

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2023.02.009

三维有限元法分析前纵韧带对腰椎生物力学的影响

李银倩¹, 吕杰², 王多多¹, 郭潘靖¹, 曹金凤³, 周楠⁴, 吕强⁴

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院康复学院, 上海 201318;
3. 上海大学期刊社, 上海 200444; 4. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院, 上海 200437)

【摘要】 该文基于人体 DICOM 图像建立了更符合人体解剖结构的 L4/5 节段腰椎三维有限元模型, 模拟腰椎前屈、后伸、侧弯及扭转 4 种运动状态下的生物力学响应。前纵韧带 (ALL) 受损后腰椎的关节活动度 (ROM) 增大, 后伸时增大最显著。ALL 受损后应力减小且分布发生改变, 后伸时应力最大位置由韧带上部转移至韧带下部, 侧弯时应力作用范围明显缩小。ALL 受损后应变分布发生不同程度的改变, 产生明显的纵向形变。除扭转外, 其他运动状态下 ALL 应变增大, 后伸和侧弯应变增加量最大。ALL 主要限制后伸运动, ALL 受损后腰椎稳定性下降。ALL 受损后进行后伸和侧弯运动时可能会加重已有的损伤, 因此 ALL 受损患者应尽量减少过度后伸和侧弯运动。该文的仿真实验可对韧带损伤疾病的诊断治疗提供支持和参考。

【关键词】 腰椎; 生物力学; 有限元分析; 腰椎稳定性

【中图分类号】 R318.01

【文献标志码】 A

文章编号: 1674-1242 (2023) 02-0176-08

Three-dimensional Finite Element Analysis of Biomechanical Effect of Anterior Longitudinal Ligament on Lumbar Spine

LI Yinqian¹, LYU Jie², WANG Duoduo¹, GUO Panjing¹, CAO Jinfeng³, ZHOU Nan⁴, LYU Qiang⁴

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. College of Rehabilitation Sciences, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China;
3. Periodicals Agency of Shanghai University, Shanghai 200444, China; 4. Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China)

【Abstract】 Based on DICOM images of the human body, an L4/5 segment three-dimensional finite element model that more closely conforms to the anatomical structure of the human body was established to simulate the biomechanical responses of the lumbar spine under four motion states: flexion, extension, lateral bending, and torsion. After ALL injury, the ROM of the lumbar spine increases, with the most significant increase during extension. After ALL damage, the stress decreases and the distribution changes. During extension, the maximum stress position shifts from the upper part of the ligament to the lower part of the ligament, and the stress action range significantly decreases during lateral bending. After ALL damage, the strain distribution changes to varying degrees, resulting in significant longitudinal deformation. In other motion states except torsion, the ALL strain increases, with

收稿日期: 2022-06-21。

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (No. 82074571), 海派中医流派传承创新团队建设项目 (No. 2021LPTD-007), 上海市高水平地方高校建设培育项目 (2021)。

作者简介: 李银倩 (1998—), 女, 山东省淄博市人, 硕士研究生, 从事生物力学研究工作。

通信作者: 吕杰 (1986—), 男, 副教授, 硕士生导师, E-mail: lvj@sumhs.edu.cn。

the largest increase in extension and lateral bending strains. ALL mainly restricts backward extension movement, and lumbar stability decreases after ALL injury. Patients with impaired ALL should minimize excessive extension and lateral bending movements, which may aggravate existing injuries during extension and lateral bending movements. This simulation experiment provides support and reference for the diagnosis and treatment of ligament injury diseases.

【Key words】 Lumbar Spine; Biomechanics; Finite Element Analysis; Lumbar Stability

0 引言

腰椎是由各种主动结构和被动结构组成的复杂结构, 允许直立姿势和复杂运动, 在日常活动中承受载荷。当主动神经肌肉成分控制运动时, 腰椎的被动结构提供稳定性、限制和运动范围, 并保护椎管内的神经结构。前纵韧带 (Anterior Longitudinal Ligament, ALL) 是保持腰椎稳定的内源性因素之一, 对腰椎节段的伸展运动有明显限制, 其损伤常出现在胸腰椎骨折、过度伸展性损伤、前路腰椎椎间盘摘除等手术中, ALL 损伤影响腰椎稳定性^[1,2]。

有限元方法可以基于实际人体 CT 的影像数据建模, 最大限度地保证了模型的准确性和真实性^[3]。另外, 可以改变各种参数, 系统地了解各结构和条件对脊柱生物力学响应的作用。因此, 腰椎有限元模型已成为预测腰椎正常力学和病理力学的标准工具。它提供了在不同临床条件下重复检测同一脊柱节段的机会, 消除了临床检查和尸检中发现的高度受试者特异性变异^[4,5]。

因机械应力、年龄增长、交通事故等造成的韧带损伤问题正在增加。但关于韧带损伤后对腰椎稳定性的影响的报道甚少。许多报道集中在椎间盘结构上。由于腰椎疾病多发于 L4/5 节段, 因此本文根据 CT 数据建立了更符合真实人体韧带形态的 L4/5 节段腰椎三维有限元模型。通过有限元法对模型进行生物力学分析, 提取关节活动度 (Range of Motion, ROM) 及应力等指标, 分析 ALL 对腰椎稳定性的影响。本研究具有明确的临床意义, 因事故、机械疲劳、年龄增长和坐错等原因造成韧带损伤的案例并不少见, 但针对该问题的康复手段的研究不足。分析 ALL 对腰椎运动的作用, 可以为相关疾病的防治和临床手术设计提供生物力学参考。

