

· 专题论著 ·



杨 萌，转化医学国家重大科技基础设施（北京协和）精准医学技术平台主任，中国医学科学院北京协和医学院长聘副教授，超声医学科主任医师、教授、博士研究生导师。主要研究方向为多模态光-声成像设备及诊疗应用研发，肿瘤及炎症疾病智能超声成像和多模态分子影像诊疗研究。主持国家自然科学基金青年科学基金项目（A类）及重点项目、科技部重点研发计划等国家级/省部级科研项目及课题9项。以第一/通信作者在SCI收录期刊上发表文章50篇（其中JCR Q1区23篇），中文核心期刊39篇。参与制定医学信息相关IEEE国际标准13项。担任Photoacoustics（中科院一区）、Cyborg and Bionic Systems（中科院一区）、Aging Medicine等6种SCI收录期刊编委，《中华医学

超声杂志》《中华超声影像学杂志》《协和医学杂志》等6种中文核心期刊编委，中华医学会超声医学分会委员、青年学组副组长，中国图像图形学学会医学影像专业委员会副主任委员等学术任职。产学研合作研制首个国产临床光声-超声多模态实时融合成像设备，于2024年11月获得国家药品监督管理局上市批准。

超声联合光声成像诊断肌少症的价值研究

杨皓民¹，龙 星¹，赵瑞娜¹，康 琳²，杨 萌¹

1. 中国医学科学院北京协和医学院，北京协和医院超声医学科，北京 100730；
2. 中国医学科学院北京协和医学院，北京协和医院老年医学科，北京 100730

〔摘要〕 目的：评估超声联合多光谱光声成像对肌少症的诊断准确度，并与传统临床-超声诊断模型进行比较。方法：前瞻性地纳入2025年1月—12月于北京协和医院老年医学科就诊的老年人。以亚洲肌少症工作组（Asian Working Group for Sarcopenia, AWGS）2025专家共识作为标准进行诊断并分组。临床评估方面，收集受试者体重指数（body mass index, BMI）、握力、四肢骨骼肌指数（appendicular skeletal muscle index, ASMI）等指标。超声及光声测量方面，于股直肌中点获取肌肉横截面积（cross-sectional area, CSA），并采集820 nm与930 nm特征波长光声信号，构建多波长光声评分。采用Spearman相关性检验分析影像学指标与临床核心指标的相关性；采用多因素logistic回归分析筛选独立相关因素。分别构建基于BMI与CSA的传统临床-超声诊断模型、多波长光声评分模型及联合诊断模型。采用受试者工作特征（receiver operating characteristic, ROC）曲线及DeLong检验评估并比较各模型的诊断效能。结果：本研究最终纳入21例肌少症受试者及29例非肌少症受试者。Spearman相关分析显示，820 nm波长信号与ASMI及握力呈显著正相关（ $r=0.438$ 、 0.403 ，均 $P<0.01$ ），而930 nm信号与上述指标呈显著负相关（ $r=-0.385$ 、 -0.354 ，均 $P<0.05$ ）。多因素分析显示，多波长光声评分是老年肌少症的独立相关因子（OR=1.083，95% CI 1.015~1.156， $P=0.015$ ）。多波长光声评分模型的曲线下面积（area under the curve, AUC）为0.982（95% CI 0.945~1.000），

基金项目：国家自然科学基金(62325112)；国家重点研发计划(2023YFC2411705)；北京协和医院中央高水平医院临床科研专项(2025-PUMCH-C-052)；中国医学科学院医学与健康科技创新工程(2025-I2M-XHJC-003)；协和人才培养计划(ULJ04684)。

利益冲突：作者声明无利益冲突。

伦理批件：ZS-3486D。

知情同意：有。

引用本文：杨皓民, 龙 星, 赵瑞娜, 等. 超声联合光声成像诊断肌少症的价值研究[J]. 肿瘤影像学, 2026, 35(3): 349-360.

Funding: National Natural Science Foundation of China (62325112); National Key Research and Development Program of China (2023 YFC2411705); PUMCH National High Level Hospital Clinical Research Funding (2025-PUMCH-C-052); CAMS Innovation Fund for Medical Sciences (2025-I2M-XHJC-003); PUMCH Talent Cultivation Program (ULJ04684).

Conflicts of interest: authors declare no conflicts of interest.

Ethical approval: ZS-3486D.

Informed consent: available.

Cite this article: YANG H M, LONG X, ZHAO R N, et al. Diagnostic value of combined ultrasound and photoacoustic imaging for sarcopenia [J]. Oncoradiology, 2026, 35(3): 349-360.

灵敏度 95.2% (95% CI 76.2%~99.9%), 特异度 100.0% (95% CI 88.1%~100.0%); 联合诊断模型 AUC 为 0.984 (95% CI 0.950~1.000); 传统临床-超声诊断模型 AUC 为 0.947 (95% CI 0.893~1.000)。经 DeLong 检验, 多波长光声评分模型及联合模型与传统模型的 AUC 比较, 差异均无统计学意义 ($P>0.05$), 但两者特异度均明显高于传统临床-超声诊断模型 (79.3%, 95% CI 60.3%~92.0%), 可有效降低假阳性率。**结论:** 多波长光声评分能够反映老年肌少症患者骨骼肌微循环灌注减低与脂质浸润的特征, 其在维持高诊断灵敏度的同时显著提升了特异度。引入该评分的光声-超声双模态成像能够实现形态与成分的优势互补, 可作为肌少症辅助诊断的影像学工具。

[关键词] 光声技术; 多光谱光声成像; 超声; 肌少症

中图分类号: R685; R445.1 文献标志码: A

DOI: 10.19732/j.cnki.2096-6210.2026.03.002

Diagnostic value of combined ultrasound and photoacoustic imaging for sarcopenia YANG Haomin¹, LONG Xing¹, ZHAO Ruina¹, KANG Lin², YANG Meng¹ (1. Department of Ultrasound, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100730, China; 2. Department of Geriatrics, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100730, China)

