## 基础研究

# 腰椎单侧椎板间开窗双侧减压术后腰椎生物力学改变的有限元分析

姜 帅,孙垂国,王承夏,徐 飞,李卓夫,孙卓然,钟沃权,李危石 (北京大学第三医院骨科 100191 北京市)

【摘要】目的:采用有限元分析方法评估单侧椎板间开窗双侧减压手术(unilateral laminotomy for bilateral decompression, ULBD)后 L4~L5 节段的生物力学状态,为 ULBD 治疗腰椎退变性疾病提供理论依据。方法:提取 1 名健康志愿者腰椎 CT 薄层扫描数据,应用高保真三维有限元方法建立 L4~L5 正常模型、ULBD 术后模型和椎 板间开窗单侧减压(lumbar fenestration,LF)术后模型,对所有模型完全固定 L5 椎体下终板,在 L4 上终板施加 500N 轴向载荷及在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转六个方向分别施加 10N·m 的弯矩载荷。对比分 析不同载荷下三种模型的 L4/5 椎间盘压缩高度、椎间活动角度、椎间盘内应力分布和关节突间压力等生物力 学特性。结果:正常模型在六个方向的活动度均在既往尸体实验研究测量结果的区间内,所建模型有效。正常 模型、ULBD 术后模型和 LF 术后模型在 500N 轴向载荷下椎间盘压缩高度分别为 0.74mm、0.85mm、0.85mm。叠 加10N·m的弯矩载荷在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转六个方向上,正常模型椎间活动度分别为 6.1°、4.2°、5.1°、4.6°、2.9°、2.6°、ULBD术后模型分别为 6.5°、4.8°、6.0°、5.2°、3.2°、2.9°、LF术后模型分别为 6.4°、 4.6°、5.6°、5.1°、3.0°、2.8°;三种模型椎间盘内应力分布无明显差异,最大 von Mises 应力都分布在椎间盘受压侧 外纤维环处;前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转时正常模型椎间盘最大 von Mises 应力分别为 0.52、 0.66、0.81、0.87、0.46、0.40MPa, ULBD 术后模型分别 0.64、0.76、1.06、1.13、0.60、0.64MPa, LF 术后模型分别 0.65、0.80、1.00、1.06、0.66、0.65MPa。左、右旋转状态下关节突间有显著的压力,正常模型左、右旋转状态时的压 力分别为 60N、69N、ULBD 术后模型为 30N、87N、LF 术后模型为 79N、120N。结论; ULBD 术后腰椎间盘压缩高 度、椎间活动度、椎间盘内应力和关节突间压力均有明显改变,与 LF 手术相比,ULBD 对腰椎生物力学稳定性 影响较小。

【关键词】单侧椎板间开窗双侧减压术;生物力学;有限元分析;腰椎 doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2024.06.09 中图分类号:R681.5,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2024)-06-0629-08

### Finite element analysis of the biomechanical changes following unilateral laminotomy for bilateral decompression in lumbar spine/JIANG Shuai, SUN Chuiguo, WANG Chengxia, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2024, 34(6): 629–636

**(Abstract) Objectives:** To evaluate the biomechanical state of the L4–L5 segment after unilateral laminotomy for bilateral decompression(ULBD) surgery using finite element analysis, providing a theoretical basis for the treatment of lumbar degenerative diseases with ULBD. **Methods:** Thin–slice CT scan data from the lumbar spine of a healthy volunteer were extracted, and high–fidelity three–dimensional finite element methods were applied to establish normal L4–L5 model, post–ULBD surgery model, and post–lumbar fenestration(LF) surgery model. The L5 vertebral body's lower endplate was fully fixed in all the models, and a 500N axial load was applied at the L4 upper endplate, along with a 10N·m bending moment load in six directions of flexion, extension, left lateral bending, right lateral bending, left rotation, and right rotation. Comparative analysis of the biomechanical characteristics such as intervertebral disc compression height, intervertebral range of motion (ROM), stress distribution within the intervertebral disc, and facet joint pressure was conducted under different loads for the three models. **Results:** The ROMs under six directions of movements were within the range of

