

超声弹性成像技术在肌肉骨骼系统的应用进展

张佳玮¹ 毕 胜^{1,2,3}

超声成像技术在肌肉骨骼系统的应用已久,传统的灰阶超声(B-mode ultrasonography)以其无创、实时等特点常成为首选;随着技术进步,超声弹性成像(sonoelastography, SEL;ultrasound elastography, UE)作为一种新型超声技术逐渐崭露头角。

弹性(elasticity)是一种反映组织硬度(stiffness)的机械特征,可因生理或病理因素而改变(如年龄增长、体位改变、局部炎症或恶性肿瘤等)。弹性模量又称杨氏模量(the Young modulus),是描述固体物质抵抗形变能力的物理量,为应力与应变之比。根据胡克定律,在组织的弹性限度内,杨氏模量越大,物质硬度越大。SEL是通过不同方式对组织加压,通过测量组织的变形程度以描述组织弹性的成像技术^[1]。SEL技术实时灵敏,还可避免二维超声常见的各向异性伪像,能辅助诊断、评价疗效并反映预后,在临床和科研中显示出独特优势。

当前SEL主要应用于各种腺体疾病、动脉粥样硬化、心肌梗死和血管疾病的检查和辅助诊断,SEL技术能直观观测病变,鉴别出病灶部位,并定性或定量地测得组织弹性值,在肌肉骨骼系统的应用尚处于起步阶段。本文将综述主流的SEL技术,及其在肌肉骨骼系统中的应用,以期全面认识,推进实践,更好地指导临床康复诊疗。

1 SEL技术

临床上,SEL技术种类多样,其工作原理相似:①通过不同方式诱导组织形变;②观测组织的变形程度(硬的组织应力变形程度小,软的组织应力变形程度大);③定性或定量的描述组织弹性,依据组织弹性分布编码成像^[2]。不同设备的主要区别在于对感兴趣区(region of interest, ROI)施压的方式相互不同,据此可将SEL分为:压迫性弹性成像、声辐射力弹性成像和剪切波弹性成像。实际操作中,每种SEL技术各有所长,又有特定的局限性。

1.1 压迫性弹性成像

压迫性弹性成像(compression elastography)又称静态压力型弹性成像(static strain elastography, SE),是一种早期

传统的SEL技术。类似于触诊,操作者徒手按压超声探头对组织加压,二维图像上可见组织应力变形程度;并绘制定性的弹力图(elastogram),即一种不同颜色编码的压力分布图:以红色表示低硬度,蓝色表示高硬度,黄色和绿色代表中等硬度。SE属于半定量测量,通过计算ROI和某参照组织的弹性比,得到组织的相对弹性^[3]。一般选取弹性稳定的组织作为ROI的弹性参照,但肌肉骨骼系统中,组织弹性变化大,ROI相邻范围内几乎不存在适合的参照组织^[4]。SE很大程度上依赖操作者的技术,主观性强而可重复性较低。其局限性还包括“蛋壳效应”(egg shell effect)^[5],当较软的组织表面覆盖着难以压迫变形的坚硬物质时,SE则无法完成对深部组织的准确测量。

1.2 声脉冲辐射力弹性成像

声脉冲辐射力弹性成像(acoustic radiation force impulse, ARFI)由超声探头对ROI产生声辐射力脉冲,对组织聚焦加压,组织受力后位移,可计算出剪切波速度(shear wave velocity, SWV)(单位为m/s)^[6-7],SWV与组织硬度呈正相关,一般SWV越大,组织越硬。ARFI的弹性图类似于SE的形式,也是通过比较组织变形程度,绘制定性弹性图,但无法获得变形程度的具体数值^[8]。ARFI由超声波引起组织形变,较徒手按压的SE更客观,但量程较小;且产生脉冲需较大功率,产热过多,常引起组织过热,也限制了帧速率和数据收集^[9]。

1.3 剪切波弹性成像

剪切波是传播方向与介质质点的振动方向垂直的波;剪切波弹性成像(shear-wave elastography, SWE)则是通过测算剪切波来定量测量组织硬度的弹性成像方式。区别于SE和ARFI,SWE属于定量超声(quantitative ultrasound),既能定量测量组织弹性,又能定性绘制出弹性图^[10-12]。SWE定量测算弹性时,无需通过作用于组织的外力来推导计算,而是代入剪切波公式(shear-wave equations)计算,得到SWV(m/s)和组织弹性值(kPa)^[13-15]。通常,组织硬度增加,SWV随之增加^[3]。临床上,SWE主要有两种不同的加压方式,包括外部机械振动加压和超声波声束加压,分别对应两

