

·综述·

肌肉结构参数模型在中枢神经系统所致肌张力异常评价中的作用和分析

张 京¹ 肖 娟² 杨远滨^{2,3}

中枢神经系统疾病导致上运动神经元损伤所产生的肌张力异常是影响患者远期预后和康复治疗效果的重要因素。肌张力异常不仅造成患者运动模式的异常,也造成独立自理能力和社会适应能力的下降。在肌张力的评定方法中,国内外常应用改良 Ashworth 分级量表等评定方法。这些方法虽然应用简便快捷,但存在着受主观因素影响大、量化精度不足等缺点,不能够完全准确地对肌张力的异常做出识别和诊断。本文从临床肌肉超声检查入手,利用肌纤维结构参数模型的分析对肌张力的测量进行探讨,并进一步讨论肌结构参数在肌张力评价中的作用。

1 肌张力形成的机制和分类的研究

关于肌张力机制的研究一直为生物力学和神经生理学所关注的热点领域。肌肉的主动收缩产生的肌力与肌肉的激活状态有关,这一理论研究因神经生理学的基础很早便已系统成熟。而对于肌肉紧张形成的肌张力因为机制复杂且受多种因素影响,相关研究则经历了逐渐发展完善的过程。从最初认为肌张力与肌肉的牵张反射有关,到提出肌张力受肌纤维分子的粘滞弹性、脊髓低级中枢及大脑高级中枢的共同影响,发展至提出肌张力的异常与大脑皮质脑区的异常激活相联系,逐步对肌张力的产生和调控有了更加深入和成熟的认识^[1-8]。

根据产生的机制不同,肌纤维的张力可分为以下三类:静息无收缩状态下的肌张力、收缩状态下的肌张力及病理性肌张力^[4-5]。静息无收缩状态下的肌张力为完全松弛无主动收缩状态下的肌纤维被缓慢轻度牵张后所产生的拮抗阻力矩。通常牵张速度 $<10^{\circ}/s$ 、牵张力矩 $<1\%$ 最大自主收缩可诱发,无明显速度依赖性。收缩状态下的肌张力为肌纤维被快速中重度牵张后诱发肌肉主动收缩所产生的拮抗阻力矩。牵张速度在 $60^{\circ}/s$ — $500^{\circ}/s$ 范围内、牵张力矩 $>30\%$ 最大自主收缩可诱发,有较强的速度依赖性。病理性张力是由于肌源性损害导致肌纤维变性挛缩所产生的肌纤维紧张。由于肌张力产生的机制各不相同,静息松弛状态下肌张力和收缩状态下肌张力测量方法也不相同,生物力学分析研究显示二者

在相同测量条件下测量的结果也无相关性^[9]。

2 肌张力异常时肌纤维结构和功能的改变

卒中后的运动功能障碍除肌力下降外,最显著的变化就是肌张力的异常。由于肌张力增高,肌纤维的轴向力矩在力学分析中对肌纤维侧壁和肌束走行两方向的分解力矩也会发生变化,因此利用肌肉超声的探头可以观察到力学改变后肌束结构发生的相应变化。Abellana^[10]利用腓肠肌模型首先发现在肌肉紧张状态下肌肉形状发生改变,利用最大自主收缩时的肌紧张状态与肌肉完全放松状态的参数进行比较,肌束夹角弧度下降 $(24.7\pm 2.4)^{\circ}$,肌纤维长度缩短 $(21.6\pm 1.6)\%$ 。Klimstra^[11]利用胫前肌模型进一步发现不仅肌束夹角、肌纤维长度的数值会随着肌肉紧张程度的增高而发生变化,而且肌肉厚度也增加了 $(13.6\pm 1.0)\%$,并同时发现关节在三个维度各个屈曲角度中都存在上述变化,其规律具有同质性,因此提出可以应用影像图形的参数来评估和测量肌纤维的紧张度。分子生物学和神经生理学的研究表明肌紧张时肌肉上述结构的变化主要是由于肌纤维结构蛋白的改变导致的,I类肌纤维的比例逐渐增加导致肌肉类型由慢速收缩型肌纤维向快速收缩型肌纤维的转变和重塑,在此过程中肌张力逐渐增加,在牵张压力感受器的作用下,经过 γ 神经环路的脊髓前角神经传出纤维兴奋了束膜的终板感受器,使束膜向肌束中心轴线收缩并被拉长,导致肌腱单位(muscle-tendon unit, MTU)构型发生改变^[12]。正是由于肌肉在肌张力异常所致的力学改变后发生了重新塑形的变化,而且反映在上述测量的三项数值方面,从而据此可以对肌张力的变化进行关联性分析。