1 材料与方法

1.1 研究对象

以 1 名合格健康志愿者 L4/5 节段腰椎为研究对

象, 对该志愿者进行影像检查以排除脊椎病变及损伤。为了确保模型的完整性, 志愿者进行了包括 L3 下部和 S1 上部的 CT 横截面扫描 (64 列, 层厚 1mm, 西门子公司), 取得了 DICOM 格式的图像。

1.2 步骤及方法

本实验采用台式机辅助建模平台 [计算机配置: 处理器为英特尔 (R) 酷睿 (TM) i7-10700FCPU@2.90 GHz 2.90 GHz、RAM 48.0G; Windows 10]; 利用 Mimics 20.0 建模软件进行原始模型骨架提取和三维转换; 利用 3-matic 20.0 建模软件构建部分附属解剖结构、网格生成及模型平滑优化; 利用 HyperMesh 14.0 软件进行零件结构的组装、网格生成、韧带结构的构筑; 利用 ANSYS Workbench 2020 软件追加材料属性、边界条件、接触设定、坐标及载荷设定及求解分析。

将获取的 DICOM 格式图像数据导入 Mimics 建模软件进行图像预处理, 提取 L4/5 节段骨骼区域, 去除邻近骨组织, 三维重建 L4/5 节段椎骨模型。椎间盘接近周围软组织的灰度值, 因此必须采用自建模型的方法, 用区分灰度阈值的方法建立相关几何模型是不合适的。通过 3-matic 建模软件对椎间盘进行建模, 区分骨松质和骨皮质, 划分骨质四面体网格。将 IGS 格式的文件导入 Hypermesh 软件, 区分纤维环和髓核, 建立韧带, 进行网格分割。最后, 将模型的 CDB 格式的文件导入 ANSYS Workbench 2020 中, 进行材料添加、接触设置、边界属性加载等, 进行计算和结果显示。

1.3 模型建立

将 DICOM 格式的 CT 数据导入 Mimics 建模软件, 并进行分割和重建。由于人体组织密度不同, CT 图像对应的灰度值也不同, 需要根据骨组织与软组织灰度值的差异提取椎骨。利用阈值功能选择合适的阈值提取骨组织, Mimics 建模软件有默认人体骨骼阈值, 可直接选择。然后生成遮罩, 实现图像的初始分割。由于初步的阈值分割不可避免地会产生噪声, 要得到比较准确的腰椎模型, 需要根据实际情况和腰椎解剖结

构进行遮罩编辑。主要工具包括遮罩分割、遮罩编辑（包括添加、移除和局部阈值）、区域生长、形态学操作、布尔运算和孔填充。使用蒙版分割功能在 3 个视图的相应位置分割遮罩，分离并高亮显示目标对象感兴趣的部分。使用蒙版编辑功能去除非靶组织，描绘靶区，最终得到与其他骨组织分离的 L4 和 L5 节段椎骨掩模。利用区域生长和形态学操作计算生成圆锥三维模型，对三维模型进行噪声检验、编辑和修正。最终得到包含 L4 和 L5 节段的三维几何信息的模型。

在 Mimics 建模软件中构建的模型还存在表面粗糙、锋利等缺陷。使用 Mimics 建模软件将模型直接跳转到子软件 3-matic，进行曲面优化、网格分割和椎间盘绘制。围绕填充孔、去除噪波、平滑和去除不规则部分修复模型，以创建平滑几何模型。运用裁剪、放样、素描、布尔运算功能建立腰椎椎间盘三维几何模型。通过抽壳和法线面设置进行骨皮质和骨松质的划分，骨皮质 1mm。首先对椎骨进行三角形面网格分割，利用分析功能检查网格质量，利用非流行组装功能生成皮质骨和松质骨的四面体单体网格。

将模型以 IGS 格式导入 Hypermesh 软件以构建椎间盘内部结构并构建韧带。要创建网格，必须首先分割面网格，然后在此基础上分割体网格。因此，分割面网格以确定体网格分割的形状和数量。利用二维模块的功能在椎间盘上表面画髓核。为了使网格分割更准确，增加辅助线将上表面分割成 4 个区域。分割矩形二维网格，网格呈环状，符合椎间盘形态及解剖特征，调整网格参数。通过三维模块功能构建六面体网格。利用一维模块杆单元功能绘制纤维环纤维（仅限拉伸应力）。根据人体韧带解剖位置，利用面编辑功能划分韧带面，利用二维、三维功能构建六面体韧带。

单元格分割类型直接影响计算精度，良好的网格设置可以收敛计算，获得更精确的计算结果。在相同的情况下，六面体网格密度小于四面体网格密度，易于收敛^[6]。因此，在本文的有限元模型中，特别关注的韧带和椎间盘采用了六面体单元，其他结构采用了四面体单元。纤维环占椎间盘体积的 54%，其六面体单位呈环状。本文构建了更符合生物解剖形态的韧带，根据文献^[7,8]构建厚度 1mm 的前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突韧带和关节囊韧带。完整模型如图 1 所示。

