

·综述·

剪切波弹性成像技术在跟腱弹性量化评估中的研究进展*

黄佳鹏¹ 秦 鹏¹ 朱 毅² 张志杰³ 刘春龙^{1,4}

跟腱是人体最大、功能最多、最重要的肌腱,其作用是储存和释放弹性能量,以及提高肌纤维力学效率^[1]。跟腱病是一种常见病,大部分由跟腱过度使用引起,流行病学研究显示,5%—34%的跑步运动员患有跟腱病,跟腱病的发生,直接威胁运动员的职业生涯^[2-4]。值得注意的是,肥胖、糖尿病、炎症和自身免疫性疾病亦是跟腱病的危险因素,有研究发现,惯于久坐的风湿性疾病患者,跟腱病发病率亦高于以往预期^[5]。此外,在正常人群中,跟腱撕裂和慢性跟腱炎的发病率高达5.9%和2.1%^[6]。而且跟腱撕裂的发病率仍不断上升^[7]。

跟腱病病因复杂,临床鉴别跟腱炎、跟腱撕裂和腱周炎难度大,应用影像学技术对跟腱进行客观地评估有其必要性^[8]。目前,诊断跟腱疾病的影像学金标准为超声和磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)^[9-14]。然而, MRI诊断亚临床跟腱病存在敏感度低和花费高等缺点,且传统超声与MRI缺乏对跟腱的粘弹性和各向异性等生物力学特性的评估^[9]。

剪切波弹性成像技术(shear wave elastography, SWE)是一种实时量化评估软组织弹性模量的新型超声技术^[15]。弹性模量是反映软组织形变之后恢复初始形状的能力的生物力学指标,可因生理或病理状态的改变而改变^[16]。因此,应用SWE对跟腱弹性特性进行研究,具有重要的临床意义和广泛的应用前景。现就SWE在跟腱弹性量化评估方面的研究与临床应用作一综述。

1 SWE的基本原理

SWE是一种定量测量剪切波速度的新型无创超声技术,能够对组织弹性模量进行客观量化的评估^[9]。与传统超声波不同,剪切波生成于组织内部,在使用过程中,无需人工对组织施加压力,剪切波弹性超声通过探头向特定密度(ρ ,单位为 kg/m^3)的组织发射声辐射脉冲,聚焦于组织内产生剪切波(剪切波是垂直于超声脉冲的横波,其衰减速度是传统超声波的10000倍,传播速度比传统超声慢1000倍,以1—

10m/s的速度传播于软组织内)^[15,17]。SWE通过超高速成像技术,以20000Hz/s的速度探测剪切波信息,然后生成定性彩色弹性图(红色代表软组织硬度高,黄绿色代表中等软组织硬度,蓝色代表软组织硬度低)并且获取定量弹性信息或剪切波速度(cT,单位为m/s),再运用超快算法计算出剪切模量(μ ,单位为kPa),计算公式为: $\mu=\rho cT^2$ ^[18]。弹性模量(E,单位为kPa)则由以下公式进行估算: $E\approx 3\mu$ ^[15,19]。通常,软组织硬度增加,剪切波速度和弹性模量随之增加^[20]。从理论上讲,由于骨骼肌和肌腱存在各向异性(即骨骼肌和肌腱的生物力学特性在不同的方向各不相同),剪切模量计算公式($\mu=\rho cT^2$)不能直接应用于骨骼肌和肌腱。但Eby等^[21]证明,当超声探头平行于肌纤维时,肌肉的剪切模量与弹性模量仍然呈高度的线性相关,说明尽管肌肉存在各向异性,但当超声探头平行于肌纤维放置时,SWE所测之剪切模量仍可以准确反映肌肉的弹性。Brum等^[22]的试验则证实探头平行且垂直于跟腱放置时,剪切波的传播不受液体粘性影响。

