

文章编号:1004-7220(2017)01-0038-08

利用头颈有限元模型研究散打运动中 颈椎韧带损伤的风险

柳茵¹, 李娜^{1*}, 熊玮², 魏巍³, 叶斌¹, 王维¹

(1. 中南大学 湘雅三医院 放射科, 长沙 410013; 2. 湖南师范大学 体育教育系, 长沙 410013;

3. Laboratory of Biomechanics and Application, MRT24 IFSTTAR-Aix-Marseille University, Marseille 13916, France)

摘要: **目的** 研究颈椎有限元模型在预测散打中颈椎韧带损伤风险的作用, 比较摆拳及直拳击打后颈椎韧带受力的差异。 **方法** 基于 CT 图像利用图像处理软件 Mimics 进行头颈骨骼部分的三维重建, 并导入 HyperMesh 建立一个有效的头颈有限元模型, 在对该模型的力矩-运动范围及击打后头部加速度进行验证后, 比较不同击打力量 (2.60、3.30、4.35 kN) 下直拳及摆拳击打对颈椎韧带受力大小、分布的差异。 **结果** 所建颈部有限元模型具有良好的生物有效性, 其预测的受击打后头部线性加速度及旋转加速度与参考文献相符。在摆拳模拟中, 韧带最大受力部位位于环枕韧带, 当击打力从 2.60 kN 增加至 4.35 kN 时, 摆拳击打后韧带受力最大值分别为 207.265、263 N; 而在直拳击打后韧带受力最大部位位于环枢韧带, 其受力最大值分别为 96.8、91.4、101.4 N。在同样的击打力量下, 摆拳所致的颈椎韧带受力较直拳更大。 **结论** 与直拳相比, 散打摆拳更容易引起颈椎韧带损伤; 头颈有限元模型可用于散打所致颈部损伤的生物力学机制研究, 为散打的训练及损伤预防提供更精确的参考。

关键词: 有限元分析; 颈椎; 散打; 韧带**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2017.01.007

Risk assessment of cervical ligament injury in Sanda combat (Chinese boxing) by using the finite element head-neck model

LIU Yin¹, LI Na^{1*}, XIONG Wei², WEI Wei³, YE Bin¹, WANG Wei¹ (1. Department of Radiology, the Third Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410013, China; 2. Department of Physical Education, Hunan Normal University, Changsha 410013, China; 3. Laboratory of Biomechanics and Application, MRT24 IFSTTAR-Aix-Marseille University, Marseille 13916, France)

Abstract: Objective To investigate the role of cervical spine finite element model in predicting the risk of cervical ligament injury during Sanda combat (Chinese boxing), and compare the differences in mechanical responses of cervical ligaments after hit by Baiquan (hook boxing) or by Straight punches (cross boxing). **Methods** After 3D reconstruction of head-neck osseous structure by using Mimics software based on CT images, an accurate head-neck finite element model was developed with HyperMesh software. The moment-ROM (range of motion) of the model and the head acceleration after punching were validated. Then differences in ligament stress and distribution were compared between Baiquan and Straight punches under different punching forces (2.60, 3.30, 4.35 kN). **Results** The established head-neck model was validated to have good biofidelity, and the predicted values of head linear acceleration and rotational acceleration after punching were in agreement with those reported in the literatures. As the punching force increased from 2.6 kN to 4.35 kN, the maximum stress in cervical ligament was

收稿日期:2015-12-02; 修回日期:2016-01-21

通信作者:王维, 教授, E-mail: cjr.wangwei@vip.163.com

* 为共同第一作者

207, 265, 263 N for Baiquan, and 96.8, 91.4 and 101.4 N for Straight punch, which was located at atlantoaxial ligaments. Under the same force level, Baiquan generated greater force than that by Straight punch for cervical ligament. **Conclusions** Compared with Straight punch, cervical ligament injuries are more likely to occur by Baiquan during Sanda combat, and the established finite element neck-head model can be used to study biomechanical mechanism of Sanda-induced injuries, and provide more accurate references for Sanda training and injury prevention.