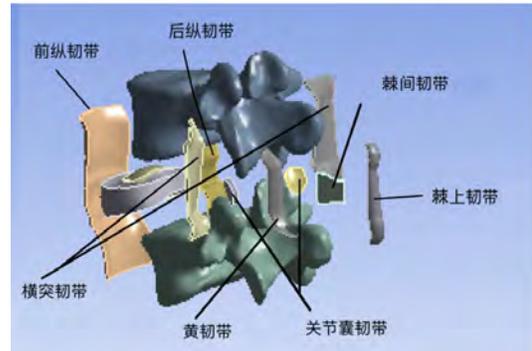


图 1 L4/5 节段腰椎三维有限元模型

Fig. 1 L4/5 segment three-dimensional finite element model

将 CDB 格式的文件导入大型有限元分析软件 ANSYS Workbench 2020 中，以设置模型装配和材料分配特性。所有材料都简化为各向同性材料，用弹性模量和泊松比两个参数来描述。各部分的单元数量和材料参数由以往文献得到^[9,10]，如表 1 所示。张文和 Rastegar 的研究表明，该材料参数下的模型能很好地模拟实际人体腰椎。材料参数的选择、材料特性的设定及参数大小的拟订都是为了更好地反映真实的人体特性，使模拟结果更准确，更具有临床意义。如果未正确选择接触设置，则结果可能错误。关节囊韧带和 L4 关节突为非分离接触，即接触面或接触线之间不允许法线方向的相对分离，但允许发生少量切线方向的无摩擦滑动，根据实际人体接触情况而定。椎骨与椎间盘、L5 与关节囊韧带及椎骨与其他韧带为结合接触，接触面或接触边之间不存在切线方向的相对滑动或法线方向的相对分离，适用于所有接触区域（实体接触、面接触、线接触）。

表 1 有限元模型的单元数量及材料参数

Tab. 1 Element number and material parameters of finite element model

	单元数量/个	弹性模量/(E/MPa)	泊松比
皮质骨	51590	12 000	0.3
松质骨	281109	100	0.25
纤维环	3008	4.2	0.45
髓核	1648	1	0.495
前纵韧带	220	11.4	0.4
后纵韧带	203	9.12	0.4
黄韧带	182	5.7	0.4
关节囊韧带	300	22.8	0.4
棘上韧带	145	8.55	0.4
棘间韧带	108	4.56	0.4
横突韧带	333	11.4	0.4

1.4 边界与负载条件

约束 L5 椎骨下表面的所有自由度, 在 L4 椎骨上表面分别施加 500N、1000N、1500N 和 2000N 的轴向载荷, 载荷均匀分布, 垂直向下, 记录模型轴向位移。加入与特定节点相对应的力矩, 模拟腰椎前屈、后伸、侧弯和扭转 4 种运动状态。健康腰椎模型加 10N·m 力矩, 确保与参考文献中的载荷条件一致, 验证腰椎模型的有效性。使用 10N·m 力矩及模型尺寸参数计算节点力, 得到的前屈和后伸的节点力为 106N, 侧弯和扭转的节点力为 129N。对载荷作用下模型的前屈、后伸、侧弯、扭转 4 种运动状态进行分析, 并将结果与体外实验数据进行比较。

本文将 ROM 和轴向位移作为比较参数。轴向位移直接由 ANSYS Workbench 2020 观察。ROM 数值根据运动前后空间内节点坐标信息得到斜率 k , 由逆三减法函数式得到角度 θ , ROM 是运动前的角度和运动后的角度差。为确保腰椎活动在正常范围内, 对韧带受损的腰椎模型施加 5N·m 力矩, 模拟腰椎的各运动状态, 载荷通过模型尺寸和力矩尺寸计算得到。在此, 施加前屈及后伸 53N 载荷、扭转及侧弯 64.5N 载荷, 测定 ROM。将腰椎前屈、后伸、侧弯、扭转 4 种运动状态的角度分别模拟为 5° 、 2° 、 4° 、 1° , 测定 ALL 的应力应变。

2 结果

2.1 正常腰椎有限元模型验证

对 L4 椎骨的特定节点施加 10N·m 力矩, 模拟前屈、后伸、侧弯、扭转 4 种运动状态, 其中侧弯和扭转分为左右两侧, 数据取平均值。有限元分析的前屈、后伸、侧弯、扭转下的 ROM 数据分别为 6.08° 、 3.55° 、 4.19° 、 2.71° , 侧弯数据略小于文献, 其他数据在文献数据范围内^[11,12]。所建模型可用于生物力学研究。比较数据如图 2 所示。

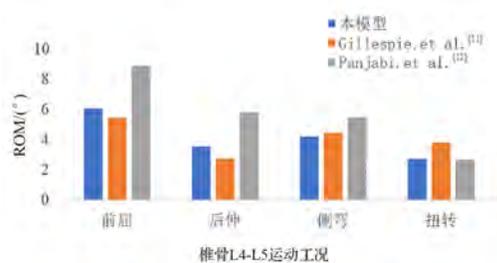


图 2 本有限元模型与相关文献 ROM 数据比较结果

Fig. 2 Comparison results between finite element model and relevant literature

在 L4 椎骨的上表面分别施加 500N、1000N、1500N、2000N 的均匀轴向载荷。本有限元模型中 L4 椎骨的轴向位移分别为 0.29mm、0.58mm、0.86mm、1.15mm。与经验证的腰椎模型相比^[13,14], 本有限元模型的数据均在合理范围内。比较数据如图 3 所示。

