

·临床研究·

肌肉硬度检测仪评估健康男性小腿三头肌肌肉硬度及其信度研究*

黄佳鹏¹ 宿建² 秦鹏¹ 朱毅³ 张志杰⁴ 唐纯志¹ 刘春龙^{1,5}

摘要

目的:检验肌肉硬度检测仪量化评估不同状态下(俯卧位、等长收缩、站立位)健康男性小腿三头肌肌肉硬度的信度,并分析小腿三头肌肌肉硬度的差异性、肌肉硬度与踝关节主被动力矩的相关性。

方法:健康男性受试者30例,应用肌肉硬度检测仪评估俯卧位、40%、80%最大自主等长收缩及站立位时右侧腓肠肌内侧头(medial head of the gastrocnemius, MG)、腓肠肌外侧头(lateral head of the gastrocnemius, LG)和比目鱼肌(soleus, Sol)的肌肉硬度。分别由评估者A和评估者B进行测量,其中评估者A在5天后重复测量一次。

结果:不同状态下,评估者间信度和重测信度均为良好至优秀(0.86—0.98, 0.75—0.98)。站立位时MG、LG及Sol的肌肉硬度高于其俯卧位($P < 0.001$),且均表现为Sol > LG > MG;肌肉硬度随着收缩强度的增长而增长($P < 0.001$),但两者增长比例不相对应;被动和主动肌肉硬度均与踝关节主被动力矩不相关($P > 0.05$)。

结论:肌肉硬度检测仪评估健康男性MG、LG及Sol肌肉硬度的信度较高,能用于小腿三头肌肌肉硬度的评估,有助于明确MG、LG及Sol在不同状态下的生理硬度特性。

关键词 肌肉硬度检测仪;小腿三头肌;肌肉硬度;信度

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2019)-11-1310-06

The reliability of the triceps surae muscle stiffness assessment by muscle stiffness measurement device in healthy males/HUANG Jiapeng, SU Jian, QIN Kun, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2019, 34(11): 1310—1315

Abstract

Objective: To investigate the reliability of muscle stiffness measurement device for the triceps surae muscle stiffness assessment in healthy males during various conditions (lying, isometric contraction and standing), to detect the correlation between muscle stiffness and passive/active ankle torque, and to compare the difference among muscles.

Method: Thirty healthy male subjects were recruited to assess the muscle stiffness of the medial (MG) and lateral (LG) heads of the gastrocnemius and soleus (Sol) of the right leg during lying, 40%, 80% maximal voluntary isometric contraction and standing by two raters and re-test was performed by one of the raters 5d later.

Result: During various conditions, both inter and intra-rater reliability were good to excellent (0.86—0.98, 0.75—0.98, respectively). The stiffness of MG, LG and Sol during standing was higher than that during lying ($P < 0.001$), and the pattern of muscle stiffness was Sol > LG > Sol ($P < 0.05—0.001$). Isometric contraction significantly increased the stiffness of various muscles ($P < 0.001$), but the increment rate differed between muscle stiffness and isometric contraction intensity. The correlation between passive/active muscle stiffness and passive/ac-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.11.008

*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 深圳市宝安中医院(集团); 3 海南省农垦总医院; 4 河南省洛阳正骨医院,河南省骨科医院; 5 通讯作者

作者简介:黄佳鹏,男,硕士研究生,初级治疗师; 收稿日期:2018-07-12

tive ankle torque was not significant ($P>0.05$).

Conclusion: The inter and intra-rater reliability of the stiffness assessment of MG, LG and Sol by muscle stiffness measurement device in healthy males were good, and muscle stiffness measurement device may be a reliable tool to assess the stiffness of the triceps surae and provide the information for the physiological property of the stiffness of MG, LG and Sol during various conditions.

