

文章编号:1004-7220(2018)05-0390-06

膜单元与弹簧单元模拟韧带损伤的生物力学响应

李海岩, 王晓燕, 崔世海, 贺丽娟, 吕文乐, 阮世捷

(天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222)

摘要:目的 对比分析膜单元与弹簧单元对颈部韧带生物力学响应的影响。方法 基于现有的6岁儿童颈部有限元模型,将其中的韧带分别用膜与弹簧两种单元类型模拟,进行儿童颈椎C4~5椎段动态拉伸实验和全颈椎拉伸实验。同时采用膜单元模型进行弯曲仿真试验,并分析仿真效果。结果 在C4~5椎段动态拉伸实验中,膜单元仿真与弹簧单元仿真最终失效力分别为1 207、842 N,与尸体实验分别相差0.6%、30.6%;在全颈椎拉伸实验中,膜单元仿真峰值力与尸体实验相差1.8%,弹簧单元仿真峰值力为484 N,与尸体实验相差较大。膜单元弯曲试验仿真效果良好。结论 弹簧单元在模拟受力方面存在一定局限性,而膜单元具有较高的生物仿真度,更能体现韧带的生物力学响应。

关键词:有限元模型;膜单元;弹簧单元;生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.05.002

Biomechanical Response of Membrane Element and Spring Element for Simulation of Ligament Injury

LI Haiyan, WANG Xiaoyan, CUI Shihai, HE Lijuan, LÜ Wenle, RUAN Shijie

(Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: **Objective** To compare and analyze the effect of membrane element and spring element on biomechanical responses of cervical ligaments. **Methods** Based on the existing 6-year-old pediatric neck finite element model, the ligaments were simulated by membrane element and spring element, respectively. Then dynamic tensile test of C4-5 vertebrae and tensile test of full cervical spine were conducted. The membrane element model was also used to simulate the bending test, and the simulation results were analyzed. **Results** In dynamic tensile test of C4-5 vertebral segment, the final failure force of membrane element simulation test and spring element simulation test was 1 207 N and 842 N, respectively, and their difference from the cadaver experiment was 0.6% and 30.6%, respectively. In full cervical tensile test, the difference of peak force from membrane element simulation test and cadaver experiment was 1.8%. The peak force of spring element simulation test was 484 N, and the difference from simulation test and cadaver experiment was large. The simulation result of membrane element bending test was good. **Conclusions** The spring element had some limitations in force simulation. The membrane element had higher biofidelity and could reflect the biomechanical response of the ligaments.

Key words: finite element model; membrane element; spring element; biomechanics

收稿日期:2017-09-28; 修回日期:2017-12-22

基金项目:国家自然科学基金项目(81371360, 81471274)

通信作者:李海岩,教授, E-mail:lihaiyan@tust.edu.cn

在汽车后碰撞中,挥鞭样损伤发生最为频繁,这是由于在碰撞过程中颈部通常由于经受几倍重力加速度的作用而造成损伤,这些损伤多发生在椎间盘、韧带和肌肉等颈部软组织^[1-2]。在前碰撞和侧面碰撞中,颈部软组织损伤的相关症状均与后碰撞非常相似^[3]。颈部在长期工作或剧烈体育运动中常会发生轻微损伤,并且维持时间较长。这些损伤通常归因于肌肉劳损、韧带扭伤、椎间盘损伤等^[4]。由于颈部损伤发生极其频繁,且病痛时间较长,故研究颈部损伤机制具有重要意义。

颈部韧带在汽车碰撞颈椎动态响应中发挥重要作用,颈部韧带损伤与颈部应变和挥鞭样损伤密切相关^[5]。尽管韧带是单轴力学结构,但由于其复杂的生理学特征,在承受不同外部载荷时,韧带的响应也有所不同^[6]。因此,确定较为准确的颈部韧带建模方法并建立有效的颈部有限元模型,对研究颈部生物力学响应和颈部保护非常必要。

