

# 运用弹性超声动态测量不同肌张力下肌肉硬度的初步研究

张心培<sup>1</sup> 张丽<sup>2</sup> 张元鸣飞<sup>1</sup> 李涛<sup>1</sup> 周谋望<sup>1</sup>

<sup>1</sup>北京大学第三医院康复医学科,北京 100191; <sup>2</sup>北京大学第三医院超声科,北京 100191

通信作者:周谋望,Email:zhoumouwang@163.com

**【摘要】目的** 运用剪切波弹性成像(SWE)技术测定肱二头肌在被动牵伸过程中的杨氏模量变化,初步探索 SWE 测量肌肉硬度辅助肌张力定量评定的潜力。**方法** 对 49 例脑卒中患者及 30 例健康受试者行双侧肘屈肌肌张力 MAS 评定,根据 MAS 分级结果分为健康受试者组、患者健侧组、MAS 0 级组、1 级组及 1<sup>+</sup> 级组。在受试者肘关节被动匀速伸直过程中,留取肱二头肌的实时剪切波弹性成像录像,并读取杨氏模量数据。选取 6 个肘关节位置点,记录各位置点处的瞬时杨氏模量( $E_x$ )、计算各位置点较运动起始处的杨氏模量变化值( $\Delta E$ ),分别评估  $E_x$  和  $\Delta E$  与 MAS 分级的相关性以及组间差异。**结果** MAS 分级越高,肱二头肌杨氏模量越高,并且在肘关节伸直角度增加时其杨氏模量值增加越明显。在 1/2 关节活动范围(ROM)至全 ROM 之间可观察到  $E_x$  及  $\Delta E$  在 MAS 0 级与 MAS 1 级、MAS 0 级与 MAS 1<sup>+</sup> 级之间的差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),但 MAS 1 级与 MAS 1<sup>+</sup> 级之间在各个位置点的差异均无统计学意义( $P > 0.05$ )。**结论** 利用剪切波弹性超声在运动过程中定量、实时测量肌肉硬度与 MAS 分级有一定的相关性。

**【关键词】** 肌张力; 剪切波弹性成像; 杨氏模量; 改良 Ashworth 量表

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.01.006

## Assessing muscle stiffness using shear wave elastography

Zhang Xinpei<sup>1</sup>, Zhang Li<sup>2</sup>, Zhang Yuanmingfei<sup>1</sup>, Li Tao<sup>1</sup>, Zhou Mouwang<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Rehabilitation Medicine, <sup>2</sup>Department of Ultrasound, The Third Hospital of Peking University, Beijing 100191, China

Corresponding author: Zhou Mouwang, Email: zhoumouwang@163.com

**【Abstract】 Objective** To measure the change in Young's modulus of the biceps brachii during passive stretching and to assess the potential of shear wave elastography (SWE) as an auxiliary quantitative technique for assessing muscle tone. **Methods** Forty-nine stroke survivors and 30 healthy subjects were evaluated using the modified Ashworth scale (MAS). According to their MAS scores they were divided into a healthy group, a healthy elbow group, an MAS class-0 group, an MAS class-1 group, an MAS class-1<sup>+</sup> group and an MAS class-2 group. During passive extension of the subjects' elbows, shear wave elastography was used to image the biceps brachii. Six points of the elbow were selected to record the instantaneous Young's modulus ( $E_x$ ) and calculate its change during the movement ( $\Delta E$ ). Those data were correlated with the MAS scores and compared among the groups. **Results** Persons with higher MAS scores tended to have a higher Young's modulus of the biceps brachii, and the modulus was likely to increase more with increases in the angle of elbow extension. From half of the range of motion to full extension there were significant differences in  $E_x$  and  $\Delta E$  between MAS class-0 and class-1 groups, as well as between the class-0 and class-1<sup>+</sup> groups. There were, however, no significant differences between MAS class-1 and MAS class-1<sup>+</sup>. **Conclusions** MAS scores can usefully predict biceps brachii stiffness during passive elbow flexion. Shear wave elastography can quantify that stiffness and also muscle tone.