Author's address Traditional Chinese Medicine University of Guangzhou, 510006

Key word muscle stiffness measurement device; triceps surae; muscle stiffness; reliability

肌肉硬度是反映肌肉抵抗主动收缩或者外力改变其原有形态能力的生物力学指标^[1]。硬度影响独立肌肉的震动吸收能力,是控制和规范人体运动及关节稳定性的重要力学参数^[2-4]。硬度可因生理或病理状态的改变而改变^[5-7],对肌肉的硬度进行测量,能够促进对肌肉硬度与损伤发生之间关系的理解。

小腿三头肌以腓肠肌内侧头(medial head of the gastrocnemius, MG)和腓肠肌外侧头(lateral head of the gastrocnemius, LG)分别起自股骨的内、外上髁,于小腿中部与比目鱼肌(soleus, Sol)结合,向下移行跟腱止于跟骨结节,对人的直立和行走发挥着重要的作用^[8]。因此,有必要对MG、LG和Sol的肌肉硬度进行量化评估。

临床上,对于肌肉硬度的评估主要依靠触诊和被动牵拉,两者均受主观混杂因素制约,可靠性较差,且缺乏对独立肌肉硬度的评估。肌肉硬度检测仪是一种能够对软组织硬度(Stiffness, N/m)进行量化评估的手持式设备^[9-10]。目前,对MG、LG及Sol进行同时评估的研究还比较少,主动收缩对肌肉硬度的影响作用以及肌肉硬度与踝关节力矩之间的关系多局限于腓肠肌进行研究,且并未纳入踝关节主动力矩进行分析^[11-12],而体位变化对肌肉硬度的影响则仅针对女性受试者进行研究,且样本数较少^[13]。因此,本研究旨在应用肌肉硬度检测仪评估俯卧位、40%、80%最大等长自主收缩(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)、和站立位时健康男性受试者右侧MG、LG及Sol的肌肉硬度,以明确小腿三头肌硬度在不同状态下的变化,同时探讨肌肉硬度与踝关节主被动力矩的相关性。

1 资料与方法

1.1 一般资料

2018年5—7月,招募健康男性受试者30例。

研究对象纳入标准:①实验前6个月无小腿三头肌损伤和疾病;②实验前48h无剧烈运动;③无步态异常;④无下肢手术史;⑤未服用任何影响肌张力的药物;⑥无其他神经、肌肉和骨科疾病;⑦利腿为右侧;⑧ $18.5 \leq \text{BMI} \leq 23.9$ 。研究前告知受试者实验过程并签署知情同意书。纳入受试者平均年龄(22.30 ± 1.64)岁,平均身高(171.47 ± 5.12)cm,平均体重(64.28 ± 5.63)kg,平均BMI: 21.84 ± 1.34 ,每周运动时间1—5h,平均2.5h。

1.2 方法

肌肉硬度测量:采用爱沙尼亚Myoton AS公司生产的肌肉硬度检测仪(型号MyotonPRO),对俯卧位、40%、80% MVIC及站立位时的肌肉硬度进行测量。受试者取俯卧位时,双手自然平放于身体两侧,双足自然悬垂于检查床边缘;测量站立位时的肌肉硬度,受试者取人体解剖学姿势^[13]。

踝跖屈MVIC测量:采用MicroFET2手持型肌力测定仪(hand-held dynamometer, HHD)(Hogan Scientific, USA),受试者取俯卧位,膝关节保持伸展位,于腓横纹和股骨大转子水平处,应用无弹力带对躯干和下肢进行固定,测力过程中踝关节取 0° 位^[14]。

肌肉检测定位如下:①MG:外踝至内侧腓窝长度的70%处^[15];②LG:根骨结节至腓骨头2/3处^[16];③Sol:股骨内侧髁至内踝尖的2/3处^[16]。

具体测量步骤如下:①告知受试者实验流程,对实验流程进行熟悉;②全身放松5min后,受试者右侧踝关节完成3次MVIC,每次保持4s,间隔2min,取最大值为100% MVIC,并计算40%和80% MVIC;③应用防水记号笔在体表对检测部位进行标记,受试者完成预设体位和等长收缩强度后,评估者将肌肉硬度检测仪测试端垂直于标记处后,观察HHD显示屏,当力量达到相应等级时,评估者轻触肌肉硬度检测仪,直至探头出现绿线,完成对肌肉硬

