

腰 5-骶 1 节段关节突关节结构异常的有限元分析

丁金勇^{1△} 徐继禧¹ 谭成双¹ 刘俊城¹ 李明波¹ 谢炜星¹ 任东成²

[摘要] 目的:建立腰 5-骶 1 关节突关节结构异常的有限元模型,观察关节突关节结构异常对相应节段的生物力学特性的影响。方法:在腰 5-骶 1 节段建立 50° 关节突关节对称模型(双侧关节突关节分别为 50°)、55° 关节突关节对称模型(双侧关节突关节分别为 55°)、60° 关节突关节对称模型(双侧关节突关节分别为 60°),以及关节突关节不对称模型(双侧关节突关节分别为 50° 和 60°),在前屈、后伸、侧屈以及旋转的运动状态下,测量椎间盘内最大应力及关节突关节最大接触力。结果:在前屈、旋转状态下,关节突关节不对称模型显著增加了椎间盘内最大应力;在前屈、后伸、旋转状态下,关节突关节不对称模型显著增加了关节突关节的最大接触力。在前屈状态下,50° 对称模型、55° 对称模型、60° 对称模型的椎间盘内最大应力依次减小;后伸、侧屈、旋转状态下,这三个模型的椎间盘内最大应力无明显改变;在前屈及后伸状态下,50° 对称模型、55° 对称模型、60° 对称模型的关节突关节最大接触力依次增加;侧屈状态下无明显改变;在旋转状态下,50° 对称模型、55° 对称模型、60° 对称模型的关节突关节最大接触力依次减小。结论:在前屈、后伸、旋转状态下,关节突关节不对称会使相应的腰 5-骶 1 节段受到异常应力,在前屈和旋转状态下,关节突关节角度的改变会引起椎间盘内最大应力及关节突关节最大接触力的改变。

[关键词] 腰 5-骶 1; 关节突关节; 不对称; 有限元; 生物力学

[中图分类号] R681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2020)09-0023-06

Finite Element Analysis of Abnormal Facet Joint Structure of Lumbar 5-Sacral 1 Segment

DING Jinyong^{1△} XU Jixi¹ TAN Chengshuang¹ LIU Juncheng¹
LI Mingbo¹ XIE Weixing¹ REN Dongcheng²

¹ The First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, China;

² The Second Affiliated Hospital of Southern University of Science and Technology, Shenzhen 518000, Guangdong China.

Abstract Objective: To establish a finite element model of lumbar 5-sacral 1 joint abnormality and observe the biomechanical effects of abnormal joint structure on this corresponding segments. **Methods:** Symmetrical model with 50°, 55°, 60° on both facet joint and asymmetrical model with 50° and 60° each joint were established first. Intervertebral discs inner force and contact force were tested under flexion, extension, lateral flexion and rotational motion. **Results:** Under flexion and rotation, the facet asymmetrical model significantly increased the maximum stress in the intervertebral disc. In the flexion, extension and rotation, the facet asymmetrical model significantly increased the maximum contact force of the facet joint. In the flexion state the maximum stress in the intervertebral disc with the 50°, 55° and 60° facet model gradually decreased. There was no statistically significant different of maximum stress in the intervertebral discs in the posterior extension, lateral flexion and rotation state. In the extended extension state the maximum contact force of the facet joints of the 50°, 55° and 60° facet model increased sequentially. There was no significant changed under the lateral flexion state. In the rotated state, maximum contact force of the joint in 50°, 55° and 60° facet model were reduced gradually. **Conclusion:** In the flexion, extension and rotation state, the asymmetry of the facet joint will cause abnormal stress on lumbar 5-sacral 1 segment. In

the flexion and rotation state, intervertebral discs inner force and contact force will change if the facet joint angle changed.

