

文章编号:1004-7220(2015)06-0553-05

后方韧带复合体逐级切除对损伤 胸腰椎稳定性的影响

李 耀, 沈中海, 王向阳

(温州医科大学附属第二医院 骨科, 温州 325027)

摘要: **目的** 研究后方韧带复合体逐级切除对损伤胸腰椎稳定性的影响,验证棘上韧带对维持损伤胸腰椎稳定的作用。**方法** 取8具健康新鲜人体 T11 ~ L3 节段标本,于 L1 椎体中 1/3 行楔形切除,并在材料试验机上压缩至闭合以制备 L1 椎体骨折。对 T12 ~ L1 处后方韧带复合体按照关节囊、棘间韧带、棘上韧带、黄韧带的顺序进行逐级切除,依次连续测量 T12 ~ L1 节段前屈、后伸、侧弯、旋转运动时的运动范围(range of motion, ROM)及中性区(neutral zone, NZ)变化。**结果** 在前屈和后伸运动中,椎体切除及棘上韧带断裂后,ROM 及 NZ 显著增加。在侧弯运动中,椎体切除和关节囊破坏后,ROM 显著增加。在旋转活动中,椎体切除及关节囊破坏导致 ROM 增加,NZ 无显著增加。**结论** 棘上韧带断裂后,T12 ~ L1 节段稳定性发生显著下降,尤其在前屈运动中。棘上韧带是维持胸腰椎节段稳定性的关键韧带。

关键词: 后方韧带复合体; 逐级切除; 胸腰椎; 稳定性; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.06.553

Effects from sequential removal of posterior ligamentous complex on stability of injured thoracolumbar spine

LI Yao, SHEN Zhong-hai, WANG Xiang-yang (*Department of Orthopaedic Surgery, Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325027, Zhejiang, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the effect from sequential removal of posterior ligamentous complex (PLC) on stability of injured thoracolumbar spine, and verify the role of supraspinous ligaments in maintaining stability of injured thoracolumbar spine complex. **Methods** Eight fresh human thoracolumbar specimens (T11-L3) were selected, and 1/3 of the L1 vertebral body was resected for "V" shape. The specimens were then mounted on the universal testing machine and subjected flexion and compression to make a fracture in L1. PLC in T12-L1 segment was then resected in a sequential manner from facet capsular ligament (FCL), interspinous ligament (ISL), supraspinous ligament (SSL) to ligamentum flavum (LF). The range of motion (ROM) and neutral zone (NZ) of the T12-L1 segment under flexion, extension, lateral bending and rotation movement were measured at each ligament removal step. **Results** Under flexion and extension, ROM and NZ presented a significant increase after fracture and removal of SSL. Under right lateral bending, ROM increased sharply after reduction of vertebrae and FCL, while the NZ showed a slight increase. Under left axial rotation, removal of vertebrae and FCL resulted in a significant increase in ROM, while the NZ showed no significant increase. **Conclusions** After removal of SSL, the stability of the T12-L1 segment decreases sharply, especially under flexion motion, and SSL is the pivotal ligament for PLC to maintain the stability of thoracolumbar spine.

Key words: Posterior ligamentous complex (PLC); Stepwise reduction; Thoracolumbar; Stability; Biomechanics

收稿日期:2015-04-04; 修回日期:2015-07-19

基金项目:国家自然科学基金项目(81371988),浙江省医药卫生重大科技计划(WKJ-ZJ-1527)。

通信作者:王向阳,主任医师,教授, Tel: (0577)88879123; E-mail: xiangyangwang@126.com。

后方韧带复合体 (posterior ligamentous complex, PLC) 是脊柱后柱的重要部分, 由棘上韧带 (supraspinous ligament, SSL)、棘间韧带 (interspinous ligament, ISL)、关节囊韧带 (facet capsular ligament, FCL) 和黄韧带 (ligamentum flavum, LF) 组成, 广义的 PLC 还包括胸腰背筋膜。胸腰椎为脊柱应力集中处, 是损伤的常见部位, 临床中胸腰椎骨折往往伴随 PLC 损伤, 进一步会形成脊柱的后凸和生物力学的不稳^[1-4]。胸腰椎的稳定性与脊柱后柱的完整性密切相关, 脊柱后柱结构对限制脊柱屈曲和防止后凸畸形意义重大。Vaccaro 等^[5] 提出胸腰椎损伤程度评分系统, 将 PLC 的完整性作为评估胸腰椎损伤严重程度及选择治疗方式的重要依据。

