

·综述·

## 肌肉筋膜软组织弹性量化分析临床研究及新进展

李亚鹏<sup>1</sup> 刘书芳<sup>1</sup> 刘春龙<sup>2</sup> 朱 毅<sup>3</sup> 张志杰<sup>4,5</sup>

不同组织的弹性模量有差异;同一种组织在不同的生理状态下的弹性模量往往也有差异;同一组织,病变部位和正常部位的弹性模量同样也具有很大差异<sup>[1]</sup>。因此通过相应设备检测人体肌肉的弹性,有利于肌肉病变的早期诊断。近些年来,MRE、US两种技术日趋成熟,其缺点也日益显现。而国内外关于MyotonPRO肌肉测试仪弹性测量的相关研究及报道甚少。现将该3种设备做以下概述。

### 1 磁共振弹性成像

磁共振弹性成像(magnetic resonance elastography, MRE)是一种发展迅速的、在常规MRI基础上发展起来的用来定量地测量组织力学特性的新型非创伤性成像方法,被认为是一种“影像触诊”。

#### 1.1 MRE的基本原理

MRE的基本原理是利用磁共振技术检测体内的组织或器官,在外力作用下产生质点位移,并通过运动敏感梯度而获得磁共振相位图像,并以此为基础通过对弹性力学的逆求解,从而得出组织或器官内部各点的弹性系数的分布图(即弹性图),并以组织或器官的弹性力学参数作为医学诊断依据。

#### 1.2 MRE在肌肉方面的研究与临床应用

**1.2.1 MRE在肌肉方面的研究:**目前,国内外学者运用MRE在肌肉筋膜领域进行了大量的研究。Chan等<sup>[2]</sup>分别用MRE与剪切波对组织弹性进行评估,结果两者之间有良好的相关性。Bensamoun等<sup>[3]</sup>,用气动、机械驱动分别在90Hz和120Hz下测量股外侧肌、股内侧肌、缝匠肌,同时脚放在含有兼容负载装置(记录不同自主最大收缩力)的踏板上。结果股外侧肌、股内侧肌肉硬度随着主动收缩而增大;然而缝匠肌肉硬度不变。随后该作者<sup>[4]</sup>用一维和二维投影快速测定股内侧肌肉硬度,发现两者结果一致,收缩状态下肌肉硬度均比放松状态下大。Domire等<sup>[5]</sup>用MRE计算受试者胫骨前肌剪切模量,结果显示年龄与剪切模量之间没有显著的关系。但是3位年老的受试者有显著的高值。Debernard等<sup>[6]</sup>对不同年龄之间股骨肌肉硬度进行分析,得出青壮年剪切模量随收缩角度呈线性增加,并且儿童和中年人在最大主动收缩的10%时

剪切模量达到最大。衰减系数随着放松到收缩状态而下降。随后该作者<sup>[7]</sup>又对不同状态下股内侧肌肉结构形态进行了研究。研究表明横波传播沿着肌束方向,能间接反映肌束的结构特点,在放松状态下儿童声波平行于肌肉筋膜传播,而在成年人与肌肉筋膜成相应的夹角。Green等<sup>[8]</sup>研究了健康人离心运动前后肌肉硬度的改变情况,腓肠肌储能模量随离心运动增加了21%,在48h之后达到最大;而比目鱼肌储能模量和损耗模量均无显著性变化。随后又测量了健康人腓肠肌内侧头、比目鱼肌和胫骨前肌肌肉硬度<sup>[9]</sup>,同时测量了平行、垂直肌纤维方向上的剪切模量,结果该3块肌肉硬度有显著差异,并且平行于肌纤维方向上的剪切模量大于垂直方向。Hong等<sup>[10]</sup>利用MRE在不同频率下测量健康人肩部肌肉硬度,结果显示无论斜方肌还是冈下肌120Hz下肌肉硬度均明显比90Hz下大。

**1.2.2 MRE在筋膜韧带方面的应用:**Chen等<sup>[11-12]</sup>对有3年肌筋膜疼痛史的女性患者和健康女性(对照)来评估MRE量化肌筋膜韧带硬度的可行性。结果表明MRE能够诊断和量化筋膜硬度,有筋膜疼痛的患者筋膜硬度比周围组织硬50%,可见MRE可以实时客观的诊断和量化肌筋膜的硬度。

