

不同 O-EA 角枕颈内固定术后下颈椎椎间盘及关节突软骨应力分布的三维有限元分析

陈太勇^{1,2}, 杨 曦¹, 修 鹏¹, 刘立岷¹, 宋跃明¹

(1 四川大学华西医院骨科和骨科研究所 610041 成都市; 2 遵义医科大学第二附属医院骨科 563006 遵义市)

【摘要】目的:构建不同 O-EA 角(occiput and external acoustic meatus to axis angle)枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型,观察下颈椎椎间盘及关节突软骨应力分布。**方法:**收集 1 例 29 岁健康男性的含外耳道的全颈椎 CT 数据,用 Mimics 19.0、Geomagic Studio 2015 和 Solid Works 2018 等软件处理,依据 O-EA 角 80°、95°、110°对枕颈内固定系统进行测绘并建立三维模型,构建 O-EA 角 80°、95°、110°并装配有枕颈内固定系统含外耳道的全颈椎三维有限元模型。沿齿状突上方颅底表面施加 1.5N·m 的力矩,并施加 75N 垂直力模拟头颅重量,测量前屈、后伸、左侧屈及左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值并分析和比较。**结果:**成功建立了不同 O-EA 角(80°、95°和 110°)含外耳道全颈椎三维有限元模型。O-EA 角 95°枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型在前屈、后伸和左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值比 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°模型小;左侧屈工况下,C5/6 椎间盘以及 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值 O-EA 角 95°模型比 O-EA 角 80°和 110°模型大,C6/7 椎间盘 Von Mises 应力峰值 O-EA 角 95°模型比 O-EA 角 110°模型大而比 O-EA 角 80°模型小。**结论:**三维有限元分析结果提示枕颈内固定术中应注意 O-EA 角大小,O-EA 角不恰当可能造成 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值增加,进而加速下颈椎的退变。

【关键词】含外耳道全颈椎模型;枕颈角;有限元;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2020.11.07

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2020)-11-1007-09

Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of lower cervical intervertebral disc and articular process cartilage in different O-EA angles after occipitocervical internal fixation/CHEN Taiyong, YANG Xi, XIU Peng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(11): 1007-1015

【Abstract】 Objectives: A three-dimensional finite element model of the whole cervical spine with external auditory canal of occiput and external acoustic meatus to axis angle(O-EA angle) of 80°, 95°, and 110° and equipped with occipitocervical internal fixation system was constructed to study the stress distribution of the lower cervical intervertebral disc and articular process cartilage. **Methods:** Based on the CT source data of the total cervical spine with external auditory canal of a 29-year-old healthy man, and computed by Mimics 19.0, Geomagic Studio 2015, and Solid Works 2018 software, to establish a three-dimensional finite element model of the whole cervical spine with external auditory canal of O-EA angle of 80°, 95°, and 110° and equipped with occipitocervical internal fixation system. A net torque of 1.5N·m was applied along the skull base surface above the odontoid process, and 75N was applied to simulate skull weight. The stress peaks of C5/6 and C6/7 intervertebral discs and the articular cartilage of C6 and C7 under the conditions of forward flexion, posterior flexion, left flexion and left rotation were measured and compared. **Results:** The finite element analysis model with external auditory canal was successfully established to simulate occipital and cervical fixation at different O-EA angles(80°, 95°, and 110°). The Von Mises stress peak values of C5/6, C6/7 intervertebral discs, and C6, C7 superior articular process cartilages under flexion, extension and left rotation

第一作者简介:男(1977-),医学博士,研究方向:脊柱外科

电话:(0851)27596252 E-mail:13985609750@163.com

通讯作者:宋跃明 E-mail:hx_sym@163.com

conditions were smaller than those of the models with O-EA angle of 80° and 110° . Under the left flexion condition, the stress peak of the C5/6 intervertebral disc and the upper articular process of C6 and 7 at O-EA angle of 95° was greater than that at O-EA angle of 80° and 110° , while the stress peak of the C6/7 intervertebral disc at O-EA angle of 95° was greater than that at O-EA angle 110° and less than O-EA angle 80° . **Conclusions:** The results of three-dimensional finite element analysis indicate that the O-EA angle should be paid attention during occipitocervical internal fixation. The improper O-EA angle may cause the increase of Von-Mises stress peak value of C5/6, C6/7 intervertebral disc and C6, C7 superior articular process cartilage, and then accelerate the degeneration of the lower cervical spine.