Key words: Finite element analysis; Cervical spine; Sanda (Chinese boxing); Ligament

散打运动是具有中国特色的对抗性格斗运动,由传统的中国武术演变而来,经过各种改良及安全控制后成为一种正规的运动项目^[1]。与其他诸如拳击、跆拳道或柔道等现代格斗运动不同,散打技巧多变,而弧形攻击技术是其最为突出的动作特点,如大摆拳、小摆拳等^[2]。虽然比赛规则及防护措施的改进减少了散打运动中的危险,但为了击败对手,格斗运动员发生头、颈重伤的可能性仍然较高。王涛^[3]调查统计发现,在散打比赛中,头、颈部受伤发生率分别为30%、7%,高于其他格斗运动中头颈损伤的发生率^[4-5],但是目前关于散打中头颈部损伤机制及防护的研究较少。

探讨散打中颈部损伤的生物力学改变不仅有利于了解其发生机制,更有利于相关防护措施的改进,具有学术价值及现实的应用价值^[6]。由于颈椎解剖结构的复杂性,现有的假人模型无法准确模拟其内部结构受力情况;尸体实验标本有限,成本高昂,临床及实验研究结果可重复性较差;而有限元分析作为一种计算机力学研究方法,能够对人体的解剖结构和力学材料进行精确的模拟计算,成为上述研究方法之外不可替代的补充。目前,人颈椎模型已经取得长足的进展,从节段模型发展为全颈椎及头颈模型,研究内容涉及损伤、退变及手术治疗等^[7-9]。但受到计算机大型计算能力和医学图像精确度的限制,模型解剖结构、边界条件及颈部运动都有不同程度的简化,预测结果与实验结果存在不同程度的差异。为更好理解散打运动中颈部的损伤机制,提供颈椎有限元模型生物力学仿真可信度,有必要开发一个经过力学实验验证的头颈联合有限元模型,对散打时颈部的损伤机制进行研究。

根据具体受力程度不同,颈椎损伤的症状表现差异较大,从轻度的软组织挫伤到严重的骨折,甚至

神经损伤(如四肢瘫痪)、死亡等均可能出现^[6]。随着散打运动规则的进一步限制,目前散打比赛中严重颈部损伤的发生较少,但轻度软组织损伤的发生则并不少见,尤其是在拳或腿击打过程中,颈椎韧带损伤是颈椎软组织损伤的常见损伤类型,故本文重点关注颈椎韧带在散打运动中的生物力学响应。

本研究开发了一个具有详细颈部解剖结构和精确材料力学参数的头颈模型,通过广泛验证(包括准静态以及不同击打强度的验证)后,模拟并比较散打运动中大摆拳这种典型的弧形攻击方法以及直拳击打后颈椎韧带的生物力学响应差异,并使用有限元分析方法对散打运动中颈部生物力学损伤机制进行深入的研究和探讨。

1 材料与方法

1.1 模型描述

采用图像建模法,根据1名24岁健康成年男性(身高172 cm,体重65 kg)头颈段的CT及MRI扫描图像,获取其头颈部骨骼及软组织的几何外形。利用Mimics 10.0对颈椎骨骼结构的三维外形进行重建,再利用HyperMesh 11.0将骨骼与包括椎间盘、韧带及关节软骨等结构组件的软组织通过网格划分为有限元单元。整个模型由86 286个节点、106 311个有限元单元构成,其中包括64 926个固体单元,40 564个壳/膜单元,821个一维梁单元。绝大部分单元的尺寸范围为0.75~1.25 mm [见图1(a)]。

表1所示为所建头颈有限元模型的材料类型及相关材料参数。其中,椎体被模拟为可变形弹塑性材料,在骨折发生时设为失效;为表示骨骼失效点,设定皮质骨及松质骨弹性模量分别为16.7 GPa和291 MPa^[11]。

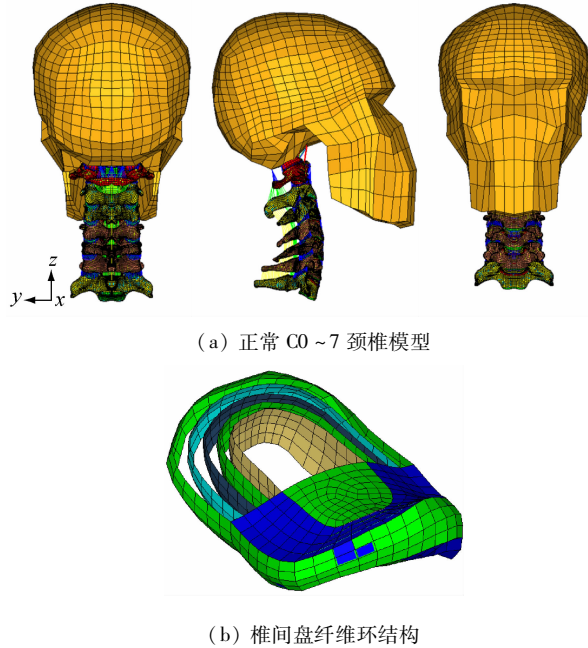


图1 有限元模型示意图

Fig.1 Schematic of the finite element model (a) Normal C0-7 cervical spine model, (b) Annulus fibrosus ring in the disc

