❖综述

Acoustic radiation force elastography: The new development of elastography

WANG Bin, LI Fa-qi*

(Department of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing Key Laboratory of Ultrasound in Medicine and Engineering, Chongqing 400016, China)

[**Abstract**] Elastography has been a hot spot in the last 20 years as an important research modality of tissue characterization. Traditional static/quasi static-elastography is restricted by the effectiveness of ex vivo mechanical "palpation". In recent years, researchers have focused on the new way of remote "palpation", i.e. acoustic radiation force elastography. The research on three major modalities including harmonic motion imaging, acoustic radiation force impulse imaging and super shear imaging were reviewed, and the comparison among them were made in this paper.

[**Key words**] Elasticity imaging techniques; Ultrasonics

声辐射力弹性成像:弹性成像的新发展

王　彬　综述,李发琪*　审校

(重庆医科大学生物医学工程系 重庆市超声医学工程重点实验室,重庆　400016)

[**摘　要**] 弹性成像作为一种重要的组织定征手段在过去 20 年里成为研究热点。传统的静态/准静态弹性成像难以从体外对体内通过机械方法进行有效施压,近年来研究者专注于新的远程"触诊"手段,即声辐射力弹性成像。本文对三种主要声辐射力弹性成像方法,即谐波运动成像、脉冲声辐射力成像和剪切波弹性成像的研究进行综述。

[**关键词**] 弹性成像技术;超声学

[**中图分类号**] R445.1　[**文献标识码**] A　[**文章编号**] 1003-3289(2011)04-0852-05

生物组织的弹性信息对于诊断疾病具有重要参考价值。利用生物组织的力学特性的差异,通过区分外力作用下不同生物组织的响应(应变)而进行成像称为弹性成像(elastography)。根据较硬组织产生的应变较小的原则,可从应变分布图对组织结构做出判断。

根据施压方式的不同,可将弹性成像大致分为两类:静态/准静态弹性成像和声辐射力弹性成像。与静态/准静态弹性成像采用外部机械施压不同,声辐射力弹性成像通过超声波对组织施压,可克服静态/准静态弹性成像无法从体外对深部组织有效施压以及易受边界条件影响的不足。在声吸收远大于散射的介质中,声辐射力可表示为:

$$F=2\alpha I/c$$

其中 α 为衰减系数,I 为声强,c 为组织内的声速。声辐射力的方向与声传播的方向相同。

声辐射力弹性成像克服了静态/准静态弹性成像的固有局限性,近些年来对声辐射力弹性成像的研究呈现快速增长趋势。

1　谐波运动成像(harmonic motion imaging, HMI)

HMI 的原理是用一个外部声源发射超声波,超声波产生的声辐射力对组织形成周期性压力,使得组织产生谐波运动,通过采集组织被激发前后的超声图像进行运动估计,可间接反映组织的弹性状况。

目前有两种通过声辐射力激发组织振动的方法,其一是用幅度调制的信号驱动聚焦换能器。Maleke 等[1]通过实验论述和证明了应用单个换能器引发组织

[**基金项目**] 国家自然科学基金(30830040、30970827)。

[**作者简介**] 王彬(1985—),男,宁夏固原人,在读硕士。研究方向:超声弹性成像。E-mail: buffalo2003@126.com

[**通讯作者**] 李发琪,重庆医科大学生物医学工程系 重庆市超声医学工程重点实验室,400016。E-mail: lifaqi70@163.com

[**收稿日期**] 2010-06-25　[**修回日期**] 2010-07-25

振动的可行性。Vappou 等[2]在幅度调制的触发方式下,通过剪切波传播特征和触发相位与运动相位差,分别计算组织的弹性和黏性。另一种方法是分别用两个高频的信号驱动一个双频换能器,两个高频信号间存在一个低频频差,使得超声波在聚焦区叠加后呈现糖葫芦状的滚动的拍频(图 1)。Konofagou 等[3]采用双频换能器使组织产生谐波振动,并通过运动估计绘制了组织谐波运动的时间-位移图。

