

剪切波超声弹性成像在股直肌硬度中的应用研究

卢 静^{1a}, 孟 林^{1b}, 周开祥²

1. 成都市第五人民医院(成都中医药大学第二临床医学院附属第五人民医院), 成都市老年疾病研究所/成都市肿瘤防治所 a. 超声医学科, b. 康复医学科, 四川 成都 611130; 2. 成都中医药大学体育健康学院, 四川 成都 610000

【摘要】 目的 探究剪切波超声弹性成像(SWUE)结合肌肉厚度(MT)、肌纤维排列超声纹理特征参数及剪切波传播各向异性系数(AC)在定量评估股直肌硬度变化中的应用。**方法** 纳入 50 名健康青年男性, 分别于热身前后采用迈瑞 Resona5T 超声系统测量股直肌传统硬度指标(杨氏模量 E、剪切波速度 C、剪切模量 G)及肌肉厚度(MT)、超声纹理参数、剪切波传播各向异性系数 AC。**结果** 同一下肢体位下, 股直肌横切面 E、C、G、对比度、AC 高于纵切面; 热身激活后, 各指标与非热身条件相比差异显著($P < 0.05$), 纵切面变化幅度更大。AC 与横纵切面 C 值差值呈正相关, MT 与 C 呈负相关; 所有指标连续 5 次测量 CV 均 $< 5\%$ 。**结论** 热身激活对青年男性股直肌弹性特征影响显著, SWUE 评估时应沿肌纤维走向纵切面测量, 优先选取剪切波速度、MT、肌纤维主方向集中度及 AC 作为综合指标, 可精准反映肌肉结构与功能状态。

【关键词】 骨骼肌; 剪切波超声弹性成像; 硬度

【中图分类号】 R445.1

【文献标志码】 A

【文章编号】 1672-6170(2026)04-0132-05

Application of shear wave ultrasound elastography in rectus femoris stiffness LU Jing^{1a}, MENG Lin^{1b}, ZHOU Kai-xiang² 1a. Department of Ultrasound Medicine, 1b. Department of Rehabilitation Medicine, Chengdu Fifth People's Hospital Affiliated to the Second Clinical Medical College of Chengdu University of Traditional Chinese Medicine/Chengdu Institute of Geriatric Diseases/Chengdu Cancer Prevention and Treatment Institute, Chengdu 611130, China; 2. School of Physical Education and Health, Chengdu University of Traditional Chinese Medicine, Chengdu 610000, China

【Corresponding author】 ZHOU Kai-xiang

【Abstract】 Objective To investigate the application of shear wave ultrasound elastography (SWUE) combined with muscle thickness (MT), ultrasound texture feature parameters of muscle fiber arrangement and anisotropy coefficient (AC) of shear wave propagation in quantitatively assessing changes in rectus femoris stiffness. **Methods** Fifty healthy young men were included. Before and after warm-up, Myriad Resona5T ultrasound system was used to measure traditional rectus femoris stiffness indicators such as Young's modulus E, shear wave velocity C and shear modulus G, MT, ultrasound texture parameters and shear wave propagation AC. **Results** In the same lower limb position, E, C, G, contrast and AC of the transverse section of the rectus femoris were higher than those of the longitudinal section. After warm-up activation, all indicators showed significant differences compared with the non-warm-up condition ($P < 0.05$). The longitudinal section showed greater changes. AC was strongly positively correlated with the difference in C values between transverse and longitudinal sections. MT was moderately negatively correlated with C. The coefficient of variation (CV) of all indicators measured consecutively 5 times was $< 5\%$. **Conclusions** Warm-up activation significantly affects the elastic characteristics of the rectus femoris in young men. When assessing SWUE, measurements should be taken along the longitudinal section of the muscle fiber direction. Shear wave velocity, MT, muscle fiber principal direction concentration and AC should be selected as comprehensive indicators to accurately reflect the muscle structure and functional status.

