

年龄对肌肉超声图像纹理特征的影响

刘超然¹ 王宁华^{1,3} 李威¹ 申慧² 王睿² 职文倩¹ 张凯¹

摘要

目的:利用肌骨超声获得年轻人和老年人肌肉图像,分析肌肉形态学差异,并结合图像处理技术分析肌肉纹理特征随年龄的变化。

方法:本试验于2018年5—7月招募健康成年志愿者50例,根据年龄分为青年组(<30岁)和老年组(≥60岁),青年组22例,老年组28例。使用肌骨超声获得两组志愿者内侧腓肠肌横切和纵切图像,直接测量肌肉厚度和羽状角。将所获得的图像进行感兴趣区域的选择并从中提取9个纹理特征,包括基于灰度直方图的灰度均值和灰度方差;基于灰度共生矩阵的对比度和同质性;基于灰度梯度共生矩阵的灰度熵;基于游程长度矩阵的灰度不均匀性、游程长度不均匀性、低灰度游程优势和高灰度游程优势。

结果:肌肉形态学上,老年组内侧腓肠肌肌肉厚度显著小于青年组($P<0.05$),两组间羽状角无显著差异($P>0.05$)。肌肉纹理上,与青年组相比,老年组的灰度方差、对比度、灰度熵、灰度不均匀性、低灰度游程优势显著降低($P<0.05$);同质性、游程长度不均匀性显著增加($P<0.05$)。两组间的灰度均值、高灰度游程优势无显著差异。

结论:通过分析肌肉超声图像发现老年人有更大的同质性、游程长度不均匀性和更小的灰度方差、对比度、灰度熵、灰度不均匀性及低灰度游程优势。肌肉超声图像纹理分析技术能够反映肌肉内部组织随年龄增长的不利改变,可作为一种研究年龄相关的肌肉变化的生物学标志物。

关键词 纹理分析;老年人;超声;图像处理;肌肉

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2020)-01-0029-07

The effect of aging on texture features of muscle ultrasound images/LIU Chaoran, WANG Ninghua, LI Wei, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(1): 29—35

Abstract

Objective: Musculoskeletal ultrasound was used to acquire the muscle images of young and old people as well as measure the morphological differences of their muscles, associating with image processing to analyze the age-related changes of muscle texture features.

Method: Fifty healthy adult volunteers were recruited from May 2018 to July 2018, and divided into young group(<30 years, 22 cases) and elderly group(≥60 years, 28 cases) Musculoskeletal ultrasonography was used to acquire the transversal and longitudinal medial gastrocnemius ultrasonic images from two groups. Muscle thickness and pennation angle were measured directly. 9 region of interests(ROIs) was selected from each image mean and variance of gray level, contrast and homogeneity of the gray level co-occurrence matrix, entropy of the gray level of gray gradient co-occurrence matrix, gray level non-uniformity, run length non-uniformity, low gray-level run emphasis and high gray-level run emphasis based on the run length matrix were analysed for each ROI.

Result: In terms of muscle morphology, muscle thickness of the medial gastrocnemius significantly decreased in elderly group than the young one ($P<0.05$), and no significant difference was found in pennation angle between two groups ($P>0.05$). As for muscle texture, compared to the young group, variance, contrast, entropy,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.01.006

1 北京大学第一医院康复医学科,100034; 2 北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院; 3 通讯作者

第一作者简介:刘超然,女,硕士研究生; 收稿日期:2018-07-27

gray level non-uniformity and low gray-level run emphasis significantly decreased ($P<0.05$) while homogeneity and run length non-uniformity increased remarkably ($P<0.05$) in the elderly group. There was no significant difference between two groups in mean and high gray-level run emphasis ($P>0.05$).

Conclusion: According to the assessment of muscle ultrasound images, older people had higher homogeneity and run length non-uniformity, lower variance, contrast, entropy, gray level non-uniformity and low gray-level run emphasis. Muscle ultrasonic image texture analysis can reflect the adverse changes of muscle structure with aging and may be used as a biomarker for studying the age-related muscle changes.