在国内外研究中,针对颈部韧带的建模方法在不断完善。现有的颈部有限元模型主要包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、囊韧带等,研究人员采用不同的方式进行韧带的建模,如弹簧单元模拟^[7]、膜单元和杆单元模拟^[8]、减震弹簧模拟^[9]、一维离散弹簧单元模拟^[10]、膜单元模拟^[11]等。

在目前的研究中,模拟颈部韧带主要采用膜和弹簧两种单元类型。膜单元属于面单元,是平面应力单元。膜单元具有零弯曲刚度和沿厚度方向的

均匀应力分布,并且厚度方向不需要数值积分。采用膜单元模拟韧带,不仅能体现出韧带的弹性属性,也能显示出韧带各个部位以及各个单元的应力变化情况。弹簧单元是一维单元,为可承受单轴拉压的单元,不能承受弯矩作用。弹簧单元发生作用时,因位移变化产生力,即通过改变弹簧单元长度产生力。研究中采用双节点的弹簧单元模拟韧带,主要是为了体现韧带的弹性属性。

本文对膜单元和弹簧单元模拟韧带的生物仿真度进行分析讨论,通过分别进行儿童颈椎 C4~5 椎段的动态拉伸实验以及全颈椎拉伸实验,对比分析膜单元和弹簧单元对颈部韧带生物力学响应的影响,并采用膜单元模型进行全颈椎弯曲仿真试验,分析膜单元弯曲的仿真效果。

1 材料与方法

基于现有已验证过的 6 岁儿童头颈部有限元模型^[11] [见图 1(a)] 进行仿真研究。模型中包括颈椎骨骼(密质骨和松质骨)、椎间盘(髓核、纤维环、纤维环纤维)、脊髓、肌肉、韧带、生长板、终板等,采用膜单元模拟韧带[见图 1(b)]。在该模型的基础上,用弹簧单元替换膜单元模拟韧带[见图 1(c)] 进行对比研究。模型中的韧带包括前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、棘间韧带(ISL)、棘上韧带(SSL)、横突间韧带(ITL)、黄韧带(LF)及囊韧带(CL)。

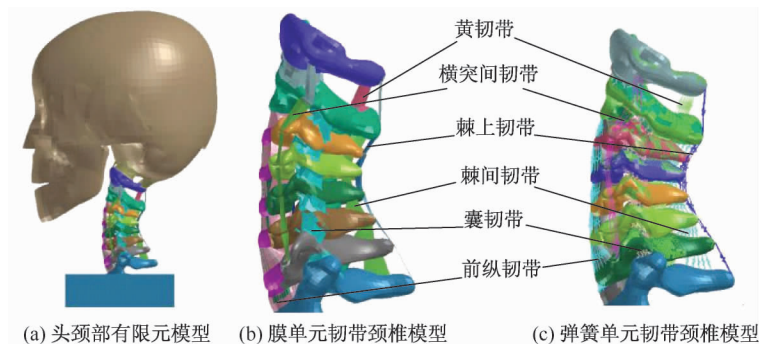


图 1 6 岁儿童颈部有限元模型

Fig. 1 Finite element model of 6-year-old pediatric neck (a) Head and neck finite element model, (b) Cervical spine model with membrane element ligament, (c) Cervical spine model with spring element ligament

模型中采用的材料参数取自文献^[11-12],其中弹簧单元韧带的材料模型为非线性,其力(F)-位移(l)曲线取自文献^[6](见图 2)。膜单元韧带的

材料模型为带失效的弹塑性。其余部分颈椎密质骨、松质骨以及生长板采用弹塑性材料,纤维环、终板采用弹性材料。

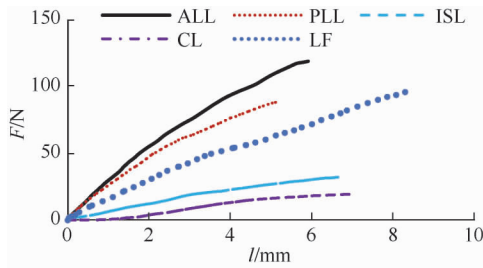


图2 颈部韧带力-位移曲线

Fig. 2 Force-displacement curves for spinal ligaments

2 膜单元与弹簧单元韧带对比仿真试验

膜单元与弹簧单元韧带模型分别进行 C4 ~ 5 椎段动态拉伸试验及全颈椎拉伸仿真试验,试验结果分别与尸体实验进行比较,对比分析二者的仿真有效性。再使用膜单元韧带模型进行全颈椎弯曲仿真试验,分析膜单元弯曲仿真效果。仿真计算均在 PAM-Crash(ESI 公司,法国)有限元分析软件中完成。

