

儿童颈椎C2~C7节段生物力学特性的有限元研究

张翠述¹, 赵改平^{1*}, 马童²

¹上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

²上海市杨浦区中心医院骨科, 上海

收稿日期: 2024年1月16日; 录用日期: 2024年3月14日; 发布日期: 2024年3月21日

摘要

研究儿童正常颈椎C2~C7节段的生物力学特性和不同载荷作用下儿童颈椎生物力学特性的变化规律。基于儿童颈椎CT数据, 建立两个6岁儿童C2~C7颈椎有限元模型并验证有效性, 施加21 N集中力和0.5、1.0、1.5、2.0 N·m力矩分析不同工况下颈椎的关节活动度(range of motion, ROM)、椎体应力和椎间盘压力的分布特征。结果表明, 力矩等值增加时两模型C2~C7颈椎ROM和应力在前屈、后伸、侧弯和旋转工况均呈现非线性增长。21 N集中力和0.5 N·m力矩下模型1和模型2颈椎C2~C7整体ROM在前屈、后伸、侧弯和旋转时分别为8.3°、19.07°、25.14°、28.2°和10.91°、20.08°、18.92°、27.61°, 两模型1.0、1.5、2.0 N·m力矩下较0.5 N·m时ROM最大分别增加了21.19°、27.84°、36.83°和19.08°、30.05°、38.31°。21 N集中力和0.5 N·m力矩下模型1和模型2颈椎C2~C7椎体最大应力在前屈、后伸、侧弯和旋转时分别为3.19、11.75、5.93、4.84 MPa和3.96、9.81、6.71、5.89 MPa, 两模型1.0、1.5、2.0 N·m力矩下较0.5 N·m时应力最大增幅分别为133.54%、203.76%、286.21%和83.33%、138.38%、220.20%。儿童椎间盘应力均为前屈时最小、后伸时最大, 椎体与椎间盘应力分布特征与前人研究基本一致。两儿童ROM、应力大小与分布特征相近, 儿童C2~C7颈椎ROM大于成人, 椎体与椎间盘应力值小于成人, 对儿童颈椎病进行预防治疗时应考虑儿童颈椎与成人的差异。

关键词

儿童颈椎, C2~C7有限元模型, 不同载荷, 生物力学研究

Finite Element Study on Biomechanical Characteristics of C2~C7 Segments of Cervical Spine in Children

Cuishu Zhang¹, Gaiping Zhao^{1*}, Tong Ma²

*通讯作者。

Abstract

To investigate the biomechanical characteristics of normal cervical vertebra C2~C7 segments in children and the variations in the biomechanical characteristics of the pediatric cervical spine under different loads. Finite element models of the C2~C7 cervical spine for 6-year-old children were established based on cervical spine CT data and validated for effectiveness, applying loads of 21 N and 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 N·m to the models to analyze the joint range of motion (ROM), vertebral stress, and intervertebral disc pressure distribution characteristics under different motion conditions of the cervical spine. The ROM and stress values in the C2~C7 cervical spine of two models exhibit nonlinear increases with the torque increasing during flexion, extension, lateral bending, and rotation movements. Under 21 N concentrated force and 0.5 N·m torque, the overall ROM of C2~C7 in the cervical spine of model 1 and model 2 were 8.3°, 19.07°, 25.14°, 28.2° and 10.91°, 20.08°, 18.92° and 27.61°, respectively under flexion, extension, lateral bending and rotation. The ROM of the two models increased by up to 21.19°, 27.84°, 36.83° and 19.08°, 30.05°, 38.31°, respectively, when the torque of 1.0, 1.5 and 2.0 N·m was compared with that of 0.5 N·m. Under 21 N concentrated force and 0.5 N·m torque, the maximum stress of C2~C7 vertebrae in model 1 and model 2 were 3.19, 11.75, 5.93, 4.84 MPa and 3.96, 9.81, 6.71, 5.89 MPa in flexion, extension, lateral bending and rotation, respectively. Compared with 0.5 N·m, the maximum stress increases of the two models under 1.0, 1.5 and 2.0 N·m torque are 133.54%, 203.76%, 286.21% and 83.33%, 138.38% and 220.20%, respectively. The stress of intervertebral disc in children is the minimum in flexion and the maximum in extension, and the stress distribution characteristics of vertebral body and intervertebral disc are basically consistent with previous studies. The ROM and stress size and distribution characteristics of the two children are similar, the ROM of the cervical spine of children C2~C7 is larger than that of adults, and the stress value of the vertebral body and intervertebral disc is smaller than that of adults. The difference between the cervical spine of children and that of adults should be considered in the prevention and treatment of cervical spondylosis in children.