第一作者简介:男(1991-),主治医师,医学博士,研究方向:脊柱外科

电话:(010)82267768 E-mail; js45518@163.com

通讯作者:李危石 E-mail:puh3liweishi@163.com

the measured results of previous cadaveric studies, verifying that the normal model was valid. Under the 500N axial load, the intervertebral disc compression heights for the normal model, post-ULBD and post-LF surgery models were 0.74mm, 0.85mm, and 0.85mm, respectively. With an additional 10N·m bending moment load, the intervertebral ROM in flexion, extension, left lateral bending, right lateral bending, left rotation, and right rotation for the normal model were 6.1°, 4.2°, 5.1°, 4.6°, 2.9°, and 2.6°, respectively; for the post-ULBD model, they were 6.5°, 4.8°, 6.0°, 5.2°, 3.2°, and 2.9°, respectively; and for the post-LF model, they were 6.4°, 4.6°, 5.6°, 5.1°, 3.0°, and 2.8°, respectively. There was no significant difference in the stress distribution within the intervertebral disc for the three models, with the maximum von Mises stress occurring at the outer annulus fibrosus on the compressed side of the disc. The maximum von Mises stress in the intervertebral disc for the normal model under flexion, extension, left lateral bending, right lateral bending, left rotation, and right rotation was 0.52MPa, 0.66MPa, 0.81MPa, 0.87MPa, 0.46MPa, and 0.40MPa, respectively; for the post-ULBD model, it was 0.64MPa, 0.76MPa, 1.06MPa, 1.13MPa, 0.60MPa, and 0.64MPa, respectively; and for the post-LF model, it was 0.65MPa, 0.80MPa, 1.00MPa, 1.06MPa, 0.66MPa, and 0.65MPa, respectively. Significant facet joint contact pressure was observed under left and right rotation, with the normal model showing contact pressure of 60N and 69N, the post-ULBD model showing 30N and 87N, and the post-LF model showing 79N and 120N. Conclusions: After ULBD surgery, there is an increase in lumbar intervertebral disc compression height, intervertebral ROM, stress within the intervertebral disc, and facet joint pressure. Compared with LF surgery, ULBD has a smaller impact on the biomechanical stability of the lumbar segment. [Key words] Unilateral laminotomy and bilateral decompression; Biomechanics; Finite element analysis; Lumbar

[Author's address] Department of Orthopedics, Peking University Third Hospital, Beijing, 100191, China

腰椎管狭窄症是常见的腰椎退变性疾病,主 要表现为腰痛、下肢放射痛/麻木和间歇性跛行!!; 其主要是由于关节突增生、黄韧带肥厚、椎间盘退 变等因素共同导致的腰椎椎管内神经受到压迫而 引起四。对于保守治疗效果不佳或无效的腰椎管 狭窄症患者、手术治疗可以显著性缓解患者的症 状<sup>[3,4]</sup>。1988年Young等<sup>[5]</sup>首次报道了双侧椎板间 开窗减压治疗腰椎管狭窄症并获得了良好的疗 效。1997 年 Spetzger 等阿提出了单侧椎板间开窗 双侧减压手术(unilateral laminotomy for bilateral decompression, ULBD)治疗腰椎管狭窄症。ULBD 保留了对侧关节突、后方韧带复合体,对肌肉损伤 更少,从而减少了术后不稳定和术后腰痛,且拥有 与传统开放椎板切除减压相同的术后疗效和患者 满意度,被脊柱外科医生广泛接受[7.8]。目前对于 ULBD 术后腰椎的稳定性和生物力学的改变尚不 明确, 与椎板间开窗单侧减压手术 (lumbar fenestration,LF)相比生物力学如何改变也鲜有相 关的基础研究。本研究旨在通过有限元分析的方 法,模拟腰椎 ULBD 术后生物力学状态,探究 ULBD 对于腰椎稳定性和生物力学的改变,为优 化 ULBD 方案、提高手术效果和安全性提供理论 基础。

