

颈椎关节突关节矢状角不对称对颈椎间盘纤维环应力影响的三维有限元研究

翁 洵^{1,2}, 叶林强³, 姚珍松⁴, 李文超^{1,2}, 许岳荣⁴, 崔健超⁴, 梁 德⁴, 江晓兵⁴, 易生辉⁵, 黄学成⁶

[1 广州中医药大学第三附属医院脊柱骨科 510375 广州市; 2 广东省中医骨伤科研究院 510375 广州市;

3 东莞中医院脊柱骨科 523000 东莞市; 4 广州中医药大学第一附属医院脊柱骨科 510405 广州市;

5 岳阳市中医医院骨伤科 414000 岳阳市; 6 广州中医药大学深圳医院(福田)骨伤科 518000 深圳市]

【摘要】目的:利用有限元技术探究颈椎关节突关节矢状角不对称对颈椎间盘纤维环和关节突关节的应力影响。**方法:**选择一名 26 岁健康女性志愿者的颈椎 CT 扫描数据构建颈椎有限元模型。首先,构建 C3-C7 的颈椎正常模型,该模型通过先前发表的研究数据进行了验证。其次,提取 C5-C6 的数据,并改变 C5-C6 关节突关节矢状角的角度以重新构建实验模型。重新构建三个模型,包括对称模型(左右两侧矢状角均为 90°),中度颈椎关节突关节矢状角不对称(facet tropism, FT)模型(左侧矢状角 100°,右侧 90°),重度颈椎 FT 模型(左侧矢状角 110°,右侧 90°)。在每个模型中,分别施加四种纯扭矩和复合扭矩以研究 FT 对椎间盘纤维环应力和关节突关节压力的影响。**结果:**在前屈、后伸、左右侧屈、左旋和前屈结合左旋的扭矩下,三个模型的椎间盘纤维环纤维应力和关节突关节压力差异无显著性。但在右旋和前屈结合右旋的扭矩下,三个模型的椎间盘纤维环纤维应力和关节突关节压力有显著差异,与颈椎关节突关节对称模型相比,中度颈椎 FT 模型和重度颈椎 FT 模型的纤维环纤维应力呈增加趋势(右旋扭矩下分别增加 16.65%和 35.16%;前屈结合右旋扭矩下分别增加了 19.47%和 54.39%),且重度颈椎 FT 模型增加更明显;关节突关节压力呈减少趋势(右旋扭矩下分别减少了 3.31%和 5.95%;前屈结合右旋扭矩下分别减少了 7.19%和 15.52%),且重度颈椎 FT 模型减少更明显。**结论:**颈椎关节突关节矢状角不对称会增加椎间盘纤维环的应力,并且不对称程度越大,应力增加越明显,可能是颈椎间盘退变或突出的病理解剖学因素之一。

【关键词】 关节突关节矢状角不对称;颈椎间盘;纤维环;应力;有限元分析

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2022.02.08

中图分类号:R681.5, R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2022)-02-0149-11

Three-dimensional finite element study of the effect of sagittal angle asymmetry of cervical facet joint on the stress of cervical intervertebral disc annulus fibrosus/WONG Rui, YE Linqiang, YAO Zhen-song, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2022, 32(2): 149-159

【Abstract】 Objectives: The effects of facet tropism on cervical intervertebral disc and facet joint were investigated by finite element analysis. **Methods:** The finite element model was constructed using CT scans of a 26-year-old female volunteer. Firstly, a cervical model was constructed from C3 to C7. The model was verified using data from previously published studies. Secondly, the facet orientation at C5-C6 level was altered to simulate the facet tropism with respect to the sagittal plane. Three models were reconstructed, including symmetric model (90° facet joint angle at the both side), moderate facet tropism model (100° facet joint angle at the left side and 90° facet joint angle at the right side), and severe facet tropism model (110° facet joint angle at the left side and 90° facet joint angle at the right side). In each model, the stress of annular fibers were studied under four pure moments and combined loading. **Results:** Three models just had little differ on the stress of annulus fiber and the pressure of facet joint under flexion, extension, lateral

基金项目:广东省基础与应用基础研究基金项目(2019A1515110717);广东省基础与应用基础研究基金项目(2020A151501998);东莞市社会科技发展项目(202050715002180);广州中医药大学第一附属医院高水平手术重点项目(2019ZD04)

第一作者简介:男(1993-),医师,硕士研究生,研究方向:脊柱脊髓疾病的诊疗

电话:(020)22292929 E-mail:929154467@qq.com

通讯作者:黄学成 E-mail:hxc529258@163.com

bending, left rotation and flexion combined with left rotation moment. But under right rotation and flexion combined with right rotation moment, there were significant differences in the stress of annulus fiber and the pressure of facet joint among the three models. Compared with the symmetric model, the annular fiber stress of moderate facet tropism model and severe facet tropism model showed an increasing trend (increased by 16.65% and 35.16% respectively under right axial rotation; flexion combined with right axial rotation increased 19.47% and 54.39%, respectively), and severe facet tropism model was more obvious. The pressure of facet joint showed a decreasing trend (reduced by 3.31% and 5.95% respectively under right axial rotation; flexion combined with right axial rotation reduced by 7.19% and 15.52%, respectively), and the decrease was more obvious in the severe facet tropism model. **Conclusions:** Cervical facet tropism increases the stress of intervertebral disc annulus fiber, and the greater the degree of facet tropism, the more obvious the stress increases, it may be one of the pathological anatomic factors of cervical disc degeneration or herniation.

[Key words] Facet tropism; Cervical intervertebral disc; Annulus fibrosus; Stress; Finiteelement analysis

[Author's address] The Third Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou, 510375, China

颈椎退行性疾病给社会造成了沉重负担,了解影响颈椎间盘和关节突关节退变的因素,对于预防和延缓颈椎退行性疾病具有重要的临床意义。颈椎退行性疾病与多个功能结构的退变有关,如椎间盘、关节突关节以及脊柱相关的其他结构的退变。椎间盘和双侧关节突关节构成的三关节复合体^[1],既能使脊柱具有一定的活动性,又能限制过多的活动,这是其重要的生物力学功能。其中任一关节的改变,都将会影响另外两个关节,从而影响这一运动节段甚至整个脊柱的结构和功能。

关节突关节矢状角,是指在轴位中关节突关节与矢状面的夹角(图 1 中 α 、 β)^[2-4]。关节突关节矢状角不对称(facet tropism, FT),则是关节突关节相对于矢状面的角度在左右两侧不平衡。既往很多研究^[5-9]证明了腰椎 FT 与腰椎间盘突出相关性,然而,颈椎 FT 与颈椎间盘突出(cervical disc herniation, CDH)的关系却少有研究。尽管 Huang 等^[3]和 Wang 等^[10]的临床研究发现颈椎 FT

