

·综述·

骨骼肌超声图像纹理分析的研究进展

刘超然¹ 王宁华^{1,2}

纹理分析(texture analysis)是一种新兴的医学图像分析处理技术,它是通过不同的图像纹理特征来分析人体组织特质的差异,并能够作为骨骼肌纹理变化的一种分析方法。临床上,纹理分析技术能够帮助医生客观诊断疾病中肌肉组织的变化、观察治疗效果;康复领域中,它可用来分析患者(或个体)肌肉纹理特征与力量、功能及疲劳程度的关系。本文将对骨骼肌超声图像纹理分析的相关研究进行综述,为纹理分析技术在肌骨超声中的应用提供参考。

1 医学图像处理技术

随着医学影像学的快速发展,计算机辅助诊断(computer-aided diagnosis, CAD)技术已成为临床医生及科研人员诊断疾病和分析机体病理变化的常用手段。医学图像处理是通过计算机对医学图像进行加工和处理以获得更准确的图像信息,包括图像分割、图像配准、图像融合、纹理分析等技术。医学图像处理技术在MRI、超声、X射线、PET、SPECT、核医学等影像图像中均有应用。近年来,医学图像数据库的建立为计算机算法的改进和自动诊断提供了基础,通过生物医学与计算机信息技术两个领域的结合能够提高医疗诊断水平,促进学科共同发展。

2 骨骼肌超声图像纹理分析的应用价值

尽管肌骨超声已经在临床上得到了广泛应用,但骨骼肌病变时排列顺序紊乱的判断通常依赖于临床医生的主观经验。而对骨骼肌的超声图像进行纹理分析能够提供肉眼不可见的纹理信息、辅助诊断。纹理分析技术是一种临床研究领域的新方法,通过对图像中的像素点进行统计和计算,能定量分析图像明暗、粗细、密度、复杂度、均匀程度等特征。此技术已在地质、工业、农业等领域有所应用,例如分析不同地貌的遥感图像,检测工业产品的缺陷^[1],分析动物肌肉脂肪的含量来确定肉质等级等^[2]。在医学领域,对超声图像进行纹理分析能够区分人体不同特质的组织,在临床上能够辅助医生定量诊断脂肪肝^[3],观察乳腺^[4]、卵巢^[5]、甲状腺^[6]的肿瘤或病变区与正常组织的差异,评估心肌、肾脏的状态等^[7-8]。

肌骨超声作为一种无创、廉价、便携的工具,以其频率高、分辨率高的特点,能够获得较为清晰的骨骼肌图像。高频超声能够通过纹理分析技术区分不同动物的肌肉特质^[9],因为骨骼肌肌纤维束的排列是有序的,其图像具有特定的纹理特征。这提示我们,纹理分析技术不仅局限于对人体脏器的研究,在分析不同骨骼肌的特征时也具有一定潜力和价值。肌肉纹理特征能直观反映肌肉的性质和状态,如肌肉纤维脂肪化程度、粘弹性、疲劳程度等。

3 骨骼肌纹理分析的常用方法

肌骨超声获得骨骼肌图像后将图像灰度二值化(像素点灰度值设置为0或255,共256个灰度级),根据选择的肌肉不同,截取大小合适、包含肌肉肌腹、不含骨和周围纤维组织的矩形或多边形,将其设定为“兴趣区域”(region of interest, ROI),对该区域纹理特征进行提取和分析。骨骼肌纹理分析常用的方法有灰度直方图、灰度共生矩阵、游程长度分析等分析方法,能够得到灰度值所占百分比、纹理粗糙程度、排列的方向性和规律性以及图像的细节特征^[10]。

提取纹理特征值的常用统计法有基于灰度直方图的算法(一阶统计特征)和基于灰度共生矩阵的算法(二阶统计特征)。灰度直方图的横坐标为像素的灰度级,纵坐标为每个灰度级出现的频率。一阶统计特征是基于直方图法获得的纹理信息,如光密度值、均值、标准差、方差、偏度、峰度以及能量等^[11],但它不能反映像素分布的空间位置信息,因此对不同组织的区分能力有一定局限性。