Correspondence to: YANG Meng E-mail: yangmeng_pumch@126.com

[Abstract] **Objective:** To evaluate the diagnostic accuracy of a combined ultrasound and multispectral photoacoustic imaging model for sarcopenia in older adults and compare its performance with a traditional clinical-ultrasound model. **Methods:** Older adults who visited the Department of Geriatrics at Peking Union Medical College Hospital from January 2025 to December 2025 were enrolled prospectively, and were diagnosed and grouped according to the diagnostic criteria of the Asian Working Group for Sarcopenia 2025 (AWGS 2025) consensus. For clinical assessment, body mass index (BMI), handgrip strength, and appendicular skeletal muscle index (ASMI) were collected. For ultrasound and photoacoustic measurements, the muscle cross-sectional area (CSA) was obtained at the midpoint of the rectus femoris, and photoacoustic signals at characteristic wavelengths of 820 nm and 930 nm were acquired to construct a multi-wavelength photoacoustic score. Spearman correlation analysis was used to evaluate the correlation between imaging parameters and clinical indicators. Multivariate logistic regression analysis was performed to screen for independent associated factors. A traditional clinical-ultrasound model (based on BMI and CSA), a multi-wavelength photoacoustic score model, and a combined diagnostic model were established, respectively. Receiver operating characteristic (ROC) curves and the DeLong test were utilized to evaluate and compare the diagnostic performance of each model. **Results:** A total of 21 sarcopenic subjects and 29 non-sarcopenic controls were ultimately included in this study. Spearman correlation analysis demonstrated that the 820 nm wavelength signal was significantly positively correlated with ASMI and handgrip strength ($r=0.438$ and 0.403 , respectively, both $P<0.01$), whereas the 930 nm signal was significantly negatively correlated with the aforementioned indicators ($r=-0.385$ and -0.354 , respectively, both $P<0.05$). Multivariate logistic regression analysis revealed that the multi-wavelength photoacoustic score was an independent associated factor of sarcopenia in older adults (OR=1.083, 95% CI 1.015-1.156, $P=0.015$). The area under the curve (AUC) for the multi-wavelength photoacoustic score model was 0.982 (95% CI 0.945-1.000), with a sensitivity of 95.2% (95% CI 76.2%-99.9%) and a specificity of 100.0% (95% CI 88.1%-100.0%). The combined model achieved an AUC of 0.984 (95% CI 0.950-1.000), while the traditional clinical-ultrasound model yielded an AUC of 0.947 (95% CI 0.893-1.000). The DeLong test showed no statistically significant differences in AUCs when comparing the photoacoustic score model and the combined model with the traditional model ($P>0.05$). However, the specificities of both the photoacoustic and combined models were noticeably higher than that of the traditional clinical-ultrasound model (79.3%, 95% CI 60.3%-92.0%), effectively reducing the false-positive rate. **Conclusion:** The multi-wavelength photoacoustic score reflects microcirculatory hypoperfusion and lipid infiltration in the skeletal muscle of older adults with sarcopenia. By maintaining high sensitivity, this score significantly enhances diagnostic specificity. When integrated with photoacoustic-ultrasound imaging, it enables complementary morphological and compositional information, offering a valuable tool for ancillary diagnosis of sarcopenia.

[Key words] Photoacoustic technique; Multispectral photoacoustic imaging; Ultrasound; Sarcopenia

肌少症是一种以骨骼肌质量减少、肌肉力量与功能进行性下降为特征的全身性综合征^[1]。近年来,肌少症已被证实与包括恶性肿瘤在内的多种疾病的不良预后显著相关^[2-3]。目前,计算机体层成像(computed tomography, CT)与磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)被视为临床定量评估肌量的“金标准”^[4],但辐射暴露风险与高昂的检测成本,制约了其在常规检查及随访中的使用。此外,传统的双能X线吸收法(dual-energy X-ray absorptiometry, DXA)与生物电阻抗分析(bioelectrical impedance analysis, BIA)也因辐射或易受机体水合状态影响在应用中存在局限性^[4-5]。因此,探索一种无电离辐射、便捷且兼具分子层面组织成分鉴别能力的影像学评估工具,对于临床更安全、精准地早期诊断与连续监测肌少症具有重要意义与研究价值。

常规超声凭借无创、实时、经济等优势,已逐步成为评估骨骼肌的重要影像学手段^[4]。研究^[6-7]表明,肌肉厚度与横截面积等形态学特征具备预测肌少症风险的临床潜力;回声强度及弹性模量等声学参数也可反映肌肉内部的组织状态,与肌肉力量下降及萎缩程度存在相关性。然而,肌少症不仅表现为肌肉量的流失,还伴随微循环障碍^[8]与肌内脂肪浸润^[9]。传统超声检查在评估这些微观改变时存在一定的局限性:一方面,虽然回声强度的增加可间接提示肌肉质量退化,但该指标易受设备参数设定的影响,难以对脂肪浸润进行客观评价;另一方面,常规多普勒技术难以灵敏地探测毛细血管的微血流灌注。因此,单纯依赖传统超声检查,难以多维度定量反映肌少症的组织成分改变。

本研究引入多光谱光声成像技术,其作为一种兼具光学高对比度与超声高穿透深度的分子影像学技术,能够无创获取组织内特异性发色团的光声信号^[10-11]。在常规超声评估的基础上,本研究利用多光谱光声成像提取反映组织血供状态及脂质沉积的特征波长信号,创新性地构建多波长光声评分模型。通过对比该模型与传统指标的诊断效能,探讨其在老年人肌少症临床评估和随访中的应用潜力,以期为老年人及肿瘤恶病质等相

关临床队列的肌肉质量监测提供新的影像学思路。

1 资料和方法

1.1 研究对象

本研究为前瞻性临床研究,属于“老年人口腔健康与营养不良、衰弱、肌少症相关关系研究”的子课题(注册号:ChiCTR2200060061)。研究连续纳入了2025年1—12月于北京协和医院老年医学科就诊的门诊患者。

1.1.1 纳入与排除标准

纳入标准:①年龄 ≥ 50 岁;②意识清晰,能独立行动,健康状况稳定,能够配合医师完成肌肉功能与质量评估;③受试者合并的高血压、糖尿病等慢性基础疾病均处于临床稳定期,无严重靶器官损害或显著的功能受限;④所有纳入对象均接受完整的肌少症评估(包括BIA、握力、躯体功能测试),符合亚洲肌少症工作组(Asian Working Group for Sarcopenia, AWGS) 2025 专家共识标准。

排除标准:①处于各种慢性疾病的急性发作期或失代偿状态;②存在严重认知障碍、精神疾病或视听障碍,导致无法完成肌肉功能评估及问卷调查;③伴有临床表现明显的全身水肿,或需透析治疗的肾功能不全;④预期生存期 < 6 个月的终末期状态;⑤近3个月内有重大手术史。

1.1.2 分组标准

参照AWGS 2025专家共识的分组标准^[1],根据四肢骨骼肌指数(appendicular skeletal muscle index, ASMI)及最大握力测试结果进行分组。依据该公式,肌少症的诊断需同时满足低肌肉量和低肌肉力量。其中,基于BIA测定的低肌肉量(ASMI)的界值定义为65岁及以上人群男性 $< 7.0 \text{ kg/m}^2$ 、女性 $< 5.7 \text{ kg/m}^2$; 50~64岁人群男性 $< 7.6 \text{ kg/m}^2$ 、女性 $< 5.7 \text{ kg/m}^2$ 。低肌肉力量(最大握力)的判定阈值为65岁及以上人群男性 $< 28 \text{ kg}$ 、女性 $< 18 \text{ kg}$; 50~64岁人群男性 $< 34 \text{ kg}$ 、女性 $< 20 \text{ kg}$ 。

1.2 临床资料采集

1.2.1 基础资料收集

详细记录受试者的性别、年龄、身高及体重, 计算体重指数 (body mass index, BMI)。

1.2.2 肌肉量和肌肉力量测定

肌肉量测定采用韩国 Biospace 公司的 InBody 770 生物电阻抗分析仪测量所有受试者的躯干肌肉质量、肢体肌肉质量, 并据此计算 ASMI。肌肉力量评估采用广东香山电子科技有限公司的 EH101 型电子握力计评估肌肉力量。受试者取站立位, 双臂自然下垂, 用最大力爆发性握紧握力计, 每侧手各测试 2 次, 记录握力的最大值。