3 肌张力的评定方法

3.1 肌张力的半定量和定量评定方法

关于肌张力的半定量评定方法在临床上应用十分普遍,包括改良 Ashworth 分级量表、Penn 量表、Tardieu 量表等。这些量表都是对肌张力半量化的检查方法,可作为临床肌张力异常的初步筛查手段。但上述量表也有相应的不足,如受

DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2015.04.026

1 首都医科大学附属北京世纪坛医院神经内科,北京,100038; 2 首都医科大学宣武医院康复医学科; 3 通讯作者
作者简介:张京,男,主治医师; 收稿日期:2014-01-07

检查者主观因素影响较大、精确度尚不理想、不能完全满足临床抗痉挛治疗后准确量化地评定肌张力细微变化的需要。

关于定量评价肌张力的方法,有直接测量法和间接测量法。直接测量法为肌肉表面压力测量法,即通过肌肉表面压力感受器感受激光束扫描后密度的变化使之转化为可视光信号图像从而测量肌纤维紧张度的方法^[13-14]。间接测量法有等速肌力测量法和超声肌肉测量法。等速肌力测量法主要通过测定阻峰力矩(peak torch, PT)和阻峰力矩/体重(peak torch/body weight, PT/BW)两项参数来与肌张力的大小做关联性分析^[15]。超声肌肉测量法主要通过对超声探头采集的肌肉影像学图像进行数据测量分析,通过对肌肉结构参数的变化与肌张力的大小进行关联性分析,间接测定肌张力。因为超声检查在国内已作为普遍开展的常规检查方法,且对测试空间、受试者身体条件无特殊要求,故有较强的应用价值和开展前景。

3.2 肌肉超声测量法的指标参数

对于超声肌肉测量法评价肌肉结构功能最有关联性的参数,国际上采用待测肌肉的羽状角(pennation angle, PA)、肌纤维长度(fascicle length, FL)、肌纤维厚度(muscle thickness, MT)和肌肉生理截面积(physiologic cross-section area, PCSA)作为肌肉结构参数(muscle architecture parameter, MAP)来观察。PA为超声影像中测量羽状肌肌腱起点发出的肌纤维走向与肌肉轴线的夹角。力学构成为肌纤维走行方向上的力矩与肌肉轴线力矩间的角度^[16]。FL为超声影像中测量羽状肌肌腱起点到终点之间的距离。它和羽状角 α 与肌纤维厚度MT的关系为 $FL=MT/\sin(\alpha)$ ^[17]。MT为超声影像中测量浅层肌束膜到深层骨膜间的垂直距离。PCSA为肌纤维在生理放松状态下肌腹横截面积的最大值。其与上述参数的关系为 $PCSA=V\cos(\alpha)/FL=V\cos(\alpha)\sin(\alpha)/MT$,可以看出PCSA与肌肉体积(V)羽状角(α)和肌纤维厚度(MT)有关联。

4 肌肉超声测量的参数模型分析

4.1 肌肉超声测量与肌纤维力学的关联性

由于肌肉超声检查所测量的结构参数都与肌肉力学密切相关,因此肌纤维张力异常时上述参数数值也会发生相应的改变。通过在超声检查中获得的影像图形,可以准确测量和计算结构参数的数值,并与临床肌张力的观察结果进行关联性分析。根据肌张力的分类,其研究模型也可分为肌肉收缩状态下的张力数学模型、肌肉无收缩状态下的张力数学模型和二者的总和。

