

DOI: 10.20098/j.cnki.1001-5132.2023.0807

基于有限元方法分析青少年颈前屈的生物力学特征

王晓暄¹, 张峭霖^{1,2}, 刘璐瑶¹, 张 鹏¹, 方祎琛¹, 项丽青¹, 裘琴儿^{1*}

(1. 宁波大学 体育学院, 浙江 宁波 315211; 2. 塞格德大学 工程学院, 匈牙利 塞格德 6724)

摘要: 招募一位健康青少年志愿者为建模对象, 利用 64 排螺旋 CT 进行颈椎连续性断层扫描, 扫描区域设定为 C1~T3 椎体节段. 使用软件实施逆向建模, 通过模拟建立 C1~T3 节段三维有限元模型, 分析该模型在前屈工况下的应力, 并对其进行有效性验证, 分析模型的生物力学特征. 建立正常颈椎模型及颈前屈有限元模型, 验证正常颈椎模型及颈前屈模型的活动范围、椎体及椎间盘的应力, 结果和既往颈椎生物力学模型测试基本一致, 表明该方法所建立的模型可靠, 同时也通过有效性验证, 表明模型具备良好的生物力学性能. 此外还构建了全颈椎和 T1~T3 的胸椎模型, 探究颈前屈姿态下颈椎的生物力学现象. 研究发现不良的颈部姿态会导致椎体出现更明显的应力集中现象, 增大椎体的峰值压力, 并同时增强了对椎间盘的压迫, 导致颈部疼痛风险及颈部发育不良的风险加大, 因此要避免青少年颈椎的过度前屈.

关键词: 颈前屈; 全颈椎; 颈椎生物力学; 应力分布; 有限元方法

中图分类号: R445.2

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2024) 02-0114-07

随着电子设备的普及以及学习压力的增加, 青少年不良习惯的诱因也随之增加, 而这些不良习惯也进一步加剧了青少年颈痛的发生^[1]. 据报道, 发达国家的青少年颈部疼痛发病率在 20%~60%之间^[2-4]. 此外, 在患有颈部疼痛早期至中期的青少年中, 约 5%的青少年在接下来时间里经历了持续的颈部疼痛^[5]. 此外, 久坐的生活方式和长时间保持固定的姿势, 如长时间低头写字也可能导致青少年颈部疼痛和头痛^[6-7]. 2022 年全国人民代表大会报道, 初中生正处于身体发育突飞猛进的阶段, 但由于学业压力大, 在写字时向下弯腰驼背, 脖颈倾斜, 身体姿势不当, 导致头部前倾, 致使颈椎间关节和椎体后部的压力增加, 颈椎曲度发生变化, 并带来颈部疼痛.

青少年颈椎生物力学分析对于明确病因、防治青少年颈痛有重要意义. 与体外进行实验相比, 有限元方法(Finite Element Model, FEM)成本低、效率高, 在分析外部受力的基础上还能对内部各组织

进行受力分析, 因此有限元方法在脊柱生物力学领域具有独特的特点与优势.

1973 年, Belytschko 等^[8]首次提出将有限元方法应用于脊柱生物力学研究, 这标志着有限元方法开始应用于骨科生物力学分析. Broolin 等^[9]建立了上颈椎 C1~C3 三维有限元模型, 包括椎间盘、韧带和关节软骨等组织结构. Bozic 等^[10]建立 C4 三维有限元模型, 用来分析颈椎骨折的应力分布. 陈伯华等^[11]重建了下颈椎 C4~C7 三维有限元模型, 分析不同工况下颈椎的应力变化. 以上研究内容的对象大都为成年人, 没有涉及在校青少年. 并且在以往研究中, 青少年颈椎有限元模型建立的节段仅是部分颈椎, 且研究对象没有针对性^[11]. 本文建立了一位青少年 C1~T3 节段的有限元模型, 旨在对低头站立时颈前屈的椎体应力与自然站立时椎体应力进行比较, 探讨颈前屈对 C1~T3 椎体应力的影响. 阐述颈前屈时脊柱的异常生物力学特征, 希望能更好地了解正常站立下 C1~T3 的形态与应

收稿日期: 2023-08-14.