Keywords

Cervical Spine of the Children, C2~C7 Finite Element Model, Different Loads, Biomechanical Study

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

儿童颈椎与成人颈椎在结构、生理和生物力学特性上存在明显差异，儿童颈部骨骼纤细，韧带松弛 [1]，关节面较水平，与成人相比更容易受到损伤。据统计儿童脊柱损伤发生在颈椎部位约 80% [2]，且儿童颈椎损伤具有较高的发病率和死亡率。儿童仍处于发育阶段，颈椎疾病会为其生长造成不良影响，因此儿童颈椎生物力学分析与受伤病变恢复机制研究十分必要。

儿童颈椎生物力学主要的研究手段包括有限元分析、临床研究和生物力学实验等。曹立波等 [3] 通过

准静态、动态拉伸等有限元实验探究 3 岁儿童 C4~C5 颈椎的拉伸刚度、失效力、失效位移,为儿童颈椎生物力学特性的研究提供参考。Li 等[4]研究了儿童和成人颈椎 C6~C7 节段有限元模型在不同载荷条件下角位移、韧带伸长比和纤维环最大有效应变的差异,指出相同载荷下儿童颈椎较成人更易受伤。但两者只研究了单个节段,无法准确反映儿童颈椎的生物力学特点。Dong 等[5]建立 10 岁儿童颈椎 C0~C2、C4~C5 和 C6~C7 不同节段的有限元模型,分析韧带在儿童颈椎屈伸时的功能,为预测张力作用下软组织的损伤和功能性失效的预判提供理论依据。吕文乐等[6]基于 CT 图像建立了具有真实肌肉组织的 6 岁儿童全颈椎有限元模型,其高精度更适用于儿童颈椎生物力学响应和损伤机制的研究。Li 等[7]对 4 种儿童下颈椎 C4~C5 椎间盘切除前路内固定有限元模型进行实验测试,认为前路双皮质椎弓根锁定钢板系统在儿童下颈椎前路内固定中有明显优势,但实验只在单个样本上进行,结果缺乏普适性。Luck 等[8]对妊娠 20 周到 14 岁的儿童头颈尸体样本进行张力测试,获得了颈椎的拉伸刚度和对力耐受范围,认为儿童颈椎的硬度和强度随年龄增长而显著增加。Ouyang 等[9]通过 2~12 岁儿童头颈尸体样本的非破坏性屈伸和弯曲实验研究,获得儿童颈椎平均破坏拉伸力和位移分别为 726 ± 171 N 和 20 ± 3 mm,为事故中儿童颈椎的损伤预防提供依据。虽然尸体研究能得到儿童颈椎的拉伸特性和耐受性,但难以获得应力、应变等生物力学响应。Jug 等[10]报告了一例颈椎多节段椎板切除后行椎弓根螺钉固定的 4 岁患儿病例,认为颈椎内固定术能较好维持儿童脊柱稳定性,为儿童颈椎疾病的治疗提供了参考。目前,针对儿童颈椎多节段生物力学特性及其随载荷变化的研究较少。

本文基于儿童正常颈椎 CT 图像建立两个 6 岁儿童 C2~C7 有限元模型,模拟其不同载荷下的屈伸、侧弯与旋转运动,通过颈椎的 ROM、椎体应力和椎间盘压力的分布特征分析儿童颈椎生物力学特性,为儿童颈椎生物力学研究以及临床疾病的预防治疗提供理论依据。

2. 材料与方 法

2.1. 材料采集

选取发育正常且无颈椎疾病的 6 岁儿童颈椎 CT 扫描图像,图像层厚为 0.625 mm,将其存储为 DICOM 格式文件。

2.2. 有限元模型的建立

将儿童颈椎 CT 图像导入 Mimics 软件提取 C2~C7 节段生成两个实体模型,将其命名为模型 1 和模型 2 (模型 1 来源于 6 岁男童,模型 2 来源于 6 岁女童),使用 Geomagic 软件对实体模型进行光滑化处理,采用 HyperMesh 软件划分四面体网格。儿童 C2~C7 颈椎模型包括:皮质骨、松质骨、生长板、软骨终板、髓核、纤维环、后部结构、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、囊韧带、棘间韧带和棘上韧带等组织。皮质骨厚度设置为 0.35 mm,依据成年人颈椎按照几何比例 0.7 [11]缩放。根据椎间盘结构划分为髓核和纤维环,通过髓核与纤维环表面网格偏置生成终板软骨和生长板,其厚度均为 0.42 mm [4]。小关节采用面-面接触,摩擦系数为 0.01 [12],韧带设置为杆单元。儿童颈椎 C2~C7 有限元模型如图 1 所示,对儿童颈椎模型各结构设置相应材料属性,具体参数见表 1 [4] [6] [13] [14] [15]。

2.3. 边界条件设置

将儿童颈椎 C2~C7 有限元模型导入 Abaqus 软件进行边界条件设置,固定 C7 椎体下表面以约束其 6 个方向的自由度,将齿突各节点耦合于 C2 上端一中性点,在该点施加 21 N 向下的集中力并在 X、Y、Z 轴方向施加 ± 0.5 、1.0、1.5、2.0 N·m 的扭矩,模拟儿童颈椎的屈伸、侧弯和旋转运动[16]。