1.2.3 躯体功能评价

躯体功能评估包括 4 m 步速测试、5 次起坐测试及简易身体能力测试 (short physical performance battery, SPPB)。4 m 步速测试: 受试者以常规步速行走, 采用光栅传感器自动记录时间, 以减少人工操作带来的系统误差。5 次起坐测试: 受试者在 46 cm 高的无扶手椅上双臂交叉扣肩, 记录连续起坐 5 次的时间。采用压力传感器自动感应并计时, 以消除评估者偏倚。SPPB 评分包括平衡测试、步速测试及 5 次起坐测试 3 个模块, 每个模块 0~4 分, 总分为 0~12 分, 评分越高代表躯体功能越好。

本研究所有临床评估均由接受过标准化评估培训的老年医学科医师完成, 确保测量过程的一致性与严谨性。所有受试者的临床资料采集与影像学检查均在连续的 2 个自然日内完成。在此期间, 受试者被要求维持常规生活及饮食习惯, 不进行剧烈的体力活动, 以保持肌肉状态的稳定。临床评估与影像学评估相互独立, 双方评估者对彼此的测量结果均不知情。

1.3 影像学数据采集与特征提取

1.3.1 常规超声检查

采用深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司的 Resona 7 彩色多普勒超声诊断仪, 配备 L9-3U 高分辨线阵探头, 中心频率设置为 5.8 MHz。基于本团队前期的 meta 分析和研究结论^[12-13], 本研究选定优势侧股直肌作为目标观察肌肉。为确保定量评价指标测量的准确度与受试者间的可比性, 所有超声

检查均采用统一的肌肉成像预设条件。具体参数如下: 图像总体增益设定为 60, 动态范围设定为 120, 时间增益补偿统一调节为居中直线排列。检查时受试者取平卧位, 双下肢自然伸直并处于放松状态, 医师使用软尺测量髌前上棘与髌骨连线中点并做皮肤标记。探头以最小压力垂直于大腿长轴放置于标记处, 避免因挤压导致的组织形变, 采集并保存目标肌肉的灰阶超声图像。

1.3.2 光声双模态成像

在完成常规超声评估后, 采用超声光声双模态成像系统 (Resona 7) 对受试者同一部位进行光声信号采集。该系统集成了一台德国 Innolas laser GmbH 公司的 Spitlight 600-OPO 可调谐脉冲激光器作为激发光源, 激光脉冲重复频率为 10 Hz, 单脉冲输出能量为 40 mJ, 到达皮肤表面的激光能量密度符合美国国家标准学会的安全限值。系统配备集成式手持探头, 可实现光声信号与常规灰阶超声图像的实时融合。

将探头直接置于前述皮肤标记处, 为保证信号采集的稳定性与受试者间数据的可比性, 扫描前系统统一预设光声增益为 60, 光声信号阈值为 125, 动态范围设定为 30。待图像稳定后, 分别进行血氧测量与多光谱扫描。光声双波长血氧评估利用 750 nm 与 830 nm 波长脉冲激光及内置算法实时计算血氧饱和度 (oxygen saturation, SO_2)。 SO_2 以伪彩形式叠加于灰阶图像上。随后切换至多光谱光声数据采集模式, 设定光谱扫描范围为 740~950 nm, 步长为 10 nm, 连续扫描获取包含 22 个波长的 118 帧多光谱光声图像序列。

1.3.3 数据采集与质量控制

股直肌厚度 (MT)、横截面积 (CSA) 和回声强度 (MEI) 的测量由 1 名高年资肌骨超声科医师与 1 名低年资医师共同完成 (图 1A~C)。两人在二维超声图像上对各项参数连续测量 3 次, 并取其平均值。

光声特征参数的提取由 1 名临床医师与 1 名光声成像研究员独立完成。其中, SO_2 基于系统内置工具提取: 于股直肌最厚处勾勒矩形感兴趣区 (region of interest, ROI), 并避开肉眼可见的大血管结构 (图 1D), 选取动态图像序列中段 3 帧稳定、

无伪影的图像计算ROI内的 SO_2 平均值。多光谱光声数据的特征提取通过离线分析完成。将22个波长原始数据序列导入MATLAB 2024b版中,利用设备制造商提供的基础光谱解混算法,结合本研究针对

信号平滑与空间映射开发的后处理及可视化代码,对原始数据进行解析。在此基础上,于常规灰阶超声图像上勾画股直肌ROI,计算并提取该ROI内各波长对应的平均光声信号强度(图1E、F)。

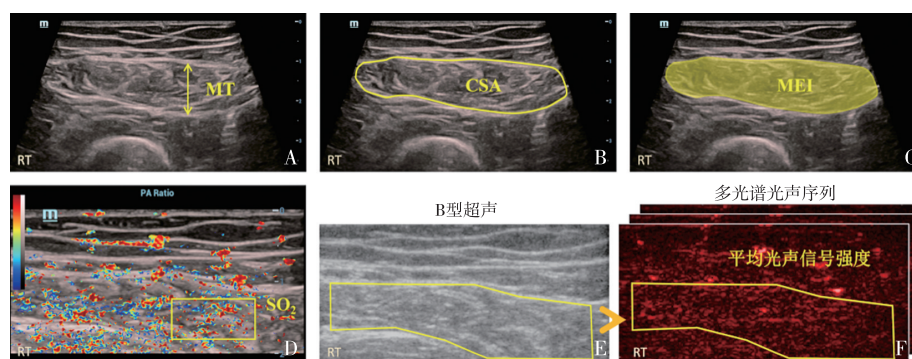


图1 股直肌的超声光声双模态参数测量方法

Fig.1 Methods for measuring rectus femoris parameters using dual-modal ultrasound and photoacoustics

A: 股直肌厚度(MT)的测量; B: 股直肌横截面积(CSA)的测量; C: 股直肌回声强度(MEI)的测量; D: 股直肌血氧饱和度(SO_2)的测量; E、F: 股直肌多波长平均光声信号强度的测量。

测量完成后,采用组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)评估数据提取的可靠性。本研究分别检验了超声参数与光声参数的观察者间一致性。最终纳入统计分析的特征参数为2名独立测量者测定结果的平均值。

1.4 统计学处理

采用SPSS 27.0进行数据分析。性别为计数资料,以 n (%)表示,组间比较采用 χ^2 检验。采用Shapiro-Wilk检验对所有连续变量进行正态性检验;符合正态分布的连续变量以 $\bar{x} \pm s$ 表示,两组间比较采用独立样本 t 检验;不满足正态分布的连续变量以 $M(P_{25}, P_{75})$ 表示,两组间比较采用Mann-Whitney U 检验。影像学参数测量的观察者间一致性采用ICC进行评价: <0.50 为可靠性差, $0.50 \sim 0.75$ 为中等, $0.75 \sim 0.90$ 为良好, >0.90 为极好^[14]。

本研究样本量基于诊断准确度试验要求进行估算。参考前期研究^[13]所得设定预期 $AUC=0.90$ 、零假设 $AUC=0.70$ 、 $\alpha=0.05$ 、 $\beta=0.20$ 。按照患者组与对照组1:1.4的比例,利用Hanley-McNeil公式计算所需最低样本量。针对评估过程中的不确定结果及缺失数据采取完整患者分析原则。不确定结果定义为影像学评估中因显著运动伪影或低信噪比导致光声信号解析受限。基于缺失机制为完全随机