4.2 收缩状态下肌张力二元参数非线性数学模型

关于肌肉主动收缩力与肌肉结构参数的数学模型国外已有很多文献研究,其主要考察的是变量PCSA的变化。而

对于肌张力与结构参数的数学模型尚处于研究中,主要认为是多元非线性变化的函数关系。肌肉收缩状态下的肌张力为被快速牵拉后所引发的脊髓牵张反射亢进所导致,机理为中枢神经系统的激活和调控特征,表现为肌纤维的主动收缩特点。Kaufman^[18]研究认为牵张力矩为二元非线性变化函数模型理论,并提出肌纤维张力 F_A 的数学模型公式为: $F_A(\epsilon, ia) = \exp(-((\epsilon+1)^{0.96343(1-1/ia)} - 1/0.35327(1-ia))^2)$ 。其中 ϵ 为肌纤维长度的变化率 $= (l-l_0)/l_0$ (l 为肌纤维紧张时长度, l_0 为其初长度,取健侧肢体同名肌肉对照测量), ia 为肌纤维结构指数在肌纤维发生病理性改变时发生变化。Chang等^[19]进一步应用肱二头肌对此模型进行验证,发现肱二头肌紧张时应用上述函数模型在不同肌纤维长度变化率(ϵ)下所计算的肌牵张力矩(F_A)与相对应的等速肌力测试仪CYBEX不同屈曲角度下的阻力矩峰值(PT)无显著差异,证明此模型理论的正确性。这就提示对于如上肢肱二头肌这类羽状角和肌纤维厚度变化不大的肌肉可以借助超声肌肉检查对肌纤维长度的变化率进行测量,再通过数学变换与肌张力的大小实现关联性分析。如与改良Ashworth分级量表结果进行秩相关系数分析,与CYBEX中的PT、PT/BW进行关联系数分析,从而间接对肌张力进行测量。

4.3 无收缩静息状态下肌张力二元参数非线性数学模型

肌肉无收缩状态下的肌张力为肌纤维在静息状态下肌纤维分子的粘弹性增高所致,机理为肌纤维分子水平基础上的蛋白黏滞聚集特征,表现为静息放松状态下的肌纤维被缓慢牵拉后被动地产生阻力的特点。根据Kaufman的模型理论,其牵张力矩仍为二元非线性函数模型,即肌纤维张力 F_P 的数学模型公式为: $F_P(\epsilon, ia) = 0.0195 \times \exp((2.933 + 4.911/ia)\epsilon)$ 。其 ia 和 ϵ 的代表含义同前述。因此可利用此模型在肌肉超声检查中准确测量肌纤维的变化率,再进行数学变换与肌张力的大小进行关联性分析,如前所述与改良Ashworth分级量表结果和CYBEX中的PT、PT/BW进行关联系数分析,进行间接测量。

4.4 总体肌张力多元参数非线性数学模型

肌肉的总体张力由肌纤维的主动牵张收缩和被动黏弹性回缩构成,即收缩态肌张力和无收缩静息态肌张力两部分构成。在肌肉张力的测量中不仅要考虑肱二头肌这类的特殊羽状肌模型,还要考虑其他肌群受多参数影响的混杂模型从而使其测量具有普遍意义。Woittiez^[20]在Kaufman二元模型的基础上进一步研究提出了总肌纤维张力的多元混杂模型,把其他肌肉结构参数的影响也考虑进来,即总体肌张力 ΣF 为: $\Sigma F = (\kappa \times F_A(\epsilon, ia) + F_P(\epsilon, ia)) \times PCSA \times \sigma$ 。其中常量 κ 为肌纤维神经肌肉活化指数, σ 为外在牵张力矩,二者皆在研究中设为固定常量。根据生理截面积(PCSA)与羽状角(α)、肌纤维厚度(MT)的关系,可进一步得到总肌纤维张力与多结构参

数关系的数学模型: $\Sigma F(\epsilon, \alpha, MT) = (\kappa \times F_A(\epsilon, \alpha) + F_P(\epsilon, \alpha)) \times V \cos(\alpha) \sin(\alpha) / MT$ 。其中 $F_A(\epsilon, \alpha) = \exp(-((\epsilon + 1)^{0.96343(1-1/\alpha)} - 1) / 0.35327(1 - \alpha)^2)$, $F_P(\epsilon, \alpha) = 0.0195 \times \exp((2.933 + 4.911/\alpha)\epsilon)$, $\epsilon = (l - l_0) / l_0$ 。可以看出总肌纤维张力(ΣF)的变化是与肌纤维长度变化率(ϵ)、羽状角(α)和肌纤维厚度(MT)多参数有关的多元非线性变化数学模型。此模型提示可以对不同紧张度的肌纤维通过超声肌肉测量所得结构参数及变化趋势进行统计,并与肌纤维力学分析的数值结果进行关联性分析,从而得到总肌张力的分析结果。

