·短篇论著·

踝关节被动牵拉角度和腓肠肌内外侧头肌肉硬度的关系*

刘春龙[1] 黄佳鹏[1] 秦 鹍[1] 朱 毅[2] 张志杰[3,4]

被动肌肉牵拉通常被广泛应用于训练或比赛前后,预防损伤、缓解疼痛和提高运动表现,此外,其亦被应用于康复治疗中,以降低肌肉硬度和恢复关节活动度[1—2]。腓肠肌包括腓肠肌内侧头(medial head of the gastrocnemius,MG)和腓肠肌外侧头(lateral head of the gastrocnemius,LG),作用是屈曲踝关节和膝关节,能够为人类行走、跑步和跳跃提供重要的推动力[3],腓肠肌的损伤或者痉挛,将直接影响人类的行走和运动功能。因此,研究不同的踝关节被动牵拉角度对于MG、LG的作用机制具有重要的临床意义和科研价值。

目前,有学者应用CT、MRI、超声等仪器对MG、LG进行评估,但存在设备较大、操作繁琐、费用较高、放射量大等缺点。MyotonPRO是一种手持式肌肉状态检测系统,可用于独立肌肉的张力、硬度和弹性等量化评估[4]。本研究拟采用MyotonPRO研究踝关节角度和MG、LG肌肉硬度之间的关系,同时对MG和LG的肌肉硬度大小、肌肉硬度增量进行对比。

1 资料与方法

1.1 一般资料

2017年3—4月招募广州中医药大学学生志愿者30例,男性15例,女性15例,年龄(22.90±3.76)岁,身高(165.37±9.00)cm,体重(58.98±10.14)kg。均符合以下纳入标准:①试验前6个月无小腿三头肌损伤和疾病;②无步态异常;③无下肢手术史;④未服用任何影响肌张力的药物;⑤无其他神经、肌肉和骨科疾病;⑥均为右利腿。研究前告知志愿者试验过程并签署知情同意书。

1.2 方法

应用MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪(Muomeetria有限公司,爱沙尼亚,欧盟),由一位经验丰富的康复治疗师分别对MG和LG进行测量,试验过程中嘱受试者完全放松,每个角度测量3次,每次休息1min,取均值。具体试验步骤如下:①所有受试者皆取俯卧位,膝关节伸展位,双手自然平放于身体两侧,双足自然悬垂于检查床边缘,全身放松5min后开始测量;②测量MG时,MyotonPRO测试端定位于外踝至内侧腘窝长度的70%处,测量LG时,定位于内踝至外侧腘窝长度的70%处,皆用笔在体表标记[5];③应用关节角度尺测量踝关节角度,将MyotonPRO测试端垂直置于标记处,先后对-50°(踝跖屈50°)、0°(踝生理位)和25°(踝背伸25°)时的MG和LG肌肉硬度进行测量。

1.3 统计学分析

采用SPSS 22.0统计软件。计量资料采用均数±标准差表示,对各样本计量资料行Kolmogorov—Smirnov正态性检验及Levene方差齐性检验,服从正态分布且方差齐者采用t检验或方差分析,否则采用非参数检验。$P<0.05$为差异有显著性意义。

2 结果

被动背伸踝关节的过程中,MG、LG肌肉硬度均极显著增加($P<0.001$);对比-50°和0°、25°和0°的MG、LG肌肉硬度均有极显著性差异($P<0.001$),见表1;被动背伸0°至25°过程中MG和LG的肌肉硬度增量有显著性差异($P<0.01$),且MG>LG(MG=96.17±58.48;LG=67.03±34.58),对比0°和-50°时的MG、LG肌肉硬度,其硬度减量有显著性差异($P<0.01$),且MG>LG(MG=67.21±37.23N/m;LG=43.60±33.50N/m);-50°时MG和LG肌肉硬度有极显著性差异($P<0.001$),且LG>MG,25°时MG和LG肌肉硬度有显著性差异($P<0.05$),且MG>LG,0°时MG和LG肌肉硬度无显著性差异(表1)。-50°时MG、LG肌肉硬度在性别上无显著差异($P>0.05$),0°时MG和LG肌肉硬度在性别上存在显著性差异($P<0.01$),25°时存在极显著性差异($P<0.001$),男性肌肉硬度大于女性(表2)。

表1 踝关节-50°、0°和25°的MG、LG肌肉硬度对比 ($\bar{x}\pm s$,N/m,n=30)

肌肉	-50°	0°	25°	P值
MG	306.16±56.05①③	373.37±67.20	469.50±88.38①②	0.000
LG	330.48±56.62①	374.08±67.24	441.08±75.68①	0.000

与0°相同肌肉硬度相对比:①$P<0.001$;相同踝关节角度下MG和LG肌肉硬度相对比:②$P<0.05$,③$P<0.001$

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.03.021

*基金项目:广州中医药大学"青年英才培养工程"(QNYC20170107);河南省中医药科学研究专项重点课题(2017ZY1004)