与颈椎间盘突出具有显著的相关性,但目前关于这两者的生物力学机制知之甚少。了解颈椎间盘突出症的风险因素,对于预防和延缓颈椎间盘突出的发展,降低手术率或治疗费用,具有重要的意义。因此,本研究建立颈椎有限元模型,探究颈椎关节突关节矢状角不对称对颈椎间盘纤维环应力 and 关节突关节压力的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择一名 26 岁的健康女性志愿者,身高 160cm,体重 52kg,实验前先行颈椎 X 线检查,确定其颈椎生理曲度、骨量正常,排除颈椎创伤、退变、畸形、肿瘤。本研究通过广州中医药大学第一附属医院医学伦理委员会审查,志愿者签署知情同意书。

颈椎 CT 数据的获取:采用 64 排螺旋 CT 扫描仪(SOMATOM Definition AS+, 西门子,德国)

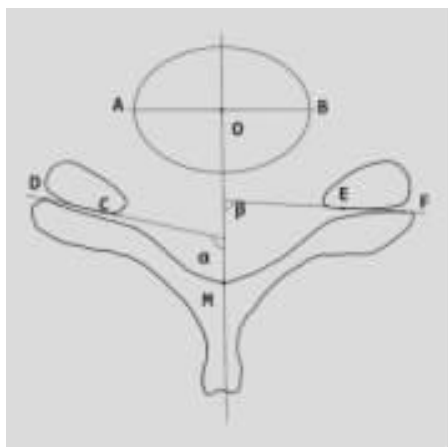


图 1 颈椎关节突关节矢状角测量方法的示意图:从椎间盘的中点(点 O, 其中 OA=OB)向颈椎棘突基底部中点(点 M)作一正中矢状线。在每一侧关节突关节的前内缘(点 C 及点 E)和后外缘(点 D 及点 F)作一关节突关节线(线段 CD 及线段 EF)。正中矢状线与关节突关节线的夹角即为两侧的颈椎关节突关节矢状角(α =左侧关节突关节矢状角; β =右侧关节突关节矢状角)

Figure 1 Illustration of the method used to measure the facet joint angles: The midsagittal line is drawn through the centre of the cervical disc (O, AO = OB) and the middle point of the base of the spinous process (M). The facet line was drawn between the anteromedial and posterolateral margins of each facet joint (C & D, E & F). The angle between midsagittal line and facet line represents the facet angle of each side (α =left facet angle, β =right facet angle)

对志愿者进行连续扫描,详细 CT 参数如下:球管电压 120~140kV,球管电流 140~280mA,旋转时间 0.75s,矩阵 512×512,视野:350mm,层厚 1.25mm,间隔 0.625mm,骨窗重建,常规软组织窗。CT 数据以 DICOM 格式保存。

有限元模型构建及分析软件:建模软件包括:Mimics19.0(Materialise 公司,鲁汶,比利时)、Geomagic Studio 2013(Geomagic,Inc., Research Triangle Park,NC, 美国)、Solidworks 2014(SolidWorks Corp, Dassault Systemes, Concord,M A)。分析软件使用 ABAQUS 2016 (Dassault Systems Corporation, Velizy-Villacoublay Cedex,法国)。

1.2 正常 C3-7 有限元模型的构建

按照 Mo^[11]和 Liu^[12]的方法,将 DICOM 格式的 CT 数据导入 Mimics 19.0 软件进行 C3-C7 椎体重建。通过阈值化、区域增长、修饰蒙罩及三维转换等功能将 C3-C7 的 5 块椎体构建成初步的三

维模型。然后,将初步的三维模型文件以 STL 格式导入到 Geomagic Studio 2013 软件中,利用网格医生对模型表面进行光滑,修补孔洞,去除尖刺等处理。在精确曲面指令中采用概率曲率法对模型进行拟合,并以 STP 格式导入 Solidworks 软件。在 Solidworks 软件中建立相应的结构,包括皮质骨、松质骨、终板、椎间盘、椎旁韧带、关节突关节软骨。皮质骨和终板厚度设置为 0.5mm^[13,14],关节突关节软骨的厚度设置为 0.2mm^[13]。椎间盘被细分为纤维环和髓核,体积比约为 6:4^[11,13,15]。椎旁韧带^[16]包括前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、关节囊韧带(capsular ligament,CL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament,PLL)、黄韧带(flaval ligament,FL)、棘间及棘上韧带(interspinous and supraspinous ligament,ISL)。为了模拟韧带的载荷分布特征^[11,14],分别将 ALL、PLL、CL、FL、ISL 构建成 10、8、20、5 和 10 个桁架

表 1 颈椎有限元模型的材料属性和网格类型

Table 1 Material properties and mesh types of the cervical finite element model

	弹性模量 Elasticity modulus (MPa)	泊松比 Poisson's ratio	网格类型 Mesh type	参考文献 References
皮质骨 Cortical bone	10000	0.29	四面体 Tetrahedron	Liu et al. ^[12]
松质骨 Cancellous bone	100	0.29	四面体 Tetrahedron	Mo et al. ^[11]
终板 End plate	1200	0.29	四面体 Tetrahedron	Mo et al. ^[11]
纤维环基质 Annulus matrix	3.4	0.4	六面体 Hexahedral	Mo et al. ^[11]
纤维环纤维 Annulus fibre	110	0.45	桁架单元 Truss unit	Yuchi et al. ^[13]
髓核 Nucleus pulposus	1	0.49	四面体 Tetrahedron	Wang et al. ^[17]
关节突关节软骨 Facet articular cartilage	10	0.4	四面体 Tetrahedron	Wang et al. ^[16]
ALL/PLL/CL/FL/ISL	30/20/10/10/10	0.4	桁架单元 Truss unit	Mo et al. ^[11]

注:ALL,前纵韧带;PLL,后纵韧带;CL,关节囊韧带;FL,黄韧带;ISL,棘间及棘上韧带

Note: ALL, anterior longitudinal ligament; PLL, posterior longitudinal ligament; CL, capsular ligament; FL, flaval ligament; ISL, interspinous and supraspinous ligament