**【Key words】** Muscle tonus; Elastic ultrasound imaging; Shear wave elastography; Young's modulus; Modified Ashworth scale

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.01.006

痉挛状态是肌张力增高的一种最常见形式,它是由牵张反射兴奋所致的<sup>[1]</sup>,是多种疾病的常见表现<sup>[2-4]</sup>。目前,对于肌张力增高或痉挛状态的评定通常采用改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scale, MAS)和改良 Tardieu 量表(modified Tardieu scale)等<sup>[5-6]</sup>,这些方法均依赖检查者的判断,通过感知患者肌肉对牵张刺激的反应和抵抗力的强弱变化对肌张力进行评定,存在一定的主观性、较难甚至无法提供定量数据,且检查者间信度不理想<sup>[5-8]</sup>。

剪切波弹性成像(shear wave elastography, SWE)技术是 20 世纪初发明的定量超声弹性成像技术,它通过探头发射声辐射脉冲,使得在组织中产生横向剪切波,并定量测量剪切波速度( $C_s$ , 单位 m/s),对于纯弹性和各向同性介质,根据公式  $E = 3\rho C_s^2$ , 测算得出杨氏模量(Young's modulus,  $E$ , 单位 kPa)值,其中  $\rho$  为生物组织密度( $1000 \text{ kg/m}^3$ ),借由杨氏模量和彩色图像来反映组织硬度,在评价组织的力学特性方面具有独特优势<sup>[9]</sup>。SWE 技术已在肝脏、肾脏、乳腺、甲状腺及前列腺等组织器官广泛开展应用<sup>[9-10]</sup>,且目前已有部分研究表明,这一技术在肌肉骨骼中同样具有应用价值<sup>[11-12]</sup>,杨氏模量及剪切波速度等参数可用于反映脑卒中、帕金森病及脑瘫等患者的静态肌肉硬度、张力情况<sup>[13-16]</sup>。

目前,少有学者运用 SWE 技术研究某一肌肉在运动过程中的硬度变化,该技术运用于肌张力的定量评定尚缺少研究报道。本研究则拟运用 SWE 技术,对肱二头肌在被动牵伸过程中的杨氏模量变化进行动态描绘,初步探究 MAS 0、1 及 1<sup>+</sup> 级时肌肉在 SWE 动态观测下的表现及该方法的应用潜力。

## 对象与方法

### 一、研究对象及分组

脑卒中患者的入选标准:①符合 2019 年中华医学会神经病学分会制订的脑梗死或脑出血诊断标准<sup>[17]</sup>,经颅脑 CT 或 MRI 检查证实;②关节活动度正常;③肌张力 MAS 分级为 0 级、1 级或 1<sup>+</sup> 级;④可配合完成超声检查;并签署知情同意书。

排除标准:①有心、肺、肝、肾等严重疾病;②纽

约心脏病协会(New York Heart Association, NYHA)心功能分级> I 级,有呼吸衰竭等体征或检查结果;③近期(6 个月内)有肢体外伤、骨折或手术史;④肌肉疾病史;⑤重度骨质疏松;⑥肢体血栓急性期;⑦妊娠。

选取 2019 年 10 月 1 日至 2021 年 5 月 31 日北京大学第三医院康复医学科收治且符合上述标准的脑卒中患者 49 例设为病例组,其中男 35 例,女 14 例,年龄 29~86 岁,平均病程( $59.9 \pm 47.78$ )d;脑梗死 41 例,脑出血 8 例;左侧偏瘫 24 例,右侧偏瘫 25 例。所有患者健侧上肢数据归为患者健侧组,共 49 例数据。

同期招募年龄 $\geq 18$ 岁、关节活动度正常且可配合完成超声检查、并签署知情同意书的健康受试者 30 例设为健康受试组。所有健康受试者双侧上肢均进行数据记录,共 60 例数据。健康受试者与脑卒中患者各组相比年龄更小,差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),性别、体重指数等基本信息病例组与健康受试组之间差异无统计学意义( $P > 0.05$ ),详见表 1。本研究由北京大学第三医院医学科学伦理委员会批准(批号 IRB00006761-M2019417)。所有受试者检查前均签署知情同意书。

### 二、研究方法

1. 基本信息采集及分组:留取受试者的基本信息,包括年龄、性别、体重指数等,以及患者的疾病种类、发病时间等基本数据。将所有患者的患侧上肢根据 MAS 分级的结果进行分组,共分为 MAS 0 级组、MAS 1 级组以及 MAS 1<sup>+</sup> 级组,患者的健侧上肢归为患者健侧组,健康受试者则归为健康受试者组。

