

DOI: 10.19333/j.mfkj.2017080130607

运动护具对网球运动中上肢防护的影响

李媛, 谢红, 邓红琼, 吴旭波

(上海工程技术大学 服装学院, 上海 201600)

摘要: 从运动生物力学的角度分析运动护具对网球运动中上肢防护的影响。首先, 构建了网球运动中人体骨骼关节防护模型, 以上肢3个关节的击球动量峰值与动量变化率作为防护指标参数; 其次, 以面料弹性、厚度为变量, 制成不同的护肩、护肘、护腕, 受试者穿戴不同的护具进行运动测量实验, 经数据处理得到上肢关节的2个指标参数。利用单因素方差分析得出: 相较于弹性, 厚度对指标的影响更显著 ($P < 0.01$)。通过改变面料复合方式和护具对上肢的包缠方式, 分析护具的不同变量对上肢运动参数的影响。实验结果表明, 面料的弹性、厚度、复合方式及护具的包缠方式对上肢运动参数的改变有影响, 尤其在肘、腕部 ($P < 0.01$)。研究结果证实了运动护具对损伤防护具有积极作用, 对于运动护具设计具有一定的参考作用。

关键词: 运动护具; 网球运动; 上肢关节; 防护

中图分类号: TS 941.17 **文献标志码:** A

Influence of sports gears on upper limb protection in tennis

LI Yuan, XIE Hong, DENG Hongqiong, WU Xubo

(Fashion College, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201600, China)

Abstract: The main objective of this study is to analyze the influence of protective gears based on sports biomechanics. Firstly, human protection model on tennis was constructed in this paper, and peak momentum and momentum buffer force coefficient was used as two evaluation parameters to describe protection performance. Different gears for tennis serve were worn for dynamic measurement and two evaluation parameters of the upper limb were achieved. Elasticity and thickness of the fabrics were set as variables and the ANOVA shows that thickness is more significant than that of elasticity ($P < 0.01$). Thirdly, fabric compound methods and wrapping types were set as independent variables. The ANOVA shows that these factors are of great significance to change the evaluation parameters of the upper limbs joints, especially for elbow and wrist ($P < 0.01$). This research confirms the positive influence of gears on injury protection, and the variables discussed in the experiments are valuable elements for protective tennis gears design.

Keywords: sports gears; tennis; upper limb joints; protection performance

一项关于职业网球赛的损伤研究结果显示: 超过50%的运动员因运动损伤而退出赛场^[1]。网球运动损伤很常见, 尤其易发生于网球竞技赛中, 因为竞技赛中过度的训练和频繁地重复击球会使骨骼肌肉受到高负荷^[2-3], 这类负荷会引发上肢骨骼和肌肉的运动特异性适应性反应^[4]。由于重复使用上

肢所产生的力和垂直于地面的击球冲击会使肌肉、肌腱和关节受到较大的机械力和生理应激, 从而易受到损害^[5]。研究表明, 造成网球损伤的主要原因是微创伤, 在过度运动时^[6], 由球拍和球碰撞所产生的冲击力和振动传递到手臂所导致的。尤其是不当的手或腕部用力, 使击球点在球拍上偏离所产生的力和冲击从球转移到球拍^[7], 击球冲击力解释了许多急性超负荷损伤^[8]。

越来越多的人在运动时会有意识地通过佩戴运动护具来避免损伤。Palmer等^[9]研制出一种特殊材料D30, 这种材料能有效缓冲冲击, 被用来制作

收稿日期: 2017-08-16

第一作者简介: 李媛, 硕士生, 主要研究方向为运动生物力学及运动功能服装。通信作者: 谢红, E-mail: xiehong99618@126.com。

滑雪裤和滑雪服。Graham^[10] 2006年开发了一项冲击技术,通过硅橡胶涂层处理过的一种三维的织物衬垫,在受到冲击时会立即变硬,冲击力消散后回复柔软状态。运动品牌LP护具产品利用加压技术来辅助肌肉发力,在降低耗损的同时维持关节稳定。目前运动护具产品的防护有效性还没有相应的行业标准,因此很难判断此类产品的真正作用,原因在于,运动损伤、运动防护及产品开发等工作涉及生物力学、运动医学、材料力学等学科,而在开发产品时还应考虑人体及人体与运动服装之间的关系,如压力舒适性^[11]、运动时皮肤拉伸率^[12]等,是一个复杂的各学科之间的交叉研究。本文从运动损伤机制和生物力学角度出发,研究运动护具对网球服防护性能的影响。

