

文章编号:1004-7220(2015)01-0056-06

# 脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 三维有限元建模与验证

赵改平<sup>1a</sup>, 方新果<sup>1a</sup>, 王晨曦<sup>1a</sup>, 柏磊磊<sup>1a</sup>, 赵庆华<sup>2</sup>, 许世雄<sup>3</sup>, 陈二云<sup>1b</sup>

(1. 上海理工大学 a. 医疗器械与食品学院, b. 能源与动力工程学院, 上海 200093; 2. 上海市第一人民医院 骨科, 上海 200080; 3. 复旦大学 力学与工程科学系, 上海 200433)

**摘要:** **目的** 基于 CT 图像数据建立人体脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 的三维有限元模型, 并验证模型的正确性和有效性。**方法** 采用 Mimics、Geomagic 和 Hypermesh 软件对人体脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 椎体进行三维重建、模型修复和有限元前处理, 对模型顶部施加  $\pm 0.5$ 、 $1$ 、 $1.5$ 、 $2 \text{ N} \cdot \text{m}$  扭矩, 用于模拟人体前屈和后伸活动时所产生的载荷作用, 使用 ANSYS 软件计算脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 节段在前屈和后伸承受扭矩载荷作用时的关节活动度 (range of motion, ROM), 将计算结果与前人研究结果进行对比分析。**结果** 人体脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 三维模型中 C5 ~ 6、C6 ~ 7、C7 ~ T1 和 T1 ~ 2 各节段椎体在  $1 \text{ N} \cdot \text{m}$  载荷作用下, 前屈时 ROM 分别为  $4.30^\circ$ 、 $3.21^\circ$ 、 $1.66^\circ$  和  $1.41^\circ$ , 后伸时 ROM 分别为  $3.47^\circ$ 、 $2.86^\circ$ 、 $0.96^\circ$  和  $0.92^\circ$ 。前屈时最大应力出现在椎体前缘, 后伸时椎体后缘出现较大应力。ROM 和应力分布的趋势与前人研究结果相一致。**结论** 建立的脊柱颈胸结合部三维模型精确逼真, 符合脊柱颈胸结合部的生物力学特性, 模拟结果可为临床病理研究和颈胸部手术术式的评价提供理论依据。

**关键词:** 颈椎; 胸椎; 颈胸结合部; 有限元分析; 力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.01.056

## Establishment and validation for a 3D finite element model of cervicothoracic junction C5-T2

ZHAO Gai-ping<sup>1a</sup>, FANG Xin-guo<sup>1a</sup>, WANG Chen-xi<sup>1a</sup>, BAI Lei-lei<sup>1a</sup>, ZHAO Qing-hua<sup>2</sup>, XU Shi-xiong<sup>3</sup>, CHEN Er-yun<sup>1b</sup>

(1. a. School of Medical Instrument and Food Engineering, b. School of Energy and Power Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai First People's Hospital, Shanghai 200080, China; 3. Department of Mechanics and Engineering Science, Fudan University, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** **Objective** To establish a 3D finite element model of cervicothoracic spinal segments C5-T2 based on CT images and test its validity and effectiveness. **Methods** By using the Mimics, Geomagic and Hypermesh software, the 3D model of cervicothoracic spinal segments C5-T2 was reconstructed, repaired and pre-processed. Moment of  $\pm 0.5$ ,  $1$ ,  $1.5$ ,  $2 \text{ N} \cdot \text{m}$  were applied on top of the model to simulate loads produced during the flexion and extension movement of human body. The range of motion (ROM) of the segments C5-T2 during flexion and extension was calculated by ANSYS, and the reliability of the model was verified by comparing the experimental results in the previous literature with the finite element analysis results obtained in this study. **Results** Under the moment of  $1 \text{ N} \cdot \text{m}$ , the ROMs of C5-6, C6-7, C7-T1 and T1-2 during flexion were  $4.30^\circ$ ,  $3.21^\circ$ ,  $1.66^\circ$  and  $1.41^\circ$ , and those during extension were  $3.47^\circ$ ,  $2.86^\circ$ ,  $0.96^\circ$  and  $0.92^\circ$ , respectively. The maximum stress during flexion appeared on the front of the vertebral body, while that during extension appeared on the back of the vertebral body. The trends of ROM and stress distributions were consistent with results reported in the previous