【Key words】 Skeletal-muscle; Shear-wave-elastography; Stiffness

骨骼肌硬度是反映人体肌肉结构与功能状态的评价指标,也是临床评估肌肉病变、功能损伤及康复效果的主要依据^[1~4]。剪切波超声弹性成像(shear wave ultrasound elastography, SWUE)作为无创定量评估组织硬度的新技术,目前已开始应用于甲状腺、乳腺、淋巴结等疾病的诊断评估^[5,6],也有研究将其拓展至移植器官硬度检测^[7]。但 SWUE 评定技术的应用推广仍然受限于其方法学的规范性,虽有相关弹性成像指南发布^[8],但临床骨骼肌 SWUE 评估缺乏标准化流程,且现有研究多仅关注单一硬度指标,缺乏对肌肉形态、结构及

剪切波传播特性等方面的综合考量,导致临床测量结果一致性差,其流程和标准仍不明确,参考价值有限^[9~12]。

前人探究了不同超声切面、不同体位下小腿三头肌的弹性测量值(杨氏模量和剪切波速度)的差异,指出超声弹性测量值的大小与超声纵切或横切、关节体位有关^[13]。但由于该研究样本量较小,且未纳入肌肉形态及结构相关指标,导致其研究成果在临床领域的推广应用受限。与此同时,如何选择更加敏感的 SWUE 测量指标(杨氏模量、剪切波速度、剪切模量)及相关结构指标,优化规范测试流程也是评定骨骼肌硬度急需解决的现实问题。因此,本研究以健康青年男性为研究对象,

【基金项目】 四川省医学会科研项目(编号:2021SAT13)

【通讯作者】 周开祥

在严格控制关键变量的前提下,于不同测试切面以及不同测量条件(热身与非热身)下进行 SWUE 测试,同步获取肌肉厚度、肌纤维排列超声纹理特征参数及剪切波传播各向异性系数,为该技术在评估骨骼肌硬度方面提供价值参考。本研究假设认为不同测试切面和不同测试条件(热身与非热身)均会对股直肌硬度及结构指标产生显著影响,多维度指标可提升临床评估的准确性与可靠性。

1 资料与方法

1.1 一般资料 2023 年 6~7 月,招募 50 例健康青年男性志愿者在成都市第五人民医院超声医学科开展测试,纳入标准:男性,年龄 19~21 岁,下肢常规超声检查示股直肌形态结构正常。排除标准:①超声图像质量差,无法满足弹性成像测量要求;②合并内分泌、代谢类慢性疾病;③静息心率、血压及心电图检查异常;④下肢肌肉损伤、炎症及结构性病变;⑤下肢骨关节、神经系统器质性疾病。入选志愿者年龄 19~21 岁[(20.2±1.1)岁];身高 162~187 cm[(178.2±6.2)cm];体重 56~93 kg[(72.6±8.8)kg],体脂率 10.5%~19.2%。所有受试者均知晓研究内容并签署知情同意书,本研究经我院医学伦理委员会审核批准[批件号:伦审 2022-023(科)-01]。

1.2 方法

1.2.1 体位标准化控制 所有志愿者(无提前热身环节)平躺于治疗床上休息 10 分钟,下肢处于完全放松位,确保肌肉恢复至基础状态,下肢体位采用多关节角度固定:①髋关节:通过床面倾斜调节至 10°屈曲(用量角器校准床面与大腿夹角);②膝关节:完全伸直,膝关节下方垫 5 cm 厚海绵垫,避免关节过伸;③踝关节:中立位,用弹力带轻度固定脚掌,防止测试中角度偏移。测试者采用手术记号笔在髌前上棘与髌骨上缘连线 2/3 处作标记为横纵测量交叉中心点^[14],并以此为中心标记 5 cm 长度的横纵切面测量标记线,确保每次测量的解剖位置统一。

1.2.2 测量条件控制 ①非热身条件下测量:局部涂厚约 5 mm 耦合剂,探头与皮肤间放置 1 cm 厚超声凝胶垫,通过 Resona 5T 系统内置压力反馈功能监测压力指数,确保压力指数<1.0,避免探头压迫导致肌肉硬度假性升高;室温保持(24±1)℃,湿度 50%~60%,减少温度对肌肉硬度的影响。切面测量时,纵切面探头平行于肌肉长轴,切面内清晰显示肌纤维走向长轴,横切面探头垂直于肌肉长轴,切面内显示肌间隔或肌纤维短轴,呈线状或点状高回声,适当偏转探头减少各向异性伪像。②热身条件下测量:志愿者完成第一阶段后,进行