Haralick特征又称为二阶统计特征,基于对称和标准化的灰度共生矩阵(gray level co-occurrence matrix, GLCM)的特征参数来解释图像中像素的空间分布及其排列规律。GLCM是一个N×N的矩阵,N与图像中灰度级的数量一致,若设定C为GLCM中包含的一个元素,则C(i,j)用来度量灰度级为i与相邻像素灰度级为j的个数。二阶统计特征常用的参数包括对比度/反差(contrast, CON)、熵(entropy, ENT)、相关(correlation, COR)、同质性(homogeneity, HOM)/逆差矩(inverse differential moment, IDM)、角二阶

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.025

1 北京大学第一医院康复医学科,100034; 2 通讯作者

作者简介:刘超然,女,硕士研究生;收稿日期:2018-01-29

矩(angular second moment, ASM)/能量(energy)等来显示图像中纹理的清晰度、复杂度和规律性等信息。这些纹理特征均基于像素的灰度、方向、密度等分布情况,因为两个像素能够在垂直和水平方向邻近,也可以在两个对角线方向上相邻,有研究表明在 0° 、 45° 、 90° 、 135° 四个角度下分析要优于单一角度下的纹理分析^[12]。超声二值图像的纹理特征也可通过分析基元(一个像素的灰度或有特定性质的连续像素集合)的分布情况,如衡量超声回声强度的灰度均值(gray-scale mean, Mean),描述基元形状的不规则度(irregularity, IRGL),反映肌纤维连续性的基元平均大小(size of blobs, SOB),肌纤维紧密程度的密致性(number of blobs, NOB)以及基元分布的周期性(periodicity of distribution, POD)来描述纹理变化。

Galloway 特征是基于一游程矩阵(run length matrix, RLM)的特征参数。游程矩阵能够提供图像灰度方向、间隔和变化的信息,其行数等于图像灰度,列数等于最大游程长度, $r(i,j,\theta)$ 是游程矩阵中的元素,代表沿 θ 方向,灰度值为 i ,长度为 j 的游程^[13]。游程长度是指具有相同灰度级的连续、共线的像素点而构成的字符长度。短游程优势(short run emphasis, SRE)在细致结构中更多,而长游程优势(long run emphasis, LRE)在粗糙纹理中更多。灰度分布的不均匀性(gray level non-uniformity, GLN)表现在某一灰度出现频率越高时,其特征值越大;游程长度分布的不均匀性(run length non-uniformity, RLN)表现在某一游程长度出现越多,其特征值越大^[3]。

此外,还有许多用于定量分析骨骼肌超声图像的特征参数和方法,均能提供一定的图像信息。医学领域最常用的纹理分析软件是 MATLAB(The MathWorks, Natick, MA, USA),也有使用 Photoshop 和 Mazda 等软件对图像进行纹理分析。

4 骨骼肌纹理分析临床应用现状

纹理分析能够获得肌肉内部特征。一般情况下,我们能够测量和计算获得超声图像中肌肉的厚度、横截面积、羽状角、纤维长度等信息。然而,肌肉排列的连续性、脂肪样高回声的弥漫程度、肌肉边界的模糊程度都难以通过现有的手段直接测量。图像处理中的纹理分析技术能够帮助我们获得更多信息。但超声具有操作者依赖性,图像的信息往往与探头所放置的位置、仪器的类型,以及操作者的经验有关。在先前的研究中,Newton 等^[14]通过分析肱二头肌和外侧腓肠肌超声图像,发现肱二头肌在超声探头横切时纹理分析的信度最好;相反,外侧腓肠肌在探头纵切时信度最好。在分析探头放置位置时,发现冈上肌对探头方向和扫查位置的变化较敏感,而股外侧肌的图像灰度值不会因探头位置而发生明

显改变。正常人股直肌的纹理特征在左、右腿以及不同部位也无显著性差异^[15]。尽管在纹理分析的相关研究中,测试者内和测试者间的信度常常是良好的^[12],但是不同的超声仪器和不同的设置却存在显著差异^[16]。这可能是由于纹理分析的灵敏性较高,能够分辨出肌肉的细微改变。因此,在使用此技术进行分析时,要保证仪器设置的统一和严格的操作培训。