1 广州中医药大学,广州市,510006; 2 海南省农垦总医院; 3 河南省洛阳正骨医院,河南省骨科医院; 4 通讯作者

作者简介:刘春龙,男,副教授;收稿日期:2017-05-16

表2 膝关节伸展位男性和女性MG、LG肌肉硬度的对比 ($\bar{x}\pm s$,N/m)

	例数	男性	女性
MG	15		
-50°		323.60±69.72	288.71±31.56
0°		413.29±70.08①	333.45±32.05
25°		525.73±76.49②	413.27±59.60
LG	15		
-50°		350.91±71.34	310.05±25.60
0°		413.36±70.67①	334.80±32.62
25°		495.20±57.65②	386.96±47.59

与相同踝关节角度女性肌肉硬度对比:①$P<0.01$,②$P<0.001$

3 讨论

肌肉硬度是肢体功能的重要力学特性之一,运动前后被动牵拉肌肉能够有效降低肌肉硬度,增加肌肉的伸展性,延缓肌肉收缩张力传递到骨骼的时间,从而实现预防和减少损伤,反之,如果肌肉硬度异常增大,缓冲时间减少,将加大软组织损伤的可能性。因此,研究不同踝关节牵拉角度对MG、LG肌肉硬度的影响有其重要性和必要性,不仅可以明确牵拉踝关节的作用机制,而且可以为运动损伤、神经肌肉疾病的康复提供依据。以往研究证明了Myoton数字化肌肉状态检测仪对独立肌肉进行定量评估的可行性且信度为好,例如肱二头肌[6]、股四头肌[7]以及腓肠肌[8—9]等肌群,但目前仍没有应用于不同踝关节牵拉角度对MG、LG肌肉硬度影响的研究中。

本研究发现:①膝关节充分伸展的情况下,被动背伸踝关节显著增加MG、LG的肌肉硬度,证明了膝关节伸展位下被动背伸踝关节能够对MG、LG进行有效地牵拉。Hirata等[10]的研究结果表明,被动背伸踝关节时MG、LG的剪切模量显著增大。这提示在伸膝位下被动背伸踝关节,可以对腓肠肌进行有效地被动牵伸,应用于训练或者比赛前,可以增加腓肠肌的伸展性,从而达到预防腓肠肌拉伤、提高运动表现的目的。另外,针对神经系统疾病导致的腓肠肌痉挛,亦能起到减轻痉挛的作用。②被动背伸踝关节0°至25°时,肌肉硬度增量MG > LG,对比0°和-50°时的MG、LG肌肉硬度,肌肉硬度的减量MG > LG,说明膝关节伸展位下被动踝关节运动对MG的牵拉和放松作用均大于LG。这与MG、LG的解剖特点相符,MG肌纤维与跟腱平行,而LG肌纤维与跟腱之间存在一定的扭转角[11],因此,踝关节被动运动对于MG的牵拉和放松作用均大于LG。另外,我们认为其还受到MG、LG的松弛角度差异的影响,有研究表明,MG和LG的松弛角度分别为−19.1°±4.9°和−14.0°±5.8°(松弛角度为MG、LG剪切模量开始上升的踝关节角度)[10],相较于LG而言,被动跖屈踝关节过程中,MG的松弛角度处于更加跖屈的位置,其得以放松的范围更大。因此,综合考虑解剖特点和松弛角度因素,我们认为膝关节伸展位下被动踝关节运动对MG的牵拉和放松作用均大于LG。当离心收缩力过大时,MG更容易损伤,网球腿患者通常在用力踝跖屈合并伸膝时损伤MG,此时被动牵拉和主动收缩共同作用于MG,容易造成MG损伤,有研究表明MG是网球腿的好发部位,网球腿患者66.7%由MG撕裂所致,21.3%由MG腱膜与比目鱼肌间的积液所致[12—13]。③本研究发现,踝关节-50°时肌肉硬度为LG > MG,0°时MG和LG肌肉硬度无显著性差异,而25°时肌肉硬度为MG > LG。人们通常认为肌纤维类型是影响肌肉硬度的因素之一,I型肌纤维的被动硬度大于II型肌纤维[14—15]。以往有研究发现构成MG的Ⅰ型肌纤维显著多于LG,基于此认为MG肌肉硬度大于LG[16]。但是本次研究发现,-50°时LG肌肉硬度大于MG。这与Akagi等[17]应用剪切波弹性超声测量MG和LG的结果相吻合(MG=27.6±7.3kPa;LG=33.5±6.3kPa)。另外,Gajdosik[18]等指出,肌束膜和肌内膜是影响肌肉被动硬度的主要因素。结合发现②的推论,在MG、LG肌纤维走向和松弛角度影响下,踝跖屈对于MG的作用更大且MG的放松范围大于LG,相较于LG,踝跖屈过程中MG肌肉硬度下降更多,我们推测肌纤维走向和松弛角度可能是踝关节-50°时LG肌肉硬度大于MG的影响因素。同理可得,踝关节背伸过程中,MG肌肉硬度上升更为明显,至踝关节0°时MG和LG肌肉硬度无明显差异,25°时MG肌肉硬度大于其在LG,Hirata[10]等应用剪切波弹性超声评估MG和LG发现踝关节25°时MG的剪切模量显著大于LG。