宁波大学学报(理工版)网址: <http://journalg.nbu.edu.cn/>

基金项目: 宁波市启呈体育文化发展有限公司研究项目(HS2019000006).

第一作者: 王晓暄, 硕士研究生, 主要研究方向: 运动生物力学. E-mail: wxl15535430173@163.com

*通信作者: 裘琴儿, 教授, 主要研究方向: 健康体适能. E-mail: qiuqiner@nbu.edu.cn

力,从而能在最大程度上避免损伤风险。

1 材料与方法

1.1 研究对象

招募一位健康的 14 岁男性志愿者,体重约 50 kg,身高 170 cm,既往无颈椎相关疾病,颈部无外伤史以及手术史。实验之前,研究对象签署知情同意书,告知本研究的风险和受益,程序符合《赫尔辛基宣言》,经宁波大学伦理委员会审查通过(伦理审查编号: ChinCTR2100045524)。

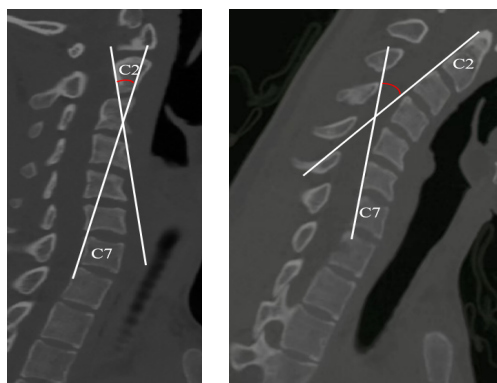
1.2 建立模型

将二维 CT 图像导入医学成像 Mimics 20.0 软件中,提取为三维模型,然后将模型导入 Geomagic Studio 2013 软件以平滑模型,并将模型以 IGES 的格式导入 SolidWorks 2020 软件中,根据颈椎及胸椎解剖特点建立终板、髓核、椎间盘和关节软骨模型,最后将所建立脊柱模型导入 ANSYS Workbench 19.0 软件中进行 mash 生成。

1.3 实验方法

1.3.1 CT 扫描

采用 64 排螺旋 CT 对受试者进行 C1~T3 节段的 CT 扫描,扫描间隔为 0.50 mm。先采集受试者颈部自然状态下仰卧中立位的影像数据,采集完毕之后,继续仰卧位状态,将下颌尽力贴紧锁骨,模拟颈椎前屈情况,采集前屈姿态下颈椎影像数据。然后将采集的 CT 图像在 Mimics 中转换为 DICOM 格式,用于后续三维建模^[12]。通过测量颈椎的颈椎夹角^[13]得出颈椎正侧位 CT 正常姿态颈椎夹角为 20°,颈前屈姿态下颈椎夹角为 35°,测量节段为 C2~C7(图 1)。



(a) 正常颈椎 CT 图

(b) 颈前屈 CT 图

图 1 颈椎 CT 图

1.3.2 材料属性及网格划分

将所建立的脊柱模型导入 ANSYS Workbench 19.0 进行 mash 生成,组件尺寸都为 2 mm 单元的四面体实体单元网格。颈椎有限元模型材料属性见表 1,其赋值都来自以往研究^[14-16],并将其定义为各向同性弹性材料。根据解剖位置确定椎体前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、关节囊韧带的位置^[17]。鉴于韧带物理特性类似弹簧,将韧带设置为线性张力弹簧元件,并为韧带的结构刚度进行赋值。