2. MAS 检测:受试者在进行超声检查前,由同一位康复医师采用 MAS 对受试者双侧上肢肘屈肌的肌张力进行评定。评分标准为:①无肌张力增加,为 0 级,记 0 分;②肌张力轻度增加——在关节活动范围之末呈现微小的阻力或出现突然卡住,为 1 级,记 1 分;③肌张力轻度增加——在关节活动范围的后 50% 出现突然卡住,或出现较小的阻力,为 1<sup>+</sup> 级,记 2 分。

3. 超声检查和数据读取:每位受试者取坐位,受试侧上臂外展  $5^\circ \sim 10^\circ$ ,置于肘关节持续被动活动仪(continuous passive motion, CPM)(法国 Kinetec 肘关节锻炼运动器 6080 型)支架上。确保 CPM 转动轴与

表 1 受试者的基本临床信息

组别	例数	性别(例)		平均年龄 (岁, $\bar{x} \pm s$ )	体重指数 ( $\text{kg/m}^2$ , $\bar{x} \pm s$ )	脑卒中类型(例)		偏瘫侧别(例)	
		男	女			脑梗死	脑出血	左侧	右侧
病例组	49	35	14	$59.60 \pm 11.62^a$	$24.30 \pm 3.12$	41	8	24	25
MAS 0 级组	12	10	2	$59.40 \pm 12.90^a$	$23.30 \pm 3.25$	12	0	8	4
MAS 1 级组	25	18	7	$60.80 \pm 10.52^a$	$24.70 \pm 3.34$	20	5	10	15
MAS 1 <sup>+</sup> 级组	12	7	5	$57.30 \pm 13.15^a$	$24.20 \pm 2.49$	9	3	6	6
健康受试组	30	16	14	$32.40 \pm 8.58$	$23.30 \pm 3.55$	-	-	-	-

注: - 表示无数据;与健康受试组比较,  $^a P < 0.05$

受试者肘部匹配后固定。检查自肘关节屈曲 100° 开始,伸直位结束,CPM 运动速率选择 2.25 (°)/s,进行双侧检查。超声检查使用声科超声诊断仪(法国声科 Aixplorer 型),并选择线阵探头(4~15 MHz),连续横断面灰阶成像扫查确定肱二头肌长头腱肌腹最大平面后,将探头旋转 90°,采集实时剪切波弹性成像声像图以实时评估杨氏模量变化。弹性成像图的采集频率为 1 Hz。试验过程中尽量避免外力压迫测试区域。

所有超声检查由同一位超声科医师完成,获得测量区内的弹性模量平均值(单位 kPa)。将肘关节伸直位的杨氏模量值记为杨氏模量  $E_{180}$ ,每隔 1 s 测量记录一次瞬时杨氏模量,记为  $E_x$ ,X 为肘关节角度,其间隔为 2.25°,逐帧、双人核对录入肱二头肌杨氏模量数据值及其所对应的关节角度,直至记录至  $E_{81}$ ,共 45 帧。

选取 6 个肘关节运动位置点:A-90°、B-108°、C-126°、D-144°、E-162°、F-180°,分别对应约 3/8 关节活动度(range of motion,ROM)、1/2ROM、5/8ROM、3/4ROM、7/8ROM 以及全 ROM 处(因 1/8ROM 及 1/4ROM 处超声探头无法正常测量,故而未纳入研究分析)。定义杨氏模量变化值( $\Delta E$ )为各位置点处与运动起始处的杨氏模量变化值,即  $\Delta E_A = E_{90} - E_{81}$ ,余各位置点  $\Delta E$  计算同前。

### 三、统计学方法

使用 SPSS 22.0 版统计软件处理数据,计数资料的比较采用 Chi-square 检验,组间均数比较采用单因素方差分析,用 Spearman 相关系数评价弹性超声数据与 MAS 分级的相关性。采用 S-W 检验评估数据是否满足正态分布,是则采用方差分析评价数据的组间差异,否则采用非参数检验。 $P < 0.05$  认为差异有统计学意义。

