

文章编号: 1004-7220(2025)05-1157-07

脊柱侧弯患者脑脊液对脊髓缓冲作用的生物力学分析

李峰, 富荣昌, 陈永浩, 周家亮
(新疆大学 智能制造现代产业学院, 乌鲁木齐 830017)

摘要:目的 探讨脑脊液在脊柱侧弯患者中对脊髓的保护作用, 评估其在重力牵引手术过程及日常生活中的缓冲效果, 为脊柱侧弯的手术规划和术后康复提供理论依据。方法 建立脊柱-脊髓三维耦合模型, 模拟重力牵引手术和日常生活两种情境下的脊柱生物力学响应, 对有脑脊液和无脑脊液两种条件进行对比分析, 定量分析脑脊液的缓冲作用。结果 在重力牵引手术模拟中, 脑脊液显著降低了脊髓的应力和变形, 脊髓白质与灰质的应力平均降低65%~90%, 变形降低70%~95%。在日常生活情境中, 脑脊液对脊髓的保护效果在左右屈和前后屈方向更为显著, 应力降低幅度达60%~85%。但在扭转方向上, 脑脊液的缓冲作用相对较弱, 应力降低幅度仅为10%~25%。结论 脑脊液在重力牵引手术和日常生活中均能显著减小脊髓的应力与变形, 降低损伤风险。

关键词: 脊柱侧凸; 脊髓; 重力牵引; 脑脊液; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.05.010

Buffering Effects of Cerebrospinal Fluid on Spinal Cord in Patients with Scoliosis: A Biomechanical Analysis

LI Feng, FU Rongchang, CHEN Yonghao, ZHOU Jialiang

(School of Intelligent Manufacturing and Modern Industry, Xinjiang University, Urumqi 830017, China)

Abstract: Objective To investigate the protective effect of cerebrospinal fluid (CSF) on the spinal cord in patients with scoliosis and evaluate its buffering effect during gravitational traction surgery and in daily life, so as to provide a theoretical guidance for surgical planning and postoperative rehabilitation of scoliosis. **Methods** A three-dimensional coupled spinal cord-CSF finite element model was established to simulate the biomechanical responses of the spine under two scenarios: gravitational traction surgery and daily life. Comparative analyses were conducted for conditions with and without CSF, and the buffering effect of CSF was quantitatively assessed. **Results** During simulated gravitational traction surgery, CSF significantly reduced the stress and deformation of the spinal cord, with the stress in spinal cord white and gray matter decreasing by 65%–90% and deformation decreasing by 70%–95%. In the daily life scenario, CSF provided greater protective effects in lateral flexion and anterior-posterior flexion directions, with stress reductions of 60%–85%. However, in torsion, the buffering effect of CSF was relatively weaker, with stress reductions of only 10%–25%. **Conclusions** CSF significantly reduces spinal cord stress and deformation during gravitational traction surgery and in daily life, reducing the risk of injury.

Key words: scoliosis; spinal cord; gravitational traction; cerebrospinal fluid; finite element analysis

收稿日期: 2025-01-13; 修回日期: 2025-03-10

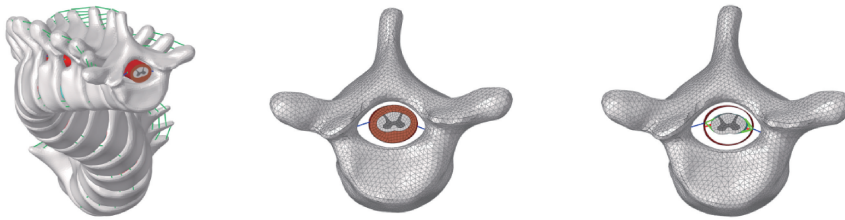
基金项目: 国家自然科学基金项目 (82260446)

通信作者: 富荣昌, 教授, 硕士生导师, E-mail: 2781642414@qq.com

脊柱侧弯(脊柱侧凸)是一种常见的脊柱三维畸形,涉及冠状面、矢状面和轴面的序列异常^[1]。脊柱侧弯造成的脊髓损伤对个人健康与社会经济发展会造成极大损害,而脊髓损伤的预防、治疗以及康复需要对各个组成结构的生物力学特性以及损伤机制有全面了解^[2]。