[Key words] Complete cervical model with external auditory canal; O-EA angle; Finite element; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopedic Surgery and Orthopedic Research Institute, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu, 610041, China

枕颈融合术后口咽部阻塞(吞咽困难和呼吸困难)是不可忽视的并发症,其存在常影响患者的生活质量,严重口咽部阻塞可威胁患者生命^[1,2]。目前文献报道枕颈融合术中可采用枕颈角包括 O-EA 角(两侧外耳道连线中点和 C2 椎体下终板连线中点形成一条直线,此直线与 McGregor's 线形成的夹角)和 O-C2 角(occipito-C2 angle,即 McGregor's 线和 C2 椎体下终板平行线构成的夹角)作为参数来预测口咽部气道最短径的变化,便于预防术后口咽部阻塞,由于 O-EA 角能体现寰椎复位时口咽部气道最短径的变化,其预测口咽部气道最短径变化准确性优于 O-C2 角^[3,4],术中通过透视影像调整 O-EA 角来预防术后口咽部阻塞并发症受到重视。目前报道枕颈融合术中 O-C2 角超出正常范围会加速下颈椎的退变^[5],O-EA 角的变化对下颈椎退变的影响未见相关文献报道。颈椎退行性变是人体随着年龄增长变化的一种现象^[6],另外生物力学环境异常变化也是影响椎间盘退变的机制之一^[7,8]。目前颈椎生物力学研究主要包括四个方面,分别为物理模型、尸体模型、活体模型和计算机模型。计算机模型可以模拟肌肉、骨骼、韧带组织内部应力以及张力的变化,计算机模型中最常用的是有限元模型^[9]。随着图像建模技术的发展,有限元模型的建模已经发展到可建立含颅底的全颈椎有限元模型^[10,11]。有限元静态分析研究可用于不同工况下及不同载荷下模型中各部分的内部张力和应力分析^[12,13]。本研究拟建立不同 O-EA 角并装配有枕颈内固定系统含外耳道的全颈椎三维有限元模型,对比下颈椎椎间盘和关节突软骨面的应力分布,为枕颈融合术中调整最佳 O-EA 角的角度提供生物力学依据。

1 材料与方法

1.1 正常人体含外耳道全颈椎三维有限元模型的建立

建模原始数据的获取:1 例健康青年志愿者,29 岁男性,体重 62kg,身高 1.68 米,在放射科技师指导下,仰卧于扫描床上,保持头、颈部中立位,使用 64 排双螺旋 CT 从外耳道上方约 3.5cm 至 T2 椎体水平进行扫描,层厚为 0.6mm,将 CT 数据导出以 Dicom 格式储存于 DVD 光盘。将 Dicom 格式的 CT 数据导入 Mimics Research 19.0 软件,经过一系列常规处理后获得光滑平顺含外耳道的全颈椎 3D 骨结构,最后以 STL 格式进行数据导出及储存。

将 Mimics Research 19.0 重建的 STL 模型导入 Geomagic Studio 2015 软件,经过多边形阶段处理和曲面阶段处理,再经过轮廓线和曲面片的编辑转化制作成 NURBS 曲面模型。在 Mimics Research 19.0 中测量颈椎皮质骨发现其平均厚度约为 0.5mm,因此在 Geomagic Studio 2015 中将 C0-C7 椎骨模型分别向内偏移 0.5mm 模拟皮质骨,采用布尔减(Boolean)运算将总模型减去皮质骨模型,获得松质骨模型,从而构建出包含皮质和松质骨的实体,获得含外耳道的全颈椎(C0-C7)实体。

在 Ansys Workbench 19.0 中进行有限元分析前处理,上颈椎和下颈椎韧带采用弹簧单元进行模拟,横韧带(transverse ligament, TL)采用 shell 单元进行模拟。根据纤维环、髓核和终板的各自材料属性在 Ansys Workbench 模块中进行创建。然后在枕寰关节、寰枢关节及 C3~C7 关节突关节表面建相应的软骨面,厚度 0.2mm^[14]。