## 结 果

### 二、各组杨氏模量测量值及图像

各组受试者的  $E_x$  值分布不满足正态分布,其中位数及四分位数汇总如表 2,后续分析将采用非参数检验,各组受试者典型 SWE 超声图像汇总如图 1。

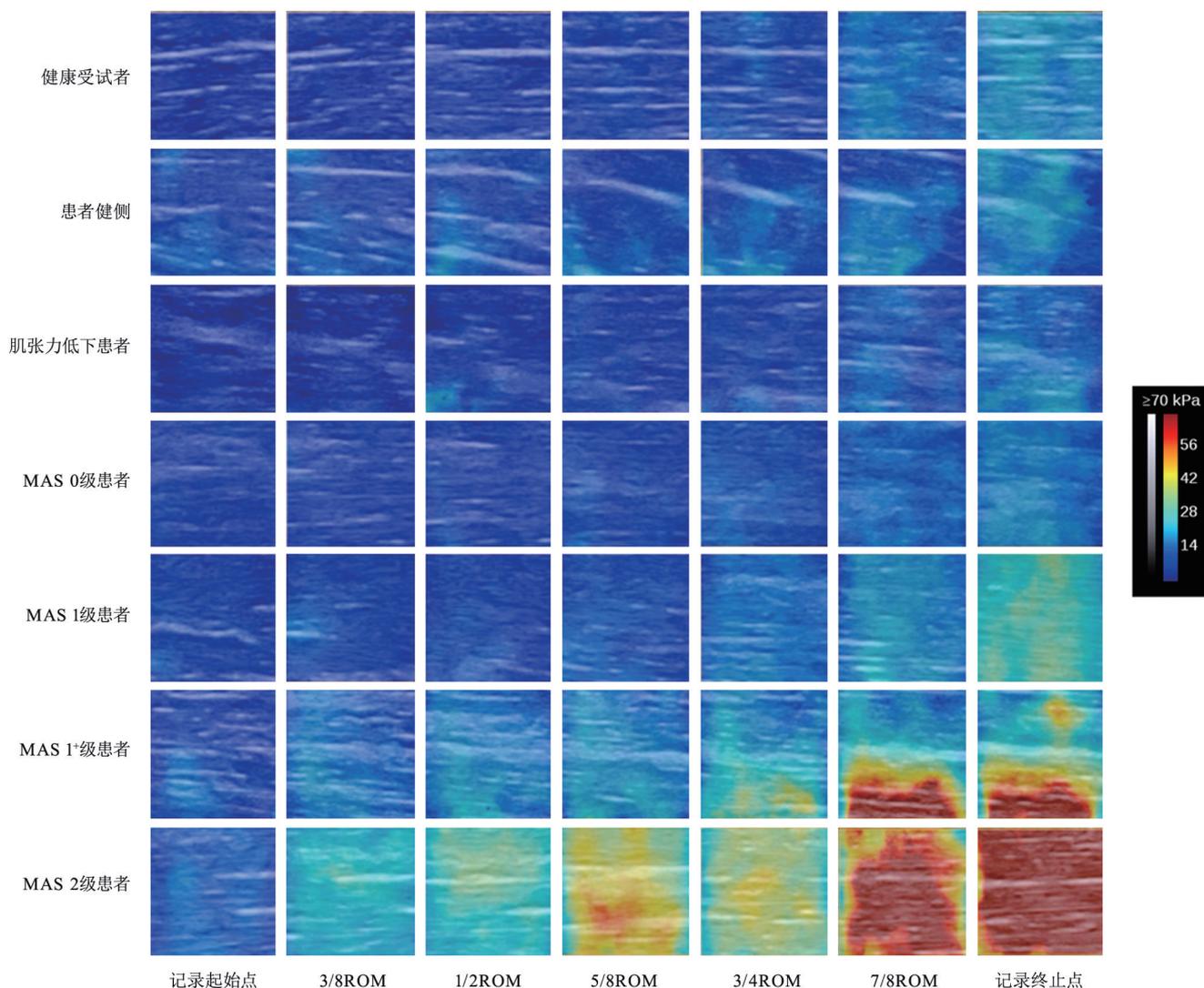


图 1 各组受试者典型 SWE 图像

MAS 分级越高,肱二头肌杨氏模量值越高、在肘关节被动屈曲到伸直过程中其杨氏模量值增加越明显。

### 三、杨氏模量值及变化值与 MAS 分级

脑卒中患者各位置点的  $E_x$  及  $\Delta E$  与 MAS 分级的 Spearman 相关系数总结于表 3 和表 4,可在肘关节  $90^\circ$  至  $180^\circ$  之间的各位置点处观察到  $E_x$  与 MAS 分级(0、1 以及  $1^+$  级)绝大部分有中等强度相关性,且越接近伸直位,相关系数越高。在肘关节后  $1/2$ ROM 范围内也可观察到  $\Delta E$  与 MAS 分级(0、1 以及  $1^+$  级)有中等强度相关性。