Keywords: lumbar 5-sacral 1; facet joint; asymmetry; finite element; biomechanics

基金项目:广东省科技厅基金项目(2017ZC0137)

¹ 广州中医药大学第一附属医院(广州, 510405)

² 南方科技大学第二附属医院

[△]通信作者 E-mail: spinegzding@163.com

腰腿痛目前已位居门诊就诊原因的第二位^[1],患者人数众多。腰椎间盘突出症(LDH)是腰腿痛的主要原因之一,椎间盘相关的手术也占了脊柱手术的较大比例,每年给医疗卫生支出带来了沉重的负担^[2]。阐明腰椎间盘突出病理因素对防治腰椎间盘突出症至关重要。

反复的异常应力可能是造成椎间盘突出的主要原因之一,关节突关节是维持脊柱稳定性和承受脊柱轴向负荷的关键结构^[3]。有研究认为关节突关节结构异常(双侧关节突关节不对称以及关节突关节角度异常)可能会引起腰椎生物力学特性异常,是腰椎间盘突出原因之一^[4],并且可能是腰椎间盘突出后再突出的危险因素^[5]。但目前关于关节突关节结构异常(主要包括关节突关节双侧不对称和关节突关节角度的改变)与下腰椎椎间盘突出症的相关性的研究主要集中于临床研究,受限于单中心研究或者样本量较少等原因,两者的相关性尚未有最终的结论^[6-7]。因此,下腰椎的有限元生物力学特性研究,对于明确关节突关节结构异常对椎间盘的影响具有一定的意义。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取1例健康成年男性志愿者,年龄26岁,身高173 cm,体质量65 kg,无慢性腰痛病史,X线片及CT排除腰椎相关病变及畸形,对研究方案知情同意。

1.2 CT数据采集及扫描参数

采用64排螺旋CT(GE,Discovery CT750HD)对腰椎目标节段进行连续扫描,扫描球管电压130 kV,电流115 mAs,扫描架倾斜角0°,视界146 mm,层厚和层间距均为0.5 mm,图像矩阵为512×512。扫描范围从胸12椎体到骶1椎体,共计330层,扫描结果以标准Dicom格式保存。

1.3 方法

1.3.1 关节突关节角度的测量 如图1(a)所示,作一直线连接椎间盘中点(O,OE=OF)和棘突基底部中点(G),这条线平行于上椎体下端面,作为腰椎矢状轴。通过关节突关节面的内外端点(A和B,C和D)分别作一连线,这两条线分别与腰椎矢状轴相交所形成的角度即为关节突左右侧角度(α 为关节突关节左侧角度, β 为关节突关节右侧角度)。关节突关节不对称为 $|\alpha-\beta|>10^\circ$ 。图1(b)为某患者腰椎CT上腰5-骶1关节突关节角度的测量图,双侧角度差值 $|80.54^\circ-50.39^\circ|=30.15^\circ>10^\circ$,定义为关节突关节不对称。

1.3.2 腰椎三维几何模型的建立 将腰椎Dicom格式CT数据导入Mimics软件,通过阈值功能调整灰度值选中腰椎骨性结构,去除周围组织结构。运用切割蒙板(CropMask)功能删除腰3以上图像,保留腰3-

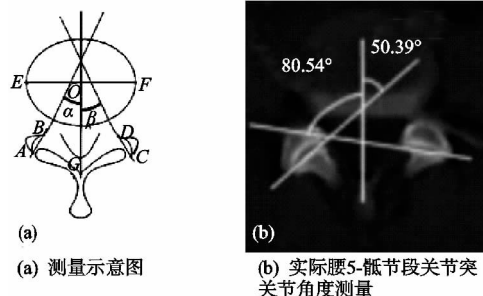


图1 关节突关节角度的测量方法

骶1节段。通过区域增长(Region Growing)和编辑蒙板(Edit Mask)功能对生成的腰3-骶1蒙板进行空洞填补和边缘修整,并通过三维重建(Calculate 3D from Mask)功能初步建成腰3-骶1的三维几何模型,用STL格式保存。将STL格式文件导入Geomagic软件,进一步删除目标节段不规则凸起等结构,简化模型。并选取腰5以下节段,通过多边形功能调整关节突关节角度,建立左右关节突关节角度相差 10° 的关节突关节不对称模型,同时建立双侧关节突关节角度对称的 50° 、 55° 和 60° 关节突关节对称模型,并将其以STP格式保存。