收稿日期:2014-04-22; 修回日期:2014-05-26

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51106099), 上海市教委科研创新项目(12YZ109), 上海市自然科学基金资助项目(15ZR1429600)。

通信作者:赵改平, 讲师, E-mail:zgp\_06@126.com。

literature. **Conclusions** The 3D model established in this study is accurate and realistic, and conforms to biomechanical properties of the cervicothoracic spine. The simulation results can be further used to explore clinical pathology of the spine and provide theoretical references for evaluation on cervicothoracic spine surgery.

**Key words:** Cervical vertebrae; Thoracic vertebrae; Cervicothoracic junction; Finite element analysis; Mechanical properties

人体脊柱颈胸结合部是从较柔韧、具有灵活运动功能的颈椎向相对固定、运动度较小的胸椎过渡的区域,同时为生理曲度从前凸转向后凸的移行处。脊柱颈胸结合部在受到外力损伤或发生肿瘤等病变时,易于产生结构性失稳、脊髓受压等病理特征;由于其解剖结构及周围组织的复杂性,治疗脊柱颈胸结合部创伤、退变及肿瘤等疾病的研究一直是临床医学的难点。目前,有关人体脊柱颈胸结合部病变研究的主要方法包括动物模型、尸体模型与生物建模分析等<sup>[1-2]</sup>,采用动物或尸体模型研究更接近人体真实情况,然而实验时间长、研究成本高成为研究发展的阻碍;计算机模拟生物力学试验模型,如采用有限元建模分析具有实验时间短、成本低、可重复性及任意改变试验相关参数的特点,并且具有观察模型内部应力应变等优势,已成为人体脊柱病变生物力学特性研究的一种重要手段。

应用有限元方法研究人体脊柱生物力学特性最早由 Belytshko 等<sup>[3]</sup>提出,通过离体实验测量得到椎间盘各向异性的材料属性参数,并基于这些参数建立二维椎间盘有限元模型,研究材料属性及几何形状对椎间盘压力和应力分布的影响,结果表明退行性病变对椎间盘的内压影响不大,而椎间盘刚度变化可以通过椎间盘几何形状变化进行合理的预测。近年来,有限元方法被越来越广泛地应用于脊柱生物力学研究领域,而国内外学者<sup>[4-10]</sup>对脊柱生物力学采用有限元分析方法的研究大多集中在腰椎、胸椎和颈椎,如 Yang 等<sup>[5]</sup>首次建立腰椎活动节段的有限元模型,研究小关节传递轴向载荷的作用;杜汇良等<sup>[7]</sup>给出基于 CT 医学图像处理所必需的数据结构和类型,分析数据的获得和处理方法,同时提出分块建模的思想,并建立胸椎 T10 ~ 12 节段三维有限元模型;陈伯华等<sup>[10]</sup>基于 CT 和 CT 重建片,采用 CAD 数据处理技术建立国内首个颈椎三维有限元模型,该模型同时包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带和关节囊韧带 5 种韧带,并对其在屈曲、背

伸、侧屈以及旋转等工况下的活动度与离体实验结果进行对比,验证模型的准确性。但是,目前对于脊柱颈胸段交界处的研究相对甚少。由于脊柱颈胸结合部所处位置的特殊性,其疾病在临床诊断时不易被发现,对其实施手术也是极具挑战性的难题。因此,建立脊柱颈胸结合部完整精确的三维有限元模型,模拟其在多种工况下的生物力学特性成为新的研究方向。

本研究基于 CT 断层扫描图像数据,利用医学图像处理软件 Mimics 和逆向工程软件 Geomagic 对人体脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 进行三维重建和修复,并利用有限元前处理软件 Hypermesh 对模型进行网格划分、材料赋值等操作,最后使用有限元软件 ANSYS 进行计算及后处理。通过对模型验证分析,在确保模型准确性和有效性的基础上,模拟结果可为脊柱颈胸结合部临床诊断和疾病分析提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