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.07.028

1 解放军总医院康复医学中心,北京,100853; 2 国家康复辅具研究中心附属康复医院; 3 通讯作者
作者简介:张佳玮,女,硕士研究生; 收稿日期:2015-10-14

种SWE技术^[3],即瞬时弹性成像(transient elastography, TE)和实时剪切波弹性成像(supersonic shear imaging, SSI)。

1.3.1 瞬时弹性成像又被称作脉冲弹性成像(pulsed elastography),采用50—60Hz的低频脉冲作用于组织^[13,16]。早期的传统TE使用单元换能器,仅能一维瞬时性成像,且受限于检查的深度和范围^[17],ROI位于皮下35—75mm时,能获得较准确的测量结果,但不适用于肥胖人群的检查^[18]。二维TE(又称2D SWE)改进了传统TE技术,产生持续声波震动作用于组织,可二维成像,但受限于图像采集的帧速率,成像分辨率较低^[19]。

1.3.2 实时剪切波弹性成像利用多组超声波声束(multiple push beams)作用于组织的不同深度^[13],使其剪切波传播平面为“马赫锥”状,扩大了剪切波传播范围,从而扩大了检查量程,适用范围更广。SSI通过超高速成像系统捕获、追踪剪切波^[18,20],成像帧速率高,可实时成像,其定量的弹性图能叠加于二维灰阶超声图像上,是目前最先进的SWE技术。SSI弹性图的色彩编码与早期的SE不同,SSI以蓝色表示低硬度,红色表示高硬度,黄、绿色代表中等硬度。

2 SEL技术在肌肉骨骼系统中的应用

2.1 SEL技术在肌肉检查中的应用

肌肉收缩引导身体运动,是反映肌肉活动和功能状态的重要指标;研究发现,肌肉的硬度与非疲劳状态下肌肉的收缩强度线性相关^[21],因此量化肌肉硬度有助于增进对骨骼肌的功能的了解。肌肉组织质软,适合SEL检查,SEL能实现对肌肉不同状态下的弹性分析,有利于提高康复医师的感性认识,以便更有针对性的选择康复治疗方。SE研究发现正常肌肉收缩时与休息状态相比,弹性模量增加,硬度增加^[1]。Shinohara M等^[22]用SWE定量测得:腓肠肌在休息和收缩时的杨氏模量分别是16.5kPa和225.4kPa;比目鱼肌在休息和收缩时的杨氏模量分别为14.5kPa和55.0kPa;胫骨前肌在休息和收缩时的杨氏模量分别是40.6kPa和268.2kPa,直接证实了以上结论。温朝阳等^[23]的SSI研究也得到相似结论,实验发现肱二头肌等长收缩时和松弛状态下的杨氏模量显著不同,分别为(123.658±31.392)kPa和(45.658±13.479)kPa。SEL还可用于评估康复治疗后的肌肉弹性。Nakamura等^[24]应用SWE测量静态牵伸前后的腓肠肌弹性,结果显示静态牵伸后肌肉的弹性模量小于牵伸前,表明静态牵伸训练可降低肌肉的硬度。

临床上,运动损伤造成的肌肉损伤最为常见。SEL可鉴别肌肉损伤病灶,明确损伤程度和时期。Botar Jid C等^[1]使用SE检查肌肉断裂,出血区域表现为均质、很软的图像。Lv F等^[25]用SE研究家兔的肌肉挤压伤模型,发现患侧下肢弹性值显著高于健侧。SEL可监测和反映肌肉损伤后的恢

复情况。通常,图像呈较软外观表示肌肉恢复良好,损伤向愈;如纤维化引起局部弹性降低,图像呈硬的外观,提示恢复不佳^[1]。

SLE可辅助检查康复学科中常见的神经肌肉疾病,如脑卒中引起的肌肉痉挛或挛缩,脑外伤或脊髓损伤引起的肌肉痉挛,或脑性瘫痪等;也包括其他神经肌肉病变,如特发性炎性肌病、骨畸形引起的肌肉病变等。SSI研究发现,卒中患者患侧痉挛肌肉的SWV较健侧肌肉高69.5%,痉挛肌肉变硬;而且患者健、患侧肌肉弹性的差异与两侧的Fugl-Meyer得分相关^[26]。ARFI研究发现,早期脊髓损伤患者痉挛的腓肠肌的SWV显著高于健侧和健康人对照^[27]。SLE检查发现多数多发性肌炎患者肌肉弹性降低,这可能与此病肌肉萎缩、纤维化有关;而部分皮肌炎患者肌肉脂肪浸润,SLE可见其弹性增加^[28]。SEL还可鉴别出脑性瘫痪患者痉挛的肌肉,帮助选择恰当的肉毒素的注射点^[29]。