利用有限元建立脊柱模型的方法日益成熟,使得临床许多难以解释的问题从生物力学角度得到了合理的解释^[3-4]。然而,目前三维有限元模型的脊柱生物力学研究主要集中在椎体领域^[5-7],鲜有针对椎管内如脊髓、软脊膜、硬脊膜、神经根等组织的建模和分析^[8-9]。脊髓对外界的机械刺激非常敏感,即便微小的变化都可能对神经元信号产生负面影响。由于脊髓位于脊椎构成的椎管内,故椎体或椎间盘发生形变都可能对脊髓造成不利影响^[10]。

脑脊液作为脊髓和硬脊膜中间重要的缓冲组织,其保护作用在防止脊髓损伤方面非常重要。目前研究在探讨不同情形下脊柱侧弯患者的脊髓损伤时,通常会考虑将脑脊液设置为超弹性体或黏弹性体^[11-12]。部分研究为简化计算,未对脑脊液进行建模。这些研究中并未涉及脑脊液对脊髓的具体保护程度的定量分析。因此,本文通过建立脊柱-脊髓三维耦合模型,模拟重力牵引手术和日常生活两种情境下脊柱的生物力学响应,定量分析脑脊液对脊髓的保护作用,为脊柱有限元建模提供参考依据,同时为脊柱侧弯的手术规划和术后康复提供理论支持。



(a) 完整脊柱-脊髓耦合模型 (b) 无脑脊液时脊柱-脊髓耦合模型 (c) 有脑脊液时脊柱-脊髓耦合模型

图1 脊柱-脊髓三维耦合模型

Fig. 1 Three-dimensional coupling model of the spine and spinal cord (a) Integrated spine-spinal cord coupled model, (b) CSF-free spine-spinal cord coupled model, (c) CSF-inclusive spine-spinal cord coupled model

1.2 材料赋予

对椎体各个结构在 HyperMesh 中赋予各自的材料属性^[13](见表1)。并将皮质骨和终板的厚度设置为 1 mm^[5]。同时,对脊髓各个结构进行赋值^[14]

1 材料和方法

1.1 几何建模和网格划分

基于 1 例女性 lenke1 型脊柱侧弯患者(身高 155 cm,体重 47 kg,主胸弯 Cobb 角 60°)的影像数据,包括 CT 和 MRI 扫描资料(由新疆医科大学第六附属医院提供,已获得患者签署的知情同意书,并通过医学伦理委员会审批)。该患者主要表现为结构性主胸弯,近端胸弯和胸腰弯均为非结构性侧弯,具体建模流程如下:

利用 Mimics 软件对患者胸腰椎 CT 图像进行分割,提取骨骼轮廓,构建椎体和椎间盘的三维几何模型。结合 Freeform 和 Geomagic 软件进行后续修正,以优化模型的表面质量并完善细节结构。

根据 MRI 图像,提取脊髓及其周围软组织(包括灰质、白质、软脊膜、硬脊膜及脑脊液)的几何特征。结合 T1 ~ L1 区域的解剖测量数据,利用 Solidworks 重建脊髓及脑脊液腔,确保模型的解剖精确性和完整性。

所有几何模型导入 HyperMesh 中进行网格划分。采用四面体和六面体单元相结合的网格形式,以保证计算精度和效率。最终得到包含 1 922 044 个有限元单元的脊柱-脊髓-脑脊液耦合模型(见图1)。在有限元模型中,椎骨与椎间盘通过终板连接,终板节点与椎体或椎间盘共享,以保证载荷传递的连续性。小关节、韧带等辅助结构通过接触单元与主要结构相连。

(见表2)。

1.3 模型有效性验证

为了验证所构建胸腰椎有限元模型的有效性,分别对椎体和脊髓部分进行验证。选取 T1~4 节段

表1 胸腰椎体有限元模型材料属性

Tab. 1 Material properties for finite element model of the thoracolumbar vertebral body