#### 1 材料与方法

#### 1.1 3D 几何建模

选取1例25岁健康男性志愿者作为研究对 象,在其知情同意后对其腰部行CT平扫。利用图 像处理软件Mimics对CT图像进行分割和三维 重建,建立L4~L5节段3D几何模型(正常模型, 图1a),模型包含L4和L5椎体(皮质骨、松质骨 和后部结构)、L4/5椎间盘(包括纤维环、髓核及 上、下终板)以及连接L4和L5椎骨的韧带结构 (包括前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、关节囊韧 带、黄韧带、棘间韧带及棘上韧带)。

后入路 ULBD 减压后为 ULBD 术后模型,减 压范围包括部分椎板、关节突关节、黄韧带等异常 增生或肥厚组织的切除,受累节段硬膜囊与神经 根的充分显露作为减压充分的判定指标。以 L4~ L5 节段右侧入路减压为例:右侧切除 L4 椎板下 缘和 L5 椎板上缘至黄韧带头尾端止点,右侧关 节突切除不超过 1/2,显露硬膜囊外侧缘;左侧潜 行减压 L4 椎板下缘和 L5 椎板上缘的腹侧至黄 韧带头尾端止点,左侧关节突潜行切除腹侧部分 关节突增生至暴露硬膜囊边缘即可(图 1b)。同时 纳入 LF 术后模型作为对比,以右侧 LF 为例进行 仿真分析(图 1c)。

#### 1.2 力学模型构建

对 L4~L5 节段的不同组织结构的力学特性 采用不同的力学本构方程描述,材料参数从文献 中获取(表1)<sup>[9,10]</sup>。对椎体和椎间盘终板使用线弹 性本构方程,准确描述其线性小变形行为;对椎间 盘髓核组织采用 Mooney-Rivlin 超弹性本构方程 描述其非线性大变形特性;本构模型描述椎间盘 纤维环和各韧带组织力学特性。对于纤维加强的



**图 1** L4~L5 节段 3D 几何模型 **a、b** 正常腰椎几何模型(红色和蓝色线条分别表示纤维环和韧带中纤维的分布) **c、d** ULBD术后几何模型 **e、f** 椎板间开窗单侧减压(LF)术后几何模型。

Figure 1 3D geometric model of L4-L5 spinal segment **a**, **b** Geometric model of the intact segment, where red and blue lines represent the distribution of fibers in the annulus fibrosus and ligaments, respectively **c**, **d** Geometric model of the segment after ULBD **e**, **f** Geometric model of the segment after fenestration with unilateral spinal canal decompression surgery.

Table 1     Biological material properties in finite element models				
材料 Materials	弾性模量 Young modulus	泊松比 Poisson ratio	横截面积(mm <sup>2</sup> ) Cross-sectional area	
皮质骨 Cortical bone	12000MPa	0.3	—	
松质骨 Cancellous bone	100MPa	0.2	—	
椎骨后部结构 Posterior bone elements	3500MPa	0.25	—	
终板 Endplate	23.8MPa	0.4	—	
髓核 Nucleus	c01=0.12MPa,c10=0.03MPa	—	—	
纤维环 Annulus fibrosus	c01=0.18MPa,c10=0.045Mpa	—	_	
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	c01= 0kPa, c10=1.7kPa, Ef=7.8( $\epsilon \le 12\%$ ), 20( $\epsilon > 12\%$ )MPa	—	63.7	
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	c01=0kPa,c10=1.7kPa,Ef=10.0( $\epsilon \le 11\%$ ),20( $\epsilon > 11\%$ )MPa	—	20	
横突间韧带 Intertransverse ligament	c01=0kPa,c10=1.7kPa,Ef=10( $\epsilon \le 18\%$ ),58.7( $\epsilon > 18\%$ )MPa	—	1.8	
关节囊 Capsular	c01=0kPa,c10=1.7kPa,Ef=7.5( $\epsilon \le 25\%$ ),32.9( $\epsilon > 25\%$ )MPa	—	30	
黄韧带 Ligamentum flavum ligament	c01=0kPa,c10=1.7kPa,Ef=15( $\epsilon \le 6.2\%$ ),19.5( $\epsilon > 6.22\%$ )MPa	—	40	
棘间韧带 Interspinous ligament	c01=0kPa,c10=1.7kPa,Ef=10( $\epsilon \le 14\%$ ),11.6( $\epsilon > 14\%$ )MPa	—	40	
棘上韧带 Supraspinous ligament	c01=0kPa, c10=1.7kPa, Ef=8.0( $\epsilon \le 20\%$ ), 15( $\epsilon > 20\%$ )MPa	—	30	