15 分钟量化热身,具体方案如下:功率自行车骑行(10 分钟):采用动感单车,初始阻力 30 W,逐渐增加至心率达到 65%最大心率,通过心率腕表实时监测,确保骑行全程心率维持在 60%~70%HR-max,骑行结束后采用 6~20 分 Borg 量表评估主观疲劳度(RPE),控制在 10~12 分(“稍费力”水平)。动态拉伸(5 分钟):仅采用动态拉伸,具体动作及参数:①高抬腿:3 组×30 秒,频率 60 次/分钟;②弓步走:3 组×30 秒,步幅 30 cm;③直腿摆荡:3 组×30 秒/侧,摆幅 30°,每个动作间休息 10 秒,拉伸结束后 RPE 评分≤13 分。热身结束后立即停止活动,1 分钟内开始超声测量,记录间隔时间为(0.8±0.2)分钟,减少肌肉触变性导致的测量偏差,测量流程与非热身阶段一致,控制好测量时间窗。

1.2.3 传统硬度指标测量 测试者待弹性图像稳定后冻结测值,采用系统自设弹性参数测量矩形对其距离骨表面和较厚筋膜表面 5 mm 以上的肌肉组织进行测量,沿肌纤维走向设置 3 个等间距矩形 ROI(每个 ROI 大小 5 mm×5 mm,间距 3 mm),避免靠近筋膜或骨骼导致的伪像。对横纵切面连续测量 5 次以获取杨氏模量(E)、剪切波速度(C)、剪切模量(G)的平均值,单次测量至少间隔 3 秒^[13]。所有测量采用单盲法:测试者不知志愿者是否完成热身,仅根据标记点操作,避免主观偏差。

1.2.4 肌肉厚度(MT)测量 在横纵切面二维超声图像上,选取肌腹最厚处,采用超声系统内置标尺垂直于肌纤维走向(横切面)或平行于肌纤维走向(纵切面)测量肌肉厚度,连续测量 3 次取平均值,测量精度为 0.01 cm,同步控制探头压力。本研究通过海绵垫及量角器严格校准关节角度,避免体位偏差干扰 MT 测量。

1.2.5 肌纤维排列超声纹理特征参数测量 基于横纵切面二维超声图像,采用 ImageJ 软件及其“GL-CMTextureAnalyzer”“HOGFeatureExtractor”插件提取纹理特征参数:①灰度共生矩阵参数:对比度(反映肌纤维与肌间隙灰度差异)、相关性(反映肌纤维走向一致性);②方向梯度直方图参数:主方向集中度(反映肌纤维排列同向性)。每个切面选取 3 个等间距感兴趣区(ROI),每个 ROI 大小为 5 mm×5 mm,计算 3 个 ROI 参数的平均值。

1.2.6 剪切波传播各向异性系数(AC)测量 以横纵测量交叉中心点为固定测点,将探头从 0°(平行肌纤维,纵切方向)以 15°为间隔旋转至 90°(垂直肌纤维,横切方向),每个角度采集 3 次剪切波速度(C),取 0°时 C 值(C_{0°})和 90°时 C 值(C_{90°})计算

AC, 公式为: $AC = [C_{0^\circ} - C_{90^\circ}] / (C_{0^\circ} + C_{90^\circ}) / 2 \times 100\%$, 连续测量 3 次取平均值。测量时需控制探头压力, 研究证实, 探头压力增加 10 kPa 可使肌肉杨氏模量测值升高 15%~20%^[15], 因此本研究通过系统压力反馈功能确保压力指数<1.0, 避免硬度假性升高。SWUE 检测见图 1。