**1.2.3 MRE在临床中的应用:**Bensamoun等<sup>[13]</sup>用MRE测量甲亢患者治疗前后股骨肌肉硬度的变化和健康者股骨肌肉硬度,结果甲亢患者治疗前肌肉硬度比健康者低,治疗后比治疗前高。并且指出MRE可以作为新的探查肌肉生理病理及肌肉其他疾病的工具。随后McCullough等<sup>[14]</sup>对肌炎活动期患者进行了生理病理的深入研究,结果表明MRE可以很好的监测治疗效果。Chen等<sup>[15]</sup>用MRE对由技术熟练的医生鉴定为斜方肌肌筋膜疼痛综合征的成年患者筋膜韧带进行量化测量。结果显示医生和MRE评估之间结果相差较大。但MRE可以对筋膜韧带进行定量评估,反映局部肌肉硬度增加的范围。

#### 1.3 MRE的优缺点

MRE的优点:①具有安全、可靠、无创检测人体组织生理病理状态;②还可以用来检测其他组织器官,包括肝脏、乳腺、脑等。缺点:①费用高、代价大、不方便携带;②人体组织

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.08.026

1 广州体育学院运动康复教研室,510440; 2 广州中医药大学针灸康复临床医学院; 3 海南省农垦总医院康复治疗中心; 4 河南洛阳正骨医院,河南省骨科医院; 5 通讯作者

作者简介:李亚鹏,男,硕士研究生; 收稿日期:2016-03-27

弹性模量在部分组织中有重叠,应用时有一定的限制;③剪切波在非均匀介质中的传播相当复杂,干扰及衰减可造成硬度值不准确。

## 2 超声弹性成像

超声弹性成像技术在1991年由Ophir等<sup>[16]</sup>提出后,在超声和MRI领域得到广泛关注并迅速发展,已经成为量化肌肉弹性的一个研究热点。在与临床实践结合的过程中具有重要的临床应用价值。

### 2.1 超声弹性成像的原理

根据不同组织间弹性系数不同,在受到外力压迫后组织发生变形的程度不同,将受压前后回声信号移动幅度的变化转化为实时彩色图像,弹性系数小、受压后位移变化大的组织显示为红色,弹性系数大、受压后位移变化小的组织显示为蓝色,弹性系数中等的组织显示为绿色,借图像色彩反映组织的硬度。

### 2.2 超声弹性成像的研究与应用

**2.2.1 超声弹性成像研究:**Eby等<sup>[17]</sup>用剪切波弹性成像在三个方向上对猪肱骨肌肉组织标本拉伸负荷状态下进行测量研究。使用回归检验杨氏模量和剪切模量之间的相关性分析。结果显示剪切波在与传感器呈45°、90°方向传播不好,在平行方向上肌肉硬度随着张力的增加而增加。Miyamoto等<sup>[18]</sup>在被动牵拉下肢(膝关节伸直,屈曲髋关节)下用US测量12例男性受试者股肌的剪切模量。分析后发现拉伸显著加大关节的活动范围和降低被动扭矩,同时股二头肌、半腱肌、半膜肌的剪切模量也降低,但其中只有半腱肌和半膜肌比较显著。由此指出,要想增加股二头肌的弹性应该被动伸膝,而非屈髋来实现。

**2.2.2 超声弹性成像在腓肠肌方面的应用:**Chino<sup>[19]</sup>对腓肠肌肌肉弹性、Brandenburg<sup>[20]</sup>对健康儿童腓肠肌被动拉伸下肌肉硬度进行测量,并进行了效度和信度分析,结果US的可靠性和有效性很高。Taniguchi等<sup>[21]</sup>用超声横波弹性成像测量健康人放松状态下腓肠肌内、外侧头的剪切模量。结果表明拉伸后踝关节角度增大,20min后返回原来角度;拉伸前后相比,拉伸后剪切模量降低,同样在20min后返回到拉伸前剪切模量值。而不拉伸只进行站立干预的对照组则对结果没有影响。Akagi等<sup>[22]</sup>对19例健康人腓肠肌进行5周的静态拉伸,随机选择左腿或右腿作为实验组,而另一侧为对照组,用剪切波超声弹性成像测量腓肠肌内、外侧头的肌肉弹性。结果实验组内、外侧头肌肉硬度均降低,但肌肉硬度的比率不变,静态拉伸有助于改善跖屈肌的生理状态。Chernak等<sup>[23]</sup>对10例健康人用剪切波弹性成像测量踝关节从最大背屈到最大跖屈时腓肠肌内侧头剪切波速;同时测量主动跖屈踝关节角度固定时的剪切波速。结果主动和被动条件下剪切