图 2 C3-7 三维有限元模型

Figure 2 The three-dimensional finite element model of C3-7

连接单元,这些桁架单元只受拉力作用,其横截面积分别为 12mm^2 、 23mm^2 、 45mm^2 、 14mm^2 和 12mm^2 。

接着,将模型导入 ABAQUS 2016 软件,赋予材料属性、装配、定义相互关系、网格划分及施加载荷进行分析。材料的属性定义为线性、均质、各向同性,如表 1 所示^[11-13,16,17]。纤维环被模拟为被纤维环基质包埋着纤维环纤维,纤维环纤维相互平行并与水平面成 $\pm 25^\circ \sim \pm 35^\circ$ ^[12,16]。纤维环纤维和韧带被定义为只受拉力而不承受压力的桁架单元。关节突关节被定义为两块关节软骨表面接触绑定,能产生有限滑动,且滑动摩擦为 0^[11,14]。各部件表面接触部分的相互关系设置为绑定,确保椎间盘和韧带附着在椎体上,防止在模拟过程中出现相对运动,影响实验结果。最后,完整的 C3-C7 模型包括 742628 个单元和 165638 个节点(图 2)。

1.3 正常 C3-7 有限元模型的验证

为验证 C3-7 模型,C7 椎体下表面设置为完全固定,在 C3 椎体上表面中心处施加垂直向下 73.6N ^[11,16]的载荷模拟头部重量。除施加垂直向下的载荷外,同时在 C3 椎体上终板表面施加 1.0Nm 的扭矩,来模拟人体颈椎的前屈、后伸、侧屈和旋转运动,并将这些运动的活动度数据与体外的生物力学实验结果^[18]比较,验证模型在边界条件下的有效性。

1.4 C5-6 对称模型和 FT 模型的构建

正常 C3-C7 模型验证有效后,在 Mimics

19.0 软件重新提取原有的 C5、C6 椎体,C5/6 关节突关节的间隙填充上蒙罩,作为骨融合处理,两侧关节突关节被重新“融合”并“分割”成不同角度。最终,分割成新的三个模型(图 3),重新构建三个模型,包括对称模型(Symmetric model,左右两侧矢状角均为 90°),中度不对称模型(Moderate Facet Tropism model,左侧矢状角为 100° ,右侧为 90°),重度不对称模型(Severe Facet Tropism model,左侧矢状角为 110° ,右侧为 90°)。

为了使重新分割的 3 个模型的与原模型保持高度一致,操作步骤以 C5-6 节段右侧关节突关节的分割操作为例。在 Solidword 中,我们建立一个与矢状面成 90° ,与水平面成 56° 的基准面^[19]。接着,导入原模型的 C5 和 C6 椎体,通过等距曲面提取原模型 C5 的右侧下关节突和 C6 的右侧上关节突的表面形状,通过移动面使 C5 下关节突面和 C6 上关节突面与前面建立的基准面大致平行。然后,用移动过的关节突面分别切割 C5-6 融合的右侧关节突,这样分割后的小关节角度矢状位角大约 90° ,倾斜度大约 56° 。同理,用同样的方法的分割 C5-6 左侧小关节。最后,将分割后的模型重新导入 Geomagic 中,进行细微的调整,再重新导入 Solidword 中进行测量,反复细微的调整,直到得到理想的模型。

1.5 三个 C5-6 有限元模型的验证和边界条件

新的三个模型的验证过程与之前的正常模型基本相同。C6 椎体下表面设置为完全固定,在 C5 椎体上表面中心处施加垂直向下 73.6N 的载荷模

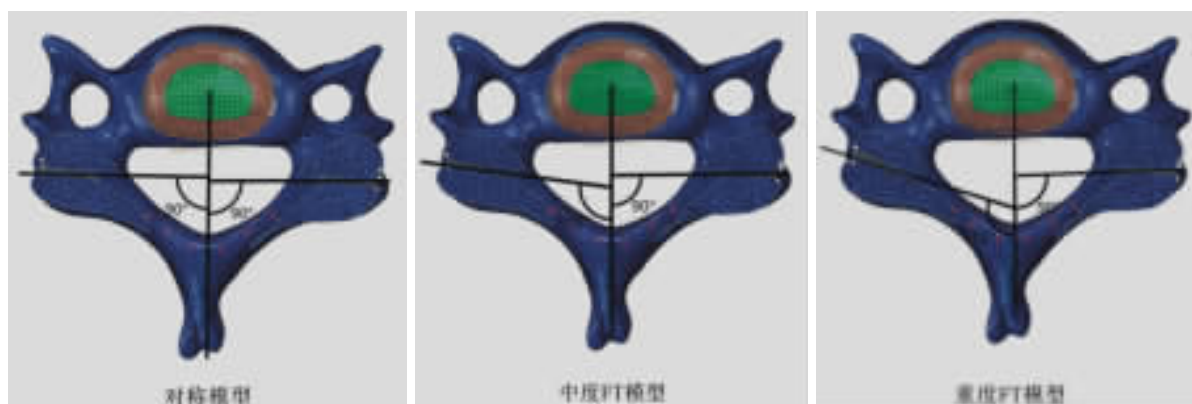


图 3 三个 C5-6 有限元模型的关节突关节的水平切面图像:对称模型的左右两侧关节突关节矢状角均为 90° ;中度 FT 模型的左侧关节突关节矢状角为 100° ,右侧为 90° ;重度模型左侧为 110° ,右侧为 90°

Figure 3 Axial cutting images of three finite element models of facet joint on C5-6: in symmetric model, the left and right facet joint angle was 90° ; in moderate facet tropism model, the left facet joint angle was 100° and the right was 90° ; in severe facet tropism model, the left facet joint angle was 110° and the right was 90°

拟头部重量。第一种边界条件是除施加垂直向下的载荷外,同时在 C5 椎体上终板表面施加 $1.0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的扭矩,来模拟人体颈椎的前屈、后伸、侧屈和旋转运动,模拟过程中,C6 椎体固定不动,以 C5 椎体的运动为主,将三个模型前屈、后伸、侧屈和旋转运动的活动度数据与体外的生物力学实验结果比较,验证模型在边界条件下的有效性。同时,记录在此边界条件下环纤维应力和关节突关节面的接触压力,比较这三个模型这两个指标的差异。

第二种边界条件是除施加垂直向下的载荷模拟头部重量外,施加前屈结合旋转的复合扭矩,施加 $1.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 绕 X 轴旋转的前屈扭矩和 $1.0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 绕 Z 轴旋转的旋转扭矩,来模拟人体颈椎的前屈+轴向旋转运动,记录在此边界条件下纤维环纤维应力和关节突关节面的接触压力,比较三个模型这两个指标的差异。