3. 结果与讨论

3.1. 模型有效性验证

儿童颈椎 C2~C7 节段有限元模型在 21 N 集中力和 1.5 N·m 扭矩下各工况的 ROM 与曹立波等[3] (3 岁儿童)、Basa 等[17]、Toosizadeh 等[18]有限元及 Panjabi 等[19]、Ito 等[20]离体实验数据的比较结果如图 2 所示。屈伸时模型 1 与模型 2 的 C₂₋₃、C₃₋₄、C₄₋₅、C₅₋₆、C₆₋₇ROM 分别为 12.75°、10.79°、10.9°、9.86°、9.61°和 13.08°、16.10°、13.85°、11.56°、7.9°，其中 C₆₋₇ROM 与 Luck 等[21]研究中 6 岁儿童离体实验结果分别相差 13.12°、14.83°，该差异或由实验方法不同所致；旋转时模型 1ROM 为 10.41°、9.56°、12.91°、12.22°、8.64°，模型 2 相比其增加了 13.06%、9.52%、3.33%、-10.64%、3.13%，两模型 C₃₋₄ROM 相比曹立波等[3]研究中 3 岁儿童减少 1.17°、0.74°；侧弯时，模型 1C₃₋₄、C₆₋₇ 节段 ROM 略低于模型 2，C₆₋₇ROM 较 Li 等[4]研究中 6 岁儿童在 2.0 N·m 纯扭矩下 ROM 减少 3.95°、3.53°。整体看来，两模型 ROM 整体较为接近，最小差值仅为 0.27°，ROM 数值差异推测源于儿童颈椎结构的个体特异性，Tahmid 等[22]研究也发现同样的实验条件下不同受试者之间椎间活动度存在一定的区别。

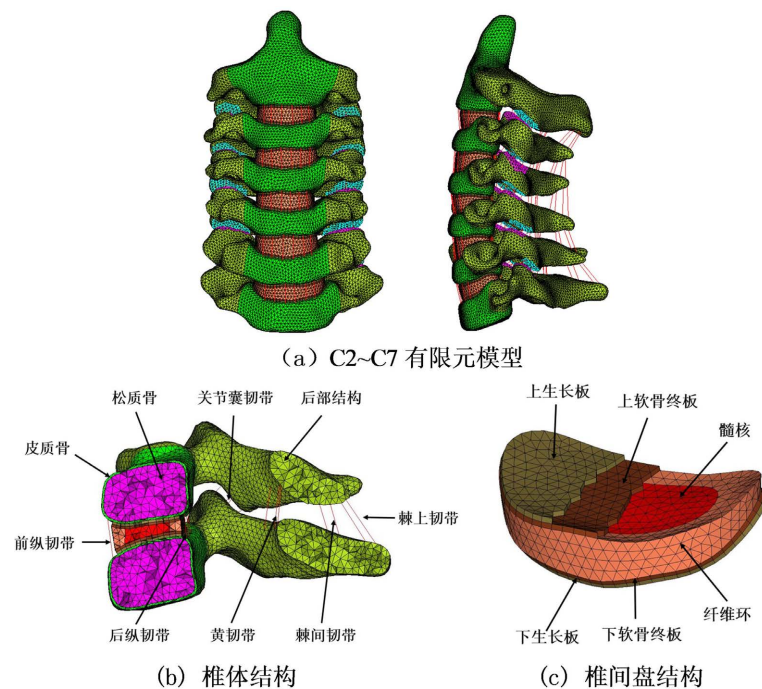


Figure 1. Finite element model of children's cervical vertebrae C2~C7
图 1. 儿童颈椎 C2~C7 有限元模型

Table 1. Material properties of C2~C7 finite element model of cervical vertebra in children
表 1. 儿童颈椎 C2~C7 有限元模型材料属性

结构名称	杨氏模量/MPa	泊松比	截面积/mm ²	单元类型
皮质骨	9960	0.3	-	C3D4
松质骨	456	0.2	-	C3D4
后部结构	3500	0.3	-	C3D4
纤维环	2.5	0.4	-	C3D4

续表

髓核	1.4	0.49	-	C3D4
软骨终板	19.302	0.3	-	C3D6
生长板	25	0.3	-	C3D6
前纵韧带	10.25	0.3	6.0	T3D2
后纵韧带	10.25	0.3	5.0	T3D2
囊韧带	6.63	0.3	46.0	T3D2
黄韧带	2.07	0.3	5.0	T3D2
棘间韧带	2.93	0.3	10.0	T3D2
棘上韧带	2.93	0.3	10.0	T3D2

模拟结果显示, 儿童颈椎 C2~C7 各节段 ROM 变化趋势与前人研究结果基本一致。屈伸时儿童颈椎 ROM 小于曹立波等[3]儿童实验结果, 略大于成人有限元实验结果; 侧弯时 ROM 与 Panjabi 等[19]成人离体实验数据较接近; 旋转时更接近曹立波等[3]儿童实验数据, 明显大于成人实验数据。整体看来, 本文中儿童颈椎 ROM 较接近儿童而大于成人的数据, 该结果由多个原因导致。首先儿童颈椎相比成人颈椎椎骨尺寸及刚度较小; 其次儿童颈椎椎间盘与成人相比有机物成分和含水量更高、弹性更大, 故而颈椎活动幅度更大; 最后, 儿童颈部韧带较松弛、对椎体的限制较弱[21], 成年后颈部韧带刚度增强, 降低了颈椎的灵活性。除此之外, 成人较长的棘突也限制了颈椎的运动[4], 因此儿童颈椎的关节活动度大于成人。

