

· 综述 ·

超声弹性成像技术在脑卒中后肌肉痉挛评定中的应用

李雪宜^{1,2} 余秋华² 徐群¹¹武汉大学中南医院康复医学科, 武汉 430071; ²中山大学附属第一医院康复医学科, 广州 510080

通信作者: 徐群, Email: xuqun2018@wuh.edu.cn

【摘要】 痉挛是脑卒中后常见并发症之一。目前临床上多采用半定量量表法对肌肉的痉挛情况进行评估, 但这些评估方法都依赖于评估者的主观判断。超声弹性成像技术能够提供肌肉组织硬度、弹性、粘弹性等生物力学信息, 因此越来越多的临床研究应用超声弹性成像技术来评估脑卒中后肌肉痉挛的情况、信效度和应用条件。大部分文献均指出超声弹性成像技术在脑卒中后肌肉痉挛评定中具有较好的信度, 可以发挥积极作用。

【关键词】 超声弹性成像; 脑卒中; 肌肉痉挛; 评估; 综述

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2022.09.020

痉挛(spasticity)是脑卒中后的最常见的并发症之一, 其发病率为 20%~40%^[1]。痉挛是上运动神经元损伤的特征性临床表现, 由牵张反射兴奋性增高导致的, 以速度依赖性肌张力增高为特征的运动障碍, 多伴有腱反射亢进。长期痉挛可能会导致疼痛、关节僵硬、肌肉萎缩等, 严重妨碍脑卒中患者运动功能的恢复, 进而影响脑卒中患者的生活质量, 增加家庭和社会的负担。

目前, 临床上评定脑卒中后痉挛的方法主要包括改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scales, MAS)、临床痉挛指数、改良 Tardieu 量表、Brunnstrom 分期等。但这些评估方法都依赖于评估者的主观判断, 难以定量, 而且不同肌群的评估一致性仍有待提高^[2]。因此, 临床上仍然在探索更加客观、准确且信效度高的评估方法。

近年来, 可视化超声技术被广泛应用在骨骼肌肉领域。在肌肉痉挛的评估中, 多种超声弹性成像技术都表现出了较高的信效度。目前, 用来评估脑卒中后肌肉痉挛情况的超声弹性成像技术主要包括: 剪切波弹性成像(shear wave elastography, SWE)、压迫弹性成像(compression sonoelastography)和声脉冲辐射力弹性成像技术(acoustic radiation force impulse imaging, ARFI)等^[3]。本文旨在通过综述目前应用超声弹性成像技术评估脑卒中后肌肉痉挛情况的现状和进展, 以期对脑卒中后肌肉痉挛的评定提供参考和借鉴。

SWE

SWE 是一种超声定量技术, 是利用聚焦超声光束的辐射能量来远程诱导产生剪切声波, 剪切声波穿过组织后, 对组织进行成像的技术^[4]。目前 SWE 中用于评估脑卒中肌肉痉挛的指标主要包括剪切波速(shear wave velocity)、剪切模量(shear elastic modulus)、杨氏模量(Young's modulus)以及粘弹性(viscoelasticity)。

一、剪切波速

剪切波的传播速度与剪切波所经过的组织硬度呈正相关, 即组织硬度越高, 剪切波的传播速度越快。Gao 等^[5]比较了正

常人与脑卒中痉挛患者肱二头肌的剪切波速, 结果发现, 在肘关节最大伸展位时, 痉挛侧的肱二头肌剪切波速显著大于非痉挛侧和正常人, 且剪切波速与痉挛侧肘关节的被动关节活动度呈负相关。同时, 其研究结果也证实, SWE 用于评估脑卒中后肱二头肌的痉挛程度具有良好的信度。Wu 等^[6]比较了正常人与脑卒中痉挛患者双侧肱二头肌的在肘关节 0°和屈曲 90°时的剪切波速, 结果显示, 正常人双侧肱二头肌的剪切波速无明显差异, 而脑卒中患者患侧肱二头肌的剪切波速明显高于健侧; 当肘关节屈曲 90°时, 患侧肱二头肌的剪切波速与改良 Ashworth 量表和改良 Tardieu 量表呈正相关, 且剪切波速具有优秀的评估者间信度。

剪切波速也被用来评估脑卒中后下肢肌肉的痉挛情况。Jakubowski 等^[7]利用 SWE 研究了脑卒中患者下肢痉挛肌肉的生物学特性, 结果发现, 踝关节中立位和跖屈 15°时, 痉挛侧腓肠肌内侧头的剪切波速相比于健侧分别增高了 27.7% 和 26.9%, 而痉挛侧胫骨前肌的剪切波速与健侧比较没有显著差异; 该研究还发现, 痉挛肌的剪切波速与踝关节角度、关节力矩和肌束张力显著相关。该研究结果表明, 剪切波速可用来定量评估慢性脑卒中患者下肢肌肉的痉挛情况。