表 1	有限元模型中生物材料属	性
-----	-------------	---

超弹性材料,纤维环和韧带的基底都采用 Mooney-Rivlin 方程,纤维环有两组沿不同方向分 布的纤维,分别沿与椎间盘水平面呈±30°夹角方 向;韧带的纤维应变能密度函数则采用简单弹性 模型,每个韧带只有一组沿特定方向分布的纤维, 其方向在模型中依据各个韧带解剖学特征设定。 在本研究中,均采用等效材料参数设定,从而解决 3D 模型与文献中韧带的横截面积不一致的问题。 1.3 边界条件

在所有模型中对 L5 椎体下表面施加约束条件,限制其所有自由度,然后在 L4 椎体上表面施加 500N 轴向压缩荷载,叠加 10N·m 的弯矩,分别模拟前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转等日常运动姿态。对 L4~L5 节段的关节突采用无摩擦接触边界条件,椎间盘与前纵韧带和后纵韧带则采用 相接触的力学设定。

#### 1.4 观察指标

在 500N 轴向压缩荷载的基础上,分别叠加 10N·m 的前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转和 右旋转弯矩荷载,观察并记录各组模型在上述六 种工况下的椎间活动角度、椎间盘内最大 von Mises 应力,以及关节突间的压力。通过将正常模 型椎间活动度与文献报道的尸体实验测量值进行 对比,以验证所建模型的准确性。

#### 2 结果

在 500N 轴向压缩载荷下,正常模型 L4/5 椎间盘压缩高度为 0.74mm;叠加 10N·m 弯矩载荷后 L4 椎体在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转和右旋转六种运动模式下的椎间活动度分别为 6.1°、4.2°、5.1°、4.6°、2.9°和 2.6°,均在既往尸体实

验研究<sup>IIII</sup>六个方向活动度测量结果的区间内,所 建模型有效。ULBD和LF术后模型在 500N 轴向 压缩载荷下 L4/5 椎间盘压缩高度均增至 0.85mm; 叠加 10N·m 弯矩载荷时,L4 椎体在前 屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转六种运 动模式下,ULBD术后模型椎间活动度分别为 6.5°、4.8°、6.0°、5.2°、3.2°、2.9°,LF术后模型分别 6.4°、4.6°、5.6°、5.1°、3.0°、2.8°。相较于正常模型, 椎间活动度增加 0~18%;LF术后模型 L4 椎体在 六种运动模式下的椎间活动度均小于 ULBD 术后 模型(图 2)。

三种模型 L4/5 节段的最大 von Mises 应力分 布及应力值见图 3。在每种运动模式下的最大 von Mises 应力均分布在椎间盘受压侧外纤维环 处,其中在右侧弯姿态下最大 von Mises 应力值 最大,分别达到 0.87MPa、1.13MPa 和 1.06MPa。相 比正常模型,ULBD 和 LF 术后模型各姿态下最大 von Mises 应力约增加 15%~63%,其中右旋转姿 态下椎间盘内最大 von Mises 应力增加比例最 高。

在左、右旋转状态下,关节突处有显著的压力。与正常模型相比,ULBD 后和 LF 术后模型关节突的压力发生明显变化,在左旋转姿态下分别减小 30N 和增加 19N,而在右旋转姿态下分别增加 18N 和 51N(图 4)。

#### 3 讨论

目前脊柱内镜或显微镜辅助下 ULBD 已经成 为治疗腰椎管狭窄症微创手术的常用手术方式之 一,虽然其对后方肌肉韧带复合体、对侧关节突损 伤较小,但仍然需要完整切除黄韧带及部分小关



图 2 三种模型及尸体实验研究<sup>111</sup>在不同运动状态下 L4/5 椎间活动度。

Figure 2 Range of motion of L4/5 under different loading conditions in three models and cadaveric study<sup>[11]</sup>.

