

踝关节被动牵拉角度与跟腱和足底筋膜硬度的生物力学关系研究

刘春龙¹, 黄佳鹏¹, 秦鷗¹, 朱毅², 张志杰³

【摘要】 目的:本研究旨在观察健康青年右侧跟腱和足底筋膜在不同踝关节被动牵拉角度下的硬度变化,并对比跟腱在不同位置的硬度和硬度增长率。方法:健康青年31例(16男,15女),膝关节伸展位下被动牵拉踝关节,应用MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪先后评估-50°(踝跖屈50°)和0°(踝生理位)时AT 0cm、3cm、6cm处和PF的硬度,以及25°(踝背伸25°)时PF的硬度。结果:膝关节伸展位,被动牵拉踝关节0°时,男、女性AT 0cm、3cm和6cm处的硬度均较-50°时明显增加($P<0.01$),且3cm和6cm处的硬度增长率大于其在0cm处($P<0.01$, $P<0.05$);相同踝关节角度下,男女性AT硬度大小为0cm>3cm、6cm($P<0.05$, 0.01);此外,被动牵拉至0°时,AT 6cm处硬度为男性高于女性($P<0.05$)。PF硬度则在-50°至0°、0°至25°过程中均逐渐增加(均 $P<0.05$)。结论:膝关节伸展位下,被动背伸踝关节能够有效地牵拉AT和PF,且对AT 3cm、6cm的牵拉作用最大,AT硬度呈从远端到近端递减的趋势,此外,踝关节被动牵拉至0°时男性AT 6cm的硬度大于女性。

【关键词】 踝关节角度;被动牵拉;跟腱;足底筋膜;硬度

【中图分类号】 R49 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2018.02.018

跟腱(Achilles tendon, AT)是跟骨与跖肌、腓肠肌和比目鱼肌之间的纤维组织,不仅可以被动传递肌肉力矩至骨骼跖屈踝关节,而且可以提供力学缓冲以预防肌肉损伤^[1-2]。而足底筋膜(plantar fascia, PF)起于跟骨结节内侧,纵向前行参与构成足纵弓,作用是提供稳定支撑和吸收震动^[3]。两者共同对人体的步行和运动起着重要作用。研究表明扁平足者足底筋膜炎发病率较高^[3],而扁平足亦是跟腱炎的危险因素之一^[4]。此外,有研究发现,AT中部是跟腱撕裂的好发部位^[5-6]。因此,从生物力学角度研究不同的踝关节被动牵拉角度对于AT和PF的作用有其重要性和必要性。MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪是一种能够定量测量肌肉、肌腱和筋膜力学特性(即张力、硬度和弹性)的手持式探头设备,其在肌肉^[7-9]、肌腱^[10]应用的可行性均得以证实,Prunyn等^[10]对MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪评估跟腱的信度进行了研究,发现俯卧位时其重复信度 $ICC=0.72$,具备评估跟腱的可行性。

本研究应用MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪对不同踝关节被动牵拉角度下的AT、PF硬度进行评估,旨在探讨AT、PF硬度和踝关节被动牵拉角度之

间的关系,从生物力学角度为跟腱炎和足底筋膜的发病机制、预防和治疗提供一定的参考。

1 资料与方法

1.1 一般资料 2017年4月~2017年5月于广州中医药大学招募志愿者31例。纳入标准:研究前6个月无跟腱损伤和足跟疼痛病史;无步态异常;无下肢手术史;未服用任何影响肌张力的药物;无其他神经、肌肉和骨科疾病;踝关节活动度均能达到背伸25°。所有志愿者对本研究知情同意。受试者一般资料如下:男16例,女15例;男性平均年龄(24.13 ± 1.89)岁;身高(172.53 ± 6.10)cm;体重(64.63 ± 7.39)kg;BMI(21.76 ± 1.69)kg/m²。女性平均年龄(21.67 ± 0.62)岁;身高(157.43 ± 3.76)cm;体重(52.14 ± 8.82)kg;BMI(21.09 ± 3.12)kg/m²。男性和女性一般资料比较差异无统计学意义。