2.1 C4 ~ 5 椎段动态拉伸实验

Luck 等^[13]基于年龄 20 周胎儿 ~ 18 周岁范围仅具有韧带的儿童颈部尸体样本,将每个样本分成 O ~ C2(枕骨-枢椎)、C4 ~ 5 和 C6 ~ 7 椎段进行动态拉伸实验。本研究选取儿童 C4 ~ 5 椎段进行动态拉伸仿真试验,其中 C4 ~ 5 椎段模型直接从全颈椎模型中提取获得。两种单元类型的仿真试验设置完全相同,均与尸体实验相同,使用骨水泥分别对 C4 上表面、C5 下表面进行固定,并对 C5 下表面完全约束,同时给 C4 上表面施加 230 mm/s 加载速率,加载方式以位移方式输入。最终将仿真试验获得的 $F-l$ 曲线进行对比分析,并且与尸体实验数据作比较,从而得出膜单元和弹簧单元对韧带模型生物力学响应的影响。在此基础上,保证弹簧整体刚度和韧带宽度不变,减少弹簧单元数量,分析讨论单元数量对弹簧单元仿真效果的影响。

2.2 全颈椎拉伸实验

Ouyang 等^[14]利用去除颈部肌肉的 2 ~ 12 岁儿童颈部尸体样本进行拉伸实验。实验中通过头部质心固定头部,同时允许头部的弯曲和伸展,并在头部质心上加载恒定速率 5 mm/s,且直到力减少 10% 时卸载。另外,实验中将 T1 用骨水泥进行包裹,并与实验装置固定连接,同时在骨水泥下端测

量力的变化情况。两种单元类型的仿真试验设置完全相同,均与尸体实验相同。最终输出头部质心的位移,并将两种仿真试验获得的 $F-l$ 曲线与 6 岁儿童尸体实验进行对比,分析膜单元和弹簧单元韧带模型的响应差异。

2.3 全颈椎弯曲仿真试验

采用膜单元模拟韧带的无颈部肌肉头颈部模型进行准静态弯曲试验,仿真试验中使用骨水泥将 T1 包裹,并进行全部约束,在头部质心加载 1.6 N·m 弯矩,同时允许头部在矢状面内的弯曲和伸展。最终输出 C2、C4、C7 的旋转角度,分析膜单元弯曲仿真效果。

3 仿真结果

3.1 C4 ~ 5 椎段动态拉伸实验

3.1.1 膜单元与弹簧单元仿真试验结果 由图 3 中的 $F-l$ 曲线可知,膜单元韧带仿真曲线与弹簧单元韧带仿真曲线均与尸体实验^[15]曲线趋势一致。随着不断拉伸,位移不断增大,力也不断增大。在 6 岁儿童尸体实验中,初始失效位移在 1.98 mm 处,此时椎间盘发生损伤,开始失效,失效力为 772 N;仿真试验均在 2 mm 附近,失效力较尸体实验数据偏小。其中,膜单元韧带仿真小 28.9%,弹簧单元韧带仿真小 31.1%。继续拉伸,后纵韧带开始失效,随后前纵韧带失效,最后棘间韧带和囊韧带失效。此时,力已经达到最大值。尸体实验中最终失效位移发生在 5.07 mm 处,最终失效力达到 1.214 kN。膜单元韧带仿真中,失效位移较尸体实验延后 6.1%,失效力较尸体实验小 0.6%;而弹簧单元韧

