

# 军事训练中韧带损伤型上颈椎失稳的三维动力模型建立及有限元分析

程毅, 涂强, 夏虹

**【摘要】** **目的** 通过有限元分析技术建立韧带损伤型上颈椎的三维动力学模型以明确枕下各韧带的运动学特征, 为军事训练中韧带损伤型上颈椎失稳临床新诊断标准的建立提供理论基础。 **方法** 根据 1 名 27 岁男性志愿者上颈椎 CT 薄层扫描图像文件导入 Mimics10.0 三维重建软件重建三维几何模型。使用 Freeform 5.0 结构优化软件对几何模型进行处理后录入 Ansys 10.0 有限元软件, 重建出上颈椎的骨性有限元模型。根据相关数据资料构建各韧带结构。通过三维动力建模对枕下各韧带的生物力学特性进行评估。 **结果** ① 屈曲伸展时, 寰枢前韧带、寰枢后韧带、枕寰前韧带、枕寰后韧带和尖韧带的长度变化 >25%, 而其他韧带的长度变化较小 ( $P < 0.05$ ); 在力矩臂方面, 寰枢后韧带和枕寰后韧带等韧带的变化幅度较大, 枕寰后韧带的力矩臂变化较大 ( $P < 0.05$ )。② 轴向旋转时, 寰枢前韧带、寰枢后韧带和翼状韧带的轴向旋转相对中立位长度变化最大; 与其他韧带相比, 寰枢后韧带表现出更大的力矩臂幅度和变化量, 在两个运动方向上都有增加的趋势。相比之下, 寰枢前韧带组仅在同侧最大旋转时力矩臂显著减少 ( $P < 0.05$ )。横韧带最大同侧轴向旋转时力矩臂显著增加, 最大对侧旋转时力矩臂显著减小 ( $P < 0.05$ )。 **结论** 通过量化长度和力矩臂大小, 提供了上颈椎韧带在屈伸和轴向旋转时的相关生物力学特征, 利于提高韧带损伤型上颈椎失稳的认知。

**【关键词】** 军事训练; 韧带损伤; 上颈椎失稳; 有限元分析

**【中图分类号】** R648 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1672-271X(2022)05-0449-05

**【DOI】** 10.3969/j.issn.1672-271X.2022.05.001

## Establishment of three-dimensional dynamic model and finite element analysis of ligament injury type upper cervical instability in military training

CHENG Yi, TU Qiang, XIA Hong

(Department of Orthopedics, General Hospital of Southern Theater Command, PLA, Guangzhou 510080, Guangdong, China)

**【Abstract】** **Objective** To establish a three-dimensional dynamic model of the upper cervical spine with ligament injury by finite element analysis technique to clarify the kinematic characteristics of each suboccipital ligament and provide a theoretical basis for the establishment of new clinical diagnostic criteria. **Methods** The biomechanical properties of suboccipital ligaments were evaluated by three-dimensional dynamic modeling. **Results** ① The length of atlanto-pivotal anterior ligament, atlanto-pivotal posterior ligament, occipitoatlantal anterior ligament, occipitoatlantal posterior ligament and apical ligament changed by >25%, while the length of other ligaments changed little ( $P < 0.05$ ); in terms of moment arm, the change range of ligaments such as atlanto-pivotal posterior ligament and occipitoatlantal posterior ligament was greater, and the moment arm of occipitoatlantal posterior ligament changed greatly ( $P < 0.05$ ). ② the axial rotation of the atlanto-pivotal anterior ligament, atlanto-pivotal posterior ligament, and alar ligament changed the most from the neutral length; the atlanto-pivotal posterior ligament showed a greater moment arm amplitude and amount of change

**基金项目:** 军队后勤科研项目 (CLB20J033); 广州市科技计划项目 (201904010349)

**作者单位:** 510080 广州, 南部战区总医院骨科 (程毅、涂强、夏虹)

compared with other ligaments, with a tendency to increase in both directions of motion. In contrast, the atlanto-pivotal anterior ligament group had a significantly reduced moment arm only at maximal rotation on the same side ( $P < 0.05$ ). The moment arm increased significantly

during maximal coaxial rotation of the transverse ligament and decreased significantly during maximal rotation ( $P < 0.05$ ).

