

文章编号: 1004-7220(2023)04-0837-07

有限元分析法在脊髓损伤生物力学中的研究进展

洪伟军^{1,2}, 屠亦挺^{1,2}, 林靖浩², 金海明^{1,2*}, 王向阳^{1,2*}

(1. 温州医科大学附属第二医院育英儿童医院 骨科, 浙江 温州 325700; 2. 温州医科大学第二临床医学院, 浙江 温州 325035)

摘要: 脊髓损伤时的变化非常复杂, 动物模型很难精确模拟损伤环境以及测量局部组织的生物力学属性, 而有限元模型则可以通过分析脊髓组织的应力和应变分布, 从生物力学角度为脊髓损伤的病理研究和治疗提供一个更为高效的方法。目前, 有限元模型已被广泛应用, 并与动物实验模型相辅相成。本文回顾了有限元法在脊髓损伤中的研究进展, 对有限元法在脊髓本体建模、脊髓损伤的生物力学行为及其临床应用等方面的研究现状进行归纳及总结, 以期为临床脊髓损伤问题提供更为全面的理论参考。

关键词: 脊髓损伤; 生物力学; 有限元分析; 有限元建模

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.030

Research Progress of Finite Element Method in Biomechanics of Spinal Cord Injury

HONG Weijun^{1,2}, TU Yiting^{1,2}, LIN Jinghao², JIN Haiming^{1,2*}, WANG Xiangyang^{1,2*}

(1. Department of Orthopaedic Surgery, the Second Affiliated Hospital and Yuying Children's Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325700, Zhejiang, China; 2. The Second Clinical Medical College of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325035, Zhejiang, China)

Abstract: The changes in spinal cord injury are very complex. It is difficult for animal models to accurately simulate the injury environment and measure the biomechanical properties of local tissues, while the finite element model can analyze the stress and strain distributions of spinal cord tissues, thereby providing a more efficient approach to pathological research and treatment of spinal cord injury from the biomechanical perspective. At present, the finite element model has been widely used and complemented with animal experimental models. In this study, the research progress of finite element analysis in spinal cord injury was reviewed, and the research status of finite element analysis in spinal cord ontology modeling, biomechanical behavior of spinal cord injury and its clinical application was classified and summarized, so as to provide more comprehensive theoretical references for spinal cord injury in clinic.

Key words: spinal cord injury; biomechanics; finite element analysis; finite element modeling

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、治疗以及康复都需

要对脊髓各个组成结构的生物力学特性以及损伤机制有全面了解。临床上, 脊髓损伤的诊断及评估

收稿日期: 2022-09-07; 修回日期: 2022-11-06

基金项目: 浙江省尖兵领雁项目(2022C03144), 国家自然科学基金项目(82202757), 浙江省自然科学基金项目(LQ21H060010)

通信作者: 王向阳, 主任医师, 教授, E-mail: xiangyangwang@126.com; 金海明, 主治医师, 副教授, E-mail: kkinhaiming@126.com

* 为共同通信作者

通常需要借助影像学资料。然而,脊髓损伤的影像学评价很难直接解释脊髓损伤的基本机制。动物模型证明了神经组织的损伤与最大应变相关,但仍无法直接反映脊髓的应力和应变分布^[1]。由于脊髓局部机械应变的轻微变化都可能引发组织损伤,实验模型中各因素的不确定性也导致其缺乏一定的可重复性。而有限元模型则能够精准测量,模拟损伤环境,并且预测组织反应,帮助提高实验模型的可重复性和再现性,正好弥补了传统力学实验的不足。目前,有限元模型已普遍应用于脊髓生物力学的研究,并获得较大的进展。本文归纳整理了近年来有限元法在脊髓生物力学中的研究进展,重点阐述有限元法在脊髓本体建模、脊髓损伤的生物力学行为及其临床应用等方面的研究现状。根据最新的研究进展和热点趋势,对该领域的发展前景进行展望,以期为临床脊髓损伤问题提供理论参考。

1 脊髓有限元建模方法

目前,有限元模型的建立主要根据以下步骤进行:①对动物或人类的脊髓进行定量测量,或利用MRI获得志愿者的脊髓图像;②重建简化的脊髓三维计算机辅助设计模型,为了缩减建模时间,通常将脊髓模型设为矢状面对称;③将模型进行网格划分得到有限元模型,一般将脊髓各组划分分为三维6节点楔形单元和8节点六面体单元^[2-3]。图1展示了脊髓有限元模型的横截面视图。此外,为了确保模型的网格密度在可接受的范围内,需采用不同的网格密度对所提出的脊髓模型进行网格收敛试验。将整个模型的网格密度增加1倍或减少50%,直至在连续两次模拟中,脊髓的最大形变和von Mises应力变化小于5%^[3]。