缺失的假设,此类患者不纳入最终的统计分析。

采用Spearman相关性检验分析光声测量指标与临床指标的相关性。在特征筛选与诊断模型构建方面,本研究对提取的22个波长多光谱光声数据进行单因素分析。通过比较两组间各波长平均光声信号强度的差异,筛选出组间差异最显著的特征波长纳入后续分析。为避免多变量直接引入导致的多重共线性与模型过拟合,本研究先将上述筛选出的特征波长纳入二元logistic回归分析,利用得到的联合诊断概率构建“多波长光声评分”。随后,将该评分与单因素分析中有统计学意义的其他潜在相关因素,共同纳入多因素logistic回归分析,以明确肌少症的独立相关因子并构建联合诊断模型。为评估模型之间的诊断效能,绘制受试者工作特征(receiver operating characteristic, ROC)曲线,计算AUC、灵敏度及特异度,并利用Youden指数确定最佳诊断截断值。其中,传统临床-超声诊断模型的截断值采用探索性方法确定,即通过回归方程计算得出预测概率后,取Youden指数最大时对应的概率作为截断值。各预测模型间AUC的差异比较采用DeLong检验。双侧检验, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结 果

2.1 研究对象一般资料与常规超声测值比较

本研究初筛55例老年受试者,排除临床数据不全者2例、多模态图像存在严重伪影者2例及皮下脂肪层过厚致信号衰减者1例,最终共50例受试者纳入本研究,该样本量已满足前述根据统计效能预估所得的最低需求(46例),符合本研究设计的统计学要求。根据AWGS 2025诊断标准,将纳入的受试者分为肌少症组(21例)与非肌少症组(29例)。具体纳入排除流程详见图2。

两组受试者的性别分布与年龄差异均无统计学意义(均 $P>0.05$)。在人体测量、躯体功能和超声测值的比较中,肌少症组的BMI、SPPB评分及CSA均显著低于正常组,5次起坐时间显著长于正常组(均 $P<0.05$),而两组间的MT及MEI差异均无统计学意义(均 $P>0.05$)。两组研究对象各项基线特征的具体描述性统计量与检验统计值详见表1。

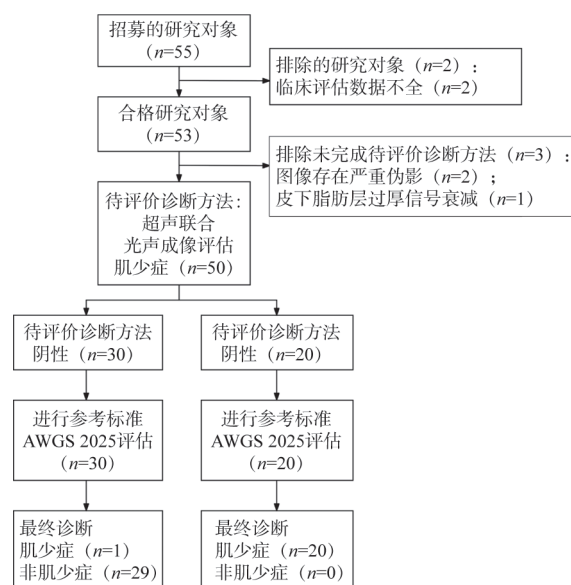


图2 研究设计流程图

Fig.2 Flow chart of study design

2.2 图像测量的一致性评估

本研究对各项影像学参数的观察者间一致性进行了评估。结果显示,MT、CSA和MEI的ICC分别为0.93(95%CI 0.89~0.96)、0.94(95%CI 0.90~0.96)和0.88(95%CI 0.80~0.93);

表1 两组研究对象临床资料和超声测量指标比较

Tab.1 Comparison of clinical characteristics and ultrasonographic parameters between the two groups

n (%), $\bar{x} \pm s$, $M (P_{25}, P_{75})$				
项目	肌少症组 (n=21)	正常组 (n=29)	统计量	P值
性别			$\chi^2=0.670$	0.413
女性	14 (66.7)	16 (55.2)		
男性	7 (33.3)	13 (44.8)		
年龄/岁	73.48±10.80	68.55±7.02	$t=1.95$	0.057
BMI/ (kg·m ⁻²)	18.59±2.62	22.34±3.12	$t=-4.44$	<0.001
ASMI/ (kg·m ⁻²)	5.44±0.87	6.93±0.82	$t=-6.16$	<0.001
握力/kg	18.00±6.64	28.55±6.88	$t=-5.43$	<0.001
SPPB评分	10 (8, 12)	12 (11, 12)	$Z=-2.87$	0.004
5次起坐时间/s	11.60 (8.74, 14.74)	8.80 (7.22, 12.44)	$Z=-2.61$	0.009
MT/cm	1.45±0.87	1.62±0.31	$t=-1.00$	0.323
CSA/cm ²	4.32±1.13	6.79±1.27	$t=-7.11$	<0.001
MEI	81.66±18.93	72.64±17.35	$t=1.75$	0.087

BMI为体重指数,ASMI为四肢骨骼肌指数,SPPB为简易身体能力测试,MT为股直肌厚度,CSA为股直肌横截面积,MEI为股直肌回声强度。

SO₂的ICC为0.90 (95% CI 0.83~0.94)。对于各波长光声数据,波长820 nm与930 nm平均光声信号强度的观察者间ICC分别为0.93 (95% CI 0.88~0.96)和0.91 (95% CI 0.85~0.95)。此外,其余20个波长光声信号强度的ICC均大于0.80。上述结果表明,本研究所采用的测量方法具有良好的客观性与可重复性。

2.3 光声特征参数筛选与相关性分析

在光声成像中,本研究提取了受试者股直肌的SO₂及22个不同波长下的平均光声信号强度。组间比较结果显示,反映肌肉氧供状态的SO₂在肌少症组中出现显著下降 [(70.66%±5.46%) vs (74.47%

±4.27%), $t=-2.765$, $P=0.008$, 图3A]。

同时,由平均光声光谱图(图3B)可见,其中以下波长的平均相对光声信号强度差异有统计学意义[单位:任意单位(arbitrary unit, a.u.)]: 800 nm (34.35±5.55 vs 37.97±6.61, $t=-2.044$, $P=0.046$)、810 nm (34.32±5.49 vs 38.18±6.97, $t=-2.105$, $P=0.041$)、820 nm (32.36±4.82 vs 36.41±5.06, $t=-2.848$, $P=0.006$)、930 nm (10.12±2.13 vs 7.75±2.18, $t=3.824$, $P<0.001$)、940 nm (6.91±1.49 vs 5.66±1.47, $t=2.970$, $P=0.005$)、950 nm (7.37±1.39 vs 5.89±1.18, $t=4.045$, $P<0.001$)。