度的测量。不同状态下肌肉硬度的测量采用随机化^[11,17-18],每个状态(俯卧位、40%、80% MVIC和站立位)、每块肌肉各测量3次,每次休息1min,取均值进行分析。

实验由评估者A、B先后对肌肉硬度进行测量,评估者A于5d后进行重复测量,检验肌肉硬度检测仪的评估者间信度和重测信度。

1.3 统计学分析

所有资料均采用SPSS 22.0统计软件进行处理。计量资料采用均数±标准差表示,检验水平设置为 $\alpha=0.05$ 。应用组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)作为信度指标对肌肉硬度数据进行分析,ICC等级划分为:ICC < 0.55为差;0.55 < ICC < 0.75为中等;0.75 < ICC < 0.90为好;ICC > 0.90为优秀^[19]。

计算测量标准误(standard error measurement, SEM): $SEM=s \times \sqrt{1-ICC}$,以及最小可检测变化值(minimum detectable changes, MDC): $MDC=1.96 \times SEM \times \sqrt{2}$ 。肌肉硬度的对比应用两因素重复测量方差分析(状态×肌肉,经检验,定量资料满足重复测量方差分析的前提条件)。等长收缩状态下的肌肉硬度对比应用硬度比率进行分析,即硬度比率=肌肉硬度1/(肌肉硬度1+肌肉硬度2),同样进行重复测量方差分析(硬度比率×状态)^[20]。若存在交互效应则应用Bonferroni法进行简单效应分析。相关性分析采用Pearson相关分析。

2 结果

2.1 评估者间信度和重测信度

肌肉硬度检测仪评估小腿三头肌硬度的评估者间信度:①MG:在俯卧位、80% MVIC和站立位时均为优秀(ICC > 0.90),在40% MVIC时为好(0.75 < ICC < 0.90);②LG:在40% MVIC、80% MVIC及站立位时均为优秀(ICC > 0.90),俯卧位时为好(0.75 < ICC < 0.90);③Sol:在各状态下均为优秀(ICC > 0.90)。不同状态、不同肌肉的SEM为6.1—21.2N/m, MDC为16.9—58.7N/m。见表1。

重测信度:①MG:在各状态下均为好(0.75 < ICC < 0.90);②LG:俯卧位时为好(0.75 < ICC < 0.90),在其余状态均为优秀(ICC > 0.90);③Sol:站立位时为优秀,在其余状态为好(0.75 < ICC < 0.90)。不同状态、不同肌肉的SEM为5.9—21.2N/m, MDC则为16.4—58.7N/m,见表1。

2.2 体位变化对于小腿三头肌硬度的影响

重复测量方差分析结果显示肌肉与肌肉状态之间存在交互效应($F=15.62, P=0.000$),进行重复测量设计的简单效应分析。简单效应分析结果显示,站立位时的MG、LG及Sol肌肉硬度均高于其在俯卧位($P < 0.001$)。此外,俯卧位和站立位时MG、LG及Sol肌肉硬度的差异有显著性意义,均为Sol > LG > MG($P < 0.001$),见表2。