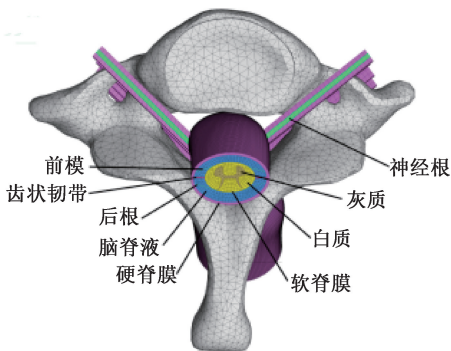


图1 颈椎和脊髓有限元模型

Fig. 1 Finite element model of cervical spine and spinal cord

在进行分析前,还需为模型设定边界条件。Liang等^[4]创建脊髓模型时,将白质、灰质和软脊膜的边界结合在一起确保其不发生滑移,并在各方向上约束脊髓顶部和底部的活动。同时,将节点的自由度设置为0,以限制其平移和旋转运动。大多数学者在构建软脊膜时,也将其设置为附着或包绕在白质表面的薄层^[5-7]。Arhptsov等^[8]在探究脑脊液压力对脊髓挫伤的影响时,将硬脊膜的顶部和底部边界固定,并设置硬脊膜与后固定壁之间为无摩擦接触,并将脑脊液与相邻结构的网格节点相连,防止滑移。

脊髓外部施加的载荷随实验目的不同而形式各异。在胸腰椎爆裂骨折模型中,研究者通过设定撞击器的横截面、质量与速度,模拟骨碎片对脊髓不同程度的损伤,并且撞击器只在1个方向上活动^[3]。Arhptsov等^[8]还进一步构建了T5椎体碎片模型进行分析。在脊椎退行性变模型中,椎间盘突出与韧带骨化通常构建为恒定的线性几何刚体,如半圆或平台型,并通过改变其大小达到不同程度的脊髓压迫^[9-10]。Liang等^[4]利用热膨胀元件构建可调节的非对称椎间盘突出模型,能够更精确地模拟脊髓压迫,在个体化研究方面具有巨大的潜力。

最后,模型有效性可通过以下方式进行验证:将脊髓模型的顶部、底部以及后壁固定,利用3个横截面积不同但质量相同的打击器以相同的速度垂直撞击脊髓前方,并通过高速摄像机记录脊髓被撞击后的最大形变和达到最大形变的时间;若数据与以往的实验研究结果一致,则证明模型有效^[3,11]。需要注意的是,上述实验对象为牛脊髓,而牛的平均脑脊液厚度约为人类的50%,若构建的模型为人类脊髓时,在验证过程中,需将脑脊液厚度减少50%^[11]。

鉴于脊髓结构的复杂性,其各组分的机械属性尚未被完全了解,使得研究者们不得不简化模型。表1归纳了3种不同的建模方式。

2 脊髓有限元建模各组分的材料属性

建模时,除了形态学上的考虑外,脊髓的应力和应变分布还取决于组织的材料特性^[13-14]。由于目前脊髓的机械属性数据多来自于牛、猪、兔等动物实验,且体外神经组织实验具有时间限制,测量结果可能与人体有所偏差。

表1 脊髓有限元建模的材料属性

Tab. 1 Material properties for finite element modeling of spinal cord

组分	文献[6]		文献[12]		文献[5]	
	材料性质	材料参数	材料性质	材料参数	材料性质	材料参数
硬脊膜	—	—	—	—	线性弹性	$E=80 \text{ MPa } \nu=0.49$
硬膜外神经根	—	—	线性弹性	$E=80 \text{ MPa } \nu=0.49$	线性弹性	$E=1.3 \text{ MPa } \nu=0.49$
硬膜内神经根	—	—	—	—	非线性弹塑性	应力-应变曲线
齿状韧带	—	—	线性弹性	$E=5.8 \text{ MPa } \nu=0.3$	非线性弹塑性	应力-应变曲线
软脊膜	线性弹性	$E=2.3 \text{ MPa } \nu=0.3$	—	—	线性弹性	$E=39.3 \text{ MPa } \nu=0.3$
脑脊液	—	—	牛顿流体	$\eta=1 \text{ mPa}\cdot\text{s}$	牛顿流体	$\eta=0.8 \text{ mPa}\cdot\text{s}$
白质	—	—	超弹性	$\mu=4.0 \text{ kPa}; \alpha=12.5$	—	—
灰质	—	—	超弹性	$\mu=4.1 \text{ kPa}; \alpha=14.7$	—	—