**Conclusion** By quantifying the length and moment arm, the biomechanical characteristics of upper cervical ligaments in flexion, extension and axial rotation are provided, which is helpful to improve the cognition of upper cervical instability caused by ligament injury.

**[Key words]** Military training; ligament injury; upper cervical instability; finite element analysis

## 0 引 言

随着部队训练强度及难度的增加,军事训练中上颈椎损伤时有发生。上颈椎与下颈椎相比,无椎间盘相连接,由于其特殊的解剖结构,上颈椎损伤之后极易发生颈椎失稳<sup>[1]</sup>。临床上对于颈椎失稳的影像学诊断标准是椎体间水平位移大于 3.5 mm 或颈椎椎体间的成角大于  $11^\circ$ ,但与骨性损伤失稳不同,韧带损伤型失稳诊断上具有隐蔽性而极易漏诊<sup>[2]</sup>。由于呼吸中枢位于上颈椎椎管内,一旦漏诊,在高强度的军事训练中可能造成严重的后果。因此,对于韧带损伤型上颈椎的诊断需要灵敏度及特异性高的标准。上颈椎的稳定性主要由寰枕关节和寰枢关节间的韧带维持。因此,新标准的设立前,对于上颈椎各韧带的运动学特征的掌握至关重要。数字医学有限元分析技术(finite element analysis of digital medicine, FEADM)是通过构建与人体的解剖、生理、物理等特性相似的数字化有限元模型来定量模拟机体生理病理及与外界交互作用表现,从而提出伤害预防医学策略指导临床<sup>[3-5]</sup>。相比于传统研究模式,其具有简便易行、科研成本低、反映内容全面等优点。本文旨在通过有限元分析技术建立韧带损伤型上颈椎的三维动力学模型以明确枕下各韧带的运动学特征,为临床新诊断标准的建立提供理论基础。

## 1 资料与方法

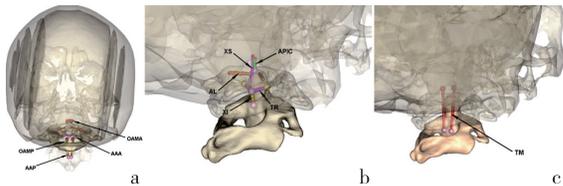
**1.1 上颈椎三维动力模型建立** 根据 1 名 27 岁男性志愿者上颈椎 CT 薄层扫描图像文件导入 Mimics10.0 三维重建软件重建三维几何模型。使用 Freeform 5.0 结构优化软件对几何模型进行处理后录入 Ansys10.0 有限元软件重建出上颈椎的骨性有限元模型。根据相关数据资料构建各韧带结构。图像在矢状面和冠状面均匀分布,距离为 1 mm。然后处理图像数据,以便构建椎骨的有限元网格。密质骨用 4 个节点壳单元建模,松质骨用 8 个节点实体单元建模。使用刚性元件对枕骨进行建模。用

4 个节点膜元件对横韧带建模。用单纯张力弹簧单元对前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL);后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL);黄韧带(ligamentum flavum, LF);关节囊韧带(capsular ligament, CL);寰枢前韧带(anterior atlantoaxial ligament, AAA);寰枢后韧带(posterior atlantoaxial ligament, AAP);翼状韧带(alar ligament, AL);枕寰前韧带(anterior occipitoatlantal ligament, OAMA);枕寰后韧带(posterior occipitoatlantal ligament, OAMP);覆膜(tectorial membrane, TM);横韧带(transverse ligament, TR);尖韧带(apical ligament, APIC);下十字韧带(inferior cruciate ligament, XI);上十字韧带(superior cruciate ligament, XS)进行建模。本研究经我院伦理委员会审批通过(审批号:LCYJ-2020-185)

