

射频信号上的快速弹性成像位移估计方法

何兴无

(成都农业科技职业学院电子信息分院 610041)

摘要:目的 提高射频(RF)信号上的超声弹性成像位移估计速度。方法 利用弹性成像位移估计窗口的重叠特征,设计快速的互相关位移估计方法。通过仿真内含一硬包容物的组织(60 mm×50 mm),包容物直径为 20 mm,且均匀分布在中轴线上,其弹性模量为背景 10 倍的体模弹性成像实验验证新方法的效果。结果 在体模弹性成像实验中新方法的位移估计平均时间[(74.13±4.30)s]比传统方法[(166.52±63.32)s]低。结论 使用新方法不仅能产生与传统方法一致的位移和弹性图像,还具有较低的时间复杂度优势。

关键词:超声检查;位移估计;互相关;弹性成像技术

doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2011.27.004

文献标识码:A

文章编号:1671-8348(2011)27-2711-03

Radio frequency signal based fast displacement estimation method for elastography

He Xingwu

(Department of Electronics and Information, Chengdu Vocational College of

Agricultural Science and Technology, Chengdu 610041, China)

Abstract: Objective To improve the velocity of radio frequency(RF) signal based displacement estimation method for ultrasonic elastograph. **Methods** By analyzing the property of overlap between the displacement estimator windows, a new efficient method of displacement estimate method has been designed. A 60 mm×50 mm tissue model was simulated with one round hard inclusions of 20 mm diameter uniformly distributed along the tissue central axial line, and its elasticity modulus were 10 times of the background. **Results** In the simulated experiment, the average displacement estimate time of the conventional method and the new method were(166.52±63.32) seconds and (74.13±4.30) seconds, respectively. The latter was obviously lower. **Conclusion** The experiment shows that the new method could generate same displacement data and same ultrasound elastography as the conventional method and need less runtimes.

Key words: ultrasonography; displacement estimation; cross-correlation; elastiloty imaging techniques

超声弹性成像自 1991 年由 Ophir 等^[1]提出,在临床上引起了广泛重视,并已经得到了实际应用。人体正常组织与病变组织往往具有不同的弹性信息,超声弹性成像将组织的弹性信息借助仪器显示出来,为疾病的诊断提供辅助手段^[2]。本研究针对弹性成像的关键——位移估计,提出了一种快速的方法^[3]。常见的位移估计方法主要有互相关方法、零交叉方法、峰值比较方法、相位估计方法等^[4-8]。其中互相关方法是弹性成像中较为广泛采用的位移估计方法之一。现将本研究针对组织位移估计互相关窗口重叠引起重复计算问题而设计的一种新方法报道如下。

1 资料与方法

1.1 一般资料 本研究的 A-line 数据采用 1 024 个采样点的信号实验,信号的压缩为均匀压缩(压缩百分比为 0.01),中心频率为 3.5 MHz,采样频率为 80 MHz。计算位移的窗口长度为 30 个采样点,窗口的步长为 1 个采样点。为消除误差,位移估计的时间取 5 次运行的平均时间作为参数条件的运行时间。计算机体模^[9-10]是仿真 60 mm×50 mm 的人体组织均匀分布有 100 000 个散射子,探头中心频率为 4 MHz,系统采样频率为 80 MHz,使用 Field II 生成 80 条 A-lines、帧大小为 80 像素×7 040 像素。计算位移时分别使用传统位移估计方法和新方法。同 A-line 实验一样,算法的运行时间取 5 次运行时间的平均值。

1.2 方法

1.2.1 基本原理 设 $f(n)$ 和 $g(n)$ 分别为两离散时间信号,其互相关函数关于延迟时间 n 的表达式如下:

$$\langle f, g \rangle [n] = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} f^* g(m)(n+m) \quad (1)$$

其中 f^* 表示 f 的共轭。相邻两个窗口之间有较大的重叠^[1]。重叠的多少以重叠率(σ)表示。根据窗口位移估计值,用数字差分方法计算组织的应变。具体的计算方法有多种^[11-12],本次采用以下公式进行计算:

$$y(n) = \frac{\sum_{k=13}^n k}{(2M+1)(M+1)(M)} \Delta k \quad (2)$$

其中 $y(n)$ 为组织应变。

1.2.2 冗余计算存在性 设定 RF-domain 上压缩前信号 $s_1(n)$ 两个相邻窗口 w_1 和 w_2 在压缩后信号 $s_2(n)$ 上的位移估计。假设位移估计窗口长度为 $4T_w$ 个样本点,相邻窗口重叠率为 0.75,则 $s_1(n)$ 相邻两个窗口距离为 T_w 个样本。在总应变一定情况下,设每个窗口的可能位移范围为 $-1 \sim 3$ 个样本,则:当位移 $\tau = -1, 0, 1, 2, 3$ 个样本时压缩前 RF 信号 $s_1(n)$ 窗口 w_1 和压缩后 RF 信号 $s_2(n)$ 相应窗口的相关系数为 $\rho_{11}, \rho_{12}, \rho_{13}, \rho_{14}$ 和 ρ_{15} ,取其最大值时的位置计算 $s_1(n)$ 窗口 w_1 对于 $s_2(n)$ 的位移估计值。

同理,当时延 $\tau = -1, 0, 1, 2, 3$ 时,压缩前 RF 信号 $s_1(n)$ 窗口 w_2 和压缩后 RF 信号 $s_2(n)$ 相应窗口的相关系数为 $\rho_{21}, \rho_{22}, \rho_{23}, \rho_{24}$ 和 ρ_{25} 。由公式(1)得分片窗口在可能的位移值 τ 时的相关系数计算公式为:

$$\begin{aligned} \rho &= \sum_{i=k}^{k+4T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) \\ &= \sum_{i=k}^{k+T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=k+T_w}^{k+2T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=k+2T_w}^{k+3T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=k+3T_w}^{k+4T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) \end{aligned} \quad (3)$$

其中, k 为窗口起点,4 个求和项相当于把每个窗口分成 4 个子窗口,而每个子窗口的长度恰与 w_1 和 w_2 之间的步长(距

离)相同。通过分析 w1 和 w2 的位移估计,证实冗余计算的存在性。设 w1 窗口的起点为 m,则其相关系数 ρ_{11} 的计算公式为:

$$\rho_{11} = \sum_{i=m}^{m+T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+T_w}^{m+2T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+2T_w}^{m+3T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+3T_w}^{m+4T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) \quad (4)$$

设 w2 窗口的起点为 n,则其相关系数 ρ_{21} 的计算公式为:

$$\rho_{21} = \sum_{i=n+T_w}^{m+T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=n+T_w}^{n+2T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=n+2T_w}^{n+3T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=n+3T_w}^{n+4T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) \quad (5)$$

因 w2 与 w1 的步长为 T_w ,所以 w1 和 w2 窗口满足关系:

$$n=m+T_w \quad (6)$$

将(6)式代入(5)式得:

$$\rho_{21} = \sum_{i=m+T_w}^{m+2T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+2T_w}^{m+3T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+3T_w}^{m+4T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) + \sum_{i=m+4T_w}^{m+5T_w-1} s_1(i) * s_2(i+\tau) \quad (7)$$

比较(4)式和(7)式,(4)式的 2、3、4 项与(7)式的 1、2、3 项相同,故借助计算 w1 位移的中间结果来计算 w2 位移,将提高 w2 位移估计时间。如果每个窗口的可能位移范围 t 越大,(4)式和(7)式的计算次数越多,重复计算将随之增加。以上为窗口长度是步长倍数的情况;在不呈倍数关系情况下,也可类推相似结论。

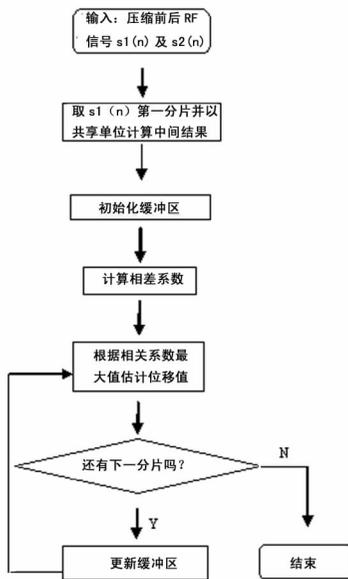


图 1 弹性成像估计信号分片位移流程图

1.2.3 快速位移估计方法 由于计算位移的相邻两个窗口通常有较多重叠^[13],因此,在不降低位移估计准确性的前提下,先设置一定缓冲区,将重复使用的数据临时保存下来。在计算互相关系数时,先看缓冲区中是否有可用数据,有则直接使用,没有则计算需要的数据并放入缓冲区,然后再使用。缓冲区配置的大小(缓冲区太大将导致成本提高)和共享数据的共享单位(最小的共享单位是样本,即以每个样本为单位计算并保存中间结果,但其可能导致缓冲区增加以及效率的降低)。在(4)式和(7)式中,有 3 个求和项相同,即如果窗口是步长的倍数,则把窗口分成以步长为长度子窗口为共享单位。这样不仅提高位移估计效率,也节省了存储时间。最小缓冲区大小与信号分片的长度和组织应变有关。具体计算流程见图 1。