2.2 SEL技术在肌腱检查中的应用

肌腱主要由规律、致密排列的胶原纤维构成,正常情况下,肌腱硬度较高;肌腱收缩时,弹性下降;弹性变化与动作姿势密切相关^[1]。肌腱病变常被认为由损伤后的愈合不良引起^[30],表现为腱细胞增殖、肌腱退变,逐渐形成一种不成熟的类软骨结构,其厚度增加但质地脆弱^[31]。SEL对肌腱病变程度的评估和疗效评价均有重要实践价值,适用于检查肌腱撕裂、肌腱炎等。SE研究显示,肌腱断裂时,患处较正常肌腱软;肌腱修复术后,纤维增生形成疤痕,局部硬度增加;肌腱炎性病变可引起肌腱弹性降低,硬度增加^[1]。

跟腱是SEL研究最多的肌腱,跟腱病亦是康复科最常见的疾病之一。SEL研究显示,93%的健康跟腱硬度较高^[32],且其硬度与运动状态和姿势相关:SWE测得健康人跟腱休息时的杨氏模量为51.5kPa^[33];TE发现健康人足跖屈、中立位以及最大背屈时,跟腱的杨氏模量分别是104kPa、464kPa和410kPa^[3]。基础研究发现,病理状态下的跟腱组织可见胶原纤维分离、细胞增多、新血管形成和局部脂肪浸润^[34],这些退变使跟腱脆弱、变软^[35]。SEL证实了上述观点,发现跟腱病患者的跟腱硬度降低。如De Zordo T等^[3]使用SE比较慢性跟腱痛患者和健康对照组跟腱的弹性图像,结果显示健康志愿者93%的跟腱段弹性图为蓝或绿色,而慢性跟腱痛患者57%的跟腱段图像为红色,说明患者跟腱不同程度变软。

2.3 SEL技术在其他软组织检查中的应用

韧带的主要构成成分是胶原,其他为基质和弹性蛋白,较肌腱软。SEL可用于韧带检查,最常应用于髌韧带和腕横韧带的检查。当韧带撕裂时,患处变软,SE下可见类似于肌腱撕裂的外观^[1]。足底筋膜炎是足跟痛的常见病因,多由机械性负载过多和慢性退变形成^[36],常见于康复科门诊。SEL通过测量足底筋膜的杨氏模量,定量地评价足底筋膜的硬

度,直观地反映组织的病理改变。ARFI研究发现,年龄较大(>50岁)的健康人群,足底筋膜较年龄较轻者(18—50岁)软;足底筋膜炎患者与健康对照相比,发现患者的足底筋膜更软^[37];揭示了足底筋膜的弹性因年龄和炎症影响而改变的规律。尚有学者使用SSI测量足底筋膜^[38],得出一致结论。SEL还能应用于外周神经的检查。康复科常见的外周神经病包括:腕管综合征、臂丛神经炎卡压、肘管综合征、梨状肌综合征、跗管综合征等,通过SEL可鉴别病变,辅助诊断。如Orman G等^[39]对腕管综合征患者和匹配健康对照组的腕部进行SE检查,结果显示患者正中神经的硬度高于对照组;Miyamoto H等^[40]也发现了相似结论,即腕管综合征患者的正中神经较硬。