**1.2 运动学数据收集** 运动学分析从上颈椎矢状位的 5 个位置(从中立位到中位和最大屈曲、伸展和轴向旋转方向)进行。离散关节位移的输出按照处理运动计算的常用数学方法进行,后者包括侧弯、轴向旋转和屈伸运动分量,这些运动分量是由螺旋轴旋转分解成绕解剖参考系的轴线的螺旋角提供的。为了表示全局运动范围,根据 XYZ 分量计算范数向量,即相对于每个上颈椎节段的螺旋旋转。此外,还计算了局部参考系中每个上颈椎节段的平均螺旋轴(MHA)(即  $C_0 \sim C_1$  为  $C_1$ ;  $C_2$  为  $C_0 \sim C_2$  或  $C_1 \sim C_2$ )。数据被集成到特定于受试者的 3D 模型中,并使用定制软件提供解剖运动表示。

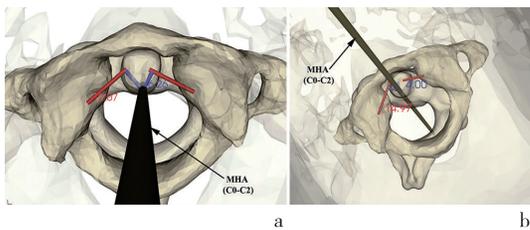
**1.3 各韧带相关数据收集** 在 3D 解剖模型上识别 10 条韧带。计算以下结构的止点空间坐标:AAA、AAP、AL、OAMA、OAMP、TM、TR、APIC、XI、XS。此外,韧带的长度计算是基于两附着点之间的长度距离,并未计入周围骨组织的厚度,根据每个上颈椎姿势计算瞬时韧带长度,见图 1。力矩臂的计算基于计算杠杆臂的直接方法,即螺旋轴与韧带作用线矢量之间的垂直距离。见图 2。分别于 MIE:最大伸展位移;IE:1/2 最大伸展位移;N:中立位;IF:1/2 屈曲位移;MF:最大屈曲位移,上述 5 个位置描述 AAA、AAP、AL、OAMA、OAMP、TM、TR、

APIC、XI、XS, 韧带的瞬时长度及力矩臂, 绘制函数关系图。分别于 MCR: 最大对侧轴向旋转; ICR: 1/2 最大对侧轴向旋转; N: 中立位; IIR: 1/2 同侧轴向旋转; MIR: 最大同侧轴向旋转, 上述 5 个位置描述 AAA、AAP、AL、OAMA、OAMP、TM、TR、APIC、XI、XS, 韧带的瞬时长度及力矩臂, 绘制函数关系图。



a: 枕寰前韧带(OAMA)、枕寰后韧带(OAMP)、寰枢前韧带(AAA)和寰枢后韧带(AAP)的后视图;b: 上颈椎上十字韧带(XS)、下十字韧带(XI)、尖韧带(APIC)和横韧带(TR)的后 3/4 视图;c: 上颈椎相对于覆盖膜的后 3/4 视图, AAA、AAP、AL、OAMA、OAMP、TM、TR、APIC、XI、XS

图 1 C<sub>0</sub>~C<sub>1</sub>和 C<sub>2</sub>椎体及相应的上颈椎韧带附着点的三维模型



a: 在轴向旋转过程中, 翼状韧带(红色)相对于 C<sub>0</sub>、C<sub>2</sub> 的平均螺旋 b: 力矩臂以蓝色显示, 从翼状韧带的作用线到旋转轴的最短距离

图 2 上颈椎的 3D 解剖模型及其在轴向旋转时各自的力矩臂

**1.4 统计学分析** 所有统计分析采用 SPSS 26.0 与 graphpad Prism 8.0 完成。计量资料用均数±标准差( $\bar{x} \pm s$ )表示。对运动过程中的每个韧带长度和力矩臂进行描述性统计。重复测量的方差分析(ANOVA)用于评估以下因素的影响: 偏侧性(左、右)和关节位置(矢状面和横断面的 5 个位置如上所述)。以  $P \leq 0.05$  为差异有统计学意义。当方差分析显示有显著影响时, 进行 Bonferroni 检验, 以确定对长度或杠杆臂测量有显著影响的姿势或位置。