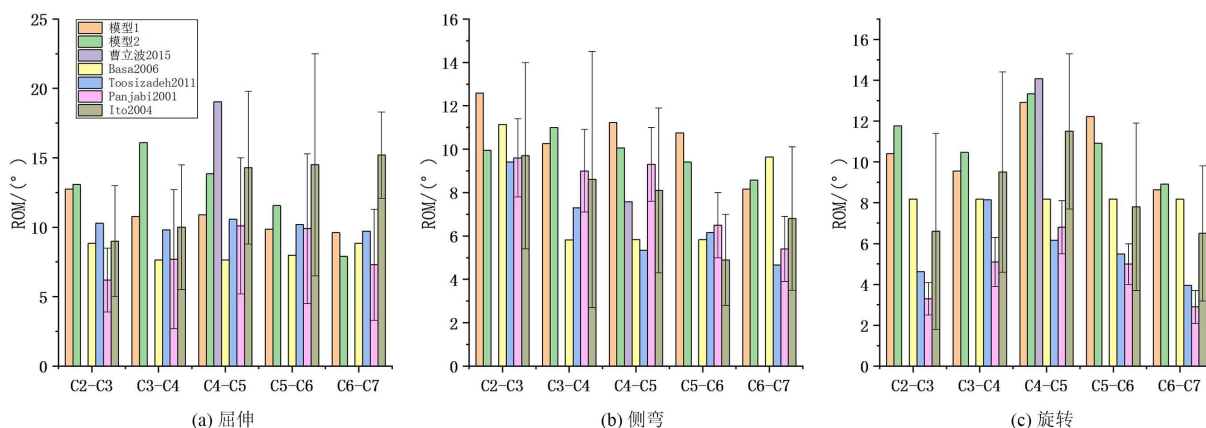


Figure 2. Comparison of ROM results in pediatric C2~C7 cervical spine segments

图 2. 儿童颈椎 C2~C7 节段关节活动度结果对比

3.2. 椎体应力分布

儿童 C2~C7 颈椎模型承受 21 N 和 1.5 N·m 载荷时, 在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下椎体的应力云图如图 3 所示。模型 1 与模型 2 前屈时 C2、C3、C4、C5、C6、C7 椎体的最大 Von Mises 应力(maximum von Mises stress, MVMS)分别为 8.78、5.84、8.47、9.69、8.19、7.64 MPa 和 9.32、9.05、8.41、9.44、9.38、8.42 MPa, 应力主要集中在椎体上下端的前部, 应力值从椎体前部中间向左右两端逐渐减小。后伸时椎体前侧应力较后侧更集中, 为前纵韧带的牵拉作用所致, 该工况下两模型 C2~C7 各节段椎体应力值比前屈增大大约 40~60%, MVMS 分别为 15.38 和 14.57 MPa, 相比成人减少了 23.66% [23], Nurckley 等[24]研

究显示儿童颈椎的耐受性在所有载荷方向上都明显低于成人。侧弯时两模型 C2 应力集中在弯曲侧椎体, C3~C7 应力集中在弯曲侧椎体钩区域, 皮质骨上下表面与椎间盘连接处应力较为显著, 模型 1 椎体 MVMS 为 12.24 MPa, 与模型 2 相差 1.30 MPa。旋转时椎体整体受力, C3~C5 椎体、椎弓根和椎板应力分布较明显, 旋转方向侧椎体钩应力较集中且椎体前部应力大于后部, 模型 1 与模型 2 椎体 MVMS 相比前人研究中[7] 6 岁儿童增加-0.13、1.57 MPa。各工况下两模型后部结构的应力均集中在椎弓根、椎板与小关节处, 韧带与关节面的连接处应力最为显著, 说明关节囊韧带在活动时承受较大的力。前屈与后伸时两模型椎体 MVMS 均出现在 C5, 因为 C5 是颈椎生理曲度弧度顶点[25], 侧弯与旋转时两模型 MVMS 出现节段则不同, Herron 等[26]认为同样的材料属性和边界条件下不同个体颈椎间的生物力学表现不全相同源于模型之间形态差异。

3.3. 椎间盘应力分布

椎间盘由髓核、纤维环和软骨终板组成, 儿童椎间盘还包括一个特殊的生长板结构[11], 位于终板软骨与椎体之间。儿童颈椎 C2~C7 椎间盘在不同运动状态下的应力云图见图 4。前屈时模型 1 与模型 2 颈椎 C₂₋₃、C₃₋₄、C₄₋₅、C₅₋₆、C₆₋₇ 椎间盘纤维环的最大 Von Mises 应力分别为 1.12、0.95、0.95、0.91、0.95 MPa 和 1.31、2.48、1.15、1.15、0.89 MPa, 纤维环前侧因受到上下椎体挤压而承受较大压力, 近髓核侧应力高于外侧。后伸时模型 1 与模型 2 纤维环 MVMS 相比前屈增加了 107%、154%、124%、89%、152% 和 74%、157%、145%、82%、64%, 纤维环前端应力集中较后端更明显且前端内侧应力大于外侧, 最大应力在纤维环后端两侧边缘处, 儿童颈椎屈伸时椎间盘应力分布与成人椎间盘应力分布表现相同。侧弯时椎间盘受压侧与对侧承载了主要压力, 应力从纤维环左右两侧到中间呈下降趋势, 最大压力在受压侧纤维环后端外侧缘, 与 Manickam 等[27]通过有限元模拟研究椎间盘的应变集中区相一致, 模型 1 与模型 2 纤维环最大压力分别为 2.03 和 2.49 MPa。旋转时椎间盘受到力的作用而发生扭转, 扭转侧纤维环应力集中区域小于反方向侧, 两模型最大压力均出现在 C6~C7 纤维环扭转反方向侧后端边缘处, 数值较侧弯分别减少 11.33%、-22.49%, 为成人的 71.57% [28], 主要原因是儿童与成人颈椎结构不同, 人体在成长过程中脊柱力学学会发生变化, Niemeyer 等[29]指出脊柱几何形状的变化强烈影响椎间盘内压力, 故儿童椎间盘表现出不同于成人的生物力学特性。髓核应力在各工况下均小于纤维环, 主要分布在髓核边缘与纤维环接触区域。