既往关于 PLC 与胸腰椎稳定性之间关系的生物力学研究, 针对 PLC 逐级切除的顺序基本较为简单, 由外至内按照棘上韧带、棘间韧带、关节囊韧带、黄韧带的顺序进行^[6-8]。Pizones 等^[9-10] 研究发现, PLC 在损伤过程中, 随着暴力的增加, 其损伤的顺序为关节囊韧带、棘间韧带、棘上韧带、黄韧带。同时, 棘上韧带是维持脊柱稳定的关键韧带, 但目前有关这样的切除顺序鲜有文献报道; 并且既往力学研究的脊柱模型为完整稳定的椎体, 没有建立椎体骨折模型, 而临床中韧带损伤往往存在胸腰椎椎体的损伤。在分析总结上述研究的优缺点后, 本课题组通过制备椎体损伤模型, 按照 PLC 的损伤顺序进行逐级切除, 研究 PLC 逐级切除对损伤胸腰椎稳定性的影响, 验证棘上韧带是否为 PLC 的关键韧带。

1 材料与方法

1.1 标本准备

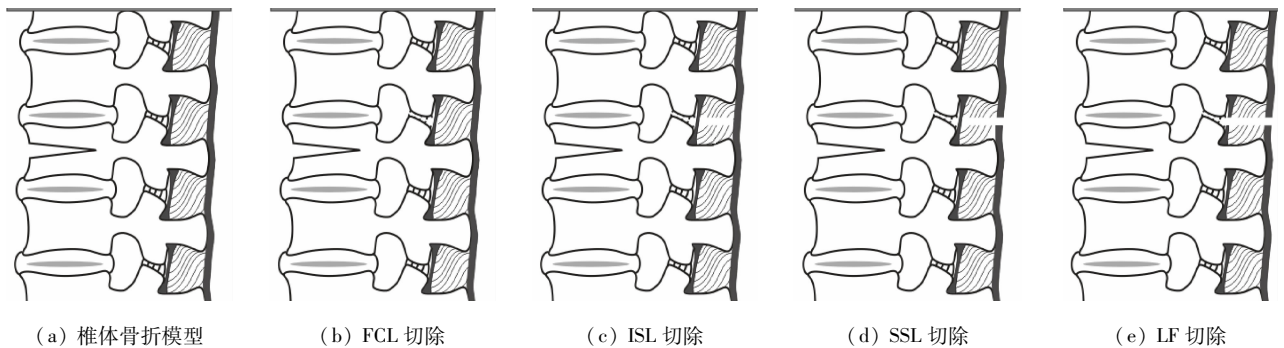
取人体新鲜尸体标本 T11 ~ L3 脊柱节段 8 具 (年龄: 20 ~ 58 a), 所有标本均拍摄正位片以确认无畸形、损伤、骨质疏松等病变, 并于双层塑料袋密封, 置于 -20 °C 保存。实验时将标本置于适当湿度、常温中自然解冻 8 ~ 12 h, 小心剔除肌肉组织, 同时去除脊髓, 保留椎体、椎间盘、韧带、关节囊结构。为保持脊柱的湿润, 在实验中每隔 20 min 向脊柱喷洒生理盐水, 以免自我分解等原因影响脊柱的生物力学特性。