## 2 结 果

**2.1 数据可靠性** 重复识别附着点可靠性显示平均均方根误差(所有标志点)为 1.3 mm, 相关韧带长度误差平均为 1.1 mm, 最大值为 2.4 mm。力矩臂计算触诊误差的传播平均为 0.7 mm, 轴向旋转

最大值为 1.5 mm, 屈伸最大值为 2.3 mm。

**2.2 运动学数据** 节段性(C<sub>0</sub>~C<sub>1</sub>和 C<sub>1</sub>~C<sub>2</sub>)和整体(C<sub>0</sub>~C<sub>2</sub>)的上颈椎屈伸、旋转最大活动范围的平均值见表 1。

表 1 上颈椎屈伸、旋转最大活动范围( $\bar{x} \pm s, ^\circ$ )

活动姿势	C <sub>0</sub> ~C <sub>1</sub>	C <sub>1</sub> ~C <sub>2</sub>	C <sub>0</sub> ~C <sub>2</sub>
屈曲	11.0±3.9	6.3±4.9	15.4±7.4
伸展	8.3±3.8	7.6±3.5	19.2±5.7
轴向旋转			
左侧	2.1±1.8	24.8±3.7	27.6±5.0
右侧	4.0±1.6	25.0±7.6	27.7±8.7

**2.3 屈曲伸展时的韧带数据** 中立位的韧带长度为 5.5~30.8 mm。在屈曲伸展时, 除了横韧带和下十字韧带, 屈曲伸展时上颈椎韧带相对中立位的位移具有显著差异性( $P < 0.001$ ), 见表 2。随着上颈椎从屈曲到伸展, 寰枢前韧带、翼状韧带、枕寰前韧带、尖韧带、上十字韧带和覆膜的韧带增加, 而寰枢后韧带、枕寰后韧带的韧带减少。其余韧带(横韧带、上十字韧带)的长度变化不明显。寰枢前韧带、寰枢后韧带、枕寰前韧带、枕寰后韧带和尖韧带的长度变化 > 25%, 而其他韧带的长度变化较小。在力矩臂方面, 寰枢后韧带和枕寰后韧带、覆膜相对中立位的变化较大( $t = 10.236, t = 8.653, t = 7.634, P < 0.001$ )。见图 3。

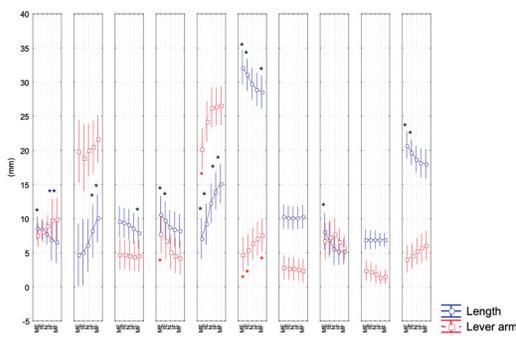
表 2 上颈椎屈曲、伸展以及轴向旋转相对中立位的位移比较( $\bar{x} \pm s, \text{mm}$ )