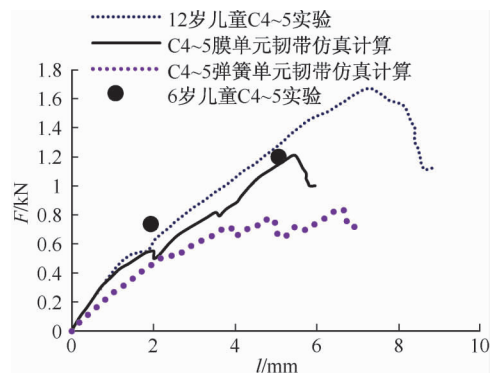


图3 儿童 C4 ~ 5 椎段动态拉伸仿真试验和尸体实验曲线

Fig. 3 Force-displacement curves of pediatric C4-5 vertebral segment tensile test and cadaver experiments

带仿真中,失效位移与失效力与尸体实验分别相差 28.6%、30.6%(见表 1)。两个仿真试验整体均与尸体实验吻合良好,但弹簧单元仿真失效位移滞后明显,且峰值力与尸体实验相差较多,曲线整体斜率较尸体实验更小,与膜单元相比,仿真度不高。

表 1 儿童 C4~5 椎段动态拉伸试验膜单元与弹簧单元韧带模型对比结果

Tab.1 Comparison for membrane element and spring element ligament model of pediatric C4-5 vertebral segment tensile test

结果	初始失效力/N	初始失效位移/mm	最终失效力/N	最终失效位移/mm
尸体实验	772	1.98	1 214	5.07
膜单元仿真试验	549	2.00	1 207	5.38
弹簧单元仿真试验	532	2.51	842	6.52
膜单元仿真与尸体实验差值/%	28.9	1.0	0.6	6.1
弹簧单元仿真与尸体实验差值/%	31.1	26.8	30.6	28.6

3.1.2 弹簧单元仿真试验结果 如图 4 所示,仿真计算 1 为最初模型试验结果,仿真计算 2 为每个韧带均减少 1 个弹簧单元试验结果,仿真计算 3 为每个韧带均减少两个弹簧单元试验结果。3 个仿真试验曲线趋势一致,随弹簧单元数量减少,曲线斜率逐渐增大,仿真力也逐渐增大,减少 1 个弹簧单元时,仿真力增大不明显。随着逐渐拉伸,各个韧带失效位移基本不变,但失效力增大,最大增加 7.0%。弹簧单元受其力学特性限制,单元数量改变,仿真效果出现差异。

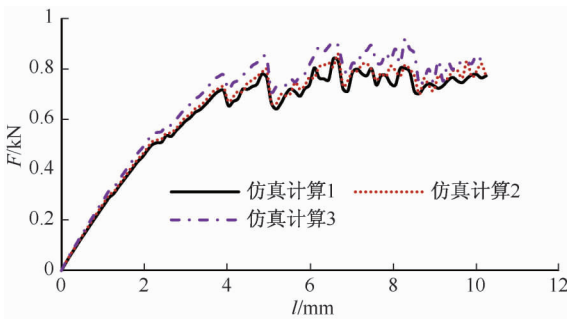


图 4 儿童 C4~5 椎段动态拉伸弹簧单元仿真试验 $F-l$ 曲线

Fig.4 Force-displacement curves of pediatric C4-5 vertebral segment tensile test with spring element ligaments

3.2 全颈椎拉伸实验

图 5 所示为全颈椎拉伸仿真试验与尸体实

验所得 $F-l$ 曲线。位移在 0~8.8 mm 时,两种单元类型的仿真曲线均与尸体实验曲线趋势一致,且曲线斜率差异较小。膜单元仿真力与尸体实验最大相差 32.5%,弹簧单元仿真力与尸体实验最大相差 37.7%。位移达到 12 mm 时,弹簧单元仿真力达到峰值,峰值力为 484 N,此时,C7~T1 椎间盘逐渐拉伸失效,发生损伤,随后力逐渐减小,曲线趋势与尸体实验出现较大差异。膜单元仿真曲线仍与尸体实验曲线吻合良好,且峰值力和位移与尸体实验分别相差 1.8%、5.0%。由此可知,膜单元韧带仿真曲线整体均与尸体实验曲线较好吻合,而弹簧单元韧带仿真曲线只在前段符合尸体实验曲线趋势,且峰值力与尸体实验相差较大,模型仿真度不高,与膜单元韧带仿真相比,不能真实地反映全颈椎拉伸时的生物力学响应。