Author's address Department of Rehabilitation Medicine, Peking University First Hospital, 100034

Key word texture analysis; elderly people; ultrasound; image processing; muscle

人口老龄化已经逐渐成为一个全球性的问题。预计到2020年,我国60岁以上的老年人口将会达到2.55亿,约占总人口比重的17.8%^[1]。随着年龄的增长,肌肉质量和力量的降低会直接导致老年人日常活动能力和生存质量的下降,增加了其跌倒和死亡的风险^[2]。肌骨超声作为一种便捷、无创、可动态观察的影像学检查方法,但往往由于缺乏评估肌肉的定量指标,在诊断肌肉相关疾病(如肌肉衰减综合征)时没有DXA、MRI常用^[3-4]。将图像处理技术与医学影像技术结合是目前研究的热点^[5]。本研究旨在利用图像处理技术中的纹理分析方法,将老年人和年轻人肌肉形态学特征、肌肉内部组成和分布情况进行对比分析,探索定量评估年龄相关的肌肉结构变化的新方法。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本研究通过张贴海报的方式在北京大学第一医院及北京电影学院家属院进行健康成年志愿者招募。于2018年5月至7月招募到30岁以下和60岁以上的志愿者50例,分为青年组和老年组。其中,青年组(<30岁)共22例(男n=11,女n=11),老年组(≥60岁)共28例(男n=14,女n=14)。本研究已通过北京大学第一医院伦理委员会批准(编号2018[101]),所有受试者签署同意书。两组受试者一般资料除年龄($P<0.05$)、体重指数($P<0.05$)外,其他指标无显著差异($P>0.05$),见表1。

排除标准^[6-7]:①日常生活活动能力存在障碍或无法独立生活;②有心肺功能、骨骼肌肉或神经系统疾病;③有身体疼痛或正在使用止痛药;④严重的髋、膝、踝关节损伤史。

表1 两组一般资料比较 ($\bar{x}\pm s$)

组别	青年组(n=22)	老年组(n=28)
性别(男/女)	11/11	14/14
年龄(岁)	24.18±3.08 ^①	65.39±4.39
身高(cm)	169.27±7.54	165.32±7.41
体重(kg)	63.11±11.42	64.68±11.17
BMI	21.93±2.98 ^①	23.71±2.42

注:①青年组与老年组比较 $P<0.05$;BMI:体重指数;纳入标准:30岁以下或60岁及以上的健康成年人。

1.2 测试指标

本研究以两个年龄段人群的腓肠肌作为研究对象,因为腓肠肌与比目鱼肌共同组成小腿三头肌,具有使踝关节跖屈的作用,是个体完成行走、跑、跳等日常活动必不可少的肌肉,且与老年跌倒的相关性比上肢肌肉更高。腓肠肌作为下肢抗重力肌,以快肌纤维为主,易受年龄影响^[8-9]。内侧腓肠肌比外侧腓肠肌肌肉纹理更为清晰,有利于后期图像处理分析。在测量受试者内侧腓肠肌的超声图像时,所有受试者取俯卧位,暴露右侧小腿,足悬于平面(床面)沿外,膝关节完全伸展,使用足踝矫形器固定踝关节于背屈90°中立位。检查者采用超声诊断系统(日本,KONIKA,SONIMAGE® HS1)测量右下肢内侧腓肠肌的图像,具体方法是将L18-4的超声线阵探头垂直于右小腿长轴,在胫骨长度(腓横纹至外踝高点)30%处找到内侧腓肠肌肌腹中点^[10],即内侧腓肠肌一半处中间偏后的位置,超声探头位置如图1所示。测量时将定位点标记在皮肤上,便于每次测量时探头位置的一致性和标准化。在观察图像时,探头施加最小连续压力以防止肌纤维受压而产生过多形变。分别收集超声探头纵切和横切的图像各3张,用于图像采集后的数据采集和图像处理工作。

1.2.1 肌肉形态学指标:羽状角(pennation angle,

PA)是腱膜和所测羽状肌肌束所呈的锐角,探头在肌肉纵向测量,显示屏中羽状角清晰可辨认时进行图像获取,可用超声仪器电子圆规测量角度。本研究将对每个受试者3张图像中较为深层的羽状角进行测量并求平均值^[11],如图1所示 α 角。肌肉厚度(muscle thickness, MT)的测量方法是将超声探头横切取内侧腓肠肌肌腹最厚处进行测量,直接测量浅层和深层筋膜间的距离,如图2。