韧带	屈曲	伸展	同侧轴向旋转	对侧轴向旋转
寰枢前韧带(AAA)	1.11±0.12	0.83±0.13*	0.77±0.17	1.31±0.14#
寰枢后韧带(AAP)	0.76±0.27	1.61±0.40*	2.13±1.02	2.91±0.91#
翼状韧带(AL)	1.06±0.19	0.84±0.12*	1.20±0.17	0.75±0.20#
枕寰前韧带(OAMA)	1.23±0.17	0.93±0.08*	1.02±0.06	1.08±0.10#
枕寰后韧带(OAMP)	0.58±0.15	1.23±0.06*	0.95±0.06	0.90±0.05#
覆膜(TM)	1.08±0.03	0.96±0.02*	0.98±0.01	1.01±0.01#
横韧带(APIC)	1.02±0.04	1.02±0.05	0.83±0.09	1.16±0.12#
尖韧带(APIC)	1.50±0.34	1.00±0.28*	1.04±0.20	1.04±0.20
下十字韧带(XI)	1.00±0.01	1.00±0.01	0.99±0.01	1.00±0.01#
上十字韧带(XS)	1.11±0.05	0.96±0.03*	0.99±0.02	0.99±0.02

屈曲、伸展相对中立位的位移比较, \*  $P < 0.05$ ; 同侧与对侧轴向旋转相对中立位的位移比较, #  $P < 0.05$

**2.4 轴向旋转时的韧带数据** 除了尖韧带和上十字韧带外, 轴向旋转时上颈椎韧带相对中立位的位移具有显著差异性( $P < 0.001$ ), 见表 2。相对于

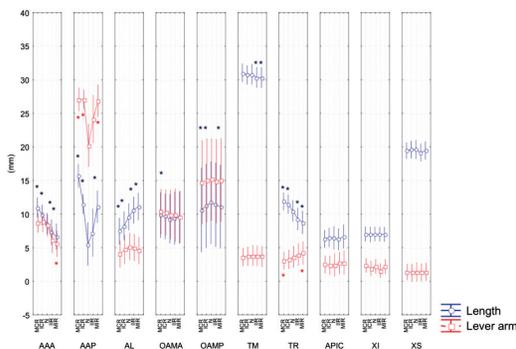
每个轴向旋转姿势的力矩臂长度相对中立位的变化结果见图 4。无论上颈椎运动方向如何,左右侧力矩臂长度和力矩差异均无统计学意义( $P>0.05$ )。从整个轴向旋转范围看,寰枢前韧带、寰枢后韧带和翼状韧带的长度变化最大。与其他韧带相比,寰枢后韧带在两个运动方向上都有增加的趋势( $t=6.384;t=7.658$ ;均  $P<0.001$ )。寰枢前韧带在同侧最大旋转时力矩臂显著减少( $t=9.658, P<0.001$ )。横韧带最大同侧轴向旋转时力矩臂显著增加( $t=9.826, P<0.001$ ),最大对侧旋转时力矩臂显著减小( $t=10.106, P<0.001$ )。



蓝色表示韧带的长度,红色表示力矩臂。AAA:寰枢前韧带; AAP:寰枢后韧带; AL:翼状韧带; OAMA:枕寰前韧带; OAMP:枕寰后韧带; TM:覆膜; TR:横韧带; APIC:尖韧带; XI:下十字韧带; XS:上十字韧带。MIE:最大伸展位移; IE:1/2 最大伸展位移; N:中立位; IF:1/2 屈曲位移; MF:最大屈曲位移 (Length:韧带长度;Lever arm:力矩臂)

与中立位比较, \*  $P<0.05$

图 3 最大伸展到最大屈曲的上颈椎位置的函数关系图



蓝色表示韧带的长度,红色表示力矩臂。AAA:寰枢前韧带; AAP:寰枢后韧带; AL:翼状韧带; OAMA:枕寰前韧带; OAMP:枕寰后韧带; TM:覆膜; TR:横韧带; APIC:尖韧带; XI:下十字韧带; XS:上十字韧带。MIE:最大伸展位移; IE:1/2 最大伸展位移; N:中立位; IF:1/2 屈曲位移; MF:最大屈曲位移

与中立位比较, \*  $P<0.05$

图 4 最大对侧旋转到最大同侧旋转的上颈椎位置的函数关系图

### 3 讨 论

本研究的主要结果提示,除翼状韧带和横状韧带外,其余韧带在上颈椎屈曲及轴向旋转中起到重要作用。事实上,在屈曲、伸展运动中观察到寰枢后韧带、枕寰前韧带、枕寰后韧带和尖韧带的长度差异大于 20%,在轴向旋转中观察到寰枢前韧带、寰枢后韧带和翼状韧带的长度差异大于 20%。在力矩臂方面,屈曲伸展中的枕寰后韧带、覆膜和枕寰前韧带以及轴向旋转中的寰枢前韧带和寰枢后韧带也表现出一致的变化。