结构	E/MPa	ν	面积/ mm^2	单元类型	结构	E/MPa	ν	面积/ mm^2	单元类型
皮质骨	12 000	0.3	—	四面体	前纵韧带	7.8	0.3	63.7	杆
松质骨	100	0.2	—	四面体	后纵韧带	10	0.3	20	杆
小关节	20	0.3	—	六面体	棘间韧带	10	0.3	40	杆
终板	24	0.4	—	六面体	棘上韧带	8	0.3	30	杆
纤维环	4.2	0.3	—	六面体	横突韧带	10	0.3	1.8	杆
髓核	1	0.499	—	六面体	囊韧带	20	0.3	30	杆
					黄韧带	15	0.3	40	杆

表2 脊髓有限元模型材料属性

Tab. 2 Material properties for finite element model of the spinal cord

结构	单元类型	厚度/ mm	密度/ $(\text{mg} \cdot \text{mm}^{-3})$	材料模型	材料参数
灰质	六面体	—	1.039	超弹性(Ogden)	$\mu = 3.7 \text{ kPa}$ $\alpha = 9.4$
白质	六面体	—	1.043	超弹性(Ogden)	$\mu = 3.9 \text{ kPa}$ $\alpha = 6.7$
软脊膜	壳	0.1	1.133	线弹性	$E = 2.3 \text{ MPa}$ $\nu = 0.3$
齿状韧带	杆	—	0	线弹性	$E = 10 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$
硬脊膜	壳	0.37	1.133	超弹性(Ogden)	$\mu = 2.37 \text{ MPa}$ $\alpha = 15.5$
外神经根	杆	—	—	线弹性	$E = 1.19 \text{ MPa}$ $\nu = 0.44$
内神经根	杆	—	—	非线性力-位移关系	$A = 0.03 \text{ mm}^2$

模型,固定 T4 下表面 6 个自由度,并在 T1 上表面均匀施加 $4 \text{ N} \cdot \text{m}$ 力矩,模拟前屈后伸、左右侧屈、左右旋转的工况^[15]。利用 ABQUS 计算求解 T1 相对于 T4 的活动度(range of motion, ROM),并通过 Hyperview 导入计算结果的 inp 和 odb 文件进行测量。将计算获得的 ROM 结果与 Busscher 等^[16]实验数据进行对比,以验证椎体模型的准确性。

在脊髓验证方面,沿剪切方向对脊髓中部施加 -80 mN 压缩力,记录脊髓相应的位移响应。通过分析压缩力与位移的关系,并将结果与 Hung 等^[17]实验研究及 Kim 等^[9]仿真数据进行对比,进一步验证脊髓模型的有效性。

1.4 对照组及边界条件设置

第 1 组仿真实验旨在探讨脑脊液对脊髓在脊柱侧凸患者手术前后缓冲作用的影响。将有脑脊液的脊柱-脊髓三维耦合有限元模型设为正式组,同时将无脑脊液的模型设为对照组。为模拟重力牵引对脊柱矫正的效果,两组实验均设定相同的边界条件,即完全固定 L5 椎体下表面的 6 个自由度,并在 T1 椎体表面施加沿 Z 轴正方向(即重力反方向)的牵引力。研究表明,最大牵引力不超过患者体重的 30%~50%,通常低于 250 N ^[18-19]。因此,本研究分别在 T1 表面施加 50、100、150、200、250 N 牵引力,

以模拟不同牵引强度下的脊柱生物力学响应。

第 2 组仿真实验旨在评估脑脊液对脊髓在脊柱侧凸患者日常生活中缓冲作用的影响。选取患者主弯曲处 T5~8 节段建立脊柱-脊髓三维耦合模型,分别设置有脑脊液的正式组和无脑脊液的对照组。参照文献[20],为模拟患者躯干旋转运动,在 T1、T5、T8 和 T12 节段左右横突施加大小相等、方向相反 20 N 载荷。鉴于文献数据来源于正常人脊柱,而本研究对象存在严重脊柱侧凸,结合临床医生建议,最终将载荷调整为正常人群的 60%,确保加载条件在合理范围内。此外,为模拟躯干的左右和前后侧屈运动,在 T9 节段施加 60 N 横向载荷,分别模拟不同方向的生物力学响应。