模型椎间盘由中部的髓核及周围的纤维环基质并纤维加固构成。其中,纤维环基质材料的工程应力 S_i 计算式为

$$S_i = \frac{1}{\lambda_i} \sum_{j=1}^m C_j [\lambda_i^{b_j} - J^{-nb_j}], \quad i = 1, 2, 3 \quad (1)$$

式中: $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 分别为该材料在 3 个方向的伸长率; J 为体积变化率, $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$; C_j, b_j 为材料参数; n 为压缩性能常数。

单轴拉伸与压缩载荷条件下, $S_2 = S_3 = 0, \lambda_1 = \lambda_2$, 且

$$J = \lambda_1^{-\frac{n}{2n+1}} \quad (2)$$

将式(2)及体积模量 J 代入式(1)可得:

$$S_1 = \sum_{j=1}^m C_j (\lambda_1^{b_j-1} - \lambda_1^{-\frac{nb_j}{2n+1}-1}) \quad (3)$$

文献[13,21]中测量获得了纤维环基质在拉伸及压缩时的应力-应变曲线。通过最小二乘法对曲线进行拟合,并将式(3)设为目标函数,通过反向求解计算 C_j, b_j 材料参数的结果。

纤维环加强纤维由嵌在纤维环基质中不同方向的两簇纤维组成,与基质紧密连接。根据纤维环的实际解剖结构,两簇纤维所成角度沿纤维环径向由

表1 头颈有限元模型的材料参数

Tab.1 Material properties of the head-neck finite element model

组织	单元类型	材料类型	材料参数
皮质骨 ^[10]	壳单元	幂律塑性	$\rho = 1.61 \text{ g/cm}^3, E = 16.7 \text{ GPa}, \mu = 0.3, K = 354.8 \text{ MPa}, N = 0.2772$
松质骨 ^[11]	六面体	幂律塑性	$\rho = 0.877 \text{ g/cm}^3, E = 291 \text{ MPa}, \mu = 0.3, K = 5.7 \text{ MPa}, N = 0.2741$
终板 ^[12]	壳单元	幂律塑性	$\rho = 1.61 \text{ g/cm}^3, E = 5.6 \text{ GPa}, \mu = 0.3, K = 153.2 \text{ MPa}, N = 0.2772, m = 3, n = 2$
纤维环基质 ^[13]	六面体	希尔泡沫	$C_1 = 2.1857 \text{ MPa}, b_1 = 1, C_2 = -2.36 \text{ MPa}, b_2 = 2, C_3 = 0.891 \text{ MPa}, b_3 = 3$
纤维环纤维 ^[14]	壳单元	纤维	应力-应变曲线
髓核 ^[15-16]	六面体	黏弹性	$N = 4, K = 1.72 \text{ GPa}, G_1 = 0.5930 \text{ kPa}, \beta_1 = 0.001477 \text{ 1/s}, G_2 = 676.3 \text{ Pa}, \beta_2 = 0.061524 \text{ 1/s}, G_3 = 951.6 \text{ Pa}, \beta_3 = 1.017893 \text{ 1/s}, G_4 = 2.0384 \text{ kPa}, \beta_4 = 13.200411 \text{ 1/s}$
终板软骨 ^[17]	六面体	各向同性弹性	$\rho = 1.36 \text{ g/cm}^3, E = 25 \text{ MPa}, \mu = 0.4$
小关节软骨 ^[18]	六面体	各向同性弹性	$\rho = 1.36 \text{ g/cm}^3, E = 10.4 \text{ MPa}, \mu = 0.4$
韧带 ^[19-20]	一维弹簧	非线性	力-位移曲线

外至内,按 $\pm 25^\circ, \pm 32^\circ, \pm 39^\circ, \pm 45^\circ$ 逐渐变化^[22-23] [见图 1(b)]。根据文献[14]中拉伸试验获得的应变-应力曲线设定纤维环的参数,从而表现椎间盘纤维环加强纤维的非线性力学特点[见图 2(a)]。

髓核为黏弹性材料,在动态载荷条件下,其物理状态与固体类似;在准静态载荷下,其物理状态类似于液体,主要承受压力而几乎不承受拉力载荷^[24]。

模型的韧带包括小关节囊韧带(capsular liga-

ments, CL)、前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带(ligamentum flavum, LF)、棘间韧带(interspinous ligament, ISL)及上颈椎韧带。韧带的力-变形特征曲线大致呈S形,能较好反映其非线性的特点[见图2(b)]。

根据文献[22,27-29]中尸体实验获得的力-位移曲线,通过3个控制点控制其特征曲线形状对其进行设置。根据文献[19-20]中的报道,将韧带失效点C点设为力-位移曲线的上限值,一旦模型计算中韧带受力响应超过C点即表示断裂。这些韧带特征曲线的控制点取值见表2、3。