节,必然对腰椎稳定性和生物力学产生影响。本研究以 L4~L5 节段为例,仿真分析了 ULBD 对不同日常姿态下椎间盘压缩高度、椎间活动度、椎间盘内应力分布以及关节突间的压力等生物力学特性的影响。

3.1 ULBD 对腰椎生物力学的影响

2009年 Hamasaki 等<sup>112</sup>通过尸体的生物力学 实验验证了单节段 ULBD 术后和 LF 术后生物力 学改变无显著性差异,都至少可以保留腰椎节段 80%的稳定性。2020年 Sun 等<sup>113</sup>报道了 38 例腰椎 管狭窄症患者 ULBD 术后平均随访 19.7 个月,末 次随访椎间活动度仅增加 0.1°,椎间隙高度减少 0.1mm,证明了 ULBD 术后腰椎稳定性并不会发 生显著改变。但目前对于 ULBD 远期疗效的随访 报道甚少,无法评估术后远期腰椎稳定性的改变 情况。

本研究构建了 L4~L5 节段高保真度的生物 力学模型,包含了椎体、椎间盘、韧带等关键生物 力学组织。采用三维实体单元模拟韧带的力学行 为,可以更好地模拟前纵韧带和后纵韧带对椎间 盘变形的约束作用,相比文献中常用的桁架单元 或弹簧单元<sup>[14,15]</sup>具有优势。此外,采用实体单元可 以精确地模拟手术对韧带切除的效果,特别是对 关节囊的部分切除。另外,本研究对纤维环和韧带 采用了考虑其超弹性和非线性力学特征的纤维加 强超弹性本构模型。模型与 Heuer 等<sup>[11]</sup>实验结果 的比较验证此有限元模型可以准确模拟日常复合 荷载条件下 L4~L5 节段的力学响应。

腰椎节段的椎间盘压缩高度和椎间活动度反映了整个节段的生物力学稳定性。结果显示, ULBD 导致 500N 轴向荷载作用下的椎间盘压缩 高度仅增加 0.11mm,因此可以看出 ULBD 对轴向 形变量影响很小。ULBD 使各姿态下的椎间活动 度均有不同程度的增加,提示各姿态下的节段生 物力学稳定性降低。其中,稳定性降低最显著的是 后伸和左侧弯姿态,这是由于黄韧带和右侧部分 关节突被切除,导致两种姿态下 L4 约束力减小。 本研究结果与 Bresnahan 等<sup>10</sup>报道的椎板全切除



图 3 正常模型、ULBD 术后模型和 LF 术后模型在不同姿态下椎间盘内 von Mises 应力分布,其中数字表示最大 von Mises 应力值。

Figure 3 von Mises stress distribution in the intervertebral disc under loading conditions for normal model, post-ULBD model, and post-LF model, with numbers representing the maximum von Mises stress values.

术后伸姿态下椎间活动度增加 4 倍的结论一致。 与之相比,ULBD 术后后伸姿态下椎间活动度仅 增加 12%,提示 ULBD 导致 L4~L5 节段力学稳定 性降低约 12%。这与 Hamasaki 等<sup>102</sup>报道的利用尸 体实验发现 ULBD 可保留 80%脊柱稳定性的结 论吻合。需要注意的是,尸体实验无法考量手术对 其他组织力学状态的影响。相较于 LF 术后, ULBD 术后六个姿态下 L4 的椎间活动度均有 7% 以内的增加,这表明保留的左侧黄韧带仍具备维 持节段稳定性的功能。

有限元分析结果还显示,ULBD 会影响日常 活动姿态下椎间盘内应力分布,手术没有改变 von Mises 应力集中的区域,但会导致最大应力值 的变化。von Mises 应力可评估材料失效风险,反 映椎间盘组织破坏概率。结果显示在后伸、侧弯和 旋转等姿态下,手术导致纤维环中后部区域最大 von Mises 应力增加约 15%~63%,但远远小于导 致纤维环破坏的阈值(2MPa)<sup>[17]</sup>。提示即使 ULBD 和 LF 手术增加最大 von Mises 应力值,也不会增 加椎间盘组织破坏风险。

