

·综述·

定量超声技术在肌力评定中的应用

张元鸣飞¹ 吴同绚¹ 周谋望^{1,2} 蒋 洁¹

肌力是指骨骼肌随意收缩时产生的最大力量。在肌肉收缩初长一定的情况下,肌力的大小与肌肉的生理横断面及运动单位的兴奋和募集的数量相关。生理横断面越大,肌纤维的数量越多,肌肉收缩产生的力量也越大^[1];神经系统兴奋和募集的运动单位越多,肌力越大^[2]。

肌力评定广泛应用于神经系统疾病和骨关节疾病的康复评定,可为制定康复计划及评价康复训练效果提供依据。目前最常用的评定方法有徒手肌力检查、等长肌力检查(握力计、拉力计等)、等张肌力检查(哑铃、沙袋等)、等速肌力评定、表面肌电、针电极肌电图等。然而,临床上最常用的徒手肌力测试为半定量的方法,且存在解剖定位不准的缺陷;等长、等张肌力测试可检查的肌肉数量少,且难以检查肌力小于Ⅳ级的肌肉;等速肌力测试同样存在可检查的肌肉数量少和难以检查肌力小于Ⅳ级的肌肉的局限,且仪器价格昂贵,不利于临床开展;肌电图更适合于同一患者肌力在治疗前后的比较,绝对值意义不大,且针电极肌电图有创,检查给患者造成很大痛苦,表面肌电图也同样存在解剖定位不准的缺点。综上,临床上亟待一种评定方法弥补以上缺陷,综合应用于肌力评定当中。

超声成像是一种实时、无创、无辐射、便捷、廉价,解剖定位精准,应用广泛的检查方法。上世纪90年代,有研究者开始运用超声成像定量评估部分肌肉的功能状态,并把结果应用在生物力学研究当中^[3]。Zheng等^[4]在2006年首次提出肌声图学(sonomyography, SMG)的概念,利用超声成像记录肌肉收缩和松弛时的信号或图像,分析得到结构参数随时间变化的信号。近十年来的研究表明,定量超声作为一种逐步成熟的检查方法,在肌力评定中有良好的运用前景。现分别从肌肉厚度及横断面积、回声强度、能量超声等角度加以叙述。

1 肌肉厚度及横断面积

定量超声评价肌肉横断面积与肌肉力量的关系有明显的优势。有许多研究证实,肌肉横断面积越大,肌肉力量就越大^[5-7]。早在1968年,运用超声成像方法已经证实以下结论^[8]:不管年龄差别和训练与否,每单位肌肉横断面积产生的

力量几乎相同。Abe等^[9]通过运用定量超声技术的队列研究发现,在日本老年人当中,前臂尺侧肌肉厚度与握力呈显著正相关,并且对于预测老年人的骨骼肌总量有一定指示意义。其在2016年发表的研究中进一步表明,若用握力与前臂前群肌肉厚度的比值表示肌肉质量,老年人握力的下降主要与肌肉质量下降相关,在70岁之后尤其明显^[10]。

香港大学、香港科技大学、中国科技大学、深圳大学等的生物医学工程团队近年来致力于肌电图学和肌声图学在肌力评定方面的比较。他们分别关注于前臂肌肉动态监测^[11]、腕部伸肌^[12]、驱动式手部义肢控制^[13]、股直肌等长收缩^[14]、腕关节角度和相关肌力^[15]、驱动式上肢义肢控制^[16]、健康受试者和截瘫患者的胫前肌肌力^[17-18]等研究方向,均认为,与较为成熟的肌电图学相比,肌声图学中肌肉收缩时横断面积变化的振幅等相关参数与之呈良好的线性关系,肌肉横断面积及其变化对疾病的预后和义肢控制能力有理想的预测作用。

