

专栏——软组织弹性测量与成像

编者按：人体组织的病变往往伴随着其硬度的变化。在临床中医生会通过触诊来感知受检者体表及脏器的硬度，发现异常。但这样的检查缺乏量化，灵敏度低，且受医生诊断经验限制，很难有准确的结果，于是弹性成像及测量技术应运而生。在最近20年中，这方面的技术得到了快速的发展，而临床的应用也越来越多。在这一期的系列文章中，我们介绍了用于人体组织硬度测量及成像的多种方法，包括超声印压、光学印压、水冲超声印压、气冲光学印压、基于外压的超声弹性成像，以及基于振动的超声弹性测量。同时我们也介绍了如何在—款国产的便携式B超机器上实现超声弹性成像与测量。对于超声弹性成像到底是否提供定量及客观的诊断以及其应用所面临的一些挑战也进行了讨论。



栏目主编：郑永平（香港理工大学 医疗科技及资讯学系）

郑永平教授分别于1990及1993年获中国科学技术大学电子信息工程学士及硕士学位，1997年获香港理工大学生物医学工程博士学位，其后在加拿大温莎大学（University of Windsor）就读博士后，于2001年成为香港理工大学助理教授，并于2008年在医疗科技及资讯学系晋升为教授。2008年8月~2010年7月，他同时兼任香港理工大学创新产品和技术研究所副所长。郑永平教授的主要研究方向包括超声弹性测量与成像、三维超声成像与测量、医用超声仪器的创新、研究与开发，以及可携带人体生理参数测量仪等。主持承担多项科研项目。他已发表及录用的SCI论文有90余篇，国际会议论文150余篇，另有6项美国和4项中国授权的专利及12项受理中的专利。他所开发研制的组织超声弹性测量仪已被国内外多间大学和医院用于各种软组织的评估，并有7项专利已成功转让给了工业界作产业化。

一种基于传统超声成像系统平台的组织弹性成像功能的实现

An Implementation of Ultrasonic Tissue Elastography in a Conventional Ultrasound Scanner

郑永平，周永进，黄铮铭

香港理工大学 医疗科技及资讯学系，香港

ZHENG Yong-ping, ZHOU Yong-jin, HUANG Zheng-ming

Department of Health Technology and Informatics, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China

[摘要] 通过分析超声弹性成像算法的技术特点和临床成像需求，设计和实现了一种展开于汕头超声SIUI CTS-8800影像系统平台之上的超声组织成像功能算法，具有实时性，弹性图像对比度较高，适用手持探头方式等特点。

[关键词] 超声；弹性成像；实时；光流算法

Abstract: Based on a coarse-to-fine motion estimation method, the real-time strain imaging function for freehand scanning is implemented on a conventional ultrasound scanner, SIUI CTS-8800, which is able to visualize the tissue elasticity profile in real-time with decent image contrast.

Key words: ultrasound; elastography; real-time; optical flow

[中图分类号] R445.1 [文献标志码] B

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.01.001

[文章编号] 1674-1633(2011)01-0001-03

收稿日期：2010-11-01

基金项目：香港理工大学（J-BB69）以及香港创新科技基金（GHP/061/05）支持。

作者邮箱：ypzheng@ieeee.org

人类对组织弹性和组织病理状况的相关性有着历史悠久的认识。近年来，数字信号处理技术在硬件和算法方面的不断进步已成为一种趋势，在这种趋势支持下，超声弹

性成像日渐成为一种可以无创地探测组织弹性分布模式,从而可能提供一种新的组织病变如癌症的临床检测手段。弹性成像的概念最初由 Ophir 等人于 1991 年提出^[1],它的基本原理是:人体内不同类型的组织的弹性不同,在外力的作用下,通常较硬的组织比较软的组织发生的形变和位移较小。在外力施加或释放过程中,通过采集感兴趣区域(ROI)不同时间片段的信号进行分析,计算得出组织当时的形变信息以确定组织硬度。弹性图像可通过多种模式获取,如超声波、光学、以及 MRI 图像等等。其中超声弹性成像技术由于在多个器官和组织,如乳腺、肝脏和前列腺的广泛研究而得到较多的关注^[2]。

1 国产超声成像系统不具备弹性成像功能

过去的 20 年来,超声弹性成像技术因其可揭示组织弹性分布的特点,越来越受到医学和工程界的重视。概要来讲,超声弹性成像可涉及压力施加、组织变形检测、组织应变计算和组织弹性重建四个环节,而以成像为目的的大部分现有的超声弹性成像技术以组织变形检测为核心。至于压力施加环节,临床上一般采用手持探头施压的扫描方式,取代早期的程序控制步进马达的超声探头移动方式。在组织受到压力发生变形之后,不同弹性的局部,其相应的变形程度和应变有相应区别,通过对超声射频(RF)数据的运动跟踪分析,可以估算得知组织各局部的受压变形程度。较为主流的方法有基于 1D 或 2D 的互相关跟踪技术如 Siemens ACUSON S2000、基于块匹配(Block Matching)^[3]跟踪技术和基于复合自相关(Combined Autocorrelation)^[4]技术,如 HITACHI EUB8500。在现有的弹性成像技术中,主要存在下列待进一步完善的问题:

第一,弹性成像对比度与和施压前后的射频信号连续性之间的平衡问题。通常,为保持压缩前后信号高度相关(即信号连续性)并控制噪音水平,施压不可过大,但是,形变过小可导致所生成的图像欠缺对比度;其中,该对比度指示在所感兴趣的区域内,不同硬度组织在形变图像中的亮度区别。因此,由于需要更加优化的不同组织部分的视觉效果,最好得到较高的对比度。

第二,更为准确的组织受压变形模型和实时处理要求之间的平衡问题。理论上希望组织受压变形只发生在超声轴向,其他两个正交方向上的运动是忽略的,而实际上在手持探头扫描时,其他两个方向的组织移动和变形是不可避免的,而这些移动或变形都会影响超声射频信号跟踪的相关性退化。若采用复杂的位移模型并基于二维超声信号来完全求解不同方向上的形变将导致计算量的迅速增加,而使得算法的实时性在现有硬件条件下难以达到要求。

第三,在基于组织位移或者变形估算结果的基础上计

算组织应变时,还需要在保证感兴趣区的图像边缘不被钝化、不产生伪迹的算法设计要求,以及尽可能保证应变图像的平滑度要求之间取得平衡。

我们认为正是由于以上主要原因及其他技术实现上的难题,使得之前尚无国产超声影像设备可以包含有超声弹性成像这一重要功能模块。

2 组织弹性成像功能的算法设计

我们自主研发设计了一种由粗到细的二维组织运动估计算法,以计算组织受压后超声射频信号中的位置变化量,并从而估算出组织应变图像。

具体而言,如图 1 所示,以两帧连续的射频图像为例,首先在粗估计环节采用具有鲁棒性的块匹配算法并采用全局搜索以保证此环节计算结果的准确性,然后根据其位移估计得到的结果来对其中一帧进行曲变(Warping)生成新的帧,从而大大提高调整后的两射频帧之间的信号相关性,此时在细估计阶段采用密集光流方法, Lucas-Kanade 光流方法^[5](LKOF)对调整后的两幅射频帧之间的轴向和横向上的具有亚像素精度的位移进行细估计,之后合并两阶段的估计值,如有需要,可进一步迭代以上估计——曲变——估计循环,使得两射频帧之间的信号相关性越来越高。

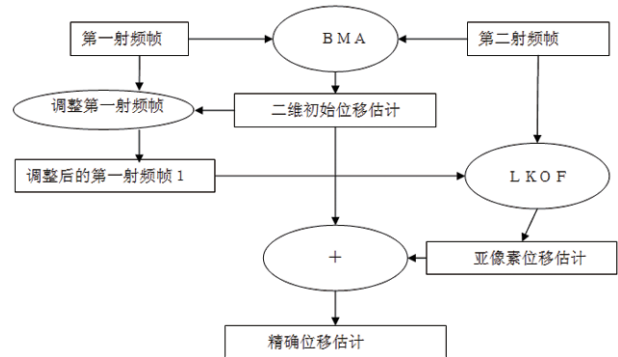


图1 组织运动估计算法说明图

在得到帧间组织运动的估计场之后,我们进一步采用各向异性扩散(Anisotropic Diffusion)^[6]的方法对组织运动估计场进行差分平滑计算,得到组织应变场估计图。这种扩散方法的实质在于在 t 到 $t+\Delta t$ 时段在指定点 (i, j) 的邻域展开处理。

$$\frac{u_{i,j}^{t+\Delta t} - u_{i,j}^t}{\Delta t} = \frac{1}{\Delta x} (c_{E,i,j}^t \nabla_E u_{i,j}^t - c_{W,i,j}^t \nabla_W u_{i,j}^t) + \frac{1}{\Delta y} (c_{N,i,j}^t \nabla_N u_{i,j}^t - c_{S,i,j}^t \nabla_S u_{i,j}^t) \quad (1)$$

下标 N, S, E 和 W 分别表示像素周围的北南东西,符号 ∇ 表示在其下标所示方向上最邻近梯度,其他系数由下式给出。

$$c_{N,i,j}^t = g_k(|\nabla_N u_{i,j}^t|^2), c_{S,i,j}^t = g_k(|\nabla_S u_{i,j}^t|^2)$$

$$c_{E_{i,j}}^t = g_k(|\nabla_E u_{i,j}^t|^2), c_{W_{i,j}}^t = g_k(|\nabla_W u_{i,j}^t|^2) \quad (2)$$