1.2 胸腰椎损伤模型制备

在标本 L1 椎体前柱利用钢锯及 2 mm 钻头进行椎体楔形切除, 斜行切除 L1 椎体前柱, 高度为椎体中 1/3, 深度抵达椎体前后径的 2/3, 行预损伤处理。后将标本固定于 MTS 858 材料机 (MTS 公司, 美国) 上进行前屈压缩, 加载力为 50 ~ 400 N, 压缩速率为 25 mm/min, 使椎体在预损伤后闭合, 制备骨折模型 [见图 1(a)]。

1.3 PLC 逐级切除

按照双侧关节囊韧带断裂、双侧关节囊韧带加棘间韧带断裂、双侧关节囊韧带加棘间韧带断裂及棘上韧带断裂、PLC 结构完全断裂, 即双侧关节囊、棘间韧带、棘上韧带、黄韧带的顺序逐级切除 PLC [见图 1(b) ~ (e)]。



FCL - 关节囊韧带, ISL - 棘间韧带, SSL - 棘上韧带, LF - 黄韧带

图1 PLC 逐级切除过程示意图

Fig. 1 Schematic for sequential removal of posterior ligamentous complex (a) Spinal fracture model, (b) Cutting the bilateral FCL, (c) Cutting the ISL, (d) Cutting the SSL, (e) Cutting the LF

1.4 三维运动测试

测试前将供脊柱三维运动测试系统 (Motion Analysis Raptor-4, Motion Analysis 公司, 美国) 识辨的标记块固定于测试节段椎体, 使标记块随椎体运动。标记块为一圆形荧光球, 每一脊柱节段由 4 个荧光球确定一个节段运动平面。将标本连接在由南方医科大学解剖生物力学实验室设计制造的脊柱三维运动试验机的加载盘和试验台上, 对标本施加各种模拟加载, 使脊柱节段产生前屈、后伸、左/右侧弯、左/右轴向旋转纯力矩, 并相应作上述运动。最大载荷采用 $6 \text{ N} \cdot \text{m}$, 施加于标本的每一种力矩都进行 3 次加载/卸载循环, 以将标本的黏弹性影响消除到最小。每次加载/卸载后停留约 30 s, 以允许标本蠕变运动。在不同损伤程度的模型中, 于第 3 次加

载时, 由脊柱三维运动测试系统对标本 T12 ~ L1 节段在零载荷和最大载荷时的运动进行表面扫描处理, 采用 Cortex 处理软件对激光三维扫描图像进行重建处理, 得到三维空间角位移变化。将上述步骤用软件编程, 自动计算腰椎节段间运动范围 (range of motion, ROM) 及中性区 (neutral zone, NZ)。

1.5 统计学分析

使用 SPSS 16.0 软件进行统计分析, 不同损伤程度之间的统计学分析使用单因素重复测量方差分析, 组内之间的比较使用 SNK-*t* 检验, $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

脊柱 T12 ~ L1 节段 ROM 和 NZ 的结果见表 1。

表 1 不同运动工况下脊柱 T12 ~ L1 的 ROM 及 NZ 变化 ($n=8, \bar{x} \pm sd$)

Tab. 1 ROM and NZ of the T12-L1 specimens under different movements

损伤程度	ROM/(°)			NZ/(°)			
	前屈	后伸	侧弯	旋转	屈伸	侧弯	旋转
完整	2.48 ± 0.56	1.60 ± 0.47	1.79 ± 0.34	1.13 ± 0.20	0.80 ± 0.21	0.74 ± 0.16	0.59 ± 0.12
骨折模型	5.51 ± 1.73	3.92 ± 1.52	3.63 ± 0.37	2.29 ± 0.28	2.10 ± 0.41	0.94 ± 0.14	0.69 ± 0.17
关节囊切除	5.60 ± 1.79	3.99 ± 1.17	4.54 ± 1.50	3.31 ± 1.19	2.18 ± 0.43	1.08 ± 0.20	0.79 ± 0.32
棘间韧带切除	6.01 ± 1.85	4.54 ± 1.05	4.56 ± 1.46	3.47 ± 1.21	2.33 ± 0.36	1.13 ± 0.20	0.82 ± 0.21
棘上韧带切除	9.79 ± 2.90	5.91 ± 1.88	4.81 ± 1.38	3.52 ± 1.19	4.21 ± 1.34	1.43 ± 0.20	0.86 ± 0.23
黄韧带切除	10.38 ± 2.65	6.23 ± 2.04	5.26 ± 1.50	3.56 ± 1.27	4.32 ± 1.30	1.69 ± 0.27	0.93 ± 0.24