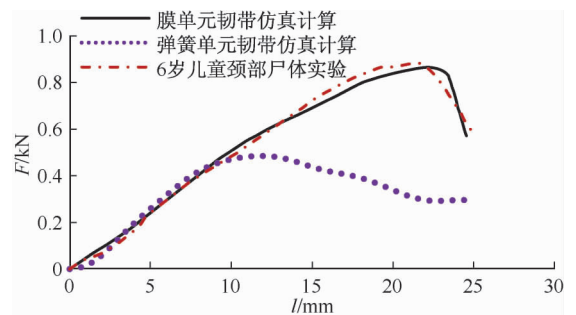


图 5 儿童全颈椎拉伸仿真试验与尸体实验 $F-l$ 曲线

Fig.5 Force-displacement curves of pediatric full cervical tensile test and cadaver experiments

3.3 全颈椎弯曲仿真试验结果

图 6 所示为 6 岁儿童全颈椎弯曲仿真试验的部分椎骨旋转角度。从上颈椎到下颈椎,椎骨旋转角度逐渐减小,体现出颈椎弯曲的真实状态,由上而下逐渐弯曲,由上颈椎带动下颈椎弯曲。在 40 ms 时,C7 旋转角度最大,而 C2 旋转角度最小。加载初始时,由于 C1~2 间韧带率先拉伸,带动下颈椎韧带拉伸,传递到 C7 颈椎,使得 C7 最先出现弯曲。随着弯曲逐渐明显,C2 弯曲角度增大,带动下颈椎弯曲,出现自上而下弯曲的现象。对于弹簧单元,则无法模拟颈椎弯曲响应。因此,膜单元较弹簧单元具有更高的生物仿真度。

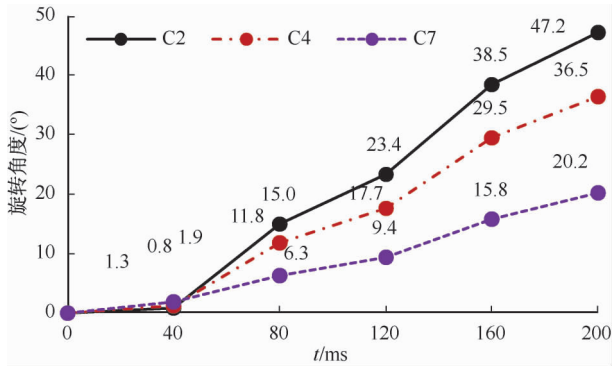


图6 儿童全颈椎弯曲仿真试验椎骨旋转角度

Fig. 6 Rotational angles of cervical segments for pediatric full cervical bending simulation

4 讨论与结论

在 C4 ~ 5 椎段仿真试验和全颈椎拉伸试验中,膜单元韧带和弹簧单元韧带仿真存在明显的差异。膜单元应力与节点力关系为:

$$\hat{f}_{\alpha\beta}^R = h\hat{\sigma}_{\alpha\beta} \quad (1)$$

膜单元中心力与节点力关系为:

$$\hat{f}_{x1} = A(B_{11}\hat{f}_{xx}^R + B_{21}\hat{f}_{xy}^R) \quad (2)$$

$$\hat{f}_{y1} = A(B_{21}\hat{f}_{yy}^R + B_{11}\hat{f}_{xy}^R) \quad (3)$$

式中: h 为单元厚度; A 为单元面积; B_{nl} 为与应变有关的系数。可以看出,膜单元沿厚度方向应力均匀分布,不仅能体现出韧带的弹性属性,也能显示出韧带的应力变化情况,从而可用于韧带损伤分析。对于弹簧单元自身力学特性:

$$\begin{Bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{Bmatrix} = \frac{\hat{f}}{l} \begin{Bmatrix} x_2 - x_1 \\ y_2 - y_1 \\ z_2 - z_1 \end{Bmatrix} \quad (4)$$

$$\hat{f}^{i+1} = \hat{f}^i + \Delta\hat{f} \quad (5)$$

式中: l 为弹簧单元长度。弹簧单元力的增量由力与位移关系决定,且力在单元坐标内沿单元轴向分布,采用弹簧单元模拟韧带,主要用来体现韧带的弹性属性,且弹簧单元只能承受轴向力,不能承受弯矩作用。