随肘关节伸展角度的增加以及 MAS 分级的增高,  $E_x$  及  $\Delta E$  均出现明显升高。对于  $E_x$ ,健康受试者组、患者健侧组以及 MAS 0 级组这 3 个组别间在各位置点处的差异无统计学意义( $P>0.05$ ),但这 3 组均在  $90^\circ$  至  $180^\circ$  的范围中与 MAS  $1^+$  级组之间存在差异的统计学意义( $P<0.05$ ),且在  $108^\circ$  至  $180^\circ$  的范围中与 MAS 1 级组之间差异有统计学意义( $P<0.05$ );而 MAS 1 级组与 MAS  $1^+$  级组之间的差异在各个位置点均无统计学意义( $P>0.05$ ),如图 2 所示。对于  $\Delta E$ ,健康受试者组、患者健侧组以及 MAS 0 级组这 3 个组别间亦未在各位置点处发现差异的统计学意义( $P>0.05$ ),但这 3 组均在后  $1/2$ ROM 的范围中与 MAS 1 级组、MAS  $1^+$  级组之间差异有统计学意义( $P<0.05$ ),如图 3 所示。

## 讨 论

本研究结果显示,在 MAS 分级 0 到  $1^+$  级中,随着肘屈肌 MAS 分级增高,肱二头肌杨氏模量增高且在肘关节被动伸展过程中的增加越明显。在  $90^\circ$  至  $180^\circ$  的范围内  $E_x$  逐渐增高( $P<0.05$ ),在后  $1/2$ ROM 中  $\Delta E$  逐渐增高( $P<0.05$ )。表明在 MAS 分级 0 到  $1^+$  级中,利用剪切波弹性超声在运动过程中定量、实时测量肌肉硬度与 MAS 分级有一定的相关性。

越来越多的学者将 SWE 技术应用于肌肉肌腱等组织的测量,并探究其在评估肌肉硬度、肌肉张力等方面的应用价值。多数研究均发现肌肉在某一位置下的静态杨氏模量值与 MAS 分级相关<sup>[13-16]</sup>。Eby 等<sup>[11]</sup> 还观察到在肘关节伸展过程中,肱二头肌的剪切模量也在逐渐升高,且该变化在肌张力较高的患者中更加明显,且会随着运动速度的增加而升高。在小腿肌群和腕屈肌中也观察到相似的现象<sup>[18-19]</sup>。本研究的结果与其相一致,所有受试者的肱二头肌杨氏模量变化特点均为随着肘关节伸展角度,即肱二头肌受到的牵伸程度增加而逐渐增高,且 MAS 分级越高,这种增加的程度越明显。这种肌肉硬度的增加主要来源于肌肉纤维结构的变化,例如肌束长度的缩短、胶原蛋白中肌束膜和肌原纤维增加、细胞外基质和肌联蛋白的异常积

表 2 各组杨氏模量测量值[kPa,中位数(下四分位数,上四分位数)]