表2 成人C2~7头颈模型韧带力-位移特征曲线控制点

Tab.2 Dominant points in ligament force-displacement characteristic curves for adult C2-7 head-neck model

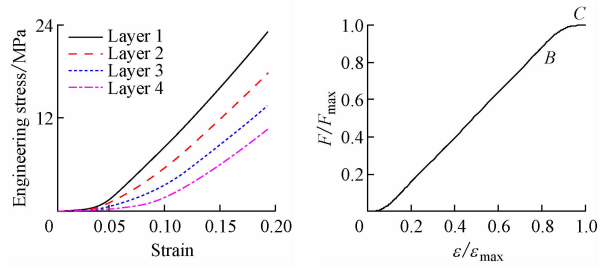
韧带	控制点A		控制点B		控制点C			
					C2~5		C6~7	
	$\frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_{\max}}/\%$	$\frac{F_1}{F_{\max}}/\%$	$\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_{\max}}/\%$	$\frac{F_2}{F_{\max}}/\%$	ε_{\max}	F_{\max}/N	ε_{\max}	F_{\max}/N
ALL	21.1	10.8	77.2	85.9	0.31	93	0.35	145
PLL	25.0	9.8	77.3	77.9	0.18	71	0.34	188
CL	26.0	15.0	76.0	88.0	1.48	120	1.16	181
LF	28.6	20.9	76.2	89.3	0.77	121	0.88	129
ISL	30.8	20.1	74.4	90.9	0.61	39	0.68	39

表3 成人C0~2颈椎段韧带力-位移特征曲线控制点

Tab.3 Dominant points in ligament force-displacement characteristic curves for adult C0-2 cervical vertebra

节段	韧带	F_{\max}/N	d_{\max}/mm	ε_{\max}	特征曲线类型
C0~1	JC	320	9.9	2.54	CL
C0~1	AAOM	232	18.9	0.68	ALL
C0~1	PAOM	83	18.1	1.28	LF
C1~2	ALL	263	11.8	0.68	ALL
C1~2	JC	314	9.3	2.11	CL
C1~2	LF	111	9.6	0.91	LF
C0~2	TM	76	11.9	0.41	PLL
C0~2	Apical	214	8.0	0.36	ISL
C0~2	Alar	357	14.1	2.20	ISL
C0~2	CLV	436	12.5	1.60	CL

注:ALL-前纵韧带;AAOM-寰枕前膜;Alar-翼状韧带;Apical-齿尖韧带;CL-关节囊韧带;CLV-十字韧带纵束;ISL-棘间韧带;JC-关节囊;LF-黄韧带;PAOM-寰枕后膜;PLL-后纵韧带;TM-覆膜



(a) 工程应力-应变曲线 (b) 韧带力-变形正则化曲线

图2 颈椎有限元模型椎间盘纤维环纤维力学特性

Fig.2 Mechanical properties of annulus fibrosus ring in the disc of cervical spine finite element model (a) Engineering stress-strain curves, (b) Ligament force-displacement regularization curve

1.2 边界条件

对模型进行验证时,将C7在6个自由度上固定,将头C0的重心作为运动中心,在笛卡尔坐标系的x、y及z轴分别于C0重心施加1N·m力矩,对屈曲/伸展、侧向弯曲及轴向旋转进行运动模拟,并与文献[28,29]中尸体实验结果以及文献[30]中有限元模型计算结果进行对比。

目前,有关散打运动的体内生物力学研究十分有限,而假人实验得到的颈部受力数据可能无法准确反映颈椎各个部位的力学响应,故本研究主要比较拳击运动员假人打击实验中假人的头部线性加速度和头部旋转加速度^[31-32]。在模拟直拳及摆拳时,分别对不同击打力量(2.60、3.30、4.35 kN)情况进行模拟,加载曲线如图3所示。根据实验记录的散打运动员击打假人头部情况,对头部接触力方向进行设置,其中摆拳为头的颞侧,而直拳为下颌部,击打部位如图4所示。

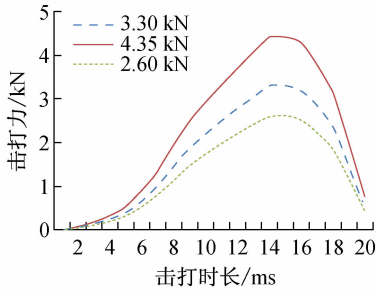
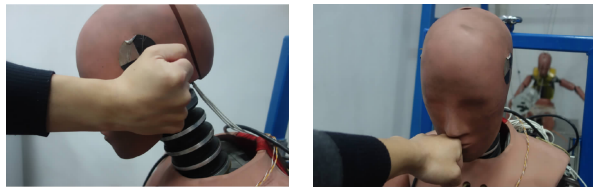