在 C4 ~ 5 椎段拉伸试验中,弹簧单元韧带与膜单元韧带仿真结果差异尚不明显,推测此时韧带基本沿轴向分布,能够较好地表现出韧带的弹性属性,但与膜单元仿真相比,仿真效果不太理想。在弹簧单元仿真试验中,保证韧带整体刚度不变,改

变单元数量仿真结果出现差异。而且采用弹簧单元模拟韧带时,对模型质量要求更高,需要更细化、更精确的模型来提高仿真精确度。对于材料属性,弹簧单元连接距离为 a 的两个节点,其中一个为主动节点,另一个为从动节点。弹簧单元在连接到主动节点的移动系统中,相对于主动节点惩罚从动节点的相对运动和速度。并且通过从时间 t 的移动系统中减去时间 $t=0$ 的原始系统中位置矢量 a 的分量来计算位移。从动节点相对于主动节点的相对速度,遵循移动系统中的速度矢量差异。使用弹簧单元模拟韧带,只能通过定义韧带的最大拉伸变形模拟韧带失效,当某种韧带在拉伸过程中达到定义的失效极限时,所有韧带同时断裂失效^[16]。而实际上人体韧带断裂的过程是逐渐发生的,对于弹簧单元的材料特性,无法准确模拟韧带的失效情况。膜单元的材料模型为带失效的弹塑性,通过定义弹性模量 E 、屈服应力 σ_y 来表示韧带的弹塑性,通过定义失效应变 δ 来表示韧带的失效。使用膜单元模拟韧带时,随着拉伸位移逐渐增大,韧带逐渐伸长变细,缓慢断裂失效。由此,膜单元仿真更趋于真实有效。

在全颈椎拉伸试验中,弹簧单元韧带与膜单元韧带仿真表现出较大差异。对于全颈椎模型,各椎段连接存在一定的弯曲度,以模拟真实颈椎连接情况。因此,采用弹簧单元模拟全颈椎各个韧带时,韧带与轴向存在一定斜率,无法做到沿轴向均匀分布;且倾斜方向各不相同,使得弹簧单元在这种情况下无法真实地表现出韧带的弹性属性。同样的加载速率施加在两种模型上,选择弹簧单元仿真时,无法真实有效地进行力的传递,无法模拟理想状态。而膜单元韧带可承受轴向拉力也可承受弯曲拉力,对于仿真效果更趋于理想状态,且仿真结果与尸体实验数据差异较小。从解剖学结构来看,前、后纵韧带分别位于椎体和椎间盘前后两面,从枕骨开始一直贯穿至骶骨,韧带内层纤维与椎间盘外层纤维以及椎体相连。采用弹簧单元模拟前、后纵韧带无法做到跨越椎骨连接,只能是连接相邻椎骨穿过椎间盘,从而与真实解剖学结构产生差异,进而影响仿真效果。采用膜单元模拟可以保证韧带覆盖椎骨和椎间盘,更接近真实的解剖学机构。弹簧单元仿真试验中,当力达到峰值时,C7 ~ T1 椎

间盘发生损伤,随后拉伸失效,力逐渐减小,其余椎段韧带拉伸不明显。尸体实验中损伤发生在C4~5、C6~7的上终板处,膜单元仿真试验中损伤发生在C3~4椎间盘以及C3下生长板处。由于仿真试验中所用材料参数通过缩放成人材料参数所得,且缩放方法具有一定的局限性,故仿真试验结果与尸体实验存在一定差异,但该差异可以接受。因此,膜单元仿真更能真实有效地反映韧带的生物力学响应。