表 1 颈椎有限元模型的材料属性

材料	杨氏模量/MPa	泊松比	刚度/(N·mm ⁻¹)
皮质骨	12 000	0.3	—
松质骨	450	0.3	—
终板	500	0.3	—
纤维环	4.2	0.4	—
髓核	1.0	0.4	—
关节软骨	50	0.3	—
前纵韧带	—	—	8.74
后纵韧带	—	—	5.83
棘上韧带	—	—	2.39
棘间韧带	—	—	10.85
黄韧带	—	—	15.38
关节囊韧带	—	—	15.75

1.3.3 接触、边界和载荷条件

由于本研究建立的三维有限元模型为生理解剖模型,椎间盘的纤维环和髓核在载荷作用下不存在相对滑动位移,所以将两者之间的接触状态设置为“结合”。鉴于椎体与椎间关节在一定载荷作用下会产生相对位移,因此将椎体与椎间关节的接触状态设置为“摩擦”。由于滑液的存在,将上下椎面的摩擦系数确定为 0.01。设置边界条件为约束 T3 椎体底部所有节点在各个方向上的活动,在 C1 椎体上表面建立参考点,并施加 35 N 的轴向压力以及 1.5 N·m 的力矩载荷^[18],模拟颈椎承重、前屈工况下椎体以及椎间盘的应力分布,观察各模型的关节活动范围(Range of Motion, ROM)。

1.3.4 模型验证

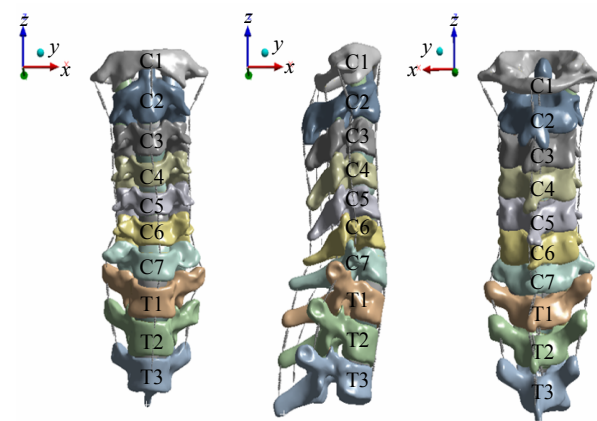
由于有限元模型验证涉及到数值精度的评估,因此验证有限元模拟的任何指标显得极其重要,并要求尽可能地与真实结构相近。通过对颈椎加

载 35 N 轴向压力及 1.5 N·m 载荷模拟椎体前屈^[15-16], 将本研究数据与相同加载条件下的数据进行比较. 此外, 本研究不仅与体内实验进行比较, 还与颈椎有限元模型进行了比较, 以验证模型的有效性.

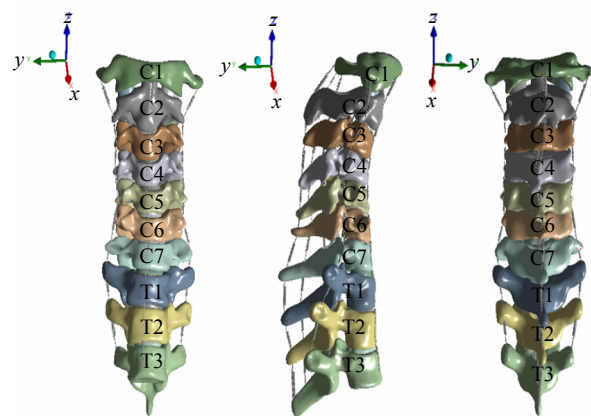
2 结果

2.1 三维有限元模型

构建正常颈椎有限元模型及颈前屈有限元模型. 所建立三维有限元模型包括 173 806 个 C3D4 实体单元和 388 807 个节点, 有限元模型包括逆向建模并经过光滑处理后的各种椎体、椎间盘、关节软骨、韧带及其他解剖结构. 模型如图 2 所示.