2 平均回声强度

随着年龄的增加或患有某些神经肌肉疾病时,肌肉的质量会下降。例如老年人^[19]或肌萎缩性脊髓侧索硬化症^[20]、马凡综合征^[21]、Ehlers-Danlos综合征^[22]等患者的肌肉被脂肪或纤维组织浸润,肌肉横断面积不能正确反映肌纤维数量,但其平均回声强度会增加。Fukumoto Y等^[23]研究发现,测量从51—87岁的92例女性股四头肌计算机辅助灰度分析即平均回声强度,与其等长收缩肌力对比发现,平均回声强度独立于年龄和肌肉厚度,与肌力呈显著相关,并且与肌肉厚度、体脂和体质指数BMI无明显关系。Bickerstaffe等^[24]研究发现,小儿麻痹症患者与健康对照相比,其股四头肌回声强度明显增加,同时横断面积显著下降,并且二者分别与肌力相关。二者相乘后的指数与肌力有更加明显的相关性。

3 能量多普勒超声参数

肌肉被募集与否难以直接在超声成像下显示。然而,众多研究已作出阐释,肌肉收缩后其毛细血管中腺苷和一磷酸腺苷等物质增加,作用于毛细血管前括约肌,使肌肉运动性

充血;未被募集的肌肉不会收缩,即其血管不会扩张^[25]。能量多普勒超声对单位面积内红细胞通过的数量及信号振幅大小进行成像,对于显示肌肉内血管直径的变化敏感。Dori A等^[26]研究发现,能量多普勒超声显示的肌肉内红细胞信号在肌肉快速重复收缩后明显增加,并在40—60s后达到平台期,但在肌营养不良患者肌肉中信号增加并不明显。据此,能量多普勒超声对于显示肌肉收缩后血流变化,从而显示肌肉募集程度有良好的应用前景。

4 肌纤维长、羽状角、肌肉硬度等参数

Maganaris^[27]比较了胫骨前肌和比目鱼肌的肌纤维长和肌力,指出肌纤维长和肌力的关系曲线是先上升后进入平台期。肌肉羽状角指肌纤维与肌腱之间所形成的夹角,是肌肉亚部构学研究的一个重要指标。De Monte等^[28]通过对踝关节做循环收缩,腓肠肌肌纤维长和羽状角在循环收缩后比收缩前显著增加,并讨论了热身对于运动的重要性。

已经有很多研究证明肌肉硬度与非疲劳肌肉的主动和被动收缩强度是相关的^[29]。在肌肉等长收缩和被动伸长时,运用印压法、声学弹性成像、磁共振弹性成像、弹性超声等方法,测量在一定频率下的剪切波速可以计算出相应的剪切模量,以此表示出的肌肉硬度可用于肌力评定。Muraki等^[30]在2013年综合运用弹性超声(用肌肉压缩比来描述)和二维超声比较健康受试者股直肌定量超声参数与等长收缩肌力,在男性受试者中,等长收缩肌力与肌肉厚度和压缩比有显著的正相关关系,但二者也存在交互作用。然而在女性受试者中横断面积与肌肉硬度的乘积与肌力相关性尤其显著,并且不与肌肉厚度呈明显关联。目前科学家们正致力于将肌肉硬度与肌力(单位为N)或力矩(单位为Nm)进行有效换算,从而得到更广泛的临床应用。

5 定量超声参数的综合应用

综合以上维度,在略去具体的年龄、性别分层等影响因素下,肌力与肌肉厚度、肌纤维长度、羽状角角度及肌肉硬度呈正相关,与平均回声强度呈负相关,与能量多普勒超声相关参数的关系有待进一步诠释。但以上结论与将定量超声技术运用于肌力评定中尚有差距,于是有研究者进行了以下方面的探索。

Strasser等^[31]综合比较了老年人和年轻人股四头肌的肌肉厚度、羽状角和回声强度与最大自主等长收缩肌力后发现,运用简单回归分析方法,显示无论在老年人还是年轻人中,肌肉的厚度与肌力呈显著相关性;多元回归分析显示,股内侧肌厚度与肌力在老年人中有最好的相关性;这项研究表明,肌肉厚度测量,尤其是肌肉股内侧肌,可能是一个可靠的床旁评定肌力的方法。Selva Raj等^[32]进一步发现股四头肌