2 SWE在跟腱弹性特性中的研究

2.1 跟腱的生理弹性模量研究

Arda等^[23]对127例健康志愿者行SWE测量,以期建立踝关节休息位时跟腱弹性的正常值,结果显示正常跟腱的弹性模量为 $(51.5\pm 25.1)\text{kPa}$ 。Suydam等^[24]则对踝关节背伸10°跟腱粘弹性的正常值展开研究,先后对29例无跟腱病史受试者行双侧SWE评估,结果显示正常跟腱平均弹性模量和粘性模量分别为83.2kPa和141.0Pa·s,双侧跟腱之间的粘弹模量经等效性检验均无显著差异($P=0.013, 0.017$)。以上两项研究分别建立跟腱在踝关节休息位和背伸位时的弹性模量正常值,而且跟腱弹性模量具有对称性,通过对比两侧跟腱弹性模量的差异,剪切波弹性成像具有诊断跟腱疾病的可能性。

Slane等^[25]和Helfenstein-Didier等^[26]证明了跟腱弹性模量呈现从跟腱附着点近端到远端逐渐递减的趋势。由于病理因素往往会改变病变部位的弹性模量^[16],跟腱弹性模量生理特性的建立,为跟腱病变部位和正常部位的区分提供了一

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.10.025

*基金项目:广州中医药大学“青年英才培养工程”(QNYC20170107);河南省中医药科学研究专项重点课题(2017ZY1004)

1 广州中医药大学,广州,510006; 2 海南省农垦总医院; 3 河南省洛阳正骨医院/河南省骨科医院; 4 通讯作者

作者简介:黄佳鹏,男,硕士研究生; 收稿日期:2017-11-20

定指导。

2.2 踝关节角度与跟腱关系的研究

解剖学研究认为跟腱的解剖复杂性是跟腱的致病因素之一,其解剖和力学的复杂性决定了辨别病位和严重程度十分困难^[27-28]。因此,有必要对跟腱不同位置和力学特性之间的关系进行研究。DeWall等^[28]在踝关节不同角度下(即生理位、跖屈位、背屈位),应用SWE对10例无跟腱病史青年跟腱的内外侧进行检测,进而观察剪切波在组织内的传播速度,结果显示:①跟腱内侧剪切波速度大于外侧;②跟腱生理位时传播速度为(12±1.2)m/s,跖屈位速度减少至(7.2±1.8)m/s,背屈位时速度>16.3m/s。Aubry等^[9]和Slane等^[25]的研究亦证明了跟腱的剪切波速度和弹性模量随着踝关节背伸程度的增加而增加。上述研究证实了背伸踝关节能够有效牵拉跟腱,且对于跟腱内侧作用更大,这种不平衡分布可能是导致跟腱损伤的原因之一。

软组织松弛长度是软组织长度发生改变而被动弹性值不发生改变阈值,能够反映软组织的柔软度,是建立肌肉运动模型的主要参数之一,以往由于缺乏适当的检测设备,在体测量软组织松弛长度十分困难^[29]。Hug等^[30]被动牵拉9例健康受试者的踝关节,应用SWE测量跟腱的松弛长度,结果显示,膝关节充分伸展位与膝关节屈曲90°时,跟腱松弛角度分别为踝跖屈(43.7°±3.2°)和踝跖屈(52.3°±4.9°),两者不存在显著性差异($P=0.89$),跟腱松弛长度不受膝关节位置的影响。以上研究证明SWE能够实时量化评估跟腱弹性模量的变化情况,具备检测跟腱松弛长度的能力,有利于促进对跟腱运动生物力学机制的理解。

2.3 踝关节被动硬度与跟腱弹性关系的研究

以往有研究利用踝关节角度与踝关节被动硬度之间的关系来推断软组织被动硬度,但踝关节被动硬度受到协同肌、拮抗肌、韧带以及踝关节囊等其他因素的影响^[31-32]。Chino等^[33]招募25例无跟腱病史受试者,应用B型超声检测跟腱硬度指数,采用SWE评估跟腱弹性模量,并根据踝关节的角度和被动力矩之间的关系计算踝关节被动硬度。简单回归分析显示踝关节被动硬度与跟腱硬度指数显著相关($r=0.60$, $P=0.002$),与跟腱弹性不相关($r=-0.39$, $P=0.052$)。此研究证明跟腱弹性的变化不能直接以踝关节被动硬度的变化来解释,踝关节被动硬度的改变还受其他组织的影响,例如小腿三头肌、韧带和踝关节囊,应用SWE对跟腱弹性模量进行局部定量测量,能更准确地反映跟腱的力学特性。