(a) 正常颈椎有限元模型



(b) 颈前屈有限元模型

图 2 颈椎有限元模型

2.2 模型验证

记录力矩为 1.5 N·m 前屈情况下 C1~C7 整节椎体的活动度, 通过查阅文献并记录各节段的活动度与以往文献进行对比验证. 如图 3 所示, 本文有限元模型所得到的关节活动范围基本与文献[18-

19]相似, 且在不同的载荷条件下, 本文模型在前屈方向上的活动度及力学特性真实方面, 两者的数据结果基本保持一致.

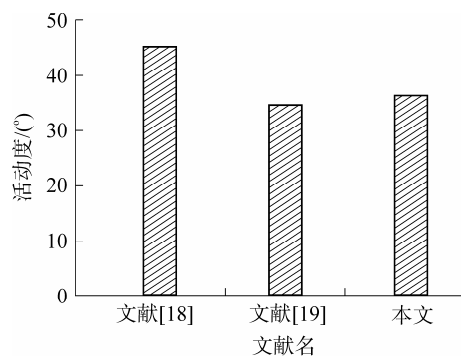


图 3 颈椎活动度范围

2.3 颈椎椎体应力分析

如图 4 所示, 从应力分布来看, 在 35 N 轴向压力和 1.5 N·m 力矩载荷作用下, C1~C7 各椎体应力载荷变化不同, 并且应力分布不均匀. 在前屈载荷作用下, 两种模型椎体应力均明显减小. 正常模型

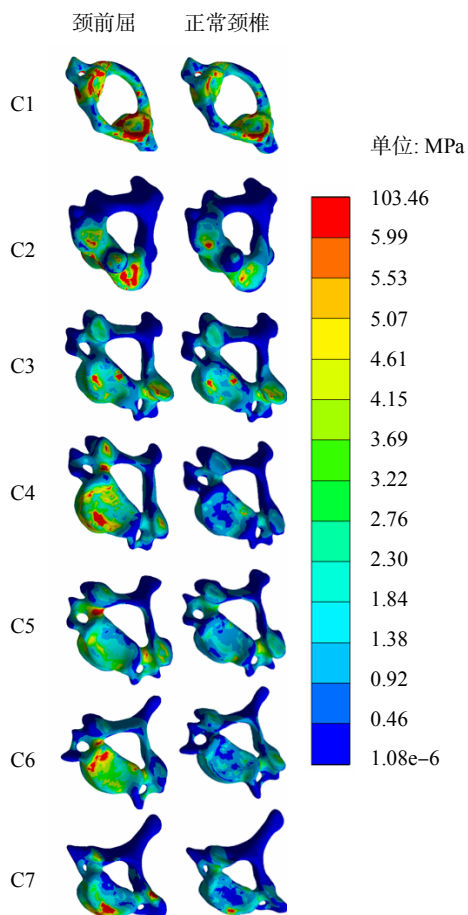


图 4 椎体应力分布图

应力集中于椎体上, 主要分布在 C1、C2 的上关节面, 以及 C1、C2 的前侧。颈前屈模型应力分布集中于椎体处, 主要分布在 C1 的上关节面、C1 前弓处、C2 上关节面处、剩余椎体前侧以及关节间的钩突、椎弓根处。经过对比发现, 在椎体中心, 压力负荷往往相对较小, 而 C1、C2 椎体的上关节面以及椎体前侧出现应力集中现象。

如图 5 所示, 正常模型的应力值分别是 C1 椎体 78.36 MPa, C2 椎体 51.85 MPa, C3 椎体 20.36 MPa, C4 椎体 23.34 MPa, C5 椎体 9.87 MPa, C6 椎体 6.94 MPa, C7 椎体 26.57 MPa, 而颈前屈模型的应力值分别是 C1 椎体 103.46 MPa, C2 椎体 71.28 MPa, C3 椎体 35.12 MPa, C4 椎体 26.34 MPa, C5 椎体 13.36 MPa, C6 椎体 11.75 MPa, C7 椎体 28.15 MPa。加载前屈载荷后, 颈前屈模型比正常模型应力值 C1 上升 32.03%, C2 上升 37.47%, C3 上升 72.50%, C4 上升 12.85%, C5 上升 35.36%, C6 上升 69.31%, C7 上升 5.95%。通过对比正常模型以及颈前屈模型的应力值, 在前屈载荷作用下, 发现颈前屈模型应力值均高于正常模型。