1.2.2 超声图像纹理分析指标:肌骨超声获得腓肠肌图像后将图像转化为灰度图像(像素点灰度值设置为0或255,共256个灰度级)。在腓肠肌深、浅筋膜中间位置截取大小为 200×150 pixels包含肌肉肌腹,不含周围纤维组织的矩形,将其设定为“兴趣区域”(region of interests, ROIs),并对该区域纹理特征进行提取和分析,如图3所示。

本研究选取了基于灰度直方图(gray level histogram, GLH)、灰度共生矩阵(gray level co-occurrence matrix, GLCM)、灰度梯度共生矩阵(gray gradient co-occurrence matrix, GGCM)和游程长度矩阵(run length matrix, RLM)中的特征参数进行分析。GLH是以像素灰度级为横坐标,每个灰度出现的频率为纵坐标得到的图像信息。GLCM是一

个 $K \times K$ 的矩阵, K 与图像中灰度级的数量一致,若设定 p 为GLCM中包含的一个元素,则 $p(i,j)$ 用来度量灰度级为 i 与相邻像素灰度级为 j 出现的次数。GGCM在GLCM的基础上加入了边缘信息。RLM的行数等于图像灰度,列数等于最大游程长度, $p(i,j|\theta)$ 是游程长度矩阵中的元素,代表沿 θ 方向,灰度值为 i ,长度为 j 的游程。

采用 MATLAB™ R2016b (美国, MathWorks, Natick MA)软件对图像进行纹理分析,分别提取图像ROIs中基于灰度直方图的灰度均值(mean)、灰度方差(variance)、基于灰度共生矩阵的对比度(contrast, CON)、同质性(homogeneity, HOM)、基于灰度梯度共生矩阵的灰度熵(entropy, ENT)以及基于游程长度矩阵特征的灰度不均匀性(gray level non-uniformity, GLN)、游程长度不均匀性(run length non-uniformity, RLN)、低灰度游程优势(low gray-level run emphasis, LGRE)、高灰度游程优势(high gray-level run emphasis, HGRE)。具体参数如表2。其中,灰度均值和灰度方差公式中的 M 和 N 表示图像的大小,即 $(M, N) = \text{size}(\text{image})$,图像横向有 M 个像素,纵向有 N 个像素; $P(i, j)$ 为游程长度矩阵中 (i, j) 位置上的值, nr 为游程长度矩阵的游程总数, M 和 N 是游程长度矩阵的大小,即游程长度矩阵的大小为 $M \times N$ 。

1.3 统计学分析

使用SPSS 21.0软件对所有数据进行分析。计量资料以均数 $\pm$ 标准差表示, $P < 0.05$ 为具有显著性意义。采用Shapiro-Wilk法对数据进行正态性检验,符合正态分布的肌肉形态学和纹理参数的组间比较采用独立样本 t 检验,不符合正态分布的参数采用Mann-Whitney U 检验。

2 结果

2.1 肌肉形态学差异

本研究所测的肌肉形态学参数有羽状角和肌肉厚度,结果见表3。两组受试者内侧腓肠肌羽状角的差异均无显著性意义($P > 0.05$)。与青年组相比,老年组的肌肉厚度显著减小($P < 0.05$)。

2.2 肌肉超声图像纹理差异

见表4。基于GLH、GLCM、GGCM和RLM提

图1 内侧腓肠肌羽状角(α)测量

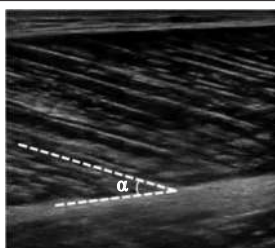
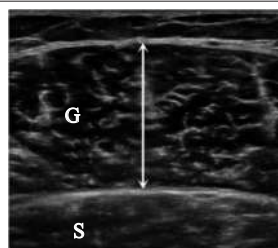
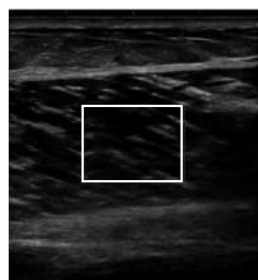
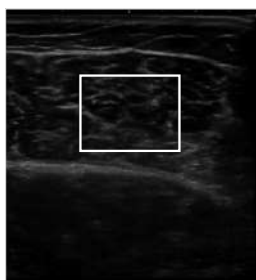