1 运动损伤机制与防护模型建立

1.1 运动损伤机制

人体骨骼、关节和肌肉对外加载荷有一定的承受能力,但当运动中外加载荷超出其承受值,就会引起人体运动损伤。在运动中人的骨骼是不能接受外力直接冲击的,必须通过肌肉组织对外力的消散来防护人体骨骼,肌肉通过产生形变来吸收外力,使传递到人体骨骼关节的力减弱,减小发生损伤的可能性^[13],因此,通过减小外力载荷及增强自身运动素质可以降低损伤的风险。

1.2 人体运动防护模型构建

学者 Hill 将肌肉简化为收缩元(CC),串联弹性元(PEC)和并联弹性元(SEC)构成的弹簧模型^[14],其中肌肉的收缩元维持肌肉的主动收缩舒张,弹性成分则在肌肉活动时对于肌肉储存能量及外力缓冲有着重要作用。人体肌肉对骨骼的防护作用是通过肌肉的形变来缓冲外力的,因此本文研究选择弹簧振子模型来简化肌肉,只考虑其弹性作用。

肌肉对骨骼关节的防护并非无限制,运动中外力超过肌肉的防护能力,骨骼关节的损伤依然会发生。如果外部载荷造成肌肉损伤,可能会使肌肉的功能受到影响,二次损伤的几率也会增大,因此,需要在人体肌肉表面施加一层外部防护辅助,先于肌肉作用来缓冲外力。肌肉组织与外加辅助品之间形成新的防护层。

1.3 网球运动人体防护模型

网球运动是一个动力链,力量从下肢和躯干传递到上肢,最后传至球拍,球拍与球碰撞时前臂会受到冲击^[15]。单次网球比赛中,上肢进行反复高强度的击球运动,对负荷的承受很大程度上依赖于运动员的实力、耐力、灵活性和技术^[16]。网球运动损伤

与网球冲击有着复杂的联系^[17],击球前,人体通过肢体的协调使得上肢末端获得最大速度,当球拍与网球碰撞时运动员持拍手会受到很大的冲量,造成人体骨骼关节受损。关节损伤的很大一部分因素在于外力冲击时间过短(0.001 s左右),关节液不能够对碰撞时的外力进行缓冲,因此易造成关节损伤^[18]。据资料显示,击球作用时间约为0.004 s^[19],在此状态下人体关节较易受到损伤。本文讨论击球时球拍与球碰撞时人体关节的受力状况。网球运动击球过程中人体上肢骨骼关节防护模型见图1。



注:方形代表人体;弹簧代表护具包裹人体形成的防护层。

图1 网球击球过程中上肢骨骼关节防护模型

假设网球质量为 m_1 ,球与球拍碰撞时,来球给予球拍垂直于拍面的作用力为 F ,该冲击力即为上肢受到的外力载荷。由于防护层产生弹性形变,从而达到了消散部分外力的效果,反映在人体运动参数上即表现为击球时上肢各部位受到的冲量减小。假设球撞击人体时,上肢各部位都存在一个初始速度,如肩部存在一个初速度 v_0 ,受到击球冲击后,速度变为 v_t ,则该部位受到的击球冲量由冲量定理得:

$$F_1 = \frac{mv_0 - mv_t}{t} \quad (1)$$

式中: F_1 为时间 t 内上肢关节部位的平均受力; m 为上肢质量, kg; v_0 为击球前关节部位对应的速度, m/s; v_t 为击球后 0.5 s 关节部位对应的速度, m/s; t 为击球前后时间差 0.5 s。

