

·综述·

超声弹性成像技术评估肌肉硬度的研究进展*

许惊飞¹ 王劲松¹ 付少娥²

肌肉在放松、牵伸、收缩状态下均有所不同。在临床检查和康复评定中,医生和治疗师常常通过触诊肌肉,凭主观感觉评估肌肉的硬度;也可以借助关节活动度的测量或肌张力的分级间接评估肌肉的硬度,如关节活动度减小表明肌肉顺应性降低,肌肉硬度增加;对痉挛的肌肉而言,检查者触诊时可感知肌肉硬度的增加,而肌肉附近关节的主动和被动关节活动范围也会有不同程度的受限。需注意的是,这些间接测定肌肉硬度的方法反映的不仅仅是肌肉的硬度,还包括关节、神经、血管及其他软组织结构的力学特性。在某些疾病如肌炎、肌肉拉伤、痉挛中,肌肉是导致生物力学特征改变的主要原因^[1-3],此时利用上述间接方法测得的肌肉硬度不能准确地反映肌肉的生物力学变化。如果能单独测量肌肉的生物力学特性则能更准确地了解疾病的病理生理机制及患者的功能状态。自Ophir等^[4]1991年首次采用应变弹性成像测量离体肌肉的硬度后,超声弹性成像技术为研究单个肌肉的力学特性提供了可能和技术支持。本文就国内外关于该技术在肌肉硬度评估中的研究进展进行综述。

1 分类及原理

不同的软组织由于其硬度不同,对施加于其上的外力产生的形变也不同。超声可以实时监测局部组织的位移,并通过计算得到组织的应变率,从而反映组织硬度。根据引起肌肉形变的方法和弹性测量原理的不同,Brandenburg等^[5]将超声弹性成像技术可以分为三类:应变弹性成像,声辐射力脉冲成像和剪切波弹性成像。

1.1 应变弹性成像

应变弹性成像技术通过检查者利用超声探头手法局部施压,引起肌肉发生形变,并经二维超声计算出应变,最终以颜色表示组织的相对硬度。通常红色表示硬度低,蓝色表示硬度高,黄色介于二者之间^[6]。该方法为定性测定,也可与另一参考组织(通常为脂肪)的应变对比得到半定量指标,即应变率,以便于进行不同肌肉之间的比较^[7-8]。该技术为准静态超声,缺点是硬度结果容易受检查者施力大小的影响,手法加压的力量难以量化。

1.2 声辐射力脉冲成像

声辐射力脉冲成像技术不再由检查者手法施加外部压力,而是利用超声探头产生脉冲聚焦超声波束使组织移位^[9]。根据胡克定律,该超声波束的辐射力可使局部组织沿着声束的方向发生纵向移位,较硬的组织产生的位移较小。该超声束还可使局部组织产生横向振动,该振动以剪切波的形式横向传播^[10]。当位移产生后,探头终止产生脉冲超声波束,转为检测模式进行图像采集。从而记录组织在应变恢复过程中的纵向位移大小,从而确定组织的硬度。该方法同样是定性测定,以颜色表示组织的相对硬度,该技术还可结合剪切波传播时间和组织的位移计算出剪切波的传播速度,从而间接反映组织的硬度^[11]。由于该技术的超声波束为仪器稳定发出,其结果较应变弹性成像可靠。然而,由于该方法需要探头不断产生声辐射脉冲,且需要较长的时间采集组织位移的图像,超声探头和深部组织容易聚集过多的热量而导致局部组织过热,有发生烫伤的风险^[5]。

1.3 剪切波弹性成像

剪切波弹性成像技术的原理与前两种方法完全不同,它利用剪切波定量测量组织的硬度。当剪切波沿着组织纵向位移的垂直方向双向传播时,其传播可由超高速超声成像技术追踪,得到剪切波各点的位移,从而估算出其传播速度,实现实时的局部组织弹性成像。并根据以下公式计算出组织的硬度指标—杨氏模量(Young's modulus),表示为E,单位为kPa^[12]:

$$E=3\rho V_s^2$$

其中 ρ 表示组织的密度,在人体中约为 1000kg/m^3 ^[13], V_s 表示剪切波的传导速度。杨氏模量通常用于测量同向性和均匀的组织,例如生物仿体、肝和甲状腺。而肌肉为高度异向性组织^[14],通常将杨氏模量除以3计算得到肌肉的硬度^[5],即 $\mu=\rho V_s^2$, μ 表示剪切模量。