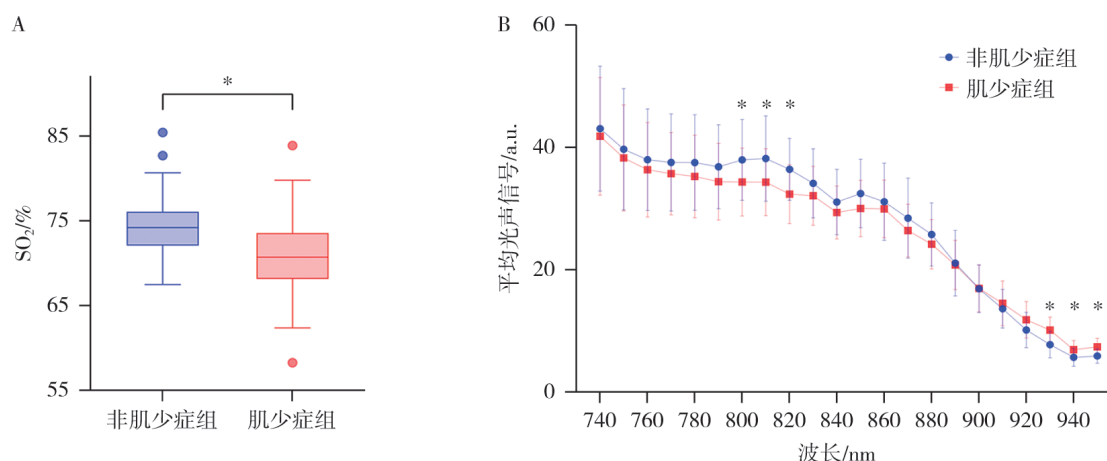


图3 两组研究对象光声特征参数比较

Fig.3 Comparison of photoacoustic characteristic parameters between the two groups

A: 两组间血氧饱和度(SO₂)的比较; B: 两组在22个波长下的平均光声光谱。*: $P<0.05$ 。

为进一步验证上述光声参数的临床价值,本研究将组间差异显著的6个特征波长(800、810、820、930、940、950 nm)的信号强度及SO₂与受试者的临床特征、躯体功能及常规超声指标进行了Spearman相关性分析(图4)。从相关性热图中观察到,800~820 nm波段的光声信号与SO₂均与代表肌肉量和肌肉力量的临床特征及常规超声指标呈显著正相关;而930~950 nm波段的信号则与上述临床及超声指标整体呈现出显著的负相关趋势。基于组间差异、相关性结果及目标组分的光吸收特性,本研究选取SO₂、820 nm与930 nm波长的光声信号进行阐述和分析。

具体而言,反映肌肉氧合状态的SO₂与年

龄($r=0.306$, $P=0.031$)、BMI($r=0.509$, $P<0.001$)、ASMI($r=0.465$, $P=0.001$)、最大握力($r=0.391$, $P=0.005$)及CSA($r=0.404$, $P=0.004$)均呈显著正相关;同样,820 nm信号强度除了与年龄($r=0.358$, $P=0.011$)、ASMI($r=0.438$, $P=0.001$)、最大握力($r=0.403$, $P=0.004$)及CSA($r=0.437$, $P=0.002$)呈显著正相关外,还与MT呈较弱的正相关($r=0.288$, $P=0.042$),且MEI呈现显著负相关($r=-0.325$, $P=0.021$)。相反,代表脂质特征吸收峰的930 nm信号强度与肌肉指标呈现出显著负相关趋势,其与ASMI($r=-0.385$, $P=0.006$)、最大握力($r=-0.354$, $P=0.012$)及CSA($r=-0.374$, $P=0.008$)的负相关均具有统计学意义。

2.4 多波长光声评分构建与多因素logistic回归分析

考虑到各光声参数间可能存在的共线性干扰, 本研究初步将上述核心光声指标(820 nm、930 nm及SO₂)共同引入logistic回归模型拟合综合评分。在筛选过程中, SO₂未能表现出独立的统计学显著性($P=0.621$)被剔除。因此, 本研究最终仅纳入820 nm与930 nm信号强度构建“多波长光声评分”。为便于临床直观评估, 该评分由回归模型生成的拟合概率值统一放大100倍所得, 其对应的OR值代表该评分每增加1分时(即预测概率升高1%), 发生肌少症的风险增加倍数。

在探索肌少症相关因素的单因素logistic回归分析中, 前期组间差异显著的各项临床特征、躯体功能、常规超声指标、单一光声参数及新构建的多波长光声评分均纳入模型。结果显示, BMI、SPPB评分、5次起坐时间、CSA, 以及810、820、930、940和950 nm波长光声信号均

与肌少症显著相关; 其中多波长光声评分同样表现为显著的相关因素(OR=1.093, 95% CI 1.038~1.151, $P<0.001$, 表2)。

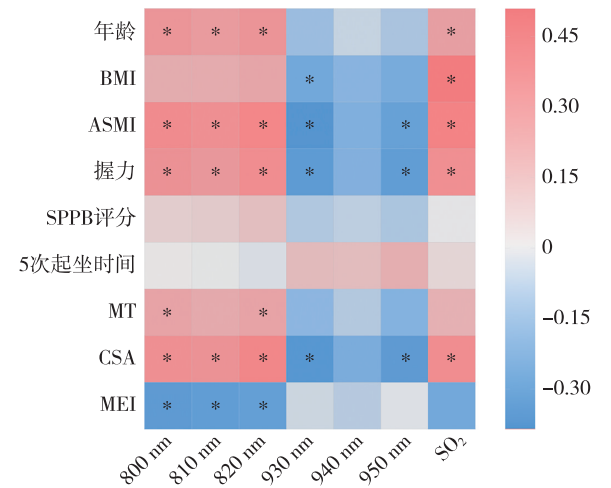


图4 光声特征参数与临床及超声指标的相关性分析
Fig. 4 Correlation analysis between photoacoustic characteristic parameters and clinical and ultrasonographic indices
*: $P<0.05$ 。

表2 老年人肌少症影响因素的单因素及多因素logistic回归分析结果				
Tab.2 Univariate and multivariable logistic regression analyses of factors associated with sarcopenia in older adults				
指标	单因素分析		多因素分析	
	OR值 (95% CI)	P值	OR值 (95% CI)	P值
年龄	1.073 (0.995~1.157)	0.067	—	—
BMI	0.627 (0.474~0.828)	0.001	1.036 (0.559~1.920)	0.910
SPPB评分	0.544 (0.339~0.874)	0.012	—	—
5次起坐时间	1.210 (1.004~1.459)	0.046	—	—
CSA	0.135 (0.042~0.430)	<0.001	0.310 (0.032~2.968)	0.309
800 nm 光声信号	0.906 (0.819~1.002)	0.054	—	—
810 nm 光声信号	0.906 (0.822~0.999)	0.049	—	—
820 nm 光声信号	0.845 (0.741~0.963)	0.012	—	—
930 nm 光声信号	1.691 (1.205~2.373)	0.002	—	—
940 nm 光声信号	1.829 (1.154~2.898)	0.010	—	—
950 nm 光声信号	2.607 (1.417~4.794)	0.002	—	—
SO ₂	0.833 (0.717~0.968)	0.017	—	—
多波长光声评分	1.093 (1.038~1.151)	<0.001	1.083 (1.015~1.156)	0.015

OR为比值比, CI为置信区间。BMI为体重指数, SPPB为简易身体能力测试, CSA为股直肌横截面积, SO₂为血氧饱和度。

多因素logistic回归模型进一步纳入了单因素分析中具有统计学意义的临床指标BMI、超声指标CSA及多波长光声评分。在校正各项竞争因素后, 多波

长光声评分展现出稳健的预测效能, 成为本队列中预测肌少症发生的独立相关因素(OR=1.083, 95% CI 1.015~1.156, $P=0.015$, 表2)。