图2 本研究中肌肉厚度的测量方法



G为腓肠肌,S为比目鱼肌,白色竖线为腓肠肌厚度

图3 横切(左)和纵切(右)的ROIs选取



宽 $200 \times$ 高150的白色标记矩形

表2 纹理特征参数定义及含义^[43-44]

参数	定义	含义
灰度均值	$Mean = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \frac{p(i,j)}{M \cdot N}$	灰度值的算数平均,图像越亮,回声强度越高则值越大
灰度方差	$Variance = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [p(i,j) - Mean]^2$	图像平均灰度值的离散程度,对比越明显则值越大
对比度	$CON = \sum_{i=1}^K \sum_{j=1}^K (i,j)^2 p(i,j)$	图像中相邻像素间的明暗差异,纹理越清晰则值越大
同质性	$HOM = \sum_{i=1}^K \sum_{j=1}^K \frac{1}{1 + (i,j)^2} p(i,j)$	反映图像中元素分布的紧密程度,图像越均匀,规律性越强则值越大
灰度熵	$ENT = - \left\{ \sum_{i=1}^{n-1} \left[\sum_{j=1}^{n-1} p(i,j) \right] \cdot \log \left[\sum_{j=1}^{n-1} p(i,j) \right] \right\}$	反映图像信息量的随机度量,图像越复杂则值越大
灰度不均匀性	$GLN = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^M \left(\sum_{j=1}^N P(i,j) \right)^2$	图像中某一灰度出现频率越高,灰度越均匀时值越大
游程长度不均匀性	$RLN = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^N \left(\sum_{i=1}^M P(i,j) \right)^2$	图像中游程长度差异越大,图像粗细不均匀时值越大
低灰度游程优势	$LGRE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \frac{P(i,j)}{i^2}$	灰度值低的游程越多,值越大
高灰度游程优势	$HGRE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N P(i,j) \cdot i^2$	灰度值高的游程越多,值越大

取的肌肉超声图像特征显示,9个纹理特征中有6个特征在横切图像中有差异。与青年组相比,老年组肌肉超声图像纹理的灰度方差、对比度、灰度熵和低灰度游程优势显著减小($P < 0.05$);老年组的同质

性、游程长度不均匀性显著增大($P < 0.05$);两年龄组间的灰度均值、灰度不均匀性以及高灰度游程优势无显著差异($P > 0.05$)。

此外,在9个纹理特征中有5个特征在纵切图像中有差异。与青年组相比,老年组肌肉超声图像纹理的灰度方差、对比度、灰度熵和灰度不均匀性显著降低($P < 0.05$);老年组的同质性显著增大($P < 0.05$);两年龄组的灰度均值、游程长度不均匀性、低灰度游程优势和高灰度游程优势没有显著差异($P > 0.05$)。

表3 两组肌肉形态学比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	青年组	老年组
羽状角($^{\circ}$)	22.42 $\pm$ 1.78	22.57 $\pm$ 3.83
厚度(mm)	20.01 $\pm$ 2.23 ^①	17.94 $\pm$ 2.08

注:①青年组与老年组比较 $P < 0.05$

表4 两组肌肉纹理特征比较

($\bar{x} \pm s$)

组别	横切		纵切	
	青年组	老年组	青年组	老年组
灰度均值	0.16 $\pm$ 0.03	0.16 $\pm$ 0.04	0.17 $\pm$ 0.05	0.17 $\pm$ 0.05
灰度方差	0.018 $\pm$ 0.005 ^①	0.011 $\pm$ 0.005	0.016 $\pm$ 0.004 ^①	0.01 $\pm$ 0.004
对比度	34.47 $\pm$ 11.65 ^①	24.48 $\pm$ 12.11	27.7 $\pm$ 5.79 ^①	20.35 $\pm$ 7.11
同质性	0.35 $\pm$ 0.03 ^①	0.38 $\pm$ 0.04	0.36 $\pm$ 0.03 ^①	0.39 $\pm$ 0.05
灰度熵	1.99 $\pm$ 0.1 ^①	1.9 $\pm$ 0.13	1.98 $\pm$ 0.12 ^①	1.89 $\pm$ 0.14
灰度不均匀性	1993.89 $\pm$ 425.19	1745.53 $\pm$ 563.77	1797.65 $\pm$ 297 ^①	1585.62 $\pm$ 356.99
游程长度不均匀性	1023.09 $\pm$ 93.9 ^①	1090.68 $\pm$ 130.89	1028.06 $\pm$ 93.28	1074.97 $\pm$ 93.07
低灰度游程优势	0.15 $\pm$ 0.03 ^①	0.12 $\pm$ 0.05	0.15 $\pm$ 0.06	0.12 $\pm$ 0.06
高灰度游程优势	32.09 $\pm$ 4.72	31.94 $\pm$ 7	33.19 $\pm$ 8.51	32.56 $\pm$ 8.7