1 名脊柱无颈椎和胸椎病变与损伤等异常情况的健康男性志愿者,使用 64 排螺旋 CT 对其脊柱颈胸椎体进行扫描。得到 353 张层厚 1 mm 的 CT 图像,以 DICOM 标准格式保存。

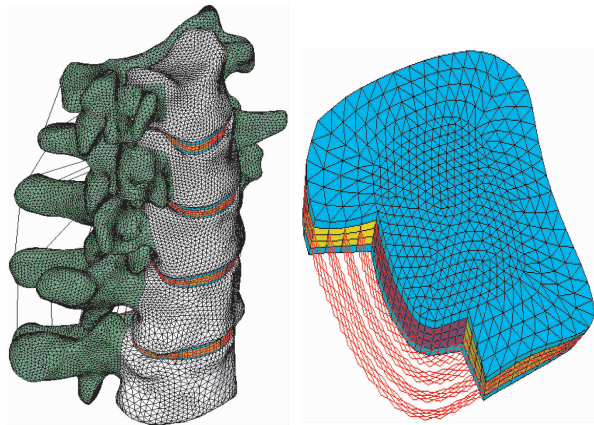
### 1.2 三维模型获得

将 CT 图像导入 Mimics 10.01 软件,通过对逐张 CT 图像进行擦除和修复等操作,删除 C5 以上、T2 以下区域图像,完成对脊柱颈胸结合部各部分的提取。在生成 3D 模型后利用 Remesh 功能对模型进行初步修复,然后以 STL 格式文件保存并导入 Geomagic 12.0 软件对模型进行进一步修复。利用 Geomagic 软件中“搭桥法填充孔”功能完成椎间盘模型的建立,最后将模型拟合曲面片以 IGS 格式文件保存。

### 1.3 有限元模型建立

将保存脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 模型的 IGS 文

件导入 Hypermesh 10.0 有限元前处理软件中,对三维模型进行网格划分、材料赋值等操作。其中椎骨用四节点实体单元模拟,椎间盘使用六节点实体单元模拟。建立韧带和椎间盘胶原纤维模型,韧带和胶原纤维使用仅受拉伸载荷而对压缩载荷无响应的杆单元进行模拟。图1所示为脊柱颈胸结合部 C5~T2 完整有限元网格划分模型。



(a) 脊柱颈胸结合部

(b) 椎间盘

图1 脊柱颈胸结合部 C5~T2 完整三维有限元网格划分模型

Fig.1 Intact 3D finite element model of the cervicothoracic spinal segments C5-T2 (a) Cervicothoracic spinal segments C5-T2, (b) Intervertebral disc

脊柱颈胸结合部不同部位的生物力学特性不同,根据其解剖结构特点,分别设定不同的材料属性。椎骨包括皮质骨、松质骨和后方骨性单元。椎间盘由软骨终板、纤维环、髓核以及5层胶原纤维组成,呈交叉状附在纤维环上。另外,建立前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带和关节囊韧带等5种韧带。对模型各部分进行材料和属性的赋值,模型具体的单元类型及材料属性如表1所示。

#### 1.4 边界条件与载荷

对脊柱颈胸结合部 C5~T2 完整三维有限元模型赋予边界条件与载荷,将 T2 椎体下表面所有节点完全固定,将 C5 椎体上表面上所有节点与 C5 上方中性点用 MPC184 刚性梁单元连接,根据右手螺旋准则对中性点施加  $\pm 0.5$ 、 $1$ 、 $1.5$ 、 $2$  N·m 扭矩用于模拟人体前屈和后伸两种状态下所产生的载荷作用<sup>[11]</sup>。载荷施加的具体方式如图2所示。