图3 不同击打力量的力-时间加载曲线

Fig. 3 Impact force-time curves at varied punching force levels



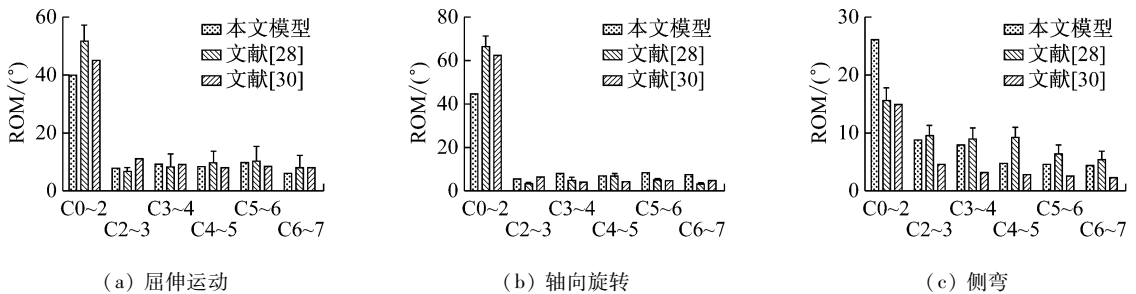
(a) 摆拳击打

(b) 直拳击打

图4 散打运动员击打假人示意图

Fig. 4 Schematic of Sanda athletes punching on the dummy head

(a) Baiquan punch, (b) Straight punch



(a) 屈伸运动

(b) 轴向旋转

(c) 侧弯

图5 头颈模型验证结果

Fig. 5 Validation results of the head-neck finite element model (a) Flexion/extension, (b) Axial rotation, (c) Lateral bending

在分别接受 2.60、3.30、4.26 kN 直拳及摆拳击打后,计算预测得到头部线性及旋转加速度,与文献[31-32]中假人击打实验数据相比,两者一致性较好(见图6)。头部旋转加速度值在文献[31-32]中的假人实验中变异范围较大,本模型的计算结果亦在这一范围之内。直拳击打后头部的线性加速度稍高于摆拳,而摆拳击打后头部的旋转加速度明显高于直拳,击打力量增大,两种击打方式的力学响应差异表现更为明显。

2.2 颈椎韧带响应预测

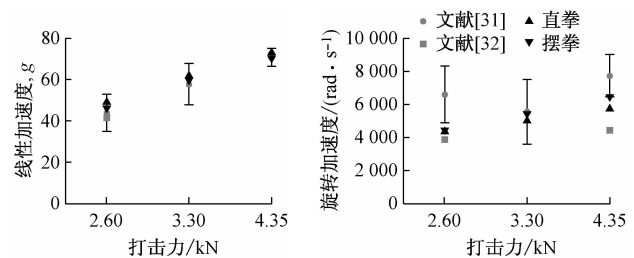
图7所示为模型根据解剖部位对模拟击打后韧带受力情况的预测。在摆拳模拟中,韧带最大受力部位位于环枕韧带,当击打力分别为2.60、3.30、

在模拟计算得到头部的线性及旋转加速度后,与同样击打力量的假人实验进行对比验证。研究颈椎韧带在受摆拳及直拳击打后颈椎韧带受力的最大值及部位,以比较两种击打后颈椎韧带的内部生物力学变化。

2 结果

2.1 准静态运动验证

1 N·m 准静态屈曲/伸展、侧向弯曲及轴向旋转力矩下,各节段运动范围(range of motion, ROM)分别与文献[28-29]中的尸体实验及文献[30]的有限元计算结果进行对比(见图5)。本颈椎模型计算得到的C2~7各节段ROM均与文献[28-29]中的尸体实验结果及文献[30]的有限元计算结果相似,但C0~2的ROM与文献[28-29]的实验结果相比,屈曲运动时减少12%,轴向旋转时减少25%,侧向弯曲时增加35%。



(a) 线性加速度

(b) 旋转加速度

图6 直拳及摆拳击打后头部线性加速度及头部旋转加速度与文献[31-32]对比结果

Fig. 6 Comparison of head linear acceleration and rotational acceleration under straight punch and Baiquan with those reported in the literature [31-32]