纹理分析的特征参数与个体性别、年龄、肌肉类型均有关系。Molinari 等^[11]对肱二头肌、股外侧肌、股直肌、内侧腓肠肌、胫前肌这5块肌肉的超声图像进行了纹理分析,发现一阶统计特征和 Haralick 特征(能量、熵和不同角度的相关性测量)与性别联系密切;Galloway 特征能够区分肌肉类型。Watanabe 等^[12]在研究青年组、中年组、老年组受试者的股四头肌纹理特征时发现,与青年组和中年组相比,老年组的偏度、峰度、逆差距、角二阶矩有显著降低;而青年组的均值和熵明显低于其他组。图像局部和总体的同质性代表了肌肉的生理状态,由于没有进行与图像对应的组织活检,我们推测性别的差异可能是因为女性比男性的肌肉内有更高的纤维和脂肪组织^[17];而年龄的差异可能来自增龄导致的肌肉萎缩和肌内脂肪和纤维组织替代,因此这些特征值的改变预示着老年人肌肉内纹理更粗糙和模糊。Nielsen 等^[18]发现股外侧肌的空间连续性密度和同质性区域要比冈上肌大,且灰度均值强度更高,这是因为股外侧肌包含更多非收缩性组织使其肌肉更加粗糙,因此灰度均值相对单一。

4.1 纹理分析的诊断价值

肌肉疾病导致的肌肉内组织结构变化会使肌肉超声图像中纹理特征值发生改变,如肌源性肌病、神经源性肌病和肌肉损伤。病理条件下的肌肉会出现慢性炎症反应,常常伴随肌内脂肪和纤维浸润^[19],以及纤维排列顺序的紊乱,纹理分析能更直观地反映出这些变化。

超声纹理分析技术常用于分析肌肉疾病,能够作为鉴别诊断的辅助工具。不同肌肉疾病的肌肉病理表现存在差异,因此常常需要通过临床医生的主观判断来鉴别诊断。计算机通过对图像的学习和分析,能够准确区分不同疾病肌肉病变的特征。在研究正常人与肌炎患者时,分别获得两组受试者肱二头肌 ROIs 后用一阶统计、小波特征以及 Haralick 特征分析,并用线性支持向量机(support vector machine, SVM)这一分类方法区分正常和病理肌肉,有高达 85%—87%的准确度、90%的灵敏度以及 83%—85%的特异度^[20]。Maurits 等^[21]通过分析肌肉超声图像的均一性、白色区域指数等特征参数成功区分出患肌肉疾病和神经系统疾病的成年人,且有很高的灵敏度。随后发现,此方法也能够灵敏地诊断出儿童杜氏肌营养不良(duchenne muscular dystrophy, DMD)^[22]。Sogawa 等^[23]在研究肌炎和强直性肌营养不良患者内侧腓肠肌时发现,游程矩阵对区分这两种肌病有很高的能力,能够

推测肌源性肌病的潜在患病机制。超声观察肌源性肌病和神经源性肌病患者内侧腓肠肌时采用直方图法鉴别能力较低,游程矩阵、自回归模型和共生矩阵能够作为鉴别肌病更有效的处理方法^[24]。

纹理分析能够区分肌肉的损伤类型以及不同疾病肌肉的病理变化。Zhao等^[25]对猪离体骨骼肌进行了微波消融和无水乙酸注射两种方式致其损伤,并进行超声二值图像纹理分析和组织病理学分析。发现Mean,IRGL,NOB,SOB的纹理特征可以有效区分猪离体骨骼肌的损伤类型,能够作为评估肌肉损伤的一种辅助方法。扳机点(myofascial trigger points, MTIPs)是肌肉紧张区域中明显的、难以消除的结节,按压时会有疼痛。Turo等^[26]用肌骨超声和弹性超声(提供100Hz的外部肌肉振动)来区分颈痛患者三角肌上束正常肌肉和活化扳机点的特征差异,发现扳机点比正常肌肉的熵低且非振动区域扩大,即活化扳机点同质纹理和异质硬度较正常肌肉组织均有增加。结合两个结果来识别正常肌肉中的活化扳机点有69%的敏感度和81%的特异度。纹理的差异可能与肌肉硬度有关,已有研究发现Haralick特征与牛肉弹性呈线性相关^[27],但目前关于人体肌肉的弹性与纹理特征相关性的研究还欠缺。