1.2 方法 研究采用MyotonPRO数字化肌肉状态检测仪(Muomeetria有限公司,爱沙尼亚,欧盟)。受试者俯卧位,膝关节充分伸展,上肢自然平放于身体两侧,双足自然悬垂于检查床边缘。AT定位于跟腱附着点以上0cm、3cm和6cm^[11],PF定位于第1、2趾之间纵线与跟骨下缘前侧的交点^[12],皆用笔在体表进行标记。休息5min后,告知受试者尽量放松,由一名康复治疗师用关节角度尺测量踝关节角度,另一名康复治疗师将MyotonPRO测试端垂直置于标记点,先后测量-50°(踝跖屈50°)和0°(踝生理位)时AT和PF的硬度值,以及25°(踝背伸25°)时PF的硬度值(25°时AT硬度过高,超出MyotonPRO测量范围,故在此

基金项目:广州中医药大学“青年英才培养工程”基金(QNYC20170107);河南省中医药科学研究专项重点课题(2017ZY1004)
收稿日期:2017-08-28

作者单位:1. 广州中医药大学,广州 510006;2. 海南省农垦总医院,海口 570311;3. 河南省洛阳正骨医院 河南省骨科医院,洛阳 471002

作者简介:刘春龙(1980-),男,副教授,硕士生导师,主要从事运动损伤康复方面的研究。

通讯作者:张志杰, sportspt@163.com

角度不测量;踝关节角度不采用随机化以避免踝背屈对于AT、PF硬度的延滞效应)^[13]。每个角度测量3次,每次休息1min,取平均值。

1.3 统计学方法 研究采用SPSS 22.0统计软件对数据进行统计学分析。计量资料采用 $\bar{x} \pm s$ 表示,采用方差分析及 t 检验。以 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

膝关节伸展位,被动牵拉踝关节 0° 时,男、女性AT 0cm、3cm和6cm处的硬度均较 -50° 时明显增加($P < 0.01$),且3cm和6cm处的硬度增长率大于其在0cm处($P < 0.01, P < 0.05$);相同踝关节角度下,男女性AT硬度大小为 $0\text{cm} > 3\text{cm} > 6\text{cm}$ ($P < 0.05, 0.01$);此外,被动牵拉至 0° 时,AT 6cm处硬度为男性高于女性($P < 0.05$)。见表1。

PF硬度则在 -50° 至 $0^\circ, 0^\circ$ 至 25° 过程中均逐渐增加(均 $P < 0.05$)。见表2。

表1 踝关节 $-50^\circ, 0^\circ$ 时男女性AT硬度比较 N/m, $\bar{x} \pm s$

性别	n	角度	AT 0cm	AT 3cm	AT 6cm
男性	16	-50°	651.96±112.75 ^c	538.81±87.48	444.00±100.00 ^b
		0°	1113.90±60.46 ^{ab}	1050.17±80.76 ^a	917.90±134.66 ^{acd}
增长率			75.32%	98.84% ^f	113.00% ^f
女性	15	-50°	635.31±106.42 ^c	487.29±130.26	412.31±79.99 ^b
		0°	1127.91±81.54 ^{ac}	1018.67±67.08 ^a	820.09±74.53 ^{ac}
增长率			82.33%	123.08% ^e	104.65% ^e

与 -50° 时比较,^a $P < 0.01$;与AT 3cm时硬度比较,^b $P < 0.05$,^c $P < 0.01$;与女性AT相同位置比较,^d $P < 0.05$;与AT 0cm硬度增长率比较,^e $P < 0.05$,^f $P < 0.01$

表2 踝关节 $-50^\circ, 0^\circ$ 和 25° 时男女性PF硬度对比 N/m, $\bar{x} \pm s$

性别	n	-50°	0°	25°
男性	16	469.90±100.17 ^a	526.46±84.53	588.50±105.81 ^a
女性	15	435.36±91.58 ^a	483.02±97.61	569.07±123.82 ^a

与 0° 时PF硬度对比,^a $P < 0.05$

3 讨论

AT是人体最大、最重要、功能最多的肌腱之一,亦是人体中过度使用导致损伤的好发部位,AT损伤将严重影响人体的日常活动、工作和运动^[4]。而且有研究发现跟腱撕裂发病率呈不断的上升趋势^[14]。足底筋膜炎是引起足跟下部疼痛的最常见疾病^[15],足底筋膜炎的发生将大大降低患者的生活体验。因此,研究踝关节被动牵拉对AT、PF的力学作用机制具有重要的临床意义。