对椎体的皮质骨和松质骨分别采用长度 0.5mm 的 solid185 单元进行网格划分;终板和关节面软骨分别采用长度 0.1mm 和 0.15mm 的 solid185 单元进行网格划分;横韧带采用 shell 单元进行网格划分,其他韧带采用弹簧单元进行网格划分。椎间盘包括纤维环和髓核采用 solid185 单元进行构建。参考相关文献报道^[15-17],予以各结构材料属性赋值(表 1),完成含外耳道全颈椎三维有限元模型的建立。

1.2 枕颈内固定模型的建立

将上述含外耳道的全颈椎实体模型调整为 O-EA 角 80°、95°和 110°的全颈椎实体模型,利用 Solid Works 2018 建模软件建立与上述 O-EA 角匹配的枕颈内固定模型,内固定属性设置参考相关文献报道的数值进行设定,弹性模量为 110000MPa,泊松比为 0.3^[18]。

1.3 构建不同 O-EA 角枕颈内固定含外耳道的

全颈椎三维有限元模型

将含外耳道全颈椎三维模型中的枕骨在矢状面上旋转进行调整,根据外耳道标记的面调整 O-EA 角为 80°、95°和 110°,得到三种不同 O-EA 角的模型,加载枕颈内固定系统,固定到 C2(图 1)。

1.4 不同 O-EA 角枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型下颈椎椎间盘及关节突软骨的应力分析

在齿状突上方颅底表面加载 75N 垂直力^[19]模拟头颅重量,然后施加不同方向 1.5N·m 的力矩,模拟前屈、后伸、左侧屈、左旋转工况^[20],观察三种不同 O-EA 角枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型的 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨应力分布,分析和比较 Von Mises 应力分布情况。

2 结果

不同 O-EA 角枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型在前屈、后伸、左侧屈和左旋转工况下颈椎椎间盘及关节突软骨应力的分布结果见表 2 和图 2~4。三种模型中,前屈工况 O-EA 角 95°模型与 O-EA 角 80°模型比较,C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值分别减小 22.17%、20.73%、11.76%和 4.76%,与 O-EA 角 110°模型比较分别减小 10.42%、8.45%、6.00%和 12.85%。后伸工况 O-EA 角 95°模型与 O-EA 80°模型比较,C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值分别减小

	弹性模量 (MPa) Young's modulus (MPa)	泊松比 Poisson's ratio
皮质骨 Cortical bone	15000.0	0.2
松质骨 Cancellous bone	500.0	0.2
软骨 Cartilage	10.4	0.4
终板 Endplates	500.0	0.4
纤维环 Annulus	3.4	0.4
髓核 Nucleus	1.0	0.49
横韧带 Transverse ligament	E1=86 E2=6	0.016

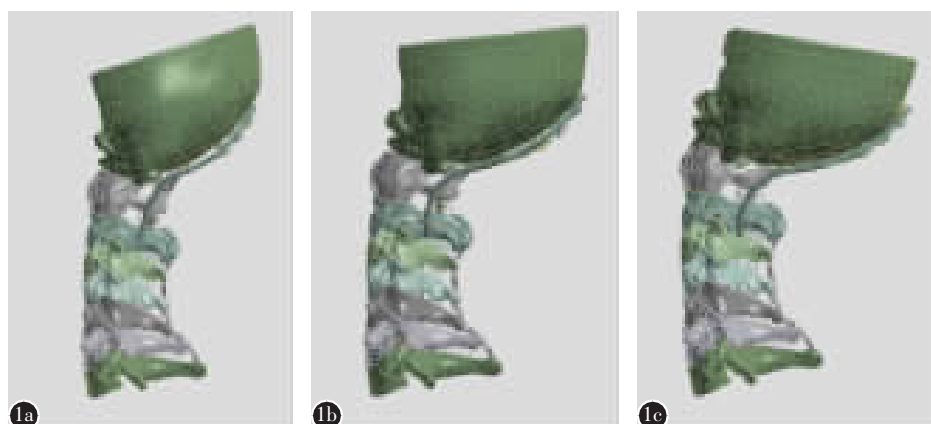


图 1 不同 O-EA 角枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型 a O-EA 角 80°的全颈椎模型 b O-EA 角 95°的全颈椎模型 c O-EA 角 110°的全颈椎模型