如前文,SEL不同技术类别(SE、ARFI或SWE)决定其特定的局限性。临床实践中,多种混杂因素也可影响SEL测量结果的一致性和可靠性,包括操作者技术、SEL设备条件、检查流程等。如Nordez A等^[41]使用TE测量腓肠肌,发现实验可重复性较低,作者认为这与TE自身技术局限性有关,考虑使用更先进的SSI;后续实验中,Nordez A等^[42]使用SSI测量肱二头肌,得到良好的信度(ICC=0.89),说明了SSI作为目前最先进的SEL设备优势明确。Hirayama K等^[43]研究SSI测量腹横肌的可重复性,发现熟练操作者的检查信度良好(ICC=0.86),新手操作者则为中等信度(ICC=0.59),则推荐操作者应接受规范化培训,积累经验。Shen ZL等^[7]使用ARFI测量健康人腕横韧带硬度,发现测量中腕横韧带受压时的SWV,较放松状态下显著减小,由此建议标准化检查流程,如保证耦合剂始终平铺于ROI表面以减少外力对测量结果的影响等。此外,由于检查深度或组织间硬度重叠等因素,SEL检查中存在低敏感性和假阴性或假阳性问题,测量结果的准确性遭到挑战。学者们开展了相关与金标准对照的效度研究,但主要集中在血管、肝脏、心肌等其他组织或器官的SEL效度研究,肌肉骨骼系统的效度研究较少。如Eby SF等^[12]研究SSI测量骨骼肌的效度:选取猪的上肢肌肉作为样本,牵伸样本肌肉的同时进行SSI检查和材料学分析(materials testing, MTS),比较SSI的测量结果与MTS直接测得的肌肉杨氏模量,发现当SSI的探头与样本肌肉长轴平行时,SSI测量的准确性高(与MTS显著相关),而SSI探头与样本肌肉长轴垂直或倾斜45°时与MTS的测量结果矛盾。该实验虽未实际测量人体肌肉,但作为初步研究,其结果论证了SSI检查骨骼肌的效度,揭示了明确肌肉解剖结构、采用正确检查方式对提高SSI测量准确性的重要意义。

SEL能实时、动态地测量肌肉、肌腱、韧带、关节囊及其他软组织的弹性,描述其生物力学特征和病理生理改变,有可能成为肌肉骨骼系统检查的重要途径,并应用于临床康复实践中。进一步开展SEL大样本的随机对照研究和技术标

准化是必要的。

参考文献

- [1] Botar Jid C, Vasilescu D, Damian L, et al. Musculoskeletal sonoelastography. Pictorial essay[J]. Medical Ultrasonography, 2012, 14(3):239—245.
- [2] Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound[J]. Ultrasound Quarterly, 2007, 23(4):255—268.
- [3] Yerli H, Yilmaz T, Kaskati T. Qualitative and semiquantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography[J]. Journal of Ultrason in Medicine, 2011;30(2):179—186.
- [4] Klausner AS, Miyamoto H, Bellmann-Weiler R, et al. Sonoelastography: musculoskeletal applications[J]. Radiology, 2014, 272(3):622—633.
- [5] Ponnekanti H, Ophir J, Huang Y, et al. Fundamental mechanical limitations on the visualization of elasticity contrast in elastography[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1995, 21(4):533—543.
- [6] Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review[J]. Current Medical Imaging Reviews, 2011, 7(4):328—339.
- [7] Shen ZL, Vince DG, Li ZM. In vivo study of transverse carpal ligament stiffness using acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging[J]. PloS One, 2013, 8(7):e68569.
- [8] Nightingale KR, Palmeri ML, Nightingale RW, et al. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2001, 110(1):625—634.
- [9] Brandenburg JE, Eby SF, Song P, et al. Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2014, 95(11):2207—2219.
- [10] Kot BC, Zhang ZJ, Lee AW, et al. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings[J]. PloS One, 2012, 7(8):e44348.
- [11] Nordez A, Hug F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level[J]. Journal of Applied Physiology, 2010, 108(5): 1389—1394.
- [12] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle[J]. Journal of Biomechanics, 2013, 46(14):2381—2387.
- [13] Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2004, 51(4):396—409.
- [14] Manduca A, Oliphant TE, Dresner MA, et al. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity[J]. Medical Image Analysis, 2001, 5(4):237—254.
- [15] Oliphant TE, Manduca A, Ehman RL, et al. Complex-val-