(1) 前屈运动: 椎体切除后, ROM 由 2.48° 增加为 5.51° ($P < 0.01$); 切除关节囊、棘间韧带后, ROM 没有显著变化 ($P > 0.05$); 切除棘上韧带后, ROM 由 6.01° 上升至 9.79° , 变化显著 ($P < 0.01$); 切除黄韧带后, ROM 由 9.79° 增加至 10.38° ($P < 0.05$)。

(2) 后伸运动: 椎体切除后, ROM 由 1.60° 上升至 3.92° ($P < 0.01$); 切除关节囊及棘间韧带后, ROM 没有显著变化; 切除棘上韧带及黄韧带后, ROM 存在差异性改变。

(3) 屈伸 NZ: 椎体切除后, NZ 由 0.80° 增加为 2.10° ($P < 0.01$); 切除棘上韧带后, NZ 由 2.33° 上升至 4.21° ($P < 0.01$); 切除黄韧带后, NZ 由 4.21° 上升至 4.32° ($P < 0.05$)。在切除关节囊和棘间韧带后, NZ 无显著增加。

(4) 侧弯运动: 椎体和关节囊切除后, 侧弯 ROM 发生差异性改变, 分别上升至 3.63° ($P < 0.01$) 和

4.54° ($P < 0.05$)。切除棘间韧带、棘上韧带及黄韧带, ROM 未发生显著改变。NZ 变化范围较小, 但切除椎体和黄韧带后 NZ 存在统计学差异。

(5) 旋转运动: 椎体关节囊切除后, 旋转 ROM 分别上升至 2.29° ($P < 0.01$) 及 3.31° ($P < 0.01$)。切除棘间韧带、棘上韧带和黄韧带后, ROM 无显著增加。NZ 变化范围较小, 未见明显的统计学差异。

3 讨论

作为稳定的胸椎与相对 ROM 较大的腰椎连接部, 胸腰椎节段是脊柱的应力集中处。临床中大多数脊柱骨折发生在胸腰段, 往往存在 PLC 的损伤, 并进一步造成脊柱的前凸畸形与不稳。临床中对于损伤程度的评估及治疗方式的选择主要取决于损伤节段的稳定性, 目前已有较多的损伤分级评估方式,

但多数着重于椎体骨性成分。针对 PLC 的研究日益受到学者关注,近期提出的胸腰段脊柱脊髓损伤评分系统(thoracolumbar injury classification and severity score, TLICS)更是将 PLC 的完整性作为评估脊柱稳定的重要依据。

有关 PLC 逐级切除对脊柱稳定性影响的生物力学研究,通常简单切除后方结构,而未建立骨折模型。建立胸腰椎骨折模型方法较多,主要有自由落体撞击、力学材料机压缩和椎体切除-截骨等技术^[11-13]。落体撞击可重复性差,易产生不同部位及不同类型的骨折;单纯椎体切除虽然具有较好的可重复性,操作简单,损伤较一致,且操作时间较短,减少了组织变性,但不能较好符合临床中骨折的真实性;而通过钻孔对椎体进行预创伤,并在力学材料机上进行屈曲至压缩闭合的方法则相对接近临床损伤,且能够控制损伤的部位及程度,有一定的可重复性。本实验参考 Wang 等^[14]的 V 形椎体切除-截骨术,对标本进行屈曲压缩至闭合,通过对完整标本和损伤标本进行各个方向的加载运动发现,其 ROM 及 NZ 均发生了显著的上升。