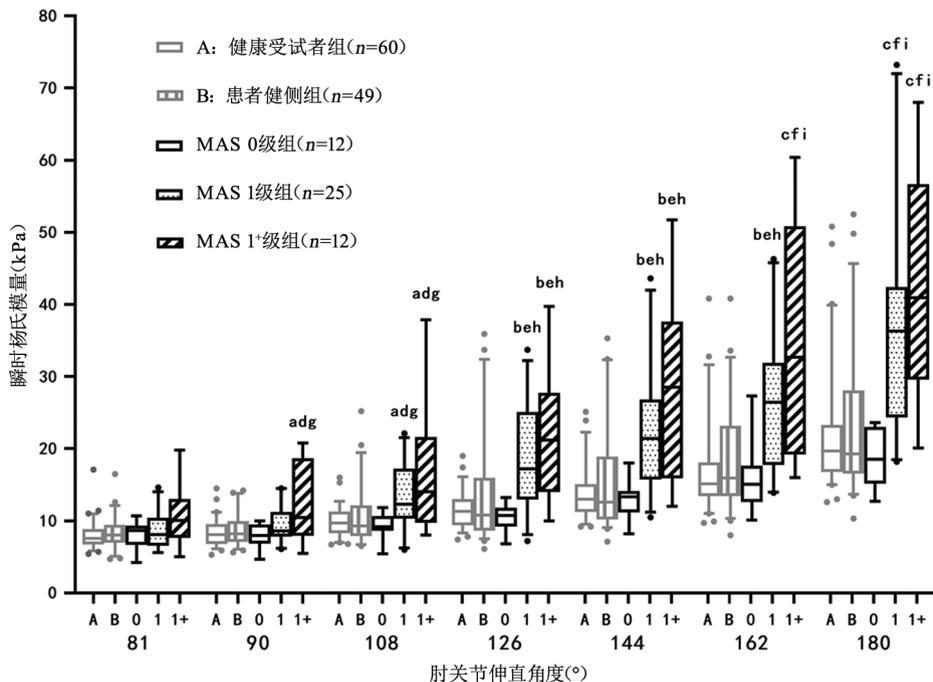
组别	例数	$81^\circ$	$90^\circ$	$108^\circ$	$126^\circ$	$144^\circ$	$162^\circ$	$180^\circ$
健康受试者组	60	7.550 (6.725, 8.850)	8.100 (6.800, 9.575)	9.700 (8.300, 11.375)	11.300 (9.425, 13.075)	13.000 (11.200, 15.475)	15.200 (13.425, 18.325)	19.700 (16.750, 23.275)
患者健侧组	49	8.000 (6.950, 9.450)	8.200 (7.050, 9.950)	9.300 (7.850, 12.150)	10.800 (8.600, 15.950)	12.600 (10.200, 19.300)	15.900 (13.450, 23.400)	19.300 (16.550, 28.050)
MAS 0 级组	12	8.650 (6.675, 9.325)	7.950 (6.825, 9.475)	9.150 (8.625, 10.625)	10.750 (9.225, 11.775)	13.300 (11.175, 14.100)	15.050 (12.600, 17.600)	18.500 (15.125, 22.975)
MAS 1 级组	25	8.100 (6.550, 10.400)	8.600 (7.800, 11.200)	12.300 (10.300, 17.250)	17.200 (12.950, 25.050)	21.400 (15.700, 26.800)	26.400 (17.750, 31.850)	36.300 (24.300, 42.400)
MAS $1^+$ 级组	12	10.050 (7.625, 13.000)	10.450 (7.950, 18.650)	15.100 (10.100, 21.600)	21.200 (14.650, 27.700)	28.500 (16.950, 37.625)	32.650 (21.275, 50.825)	42.350 (29.550, 56.675)

表 3 肘关节各位置处  $E_x$  与 MAS 的相关性

统计值	$81^\circ$	$90^\circ$	$108^\circ$	$126^\circ$	$144^\circ$	$162^\circ$	$180^\circ$
相关系数	0.262	0.341	0.477	0.582	0.538	0.588	0.605
P 值	0.069	0.016	0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