4.2 纹理分析在治疗评估中的应用

运用此技术定量分析肌肉萎缩和疾病受累的程度,为追踪疾病进展和评估治疗效果提供依据,有助于医师和治疗师随时调整治疗方案。神经肌肉电刺激和功能性电刺激都是常用的物理治疗方法,配合超声纹理分析能够获得直观地观察到肌肉收缩和纹理变化,准确调节治疗模式。功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)强度发生变化时,股直肌和股中间肌的纹理特征(CON, ENT, ASM, HOM)会随之呈周期性变化,且股中间肌变化更有规律性^[28]。为了探索最适合脊髓损伤患者的神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)模式,Qiu等^[29]采用角二阶矩、对比度、同质性和熵这四种纹理特征来研究股四头肌,发现肌肉纹理特征与膝关节角度有关,并通过特征分析得出了NMES诱导运动与主动运动之间的关系,提出可采用纹理分析的方法来准确调节NMES系统的刺激模式。Picher等^[30]对痉挛型脑瘫患儿进行了数次肉毒素注射治疗后,发现肉毒素注射的次数与患儿内侧腓肠肌超声图像区域内受影响基元所占百分比(percentage affected blob area, pABA)和熵呈弱正相关,但与回声强度的相关性不大。相比于回声强度,纹理分析能够提供更多的图像信息,有利于观察治疗效果。肌肉急性损伤修复的过程中也伴随着肌肉纹理消失、模糊不清到清晰度逐渐恢复的过程^[31],纹理分析能够观察组织修复的自然病程,也具有评估康复的介入对肌肉损伤改善情况的能力。

骨骼肌纹理分析的方法还可用于观察训练效果。Matta等^[32]测得未经训练的女性受试者肘部离心收缩后24h、48h、72h和96h的肱二头肌GLCM纹理参数(对比度和相关)、回声强度等指标。研究发现,相关的值在48h后即有显著增加,而回声强度仅在72h后有显著增加。在今后的研究中,纹理参数中的相关能够作为研究离心收缩训练后48h的敏感参数来使用。有研究表明,肌肉的疲劳程度与纹理特征中的熵有关,当肌肉持续收缩后疲劳,肌纤维的排列趋于有序化,熵也随之下降^[33]。

4.3 肌肉纹理特征与功能的联系

老年人肌肉质量的减少和力弱会增加跌倒风险,有研究发现随着年龄增长,肌肉性质的变化可能早于量的变化,因为肌肉回声强度的改变早于肌肉厚度^[34]。在肌肉衰减综合征的患者中,肌肉内脂肪组织的含量与肌肉力量、功能呈负相关^[35]。虽然肌肉结构和神经控制的变化都可能会导致肌肉力弱,但肌肉本身结构的变化依旧是重要影响因素。Watanabe等^[12]通过逐步多元线性回归分析发现,纹理特征中的熵值也能够预测肌肉力量,它代表图像中纹理的复杂程度,预测模型为: $Y(\text{伸膝肌力})=84.485+0.428\times\text{股四头肌厚度}-20.092\times\text{总熵}-10.001\times\text{性别}(\text{男性}=1, \text{女性}=2)-0.136\times\text{年龄}$ 。

超声纹理特征也可能作为预测功能能力的指标,目前大量研究着重于有进行性肌肉疾病的患者。随着病程进展,患者的肌肉病变不断加重并伴躯体功能下降。通过分析肱二头肌短头的超声图像局部图案纹理各向异性指数(texture anisotropy index, TAI),发现在增益达40%时,多发性肌炎患者的TAI值与屈肘力量有关^[36]。Weng等^[37]将DMD患者按行动能力分为三组,超声获得患者股直肌、胫前肌和腓肠肌的图像后进行特征参数的处理,发现Nakagami参数与功能(6分钟步行距离)的严重程度呈正相关,显示该参数能够预测活动能力的丢失。在对DMD男孩为期两年的观察中,超声图像处理中的定量背向散射分析(quantitative backscatter analysis, QBA)与灰度值分析类似,两者都能够比功能分析(6分钟步行、仰卧-站立测试)更敏感地检测出DMD的肌肉退变^[38]。定量超声作为监测DMD进展的跟踪工具,能够反映出肌肉病理变化,这一变化与活动状态、功能等级、肌肉力量和活动能力有关^[39]。在疾病进展过程中,肌肉内部结构的变化往往出现在功能下降前。纹理分析作为一种新兴技术,对于早期发现肌肉变化以采取措施预防功能的降低具有一定价值。