厚度是一种重要的独立的伸膝力量的预测因素,而腓肠肌内侧头厚度是重要的独立预测6m快走测试、定时往返测试、台阶测试和垂直跳高度测试的因素,证明不同肌肉的定量超声数据综合运用可与老年人肌力和功能建立联系,并可综合运用于肌力评定、心肺功能评定等多项康复评定当中。

中科院和香港科技大学的团队对结合以上参数评估肌力进行了进一步的探索^[33]。他们设计出一个新的系统包括运动评估、可视化和定量分析解释同步协作运动,运用primal-dual算法,通过超声图像以每秒25帧的速度捕获腓肠肌纵向运动序列,为纵肌运动的规则、肌肉与空间的细节提供了更多的数据。试验在健康受试者和脑卒中患者中进行,为了估计并使运动可视化,每个受试者被要求进行两次跖屈等长收缩。初步结果表明,该可视化方法提供了许多空间和时间上的细节,对定量研究肌肉收缩十分有帮助;卒中患者的健侧和患侧腓肠肌在该系统下同样表现出了不同的运动模式。在随后的研究中^[34],其引入参数背屈跖屈平均运动模式(dorsoventrally averaged motion profile)用以描述超声成像下的可视化小腿三头肌运动,腓肠肌肌力用力矩-时间曲线的斜率表示。在10位健康受试者中,此两个变量呈现显著相关($P<0.01$),说明超声下的肌肉收缩动态结构成像与肌力有明显关系,这为以后超声成像成为肌电图、力矩之外新的一种肌力评定方式提供了可能性。

在不同种类的疾病中,肌肉的定量超声参数有不同维度的表现。例如上文中提到,在老年人或肌萎缩性脊髓侧索硬化症、马凡综合征、Ehlers-Danlos综合征等患者的肌肉质量下降,表现为肌肉被脂肪或纤维组织浸润,肌肉横断面积不能正确反映肌纤维数量,但其平均回声强度会增加。而在脑卒中、脊髓损伤等疾病中,肌肉在肌张力增加时表现为硬瘫。Lee^[35]在2015年的研究中通过对16例脑卒中患者的健患侧肱二头肌的剪切波弹性超声成像和B型超声图像对比发现,患侧剪切波速度和回声强度分别为69.5%和15.5%,明显高于健侧平均水平,并且此差异与两侧的Fugl-Meyer得分相关。Cho等^[36]通过对10例脊髓损伤患者的痉挛的腓肠肌的剪切波速与改良Ashworth评定指标对比发现,痉挛肌肉的波速值显著高于健侧和健康人对照,并且与痉挛等级相关。Qiu^[37]研究中试图阐释神经肌肉电刺激对骨骼肌结构变化的影响,7例健康受试者的股四头肌在伸膝运动过程中记录了超声图像和膝关节成角,并比较了神经肌肉电刺激诱导和主动收缩之间的关系,发现肌肉厚度与神经肌肉电刺激诱导收缩的关节成角有显著的相关性,在股中间肌厚度和股直肌厚度之间有显著的负相关,并且在自主收缩和电刺激诱导的收缩之间有显著的区别。这些结果为股四头肌厚度在优化神经肌肉电刺激系统中的潜在应用提供了直接的证据,同时也为神经肌肉电刺激的疗效评定提供了依据。

定量超声技术描述肌肉的厚度、横断面积、平均回声强度、肌纤维长、羽状角、肌肉硬度、能量超声等参数,均在一定程度上与肌力相关。国内外已有几个研究团队,一直致力于综合运用以上参数,力求与肌力或力矩进行换算。目前中科院和香港科技大学的团队已经克服超声探头与肢体间因运动产生的微小位移会显著影响定量超声参数这一难点,其引入的综合以上参数的运动模式与测力计显示的力矩变化显著相关,是国内外众多研究团队中在该领域探索最为深入的一支,期待这一研究成果同样可以在肌力小于Ⅳ级的患者中应用。Bickerstaffe等^[24]创新性地代表肌肉数量的横截面积和代表肌肉质量的相对平均回声强度相乘,这一结果与肌力的相关性更强,为肌肉病生理学理论与临床应用的结合提供了有力证据,同时降低了目前的技术对于肌力和设备要求的局限性,有很强的应用前景。但以上研究成果都不能解决上运动神经元瘫痪急性期时,肌肉数量和质量等参数不变但肌力因神经兴奋和募集不足而显著下降这一问题,而能量多普勒超声对于显示肌肉收缩前后血流变化,从而间接显示肌肉募集程度为解决这一问题提供了可能。不仅如此,前述各参数不仅能间接反映肌力,还能对肌肉的生理结构、肌纤维初长度、肌张力、与肌腱的连接关系、杨氏模量等功能状态进行描述。期待有朝一日,相关研究人员可以运用定量超声技术对患者进行肌力及更多维度的功能评定。

