

· 生物电子学 ·

基于侧向引导的2D加权相位分离位移估计

崔少国, 冯欣

(重庆理工大学计算机科学与工程学院 重庆 巴南区 400054)

【摘要】在可并行的实时运动追踪算法的基础上提出基于侧向引导和二维信号窗的加权相位分离位移估计改进算法,并通过仿真和体模实验验证该算法提高弹性成像性能的可行性。先估计出中间一列(A-line)位移作为种子位移;然后从中间向两侧估计,估计时用侧向相邻已估计位移作为当前点的初始位移,最后通过二维窗的加权相位分离算法迭代产生最终位移。在仿真的不同应变或使用不同窗长情况下,改进算法所产生弹性图像的信噪比均高于原始算法,体模实验也产生了更高性能的图像。该算法能提高弹性成像的性能。

关键词 位移估计; 弹性成像; 侧向引导; 超声; 加权相位分离

中图分类号 TP751

文献标志码 A

doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2013.06.027

2D Weighted Phase Separation Displacement Estimation Based on Lateral Guidance

CUI Shao-guo and FENG Xin

(College of Computer Science and Engineering, Chongqing University of Technology Banan Chongqing 400054)

Abstract On the basis of parallelizable real-time motion tracking algorithm, we propose the modified weighted phase separation (WPS) displacement estimation algorithm based on lateral guidance and 2D estimation window, and validate whether this algorithm can improve elastography performance. The displacement of the middle A-lines is estimated as the seed displacement, the other displacements are estimated from the middle to two sides, their initial displacements are selected from the lateral adjacent displacement estimate, and the final displacements are generated by using 2D weighted phase separation algorithm. The simulation shows that the modified WPS algorithm can achieve elastogram with higher SNRe than the original WPS at various strains or window-lengths. And the phantom experiment also shows that the modified WPS algorithm can generate the higher performance elastogram.

Key words displacement estimation; elastography; lateral guidance; ultrasound; weighted phase separation

超声弹性成像由于能提供组织的弹性参数信息,为多种疾病的检测和良恶性鉴别诊断提供重要的依据,现已成为临床上重要的医学影像检查技术。自1991年Ophir教授提出该成像方法以来,国内外专家学者提出了各种实时位移估计算法^[1-3]以及各种技术策略改进成像品质^[4-6]。2008年,文献[3]提出了基于相位的加权相位分离(weighted phase separation, WPS)算法,利用包络加权和相位解耦策略,将相位分离出来,利用迭代法进行位移估计。根据位移连续性原理,迭代的起始位移为轴向(列, A-lines)上一个已估计位移值,轴向上顶端(接近探头的位置,位移以探头为参考对象)的迭代初始位移设为零。通过

实验表明,在各种应变和各种窗长情况下,WPS算法比相位根搜索(EPZ)算法产生了更高性能的弹性图像。

文献[7]设计了一种可并行的实时运动追踪超声弹性成像算法,与以前轴向引导运动追踪不同,提出用侧向上相邻的已估计位移作为当前点初始位移,从而加快运动追踪速度,提高成像实时性。侧向引导运动追踪与轴向引导相比产生更少的均方误差,获得更高信噪比的弹性图像。

本文在可并行的实时运动追踪算法的基础上,对加权相位分离算法进行改进,使用侧向引导代替原轴向引导,选择侧向上相邻的位移作为当前点的

收稿日期: 2012-06-27; 修回日期: 2012-12-15

基金项目: 国家自然科学基金(61202348); 重庆市自然科学基金(cstc2012jjA40030); 重庆市教委科学技术研究项目(KJ130826)

作者简介: 崔少国(1974-),男,博士,副教授,主要从事医学图像处理、医学成像与智能计算等方面的研究。

初始迭代位移, 并将估计窗推广到二维。实现了算法并设计仿真和体模实验, 证实所提算法的可行性, 探讨了与原算法相比, 其提高弹性成像性能的效果。

1 算法

1.1 引导追踪策略

侧向引导运动追踪是将侧向上相邻的已估计位移作为当前点初始迭代位移。图1给出了20~23行的由右向左侧向引导示意图。 \tilde{u}' 表示当前点初始迭代位移, 来源于同行中相邻右边一列已估计位移, \hat{u} 代表以 \tilde{u}' 为初始位移迭代估计出来的位移, 空心箭头代表初始位移选择来源, 实心箭头代表位移传递方向。