5 展望

随着图像处理技术的发展,肝脏、乳腺、甲状腺、肾脏等部位的超声图像纹理分析相关研究已经越来越多。由于超声图像的回声强度所包含的信息量是有限的,纹理分析技术

能够克服这一局限并获得更多图像内部信息,在辅助评定和增加诊断水平上有更大的优势。人体的随意运动离不开骨骼肌,超声纹理分析技术能辅助临床工作人员定量分析肌肉,客观诊断肌肉疾病。选择灵敏度和特异度高的纹理特征值来分析肌病患者的超声图像能够避免活检,减轻患者的痛苦;也可作为患者疾病进展的辅助评定方法来观察肌肉的变化情况。通过分析人体肌肉不同纹理特征与肌肉力量、耐力及功能的联系,可以大大缩减评估的时间,尤其是对无法听从指示的痴呆和认知障碍的老年人。临床上,很多神经肌肉功能障碍疾病的肌肉纹理变化特征还尚不清楚,具有一定研究价值;康复和运动训练中,肌肉纹理特征的变化也可作为评价个体训练水平和疲劳程度的指标,提示治疗师或教练员及时调整训练方案。因此,将图像处理技术应用于肌骨超声评估肌肉具有很大的潜力。

参考文献

- [1] 许存禄. 图像纹理分析的新方法及其应用[D]. 上海: 复旦大学计算机科学与工程系, 2005, 93—99.
- [2] Kawada T, Fukui E, Yoshizawa M. Presumption of marbling score on live beef cattle based on objective evaluation of ultrasound diagnosis image by texture analysis[J]. Nihon Chikusan Gakkaiho, 2008, 79(79):173—183.
- [3] 吴君, 贺超, 赵兴友, 等. 基于超声图像的纹理特征分析算法的应用[J]. 生物医学工程研究, 2007, 26(2):166—169.
- [4] Mohamed Abdel-Nasser, Jaime Melendez, Antonio Moreno, et al. Breast tumor classification in ultrasound images using texture analysis and super-resolution methods[J]. Engineering Applications of Artificial Intelligence, 2017, 59:84—92.
- [5] Aramendia-Vidaurreta V, Cabeza R, Villanueva A, et al. Ultrasound Image Discrimination between Benign and Malignant Adnexal Masses Based on a Neural Network Approach[J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 2016, 42(3):742—752.
- [6] Park BE, Jang WS, Yoo SK. Texture analysis of thyroid nodules in ultrasound image for computer aided diagnostic system[J]. Journal of Korea Multimedia Society, 2017, 20(1):43—50.
- [7] Punys V, Puniene J, Jurkevicius R, et al. Myocardium tissue analysis based on textures in ultrasound images[J]. Studies In Health Technology And Informatics, 2005, 116:435—440.
- [8] Wan NurHafsha Wan Kairuddin, Wan MahaniHafizah Wan Mahmud. Texture feature analysis for different resolution level of kidney ultrasound images[J]. Materials Science and Engineering, 2017, 226(1):1—9.
- [9] Moradi M, Abolmaesumi P, Mousavi P. Tissue typing using ultrasound RF time series: Experiments with animal tissue samples[J]. Medical Physics, 2010, 37(8):4401—4413.
- [10] 熊欣. 纹理分析在超声图像中的应用[J]. 计算机科学, 2008, 34(7):54—59.
- [11] Molinari F, Caresio C, Achary UR, et al. Advances in quantitative muscle ultrasonography using texture analysis of ultrasound images[J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(9):2520—2532.
- [12] Watanabe T, Murakami H, Fukuoka D, et al. Quantitative sonographic assessment of the quadriceps femoris muscle in healthy japanese adults[J]. J Ultrasound Med, 2017, 36(7):1383—1395.
- [13] 唐坚刚, 刘丛. 基于小波分解和游程长度矩阵的医学图像检索[J]. 计算机工程与设计, 2010, 31(8):1771—1774.
- [14] da Silva Pereira Júnior N, da Matta TT, Alvarenga AV, et al. Reliability of ultrasound texture measures of Biceps Brachialis and Gastrocnemius Lateralis muscles' images[J]. Clinical Physiology and Functional Imaging, 2017, 37(1):84—88.
- [15] 姚炜, 雷凯荣, 孙成瑜, 等. 游程长度分析用于股直肌纵切面图像超声纹理定量测量的研究[J]. 中国超声医学杂志, 2014, 30(9):827—830.
- [16] 姚炜, 李忠祥, 雷凯荣, 等. 游程长度分析用于不同超声仪之间超声纹理定量测量的差异性研究[J]. 中国超声医学杂志, 2016, 32(9):830—832.
- [17] Caresio C, Molinari F, Emanuel G, et al. Muscle echo intensity: reliability and conditioning factors[J]. Clinical Physiology & Functional Imaging, 2015, 35(5):393—403.
- [18] Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T, et al. Quantitative ultrasound tissue characterization in shoulder and thigh muscles: a new approach[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2006, 7(1):2.
- [19] Arts IM, Pillen S, Schelhaas HJ, et al. Normal values for quantitative muscle ultrasonography in adults[J]. Muscle & Nerve, 2010, 41(1):32—41.
- [20] König T, Steffen J, Rak M, et al. Ultrasound texture-based CAD system for detecting neuromuscular diseases[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2015, 10(9):1493—1503.
- [21] Maurits NM, Bollen AE, Windhausen A, et al. Muscle ultrasound analysis: normal values and differentiation between myopathies and neuropathies[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2003, 29(2):215.
- [22] Maurits NM, Beenakker EA, van Schaik DE, et al. Muscle ultrasound in children: Normal values and application to neuromuscular disorders[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2004, 30(8):1017.
- [23] Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, et al. Texture Analy-