2.3 等长收缩对于小腿三头肌肌肉硬度的影响

随着等长收缩强度的增加, MG、LG、Sol的硬度

表1 肌肉硬度检测仪评估肌肉硬度的评估者间信度和重测信度

肌肉及状态	评估者A1 ($\bar{x} \pm s, N/m$)	评估者B ($\bar{x} \pm s, N/m$)	评估者A2 ($\bar{x} \pm s, N/m$)	ICCa [95%CI]	SEM ^① (N/m)	MDC ^① (N/m)	ICCb [95%CI]	SEM ^② (N/m)	MDC ^② (N/m)
MG									
俯卧位	326.62±33.63	332.48±33.29	328.52±31.51	0.93[0.82-0.97]	6.1	16.9	0.75[0.53-0.87]	5.9	16.4
40% MVIC	428.50±67.04	442.24±63.34	429.88±60.44	0.86[0.71-0.93]	11.9	32.9	0.81[0.64-0.91]	11.6	32.0
80% MVIC	492.03±75.32	497.98±69.35	512.69±63.73	0.92[0.83-0.96]	13.1	36.4	0.82[0.66-0.91]	12.8	35.4
站立位	410.40±60.26	400.48±63.08	428.16±59.87	0.95[0.86-0.98]	11.2	31.1	0.89[0.78-0.95]	11.0	30.5
LG									
俯卧位	367.19±51.98	364.42±53.02	361.98±50.64	0.87[0.75-0.94]	9.5	26.4	0.81[0.63-0.90]	9.3	25.8
40% MVIC	466.32±83.32	473.61±91.49	473.77±83.18	0.94[0.87-0.97]	15.9	43.9	0.91[0.82-0.96]	15.1	41.8
80% MVIC	527.17±97.38	529.64±101.65	524.96±98.82	0.95[0.90-0.98]	18.0	49.9	0.91[0.82-0.96]	17.8	49.2
站立位	508.61±93.80	502.12±89.59	526.79±94.01	0.98[0.95-0.99]	16.6	46.0	0.98[0.96-0.99]	17.1	47.3
Sol									
俯卧位	420.04±63.47	426.43±65.21	422.93±61.46	0.97[0.93-0.99]	11.7	32.3	0.83[0.67-0.91]	11.3	31.4
40% MVIC	521.24±82.39	529.22±89.02	504.30±79.28	0.93[0.85-0.96]	15.5	43.1	0.83[0.68-0.92]	14.7	40.8
80% MVIC	551.78±84.78	547.87±94.99	548.79±74.35	0.92[0.85-0.96]	16.3	45.2	0.88[0.76-0.94]	14.4	40.0
站立位	649.97±115.79	659.43±117.88	685.13±115.24	0.98[0.96-0.99]	21.2	58.7	0.98[0.97-0.99]	21.2	58.7

注:①评估者间;②重复测量

均明显增加($P < 0.001$),见表3。另外,收缩强度由40% MVIC提升至80% MVIC的过程中,MG、LG、Sol肌肉硬度分别提升15%、13%和6%,硬度比率MG/(MG+LG)无显著性意义($P > 0.05$),MG/(MG+Sol)及LG/(LG+Sol)均明显提高($P < 0.001$),见表4。

2.4 肌肉硬度与踝关节力矩的相关性分析

Pearson相关性分析显示,在俯卧位、40%和80% MVIC状态下,MG、LG及Sol硬度均与踝关节力矩不相关($P > 0.05$),见表5。

表2 俯卧位与站立位时MG、LG及Sol肌肉硬度对比
($\bar{x} \pm s, N/m$)

肌肉	俯卧位	站立位	P
MG	326.62±33.63 ^①	410.40±60.26 ^①	0.000
LG	367.19±51.98	508.61±93.80	0.000
Sol	420.04±63.47 ^①	649.97±115.79 ^①	0.000

注:与LG肌肉硬度对比:① $P < 0.001$

表3 不同状态下MG、LG及Sol硬度对比
($\bar{x} \pm s, N/m$)

肌肉	俯卧位	40% MVIC	80% MVIC	P
MG	326.62±33.63 ^①	428.50±67.04	492.03±75.32 ^①	0.000
LG	367.19±51.98 ^①	466.32±83.32 ^①	527.17±97.38 ^①	0.000
Sol	420.04±63.47 ^①	521.24±82.39	551.78±84.78 ^①	0.000

注:与40% MVIC时的肌肉硬度对比:① $P < 0.001$

表4 等长收缩状态下肌肉硬度比率对比
($\bar{x} \pm s$)

硬度比率	40% MVIC	80% MVIC	P
MG/(MG+LG)	0.48±0.03	0.48±0.03	0.182
MG/(MG+Sol)	0.45±0.03	0.47±0.03	0.000
LG/(LG+Sol)	0.47±0.03	0.49±0.02	0.000