在之前 PLC 逐级切除的力学实验中,较多采取从外至内,即棘上韧带、棘间韧带、关节囊、黄韧带的切除顺序。Wilke 等^[15]切除双侧关节囊、棘间韧带、棘上韧带后,侧弯和旋转运动 ROM 较 PLC 完整组分别上升 18% 和 8%。Gillespie 等^[9]由外至内逐级切除 PLC,结果发现棘上韧带棘间韧带复合体切除后,椎体节段屈曲 ROM 较 PLC 完整组上升 36%。Heuer 等^[8]通过切除 PLC、后纵韧带后,L4~5 节段后凸角及 ROM 发生显著的增加。Pizones 等^[9-10]研究表明,PLC 在损伤过程中,随着暴力的增加,其损伤的顺序为关节囊、棘间韧带、棘上韧带、黄韧带,棘间韧带断裂与否决定了 PLC 机能完整与否,是维持脊柱节段稳定的关键韧带。

虽然本实验为体外生物力学研究,但通过建立前中柱的骨折损伤模型,依次按照 PLC 损伤顺序进行切除,在逐级切除关节囊及棘间韧带后,在前屈及后伸运动中 ROM 及 NZ 没有明显增加;切除棘上韧带后,ROM 及 NZ 发生增加,T12~L1 节段稳定性显著下降。而在侧弯及旋转运动中,PLC 的逐级切除对其 ROM 及 NZ 没有显著影响。尤其在前屈运动

中,棘上韧带的切断导致脊柱节段 ROM 及 NZ 显著增加,稳定性明显下降。

本文探讨了 PLC 对损伤胸腰椎节段稳定性的影响。在切断棘上韧带后,T12~L1 节段稳定性发生了显著改变,棘上韧带是维持胸腰椎节段稳定性的关键韧带。棘上韧带断裂后,PLC 的张力带机能不完整。

参考文献:

- [1] Behrsin JF, Briggs CA. Ligaments of the lumbar spine: A review [J]. *Surg Radiol Anat*, 1988, 10(3): 211-219.
- [2] McAfee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, *et al*. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive cases and a new classification [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1983, 65-A(4): 461-473.
- [3] Oner FC, van Gils AP, Faber JA, *et al*. Some complications of common treatment schemes of thoracolumbar spine fractures can be predicted with magnetic resonance imaging: Prospective study of 53 patients with 71 fractures [J]. *Spine*, 2002, 27(6): 629-636.
- [4] Radcliff K, Su BW, Kepler CK, *et al*. Correlation of posterior ligamentous complex injury and neurological injury to loss of vertebral body height, kyphosis, and canal compromise [J]. *Spine*, 2012, 37(13): 1142-1150.
- [5] Vaccaro AR, Lehman RA, Jr., Hurlbert RJ, *et al*. A new classification of thoracolumbar injuries: The importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status [J]. *Spine*, 2005, 30(20): 2325-2333.
- [6] Alapan Y, Demir C, Kaner T, *et al*. Instantaneous center of rotation behavior of the lumbar spine with ligament failure [J]. *J Neurosurg Spine*, 2013, 18(6): 617-626.
- [7] Gillespie KA, Dickey JP. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: Determination using a parallel linkage robot and a porcine model [J]. *Spine*, 2004, 29(11): 1208-1216.
- [8] Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, *et al*. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle [J]. *J Biomech*, 2007, 40(2): 271-280.
- [9] Pizones J, Izquierdo E, Sanchez-Mariscal F, *et al*. Sequential damage assessment of the different components of the posterior ligamentous complex after magnetic resonance imaging interpretation: Prospective study 74 traumat-