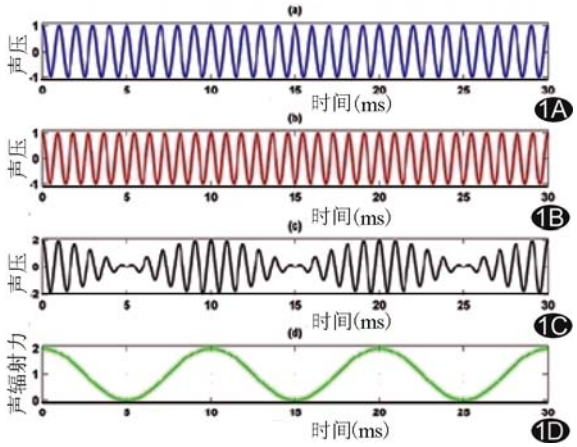

图 1　双频换能器单个频率产生的声压(A、B),焦点处的声压(C)和相应的声辐射力(D)

Urban 等[4]研究表明,不同激励和检测超声参数对检测到的应变和相位信息有不同影响,不同激励和检测超声声束形态可使检测到的应变产生不同的偏差,随着振动幅度的增大,相位检测的误差会减小。

与静压弹性成像一致,HMI 通过采集组织被激发前后的 B 超图像计算组织的局部应变,从而间接反映组织的弹性状况,弹性越大(弹性模量越小),应变越大。Shan 等[5]的研究表明,随着组织弹性模量的增加,组织应变呈指数下降。但局部 HMI 每次只能检测小部分组织的弹性状况。要形成一幅完整的二位弹性图,需要依次对不同位置的组织进行检测,然后将各个区域的组织弹性信息编制成一张二维弹性图。Shan 等[6]采用插值的方法,通过光栅扫描法成功得到了完整的二维弹性图,并且保证了成像的效率。Heikkilä 等[7]将局部 HMI 应用于高强度聚焦超声(high intensity focused ultrasound, HIFU)治疗的监控之中,采用相控阵换能器同时用于 HIFU 热消融,激发组织振动和检测组织运动,通过对监控过程的模拟,在检测模式中用小部分换能器即可检测应变分布,但不能准确判断凝固性坏死组织的体积。

通过 HMI 可以准确反映深部组织的局部弹性状况,但此方法是在激发的同时检测组织运动,因而 B 超采集到的射频信号受到激发声波的强烈干扰,工程上如何滤除强干扰而达到准确的运动尚有一定困难。

2　脉冲声辐射力成像(acoustic radiation force impulse imaging, ARFI)

ARFI 首先通过超声给组织施加局部辐射压力,组织受到辐射力的推动产生一定的应变,然后突然终止声辐射力,在应变恢复过程中检测不同时间点的应变情况,从而反映组织的黏弹特性。

Nightingale 等[8-9]通过数值模拟和体模实验研究了声辐射力"触诊"的可行性,并证明 ARFI 的应变图中,组织的瞬态响应可以很好地对应 B 超中显示的组织结构[10],并通过进一步研究 ARFI 的对比度,表明组织应变图与局部组织硬度直接相关,且其对比度大于 B 超图像[11]。

Palmeri 等[12]研究发现 ARFI 对组织的热效应是换能器 f 值、触发时间间隔和位置间隔的函数,脉冲声辐射力成像的热剂量在安全范围内,但需对换能器在组织内引发的热效应进行测量才能使用;采用有限元的方法模拟了软组织对瞬态声辐射力的响应,研究组织弹性、泊松比、密度等分别对组织被激发后恢复速率的影响[13],并模拟研究了聚焦特性、声辐射力强度、检测信号频率、材料特性等对超声波检测声辐射力导致的组织位移的准确性的影响[14]。McAleavey 等[15]建立了数值模型,用于分析脉冲声辐射力弹性成像中组织由于存在横向的位移和垂直于探测平面的位移而造成的相关运算,并通过数值模拟证明了该模型。