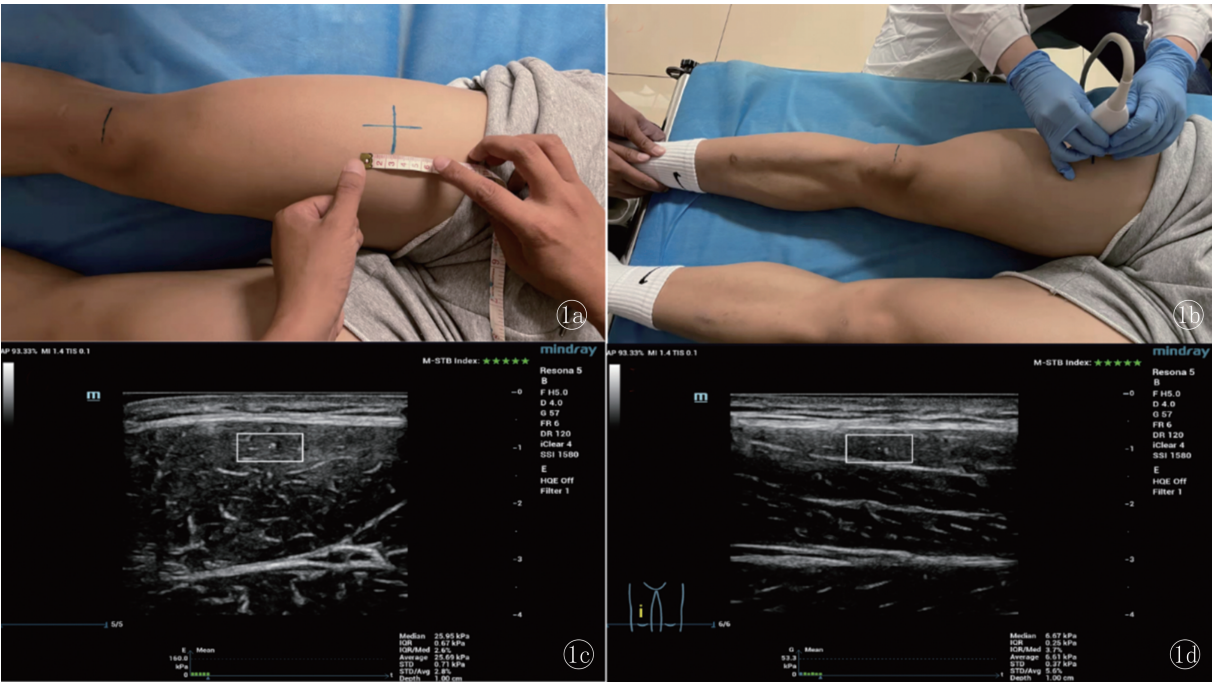


图1 SWUE 检测图 a:股直肌中心 5 厘米标记线;b:纵切面测量;c:横切面成像图;d:纵切面成像图

1.3 统计学方法 采用 SPSS25.0 对数据进行分析。正态分布的计量资料采用均数±标准差表示, 组间比较采用 *t* 检验。*P*<0.05 为差异有统计学意义。变量间的关联采用 Pearson 相关分析, 包括 AC 与横纵切面剪切波速度差值(Δ*C*)、MT 与 *C*、纵切面肌纤维主方向集中度与 *C* 的相关性。通过变异系数(*CV*)评价重复性, 公式为: $CV = (\text{连续 5 次测量的标准差} / \text{连续 5 次测量的均值}) \times 100\%$ 。其中, *CV*<5% 认为测量重复性良好^[16-18]。

2 结果

2.1 热身生理指标验证 热身过程中, 志愿者心率稳定维持在 63.2%±2.5% HR_{max} (范围 60.1%~66.8%HR_{max}), 骑行后 RPE 评分为(10.8±0.6)分, 动态拉伸后为(12.3±0.5)分, 符合预设生理阈值; 热身结束至首次测量的间隔时间为(0.8±0.2)分

钟, 时间窗控制良好。

2.2 热身前传统硬度指标与 MT 比较 下肢热身激活后, 股直肌纵切和横切的 *E*、*C*、*G* 均显著低于非热身状态, MT 显著高于非热身状态, 差异均有统计学意义(*P*<0.05), 但热身激活后横切面测量指标的变化较小; 纵切面测量的 *C* 及 MT 变化较大, 见表 1。