二、剪切模量

SWE 可以将测量到的剪切波传播速度和目标组织密度, 通过公式转换, 计算出剪切模量, 以此来客观地量化特定组织区域的弹性^[8], 剪切模量越大则相应组织的硬度越高。Mathevon 等^[9]对脑卒中患者的健患侧的腓肠肌进行比较, 结果显示, 在踝关节自然休息位时, 患侧腓肠肌的剪切模量值具有较高的重复信度。Eby 等^[10]应用剪切模量, 实时动态评估了慢性脑卒中患者肘关节被动牵拉时肱二头肌的硬度, 同时测量被动牵拉的阻力和肱二头肌的肌电活动, 以分析痉挛肌肉在关节被动牵拉过程中的作用, 结果显示, 随着肘关节角度的不断增大, 脑卒中患者的关节阻力不断增加, 但并非所有患者的肱二头肌硬度也随之增加。该研究认为, 痉挛肌肉硬度的改变是关节痉挛的机制之一, 关节周围的其他组织如关节囊、韧带、肌腱等改变也是导致关节痉挛的原因, 因此剪切模量在定量、实时、动态评估

肌肉硬度的变化方面具有重要且独特的作用,可以更深入地揭示痉挛的相关机制。

三、杨氏模量

杨氏模量衡量的也是组织的硬度,杨氏模量越大,组织越不容易发生形变。杨氏模量和剪切模量存在一定联系,两者可通过特定公式进行换算^[11]。

临床上,樊留博等^[12]的研究指出,脑卒中痉挛患者的股外侧肌、股内侧肌、股直肌及股二头肌的杨氏模量值显著高于正常人,治疗后痉挛肌肉的杨氏模量较治疗前明显降低。王季等^[13]的研究也发现,脑卒中后痉挛患者经治疗后,其痉挛肌肉的杨氏模量显著减小。但以上两项研究均没有将脑卒中患者健患两侧的杨氏模量进行对比。郭云怀等^[14]比较了脑卒中痉挛患者健患侧腓肠肌的杨氏模量值,结果显示,患侧腓肠肌杨氏模量值显著高于健侧。

剪切波速是利用剪切波弹性成像技术直接收集的数据,其数值的大小与所传播经过的组织特性、选择的声波频率有关。通过特定的公式或模型,可以计算得出剪切模量和杨氏模量。临床科研中要根据实验研究的目的和实验设计来选择合适的公式和评估指标。

四、粘弹性

临床上常利用超声弹性成像技术对比痉挛肌肉的弹性改变,但部分研究仅对比了肌肉的弹性改变,却忽略了粘性也会对痉挛的评定带来影响。

Rasool 等^[15-16]利用快速剪切波成像技术,测量了脑卒中后痉挛肌肉中声波传导的组速度(GpV)和相位速度(PhV)。组速度是所有频率声波传导的平均剪切波速;相位速度是各频率声波的剪切波速。该研究通过将这两种速度代入纯弹性模型和粘弹性(Voigt)模型,分别探究痉挛侧肱二头肌的弹性和粘弹性的改变,结果显示,痉挛侧的组速度和相位速度均显著大于健侧,在肘关节伸展 120°、150°时痉挛肌肉的弹性(纯弹性模型测得)显著大于健侧,仅在 150°时痉挛侧和健侧的粘弹性(Voigt 模型测得)不同。

脑卒中后痉挛肌肉的弹性和粘弹性分别是基于不同的剪切波速和数学模型计算得到的数值,由于脑卒中后肌肉痉挛状态存在复杂的病理生理机制,模型的选择与实验研究目的密切相关,因此随着脑卒中后痉挛机制的日渐完善,临床上需要不断探索出更具实践意义、更贴近痉挛机制的模型和参考指标。

压迫弹性成像

压迫弹性成像是以超声探头缓慢压迫组织,测量出产生的位移,利用弹性方程计算出应变,然后显示应变图(通常组织越硬应变就越小)。

压迫弹性成像的弹性指数是选定测量区域与参考区域的相对弹性值,其范围一般在 0.0~6.0,数值越大表示选定区域内的组织越硬,而弹性比值是所测肌肉的弹性指数与参照区弹性指数的比值。Yasar 等^[17]测量了 23 例脑卒中上肢痉挛的患者,结果显示,痉挛侧腕屈肌和手指屈肌的弹性指数和弹性比值均显著大于健侧;同时,痉挛侧指深屈肌的弹性指数和弹性比值、指浅屈肌的弹性指数均与 Tardieu 角呈负相关。