2.4 跟腱弹性模量影响因素的探索

DeWall等^[28]发现跟腱剪切波速度与跟腱厚度和深度仅存在微弱的相关性。Fu等^[34]应用SWE对年龄、性别与跟腱弹性之间的关系进行研究,其先后对326例无跟腱病史受试者进行评估,结果显示跟腱的弹性与年龄、性别无关。Pe-

trescu等^[35]的研究结果则显示,除男性志愿者的右侧跟腱弹性模量与年龄相关,其余跟腱弹性模量与年龄、体重指数无显著相关。Slane等^[25]的研究结果亦表明跟腱剪切波速度与年龄无关。然而,Slane等^[36]在随后的试验中增加老年组(年龄68±5岁)后发现,老年组剪切波速度显著高于青年组(年龄25±4岁)($P=0.025$)。以上研究出现不同的结果,可能与以下几个因素有关:①研究对象的年龄段不同;②样本数的差异;③探头定位不同。

Siu等^[37]研究应用SWE评估长期负重训练对跟腱的影响,先后对36例健康受试者(12例频繁训练;24例不频繁训练)行SWE检查,结果显示频繁训练者的非利腿硬度显著高于少训练者(320.1kPa;296kPa; $P<0.05$),利腿侧则无显著性差异($P>0.05$)。

目前,对于跟腱弹性模量的影响因素的研究还不够充分,身高、体重、年龄、性别、运动史等因素对跟腱弹性模量的影响还不明确,仍有待大样本的纵向研究评价。

3 SWE在跟腱方面的临床研究

软组织弹性随着肌肉生理病理状态的改变而改变^[38]。因此,跟腱病变部位和正常部位的弹性模量也应有所不同,这种差异使得SWE在跟腱疾病诊断方面的应用成为可能。

3.1 撕裂跟腱的弹性模量研究

国内外学者的研究结果表明,跟腱发生撕裂后,其弹性模量变低。Chen等^[39]率先应用SWE和B型超声对正常跟腱和撕裂跟腱的弹性进行比较,试验共招募14例跟腱撕裂患者(12例撕裂时间<24h;2例愈合期)和36例无跟腱病症状志愿者(经B型超声和彩色多普勒超声检查确认),由一名具有5年肌骨超声从业经验的放射科医生对跟腱弹性进行纵向成像评估,受试者俯卧位,踝关节休息位悬于试验床外,跟腱放置超声凝胶垫,探头垂直跟腱放置于正常跟腱的中间1/3以及撕裂跟腱的远端1/3。结果显示B型超声与SWE相关性优秀,正常跟腱的弹性值(291.91±4.38kPa)远高于撕裂跟腱弹性(56.48±68.59kPa),另外,与撕裂跟腱相似,愈合期跟腱同样硬度较软。

随后,Aubry等^[40]又对25例跟腱病患者和80例无跟腱病史志愿者行纵向和横向SWE评估,超声探头位于距离跟腱附着点的5cm处,结果表明有症状跟腱剪切波速度明显低于正常跟腱($P<0.001$),并提出跟腱病的SWE诊断标准,标准如下:①踝关节生理位时,横向成像显示跟腱弹性≤4.06m/s(敏感度:54.2%,特异性:91.5%),或者纵向成像显示跟腱弹性≤5.70m/s(敏感度:41.7%,特异性:81.8%);②踝关节最大跖屈位时,横向成像显示跟腱弹性≤4.86m/s(敏感度:66.7%,特异性:75.6%),或纵向成像显示跟腱弹性≤14.58m/s(敏感度:58.3%,特异性:83.5%)。Cortes等^[41]亦证明了有症状跟

腱的弹性值低于正常跟腱。

3.2 SWE评估跟腱病的效度分析

Zhang等^[42]则率先应用SWE对愈合期跟腱(跟腱撕裂修复术后)生物力学特性的变化进行研究,其先后于术后12、24和48周,对26例患者跟腱行SWE检查,并用踝—足评分系统(AOFAS)对功能进行评价。结果表明术后不同阶段跟腱的硬度逐步提升(12周: $187.7 \pm 23.8 \text{ kPa}$, 24周: $238.3 \pm 25.3 \text{ kPa}$, 48周: $289.6 \pm 23.4 \text{ kPa}$; $P=0.000$),不同时间点AOFAS评分亦明显提高(12周: 84.5 ± 5.1 , 24周: 90.5 ± 6.3 , 48周: 98.2 ± 3.1 ; $P < 0.05$),且AOFAS评分与愈合期跟腱弹性模量成正相关($P=0.0003$, $OR=0.9159$)。该研究证明弹性模量与临床AOFAS评分存在相关性,SWE所测之弹性模量值具有评估术后跟腱生物力学特性、预测跟腱功能的可能性。

