# 半刚性非对称结构踝护具的内翻防护效果研究

# 李宇豪1,牛文鑫2,王 璐1,关国平1

- (1. 东华大学纺织学院,纺织面料技术教育部重点实验室,上海 201620;
- 2. 同济大学附属上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心),上海 201619)

摘 要:目的:通过人体实验,对半刚性踝护具内翻防护效果进行研究,对该护具的内翻防护性能进行评价。方法:对 14 名男性志愿者进行平面与斜面着陆测试。平面着陆实验在不同高度(40 cm、50 cm、60 cm)及不同状态(裸足、弹性护具、半刚性护具)下进行,斜面着陆实验设置高度为 40 cm,比较不同状态(裸足、弹性护具、半刚性护具)下的各项数据。利用 Vicon 三维动态捕捉系统收集运动学和地面反力数据。结果:平面着陆实验中,弹性护具组的最大内翻角度和最大外翻力矩最小(P < 0.05)。斜面着陆中,半刚性护具组的最大外翻力矩最大(P < 0.05)。胡面着陆中,半刚性护具组的最大外翻力矩最大(P > 0.05)。相较于平面着陆,斜面着陆下最大内翻角度、最大内翻角速度和最大外翻力矩均较大。结论:斜面着陆中,半刚性护具的最大内翻角度显著减小,表明其内翻防护性能较好;最大内翻角速度和最大外翻力矩能否作为护具内翻防护效果的评价参数有待进一步探讨。

关键词:非对称; 踝护具; 踝关节内翻; 内翻角; 内翻角速度; 外翻力矩; 防护效果

中图分类号: G804.5 文献标志码: A 文章编号: 1008-3596 (2020) 05-0071-07

着陆动作在跑步、篮球、排球等运动中十分常见,踝关节在着陆过程中很容易发生扭伤。有文献调查了常见的 70 项运动,发现踝关节是其中 24 项运动中最常见的损伤部位[1]。在踝关节扭伤案例中,踝关节内翻损伤占比超过 80 % [2],是踝关节损伤的主要形式[3]。关于踝关节扭伤防护,目前最常见的措施主要有贴扎和佩戴踝护具[4]。相较于贴扎,佩戴踝护具是主流的防护形式[5]。有文献表明,相较于弹性踝护具,半刚性踝护具在踝关节内翻防护方面具有更好的效果 [6-7]。为了进一步提高半刚性踝护具对踝关节的内翻防护效果,关国平等人设计开发了系列非对

称结构的半刚性踝护具<sup>[8]</sup>。研究结果表明,该踝护具不影响踝关节运动的灵活性。与弹性踝护具相比,该踝护具亦可显著提高踝关节运动相关肌群的肌电水平,暗示其具有较好的踝关节防护功效。

在此基础上,通过人体高台跳落试验,比较 平面和斜面着陆中,裸足、弹性护具以及半刚性 护具三种状态下踝关节的运动学和动力学数据。 运用踝关节最大内翻角度、最大内翻角速度和最 大外翻力矩参数来评价该踝护具的内翻防护效 果,一方面检验指标评价的可行性与可靠性,也 进一步为优化该踝护具提供参考。

收稿日期: 2020-04-28

基金项目:教育部与国家外专局纺织生物医用材料科学与技术创新引智基地项目"半刚性非对称结构踝护具的踝关节内翻防护效果研究"(B07024)

作者简介:李宇豪(1996一),男,江苏宿迁人,在读硕士,研究方向为生物医用纺织品运动康复。

**文本信息**: 李宇豪, 牛文鑫, 王璐, 等. 半刚性非对称结构踝护具的内翻防护效果研究[J]. 河北体育学院学报, 2020, 34 (5): 71-77.

# 1 材料和方法

#### 1.1 材料

#### 1.1.1 踝护具

半刚性非对称结构踝护具是由本实验室一纺织面料技术教育部重点实验室针对过度内翻损伤而自主研发的产品,整体为三层材料复合结构。其内外侧结构并不相同,相较于内侧区域,外侧防护区和足底部分有可塑性材料加固,每两层之间通过热压粘合复合成型。试验选用的护具尺码为 M,适合于身高约 175 cm、体重约 65 kg的成年健康男性使用。以市售的针织弹性踝护具Bestray 作为对照(图 1),该弹性护具拥有两条加压固定的绷带,主要材料为锦纶、聚酯纤维。试验选用的尺码与半刚性护具相同。