上颈椎是一个很大的弹性区域,可能会增加韧带、神经和血管损伤的风险<sup>[6-7]</sup>。枕下各韧带与上颈椎节段的机械稳定有关,主要表现于矢状面和横断面<sup>[8-9]</sup>。更准确地说,翼状韧带损伤通常与颈部的旋转姿态有关,而横韧带和寰枢后膜在正面碰撞时受到的影响更大。先前使用放射学和有限元模拟方法的研究表明,在正面和后部碰撞时,覆膜和尖韧带也可能受到损害<sup>[10-11]</sup>。

上颈椎韧带长度的改变在临床检查和创伤后固定定位等治疗过程中都是一个重要的因素。表 3 提示,寰枢后韧带的长度增加更可能发生在轴向旋转,寰枢前韧带的长度增加更有可能是从同侧旋转到对侧旋转,而翼状韧带则是从对侧旋转到同侧旋转。在矢状面运动中,枕枢椎后韧带、寰枢后韧带和横韧带的长度由伸向屈递增,而寰枢前韧带、翼状韧带、覆膜和枕寰椎前韧带的长度则呈相反的方向递增( $P<0.05$ ),而寰枢后韧带和横韧带的长度从伸展到屈曲依次递增,而寰枢前韧带、翼状韧带、覆膜和枕寰椎前韧带的长度则相反。在轴向旋转方面,对侧和同侧的移位仅增加了寰枢椎前韧带和翼状韧带的长度。值得注意的是,寰枢后韧带在两个运动方向上都延长了,这可能表明它在轴向旋转过程中是多维受累的。

力矩臂大小反映了枕下结构相对于相应的上颈椎水平的机械优势,进而与对上颈椎稳定性的贡献有关。本研究结果提示寰枢后韧带和枕寰椎后韧带明显受累,因为与翼状韧带或尖韧带相比,其大小相似或更大。这些数据支持寰枢后韧带和枕寰椎后韧带的生物力学功能,以及它们维持上颈椎复合体矢状或旋转稳定性的倾向。在枕寰椎后韧带的最大伸展时,主要观察到力矩臂的变化,

这意味着在中立位置附近发生了很小的改变。

尖韧带、十字韧带、翼状韧带和横韧带力矩臂较小。这可能预示着这些结构在矢状位上颈椎运动过程中的作用有限且负荷较小。然而,尽管力矩臂减小,覆膜通过确保齿与寰椎前弓之间的联合,限制了寰椎的前向运动,同时也限制了屈曲活动范围<sup>[12-13]</sup>。

在目前的研究中,力矩臂的计算对上颈椎韧带的附加生物力学特性的原有认知提出挑战。事实上,这个参数与韧带拉伤和由此产生的韧带扭矩有关。因此,韧带力矩臂的小幅增加可能会对关节及其周围结构产生实质性的改变。随后,在运动过程中同时表现出长度和力矩臂增加的韧带更有可能在大活动度时受累,就像枕寰椎后韧带在最大屈曲时或寰枢后韧带在最大轴向旋转时所观察到的那样。相反,韧带缩短和力矩臂不佳可能代表着较低的稳定能力,但反过来,对拉伤的易损性也较低<sup>[14-15]</sup>。

本研究有几个局限性。首先,本研究考虑了附着点之间的线性距离,它并不具体对应于韧带的实际长度。其次,生物力学分析仅限于离散的上颈椎位置,而实际中的损伤行为可能发生在连续运动或组合运动中。此外,在本研究中没有考虑移动速度或加速度。因此,体内行为可能与目前的观察结果不同。此外,本研究的运动数据保持在生理运动范围内,因此,没有对极端运动范围进行调查。