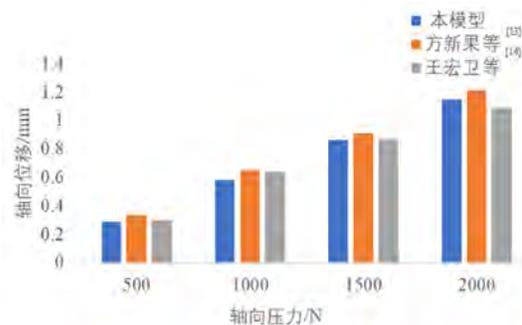


图 3 本有限元模型与其他有效模型轴向位移数据对比

Fig. 3 Comparison of axial displacement data between finite element model and other effective models

本文利用 ANSYS Workbench 2020 设定相应的边界条件和载荷来验证模型的有效性。对相应节点施加不同载荷生成前屈、后伸、侧弯、扭转 4 种运动状态, 载荷大小见相关文献。首先将体外与本有限元模型 ROM 数据进行比较以验证模型的有效性, 然后将已验证的其他有效模型与本有限元模型的轴向位移数据进行比较以验证模型的有效性。本有限元模型的实验结果均在有效范围内, 最终得到可投入实验的有效有限元模型, 模型仿真可得到可靠的结果数据。

2.2 ALL 受损前后 L4 椎骨活动度结果

以往的研究多用横韧带模拟韧带的损伤, 即韧带机械功能的完全丧失, 但实践中很少见到这种极端情况^[15]。现实中, 它往往介于韧带功能的健全性和功能的丧失之间。韧带损伤在力学行为方面表现为生物力学参数的变化, 牛陆等^[16]通过增大韧带弹性模量模拟韧带硬化, 蒋强等^[17]通过降低杨氏模量模拟各组织退化情况。本文通过降低杨氏模量模拟韧带损伤程度。

测定对象为 L4 椎骨, ALL 状况分别为健康和损伤的 50% (ALL 弹性模量为正常值的 50%), 运动状态为前屈、后伸、侧弯和扭转 4 种。ALL 损伤前后 ROM 数据对比如表 2 所示。结果发现, 在所有运动状态下, ALL 损伤后的腰椎 ROM 都比健康状态下的腰椎 ROM 大。其中腰椎后伸时 ROM 增大最明显, 增加量约为 9%。其他运动状态下腰椎 ROM 变化不超过 3%。

表 2 ALL 损伤前后在前屈、后伸、侧弯及扭转运动中的 ROM 比较

Tab. 2 Comparison of ROM in flexion, extension, lateral bending and torsion before and after ALL injury

	前屈	后伸	侧弯	扭转
健康/ (°)	3.67	1.15	2.23	1.16
损伤/ (°)	3.75	1.25	2.24	1.19
变化率/%	2.3	9	0.8	2.9

2.3 ALL 受损前后 ALL 生物力学参数结果

测定对象为 ALL，ALL 状况分别为健康和损伤的 50%（ALL 弹性模量为正常值的 50%），腰椎前屈、后伸、侧弯和扭转 4 种运动状态的角度分别为 5°、2°、

4° 和 1°。ALL 等效应力、应变分布图分别如图 4 和图 5 所示。两图中的 (a)、(b)、(c)、(d) 4 组分别为前屈、后伸、侧弯和扭转运动状态，各组左侧为健康 ALL，右侧为损伤 ALL。图 4 显示，ALL 损伤后，在 4 种运动状态下 ALL 应力减小。应力分布全部发生变化，后伸时应力最大位置由韧带上部向韧带下部转移，侧弯时应力作用范围明显缩小。图 5 显示，ALL 损伤后，4 种运动状态的应变分布发生了不同程度的变化，产生明显的纵向应变。在除扭转外的其他运动状态下，ALL 应变增大，后伸和侧弯应变的增加量最大，分别为 13% 和 23%。