3.4. 儿童颈椎 C2~C7 节段 ROM、最大应力与力矩变化的关系对比

儿童颈椎 C2~C7 模型施加 21 N 预载荷和 0.5、1.0、1.5 和 2.0 N·m 力矩时颈椎整体 ROM 在前屈、后伸、侧弯和旋转工况的变化如图 5 所示。模型 1 与模型 2 儿童颈椎 C2~C7 节段前屈时整体 ROM 分别为 8.3°、17.15°、26.98°、35.65°和 10.91°、22.52°、30.74°、36.83°, 随着力矩线性增加 ROM 增幅逐渐减小, 后伸比前屈 ROM 分别增加 129.76%、33.52%、-0.19%、-14.19%和 84.05%、7.82%、3.29%、-6.33%。不同力矩侧弯时模型 1C2~C7 整体 ROM 分别为 25.14°、46.33°、52.98°和 61.97°, 模型 2 与其相差 6.22°、8.33°、4.01°、7.70°。轴向旋转时模型 1 和模型 2 的 ROM 增长幅度分别为 55.11%、22.86%、19.39%和 60.67%、24.91%、18.97%, 0.5~2.0 N·m 力矩下两模型 ROM 分别相差 0.59°、0.62°、1.67°和 1.76°。各工况下儿童 ROM 均随着力矩增大呈非线性增加趋势, 与成人颈椎 ROM 随力矩变化的规律相似[30]。

椎体和椎间盘的应力分布对颈椎生物力学有重要影响, 其应力过大会影响颈椎的生物力学性能甚至导致损伤。儿童颈椎 C2~C7 节段施加 21 N 预载荷和 0.5、1.0、1.5、2.0 N·m 力矩时椎体与椎间盘最大 Von Mises 应力在前屈、后伸、侧弯和旋转工况的变化如图 6 所示, 力矩等值增加时儿童颈椎椎体和椎间盘 MVMS 值呈非线性增大, 应力分布特征相似、集中区域略有增大。儿童颈椎后伸时椎体 MVMS 大于

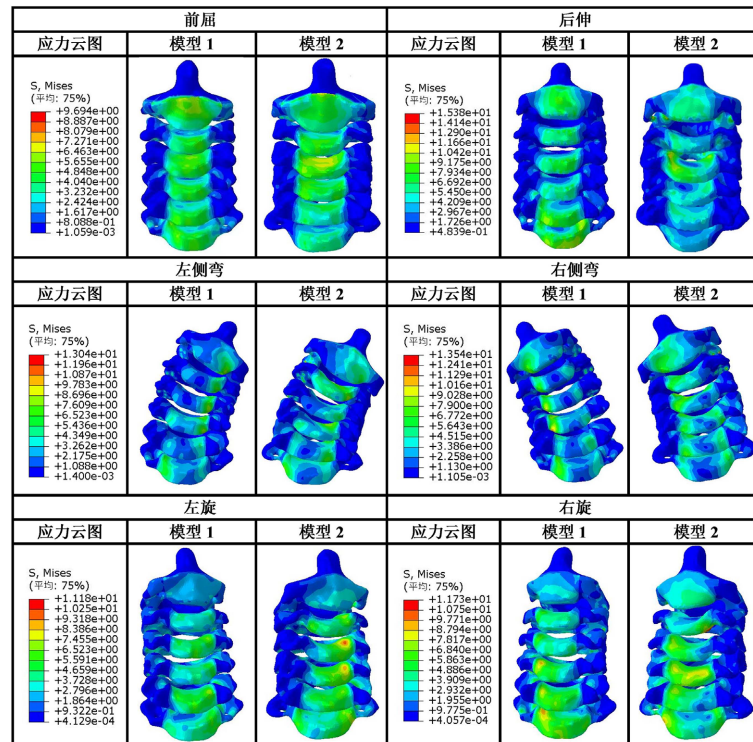


Figure 3. Stress distribution in C2~C7 vertebrae of children under different motions
图 3. 儿童颈椎 C2~C7 椎体不同运动工况下应力分布

