

·综述·

## 肌骨超声评估腓肠肌在康复领域中的应用进展

刘超然<sup>1</sup> 李威<sup>1</sup> 王宁华<sup>1,2</sup>

腓肠肌是人体步行中的一组重要肌肉群,常因神经系统损伤发生形态学变化,并导致各种运动功能障碍。在运动员和老年人的肌肉损伤中,腓肠肌损伤也较为常见。肌骨超声通过提供肌肉形态学变化的客观信息,能够成为康复医师和治疗师用于临床诊断、观察病程发展以及康复训练效果的有效工具。本文将肌骨超声对腓肠肌各形态学参数的测量、神经系统疾病和软组织损伤时的腓肠肌形态变化、康复训练后的效果进行综述。

### 1 超声成像技术

超声成像技术在康复领域中的应用越来越广泛,尤其是用于评估肌肉形态和功能。超声成像技术包括A型超声、B型超声、M型超声、D型超声、彩色多普勒超声,以及新兴的弹性超声、全景超声和三维成像等技术。肌骨超声是B型超声的一类,因其频率高、分辨率高等特点,临床中更多用于评估肌肉骨骼相关形态和功能。肌骨超声能够定量测量肌肉的结构参数,如长度、厚度、宽度、横截面积、纤维长度、羽状角等,还可以通过回声强度观察肌肉生理性质的变化。与MRI、CT等影像学技术相比,超声成像技术具有廉价、方便、无辐射等优点,还可以提供肌肉实时形态变化和运动中的图像,并能够同其他仪器一起使用。

低频(2—10MHz)超声探头用于探测深层组织结构,高频(5—17MHz)超声探头则多用于探测浅表组织。肌骨超声一般采用频率范围5—12MHz的高频线阵探头来定性和定量评估肌肉和周围软组织的变化,并提供客观的、可描述的信息,尤其在神经肌肉疾病中有很高的敏感度<sup>[1]</sup>。肌骨超声适合于评估肌肉活动,探讨力学机制,软组织变化,肌肉疾病中肌肉的性能,训练效果,废用改变,无力特点或类固醇使用的效果。肌骨超声通过分析收缩和放松状态下的肌肉形态,能够区分正常和有炎性改变的肌肉<sup>[2]</sup>,评估肌肉损伤程度,鉴别诊断其他疾病<sup>[3]</sup>。

### 2 腓肠肌的研究价值

腓肠肌内侧头,腓肠肌外侧头和比目鱼肌共同组成了小腿三头肌。腓肠肌的内、外侧头分别起于股骨的内、外侧髁,

与比目鱼肌三头会合,在小腿上部形成膨隆的肌腹,向下移行为跟腱,止于跟结节。腓肠肌主要作用是使足跖屈,并在行走过程中产生下肢关节矢状面最大的驱动力矩,对于人体步行速度的影响占主导作用<sup>[4]</sup>。腓肠肌是单羽状肌,肌纤维束呈平行且倾斜排列,含有丰富的白肌纤维,为行走、跑跳提供动力。在行走和跳跃等蹬地运动中,足跖屈需要腓肠肌较强的爆发力;在站起过程中,腓肠肌能够协助伸膝;复杂动作中,内侧腓肠肌还有辅助膝关节内旋的作用。本文将主要选取内侧腓肠肌(medial gastrocnemius, MG)为主要综述内容,因为内侧腓肠肌肌纤维较短,超声图像更清晰,与外侧腓肠肌相比图像信度更高。同时内侧腓肠肌的收缩强度范围较大,在等长收缩中从静息状态到80%最大随意收缩(maximal voluntary contraction, MVC)都能清楚地观察到肌肉形态的动态变化<sup>[5]</sup>。

中枢神经损伤后,由于神经传导下降以及制动造成肌肉废用等原因,肌肉出现肌力弱并发生挛缩,内侧腓肠肌亦是如此。腓肠肌在人体移动过程中发挥重要的功能作用,常被用来研究病程进展和康复训练的效果。脑卒中、脑外伤、多发性硬化、脊髓损伤和脑瘫等疾病都伴有肌肉萎缩和运动障碍,腓肠肌的形态学参数能为上述疾病提供客观的诊断价值和训练前后对比相关信息。

有研究显示肌骨超声观察内侧腓肠肌时,在40—79岁时其厚度减小尤为显著,60岁以后的女性和50以后的男性腓肠肌厚度减少更为显著。与比目鱼肌相比,内侧腓肠肌开始退变和萎缩发生更早且速度更快,男性要比女性更快<sup>[6]</sup>。