2 结果

2.1 正常 C3-7 有限元模型和新构建的三个 C5-6 有限元模型的验证

正常 C3-7 有限元模型各个运动节段在各个方向的活动度如图 4,与体外研究结果^[18]对比,本模型在相同的力学加载条件下,其活动度均在体

外研究的活动度范围之内,这说明模型验证有效,可用于实验分析。同样,新的三个 C5-6 有限元模型的活动度如图 5,其活动度也在体外生物力学结果的范围内。

2.2 三个 C5-6 模型纤维环纤维应力的比较

三个 C5-6 模型在纯扭矩和复合扭矩下纤维环纤维的应力如图 6 所示。三个模型对比,在前屈、后伸、左右侧屈、左旋和前屈结合左旋的扭矩下,三个模型的椎间盘纤维环纤维应力差异不显著。但在右旋和前屈结合右旋的扭矩下,三个模型的椎间盘纤维环纤维应力有显著差异。与对称模型相比,在右旋扭矩下中度 FT 模型和重度 FT 模型的纤维环纤维应力分别增加了 16.65% 和 35.16%;在前屈结合右旋扭矩下纤维环纤维应力分别增加了 19.47% 和 54.39%。值得注意的是,在前屈结合右旋复合扭矩下,纤维环最大应力集中于椎间盘的左后外侧,相反,在前屈结合左旋复合扭矩下,纤维环最大应力集中在椎间盘的右后外侧(如图 7、图 8)。

2.3 三个 C5-6 模型关节突关节压力的比较

三个 C5-6 模型在纯扭矩和复合扭矩下关节突关节的压力如图 9 和图 10 所示。在前屈、左旋、前屈结合左旋扭矩下,左侧关节突关节几乎不受压力。在后伸、左右侧屈扭矩下,三个不同模型的

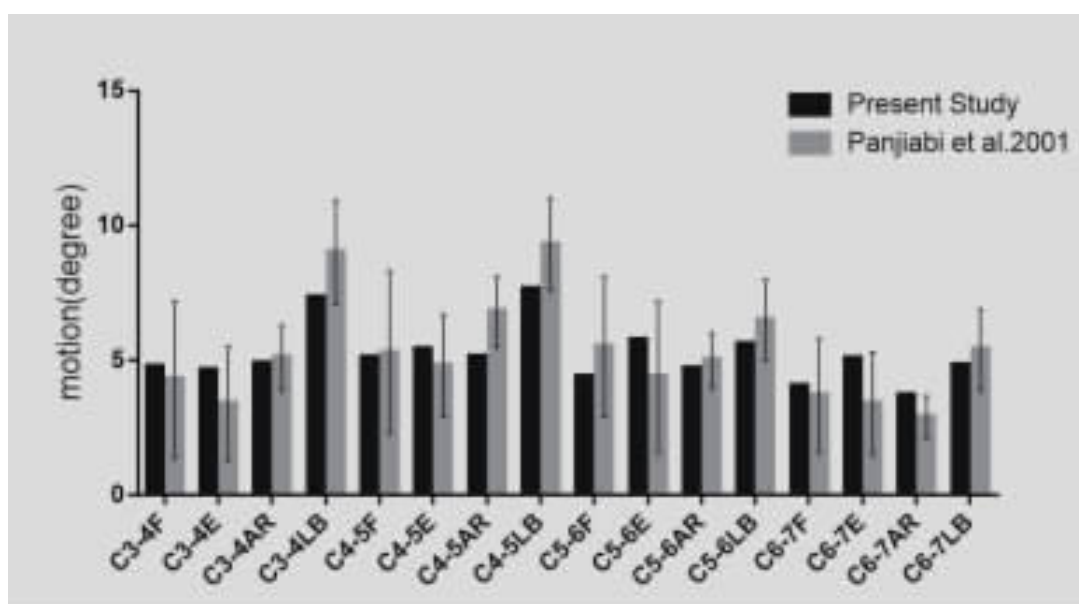


图 4 正常 C3-7 有限元模型的验证:模型在各个节段各个运动方向的活动度基本都在体外实验数据的标准差范围内

Figure 4 Validation of the normal model of C3-7: the range of motions(ROMs) of all functional spinal units in C3-7 models were basically within the standard deviation range of in vitro experimental data (Note: F-Flexion; E-Extension; AR-Axial Rotation; LB-Lateral Bending)

左侧关节突关节压力差异不明显。在右旋、前屈结合右旋扭矩下,三个模型随着不对称程度的增加,其关节突关节压力有递减趋势(图 11)。与对称模型相比,在右旋扭矩下,中度 FT 模型和重度 FT 模型的关节突关节压力分别减少了 3.31% 和 5.95%;在前屈结合右旋扭矩下关节突关节压力