此外,我们发现踝关节-50°时的MG、LG肌肉硬度不存在性别差异。Arda等[19]应用剪切波弹性超声测量腓肠肌的剪切模量,并对其进行性别对比,结果显示无显著性差异(P=0.4,男性=11.4±4.1kPa;女性=11.0±4.0kPa),Joy等[20]的实验结果亦显示腓肠肌弹性无显著性别差异。而0°和25°时的MG、LG肌肉硬度在性别上有显著性差异,男性肌肉硬度大于女性。这一结果与Morse[21]应用B型超声对MG进行评估的研究结果相一致,其研究结果显示被动踝背伸0°至25°过程中女性MG长度变化大于男性(女性=5.0±1.4%;男性=3.9±0.6%),并指出此过程中男性MG肌肉被动硬度大于女性。因此,在应用MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪观察MG、LG肌肉硬度时,应注意踝关节角度因素对其肌肉硬度性别差异的影响。

MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪可用于MG、LG进行定量测量,为我们了解其生物力学特性和康复治疗提供了重要的指导。下一步可以着眼于主动肌肉运动状态下MG、LG肌肉硬度变化规律以及其与跟腱炎关系的研究。

参考文献

[1] Herbert RD, de Noronha M, Kamper SJ. Stretching to pre-

vent or reduce muscle soreness after exercise[J]. Cochrane Database Syst Rev, 2011, 7(4): CD004577.

[2] Herbert RD. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review [J]. BMJ, 2002, 325(7362): 1—5.

[3] Saini SS, Reb CW, Chapter M, et al. Achilles tendon disorders[J]. J Am Osteopath Assoc, 2015, 115(11): 670—676.

[4] Viir R, Virkus A, Laiho K, et al. Trapezius muscle tone and viscoelastic properties in sitting and supine positions[J]. Sjweh Supplements, 2007, 33(3): 76—80.

[5] Hirata K, Kanehisa H, Miyamoto N. Acute effect of static stretching on passive stiffness of the human gastrocnemius fascicle measured by ultrasound shear wave elastography[J]. Eur J Appl Physiol, 2017, 117(3): 493—499.

[6] Chuang LL, Wu CY, Lin KC, et al. Quantitative mechanical properties of the relaxed biceps and triceps brachii muscles in patients with subacute stroke: a reliability study of the myoton-3 myometer[J]. Stroke Res Treat, 2012, 2012: 1—7.

[7] Aird L, Samuel D, Stokes M. Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO[J]. Arch Gerontol Geriatr, 2012, 55 (2): 31—39.

[8] Moon SH, Choi JH, Park SE. The effects of functional electrical stimulation on muscle tone and stiffness of stroke patients[J]. J Phys Ther Sci, 2017, 29(2): 238—241.

[9] Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness[J]. Clinical Biomechanics, 2003, 18(5): 459—461.

[10] Hirata K, Miyamoto-Mikami E, Kanehisa H, et al. Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching[J]. Eur J Appl Physiol, 2016, 116(5): 911—918.

[11] Edama M, Kubo M, Onishi H, et al. The twisted structure of the human Achilles tendon[J]. Scand J Med Sci Sports, 2015, 25(5): 497—503.

[12] Koulouris G, Ting A Y, Jhamb A, et al. Magnetic resonance imaging findings of injuries to the calf muscle complex[J]. Skeletal Radiol, 2007, 36(10): 921—927.

[13] Delgado GJ, Chung CB, Lektrakul N, et al. Tennis leg: clinical US study of 141 patients and anatomic investigation of four cadavers with MR imaging and US[J]. Radiology, 2002, 224(1): 112—119.

[14] Mutungi G, Ranatunga K. The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres[J]. The Journal of Pysiology, 1996, 496 (3): 827—836.

[15] Mutungi G, Ranatunga K. Temperature-dependent changes in the viscoelasticity of intact resting mammalian (rat) fast- and slow-twitch muscle fibres[J]. The Journal of Physiology, 1998, 508(1): 253—265.

[16] Johnson MA, Polgar J, Weightman D, et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study[J]. J Neurol Sci, 1973, 18(1): 111—129.

[17] Akagi R, Takahashi H. Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle[J]. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2013, 45(7): 1348—1354.

[18] Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications[J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16(2): 87—101.

[19] Arda K, Ciledag N, Aktas E, et al. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography[J]. American Journal of Roentgenology, 2011, 197(3): 532—536.

[20] Joy J, McLeod G, Lee N, et al. Quantitative assessment of Thiel soft-embalmed human cadavers using shear wave elastography[J]. Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 2015, 202: 52—56.

[21] Morse CI. Gender differences in the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle during stretch[J]. European Journal of Applied Physiology, 2011, 111(9): 2149—2154.