2.3 肌纤维排列超声纹理特征参数对比 热身激活后, 股直肌纵切与横切的肌纤维排列超声纹理特征参数(对比度、相关性、主方向集中度)与非热身条件相比, 差异均有统计学意义(*P*<0.05); 纵切面主方向集中度变化 *d* 值为中等效应量, 其余参数及横切面所有参数变化 *d* 值均为小效应量, 且纵切面参数变化幅度大于横切面。见表 2。

表1 热身前传统硬度指标及 MT 对比分析

测量指标	切面	非热身	热身	<i>t</i>	<i>P</i>	<i>d</i>
<i>E</i>	横切面	26.20±8.96	25.58±8.56	5.54	<0.001	0.07
	纵切面	19.29±10.56	16.72±9.80	10.76	<0.001	0.25
<i>C</i>	横切面	2.89±0.48	2.74±0.49	6.94	<0.001	0.31
	纵切面	2.51±0.57	2.14±0.60	12.65	<0.001	0.63
<i>G</i>	横切面	8.74±2.99	8.42±0.78	5.25	<0.001	0.11
	纵切面	6.55±3.51	5.02±2.83	9.79	<0.001	0.48
MT	横切面	2.78±0.31	2.95±0.33	4.21	<0.001	0.42
	纵切面	2.81±0.32	3.02±0.35	5.87	<0.001	0.59

表 2 非热身与热身条件肌纤维排列超声纹理特征参数对比分析

测量指标	组别	非热身	热身	<i>t</i>	<i>P</i>	<i>d</i>
对比度	横切面	25.31±4.12	23.15±3.68	3.21	0.003	0.38
	纵切面	18.62±3.25	16.28±2.98	4.56	<0.001	0.52
相关性	横切面	0.42±0.09	0.51±0.10	2.98	0.005	0.35
	纵切面	0.78±0.08	0.85±0.09	3.87	<0.001	0.48
主方向集中度	横切面	0.41±0.06	0.53±0.07	4.89	<0.001	0.49
	纵切面	0.58±0.09	0.79±0.06	7.68	<0.001	0.72

2.4 剪切波传播方向 AC 对比 热身条件下,股直肌剪切波传播方向 AC 为 25.3%±4.6%,与非热身条件(32.6%±5.8%)相比显著降低($t=5.21, P<0.001$)。

2.5 各测量指标的 Pearson 相关分析结果 Pearson 相关分析显示,AC 与 ΔC 呈正相关;MT 与 C 呈负相关,且热身后相关性更强;纵切面主方向集中度与 C 呈负相关($P<0.001$)。见表 3。

表 3 Pearson 相关分析结果

相关变量	<i>r</i>	<i>P</i>	95%CI
AC 与横纵切面 C 值差值(ΔC)	0.79	<0.001	0.65~0.88
MT(纵切面非热身)与 C(纵切面非热身)	-0.63	<0.001	-0.77~-0.43
MT(纵切面热身)与 C(纵切面热身)	-0.68	<0.001	-0.80~-0.50
主方向集中度(纵切面)与 C(纵切面)	-0.72	<0.001	-0.83~-0.56

2.6 测量重复性分析 所有指标在不同条件下的连续 5 次测量 CV 均<5%,其中 MT 的 CV 最小

(1.89%~2.08%),AC 的 CV 最大(3.86%~4.12%),均符合测量重复性良好的标准。见表 4。

表 4 各测量指标连续 5 次测量的变异系数(%)

测量指标	横切面非热身	横切面热身	纵切面非热身	纵切面热身
E	2.86±0.52	2.91±0.48	3.12±0.55	3.07±0.49
C	2.15±0.38	2.23±0.41	2.36±0.45	2.42±0.43
G	2.78±0.51	2.85±0.47	2.96±0.53	3.01±0.50
MT	1.89±0.32	1.95±0.35	2.01±0.37	2.08±0.34
对比度	3.25±0.58	3.31±0.54	3.42±0.61	3.38±0.57
相关性	2.68±0.49	2.75±0.46	2.82±0.51	2.79±0.48
主方向集中度	2.51±0.45	2.57±0.42	2.63±0.47	2.69±0.44
AC	3.86±0.65	3.92±0.61	4.05±0.68	4.12±0.63