由于上肢质量一定,在动量随时间的变化曲线中, F_1 即动量随时间的变化率,因此将 F_1 表示为动量缓冲力系数。动量在相同时间 t 内的改变率即 F_1 越小即表示关节骨骼受到的力越小。由于关节受力与击球速度有关,本文以击球时人体各关节部位的动量峰值以及击球后 0.5 s 内的动量变化率 F_1 作为护具防护性能的评价指标。

2 网球运动动态测量实验

2.1 实验设置

实验选用三维运动捕捉 Optotrak 系统进行网球运动上肢动作捕捉,三维运动捕捉系统见图2。该

系统精确度为 1 mm,操作前在人体上黏贴 Marker 点,在摄像头可捕捉的范围内运动时可获得上肢各 Marker 点的三维坐标,每个点之间间隔时间为 0.01 s,得到的数据用于实验分析。



图2 三维运动捕捉系统

为减小偶然性误差,规定离被测者站前方 5 m 远处、半径为 10 cm 的圆内为一个网球运动击球有效点,受试者进行网球上抛式发球。根据网球运动上肢运动特点,本文实验在每个被测点放置 3 个 Marker 点。被测部位 Marker 点位置设置见图 3。



图3 Marker 点设置

2.2 护具材料防护性能测试

2.2.1 护具材料弹性及厚度

服装主要通过加压支撑的方式来维持人体运动

部位或整体的稳定,代替或分散关节等部位的不当受力。本文实验主要通过改变护具面料的弹性与厚度 2 个因素达到对人体的束缚和加压。

实验选用常用运动服面料分别制成上肢不同部位的护具,护具各面料基本参数见表 1。不同护具的变量为弹性、叠加层数、护具类别,通过各变量的组合制成 45 件护具。每组实验,通过面料不同层数的复合,模拟相同弹性不同厚度的情况。受试者穿戴不同护具进行网球上抛式发球运动,由 Optotrak 采集软件获得人体上肢关节三维空间数据。为减小运动员疲劳造成的测量误差,以不同面料分组,单个护具测试后实验对象休息 5 min。通过采集软件获得各被测点在运动中的坐标值,可利用运动学公式计算转换成运动参数。通过数据分析得到穿戴不同护具上肢 3 个关节动量峰值的变化趋势见图 4;穿戴不同护具上肢 3 个关节动量缓冲力系数的变化趋势见图 5。

表 1 护具面料基本参数

面料编号	成分/%	厚度/mm	弹性回复性/%	
			经向	纬向
A	锦纶/氨纶 80/20	0.58	69.6	94.8
B	涤纶/氨纶 84/16	0.55	75.2	90.2
C	涤纶/氨纶 84/16	0.59	81.6	89.3
D	涤纶/氨纶 82/18	0.60	90.8	94.6
E	涤纶/氨纶 85/15	0.60	95.2	96.4