- ic fractures [J]. Spine, 2012, 37: E662-667.
- [10] Pizones J, Zuniga L, Sanchez-Mariscal F, et al. MRI study of post-traumatic incompetence of posterior ligamentous complex; Importance of the supraspinous ligament. Prospective study of 74 traumatic fractures [J]. Eur Spine J, 2012, 21(11): 2222-2231.
- [11] Chen HH, Wang WK, Li KC, et al. Biomechanical effects of the body augments for reconstruction of the vertebral body [J]. Spine, 2004, 29(18): E382-387.
- [12] Panjabi MM, Hoffman H, Kato Y, et al. Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies [J]. Clin Biomech, 2000, 15(2): 73-78.
- [13] Lu WW, Cheung KM, Li YW, et al. Bioactive bone cement as a principal fixture for spinal burst fracture: An *in vitro* biomechanical and morphologic study [J]. Spine, 2001, 26(4): 2684-2691
- [14] Wang XY, Dai LY, Xu HZ, et al. Biomechanical effect of the extent of vertebral body fracture on the thoracolumbar spine with pedicle screw fixation: An *in vitro* study [J]. J Clin Neurosci, 2008, 15(3): 286-290.
- [15] Wilke HJ, Drumm J, Haussler K, et al. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure [J]. Eur Spine J, 2008, 17(8): 1049-1056.

(上接第 514 页)

- [14] Shafieian M, Bao J, Darvish K. Mechanical properties of brain tissue in strain rates of blast injury [C]//Proceedings of 37th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC). Troy: [s. n.], 2011: 1-2.
- [15] Misra S, Reed KB, Douglas A S, et al. Needle-tissue interaction forces for bevel-tip steerable needles [C]//Proceedings of 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Scottsdale: [s. n.], 2008: 224-231.
- [16] Zhang L, Yang KH, Dwarampudi R, et al. Recent advances in brain injury research: A new human head model development and validation [J]. Stapp Car Crash J, 2001, 45(11): 369-394.
- [17] 李海岩, 赵玮, 阮世捷, 等. 第 95 百分位中国人头部颅脑相对位移的有限元评估 [J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 198-206.
- Li HY, Zhao W, Ruan SJ, et al. Finite element evaluation on skull-brain relative displacement of the 95th percentile Chinese human head [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 198-206.
- [18] Cloots RJH, Van Dommelen JAW, Kleiven S, et al. Traumatic brain injury at multiple length scales: Relating diffuse axonal injury to discrete axonal impairment [C]//Proceedings of IRCOBI Conference. Hannover: [s. n.], 2010: 119-130.
- [19] Hrapko M, Van Dommelen JA, Peters GW, et al. The Influence of test conditions on characterization of the mechanical properties of brain tissue [J]. J Biomech Eng, 2008, 130(3): 031003-031010.

(上接第 546 页)

- [14] Klopčar N, Tomšič M, Lenarčič J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace [J]. J Biomech, 2007, 40(1): 86-91.
- [15] Matty J. Results and Analysis from space suit joint torque testing [C]//Proceedings of 40th International Conference on Environmental Systems. Barcelona: SAE, 2010.
- [16] Holschuh B, Waldie J, Hoffman J, et al. Characterization of structural, volume and pressure components to space suit joint rigidity [C]//Proceedings of International Conference on Environmental Systems. Savannah: SAE, 2009.
- [17] Matty J, Aitchison L. A method for and issues associated with the determination of space suit joint requirements [C]//Proceedings of International Conference On Environmental Systems. Savannah: SAE, 2009.
- [18] Zakerzadeh MR, Firouzi M, Sayyaadi H, et al. Hysteresis nonlinearity identification using new Preisach model-based artificial neural network approach [J]. J Appl Math, 2011, <http://dx.doi.org/10.1155/2011/458768>.
- [19] Cho K, Kim Y, Yi D, et al. Analysis and evaluation of a combined human-exoskeleton model under two different constraints condition [C]//Proceedings of the International Summit on Human Simulation. St. Pete Beach: [s. n.], 2012.
- [20] Jung Y, Jung M, Lee K, et al. Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking [J]. J Biomech, 2014, 47(11): 2693-2699.
- [21] Fluit R, Andersen MS, Kolk S, et al. Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living [J]. J Biomech, 2014, 47(10): 2321-2329.