弹性指数和弹性比值也可用于评估脑卒中后下肢肌肉的痉挛情况。Kesikburun 等^[18]研究了脑卒中痉挛患者腓肠肌的

弹性比值与肌肉结构参数的改变,结果显示,在腓肠肌的长轴方向和横轴方向,痉挛侧的弹性指数和弹性比均大于健侧。本课题组认为,压迫弹性成像只是一种半定量的测量方法,依赖检查者手动加压,受人为影响因素较多,重复性较差。

ARFI

ARFI 是利用脉冲超声束作用于组织,使组织内部产生局部位移,同时产生横向剪切波,测量并计算出组织内剪切波速度,从而估算组织的弹性特征^[19]。由于该项技术克服了传统弹性成像对深部组织无法有效施压的局限性,因此临床上多应用于多种腺体疾病的诊断。目前 ARFI 在诊断评估肌肉痉挛方面仍处在探索阶段,文献报道该技术在评估儿童脑瘫、脊髓损伤患者的痉挛方面具有一定的潜能^[20-21],因此有待进一步探究。

小结与展望

综上所述,以上多数研究均肯定了超声弹性成像技术在脑卒中后评估痉挛肌肉的潜在应用价值和辅助检查的意义,但临床上超声弹性成像评估肌肉痉挛的应用仍然存在许多疑问。例如,应用超声弹性成像技术时患者的参考体位和肌肉的功能状态不一致,且脑卒中后痉挛肌肉的正常参考范围亦不能确定,这些均可能导致研究结果有所差异。

采用超声弹性成像技术评估脑卒中后痉挛肌肉相比于传统量表有其独特的优势,该技术安全无创,可提供客观数据,如弹性、粘弹性、硬度等重要的生物力学信息。该技术具有发展成为临床上肌肉痉挛评估手段的巨大潜力,同时也可辅助探究脑卒中后肌肉痉挛的病理生理机制。由于脑卒中后的肌肉痉挛机制较复杂,既包括了肌肉本身的变化,又有神经生理方面改变以及生物力学的变化,在未来的研究中可利用超声弹性技术结合神经电生理和生物力学等检测方法,进一步研究痉挛机制,从多个方面更加精确地评估脑卒中后的肌肉痉挛程度,为脑卒中后痉挛的评估和治疗提供更深入的指导。

参考文献

- [1] Sommerfeld DK, Eek EU, Svensson AK, et al. Spasticity after stroke: its occurrence and association with motor impairments and activity limitations[J]. Stroke, 2004, 35(1): 134-139. DOI: 10.1161/01.STR.0000105386.05173.5E.
- [2] Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis[J]. Practitioner, 1964, 192: 540e2.
- [3] Li Y, Snedeker JG. Elastography: modality specific approaches, clinical applications, and research horizons[J]. Skeletal Radiol, 2011, 40(4): 389-397. DOI: 10.1007/s00256-010-0918-0.
- [4] Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, et al. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics[J]. Ultrasound Med Biol, 1998, 24(9): 1419-1435.
- [5] Gao J, He W, Du LJ, et al. Quantitative ultrasound imaging to assess the biceps brachii muscle in chronic post-stroke spasticity: preliminary observation[J]. Ultrasound Med Biol, 2018, 44(9): 1931-1940. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.12.012.
- [6] Wu CH, Ho YC, Hsiao MY, et al. Evaluation of post-stroke spastic muscle stiffness using shear wave ultrasound elastography[J]. Ultrasound