注:面料厚度之间存在 0.01 ~ 0.05 mm 的差异,为了控制变量,将厚度近似为相等。

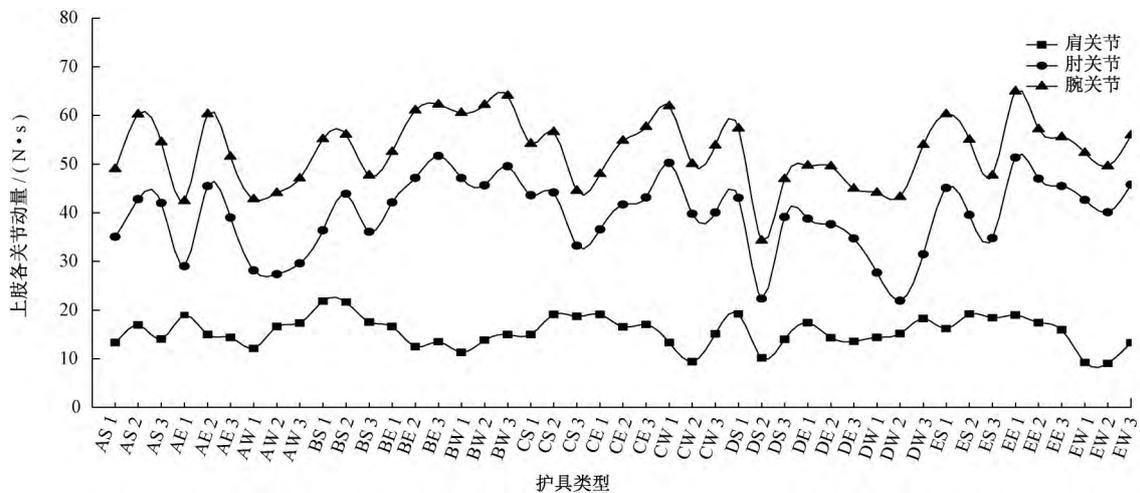


图4 穿戴不同护具上肢 3 个关节的动量峰值

由于穿戴不同的护具,上肢的运动呈现不同程度的变化,以下分别从弹性、厚度 2 个因素及单因素方差分析结果来阐述不同护具对上肢运动的影响。

2.2.1.1 弹性因数分析

以弹性因素为变量,分析护具相同厚度情况下弹性因素改变对应上肢受测部位的变化量。由图 4 可知,各组面料不同即弹性不同,造成人体上肢 3 个

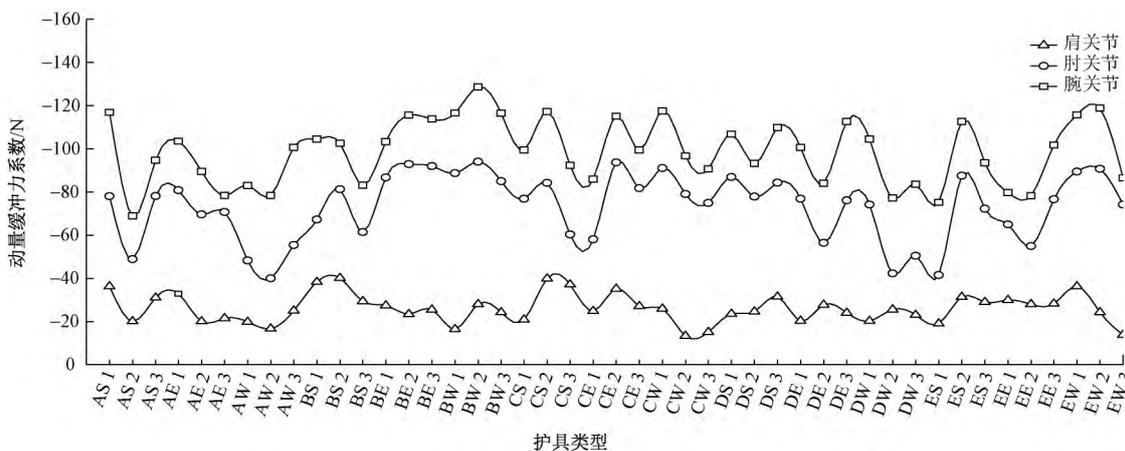


图5 穿戴不同护具上肢3个关节的动量缓冲系数

被测部位的动量峰值存在差异,其中持拍手肘、腕部的动量的变化趋势较一致,而肩部动量不同组之间差异性大,这种大的浮动体现出护肩对肩部受力有一定的防护作用。

击球前后,在穿戴护具的条件下上肢各关节部位的动量缓冲力系数有变化,在肘、腕部的变化较为明显。

2.2.1.2 厚度因素分析

以面料厚度为变量,分析护具弹性相同时厚度改变对应关节部位的动量变化量。由图4、5可以看出,部分面料的叠加厚度与关节动量呈负相关,但由于不同面料弹性存在差异,该现象并未在每种面料中体现。同时,A、C、E组的变化情况表明上肢被测部位的动量缓冲受到面料厚度的影响。

2.2.1.3 单因素方差分析

本文运用SPSS中的单因素方差分析,通过显著性P值来判断组间弹性的差异与组内厚度的改变对网球运动上肢3个被测部位动量峰值、动量缓冲力系数的显著性影响,面料弹性对各部位参数的影响见表2;面料厚度对各部位参数的影响见表3。