注:①青年组与老年组比较 $P < 0.05$

3 讨论

3.1 超声图像纹理分析研究现状

近年来,基于大数据的人工智能算法迅速发展,在医学领域也取得了一定成果,如利用深度学习算法自动诊断乳腺癌^[12]、眼部疾病^[13]等。尽管目前大多数学者将研究的重点放在了疾病诊断上,从医学图像中获得的信息也可作为一种评估手段以研究疾病的进展^[14-15]。

肌肉具有特定的纹理结构,通过观察病理肌肉的超声图像能够发现肌肉的明显改变。例如长期卧床的ICU患者肌肉纹理逐渐模糊,呈毛玻璃样改变^[16];杜氏肌营养不良患儿的肌肉也会失去原有的纹理结构,并且与疾病的严重程度有关^[15]。随着超声技术的改进,高频超声能够清楚地观察到肌肉内部的纹理,超声图像与图像处理技术相结合得到的肌肉纹理信息已被证明具有良好的测试者间和测试者内可靠性^[17-18],是一种潜在的用于追踪肌肉相关疾病进展和治疗效果的工具。

3.2 肌肉衰减综合征的研究进展

与肌肉疾病的患者相比,老年人肌肉退变的问题近年来也得到了广泛关注,且这一群体更为庞大。1989年Irwin Rosenberg^[19]首次提出肌肉衰减综合征(sarcopenia)的概念,其特点是年龄相关的肌肉质量和力量的丢失。肌肉衰减综合征于2016年正式作为国际疾病分类ICD-10临床修订版中的一种疾病,在此之前,欧洲、亚洲肌肉衰减综合征研究小组已发表了关于该疾病的共识报告^[20-21]。尽管诊断肌肉衰减综合征的功能测试和影像学检查方法有很多,但金标准还未确定,发现有效的生物学标记物仍是目前研究的重点。

3.3 腓肠肌的研究意义

在肌肉功能随年龄下降的过程中,下肢要早于上肢^[22],且年龄增长对不同类型肌纤维的影响具有显著差异。有研究表明,腓肠肌(Ⅱ型肌纤维为主)开始退变和萎缩要比比目鱼肌(Ⅰ型肌纤维为主)更快^[6]。Ⅱ型肌纤维与肌肉力量密切相关,因此,老年人跌倒风险的增加可能与下肢力弱的关系密切,尤其是与以快肌纤维为主的肌肉功能下降有关。腓肠肌作为下肢肌肉且以快肌纤维为主,易受年龄影响而出现形态改变及功能衰退,是研究年龄相关肌肉变化的理想对

象。早期发现肌肉结构的变化并进行干预,在一定程度上能够预防功能下降,且使用超声诊断比其他影像学方法和功能测试更加廉价和节约时间。

3.4 肌肉形态随年龄的变化

使用高频超声直接测得的肌肉形态学指标显示老年人的肌肉厚度显著下降,与以往的研究一致^[6]。表明老年人的肌肉出现明显萎缩,可能与衰老引起的肌肉内部线粒体^[23]、蛋白质合成和降解的失衡^[24]、神经肌肉接头功能减退^[25]以及肌肉干细胞再生能力降低^[26]等原因有关。但是两组人群羽状角的大小没有显著差异,这与Kubo等^[27]学者的研究结果相似,内侧腓肠肌羽状角的大小几乎不受年龄影响。然而Ryan等^[7]认为,老年人的腓肠肌羽状角会有明显下降,结果的差异可能是由于我们选取的老年受试者更为年轻。在与年龄相关的肌肉结构变化的研究中,将肌肉厚度作为评价指标可能比羽状角更敏感。