腓肠肌内侧头撕裂亦是中老年人的常见软组织损伤,肌骨超声可以动态地评价其撕裂损伤的严重程度、血肿和修复的过程。

### 3 腓肠肌的肌骨超声测量方法

既往人体各肌肉形态学参数均已在尸体中经过超声确认,结果显示不同的肌肉参数,其信度、效度是有差异的。但是肌骨超声评测腓肠肌的信度、效度良好,因此常被学者用来作为腓肠肌在运动功能中的作用研究的评估手段<sup>[7]</sup>。

腓肠肌的具体超声评测方法是将超声探头垂直于小腿

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.01.021

1 北京大学第一医院康复医学科,北京,100034; 2 通讯作者  
作者简介:刘超然,女,硕士研究生; 收稿日期:2017-09-06

长轴,在胫骨长度(距离是胫骨内侧髁至内踝高点或腓窝折痕至外踝高点)30%处找到内侧腓肠肌肌腹中点,即内侧腓肠肌一半处中间偏后的位置<sup>[7]</sup>,探头位置如图1所示<sup>[6]</sup>。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。

图1 探头位置<sup>[6]</sup>



注:AB为胫骨长度,AC为30%胫骨长度,O点为测量内侧腓肠肌探头位置

目前临床多采用2D超声测量肌肉形态,但是由于肌肉是具有三维结构的人体组织,为了更准确、更全面地测量腓肠肌,寻找合适的超声探头角度是方法之一。Bart等<sup>[8]</sup>发现将超声探头垂直于皮肤,平行于胫骨,探头旋转角度小于10°测量静息状态的腓肠肌能够得到更好的图像。

腓肠肌是双关节肌,研究腓肠肌时踝关节(90°、120°、最大跖屈位等)和膝关节(伸展、微屈10°、屈曲90°)的角度均会影响肌肉形态,目前测量姿势没有标准化的要求,但需要保证每次测量位置的一致性才能获得测量结果的稳定性。Cho等<sup>[7]</sup>在分析脑卒中患者内侧腓肠肌厚度和羽状角时,采取的体位是受试者俯卧平躺,足悬于平面(床面)沿外,膝关节完全伸展,在踝关节90°中立位(可使用足踝矫正器固定踝关节角度)及最大跖屈位获得患腿内侧腓肠肌的图像。

肌骨超声除了可以测量静息状态下的肌肉形态,也可以测量在等长收缩时肌肉形态的变化。在腓肠肌等长收缩测量时,需要进行踝关节角度的矫正,否则肌肉纤维长度和羽状角的测试结果不准确。

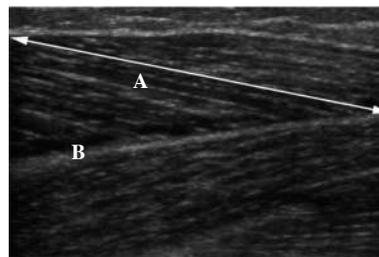
肌骨超声常与等速肌力评测系统一起使用,在肌肉不同发力和收缩状态下动态观察肌肉的图像,必要时可以用电刺激在开始时引导发力<sup>[9]</sup>。测量过程中,重复测量和合适的间歇时间有利于增加结果准确性。下文分别阐述肌肉形态的各参数测量。

### 3.1 肌纤维长度

纤维长度定义为当超声探头纵切放置时,肌纤维束和腱膜交叉的直线距离,如图2所示<sup>[3]</sup>。

测量肌纤维长度能够反映肌肉的内在形态结构,推测肌肉关节的生物力学特性。肌纤维的形变与细胞结构有关,也与肌肉骨骼系统的排列有关,它是腱膜和肌腱力传导的潜在

图2 肌纤维长度<sup>[3]</sup>



注:A为肌纤维束,B为腱膜,白斜线为肌纤维长度

机制<sup>[10]</sup>。肌纤维长度与肌小节数量有关,与肌肉长度有显著相关性<sup>[11-12]</sup>。在肌肉自主收缩时,肌纤维变短;肌肉发生萎缩时,肌纤维也会变短。外力作用下,在拉力较低的状态下肌纤维长度变化不明显,对腓肠肌给予较高的拉力可能更适合研究其变化<sup>[13]</sup>。

### 3.2 羽状角

羽状角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。

羽状角是反映肌肉功能状态的一个重要参数。腓肠肌在等长收缩时近端和远端肌肉羽状角和纤维长度的变化相似。肌骨超声测量内侧腓肠肌深层的羽状角时更加准确<sup>[14]</sup>。当肌肉收缩长度缩短时,羽状角增大<sup>[15]</sup>。反之肌肉长度变长时,羽状角会相应减小。但羽状角和纤维长度并不是呈现连续线性变化,而是呈现三角函数曲线的关系,在羽状角达到14°—15°时,肌肉纤维会达到最佳长度<sup>[16]</sup>。羽状角和纤维长度、肌肉厚度与疲劳时间具有显著相关性<sup>[17-18]</sup>。有学者发现病理状态的力弱或制动引起的肌肉废用可使羽状角变小<sup>[19]</sup>;而力量训练能使羽状角增大。羽状角角度越大,越有利于肌肉发力。羽状角也会因邻近关节角度不同而发生相应变化,每次测量的姿势和关节固定需要保持一致。为了增加羽状角测量的准确性,Daniel等<sup>[18]</sup>推荐测量肌肉矢状面中间肌腹的超声图像,并在图像不同位置找到清晰的5个羽状角并计算均值,如图3所示。