表2 面料弹性对各部位参数的影响分析

参数	面料叠加层数		
	1	2	3
肩动量	0.94	0.91	0.85
肘动量	0.06	0.04	0.30
腕动量	0.08	0.06	0.46
肩缓冲力系数	0.65	0.42	0.61
肘缓冲力系数	0.74	0.04	0.84
腕缓冲力系数	0.67	0.04	0.67

从表2可知:各组面料叠加层数为1、3时,单因素分析的P值超过0.05,无统计学意义,即表明面料弹性改变对上肢关节运动参数影响不大;面料叠加层数为2时,持拍手肘关节动量及动量缓冲力系

数的P值小于0.05。证明叠加层数适中时,面料弹性对于击球时上肢受力载荷有显著影响;但面料弹性改变时,肩部并未出现明显变化。

表3 面料厚度对各部位参数的影响分析

参数	面料编号				
	A	B	C	D	E
肩动量	0.00	0.04	0.01	0.06	0.03
肘动量	0.07	0.00	0.02	0.04	0.09
腕动量	0.05	0.05	0.04	0.18	0.00
肩缓冲力系数	0.00	0.09	0.02	0.00	0.04
肘缓冲力系数	0.03	0.04	0.01	0.04	0.05
腕缓冲力系数	0.04	0.16	0.07	0.15	0.02

由表2、3可知:组内比较,护具厚度不同时,会对各关节运动参数产生显著影响。但B组中,被测部位肩部、腕部影响程度不显著,D组结果显示腕部击球时刻动量峰值和动量缓冲力系数的P值不在置信区间内,说明这2组护具对腕部受力缓冲的影响并不大。

上述分析可得,改变面料厚度对于关节运动参数具有较为明显的影响,而面料弹性的作用较小。

2.2.2 复合织物测量实验

上述实验表明,相对于弹性,护具面料厚度的改变会显著影响上肢关节的运动参数。本文实验基于弹性实验分析结果,选择对上肢各部位影响显著的面料D作进一步实验,其厚度0.60mm,另设2组厚度约为0.80、1.00mm的同种面料,分组编号为A1、A2、A3。上文实验通过叠加来改变护具厚度,本实验运用织物复合的方式来改变厚度。参考复合织物制作方法^[20],同时考虑面料的服用性能和服装工艺,实验选择6种面料复合方式,复合面料见图6。其中:C1为2层面料复合、C2为2层面料复合+绗缝、C3为2层面料复合+黏合衬、C4为2层面料复

合+黏合衬+绗缝、C5为2层面料+海绵复合、C6为2层复合+海绵+绗缝,海绵厚度为0.2 mm。

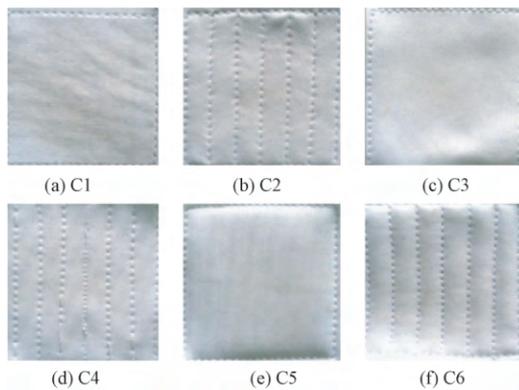


图6 复合面料

将每组织物分别按上述方式复合,制成护肩、护肘、护腕3类护具,每组18个护具。实验方法与实验步骤同服装材料弹性及厚度防护性能测试。通过上肢各测试点的空间坐标值,计算击球时上肢各关节动量峰值及击球前后0.5 s的动量缓冲力系数。同时分析不同复合方式对上肢运动参数的显著影响,见表4。

由表4可知:

①面料厚度为0.6 mm时,复合方式的改变对上肢3个关节运动参数的影响较大。从表4可看出:这一组中护具的改变引起腕部缓冲力系数的变化,而对肘部的动量峰值及动量缓冲力系数2个指标也表现出显著性影响。

表4 复合方式对各部位参数的影响

参数	面料厚度/mm		
	0.6	0.8	1.0
肩动量	0.03	0.00	0.05
肘动量	0.02	0.03	0.02
腕动量	0.04	0.03	0.06
肩缓冲力系数	0.04	0.01	0.04
肘缓冲力系数	0.02	0.02	0.03
腕缓冲力系数	0.01	0.01	0.00