ARFI 已在实验中用于多种人体器官的成像以及物理治疗的监控和疗效评价。Palmeri 等[16]将其用于胃肠道成像,发现成像效果与 B 超相比有所改善且相互补充。Zhai 等[17]将其用于离体前列腺成像,证明 ARFI 可以显示前列腺内部组织结构和可疑病变。Trahey 等[18]将其用于离体病理和活体动脉血管成像,结果表明脉冲声辐射力弹性成像在动脉血管成像的对比度和分辨力上与 B 超图像相似,少数情况下更好(图 2)。Fahey 等[19-20]将其用于腹部器官和腹部肿瘤成像。Tierney 等[21]研究了将其用于检查腹部主动脉瘤的可行性。Fahey 等[22-23]研究将其用于监控组织消融术,发现 ARFI 可以成功识别传统超声成像中无法识别的组织消融区域,所显示的化学消融和热消融区域与病理学检查结果具有良好的一致性。Wang 等[24-25]将其用于肝脏纤维化的定量检测和分期,认为

ARFI 可以作为检测肝脏纤维化程度的有效方法，对肝脏纤维化的分期与活检分期具有良好的一致性。

目前 ARFI 已经具备在临床上用二维弹性成像进行多种脏器检查的能力。更进一步的临床应用要求保证辐射剂量的安全性，提高成像速度和质量，并对不同生理结构对成像效果的影响进行研究。

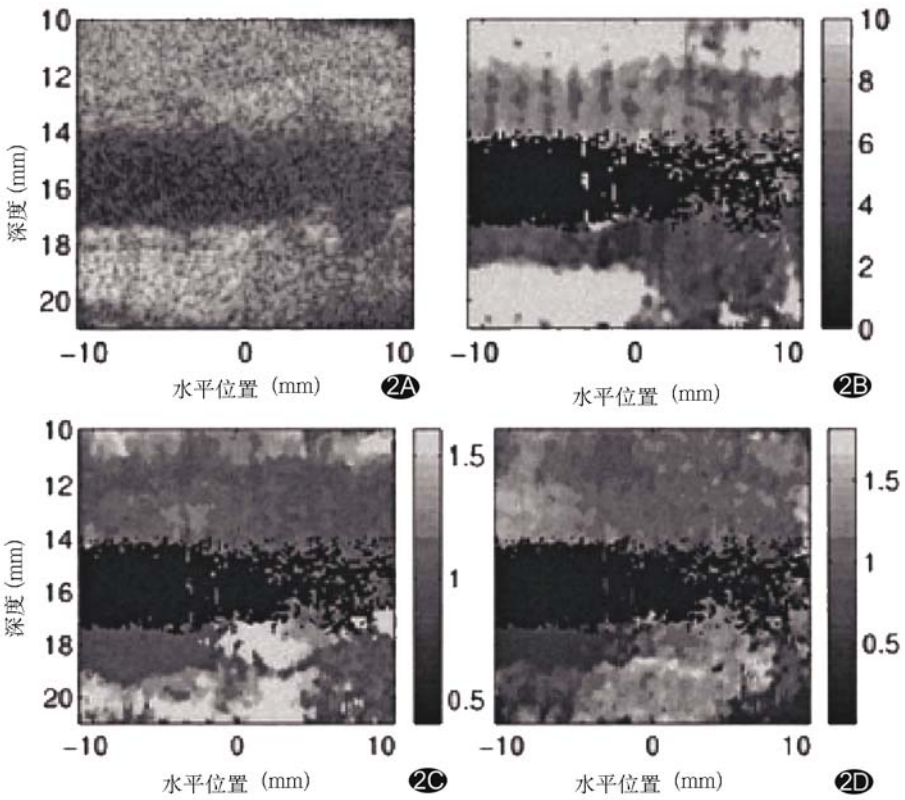

图 2　离体血管的 B 超图像和脉冲声辐射力成像对比　A. B 超图像；B～D. 脉冲声辐射力成像中按照组织最大应变、达到最大应变所需时间和应变恢复时间获得的图像