(a)弹性踝护具

(b)半刚性踝护具

图 1 实验所用踝护具

# 1.1.2 志愿者

本研究招募了 14 名健康男性大学生志愿者 开展人体试验,所有志愿者未有踝关节损伤史,均为右利腿,自愿参加本试验。志愿者平均年龄 22±3岁,平均身高 174.00±2.35 cm,平均体重 65.5±3.2 kg。

## 1.1.3 试验器材

AMTI 三维测力台 2 块(1 000 Hz, 90 cm  $\times$  60 cm  $\times$  10 cm)。Vicon 三维 动态 捕捉 系统(200 Hz, Vicon,Oxfot'd Metric),包括红外捕捉摄相机 8 台,直径为 14 mm 的红外反光球 35 个。可分级实验跳台,作为起跳前站立的平台。根据实验需要,高度设置依次为 40 cm、50 cm、60 cm。20°斜面(38.55 cm  $\times$  42.86 cm  $\times$  15.45 cm),被安置在右脚所在的测力台区域内。

#### 1.1.4 软件

Vicon Nexus 2.6.1,用于对捕捉到的运动轨迹进行记录和补充。三维步态分析软件 Visual 3D,用于输出所需要的运动学和动力学参数。Mokka (Motion Kinematic & Kinetic analyzer),用于查看 C3D 文件中标记点的运动情况。

# 1.2 方法

# 1.2.1 志愿者平面着陆

实验开始前,对每位志愿者进行培训,要求志愿者在着陆过程中,双手抱在胸前。着陆前,志愿者站立在高台上,两足分开与肩同宽。听到口令后即跳落,采用对称(指身体左右两部分基本沿着正中矢状面对称)的方式着陆,身体自然前倾,下肢自然弯曲,最后再自然直立站稳。受试者成功跳落到地面并且至少维持2s的平衡记为一次成功测试<sup>[9]</sup>。每位志愿者在每个高度(40 cm、50 cm、60 cm)及每个状态(裸足、弹性护具、半刚性护具)下,各跳落3次,如在40 cm高度下裸足跳3次、弹性跳3次、半刚性跳3次。

## 1.2.2 志愿者斜面着陆

考虑到斜面着陆的安全性,本实验选择了20°的斜面,跳落高度设置为40cm。每位志愿者在三种状态(裸足、弹性护具、半刚性护具)下,按照平面着陆的方式各跳落3次。







(b)斜面着陆

图 2 两种着陆方式示意图

## 1.2.3 试验准备

根据需要在人体相关部位粘贴反光球,首先 是骨盆处的髂嵴、大转子;然后是膝关节的内外 侧,为了方便后续建模,同时在大腿以及小腿处 粘贴了T型架;最后是踝关节内外侧、第一跖 骨、第五跖骨、大脚趾和足跟。

## 1.2.4 数据收集

跳跃过程中,通过 AMTI 三维测力台收集着陆后的地面反力数据,采样频率为 1 000 Hz。通过 Vicon 红外摄像机捕捉运动中反光球的位置,记录运动学参数,采样频率为 200 Hz。

## 1.2.5 数据处理

试验完成后,用 Vicon Nexus 2.6.1 对数据进一步处理,利用软件中的算法等功能去除杂点、补回运动过程中丢失的点,使每个着陆过程的运动轨迹都流畅完整,得到相应的 C3D 文件。1.2.6 建模

在 Visual 3D 中建立每位受试者的骨骼模型,导入相应的 C3D 文件后输出内翻角度、内翻角速度、外翻力矩等数值,其中关节运动的方向根据右手定则确定。选取脚刚离开高台时刻到落地后站稳时刻为研究时间段。