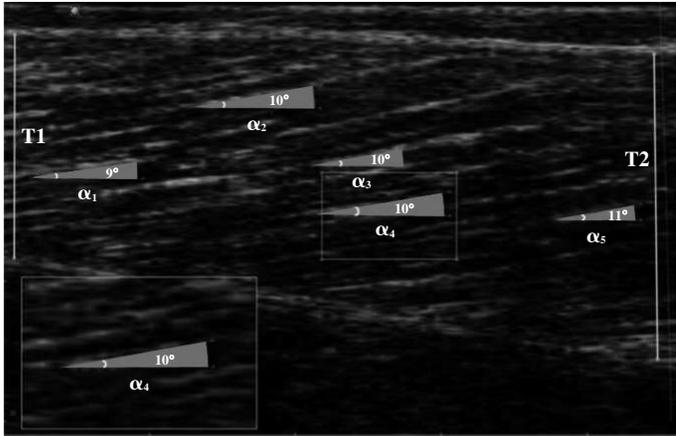
### 3.3 肌肉厚度

超声探头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4<sup>[9]</sup>。虽然肌肉厚度是检查肌肉时常用的参数指标,但它对疾病和功能诊断的灵敏度还有待研究。有研究显示,脑卒中患者内侧腓肠肌肌肉厚度在静息和收缩状态无显著性差异<sup>[11]</sup>。需要将肌肉厚度与其他参数结合一起共同参考。

### 3.4 可收缩长度

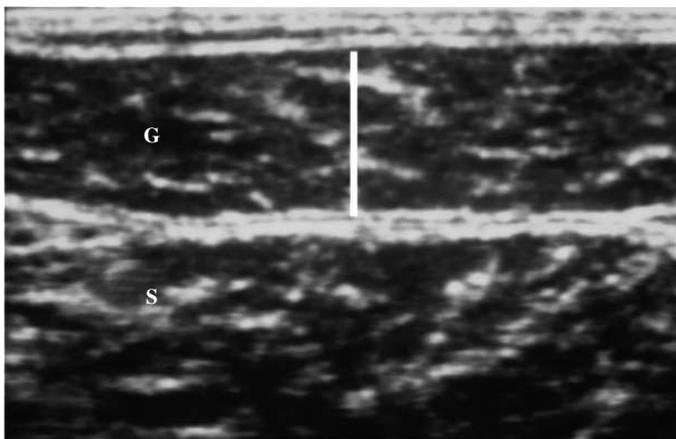
可收缩长度(contractile component length, CCL)=肌肉厚度(平均)/ $\tan\alpha$ (平均)( $\alpha$ 为肌纤维束与腱膜所呈夹角,即羽状角)。CCL通过羽状角的 $\tan$ 平均值和肌腱间的平均距

图3 羽状角<sup>[18]</sup>



注:α1—α5均为羽状角

图4 肌肉厚度<sup>[19]</sup>



注:G为腓肠肌,S为比目鱼肌,白竖线为腓肠肌厚度

离进行计算<sup>[18]</sup>。

可收缩部分长度是内侧腓肠肌平行于肌腱部分的长度。腓肠肌特殊的羽状结构能够影响肌肉的可收缩距离<sup>[16]</sup>。随着人体运动,如跳跃训练重复次数的增加,CCL在肌肉疲劳后达到最长<sup>[18]</sup>。

### 3.5 横截面积

超声探头于内侧腓肠肌肌腹最厚处横切,得到图像并用超声仪器软件计算横截面积(cross-sectional area, CSA)。测量横截面积时,选择尽可能包含更多肌肉和更少周围筋膜的区域<sup>[20]</sup>。全景超声成像技术在测量腓肠肌横截面积中有很高的信度。

肌肉横截面直径与肌力相关,力量训练能够增加肌肉的横截面积<sup>[2,21]</sup>。目前普遍认为生理横截面积与肌肉力量呈正相关,但肌力和肌肉形态却有着复杂的关系,它与肌肉长度、厚度、肌腱长度、肌纤维成分和羽状角的角度都有关,这些变