## 2 结果

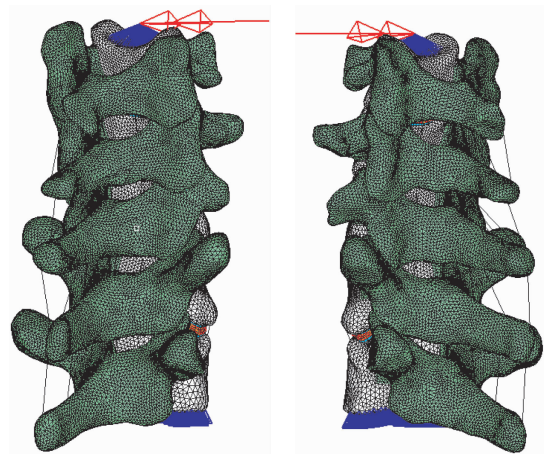
### 2.1 模型的验证

为验证模型的正确性和可靠性,模拟脊柱颈胸

表1 脊柱颈胸结合部 C5~T2 有限元模型单元类型及材料属性

Tab.1 Element type and material properties of the finite element model of cervicothoracic spinal segments C5-T2

结构名称	单元类型	单元数	弹性模量/MPa	泊松比	截面积/mm <sup>2</sup>
皮质骨 <sup>[11]</sup>	Solid185	74 210	10 000.0	0.30	—
松质骨	Solid185	132 710	350.0	0.25	—
后方骨性单元 <sup>[11]</sup>	Solid185	326 711	3 500.0	0.25	—
软骨终板 <sup>[12]</sup>	Solid185	8 280	5.0	0.40	—
纤维环基质 <sup>[13]</sup>	Solid185	5 853	4.2	0.45	—
髓核 <sup>[13]</sup>	Solid185	6 567	3.4	0.50	—
胶原纤维 <sup>[13-14]</sup>	Link10	7 314	450.0	0.30	2.4
前纵韧带(ALL) <sup>[15-16]</sup>	Link10	12	11.9	0.39	6.1
后纵韧带(PLL) <sup>[15-16]</sup>	Link10	12	12.5	0.39	5.4
关节囊韧带(CL) <sup>[15-16]</sup>	Link10	8	7.7~30.0	0.39	46.6
黄韧带(LF) <sup>[15-16]</sup>	Link10	12	2.4	0.39	50.1
棘间韧带(ISL) <sup>[15-16]</sup>	Link10	16	3.4	0.39	13.1



(a) 前屈

(b) 后伸

图2 边界条件与载荷施加方式

Fig.2 Boundary conditions and modes of load application

(a) Flexion, (b) Extension

结合部 C5~T2 节段在前屈(flexion, FL)和后伸(extension, EX)两种运动状态下承受扭矩载荷作用时的关节活动度(range of motion, ROM)。人体脊柱颈胸结合部 C5~T2 三维模型中 C5~6、C6~7、C7~T1 和 T1~2 各节段椎体在 1 N·m 载荷作用下,前屈时 ROM 分别为 4.30°、3.21°、1.66°和 1.41°,后伸时 ROM 分别为 3.47°、2.86°、0.96°和 0.92°。

将脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 模型在矢状面上的 ROM 与前人离体实验研究结果<sup>[1,17]</sup>进行对比分析,结果表明本文脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 的 ROM 整体趋势与 Wheeldon 等<sup>[1]</sup>研究结果相一致,模型在 1 N · m 扭矩下的 ROM 与 Panjabi 等<sup>[17]</sup>实验结果一致(见图 3)。脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 模型前屈时的 ROM

略大于后伸时,而颈椎段的 ROM 也要明显大于胸椎段,推测脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 在前屈时受小关节抵制作用较小,导致前屈时 ROM 较大。人体颈椎要完成头部日常屈曲运动以及灵活活动的功能,故 ROM 比较大;而胸椎为维持人体胸腔结构稳定,其 ROM 相对较小。