4.5 超声肌肉图像的进一步数字分析处理

对于肌肉超声检查在获得肌肉结构参数的基础上可进一步对结果进行后期数字图像分析处理。由于不同肌肉硬度呈现为不同颜色的区域图像,通过分析其颜色比例和色阶灰度系数,可对不同复杂颜色构成的超声肌肉测量图像进行分析计算^[21]。因图像分析结果反映了肌肉总体肌张力的程度和变化,从而在获得肌结构参数数据的基础上综合图像色彩分析结果可更加准确客观地判定肌痉挛的程度,预测肌张力变化的趋势^[22-23]。综合肌肉超声结构参数的测量和超声图像的综合分析处理两方面检测方法,能够更加精确地对肌张力的程度进行判定,减少单一方法带来的偏差,使测量结果的信度效度更加理想。在临床研究中具有潜在的应用价值,从而更好地指导临床抗痉挛治疗。

5 肌肉结构参数模型的临床应用

5.1 与等速肌力测试参数进行关联性分析

等速测试结果已证实与肌张力的大小有较强的关联性,因此可以将肌肉超声检查的各项参数结果与等速测试的力学指标进行对比分析。应用Cybex、Biodex、Kincom等装置测量的参数,如PT、PT/BW、特定角度力矩(torque of special angle, TSA)(如0°、30°、60°、90°)与肌张力关联较强,可作为观察对比的指标加以分析。两测量方法均选用相同的关节运动角速度在相同关节角度下测量两系统的观察参数,加以关联分析。Pisano的肌纤维实验证实静息松弛状态的肌张力在关节被动运动角速度<10°/s范围内测量,收缩状态的肌张力在关节被动运动角速度60°/s—500°/s范围内测量,总肌张力在关节被动运动角速度>500°/s范围内测量有最佳的关联性^[24]。

5.2 与半定量分级量表进行关联性分析

临床关于肌张力的等级评定量表如改良Ashworth分级量表、Penn量表、Tardieu量表等,均在临床上有广泛的应用。已有肌纤维力学分析研究把肌纤维在不同测定条件下代表上述三种肌张力的三种阻力矩与改良Ashworth分级量表进行关联性分析,并取得满意的结果^[25]。因此可应用超声肌肉检查的参数通过相关性分析与上述量表的评定结果

进行关联比较。

5.3 与肌强直指数进行关联性分析

肌强直指数(stiffness index, SI)是肌纤维以不同角度被动运动时在特定关节角度的肌纤维阻力矩值(单位au, 1au=10³Nm/deg),可分为体现静态肌张力的固有强直指数(intrinsic stiffness index, ISI)和总肌张力的总强直指数(total stiffness index, TSI),上述测量参数可利用力矩分析仪测得,并较好地反映了肌紧张程度的大小^[26]。应用超声肌肉检查的参数结果与上述指数进行关联性分析研究,也可很好地反映肌张力的变化趋势和对应关系。

5.4 为评价抗痉挛治疗的效果提供了新的客观检测指标

对于已进入痉挛阶段的患者接受抗痉挛治疗后通常缺乏客观准确的检测指标,以评价痉挛改善的程度。常用的主观评价方法受个人差异和个人经验因素的影响无法做到统一量化。虽然肌肉核磁共振也可以对肌纤维进行观察,但因设备场地要求高、检查时间较长、费用相对较高,故作为常规的外周肌肉检查手段有一定难度。应用以肌肉超声检查技术为基础的肌肉结构参数数学模型,提供了一种简便的外周肌肉检查手段,可以对治疗前后的测量参数进行前后对比,从而客观地观察肌肉张力的变化趋势和改善程度,对后续的临床治疗起到指导作用,据此更好地制定抗痉挛治疗方案。

6 小结

肌肉结构参数模型为临床肌张力的客观评价提供了一种新的研究切入点。利用超声影像学测量技术可直观准确地观察肌纤维的结构并计算各结构参数的大小,进而对超声影像的图形进行分析由此获得数字量化的结果。利用无创、简便快捷的超声肌肉检查,并在此基础上综合肌电测量、等速肌力测量等其他检查方法,为肌张力的评价提供了一种新的研究手段。

参考文献

- [1] Walsh EG. The measurement of muscle tone[J]. Paraplegia, 1992, 30(7):507—508.
- [2] Simons DG, Mense S. Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain[J]. Pain, 1998, 75(1):1—17.
- [3] Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness[J]. Journal of Physiology, 2007, 584(Pt 2):661—675.
- [4] Masi AT, Hannon JC. Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern conception[J]. Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2008, 12(4):320—332.
- [5] Masi AT, Nair K, Evans T, et al. Clinical, biomechanical, and physiological translational interpretation of human resting myofascial tone or tension[J]. International Journal of Therapy Massage Bodywork, 2010, 3(4):16—28.
- [6] Ramot M, Wilf M, Goldberg H, et al. Coupling between spontaneous (resting state) fMRI fluctuations and human ocu-