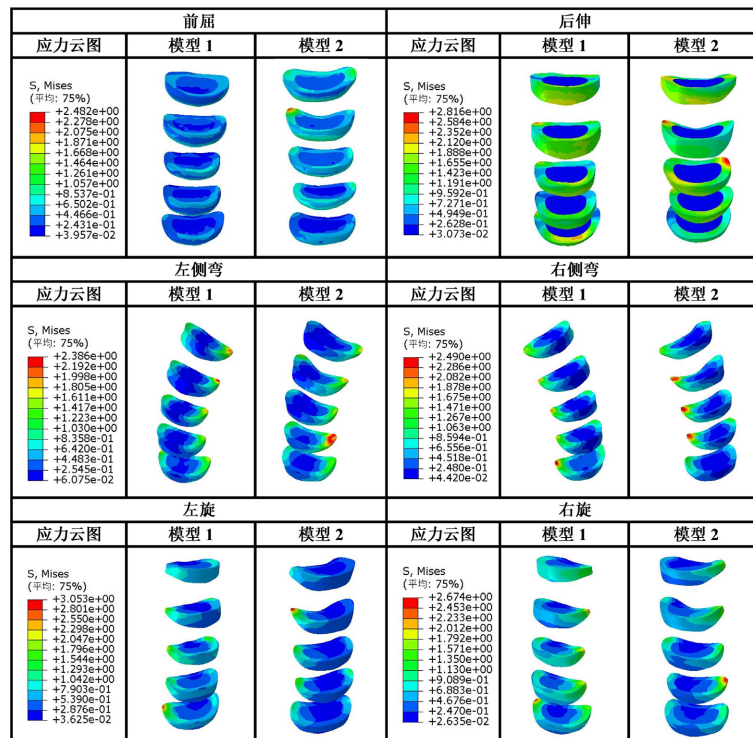


Figure 4. Stress distribution in C2~C7 intervertebral discs of children under different motions
图 4. 儿童颈椎 C2~C7 椎间盘不同运动工况下应力分布

前屈,侧弯和旋转时 MVMS 较相近,与成人椎体 MVMS 在不同工况下的大小关系相同[31]。模型 1 颈椎 C2~C7 椎体 0.5 N·m 下前屈、后伸、侧弯和旋转时 MVMS 分别为 3.19、11.75、5.93、4.84 MPa,各工况 1.0、1.5、2.0 N·m 下应力为 0.5 N·m 时的 2.34、3.04、3.86 倍,1.23、1.31、1.57 倍,1.91、2.06、2.88 倍和 1.65、2.07、2.31 倍。模型 2 椎间盘 0.5 N·m 下前屈、后伸、侧弯和旋转时 MVMS 分别为 3.96、7.61、6.71、5.89 MPa,各工况 1.0、1.5、2.0 N·m 下应力为 0.5 N·m 时的 1.83、2.38、3.20 倍,1.29、1.91、2.12 倍,1.54、1.94、2.83 倍和 1.55、1.99、2.13 倍。两儿童椎体 MVMS 值差距在 0.5 N·m 时最显著,为颈椎形态差异导致。

儿童颈椎 C2~C7 节段椎间盘后伸时 MVMS 最大,前屈时最小,2.0 N·m 力矩各工况下最大应力值均小于成人[27]。模型 1 椎间盘 MVMS 在 0.5、1.0、1.5 和 2.0 N·m 前屈和后伸时为分别为 0.4、0.75、1.12、1.49 MPa 和 2.29、2.39、2.42、2.77 MPa,模型 2 前屈与后伸工况下与其相差 0.78、1.23、1.36、1.30 MPa 和 0.41、0.05、0.40、0.42 MPa。侧弯时两模型椎间盘 MVMS 分别为 1.18、1.99、2.03、2.13 MPa 和 1.15、2.10、2.49、2.57 MPa,旋转时应力与侧弯相近,差值分别为 0.22、0.47、0.23、0.22 MPa 和 0.16、0.01、0.18、0.48 MPa。

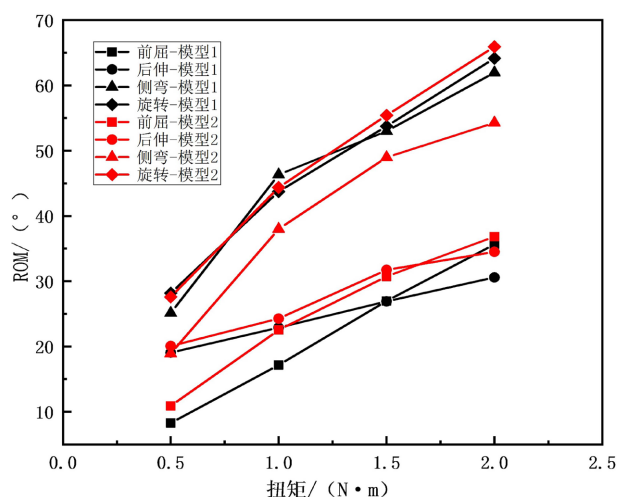


Figure 5. Comparison of the overall ROM and torque relationship of children C2~C7 cervical spine