1.2.4 新算法执行效率 假设窗口重叠率为 σ ,则相邻窗口的距离为 $T_w(1-\sigma)$;每个样本重复计算的次数约为 $1/(1-$

$\sigma)$,而去掉重复计算后的效率约为以前的 $(1-\sigma)$ 倍。

2 结果

2.1 位移及应变图像 模拟 A-line 采用传统算法和新算法得到的位移图,见图 2,横坐标为采样点位置,纵坐标为以采样点为中心的窗口位移估计值。两种算法得到超声体模的弹性应变图,见图 3。

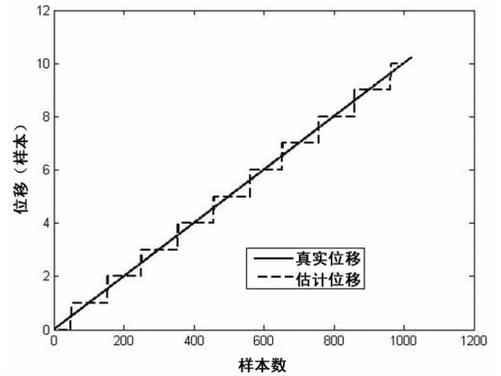
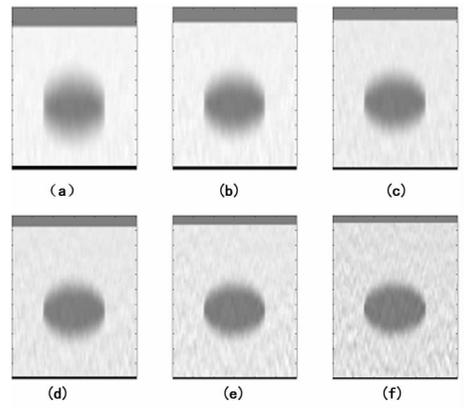


图 2 用传统方法和新方法得到 A-line 位移图



(a)~(f) 分别是折叠率为 0.50、0.60、0.65、0.70、0.75、0.80 时的图像。

图 3 用传统方法和新方法得到的超声弹性图

2.2 算法执行时间效率 新算法估计中 1 条 A-line 位移时间为 0.203 1 s,传统方法计算位移时间为 0.250 0 s。见表 1。

表 1 传统方法和新方法在不同窗口的折叠率情况下位移估计时间(s)

方法	折叠率							平均时间
	0.40	0.50	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80	
传统方法	91.25	109.39	136.30	156.13	181.98	218.29	272.29	166.52±63.32
新方法	67.16	70.21	73.23	74.71	76.41	77.94	79.27	74.13±4.30

3 讨论

从图 2 和图 3 可以看出采用新方法得到的结果与传统方法基本一致;表 1 结果说明传统方法和新方法在折叠率为 0.40、0.50、0.60、0.65、0.70、0.75 和 0.80 时的平均位移估计时间分别为 $(166.52 \pm 63.32)s$ 及 $(74.13 \pm 4.3)s$,所以在计算时间上新方法具有相对优势,随窗口重叠率的增加,其时间效率优势更为显著。由于新方法充分利用位移计算的 RF 信号互相关窗口重叠的特征,去除了重复数据的重复计算,达到了降低计算复杂度的目的。弹性成像互相关窗口的重叠是设计新算法提高成像效率的关键。从不同折叠率下弹性成像的实验看出:在一定参数条件下,随着重叠率的提高,新方法较之传

统方法形成同样图像需要更少时间。一方面,从最终位移估计结果来看,通过新方法可以得到与传统方法一致的结果,进而得到基本一致的弹性图像;另一方面,在同样的成像参数条件下,新方法比传统方法更为快捷。采用新方法的超声弹性成像,能更好地应用于实际,尤其实时领域的应用。

本研究仅对传统方法进行了优化的初期研究,通过缓存一些中间数据,有效地提高位移估计效率、降低弹性成像时间。进一步实验研究可从互相关位移估计窗口长度、信号的采样频率、图像分辨率、插值方法等方面进行,以提高弹性成像的质量和效果^[14-15]。也可在时间和效率上折中,适当降低一些弹性成像的质量,以获得较快成像速度。此外,可用一些自适应的方法提高弹性成像的质量和效率。需要说明的是:本方法仅对基于互相关的位移估计方法有效,而基于相位等的位移估计方法效率的提高有待进一步研究。