参考文献

- [1] Maughan RJ, Watson JS, Weir J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle[J]. Journal of Physiology-London, 1983, 338: 37—49.
- [2] Joyner MJ, Casey DP. Regulation of increased blood flow (hyperemia) to muscles during exercise: a hierarchy of competing physiological needs[J]. Physiol Rev, 2015, 95(2): 549—601.
- [3] Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function[J]. Journal of Physiology-London, 1998, 512: 603—614.
- [4] Zheng YP, Chan MM, Shi J, et al. Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis[J]. Medical Engineering & Physics, 2006, 28(5): 405—415.
- [5] Guo JY, Zheng YP, Chen X, et al. Continuous monitoring of electromyography(EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions[J]. Medical Engineering & Physics, 2010, 32(9): 1032—1042.
- [6] Shi J, Zheng YP, Huang QH, et al. Continuous monitoring of sonomyography, electromyography and torque generated by normal upper arm muscles during isometric contraction: Sonomyography assessment forearm muscles[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008, 55(3): 1191—1198.
- [7] De Monte G, Arampatzis A. In vivo moment generation and architecture of the human plantar flexors after different shortening-stretch cycles velocities[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009, 19(2): 322—330.
- [8] Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement[J]. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 1968, 26(1): 26—32.
- [9] Abe T, Thiebaud RS, Loenneke JP, et al. Association between forearm muscle thickness and age-related loss of skeletal muscle mass, handgrip and knee extension strength and walking performance in old men and women: a pilot study[J]. Ultrasound in Med & Biol, 2014, 40(9): 2069—2075.
- [10] Abe T, Thiebaud RS, Loenneke JP. Age-related change in handgrip strength in men and women: is muscle quality a contributing factor?[J]. Age (Dordr), 2016, 38(1): 28.
- [11] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Dynamic monitoring of forearm muscles using one-dimensional sonomyography system[J]. JRRD, 2008, 45(1): 187—195.
- [12] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Performances of one-dimensional sonomyography and surface electromyography in tracking guided patterns of wrist extension[J]. Ultrasound Med Biol, 2009, 35(6): 894—902.
- [13] Chen X, Zheng YP, Guo JY, et al. Sonomyography (SMG) control for powered prosthetic hand: a study with normal subjects[J]. Ultrasound Med Biol, 2010, 36(7): 1076—1088.
- [14] Chen X, Zheng YP, Guo JY, et al. Sonomyographic responses during voluntary isometric ramp contraction of the human rectus femoris muscle[J]. Eur J Appl Physiol, 2012, 112: 2603—2614.
- [15] Guo JY, Zheng YP, Kenney LP, et al. A comparative evaluation of sonomyography, electromyography, force, and wrist angle in a discrete tracking task[J]. Ultrasound Med Biol, 2011, 37(6): 884—891.
- [16] Guo JY, Zheng YP, Xie HB, et al. Towards the application of one-dimensional sonomyography for powered upper-limb prosthetic control using machine learning models[J]. Prosthetics and Orthotics International, 2013, 37(1): 43—49.
- [17] Li H, Zhao G, Zhou Y, et al. Relationship of EMG/SMG features and muscle strength level: an exploratory study on tibialis anterior muscles during plantar-flexion among hemiplegia patients[J]. BioMedical Engineering OnLine, 2014, 13: 5.
- [18] Ruiz-Muñoz M, Cuesta-Vargas AI. Electromyography and sonomyography analysis of the tibialis anterior: a cross sec-