注: E 弹性模量; ν 泊松比; η 黏滯度; μ 剪切模量; α 应变硬化指数。

2.1 白质与灰质

脊髓组织具有非线性超弹性^[15]。但是对于灰质和白质的机械特性,目前尚未统一。Ichihara等^[15-16]在牛脊髓上实施拉伸试验,发现灰质较白质硬度更大且更脆。而Ozawa等^[17]则认为,脊髓灰质和白质的割线模量无显著差异。但是Ozawa等^[17]采用的是移液管抽吸法,与Ichihara等^[15-16]实验相比,脊髓应变水平非常低。实际上,Ichihara等^[15-16]对应力-应变曲线的初始非线性区域(应变0%~5%)进行分析后发现,灰质和白质之间的割线模量没有显著差异。Sparrey等^[13]研究发现,全脊髓力学行为受白质模量参数的影响最大。因此,在利用有限元分析法研究脊髓疾病时,需详细了解灰质和白质的物理特性才能准确预测脊髓损伤时的特点。Jannesar等^[18]在探究脊髓白质的压缩力学特征时,为了更贴近人类的中枢神经系统组织,选用猕猴作为实验对象,发现非人类灵长类动物的脊髓白质对载荷速率高度敏感;并且,非人类灵长类动物的脊髓白质在受压时表现出和猪脊髓白质相似的力学特征。目前,多数文献将灰质和白质看作非线性超弹性材料^[2-3,5-7,12]。

2.2 脊髓被膜

硬脊膜在建模时一般设为线性弹性模量。不同于硬脊膜,很少有研究会关注软脊膜和蛛网膜在脊髓生物力学中的作用。Ozawa等^[19]研究发现,软脊膜不但增加了脊髓的硬度,还增强了脊髓解压后的复形能力。目前很多文献将软脊膜定义为线性弹性模量,但是Ramo等^[20]研究表明,软脊膜和蛛网膜具有黏弹性。

2.3 齿状韧带

尽管齿状韧带的尺寸较小,但其位于脊髓两侧,对脊髓在椎管内的运动有实质性影响,可能在脊髓损伤的应力分布中起重要作用^[21-22]。Polak等^[21]研究发现,猪的齿状韧带在不同颈椎节段,机械属性存在差异。此外,Polak-Krašna等^[22]还创建了齿状韧带的微观胶原束有限元模型,该模型在弹性范围内能够有效预测齿状韧带的生物力学行为,故仅能用于模拟生理状况。目前文献中的齿状韧带多被定义为非线性弹性模量。需要注意的是,在Khuyagbaatar等^[12]构建的脊髓模型中,齿状韧带的数据来源于狗的脊髓。

2.4 脑脊液

实验显示,人类颈椎的脑脊液层的厚度为1.5~4.0 mm,文献中多将脑脊液厚度设为2.5 mm。建模时设为欧拉单元,由欧拉体积分数定义。其材料性质为牛顿流体,黏滯度为1 mPa·s。利用ABAQUS/Explicit软件,通过欧拉-拉格朗日分析对流体材料和固体之间的相互作用进行耦合^[2]。

3 脊髓损伤的病理机制

脊髓损伤可分为急性脊髓损伤和慢性脊髓损伤。急性脊髓损伤多见于脊髓挫伤、牵拉伤和颈椎脱位等,而慢性脊髓损伤多由脊椎退行性变压迫脊髓所致。

后纵韧带骨化(ossification of the posterior longitudinal ligament, OPLL)和黄韧带骨化(ossification of the ligamentum flavum, OLF)可致椎管狭窄和脊髓压迫,是脊髓损伤的病因之一。正常情况下,颈椎活动时,应力和应变主要集中在脊髓