3 讨论

本研究以健康青年男性为对象,系统整合传统硬度参数(E、C、G)与肌肉结构特征(MT、超声纹理参数、AC),有效控制了年龄、脂肪及病理因素的干扰。同时,SWUE 检测采用迈瑞昆仑的 Resona5T 超声系统,所有图像采集和弹性成像检测使用 L9-3U 探头,选择肌骨模式,系统内置压力反馈功能,佳明 245 心率腕表、ImageJ 软件;1 cm 厚超声凝胶垫、量角器、5 cm 厚海绵垫、弹力带等进行心率监测、图像分析和测试辅助,为临床健康人群的骨骼肌功能评估提供了多维度量化方案。

研究发现股直肌在纵、横切面的生物力学特性存在显著差异($P<0.05$):横切面 E、C、G 值及纹理对比度较高,纵切面 MT 值、纹理相关性和主方向集中度更优,这种差异源于骨骼肌固有的各向异性特性。AC 与横纵切面 C 值差值呈正相关($r=0.79, P<0.001$),证实测量差异是肌肉生理特性的客观表

现,而非技术误差。纵切面参数更能反映肌纤维有序排列状态,更贴合临床骨骼肌结构评估的实际需求。此外,既往研究表明,膝关节角度每变化 5°,股直肌 SWUE 测值差异可达 8%~12%^[19],需特别注意体位标准化,因此本研究通过严格体位控制,排除了关节角度对切面差异的干扰,使结果更具可靠性。本研究仅选择动态拉伸,因静态拉伸易导致肌肉应力松弛^[20,21],可能混淆热身温度效应与拉伸结构效应;而动态拉伸可有效激活下肢肌肉且避免过度松弛^[22],更贴合常规热身需求。热身干预后,纵切面指标表现出更高的灵敏度;剪切波速度、肌纤维主方向集中度均出现显著变化,AC 值明显降低,分析表明热身促进肌纤维从松弛态向预激活规整态转变,降低各向异性,这与动态拉伸改善肌纤维排列的研究结论^[22]一致;肌肉温度上升导致黏滞性下降,弹性增强,剪切波传播更均匀,类似腓绳肌热身硬度恢复的规律^[21];MT 值增加,与 C 值变化负

相关($r=-0.63$),提示肌纤维充血肿胀是硬度降低的结构基础,这一发现与静态拉伸导致 MT 变化的效应^[23]形成对比,进一步证实动态热身的形态-功能调节作用。

在各项检测指标中,剪切波速度对热身干预的敏感性显著优于杨氏模量,其核心物理机制源于马赫锥原理($E=3\rho C^2$),热身导致的肌纤维密度变化会抵消剪切波速度改变对杨氏模量的影响,而剪切波速度可直接反映组织剪切波传播特性,不受肌肉密度干扰,因而能更灵敏地捕捉肌肉生理状态的细微变化。这一结果与动物实验中“剪切波速度是肌肉硬度变化敏感指标”的结论^[24]一致,也印证了其作为骨骼肌弹性核心评估指标的临床优势。

本研究选择健康青年男性作为研究对象,主要基于临床超声评估的标准化研究需求。一方面,女性月经周期中性激素水平波动会改变骨骼肌张力与弹性特性,易对测量结果产生干扰,影响参考值的稳定性。另一方面,男性肌肉解剖结构、肌纤维分布相对均一,可最大程度减少性别生理因素的影响,便于建立稳定的临床参考数据,后续可基于本研究结果逐步拓展至女性、老年及不同临床病理人群,完善临床骨骼肌超声评估的人群参考体系。

