

DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20240023

• 专题报道 •

# 1例Lenke 1BN型青少年特发性脊柱侧凸矫形术后的有限元生物力学分析

吴浩然<sup>1△</sup>, 王玲<sup>2△</sup>, 张慧杰<sup>1</sup>, 倪松智<sup>1</sup>, 马晓<sup>3</sup>, 李明<sup>1\*</sup>

1. 海军军医大学(第二军医大学)第一附属医院脊柱外科, 上海 200433

2. 海军军医大学(第二军医大学)第二附属医院门诊部, 上海 200003

3. 海军军医大学(第二军医大学)第二附属医院脊柱外科, 上海 200003

**[摘要]** **目的** 用有限元法模拟不同远端固定椎(LIV)选择下的青少年特发性脊柱侧凸(AIS)矫形手术, 分析术后远端叠加现象发生的生物力学基础, 为术后预防叠加现象提供参考依据和理论支持。**方法** 选取在海军军医大学(第二军医大学)第一附属医院脊柱外科进行手术治疗的1例Lenke 1BN型AIS患者(年龄13岁, 身高152 cm, 体重51 kg), 构建全脊柱三维仿真有限元模型, 通过计算机模拟不同LIV选择下的矫形手术, 分析选择不同LIV术后次弯代偿表现及未融合部分各椎间盘的最大应力。**结果** 未融合部分椎间盘最大应力从远端到近端逐渐增大, 当LIV选择在下端椎L<sub>1</sub>时L<sub>1/2</sub>椎间盘最大应力超过L<sub>2/3</sub>椎间盘最大应力约85%, 当LIV选择在下端椎下方椎体L<sub>2</sub>、L<sub>3</sub>时, 未融合节段椎间盘近端与远端每节的最大应力差别在20%左右。**结论** 对于Lenke 1BN型AIS患者, LIV选择在下端椎下方椎体可减少叠加现象的发生风险。

**[关键词]** 青少年特发性脊柱侧凸; 矫形模拟; 有限元分析; 生物力学

**[引用本文]** 吴浩然, 王玲, 张慧杰, 等. 1例Lenke 1BN型青少年特发性脊柱侧凸矫形术后的有限元生物力学分析[J]. 海军军医大学学报, 2024, 45(6): 700-707. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20240023.

## A case of Lenke type 1BN adolescent idiopathic scoliosis after corrective surgery: a finite element biomechanical analysis

WU Haoran<sup>1△</sup>, WANG Ling<sup>2△</sup>, ZHANG Huijie<sup>1</sup>, NI Songzhi<sup>1</sup>, MA Xiao<sup>3</sup>, LI Ming<sup>1\*</sup>

1. Department of Spinal Surgery, The First Affiliated Hospital of Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China

2. Outpatient Department, The Second Affiliated Hospital of Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200003, China

3. Department of Spinal Surgery, The Second Affiliated Hospital of Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200003, China

**[Abstract]** **Objective** To analyze the biomechanical basis of adding-on phenomenon using finite element method to simulate orthodontic surgery for adolescent idiopathic scoliosis (AIS) under different lowest instrumented vertebra (LIV) selections, so as to provide reference and theoretical support for the prevention of adding-on phenomenon after operation. **Methods** A Lenke type 1BN AIS patient (age 13 years old, body height 152 cm, body weight 51 kg) treated in Department of Spinal Surgery of The First Affiliated Hospital of Naval Medical University (Second Military Medical University) was enrolled. A 3-dimensional finite element model of the patient's spine was constructed. Then, the AIS orthomorphia under different LIV options was simulated by computer to study the sub-curve compensation and maximum stress of the different unfused intervertebral discs. **Results** The maximum stress of the unfused intervertebral discs gradually increased from distal to proximal. When the LIV was located at L<sub>1</sub> (the lower end vertebra), the maximum stress of the L<sub>1/2</sub> disc was about 85% higher than that of the L<sub>2/3</sub> disc. When the LIV was located at L<sub>2</sub> and L<sub>3</sub>, the maximum stress difference between unfused intervertebral discs was about 20%. **Conclusion** For Lenke type 1BN AIS patients, LIV below the lower end vertebra can reduce the risk of adding-on phenomenon.

**[Key words]** adolescent idiopathic scoliosis; orthomorphia simulation; finite element analysis; biomechanics

**[Citation]** WU H, WANG L, ZHANG H, et al. A case of Lenke type 1BN adolescent idiopathic scoliosis after corrective surgery: a finite element biomechanical analysis[J]. Acad J Naval Med Univ, 2024, 45(6): 700-707. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20240023.

[收稿日期] 2024-01-10 [接受日期] 2024-02-27

[作者简介] 吴浩然, 博士生, 住院医师. E-mail: 717382270@qq.com; 王玲, 护师. E-mail: 874766182@qq.com

△共同第一作者(Co-first authors).