其中选择 g_k 为 $g(\nabla I) = \frac{1}{1 + (\frac{\|\nabla I\|}{K})^2}$

在迭代进行过程中,高梯度项权重将大大高于低梯度项的输出权重,因此通过调整参数,可保留感兴趣的图像边界区域内容同时平滑其他较为缺乏变化的图像内容。

为检验上述算法,我们采用了一种乳房超声仿体(型号 CIRS 047, Norfolk, VA, 美国),自顶端用手持 SIUI 超声传感器 L7L38B(7.5MHz)对仿体进行了轻压,采集的射频帧信号、粗估计、细估计和应变估计等各环节的结果如图 2 所示。

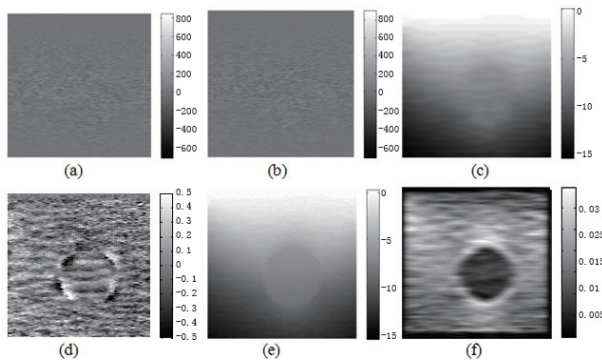


图2 组织运动估计算法说明图

(a)-(f) 依次为第一帧射频数据、第二帧射频数据、粗估计的组织运动分布、细估计的组织运动分布、一次合并后的组织运动分布和应变分布图。

3 在汕头超声SIUI 8800上实现的实时超声弹性成像功能

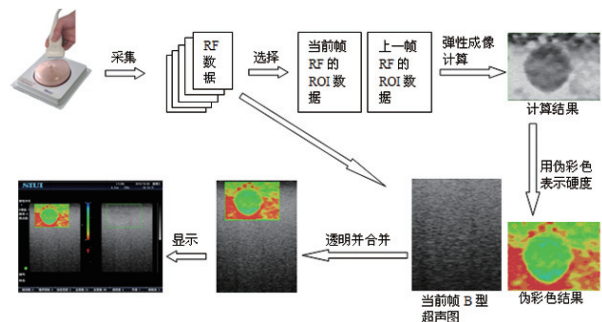


图3 在 CTS-8800 上实现实时超声弹性成像功能的流程和显示示例

在 CTS-8800 实时超声弹性成像时使用的是 7.5MHz L7L38B 线性超声探头。根据被测部位的位置选择合适的采样深度以及感兴趣区域。当超声探头采集完 B 型超声的 RF 数据后,实时成像生成 B 型超声图像用于显示,同时用当前帧和上一帧感兴趣区域内的 RF 数据采用前述方法进行

弹性成像计算。

在显示环节,为了更直观地表示出组织的软硬程度,比平均硬度软的使用红色表示,比平均硬度硬的使用绿色表示,使用上述自定义伪彩色表示组织的软硬度对计算区域成像,再将成像区域与灰度的 B 型超声图像的部位匹配重叠,可以根据操作者习惯或者的需要选择不同的透明度。最后在界面上将普通的 B 型超声图像、弹性成像计算结果图像和按压指示条以及感兴趣区域框显示出来,在 CTS-8800 系统中左边表示弹性成像结果,右边表示普通的 B 型超声图像。整个计算和应变图像显示的流程和示例如图 3 所示。

4 总结和展望

在原有的汕头超声 CTS-8800 系统硬件设计未做改动的情况下,我们通过改动部分硬件驱动和软件,大大减低超声弹性成像仪器的生产成本,在中国制造的超声设备上首次配备弹性成像功能,使以前只有在国外高端设备上才有的功能在国内的普通超声设备上得到实现,让更多患者可享受到最先进的医用超声波技术,该成就也是大学实验室和医疗器械业界成功合作的一个例子。

致谢

该项目部分由香港理工大学(J-BB69)以及香港创新科技基金(GHP/061/05)的支持。我们也感谢广东省汕头市超声仪器研究所工程师和领导的支持与合作。

[参考文献]

- [1] J. Ophir, I. C èspedes, H. Ponnekanti, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues [J]. Ultrason Imaging, 1991, (13):111-134.
- [2] 罗建文,白净.超声弹性成像的研究进展[J].中国医疗器械信息,2005,(5):23-31.
- [3] A. M. Tekalp. Digital Video Processing [M]. NJ: Prentice Hall, 1995.
- [4] M. Yamakawa, T. Shiina. Strain estimation using the extended combined autocorrelation method [J]. Jpn J Applied Physics Part 1, 2001, (40):3872-3876.
- [5] B. D. Lucas, T. Kanade. An iterative image registration technique with an application to stereo vision [C]. Proceedings of Imaging Understanding Workshop, 1981:121-130.
- [6] P. Perona, J. Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. IEEE Trans on PAMI, 1990, 12(7): 629-639.