的上行束,当脊髓存在前后压迫时,在下行束会出现异常的应力和应变水平,并可能损害运动功能^[11]。Yang 等^[23]利用有限元模型对脊髓型颈椎病患者病变节段与健康个体相应节段进行比较,发现脊髓在屈、伸、侧屈和旋转时,应力均明显升高。Kim 等^[10]研究发现,当后纵韧带骨化导致脊髓前后径压缩 60% 或黄韧带骨化使脊髓前后径受压达到 4 mm 时,脊髓横截面积即减少 30% ~ 40%,且脊髓内部最大 von Mises 应力显著增加,当脊髓压缩超过上述阈值时可能会引起神经系统症状。Khuyagbaatar 等^[24]进一步分析了不同类型后纵韧带骨化对颈髓的影响,发现在冠状位上,中央平台型 OPLL 引起的脊髓内部应力高于侧突型 OPLL;而在矢状位上,累及的节段越多,脊髓内部应力的峰值越大,且应力主要集中在脊髓背侧。

Liang 等^[25]为探究颈部挥鞭性损伤时神经反射控制对脊髓生物力学的影响,将神经肌肉模型与头颈有限元模型进行耦合。结果表明,在损伤过程中,由于神经反射刺激肌肉活动,脊髓应变集中的平面降低,且灰质和白质的应变峰值均有所下降,为颈部的冲击载荷提供了保护。此外,在颈部发生屈曲-牵拉性损伤后,椎间盘及其后方韧带损伤将导致颈椎稳定性下降,创伤后活动会加剧脊髓损伤。Beausejour 等^[26]研究发现,关节囊韧带和椎间盘能有效限制脊髓,在治疗过程中,应仔细检查其状态,以评估脊髓损伤的严重程度。

骨碎片冲击是脊髓挫伤的一大病因。Khuyagbaatar 等^[3]证实了脊髓受压程度随着爆裂骨折块冲击速度的增加而增加,并发现当爆裂骨折块撞击速度超过 4.5 m/s 时脊髓内部应力开始明显升高,且脊髓压缩量超过 30%。段硕等^[27]细化了脊髓模型和机械属性后发现,骨折块速度大于 3.5 m/s 时脊髓内部应力即显著升高。此外,Diotallevi 等^[28]还发现,当骨碎片发生旋转时,脊髓表面的压力增大,但 von Mises 应变下降。

Zhu 等^[7]对脊髓挫伤时载荷的方向进行研究,发现当载荷来自脊髓前方时,随压缩比例增大,灰质内最大 von Mises 应力由中央管周围转至脊髓前角,而在白质区应力主要集中于脊髓前索靠近前正中裂的位置;当载荷来自脊髓后方时,随压缩比例增大,灰质内应力由中央管区向两侧传播,白质内

最大应力从中央管逐渐移动至前正中裂附近。并且,来自脊髓前方的载荷使脊髓产生的应力更高,表明来自脊髓前方的病理变化可能有更大的风险,推测是前正中裂不规则的几何形态所导致。

此外,脊柱曲度对脊髓损伤也有显著影响。Yu 等^[6]研究表明,从应力分布的角度来说,颈椎前凸相对于病理曲度,在一定程度上有保护作用。当载荷来自于脊髓前方时,颈椎后凸的模型中高应力作用的范围更大;当载荷来自于脊髓后方时,颈椎曲度变直则导致高应力分布的范围更广,且应力主要集中在中央管周围,因此脊髓中央管周围综合征发生的可能性较高。Wang 等^[29]模拟了脊髓受压下的过伸损伤,结果显示颈髓后伸时最大 von Mises 应力远高于中立位。Khuyagbaatar 等^[12]研究发现,当后纵韧带骨化压缩率达到 60% 时,患者颈屈时颈髓内部应力高于中立和颈伸位,即使行椎板切除术后,脊髓在颈屈时仍受到一定程度的压迫。横断面观察可见最大应力分布于脊柱两侧与齿状韧带相连处,这可能是由于颈屈,后凸的硬膜和脊髓产生了向前的拉伸张力,齿状韧带牵拉使其靠近椎管前壁,加重脊髓压迫。因此,椎骨后壁的骨赘和椎间盘突出在颈屈时更易影响脊髓^[5]。Henderson 等^[30]认为,当颈椎过度后伸或屈曲时,在颈髓的凸侧会产生一种张力,在相同程度的挤压下,均会加剧损伤。因此,颈椎病患者应避免频繁的颈椎过屈和过伸运动。但是,与后伸相比,颈椎在轻度屈曲时脊髓可保持较低的应力和应变水平,这可以部分解释为什么颈椎病患者更喜欢维持颈部轻度屈曲姿态而非后伸^[11]。