# 1.2.7 数据统计分析

所有数据用平均值士标准差来表示,使用 IBM SPSS Statistic 25 软件进行多因素方差分析,当 P<0.05 时,认为差异具有显著性。

# 2 结果与分析

# 2.1 C3D **文件**

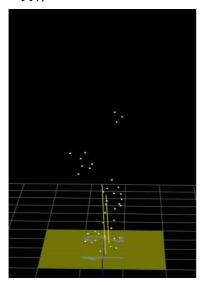


图 3 屈膝着陆时刻 C3D 文件

测试得到屈膝着陆时刻 C3D 文件 (图 3)。其中 白色点即为粘贴在志愿者关节处的红外反光球, 黄色区域表示测力台,两条向上的黄色线段表示 地面反力,其方向和长度分别表示地面反力的方 向和大小。

# 2.2 Visual 3D 建模结果

对 C3D 文件建模后得到屈膝着陆的骨骼模型 (图 4)。其中白色部分是根据人体参数建立的骨骼模型,紫色区域表示测力台,并以其建立了全局三维坐标系,带有箭头的红色线段表示地面反力,其方向和长度分别表示地面反力的方向和大小。

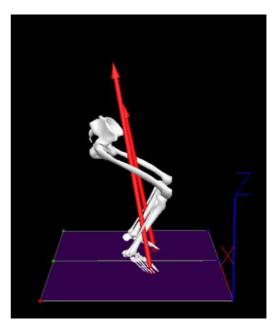


图 4 屈膝着陆的骨骼模型

## 2.3 平面着陆的测试结果

结果(表 1)显示,跳台高度和防护状态对最大内翻角度、最大内翻角速度以及最大外翻力矩均没有显著的交互作用 (P>0.05)。跳台高度对最大内翻角度、最大内翻角速度以及最大外翻力矩均没有显著影响 (P>0.05)。从三种状态来看,相较于裸足和半刚性护具,弹性护具显著减小了最大内翻角度 (P<0.05);半刚性护具和裸足下的最大内翻角度没有显著差异 (P>0.05)。不同防护状态之间最大内翻角速度没有显著差异 (P>0.05)。不同防护状态之间最大内翻角速度没有显著差异 (P>0.05)。相较于裸足和半刚性护具,弹性护具显著减小了最大外翻力矩 (P<0.05)。

防护状态	高度/cm	最大内翻角度/(°) <sup>a,b</sup>	最大内翻角速度/(°/s)	最大外翻力矩/(Nm/kg) <sup>a,b</sup>
裸足	40	1.94±5.33	$168.72\pm73.58$	$-0.20\pm0.14$
	50	$3.39 \pm 4.66$	186.99 $\pm$ 77.10	$-0.25\pm0.15$
	60	0.73 $\pm$ 4.46	192.65 $\pm$ 56.64	$-0.17\pm0.11$
弹性护具	40	$-0.95\pm4.52$	117.95 $\pm$ 25.81	$-0.14\pm0.10$
	50	$-1.20\pm6.03$	140.94 $\pm$ 63.74	$-0.11\pm0.07$
	60	$-0.86\pm5.96$	$161.83 \pm 75.85$	$-0.15\pm0.08$
半刚性护具	40	$2.24 \pm 4.84$	$124.49 \pm 29.61$	$-0.15\pm0.09$
	50	$2.48 \pm 5.09$	$148.94 \pm 41.55$	$-0.23\pm0.12$
	60	$2.23 \pm 4.87$	$162.62 \pm 66.68$	$-0.22\pm0.13$

表 1 偏利侧踝关节在不同高度及不同防护状态下平面着陆的测试结果

注: "一"表示外翻; "a"表示裸足和弹性护具有显著性差异, "b"表示弹性护具和半刚性护具有显著性差异

## 2.4 斜面着陆的测试结果

结果(表2)显示,裸足状态下最大内翻角度最大,半刚性护具下最大内翻角度最小,弹性护具下数值介于两者之间。相较于裸足状态,半刚性护具显著减小了最大内翻角度数值(P<