\*通信作者(Corresponding author). Tel: 021-31161700, E-mail: limingspine0103@126.com

青少年特發性脊柱側凸 (adolescent idiopathic scoliosis, AIS) 是一種原因不明、脊柱在冠狀面上偏離中線並伴有椎體旋轉和矢狀面曲度改變的畸形,若不及時治療,部分患者會持續加重,引起軀體嚴重畸形,從而影響神經、心肺功能,還會給患者心理健康造成嚴重危害<sup>[1-2]</sup>。文獻報道,AIS在青少年中的發病率為2%~4%<sup>[3]</sup>,雖然沒有相關統計,但我國人口基数大,患者絕對數量驚人。由於病因不明,目前對於AIS還沒有有效的預防干預措施。研究表明,對於Cobb角 $<40^\circ$ 的輕度AIS患者,如果骨骼發育尚未成熟,可以用石膏或支具治療控制其進展;而對於Cobb角 $>45^\circ$ 的患者,即使骨骼已發育成熟,畸形也會隨著年齡增長繼續加重,應用石膏、支具控制的效果並不確切,所以矯形手術是其唯一有效的治療方式<sup>[4-6]</sup>。應用器械進行手術矯形是目前中重度AIS的有效治療方式。全椎弓根螺釘技術出現後,對柔韌性好的脊柱側凸可以達到80%以上的矯正率,對重度脊柱側凸結合截骨松解技術也可達到良好的畸形矯正效果<sup>[7]</sup>。

為保留脊柱的運動功能、提高患者生活質量,手術矯形時會盡量縮短固定節段。在臨床實踐中,通常對脊柱側凸的主彎或結構性彎進行融合,而對於較小的次彎或代償彎不融合,主彎矯形後患者軀幹會自發代償,次彎通常會自發得到一定程度的矯正<sup>[8-9]</sup>。但次彎的自發代償行為本身是不可控的且存在個體差異,畸形形態類似的不同患者主彎矯形後次彎的代償可能會有很大差別。預先評估次彎的代償行為對於矯形手術策略制定、融合節段選擇非常重要,目前臨床實踐中主要通過患者術前動力位靜態X線片評估的側凸柔韌性間接判斷次彎的代償能力,術者只能憑經驗定性預估後決定手術策略<sup>[10-11]</sup>。

正是由於難以準確預測次彎代償行為,脊柱側凸矯形術後常常發生一些術者預料之外的失代償現象,如Lenke 1/2型側凸術後遠端疊加現象(adding-on phenomenon)。疊加現象是脊柱側凸矯形術後的一種冠狀面失代償現象,表現為手術後原側凸向未融合節段延伸加重、累及椎體數目增多的現象,這種延伸疊加現象既可以發生在手術矯形區遠端,也可能發生在近端,它影響了手術效果和患者滿意度,嚴重者甚至需要二次手術,增加了患者的痛苦和經濟負擔。疊加現象與很多因素有關,

如患者的骨骼成熟度、融合節段選擇、軀幹平衡等因素;很多學者也據此提出預防策略,但由於對其發生機制缺乏深入了解,目前還不能有效預防疊加現象<sup>[11-13]</sup>。

AIS術後出現疊加現象等問題的根本原因是目前對脊柱代償特性缺乏有效評估手段,難以全面的認識和了解。例如,在術前根據脊柱柔韌性評估次彎代償能力時,常常把次彎當成一個整體,假設次彎每個節段都能代償且代償能力是均勻的;但實際上,常出現術後未融合節段各部分代償不一致的現象,也經常發生未融合節段近端過度代償而遠端代償不足的情況,有學者推測這是發生疊加現象的重要原因<sup>[14]</sup>。產生代償不均勻的原因,一方面,可能是各未融合節段本身的柔韌性不同。有文獻報道了胸彎、腰彎的柔韌性分布,結果表明側凸各區段柔韌性差異很大<sup>[15-16]</sup>。另一方面,側凸次彎代償行為受矯形的力學傳導效應影響,越鄰近矯形節段矯形力傳導可能越大,這種情況與鄰近節段退變(adjacent segment degeneration)、近端交界性后凸(proximal junctional kyphosis)等其他胸腰椎手術常見併發症的发生力學機制相似<sup>[17-18]</sup>。

深入研究脊柱次彎代償對於進一步減少術後脊柱失代償併發症具有重要意義,但目前對次彎代償行為的評估還停留在簡單的臨床影像學和經驗判斷階段,並未達到定量、準確的要求,更談不上從生物力學的角度闡釋代償的機制和規律。目前文獻報道的脊柱側凸矯形模型大多建立在靜態應力分布的基礎上,未考慮脊柱的動態代償<sup>[19-21]</sup>。這是因為對脊柱代償行為的生物力學研究存在很大困難,如代償行為涉及人體肌肉、骨骼和神經系統複雜的協調調節機制,體外的力學測試不能達到研究目的;脊柱各節段生物力學行為不均一,同樣是椎間盤組織,胸椎和腰椎在力學特性上就有很大不同,而現有很多計算機三維有限元模型研究還不能精細化區分<sup>[22-25]</sup>。因此,進一步研究脊柱代償行為,必須在現有條件下進行嘗試及替代並不斷地接近實體的真實狀態。

脊柱側凸是脊柱在形態學上的一種畸形,這種畸形會隨著外在矯形力的變化而變化。臨床實踐中醫師可通過仰臥側屈位、懸吊牽引位、支點側屈位、牽引推壓位<sup>[26]</sup>等X線片影像學資料評估患者脊柱的柔韌性,預估矯形效果。為了將在體影

像整合入三维有限元模型,本课题组前期已经利用连续外力测试侧凸反应性的仪器设备(专利号:ZL201510666988.X)获取了不同患者个体化的生物力学体反应特征曲线<sup>[27]</sup>,并在此基础上结合传统三维有限元模型,调整材料属性,建立了1例Lenke 1BN型AIS高仿真全脊柱三维有限元模型,验证结果表明该模型在纵向负荷的加载上能够准确模拟实体的反应特征。