【参考文献】

- [1] Joannis S, Lim C, McKendry J, et al. Recent advances in understanding resistance exercise training-induced skeletal muscle hypertrophy in humans[J]. *F1000Res*, 2020, 9: F1000F aculty Rev-141.
- [2] Wackerhage H, Schoenfeld BJ, Hamilton DL, et al. Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise[J]. *J Appl Physiol* (1985), 2019, 126(1): 30-43.
- [3] Gehlert S, Weinisch P, Römisch-Margl W, et al. Effects of acute and chronic resistance exercise on the skeletal muscle metabolome[J]. *Metabolites*, 2022, 12(5): 445.
- [4] Nakamura M, Kiyono R, Sato S, et al. The associations between rapid strength development and muscle stiffness in older population[J]. *Healthcare*, 2021, 9(1): 80.
- [5] Ando R, Suzuki Y. Positive relationship between passive muscle stiffness and rapid force production[J]. *Hum Mov Sci*, 2019, 66: 285-291.
- [6] Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, et al. Shear-wave elastography: basic physics and musculoskeletal applications[J]. *RadioGraphics*, 2017, 37(3): 855-870.
- [7] 戴俊臣,陈琴,周果,等.应用超声弹性成像技术评价移植肾硬度的研究进展[J]. *实用医院临床杂志*, 2015, 12(3): 153-156.
- [8] Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (long version)[J]. *Ultraschall Med*, 2017, 38(4): e48.
- [9] Romano A, Staber D, Grimm A, et al. Limitations of muscle ultrasound shear wave elastography for clinical routine: positioning and muscle selection[J]. *Sensors*, 2021, 21(24): 8490.
- [10] 王艳春,肖沪生,徐芳,等.实时剪切波弹性成像在骨骼肌系统中的应用[J]. *中国医学影像学杂志*, 2016, 24(3): 238-240.
- [11] 李玉芳,穆桂瑶,许琨,等.剪切波超声弹性成像定量评估比目鱼肌硬度对下肢远端深静脉血栓短期进展的预测价值[J]. *中国医学装备*, 2025, 22(3): 58-62.
- [12] Snoj Ž, Wu CH, Taljanovic MS, et al. Ultrasound elastography in musculoskeletal radiology: past, present, and future[J]. *Semin Musculoskelet Radiol*, 2020, 24(2): 156-166.
- [13] 文晶,肖沪生,徐芳,等.剪切波超声弹性成像定量评估腓肠肌和比目鱼肌硬度的初步研究[J]. *中国医学影像学杂志*, 2017, 25(7): 536-542.
- [14] 吴佳涛,陈国茜,许学猛,等. MyotonPRO 用于评估健康青年人股四头肌肌肉弹性的信度研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2021, 36(1): 57-62.
- [15] 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.
- [16] Saeki J, Ikezoe T, Nakamura M, et al. The reliability of shear elastic modulus measurement of the ankle plantar flexion muscles is higher at dorsiflexed position of the ankle[J]. *J Foot Ankle Res*, 2017, 10: 18.
- [17] Zhou J, Lin Y, Zhang J, et al. Reliability of shear wave elastography for the assessment of gastrocnemius fascia elasticity in healthy individual[J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 8698.
- [18] Liu X, Yu HK, Sheng SY, et al. Measurement consistency of dynamic stretching muscle stiffness evaluated using shear wave elastography: comparison among different stretched levels and ROI sizes[J]. *Med Ultrason*, 2021, 23(1): 55-61.
- [19] Dorado Cortez C, Hermitte L, Romain A, et al. Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: a reproducibility study[J]. *Diagn Interv Imaging*, 2016, 97(1): 71-79.
- [20] Goodwin JE, Glaister M, Lockey RA, et al. The effects of acute static and dynamic stretching on spring-mass leg stiffness[J]. *J Bodyw Mov Ther*, 2020, 24(1): 281-288.
- [21] Palmer TB, Agu-Udemba CC, Palmer BM. Acute effects of static stretching on passive stiffness and postural balance in healthy, elderly men[J]. *Phys Sportsmed*, 2018, 46(1): 78-86.
- [22] Kaneda H, Takahira N, Tsuda K, et al. Effects of tissue flossing and dynamic stretching on hamstring muscles function[J]. *J Sports Sci Med*, 2020, 19(4): 681-689.
- [23] Lenhard W, Lenhard A. Computation of effect sizes [EB/OL]. (2014-11-21). Bibergau: Psychometrica, 2014. http://www.psychometrica.de/effect_size.html.
- [24] Hatano G, Suzuki S, Matsuo S, et al. Hamstring stiffness returns more rapidly after static stretching than range of motion, stretch tolerance, and isometric peak torque[J]. *J Sport Rehabil*, 2019, 28(4): 325-331.

(收稿日期:2025-11-12;修回日期:2026-04-18)

(本文编辑:侯晓林)