3.5 肌肉纹理特征随年龄的变化

对超声图像进行图像处理得到定量信息,能够弥补医生用肉眼观察图像边缘、纹理、回声等信息较为主观的缺陷,目前最常用的指标是回声强度。回声强度可以反映不同组织的特性,致密性高的肌肉呈低回声,致密性低的脂肪和结缔组织呈高回声^[28]。本研究基于灰度直方图得到的灰度均值即是归一化后的回声强度,尽管以往的研究发现老年个体中肌肉脂肪和结缔组织含量显著增加^[4,7,29],我们并没有得到一致的结果。可能的原因是我们没有选取完整的腓肠肌进行灰度分析,仅选取了肌腹部位。人体大腿肌肉脂肪分布在不同部位较为一致,小腿上的肌肉脂肪呈u型分布,近端和远端脂肪随年龄增加的比例要明显高于肌腹部位,因此我们测得的灰度均值换算成回声强度后要小得多^[30-31]。此外,我们还发现,与年轻人相比,老年人肌肉的灰度方差显著减小。灰度方差能够显示灰度平均值的离散程度,直观来看就是有更大灰度方差的图像对比更为明显,值更小则颜色较为均一、图像更模糊。从肌肉结构特征分析,即年轻人呈黑色的肌纤维组织和呈白色的肌束膜交替排列,在肌肉横切图像上表现为繁星状图案;老年人的肌肉内部可能由于脂肪的浸润^[32],肌束膜的也随年龄发生了退变而失去了原有的紧密结构,部分“渗透”到肌肉中去^[33],因此肌

肉呈现毛玻璃样改变。

基于灰度直方图的纹理分析方法较为常用,但此方法不能反映像素分布的空间位置信息,且易受增益调整的影响^[34-35]。为了得到图像中灰度的分布信息,我们基于灰度共生矩阵、灰度梯度共生矩阵和游程长度矩阵得到了对比度、同质性、灰度熵、游程长度不均匀性、灰度不均匀性、低灰度游程优势和高灰度游程优势。对比度在补充了灰度分布信息的情况下,得到了与灰度方差一致的结果,即老年人的肌肉对比度要小于年轻人。灰度熵代表了图像的复杂程度,Watanabe等^[17]学者发现年轻人股四头肌的熵值显著小于老年人,这与我们研究腓肠肌所得到的结论是相反的。我们在发现灰度熵在年轻人中更大的同时,还发现老年人肌肉图像的同质性显著增加,即肌肉变得均匀和模糊。此外,本研究所使用的熵值是基于GGCM而非GLCM得到的,包含了更多边缘信息,这也可能是产生差异的原因。我们认为,老年个体肌肉原有的复杂结构消失,是由于脂肪在肌肉内部的分布增加,与周围组织辨别度有所降低。这可能是肌肉内部轻微的慢性炎症所致,呈现出与肌炎患者相似的表现^[36],与老年人有较大的体重指数(body mass index, BMI)以及慢性疾病有关。虽然我们所选取的受试者中身高和体重没有显著差异,但老年组的BMI显著大于青年组,我们推测老年组受试者有更高的肌内脂肪含量。此外,衰老个体会出现全身的慢性炎症反应^[37],患有高血压、肥胖症和糖尿病等慢性疾病的患者炎症现象可能更为明显^[38]。Addison等^[39]发现在调整了BMI后肌肉内脂肪的增加与白介素-6(IL-6)的增加仍有关,也有其他研究表明脂肪组织和炎症因子会相互影响^[40]。

基于游程长度矩阵所得到的纹理参数有部分结果在肌肉横切和纵切图像中不一致,可能是因为这一变化不够显著。尽管游程长度矩阵在区分肌肉疾病中有很大的优势,但并不是研究年龄相关变化的最优指标,该发现更有利于研究肌肉疾病本身的影响而忽略年龄这一混杂因素^[41-42]。

综上所述,纹理分析能够对肌肉内部不同组织的分布特点进行定量描述。通过对不同年龄人群内侧腓肠肌超声图像进行特征提取,我们发现老年人肌肉有更大的同质性,表明其肌肉内部脂肪组织分

布更加均匀;更小的灰度方差、对比度、灰度熵表明其肌肉内部脂肪和肌纤维的分界模糊,可能有脂肪浸润到肌肉中;其他指标如游程长度矩阵中的参数有一定差异但并不显著。利用超声采集肌肉图像并结合纹理分析技术能够发现年龄变化对肌肉结构带来的影响,具有诊断肌肉衰减综合征和作为长期随访工具的潜力。