1.5 主要观察指标

1.5.1 脊髓形变量 在生物软组织(如脊髓)的变形分析中,对数应变能够更好地描述大变形条件下的真实变形状态,与脊髓的实际变形行为更贴合。此外,对数应变在描述累积变形时表现出良好的叠加性,与 von Mises 应力相结合,可以更加准确地评估脊髓的屈服和损伤风险。因此,采用对数应变能够有效体现脊髓的实际变形特性,为研究其生物力学响应提供可靠依据。

1.5.2 脊髓应力变化 von Mises 应力被广泛用于

评估复杂应力下的材料响应,能够有效地综合三维应力状态,用于预测材料的屈服和失效情况。因此,采用 von Mises 应力作为主要的评估标准。

2 结果

2.1 模型有效性验证结果

通过对 T1~4 节段椎体 ROM 的验证发现,本文模型的仿真结果与 Busscher 等^[16] 实验数据具有较高的一致性。在屈伸、左右弯曲及左右旋转工况下,模型 ROM 均落在文献报道的实验数据范围内,且变化趋势与文献一致,表明本模型能够有效模拟脊柱的生物力学特性[见图 2(a)]。

此外,在脊髓中部施加 80 mN 横向力后,仿真计算得到的脊髓变形为 1.501 mm,与 Hung 等^[17] 实验观察结果(1.5 mm)高度吻合,且与 Kim 等^[9] 仿真结果(1.59 mm)接近。同时,模型的力-变形曲线形状与既往研究一致。在施加不同横向力(20、40、60、80 mN)条件下,本模型计算的脊髓变形与 Kim 等^[9] 仿真结果相比,相对误差分别为 4.7%、1.4%、5.2%和 5.7%,表明本文所建有限元模型具有良好的有效性[见图 2(b)]。

2.2 halo 重力牵引下脑脊液对脊髓的保护机制

2.2.1 脑脊液对脊髓变形的缓冲作用 在所有牵

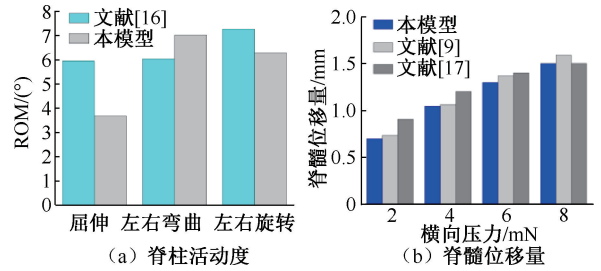


图2 本模型与文献结果对比

Fig. 2 Comparison of results of the model in this study and the literatures (a) Spinal mobility, (b) Spinal cord displacement

引力工况下,有脑脊液保护的情况下,脊髓的最大主应变显著低于无脑脊液条件。例如,在 200 N 牵引力时,无脑脊液条件下的最大主应变为 4.103×10^{-3} ,而有脑脊液条件下降至 1.024×10^{-3} ,降幅接近 75%。这种差异表明,脑脊液在承受牵引力时对脊髓具有显著的缓冲作用。

此外,在无脑脊液的情况下,高应变区域集中于主弯曲处,尤其是脊柱的曲率变化较大位置,这些区域应变峰值过高可能导致脊髓组织的损伤风险。而在有脑脊液保护的情况下,应变分布更加均匀,局部应变峰值大幅降低,显著减少了组织受损的可能性(见图 3)。