本研究中 L4 和 L5 椎骨左右不对称,导致正 常模型左右旋转姿态下关节突的压力不同。结果 表明 ULBD 和 LF 手术对左右旋转姿态下关节突 压力均有显著影响,这是由于黄韧带和关节囊的 部分或全部切除,导致关节突承受更多的旋转力 矩。但是,ULBD 术后右侧关节突切除导致接触面 积减少,致使左旋转姿态下压力的显著减小而椎 间盘承受更多的旋转力矩。另外,ULBD 术后,右 旋转姿态下左关节突的接触区域发生明显变化, 集中到后侧。由于 LF 保留了左侧部分黄韧带,导 致在旋转姿态下力约束不对称,压力发生明显变 化。

3.2 ULBD 治疗腰椎管狭窄症的疗效及技术要点

1997年, Spetzger 等<sup>[18]</sup>首次报道了 25 例行开放 ULBD 的腰椎管狭窄症患者,平均随访 18 个月,优良率达到 88%。2011年 Komp 等<sup>[19]</sup>首次报道了 72 例患者内镜辅助下 ULBD 术后随访 2 年的结果,70.8%患者症状完全缓解,22.2%残留偶尔疼痛,仅 2 例患者因无效再次手术。

既往文献报道脊柱内镜辅助下的 ULBD 在治 疗腰椎管狭窄症 2 年以上随访的满意度可以达到 85.9%~93.8%<sup>[20-22]</sup>。而显微镜辅助下的 ULBD 与开 放椎板切除减压手术疗效相同,但与开放椎板切 除手术相比出血量更少、手术时间更短<sup>[4]</sup>。无论是 开放手术、显微镜辅助、内镜辅助下的 ULBD 均获 得了良好的手术疗效,但是手术过程中如要做到



**图 4** 正常模型、ULBD 术后模型和 LF 术后模型在左、右旋转姿态下关节突接触受力状态,其中 F 表示压力大小,蓝色是 L4 关节突表面,绿色部分表示接触区域。

Figure 4 Contact states at facet joints in normal model, post-ULBD model and post-LF model during left and right rotation, respectively, where F represents the magnitude of contact force, and the blue represents the surface of the L4 facet joint, and the green portion indicates the contact area.

彻底减压却需要一定的学习曲线。

目前 ULBD 主要用于治疗腰椎中央椎管狭 窄、腰椎侧隐窝狭窄、I度退变性腰椎滑脱及腰椎 管狭窄合并腰椎间盘突出,但并不适用于腰椎不 稳、Ⅱ度及以上的退变性腰椎滑脱、峡部裂性腰椎 滑脱、腰椎管狭窄症合并严重的退变性腰椎侧凸。 腰椎 ULBD 入路侧的减压主要是通过切除部分头 尾端椎板、关节突内侧缘,直至暴露黄韧带的止 点,再通过切除部分棘突的根部,越过椎管的顶 部,显露对侧椎管的解剖结构,再通过切除对侧头 尾端的部分椎板和关节突内侧缘显露对侧的黄韧 带止点<sup>19]</sup>。为了保证手术的安全性,推荐在完成骨 性结构减压后,再完整切除黄韧带。为了保证侧隐 窝的减压彻底,术中可探及双侧椎弓根的内侧壁 是保证减压范围的关键[2]。术中对于入路侧下关 节突的部分保留是保证手术后腰椎节段稳定性的 关键。