表5 踝关节力矩与肌肉硬度的相关系数

状态	力矩(N)	r			P		
		MG	LG	Sol	MG	LG	Sol
生理位	5.40±0.98	-0.01	0.14	0.12	0.97	0.45	0.55
40% MVIC	22.92±2.49	0.28	0.25	0.24	0.13	0.19	0.20
80% MVIC	40.57±4.60	0.11	0.07	0.10	0.57	0.70	0.59

3 讨论

肌肉硬度影响独立肌肉的震动吸收能力,是控制和规范人体运动以及关节稳定性的重要力学参数^[2-4]。肌肉硬度可分为被动和主动肌肉硬度,两者均对人体功能有着重要的影响作用^[21]。在临床上,对于主要目的为降低软组织硬度的干预措施,客观量化独立肌肉的被动肌肉硬度有助于明确其疗效,例如,对比深层组织按摩前后肌肉被动硬度的变

化。不同于被动肌肉硬度(其主要在关节活动范围末端发挥稳定关节作用),主动肌肉硬度对于人体动态稳定性至关重要^[22-23]。适宜的主动肌肉硬度除了能够明显提高肌肉运动表现之外,还能有效对抗有害性外力,进而减少损伤的发生率和降低严重性^[24-25]。然而,肌肉硬度异常上升将影响人体正常功能,例如脑瘫引发的痉挛^[26]。另外,40%和80% MVIC与临床应用以及日常生活功能紧密联系,因此本研究将其作为目标强度^[11]。总之,客观量化肌肉硬度,有助于明确被动和主动肌肉硬度的生理特性,对于临床工作者和科研工作者均有着重要的意义。

小腿三头肌位于小腿后侧,由MG、LG及Sol共同组成,对人的直立和行走发挥着重要的作用。Sol与胫前肌在人体直立中共同发挥着稳定胫骨的作用;在人体运动过程中,小腿三头肌则主要发挥以下两种功能:①支撑相通过离心收缩,有效地控制胫骨前移惯性,为下肢向前推进做好准备;②支撑相末期至足趾离地期主动向心收缩产生必要的前进推动力^[27]。运动损伤或者神经肌肉疾病的发生于小腿三头肌,将直接危及人体的运动、工作和日常生活功能。因此,对不同状态下(俯卧位、40%、80% MVIC和站立位)小腿三头肌肌肉硬度进行研究,进而明确MG、LG及Sol的被动和主动肌肉硬度的生理特性,有着重要的临床意义和科研意义。

本研究发现肌肉硬度检测仪可以准确可靠地量化评估不同状态下的MG、LG及Sol肌肉硬度,但评估者间信度至少为好($0.86 < ICC < 0.98$),略高于重测信度($0.75 < ICC < 0.98$)。这与其他信度研究的结果相一致,Mullix等^[28]应用肌肉硬度检测仪(MyotonPRO)评估股直肌和股二头肌硬度的评估者间信度为优秀($ICC > 0.99$),明显高于重测信度($0.72 < ICC < 0.87$);Aird等^[29]于两个时间点应用肌肉硬度检测仪(MyotonPRO)评估老年男性股四头肌的硬度,同天信度为优秀($ICC > 0.90$),高于一星期后的重测信度 $ICC > 0.70$ 。这可能与重复测量间隔期间(5d)存在其他影响因素有关,例如无法统一实验期间受试者的运动量。