4 脊髓有限元在治疗方面的应用

有关脊柱手术的临床报道多为回顾性研究,并且受诸多因素影响,利用有限元分析手术治疗则更容易控制变量。

后纵韧带骨化患者通常需要外科手术解压。Khuyagbaatar 等^[2]探讨了连续型 C4 ~ 6 颈椎后纵韧带骨化在不同的解压程度下脊髓应力、应变和后移等方面的变化,发现椎板切除术和椎板成形术在减压方面效果非常相似,且优于半椎板切除术。随着后路减压范围的增加,脊髓内部应力和应变减少,但脊髓后移也随之增加,引起 C5 瘫痪等术后并发

症。此外,Sim 等^[31]研究发现,对局灶性 OPLL 实施椎板切除术后,脊髓仍有残余应力存在。当脊柱处于中立位时,减压效果良好,但在屈伸过程中脊髓应力随之增大。因此,单纯后路减压可能预后较差,还需尽早解除脊髓前方压迫。

另有研究发现,椎板切除术后集中在神经根上的高应力可能是 C5 麻痹的主要原因^[32];而 OPLL 重度占位合并颈椎后凸将导致术后神经根上的应力升高,这可能是产生术后并发症的危险因素。Khuyagbaatar 等^[9]比较单开门和双开门椎板成形术对脊髓和神经根的影响,发现单开门相较双开门,术后脊髓的应力、后移以及神经根位移均相似或者更大,但与术式相比,OPLL 类型对神经根应力的影响更大。侧突型 OPLL 将导致双侧神经根应力分布不均。因此,侧突型 OPLL 患者在行术前计划时应更为慎重,尤其是行单开门手术。

Stoner 等^[33]模拟了常见的前后路减压手术对脊髓的影响,发现手术治疗脊髓型颈椎病可导致邻近脊髓节段的应力和应变增加,尤其是在颈前路椎间盘切除减压融合术(anterior cervical discectomy and fusion, ACDF)后。针对这一现象,Ke 等^[34]探讨了不同手术入路治疗 ACDF 后邻近节段疾病(adjacent segment disease, ASD)的生物力学效果。结果显示,ACDF 翻修术和椎板成形术均可缓解 ASD 引起的脊髓内高应力,其中,ACDF 翻修术的减压效果更好,但同时也增加了相邻节段的关节活动度和椎间盘内压力,这可能是 ACDF 翻修术后 ASD 复发率高的原因。

5 有限元模型的局限性

5.1 病理因素简化

部分文献将挫伤载荷简化为刚性圆柱体或恒定的几何形状,而临床中患者的骨碎片、韧带骨化以及椎间盘突出等物理压迫形态各异。

5.2 模型结构简化

为了简化计算,多数学者未将脑脊液,神经根等结构包括在内。当骨折块撞击脊髓时,脑脊液可以提供一定的缓冲效果,这取决于所施加的载荷速率,而脑脊液压力对脊髓损伤也有一定影响。神经根还能够固定脊髓。此外,建模时未考虑肌肉和胶原纤维对脊髓的影响,这可能会影响颈椎的稳定

性,硬膜外脂肪还能够对载荷起到缓冲作用^[8]。颈膨大的存在进一步减少了椎管空间,而多数简化的几何建模未将其包括在内。未来在构建脊髓模型时应将更多的解剖结构包括在内,以提高其在复杂载荷条件下模拟脊髓应力的有效性。

5.3 脊髓材料特性的局限

由于缺乏对人类脊髓特性的实验研究,在对人类脊髓建模时,多数研究利用了牛脊髓的材料特性,因为牛和人的脊髓具有类似的损伤变化,并且在验证模型有效性时使用的也是动物实验数据,这可能会导致模型偏离真实的人体。此外,部分结构建模时的材料属性也有所简化。

6 总结及展望

有限元法在脊髓损伤的机制探索、临床治疗等方面均发挥了重要作用。但是,目前的有限元研究多着眼于脊髓压迫性损伤,对于脊髓空洞症等髓内退行性变时脊髓的生物力学行为研究甚少,这将是未来脊髓有限元研究需要攻克的一大重点。