对于全颈椎弯曲仿真试验,膜单元韧带模型仿真效果良好,椎骨旋转角度随颈椎弯曲逐渐增大,且从上颈椎到下颈椎弯曲角度逐渐减小,体现出颈椎弯曲的真实状态。在汽车后碰撞中,颈椎损伤主要发生在弯曲和伸展过程中,故进行弯曲仿真试验在颈椎损伤分析中非常重要。采用膜单元模拟韧带能够较好地仿真颈椎弯曲响应,可以进行损伤评估;相比之下,弹簧单元受自身力学特性限制,无法进行弯曲仿真试验,进而无法分析弯曲损伤响应,由此也说明弹簧单元仿真的局限性。

本文基于已经过验证的6岁儿童颈部有限元模型,分别采用膜单元和弹簧单元模拟韧带,对比分析讨论两种单元类型模拟韧带的有效性。结果表明,弹簧单元模拟仿真时具有一定的局限性,而膜单元仿真具有较高的生物仿真度,能够较好地反映韧带的生物力学响应。研究结果为今后颈部损伤研究在有限元建模方面提供理论参考和依据。

参考文献:

[1] STH J, MENDOZA-VAZQUEZ M, SATO F, et al. A female head-neck model for rear impact simulations [J]. J Biomech, 2016, 51: 49-56.

[2] PALOMAR APD, CALVO B, DOBLARÉ M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading [J]. J Biomech, 2008, 41(3): 523-531.

[3] SVENSSON MY, BOSTRÖM O, DAVIDSSON J, et al. Neck injuries in car collisions. A review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy [J]. Accid Anal Prev, 2000, 32(2): 167-175.

[4] CRONIN DS. Finite element modeling of potential cervical spine pain sources in neutral position low speed rear impact

[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 33(7): 55-66.

[5] MATTUCCI SF, MOULTON JA, CHANDRASHEKAR N, et al. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2012, 10(10): 216-226.

[6] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR FA. Biomechanics of the cervical spine. Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech, 2001, 16(1): 1-27.

[7] WILLIAMS JL, BELYTSCHKO TB. A three-dimensional model of the human cervical spine for impact simulation [J]. J Biomech Eng, 1983, 105(4): 321-331.

[8] YANG KH, ZHU F, LUAN F, et al. Development of a finite element model of the human neck [C]//Proceedings of 42nd Stapp Car Crash Conference. Tempe: SAE, 1998.

[9] MEYER F, WILLINGER R, LEGALL F. The importance of modal validation for biomechanical models, demonstrated by application to the cervical spine [J]. Finite Elem Anal Des, 2004, 40(13-14): 1835-1855.

[10] 曹立波,魏嵬,张冠军. 3岁儿童C4-C5颈椎有限元模型开发及拉伸、弯曲验证[J]. 中国生物医学工程学报, 2015, 34(1): 37-45.

[11] 吕文乐,阮世捷,李海岩,等. 6岁儿童全颈有限元模型的构建及验证[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 95-101.

LÜ WL, RUAN SJ, LI HY, et al. Development and validation of finite element model for the 6-year-old pediatric neck [J]. J Med Biomech, 2016, 31(2): 95-101.

[12] YOGANANDAN N, PINTAR FA, KUMARESAN S, et al. Pediatric and small female neck injury scale factors and tolerance based on human spine biomechanical characteristics [C]//Proceedings of the 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Montpellier: [s. n.], 2000.

[13] LUCK JF, NIGHTINGALE RW, LOYD AM, et al. Tensile mechanical properties of the perinatal and pediatric PMHS osteoligamentous cervical spine [J]. Stapp Car Crash J, 2008, 52: 107-134.

[14] OUYANG J, ZHU Q, ZHAO W, et al. Biomechanical assessment of the pediatric cervical spine under bending and tensile loading [J]. Spine, 2005, 30(24): E716-723.

[15] LUCK JF, NIGHTINGALE RW, SONG Y, et al. Tensile failure properties of the perinatal, neonatal, and pediatric cadaveric cervical spine [J]. Spine, 2013, 38(1): 1-12.

[16] 张冠军,魏嵬,曹立波,等. 3岁儿童C4-C5颈椎有限元建模方法研究[J]. 湖南大学学报(自然科学版), 2016, 43(2): 8-14.