另外,本研究就体位变化对于MG、LG及Sol肌肉硬度的影响进行了研究,发现站立位时MG、LG及Sol肌肉硬度均高于其在俯卧位。这可能与站立

位时MG、LG及Sol须参与人体直立,持续收缩以保持身体平衡有关。同时,还发现肌肉硬度 $Sol > LG > MG$ 。有研究认为,Sol由70%—100% I型肌纤维组成,而MG、LG II型肌纤维成分超过50%^[30]。因此,基于I型肌纤维的被动硬度大于II型肌纤维^[31-32],可推断出Sol硬度大于MG及LG。至于LG硬度大于MG,有学者认为,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,踝关节被动运动对于MG的牵拉和放松作用均大于LG,且LG的松弛角度相较MG处于更为跖屈的位置,休息位时得以放松的范围更大,因此推测肌纤维走向和松弛角度可能是LG硬度大于MG的影响因素^[33]。MG、LG及Sol硬度生理特性的建立,为肌肉病变部位与正常部位的区分与诊断提供了一定的指导。Pruyn等^[34]对15例女性(年龄18—35岁)MG、LG及Sol硬度的测量结果,在俯卧位时分别为 293.8 ± 41.6 、 347.5 ± 72.9 及 414.1 ± 68.9 N/m,站立位时分别为 355.8 ± 77.1 、 441.6 ± 116.4 及 587.5 ± 125.1 N/m,同样表现为站立位时的肌肉硬度高于其在俯卧位以及 $Sol > LG > MG$ 。但是,与本次研究相比,Pruyn等^[34]的生理肌肉硬度略低,可能与以下几个因素有关:①探头定位不同;②样本数不同;③研究对象的年龄段不同;④研究对象性别差异。

本研究证实随着等长收缩强度的增加,MG、LG、Sol的硬度均明显增加。这说明肌肉硬度随着生理状态的改变而改变,除被动牵拉令肌肉硬度增加之外,肌肉等长收缩亦使肌肉硬度增加。在人体运动过程中,肌肉进行等长收缩,提高主动肌肉硬度以增加人体稳定性,为其他关节的活动提供了先决条件。

然而,本研究结果还表明,MG、LG、Sol硬度增长比例与其收缩强度增长比例并不直接相对应,等长收缩强度提升40%的情况下,MG、LG、Sol硬度仅分别提升了15%、13%和6%。这是因为踝关节跖屈动作由小腿三头肌、腓长屈肌、趾长屈肌、胫骨后肌等共同完成,独立肌肉的硬度变化情况并不能直接与踝关节跖屈总力矩相对应。目前,有研究应用剪切波弹性成像技术,证实肌肉硬度与肌肉独立力矩呈线性正相关,肌肉硬度能在一定程度上反映出独立肌肉力矩的相对变化情况。本研究对于肌肉硬度

比率的分析表明,MG/(MG+Sol)与LG/(LG+Sol)随着等长收缩强度的提升而提升,这说明在踝关节生理位下,等长收缩强度越大,MG与LG的参与程度越大。Lacourpaille等^[20]则对踝关节角度对于小腿三头肌20% MVIC及20Nm等长收缩肌肉硬度比率的影响进行研究,结果表明,相比于LG,随着踝背伸程度的增加,MG的硬度比率明显增加,即MG在踝跖屈等长收缩中的参与程度越大。本研究在此基础上,证实了在踝关节生理位时,随着等长收缩强度的提升,MG、LG在踝跖屈动作中的参与程度随之增大,我们猜测这种不平衡力量分布,可能是造成肌肉、跟腱损伤的原因之一,但其机制仍有待进一步的研究证实。

此外,本研究发现俯卧位时MG、LG及Sol被动硬度均与踝关节被动力矩不相关。我们猜测这是因为踝关节被动力矩受到协同肌、拮抗肌、韧带以及踝关节囊等其他因素的影响,无法客观准确地反映独立肌肉的硬度。另外,由于踝关节跖屈动作由踝跖屈肌群共同完成,40%和80% MVIC状态下,MG、LG及Sol主动硬度与踝关节总力矩亦不相关。因此,应用肌肉硬度检测仪对MG、LG及Sol被动和主动硬度进行独立地量化评估,更能准确地反映其力学特性,有利于加深对小腿三头肌力学机制的理解。

然而,本研究仍存在一些问题和不足。首先,本研究仅纳入健康受试者,病理因素对于小腿三头肌力学机制的影响仍有待明确。其次,试验对运动史等影响因素对于肌肉硬度的影响考虑不足,造成一定的试验误差。因性别为肌肉硬度的影响因素之一,本研究统一纳入男性受试者,尽可能地排除干扰因素。