此外,大多数脊髓有限元模型的构建源于个体的磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)影像资料,虽然变量控制更为精准,但同时普遍性也有所下降。并且因为脊髓结构的复杂性以及年龄、疾病等因素的影响,模型中各组织的材料特性与真实人体可能有所偏差,在一定程度上也影响了实验结果的准确性。但是简化的模型仍可以客观地反映脊髓的生物力学,对脊髓损伤机制探讨以及对不同手术方法的评价具有一定的临床指导价值。

随着有限元分析的发展以及医学影像的进步,目前脊髓的有限元建模已逐步精细化,如何使有限元建模更具人群代表性,并且体现脊髓在不同疾病及人群中的生物力学变化是未来亟需解决的问题。

参考文献:

- [1] BAIN AC, MEANEY DF. Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 615-622.
- [2] KHUYAGBAATAR B, KIM K, PARK WM, et al. Effect of posterior decompression extent on biomechanical parameters of the spinal cord in cervical ossification of the posterior longitudinal ligament [J]. Proc Inst Mech Eng H,

- 2016, 230(6): 545-552.
- [3] KHUYAGBAATAR B, KIM K, KIM YH. Effect of bone fragment impact velocity on biomechanical parameters related to spinal cord injury: A finite element study [J]. J Biomech, 2014, 47(11): 2820-2825.
- [4] LIANG D, TU GJ, HAN YX, *et al.* Accurate simulation of the herniated cervical intervertebral disc using controllable expansion: A finite element study [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2021, 24(8): 897-904.
- [5] 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): 737-748.
- [6] YU QQ, LIU SQ, WANG JJ, *et al.* Effects of a contusion load on spinal cord with different curvatures [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2021, 24(12): 1302-1309.
- [7] ZHU R, CHEN YH, YU QQ, *et al.* Effects of contusion load on cervical spinal cord: A finite element study [J]. Math Biosci Eng, 2020, 17(3): 2272-2283.
- [8] ARHIPTSOV K, MAROM G. Numerical models of spinal cord trauma: The effect of cerebrospinal fluid pressure and epidural fat on the results [J]. J Neurotrauma, 2021, 38(15): 2176-2185.
- [9] 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): 1006-1012.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] KHUYAGBAATAR B, KIM K, PARK WM, *et al.* Increased stress and strain on the spinal cord due to ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine under flexion after laminectomy [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2017, 231(9): 898-906.
- [13] SPARREY CJ, MANLEY GT, KEAVENY TM. Effects of white, grey, and pia mater properties on tissue level stresses and strains in the compressed spinal cord [J]. J Neurotrauma, 2009, 26(4): 585-595.
- [14] FOURNELY M, PETIT Y, WAGNAC E, *et al.* Effect of experimental, morphological and mechanical factors on the murine spinal cord subjected to transverse contusion: A finite element study [J]. PLoS One, 2020, 15(5): e0232975.
- [15] ICHIHARA K, TAGUCHI T, SHIMADA Y, *et al.* Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter [J]. J Neurotrauma, 2001, 18(3): 361-367.
- [16] ICHIHARA K, TAGUCHI T, SAKURAMOTO I, *et al.* Mechanism of the spinal cord injury and the cervical spondylotic myelopathy: New approach based on the mechanical features of the spinal cord white and gray matter [J]. J Neurosurg, 2003, 99(3 Suppl): 278-285.
- [17] OZAWA H, MATSUMOTO T, OHASHI T, *et al.* Comparison of spinal cord gray matter and white matter softness: Measurement by pipette aspiration method [J]. J Neurosurg, 2001, 95(2 Suppl): 221-224.
- [18] JANNESAR S, ALLEN M, MILLS S, *et al.* Compressive mechanical characterization of non-human primate spinal cord white matter [J]. Acta Biomater, 2018, 74: 260-269.
- [19] OZAWA H, MATSUMOTO T, OHASHI T, *et al.* Mechanical properties and function of the spinal pia mater [J]. J Neurosurg, 2004, 1(1): 122-127.
- [20] RAMO NL, TROYER KL, PUTTLITZ CM. Viscoelasticity of spinal cord and meningeal tissues [J]. Acta Biomater, 2018, 75: 253-262.
- [21] POLAK K, CZYZ M, SCIGALA K, *et al.* Biomechanical characteristics of the porcine denticulate ligament in different vertebral levels of the cervical spine—Preliminary results of an experimental study [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 34: 165-170.
- [22] POLAK-KRASNA K, ROBAK-NAWROCKA S, SZOTEK S, *et al.* The denticulate ligament-Tensile characterisation and finite element micro-scale model of the structure stabilising spinal cord [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2019, 91: 10-17.
- [23] YANG S, QU L, YUAN L, *et al.* Finite element analysis of spinal cord stress in a single segment cervical spondylotic myelopathy [J]. Front Surg, 2022, 9: 849096.
- [24] KHUYAGBAATAR B, KIM K, PARK WM, *et al.* Influence of sagittal and axial types of ossification of posterior longitudinal ligament on mechanical stress in cervical spinal cord: A finite element analysis [J]. Clin Biomech, 2015, 30(10): 1133-1139.
- [25] LIANG Z, MO F, ZHENG Z, *et al.* Quantitative cervical spine injury responses in whiplash loading with a numerical method of natural neural reflex consideration [J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 219: 106761.