波速和净踝力矩之间均成线性关系,并且在被动状态下斜率更陡峭。Nakamura等<sup>[24]</sup>用测力计和US测量健康青年男性踝关节屈曲静态拉伸前后内侧腓肠肌肌腹的硬度和剪切模量变化。结果肌肉静态拉伸后的硬度值和剪切模量值均明显低于拉伸前;并且剪切模量变化率和肌肉硬度变化率之间有显著的相关性。Chino等<sup>[25]</sup>用超声横波弹性成像测量膝关节僵硬患者肌肉、肌腱弹性与僵硬的相关性,分析后得出关节硬度与内侧腓肠肌肌腹硬度指数和跟腱硬度指数之间有显著的相关性。

**2.2.3 超声弹性成像在肱二头肌与肩袖方面的应用:**Itoigawa等<sup>[26]</sup>对肩袖冈上肌硬度进行测量并进行了信度、效度分析,结果超声弹性成像测量冈上肌硬度的有效性、可靠性均很高。Yoshitake等<sup>[27]</sup>用超声横波弹性成像测量静态屈肘过程中肱二头肌的剪切模量。结果组内相关系数和组间相关系数很高(分别为0.948和0.978),并且剪切模量与肘关节的收缩强度成线性变化,其斜率与肌力呈负相关。Leineweber等<sup>[28]</sup>模拟健康与受伤肱二头肌肌肉准静态横向压缩,结果可以检测到±5%的弹性和±5%肌肉位移的改变。Hatta等<sup>[29]</sup>用剪切波弹性成像对无肩袖撕裂和有肩袖撕裂的尸体肩部冈上肌肌肉硬度进行定量评价。结果显示,0°外展时冈上肌弹性值较大;有肩袖撕裂的尸体肩部在内收、外展位弹性值较小。Eby等<sup>[30]</sup>对133例不同性别、不同年龄的受试者肘关节伸直和屈曲90°位用剪切波弹性成像对肱二头肌进行弹性量化分析,显示随着年龄的增加剪切模量增加,女性剪切模量值明显比男性高。伸直状态下,年龄和性别对测量结果影响很大。

**2.2.4 超声弹性成像在其他肌肉筋膜方面的应用:**Sikdar等<sup>[31]</sup>用2D灰阶超声和振动超声弹性成像对斜方肌上束肌筋膜触发点与周围肌肉组织进行对比分析。结果肌筋膜触痛点内振动振幅低于27%,并且说明这与肌筋膜触痛点区域低回声区相关。Kuo等<sup>[32]</sup>做了颈部肌肉硬度与体重指数和慢性颈部疼痛之间的相关性研究,发现剪切波速度值与体重指数有关,有慢性颈部疼痛者斜方肌更僵硬。Sikdar等<sup>[33]</sup>基于体格检查出肌筋膜触痛点(A-MTrPs;自发疼痛)、潜在肌筋膜触痛点(L-MTrPs;非疼痛),又用多普勒成像和超声弹性成像对触痛点、潜在触痛点、正常筋膜组织进行检测。结果在2D超声弹性成像中,肌筋膜触痛点区表现为局灶性,低回声区;振动超声弹性成像在肌筋膜触痛点区域振动振幅下降,显示出确定位置的硬度结节。

**2.2.5 超声弹性成像在临床中的应用:**超声弹性成像已在临床上广泛运用,判断临床医生的治疗效果,为进一步治疗提供了有力的证据。Park等<sup>[34]</sup>给患有痉挛型脑瘫疾病的儿童注射肉毒杆菌毒素康复治疗,并进行治疗前后对比,在治疗前后4周,实时超声弹性成像值、中位数红色像素强度下降;