- Med Biol, 2017, 43 (6) : 1105-1111. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2016.12.008.
- [7] Jakubowski KL, Terman A, Santana RVC, et al. Passive material properties of stroke-impaired plantarflexor and dorsiflexor muscles [J]. Clin Biomech, 2017, 49: 48-55. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.009.
- [8] Yamakoshi Y, Sato J, Sato T. Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 1990, 37 (2) : 45-53. DOI: 10.1109/58.46969.
- [9] Mathevon L, Michel F, Aubry S, et al. Two-dimensional and shear wave elastography ultrasound: a reliable method to analyse spastic muscles [J]. Muscle Nerve, 2018, 57 (2) : 222-228. DOI: 10.1002/mus.25716.
- [10] Eby S, Zhao H, Song P, et al. Quantitative evaluation of passive muscle stiffness in chronic stroke [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2016, 95 (12) : 899-910. DOI: 10.1097/PHM.0000000000000516.
- [11] Eby SF, Song P, Chen S, et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle [J]. J Biomech, 2013, 46 (14) : 2381-2387. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.033.
- [12] 樊留博, 韩文胜, 田瑛, 等. 超声弹性成像技术在脑卒中后痉挛性偏瘫患者康复疗效评估中的应用 [J]. 新医学, 2017, 48 (4) : 229-234. DOI: 10.3969/j.issn.0253-9802.2017.04.006.
- [13] 王季, 张志杰, 陈亮波, 等. 实时剪切波超声弹性成像技术在评估针刺治疗脑中风后肌痉挛的临床应用 [J]. 四川中医, 2016, 34 (12) : 171-173. DOI: CNKI: SUN: SCZY.0.2016-12-068.
- [14] 郭云怀, 马力, 李忠举, 等. 实时剪切波弹性成像技术评估脑卒中后下肢肌张力的研究 [J]. 中国现代医学杂志, 2017, 27 (24) : 81-84. DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2017.24.017.
- [15] Rasool G, Wang AB, Rymer WZ, et al. Altered viscoelastic properties of stroke-affected muscles estimated using ultrasound shear waves - Preliminary data [J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2016, 2016: 2869-2872. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591328.
- [16] Rasool G, Wang AB, Rymer WZ, et al. Shear waves reveal viscoelastic changes in skeletal muscles after hemispheric stroke [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2018, 26 (10) : 2006-2014. DOI: 10.1109/TNSRE.2018.2870155.
- [17] Yasar E, Adiguzel E, Kesikburun S. Assessment of forearm muscle spasticity with sonoelastography in patients with stroke [J]. Br J Radiol, 2016, 89 (1068) : 20160603. DOI: 10.1259/bjr.20160603.
- [18] Kesikburun S, Yaşar E, Adigüzel E, et al. Assessment of spasticity with sonoelastography following stroke: a feasibility study [J]. PM R, 2015, 7 (12) : 1254-1260. DOI: 10.1016/j.pmrj.2015.05.019.
- [19] Kwon SJ, Jeong MK. Advances in ultrasound elasticity imaging [J]. Biomed Eng Lett, 2017, 7 (2) : 71-79. DOI: 10.1007/s13534-017-0014-7.
- [20] 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]. Ann Rehabil Med, 2015, 39 (3) : 393-400. DOI: 10.5535/arm.2015.39.3.393.
- [21] Bilgili MC, Bekci T, Ulus Y, et al. Quantitative assessment of muscular stiffness in children with cerebral palsy using acoustic radiation force impulse (ARFI) ultrasound elastography [J]. J Med Ultrason, 2018, 45 (2) : 295-300. DOI: 10.1007/s10396-017-0824-3.

(修回日期: 2022-08-07)

(本文编辑: 阮仕衡)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊对来稿中统计学处理的有关要求

1. 统计研究设计: 应交代统计研究设计的名称和主要做法。如调查设计 (分为前瞻性、回顾性或横断面调查研究); 实验设计 (应交代具体的设计类型, 如自身配对设计、成组设计、交叉设计、析因设计、正交设计等); 临床试验设计 (应交代属于第几期临床试验, 采用了何种盲法措施等)。主要做法应围绕 4 个基本原则 (随机、对照、重复、均衡) 概要说明, 尤其要交代如何控制重要非试验因素的干扰和影响。

2. 资料的表达与描述: 用 $(\bar{x} \pm s)$ 表达近似服从正态分布的定量资料, 用 $M(Q_R)$ 表达呈偏态分布的定量资料; 用统计表时, 要合理安排纵横标目, 并将数据的含义表达清楚; 用统计图时, 所用统计图的类型应与资料性质相匹配, 并使数轴上刻度值的标法符合数学原则; 用相对数时, 分母不宜小于 20, 要注意区分百分率与百分比。

3. 统计分析方法的选择: 对于定量资料, 应根据所采用的设计类型、资料所具备的条件和分析目的, 选用合适的统计分析方法, 不应盲目套用 t 检验和单因素方差分析; 对于定性资料, 应根据所采用的设计类型、定性变量的性质和频数所具备的条件以及分析目的, 选用合适的统计分析方法, 不应盲目套用 χ^2 检验。对于回归分析, 应结合专业知识和散点图, 选用合适的回归类型, 不应盲目套用简单直线回归分析, 对具有重复实验数据的回归分析资料, 不应简单化处理; 对于多因素、多指标资料, 要在一元分析的基础上, 尽可能运用多元统计分析方法, 以便对因素之间的交互作用和多指标之间的内在联系进行全面、合理的解释和评价。

4. 统计结果的解释和表达: 当 $P < 0.05$ (或 $P < 0.01$) 时, 应说明对比组之间的差异有统计学意义, 而不应说对比组之间具有显著性 (或非常显著性) 的差别; 应写明所用统计分析方法的具体名称 (如: 成组设计资料的 t 检验、两因素析因设计资料的方差分析、多个均数之间两两比较的 q 检验等), 统计量的具体值 (如 $t = 3.45$, $\chi^2 = 4.68$, $F = 6.79$ 等), 应尽可能给出具体的 P 值 (如 $P = 0.0238$); 当涉及到总体参数 (如总体均数、总体率等) 时, 在给出显著性检验结果的同时, 再给出 95% 可信区间。