- lo-motor activity[J]. *NeuroImage*, 2011, 58(1):213—225.
- [7] Picelli A, Bonetti P, Fontana C, et al. Is spastic muscle echo intensity related to the response to botulinum toxin type A in patients with stroke? A cohort study[J]. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 2012, 93(7): 1253—1258.
- [8] Kanovsky P, Hlustik P, Opavsky R, et al. Treatment-induced change of cortical activation: fMRI evidence of the central effect of botulinum toxin A in idiopathic dystonia and post-stroke spasticity[J]. *Toxicon*, 2013, 68(15):79.
- [9] Hunter DG, Spriggs J. Investigation into the relationship between the passive flexibility and active stiffness of the ankle plantar-flexor muscles[J]. *Clinical Biomechanics*, 2000, 15(8):600—606.
- [10] Abellana S, Guissard N, Duchateau J. Relation entre les modifications de l'architecture musculo-tendineuse et le développement de la tension pendant l'étirement passif du triceps sural[J]. *Kinesither Rev*, 2006, 6(53):29—33.
- [11] Klimstra M, Dowling J, Durkin JL, et al. The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007, 17(4):504—514.
- [12] Nordez A, Guével A, Casari P, et al. Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19(3):484—491.
- [13] Horikawa M, Ebihara S, Sakai F, et al. Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissue[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1993, 31(6): 623—627.
- [14] 徐军,李捷,马建军.帕金森病和脑血管病恢复期患者肌肉硬度的定量测量方法[J].*中国康复医学杂志*, 1999, 14(1):16—18.
- [15] 宋凡,张峰,朱玉连,等.等速测试指标与改良 Ashworth 法用于评定肌痉挛的相关性研究[J].*中国康复医学杂志*, 2008, 23(7): 615—617.
- [16] Rutherford OM, Jones DA. Measurement of fiber pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo[J]. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1992, 65(5):433—437.
- [17] Austin N, Nilwik R, Herzog W. In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling[J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(12): 2394—1399.
- [18] Kaufman KR, An KN, Chao EY. Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship[J]. *Journal of Biomechanics*, 1989, 22(8—9):943—948.
- [19] Chang YW, Su FC, Wu HW, et al. Optimal length of muscle contraction[J]. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14(8):537—542.
- [20] Woittiez RD, Huijing PA, Boom HB, et al. A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles[J]. *Journal of Morphology*, 1984, 182(1):95—113.
- [21] Konofagou E, Thierman J, Hynynen K. The use of ultrasound-stimulated acoustic emission in the monitoring of modulus changes with temperature[J]. *Ultrasound*, 2003, 41(5):337—345.
- [22] Debernard L, Robert L, Charleux F, et al. Characterization of muscle architecture in children and adults using magnetic resonance elastography and ultrasound techniques[J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(3):397—401.
- [23] Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, et al. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(6):978—984.
- [24] Pisano F, Miscio G, Colombo R, et al. Quantitative evaluation of normal muscle tone[J]. *Journal of the Neurological Science*, 1996, 135(2):168—172.
- [25] Rydahl SJ, Brouwer BJ. Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements[J]. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004, 85(10):1631—1637.
- [26] Lorentzen J, Grey MJ, Geertsens SS, et al. Assessment of a portable device for the quantitative measurement of ankle joint stiffness in spastic individuals[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2012, 123(7):1371—1382.

· 综述 ·

重症监护病房早期康复治疗的研究进展

潘鹏飞¹ 石卫华^{1,2}

随着重症医学的迅速发展,重症监护病房(intensive care unit, ICU)内重症患者的病死率显著下降,生存患者的功能状态和生存质量开始成为了关注的焦点。危重疾病常出现严重的肌无力、心理及认知功能障碍等后遗症^[1],对患者近期及远期预后产生极大的影响。通常认为生命体征相对不稳定的重症患者只有转出ICU后才能进行康复治疗。近年来的研

究证实了ICU早期康复治疗的安全性、可行性和有效性。应对ICU患者进行评估并及早开始康复治疗^[2]。现就危重病的常见后遗症及ICU内早期康复治疗的研究进展做一综述。

1 危重病常见的后遗症

1.1 ICU获得性肌无力

DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2015.04.027

1 重庆三峡中心医院,重庆,404100; 2 通讯作者

作者简介:潘鹏飞,男,主治医师; 收稿日期:2014-02-20