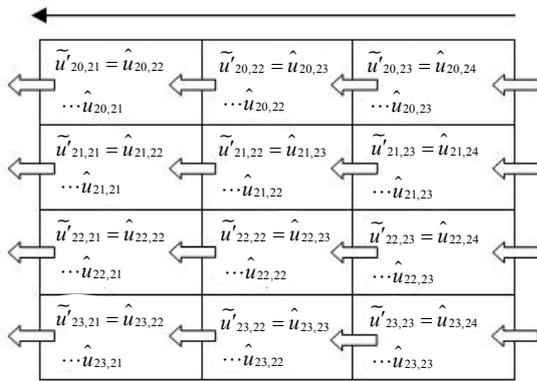


图1 侧向引导运动追踪示意图

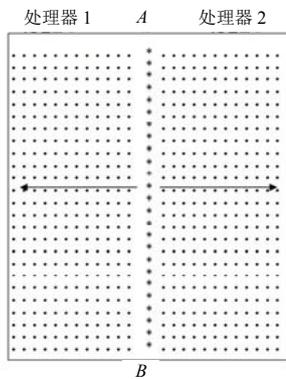


图2 侧向引导位移场估计方案示意图

图2给出了侧向引导位移场估计方案。中间一列AB中“*”表示初始生成位移(称为种子位移), “.”表示需要被估计的位移。实线箭头方向表示侧向引导位移估计先后次序, 从中间向两侧进行。左右两部分既可以设计成使用两个处理器并行估计, 也可以用单一处理器分先后顺序依次进行。种子位移采用启发式穷举搜索生成。

1.2 位移估计

设 $f(t)$ 和 $g(t)$ 分别表示压缩前后超声回波信号, ϕ_f 和 ϕ_g 分别表示信号 $f(t)$ 和 $g(t)$ 的相位。文献[3]提出的加

权相位分离算法使用如下公式迭代进行位移估计:

$$\tilde{d}_{0,0} = 0 \quad \tilde{d}_{n,0} = \tilde{d}_{n-1,N} \quad (1)$$

$$\tilde{d}_{n,k-1} = \tilde{d}_{n,k} + \frac{\sum_{t=n\Delta t}^{n\Delta t+T} W(t)(\phi_f(t) - \phi_g(t + \tilde{d}_{n,k}))}{\omega_0 \sum_{t=n\Delta t}^{n\Delta t+T} W(t)} \quad (2)$$

式中, n 表示轴向上第 n 个估计位置; N 表示迭代次数(精度); k 表示第 k 次迭代; Δt 表示轴向估计窗间隔; T 表示估计窗长; ω_0 表示中心角频率; $W(t)$ 是加权项, 则有:

$$W(t) = W_A(t)W_p(t) \quad (3)$$

式中, $W_A(t)$ 是包络加权项; $W_p(t)$ 是相位解权项, 则有:

$$W_A(t) = f(t)g(t + \tilde{d}_n) \quad (4)$$

$$W_p(t) = \left| \frac{\pi - |\phi_g(t + \tilde{d}_n) - \phi_f(t)|}{\pi} \right|^r \quad (5)$$

式中, r 是相位解权因子, r 为0,1,2,3, 其中0代表没有相位解权, 3代表严格相位解权。

如果使用从左向右侧向引导运动追踪, 并使用二维估计窗, 则修改后的加权相位分离算法(modified weighted phase separation, MWPS)为:

$$\tilde{d}_{m,n,0} = \tilde{d}_{m-1,n,N} \quad (6)$$

$$\tilde{d}_{m,n,k+1} = \tilde{d}_{m,n,k} +$$

$$\frac{\sum_{x=m\Delta x}^{m\Delta x+X} \sum_{y=n\Delta y}^{n\Delta y+Y} W(x,y)(\phi_f(x,y) - \phi_g(x,y + \tilde{d}_{m,n,k}))}{\omega_0 \sum_{x=m\Delta x}^{m\Delta x+X} \sum_{y=n\Delta y}^{n\Delta y+Y} W(x,y)} \quad (7)$$