1.3.3 腰椎椎间盘及关节突软骨模型的建立 将上述的腰3-骶1模型导入3-matic软件,选取腰3椎体下表面及腰4椎体上表面之间重建与椎体完美贴合的腰3/腰4椎间盘,同理建立腰4/腰5、腰5/骶1椎间盘,并通过Hollow以及Wrap功能使椎间盘边缘光滑。利用布尔操作将每个椎间盘分成髓核和纤维环,其中髓核的面积约占椎间盘面积的43%^[8]。选取关节突关节面,通过Hollow,Wrap,Boolean等操作在腰3-腰4、腰4-腰5、腰5-骶1三个节段的关节突关节面生成完美贴合的关节软骨模型。同样方法在3-matic软件坐标系中匹配得到腰5-骶1节段 50° 关节突关节对称模型, 55° 关节突关节对称模型和 60° 关节突关节对称模型及关节突关节不对称模型。

1.3.4 腰椎几何模型的网格划分 在3-matic软件中,通过Remesh功能对腰3-骶1模型,以及 50° 、 55° 、 60° 关节突关节对称模型和关节突关节不对称模型的椎体、椎间盘、关节软骨进行面网格划分,对独立模型的各个部位进行非流行装配,使各个模型拥有各自的共同边界,并通过Create Volume Mesh功能生成各个模型的体网格模型。

1.3.5 体网格模型的赋值 将3-matic中生成的各个体网格模型导入Mimics软件中,分别对椎体、椎间盘、关节软骨、韧带进行赋值。根据文献^[9-13],椎体、椎间盘、关节软骨、韧带的密度、弹性模量、泊松比赋值及单元节点见表1-2,其中前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘间韧带和棘上韧带在Ansys软件中添加,韧带走行方向和起止点根据解剖

表 1 腰椎有限元模型力学参数及单元类型

材料	弹性模量/Pa	泊松比	横截面积/mm ²	单元类型
髓核	1.0	0.49	—	10 节点
纤维环	4.2	0.45	—	10 节点
关节突软骨	10.0	0.30	—	10 节点
前纵韧带	7.8	—	63.7	2 节点
后纵韧带	10.0	—	20.0	2 节点
黄韧带	15.0	—	40.0	2 节点
棘间韧带	10.0	—	40.0	2 节点
棘上韧带	8.0	—	30.0	2 节点
横突间韧带	10.0	—	1.8	2 节点
关节囊韧带	7.5	—	30.0	2 节点

学位置确定。椎体与椎间盘之间的结合关系定义为 Bonded, 关节突关节软骨之间的结合关系定义为 standard, 摩擦系数定为 0.1。腰 3 以下有限元模型及

表 2 腰椎椎体的材料属性

分级	密度/(g·cm ⁻³)	弹性模量/Pa	泊松比
材料 1	105.52	127.65	0.29
材料 2	255.70	447.54	0.29
材料 3	405.88	767.43	0.29
材料 4	556.06	1 087.31	0.29
材料 5	706.25	1 407.20	0.29
材料 6	856.43	1 727.09	0.29
材料 7	1 006.61	2 046.98	0.29
材料 8	1 156.79	2 366.87	0.29
材料 9	1 306.98	2 686.76	0.29
材料 10	1 457.16	12 000.00	0.29