0.05)。最大内翻角速度方面,半刚性护具下数值最大,弹性护具下数值次之,裸足状态下数值最小。两两之间均没有显著差异(P>0.05)。最大外翻力矩方面,弹性护具下和裸足状态下数值相当,均显著小于半刚性护具下数值(P<0.05)。

表 2 偏利侧踝关节在不同防护状态下斜面着陆的测试结果

防护状态	最大内翻角度/(°)°	最大内翻角速度/(°/s)	最大外翻力矩/(Nm/kg)b·c
裸足	$14.23 \pm 2.85$	$435.69 \pm 144.14$	$-0.60\pm0.12$
弹性护具	$12.82 \pm 6.43$	$473.65 \pm 103.46$	$-0.62\pm0.28$
半刚性护具	11. $26 \pm 2.82$	$506.35 \pm 140.29$	$-0.86\pm0.25$

注:"一"表示外翻;b表示弹性护具和半刚性护具有显著性差异;c表示裸足和半刚性护具有显著性差异

# 2.5 平面着陆和斜面着陆的结果对比

在 40 cm 高度下,对平面和斜面着陆时最大内翻角度、最大内翻角速度和最大外翻力矩的数值进行比较(图 5—7)。发现在相同状态下,斜面着陆时的最大内翻角度、最大内翻角速度和最大外翻力矩明显大于平面着陆时的数值。

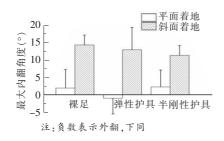


图 5 不同防护状态及不同着陆面下最大内翻角度的比较

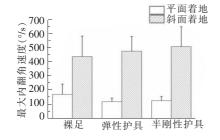


图 6 不同防护状态及不同着陆面下最大内翻角速度的比较

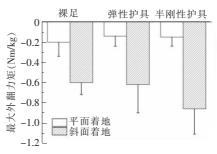


图 7 不同防护状态及不同着陆面下最大外翻力矩的比较

# 3 讨论

# 3.1 平面着陆

平面着陆方面,本研究主要参考牛文鑫等人们评价人体下肢能力时采用的测试方法。同时为了防止下肢反光球在运动过程中被遮挡,着陆时要求志愿者双手抱胸。吴狄等人的研究对象为空降伞兵的平面着陆,结果显示弹性护具状态与裸足状态下最大内翻角度没有显著差异,半刚性护具组的最大内翻角度显著减小。由于该研究选取的跳落高度较大,达到 120 cm,可以认为随着跳落高度增大,弹性护具对踝关节的固定效果可能不够理想。考虑到安全因素,本实验选取的高度尚不足以显示该半刚性护具的优势。但

是,在后续的研究中,期望进行更高高度的着陆 测试试验。

有研究表明,在 40 cm 高度下平面着陆时,该半刚性护具能够显著增加相关肌群的活性,说明肌肉能够更快速地应对可能的损伤风险<sup>[10]</sup>。一般踝关节冠状面的运动角范围可达到 35°,最大内翻角度可达到 23°<sup>[11]</sup>。40 cm 高度下平面着陆时,尽管踝关节的最大内翻角度数值较大,但远远未达到损伤的阈值。因此在踝关节损伤风险较低的情况下,最大内翻角度可能并不比肌肉活性更能够评价护具的内翻防护情况。

Mills 等人<sup>[12]</sup>的跳落实验结果同样表明不同防护状态之间最大内翻角速度没有显著差异(P > 0.05)。另外 Sato 等人<sup>[13]</sup>研究发现,单腿跳落到斜面上时,护具能够显著降低最大内翻角速度。当踝关节外侧韧带受到载荷的速度超出神经响应速度时,便会发生损伤<sup>[14]</sup>。因此在踝关节未发生较快速率转动时,不同防护状态下最大内翻角速度的数值可能不存在显著差异。