化均可能使肌肉产生单位肌肉质量内不同大小的力。

### 3.6 回声强度

回声强度(echo intensity, EI)值的分析是通过电脑辅助灰阶分析,用标准直方图计算。EI值范围在0—255单位(黑=0,白=255),共256个灰度等级。超声检查过程中,探头压力不要太大,否则会使肌肉厚度测量值变小,使EI值增加。

因为EI值与肌肉损伤的程度和特性有关,通过测量EI值进行灰阶评估,能够客观观察疾病的发展进程。正常肌肉组织呈低回声,EI值较低;有纤维和脂肪浸润的肌肉组织回声增强,呈更白的颜色,EI值较高<sup>[22]</sup>。有研究发现脑卒中患者的患侧肌肉EI值增强,这是因为偏瘫侧肢体废用而导致肌萎缩,因肌肉失去神经支配会有纤维和脂肪的浸润现象。有研究显示,内侧腓肠肌的EI值与脑卒中患者步行速度和患病时间有相关性<sup>[23]</sup>。

### 3.7 剪切波速度

超声弹性成像技术是通过超声探头垂直按压组织表面收集到的射频信号,分析组织内的应变分布。目前常采用剪切波弹性成像技术来定量评估组织弹性,通过剪切波在密度和剪切模量不同的组织内传播速度不同,用彩色编码技术得到组织硬度的图像进行分析。剪切波速度结合回声强度能判断肌肉的硬度和组成,尤其适用于神经系统疾病。当肌肉纤维组织被脂肪组织浸润而变性,剪切波速度会变快。在研究脑瘫患儿内侧腓肠肌硬度时,发现受累严重的一侧剪切波速度为(5.05±0.55)m/s,受累轻的一侧为(4.46±0.57)m/s,两侧对比具有显著性差异<sup>[24]</sup>。

当肌肉纤维组织被脂肪组织浸润而变性,剪切波速度会变快。在研究脑瘫患儿内侧腓肠肌硬度时,发现受累严重的一侧剪切波速度为(5.05±0.55)m/s,受累轻的一侧为(4.46±0.57)m/s,两侧对比具有显著性差异<sup>[24]</sup>。

### 3.8 压缩率

压缩率是通过探头对组织施加不同大小压力时的肌肉厚度值计算得来。压缩率=(a-b/a)×100;其中a代表最小探头压力下的肌肉厚度,b代表最大探头压力下的肌肉厚度,以mm为单位<sup>[19]</sup>。

压缩率可以较为敏感地区分肌肉弹性的变化,有学者在研究脑卒中患者腓肠肌肌张力增高时发现,健、患侧肌纤维长度、羽状角、肌肉厚度均无显著性差异,而弹性超声成像技术的结果以及肌肉压缩率在健患侧有显著性差异;且患侧内侧腓肠肌弹性超声的结果与压缩率呈弱负相关。然而这种相关性仅存在于内侧腓肠肌的纵向平面,表明压缩率可以从

纵切面来分析痉挛腓肠肌的硬度<sup>[25]</sup>。通常,脑卒中患者双侧肢体都会受累,对比受影响程度不同的两侧时,压缩率相较于其他肌肉参数可能更敏感。

#### 4 肌骨超声评估腓肠肌在康复领域中的应用

##### 4.1 肌骨超声评估腓肠肌在脑卒中患者中的应用

脑卒中患者临床表现肌肉无力、痉挛、协调性差等运动功能障碍。制动或废用的肌肉,其生理结构和性质发生变化会进一步影响和降低运动功能。骨骼肌纤维减少以及肌肉内胶原结缔组织积累导致关节或软组织挛缩以及关节活动受限,特别是胫前肌力弱及腓肠肌挛缩导致踝关节背屈受限,从而影响患者各种功能活动能力,如转移、站起、行走等。

在研究脑卒中患者内侧腓肠肌特性中,超声技术无论是测试者内还是测试者间均有良好的信度<sup>[7]</sup>。针对脑卒中患者腓肠肌的力学性能改变导致踝关节严重的挛缩研究显示,慢性脑卒中患者患侧的内侧腓肠肌羽状角、肌纤维长度和肌肉厚度比正常人更小<sup>[26-27]</sup>。

超声弹性成像和肌骨超声配合应用能够提供肌肉硬度的信息。在研究脑卒中患者肌肉弹性时发现,患侧剪切波速度和EI值均相对健侧增加,患侧剪切波速度可比健侧快2—3倍。这一结果表明脑卒中后其肌肉性质发生改变并导致硬度增加<sup>[28]</sup>。健侧和患侧肌肉剪切波速度的差异与EI值、脑卒中时间和Fugl-Meyer得分有显著相关性。