在上述研究基础上,通过调整脊柱各节段椎间盘材料参数,在原Lenke 1BN型AIS模型基础上完成仰卧侧屈位X线片验证,使模型更接近实体脊柱的功能表现和代偿行为。在优化模型上初步构建矫形代偿模型,通过改变远端固定椎(lowest instrumented vertebra, LIV)选择,对未融合次弯各椎间盘进行应力分析,探究叠加现象的生物力学基础,为临床手术策略的制定提供直观、科学的依据。

## 1 资料和方法

**1.1 病例资料** 选择1例海军军医大学(第二军医大学)第一附属医院脊柱外科收治的女性Lenke 1BN型AIS患者,年龄13岁,身高152 cm,体重51 kg,有完整的影像学资料,包括全脊柱正侧位X线片、左右弯曲位(bending位)X线片及全脊柱CT图像。患者基本影像学参数:冠状面Cobb角为 $T_2\sim T_7$   $15^\circ$ 、 $T_7\sim L_1$   $36^\circ$ 、 $L_1\sim L_4$   $25^\circ$ ,矢状面Cobb角为 $T_5\sim T_{12}$   $28^\circ$ 、 $T_{10}\sim L_2$   $5^\circ$ 、 $L_1\sim S_1$   $40^\circ$ ,Risser分级4级(图1)。患者本人及家属有强烈的手术意愿。

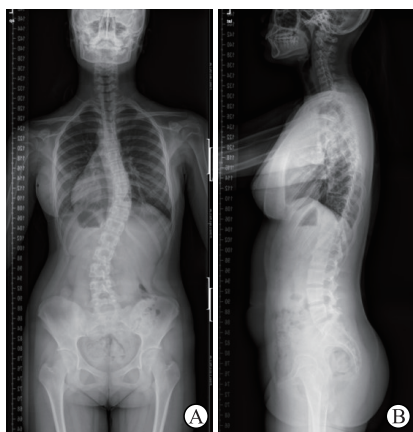


图1 全脊柱正位(A)、侧位(B)X线片

Fig 1 Frontal (A) and lateral (B) X-ray images of full spine

**1.2 软硬件环境** 采用西门子64排螺旋CT机进行全脊柱薄层CT扫描;有限元分析基于DELL PRECISION塔式工作站进行,其配置为128 G内存,主频3.2 G的双4核CPU,型号为Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2609 v2@2.50GHz; Origin 8.0软件(OriginLab公司开发的一个科学绘图、数据分析软件)用于有限元数据和图表的处理分析; Mimics 21软件(比利时Materialise公司开发)用于分离骨与软组织,获得单独的椎体供后续分析; SolidWorks 2019软件(美国达索公司开发)用于侧弯脊柱置钉; Geomagic Studio 2014软件(美国Geomagic公司开发)用于三维几何模型的构建; HyperMesh 14.0软件(美国Altair公司开发)用于划分有限元网格; Abaqus 6.14-5软件(法国达索Simulia公司开发)用于有限元模型的构建及后续力学分析; Adobe Photoshop CC软件(由Adobe Systems开发和发行的图像处理软件)用于侧屈位X片坐标的读取。

**1.3 全脊柱建模** 建模简要过程如图2所示,有限元模型包括脊柱各椎体( $T_1\sim L_5$ )、椎间盘(含髓核和纤维环)、韧带、关节结构。韧带模型包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带及横突间韧带,各组织材料属性参考文献[28-32]。骨组织使用C3D6四面体单元,取椎体最外一层为骨皮质;纤维环、髓核和终板使用C3D8六面体单元,骨皮质的厚度为1 mm,终板的厚度为0.5 mm;韧带使用实常数不同的T3D2单元进行模拟,设置为只受牵拉不受压。赋予主弯及上下方次弯椎间盘不同的弹性模量,探索调整合理配置,实现模型与患者术前仰卧侧屈位X线片的拟合,通过形态学、主次弯Cobb角度、各椎体中心坐标分布完成仰卧侧屈位X线片的功能表现验证。

**1.4 钉棒系统建模** 通过SolidWorks 2019软件,对椎弓根螺钉和螺帽各自进行形态描述建模,由于本研究关注点不是螺钉与螺帽的相互关系及作用力,因此将两者的接触描述简化,计为一个整体进行描述运算。螺钉与椎弓根接触及拔出力等问题也不是本研究关注点,因此对螺钉的螺纹进行简化处理。为生成矫形棒,首先将实际手术矫形节段 $T_6\sim L_2$ 导入到SolidWorks 2019软件中,根据实际手术置钉情况,对矫形侧 $T_6$ 、 $T_7$ 、 $T_9$ 、 $T_{10}$ 、 $T_{11}$ 、 $T_{12}$ 、 $L_1$ 、 $L_2$ 节段进行置钉。而后根据每个椎弓根



钉钉头圆柱的中心点,拟合样条曲线,在垂直轴线一端的平面上建立直径接近钉头孔径的圆,沿着轴线拉伸约1 cm,生成矫形棒的几何形态。同样的方法生成支撑侧钉棒模型。使用HyperMesh 14.0软件录入在SolidWorks 2019软件中描述好形态的钉棒模型,通过布尔运算,将钉子减掉矫形棒,得