②面料厚度为0.8 mm时,结合动量峰值与缓冲力系数二者的情况,结果显示只在肩部有较明显的不同,同时该组各护具对腕部动量峰值的影响较其他部位小。

③面料厚度为1.0 mm时,不同的复合方式并未使腕部动量峰值出现较大变化,但该部位的缓冲力系数的改变显著。厚度为1.0 mm与厚度为0.6 mm对各部位的影响相差不大,但对肘部各参数的影响最为显著。

结果证明了人体上肢外加防护产品确实能够吸收一部分由击球产生的冲击能量,改变上肢的受力和运动参数。

2.2.3 护具包缠方式实验

本文实验自制不同护具来分析其在人体运动时的防护效果,主要改变护具不同的束缚方式,通过穿戴实验以验证不同护具的包缠方式对上肢各关节部位运动参数的影响。根据市场上常用运动护具的类型来设计实验用网球运动护具,使护肘和护腕的束缚方式不同进行本次实验。护肘选用直筒型E1、绷带型E2,护腕选择直筒型W1、缠绕型W2。

实验方法及计算方法与2.2.1及2.2.2中方法相同,将各被测点空间坐标转换成运动参数。得到不同的护具款式E1、E2、W1、W2对上肢各关节动量峰值的影响,见图7;以及不同的护具款式E1、E2、W1、W2对上肢各关节动量缓冲力系数的影响,见图8。

从图7、8可以看出,在不同复合方式下护肘E1、E2对应的3个被测部位的动量峰值差别不大,除了C6(2层复合+海绵+绗缝的复合方式)肩部动量峰值稍有差异,肘、腕部动量峰值的数值显示E1小于E2,即E1的防护作用更好;在不同复合方式下护腕W1、W2对应的各被测部位动量峰值差异性大。从图中还可以看出肩、肘2个部位的动量峰值呈现出W2的数值明显小于W1,但腕部的动量数值出现较大浮动,不能准确推断哪种护腕效果更好。

3 结论

本文通过研究肌肉对骨骼的防护原理,构建了有服用材料共同作用的人体防护模型,并推导了2个评价指标以评价防护性能。结合多个实验分析了护具防护性能的影响因素。实验结果表明,面料的弹性、厚度、复合方式及护具的包缠方式对上肢运动参数的改变有影响,尤其在肘、腕部。相对于弹性,厚度对护具的防护作用影响更显著。面料弹性及护具的包缠方式主要影响肘腕部的动量峰值。实验证实运动护具对损伤防护具有积极的作用,同时讨论了护具的不同变量对防护作用的影响,对于护具设计具有一定的参考作用。

本文研究简化了肌肉与外加防护辅助产品的防护模型,而实际上二者间存在复杂的联系。今后的研究还应讨论防护品与人体之间的紧度、摩擦因数等因素,以及分析人体肌肉与外加防护品在何种状态下能近似简化为一个整体。在防护性能评价指标上,可进一步分析与人体上肢肌肉相关的参数如肌电值及软组织振动特性。同时重点