已有大量研究表明,训练可以改变肌肉形态。Liu等<sup>[11]</sup>对亚急性脑卒中患者(<3个月)进行减重步行训练。结果显示,患侧肌纤维长度与健侧和健康组比较显著变短。训练后,患侧肌纤维长度较训练前显著增加。除此之外,10米步行速度、Fugl-Meyer量表得分及患侧跖屈肌力量在训练后显著增加,改良Ashworth评分下降。由此可见,早期的康复训练能够使肌肉发生形态学变化,羽状角增大、肌肉厚度和纤维长度增加,促进肌肉力量增加和运动功能的改善,减重步行训练对早期脑卒中患者康复具有促进作用。宋春红等<sup>[29]</sup>对脑卒中患者进行康复机器人训练并用超声评估效果,发现患者患侧内侧腓肠肌在静息和最大收缩状态下纤维长度均有显著增加,但羽状角和肌肉厚度在训练前后变化不显著。

##### 4.2 肌骨超声评估腓肠肌在脑瘫患儿中的应用

脑瘫(cerebral palsy, CP)患儿常因中枢神经损伤而导致运动功能障碍,力弱、挛缩、痉挛亦是临床多见。随着病情进展,肌肉结构的退变加重、肌肉力量下降明显、肌张力增高、主动活动控制更差,都是脑瘫患儿的常见问题。

与正常同龄儿童对比,脑瘫患儿内侧腓肠肌纤维缩短,肌肉横截面积减小,肌腱延长<sup>[30]</sup>。Lee等<sup>[24]</sup>用弹性超声检查脑瘫患儿双侧内侧腓肠肌,在受疾病影响更大、痉挛更明显的一侧其剪切波速度更快,并且在踝关节从跖屈到背屈的过程中都有所增加,提示脑瘫患儿肌肉性质发生了改变。通

过对内侧腓肠肌肌肉活检进一步发现,脑瘫患儿痉挛侧腓肠肌内胶原蛋白有所增加,蛋白中主要包含细胞外基质,这种异常的细胞外基质积累显示了肌肉纤维化的病理特征<sup>[31]</sup>。另一项对痉挛型脑瘫患儿步态的研究发现,与正常儿童相比,患儿在单腿支撑相时腓肠肌肌腹长度明显增加,并推测步行过程中腓肠肌过度拉长可能会导致肌肉损伤<sup>[32]</sup>。

Matthias等<sup>[33]</sup>发现脑瘫患儿的蹲伏步态与内侧腓肠肌肌纤维缩短有关,与正常儿童相比,脑瘫患儿在行走中肌纤维长度缩短更显著。对脑瘫患儿采用三种方式进行步行训练,分别是平面行走、上坡、反向下坡。使用超声动态观察腓肠肌在三种步行训练中的变化。上坡步行训练能够促进内侧腓肠肌肌束的向心收缩和胫骨前肌的离心收缩,有利于增加前进动力和抬足动作;下坡步行时,患儿内侧腓肠肌能通过更好的离心收缩来体现制动和减速功能。盖洁等<sup>[34]</sup>在对患者进行痉挛肌减压治疗联合康复功能训练后,发现腓肠肌厚度增加,步态也相应改善。有证据表明反复训练能刺激肌小节的生长、增加肌肉功能<sup>[33]</sup>。

肌骨超声能动态评估脑瘫患儿的肌肉功能,与其他康复评定方法,如临床常用的运动功能评定量表一起应用,能够更加全面。已有学者运用肌骨超声评估了患儿腓肠肌在矫形术后和肉毒素注射后的形态变化<sup>[35-36]</sup>,发现术后内侧腓肠肌长度增加了5%—12%,肉毒素注射后肌肉长度增加,步态也有相应改善。肌骨超声作为识别脑瘫患儿肌肉的挛缩现状和评估干预效果如物理疗法、夹板固定、肉毒素注射治疗及矫形手术等的工具有很大的应用潜力。

##### 4.3 肌骨超声评估腓肠肌损伤

腓肠肌内侧头撕裂常发生在足背屈和膝关节完全伸展时肌肉过度牵伸,如用力伸膝和突然提踵,是常见的小腿肌肉损伤,又称“网球腿”。40岁以上其腓肠肌退变速度加快,损伤风险加大,不仅在诸如网球、滑雪和跑步等体育运动中,日常生活活动中也可能造成腓肠肌损伤。损伤后,患者常有腓肠肌内侧头疼痛和下肢无力,有时伴血肿。

腓肠肌损伤可分为拉伤、部分撕裂和完全撕裂。肌骨超声作为检查工具,能推断其损伤程度,还能很好地鉴别诊断腓肠肌损伤与其他疾病,如贝克氏囊肿、深静脉血栓等。健康成年人的内侧头肌纤维和纤维脂肪组织一般呈平行的低回声和强回声,止于肌腱。部分断裂的患者肌纤维局部中断或不连续;完全断裂则为肌纤维连续型完全消失,肌肉近端和远端向中间回缩。腓肠肌内侧头和比目鱼肌间常有积液,此部位异常超声反射信号呈无回声或低回声。因小腿三头肌力量较强,仅腓肠肌内侧头断裂时,肌腹回缩程度较小,肌肉处于静态时分离的两个断端不易观察<sup>[37]</sup>。肌骨超声诊断腓肠肌损伤的优势是在动态进行检查,患者做背屈和跖屈运动时,观察病灶部位的回缩更明显。彩色多普勒超声还