分别减少了 7.19% 和 15.52%。

在前屈、右旋、前屈结合右旋扭矩下,右侧关节突关节几乎不受压力,在后伸、侧屈、左旋、前屈结合左旋扭矩下,三个不同模型的右侧关节突关节压力差异不明显(图 12)。

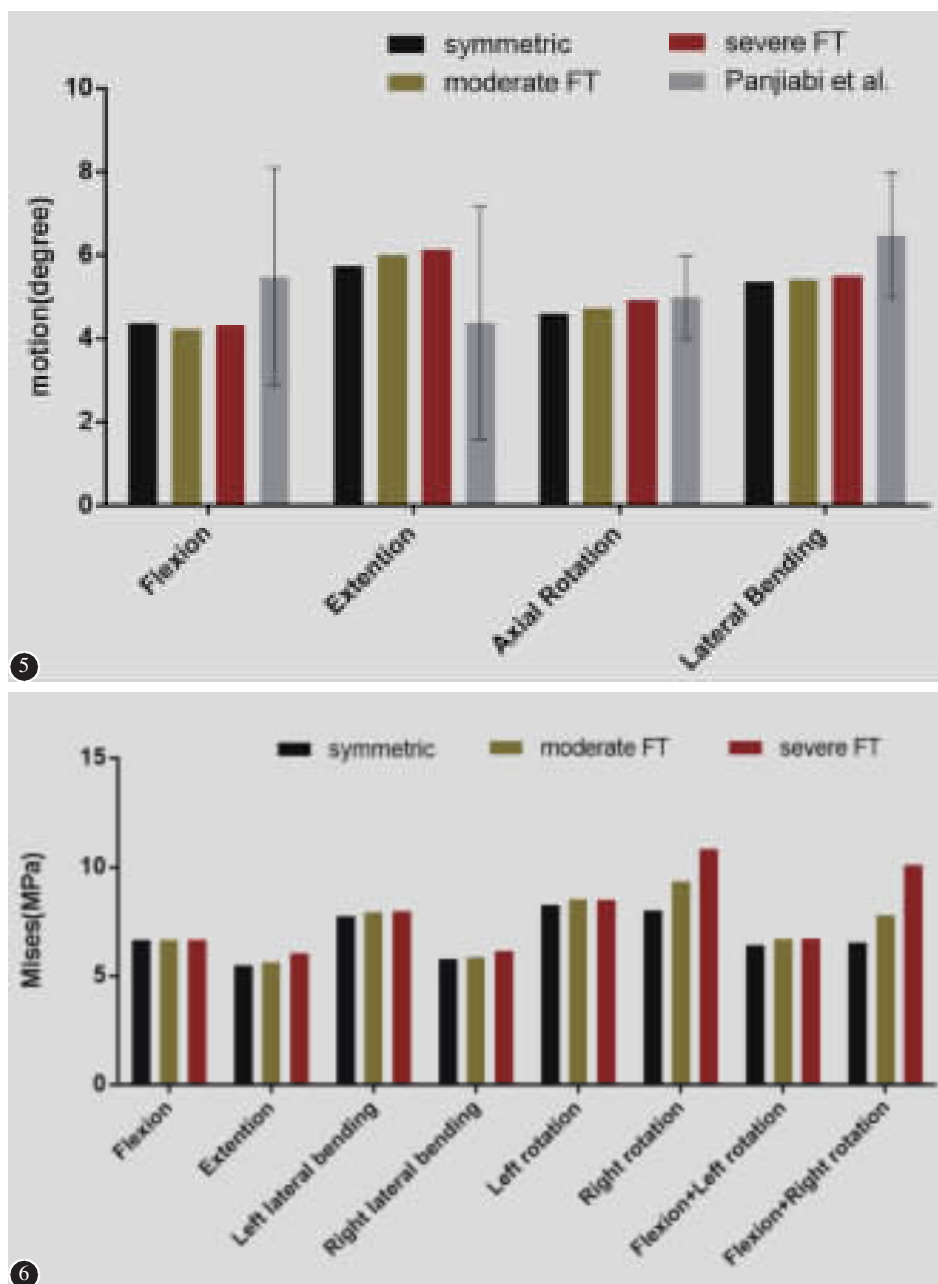


图 5 三个 C5-6 有限元模型的验证:三个模型在各个运动方向的活动度也在体外实验数据的标准差范围内 图 6 三个模型的纤维环应力对比:在右旋和前屈结合右旋的扭矩下,纤维环的应力差异明显

Figure 5 Validation of the new three models of C5-6: the ROMs of the new three models of C5-6 were similarly within the standard deviation range of in vitro experimental data **Figure 6** The annulus fiber stress in three models: Under the right axial rotation and flexion combined with the right axial rotation moment, the annulus fiber stress is obviously different

3 讨论

在脊柱中,腰椎的关节突关节面与水平面大致垂直^[19,20],与矢状面的夹角大约呈 45° ,这样的结构特征允许腰椎进行前屈、后伸或侧弯活动,但不利于旋转活动。与腰椎关节突关节的解剖不同,颈椎的关节突关节与矢状面形成的矢状角范围较大,其特征较复杂。根据 Xu 等^[2]的测量方法,腰椎关节突关节突的矢状角几乎在 90° 以内^[21,22],而颈椎关节突关节矢状角根据角度范围可将其分为三种类型^[21],第一种类型是两侧关节突关节朝向后内方向的后内型,即双侧关节突关节矢状角均小于 90° ;第二种类型是两侧关节突关节朝向后外方向的后外型,即双侧关节突关节矢状角均大于

90° ;第三种类型是一侧关节突关节朝向后外方向,一侧关节突关节朝向后内方向的斜向型,即一侧关节突关节矢状角大于 90° ,另一侧关节突关节矢状角小于 90° 。另外,颈椎的关节突关节面与水平面的夹角大致呈 45° ,这样的结构特征有利于颈椎的活动,不仅是前屈、后伸或侧弯活动,也利于旋转活动。由于颈椎与腰椎关节突关节结构不同和运动特点不同,腰椎以前屈、后伸运动为主,而颈椎以前屈、后伸和左右旋转运动为主,因此,在腰椎中关节突关节矢状角不对称与腰椎间盘突出相关的结论并不能完全适用于颈椎。尽管 Huang 等^[3]和 Wang 等^[10]的临床研究发现颈椎关节突关节矢状角不对称与颈椎间盘突出相关,但他