式中, (m,n) 表示第 m 列第 n 个估计位置; X 和 Y 分别表示估计侧向窗宽和轴向窗长; $W(x,y)$ 是二维加权项, 则有:

$$W(x,y) = W_A(x,y)W_p(x,y) \quad (8)$$

式中, $W_A(x,y)$ 是包络加权项; $W_p(x,y)$ 是相位解权项, 则有:

$$W_A(x,y) = f(x,y)g(x,y + \tilde{d}_{m,n}) \quad (9)$$

$$W_p(x,y) = \left| \frac{\pi - |\phi_g(x,y + \tilde{d}_{m,n}) - \phi_f(x,y)|}{\pi} \right|^r \quad (10)$$

当使用从右向左侧向引导运动追踪时, 只需将式(6)变为:

$$\tilde{d}_{m,n,0} = \tilde{d}_{m+1,n,N} \quad (11)$$

1.3 应变成像

应变估计使用文献[8]中提出的低通数字差分滤

波器SG-1 DD, 有:

$$s(m, n) = \sum_{i=1}^M \frac{3i}{(2M+1)(M+1)M} \Delta_i \quad (12)$$

式中, s 是应变; d 是位移; M 是滤波器长度; $\Delta_i = d(m, n+i) - d(m, n-i)$ 。

将应变估计值映射成灰度图像, 采用256级灰度, 平均应变被映射成灰度值128。

2 实验

仿真实验采用Field II声场模拟程序和有限元仿真软件COMSOL Multiphysics V4.1, 仿真均匀弹性组织中含有两个球形硬包容物, 散射子浓度设为50(个散射子/脉冲宽度), 散射子的位置服从均匀随机分布, 散射子的强度服从高斯分布^[9-10]。组织大小为40 mm(轴向)×40 mm(侧向)×30 mm(横向), 硬包容物直径为10 mm, 处于组织正中央, 弹性模量是背景组织的10倍。采样频率设为40 MHz。声速被设定为常数1 540 m/s, 发射脉冲中心频率为7.5 MHz。仿真的每帧数据大小是2 078(采样点)×128(线), 然后向RF信号加高斯白噪声仿真70 dB信噪比数据, 最后将RF信号调制解调到基带上。对仿真的体模分别施加不同的整体应变, 包括0.01%、0.1%、0.5%、1%、2%、3%、4%、5%, 这些用来探究在不同应变情况下改进的加权相位分离算法的成像效果。

体模实验采用CIRS Inc.研发的专用于弹性成像研究的Model 049弹性体模。体模在背景介质中放有4个10 mm和4个20 mm直径的球形包容物, 球体和背景等回声, 在B-Mode中不可区分。背景的弹性模量是30 kPa, 每种直径的4个包容物有不同弹性模量, 分别是8 kPa(Type I, 软)、18 kPa(Type II, 软)、44 kPa(Type III, 硬) 和63 kPa(Type IV, 硬)。本文的实验中成像对象选择直径是10 mm、弹性模量为63 kPa的包容物。超声机采用成都声泰特公司研发的iMago C21, 系统RF信号采样频率为40 MHz, RF信号使用积分解调器解调到基带I/Q信号, 帧大小为2 078(sample)×205(A-lines)。实验中采用的探头型号为SA5L38B的128阵元线阵探头, 阵元之间的间隙为0.3 mm, 其中心频率是5 MHz, 75%分数阶带宽。实验过程中没有安装其他的额外装置, 使用徒手准静态压缩体模方式进行数据采集。