剪切波产生的方式可借助外部设备进行机械振动产生,该方法需要安装大体积和笨重的外部振动设备,不便于移动。为了解决这一问题,Bercoff等^[12]于2004年发展了超高速超声剪切波成像技术(supersonic shear imaging, SSI),

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2021.01.023

*基金项目:四川省干部保健科研课题(川干研2018-120)

1 四川大学华西医院康复医学中心,四川省成都市,610041; 2 香港理工大学康复治疗系,999077

第一作者简介:许惊飞,女,主治医师; 收稿日期:2019-01-14

利用聚焦超声束产生的声辐射力作用于组织产生剪切波,并利用同一超声探头记录图像。因此,其测量结果受外界因素和检测条件的影响减小,且避免了声辐射力脉冲成像技术局部过热的问题。

以上几种方法测量肌肉硬度,均已证实有很好的效度^[15-16]。而超高速超声波剪切波成像技术的信度较应变弹性成像技术、声辐射力脉冲成像及外部振动设备产生剪切波成像技术的信度高^[5],目前应用最为普遍。需注意测试者间信度要略低于测试者内信度^[17]。

2 在肌肉硬度测试中的应用

肌肉被动硬度和主动硬度与肌肉功能密切相关。当肌肉放松处于安静状态下或被动牵伸状态下测得的肌肉硬度为被动硬度。在肌肉主动收缩过程中,测得的肌肉硬度为主动硬度。肌肉被动硬度和主动硬度的改变可以反映一些常见的肌肉和关节问题^[18-19],如肌肉拉伤、肌力下降。因此测量肌肉硬度可以更好的了解肌肉的状况和功能。

国外学者已经利用超声弹性成像测量健康人肌肉在不同状态下的肌肉硬度。运用SSI技术,放松的斜方肌上部的剪切模量约5.7kPa,而维持肩关节外展30°时其剪切模量增加到9kPa^[20]。腓肠肌内侧头在踝关节跖屈50°放松时的剪切模量为5kPa^[21]。Shinohara等^[22]比较了同一健康受试者小腿肌肉在安静及收缩状态下的剪切模量,结果显示胫前肌的剪切模量安静时约为13kPa,当进行30%最大等长自主收缩(maximal isometric voluntary contraction, MIVC)时胫前肌的剪切模量升高到接近90kPa。在膝关节伸直,踝关节跖屈时,放松的腓肠肌内侧头和比目鱼肌的剪切模量几乎一致,约为5kPa。但当膝关节伸直,30% MIVC强度收缩小腿三头肌时,腓肠肌内侧头剪切模量的增加程度远远大于比目鱼肌,站立时可观察到类似的结果。而膝关节屈曲状态下收缩小腿三头肌,比目鱼肌剪切模量的增加程度则大于腓肠肌内侧头。当膝关节屈曲状态下30%MIVC进行踝关节跖屈时,腓肠肌内侧头的剪切模量从5kPa增加到14kPa(增加156%)。当膝关节处于完全伸直,30%MIVC完成踝关节跖屈时,肌肉处于更大程度的牵伸,肌肉剪切模量增加更明显(至75kPa)^[22],说明肌肉长度对主动肌肉硬度有很显著的影响。

当肌肉收缩时,肌肉的剪切模量随着收缩强度的增加逐步增加。Nordez等^[23]运用剪切波弹性成像技术测量肱二头肌硬度时发现,当肌肉在30s内收缩强度从0逐步增加到40% MIVC时,剪切波弹性模量值与肌电图信号呈线性回归关系。而当第一骨间肌和小指展肌收缩强度从0分别增至60% MIVC和30%MIVC时,肌肉的剪切模量和力矩也同样呈线性关系^[24]。Ates等^[25]将收缩力的范围扩大到100% MIVC时,该线性关系仍然成立。以上结果表明肌肉收缩时的

主动硬度与收缩力呈线性关系。因此,主动硬度可间接反映肌肉等长收缩力的大小,这为研究肌群内单个肌肉在收缩中的作用提供了技术支持。但需注意,目前SSI主要用于评估等长收缩过程中的主动肌肉硬度,在其他收缩形式如等张收缩、等速收缩时,由于肌纤维长度的变化会导致测量时图像的不稳定,测量肌肉的主动硬度仍有困难。