(a) Linear accelerations, (b) Rotational acceleration

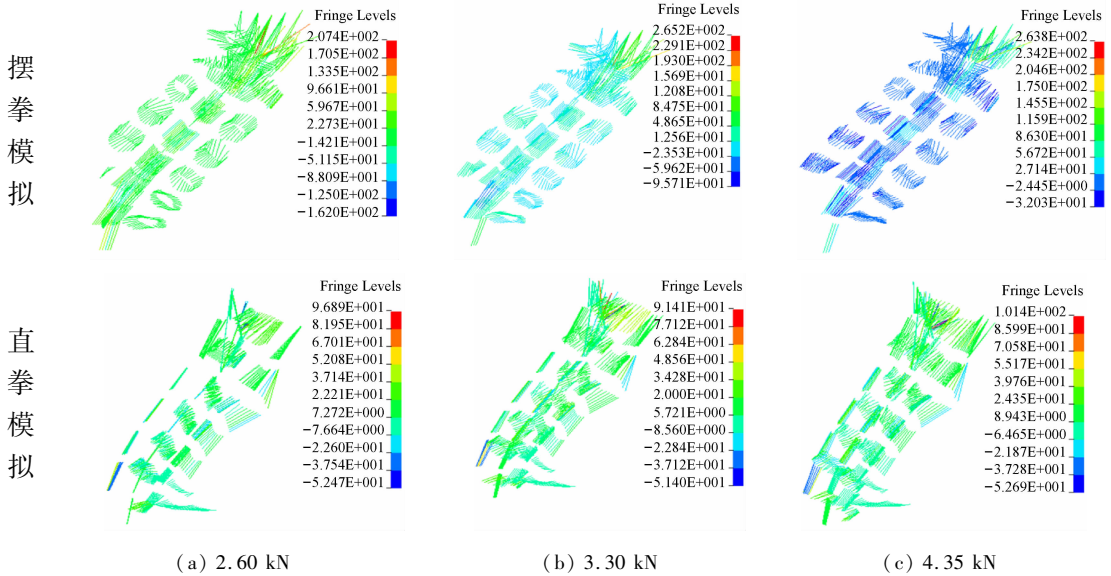


图7 模型预测的颈部韧带在不同击打力下的受力分布云图

Fig. 7 Contour of predicted ligament force by the model after punch hits at different punching force levels

(a) 2.60 kN, (b) 3.30 kN, (c) 4.35 kN

4.35 kN 时,摆拳击打后韧带受力最大值分别为 207、265、263 N;而在直拳击打后韧带受力最大部位位于环枢韧带,其受力最大值分别为 96.8、91.4、101.4 N。根据模型设置的韧带失效值,摆拳击打后即使在最小的击打力水平下,击打同侧的 C6~7 小关节韧带均出现断裂征象,而即使在最大击打力水平,直拳击打后也未见韧带断裂征象。

3 讨论

有限元计算分析方法对颈椎生物力学响应及临床病变的相关性研究起到了重要作用。本研究利用有限元颈部模型探讨其在预测散打拳法后颈椎生物力学改变中的应用,由于整体颈椎的准静态运动中 C0~1 及 C1~2 节段往往存在联合运动,故在验证中将其 ROM 看做一个整体。在准静态验证中,中下部颈椎节段 ROM 与文献[28-30]的尸体实验及模型预测吻合较好,但是 C0~2 节段的 ROM 与之前的结果仍存在一定的差异,推测与颈椎结构复杂、测量方法精度差异等相关。既往的尸体、活体实验关于颈椎 ROM 及组织材料特性的结果往往存在较大的变异范围,而这无疑会影响模型计算的准确性。尽管上部颈椎 ROM 与文献[28-29]存在一定差异,但是上部和中下部颈椎 ROM 的差异仍然得到了较

好的反映。此外,进一步验证模型击打后头部加速度与文献[31-32]假人实验得到的结果,两者一致性良好。因此,本模型在预测准静态和低应变率加载条件下颈椎的力学响应中具有良好的生物力学仿真度。

实际比赛中,格斗打击点往往在头面部,对颈部损伤的生物力学机制主要是弯曲力矩及剪切力,往往是不同方向力学作用的复合表现。直拳击打下颌部所引起的损伤至少包括剪切及颈部后伸两种,本研究模拟显示,击打后颈椎的最大受力在上颈部的环枢韧带,这一发现与既往运动损伤^[33]、临床挥鞭伤^[34]及颈部过伸损伤的发现一致。但尸体实验研究中,Shea 等^[35]通过对尸体标本的挥鞭伤研究发现,在伸展-张力力矩下,下部颈椎较上部颈椎更易损伤。这种临床和实验结果存在差异的原因尚不清楚,可能与实验室的加载力矩为“纯”伸展力矩、而临床实际情况往往更为复杂有关。摆拳击打部位通常在一侧头颞部,颈部受力至少包括剪切力及侧弯力矩。既往文献对颈部侧弯力矩损伤的临床研究相对较少,这种损伤后患者主要出现患侧侧弯受限,其颈部侧方韧带及下部颈椎神经根受损,故相应的小关节损伤可能是引起该症状的原因^[36]。本研究表明,摆拳击打后韧带改变最为明显的是击打同侧的