2.5 诊断效能评估

本研究通过ROC曲线直观展示并量化了各模型的诊断效能(图5)。分析结果显示,临床-超声诊断模型的AUC为0.947, Youden指数探索性确定的最佳诊断截断值为0.181, 此时其诊断特异度为79.3%, 灵敏度为100.0%。多波长光声评分的AUC为0.982, 其灵敏度为95.2%, 特异度为100.0%。进一步构建的联合诊断模型的AUC达0.984, 其灵敏度为95.2%, 特异度为100% (表3)。

2.6 不良事件报告

本研究期间, 所有受试者均顺利完成临床评估与影像学检查。研究全过程未发生与超声及光声成像检查相关的不良事件。

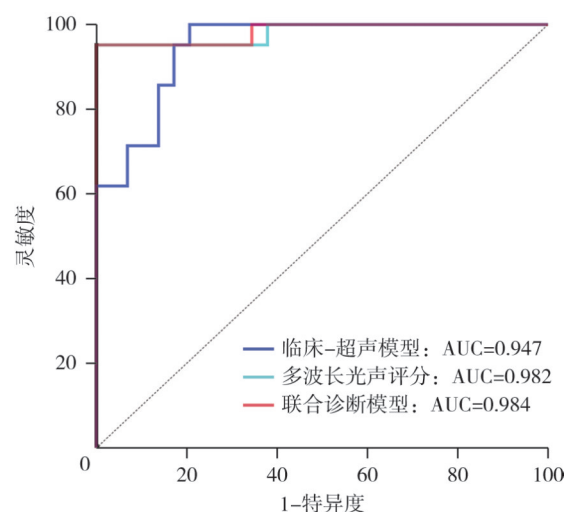


图5 不同模型对肌少症诊断效能的ROC曲线

Fig.5 ROC curves for the diagnostic performance of different models in identifying sarcopenia

表3 超声联合光声对肌少症的诊断效能分析

Tab.3 Diagnostic performance of combined ultrasound and photoacoustic imaging for sarcopenia

诊断模型	TP/FP/TN/FN	AUC (95% CI)	最佳截断值	灵敏度 (95% CI) /%	特异度 (95% CI) /%	约登指数
临床-超声诊断模型	21/6/23/0	0.947 (0.893~1.000)	0.181	100.0 (83.9~100.0)	79.3 (60.3~92.0)	0.793
多波长光声评分	20/0/29/1	0.982 (0.945~1.000)	57.11	95.2 (76.2~99.9)	100.0 (88.1~100.0)	0.952
联合诊断模型	20/0/29/1	0.984 (0.950~1.000)	0.601	95.2 (76.2~99.9)	100.0 (88.1~100.0)	0.952

TP为真阳性; FP为假阳性; TN为真阴性; FN为假阴性。

3 讨 论

本研究利用光声超声双模态技术评估老年肌少症患者的股直肌特征。结果显示, 肌少症患者的优势侧股直肌 SO_2 及800~820 nm光声信号显著下降, 而代表脂质吸收峰的930 nm信号^[15]则异常升高, 这与肌少症病理生理学进程相一致^[9, 16]。值得探讨的是, 尽管800 nm为氧合血红蛋白(oxyhemoglobin, HbO_2)与脱氧血红蛋白(deoxygenated hemoglobin, HbR)的等吸收点, 常用于反映总血红蛋白浓度^[17], 但数据表明820 nm信号的组间差异更为显著。这可能与光学特性及肌少症的微循环特征有关。一方面, 随着波长向820 nm红移, 光子在人体组织中的散射降低、吸收增加, 这有助于在目标肌层的探测中获得更好的信噪比^[18-20]。另一方面, 在

820 nm处, HbO_2 的吸收高于 HbR , 使得该波长在反映总血容量的同时, 对富氧动脉血灌注的减少更为敏感^[21]。因此, 肌少症患者820 nm信号的显著降低, 不仅反映了局部骨骼肌血流灌注的减少, 也反映了肌肉组织氧供水平的下降。这或可解释为何在构建多波长光声评分时, SO_2 未能表现出独立的统计学意义而被剔除。而脂质特征吸收峰的930 nm信号的显著升高, 客观上表征了骨骼肌内脂肪浸润^[15], 在多因素模型中展现出独立的预测价值。最终, 纳入多波长评分的820 nm与930 nm波长组合, 综合评估了肌少症两个相对独立的病理学维度, 确保了多波长评分及联合模型的高诊断特异度。

光声成像在肿瘤及微血管病变领域已积累了较多的研究基础和临床转化经验^[10], 近年来其应用场景正不断向肌肉退行性疾病拓展^[11, 22]。在肌少症的病理生理学机制研究中, 小鼠模型表

现出微循环衰退与脂肪浸润等病变的光声特征^[23]。在针对合并2型糖尿病的肌少症患者研究中, 光声成像亦观察到了局部肌肉 SO_2 的显著降低^[16]。本研究进一步将多光谱光声成像的评估对象拓展至老年肌少症群体, 初步解析了局部微循环减低与脂肪浸润的光声特征, 验证了光声成像对老年人肌肉质量的分辨能力。在诊断效能方面, 本研究的多波长光声评分模型($\text{AUC}=0.982$)优于既往单纯基于常规超声形态学指标的研究(AUC 为 $0.75\sim 0.88$)^[24], 较二维超声联合剪切波弹性成像的诊断效能(AUC 约 0.95)^[25]亦有进一步提升。

相较于光声参数和 CSA , 本研究中的 MT 与 MEI 差异无统计学意义。在形态学评估方面, 一维线性的 MT 对肌肉体积变化的灵敏度或不及二维层面的 CSA ^[26], 且易受探头加压的干扰^[27]。在组织成分评估方面, MEI 的变化主要依赖组织声阻抗的改变, 早期肌肉内脂质浸润或尚未形成足够的声学对比度。相关性分析显示, 反映局部血供的 820 nm 信号与 CSA 呈正相关、与 MEI 呈负相关, 代表脂质的 930 nm 信号与 CSA 呈负相关, 提示循环衰退、脂肪沉积与肌肉萎缩在病理生理学进程中同步发生^[9, 11]。

基于上述超声和光声特征, 本研究构建的双模态联合诊断模型($\text{AUC}=0.984$)与单一多波长光声评分模型($\text{AUC}=0.982$)的诊断效能相近, 两者的灵敏度、特异度及最佳截断值下的诊断分类结果(真阳性/假阳性/真阴性/假阴性人数均为 $20/0/29/1$)相一致。这一结果或与本研究样本量有限, 且单一模型效能已处于较高水平有关。但仅依靠 AUC 并不足以全面衡量其临床价值。联合诊断模型实现了形态与成分的综合评估, 符合现行临床共识中兼顾骨骼肌数量与质量的评估要求^[4]。因此, 尽管两模型在此队列中的诊断分类结果一致, 联合模型的额外临床价值在于通过宏观形态与微观成分的优势互补, 提供更稳健的多维度的影像学评估信息。根据 Youden 指数确定的多波长光声评分最佳截断值为 57.11 , 为评估骨骼肌质量受损提供了客观的参考界值。即便在肌肉形态尚未发生明显萎缩时, 该指标也