除了肢体肌肉,该方法也可测量躯干肌的硬度。正常人颈部肌肉,包括斜方肌中部、头夹肌、颈半棘肌、头半棘肌和多裂肌的肌肉硬度根据其所处的位置有所不同,深层肌肉硬度更高,且靠近中线的肌肉硬度更高。抬头时主动肌肉硬度较安静时显著增加,但不同的抬头范围间,肌肉主动硬度无显著性差异^[26]。而运用SSI测量腹直肌、腹外斜肌、腹内斜肌及腹横肌硬度时发现,受试者完成Valsalva动作时肌肉硬度较安静时高3.8倍,也高于负荷下回拉躯干时的肌肉硬度^[27]。

由于肌肉硬度受到肌纤维长度的影响。因此,在比较结果时需注意测量过程中体位对肌肉硬度的影响。在不同的肌肉长度,即关节所处的位置不同,肌肉的硬度不同。Umegaki等^[28]报道股二头肌和半腱肌的剪切模量在髌、膝关节屈曲90°时分别约为20kPa和14kPa,当髌关节屈曲90°膝关节屈曲45°时,肌肉处于被动牵伸状态,剪切模量增加3倍以上。为此,多个研究利用SSI技术,动态测定了肌肉在缓慢被动牵伸过程中肌肉剪切模量的变化。肱二头肌、胫前肌及腓肠肌在被动牵伸的开始,肌纤维处于较短的状态,肌肉的剪切模量几乎保持不变,当超过肌肉的松弛长度后,其剪切模量呈指数增长^[21,29-30]。因此肌肉硬度值随着肌肉长度的增加呈分段式增加。

3 在评估肌肉硬度影响因素中的应用

肌肉硬度可能受到多种因素的影响,如年龄、性别、温度、训练等,超声弹性成像技术可以定量评估这些因素对肌肉硬度的影响。

3.1 年龄因素

前期的一些研究表明,肌肉的被动硬度不受年龄的影响,即健康年轻人与老年人的肌肉被动硬度无差异^[31-34]。后来利用SSI测量肌肉硬度值发现股直肌、腓肠肌及肱二头肌的被动硬度随年龄增长而增加^[35]。

3.2 性别因素

运用SSI测量肌肉被动硬度,结果显示女性肱二头肌的被动肌肉硬度明显高于男性^[35],但男性的腓肠肌和咬肌的肌肉硬度高于女性^[31]。而Brandenburg等^[36]进行的另一项研究显示,正常发育的2—12岁男孩和女孩之间腓肠肌的被动肌肉硬度没有差异,健康成人的胫前肌及股内侧肌、股外侧肌被动硬度也无性别差异^[37-38]。因此,到目前为止,性别对被动肌肉硬度的影响仍未达成共识。

最近的研究表明,当受试者在20%—60%MIVC之间,以10%递增的强度进行踝背屈的等长收缩时,胫前肌的主动肌肉硬度值并无性别间差异^[39]。

3.3 双侧对比

尽管Berko等^[40]报道利手侧的肱二头肌被动硬度低于非利手,Brandenburg等^[36]的研究表明双侧腓肠肌外侧头的被动硬度并无差异,类似的结果也可见于股内侧肌和股外侧肌^[38]。

3.4 温度

由于软组织的生物力学特性随着组织温度的改变而变化^[41],学者们用冰水浴使腓肠肌内侧头温度降低6°C,测得其被动硬度明显增加^[42]。

3.5 疲劳

表面肌电图评估肌肉功能的结果会受到肌肉疲劳的影响。当用超声弹性成像技术评估股四头肌功能时发现,训练前后,股直肌、股内侧肌和股外侧肌的被动硬度与肌力的关系不受肌肉疲劳的影响^[43]。然而,另一篇文献报道腓肠肌内侧头的被动硬度在1h低强度持续收缩后显著增加,而腓肠肌外侧头和比目鱼肌的被动硬度持续收缩后无变化^[44]。因此,疲劳对肌肉被动硬度的影响还有待于进一步研究。

4 在疾病机制研究中的应用

超声弹性成像技术还可用于病理状态下肌肉硬度的测量。在神经系统疾病中,肌肉痉挛很普遍,肌肉硬度可以定量的反映痉挛的程度^[45-46]。当测量脑瘫患儿痉挛腓肠肌外侧头时,其肌肉硬度在松弛和牵伸状态下均高于正常儿童^[47]。运用SSI,卒中中患者的患侧肱二头肌安静状态下的剪切模量较健侧高70%^[3],在被动伸直患侧肘关节过程中患侧肱二头肌的硬度也较健侧增高,且其增高程度与牵伸速度相关^[45]。