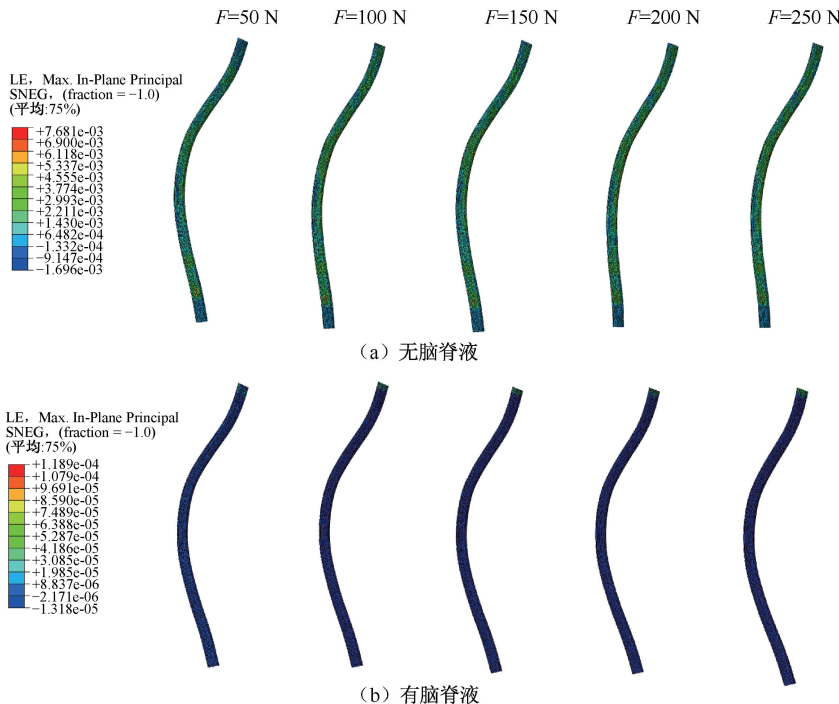


图3 软脊膜在不同牵引力下对数应变

Fig. 3 Logarithmic strain of leptomendrals under different traction forces (a) Under CSF-free conditions, (b) Under CSF-inclusive conditions

本文结果表明,在脊柱侧弯矫正手术中,脑脊液的存在能够有效分散机械载荷,降低脊髓的局部应变峰值。为了最大限度地保护脊髓组织,应在手术过程中通过维持脑脊液的完整性以及合理设计牵引力,确保其缓冲作用的发挥。

2.2.2 脑脊液对脊髓受力的缓冲作用 无脑脊液条件下,灰质和白质最大 von Mises 应力均随牵引力的增加而显著升高[见图 4(a)]。在 50~250 N 牵引力范围内,灰质的应力略高于白质,这可能与灰质的结构特性和功能位置有关。首先,灰质位于脊髓中心,周围被白质包裹,因此在受到牵引力时,其所承受的力更容易集中并叠加。同时,灰质是由大量神经元细胞体和少量支持细胞组成,其力学性能(如弹性模量)可能较白质略低,在相同外力的作用下更容易发生应力集中。此外,灰质的几何形态和内部结构可能使其在牵引力作用下产生更大的变形响应,进一步导致应力增加。相比之下,白质主要由神经纤维束组成,其内部排列相对更为规则,且具有更强的抗压能力,因此其在牵引力下的应力相对较低。此外,白质的外层位置使其可以更直接与脑脊液接触,脑脊液的缓冲作用能够更有效地分散白质表面受到的载荷,从而降低其应力水平。

在有脑脊液保护条件下,随着牵引力的增加,灰质和白质 von Mises 应力均显著降低,且两者的应力差异减少[见图 4(b)]。在所有牵引力工况下,脑脊液通过其流动性和黏弹性特性,均匀分散了局部载荷,显著缓解了灰质和白质的应力集中现象,尤其在 200、250 N 高牵引力条件下效果更加显著。脑脊液的缓冲作用使灰质和白质的应力分布更加均匀,高应力区域显著减少,从而降低了脊髓组织的损伤风险。

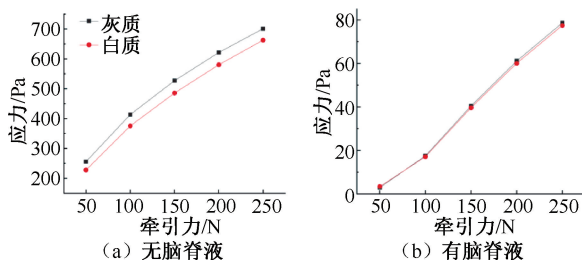


图4 脊髓在不同牵引力下 von Mises 应力

Fig. 4 Von Mises stress of the spinal cord under different traction forces (a) Under CSF-free conditions, (b) Under CSF-inclusive conditions

综上所述,无脑脊液条件下灰质和白质在高牵引力工况下均面临显著的损伤风险,而有脑脊液保护时,灰质和白质的应力水平显著降低,缓冲效果明显。在手术设计时,应综合考虑灰质和白质的受力特性,优化牵引力范围,同时保护脑脊液环境,以最大限度降低脊髓损伤风险。