应用MyotonPRO测量AT硬度过程中,由于跟腱横截面积较小,受力过程中硬度增量非常大,踝关节 25° 时AT的硬度超出MyotonPRO硬度检测上限,故

无法获得 25° 时AT的硬度值。本研究主要发现:①AT 0cm、3cm和6cm以及PF的硬度随着踝背伸程度的增加而增加;②踝关节背伸过程中,AT在3cm和6cm的硬度增长最为明显,是AT撕裂好发于跟腱中段的原因之一;③相同踝关节角度下,AT硬度呈从远端到近端递减的趋势。AT在0cm、3cm和6cm的硬度随着踝背伸程度的增加而增加,且男性和女性AT硬度表现一致。这与其他学者应用剪切波弹性超声的研究结果相吻合^[16-18]。因此,当对踝关节进行缓慢持久的牵拉时,能够有效地对其起到牵拉作用。此外,针对跟腱炎病症,可以通过跖屈踝关节来缓解和治疗AT疼痛。有研究证明,整骨手法(osteopathic manipulative treatment, OMT)通过跖屈踝关节有效地减少AT所承受的应力,进而减少疼痛感受器的活动,达到减轻跟腱炎患者疼痛的目的^[19]。

被动背伸踝关节对AT在3cm、6cm处的硬度增长作用最为明显,说明被动背伸踝关节主要作用于AT的3cm和6cm,提示过度踝背伸容易造成AT的3~6cm处发生撕裂。有研究表明,无跟腱病史人群通常在反复突然地跳跃和冲刺活动中突发AT撕裂,因其需要强大的推动力,踝关节过度背伸且剧烈用力,AT受力迅速增大,容易造成AT的3~6cm处撕裂,3~6cm是跟腱撕裂的好发部位^[5-6]。这与本研究的结果相一致。此外,AT中段是AT最为脆弱的一部分,其血供最差,易于受损且较难恢复,加之背伸踝关节对于AT的牵拉主要作用于3cm和6cm,提高了AT 3~6cm处撕裂的发病率^[20-21]。总之,被动牵拉踝关节对于AT 3cm和6cm的作用最为明显,从生物力学角度有效地解释了AT撕裂好发于跟腱3~6cm处的原因。

PF硬度随着踝关节背伸程度的增加而增加,说明被动牵拉踝关节能够有效牵拉PF,一方面提示缓慢持久的踝背伸能够放松PF以减轻疼痛,另一方面提示过度背伸踝关节或剧烈运动容易损伤PF,长期发展将诱发足底筋膜炎。

相同踝关节角度下,男性和女性的AT硬度大小均为 $0\text{cm} > 3\text{cm} > 6\text{cm}$,呈从远端到近端递减的趋势。Slane等^[22]应用剪切波弹性超声评估健康年轻和中年的跟腱,结果表明,跟腱的顺应性呈从远端到近端逐渐增加的趋势。Helfenstein-Didier等^[2]的研究结果同样如此。

PF硬度与性别无直接联系,而踝关节 0° 时AT在6cm处的硬度存在性别差异,说明性别对于肌肉、筋膜的影响具有独立性,且受踝关节角度和位置的影响,这提示对AT行MyotonPRO检测时,应充分考虑探头

定位和踝关节角度,并将性别因素纳入考虑范围之内。但由于样本例数较小,需扩大样本例数,对性别与硬度的关系展开进一步的研究。

本研究选取俯卧位,上肢自然平放于身体两侧,双足自然悬垂于检查床边缘,测量前休息5min,测量过程中嘱受试者尽量完全放松,目的在于使肌肉充分放松,以确保实验数据的可靠性;男女性受试者BMI分别为 $(21.76 \pm 1.69) \text{kg/m}^2$ 、 $(21.09 \pm 3.12) \text{kg/m}^2$,均处于正常值 $18.5 \sim 23.9 \text{kg/m}^2$ 范围内。但是,本研究仍然存在一定的局限性。首先,本研究对于AT硬度的测量定位于AT 0cm,3cm和6cm,无法排除AT长度和男女性AT长度对于实验结果的影响;其次,本研究选取 -50° , 0° 和 25° 三个角度进行测量,缺乏对踝跖屈或踝背伸过程中AT硬度变化情况的观察;最后,受试者均为健康青年,因此本研究的实验结果仅能说明踝关节角度对于健康青年AT和PF硬度的影响。进一步的研究应着眼于增加AT测量长度、踝关节角度梯度,以及扩大受试者年龄范围。