超声弹性成像技术也可用于肌肉疾病的评估,有助于研究病理状态下肌肉生物力学特性的改变。Lacourpaille等^[1]运用SSI对14例假肥大型肌营养不良患者和13例健康对照组的6组肌肉进行了定量测量,包括腓肠肌、胫前肌、股外侧肌、肱二头肌、肱三头肌、小指展肌,结果显示患者的上下肢肌肉(小指展肌除外)的剪切模量均较对照组高,在肌肉拉长时更明显。运用应变弹性成像技术评估肌炎患者的肌肉状况时,学者们发现肌肉的平均弹性评分与血清肌酸激酶和乳酸脱氢酶水平呈一定相关性,表明该方法可有效评估肌炎的肌肉功能^[2]。Kwon等^[48]运用应变弹性成像技术测量痉挛性斜颈患儿胸锁乳突肌的硬度,发现肌肉较厚的一组患儿的肌肉硬度较肌肉较薄的患儿高。另一研究利用声辐射力脉冲成像技术测量慢性颈痛患者胸锁乳突肌、前斜角肌、肩胛提肌及斜方肌的剪切波传播速度,结果显示四组肌肉的剪切波

传播速度不同,且有颈部疼痛症状者斜方肌剪切波传播速度快于无疼痛症状者^[49]。

5 在康复治疗疗效评估中的应用

弹性超声可以有效地评估各种康复治疗对肌肉硬度的影响。18例健康受试者单侧腓肠肌接受7min按摩后,其硬度立刻较按摩前降低5%,但3min恢复到按摩前水平^[50]。肌筋膜放松术放松股外侧肌4min可以显著降低该肌肉的硬度,而10min甚至20min的热包治疗则无此作用^[51]。弹性超声评估腓肠肌在小腿三头肌静态牵伸2—5min前后的被动硬度,结果显示牵伸后肌肉被动硬度显著降低,关节活动度增加,但肌肉硬度在20min内恢复到原有水平^[52-53]。且该技术还客观测量到肌群内单个肌肉受牵伸的影响不同,如半腱肌、半膜肌及股二头肌在5min的静态牵伸后肌肉硬度均下降显著,而半膜肌硬度下降程度大于另外两个肌肉^[54]。7例斜方肌存在肌筋膜触发点的女性接受干针治疗后斜方肌上部的肌肉硬度显著降低^[55]。受试者进行屈肘肌训练后,受试者和评估者均可以主观感受到该肌肉在训练后硬度增加。而弹性超声成像技术客观地评估了这种改变,且发现这种硬度增加在30min后恢复到训练前水平^[56]。

6 技术局限性

超声弹性成像技术在实际应用中需要考虑一些影响因素。首先,其结果的准确性和稳定性受到局部脂肪厚度的影响,对于深层的肌肉如股中间肌,常常难以获得其剪切模量值。第二,不管哪种技术,只能通过测量肌肉一个区域(感兴趣区)的硬度来代表整个肌肉的硬度。然而,由于肌肉内含有筋膜、肌间隔等组织,且并非均匀分布,因此在选择测量部位的时候需要考虑肌肉内软组织结构的影响。如果能避开较厚的肌间隔,更能准确地反映肌肉的真实硬度。在测试过程中还应注意避开肌内的血管和神经。此外,由于该方法高度依赖测试者的技术,在测量过程中容易受到探头与皮肤之间压力、角度或外部振动设备的频率的影响。给予充分的耦合剂,使探头与皮肤平行,施加极轻微的压力避免皮下脂肪被压缩可以一定程度上减少技术因素造成的影响^[57],且在评估疗效时需注意前后均由同一测量者进行评估,以减少测试者间的技术原因对结果的影响。

7 小结

超声弹性成像技术是一种简便、快速、无创评估肌肉生物力学特性的新技术,具有广泛应用于临床的潜力。肌肉生物力学的改变常常早于临床症状的出现^[58-59],测定肌肉硬度的变化有助于早期发现肌肉功能障碍及相关疾病,为及早介入预防措施或干预手段提供依据,减少患者的痛苦及后期治

疗费用。该技术可作为研究工具,以提供肌肉及其他结构的生物力学信息和病理生理状态的客观依据。随着更多大样本研究的进行和检查方法的标准化,超声弹性成像技术将有望建立肌肉硬度的正常值,为生理和病理状态下的肌肉功能研究提供更多的理论依据和技术支持。