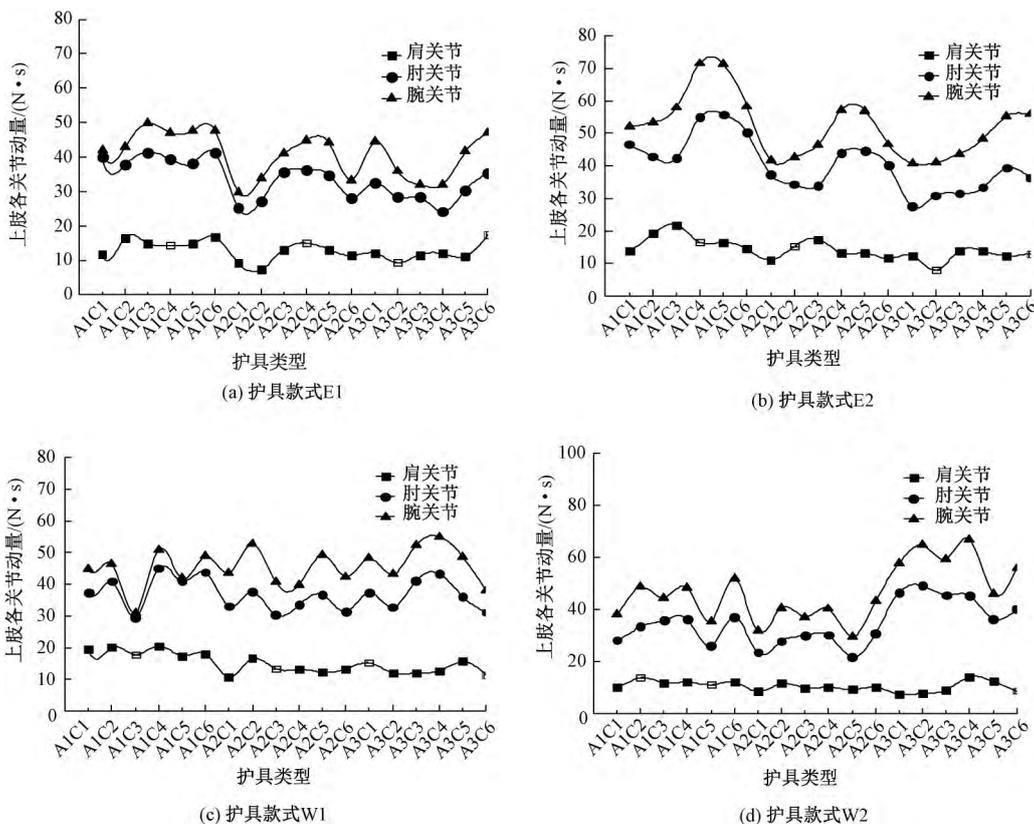


图7 护具款式对上肢各关节动量峰值的影响

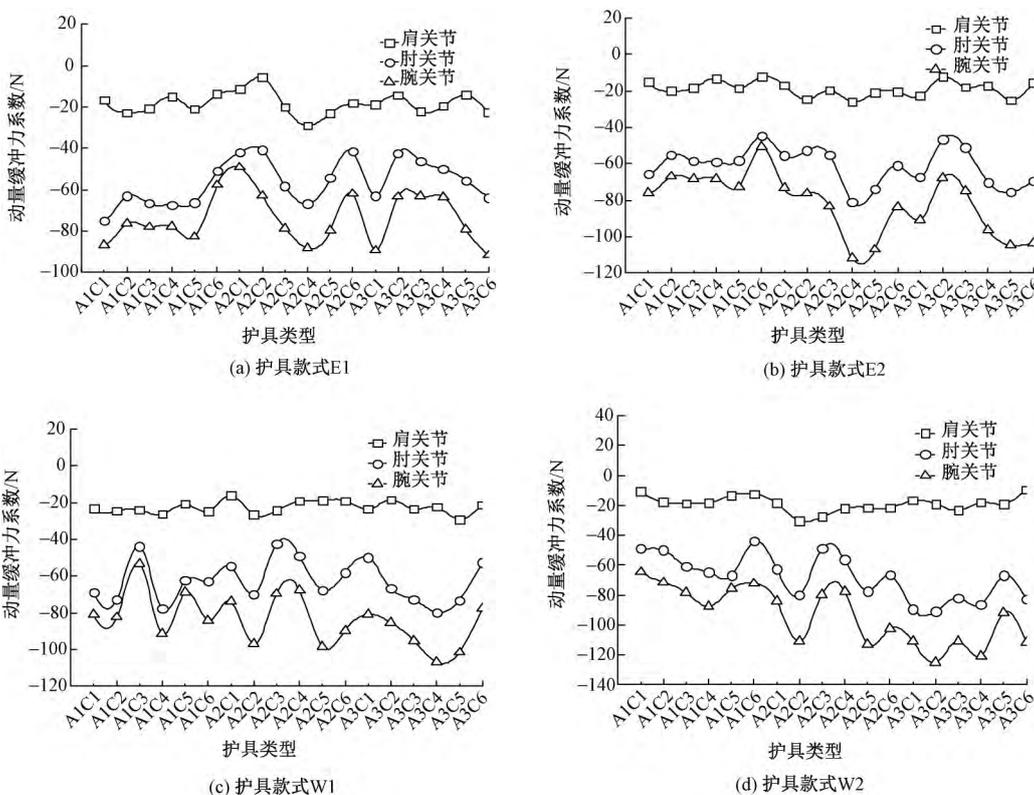


图8 护具款式对上肢关节动量缓冲力系数的影响

还在于建立服用材料参数与人体防护参数之间的定量关系,在此基础上讨论达到人体的最佳防护效果的条件。

参考文献:

[1] OKHOLM K K, DOR F, GUILLAUME M, et al.

- Medical reasons behind player departures from male and female professional tennis competitions [J]. *Am J Sports Med*, 2015, 43(1): 34–40.
- [2] ELLIOTT B, FLEISIG G, NICHOLLS R, et al. Technique effects on upper limb loading in the tennis serve [J]. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2003, 6(1): 76–87.
- [3] ESCAMILLA R, ANDREWS J. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports [J]. *Sports Medicine*, 2009, 39(7): 569–590.
- [4] SANCHISMOYSI J, DORADO C, OLMEDILLAS H, et al. Bone and lean mass inter-arm asymmetries in young male tennis players depend on training frequency [J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, 110: 83–90.
- [5] ELLENBECKER T S. A total arm strength isokinetic profile of highly skilled tennis players [J]. *Journal of Isokinetic Exercise Science*, 1991, 1(9): 29.
- [6] CABRERA J M, MCCUE F C. Nonossous athletic injuries of elbow, forearm and hand [J]. *Clin Sports Med*, 1986, 5(4): 681–700.
- [7] ROETERT E P, BRODY H, DILLMAN C J, et al. The biomechanics of tennis elbow [J]. *Clin Sports Med*, 1995, 14: 47–57.
- [8] MCINTOSH A S. Impact injury in sport [M]. Berlin: Springer Netherlands, 2005: 231–245.