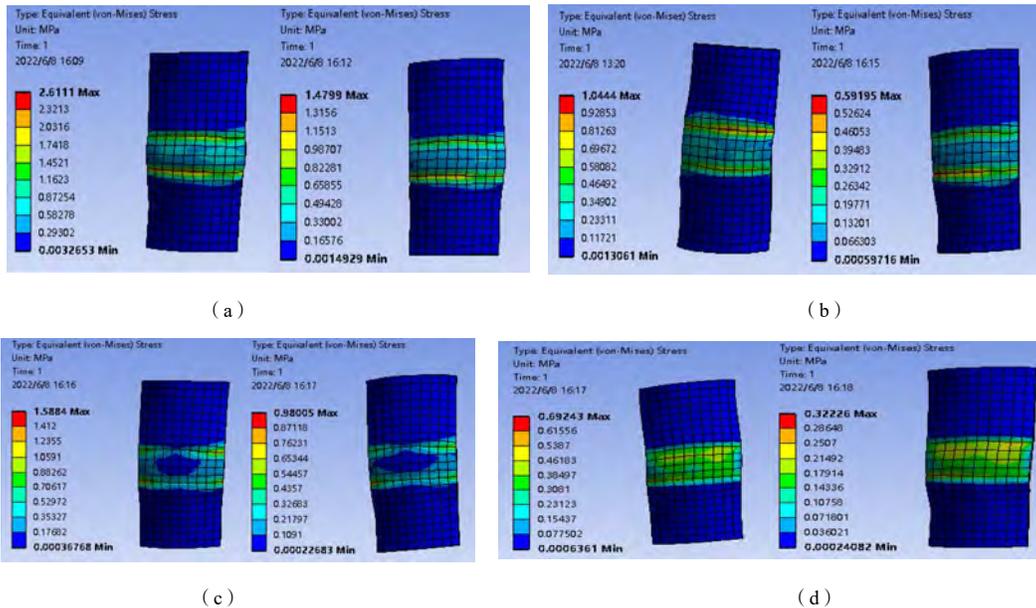


图 4 ALL 受损前后各运动状态下的应力分布（每组左侧为健康 ALL，右侧为受损 ALL）

Fig. 4 Stress nephogram of ALL under the conditions of anterior flexion, posterior extension, lateral bending and torsion before and after injury (healthy ALL on the left and damaged ALL on the right in each group)

- (a) 前屈时 ALL 应力分布；(b) 后伸时 ALL 应力分布；(c) 扭转时 ALL 应力分布；(d) 侧弯时 ALL 应力分布
- (a) ALL stress distribution in forward flexion; (b) ALL stress distribution in post-extension;
- (c) ALL stress distribution in side bending; (d) ALL stress distribution in torsion

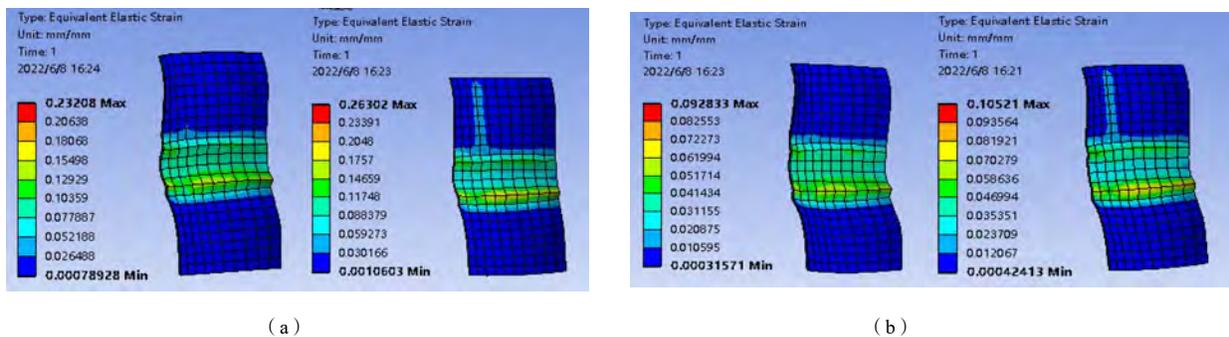


图 5 ALL 受损前后各运动状态下的应变分布（每组左侧为健康 ALL，右侧为受损 ALL）

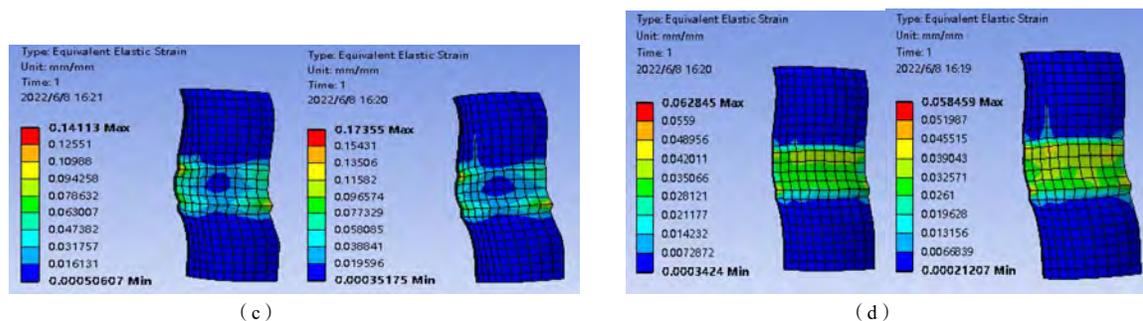


图 5 ALL 受损前后各运动状态下的应变分布 (每组左侧为健康 ALL, 右侧为受损 ALL) (续)

Fig. 5 Strain nephogram of ALL in the state of forward flexion, backward extension, lateral bending and torsion before and after injury (healthy ALL on the left and damaged ALL on the right in each group)

(a) 前屈时 ALL 应变分布; (b) 后伸时 ALL 应变分布; (c) 扭转时 ALL 应变分布; (d) 侧弯时 ALL 应变分布

(a) ALL strain distribution in forward flexion; (b) ALL strain distribution in post-extension;