3　剪切波弹性成像（shear wave elastic imaging，SWEI）

剪切波弹性成像是通过检测声辐射力激发组织而产生的剪切波的传播进行成像的方法。

Nightingale 等[26]利用局部的脉冲声辐射力的激发形成从激发区域逐渐扩散的剪切波，采用改造后的超声扫描设备连续向不同方向发射射频检测信号，对剪切波的传播进行追踪，并通过对剪切波传播图的逆运算直接求得组织的剪切模量，分别获得了组织体模、离体人体乳房组织和活体人腹部组织的弹性图像，确定了脂肪、纤维腺瘤和皮肤的平均杨氏模量。重建后获得的弹性模量图和 B 超图像具有合理的相关性，证明了用声辐射力激发剪切波成像的可行性。

如用超声辐射力在组织内产生一个剪切波源向周围辐射低频的剪切波，并使该剪切波波源在组织内以大于剪切波波速的速度移动，由于高频超声辐照所激发的剪切波传播速度很慢（一般每秒几米），当连续辐照点（即剪切波波源）移动速度大于剪切波自身传播速度时，会形成类似声爆的效应，在辐照直线的两侧形成两个剪切波面，并逐渐向两边传播（图 3）。在传播过程中，剪切波会由于组织的非均匀性而发生扭曲（图 4），由此诞生了超级剪切波成像（super shear imaging，SSI）。Bercoff 等[27-28]用超高速超声扫描设备（5000 frames/s）产生超级剪切波源并追踪其在组织内的传播，绘制出量化的组织弹性图像。其进一步研究初步表明，通过该技术不仅可获得软组织弹性图，也可获得量化的软组织黏性图，为肿瘤诊断提供了基本的特征参数[29]。Tanter 等[30]将该技术用于检查乳房损伤和测定角膜弹性，发现 SSI 可以实现对乳腺组织相对硬度的量化检测，检测结果表明良、恶性病变以及囊性病变在图像上均有不同表现，认为 SSI 的弹性图像可以为 B 超形态学图像提供重要补充。对离体猪角膜的研究表明，SSI 可以提供实时、非侵入、高分辨力的量化角膜弹性图，并能根据不同临床检查的需要作出进行适应性调整[31]。

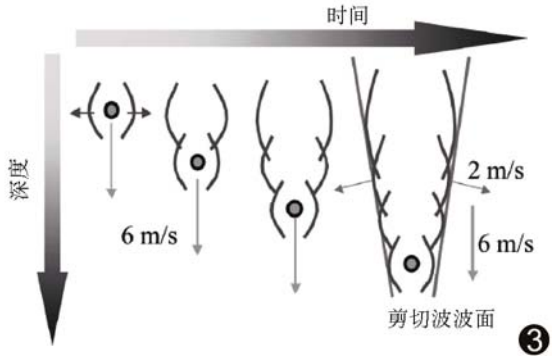

图 3　通过在组织内快速移动剪切波波源而产生两个强剪切波波面

相对于其他声辐射力弹性成像方法，SSI 受检测对象的运动和组织边界条件的干扰较小，仅需少数声脉冲辐照即可得到整个成像介质的弹性图，安全性较高，具有良好的临床应用前景。

4　展望

静态/准静态弹性成像技术在理论、算法和成像技术上不断完善，并逐步应用于临床。同时，远程的声辐射力“触诊”成为另一研究热点。作为三种具有代表性的声辐射力弹性成像技术，HMI、ARFI 以及 SWEI 在图像分辨力、对比度、成像速度和辐射剂量的安全性上互有优劣。在图像分辨力和对比度方面，各项研究结果互不相同，有待进一步研究。而在成像速度和安全性上，所需声辐射激发脉冲数量越少，则成像速度越高，安全性也越好；所需激励超声强度越小，安全性越高。目前看来 SSI 优于 ARFI，后者又优于 HMI。