#### 4 结论

本研究利用高保真度有限元模型研究了 ULBD对 L4~L5节段生物力学指标的影响。结果 表明,ULBD 术后椎间盘压缩高度、腰椎活动度、 椎间盘内应力和关节突间压力均增加,与 LF 手 术相比,ULBD 对腰椎节段生物力学稳定性影响 较小。但本研究存在以下局限:(1)仅观察了 L4~ L5 单个节段,没有考虑与邻近节段的生物力学耦 合效应:(2)使用的三维模型和材料参数来自健康 人体,可能与实际手术患者存在差异,但不影响计 算的生物力学指标变化趋势;(3)仅针对1例样本 进行了仿真,可能会影响结论的推广性。未来可考 虑探究不同椎间盘退变程度的腰椎 ULBD 术后、 ULBD 术后相邻节段等生物力学的改变,同时引 入更多患者样本、个性化模拟多节段生物力学耦 合,以提高结论的临床适用性,为优化 ULBD 方 案,提高手术效果和安全性提供定量依据。

#### 5 参考文献

- Suzan C, Sebastiaan F, Dénes L. Diagnostic value of history, physical examination and needle electromyography in diagnosing lumbosacral radiculopathy[J]. J Neurol, 2010, 257(3): 332– 337.
- Amundsen T, Weber H, Lilleas F, et al. Lumbar spinal stenosis: clinical and radiologic features[J]. Spine, 1995, 20 (10): 1178–1186.

- Zaina F, Tomkins-Lane C, Carragee E, et al. Surgical versus non-surgical treatment for lumbar spinal stenosis[J]. Cochrane Database Syst Rev, 2016, 2016 (1): CD010264. PMID: 26824399 Free PMC article.
- Moughal S, Quaye MC, Wahab S, et al. Unilateral microscopic approach for lumbar spinal stenosis decompression: a scoping review[J]. Eur Spine J, 2023, 32(2): 475–487.
- Young S, Veerapen R, O'Laoire SA. Relief of lumbar canal stenosis using multilevel subarticular fenestrations as an alternative to wide laminectomy: preliminary report [J]. Neurosurgery, 1988, 23(5): 628–633.
- Spetzger U, Bertalanffy H, Naujokat C, et al. Unilateral laminotomy for bilateral decompression of lumbar spinal stenosis: part I: anatomical and surgical considerations[J]. Acta Neurochir(Wien), 1997, 139(5): 392–396.
- Thomé C, Zevgaridis D, Leheta O, et al. Outcome after lessinvasive decompression of lumbar spinal stenosis: a randomized comparison of unilateral laminotomy, bilateral laminotomy, and laminectomy[J]. J Neurosurg Spine, 2005, 3(2): 129–141.
- Den Boogert HF, Keers JC, Oterdoom DLM, et al. Bilateral versus unilateral interlaminar approach for bilateral decompression in patients with single –level degenerative lumbar spinal stenosis: a multicenter retrospective study of 175 patients on postoperative pain, functional disability, and patient satisfaction[J]. J Neurosurg Spine, 2015, 23(3): 326–335.
- Fan W, Guo LX. Influence of different frequencies of axial cyclic loading on time-domain vibration response of the lumbar spine: a finite element study[J]. Comput Biol Med, 2017, 86: 75-81.
- Gao X, Zhu Q, Gu W. An anisotropic multiphysics model for intervertebral disk[J]. J Applied Mechanics, 2016, 83(2): 021011.
- Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle[J]. J Biomech, 2007, 40(2): 271–280.
- Hamasaki T, Tanaka N, Kim JH, et al. Biomechanical assessment of minimally invasive decompression for lumbar spinal canal stenosis: a cadaver study[J]. Clin Spine Surg, 2009, 22(7): 486–491.
- Sun F, Liang Q, Yan M, et al. Unilateral laminectomy by endoscopy in central lumbar canal spinal stenosis: technical note and early outcomes[J]. Spine, 2020, 45(14): E871–E877.
- Little JP, Adam CJ. Geometric sensitivity of patient-specific finite element models of the spine to variability in user-selected anatomical landmarks [J]. Comput Method Biomec, 2015, 18(6): 676-688.
- Schmidt H, Heuer F, Drumm J, et al. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment[J]. Clin Biomec, 2007, 22(4): 377–384.
- 16. Bresnahan L, Ogden AT, Natarajan RN, et al. A biomechan-

#### 综述

# 基于 MRI 的椎体骨质量评分及其临床应用进展

Advances in MRI-based vertebral bone quality scoring and its clinical application