能反映肌肉微循环与脂质成分的早期改变, 为早期诊断提供依据。

在临床实践中, BIA 与握力测定已被广泛用作肌少症的首选诊断工具^[1], 但其在反映特定肌肉组织成分特征方面存在局限性。临床常用的 DXA 虽为测量肌肉量的标准, 但受限于二维投影本质, 难以区分肌肉内浸润脂肪^[28]。 CT 虽能评估脂肪浸润, 但电离辐射限制了其在随访中的应用; MRI 具备极佳的软组织分辨率, 能够评估肌肉质量异常, 但受限于高昂的检查成本与较长的图像采集周期, 难以满足临床高频次的动态评估需求^[28]。而本研究建立的光声-超声评估模式通过解析局部肌肉的微灌注与脂肪浸润, 有效补充了现有方法的不足, 也为未来肌少症相关共识中关于肌肉质量的评估提供了初步的方法学参考。在辅助诊断环节, 该技术能够更敏锐地捕捉到骨骼肌在灌注和代谢层面的早期受损状态, 提供肌肉退变的客观依据。在临床随访环节, 常规干预后的肌肉体积增加与回声改变通常需要一定周期才能显现^[29]。该联合评估模式有望作为早期随访的影像学工具, 利用局部微循环与代谢响应先于解剖特征变化的特性, 为临床评估疗效与调整康复方案提供决策支持。

从卫生政策角度看, 尽管光声成像设备目前主要配置于大型医疗机构, 但其精准诊疗和早期诊断的潜力或有助于在长期规划中优化医疗资源配置。未来, 随着设备的小型化及自动化分析软件的开发, 该技术有望凭借兼顾效能与可行性的优势逐步下沉至基层机构, 在早期识别中发挥分子影像学优势, 缓解老龄化社会的医疗负担。目前, 利用功能影像、分子影像技术定量评估肌少症已成为国内外研究热点。 ChiCTR 、 $\text{ClinicalTrials.gov}$ 等平台显示, 多项相关的前瞻性临床试验正处于实施阶段(如 ChiCTR2600122513 , 超声衍生脂肪分数联合骨骼肌弹性超声在老年肌少症中的诊断价值研究, 预计2027年结题)。本研究结果可与这些循证医学证据互为补充, 共同构建肌少症早期识别的多模态影像评价体系。

诚然, 当前阶段的探索仍受限于以下几个方面。第一, 作为一项单中心研究, 本队列纳入的

样本量偏小 ($n=50$), 这不仅一定程度上影响了统计检验效能, 也使得当前构建的诊断模型存在一定的过拟合风险。同时, 受试者均来源于老年医学科的就诊患者, 其病理学特征通常较社区人群更为显著, 这种谱系偏倚可能导致 AUC 被高估。此外, 采用的 BIA 肌量标准, 虽符合 AWGS 2025 的建议, 但其易受机体水合状态影响, 固有的参考标准偏倚亦可能对效能评价产生干扰。本研究结果目前主要适用于三级医院老年医学科门诊患者, 未来仍需开展涵盖社区人群、不同种族或地区人群的多中心、大样本前瞻性队列研究, 以进一步验证该光声-超声联合模型的稳定性与临床适用性。第二, 本研究虽然获取了包含 22 个波长的光声序列, 但当前分析主要基于 820 nm 与 930 nm 两个特征吸收峰的信号强度, 用以间接评估局部血流与脂质浸润情况, 对多光谱数据的深度解析仍有提升空间。骨骼肌中除血红蛋白与脂质外, 水分与胶原蛋白等内源性发色团在近红外波段亦具有一定的特异性吸收。未来研究需引入更精准的光谱解混算法^[22, 30]对多波长数据进行解析, 以期实现肌肉内多种组织成分的相对定量与空间分布评估, 进而通过计算解混成分的比值(如脂血比等)构建多维度的组织成分定量指标^[31], 并结合组织病理学金标准加以验证^[22]。第三, 在信息偏倚控制方面, 尽管本研究通过双盲设计降低了主观偏倚, 但当前光声信号的提取主要依赖于手动勾画 ROI, 可能引入一定的操作者主观误差。未来本团队计划引入基于超声图像的人工智能自动分割算法, 以提升参数提取的客观性与可重复性^[32]。第四, 受试者合并的基础疾病可能对影像学特征产生干扰。糖尿病等全身性疾病引起的微循环衰退可影响对血红蛋白含量的分析^[33]。尽管本研究通过严格限制受试者处于临床稳定期以最大限度控制混杂偏倚, 但鉴于既往研究^[16]已证实特定疾病(如糖尿病)对肌肉生理状态的显著影响, 未来仍需针对特定共病背景开展更深入的亚组分析。第五, 由于本研究未对受试者进行长期纵向随访, 尚难以证实微循环受损及脂肪沉积与肌少症发生、发展之间的因果关联。未来仍需开展前瞻性的纵向

随访队列研究, 以进一步明确这些光声标志物在评估肌少症进展风险以及监测临床干预疗效中的价值。

综上所述, 多波长光声评分能够反映老年肌少症患者骨骼肌微循环灌注减低与异常脂质浸润的影像学特征, 是该疾病独立相关因素。相较于仅依赖形态学的传统临床-超声诊断模型, 引入组织成分评估的光声-超声联合诊断模式在维持高诊断灵敏度的同时提升了特异度。本研究证实, 光声-超声可作为一种临床辅助评估工具, 为肌少症的诊断和随访提供反映组织成分信息的分子影像学依据。未来, 随着多中心大样本队列的验证与分析算法的优化, 光声超声联合评估有望在老年肌少症的早期诊断与干预监测中发挥更大的作用。

第一作者:

杨皓民 (ORCID: 0009-0009-1580-4961), 硕士研究生。

通信作者:

杨 萌 (ORCID: 0000-0002-4339-0411), 博士, 主任医师, 教授, E-mail: yangmeng_pumch@126.com。

作者贡献声明:

杨皓民: 设计研究方案、实施研究过程、收集数据、采集数据、清洗与分析数据、技术开发、起草论文; 龙星: 技术开发、实验分析; 赵瑞娜: 文献调研与整理、研究方案可行性调查分析、收集数据; 康琳: 提出研究方向、确定研究对象范围; 杨萌: 提出研究方向、审核论文。

致谢:

感谢转化医学国家重大科技基础设施(北京协和)精准医学技术平台提供研究所需的设备和技术支撑。

[参 考 文 献]

- [1] CHEN L K, HSIAO F Y, AKISHITA M, et al. A focus shift from sarcopenia to muscle health in the Asian Working Group for Sarcopenia 2025 Consensus Update[J]. Nat Aging, 2025, 5(11): 2164-2175.
- [2] XIA L, ZHAO R, WAN Q Y, et al. Sarcopenia and adverse health-related outcomes: an umbrella review of meta-analyses of observational studies[J]. Cancer Med, 2020, 9(21): 7964-7978.
- [3] WILLIAMS G R, DUNNE R F, GIRI S, et al. Sarcopenia in the older adult with cancer[J]. J Clin Oncol, 2021, 39(19): 2068-2078.
- [4] 中华医学会老年医学分会, 国家老年疾病临床医学研究中心, 雷光华, 等. 中国肌肉减少症诊疗指南(2024版)[J]. 中华医学杂志, 2025, 105(3): 181-203.
Geriatrics Society of Chinese Medical Association, National Clinical Research Center for Geriatric Disorders, LEI G H, et al. Guideline for diagnosis and treatment of sarcopenia in China (2024 edition)[J]. Natl Med J China, 2025, 105(3): 181-203.