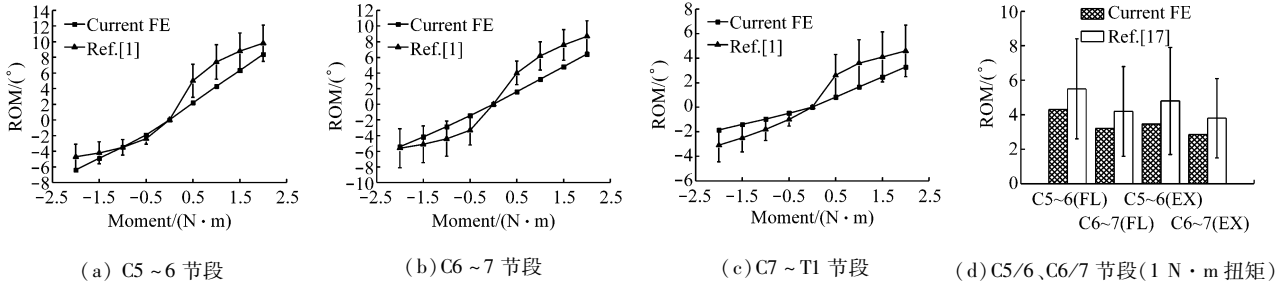


图 3 不同节段关节活动度有限元模拟结果与离体实验结果对比

Fig. 3 Comparison of the ROM at different cervical segments between the FE model and the experiment

(a) C5-6 segment, (b) C6-7 segment, (c) C7-T1 segment, (d) C5-6 and C6-7 segment under the torque of 1 N · m

## 2.2 应力分布情况

脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 在 1 N · m 扭矩作用下前屈和后伸时的整体应力分布如图 4 所示。脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 整体在前屈时最大应力出现在椎体前缘,颈椎段椎体平均应力大于胸椎段,应力从椎体前缘沿椎体侧面向后逐渐减小,椎弓承受平均应力小于椎体。由于韧带对脊柱颈胸结合部前屈运动的限制作用,与棘间韧带等韧带相连的棘突、椎板和小关节处也出现较大应力。脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 整体在后伸时的最大应力则出现在小关节处,椎体后缘也呈现较大应力,应力从椎体后缘延伸

到椎弓根处,随后沿椎板向后逐渐减小。棘突、椎板等处未出现明显应力集中现象,由此推断黄韧带和棘间韧带对脊柱后伸限制作用较小。

椎间盘(纤维环和髓核)作为脊柱活动时变形最大的软组织之一,在承受过大载荷或长期受单向力的情况下容易发生滑脱、纤维环破裂等疾病。椎间盘在 1 N · m 扭矩作用下前屈和后伸时的应力分布如图 5 所示。椎间盘在前屈时,前侧的纤维环受上下椎体挤压作用而产生较大应力,后侧的纤维环受上下椎体拉伸作用产生较大应力。而在后伸时,椎间盘所受应力则变为前侧纤维环受拉伸作用和后侧纤维环受挤压作用而产生。髓核与纤维环两侧在

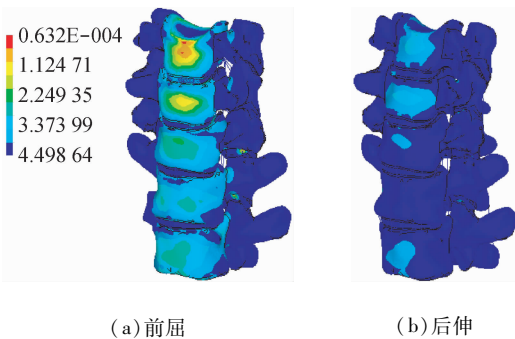


图 4 脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 不同运动时整体应力云图

Fig. 4 Stress distributions on C5-T2 cervicothoracic spinal segments under different movement

(a) Flexion, (b) Extension

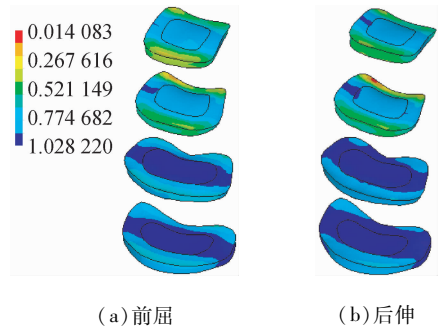


图 5 椎间盘不同运动时应力云图

Fig. 5 Stress distributions on the intervertebral disc under different movement (a) Flexion, (b) Extension