外翻力矩是指踝关节外翻转动的趋势大小,一般是为了对抗内翻力矩而被动产生的[6]。研究显示跳台高度对最大外翻力矩没有显著影响(F=0.718,P=0.490),这是由于内翻力矩是地面反力和力臂的产物[15]。平面着陆时,内翻力矩的力臂值很小,因此高度的影响也就较小。弹性护具下,最大外翻力矩数值最小(P<0.05)。这说明弹性护具限制了踝关节冠状面的运动趋势。相较而言,半刚性护具下踝关节冠状面的灵活性仍然较好,说明在平面着陆中,无内翻损伤风险时,半刚性护具不影响正常的关节活动。

#### 3.2 斜面着陆

斜面着陆的方式和平面着陆方式相同。斜面的倾斜度、斜面落脚点的高度以及志愿者足部的试验条件主要参考张松宁等人<sup>[16]</sup>在斜面着陆中采用的试验方法。Brockett等人<sup>[17]</sup>发现,在步态行走时,踝关节最大内翻角度在 7.5°左右,甚至大于平面着陆下的踝关节最大内翻角度5.3°<sup>[16]</sup>。鉴于该半刚性护具主要针对踝关节发生较大角度内翻而设计,对于评价踝护具的防护效果以及研究踝关节的生物力学性能,斜面着陆试验尤为必要<sup>[18]</sup>。

半刚性护具下最大内翻角度数值最小,且差异显著 (P<0.05),说明在踝关节发生较大角度内翻时,半刚性护具相较于裸足和弹性护具拥

有较好的内翻防护作用。这和前人的研究一致<sup>[19]</sup>,即在斜面着陆实验中,半刚性护具在限制最大内翻角度方面具有显著效果。从护具的材料和结构上来看,该半刚性护具的外侧拥有强度较高的可塑性材料,同时搭配有足背和小腿处的固定绑带<sup>[8]</sup>。因此,在脚踝处于过度内翻的情况下,该半刚性护具能够有效限制踝关节在冠状面上的运动。弹性护具内外侧均为弹性的材料,在斜面着陆时对关节运动的限制性较弱。

Vikki 等人<sup>[20]</sup>比较了跑步、高台跳落等正常运动和模拟扭伤运动的数值,发现踝关节扭伤时的角速度为 623°/s,大于本实验的最大内翻角速度数值。另外 Hueber 等人<sup>[21]</sup>认为较大的角速度说明踝关节动量较大,可能是转化冲击能量的方式。因此在斜面着陆过程中,踝关节处较大的内翻角速度可能也是一种必要的行为,是在安全阈值内的潜在保护手段。

力矩峰值越大,表明肌肉的做功能力越强<sup>[22]</sup>,可以认为该半刚性护具增加了下肢肌肉的敏感度。Dewar等人<sup>[23]</sup>指出关节力矩的增加可能和关节运动角度减少有关,这和本研究结果一致。在半刚性护具下,踝关节最大外翻力矩的数值最大,最大内翻角度的数值最小。Gardner等人<sup>[24]</sup>指出踝关节力矩的增加表明能量更多地向膝关节以及髋关节传递,即在半刚性护具下,作用力会向远端传递。对于跳落过程中地面反力带来的冲击,Kim等人<sup>[22]</sup>认为下肢衰减越多的能量,落地性能越好。如果向膝关节等远端关节传递的能量在关节的承受范围内,那么作用力向远端传递的行为可能减少踝关节压力<sup>[13]</sup>。

## 3.3 平面着陆和斜面着陆比较

相同状态下,斜面着陆过程中最大内翻角度、最大内翻角速度均明显增大。这是由于斜面着陆时,为了能够平稳站立在斜面上,脚在接触斜面的瞬间,踝关节会发生较快速率的内翻,产生接近于斜面倾斜角度的内翻角度。斜面着陆时,半刚性护具较弹性护具显著减小了最大内翻角度,这和平面着陆时的结果相反。说明不同的测试场景,如落地面的倾斜度和跳落高度对踝护具防护性能的测试结果具有决定性影响。由于很多踝关节外侧韧带扭伤都发生在踝关节内翻的情况下[25],因此在评价护具的防护效果时,应该合理选择落地面的倾斜度。跳落到斜面时,内翻力矩的力臂较大,内翻力矩较大,需要更大的内