- ued stiffness reconstruction for magnetic resonance elastography by algebraic inversion of the differential equation[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2001, 45(2):299—310.
- [16] Sandrin L, Catheline S, Tanter M, et al. Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging[J]. Ultrasonic Imaging, 1999, 21(4):259—272.
- [17] Sandrin L, Tanter M, Gennisson JL, et al. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2002, 49(4):436—446.
- [18] Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology [J]. Ultraschall in der Medizin, 2013, 34(2):169—184.
- [19] Sandrin L, Tanter M, Catheline S, et al. Shear modulus imaging with 2-D transient elastography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2002, 49(4):426—435.
- [20] Gennisson JL, Deffieux T, Mace E, et al. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 36(5):789—801.
- [21] 周光泉, 郑永平. 定量超声在肌肉评估中的应用[J]. 中国医疗器械信息, 2011, 17(7):5.
- [22] Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, et al. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction[J]. Muscle & Nerve, 2010, 42(3):438—441.
- [23] 温朝阳, 范春芝. 实时定量超声弹性成像技术检测肱二头肌松弛和紧张状态下弹性模量值差异[J]. 中华医学超声杂志, 2011, 8(1): 61—63.
- [24] Nakamura M, Ikezoe T, Kobayashi T, et al. Acute effects of static stretching on muscle hardness of the medial gastrocnemius muscle belly in humans: an ultrasonic shear-wave elastography study[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2014, 40(9):1991—1997.
- [25] Lv F, Tang J, Luo Y, et al. Muscle crush injury of extremity: quantitative elastography with supersonic shear imaging [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2012, 38(5):795—802.
- [26] Lee SS, Spear S, Rymer WZ. Quantifying changes in material properties of stroke-impaired muscle[J]. Clinical Biomechanics, 2015, 30(3):269—275.
- [27] Cho KH, Nam JH. Evaluation of stiffness of the spastic lower extremity muscles in early spinal cord injury by acoustic radiation force impulse imaging[J]. Annals of Rehabilitation Medicine, 2015, 39(3):393—400.
- [28] Botar-Jid C, Damian L, Dudea SM, et al. The contribution of ultrasonography and sonoelastography in assessment of myositis[J]. Medical Ultrasonography, 2010, 12(2):120—126.
- [29] Vasilescu D, Vasilescu D, Dudea S, et al. Sonoelastography contribution in cerebral palsy spasticity treatment assessment, preliminary report: a systematic review of the literature apropos of seven patients[J]. Medical Ultrasonography, 2010, 12(4):306—310.
- [30] Longo UG, Ronga M, Maffulli N. Achilles tendinopathy[J]. Sports Medicine and Arthroscopy Review, 2009, 17(2):112—126.
- [31] Xu Y, Murrell GA. The basic science of tendinopathy[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2008, 466(7): 1528—1538.
- [32] De Zordo T, Chhem R, Smekal V, et al. Real-time sonoelastography: findings in patients with symptomatic achilles tendons and comparison to healthy volunteers[J]. Ultraschall in der Medizin, 2010, 31(4):394—400.
- [33] Arda K, Ciledag N, Aktas E, et al. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography[J]. AJR, 2011, 197(3):532—536.
- [34] Astrom M, Rausing A. Chronic Achilles tendinopathy. A survey of surgical and histopathologic findings[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1995, 316: 151—164.
- [35] Kainberger F, Mittermaier F, Seidl G, et al. Imaging of tendons--adaptation, degeneration, rupture[J]. European Journal of Radiology, 1997, 25(3):209—222.
- [36] Wearing SC, Smeathers JE, Urry SR, et al. The pathomechanics of plantar fasciitis[J]. Sports Medicine, 2006, 36(7): 585—611.
- [37] Wu CH, Chang KV, Mio S, et al. Sonoelastography of the plantar fascia[J]. Radiology, 2011, 259(2):502—507.
- [38] 张立宁, 万文博. 剪切波弹性成像评价足底筋膜炎[J]. 南方医科大学学报, 2014, 34(2):206—209.
- [39] Orman G, Ozben S, Huseyinoglu N, et al. Ultrasound elastographic evaluation in the diagnosis of carpal tunnel syndrome: initial findings[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2013, 39(7):1184—1189.
- [40] Miyamoto H, Halpern EJ, Kastlunger M, et al. Carpal tunnel syndrome: diagnosis by means of median nerve elasticity--improved diagnostic accuracy of US with sonoelastography[J]. Radiology, 2014, 270(2):481—486.
- [41] Nordez A, Gennisson JL, Casari P, et al. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography[J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41(10):2305—2311.
- [42] Nordez A, Hug, F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level[J]. Journal of Applied Physiology, 2010, 108: 1389—1394.
- [43] Hirayama K, Akagi R, Takahashi H. Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity[J]. Acta Radiologica Open, 2015, 4(9):1—4.