 最后将得到的RF信号调制转换成对应的基带信号。仿真实验中采用施加不同应变量的多组超声信号产生弹性成像数据

(0.01%, 0.05%, 0.1%, 0.5%, 1%, 2%, 3%, 5%)。

图3是使用标准的零相位估计算法(这里称为标准方法, 迭代2次, 下面均同)和本文提出的并行零相位估计框架(称为并行方法)得到的仿真组织的弹性图。组织施加1%的整体应变, 弹性图使用256级灰度图像, 平均应变被映射成灰度值128。试验中运动追踪使用的窗长为60个采样点(sample), 窗口重叠率为75%。从图2中可看出, 两种方法得到的弹性图的质量几乎一致, 弹性图中硬物的边界都非常清楚。

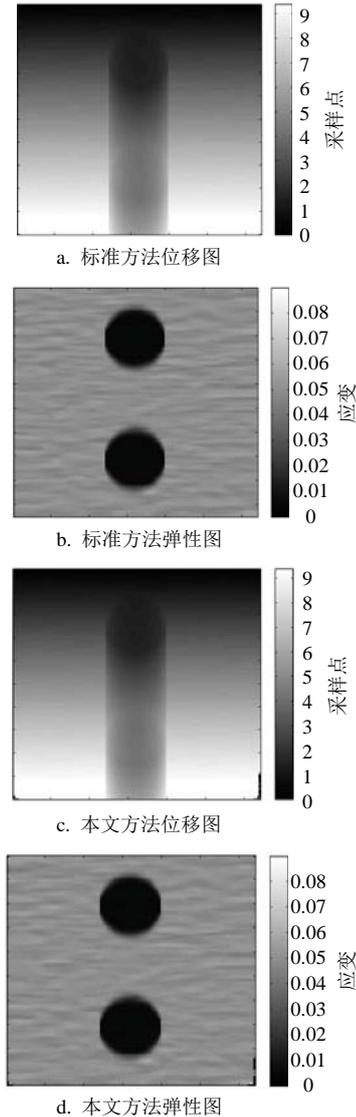


图3 仿真组织施加1%应变后的位移和弹性图像

为了进一步验证本文提出的并行零相位估计算法的性能, 使用常用的弹性图像性能指标SNRe^[15]和CNRe^[16]衡量本文的并行方法与标准方法之间的图像性能差异。对于SNRe和CNRe性能测试采用两种不同的模拟体模。在SNRe测试中, 使用模拟的同质体模; 而对于CNRe测试, 使用的模拟体模中具有一个硬的圆形包容物。

图4显示了两种方法在施加不同应变的数据下产生的应变图像SNRe性能对比情况。从图中可以看出,在施加不同应变的条件下,并行方法都能获得与标准方法非常相近的SNRe。

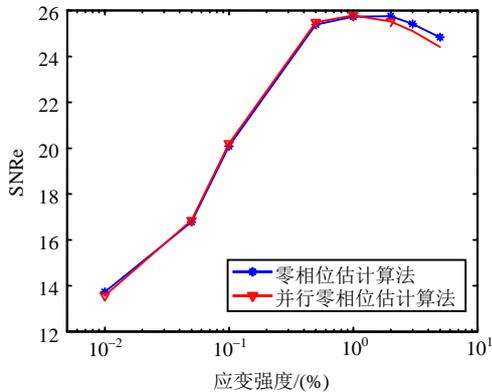


图4 两种方法产生的弹性图像SNRe对比

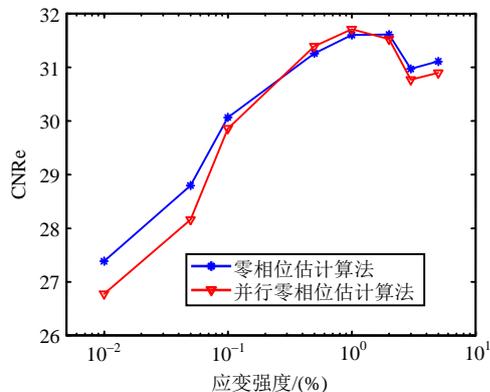


图5 两种方法产生的弹性图像CNRe对比

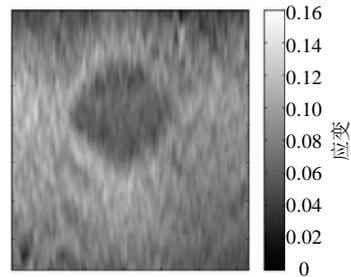
图5显示了两种方法在施加不同应变数据下产生的应变图像CNRe性能对比情况。从图中可以看出,在施加不同应变条件下,并行方法不仅能够获得与标准方法非常相近的CNRe,而且在部分应变情况下(0.5%与1%)得到的CNRe还超过标准方法。

表1为标准的零相位估计算法(迭代2次)和二维零相位估计算法的CPU串行实现与本文的并行计算框架的GPU并行实现的运行时间对比结果,计算时窗口大小设置为60个采样点,相邻窗口的重叠部分为75%。表中加速比为标准零相位估计方法与本文方法的GPU并行实现的比较结果。表1中前三行数据保持列不变,采样点数量逐步成倍增加。而后三行的数据保持行不变,回波线的数量成倍增加。从表1可以得到,无论针对哪一种数据规模,本文方法的GPU并行实现相对于两种CPU实现的零相位算法都获得了较好的加速比。针对列不变的数据,采样点的数量对加速比有较大的影响;而针对行不变的数据,加速比变化幅度较小。表1中GPU并行实现的计算时间和加速比验证了本文的并行计算框架能够通