图 5. 儿童 C2~C7 颈椎整体 ROM 与力矩关系对比

4. 结论

儿童颈椎的形态发育、生理特性和力学变化等均有其自身的特征和规律,并非成人颈椎的比例性缩小。儿童颈椎 ROM 大于成人,但椎体和椎间盘应力值小于成人,相比成人更易受伤,在日常生活中应避免剧烈或大幅度的头颈部活动,以降低颈椎损伤风险。同龄儿童具有相似的颈椎生物力学特性,但因颈椎形态结构差异,不同个体间体现出细微的个性化特征。本文中两儿童 C2~C7 颈椎在前屈、后伸、侧弯和旋转时应力分布特征基本一致,椎体应力、椎间盘压力和 ROM 在不同运动工况下均随力矩增加呈非线性增加,椎体、椎间盘最大应力值与 ROM 不全相同但均较接近。因此在解决儿童颈椎损伤预防和临床疾病治疗方面问题时需充分考虑儿童颈椎的生物力学特点及儿童颈椎与成人的生物力学差异。

研究建立了包含皮质骨、松质骨、生长板、软骨终板、髓核、纤维环、后部结构和多种韧带的儿童颈椎 C2~C7 有限元模型,探究了儿童颈椎的生物力学特性及其随载荷变化的规律及儿童颈椎与成人颈椎的生物力学差异。但模型未考虑肌肉、脂肪及皮肤等组织,且由于儿童颈椎材料数据的缺乏,研究中

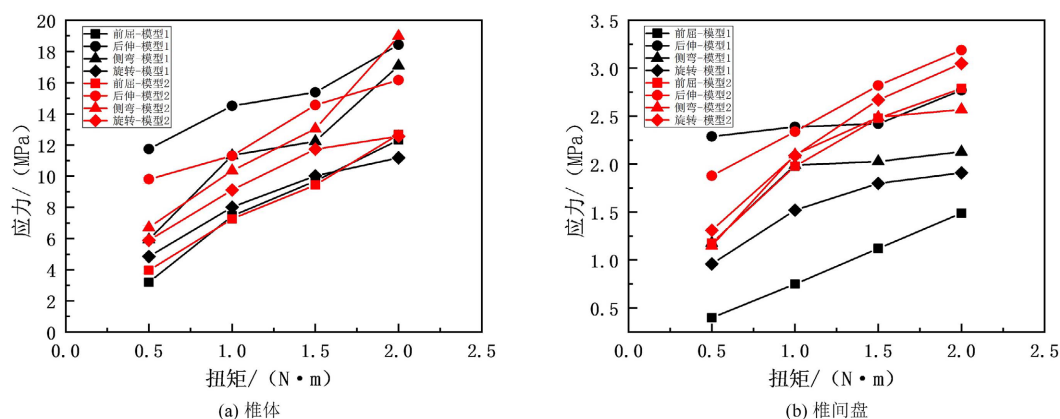


Figure 6. Comparison of maximum stress values in the vertebrae and intervertebral discs of two children's C2~C7 cervicospine under different torques

图 6. 不同力矩下两儿童 C2~C7 颈椎椎体与椎间盘最大应力值对比

分材料参数参照其他研究[4] [6]采用了成人的缩放数据, 未来仍需获得更准确的儿童颈椎材料数据。随着科学技术的发展, 颈椎有限元模型变得更加精细化、准确化, 未来有望在参考儿童颈椎真实材料数据的基础上进一步探究儿童颈椎临床疾病的预防、治疗与植入器械的生物力学。

参考文献

- [1] 张跃辉, 邵将, 宋佳, 等. 椎弓根螺钉技术在学龄前儿童寰枢椎脱位治疗中的应用[J]. 脊柱外科杂志, 2016, 14(4): 211-215.
- [2] Hasan, S., Waheed, M., Suhrawardy, A.K., et al. (2022) Pediatric Upper Cervical Spine Trauma: A 10-Year Retrospective Review at a Pediatric Trauma Center. *Cureus*, **14**, e20995. <https://doi.org/10.7759/cureus.20995>
- [3] 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.
- [4] Li, Z., Song, G., Su, Z., et al. (2020) Development, Validation, and Application of Ligamentous Cervical Spinal Segment C6-C7 of a Six-Year-Old Child and an Adult. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **183**, Article ID: 105080. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105080>
- [5] Dong, L., Li, G., Mao, H., et al. (2013) Development and Validation of a 10-Year-Old Child Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model. *Annals of Biomedical Engineering*, **41**, 2538-2552. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0858-7>
- [6] 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.
- [7] Li, Z., Zhou, J., Qu, X., et al. (2022) Finite Element Analysis and Comparative Study of 4 Kinds of Internal Fixation Systems for Anterior Cervical Discectomy and Fusion in Children. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, **2022**, Article ID: 607292. <https://doi.org/10.1155/2022/607292>
- [8] Luck, J.F., Nightingale, R.W., Loyd, A.M., et al. (2008) Tensile Mechanical Properties of the Perinatal and Pediatric PMHS Osteoligamentous Cervical Spine. *Stapp Car Crash Journal*, **52**, 107-134. <https://doi.org/10.4271/2008-22-0005>
- [9] Ouyang, J., Zhu, Q., Zhao, W., et al. (2005) Biomechanical Assessment of the Pediatric Cervical Spine under Bending and Tensile Loading. *Spine*, **30**, E716-E723. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000192280.53831.70>
- [10] Jug, M. (2021) A 3D-Printed Model-Assisted Cervical Spine Instrumentation after Tumor Resection in a 4-Year-Old Child: A Case Report. *Pediatric Neurosurgery*, **56**, 254-260. <https://doi.org/10.1159/000514248>
- [11] Mertz, H. and Irwin, A. (1997) Biomechanical Basis for the CRABI and Hybrid III Child Dummies. *SAE Transactions*, **106**, 3551-3562. <https://doi.org/10.4271/973317>
- [12] Kumaresan, S., Yoganandan, N. and Pintar, F.A. (1998) Finite Element Modeling Approaches of Human Cervical Spine Facet Joint Capsule. *Journal of Biomechanics*, **31**, 371-376. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00008-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00008-6)
- [13] Currey, J.D. (2004) Tensile Yield in Compact Bone Is Determined by Strain, Post-Yield Behaviour by Mineral Content.