参考文献

- [1] Lacourpaille L, Hug F, Guevel A, et al. Non-invasive assessment of muscle stiffness in patients with duchenne muscular dystrophy[J]. *Muscle Nerve*, 2015, 51(2):284—286.
- [2] Botar-Jid C, Damian L, Dudea SM, et al. The contribution of ultrasonography and sonoelastography in assessment of myositis[J]. *Med Ultrason*, 2010, 12(2):120—126.
- [3] Lee SS, Spear S, Rymer WZ. Quantifying changes in material properties of stroke-impaired muscle[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(3):269—275.
- [4] Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues[J]. *Ultrason Imaging*, 1991, 13(2):111—134.
- [5] Brandenburg JE, Eby SF, Song P, et al. Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2014, 95(11):2207—2219.
- [6] Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications[J]. *Br J Radiol*, 2012, 85(1019):1435—1445.
- [7] Garra BS. Elastography: current status, future prospects, and making it work for you[J]. *Ultrasound Q*, 2011, 27(3):177—186.
- [8] Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound[J]. *Ultrasound Q*, 2007, 23(4):255—268.
- [9] Nightingale KR, Palmeri ML, Nightingale RW, et al. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force[J]. *J Acoust Soc Am*, 2001, 110(1):625—634.
- [10] 刘龙, 杜联芳. 声脉冲辐射力成像技术的临床研究进展[J]. *中国医学影像技术*, 2011, 27(6):1287—1290.
- [11] 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 Med*, 2013, 34(2):169—184.
- [12] Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2004, 51(4):396—409.
- [13] Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, et al. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus[J]. *Physiol Meas*, 2012, 33(3):N19—28.
- [14] Gennisson JL, Defieux T, Mace E, et al. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2010, 36(5):789—801.
- [15] Chino K, Akagi R, Dohi M, et al. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography[J]. *PLoS One*, 2012, 7(9):e45764.
- [16] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle[J]. *J Biomech*, 2013, 46(14):2381—2387.
- [17] Leong HT, Tsui S, Ying M, et al. Ultrasound measurements on acromio-humeral distance and supraspinatus tendon thickness: test-retest reliability and correlations with shoulder rotational strengths[J]. *J Sci Med Sport*, 2012, 15(4):284—291.
- [18] Magnusson S, Aagaard P, Simonsen EB, et al. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2000, 10(6):351—359.
- [19] Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, et al. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players a prospective study[J]. *Am J Sports Med*, 2003, 31(1):41—46.
- [20] Leong HT, Ng GY, Leung VY, et al. Quantitative estimation of muscle shear elastic modulus of the upper trapezius with supersonic shear imaging during arm positioning[J]. *PLoS One*, 2013, 8(6):e67199.
- [21] Hug F, Lacourpaille L, Maisetti O, et al. Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles[J]. *J Biomech*, 2013, 46(14):2534—2538.
- [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] Nordez A, Hug F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level[J]. *J Appl Physiol (1985)*, 2010, 108(5):1389—1394.
- [24] Bouillard K, Nordez A, Hug F. Estimation of individual muscle force using elastography[J]. *PLoS One*, 2011, 6(12):e29261.
- [25] Ates F, Hug F, Bouillard K, et al. Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2015, 25(4):703—708.
- [26] Dieterich AV, Andrade RJ, Le Sant G, et al. Shear wave elastography reveals different degrees of passive and active stiffness of the neck extensor muscles[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2017, 117(1):171—178.
- [27] Tran D, Podwojewski F, Beillas P, et al. Abdominal wall muscle elasticity and abdomen local stiffness on healthy volunteers during various physiological activities[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 60:451—459.
- [28] Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, et al. The effect of hip rotation on shear elastic modulus of the medial and lateral hamstrings during stretching[J]. *Man Ther*, 2015, 20(1):123—127.
- [29] Koo TK, Guo JY, Cohen JH, et al. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study[J]. *J Biomech*, 2013, 46(12):2053—2059.
- [30] Lacourpaille L, Hug F, Nordez A. Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in humans[J]. *PLoS One*, 2013, 8(1):e53159.