参考文献

- [1] “十三五”国家老龄事业发展和养老体系建设规划. 国务院.http://www.gov.cn/zhengce/2017-03/15/content_5177770.htm. 2017.3.6.
- [2] Morley JE. Sarcopenia: Diagnosis and treatment[J]. Journal of Nutrition Health & Aging, 2008, 12(7): 452—456.
- [3] Vilaca KH, Carneiro JA, Ferrioli E, et al. Body composition, physical performance and muscle quality of active elderly women[J]. Arch Gerontol Geriatr, 2014, 59(1): 44—48.
- [4] Csapo R, Malis V, Sinha U, et al. Age-associated differences in triceps surae muscle composition and strength - an MRI-based cross-sectional comparison of contractile, adipose and connective tissue[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2014, 15(1): 209.
- [5] Wang J, Wang N, R. W. Research on medical ultrasound image processing[C]. International Conference on Manufacturing Science and Engineering, 2015.
- [6] Fujiwara K, Asai H, Toyama H, et al. Changes in muscle thickness of gastrocnemius and soleus associated with age and sex[J]. Aging Clin Exp Res, 2010, 22(1): 24—30.
- [7] Ryan ED, Rosenberg JG, Scharville MJ, et al. Pennation angle does not influence the age-related differences in echo intensity of the medial gastrocnemius[J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(2): 618—621.
- [8] Ticinesi A, Meschi T, Narici MV, et al. Muscle ultrasound and sarcopenia in older individuals: a clinical perspective[J]. J Am Med Dir Assoc, 2017, 18(4): 290—300.
- [9] Evans WJ, Lexell J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition[J]. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 1995, 50A(Special Issue): 11—16.
- [10] Cho K, Lee H, Lee W. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging for the medial gastrocnemius muscle in poststroke patients[J]. Clin Physiol Funct Imaging, 2014, 34(1): 26—31.
- [11] Bolsterlee B, Veeger D, Van Der Helm F, et al. Comparison of measurements of medial gastrocnemius architectural parameters from ultrasound and diffusion tensor images[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(6): 1133—1140.
- [12] Ehteshami BB, Veta M, Johannes PVD, et al. Diagnostic assessment of deep learning algorithms for detection of lymph node metastases in women with breast cancer[J]. JAMA, 2017, 318(22): 2199—2210.
- [13] Ting DSW, Cheung CY, Lim G, et al. Development and validation of a deep learning system for diabetic retinopathy and related eye diseases using retinal images from mul-