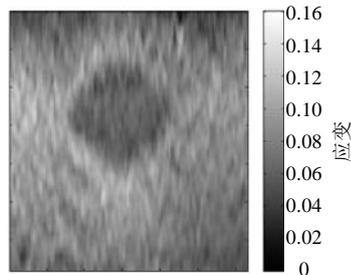
过GPU并行实现加速零相位估计算法的运算,在处理 512×128 的数据规模时其GPU实现处理时间仅为6 ms,帧率可达166 帧/s。可以满足各种条件下的实时超声弹性成像的需要。

表1 两种PZE方法运行时间对比 ms

数据规模	CPU		GPU	加速比/倍
	标准PZE	2D PZE	并行PZE	
512×128	36	46	6	6
1 039×128	79	102	18	4.4
2 078×128	164	226	61	2.7
512×512	142	184	21	6.8
512×1 024	282	374	39	7.2
512×2 048	532	680	75	7.1



a. 标准方法



b. 并行方法

图6 体模数据产生的弹性图像

图6为对压缩前后的两帧信号,分别使用标准方法和并行方法对其进行位移计算与应变估计,图6a为标准方法产生的弹性图像,图6b为并行方法产生的弹性图像。实验中的数据通过使用声泰特公司iMogo21彩色扫描仪对一个高度仿真人体组织的弹性模型扫描获得,系统的主要参数为探头的中心频率为5 MHz,采样频率为40 MHz,扫描深度为39 mm,扫描宽度为38 mm,发射f-number为1.5,动态接收聚焦。得到的扫描线数为188条,每条线有512个采样点。计算时窗口大小设置为60个采样点,相邻窗口的重叠部分为75%。图6a和图6b的CNRe的值分别为9.061 3和9.069 7,其中,背景区域对应的SNRe的值为7.228 7和7.244 2,目标区域对应的SNRe的值为8.868 4和8.893 0。两种方法在弹性图像的性能指标评价上仅有细微差距。

3 结论

为了解决标准零相位估计算法不能并行计算的

问题, 本文提出了一种零相位估计算法的并行计算框架, 利用互相关算法和二维零相位估计使其整个计算过程不存在数据依赖。通过基于ArrayFire平台实现的本文方法能利用GPU实现高效并行计算。实验结果表明该并行算法不仅能有效并行运算而且大大减少算法运行时间, 同时能够保证生成高质量的弹性图。实验中, 无论是仿真数据还是体模数据, 在图像性能指标评价上, 该并行方法都能获得与标准算法非常接近分析结果。这个框架的提出对于包括实时3D弹性成像等一些需要多帧数据处理的弹性成像研究具有重要的意义。同时下一步的研究将会对该并行框架继续进行临床数据测试和性能优化。

参 考 文 献

- [1] VARGHESE T, OPHIR J, CESPEDES I. Noise reduction in elastograms using temporal stretching with multicompression averaging[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 1996, 22(8): 1043-1052.
- [2] CUI S, LIU D C. Noise reduction for ultrasonic elastography using transmit-side frequency compounding: a preliminary study[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, 58(3): 509-516.
- [3] UDOMCHAI T, CHEN Q, VARGHESE T, et al. Noise reduction using spatial-angular compounding for elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2004, 51(5): 510-520.
- [4] HOYT K, FORSBERG F, OPHIR J. Comparison of shift estimation strategies in spectral elastography[J]. *Ultrasonics*, 2006, 44(1): 99-108.
- [5] YANG X, DEKA S, RIGHETTI R. A hybrid CPU-GPGPU approach for real-time elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2011, 58(12): 2631-2645.
- [6] MALCOLM J, YALAMANCHILI P, MCCLANAHAN C, et al. ArrayFire: a GPU acceleration platform; proceedings of the SPIE defense, security, and sensing, F, 2012[C]// *International Society for Optics and Photonics*. [S.l.]: [s.n.], 2012.
- [7] O'DONNELL M, SKOVORODA A R, SHAPO B M, et al. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1994, 41(3): 314-325.
- [8] PESAVENTO A, PERREY C, KRUEGER M, et al. A time-efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1999, 46(5): 1057-1067.
- [9] CHEN L, TREECE G M, LINDOP J E, et al. A quality-guided displacement tracking algorithm for ultrasonic elasticity imaging[J]. *Medical Image Analysis*, 2009, 13(2): 286-296.
- [10] CHEN L, HOUSDEN R J, TREECE G M, et al. A hybrid displacement estimation method for ultrasonic elasticity imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2010, 57(4): 866-882.
- [11] CESPEDES I, HUANG Y, OPHIR J, et al. Methods for estimation of subsample time delays of digitized echo signals [J]. *Ultrasonic Imaging*, 1995, 17(2): 142-171.
- [12] IANG Z, LIU P, LIU D C. Modified phase zero method for ultrasound freehand strain imaging[C]//*Proceedings of the 2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. [S.l.]: IEEE, 2009.
- [13] LUO J, BAI J, HE P, et al. Axial strain calculation using a low-pass digital differentiator in ultrasound elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2004, 51(9): 1119-1127.
- [14] 崔少国, 刘东权. 使用二维小波收缩法去除弹性成像蠕虫噪声[J]. *生物医学工程学杂志*, 2011, 28(3): 460-464.
CUI Shao-guo, LIU Dong-quan. Elastography strain estimates worm artifacts 2-D wavelet transform wavelet shrinkage denoising[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 28(3): 460-464.
- [15] BILGEN M, INSANA M F. Error analysis in acoustic elastography II strain estimation and SNR analysis[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1997, 101(2): 1147-1154.
- [16] VARGHESE T, OPHIR J. An analysis of elastographic contrast-to-noise ratio[J]. *Ultrasound in medicine & Biology*, 1998, 24(6): 915-924.

编辑 漆 蓉