> **葛晓勇,陈 灏,张树宝,徐浩伟,王善金** (同济大学附属东方医院脊柱外科 200120 上海市)

**doi**:10.3969/j.issn.1004-406X.2024.06.10 中图分类号:R445.2 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2024)-06-0636-05

骨质疏松症是一种全身性骨代谢疾病,与多种不良预后有关,其发病率正逐年上升<sup>[1]</sup>。目前国内对骨密度评估的金标准是基于双能X线吸收测量法(dual-energy X-ray absorptiometry,DXA)测量的结果,但DXA易受腰椎退变的影响,从而低估骨量异常的风险。定量计算机断层扫描(quantitative computed tomography,QCT)可消除腰椎退变对测量结果的影响,但受限于设备及费用,其临床推广程度较低。基于磁共振成像(magnetic resonance imaging,

第一作者简介:男(1998-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(021)38804518 E-mail:xiaoyong\_66666@163.com

通讯作者:王善金 E-mail:kingspine@163.com

MRI)的椎体骨质量(vertebral bone quality,VBQ)评分是 一种利用椎体髓质内信号强度评估骨骼状态的辅助检查 手段,因其可靠性高、操作简单、无辐射暴露、受腰椎退变 的干扰小等优点<sup>四</sup>,近年来逐渐引起国内外学者的关注。目 前的研究已经证实基于 MRI 的 VBQ 评分在识别骨量异 常、预测术后骨质疏松相关并发症等方面均有较好的效 能,弥补了 DXA 易受腰椎退行性改变的影响及 QCT 临床 推广程度较低的缺陷,进一步扩展了骨质疏松相关疾病的 诊断途径,有利于骨质疏松的早期诊断和治疗。笔者就基 于 MRI 的 VBQ 评分及其临床应用综述如下。

#### 1 测量方法

基于 MRI 的腰椎 VBQ 评分于 2019 年被首次提出, 其通过在 T1 加权序列正中矢状位图像上 L1~L4 椎体髓

ical evaluation of graded posterior element removal for treatment of lumbar stenosis: comparison of a minimally invasive approach with two standard laminectomy techniques[J]. Spine, 2009, 34(1): 17–23.

- Natarajan RN, Williams JR, Lavender SA, et al. Poro–elastic finite element model to predict the failure progression in a lumbar disc due to cyclic loading[J]. Comput Struct, 2007, 85(11): 1142–1151.
- Spetzger U, Bertalanffy H, Naujokat C, et al. Unilateral laminotomy for bilateral decompression of lumbar spinal stenosis part II: clinical experiences [J]. Acta Neurochir (Wien), 1997, 139(5): 392–396.
- Komp M, Hahn P, Merk H, et al. Bilateral operation of lumbar degenerative central spinal stenosis in full – endoscopic interlaminar technique with unilateral approach: prospective 2-year results of 74 patients[J]. Clin Spine Surg, 2011, 24(5): 281–287.
- 20. Lee CW, Yoon KJ, Jun JH. Percutaneous endoscopic laminotomy with flavectomy by uniportal, unilateral approach

for the lumbar canal or lateral recess stenosis [J]. World Neurosurg, 2018, 113: e129-e137.

- Ito F, Ito Z, Shibayama M, et al. Step-by-step sublaminar approach with a newly -designed spinal endoscope for unilateral-approach bilateral decompression in spinal stenosis [J]. Neurospine, 2019, 16(1): 41-51.
- 22. Huang YH, Lien FC, Chao LY, et al. Full endoscopic uniportal unilateral laminotomy for bilateral decompression in degenerative lumbar spinal stenosis: highlight of ligamentum flavum detachment and survey of efficacy and safety in 2 years of follow-up[J]. World Neurosurg, 2020, 134: e672–e681.
- Guiot BH, Khoo LT, Fessler RG. A minimally invasive technique for decompression of the lumbar spine [J]. Spine, 2002, 27(4): 432–438.

(收稿日期:2024-01-31 末次修回日期:2024-04-19)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 卢庆震)

基金项目:上海市浦东新区卫生系统特色专病建设资助项目 (PWZzb2022-22)