关节突关节不对称模型, 50°, 55°, 60° 关节突关节对称模型示意图如图 2-3 所示。

1.3.6 边界和载荷条件 边界条件的加载包含两部

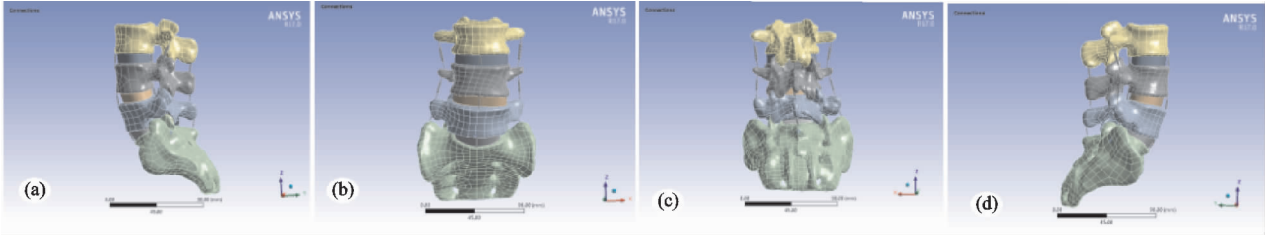


图 2 腰 3 以下有限元模型(采集受试者腰椎 CT 数据建立的下腰椎有限元模型外观图)

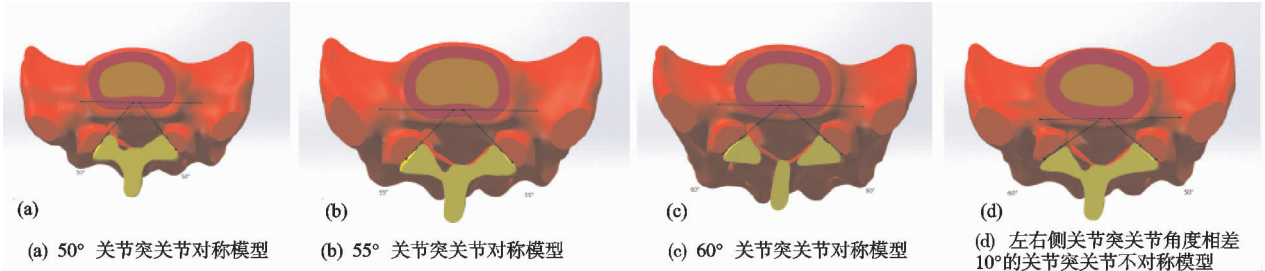


图 3 关节突关节 50°, 55°, 60° 对称模型及不对称模型

分。一部分是正常人腰椎模型的验证: 约束骶骨双侧所有节点的各向活动, 于腰 3 椎体上表面施加均匀分布的 500 N 面载荷, 压力方向垂直向下, 模拟正常人体腰椎轴向压缩状态, 在施加 500 N 面载荷力的同时, 于腰 3 椎体上表面施加 7.5 N·m 的力矩, 模拟正常人体前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态。

另一部分是实验模型的测试: 在四个模型(50°, 55°, 60° 关节突关节对称模型, 关节突关节不对称模型)中, 仅保留腰 5 以下的模型部分。于腰 5 椎体上表面施加均匀分布的 500 N 面载荷, 压力方向垂直向下, 模拟正常人体腰椎轴向压缩状态, 在施加 500 N 面载荷力的同时, 于腰 5 椎体上表面施加 7.5 N·m 的力矩, 模拟正常人体前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态。

1.4 观察指标

Cobb 法测量腰 3 以下模型各个节段的活动度, 与已有文献报道结果进行对比。观察前屈、后伸、左侧

屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态下椎间盘、纤维环以及关节突的受力情况。统计受力情况时, 以统计区域的中心为 midpoint, 把统计区域均匀地分成四部分, 每个部分均匀选取 12 个节点, 选取节点应力值的平均值作为该区域的应力。

1.5 统计学方法

用 SPSS 17.0 软件对各个模型之间的椎间盘、纤维环、关节突的应力进行对比, 对比方法为配对资料 *t* 检验, 检验水准为 $\alpha=0.05$ 。腰 3 以下模型与已有文献结果对比采用直接对比的方法。