(c) ALL strain distribution in side bending; (d) ALL strain distribution in torsion

3 讨论

在体外实验、尸体研究及模型研究中, 基于医学影像的有限元模型可以反映真实的人体状况, 模拟真实可靠, 并可以改变参数, 也可以根据同一模型重复实验。因此, 本文根据腰椎影像建立 L4/5 节段腰椎三维有限元模型, 模拟 ALL 损伤, 研究 ALL 对腰椎稳定性的影响。在几何信息的获取中, 利用 CT 扫描、图像处理、几何三维模型重建的方法, 充分保证了模型的几何精度。在椎骨晶格的分割中, 将六面体和四面体相结合, 在保证晶格质量的同时提高了运算精度和速度。在材料的选择上, 利用实验与文献相结合的方法选择最佳材料模型, 充分保证了模型材料的可靠性。在韧带的构筑上, 根据解剖形态构筑合适的韧带, 最大限度地还原了韧带的真实性。同时, 对模型进行了前屈、后伸、侧弯和扭转 4 种运动状态的实验验证, 验证结果表明所建立的腰椎模型具有较高的生物逼真度。在模型验证的基础上, 完成了分段 ROM 和 ALL 应力、应变的测量。

3.1 ALL 损伤的腰椎运动分析

研究表明, ALL 损伤会严重影响腰椎稳定性^[17,18]。本实验显示了 ALL 在腰椎运动中的重要性。当 ALL 受损时, 各运动状态下的 ROM 增大。其中, 后伸状态下的变化率最大约为 9%, 其他 3 个运动状态下的变化率均较小。说明 ALL 对稳定挺举运动做出了最大贡献, ALL 在挺举运动中发挥了主要作用, 这与国外人体尸体实验 ALL 限制挺举运动的结果一致^[19]。外部载荷不变说明 ROM 增大, 韧带损伤后破坏节段稳定性, “筋”束骨能力下降, 造成一定程度的腰椎不稳定。

腰椎功能单位包括相邻的两个椎骨及其之间的连接(椎间盘、小关节和韧带结构), 是能够反映腰椎生物力学性质的最小功能单位, 其节间的 ROM 是评价腰椎稳定性的重要指标。在本实验中, 通过测量 ALL 正常及损伤后腰椎节段间的 ROM, 评价 ALL 损伤对腰椎稳定性的影响。在正常状态下, 由于载荷的作用, 各部分产生应变和相对位移, 腰椎各部分承受不同程度的载荷, 维持腰椎的平衡。当结构受损时, 腰椎失衡, 引起一定程度的不稳定。

L4/5 节段是腰椎活动度最大的部位, 最易发生滑动、韧带退变及创伤。因此, 本文通过合理改变 L4/5 节段腰椎三维有限元模型的韧带参数, 达到了模拟实际韧带损伤的效果, 得到韧带损伤后的腰椎 ROM 值。通过增加牛陆等^[16]的韧带参数模拟韧带硬化, 采用三维有限元法分析探讨后纵韧带硬化后对颈椎生物力学的影响, 分析探讨其可能的颈部稳定性变化。后纵韧带硬化后, 前屈和扭转运动可使后纵韧带承载更多力, 加重原有病变或引起继发损伤。仰卧运动使最大受力部位向小关节移动, 继发性小关节损伤的可能性增加。

韧带主要由胶原纤维和弹力纤维组成, 胶原纤维为韧带提供一定的强度和刚性, 弹力纤维赋予韧带在负荷作用下延伸的能力。韧带主要承受拉伸载荷。腰椎韧带的主要功能是限制腰椎在生理范围内的活动, 保持腰椎的稳定性。ALL 位于瞬间转轴的腹侧, 起到防止腰椎过度伸展的作用。

3.2 ALL 损伤的生物力学分析

已有生物实验证实腰椎不稳定性会引起椎间盘损伤^[20,21], 腰椎的稳定性与椎间盘损伤有因果关系, 而

腰椎的稳定性会改变椎间盘力量的大小和分布,影响胶原结构排列,胶原结构改变后,改变了细胞内环境,导致了细胞退变的发生。另外,退缩的椎间盘减弱了对相邻椎体活动范围的限制和制约,同时其高度的损失导致关节突关节囊和周围韧带的松弛,不能提供良好的固定作用,引起腰椎不稳定。

同时, ALL 损伤、腰椎失稳会引起椎骨周围软组织恢复腰椎稳定性的代偿性增生肥厚及钙化^[22,23],共同导致椎骨管储备空间减少,引起脊髓或神经根压迫,最终出现神经性疾病的症状。因此,早期发现 ALL 损伤,及时行腰椎固定,必要时进行手术干预,可改善患者预后,减少迟发性神经损伤,避免由恶性循环引起的病情进一步加重。

实验结果表明, ALL 损伤后其力学分布发生变化。ALL 主要限制腰椎过度伸直, ALL 损伤后应力减小,对维持腰椎运动稳定性的贡献减少。长期保持一种姿势使腰椎长时间悬空位,无 ALL 损伤时, ALL 与其他韧带、椎体及椎间盘等组织部分共同分担应力。ALL 损伤后应力减小,并强制其他组织部分分担较大的应力以维持腰椎的稳定性。ALL 损伤应变增大,后伸和侧弯拉伸变化最大,因此 ALL 损伤后,后伸和侧弯两种运动状态更容易加重 ALL 损伤。如果长期处于过度伸展位, ALL 变形会持续增大,加重损伤,同时可能引起椎间盘突出,引起其他韧带肥厚肌肉及椎体的继发变化。