中位数蓝色像素强度增加;脚踝 Modified Ashworth Scale (MAS)得分下降;平均 Gross Motor Function Measure (GM-FM)评分提高。实时超声弹性成像评分和MAS评分之间有显著的相关性。并且指出超声弹性成像检测临床疗效非常可靠。MuroCulebras等<sup>[35]</sup>检测了患有肌纤维痛的女性患者压痛部位的结构形态、硬度和血流,结果与对照组进行比较。用痛觉计测试的结果表示两组之间有显著不同;超声图像显示两组斜方肌上部出现椭圆形的低回声区。两组之间低回声区、血流没有明显的不同。Lee等<sup>[36]</sup>用横波超声弹性成像测量超声波在脑瘫患者双侧内侧腓肠肌和胫骨前肌中的波速。当踝关节在90°时,该两块肌肉在受影响侧波速比不受影响侧分别快了14%和20%。并且内侧腓肠肌横波速度随踝关节由跖屈到背屈和踝关节力矩增加而增加。另外,横波速度与筋膜紧张度明显有关,横波速度越大代表肌肉硬度程度越高。Lee等<sup>[37]</sup>用剪切波超声弹性成像和B型超声对脑卒中患者在放松状态下行受损和非受损肢体肱二头肌影像图像捕捉,结果显示麻痹侧的横波速度和回波强度明显比非麻痹侧大。指出剪切波速度的不同与回波强度、脑卒中后的时间都有一定的关系。

### 2.3 超声弹性成像的优缺点

超声弹性成像技术的优点为:①安全可靠,费用低;②实时定量测量病灶部位软组织弹性;③测量操作流程简单快捷,重复性测试数据稳定性及准确性高。其缺点为:①无法测量较深软组织的弹性;②易受到主观因素的影响,例如超声探头施力度的大小、振动频率等。

## 3 MyotonPRO肌肉测试仪弹性测量

MyotonPRO肌肉测试仪是由上世纪70年代,爱莎尼亚的Vain博士发明的。Vain博士留意到一些运动员的肌肉损伤甚至肌腱断裂等伤病与肌肉疲劳相关。但当时又没有任何科学仪器和手段来测量肌肉的疲劳程度。只能靠询问运动员自身的感受,进行触诊来判断。触诊有很强的主观性,并不能客观地反映肌肉的功能状况。因此发明了无创肌肉检测仪。能够非常敏感的监测肌肉特性的变化,具有很大的临床价值。

### 3.1 MyotonPRO肌肉测试仪弹性测量工作原理

MyotonPRO肌肉测试仪是通过轻触探头对肌肉进行轻微冲击,使肌肉产生振动,由加速度感应器记录肌肉的机械振动状况,再通过软件计算,能够提供振动频率F(阻尼振荡频率,反应肌肉张力)、肌肉弹性D(阻尼振荡衰减对数,反应肌肉的弹性)、硬度S(反应肌肉的硬度)、机械应力松弛时间R和变形与松弛时间比C(反应肌肉的粘滞性),这些量化的参数真实客观地反映了肌肉的功能状态,并且可对新陈代谢做出评估。并且处理软件还可以对这些参数做进一步分析。