到空心圆柱钉子。钉棒模型生成过程如图3所示。用embed状态描述螺钉与椎体之间关系,从而模拟螺钉植入。矫形棒和螺钉之间设为接触关系,摩擦系数为0.05,螺钉及矫形棒的材料为钛合金,弹性模量 $1.2 \times 10^5$  MPa,泊松比为0.342<sup>[33]</sup>。

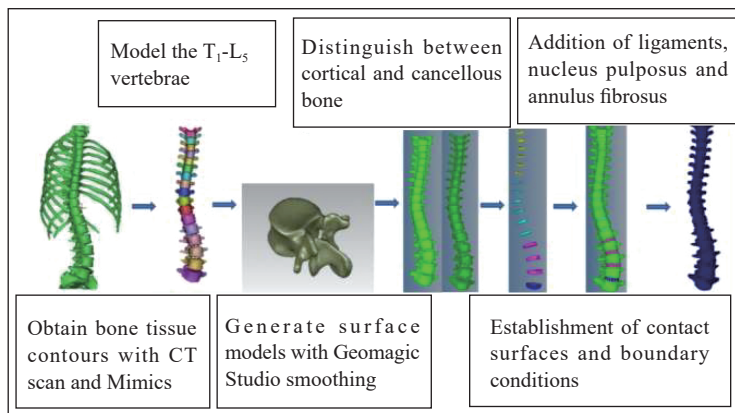


图2 全脊柱有限元模型制作简要流程图

Fig 2 Brief flowchart for full spine finite element modelling

CT: Computed tomography.

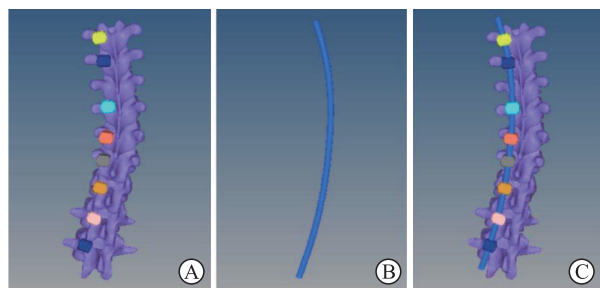


图3 钉棒模型生成过程

Fig 3 Nail rod model generation process

A: Description of nail placement; B: Orthopedic rod generation; C: Nail rod model generation.

1.5 手术矫形模拟 本课题组前期已有较为成熟的矫形模型,用以研究不同置钉策略和置钉密度对矫形效果的影响。其手术过程主要包括矫形侧钉棒固定-矫形侧转棒矫形-支撑侧钉棒固定等,结合本研究实际,矫形方案调整后简述如下:根据术中各椎体的进钉位置及角度置入螺钉,矫形棒的预弯弧度与患者自身胸弯侧凸弧度有关,在矫形棒生成过程中已详细叙述,不再赘述,钉棒之间设定为接触状态,允许矫形棒在承受摩擦力下发生旋转与平移。在转棒矫形过程中,以矫形棒两端连线的中点为圆心,圆心与矫形棒建立 coupling 耦合连接,该约束相当于刚性连接;在矫形过程中首先固定L<sub>5</sub>底面,矫形棒以两端连线为轴,以两端连线的中

点为圆心,在冠状面旋转90°,将施加在圆心上的角位移转化为棒的角位移,即将右凸转化为后凸(图4)。分别模拟LIV选择在下端椎L<sub>1</sub>及L<sub>2</sub>和L<sub>3</sub>下的矫形手术,对手术区域下方未融合椎间盘进行应力分析。

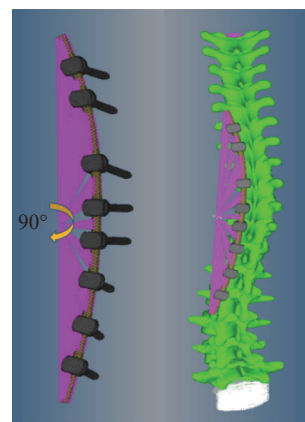


图4 转棒过程的有限元模拟

Fig 4 Finite element simulation of the rod-turning process

## 2 结果

2.1 全脊柱有限元模型 本模型共包括238 665个C3D6四面体实体单元,248 247个C3D8六面体实体单元,共486 912个单元和351 510个节点。通过调整主次弯(主弯T<sub>7</sub>~L<sub>1</sub>,上方次弯T<sub>2</sub>~T<sub>7</sub>,下



方次弯 L<sub>1</sub>~L<sub>4</sub>) 椎间盘部分材料赋值(表 1), 与患者的术前仰卧侧屈位 X 线片进行功能表现拟合。经过形态学(图 5)及各椎体中心位置(图 6)验证,

该模型可以仿真模拟患者脊柱的实际功能表现, 能够满足后期有限元矫形模拟要求。

表 1 材料赋值调整结果

Tab 1 Material assignment adjustment results

Mechanical property	Cortical bone	Cancellous bone	Ligament	Nucleus pulposus	Annulus fibrosus of T <sub>2</sub> -T <sub>7</sub>	Annulus fibrosus of T <sub>7</sub> -L <sub>1</sub>	Annulus fibrosus of L <sub>1</sub> -L <sub>4</sub>
Elasticity modulus/MPa	12 000	100	20	1	110	32.5	7.5
Poisson ratio	0.3	0.2	0.3	0.49	0.3	0.3	0.3