本研究全面描述了上颈椎韧带的功能,包括其在屈伸和轴向旋转运动中的长度和力矩臂特征。这些结果通过量化长度和力矩臂大小,提供了上颈椎韧带在屈伸和轴向旋转时的相关生物力学特征,利于提高韧带损伤型上颈椎失稳的认知。

#### 【参考文献】

- [1] Ryba L, Cienciala J, Chaloupka R, *et al.* Injury of upper cervical spine[J]. *Soud Lek*, 2016, 61(2): 20-25.
- [2] Ifthekar S, Ahuja K, Mittal S, *et al.* Management of Neglected Upper Cervical Spine Injuries. [J]. *Indian J Orthop*, 2021, 55(3): 673-679.
- [3] 吴琪, 张穹, 冯亮友, 等. 用于全髋关节置换术后康复与助残辅助假肢的设计[J]. *东南国防医药*, 2019, 21(5): 491-495.
- [4] Lagravère M. Finite element analysis: Is it justifiable? [J] *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2021, 159(3): 255-256.
- [5] 李冰言, 张吉超, 张震, 等. 基于有限元分析的重度膝关节炎膝关节生物力学研究[J]. *医学研究生学报*, 2021, 34(10): 1052-1056.
- [6] Dyas AR, Niemeier TE, McGwin G, *et al.* Ability of magnetic resonance imaging to accurately determine alar ligament integrity in patients with atlanto-occipital injuries [J]. *J Craniovertebr Junction Spine*, 2018, 9(4): 241-242.
- [7] Fiester P, Soule E, Natter P, *et al.* Tectorial membrane injury in adult and pediatric trauma patients: a retrospective review and proposed classification scheme [J]. *Emerg Radiol*, 2019, 26(6): 615-622.
- [8] Li-Jun L, Ying-Chao H, Ming-Jie Y, *et al.* Biomechanical analysis of the longitudinal ligament of upper cervical spine in maintaining atlantoaxial stability [J]. *Spine Cord*, 2014, 52(5): 342-347.
- [9] Creighton DS, Marsh D, Gruca M, *et al.* The application of a pre-positioned upper cervical traction mobilization to patients with painful active cervical rotation impairment: A case series [J]. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2017, 30(5): 1053-1059.
- [10] Gierczycka D, Rycman A, Cronin D. Importance of passive muscle, skin, and adipose tissue mechanical properties on head and neck response in rear impacts assessed with a finite element model [J]. *Traffic Inj Prev*, 2021, 22(5): 407-412.
- [11] Cho J, Lee E, Lee S. Upper cervical and upper thoracic spine mobilization versus deep cervical flexors exercise in individuals with forward head posture: A randomized clinical trial investigating their effectiveness [J]. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2019, 32(4): 595-602.
- [12] Bodon G, Kiraly K, Tunyogi-Csapo M, *et al.* Introducing the craniocervical Y-ligament [J]. *Surg Radiol Anat*, 2019, 41(2): 197-202.
- [13] Cai XY, Yuchi CX, Du CF, *et al.* The effect of follower load on the range of motion, facet joint force, and intradiscal pressure of the cervical spine: a finite element study [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2020, 58(8): 1695-1705.
- [14] Satpute K, Nalband S, Hall T. The C<sub>0</sub>-C<sub>2</sub> axial rotation test: normal values, intra-and inter-rater reliability and correlation with the flexion rotation test in normal subjects [J]. *J Man Manip Ther*, 2019, 27(2): 92-98.
- [15] Swanson BT, Craven AB, Jordan J, *et al.* Comparison of range of motion during the cervical flexion rotation versus the side-bending rotation test in individuals with and without hyperlaxity [J]. *J Man Manip Ther*, 2019, 27(1): 24-32.

(收稿日期: 2021-08-26; 修回日期: 2022-06-20)

(责任编辑: 叶华珍; 英文编辑: 吕镫烽)