- sis of Muscle Ultrasound can differentiate myopathic conditions[J].Clinical Neurophysiology, 2017, 128(6):167—168.
- [24] Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, et al. Neurogenic and myogenic diseases: quantitative texture analysis of muscle US data for differentiation[J]. Radiology, 2009, 283(2):492—498.
- [25] Zhao J, Zhang J, Xu Q, et al. Quantitative evaluation of striated muscle injury by multiscale blob features method [J]. J Med Ultrason, 2016, 43(3):337—345.
- [26] Turo D, Otto P, Shah JP, et al. Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain[J].Ultrasonic Imaging, 2013, 35 (2):173—187.
- [27] Huang Y, Lacey RE, Moore LL, et al. Wavelet textural features from ultrasonic elastograms for meat quality[J]. Transactions of the ASABE, 1997, 40(6):1741—1748.
- [28] 徐立峰.基于超声影像分析的功能性电刺激肌肉形态及活动研究[D].天津:天津大学精密仪器与光电子工程学院,2011, 41—54.
- [29] Shuang Qiu, Xin Zhao, Rui Xu, et al. Ultrasound image analysis on muscle texture of vastus intermedius and rectus femoris under neuromuscular electrical stimulation[J]. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, 5 (2):342—349.
- [30] Pitcher CA, Elliott CM, Panizzolo FA, et al. Ultrasound characterization of medial gastrocnemius tissue composition in children with spastic cerebral palsy[J]. Muscle Nerve, 2015, 52(3):497—503.
- [31] 赵佳琦,章建全,赵璐璐,等.不同消融功率致兔骨骼肌急性微波热损伤修复的超声影像演变特征[J]. 中华医学超声杂志(电子版),2016,13(10):780—789.
- [32] Matta TTD, Pereira WCA, Radaelli R, et al. Texture analysis of ultrasound images is a sensitive method to follow-up muscle damage induced by eccentric exercise[J]. Clin Physiol Funct Imaging, 2017:1—5.
- [33] 王前,曹霞,尹冠军,等.超声图像熵特性的肌肉疲劳进程评估[J].中国生物医学工程学报,2015,1:30—36.
- [34] Fukumoto Y, Ikezoe T, Yamada Y, et al. Age-related ultrasound changes in muscle quantity and quality in women[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2015, 41(11):3013—3017.
- [35] Perkisas S, Cock AMD, Verhoeven V, et al. Intramuscular adipose tissue and the functional components of sarcopenia in hospitalized geriatric patients[J]. Geriatrics,2017,2(1):11.
- [36] Dubois GJR, Bachasson D, Lacourpaille L, et al. Local texture anisotropy as an estimate of muscle quality in ultrasound imaging[J].Ultrasound in Medicine & Biology, 2018, 44(5):1133—1140.
- [37] Weng WC, Tsui PH, Lin CW, et al. Evaluation of muscular changes by ultrasound Nakagami imaging in Duchenne muscular dystrophy[J].Scientific Reports, 2017, 7(1):4429.
- [38] Zaidman CM, Wu JS, Kapur K, et al. Quantitative muscle ultrasound detects disease progression in Duchenne muscular dystrophy[J]. Annals of Neurology, 2017, 81(5):633.
- [39] Jansen M, Van AN, Mw NVDS, et al. Quantitative muscle ultrasound is a promising longitudinal follow-up tool in Duchenne muscular dystrophy[J].Neuromuscul Disord, 2012, 22(4):306—317.