2.3 日常生活中脑脊液对于脊髓的保护机制

在无脑脊液条件下,在前屈、后伸、右屈、左屈及扭转方向上,白质承受的应力较高。例如,白质在左屈、右屈时应力分别为 322.8、241.5 Pa。本文推测,没有脑脊液的缓冲作用,脊髓直接承受了椎管内压力。同时,灰质在各方向的应力也较大。例如,灰质在左屈、后伸时应力分别达到 270.8、157.5 Pa。与白质类似,脊髓灰质在没有脑脊液保护时直接暴露在椎管压力下,易受到损伤。脊髓的变形较高,例如前屈时对数应变为 3.848×10^{-3} ,右屈时达到 6.883×10^{-3} 。这是由于缺乏脑脊液的缓冲,脊髓直接受到外力作用而发生较大形变[见图 5(a)]。

在有脑脊液条件下,白质应力显著降低,在前屈、后伸方向的应力分别降至 1.008、1.986 Pa,在左屈方向也从 322.8 Pa 降至 3.033 Pa。该结果表明,脑脊液对白质的保护作用非常明显,尤其是在侧向和前后屈的情况下。同时,灰质的应力显著降低。例如,左屈时应力降低到 3.101 Pa,扭转时应力也从 620.9 mPa 降至 452.3 mPa,这进一步说明脑脊液对灰质的缓冲作用同样显著[见图 5(b)]。

从缓冲效果上看,脑脊液对白质的缓冲作用显著,其中以前屈和后屈方向的缓冲效果最为突出,推测原因是这两个方向对脊髓产生较强的挤压,而脑脊液可通过流体的动态分布实现应力均匀化,从而有效减轻局部压力集中现象。灰质的应力水平普遍高于白质,表明在没有脑脊液缓冲时,灰质更容易受到压迫或损伤,推测与灰质所处的位置(脊髓中心)和应力在此区域的集中分布特点有关。在扭转方向,脑脊液的缓冲效果稍弱(应力从 16.27 Pa 降低到 10.88 Pa),表明脑脊液对扭转力的缓冲效果受限。

3 讨论

本文基于有限元方法,建立了脊柱-脊髓耦合模型,对脊柱侧弯患者中脑脊液对脊髓的保护作用

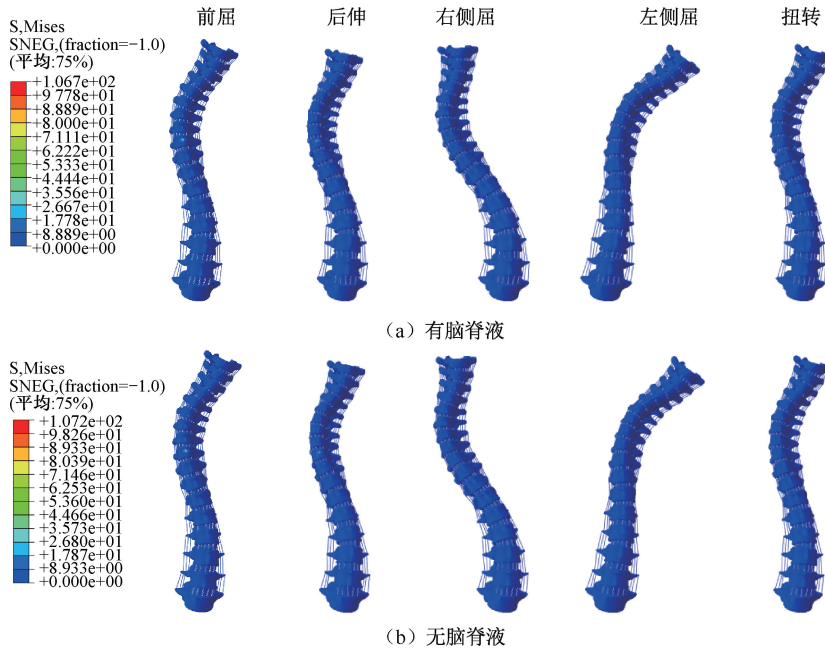


图5 脊柱侧凸模型在不同工况下 von Mises 应力云图

Fig. 5 Von Mises stress contours of the scoliosis model under different motions

(a) Under CSF-inclusive conditions, (b) Under CSF-free conditions

以及脊髓软组织的生物力学响应进行了详细分析。脑脊液在脊柱侧弯患者的力学环境中发挥了显著的缓冲作用,尤其是在前屈、后伸及左右侧屈方向上,能够有效减轻脊髓白质、灰质以及整体脊髓的应力和变形。仿真结果定量验证了脑脊液对脊髓的保护效果,并凸显了其在维持脊髓健康中的重要性。