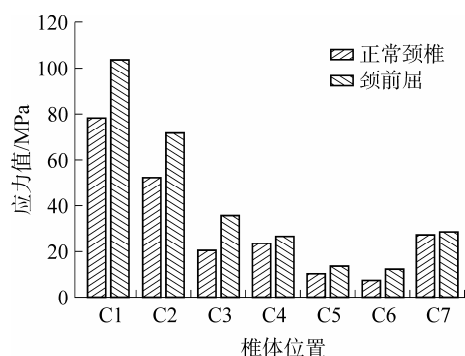


图5 椎体最大应力值

2.4 颈椎椎间盘应力分析

以前屈载荷为例, 在加载载荷下, 颈前屈模型的椎间盘应力分布与正常颈椎不同, 造成的应力值变化趋势也不同。如图 6 所示, 在前屈载荷下, 两种模型的椎体应力逐渐增加。正常模型的应力分布在纤维环前缘左侧; 而颈前屈模型主要分布在纤维环前缘两侧, 且应力越来越大。经过对比发现, 椎间盘中央髓核处应力较小, 而纤维环两侧应力较为明显。

如图 7 所示, 椎间盘应力值呈现逐渐下降趋势。正常模型应力值分别为 C2~C3 椎体 3.98 MPa, C3~

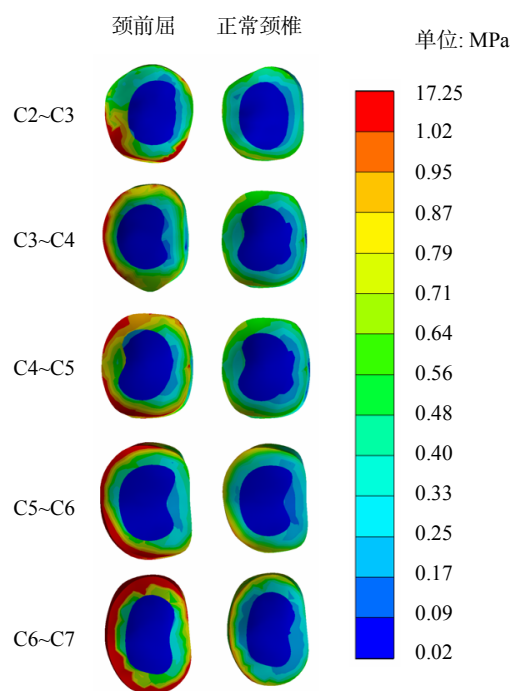


图6 椎间盘应力分布图

C4 椎体 2.48 MPa, C4~C5 椎体 2.25 MPa, C5~C6 椎体 2.01 MPa, C6~C7 椎体 1.53 MPa。而颈前屈模型的应力值分别为 C2~C3 椎体 10.23 MPa, C3~C4 椎体 3.99 MPa, C4~C5 椎体 3.49 MPa, C5~C6 椎体 2.49 MPa, C6~C7 椎体 2.09 MPa。颈前屈模型比正常模型应力值 C2~C3 上升 157.04%, C3~C4 上升 60.89%, C4~C5 上升 55.11%, C5~C6 上升 23.88%, C6~C7 上升了 36.60%。由此可见, 在前屈载荷下, 颈前屈模型椎间盘应力不断增加, 并且颈前屈模型椎间盘应力都大于正常模型的椎间盘应力。