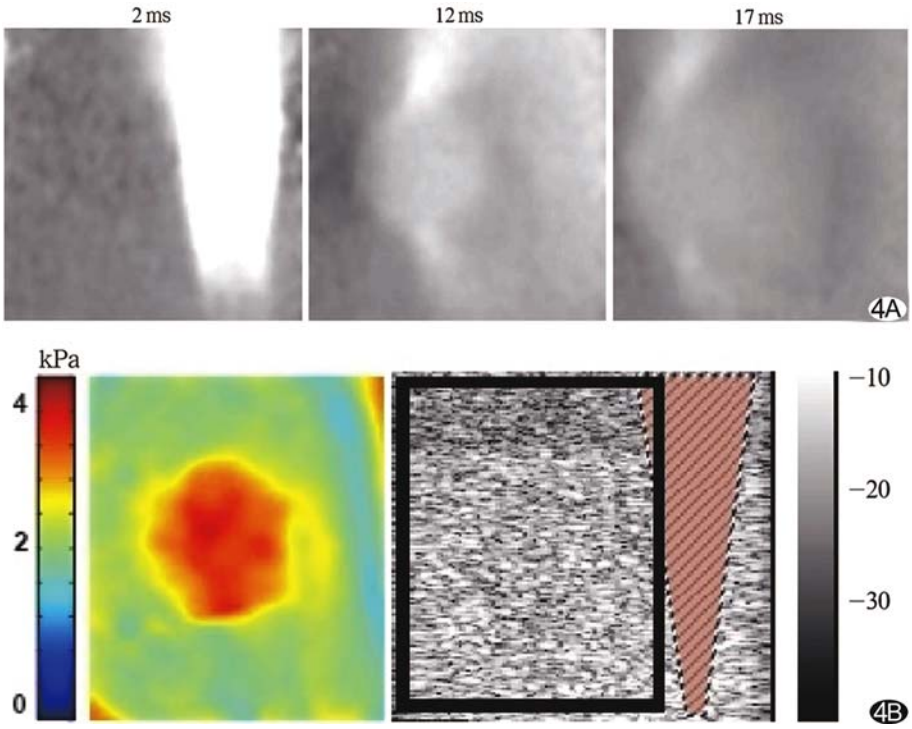

图 4　离体平面剪切波在硬度不均匀的组织体模内的传播情况(A)以及通过剪切波传播计算得到的组织弹性图(B)

在成像的技术方法上，声辐射力弹性成像是对传统弹性成像的革命性突破，成功克服了静态/准静态弹性成像对深部组织无法有效施压的局限性，使得弹性成像的应用领域有望从甲状腺、乳腺、前列腺等浅表器官扩展到较深或有局部遮挡的人体器官，对于胸腹部检查具有重要意义。

以上三种声辐射力弹性成像技术在离体成像实验、活体诊断实验和物理治疗监控实验中均显示了良好的应用前景，有望成为临床诊断和监控物理治疗的新方法。目前有待解决的问题包括如何提高成像的速度、改善成像质量以及保障声辐射剂量的安全性。相信随着技术的完善，声辐射力弹性成像技术会逐渐走向临床应用，并发挥越来越重要的作用。

[参考文献]

[1] Maleke C, Konofagou EE. Single-element focused ultrasound transducer method for harmonic motion imaging. Ultrason Imaging, 2006,28(3):144-158.

[2] Vappou J, Maleke C, Konofagou EE. Quantitative viscoelastic parameters measured by harmonic motion imaging. Phys Med Biol, 2009,54(11):3579-3594.

[3] Konofagou EE, Hynynen K. Localized harmonic motion imaging: theory, simulations and experiments. Ultrasound in Med & Biol, 2003,29(10):1405-1413.

[4] Urban MW, Chen S, Greenleaf J. Harmonic motion detection in a vibrating scattering medium. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2008,55(9):1956-1974.

[5] Shan B, Kogit ML, Pelegri AA. Dynamic simulation of viscoelastic soft tissues in harmonic motion imaging application. J Biomech, 2008,41(14):3031-3037.

[6] Shan B, Pelegri AA, Maleke C, et al. A mechanical model to compute elastic modulus of tissues for harmonic motion imaging. J Biomech, 2008,41(10):2150-2158.

[7] Heikkilä J, Hynynen K. Simulations of lesion detection using a combined phased array LHMI-technique. Ultrasonics, 2008, 48(6-7):568-573.

[8] Nightingale KR, Nightingale RW, Palmeri ML, et al. A finite element model of remote palpation of breast lesions using radiation force: factors affecting tissue displacement. Ultrason Imaging, 2000,22(1):35-54.