## 3.2 MyotonPRO肌肉测试仪弹性测量的研究与应用

### 3.2.1 MyotonPRO肌肉测试仪在肌肉研究方面的应用:

Leonard<sup>[38]</sup>与Pamukoff<sup>[39]</sup>用肌肉弹性测试仪分别测量健康成人腓肠肌与肱二头肌和腓绳肌的肌肉弹性,经过统计学分析后显示重测信度和测试者间信度均较高。Leonard等<sup>[40]</sup>用肌肉弹性测试仪和表面肌电图测量放松状态、举起等体积6.8kg的重物、最大自主收缩3种不同状态下右侧肱二头肌的肌肉生物力学特性。并对比肌肉弹性测试仪的力-位移曲线与sEMG测试结果。结果sEMG与肌肉弹性测试仪之间有很高的相关性。Ikezoe等<sup>[41]</sup>用肌肉弹性测试仪测量放松和最大自主收缩时青年女性和老年女性右侧股四头肌肌肉的硬度;同时用超声测量股直肌、股中间肌及上面覆盖的皮下脂肪的厚度。结果青年组放松和收缩状态下肌肉硬度明显不同,老年组却不明显。数据分析表明,年轻受试者肌肉硬度、肌肉硬度变化率、肌肉厚度明显比老年受试者大。Laudner等<sup>[42]</sup>对游泳运动员(受试者没有上肢疾病或任何手术史)用肌肉弹性测试仪测量利手侧背阔肌硬度(分别在肱骨与肩胛骨平面呈30°、60°、90°和110°位置测量)。背阔肌的硬度随着角度的增加而增加。在60°和90°时,背阔肌的硬度随着肩胛骨的内旋而增加。

### 3.2.2 Myoton肌肉检测仪在临床方面的应用:Rydahl等<sup>[43]</sup>对

脑卒中患者及健康对照组用修正阿什沃思量表(MAS)测量跖屈肌张力;用力矩仪器量化踝关节硬度;用肌肉弹性测试仪测量放松和跖屈状态下肌肉的生物力学特性。脑卒中组MAS得分从1—4,对照组肌力正常;脑卒中组踝关节硬度比对照组高;肌肉弹性测试仪测量数值与关节僵硬程度有关。Aarrestad<sup>[44]</sup>、Chuang<sup>[45-46]</sup>、Lidstrom<sup>[47]</sup>分别用肌肉弹性测试仪测试了脑瘫儿童肱二头肌、腓肠肌内侧头,脑卒中患者肱二头肌、肱三头肌和脑瘫残疾儿童股直肌肌肉弹性,进行了信度、效度分析,结果重测信度、测试者间信度均很高。Hung等<sup>[48]</sup>比较了肩部僵硬患者和健康人肩部肌肉硬度与旋转角度的关系。结果显示,与健康对照组相比,肩部僵硬患者有更大的肌肉硬度;并且发现内旋与三角肌后部、冈下肌、小圆肌(除了大圆肌)的硬度有显著的相关性。并且指出三角肌后部硬度是阻碍肩部内旋的主要因素(占阻碍肩部内旋的51%,超出了冈下肌和小圆肌的百分比)。Marusiak等<sup>[49]</sup>对患有帕金森病(PD)的女性肱二头肌和与健康女性肱二头肌做了比较,肌肉弹性测试仪测量放松的肱二头肌的被动硬度,记录放松肌肉的表面肌电图和肌音信号,在线下分析信号振幅。结果帕金森患者肱二头肌被动硬度值明显高于健康组。PD硬度得分和PD的肱二头肌被动刚度值之间呈现显著的正相关。该组肌电图振幅和肌音信号振幅之间没有明显的不同,这些参数与硬度得分之间没有相关性。Chuang等<sup>[50]</sup>在进行脑卒中患者康复计划过程中,用肌肉弹性测试仪

测量放松状态时指总伸肌、桡侧腕屈肌、尺侧腕屈肌的张力,弹性,硬度。结果显示有很高的重测信度;桡侧腕屈肌和治疗后的上肢动作评估量表之间有显著的相关性;治疗后的腕屈肌肉弹性与握力显著相关,指总伸肌的反应比桡、尺侧腕屈肌反应高。肌肉硬度比肌肉张力和弹性更敏感。Kerins等<sup>[51]</sup>对无临床症状的单侧肩关节运动障碍的试验者,用组内相关系数和可观察最小变化的测定进行可靠性和反应性分析。结果表明临床医生可以使用肌肉弹性测试仪可靠的测得单一疗程和疗程间组织顺应性的微小变化,但研究者指出冈下肌与大圆肌必须超过1mm才能达到有意义的改变。

### 3.3 MyotonPRO肌肉测试仪弹性测量的优缺点

MyotonPRO肌肉测试仪的优点:①受试者可以采取任意体位进行无创伤的身体表面肌肉测量;②既可测量放松状态也可测量收缩状态下的肌肉;③该仪器能够以相对水平的任意角度测量,在0重力状态下也能进行测量技术特点;④精确,可重复性高;⑤方便携带,测量快速,无需连接电脑或其他设备。缺点:①只能测浅表层肌肉,不能测深层肌肉;②脂肪较厚者,测量结果值不准确。