Dirrichs等^[43]就SWE评估撕裂跟腱的信度进行研究,试验招募112例慢性肌腱炎患者,其中跟腱炎患者41例(其中7例患有双侧跟腱炎,34例患有单侧跟腱炎)、髌腱炎患者38例(13例双侧;25例单侧)和肱骨髁上炎患者33例(8例双侧,25例单侧),应用SWE、B型超声和彩色多普勒超声进行肌腱检查,对比有症状跟腱(48条)和无症状跟腱(34条)的弹性模量差异,并分析弹性模量与维多利亚运动学院跟腱评分问卷(Victorian institute of sports assessment-achilles, VISA-A)得分之间的相关性。结果发现:①无症状跟腱的弹性模量为(168.10 ± 7.49)kPa,有症状跟腱弹性模量为(69.80 ± 4.82)kPa,无症状跟腱弹性模量显著高于有症状跟腱,即无症状跟腱较硬,有症状跟腱较软;②相关性分析发现弹性模量与VISA-A得分密切相关($r=0.81$, $P < 0.001$),弹性模量越高,VISA-A得分越高;③140条有症状肌腱中,B型超声检查结果显示62(44.3%)条肌腱无病理改变,彩色多普勒超声显示49(35.0%)条肌腱无病理改变,当B型超声与彩色多普勒超声结合时,总漏诊率仍有33%(46/140),其中跟腱漏诊率为27%(15/48);④SWE评估15条漏诊的有症状跟腱准确率为87%(13/15);⑤B型超声结合彩色多普勒超声,诊断跟腱炎的敏感度为73%,三种影像学方法相结合时,敏感度为96%。上述研究证明了评估跟腱病具有良好的效度,将SWE检查纳入影像学检查中,有助于早期诊断跟腱病。

临床上,跟腱撕裂患者恢复活动的指标通常采用疼痛程度、功能评估以及影像学表现,但上述指标可能无法准确地反映出跟腱的最大承受应力^[44-45]。Martin等^[46]先后于跟腱切断前、跟腱修复术后2周和4周对41只新西兰白兔的跟腱行SWE评估,并将测得的剪切波速度与拉力试验获取的跟腱弹性模量、最大应力进行相关性分析,结果显示:①跟腱切断后剪切波速度相比切断前平均下降17%;②剪切波速度与弹性模量和最大应力均存在线性正相关($r=0.52$, $r=0.58$, $P < 0.001$),剪切波速度越大,说明跟腱弹性模量越大,最大承受

应力也越大。此研究证明了SWE可以对术后跟腱的力学完整性进行有效地评估。

3.3 SWE对跟腱干预措施疗效的评估

硬度是影响肌肉、肌腱或者关节震动吸收能力的首要因素^[47]。适度提高软组织硬度有助于提高运动表现^[48]。在接受干预措施前后,应用SWE测量跟腱弹性模量对于提高运动表现、预防损伤有一定的指导作用。Chiu等^[49]关于5min静态牵拉对双侧跟腱厚度、横截面积和弹性模量即时效应的研究,令受试者立于倾斜30°平台上,身体前倾至小腿垂直地面,牵拉跟腱5min,先牵拉左侧,再牵拉右侧,5min牵拉后立即应用SWE和B型超声对20例健康受试者的跟腱进行检查,结果显示:静态牵拉对双侧跟腱的厚度和横截面积均无显著改变($P > 0.05$),对于非利腿侧跟腱硬度有显著增加作用($P < 0.05$),对于利腿侧跟腱硬度则无显著改变($P > 0.05$)。Hirata等^[51]则对健康受试者的右侧跟腱行SWE评估,显示被动牵拉(5min)前后跟腱硬度无显著改变,但松弛角度由踝跖屈44.8°±2.3°上升至踝跖屈43.3°±2.8°($P < 0.05$),被动牵拉使得跟腱松弛角度处于相对背伸的位置,有助于提高踝关节的灵活性。上述研究于静态牵拉前后应用SWE对跟腱硬度进行测量,证实了SWE可以客观准确地评估跟腱弹性模量的变化,能够用于评估临床干预措施对于跟腱的疗效。