2 结果

2.1 模型验证

腰 3/腰 4、腰 4/腰 5 节段在 6 种运动状态下的活动度、活动趋势与文献^[14]结果比较, 差异无统计学意义(表 3), 证明了该模型的有效性。图 4 为椎间盘内及关节突关节应力云图。

表 3 健康人下腰椎三维有限元模型中腰 3/腰 4 及腰 4/腰 5 节段活动范围与 Shim 等结果^[14] 的比较(°, $\bar{x} \pm s$)

运动状态	腰 3/腰 4		腰 4/腰 5	
	健康人模型	Shim 等	健康人模型	Shim 等
前屈	4.12	4.36±0.78	4.86	5.48±0.88
后伸	3.10	2.97±0.37	3.22	2.79±0.42
左侧屈	1.88	1.76±0.72	2.60	2.23±1.01
右侧屈	1.86	1.76±0.72	2.77	2.23±1.01
左旋转	1.50	1.45±0.58	2.21	1.90±0.99
右旋转	1.53	1.45±0.58	2.24	1.90±0.99

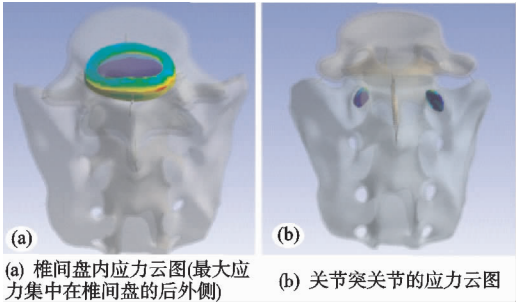


图 4 椎间盘内及关节突关节应力云图

2.2 椎间盘内压力比较

四个模型在四种运动状态下椎间盘内最大应力的比较,在前屈和旋转状态下,与 50°关节突关节对称模型(F50°)、55°关节突关节对称模型(F55°)、60°关节突关节对称模型(F60°)相比,关节突关节不对称模型(FT)的椎间盘内最大应力明显增加,见图 5。在前屈的状态下,55°,60°关节突关节对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,的椎间盘内压力分别减少13.07%和 18.9%,差异有统计学意义($P<0.05$);关节突关节不对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,椎间盘内压力增加 19%,差异有统计学意义($P<0.05$)。在后伸的状态下,50°,55°,60°关节突关节对称模型的椎间盘内压力大致相等;关节突关节不对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,椎间盘内压力仅增加 2%,差异有统计学意义($P>0.05$)。在侧弯状态下,四个模型的椎间盘内压力差异无统计学意义($P<0.05$)。在扭转状态下,与 F50°相比,55°关节突关节对称模型、60°关节突关节对称模型、关节突关节不对称模型的椎间盘内压力分别增加 2.2%,3.8%(差异无统计学意义($P>0.05$))和 50.45%(差异有统计学意义($P<0.05$))。