能明确局部出血情况,有研究发现,MRI在诊断小腿三头肌拉伤时较敏感,而诊断撕裂时,超声更敏感<sup>[38]</sup>。

Flecca等<sup>[3]</sup>对33例网球腿患者进行诊断,用超声探头对腓肠肌进行横向和纵向扫查。患者俯卧位,下肢伸展,膝关节微屈(10°—15°),腿由垫子支撑减少小腿三头肌的张力和不适。结果表明24例腓肠肌内侧头部分断裂,9例完全断裂,1例撕裂邻近肌腱联合处,1例有贝克氏囊肿破裂。完全断裂患者中积液程度(6—16mm,平均9.7mm)显著多于部分断裂患者(4—8mm,平均6.8mm)。经各个平面测量,能够推断出损伤程度。并且在6个月后的随访中发现,两块肌肉间的梭形血肿有明显吸收。

腓肠肌损伤后制动会导致肌肉萎缩,患侧羽状角平均减少16%,肌纤维长度平均减少13%<sup>[17]</sup>。临床上,常用超声评估腓肠肌组织修复过程。对腓肠肌损伤患者进行休息、冰敷、非甾体抗炎药治疗,以及物理因子治疗和有条理的康复训练能够改善肌纤维的排列顺序,促进血肿吸收<sup>[39—40]</sup>。

#### 4.4 肌骨超声评估肌肉形态的其他应用

Stephanie等<sup>[41]</sup>采用肌骨超声观察外周动脉疾病时的肌肉形态,研究结果发现行走耐力与腓肠肌的羽状角、最大肌力和疾病严重程度有关,疾病越严重,形态变化越明显。高分辨率的超声能够评估周围神经病变。Marta等<sup>[42]</sup>用超声诊断出6岁足下垂患儿腓神经麻痹,表明超声能够作为神经生理学研究的辅助手段,在诊断和治疗中有重大意义。刘卫勇等<sup>[43]</sup>在研究小儿先天性马蹄内翻足中发现,患儿超声图像中小腿肌肉厚度减小且回声增强。超声还可以用来评估脊髓损伤患者深静脉血栓和异位骨化的发展进程,在研究脊髓损伤患者踝关节挛缩时发现其腓肠肌肌腱硬度增加<sup>[44]</sup>。

肌骨超声能为健康专业人员制定训练计划提供参考依据。合适的力量和体能训练可以增加肌纤维长度、羽状角、肌肉厚度、肌肉横截面积和肌力<sup>[17]</sup>。Marcos等<sup>[45]</sup>用超声研究了股外侧肌和股二头肌在进行力量训练,以及训练前神经肌肉本体感觉促进技术(proprioceptive neuromuscular facilitation, PNF)和被动静态牵伸两种牵伸方法的效果。发现牵拉后会有肌肉形态的瞬时变化,羽状角减小,肌纤维长度增加。目前,用超声评价运动训练的效果常以股四头肌为研究对象,有关腓肠肌的研究还不多见。

全景超声成像技术是指通过超声探头移动过程中获得的图像,利用电脑重建的方法拼接为完整的切面,在测量大肌肉的横截面积中具有很大优势,它能够在一次扫描中得到可靠的肌肉形态学和特性的信息,无论是在平面还是弯曲表面,探头产生的幻影都在5%以内的测量距离<sup>[20]</sup>。超声能够提供肌肉的动态图像,越来越多的研究为了改善测量肌肉参数中需要一帧一帧测量的现状,采用自动测量技术并检验其信效度,以便于更广泛地应用于肌肉形态学和功能分析<sup>[46]</sup>。

## 5 展望

肌骨超声作为一种安全无创、相对廉价并且可行的工具,在测量肌肉形态变化上有很好的信度和效度。目前研究腓肠肌在不同疾病中形态结构的变化常选用个别参数,今后的研究中可将全部参数纳入研究中进行较完整的肌肉形态学研究。也可在研究过程中加入相关主观量表和其他检查手段(如步态分析,徒手肌力测试,改良Ashworth评分等),研究肌肉形态变化与功能障碍的相关性。脑卒中患者可根据恢复时间或张力情况进行分组研究,脑瘫患儿也可根据痉挛型、迟缓型等分类研究。康复治疗师可以通过获取肌肉形态变化观察病程进展和康复疗效,及时调整康复训练的计划。除了在神经系统疾病的患者中可以应用,肌骨超声还可以用于肌肉损伤的诊断,教练员能够通过运动员肌肉变化制定更有针对性的训练计划。肌骨超声评估腓肠肌在康复领域中的应用拥有很大的潜力,能够作为临床上康复医师和理疗师的辅助工具而得到广泛使用。