部外翻肌产生外翻力矩来抵消<sup>[18]</sup>。有研究表明斜面着陆的方式更硬性,人体的相关肌群需要更好地吸收能量<sup>[26]</sup>,而着陆中能量的吸收与关节的运动有一定关系<sup>[27]</sup>。因此斜面着陆时,处于安全范围内的某些下肢运动可能是相关肌群和韧带吸收及转化能量的一种手段。

# 4 结论

斜面着陆中,最大内翻角度能够直观地体现 踝护具的内翻防护效果。而最大内翻角速度、最 大外翻力矩和地面冲击能量的转化有较大关联, 其数值并不能够直接反映出护具的内翻防护效 果。未来可以采用人体仿真技术来模拟踝关节内 翻损伤,以便于精确地研究内翻损伤过程中相关 评价参数的变化特征,进而提出内翻防护型踝护 具的评价标准。

# 参考文献:

- [1] FONG DT, HONG Y, CHAN LK, et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports [J]. Sports Medicine, 2007, 37(1):73.
- [2] HASCW, FONG DTP, CHANKM. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory [J]. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology, 2015, 2(4):114.
- [3] ROOS K G, KERR Z Y, MAUNTEL T C, et al. The epidemiology of lateral ligament complex ankle sprains in National Collegiate Athletic Association sports[J]. The American Journal of Sports Medicine, 2017, 45(1):201.
- [4] 肖才坤. 贴扎对功能性踝关节不稳的干预效果综述 [J]. 当代体育科技,2017,7(31):11.
- [5] EVANS L J, CLOUGH A. Prevention of ankle sprain; a systematic review[J]. Journal of Orthopaedic Medicine, 2012, 34(4):146.
- [6] 吴狄. 新型军事跳伞踝关节防护装置 CPAB 的研究 [D]. 大连:大连医科大学,2018.
- [7] 牛文鑫,姚杰,傅维杰,等.安全着陆:生物力学研究 [M].上海:同济大学出版社,2017.
- [8] 汪郁明,王一婷,牛文鑫,等. 踝关节外侧韧带加强型踝护具设计及其性能验证[J]. 医疗卫生装备, 2018,39(11):15.
- [9] THEODORAKOS I, RUETERBORIES J, LUND M E, et al. Effects of a semi-rigid ankle brace on ankle joint loading during landing on inclined surfaces[J].

- International Biomechanics, 2018, 5(1):46.
- [10] LEE H H, LIN C W, WU H W, et al. Changes in biomechanics and muscle activation in injured ballet dancers during a jump-land task with turnout (SissonneFermée) [J]. Journal of Sports Sciences, 2012, 30(7):689.
- [11] STAUFFER R N, CHAO E Y, BREWSTER R C. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint[J]. Clinical Orthopaedicsand Related Research, 1977 (127):189.
- [12] MILLS C, PAIN M T G, YEADON M R. Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading[J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(6):671.
- [13] SATO N, NUNOME H, HOPPER L S, et al. Ankle taping can reduce external ankle joint moments during drop landings on a tilted surface[J]. Sports Biomechanics, 2019, 18(1):28.
- [14] 关国平,孟强,牛文鑫,等. 踝关节扭伤防护及其康复研究进展[J]. 医用生物力学,2016,31(1):78.
- [15] FONG D T P, HONG Y, SHIMA Y, et al. Biomechanics of supination ankle sprain; a case report of an accidental injury event in the laboratory[J]. The American Journal of Sports Medicine, 2009, 37(4); 822.
- [16] 张松宁, Chen Q J, Wortley M,等. 地表面倾斜度与 踝关节护具对垂直着地运动中地面反作用力、踝关节运动学和动力学的效应[J]. 体育科研, 2015, 36(1):1.
- [17] BROCKETT C L, CHAPMAN G J. Biomechanics of the ankle[J]. Orthopaedics and Trauma, 2016, 30(3), 232
- [18] CHEN Q, WORTLEY M, BHASKARAN D, et al.