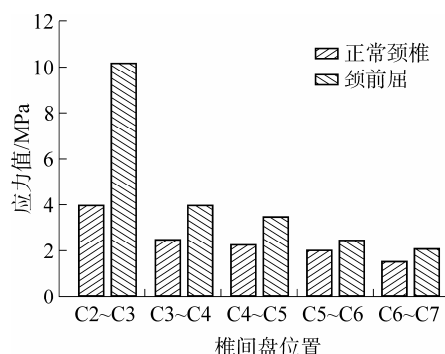


图7 椎间盘最大应力值

3 讨论

生物力学是一门基于物理、器械研究骨骼及其肌肉、韧带等的交叉学科, 多应用于临床以及人体

应力变化,分析肌肉骨骼损伤等情况^[20]。对于颈椎生物力学来说,肌肉韧带等组织环绕颈椎造成了颈椎的复杂性,任何力学行为都会对这些结构施加影响,从而改变颈椎生理健康。颈椎生物力学研究可以揭示颈椎的应力变化,从而为颈椎预防提供参考。

本文通过有限元方法模拟正常姿态颈椎与颈前屈姿态颈椎的生物力学结构,建立了正常颈椎的有限元模型和具有颈前屈的有限元模型。从结果来看,该有限元模型较为逼真地模拟了人体颈椎结构及所涉颈椎节段在前屈工况下的受力情况,可以使我们直观地观察到正常颈椎与颈前屈模型椎体以及椎间盘的应力。通过该模型发现椎体和椎间盘均出现应力集中、受力过大、椎体压迫增加导致颈部容易发生疼痛以及造成颈椎的不良发育的情况。此外还验证了颈前屈对颈椎的应力,所建立模型参数与前人研究一致。本研究中两种模型均在上颈椎处产生较大应力,而且颈前屈应力整体高于正常颈椎,上颈椎整体受力均高于下颈椎,这与前人所得结论相符合。总体来说,本文建立模型是有效的。

Yoganandan 等^[21]首先构建并报道了 C4~C6 节段的颈椎有限元模型,包括关节软骨、关节突等颈椎结构中重要的解剖结构,但是对于旋转及侧屈工况却无法进行模拟。Goel 等^[22]定义了非线性的韧带、完整构成的椎间盘、液态髓核组织,构建了一个 C5~C6 的颈椎活动节段,并且施加载荷后可以在任何工况下进行运算。Teo 等^[23]构建了 C4~C6 节段的有限元模型,探究在椎间盘不稳定情况下韧带、关节突关节及髓核各自产生的作用,并对模型进行了验证,同时也对旋转以及屈伸方向进行了设置,但建立的部分节段有限元模型不够完整,对于应力分布以及其他力学变化只能体现某个节段,没有全颈椎有限元模型全面。因此,上述模型在反映实验精准结果以及全颈椎力学变化方面仍存在较大的局限性。

本研究对颈椎有限元模型椎体 T3 进行固定,并在 C1 上表面施加力矩情况下,对全颈椎的前屈运动进行生物力学有限元分析。结果显示 C1~C2 椎体受力主要分布在上关节面,其余椎体应力主要分布在椎体前缘,椎弓根处也承受部分应力,钩

突关节应力较为明显,这是钩突关节在颈椎运动中起到稳定和保护作用的体现。颈前屈模型椎体均大于正常颈椎应力,说明颈前屈模型椎体受力均过大,长时间椎体压迫会导致颈椎部位功能丧失,且韧带出现钙化,造成颈部活动受限。可见当青少年低头时间过久时,会造成颈椎部位的肌肉、韧带、筋膜以及小关节处于紧张、疲劳状态,时间长久易形成劳损,造成颈痛,影响颈椎发育^[24]。

椎间盘是脊柱功能重要的载荷中心和缓冲结构,在脊柱运动、承载、传递各种载荷中具有关键作用^[25]。而颈椎应力云图显示,在前屈作用下,应力主要集中在椎间盘边缘,且应力主要集中在椎间盘前侧,这与颈椎的生物力学特性相符。本研究结果发现前屈时的颈椎应力颈前屈模型大于正常模型,且对于青少年来说,长时间的伏案学习使得颈前屈次数增加,颈痛风险也加大。颈椎椎间盘前屈工况下,纤维环变较大,出现受力明显、应力集中现象。而当前屈时,纤维环应力主要集中于侧后方,受力过大致使纤维环遭到挤压,使颈椎出现椎间盘退行性改变,颈部活动受限,影响颈椎骨骼的健康发育,这也是颈椎病患的重要发病病因。