- [31] Arda K, Ciledag N, Aktas E, et al. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2011, 197(3):532—536.
- [32] Ditroilo M, Cully L, Boreham CA, et al. Assessment of musculo-articular and muscle stiffness in young and older men[J]. *Muscle Nerve*, 2012, 46(4):559—565.
- [33] Domire ZJ, McCullough MB, Chen Q, et al. Feasibility of using magnetic resonance elastography to study the effect of aging on shear modulus of skeletal muscle[J]. *J Appl Biomech*, 2009, 25(1):93—97.
- [34] Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, et al. Temporal activity of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in symptomatic knee osteoarthritis[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2002, 81(9):684—690.
- [35] Eby SF, Cloud BA, Brandenburg JE, et al. Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: influences of sex and age throughout adulthood[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(1):22—27.
- [36] Brandenburg JE, Eby SF, Song P, et al. Feasibility and reliability of quantifying passive muscle stiffness in young children by using shear wave ultrasound elastography[J]. *J Ultrasound Med*, 2015, 34(4):663—670.
- [37] Koo TK, Guo JY, Cohen JH, et al. Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(1):33—39.
- [38] Botanlioglu H, Kantarci F, Kaynak G, et al. Shear wave elastography properties of vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscles in normal subjects and female patients with patellofemoral pain syndrome[J]. *Skeletal Radiol*, 2013, 42(5):659—666.
- [39] Souron R, Bordat F, Farabet A, et al. Sex differences in active tibialis anterior stiffness evaluated using supersonic shear imaging[J]. *J Biomech*, 2016, 49(14):3534—3537.
- [40] Berko NS, Fitzgerald EF, Amaral TD, et al. Ultrasound elastography in children: establishing the normal range of muscle elasticity[J]. *Pediatr Radiol*, 2014, 44(2):158—163.
- [41] Wu T, Felmlee JP, Greenleaf JF, et al. Assessment of thermal tissue ablation with MR elastography[J]. *Magn Reson Med*, 2001, 45(1):80—87.
- [42] Muraoka T, Omuro K, Wakahara T, et al. Effects of muscle cooling on the stiffness of the human gastrocnemius muscle in vivo[J]. *Cells Tissues Organs*, 2008, 187(2):152—160.
- [43] Bouillard K, Hug F, Guevel A, et al. Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction[J]. *J Appl Physiol*, 2012, 113(9):1353—1361.
- [44] Akagi R, Fukui T, Kubota M, et al. Muscle shear modulus changes and frequency of alternate muscle activity of plantar flexor synergists induced by prolonged low-level contraction[J]. *Front Physiol*, 2017, 8:708.
- [45] Eby SF, Zhao H, Song P, et al. Quantifying spasticity in individual muscles using shear wave elastography[J]. *Radiol Case Rep*, 2017, 12(2):348—352.
- [46] Lee SS, Gaebler-Spira D, Zhang LQ, et al. Use of shear wave ultrasound elastography to quantify muscle properties in cerebral palsy[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, 31:20—28.
- [47] Brandenburg JE, Eby SF, Song P, et al. Quantifying passive muscle stiffness in children with and without cerebral palsy using ultrasound shear wave elastography[J]. *Dev Med Child Neurol*, 2016, 58(12):1288—1294.
- [48] Kwon DR, Park GY. Diagnostic value of real-time sonoelastography in congenital muscular torticollis[J]. *J Ultrasound Med*, 2012, 31(5):721—727.
- [49] Kuo WH, Jian DW, Wang TG, et al. Neck muscle stiffness quantified by sonoelastography is correlated with body mass index and chronic neck pain symptoms[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2013, 39(8):1356—1361.
- [50] Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales LJ, et al. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2015, 25(5):E490—E496.
- [51] Ichikawa K, Takei H, Usa H, et al. Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: a pilot study[J]. *J Bodyw Mov Ther*, 2015, 19(2):327—336.
- [52] 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 Med Biol*, 2014, 40(9):1991—1997.
- [53] Taniguchi K, Shinohara M, Nozaki S, et al. Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2015, 25(1):32—40.
- [54] Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, et al. Acute effects of static stretching on the hamstrings using shear elastic modulus determined by ultrasound shear wave elastography: Differences in flexibility between hamstring muscle components[J]. *Man Ther*, 2015, 20(4):610—613.
- [55] Maher RM, Hayes DM, Shinohara M. Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94(11):2146—2150.
- [56] Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, et al. Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: a feasibility study[J]. *Clin Radiol*, 2011, 66(9):815—819.
- [57] 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.
- [58] Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, et al. Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2017, 117(10):2047—2056.
- [59] Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, et al. Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial[J]. *Arthritis Rheum*, 2008, 59(7):943—951.