  Is the inverted surface landing more suitable in evaluating ankle braces and ankle inversion perturbation? [J]. Clinical Journal of Sport Medicine, 2012, 22(3):214.
- [19] 罗小强,潘慧.不同类型护具对斜面垂直着地时踝关节运动力学和地面反作用力的影响[J].中国校医,2017,31(9):648.
- [20] CHU V W, FONG D T, CHAN Y, et al. Differentiation of ankle sprain motion and common sporting motion by ankle inversion velocity [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(10): 2035.
- [21] HUEBER G A, HALL E A, SAGE B W, et al.
  Prophylactic bracing has no effect on lower extremity alignment or functional performance [J].
  International Journal of Sports Medicine, 2017, 38

(8):637.

- [22] KIM H,SON S,SEELEY M K, et al. Kinetic compensations due to chronic ankle instability during landing and jumping [J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2017, 50(2):308.
- [23] DEWAR R A, ARNOLD G P, WANG W, et al.
  The effects of wearing an Ankle Stabilizing Orthosis(ASO) Ankle Brace on ankle joints kinetics and kinematics during a basketball rebounding task
  [J]. The Foot, 2019, 40:34.
- [24] GARDNER J K, MCCAW S T, LAUDNER K G, et al. Effect of ankle braces on lower extremity joint en-

- ergetics in single-leg landings[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2012, 44(6):1116.
- [25] AL-MOHREJ O A, AL-KENANI N S. Acute ankle sprain; conservative or surgical approach? [J]. EFORT Open Reviews, 2016, 1(2): 34.
- [26] SELF B P, PAINE D. Ankle biomechanics during four landing techniques[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2001, 33(8):1338.
- [27] BURKITT J J, BONGERS R M, ELLIOTT D, et al. Extending energy optimization in goal-directed aiming from movement kinematics to joint angles [J]. Journal of Motor Behavior, 2017, 49(2):129.

# A Study on the Protective Effect of Semi-rigid Asymmetric Ankle Protector on Varus

LI Yuhao<sup>1</sup>, NIU Wenxin<sup>2</sup>, WANG Lu<sup>1</sup>, GUAN Guoping<sup>1</sup>

(1. Key Laboratory of Textile Fabric Technology Ministry of Education, College of Textiles, Donghua University, Shanghai 201620, China; 2. Shanghai Yangzhi Rehabilitation Hospital (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Tongji University, Shanghai 201619, China)

Abstract: Objective: The protective effect of semi-rigid ankle protector on varuswas studied and the protection performance of the semi-rigid ankle protector was evaluated by human tests. Methods: Fourteen male volunteers were tested for plane and inclined landing. The plane landing experiment was carried out at different heights (40 cm, 50 cm, 60 cm) and different states (bare feet, elastic protectors and semi-rigid protectors). The slant landing experiments were set at 40 cm. The data of different states (bare feet, elastic protective equipment and semi-rigid protective equipment) were compared. Vicon 3D motion capture is used to collect kinematics and ground reaction data. Results: In the plane landing experiment, the maximum varus angle and the maximum eversion moment of the elastic protector group were the smallest (P < 0.05). In oblique landing, the maximum eversion moment of semi-rigid armor group was the largest (P<0.05), and the maximum varus angle was significantly smaller than that of bare foot (P < 0.05). There was no significant difference in the maximum varus angle velocity between the two landing modes (P > 0.05). Compared with the plane landing, the maximum varus angle, the maximum varus angle velocity and the maximum eversion moment of the inclined landing are larger. Conclusion: In the slope landing, the maximum varus angle of the semi-rigid protective device is significantly reduced, which indicates that the semi-rigid protective device has better protection performance. Whether the maximum varus angular velocity and the maximum eversion moment can be used as the evaluation parameters of the effect of the protective device need to be further discussed.

**Key words:** asymmetric; ankle protector; ankle varus; varus angle; varus angular velocity; eversion moment; protective effect