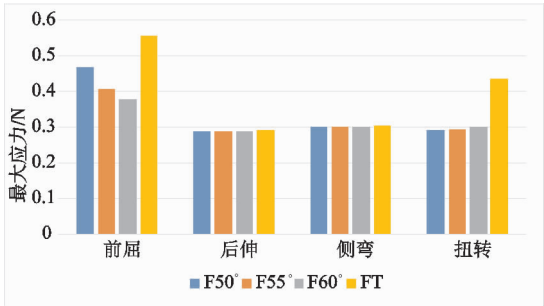


图 5 四个模型在四种运动状态下椎间盘内最大应力的比较

2.3 关节突关节最大接触力比较

四个模型在四种运动状态下关节突关节最大接触力的比较,在前屈、后伸、旋转状态下,关节突关节不对称模型(FT)的关节突关节最大接触力明显大于 50°关节突关节对称模型(F50°)、55°关节突关节对称模型(F55°)、60°关节突关节对称模型(F60°),见图 6。在前屈状态下,55°及 60°关节突关节对称模型、关节突关节不对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,关节突关节接触力分别增加 3.5%(差异无统计学意义($P>0.05$)),15.3%和 63.9%(差异有统计学意义($P<0.05$))。在后伸状态下,55°及 60°关节突关节对称模型、关节突关节不对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,关节突关节接触力增加4.6%(差异无统计学意义($P>0.05$)),12%(差异有统计学意义($P<0.05$))和 52.8%(差异有统计学意义($P<0.05$))。在侧屈状态下,55°和 60°关节突关节对称模型、关节突关节不对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,无明显差异。在扭转状态下,55°和 60°关节突关节对称模型与 50°关节突关节对称模型相比,分别减少 13.8%(差异有统计学意义($P<0.05$))和 24.3%(差异有统计学意义($P<0.05$)),FT 与 F50°相比,关节突关节接触力增加 63.3%,差异有统计学意义($P<0.05$)。

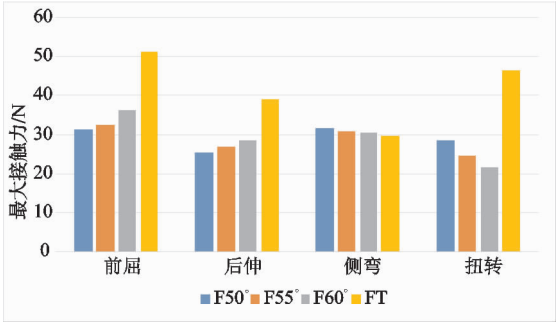


图 6 四个模型在四种运动状态下关节突关节最大接触力的比较

3 讨论

虽然已有很多研究探讨关节突关节不对称或关节突关节的角度与腰椎间盘突出症的相关性^[15-19],但这些临床研究都受限于有限的样本量以及不够合理的对照组而未能得出有说服力的结论^[20]。因此,建立关节突关节不对称以及不同关节突关节角度有限元模型,有利于克服样本量少和对照组设置不合理的缺陷,更好地展

现关节突关节结构异常的生物力学特性,更好地揭示关节突关节结构异常与腰椎间盘突出症的相关性。

上腰椎与下腰椎的生物力学特性是存在很大差异,下腰椎往往会出现比上腰椎更明显的退变现象,尤其是腰 5-骶 1 节段^[21]。因此,建立下腰椎的关节突关节结构异常模型,并探讨其生物力学特性,与临床实际更贴合。笔者的研究使用经过验证的下腰椎有限元模型,构建了双侧关节突关节角度分别为 50°,55°,60°的关节突关节对称模型以及双侧分别为 50°和 60°的关节突关节不对称模型,并探讨其生物力学特性。笔者发现与 50°关节突关节对称模型相比,关节突关节不对称模型在腰椎前屈及旋转时明显增加了椎间盘内压力,而在后伸及侧弯时则对椎间盘内压力并无明显的差异。与 50°关节突关节对称模型相比,55°及 60°关节突关节对称模型在后伸、侧弯及旋转时对椎间盘内压力并无明显差异,但在腰椎前屈时,50°关节突关节对称模型椎间盘内压力明显大于 60°关节突关节对称模型。已有研究也认为反复的持重弯腰是腰椎间盘突出症的危险因素,这种循环机械压力会引起椎间盘内压力异常,加速椎间盘内细胞凋亡^[22]。双侧的关节突关节不对称增加椎间盘内压力,可能与弯腰时不对称的关节突关节可能会引起相应节段的复合运动,这种复合运动是纤维环损伤的重要原因^[23]。更加冠状位的关节突关节在弯腰时理论上承受了更大的应力,即在更加冠状位的关节突关节中,弯腰时后柱承受更大的应力,而前柱和中柱承受的应力相对较少,而更加矢状位的关节突关节则相反。