- [5] BUCKINX F, LANDI F, CESARI M, et al. Pitfalls in the measurement of muscle mass: a need for a reference standard[J]. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 2018, 9(2): 269–278.
- [6] GUPTA M, LEHL S S, LAMBA A S. Ultrasonography for assessment of sarcopenia: a primer[J]. *J Midlife Health*, 2022, 13(4): 269–277.
- [7] TANG X Y, HUANG S Y, HUANG L, et al. Ultrasound-derived muscle assessment system for older adults: a promising muscle mass estimation tool[J]. *Age Ageing*, 2022, 51(12): afac298.
- [8] DVORETSKIY S, LIEBLEIN-BOFF J C, JONNALAGADDA S, et al. Exploring the association between vascular dysfunction and skeletal muscle mass, strength and function in healthy adults: a systematic review[J]. *Nutrients*, 2020, 12(3): 715.
- [9] TIELAND M, TROUWBORST I, CLARK B C. Skeletal muscle performance and ageing[J]. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 2018, 9(1): 3–19.
- [10] PARK J, CHOI S, KNIELING F, et al. Clinical translation of photoacoustic imaging[J]. *Nat Rev Bioeng*, 2025, 3(3): 193–212.
- [11] REGENSBURGER A P, WAGNER A L, DANKO V, et al. Multispectral optoacoustic tomography for non-invasive disease phenotyping in pediatric spinal muscular atrophy patients [J]. *Photoacoustics*, 2022, 25: 100315.
- [12] ZHAO R N, LI X L, JIANG Y X, et al. Evaluation of appendicular muscle mass in sarcopenia in older adults using ultrasonography: a systematic review and meta-analysis[J]. *Gerontology*, 2022, 68(10): 1174–1198.
- [13] 李田香, 赵瑞娜, 康琳, 等. 基于超声的影像组学模型对老年人肌少症的诊断价值[J]. *中华医学超声杂志(电子版)*, 2025, 22(1): 70–78.
LI T X, ZHAO R N, KANG L, et al. Diagnostic value of an ultrasound-based radiomics model for sarcopenia in elderly people [J]. *Chin J Med Ultrasound Electron Ed*, 2025, 22(1): 70–78.
- [14] KOO T K, LI M Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research[J]. *J Chiropr Med*, 2016, 15(2): 155–163.
- [15] DAVYDOV D, KURNIKOV A, SUBOCHEV P, et al. Water, collagen, and lipid content in the human skin and muscles assessed with near-infrared diffuse reflectance spectroscopy and multi-spectral optoacoustic tomography[J]. *Adv Sci*, 2025, 12(41): e05619.
- [16] YANG L X, WU H, CHEN J, et al. Muscle oxygen saturation stratification by photoacoustic imaging in diabetic sarcopenia: association with disease status [J]. *Photoacoustics*, 2025, 46: 100771.
- [17] TRÄGER A P, GÜNTHER J S, RAMING R, et al. Hybrid ultrasound and single wavelength optoacoustic imaging reveals muscle degeneration in peripheral artery disease[J]. *Photoacoustics*, 2024, 35: 100579.
- [18] WILSON R H, KENNEDY G T, CAMPBELL C A, et al. Short-wave infrared (SWIR) spectroscopy and imaging of biological tissues: a decade of advancements (2016–2025)[J]. *Biomed Opt*, 2026, 31(1): 010901.
- [19] IVANKOVIC I, LIN HA, ÖZBEK A, et al. Multispectral optoacoustic tomography enables in vivo anatomical and functional assessment of human tendons[J]. *Adv Sci (Weinh)*, 2024, 11(18): e2308336.
- [20] WANG L V, HU S. Photoacoustic tomography: *in vivo* imaging from organelles to organs[J]. *Science*, 2012, 335(6075): 1458–1462.
- [21] LIN L, WANG L V. The emerging role of photoacoustic imaging in clinical oncology[J]. *Nat Rev Clin Oncol*, 2022, 19(6): 365–384.
- [22] REGENSBURGER A P, FONTEYNE L M, JÜNGERT J, et al. Detection of collagens by multispectral optoacoustic tomography as an imaging biomarker for Duchenne muscular dystrophy [J]. *Nat Med*, 2019, 25(12): 1905–1915.
- [23] YANG Y, WU D, XV Y, et al. Multispectral optoacoustic tomography of skeletal muscle unveils microcirculation and oxygen metabolism alterations in sarcopenia [J]. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 2025, 16(5): e70088.
- [24] LUENGO-PÉREZ L M, GARCÍA-LOBATO C, LÁZARO-MARTÍN L, et al. Is nutritional ultrasound as useful and accurate as computed tomography to assess sarcopenia in cancer patients? A systematic review[J]. *Cancers*, 2025, 17(22): 3683.
- [25] GALASSO L, VITALE F, PIETRAMALE M, et al. Echoes of muscle aging: the emerging role of shear wave elastography in sarcopenia diagnosis[J]. *Diagnostics*, 2025, 15(19): 2495.
- [26] PALAKSHAPPA J A, REILLY J P, SCHWEICKERT W D, et al. Quantitative peripheral muscle ultrasound in sepsis: muscle area superior to thickness[J]. *J Crit Care*, 2018, 47: 324–330.
- [27] CASEY P, ALASMAR M, MCLAUGHLIN J, et al. The current use of ultrasound to measure skeletal muscle and its ability to predict clinical outcomes: a systematic review[J]. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 2022, 13(5): 2298–2309.
- [28] CHIANCA V, ALBANO D, MESSINA C, et al. Sarcopenia: imaging assessment and clinical application[J]. *Abdom Radiol*, 2022, 47(9): 3205–3216.
- [29] LÓPEZ-GÓMEZ J J, GONZÁLEZ-GUTIÉRREZ J, PÉREZ-LÓPEZ P, et al. Effect of calcium hydroxy-methyl-butyrates-enriched diabetes-specific oral nutritional supplementation on patients with heterogeneous diabetes mellitus population with disease related malnutrition assessed with AI-assisted ultrasound imaging [J]. *Nutrients*, 2025, 17(20): 3208.
- [30] FASOULA N A, KARLAS A, PROKOPCHUK O, et al. Non-invasive multispectral optoacoustic tomography resolves intrahepatic lipids in patients with hepatic steatosis[J]. *Photoacoustics*, 2023, 29: 100454.
- [31] KARLAS A, KALLMAYER M, BARIOTAKIS M, et al. Multispectral optoacoustic tomography of lipid and hemoglobin contrast in human carotid atherosclerosis[J]. *Photoacoustics*, 2021, 23: 100283.
- [32] YANG C C, LAN H R, GAO F, et al. Review of deep learning for photoacoustic imaging[J]. *Photoacoustics*, 2021, 21: 100215.
- [33] KARLAS A, KATSOULI N, FASOULA N A, et al. Dermal features derived from optoacoustic tomograms via machine learning correlate microangiopathy phenotypes with diabetes stage[J]. *Nat Biomed Eng*, 2023, 7(12): 1667–1682.

(收稿日期: 2026-04-09 修回日期: 2026-06-01)