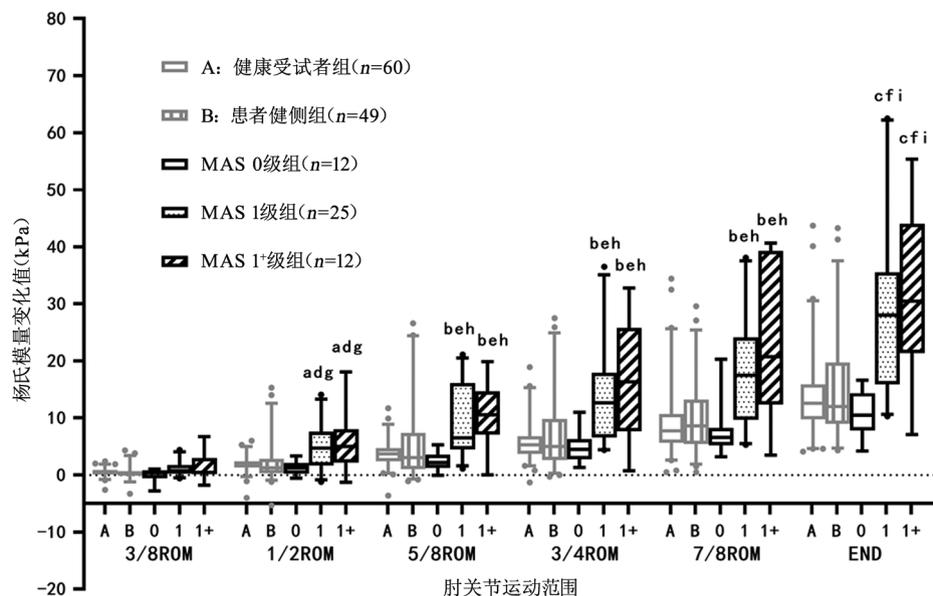
表 4 肘关节各位置处  $\Delta E$  与 MAS 的相关性

统计值	3/8ROM	1/2ROM	5/8ROM	3/4ROM	7/8ROM	END
相关系数	0.232	0.419	0.534	0.539	0.534	0.555
P 值	0.108	0.003	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001



注:与健康受试者组比较,<sup>a</sup> $P < 0.05$ ,<sup>b</sup> $P < 0.01$ ,<sup>c</sup> $P < 0.001$ ;与患者健侧组比较,<sup>d</sup> $P < 0.05$ ,<sup>e</sup> $P < 0.01$ ,<sup>f</sup> $P < 0.001$ ;与 MAS 0 级组比较,<sup>g</sup> $P < 0.05$ ,<sup>h</sup> $P < 0.01$ ,<sup>i</sup> $P < 0.001$

图 2 各组杨氏模量瞬时值



注:与健康受试者组比较,<sup>a</sup> $P < 0.05$ ,<sup>b</sup> $P < 0.01$ ,<sup>c</sup> $P < 0.001$ ;与患者健侧组比较,<sup>d</sup> $P < 0.05$ ,<sup>e</sup> $P < 0.01$ ,<sup>f</sup> $P < 0.001$ ;与 MAS 0 级组比较,<sup>g</sup> $P < 0.05$ ,<sup>h</sup> $P < 0.01$ ,<sup>i</sup> $P < 0.001$

图 3 各组杨氏模量变化值

累,以及脂肪含量增加等<sup>[20]</sup>。这些改变可能共同造成了脑卒中患者肱二头肌杨氏模量的增高,但也需要更多基础和临床研究进行验证。

通过 SWE 的测量,在 MAS 分级 0 到 1+ 级中,可发现在肘关节伸展过程中 90° 之后的各个位置的  $E_x$  存在差异,在 MAS 定义中尚未出现阻力的范围内也可存

在  $E_x$  的统计学差异。为了消除不同个体肱二头肌基础状态的不同,本研究进行了杨氏模量变化值计算(即  $\Delta E$ ),其组间差异也具有统计学意义。这些结果可能提示弹性超声可协助临床医生评价不同 MAS 患者肌肉硬度的细微差异。但在伸展过程的中段及终末,并未观察到 MAS 1 级与 1+ 级组之间的任何统计学

差异,这可能与本研究选取的运动速度有关;较低的肘关节伸展速度无法引起肢体的牵张反射<sup>[19]</sup>,或许在未来的研究中可以引入更快的运动速度,进一步探究 SWE 动态测量的肌肉硬度与肌张力 MAS 分级的相关性。

值得注意的是,SWE 实现的是对某一肌肉硬度的测量,而 MAS 分级通常是对某一特定关节功能的肌群整体张力的评估。灰阶超声引导下定位或肌电引导下定位都难以像该方法一样,直接且无创地在肌张力增高时定位有僵硬表现的单块肌肉。这种方法或许可为痉挛肌肉的肉毒素注射治疗等提供辅助定位,提高疗效、减小不良反应。

综上所述,利用 SWE 在运动过程中定量、实时测量肌肉硬度与 MAS 分级有一定的相关性,该方法有潜力为肌张力评定提供肌肉力学特性的数字化信息,可能有助于更好地了解肌肉和相关软组织内发生的变化,其临床应用有待进一步的研究。需要指出的是,本研究为初步探索性研究,还存在很多局限:①受试者年龄差异明显<sup>[21]</sup>;②利用 SWE 重复动态测量的组内相关系数(ICC)绝大部分可达到 0.75~0.97,在较慢运动速度时也可整体达到 0.73~0.94<sup>[11]</sup>,但该方法测量信度仍需进一步验证;③该运动速度未引起牵张反射;④超声探头体积限制对全 ROM 进行检查;⑤样本量较小,还需在 MAS 2 级及 3 级的患者中深入研究,并探索新方法、进一步探讨该技术在 MAS 4 级患者中的应用。