在关节突关节接触力方面,关节突关节不对称模型在腰椎前屈及扭转时明显增加了关节突关节的最大接触力,提示在弯腰及腰部扭转时关节突关节会出现应力集中,这些集中的应力可能是腰椎间盘突出症的危险因素。而在关节突关节角度的变化引起的关节突关节最大接触力变化方面,在模拟弯腰及后伸动作时,关节突关节越冠状化,关节突关节的最大接触力越大;在模拟腰部旋转动作时,关节突关节越矢状位化,关节突关节的最大接触力越大;在模拟腰部侧屈时,关节突关节的最大接触力没有明显变化。反复弯腰及腰部旋转动作会使关节突关节受到异常应力,可能会引起关节突关节发生退变,加快脊柱退行性疾病的进展。也有临床研究认为关节突关节受到异常应力,发生退变、二次重构,引起关节突关节角度发生改变,可能是腰椎间盘突出症以及腰椎滑脱的重要原因之一^[24-25]。还有临床研究发现 FT 与内窥镜术后椎间盘再突出以及邻椎病的发生存在一定的关联^[5,21]。

一方面,临床上腰椎间盘突出症的病理因素以异常应力为主,腰椎间盘突出症多发生在下腰椎,尤其是

腰 4-腰 5 以及腰 5-骶 1 节段,极少发生在上腰椎。这些临床表现均提示下腰椎(腰 3-骶 1)与上腰椎的受力存在较大的差异。以下腰椎作为研究对象更合适,因为腰 3 是腰椎生理前突的顶点,腰 3-骶 1 组成了腰椎的生理前凸,自腰 3 开始越往下腰椎受到的向前的剪切力就越大,尤其是在腰 5-骶 1 节段,受到明显的向前运动趋势的影响^[27]。以上腰椎作为研究对象,一方面研究前屈、后伸、侧弯、旋转等动作时,因为缺少腰椎生理前凸引起的向前剪切的趋势,其受力与下腰椎是显然不同的。因此,本文以下腰椎作为研究对象,对临床具有一定的指导意义。

同时,笔者认为本研究也是有缺陷的。首先这种模型是一种绝对理想的模型,临床上绝对的左右侧完全相等的情况比较少见。其次,加载条件也是绝对理想的条件,人体由于肌肉的存在,受力要比有限元模型的受力更复杂。但笔者认为通过有限元做一个理想化的模型,一方面是因为笔者很难找到绝对理想的尸体的 50°,55°,60°关节突关节对称模型以及双侧分别为 50°和 60°的关节突关节不对称模型的标本。另一方面,虽然模型和受力条件都是理想化的,但是主要的模型条件和受力情况与临床是贴近的。同时,有限元模型提供的是一种受力的趋势而不是一个精确的数值。因此,笔者认为虽然目前的研究有一定的缺陷,但是对临床也有一定的指导意义。

总而言之,在前屈、后伸、旋转状态下,关节突关节不对称会使相应的腰 5-骶 1 节段受到异常应力,在前屈和旋转状态下,关节突关节角度的改变会引起椎间盘内最大应力以及关节突关节最大接触力的改变,这些异常的应力可能会加速腰椎退变。

参考文献

- [1] MOSLEY G E, EVASHWICK-ROGLER T W, LAI A, et al. Looking beyond the intervertebral disc: the need for behavioral assays in models of discogenic pain[J]. Ann N Y Acad Sci, 2017, 1409(1): 51-66.
- [2] CARLSON B B, ALBERT T J. Lumbar disc herniation: what has the spine patient outcomes research trial taught us? [J]. Int Orthop, 2019, 43(4): 853-859.
- [3] ADAMS M A, HUTTON W C. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces[J]. J Bone Joint Surg Br, 1980, 62(3): 358-362.
- [4] WANG H, ZHOU Y J. Facet tropism: possible role in the pathology of lumbar disc herniation in adolescents [J]. Neurosurg Pediatr, 2016, 18(1): 111-115.
- [5] LI Z, YANG H, LIU M, et al. Clinical Characteristics and risk factors of recurrent lumbar disk herniation: a retrospective analysis of three hundred twenty-one cases[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2018, 43(21): 1463-1469.