白质和灰质的生物力学响应存在显著差异。灰质由于其位于脊髓中心,更容易承受较大的集中应力,这提示在手术规划和康复治疗时,应更加重视对灰质区域的保护。同时,脑脊液的存在显著缓解了白质和灰质的应力分布不均的现象。

脑脊液在前屈、后伸及左右屈方向的缓冲效果最为显著,而在扭转方向上的保护作用相对较弱,推测与扭转变形主要由椎体与椎间盘承担有关。椎间盘在扭转过程中起到能量吸收和应力分散的作用,而脊髓本身并非主要的承受部位。因此,即使脑脊液具有一定的缓冲作用,其影响相较于其他运动模式(如左右侧屈)更小。同时,脊髓通过神经根和齿状韧带等结构和周围组织相连接,这些结构在扭转过程中会对脊髓产生一定的固定约束作用,导致脑脊液的缓冲作用相较于左右屈运动更加受

限。该结果为后续脊柱侧弯手术方案及仿真模型的优化设计提供了重要参考。

脑脊液的保护作用不仅在手术操作过程中有重要临床意义,在术后康复阶段同样发挥着关键作用。术后脊髓和脊柱的结构稳定性可能受到一定程度影响,而脑脊液作为一种缓冲介质,可通过减轻脊髓在术后恢复的负荷,降低由外力作用导致的脊髓损伤或相关并发症风险。未来的康复方案应考虑如何优化脑脊液的生物力学缓冲作用,以期在降低脊髓损伤风险的同时有效加速术后康复。

本研究的局限性如下:① 尽管通过有限元模型分析了脊柱在对应条件下的力学行为,但由于动态负载和边界条件的简化,可能与实际情况存在一定的偏差。因此,未来研究应考虑更加细致的动态负载变化,并在模型中引入脊髓与周围组织的相互作用,以提高研究结果的实际应用价值。② 尽管验证了脑脊液的缓冲作用,但模型中对脑脊液的超弹性假设和对动态负载的简化处理可能导致对实际生物力学行为的低估。未来研究可以结合流体动力学特性,进一步优化脑脊液的建模方式,并通过体外实验验证仿真结果的准确性。③ 样本量仅限于单例患者,而对于不同的患者群体,由于患者之间

的侧弯类型不同和个体差异,相同工况下可能会表现不同的力学特性。为提升结论的普适性,应在未来的研究中扩大患者样本量,分析不同几何形态下的力学响应差异。

4 结论

本文通过建立脊柱-脊髓耦合模型,深入分析脑脊液在脊髓保护中的作用,揭示了脊柱侧弯患者脊髓软组织的复杂生物力学行为。研究结果不仅为脊柱侧弯的临床治疗及仿真建模提供了重要理论依据,也为进一步探索脊柱生物力学的关键问题提供新思路。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:李峰完成论文思路的设计,模型建立和仿真实验,并根据结果进行分析和撰写论文;富荣昌对研究工作全程指导,并提供学术支持与经费保障;陈永浩和周家亮在模型建立和仿真数据分析方面提供帮助。

参考文献:

- [1] 吴爱娴,郭振宇,王向阳. 脊柱生物力学 2023 年度研究进展 [J]. 医用生物力学, 2024, 39(2): 187-196.
WU AM, GUO ZY, WANG XY. Research progress of spinal biomechanics in 2023[J]. J Med Biomech, 2024, 39(2): 187-196.
- [2] 洪伟军,屠亦挺,林靖浩,等. 有限元分析法在脊髓损伤生物力学中的研究进展[J]. 医用生物力学, 2023, 38(4): 837-843.
HONG WJ, TU YT, LIN JH, et al. Research progress of finite element method in biomechanics of spinal cord injury [J]. J Med Biomech, 2023, 38(4): 837-843.
- [3] ZHU R, CHEN Y, YU Q, et al. Effects of contusion load on cervical spinal cord: A finite element study [J]. Math Biosci Eng, 2020, 17(3): 2272-2283.
- [4] 李峰,富荣昌,陈永浩,等. 头盆环牵引的最佳牵引量生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2024, 39(6): 1123-1129.
LI F, FU RC, CHEN YH, et al. Biomechanical analysis of optimal traction amount for halo pelvic ring traction [J]. J Med Biomech, 2024, 39(6): 1123-1129.
- [5] 杨骁峥,富荣昌,李鹏举,等. 斜方肌对重度 Lenke I 型侧凸脊柱影响的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(6): 1154-1159.
YANG XZ, FU RC, LI PJ, et al. Effects of trapezius muscle on severe lenke I scoliosis: A finite element analysis [J]. J Med Biomech, 2023, 38(6): 1154-1159.
- [6] MIYAZAKI S, MORITA H, ICHIHARA K, et al. FEM

- analysis for chronic spinal cord compression in OPLL [J]. J Jpn Soc Comput Aid Surg, 2010(12): 280-281.
- [7] 贺凯,邢文华,李峰,等. 有限元法在脊柱胸腰段骨折生物力学分析中的应用及发展方向[J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(15): 3244-3252.
- [8] XU ML, ZENG HZ, ZHENG LD, et al. Effect of degenerative factors on cervical spinal cord during flexion and extension: A dynamic finite element analysis [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2022, 21(6): 1743-1759.
- [9] KIM YH, KHUYAGBAATAR B, KIM K. Biomechanical effects of spinal cord compression due to ossification of posterior longitudinal ligament and ligamentum flavum: A finite element analysis [J]. Med Eng Phys, 2013, 35(9): 1266-1271.
- [10] TEO EC, NG HW. The biomechanical response of lower cervical spine under axial, flexion and extension loading using FE method [J]. Inter J Comput Appl Technol, 2004, 21(1/2): 8.
- [11] KHUYAGBAATAR B, KIM K, PUREVSUREN T, et al. Biomechanical effects on cervical spinal cord and nerve root following laminoplasty for ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine: A comparison between open-door and double-door laminoplasty using finite element analysis [J]. J Biomech Eng, 2018, 140(7): 071006.
- [12] XUE F, CHEN Z, YANG H, et al. Effects of cervical rotatory manipulation on the cervical spinal cord: A finite element study [J]. J Orthop Surg Res, 2021, 16(1): 737.
- [13] 姜宇,郭源,杨征,等. 两种固定方法治疗儿童肱骨近端移位骨折的比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2022, 30(4): 299-304.
- [14] KARIMI A, SHOJAEI A, TEHRANI P. Mechanical properties of the human spinal cord under the compressive loading [J]. J Chem Neuroanat, 2017(86): 15-18.
- [15] 辛大奇,胡侦明,汉迪,等. Lenke3 型成人特发性脊柱侧凸有限元模型的参数修正及有效性验证[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(31): 4975-4982.
- [16] BUSSCHER I, VAN DIEËN JH, KINGMA I, et al. Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: An *in vitro* study on multilevel spinal segments [J]. Spine, 2009, 34(26): 2858-2864.
- [17] HUNG TK, LIN HS, BUNEGIN L, et al. Mechanical and neurological response of cat spinal cord under static loading [J]. Surg Neurol, 1982, 17(3): 213-217.
- [18] HWANG CJ, KIM DG, LEE CS, et al. Preoperative Halo traction for severe scoliosis [J]. Spine, 2020, 45(18): E1158-E1165.
- [19] 温建清,列平,黄春明,等. 头盆环牵引治疗重度僵硬性脊柱侧凸病人的护理[J]. 护理学杂志, 2004, 19(20): 17-18.
- [20] 高希雷. 退行性脊柱侧凸矫正模型的生物力学分析及活动度研究[D]. 青岛: 青岛大学, 2020.