3 结果

3.1 仿真实验结果

弹性图像信噪比(SNRe)采用文献[11]中的定义方法, 选取弹性图像以像素点(81, 20)和(111, 40)为

对角线的矩形区域(均匀弹性区)进行计算。表1显示了整体应变为1%时原始WPS和改进MWPS算法产生弹性图像的信噪比, 估计窗长从20个采样点变化到90, 二维窗宽为3, 纵向窗重叠率为3/4。算法迭代3次, 相位解权因子为0。滤波器长度设为6。从表中可以看出, 随着窗长的增加, 图像的信噪比不断提高, 并用在采用的各种窗长情况下, 改进后的MWPS算法均比原始WPS算法获得更高的信噪比。

表1 两种算法在各种窗长情况下的信噪比

算法	窗长(采样点)							
	20	30	40	50	60	70	80	90
WPS	16.46	20.51	21.03	23.9	24.7	25.01	25.34	28.92
MWPS	16.59	21.74	22.31	24.94	26.1	26.99	27.95	32.11

图3显示了在仿真的不同应变组织模型下原始算法与改进算法性能比较。估计窗长均采用40个采样点, 其他算法参数同表1。从图中可以看出, 在仿真的各种应变情况下, 改进后的MWPS算法均比原始WPS算法获得更高的信噪比。

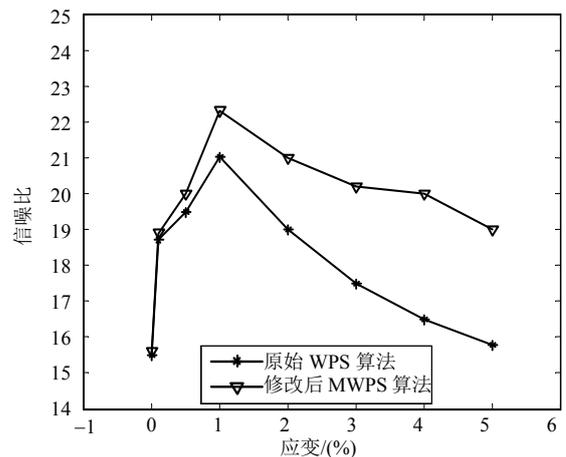


图3 原算法与改进算法在仿真在不同应变组织模型数据上的弹性成像信噪比较

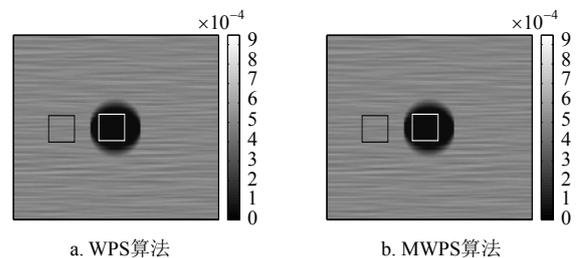


图4 仿真的0.5%应变组织模型在使用不同算法产生的弹性图像

图4显示了使用两种方法产生的仿真组织模型弹性图像。在图4a中, SNRe=19.29, CNRe=36.78; 在图4b中, SNRe=19.96, CNRe=40.74; 组织施加0.5%应变。图下方显示了对应的信噪比^[11]和对比度噪声比(CNRe)^[12]。取图像中黑色标志的矩形区域计算信

噪比。取图像中黑色标志的矩形区域为背景，取白色标志的矩形区域为病变计算对比度噪声比。从成像结果可以看出，改进算法使图像性能得到了改善。

3.2 体模实验结果

图5显示了使用两种方法产生的弹性体模Phantom图像。图下方显示了对应的信噪比和对比度噪声比。取图像中黑色标志的矩形区域计算信噪比。取图像中黑色标志的矩形区域为背景，取白色标志的矩形区域为病变计算对比度噪声比。图5a采用原始WPS算法，图像右部产生了明显的噪声，而图5b使用改进算法，噪声得到有效的减少，图像更加平滑细腻，获得了较好的品质。在图5a中， $SNRe=4.87$ ， $CNRe=15.78$ ；在图5b中， $SNRe=5.63$ ， $CNRe=26.62$ 。