小关节韧带断裂,该结果与上述发现一致。

从本文的模拟结果看,直拳击打时韧带受力明显低于摆拳,且增加击打力量始终未出现韧带断裂。在这两种击打方式模拟中,受力方向及击打部位是最主要的差异。这种因方向性差异引起损伤差异的结果在拳击^[32]及头部撞击损伤^[37-38]的研究中也有报道,但其机制目前尚不十分明确。颈椎对前部及侧方撞击的响应显示为完全不同的特征。一般而言,冠状位(侧弯)受力后,颈椎出现多个轴向上的复合运动。同时,矢状位和冠状位两个方向上解剖结构存在差异,如矢状位上颈椎的连接主要依靠椎间盘及前、后纵韧带等,其连接牢固稳定,而椎体冠状位的解剖结构,如椎体的钩突关节及两侧的小关节及关节囊等可能引起受力时颈椎不同轴面上出现微小错位。

本模型小关节囊韧带失效值根据文献[22,27-29]的实验结果设定,亦在其他颈椎模型中被采用^[7],但体外实验的韧带失效值受年龄、性别、形变率、动作方向及预受力等多种因素影响,变异范围可能很大^[20]。尽管这一失效值无法准确反映所有人群尤其是年轻人的韧带特性,但在极低受力及位移的情况下韧带也可能发生纤维重构及部分失效^[39],故摆拳击打侧下颈部小关节囊韧带在最小击打力级别时即已失效,表明该部位在摆拳击打中的受伤风险更高,但这一结论仍有待临床研究证实。此外,在实际散打或其他格斗竞技比赛中,此类颈部严重损伤并不常见。可能的原因是本模型模拟的击打力量为实验室获得的测量值,其击打对象固定不变,但实际竞技中由于防守的技巧及力量,被击打者的受力应远低于本研究中模拟的力量;同时,大摆拳往往需要较长的距离及准备时间,实际比赛中这种攻击的发生会大大降低。

本研究的局限性如下:①模型仅模拟了颈椎结构,且加载时C7固定,与实际情况存在差异,但这种差异不会影响直拳与摆拳之间的反应差异;②模型并未模拟肌肉结构。虽然肌肉的被动力远远不如主动力那么大,但是本研究中运动员的肌肉比一般人要强壮,肌肉激活度也更高,其力学承载能力也会更高。这可能是散打的颈椎损伤在计算力学模拟预测和实际比赛中存在差异的原因之一。

综上所述,本文建立了一个头颈有限元模型,并

将其应用于模拟格斗运动中拳法击打的颈部受力研究。通过对直拳、摆拳击打的有限元模拟发现,与直拳相比,在相同击打力量下摆拳能引起更高的颈椎生物力学响应。研究结果表明,所建有限元模型能够为研究散打格斗训练或相关损伤预防提供参考,并有助于进一步明确散打中损伤的发生机制、制定更好的训练策略、设计更好的散打运动员防护用具。

参考文献:

- [1] KORDI R, MAFFULLI N, WROBLE RR, *et al.* Combat sports medicine [M]. USA: Springer Science & Business Media, 2009.
- [2] 张江龙. 散打弧线型进攻动作技术的运动生物力学特征分析[D]. 广州: 广州体育学院硕士学位论文, 2014.
- [3] 王涛. 武术散打运动损伤的训练学致因分析[D]. 北京: 北京体育大学硕士学位论文, 2004.
- [4] BIRRER R, HALBROOK S. Martial arts injuries the results of a five-year national survey [J]. *Am J Sports Med*, 1988, 16(4): 408-410.
- [5] PIETER W. Martial arts injuries [J]. *Med Sport Sci*, 2005, 48: 59-73.
- [6] BANERJEE R, PALUMBO MA, FADALE PD. Catastrophic cervical spine injuries in the collision sports athlete, Part I Epidemiology, functional anatomy, and diagnosis [J]. *Am J Sports Med*, 2004, 32(4): 1077-1087.
- [7] PANZER MB, FICE JB, CRONIN DS. Cervical spine response in frontal crash [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(9): 1147-1159.
- [8] 胡晓辉, 洪翔, 何冰凡, 等. 基于 Simpleware 全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 530-535.
HU XH, HONG X, HE BF, *et al.* 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [9] 莫中军, 都承斐, 樊瑜波. Hybrid 手术对颈椎力传导方式的影响[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(2): 111-117.
MO ZJ, DU CF, FAN YB. Effects of Hybrid surgery on load transfer pattern of cervical spine [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(2): 111-117.
- [10] CURREY JD. Tensile yield in compact bone is determined by strain, post-yield behaviour by mineral content [J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 549-556.
- [11] KOPPERDAHL DL, KEAVENY TM. Yield strain behavior of trabecular bone [J]. *J Biomech*, 1998, 31(7): 601-608.
- [12] DENOZIÈRE G, KU DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an