参考文献:

- [1] Ophir J, Céspedes 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] 王彬, 李发琪. 声辐射力弹性成像: 弹性成像的新发展[J]. *中国医学影像技术*, 2011, 27(4): 852-857.
- [3] Bilgen M, Insana MF. Deformation models and correlation analysis in elastography[J]. *J Acoust Soc Am*, 1996, 99(5): 3212-3224.
- [4] Céspedes I, Ophir J, Ponnekanti H, et al. Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo [J]. *Ultrasonic Imaging*, 1993, 5(2): 73-88.
- [5] Srinivasan S, Ophir J. A Zero-crossing Strain Estimator for Elastography[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2003, 29(2): 227-238.
- [6] Eskandari H, Salcudean SE, Rohling R. Tissue strain imaging using a wavelet transform-based peak search algorithm[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*,

2007, 54(6): 1118-1130.

- [7] Lindop JE, Treece GE, Gee A, et al. Phase-based ultrasonic deformation estimation [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2008, 55(1): 94-111.
- [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 Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 1999, 46(5): 1057-1067.
- [9] Konofagou EE, D'hooge J, Ophir J. Myocardial elastography—a feasibility study in vivo[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2002, 28(4): 475-82.
- [10] Jensen JA, Munk P. Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and CFM images[J]. *Acoust Imaging Symp*, 1997(23): 75-80.
- [11] Orfanidis SJ. Introduction to signal processing[M]. New Jersey: Prentice Hall Inc, 2009.
- [12] Luo J, Bai J, He P, et al. Axial strain calculation using a low-pass digital differentiator in ultrasound elastography [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2004, 51(9): 1119-1127.
- [13] Varghese T, Bilgen M, Ophir J. Multiresolution imaging in elastography [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 1998, 45(1): 65-75.
- [14] Peng QY, Zhang LQ. High-resolution ultrasound displacement measurement using coded excitations[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2011, 58(1): 122-133.
- [15] Stephen McAleavey. Ultrasonic backscatter imaging by shear-wave-induced echo phase encoding of target locations[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2011, 58(1): 102-111.

(收稿日期: 2011-05-28 修回日期: 2011-06-27)

(上接第 2710 页)

- [2] Bowman FD, Hancock WD, Malm ML, et al. A valve containing dacron prosthesis[J]. *Arch Surg*, 1973, 107(5): 724-730.
- [3] Dearami JA, Danielson GK, Puga FJ, et al. Late follow up of 1095 patients undergoing operation for complex congenital heart disease utilizing pulmonary ventricle to pulmonary artery conduit [J]. *Ann Thorac Surg*, 2003, 75(2): 399-401.
- [4] Stewart S, Manning J, Alexson C, et al. The Hancock external valved conduit. A dichotomy between late clinical results and late cardiac catheterization findings[J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1983, 86(4): 562-569.
- [5] Ross DN, Somerville J. Correction of pulmonary atresia with a homograft aortic valve[J]. *Lancet*, 1966, 2(7479): 1446-1447.
- [6] Norwood WI, Freed MD, Rocchini AP, et al. Experience

with valved conduit for repair of congenital cardiac lesion[J]. *Am Thorac Surg*, 1977, 24(3): 233-245.

- [7] Shaddy RE, Hawkins JA. Immunology and failure of valved allografts in children[J]. *Ann Thorac Surg*, 2002, 74(4): 1271-1275.
- [8] Carrel T, Berdat P, Pavlovic M, et al. The bovine jugular vein: a totally integrated valved conduit to repair the right ventricular outflow[J]. *J Heart Valve Dis*, 2002, 11(4): 552-556.
- [9] 史宏灿. 心血管外科组织工程学研究、回顾与展望[J]. *中国心血管病研究*, 2004, 2(8): 662-665.
- [10] 申林, 何德沛. 医学牛颈静脉带瓣管道的基础研制及临床应用[J]. *重庆医学*, 2005, 34(4): 613-614.
- [11] 吴世友, 何德沛. 戊二醛鞣制 VBJVC 流体动力学的体外实验研究[J]. *重庆医学*, 2010, 39(24): 3370-3372.

(收稿日期: 2011-05-09 修回日期: 2011-06-22)