## 4 小结

临床医务和科研工作者可根据以上3种量化肌肉弹性设备的临床应用和优缺点,有目的地进行选择,可以大大节省时间、花费。预先检测肌肉的状态,实时监测肌肉状态的改变,及时进行干预治疗并检测治疗效果,达到治疗诊断、防病保健等目的,具有很大的临床应用价值。希望该领域的专家学者更好地利用这些设备,为患者服务。

## 参考文献

- [1] 刘茜玮,谢晟,王武. 磁共振弹性成像[J]. 中国医疗器械信息, 2011,(10):11—18.
- [2] Chan QC, Li G, Ehman RL, et al. Needle shear wave driver for magnetic resonance elastography[J]. Magn Reson Med, 2006, 55(5): 1175—1179.
- [3] Bensamoun SF, Ringleb SI, Littrell L, et al. Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography[J]. J Magn Reson Imaging, 2006, 23(2): 242—247.
- [4] Bensamoun SF, Glaser KJ, Ringleb SI, et al. Rapid magnetic resonance elastography of muscle using one-dimensional projection[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 27(5): 1083—1088.
- [5] 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.
- [6] Debernard L, Robert L, Charleux F, et al. Analysis of thigh muscle stiffness from childhood to adulthood using magnetic resonance elastography (MRE) technique[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2011, 26(8): 836—840.
- [7] Debernard L, Robert L, Charleux F, et al. Characterization of muscle architecture in children and adults using magnetic resonance elastography and ultrasound techniques[J]. J Biomech, 2011, 44(3): 397—401.
- [8] Green MA, Sinkus R, Gandevia SC, et al. Measuring changes in muscle stiffness after eccentric exercise using elastography[J]. NMR Biomed, 2012, 25(6): 852—858.
- [9] Green MA, Geng G, Qin E, et al. Measuring anisotropic muscle stiffness properties using elastography[J]. NMR Biomed, 2013, 26(11): 1387—1394.
- [10] Hong SH, Hong SJ, Yoon JS, et al. Magnetic resonance elastography (MRE) for measurement of muscle stiffness of the shoulder: feasibility with a 3 T MRI system[J]. Acta Radiol, 2016, 57(9): 1099—1106.
- [11] Chen Q, Bensamoun S, Basford JR, et al. Identification and quantification of myofascial taut bands with magnetic resonance elastography[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2007, 88(12): 1658—1661.
- [12] Chen Q, Basford J, An KN. Ability of magnetic resonance elastography to assess taut bands[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, 23(5): 623—629.
- [13] Bensamoun SF, Ringleb SI, Chen Q, et al. Thigh muscle stiffness assessed with magnetic resonance elastography in hyperthyroid patients before and after medical treatment[J]. J Magn Reson Imaging, 2007, 26(3): 708—713.
- [14] McCullough MB, Domire ZJ, Reed AM, et al. Evaluation of muscles affected by myositis using magnetic resonance elastography[J]. Muscle Nerve, 2011, 43(4): 585—590.
- [15] Chen Q, Wang HJ, Gay RE, et al. Quantification of myofascial taut bands[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2016, 97(1): 67—73.
- [16] 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.
- [17] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle[J]. J Biomech, 2013, 46(14): 2381—2387.
- [18] Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H. Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers[J]. Scand J Med Sci Sports, 2017, 27(1): 99—106.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] Akagi R, Takahashi H. Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle[J]. Scand J Med Sci Sports, 2014, 24(6): 950—957.
- [23] Chernak LA, Dewall RJ, Lee KS, et al. Length and activation dependent variations in muscle shear wave speed[J]. Physiol Meas, 2013, 34(6): 713—721.