4 结论

ALL 在伸展运动中起主要作用。ALL 损伤后, ROM 增加,使腰椎稳定性下降,腰椎处于非平衡力作用下,一定时间后会加重椎间盘退变。当 ALL 贡献变小时,其他软组织变厚,可引起神经性疾病的症状。ALL 损伤后,后伸和侧弯运动会产生较大的应变,可能加重原有损伤, ALL 损伤患者应尽量减少过度的后伸和侧弯运动。

此外,韧带损伤对腰椎系统的影响表明腰椎系统是一个复杂的整体,各结构特征相互匹配。韧带对腰椎系统的稳定起着重要的作用,其病变会引起其他部位的变化,因此腰椎疾病的治疗需要关注韧带的力学性能和功能修复。本文可为腰椎疾病的预防和康复治疗提供一定的理论基础。

5 展望

本文建立了 L4/5 节段腰椎三维有限元模型,通过

有效性验证,在前屈、后伸、侧弯和扭转 4 种运动状态下,对健康和损伤 50% 的两种韧带状态施加相应的载荷和边界条件,进行单韧带损伤条件下的有限元模拟,对韧带对腰椎稳定性的影响进行了研究。虽然研究取得了一定的成果,但仍存在有待改进之处。

(1) 本研究针对基本的前屈、后伸、侧弯和扭转运动,日常生活中的运动往往更复杂。在今后的研究中,可以设计更复杂的载荷和边界条件,模拟更多的运动模式。

(2) 本文致力于对腰椎韧带系统的研究,对单韧带损伤的结果进行预测和研究,为腰椎韧带疾病的诊断和康复治疗提供参考。在实际生活中,单韧带损伤后可能伴有剩余韧带损伤和椎间盘变形,因此今后可以研究组合损伤。在动物实验中,经常通过切除韧带或注射药物的方法使韧带受损或失效,进而使剩余韧带受损或引起椎间盘病变。三维模型实验一般对有相关疾病(如椎间盘变性、韧带增厚)的受试者进行医学影像检查,根据影像数据用计算机进行三维建模和材料赋值。

(3) 对组织材料而言,本文将材料简化为均匀、各向同性材料。实际人体各组织器官材料复杂,多呈非线性材料性质。例如,椎体由外层皮质骨和内部松质骨组成,松质骨在椎体内部呈不均匀分布。另外,实际韧带机械地表现为各向异性粘弹性。有的研究者^[24]在连续介质力学的基础上,根据能量的来源分解,用应变不变量表示的应变能标量函数分别表示韧带的超弹性和粘弹性特性,通过这种能量分解的方式简化建模过程,最终导出了韧带各向异性粘超弹性结构方程的一般表达式。未来的研究需要对材料的设置进行进一步探讨。

参考文献

- [1] YOGANANDAN N, CUSICK JF, PINTAR FA, *et al.* Whiplash injury determination with conventional spine imaging and cryomicrotomy [J]. *Spine*, 2001, 26 (22): 2443-2448.
- [2] WHITE AA, PANJABI MM. *Clinical biomechanics of the spine* [M]. PA: Lippincott Williams&Wilkins, 1990: 107.
- [3] GREGORY A, FORELL V, ANTON E, BOWDEN. Biomechanical implications of lumbar spinal ligament transection[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, 17(15): 1685-1695.
- [4] NASERKHAKI S, ARJMAND N, SHIRAZI-ADL A, *et al.* Effects of

- eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model[J]. **Journal of Biomechanics**, 2018, 70(SI): 33-42.
- [5] HEUER F, SCHMIDT H, CLAES L, *et al.* Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure[J]. **J Biomech**, 2007, 40(4), 795-803.
- [6] 蔡康健, 王丽珍, 姚杰, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法[J]. **医用生物力学**, 2016, 31 (2): 135-141.
- CAI Kangjian, WANG Lizhen, YAO Jie, *et al.* The optimal element size, material property distributions and modeling methods for finite element modeling of lumbar vertebra[J]. **Journal of Medical Biomechanics**, 2016, 31(2): 135-141.
- [7] GUO LX, LI WJ. A biomechanical investigation of thoracolumbar burst fracture under vertical impact loads using finite element method [J]. **Clin Biomech**, 2019, 68: 29-36.
- [8] AFFOLTER C, KEDZIERSKA J, VIELMA T, *et al.* Estimating lumbar passive stiffness behaviour from subject-specific finite element models and in vivo 6DOF kinematics [J]. **J Biomech**, 2020, 102: 11.
- [9] 张文, 王兰, 施勤, 等. 腰椎行椎间孔入路椎间融合术固定的有限元分析[J]. **医用生物力学**, 2014, 29 (5): 405-410.
- ZHANG Wen, WANG Lan, SHI Qin, *et al.* Finite element analysis on transforaminal lumbar interbody fusion treatment [J]. **Journal of Medical Biomechanics**, 2014, 29(5): 405-410.
- [10] RASTEGAR S, ARNOUX PJ, WANG XY, *et al.* Biomechanical analysis of segmental lumbar lordosis and risk of cage subsidence with different cage heights and alternative placements in transforaminal lumbar interbody fusion [J]. **Comput Methods Biomech Biomed Eng**, 2020, 23 (9): 456-466.
- [11] CILLESPIE KA, DICKEY JP. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension:determination using a parallel linkage robot and a porcine model. **Spine**, 2004, 29(11):1208-1216.
- [12] PANJABI MM, GOEL VK, TAKATA K. Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study 1981 volvo award in biomechanics. **Spine**.1982, 7(3):192-203.
- [13] 方新果, 赵改平, 王晨曦, 等. 基于 CT 图像腰椎 L4~L5 节段有限元模型建立与分析[J]. **中国生物医学工程学报**, 2014, 33 (4): 487-492.
- FANG Xinguo, ZHAO Gaiping, WANG Chenxi, *et al.* Construction and analysis of finite element model of L4~L5 lumbar motion segment from CT images[J]. **Chinese Journal of Biomedical Engineering**, 2014, 33(4): 487-492.
- [14] 王宏卫, 刘新宇, 万熠. 人体腰椎 L4~L5 段有限元模型建立及力学有效性验证[J]. **医学与哲学 (B)**, 2017, 38 (5): 50-53.
- WANG Hongwei, LIU Xinyu, WAN Yi. Construction of a finite element model of human L4~L5 lumbar segment and verification of mechanical validity[J]. **Medicine & Philosophy(B)**, 2017, 38(5): 50-53.
- [15] HSIEH YY, KUO YJ, CHEN CH, *et al.* Biomechanical assessment of vertebroplasty combined with cement-augmented screw fixation for lumbar burst fractures: a finite element analysis [J]. **Appl Sci-Basel**, 2020, 10 (6): 14.
- [16] 牛陆, 李娜, 柳茵, 等. 后纵韧带硬化对颈椎力学影响的三维有限元分析[J]. **北京生物医学工程**, 2018, 37 (1): 40-50.
- NIU Lu, LI Na, LIU Yin, *et al.* Biomechanics influence in ossification of the posterior longitudinal Ligament a finite element model of cervical spine[J]. **Beijing Biomedical Engineering**, 2018, 37(1): 40-50.
- [17] 蒋强, 丁宇, 刘金玉, 等. 有限元模拟全内镜下精准椎板开窗减压术及生物力学分析[J]. **中国组织工程研究**, 2020, 24 (12): 1891-1896.
- JIANG Qiang, DING Yu, LIU Jinyu, *et al.* Finite element simulation and biomechanical analysis of fully endoscopic precisely laminectomy decompression[J]. **Chinese Journal of Tissue Engineering Research**, 2020, 24(12):1891-1896.
- [18] MAEDA T, UETA T, MORI E, *et al.* Soft-tissue damage and segmental instability in adult patients with cervical spinal cord injury without major bone injury [J]. **Spine**, 2012, 37 (25) : E1560-E1566.
- [19] MICHALEK AJ, IATRIDIS JC. Height and torsional stiffness are most sensitive to annular injury in large animal intervertebral discs [J]. **Spine Journal**, 2012, 12 (5) : 425-432.
- [20] WIDMER J, CORNAZ F, SCHEIBLER G, *et al.* Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine-novel biomechanical insights [J]. **Spine Journal**, 2020, 20 (10) : 1705-1716.
- [21] 付方达, 邵晶奕, 童培建, 等. 脊柱轴线力学失稳诱导椎间盘退变小鼠模型的建立及评价[J]. **中国中医骨伤科杂志**, 2020, 28 (1): 1-7.
- FU Fangda, SHAO Jingyi, TONG Peijian, *et al.* Establishment and evaluation of a mouse model of intervertebral disc degeneration with spinal axial mechanical instability[J]. **Chinese Journal of Traditional Medical Traumatology & Orthopedics**, 2020, 28(1): 1-7.
- [22] 黄河, 李宁宁, 胡朝晖, 等. 纤维环穿刺法与腰椎失稳法建立椎间盘退变模型[J]. **中国现代医生**, 2011, 49 (16): 22-24.
- HUANG He, LI Ningning, HU Zhaohui, *et al.* Comparison of rat intervertebral disc degeneration models established by anulus puncture and lumbar instability[J]. **China Modern Doctor**, 2011, 49(16): 22-24.
- [23] 金文杰, 陶海荣, 刘兴振, 等. 无骨折脱位颈椎外伤后迟发性神经损伤的诊治[J]. **中国骨与关节损伤杂志**, 2014, 29 (5): 417-419.
- JIN Wenjie, TAO Hairong, LIU Xingzhen, *et al.* Analysis of diagnosis and treatment for delayed symptoms of nerve injury after cervical trauma[J]. **China Journal Bone and Joint Injury**, 2014, 29(5): 417-419.
- [24] REID PC, MORR S, KAISER MG. State of the union: a review of lumbar fusion indications and techniques for degenerative spine disease [J]. **J Neurosurg-Spine**, 2019, 31 (1) : 1-14.