- [6] LIU Z Y, DUAN Y C, RONG X, et al. Variation of facet joint orientation and tropism in lumbar degenerative spondylolisthesis and disc herniation at L4-L5: a systematic review and meta-analysis[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2017, 161:41-47.
- [7] ALONSO F, KIRKPATRICK C M, JEONG W, et al. Lumbar facet tropism: a comprehensive review[J]. World Neurosurg, 2017, 102:91-96.
- [8] 姜伟, 李威, 袁峰, 等. L4/5 关节突关节融合后椎间盘应力变化的三维有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2017, 27(5):441-448.
- [9] RHO J Y, HOBATHO M C, ASHMAN R B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5):347-355.
- [10] KOPPERDAHL D L, MORGAN E F, KEAVENY T M. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone[J]. J Orthop Res, 2002, 20(4):801-805.
- [11] GOEL V K, KONG W, HAN J S, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1993, 18(11):1531-1541.
- [12] SYLVESTRE P L, VILLEMURE I, AUBIN C E. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model [J]. Med Biol Eng Comput, 2007, 45(10):977-988.
- [13] CHENG C K, CHEN C S, LIU C L. Biomechanical analysis of the lumbar spine with anterior interbody fusion on the different locations of the bone grafts[J]. Biomed Mater Eng, 2002, 12(4):367-374.
- [14] SHIM C S, PARK S W, LEE S H, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(22):820-827.
- [15] VANHARANTA H, FLOYD T, OHNMEISS D D, et al. The relationship of facet tropism to degenerative disc disease[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1993, 18(8):1000-1005.
- [16] HAGG O, WALLNER A. Facet joint asymmetry and protrusion of the intervertebral disc [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1990, 15(5):356-359.
- [17] NOREN R, TRAFIMOW J, ANDERSSON G B, et al. The role of facet joint tropism and facet angle in disc degeneration[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1991, 16(5):530-532.
- [18] WANG H, ZHOU Y. Facet tropism: possible role in the pathology of lumbar disc herniation in adolescents[J]. J Neurosurg Pediatr, 2016, 18(1):111-115.
- [19] CYRON B M, HUTTON W C. Articular tropism and stability of the lumbar spine [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1980, 5(2):168-172.
- [20] ZHOU Q, TENG D, ZHANG T, et al. Association of facet tropism and orientation with lumbar disc herniation in young patients[J]. Neurol Sci, 2018, 39(5):841-846.
- [21] SABNIS A B, CHAMOLI U, DIWAN A D, et al. Is L5-S1 motion segment different from the rest a radiographic kinematic assessment of 72 patients with chronic low back pain[J]. Eur Spine J, 2018, 5(27):1127-1135.
- [22] YANG M, FENG C, ZHANG Y, et al. Autophagy protects nucleus pulposus cells from cyclic mechanical tension-induced apoptosis[J]. Int J Mol Med, 2019, 44(2):750-758.
- [23] SCHMIDT H, KETTLER A, HEUER F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32(7):748-755.
- [24] WANG J, YANG X. Age-related changes in the orientation of lumbar facet joints [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009, 34(17):E596-E598.
- [25] DEGULMADI D, DAVE B R, KRISHNAN A. Age- and sex-related changes in facet orientation and tropism in lower lumbar spine: an MRI study of 600 patients[J]. Eur Spine J, 2019, 28(5):961-966.
- [26] KIM H J, KANG K T, SON J, et al. The influence of facet joint orientation and tropism on the stress at the adjacent segment after lumbar fusion surgery: a biomechanical analysis[J]. Spine J, 2015, 15(8):1841-1847.
- [27] CHADHA M, SHARMA G, ARORA S S, et al. Association of facet tropism with lumbar disc herniation[J]. Eur Spine J, 2013, 22(5):1045-1052.

(收稿日期:2019-12-08)