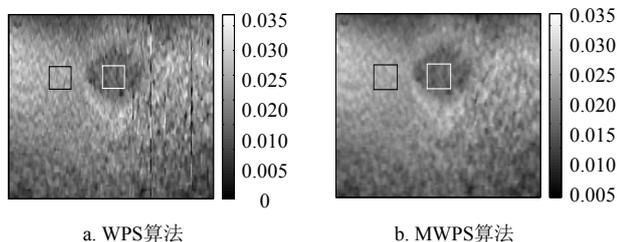


图5 弹性体模弹性图像

4 结论

在仿真中，本文不仅对两种算法在不同窗长情况下进行了实验，而且也对在不同应变情况下进行了实验。实验表明，改进的算法MWPS在各种情况下均优于原始算法WPS，产生的弹性图像有更高的信噪比。从表1中看出，随着窗长的增加，图像信噪比也随之增加，从图3可以看出，当应变从0.01%变化到5%时，图像信噪比曲线呈现带通状态，这与以前的研究结果相符^[13]。在体模实验中，由于采用徒手压缩采集数据，压缩前后数据存在较强解相关，尤其在右下边区域表现明显。当采用原始方法时出现了较强的噪声，但改进算法很好地抑制了噪声的出现，表现了较好的容错能力。

改进算法在各种情况下表现出较好的特性其主要原因包括：1) 使用侧向导运动追踪，其初始迭代位移更接近于当前位置的真实位移，因为处于同一压缩平面(侧向)的相邻位移在正常情况下比轴向上相邻位移更加相近；2) 由于使用二维估计窗，使追踪匹配时更加精确，避免了因局部一维信号幅度波动剧烈或解相关导致匹配失败。

本文在加权相位分离算法的基础上引入侧向导运动追踪，使用侧向相邻已估计位移作为当前点初始位移进行迭代，并使用二维互相关进行位移估计。通过仿真和体模实验证实，改进的加权相位分离算

法在各种窗长和应变情况下，与原始算法相比均取得了更高图像信噪比，图像表现更加平滑细腻。改进算法的提出对高品质实时超声弹性成像系统的研究与设计具有重要的意义。

参考文献

- [1] OPHIR J, ÉSPEDES I, PONNEKANTI H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissue[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1991, 13(3): 111-134.
- [2] 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 Trans Ultrason Ferroelec Freq Control*, 1999, 46(5): 1057-1067.
- [3] LINDOP J E, TREECE G E, GEE A, et al. Phase-based ultrasonic deformation estimation[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control*, 2008, 55(1): 94-111.
- [4] 崔少国, 彭彩碧, 王晓. 弹性成像中不同频率子图像的相关性与频率复合[J]. *中国生物医学工程学报*, 2010, 29(5): 797-800.
CUI Shao-guo, PENG Cai-bi, WANG Xiao. Correlation analysis and compounding of frequency sub-elastogram pairs[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2010, 29(5): 797-800.
- [5] CUI Shao-guo, LIU D C. Noise reduction of ultrasonic elastography using transmit-side frequency compounding: A preliminary study[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, 58(3): 509-516.
- [6] 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]. *生物医学工程学报*, 2011, 28(3): 460-464.
CUI Shao-guo, LIU Dong-quan. Denoising worm artifacts of elastogram using 2D wavelet shrinkage[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 28(3): 460-464.
- [7] JIANG J, HALL T J. A parallelizable real-time motion tracking algorithm with applications to ultrasonic strain imaging[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(3): 3773-3790.
- [8] LUO Jian-wen, BAI Jing, HE Ping, 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.
- [9] JENSEN J A. Field: A program for simulating ultrasound systems[J]. *Med Biol Eng Comp*, 1996(4): 351-353.
- [10] JENSEN J A. Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and CFM images[J]. *Acoustical Imaging Symposium*, 1997(23): 75-80.
- [11] CÉSPEDES I, OPHIR J. Reduction of image noise in elastography[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1993, 15(2): 89-96.
- [12] VARGHESE T, OPHIR J. An analysis of elastographic contrast-to-noise ratio performance[J]. *Ultrasound Med Biol*, 1998, 24(6): 915-924.
- [13] VARGHESE T, OPHIR J. A theoretical framework for performance characterization of elastography: The strain filter[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Cont*, 1997, 44(8): 164-172.

编辑 黄 莘