脊柱颈胸结合部C5~T2进行前屈和后伸时所受应力均较小。C5~7各节段椎间盘所受平均应力均大于C7~T2各节段的椎间盘应力,推测脊柱颈胸结合部C5~T2模型在前屈和后伸时处于弹性变形阶段,并且C5~7各节段椎间盘产生的应变比C7~T2各节段椎间盘产生的应变较大,从而导致这一现象。

椎间盘发生退行性病变时,椎间盘最大等效应力也会发生相应变化<sup>[18]</sup>。正常颈胸段脊柱椎间盘在 $\pm 1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩作用下前屈和后伸时椎间盘最大等效应力分布如图6所示。前屈时C5~6、C6~7、C7~T1和T1~2各节段椎间盘最大等效应力值分别为1.08、1.06、0.42和0.39 MPa,后伸时C5~6、C6~7、C7~T1和T1~2各节段椎间盘最大等效应力值分别为0.79、0.91、0.24和0.23 MPa。椎间盘所受应力的整体趋势为颈椎段椎间盘的应力大于胸椎段,前屈时椎间盘所受到的应力大于后伸时。

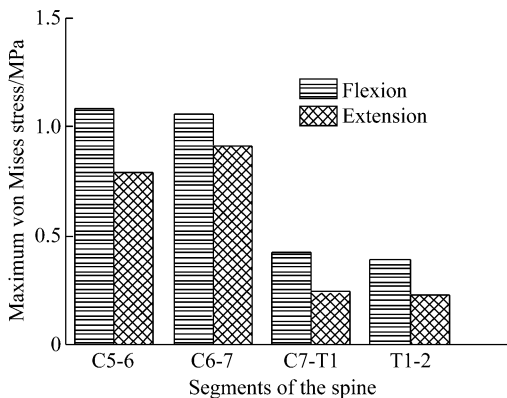


图6 不同运动时椎间盘最大等效应力

Fig. 6 The maximum Von Mises stress on the cervical disc under different movement

### 3 讨论

脊柱颈胸结合部处于脊柱生理曲度过度阶段,生物力学特性复杂。由于脊柱颈胸段椎体病变及诊断技术尚不完善,临床对颈胸段脊柱相关疾病研究进展相对缓慢。本研究建立了脊柱颈胸结合部C5~T2三维有限元模型,并对其施加 $\pm 0.5$ 、 $1$ 、 $1.5$ 、 $2 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩,验证其有效性。结果发现,模型ROM与离体实验结果趋势相似,少数工况模拟值在实验误差范围之外,推测本文中将模型材料设置为线性材料,故图3中曲线的模拟结果呈近似直线状,与离

体实验结果有所差异。模型在 $\pm 1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩作用下的ROM与Panjabi等<sup>[17]</sup>研究结果一致,故对模型在 $\pm 1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩作用下开展生物力学特性分析是可行的。

模型在 $1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩作用下前屈时最大应力出现在椎体前缘,后伸时椎体后缘出现较大应力,其最大应力出现在小关节处,原因是限制脊柱后伸的两种主要韧带为前纵韧带和关节囊韧带,关节囊韧带在脊柱活动时承受较大的应力,从而导致小关节处出现最大应力。脊柱颈胸结合部椎间盘应力分布的整体趋势表现为纤维环与髓核C5~7各节段所受应力大于C7~T2各节段,纤维环前后部分所受应力大于纤维环两侧。由此可见,在人体活动过程中,对于运动幅度较大的脊柱节段,其纤维环与髓核所受应力也较大,更容易产生损伤,纤维环是椎间盘上承受应力最大的部分,这印证了纤维环破裂导致多数椎间盘突出症病因的临床研究结果。