4 SWE的优缺点及使用注意事项

SWE具有以下优点:①能够实时定量测量局部软组织弹性模量;②费用较低,无辐射;③操作流程简单快捷;④无需探头施加压力即可对软组织弹性模量进行测量。

然而,SWE仍存在一定的局限性。首先,SWE系统存在检测上限,直接影响高张力状态下跟腱剪切模量的获取^[39]。其次,部分解剖位置限制SWE的应用,尤其包块隆起和骨骨相邻处的突起结构,很难在目标范围内保持统一的压力^[50]。另外,剪切模量反映的是单独肌肉和肌腱的力学特性,当两个检测目标剪切模量呈同向变化时(包括同时变大和同时变小),由于力矩与剪切模量的变化关系在不同组织各不相同,相同的剪切模量变化值可能对应不同的力矩绝对值,因此无法准确获取不同目标的力矩变化情况^[59]。

在研究和实践过程中,SWE测量结果受到多种因素的影响。①SWE受技术因素影响,例如操作者施加压力的大小。Kot等^[51]研究不同探头施加压力对于SWE测量股直肌和髌腱弹性的影响,发现随着探头压力的增大,肌肉和肌腱弹性均明显提高($P < 0.05$),因此提出建议:鉴于SWE测量无需施加外力(探头压力),操作者施加压力将影响软组织弹性测量的真实性,SWE应用过程中应尽可能地减小探头施加压力。②SWE的测量信度受设备条件影响。由于踝关节角度缺乏标准化(未采用踝关节固定器),Aubry等^[9]对80例

成年受试者的跟腱行横向和纵向SWE检查,结果表明剪切模量和剪切波速度的最佳评估者间信度分别为0.43和0.46(踝关节最大跖屈位),信度均为差;Peltz等^[52]评估右侧跟腱的重复信度为差(ICC=0.17),评估左侧跟腱的重复信度则为中等(ICC=0.62),跟腱总体重复信度仅为0.42。随着踝关节固定器的使用,SWE评估跟腱的信度得以显著提高,Chiu等^[49]、Hug等^[30]、Helfenstein-Didier等^[26]和Fu等^[34]的研究结果显示SWE可以客观准确地评估跟腱的弹性变化,且具有很高的评估者间信度和重复测量信度。③由于各向异性的存在,SWE成像方向亦影响测量结果。Aubry等^[9]对跟腱各向异性的研究表明:踝关节最大跖屈位和踝背伸时,横向和纵向成像的各向异性系数分别为 0.24 ± 0.16 和 0.63 ± 0.07 。此研究证实了跟腱的各向异性的存在,而且各向异性随着踝背伸角度的增加而增加,应用SWE评估跟腱时,应充分考虑各向异性对实验结果的影响,实验过程中确保探头方向的统一性。Haen等^[53]则应用SWE对人类尸体跟腱的剪切模量进行测量,并将之与拉力测验所测得的弹性模量进行对比,结果表明当超声探头平行跟腱放置时,剪切模量和弹性模量之间存在高度相关性。尽管该研究只对尸体跟腱测量,但作为初步研究,其研究结果仍证实了当超声探头平行跟腱放置时,SWE所测得的剪切模量能够准确反映跟腱弹性,揭示了统一探头方向的重要性。

如前文,SWE受到多种混杂因素的影响,应用SWE检查跟腱时,应特别注意以下几个问题:①注意探头定位和下肢姿势对实验结果的影响;②优先选择纵向成像,横截面成像时,存在单侧受力,传感器超出平面外的情况,导致人为因素的增加^[54];③尽可能减少探头压力;④探头的摆放应平行于肌纤维和肌腱走向。

综上所述,相较于应变弹性超声,SWE克服了手动施加探头压力等人为因素的影响,能够更全面地反映组织硬度。SWE弥补了传统超声的不足,为科研工作者和临床工作者提供更加全面准确的组织弹性特性,有利于早期干预、精准康复和精准治疗的开展,具有广泛的应用前景。目前,应用SWE评估跟腱的研究存在着样本量少、盲法缺乏、非随机化等问题,还有着很大的进步空间,SWE测定跟腱弹性模量对于跟腱疾病诊断、治疗和评估疗效的临床重要性仍需大样本纵向研究评价。希望进一步的大样本随机对照研究来为我们提供更多、更准确的跟腱生物力学特性信息。