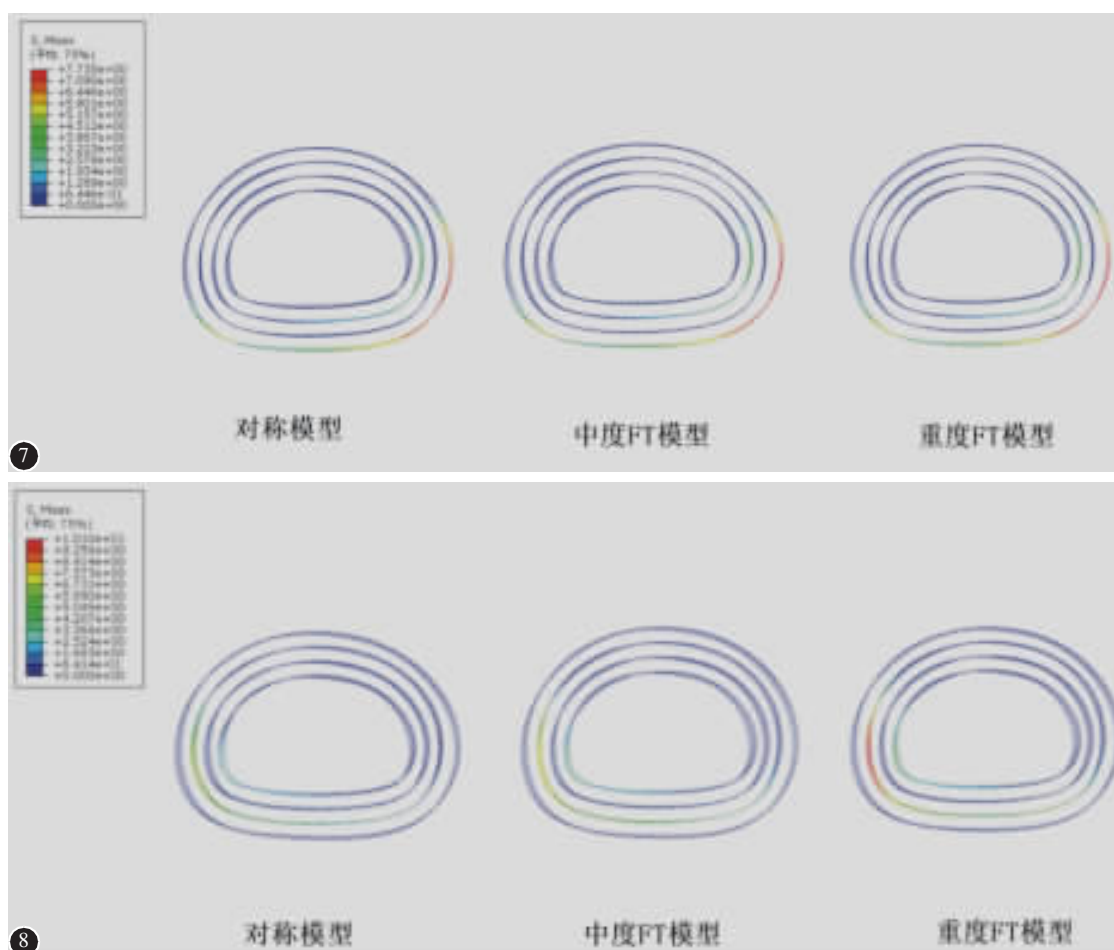


图7 三个模型在前屈结合左旋复合扭矩下纤维环应力对比:三个模型纤维环的最大应力和应力分布情况差异不明显

图8 三个模型在前屈结合右旋复合扭矩下纤维环应力对比:纤维环的最大应力集中在左后侧,且在重度FT模型中最大,其次是中度FT模型

Figure 7 The annulus fiber stress under flexion combine with left rotation in three models: the maximum stress and stress distribution of annulus fiber were not obviously different **Figure 8** The annulus fiber stress under flexion combine with right rotation in three models: the maximum stress of annulus fiber was concentrated on left posterolateral side in the severe FT model, and the moderate FT followed

们的研究都是基于临床数据测量, 颈椎关节突关节矢状角不对称对颈椎间盘的影响机制目前尚无相关生物力学的研究。因此, 有必要探究颈椎关节突关节不对称对颈椎间盘的生物力学影响。

为了在不同矢状角模型中比较椎间盘纤维环和关节突关节的力学关系, 并减少其他无关因素对结果的影响, 我们先建立了一个正常模型, 利用已发表文献的材料属性、边界条件等验证模型, 模型验证后, C5-C6 椎体的双侧关节突关节被融合和重新分割, 但其他结构保持一致。在三个新的模

型中, C5/6 的椎间盘和右侧关节突关节软骨完全一致, 而左侧关节突关节软骨在总体积、厚度、形状和与水平面的倾斜角基本相同, 只有矢状角的角度不同。此外, 三个模型中韧带的附着点几乎相同。

在加载边界条件时, 我们不仅对模型进行了前屈、后伸、侧屈和旋转等纯扭矩的测试, 也进行了前屈结合旋转等复合扭矩的测试。在颈椎的生理活动中, 除了前屈、后伸、侧屈、旋转等简单运动外, 联合运动是非常常见的^[23]。前屈结合旋转是最

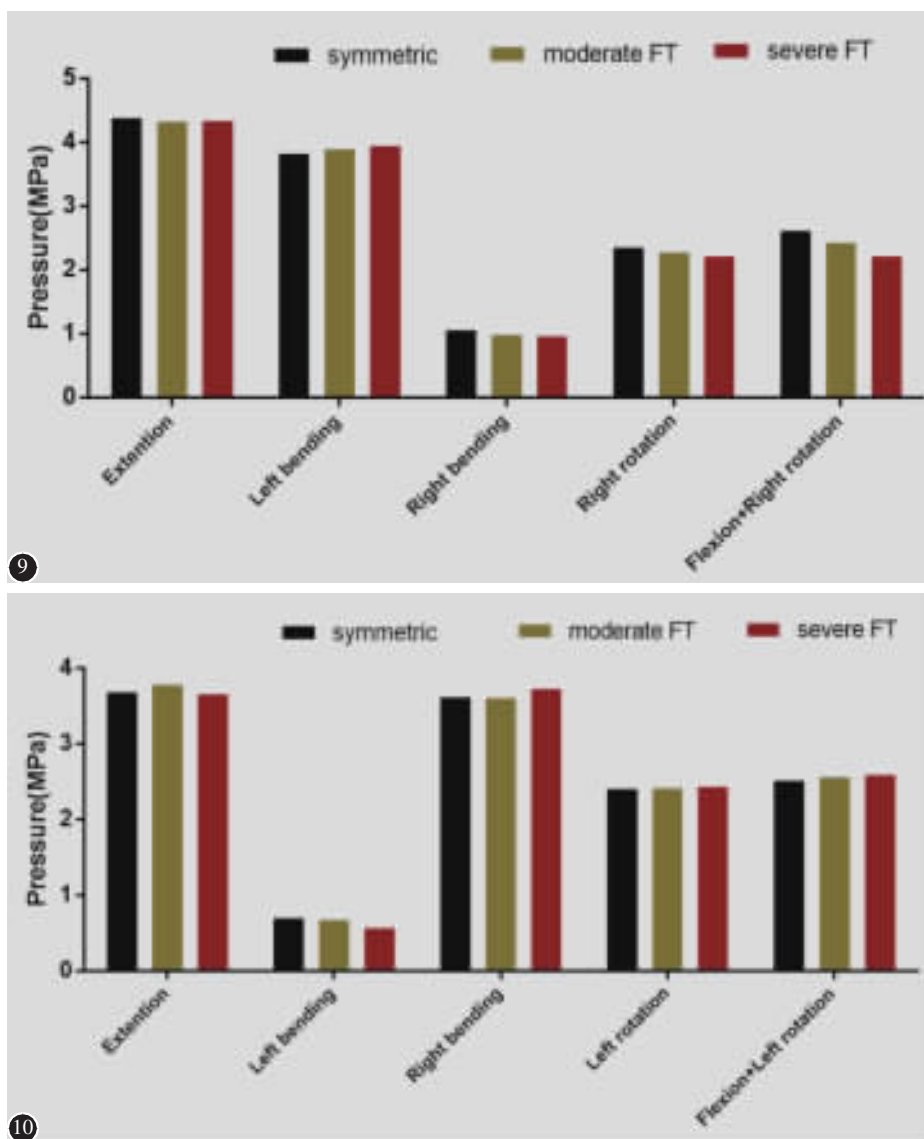


图 9 三个模型左侧关节突关节压力对比: 在右旋和前屈结合右旋的扭矩下, 关节突关节压力有递减趋势 图 10 三个模型右侧关节突关节压力对比: 关节突关节压力在三个模型间对比差异不明显

Figure 9 The facet joint pressure (left side) in three models: under the right axial rotation and flexion combined with the right axial rotation moment, the pressure of facet joint had a decreasing tendency **Figure 10** The facet joint pressure(right side) in three models: there was no obviously difference in the pressure of facet joint in three models

常见的联合运动之一,如低头看书,伏案工作等,然而,这种联合运动与椎间盘突出的高病发率相关^[23-25]。在脊柱的轴向旋转过程中,纤维环纤维暴露于拉力和剪切力中^[26]。当这种拉力和剪切力过大时,容易对纤维环纤维造成细微的损伤,这些细微损伤的重复和累积会导致纤维环损伤和椎间盘退变加速^[14,27,28]。另外,旋转联合前屈运动会增加椎间盘的易损性,加速了椎间盘突出的进展^[23,24]。Harvey-Burgess 等^[25]通过动物实验提出了关于加快椎间盘突出进展机制的假说,轴向旋转削弱了环纤维基质,由于纤维环基质较弱,当旋转与前屈结合时,更容易形成裂隙,使椎间盘更容易突出,进展更快。