## 参 考 文 献

- [1] Lance JW. Symposium synopsis. Spasticity: disordered motor control [M]. Chicago, IL: Year Book Medical Publishers, 1980;485-494.
- [2] Aloraini SM, Gaverth J, Yeung E, et al. Assessment of spasticity after stroke using clinical measures: a systematic review[J]. Disabil Rehabil, 2015, 37 ( 25 ) : 2313-2323. DOI: 10. 3109/09638288. 2015. 1014933.
- [3] Balci BP. Spasticity measurement[J]. Noro Psikiyatr Ars, 2018, 55 ( Suppl 1 ) : S49-S53. DOI: 10.29399/npa.23339.
- [4] Biering-Sorensen F, Nielsen JB, Klinge K. Spasticity-assessment: a review[J]. Spinal Cord, 2006, 44 ( 12 ) : 708-722. DOI: 10. 1038/sj. sc.3101928.
- [5] Li F, Wu Y, Li X. Test-retest reliability and inter-rater reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in hemiplegic patients with stroke[J]. Eur J Phys Rehabil Med, 2014, 50 ( 1 ) : 9-15.
- [6] Meseguer-Henarejos AB, Sanchez-Meca J, Lopez-Pina JA, et al. Inter- and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: a systematic review and meta-analysis[J]. Eur J Phys Rehabil Med, 2018, 54 ( 4 ) : 576-590. DOI: 10.23736/S1973-9087.17.04796-7.
- [7] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity [J]. Phys Ther, 1987, 67 ( 2 ) : 206-207.

DOI:10.1093/ptj/67.2.206.

- [8] Banky M, Clark RA, Pua YH, et al. Inter- and intra-rater variability of testing velocity when assessing lower limb spasticity[J]. J Rehabil Med, 2019, 51 ( 1 ) : 54-60. DOI: 10.2340/16501977-2496.
- [9] Lima K, Costa Júnior JFS, Pereira WCA, et al. Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review [J]. Ultrasonography, 2018, 37 ( 1 ) : 3-15. DOI: 10.14366/usg.17017.
- [10] Sigrist RMS, Liau J, Kaffas AE, et al. Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications[J]. Theranostics, 2017, 7 ( 5 ) : 1303-1329. DOI: 10.7150/thno.18650.
- [11] 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.
- [12] Šarabon N, Kozinc ž, Podrekar N. Using shear-wave elastography in skeletal muscle: a repeatability and reproducibility study on biceps femoris muscle [J]. PLoS One, 2019, 14 ( 8 ) : e0222008. DOI: 10. 1371/journal.pone.0222008.
- [13] Vola EA, Albano M, di Luise C, et al. Use of ultrasound shear wave to measure muscle stiffness in children with cerebral palsy [J]. J Ultrasound, 2018, 21 ( 3 ) : 241-247. DOI: 10.1007/s40477-018-0313-6.
- [14] 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.
- [15] 杜丽娟,程刚,李晨,等.实时剪切波超声弹性成像技术评估帕金森病患者上肢肌张力的临床研究[J].首都医科大学学报, 2014, 35 ( 2 ) : 155-158. DOI: 10.3969/j.issn.1006-7795.2014.02.003.
- [16] 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.
- [17] 中华医学会神经病学分会,中华医学会神经病学分会脑血管病学组.中国各类主要脑血管病诊断要点 2019 [J].中华神经科杂志, 2019, 52 ( 9 ) : 710-715. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-7876.2019.09.003.
- [18] 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, 2016, 31 ( 1 ) : 20-28. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.006.
- [19] Leng Y, Wang Z, Bian R, et al. Alterations of elastic property of spastic muscle with its joint resistance evaluated from shear wave elastography and biomechanical model [J]. Front Neurol, 2019, 10: 736. DOI: 10.3389/fneur.2019.00736.
- [20] Lieber RL, Runesson E, Einarsson F, et al. Inferior mechanical properties of spastic muscle bundles due to hypertrophic but compromised extracellular matrix material [J]. Muscle Nerve, 2003, 28 ( 4 ) : 464-471. DOI: 10.1002/mus.10446.
- [21] Eby SF, Cloud BA, Brandenburg JE, et al. Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: influences of sex and age throughout adulthood [J]. Clin Biomech, 2015, 30 ( 1 ) : 22-27. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.011.

(修回日期:2022-10-20)

(本文编辑:汪玲)