参考文献

- [1] Cronin NJ, Lichtwark G. The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion[J]. *Gait Posture*, 2013, 37(3):305—312.
- [2] Haglund-Akerlind Y, Eriksson E. Range of motion, muscle torque and training habits in runners with and without Achilles tendon problems[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1993, 1(3—4):195—199.
- [3] Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, et al. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review[J]. *Sports Med*, 2012, 42(10):891—905.
- [4] Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, et al. Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study[J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(2):226—235.
- [5] Ames PR, Longo UG, Denaro V, et al. Achilles tendon problems: not just an orthopaedic issue[J]. *Disabil Rehabil*, 2008, 30(20—22):1646—1650.
- [6] Kujala UM, Sarna S, Kaprio J. Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes[J]. *Clin J Sport Med*, 2005, 15(3):133—135.
- [7] Lantto I, Heikkinen J, Flinkkilä T, et al. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2015, 25(1):e133—138.
- [8] Klauser AS, Faschingbauer R, Jaschke WR. Is sonoelastography of value in assessing tendons?[J]. *Semin Musculoskelet Radiol*, 2010, 14(3):323—333.
- [9] Aubry S, Risson JR, Kastler A, et al. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography[J]. *Skeletal Radiol*, 2013, 42(8):1143—1150.
- [10] Schweitzer ME, Karasick D. MR imaging of disorders of the Achilles tendon[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2000, 175(3):613—625.
- [11] Nallamshetty L, Nazarian LN, Schweitzer ME, et al. Evaluation of posterior tibial pathology: comparison of sonography and MR imaging[J]. *Skeletal Radiol*, 2005, 34(7):375—380.
- [12] Kainberger F, Nehrer S, Breitenreher M, et al. Ultrasound morphology of the Achilles tendon and differential diagnosis [J]. *Ultraschall Med*, 1996, 17(5):212—217.
- [13] Karjalainen PT, Soila K, Aronen HJ, et al. MR imaging of overuse injuries of the Achilles tendon[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2000, 175(1):251—260.
- [14] Shalabi A. Magnetic resonance imaging in chronic Achilles tendinopathy[J]. *Acta Radiol Suppl (Stockholm)*, 2004, (432):1—45.
- [15] 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.
- [16] Kelly JP, Koppenhaver SL, Michener LA, et al. Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spi-