- artificial intervertebral disc [J]. *J Biomech*, 2006, 39(4): 766-775.
- [13] WAGNER DR, LOTZ JC. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(4): 901-909.
- [14] HOLZAPFEL GA, SCHULZE-BAUER CAJ, FEIGL G, *et al.* Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2005, 3(3): 125-140.
- [15] YANG KH, KISH VL. Compressibility measurement of human intervertebral nucleus pulposus [J]. *J Biomech*, 1988, 21(10): 865.
- [16] IATRIDIS JC, SETTON LA, WEIDENBAUM M, *et al.* The viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear [J]. *J Biomech*, 1997, 30(10): 1005-1013.
- [17] DISILVESTRO MR, SUH JKF. A cross-validation of the biphasic poroviscoelastic model of articular cartilage in unconfined compression, indentation, and confined compression [J]. *J Biomech*, 2001, 34(4): 519-525.
- [18] YAMADA H, EVANS FG. Strength of biological materials [M]. Baltimore: Williams&Wilkins, 1970.
- [19] CHAZAL J, TANGUY A, BOURGES M, *et al.* Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction [J]. *J Biomech*, 1985, 18(3): 167-176.
- [20] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR FA. Biomechanics of the cervical spine. Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modelling [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(1): 1-27.
- [21] FUJITA Y, DUNCAN NA, LOTZ JC. Radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosus are site and degeneration dependent [J]. *J Orthop Res*, 1997, 15(6): 814-819.
- [22] CASSIDY J, HILTNER A, BAER E. Hierarchical structure of the intervertebral disc [J]. *Connect Tissue Res*, 1989, 23(1): 75-88.
- [23] PANJABI MM, OXLAND TR, PARKS EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part I. Upper cervical spine [J]. *J Spinal Disord*, 1991, 4(3): 270-276.
- [24] FICE JB, CRONIN DS, PANZER MB. Cervical spine model to predict capsular ligament response in rear impact [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(8): 2152-62.
- [25] SAITO T, YAMAMURO T, SHIKATA J, *et al.* Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy I: Pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities [J]. *Spine*, 1991, 16(5): 494-502.
- [26] CLAUSEN JD, GOEL VK, TRAYNELIS VC, *et al.* Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: Quantification using a finite element model of the C5-C6 segment [J]. *J Orthop Res*, 1997, 15(3): 342-347.
- [27] GOEL VK, CLAUSEN JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach [J]. *Spine*, 1998, 23(6): 684-691.
- [28] PANJABI MM, NIBU K, CHOLEWICKI J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability [J]. *Euro Spine J*, 1998, 7(6): 484-492.
- [29] PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, *et al.* Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. *Spine*, 2001, 26(24): 2692-2700.
- [30] ZHANG QH, TEO EC, NG HW, *et al.* Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [J]. *J Biomech*, 2006, 39(1): 189-193.
- [31] WALILKO T, VIANO DC, BIR CA. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face [J]. *Br J Sports Med*, 2005, 39(10): 710-719.
- [32] BARTSCH A, BENZEL E, MIELE V, *et al.* Impact 'fingerprints' and preliminary implications for an 'intelligent mouthguard' head impact dosimeter [J]. *Sports Eng*, 2012, 15(2): 93-109.
- [33] CARTER DR, FRANKEL VH. Biomechanics of hyperextension injuries to the cervical spine in football [J]. *Am J Sports Med*, 1980, 8(5): 302-309.
- [34] KAALE BR, KRAKENES J, ALBREKTSEN G, *et al.* Whiplash-associated disorders impairment rating: Neck disability index score according to severity of MRI findings of ligaments and membranes in the upper cervical spine [J]. *J Neurotr*, 2005, 22(4): 466-475.
- [35] SHEA M, WITTENBERG RH, EDWARDS WT, *et al.* *In vitro* hyperextension injuries in the human cadaveric cervical spine [J]. *J Orthop Res*, 1992, 10(6): 911-916.
- [36] CHRISMAN OD, SNOOK GA, STANITIS JM, *et al.* Lateral-flexion neck injuries in athletic competition [J]. *JAMA*, 1965, 192(7): 613-615.
- [37] ZHANG L, YANG KH, KING AL. Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling [J]. *J Neurotr*, 2001, 18(1): 21-30.
- [38] GENNARELLI TA, THIBAUT LE, TOMEI G, *et al.* Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration [C]//Proceedings of the 31th Stapp Car Crash Conference. USA: IEEE, 1987.
- [39] PANJABI MM, PEARSON AM, ITO S, *et al.* Cervical spine curvature during simulated whiplash [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19(1): 1-9.