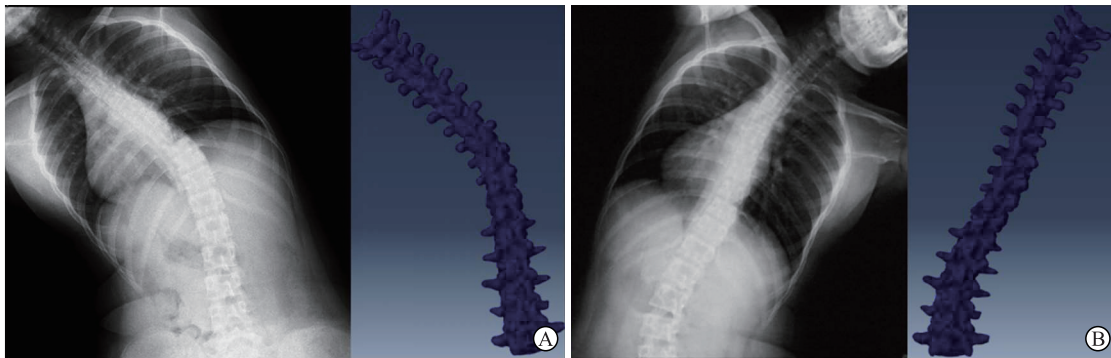


图 5 全脊柱有限元模型的形态学验证

Fig 5 Morphological validation of the full spine finite element model

A: Left bending position; B: Right bending position.

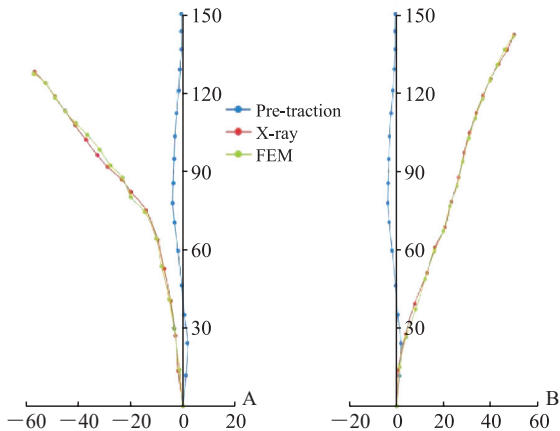


图 6 全脊柱有限元模型各椎体中心位置验证

Fig 6 Validation of the center position of each vertebra in full spine finite element model

Vertical coordinates indicate height (cm) and horizontal coordinates indicate distance (cm). A: Left bending position; B: Right bending position; FEM: Finite element method.

2.2 未融合节段椎间盘应力分析 当 LIV 在 L<sub>1</sub>(下端椎) 时, 椎间盘最大应力由融合近端至远端表现为 L<sub>1/2</sub> 比 L<sub>2/3</sub> 高约 85%, L<sub>2/3</sub> 比 L<sub>3/4</sub> 高约 14%, L<sub>3/4</sub> 比 L<sub>4/5</sub> 高约 25%; 当 LIV 在 L<sub>2</sub> 时, 椎间盘最大应力由融合近端至远端表现为 L<sub>2/3</sub> 比 L<sub>3/4</sub> 高约 13%, L<sub>3/4</sub> 比 L<sub>4/5</sub> 高约 17%; 当 LIV 在 L<sub>3</sub> 时, 椎间盘最大应

力由融合近端至远端表现为 L<sub>3/4</sub> 比 L<sub>4/5</sub> 高约 28%。见表 2。

表 2 选择不同 LIV 下方次弯未融合节段各椎间盘最大应力表现

Tab 2 Maximum stress manifestation of each intervertebral disc in the unfused segment of the inferior sub-curve with different LIV selections

Intervertebral disk	MPa		
	LIV selected in L <sub>1</sub>	LIV selected in L <sub>2</sub>	LIV selected in L <sub>3</sub>
L <sub>1/2</sub>	1.670		
L <sub>2/3</sub>	0.901	1.195	
L <sub>3/4</sub>	0.787	1.053	0.639
L <sub>4/5</sub>	0.632	0.897	0.499

LIV: Lowest instrumented vertebra.

### 3 讨论

随着对 AIS 研究的不断深入, 学者们发现生物力学因素贯穿了 AIS 的形成与发展, 并且极大影响着疾病转归, 因此研究其内在的生物力学变化对于疾病的诊治意义重大。AIS 是涉及三维平面的畸形, 不仅在冠状面上偏离中线, 还伴有椎体旋转和矢状面曲度的改变。同时脊柱结构复杂, 构成脊柱的椎体、椎间盘及周围的韧带、肌肉等软组织的生

物力学特性各异,行为组合复杂,涉及生物力学变化多样。体外实验由于尸体标本的组织活性与实体存在较大差异,因此难以反映其生理状态下的功能状态,存在较大模拟误差,而伦理问题让我们无法在活体上进行反复大量的实验。随着计算机技术的发展,有限元模型由于其动态演示的稳定及可重复性,对于复杂结构及系统的应力应变分析具有体内外实验所不能比拟的优势,也越来越多地承担起生物力学研究的任务,广泛应用于脊柱侧凸的病因研究、支具及手术模拟。