## 参考文献

- [1] Pillen S, Arts IM, Zwarts MJ. Muscle ultrasound in neuromuscular disorders[J]. Muscle Nerve, 2008,37(6):679—693.
- [2] Chi-Fishman G, Hicks JE, Cintas HM, et al. Ultrasound imaging distinguishes between normal and weak muscle[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004,85(6):980—986.
- [3] Flecca D, Tomei A, Ravazzolo N, et al. US evaluation and diagnosis of rupture of the medial head of the gastrocnemius (tennis leg)[J]. J Ultrasound, 2007,10(4):194—198.
- [4] Turns LJ, Neptune RR, Kautz SA. Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2007, 88(9): 1127—1135.
- [5] Kannas T, Kellis E, Arampatzi F, et al. Medial gastrocnemius architectural properties during isometric contractions in boys and men[J]. Pediatr Exerc Sci, 2010, 22(1):152—164.
- [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] Cho KH, Lee HJ, Lee WH. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging for the medial gastrocnemius muscle in post-stroke patients[J]. Clin Physiol Funct Imaging, 2014,34(1):26—31.
- [8] Bolsterlee B, Gandevia SC, Herbert RD. Ultrasound imaging of the human medial gastrocnemius muscle: how to orient the transducer so that muscle fascicles lie in the image plane[J]. J Biomech, 2016,49(7):1002—1008.
- [9] Karamanidis K, Stafilidis S, DeMonte G, et al. Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2005,15(6):608—616.
- [10] Kinugasa R, Hodgson JA, Edgerton VR, et al. Asymmetric deformation of contracting human gastrocnemius muscle[J]. J Appl Physiol (1985), 2012,112(3):463—470.
- [11] Liu P, Wang Y, Hu H, et al. Change of muscle architecture following body weight support treadmill training for persons after subacute stroke: evidence from ultrasonography[J]. Biomed Res Int, 2014, (2014):270676.