[9] Nightingale KR. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force. J Acoust Soc Am, 2001,110(1):625-634.

[10] Nightingale K, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. Ultrasound Med Biol, 2002,28(2):227-235.

[11] Nightingale K, Palmeri M, Trahey G. Analysis of contrast in images generated with transient acoustic radiation force. Ultrasound Med Biol, 2006,32(1):61-72.

[12] Palmeri ML, Nightingale KR. On the thermal effects associated with radiation force imaging of soft tissue. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2004,51(5):551-565.

[13] Mark L, Palmeri. A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2005,52(10):1699-1712.

[14] Palmeri ML, McAleavey SA. Ultrasonic tracking of acoustic radiation force-induced displacements in homogeneous media. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2006,53(7):1300-1313.

[15] McAleavey SA, Nightingale KR, Trahey GE. Estimates of echo correlation and measurement bias in acoustic radiation force impulse imaging. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2003,50(6):631-641.

[16] Palmeri ML, Nightingale KR. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging of the gastrointestinal tract. Ultrason Imaging, 2005,27(2):75-88.

[17] Zhai L, Nightingale KR. Acoustic radiation force impulse imaging of human prostates ex vivo. Ultrasound Med Biol, 2010,36(4):576-588.

[18] Trahey GE, Palmeri ML. Acoustic radiation force impulse imaging of the mechanical properties of arteries: in vivo and ex vivo results. Ultrasound Med Biol, 2004,30(9):1163-1171.

[19] Fahey BJ. Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen: demonstration of feasibility and utility. Ultrasound Med Biol, 2005,31(9):1185-1198.

[20] Fahey BJ, Trahey GE. In vivo visualization of abdominal malignancies with acoustic radiation force elastography. Phys Med Biol, 2008,53(1):279-293.

[21] Tierney AP. Acoustic radiation force impulse imaging on ex vivo abdominal aortic aneurysm model. Ultrasound Med Biol, 2010,36(5):821-832.

[22] Fahey BJ, Nightingale KR. Acoustic radiation force impulse imaging of myocardial radiofrequency ablation: initial in vivo results. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2005,52(4):631-641.

[23] Fahey BJ, Trahey GE. Acoustic radiation force impulse imaging of thermally- and chemically-induced lesions in soft tissues: preliminary ex vivo results. Ultrasound Med Biol, 2004,30(3):321-328.

[24] Wang MH, Nightingale KR. In vivo quantification of liver stiffness in a rat model of hepatic fibrosis with acoustic radiation force. Ultrasound Med Biol, 2009,35(10):1709-1721.

[25] Goertz RS. Measurement of liver elasticity with acoustic radiation force impulse (ARFI) technology: an alternative noninvasive method for staging liver fibrosis in viral hepatitis. Ultraschall Med, 2010,31(2):151-155.

[26] Nightingale K, McAleavey S, Trahey G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results. Ultrasound Med Biol, 2003,29(12):1715-1723.

[27] Bercoff J, Tanter M, Muller M, et al. The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2004,51(11):1523-1536.

[28] Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2004,51(4):396-409.

[29] Bercoff J, Pernot M. Monitoring thermally-induced lesions with supersonic shear imaging. Ultrason Imaging, 2004,26(2):71-84.

[30] Tanter M, Bercoff J. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. Ultrasound Med Biol, 2008,34(9):1373-1386.

[31] Tanter M, Touboul D. High-resolution quantitative imaging of cornea elasticity using supersonic shear imaging. IEEE Trans Med Imaging, 2009,28(12):1881-1893.

《中国医学影像技术》被英国《物理学、电技术、计算机及控制信息社数据库》(INSPEC 数据库)收录

英国《物理学、电技术、计算机及控制信息社数据库》(INSPEC 数据库)2010 年收录中国期刊 322 种,《中国医学影像技术》被收录其中。

资料来源:大连理工大学图书馆(http://apps.isiknowledge.com/INSPEC_GeneralSearch_input.do?highlighted_tab=INSPEC)