在 AIS 的有限元建模方面,虽然目前很多文献采用的材料赋值相近,但是普适的赋值对于不同人群的适用性因年龄、性别和脊柱健康状况而异,对于 AIS 患者而言,每个人都存在特异的生物力学在体反应特征曲线,显然无法用普适的赋值模拟个体脊柱状况。如何优化组织材料参数,使其更符合患者个体化脊柱功能表现,对于有限元模拟的准确性至关重要。例如基本的椎体骨质构成,椎体由外到内由骨皮质和骨松质构成,学者针对不同研究目的对于椎体骨质材料赋值的方式也存在差异:文毅等<sup>[34]</sup>建立的 L<sub>4/5</sub> 有限元模型,根据椎体表面不同灰度值赋予其 10 种不同材料属性,来研究不同重量负荷下椎间盘各部分的应力变化;张聪等<sup>[35]</sup>建立的 AIS 患者腰椎-骨盆有限元模型,则采用均质材料属性为骨皮质与骨松质赋值,研究不同姿势不同载荷下椎间盘的受力情况及椎体位移变化。本研究的目的在于分析矫形术后下方未融合节段各部分椎间盘应力,所以反映患者脊柱在外力作用下的个体化功能表现尤为重要。因此,本研究通过调整脊柱不同部位椎间盘材料赋值,实现与患者术前仰卧侧屈位 X 线片的功能表现拟合,经过验证表明优化模型可以模拟患者脊柱在外力作用下的实际功能表现,为矫形模拟打下了基础。

在 Lenke 1 型 AIS 患者中,减少融合节段保留腰椎活动能力,对于维持患者运动功能、减少疼痛及提高生活质量有重要意义,通常采用选择性融合主弯的方式,未融合次弯则依靠自身代偿。在制定手术方案时,为获得良好的整体平衡并减少术后并发症(如多见于 Lenke 1 型 AIS 的叠加现象),文献已报道了多种 LIV 选择策略<sup>[36-37]</sup>。很多学者也提出了叠加现象的预防策略,但由于对其发生机制缺乏了解,还是不能避免此现象<sup>[11-13]</sup>。深入研究脊

柱矫形术后生物力学机制对进一步降低并发症有重要意义,目前大量研究证实次弯代偿在各节段之间并不均匀,主要影响近端部分,而远端部分代偿行为表现较弱<sup>[38-39]</sup>。本研究在优化模型基础上,通过计算机模拟矫形手术,尝试了不同 LIV 方案的矫形模拟,对未融合部分各节段椎间盘进行应力分析,探讨术后远期并发症如叠加现象的生物力学因素。

在 3 种 LIV 选择情况下,从远端到近端未融合椎间盘最大应力均逐渐增大,当 LIV 选择在下端椎 L<sub>1</sub> 时, L<sub>1/2</sub> 椎间盘的最大应力高于 L<sub>2/3</sub> 椎间盘最大应力约 85%;当 LIV 选取在下端椎下方椎体 L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub> 时,未融合节段近端与远端椎间盘每节的最大应力差别在 20% 左右。这提示当选择 LIV 在下端椎时,近端椎间盘承受应力明显高于远端下一个椎间盘,从生物力学角度分析,其远期出现叠加现象的风险较高。对于 Lenke 1BN 型 AIS 患者而言,避开下端椎、适当延长固定节段可在一定程度上避免叠加现象的发生。

本研究通过结合在体影像学测量与有限元建模,探索细化不同部位椎间盘材料赋值,实现了术前仰卧侧屈位的验证,构建了更符合患者个体脊柱功能表现的全脊柱模型,这种探索具有一定创新性,对于未来的个体化脊柱建模有一定的借鉴意义。目前大多数的有限元矫形模型几乎都是只截取手术区域建模,研究其内部应力变化和预估矫形效果,很少有纳入全脊柱的矫形模型,原因在于每多一个椎体,模拟计算量会呈现几何倍数的增长。本研究的目的在于分析未融合下方次弯各部分椎间盘的应力情况,所以进行了全脊柱矫形模拟,也得到了一些符合实际情况的结论,证明本研究探索过程基本合理。

现代的影像学手段已经可以精确描述解剖细节,能够提供充足的有限元建模形态学资料,可以实现高度的形态拟合及满意的细节描述。但材料赋值一直是一个被忽略的关键,材料学体现的数值是否适用于真实人体,以及不同个体之间是否存在显著差异,甚至是同一个体的组织结构在不同部位不同功能状态下是否存在力学表现差别,都值得深入思考研究。有限元模拟毕竟是围绕计算机算法的物理方式,通过合理区域化材料赋值拟合真实个体局部的力学表现具有一定潜力,从而在临床无法得知细节的时候,可以先对整体的功能表现进行拟合。

本研究通过模拟不同 LIV 选择下的矫形手术,为叠加现象提供了生物力学方面的解释,得出了对于 Lenke 1BN 型 AIS 患者而言,避开下端椎、适当延长固定节段可一定程度避免叠加现象发生的结论,其中具体的应力数值,相信会在以后有限元模拟的继续发展及学者不断的深入研究中得到验证。