- [12] Zuurbier CJ, Everard AJ, van der Wees P, et al. Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition[J]. *J Biomech*, 1994, 21(4):445—453.
- [13] Kwah LK, Herbert RD, Harvey LA, et al. Passive mechanical properties of gastrocnemius muscles of people with ankle contracture after stroke[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93(7):1185—1190.
- [14] Bolsterlee B, Veeger HE, van der Helm FC, et al. Comparison of measurements of medial gastrocnemius architectural parameters from ultrasound and diffusion tensor images[J]. *J Biomech*, 2015, 48(6):1133—1140.
- [15] Héroux ME, Stubbs PW, Herbert RD. Behavior of human gastrocnemius muscle fascicles during ramped submaximal isometric contractions[J]. *Physiol Rep*, 2016, 4(17):1—10.
- [16] Muhl ZF. Active length-tension relation and the effect of muscle pennation on fiber lengthening[J]. *J Morphol*, 1982, 173(3):285—292.
- [17] Bleakney R, Maffulli N. Ultrasound changes to intramuscular architecture of the quadriceps following intramedullary nailing[J]. *J Sports Med Phys Fitness*, 2002, 42(1):120—125.
- [18] Lidstone DE, van Werkhoven H, Stewart JA, et al. Medial gastrocnemius muscle-tendon interaction and architecture change during exhaustive hopping exercise[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2016, 30(1):89—97.
- [19] Tok F, Ozçakar L, Safaz I, et al. Effects of botulinum toxin-A on the muscle architecture of stroke patients: the first ultrasonographic study[J]. *J Rehabil Med*, 2011, 43(11):1016—1019.
- [20] Rosenberg JG, Ryan ED, Sobolewski EJ, et al. Reliability of panoramic ultrasound imaging to simultaneously examine muscle size and quality of the medial gastrocnemius[J]. *Muscle Nerve*, 2014, 49(5):736—740.
- [21] Brorsson S, Hilliges M, Sollerman C, et al. A six-week hand exercise programme improves strength and hand function in patients with rheumatoid arthritis[J]. *J Rehabil Med*, 2009, 41(5):338—342.
- [22] Verhulst FV, Leeuwesteijn AE, Louwerens JW, et al. Quantitative ultrasound of lower leg and foot muscles: feasibility and reference values[J]. *Foot Ankle Surg*, 2011, 17(3):145—149.
- [23] Berenpas F, Martens AM, Weerdesteyn V, et al. Bilateral changes in muscle architecture of physically active people with chronic stroke: A quantitative muscle ultrasound study[J]. *Clin Neurophysiol*, 2017, 128(1):115—122.
- [24] Lee SS, Gaebler-Spira D, Zhang LQ, et al. Use of shear wave ultrasound elastography to quantify muscle properties in cerebral palsy[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, 31(1):20—28.
- [25] Kesikburun S, Yaşar E, Adıgüzel E, et al. Assessment of spasticity with sonoelastography following stroke: a feasibility study[J]. *Pm & R*, 2015, 7(12):1254—1260.
- [26] Gao F, Grant TH, Roth EJ, et al. Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90(5):819—826.
- [27] Manal K, Roberts DP, Buchanan TS. Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb[J]. *J Appl Biomech*, 2006, 22(4):255—263.
- [28] Lee SS, Spear S, Rymer WZ. Quantifying changes in material properties of stroke-impaired muscle[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(3):269—275.
- [29] 宋春红, 扈慧静, 张玉霞. 康复机器人训练对脑卒中下肢肌肉结构形态影响的超声研究[J]. *实用医技杂志*, 2016, 23(2):117—120.
- [30] Gao F, Zhao H, Gaebler-Spira D, et al. In vivo evaluations of morphologic changes of gastrocnemius muscle fascicles and achilles tendon in children with cerebral palsy[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2011, 90(5):364—371.
- [31] Lieber R L, Steinman S, Barash I A, et al. Structural and functional changes in spastic skeletal muscle[J]. *Muscle & Nerve*, 2004, 29(5):615—627.
- [32] Kalsi G, Fry NR, Shortland AP. Gastrocnemius muscle-tendon interaction during walking in typically-developing adults and children, and in children with spastic cerebral palsy[J]. *J Biomech*, 2016, 49(14):3194—3199.
- [33] Hösl M, Böhm H, Arampatzis A, et al. Contractile behavior of the medial gastrocnemius in children with bilateral spastic cerebral palsy during forward, uphill and backward-downhill gait[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, 36(1):32—39.
- [34] 盖洁, 李晓捷. B超测量小腿三头肌厚度对痉挛型双瘫脑瘫患儿的康复评价[J]. *中国伤残医学*, 2012, 20(6):94—96.
- [35] Fry NR, Gough M, McNee AE, et al. Changes in the volume and length of the medial gastrocnemius after surgical recession in children with spastic diplegic cerebral palsy[J]. *J Pediatr Orthop*, 2007, 27(7):769—774.
- [36] Bang MS, Chung SG, Kim SB, et al. Change of dynamic gastrocnemius and soleus muscle length after block of spastic calf muscle in cerebral palsy[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2002, 31(10):760—764.
- [37] 杨先康, 罗春霞. 彩色多普勒超声诊断网球腿的价值[J]. *云南医药*, 2013, 34(5):414—415.
- [38] 吴俊华, 张德洲, 陈君蓉, 等. 磁共振成像与超声检查在网球腿诊断中的价值对比研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2016, 35(2):169—172.
- [39] Bianchi S, Martinoli C, Abdelwahab IF, et al. Sonographic evaluation of tears of the gastrocnemius medial head ("tennis leg")[J]. *J Ultrasound Med*, 1998, 17(3):157—162.
- [40] Nsitem V. Diagnosis and rehabilitation of gastrocnemius muscle tear: a case report[J]. *J Can Chiropr Assoc*, 2013, 57(4):327—333.
- [41] King SL, Vanicek N, O'Brien TD. Gastrocnemius muscle architecture and achilles tendon properties influence walking distance in claudicants with peripheral arterial disease[J]. *Muscle Nerve*, 2016, 53(5):733—741.
- [42] Lucchetta M, Liotta GA, Briani C, et al. Ultrasound diagnosis of peroneal nerve variant in a child with compressive mononeuropathy[J]. *J Pediatr Surg*, 2011, 46(2):405—407.
- [43] 刘卫勇, 陈亚青, 赵黎, 等. 小儿先天性马蹄内翻足小腿肌肉超声改变[J]. *中华医学超声杂志*, 2010, 7(6):982—990.
- [44] Diong JH, Herbert RD, Harvey LA, et al. Passive mechanical properties of the gastrocnemius after spinal cord injury[J]. *Muscle Nerve*, 2012, 46(2):237—245.
- [45] Sá MA, Matta TT, Carneiro SP, et al. Acute effects of different methods of stretching and specific warm-ups on muscle architecture and strength performance[J]. *J Strength Cond Res*, 2016, 30(8):2324—2329.
- [46] Zhou GQ, Chan P, Zheng YP. Automatic measurement of pennation angle and fascicle length of gastrocnemius muscles using real-time ultrasound imaging[J]. *Ultrasonics*, 2015, 57(1):72—83.