- [26] BEAUSEJOUR MH, WAGNAC E, ARNOUX PJ, *et al.* Numerical investigation of spinal cord injury after flexion-distraction injuries at the cervical spine [J]. *J Biomech Eng*, 2022, 144(1): 011011.
- [27] 段硕, 朱震奇, 王凯丰, 等. 颈椎爆裂骨折骨碎片撞击速度对脊髓损伤的有限元生物力学 [J]. *中华医学杂志*, 2018, 98(11): 837-841.
- [28] DIOTALEVI L, BAILLY N, WAGNAC E, *et al.* Dynamics of spinal cord compression with different patterns of thoracolumbar burst fractures: Numerical simulations using finite element modelling [J]. *Clin Biomech*, 2020, 72: 186-194.
- [29] WANG JJ, XU ML, ZENG HZ, *et al.* The biomechanical effect of preexisting different types of disc herniation in cervical hyperextension injury [J]. *J Orthop Surg Res*, 2021, 16(1): 527-535.
- [30] HENDERSON FC, GEDDES JF, VACCARO AR, *et al.* Stretch-associated injury in cervical spondylotic myelopathy: New concept and review [J]. *Neurosurgery*, 2005, 56(5): 1101-1113.
- [31] SIM O, RYU D, LEE J, *et al.* Stress Distribution on spinal cord according to type of laminectomy for large focal cervical ossification of posterior longitudinal ligament based on finite element method [J]. *Bioengineering*, 2022, 9(10): 519-535.
- [32] KHUYAGBAATAR B, KIM K, PARK WM, *et al.* Biomechanical investigation of post-operative C5 palsy due to ossification of the posterior longitudinal ligament in different types of cervical spinal alignment [J]. *J Biomech*, 2017, 57: 54-61.
- [33] STONER KE, ABODE-IYAMAH KO, FREDERICKS DC, *et al.* A comprehensive finite element model of surgical treatment for cervical myelopathy [J]. *Clin Biomech*, 2020, 74: 79-86.
- [34] KE W, CHEN C, WANG B, *et al.* Biomechanical evaluation of different surgical approaches for the treatment of adjacent segment diseases after primary anterior cervical discectomy and fusion: A finite element analysis [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 718996.

(上接第 796 页)

- [20] STINS JF, ROERDINK M, BEEK PJ. To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control [J]. *Hum Mov Sci*, 2011, 30(2): 190-202.
- [21] BROWN LA, POLYCH MA, DOAN JB. The effect of anxiety on the regulation of upright standing among younger and older adults [J]. *Gait Posture*, 2006, 24(4): 397-405.
- [22] RANKIN JK, WOOLLACOTT MH, SHUMWAY-COOK A, *et al.* Cognitive influence on postural stability: A neuromuscular analysis in young and older adults [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2000, 55(3): M112-M119.
- [23] PASHLER H. Dual-task interference in simple tasks: Data and theory [J]. *Psychol Bull*, 1994, 116(2): 220-244.
- [24] SOHN YH, KANG SY, HALLETT M. Corticospinal disinhibition during dual action [J]. *Exp Brain Res*, 2005, 162(1): 95-99.
- [25] SOHN YH, JUNG HY, KAELIN-LANG A, *et al.* Excitability of the ipsilateral motor cortex during phasic voluntary hand movement [J]. *Exp Brain Res*, 2003, 148(2): 176-185.
- [26] DEN OTTER AR, GEURTS AC, MULDER T, *et al.* Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds [J]. *Gait Posture*, 2004, 19(3): 270-278.