本研究发现,前屈结合旋转的复合运动中,纤维环的最大应力集中在旋转方向对侧椎间盘的后外侧。例如,当前屈结合右旋时,纤维环的最大应力集中在左后外侧,这与既往尸体生物力学^[24]和有限元研究^[23]结果一致。另外,本研究的实验结果显示,三个模型在前屈、后伸、侧屈、左旋和前屈联合左旋时,纤维环纤维应力和关节突关节压力差异不显著。但在右旋或前屈联合右旋时,纤维环纤维的应力随着关节突关节矢状角不对称程度的增加而增大,而左侧关节软骨的压力随着不对称程度的增加而减小。

颈椎关节突关节在限制颈椎轴向旋转运动中起着重要作用^[22],当运动节段的上位椎体向右侧

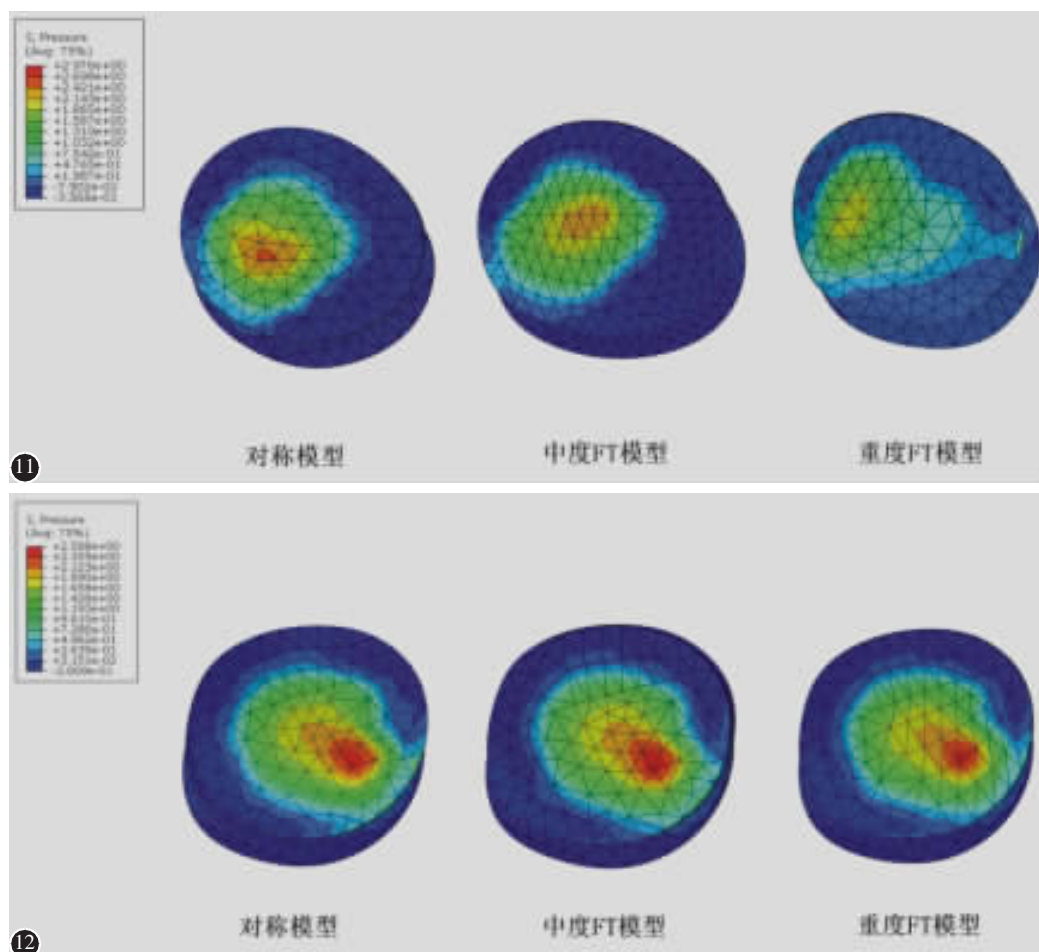


图 11 三个模型在前屈结合右旋扭矩下左侧关节突关节压力云图:重度 FT 模型的最大关节突关节压力最小,其次是中度 FT 模型 图 12 三个模型在前屈结合左旋扭矩下右侧关节突关节压力云图:三个模型右侧关节突关节的最大应力和应力分布情况差异不明显

Figure 11 The left side of facet joint pressure under flexion combined with right rotation in three models: the maximum pressure of left side of facet joint in the severe FT model was the lowest, and the moderate FT followed **Figure 12** The right side of facet joint pressure under flexion combined with left rotation in three models: the maximum stress and stress distribution of the right side of facet joint were not obviously different

旋转时,右侧关节突关节的两个关节面分离,而左侧关节突关节的两个关节面相互挤压,形成阻挡,起到限制旋转运动的作用。根据本研究实验结果和颈椎活动特征,我们猜想,颈椎关节突关节矢状角越大,对向对侧旋转运动的阻挡能力越小。FT模型的左侧关节突关节矢状角比对称模型更大,在右旋或前屈结合右旋的条件下,角度较大的左侧关节突阻挡旋转的能力较小,其本身承受着较小的压力,而大部分的载荷由纤维环承受,使纤维环承受着较大的应力。当纤维环纤维承受应力较大时,容易导致纤维环纤维的细微损伤,这些细微损伤的重复和累积会导致纤维环损伤和椎间盘加速退变,导致椎间盘退变和突出的风险更高^[3,29]。我们的猜想与 Rong 等^[21]在文献中提及的假说一致,即当上位椎体的关节突关节面朝向后外,也就是说,关节突的矢状角越大,旋转运动的阻挡越小,使颈椎更容易旋转,但增加了椎间盘突出可能性。

本研究通过有限元分析,探究颈椎关节突关节矢状角不对称对椎间盘和关节突关节的力学影响,发现颈椎关节突关节不对称容易导致椎间盘两侧所承受应力不均匀,并且,关节突关节矢状角较大的一侧承担压力较小,使其同侧椎间盘承受的应力越大,长此以往,会加速该侧椎间盘的退变甚至突出。本研究结果提示关节突关节不对称可能是椎间盘退变的解剖学因素。从而进一步可以推测,具有颈椎 FT 的患者可能不适合人工椎间盘置换,且人工椎间盘置换术后患者其椎间盘和关节突关节的关系仍需要进一步评估。另外,我们推测颈椎关节突关节不对称的患者可能不适合行颈椎旋转手法治疗。颈椎旋转手法可扩大患侧椎间孔的容积,使突出的椎间盘与受累神经根分离,从而缓解神经根的压迫,减轻根性症状。其中,颈椎前屈并向健侧旋转是颈椎手法治疗神经根型颈椎病的关键操作,然而,这样的操作会使椎间盘后外侧的应力增加,存在加重椎间盘突出的风险^[30,31]。