### [参考文献]

- [1] DUNN J, HENRIKSON N B, MORRISON C C, et al. Screening for adolescent idiopathic scoliosis: evidence report and systematic review for the US preventive services task force[J]. *JAMA*, 2018, 319(2): 173-187. DOI: 10.1001/jama.2017.11669.
- [2] ESSEX R, BRUCE G, DIBLEY M, et al. A systematic scoping review and textual narrative synthesis of long-term health-related quality of life outcomes for adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Int J Orthop Trauma Nurs*, 2021, 40: 100844. DOI: 10.1016/j.ijotn.2021.100844.
- [3] HORNE J P, FLANNERY R, USMAN S. Adolescent idiopathic scoliosis: diagnosis and management[J]. *Am Fam Physician*, 2014, 89(3): 193-198.
- [4] MAKKI N, ZHAO J, LIU Z, et al. Genomic characterization of the adolescent idiopathic scoliosis-associated transcriptome and regulome[J]. *Hum Mol Genet*, 2021, 29(22): 3606-3615. DOI: 10.1093/hmg/ddaa242.
- [5] ZAGALAZ-ANULA N, LEÓN-MORILLAS F, ANDRADRE-ORTEGA J A, et al. Case report: conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis can alter the perception of verticality. A preliminary study[J]. *Front Pediatr*, 2020, 8: 609555. DOI: 10.3389/fped.2020.609555.
- [6] JADA A, MACKEL C E, HWANG S W, et al. Evaluation and management of adolescent idiopathic scoliosis: a review[J]. *Neurosurg Focus*, 2017, 43(4): E2. DOI: 10.3171/2017.7.FOCUS17297.
- [7] LONNER B S, REN Y, YASZAY B, et al. Evolution of surgery for adolescent idiopathic scoliosis over 20 years: have outcomes improved?[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2018, 43(6): 402-410. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002332.
- [8] NEGRINI S, DONZELLI S, AULISA A G, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth[J]. *Scoliosis Spinal Disord*, 2018, 13: 3. DOI: 10.1186/s13013-017-0145-8.
- [9] BANNO T, YAMATO Y, OBA H, et al. Preoperative thoracic curve magnitude and L<sub>4</sub> end vertebra were risk factors for subjacent disc wedging after selective thoracolumbar/lumbar fusion with L<sub>3</sub> as the lowest instrumented vertebra in Lenke type 5 curve patients[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2021, 46(16): E878-E887. DOI: 10.1097/BRS.0000000000003961.
- [10] SAKAI D, SCHOL J, HIYAMA A, et al. Simultaneous translation on two rods improves the correction and apex translocation in adolescent patients with hypokyphotic scoliosis[J]. *J Neurosurg Spine*, 2021, 34(4): 597-607. DOI: 10.3171/2020.8.SPINE201232.
- [11] LIU C W, LENKE L G, TAN L A, et al. Selection of the lowest instrumented vertebra and relative odds ratio of distal adding-on for Lenke type 1A and 2A curves in adolescent idiopathic scoliosis: a systematic review and meta-analysis[J]. *Neurospine*, 2020, 17(4): 902-909. DOI: 10.14245/ns.2040234.117.
- [12] TAN J H, HEY H W D, WONG G, et al. Lumbar adding-on of the thoracic spine after selective fusion in adolescent idiopathic scoliosis Lenke types 1 and 2 patients: a critical appraisal[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2021, 46(3): E167-E173. DOI: 10.1097/BRS.0000000000003806.
- [13] YANG M, ZHAO Y, YIN X, et al. Prevalence, risk factors, and characteristics of the “adding-on” phenomenon in idiopathic scoliosis after correction surgery: a systematic review and meta-analysis[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2018, 43(11): 780-790. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002423.
- [14] 杨长伟,夏士博,杨明园,等.青少年特发性脊柱侧凸术后 adding-on 现象病例分析及分类初探[J]. *中国骨与关节杂志*, 2017, 6(1): 10-14. DOI: 10.3969/j.issn.2095-252X.2017.01.003.
- [15] ZHAO J, FAN J, CHEN Y, et al. A retrospective controlled clinical study of Cobb angle distribution of the main thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Medicine (Baltimore)*, 2018, 97(28): e11473. DOI: 10.1097/MD.00000000000011473.
- [16] ZHAO J, FAN J, SHEN H, et al. Characteristics of Cobb angle distribution in the main thoracolumbar/lumbar curve in adolescent idiopathic scoliosis: a retrospective controlled clinical study[J]. *Medicine (Baltimore)*, 2018, 97(25): e11216. DOI: 10.1097/MD.00000000000011216.
- [17] WANG T, DING W. Risk factors for adjacent segment degeneration after posterior lumbar fusion surgery in treatment for degenerative lumbar disorders: a meta-analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 582. DOI: 10.1186/s13018-020-02032-7.
- [18] DOODKORTE R J P, VERCOULEN T F G, ROTH A K, et al. Instrumentation techniques to prevent proximal junctional kyphosis and proximal junctional failure in adult spinal deformity correction—a systematic review of biomechanical studies[J]. *Spine J*, 2021, 21(5): 842-854. DOI: 10.1016/j.spinee.2021.01.011.
- [19] GRÜNWARD A T D, ROY S, ALVES-PINTO A, et al.