- nae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2018, (38):73—80.
- [17] Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, et al. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications[J]. *Radiographics*, 2017, 37(3):855—870.
- [18] Lin KC, Huang PC, Chen YT, et al. Combining afferent stimulation and mirror therapy for rehabilitating motor function, motor control, ambulation, and daily functions after stroke[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2014, 28(2):153—162.
- [19] Hug F, Tucker K, Gennisson JL, et al. Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force[J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2015, 43(3):125—133.
- [20] Yerli H, Yilmaz T, Kaskati T, et al. Qualitative and semi-quantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography[J]. *J Ultrasound Med*, 2011, 30(2):179—186.
- [21] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle[J]. *J Biomech*, 2013, 46(14):2381—2387.
- [22] Brum J, Bernal M, Gennisson JL, et al. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(3):505—523.
- [23] 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.
- [24] Suydam SM, Soulas EM, Elliott DM, et al. Viscoelastic properties of healthy achilles tendon are independent of isometric plantar flexion strength and cross-sectional area[J]. *J Orthop Res*, 2015, 33(6):926—931.
- [25] Slane LC, DeWall R, Martin J, et al. Middle-aged adults exhibit altered spatial variations in Achilles tendon wave speed[J]. *Physiol Meas*, 2015, 36(7):1485—1496.
- [26] Helfenstein-Didier C, Andrade RJ, Brum J, et al. In vivo quantification of the shear modulus of the human Achilles tendon during passive loading using shear wave dispersion analysis[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(6):2485—2496.
- [27] O'Brien T. The needle test for complete rupture of the Achilles tendon[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1984, 66(7):1099—1101.
- [28] DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, et al. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed[J]. *J Biomech*, 2014, 47(11):2685—2692.
- [29] Ackland DC, Lin YC, Pandey MG. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle-tendon properties: a Monte-Carlo analysis[J]. *J Biomech*, 2012, 45(8):1463—1471.
- [30] 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.
- [31] Hirata K, Miyamoto-Mikami E, Kanehisa H, et al. Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2016, 116(5):911—918.
- [32] Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2001, 16(2):87—101.
- [33] 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.
- [34] Fu S, Cui L, He X, et al. Elastic characteristics of the normal achilles tendon assessed by virtual touch imaging quantification shear wave elastography[J]. *J Ultrasound Med*, 2016, 35(9):1881—1887.
- [35] Petrescu PH, Izvernariu DA, Iancu C, et al. Evaluation of normal and pathological Achilles tendon by real-time shear wave elastography[J]. *Rom J Morphol Embryol*, 2016, 57(2 Suppl):785—790.
- [36] Slane LC, Martin J, DeWall R, et al. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon[J]. *Eur Radiol*, 2017, 27(2):474—482.
- [37] Siu WL, Chan CH, Lam CH, et al. Sonographic evaluation of the effect of long-term exercise on Achilles tendon stiffness using shear wave elastography[J]. *J Sci Med Sport*, 2016, 19(11):883—887.
- [38] 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.
- [39] Chen XM, Cui LG, He P, et al. Shear wave elastographic characterization of normal and torn achilles tendons: a pilot study[J]. *J Ultrasound Med*, 2013, 32(3):449—455.
- [40] Aubry S, Nueffer JP, Tanter M, et al. Viscoelasticity in Achilles tendonopathy: quantitative assessment by using real-time shear-wave elastography[J]. *Radiology*, 2015, 274(3):821—829.
- [41] Cortes DH, Suydam SM, Silbernagel KG, et al. Continuous shear wave elastography: A new method to measure viscoelastic properties of tendons in vivo[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2015, 41(6):1518—1529.
- [42] Zhang LN, Wan WB, Wang YX, et al. Evaluation of elastic stiffness in healing achilles tendon after surgical repair of a tendon rupture using in vivo ultrasound shear wave elastography[J]. *Med Sci Monit*, 2016, (22):1186—1191.
- [43] Dirrichs T, Quack V, Gatz M, et al. Shear wave elastogra-

- phy(SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies[J]. Acad Radiol, 2016, 23(10):1204—1213.
- [44] Devitt D, Koike Y, Doherty GP, et al. The ability of ultrasonography, magnetic resonance imaging and bone mineral densitometry to predict the strength of human Achilles' tendons[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2009, 90(5):756—760.
- [45] van Schie HT, de Vos RJ, de Jonge S, et al. Ultrasonographic tissue characterisation of human Achilles tendons: quantification of tendon structure through a novel non-invasive approach[J]. Br J Sports Med, 2010, 44(16):1153—1159.
- [46] Martin JA, Biedrzycki AH, Lee KS, et al. In vivo measures of shear wave speed as a predictor of tendon elasticity and strength[J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(10):2722—2730.
- [47] Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers[J]. Am J Sport Med, 2010, 38(10):2058—2064.
- [48] Butler RJ, Crowell HP 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003, 18(6):511—517.
- [49] Chiu TC, Ngo HC, Lau LW, et al. An investigation of the immediate effect of static stretching on the morphology and stiffness of achilles tendon in dominant and non-dominant legs[J]. PLoS One, 2016, 11(4):e0154443.
- [50] Bhatia KS, Rasalkar DD, Lee YP, et al. Real-time qualitative ultrasound elastography of miscellaneous non-nodal neck masses: applications and limitations[J]. Ultrasound Med Biol, 2010, 36(10):1644—1652.
- [51] 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.
- [52] Peltz CD, Haladik JA, Divine G, et al. Shear wave elastography: repeatability for measurement of tendon stiffness[J]. Skeletal Radiol, 2013, 42(8):1151—1156.
- [53] Haen TX, Roux A, Soubeyrand M, et al. Shear waves elastography for assessment of human Achilles tendon's biomechanical properties: an experimental study[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, (69):178—184.
- [54] Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description[J]. Clin Radiol, 2009, 64(12):1196—1202.