本研究存在一定的不足,首先,在常规模型的基础上进行融合再分割得到的 5 个模型不可避免地存在差异。然而,为了尽量减少差异,我们尽量保持其他结构的一致,如使用相同的椎间盘,相同的右侧关节软骨,保持左侧关节软骨厚度、体积和与水平面的倾斜度大致相等。其次,将关节突的运

动模拟为上下两块关节软骨的无摩擦滑动和将韧带模拟成线性的,这并不能完全代表真实情况,这只是有限元分析中常用的模拟方法。另外,本研究的结果只是一种假说,一方面,它是基于理想化有限元模型分析的结果,另一方面,椎间盘的退变和突出并不是突然发生的,它是一个累积的结果,有限元分析不能反映这种长期的累积效应。本文主要探究颈椎关节突关节矢状角不对称对椎间盘的力学影响,未来需要更多的临床试验和动物试验来证实关节突关节矢状角不对称与椎间盘突出之间的关系。

4 参考文献

1. Gellhorn AC, Katz JN, Suri P. Osteoarthritis of the spine: the facet joints[J]. *Nat Rev Rheumatol*, 2013, 9(4): 216–224.
2. Xu C, Lin B, Ding Z, et al. Cervical degenerative spondylolisthesis: analysis of facet orientation and the severity of cervical spondylolisthesis[J]. *Spine J*, 2016, 16(1): 10–15.
3. Huang X, Ye L, Liu X, et al. The relationship between facet tropism and cervical disc herniation[J]. *J Anat*, 2020, 236(5): 916–922.
4. 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.
5. Karacan I, Aydin T, Sahin Z, et al. Facet angles in lumbar disc herniation: their relation to anthropometric features[J].? *Spine(Phila Pa 1976)*, 2004, 29(10): 1132–1136.
6. Do DH, Taghavi CE, Fong W, et al. The relationship between degree of facet tropism and amount of dynamic disc bulge in lumbar spine of patients symptomatic for low back pain [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(1): 71–78.
7. Chadha M, Sharma G, Arora SS, et al. Association of facet tropism with lumbar disc herniation[J]. *Eur Spine J*, 2013, 22(5): 1045–1052.
8. Farfan HF, Sullivan JD. The relation of facet orientation to intervertebral disc failure [J]. *Can J Surg*, 1967, 10(2): 179–185.
9. 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.
10. Wang Y, Chen GL, Lin JJ, et al. The correlation between facet tropism and intervertebral disc herniation in the subaxial cervical spine [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2021, 46: E310–E317.
11. Mo Z, Zhao Y, Du C, et al. Does location of rotation center in artificial disc affect cervical biomechanics[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2015, 40(8): E469–E475.
12. Liu N, Lu T, Wang Y, et al. Effects of new cage profiles

- on the improvement in biomechanical performance of multi-level anterior cervical corpectomy and fusion: a finite element analysis[J]. *World Neurosurg*, 2019, 129: e87–e96.
13. Yuchi CX, Sun GM, Chen C. Comparison of the biomechanical changes after percutaneous full-endoscopic anterior cervical discectomy versus posterior cervical foraminotomy at c5–c6: a finite element-based study [J]. *World Neurosurg*, 2019, 128: e905–e911.
14. Rong X, Wang B, Ding C, et al. The biomechanical impact of facet tropism on the intervertebral disc and facet joints in the cervical spine[J]. *Spine J*, 2017, 17(12): 1926–1931.
15. Denozière G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc[J]. *J Biomech*, 2006, 39(4): 766–775.
16. Wang K, Deng Z, Wang H, et al. Influence of variations in stiffness of cervical ligaments on C5–C6 segment[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 72: 129–137.
17. Wang J, Qian Z, Ren L. Biomechanical comparison of optimal shapes for the cervical intervertebral fusion cage for C5–C6 cervical fusion using the anterior cervical plate and cage(ACPC) fixation system: a finite element analysis[J]. *Med Sci Monit*, 2019, 25: 8379–8388.
18. Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load–displacement curves[J]. *Spine*, 2001, 26(24): 2692–700.
19. Connolly M, Rotstein AH, Roebert J, et al. Lumbar spine abnormalities and facet joint angles in asymptomatic elite junior tennis players[J]. *Sports Med Open*, 2020, 6(1): 57.
20. Degulmadi D, Dave BR, 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.
21. Rong X, Liu Z, Wang B, et al. The facet orientation of the subaxial cervical spine and the implications for cervical movements and clinical conditions[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2017, 42(6): E320–E325.
22. Pal GP, Routal RV, Saggi SK. The orientation of the articular facets of the zygapophyseal joints at the cervical and upper thoracic region[J]. *J Anat*, 2001, 198(Pt 4): 431–441.
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. Veres SP, Robertson PA, Broom ND. The influence of torsion on disc herniation when combined with flexion[J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(9): 1468–1478.
25. Harvey–Burgess M, Gregory DE. The effect of axial torsion on the mechanical properties of the annulus fibrosus [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2019, 44(4): E195–E201.
26. Stokes IAF. Mechanical function of facet joints in the lumbar spine [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1988, 3 (2): 101–105.
27. Gregory DE, Bae WC, Sah RL, et al. Annular delamination strength of human lumbar intervertebral disc[J]. *Eur Spine J*, 2012, 21(9): 1716–1723.
28. Holzapfel GA, Schulze–Bauer CA, Feigl G, et al. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2005, 3(3): 125–140.
29. Sohn HM, You JW, Lee JY. The relationship between disc degeneration and morphologic changes in the intervertebral foramen of the cervical spine: a cadaveric MRI and CT study[J]. *J Korean Med Sci*, 2004, 19(1): 101–106.
30. McGilvery W, Eastin M, Sen A, et al. Self Manipulated Cervical Spine Leads to Posterior Disc Herniation and Spinal Stenosis[J]. *Brain Sci*, 2019, 9(6): 125.
31. Wilson D, Steel T, Sutton I. Surgical treatment of cervical disc protrusion causing intracranial hypotension following chiropractic manipulation[J]. *J Clin Neurosci*, 2015, 22(9): 1523–1525.

(收稿日期:2021-09-16 末次修回日期:2021-12-27)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 彭向峰)