- Assessment of adolescent idiopathic scoliosis from body scanner image by finite element simulations[J]. *PLoS One*, 2021, 16(2): e0243736. DOI: 10.1371/journal.pone.0243736.
- [20] MALIK A T, KHAN S N. Predictive modeling in spine surgery[J]. *Ann Transl Med*, 2019, 7(Suppl 5): S173. DOI: 10.21037/atm.2019.07.99.
- [21] FALDINI C, PERNA F, BORGHI R, et al. Direct vertebral rotation and differently shaped dual rod translation technique in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *J Biol Regul Homeost Agents*, 2017, 31(4 suppl 1): 91-96.
- [22] CHUNG C L, KELLY D M, SAWYER J R, et al. Mechanical testing of a novel fastening device to improve scoliosis bracing biomechanics for treating adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Appl Bionics Biomech*, 2018, 2018: 7813960. DOI: 10.1155/2018/7813960.
- [23] ROTH A K, BEHESHTIHA A S, VAN DER MEER R, et al. Validation of a finite element model of the thoracolumbar spine to study instrumentation level variations in early onset scoliosis correction[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021, 117: 104360. DOI: 10.1016/j.jmbm.2021.104360.
- [24] BARBERA L L, LARSON A N, RAWLINSON J, et al. In silico patient-specific optimization of correction strategies for thoracic adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2021, 81: 105200. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105200.
- [25] VERGARI C, CHEN Z, ROBICHON L, et al. Towards a predictive simulation of brace action in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2021, 24(8): 874-882. DOI: 10.1080/10255842.2020.1856373.
- [26] CHEN Z Q, WANG C F, BAI Y S, et al. Using precisely controlled bidirectional orthopedic forces to assess flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: comparisons between push-traction film, supine side bending, suspension, and fulcrum bending film[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(20): 1679-1684. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31820e6265.
- [27] 白锦毅,李博,赵云飞,等. Lenke I型青少年特发性脊柱侧凸患者生物力学在体反应特征曲线[J]. *第二军医大学学报*, 2020, 41(11): 1203-1207. DOI: 10.16781/j.0258-879x.2020.11.1203.
- BAI J Y, LI B, ZHAO Y F, et al. *In vivo* biomechanical response characteristic curve in Lenke type I adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Acad J Sec Mil Med Univ*, 2020, 41(11): 1203-1207. DOI: 10.16781/j.0258-879x.2020.11.1203.
- [28] LIANG Y, CAO Y, GONG Z, et al. A finite element analysis on comparing the stability of different posterior fixation methods for thoracic total en bloc spondylectomy[J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 314. DOI: 10.1186/s13018-020-01833-0.
- [29] LIAO J C. Impact of osteoporosis on different type of short-segment posterior instrumentation for thoracolumbar burst fracture-a finite element analysis[J]. *World Neurosurg*, 2020, 139: e643-e651. DOI: 10.1016/j.wneu.2020.04.056.
- [30] LI J, ZHANG L C, LI J, et al. A hybrid uniplanar pedicle screw system with a new intermediate screw for minimally invasive spinal fixation: a finite element analysis[J]. *Biomed Res Int*, 2020, 2020: 5497030. DOI: 10.1155/2020/5497030.
- [31] 和雨洁,康志杰,薛明明,等. 青少年胸椎经关节螺钉固定的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(9): 1365-1370.
- [32] 关天民,陈向禹,朱晔,等. 不同材料属性赋予下椎体的静力学分析[J]. *中国组织工程研究*, 2022, 26(21): 3357-3362.
- [33] 赵云飞. 力学性能优化的青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型建立及置钉策略的生物力学和临床回顾研究[D]. 上海: 第二军医大学, 2017.
- [34] 文毅,苏峰,刘肃,等. L<sub>4-5</sub>椎体有限元模型建立及退变椎间盘力学分析[J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(8): 1222-1227. DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.1083.
- [35] 张聪,赵岩,杜小宇,等. 青少年特发性脊柱侧凸腰主弯患者腰椎-骨盆的生物力学分析[J]. *中国组织工程研究*, 2020, 24(8): 1155-1161. DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2468.
- [36] KWAN M K, CHIU C K, TAN P H, et al. Radiological and clinical outcome of selective thoracic fusion for patients with Lenke 1C and 2C adolescent idiopathic scoliosis with a minimum follow-up of 2 years[J]. *Spine J*, 2018, 18(12): 2239-2246. DOI: 10.1016/j.spinee.2018.05.007.
- [37] SKAGGS D L, SEEHAUSEN D A, YAMAGUCHI K T Jr, et al. Assessment of lowest instrumented vertebra tilt on radiographic measurements in Lenke "C" modifier curves undergoing selective thoracic fusion in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Spine Deform*, 2016, 4(2): 125-130. DOI: 10.1016/j.jspd.2015.08.006.
- [38] BACHMANN K R, LU E, NOVICOFF W M, et al. The lumbosacral takeoff angle can be used to predict the postoperative lumbar Cobb angle following selective thoracic fusion in patients with adolescent idiopathic scoliosis[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2020, 102(2): 143-150. DOI: 10.2106/JBJS.19.00287.
- [39] ENERCAN M, KAHRAMAN S, COBANOGLU M, et al. Selective thoracic fusion provides similar health-related quality of life but can cause more lumbar disc and facet joint degeneration: a comparison of adolescent idiopathic scoliosis patients with normal population 10 years after surgery[J]. *Spine Deform*, 2015, 3(5): 469-475. DOI: 10.1016/j.jspd.2015.07.001.