- [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 Med Biol*, 2014, 40(9): 1991—1997.
- [25] Chino K, Takahashi H. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(10): 1230—1235.
- [26] Itoigawa Y, Sperling JW, Steinmann SP, et al. Feasibility assessment of shear wave elastography to rotator cuff muscle[J]. *Clin Anat*, 2015, 28(2):213—218.
- [27] Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, et al. Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity[J]. *Muscle Nerve*, 2014, 50(1): 103—113.
- [28] Leineweber M, Gao Y. Examining the feasibility of applying principal component analysis to detecting localized changes in mechanical properties[J]. *J Biomech*, 2015, 48(2): 262—268.
- [29] Hatta T, Giambini H, Uehara K, et al. Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: Reliability and feasibility of shear wave elastography[J]. *J Biomech*, 2015, 48(14): 3853—3858.
- [30] 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.
- [31] Sikdar S, Shah JP, Gilliams E, et al. Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography[C]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2008: 5585—5588.
- [32] 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.
- [33] Sikdar S, Shah JP, Gebreab T, et al. Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90(11): 1829—1838.
- [34] Park GY, Kwon DR. Sonoelastographic evaluation of medial gastrocnemius muscles intrinsic stiffness after rehabilitation therapy with botulinum toxin a injection in spastic cerebral palsy[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93(11): 2085—2089.
- [35] Muro-Culebras A, Cuesta-Vargas AI. Sono-myography and sono-myoeleography of the tender points of women with fibromyalgia[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2013, 39(11): 1951—1957.
- [36] 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.
- [37] 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.
- [38] Leonard CT, Deshner WP, Romo JW, et al. Myotonometer intra- and interrater reliabilities[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84(6): 928—932.
- [39] Pamukoff DN, Bell SE, Ryan ED, et al. The Myotonometer: Not a Valid Measurement Tool for Active Hamstring Musculotendinous Stiffness[J]. *J Sport Rehabil*, 2016, 25(2): 111—116.
- [40] Leonard CT, Brown JS, Price TR, et al. Comparison of surface electromyography and myotonometric measurements during voluntary isometric contractions[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2004, 14(6): 709—714.
- [41] Ikezoe T, Asakawa Y, Fukumoto Y, et al. Associations of muscle stiffness and thickness with muscle strength and muscle power in elderly women[J]. *Geriatr Gerontol Int*, 2012, 12(1): 86—92.
- [42] Laudner KG, Williams JG. The relationship between latissimus dorsi stiffness and altered scapular kinematics among asymptomatic collegiate swimmers[J]. *Phys Ther Sport*, 2013, 14(1):50—53.
- [43] Rydahl SJ, Brouwer BJ. Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85(10): 1631—1637.
- [44] Aarrestad DD, Williams MD, Fehrer SC, et al. Intra- and interrater reliabilities of the Myotonometer when assessing the spastic condition of children with cerebral palsy[J]. *J Child Neurol*, 2004, 19(11): 894—901.
- [45] Chuang LL, Lin KC, Wu CY, et al. Relative and absolute reliabilities of the myotonometric measurements of hemiparetic arms in patients with stroke[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94(3): 459—466.
- [46] Chuang LL, Wu CY, Lin KC, et al. Quantitative mechanical properties of the relaxed biceps and triceps brachii muscles in patients with subacute stroke: a reliability study of the myoton-3 myometer[J]. *Stroke Res Treat*, 2012: 617694.
- [47] Lidström A, Ahlsten G, Hirschfeld H, et al. Intrarater and interrater reliability of Myotonometer measurements of muscle tone in children[J]. *J Child Neurol*, 2009, 24(3): 267—274.
- [48] Hung CJ, Hsieh CL, Yang PL, et al. Relationships between posterior shoulder muscle stiffness and rotation in patients with stiff shoulder[J]. *J Rehabil Med*, 2010, 42(3): 216—220.
- [49] Marusiak J, Kisiel-sajewicz K, Jaskólska A, et al. Higher muscle passive stiffness in Parkinson's disease patients than in controls measured by myotonometry[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91(5): 800—802.
- [50] Chuang LL, Wu CY, Lin KC. Reliability, validity, and responsiveness of myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93(3): 532—540.
- [51] Kerins CM, Moore SD, Butterfield TA, et al. Reliability of the myotonometer for assessment of posterior shoulder tightness[J]. *Int J Sports Phys Ther*, 2013, 8(3): 248—255.