综上所述,膝关节伸展位下,背伸踝关节能够有效地对AT和PF进行牵拉,且对于AT在3cm和6cm的牵拉作用最大,是造成AT中段易于撕裂的原因之一,另外,AT的硬度呈从远端到近端递减的趋势,此外,对AT行MyotonPRO检测时,应注意探头定位、踝关节角度和性别因素。但由于样本量小,后续的研究应着眼于扩大样本例数,建立与性别和年龄相关的健康人群AT、PF硬度计算模型,从而为评估健康人群AT、PF硬度的变化趋势,以及为跟腱炎和足底筋膜炎的早期诊断提供有效的帮助。

【参考文献】

- [1] Chatzistefani N, Chappell M J, Hutchinson C, et al. A Mathematical Model characterising Achilles tendon dynamics in flexion[J]. *Math Biosci*, 2017, 284: 92-102.
- [2] Helfenstein-Didier C, Andrade R J, Brum J, et al. In vivo quantification of the shear modulus of the human Achilles tendon during passive loading using shear wave dispersion analysis[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(6): 2485-2496.
- [3] Othman A M, Ragab E M. Endoscopic plantar fasciotomy versus extracorporeal shock wave therapy for treatment of chronic plantar fasciitis[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2010, 130(11): 1343-1347.
- [4] Barile A, Bruno F, Mariani S, et al. Follow-up of surgical and minimally invasive treatment of Achilles tendon pathology: a brief diagnostic imaging review[J]. *Musculoskelet Surg*, 2017, 101(Suppl 1): 1-11.
- [5] Egger A C, Berkowitz M J. Achilles tendon injuries[J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2017, 10(1): 72-80.
- [6] Lagergren C, Lindholm A. Vascular distribution in the Achilles tendon; an angiographic and microangiographic study[J]. *Acta Chir Scand*, 1959, 116(5-6): 491-495.
- [7] Viir R, Virkus A, Laiho K, et al. Trapezius muscle tone and viscoelastic properties in sitting and supine positions[J]. *Scand J Work Environ Health*, 2007, 33(3): 76-80.
- [8] Schneider S, Peipsi A, Stokes M, et al. Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2015, 53(1): 57-66.
- [9] 刘春龙, 徐凯, 张志杰, 等. 肌肉状态检测系统评估脑卒中患者肌肉张力的信度研究[J]. *中国康复*, 2014, 29(2): 99-100.
- [10] Pruyn E C, Watsford M L, Murphy A J. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment[J]. *J Sport Health Sci*, 2016, 5(4): 476-483.
- [11] Haen T X, Roux A, Soubeyrand M, et al. Shear waves elastography for assessment of human Achilles tendon's biomechanical properties: an experimental study[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 69: 178-184.
- [12] Boussouar A, Meziane F, Crofts G. Plantar fascia segmentation and thickness estimation in ultrasound images[J]. *Comput Med Imaging Graph*, 2017, 56: 60-73.
- [13] 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.
- [14] Lantto I, Heikkinen J, Flinckila T, et al. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2015, 25(1): 133-138.
- [15] Sconfienza L M, Silvestri E, Orlandi D, et al. Real-time sonoelastography of the plantar fascia: comparison between patients with plantar fasciitis and healthy control subjects[J]. *Radiology*, 2013, 267(1): 195-200.
- [16] Aubry S, Risson J R, Kastler A, et al. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography[J]. *Skeletal Radiol*, 2013, 42(8): 1143-1150.
- [17] Dewall R J, Slane L C, Lee K S, et al. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed[J]. *J Biomech*, 2014, 47(11): 2685-2692.
- [18] Slane L C, Martin J, Dewall R, et al. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon[J]. *Eur Radiol*, 2017, 27(2): 474-482.
- [19] Howell J N, Cabell K S, Chila A G, et al. Stretch reflex and Hoffmann reflex responses to osteopathic manipulative treatment in subjects with Achilles tendinitis[J]. *J Am Osteopath Assoc*, 2006, 106(9): 537-545.
- [20] Saini S S, Reb C W, Chapter M, et al. Achilles Tendon Disorders[J]. *J Am Osteopath Assoc*, 2015, 115(11): 670-676.
- [21] Chen T M, Rozen W M, Pan W R, et al. The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications[J]. *Clin Anat*, 2009, 22(3): 377-385.
- [22] Slane L C, Dewall R, Martin J, et al. Middle-aged adults exhibit altered spatial variations in Achilles tendon wave speed[J]. *Physiol Meas*, 2015, 36(7): 1485-1496.