- [9] PALMER R M, GREEN P C. Energy absorbing material: US, 7794827 [P]. 2010–09–14.
- [10] GRAHAM B. 防护与舒适并存的新型抗机械冲击防护服 [J]. *纺织导报* 2006(9): 62–64.
- [11] 汤倩, 肖居霞, 魏取福. 运动服动态压力测试系统的构建与评价 [J]. *纺织学报*, 2009, 30(9): 123–126.
- [12] 王燕珍, 王建萍, 张燕, 等. 基于跑步运动状态下的皮肤拉伸研究 [J]. *纺织学报*, 2013, 34(8): 115–119.
- [13] VELANI N, WILSON O, HALKON B J, et al. Measuring the risk of sustaining injury in sport a novel approach to aid the re-design of personal protective equipment [J]. *Applied Ergonomics*, 2012, 43(5): 883–890.
- [14] NORDIN M, FRANKEL V H. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System [M]. 3rd ed. New York: LWW, 2001: 155–161.
- [15] WEI S H, CHIANG J Y, SHIANG T Y, et al. Comparison of shock transmission and forearm electromyography between experienced and recreational tennis players during backhand strokes [J]. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2006, 16(2): 129–135.
- [16] KOVACS M S. Applied physiology of tennis performance [J]. *Br J Sports Med*, 2006, 40(5): 381–385.
- [17] CHUNG K C, LARK M E. Upper extremity injuries in tennis players, diagnosis, treatment, and management [J]. *Hand Clinics*, 2017, 33: 175–186.
- [18] 运动生物力学编写组. 运动生物力学 [M]. 2版. 北京: 高等教育出版社, 2000: 49–50.
- [19] HATZE H. Force and duration of impact, and grip tightness during the tennis stroke [J]. *Med Sci Sports Exer*, 1976(8): 88–95.
- [20] 周璐瑛, 王越平. 现代服装材料学 [M]. 北京: 中国纺织出版社, 2011: 143–145.