- tional study[J]. Ruiz-Muñoz and Cuesta-Vargas Journal of Foot and Ankle Research, 2014, 7: 11.
- [19] Palmer TB, Thompson BJ. Influence of age on passive stiffness and size, quality, and strength characteristics[J]. Muscle Nerve, 2017, 55(3): 305—315.
- [20] Arts IM, van Rooij FG, Overeem S, et al. Quantitative muscle ultrasonography in amyotrophic lateral sclerosis[J]. Ultrasound Med Biol, 2008, 34: 354—361.
- [21] Voermans NC, Timmermans J, van Alfen N, et al. Neuromuscular features in Marfan syndrome[J]. Clin Genet, 2009, 76(1): 25—37.
- [22] Voermans NC, van Alfen N, Pillen S, et al. Neuromuscular involvement in various types of Ehlers-Danlos syndrome [J]. Ann Neurol, 2009, 65: 687—697.
- [23] Fukumoto Y, Ikezoe T, Yamada Y, et al. Skeletal muscle quality assessed from echo intensity is associated with muscle strength of middle-aged and elderly persons[J]. Eur J Appl Physiol, 2012, 112(4): 1519—1525.
- [24] Bickerstaffe A, Beelen A, Zwarts MJ, et al. Quantitative muscle ultrasound and quadriceps strength in patients with post-polio syndrome[J]. Muscle Nerve, 2015, 51: 24—29.
- [25] Crecelius AR, Kirby BS, Luckasen GJ, et al. Mechanisms of rapid vasodilation after a brief contraction in human skeletal muscle[J]. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2013, 305(1): H29—40.
- [26] Dori A, Abbasi H, Zaidman CM. Intramuscular blood flow quantification with power Doppler ultrasonography[J]. Muscle Nerve, 2016, 54(5): 872—878.
- [27] Maganaris CN. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle[J]. ACTA Physiologica Scandinavica, 2001, 172(4): 279—285.
- [28] De Monte G, Arampatzis A. In vivo moment generation and architecture of the human plantar flexors after different shortening-stretch cycles velocities[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009, 19(2): 322—330.
- [29] Hug F, Tucker K, Gennissou JL, et al. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force[J]. Exercise and Sport Sciences Reviews, 2015, 43(3): 125—133.
- [30] Satoshi M, Kiyotaka F, Osamu F. Prediction of the muscle strength by the muscle thickness and hardness using ultrasound muscle hardness meter[J]. Springer Plus, 2013, 2(1): 457.
- [31] Strasser EM, Draskovits T, Praschak M, et al. Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly[J]. AGE, 2013, 35(6): 2377—2388.
- [32] Selva Raj I, Bird SR, Shield AJ. Ultrasound measurements of skeletal muscle architecture are associated with strength and functional capacity in older adults[J]. Ultrasound Med Biol, 2017, 43(3): 586—594.
- [33] Li J, Zhou Y, Ivanov K, et al. Estimation and visualization of longitudinal muscle motion using ultrasonography: A feasibility study[J]. Ultrasonics, 2014, 54(3): 779—788.
- [34] Li J, Zhou Y, Zheng YP, et al. An attempt to bridge muscle architecture dynamics and its instantaneous rate of force development using ultrasonography[J]. Ultrasonics, 2015, 61: 71—78.
- [35] Lee SS, Spear S, Rymer WZ. Quantifying changes in material properties of stroke-impaired muscle[J]. Clinical Bio Mechanics, 2015, 30(3): 269—275.
- [36] Cho KH, Nam JH. Evaluation of stiffness of the spastic lower extremity muscles in early spinal cord injury by acoustic radiation force impulse imaging[J]. Annals of Rehabilitation Medicine, 2015, 39(3): 393—400.
- [37] Qiu S, Feng J, Xu J, et al. Sonomyography analysis on thickness of skeletal muscle during dynamic contraction induced by neuromuscular electrical stimulation: A pilot study [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2017, 25(1): 59—67.