- Journal of Biomechanics*, **37**, 549-556. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.08.008>
- [14] Yamada, H. (1970) *Strength of Biological Materials*. Williams and Wilkins, Baltimore.
- [15] Ivarsson, B.J., Crandall, J.R., Longhitano, D., *et al.* (2004) Lateral Injury Criteria for the 6-Year-Old Pedestrian-Part I: Criteria for the Head, Neck, Thorax, Abdomen and Pelvis. SAE Technical Paper 2004-01-0323. <https://doi.org/10.4271/2004-01-0323>
- [16] 杨常锐, 刘海波, 宫赫. C2~7 颈椎振动特性的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2018, 33(4): 300-305.
- [17] Basa, S. and Balasubramanian, V. (2006) CT Based Three Dimensional Finite Element Model of Cervical Spine. *Proceedings of the 2006 International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering*, Singapore, 11-14 December 2006, 217-220.
- [18] Toosizadeh, N. and Haghpanahi, M. (2011) Generating a Finite Element Model of the Cervical Spine: Estimating Muscle Forces and Internal Loads. *Scientia Iranica*, **18**, 1237-1245. <https://doi.org/10.1016/j.scient.2011.10.002>
- [19] Panjabi, M.M., Crisco, J.J., Vasavada, A., *et al.* (2001) Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. *Spine*, **26**, 2692-2700. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00012>
- [20] Ito, S., Ivancic, P.C., Panjabi, M.M., *et al.* (2004) Soft Tissue Injury Threshold during Simulated Whiplash: A Biomechanical Investigation. *Spine*, **29**, 979-987. <https://doi.org/10.1097/00007632-200405010-00006>
- [21] Luck, J.F. (2012) *The Biomechanics of the Perinatal, Neonatal and Pediatric Cervical Spine: Investigation*. PhD Thesis, Duke University, Durham.
- [22] Tahmid, S., Love, B.M., Liang, Z., *et al.* (2023) Cervical Spine Finite Element Models for Healthy Subjects: Development and Validation. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, **23**, Article ID: 044501. <https://doi.org/10.1115/1.4056296>
- [23] Kuriakose, V.A., Karthik, V., Manickam, P.S., *et al.* (2018) A Biomechanical Study of Cervical Disc Degeneration in C4-C6 Using Finite Element Analysis. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, **402**, Article ID: 012007.
- [24] Nuckley, D.J., Linders, D.R. and Ching, R.P. (2013) Developmental Biomechanics of the Human Cervical Spine. *Journal of Biomechanics*, **46**, 1147-1154. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.005>
- [25] 王成林, 王政民, 龚小龙, 等. 颈椎生理曲度 X 线测量方法研究[J]. 中国中医骨伤科杂志, 1991, 7(2): 3-5.
- [26] Herron, M.R., Park, J., Dailey, A.T., *et al.* (2020) Febio Finite Element Models of the Human Cervical Spine. *Journal of Biomechanics*, **113**, Article ID: 110077. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110077>
- [27] Manickam, P.S., Vinod, V., Yogesh, V., *et al.* (2020) Influence of Loading in Cervical Spine Motion Segment and Stress Distribution. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, **912**, Article ID: 022051.
- [28] Manickam, P.S. and Roy, S. (2022) The Biomechanical Study of Cervical Spine: A Finite Element Analysis. *The International Journal of Artificial Organs*, **45**, 89-95. <https://doi.org/10.1177/0391398821995495>
- [29] Niemeyer, F., Wilke, H.J. and Schmidt, H. (2012) Geometry Strongly Influences the Response of Numerical Models of the Lumbar Spine—A Probabilistic Finite Element Analysis. *Journal of Biomechanics*, **45**, 1414-1423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.021>
- [30] Zhang, H. and Bai, J. (2007) Development and Validation of a Finite Element Model of the Occipito-Atlantoaxial Complex under Physiologic Loads. *Spine*, **32**, 968-974. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000261036.04919.91>
- [31] 陈新民, 郎继孝, 陈德喜, 等. 应用三维有限元模型研究颈椎不同工况下的生物力学变化[J]. 临床骨科杂志, 2003, 6(4): 294-296.