有限元分析作为数字医学的重要组成部分,因其独特的优势在颈椎生物力学研究中越来越受欢迎^[26]。通过建立有限元模型可以较为全面地理解颈椎节段的长期生物力学改变,对并发症的预防具有重要的临床意义。

综上所述,本研究成功建立了正常颈椎与颈前屈有限元模型,模型在一定条件下具有较高的有效性,为研究青少年颈椎生物力学提供一种简便、科学的分析方法。

4 结论和建议

本文构建了 C1~T3 节段的有限元模型,探究颈前屈姿态下颈椎的生物力学现象。研究发现不良的颈部姿态会导致椎体出现更明显的应力集中,增大椎体的峰值压力,同时增大对椎间盘的压迫,导致颈部疼痛风险以及颈部发育不良的风险增大,因此要避免青少年颈椎的过度前屈。

有限元方法中,模型的建立是运用建模方式模拟生物体,对于生物体结构的重建并非完全精确。因为建模时为了实验方便所设定的条件可能

与实际不符,但本研究结果符合以往研究标准,模拟成本比较低,所得结果较为信服,可为颈椎的生物力学研究提供一种简便、科学的方法。

参考文献:

- [1] 见国繁, 陆雪松, 白金山, 等. 北京市平谷区城区中小学生颈椎失衡综合征现状调查[J]. 北京中医药, 2012, 31(1):52-55.
- [2] SIIVOLA S M, LEVOSKA S, LATVALA K, et al. Predictive factors for neck and shoulder pain: a longitudinal study in young adults[J]. Spine, 2004, 29(15): 1662-1669.
- [3] BAREA L M, TANNHAUSER M, ROTTO N T. An epidemiologic study of headache among children and adolescents of southern Brazil[J]. Cephalgia: an International Journal of Headache, 1996, 16(8):545-549.
- [4] BANDELL-HOEKSTRA I E N G, ABU-SAAD H H, PASSCHIER J, et al. Prevalence and characteristics of headache in Dutch schoolchildren[J]. European Journal of Pain, 2001, 5(2):145-153.
- [5] LEONARDSSON-HELLGREN M, GUSTAVSSON U M, LINDBLAD U. Headache and associations with lifestyle among pupils in senior level elementary school[J]. Scandinavian Journal of Primary Health Care, 2001, 19(2):107-111.
- [6] BRATTBERG G. Do pain problems in young school children persist into early adulthood? A 13-year follow-up[J]. European Journal of Pain, 2004, 8(3):187-199.
- [7] AUVINEN J, TAMMELIN T, TAIMELA S, et al. Neck and shoulder pains in relation to physical activity and sedentary activities in adolescence[J]. Spine, 2007, 32(9): 1038-1044.
- [8] BELYTSCHKO T, B ANDRIACCHI T P, SCHULTZ A B, et al. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques[J]. Journal of Biomechanics, 1973, 6(4):361-371.
- [9] BROLIN K, HALLDIN P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine, 2004, 29(4):376-385.
- [10] BOZIC K J, KEYAK J H, SKINNER H B, et al. Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism[J]. Journal of Spinal Disorders, 1994, 7(2):102-110.
- [11] 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): 105-108.
- [12] KAMAL Z, ROUHI G. Stress distribution changes in growth plates of a trunk with adolescent idiopathic scoliosis following unilateral muscle paralysis: a hybrid musculoskeletal and finite element model[J]. Journal of Biomechanics, 2020, 111:109997.
- [13] LEE C K, KIM Y E, LEE C S, et al. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model[J]. Spine, 2000, 25(19):2431-2439.
- [14] ZHANG Q H, TEO E C, NG H W. Development and validation of a C0-C7 FE complex for biomechanical study[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2005, 127(5):729-735.
- [15] MANICKAM P S, ROY S. The biomechanical study of cervical spine: a finite element analysis[J]. The International Journal of Artificial Organs, 2022, 45(1):89-95.
- [16] ZHANG Q L, ZHANG Y, CHON T E, et al. Analysis of stress and stabilization in adolescent with osteoporotic idiopathic scoliosis: finite element method[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2023, 26(1):12-24.
- [17] ZHANG L J, MENG Q J. Study on cervical spine stresses based on three-dimensional finite element method[C]// 2010 International Conference on Computational and Information Sciences, Chengdu, China, 2010:420-423.
- [18] ITO S, IVANCIC P C, PANJABI M M, et al. Soft tissue injury threshold during simulated whiplash: a biomechanical investigation[J]. Spine, 2004, 29(9):979-987.
- [19] PANJABI M M, CRISCO J J, 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.
- [20] HATTORI-HARA E, MITSUI S N, MORI H, et al. The influence of unilateral disc displacement on stress in the contralateral joint with a normally positioned disc in a human temporomandibular joint: an analytic approach using the finite element method[J]. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2014, 42(8):2018-2024.
- [21] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR F A. Biomechanics of the cervical spine Part 2: cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling[J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16(1):1-27.
- [22] GOEL V K, CLAUSEN J D. 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.