- tiethnic populations with diabetes[J]. *JAMA*, 2017, 318(22): 2211—2223.
- [14] Martinez-Paya JJ, Rios-Diaz J, Medina-Mirapeix F, et al. Monitoring progression of amyotrophic lateral sclerosis using ultrasound morpho-textural muscle biomarkers: a pilot study[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2018, 44(1): 102—109.
- [15] Weng WC, Tsui PH, Lin CW, et al. Evaluation of muscular changes by ultrasound Nakagami imaging in Duchenne muscular dystrophy[J]. *Sci Rep*, 2017, 7(1): 4429.
- [16] Cartwright MS, Kwayisi G, Griffin LP, et al. Quantitative neuromuscular ultrasound in the intensive care unit[J]. *Muscle Nerve*, 2013, 47(2): 255—259.
- [17] 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.
- [18] Da SPJN, Da MT, Alvarenga AV, et al. Reliability of ultrasound texture measures of biceps brachialis and gastrocnemius lateralis muscles' images[J]. *Clinical Physiology & Functional Imaging*, 2017, 37(1):84—88.
- [19] Rosenberg IH. Summary comments: epidemiological and methodological problems in determining nutritional status of older persons[J]. *Am J Clin Nutr*, 1989, 50: 1231—1233.
- [20] Chen LK, Liu LK, Woo J, et al. Sarcopenia in Asia: consensus report of the Asian Working Group for sarcopenia [J]. *Journal of the American Medical Directors Association*, 2014, 15(2): 95—101.
- [21] Cruzjentoft A, Baeyens J, Bauer J, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis report of the European Working Group on sarcopenia in older people[J]. *Age & Ageing*, 2010, 39(4): 412—423.
- [22] Bembem MG, Massey BH, Bembem DA, et al. Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20- to 74-yr-old men[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 1991, 23(11): 1302—1310.
- [23] Carter HN, Chen CC, Hood DA. Mitochondria, muscle health, and exercise with advancing age[J]. *Physiology (Bethesda)*, 2015, 30(3): 208—223.
- [24] Balage M, Averous J, Rémond D, et al. Presence of low-grade inflammation impaired postprandial stimulation of muscle protein synthesis in old rats[J]. *J Nutr Biochem*, 2010, 21(4): 325—331.
- [25] Gonzalez-Freire M, De Cabo R, Studenski SA, et al. The neuromuscular junction: aging at the crossroad between nerves and muscle[J]. *Front Aging Neurosci*, 2014, 6: 208.
- [26] Blau HM, Cosgrove BD, Ho AT. The central role of muscle stem cells in regenerative failure with aging[J]. *Nat Med*, 2015, 21(8): 854—862.
- [27] Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, et al. Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2003, 35(1): 39—44.
- [28] Watanabe Y, Yamada Y, Fukumoto Y, et al. Echo intensity obtained from ultrasonography images reflecting muscle strength in elderly men[J]. *Clin Interv Aging*, 2013, 8: 993—998.
- [29] Mota JA, Giuliani HK, Gerstner GR, et al. The rate of velocity development associates with muscle echo intensity, but not muscle cross-sectional area in older men[J]. *Aging Clinical & Experimental Research*, 2018, 30(7): 861—865.
- [30] Varanoske AN, Fukuda DH, Boone CH, et al. Homogeneity of echo intensity values in transverse ultrasound images [J]. *Muscle Nerve*, 2017, 56(1): 93—98.
- [31] Hasson CJ, Kent-Braun JA, Caldwell GE. Contractile and non-contractile tissue volume and distribution in ankle muscles of young and older adults[J]. *J Biomech*, 2011, 44(12): 2299—2306.
- [32] Rahemi H, Nigam N, Wakeling JM. The effect of intramuscular fat on skeletal muscle mechanics: implications for the elderly and obese[J]. *J R Soc Interface*, 2015, 12(109).
- [33] Sipilä S, Suominen H. Ultrasound imaging of the quadriceps muscle in elderly athletes and untrained men[J]. *Muscle & Nerve*, 1991, 14(6): 527—533.
- [34] Molinari F, Caresio C, Acharya UR, et al. Advances in quantitative muscle ultrasonography using texture analysis of ultrasound images[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2015, 41(9): 2520—2532.
- [35] Dubois GJR, Bachasson D, Lacourpaille L, et al. Local texture anisotropy as an estimate of muscle quality in ultrasound imaging[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2018, 44(5): 1133—1140.
- [36] König T, Rak M, Steffen J, et al. Texture-based detection of myositis in ultrasonographies[J]. *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2013: 81—86.
- [37] Tezze C, Romanello V, Desbats MA, et al. Age-associated loss of OPA1 in muscle impacts muscle mass, metabolic homeostasis, systemic inflammation, and epithelial senescence[J]. *Cell Metab*, 2017, 25(6): 1374—1389(e6).
- [38] Frasca D, Blomberg BB, Paganelli R. Aging, obesity, and inflammatory age-related diseases[J]. *Front Immunol*, 2017, 8: 1745.
- [39] Addison O, Drummond MJ, Lastayo PC, et al. Intramuscular fat and inflammation differ in older adults_ The impact of frailty and inactivity[J]. *Journal of Nutrition Health & Aging*, 2014, 18(5): 532—538.
- [40] Pawelec G, Goldeck D, Derhovanessian E. Inflammation, ageing and chronic disease[J]. *Curr Opin Immunol*, 2014, 29: 23—28.
- [41] Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, et al. Neurogenic and myogenic diseases: quantitative texture analysis of muscle US data for differentiation[J]. *Radiology*, 2017, 283(2): 492—498.
- [42] Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, et al. Age-dependent texture characteristics of muscular ultrasound[J]. *Journal of the Neurological Sciences*, 2017, 381: 1095—1096.
- [43] Molinari F, Caresio C, Acharya UR, et al. Advances in quantitative muscle ultrasonography using texture analysis of ultrasound images[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2015, 41(9): 2520—2532.
- [44] Buch K, Kuno H, Qureshi MM, et al. Quantitative variations in texture analysis features dependent on MRI scanning parameters: A phantom model[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2018, 19(6):253—264.