本研究建立的完整人体颈胸段脊柱C5~T2节段有限元模型,将椎骨周围软组织等因素考虑在内,包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带和关节囊韧带5种韧带,并将纤维环分为4层,每层之间建立胶原纤维。而受制于CT图像数据,未能建立与T1、T2胸椎相连的肋骨模型。Berg等<sup>[19]</sup>提出,将胸骨、肋骨及胸肋关节组成的胸廓环作为胸椎第4柱的概念表明肋骨对胸椎稳定性有重要影响。Watkins等<sup>[20]</sup>通过对10例尸体标本进行相关生物力学实验发现,肋骨在屈伸、侧弯和扭转时分别为胸椎增加了40%、35%和31%的稳定性,这直接验证了肋骨对胸椎稳定性的重要作用。

本研究下一步可通过扩大CT扫描范围,获得人体完整胸廓CT图像,考察肋骨对模型整体活动度及应力分布的影响;韧带和椎间盘材料可考虑采用非线性材料模拟,从而使模型更接近于人体真实情况,以供临床研究参考。

### 参考文献:

- [1] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine [J]. J Biomech, 2006, 39(2): 375-380.
- [2] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立

- 及其有效性验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 321-325.
- Qin JS, Wang Y, Peng XQ, *et al.* Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. *J Med Biomech*, 28(3): 321-325.
- [3] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, *et al.* Finite element stress analysis of an intervertebral disc [J]. *J Biomech*, 1974, 7(3): 277-285.
- [4] Saito T, Tamatouor T, Shikara 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.
- [5] Yang KH, King AI. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain [J]. *Spine*, 1984, 9(6): 557-565.
- [6] 李斌, 赵文志, 陈秉智, 等. 人工椎间盘植入术后颈椎邻近节段生物力学变化的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 94-99.
- Li B, Zhao WZ, Chen BZ, *et al.* Finite element analysis on adjacent segments for its biomechanical changes after artificial cervical disc prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 94-99.
- [7] 杜汇良, 黄世霖, 张金换, 医学图像三维有限元重建中的数据管理及 T10 ~ T12 胸椎模型建立[J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(5): 840-843.
- [8] Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, *et al.* Finite element of the human lower cervical spine: Parametric analysis of the C4-C6 unit [J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(1): 87-92.
- [9] 冯勇, 刘道志. 不同腰椎融合器对邻近节段影响的生物力学研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2010, 29(5): 717-723.
- [10] 陈伯华, 孙鹏, Natarajan N, 等. 颈椎三维有限元模型的建立及意义[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2002, 12(2): 105-107.
- [11] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, *et al.* Validation of a C2-C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data [J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(5): 482-489.
- [12] Hussain M, Natarajan RN, An HS, *et al.* Progressive disc degeneration at C5-C6 segment affects the mechanics between disc heights and posterior facets above and below the degenerated segment: A flexion-extension investigation using a poroelastic C3-T1 finite element model [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(5): 552-558.
- [13] Natarajan RN, Chen BH, An HS, *et al.* Anterior cervical fusion: A finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis [J]. *Spine*, 2000, 25(8): 955-961.
- [14] Laville A, Laporte S, Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns [J]. *J Biomech*, 2009, 42(10): 1409-1415.
- [15] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: A material property sensitivity study [J]. *Clin Biomech*, 1999, 14(1): 41-53.
- [16] Kallemeyn NA, Tadepalli SC, Shivanna KH, *et al.* An interactive multiblock approach to meshing the spine [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2009, 95(3): 227-235.
- [17] Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability [J]. *Euro Spine J*, 1998, 7(6): 484-492.
- [18] 张先予, 李正维, 吴立军, 等. 退变性椎间盘应力分布变化的有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2013, 23(4): 359-363.
- [19] Berg EE. The sternal-rib complex: A possible fourth column in thoracic spine fractures [J]. *Spine*, 1993, 18(13): 1916-1919.
- [20] Watkins R 4th, Watkins R 3rd, Williams L, *et al.* Stability provided by the sternum and rib cage in the thoracic spine [J]. *Spine*, 2005, 30(11): 1283-1286.