- [23] TEO E C, NG H W. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method[J]. Medical Engineering & Physics, 2001, 23(3): 155-164.
- [24] MORONEY S P, SCHULTZ A B, MILLER J A A, et al. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments[J]. Journal of Biomechanics, 1988, 21(9):769-779.
- [25] ZHU Q Q, GAO X, LEVENE H B, et al. Influences of nutrition supply and pathways on the degenerative patterns in human intervertebral disc[J]. Spine, 2016, 41(7):568-576.
- [26] ZHANG Q L, CHON T, ZHANG Y, et al. Finite element analysis of the lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis subjected to different loads[J]. Computers in Biology and Medicine, 2021, 136:104745.

Biomechanical characteristics of adolescent cervical forward flexion analyses based on the finite element method

WANG Xiaoxuan¹, ZHANG Qiaolin^{1,2}, LIU Luyao¹, ZHANG Peng¹, FANG Yichen¹,
XIANG Liqing¹, QIU Qin'er¹

(1.Faculty of Sports Science, Ningbo University, Ningbo 315211, China;

2.Faculty of Engineering, University of Szeged, 6724 Szeged, Hungary)

Abstract: A healthy volunteer was recruited as the modelling subject, and cervical spine continuity tomography was performed using a 64-row helical CT with the scanning area set to the C1-T3 vertebral segments. The software was used to implement inverse modelling. A three-dimensional finite element model of the C1-T3 segment was established through simulation to analyze the stresses in this model under forward flexion conditions. It was aimed to verify the validity and the biomechanical characteristics of the model. A normal cervical spine model and a cervical forward flexion finite element model were established. The range of motion, vertebral body and intervertebral disc stress of the normal cervical spine model and the cervical forward flexion model were modified to be consistent with the results of previous cervical spine biomechanical model tests. Therefore, the models established in the method were reliable, due to the validation and good biomechanical properties. In this study, a full cervical and T1-T3 thoracic spine model was developed to investigate the biomechanical phenomena of the cervical spine in the forward neck flexion posture. It was found that poor neck posture led to more pronounced stress concentration phenomena in the vertebral body, along with increased peak pressure on the vertebral body and the compression on the intervertebral discs. These changes resulted in an increased risk of neck pain risk and cervical dysplasia. The results indicated that excessive forward flexion of the cervical spine in adolescents should be avoided.

Key words: anterior cervical flexion; total cervical spine; cervical spine biomechanics; stress distribution; finite element methods

(责任编辑 章践立)