4 结论

本研究证实了肌肉硬度检测仪评估MG、LG及Sol肌肉硬度的可行性,初步明确了健康男性MG、LG及Sol在不同状态下(俯卧位、40%和80% MVIC、站立位)的肌肉硬度的生理特性。但由于本研究每块肌肉仅定位于一处进行测量且样本量较小,仍有待大样本的纵向研究评价。进一步的研究可以着眼于病理状态下MG、LG及Sol的硬度变化情况以及对于干预措施的疗效进行评价。

参考文献

- [1] 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.
- [2] Watsford ML, Murphy AJ, Mclachlan KA, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers[J]. *Am J Sport Med*, 2010, 38(10): 2058—2064.
- [3] Akeson WH, Amiel D, Abel MF, et al. Effects of immobilization on joints[J]. *Clin Orthop Relat R*, 1987, (219): 28—37.
- [4] Eiling E, Bryant AL, Petersen W, et al. Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity[J]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2007, 15(2): 126—132.
- [5] Hirata K, Miyamotomikami 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.
- [6] Mense S, Simons DG, Russell IJ. Muscle pain: understanding its nature, diagnosis, and treatment[M]. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [7] Kiesel KB, Uhl T, Underwood FB, et al. Rehabilitative ultrasound measurement of select trunk muscle activation during induced pain[J]. *Man Ther*, 2008, 13(2): 132—138.
- [8] Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction[J]. *J Appl Physiol*, 1998, 85(2): 398—404.
- [9] Bailey L, Samuel D, Warner M, et al. Parameters representing muscle tone, elasticity and stiffness of biceps brachii in healthy older males: symmetry and within-session reliability using the MyotonPRO[J]. *J Neurol Disord*, 2013, 1(1): 1—7.
- [10] Agyapong-Badu S, Warner M, Samuel D, et al. Measurement of ageing effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device[J]. *Arch Gerontol Geriatr*, 2016, 62: 59—67.
- [11] Kelly JP, Koppenhaver SL, Michener LA, et al. Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2017, 38: 73—80.
- [12] Chino K, Takahashi H. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography[J]. *Clin Biomech*, 2015, 30(10): 1230—1235.
- [13] Pruyn EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment[J]. *J Sport Health Sci*, 2016, 5(4): 476—483.
- [14] Krasnow D, Ambegaonkar JP, Stecyk S, et al. Development of a portable anchored dynamometer for collection of maximal voluntary isometric contractions in biomechanics research on dancers[J]. *Med Probl Perform Art*, 2011, 26(4): 185—194.
- [15] 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.
- [16] Masood T, Bojsen-Møller J, Kalliokoski KK, et al. Differential contributions of ankle plantarflexors during submaximal isometric muscle action: a PET and EMG study[J]. *J Electromyogr Kines*, 2014, 24(3): 367—374.
- [17] Bacurau RF, Monteiro GA, Ugrinowitsch C, et al. Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength[J]. *J Strength Cond Res*, 2009, 23(1): 304—308.
- [18] Jarocka E, Marusiak J, Kumorek M, et al. Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices[J]. *Physiol Meas*, 2012, 33(1): 65—78.
- [19] 刘春龙, 张志杰, 余瑾, 等. 康复超声成像技术测量健康青年腹部肌肉厚度及其信度研究 [J]. *中国康复医学杂志*, 2014, 29: 124—126.
- [20] Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. The nervous system does not compensate for an acute change in the balance of passive force between synergist muscles[J]. *J Exp Biol*, 2017: jeb.163303.
- [21] Zinder SM, Padua DA. Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness[J]. *J Sport Rehabil*, 2011, 20: 1—8.
- [22] Duan XH, Allen RH, Sun JQ. A stiffness-varying model of human gait[J]. *Med Eng Phys*, 1997, 19(6): 518—524.
- [23] Wagner H, Blickhan R. Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation[J]. *J Theor Biol*, 1999, 199(2): 163—179.
- [24] Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity[J]. *J Appl Physiol*, 1991, 70(2): 825—833.
- [25] Wojtyś EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ. A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84(1): 10—16.
- [26] Lee SS, Gaeblerpira D, Zhang LQ, et al. Use of shear wave ultrasound elastography to quantify muscle properties (下转第1327页)