Figure 1 A three-dimensional finite element model of the whole cervical spine with external auditory canal was applied to the internal occipital neck fixation system a O-EA angle 80° b O-EA angle 95° c O-EA angle 110°

表 2 三种模型在前屈、后伸、左侧屈和左旋转工况下颈椎椎间盘及关节突软骨 Von Mises 应力的分布 (MPa)
Table 2 Von Mises stress distribution of lower cervical intervertebral discs and articular process cartilage in the three kinds of model under the conditions of flexion, extension, left flexion and left rotation

O-EA 角度模型 O-EA angle model	测量部位 Measuring parts	前屈 Flexion	后伸 Extension	左侧屈 Left flexion	左旋转 Left rotation
O-EA 角 80° O-EA angle 80°	C5/6 椎间盘 C5/6 intervertebral disc	0.221	0.142	0.153	0.167
	C6/7 椎间盘 C6/7 intervertebral disc	0.246	0.217	0.240	0.181
	C6 上关节突软骨 C6 superior articular cartilage	0.604	0.772	0.735	0.587
	C7 上关节突软骨 C7 superior articular cartilage	0.886	1.011	1.213	0.867
O-EA 角 95° O-EA angle 95°	C5/6 椎间盘 C5/6 intervertebral disc	0.172	0.141	0.158	0.162
	C6/7 椎间盘 C6/7 intervertebral disc	0.195	0.191	0.221	0.180
	C6 上关节突软骨 C6 superior articular cartilage	0.533	0.554	0.803	0.555
	C7 上关节突软骨 C7 superior articular cartilage	0.821	0.822	1.517	0.778
O-EA 角 110° O-EA angle 110°	C5/6 椎间盘 C5/6 intervertebral disc	0.192	0.159	0.151	0.182
	C6/7 椎间盘 C6/7 intervertebral disc	0.213	0.208	0.196	0.197
	C6 上关节突软骨 C6 superior articular cartilage	0.567	0.621	0.581	0.573
	C7 上关节突软骨 C7 superior articular cartilage	0.942	1.250	1.052	0.863

0.70%、11.98%、28.24%和 18.69%，与 O-EA 角 110°模型比较分别减小 11.32%、8.17%、10.79%和 34.24%。左侧屈工况下，O-EA 角 95°模型与 O-EA 角 80°模型比较，C5/6 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值分别增大 3.27%、9.25%和 25.06%，而 C6/7 椎间盘 Von Mises 应力峰值减小 7.92%；与 O-EA 角 110°模型相比，C5/6 椎间盘、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值分别增大 4.64%、12.76%、38.21%和 44.20%。左旋转工况下，O-EA 角 95°模型与 O-EA 角 80°模型比较，C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值分别减小 2.99%、0.55%、5.45%和 10.27%，与 O-EA 角 110°模型相比分别减小 10.99%、8.63%、3.14%和 9.85%。

三种模型中，O-EA 角 95°模型在前屈、后伸和左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值均较 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°模型小；在左侧屈工况下 C6/7 椎间盘 Von Mises 应力峰值 O-EA 角 95°模型比 O-EA 80°角模型小，C5/6 椎间盘和 C6、C7 上关

节突软骨 Von Mises 应力峰值 O-EA 角 95°模型比 O-EA 角 80°模型和 O-EA 角 110°模型大。应力分布总趋势提示 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值在 O-EA 角 95°模型中最小。

3 讨论

研究发现在枕颈融合过程中，枕颈融合角度不当，患者术后会出现一些与枕颈角有关的并发症，比如患者术后口咽部阻塞包括吞咽困难和呼吸困难^[2,21]。除此之外枕颈融合角度过小或过大还将引起下颈椎曲度变化，可能会加速下颈椎的退变^[22,23]。枕颈角的测量方式包括由 McGregor’s 线、Chamberlain’s 线、McRae’s 线分别和 C2 椎体下终板平行线构成的夹角，由 McGregor’s 线和 C2 椎体下终板平行线构成的夹角即 O-C2 角，由于有可重复性和可靠性比较好而被临床广泛应用^[24]，之后文献报道了后枕颈角包括 OC3A 和 POCA^[25]，但上述枕颈角在合并寰枢前脱位患者中不能体现寰椎复位时口咽部气道最短径的变化，O-EA 角能弥补上述枕颈角的局限^[3,4]。在关于 O-EA 角度

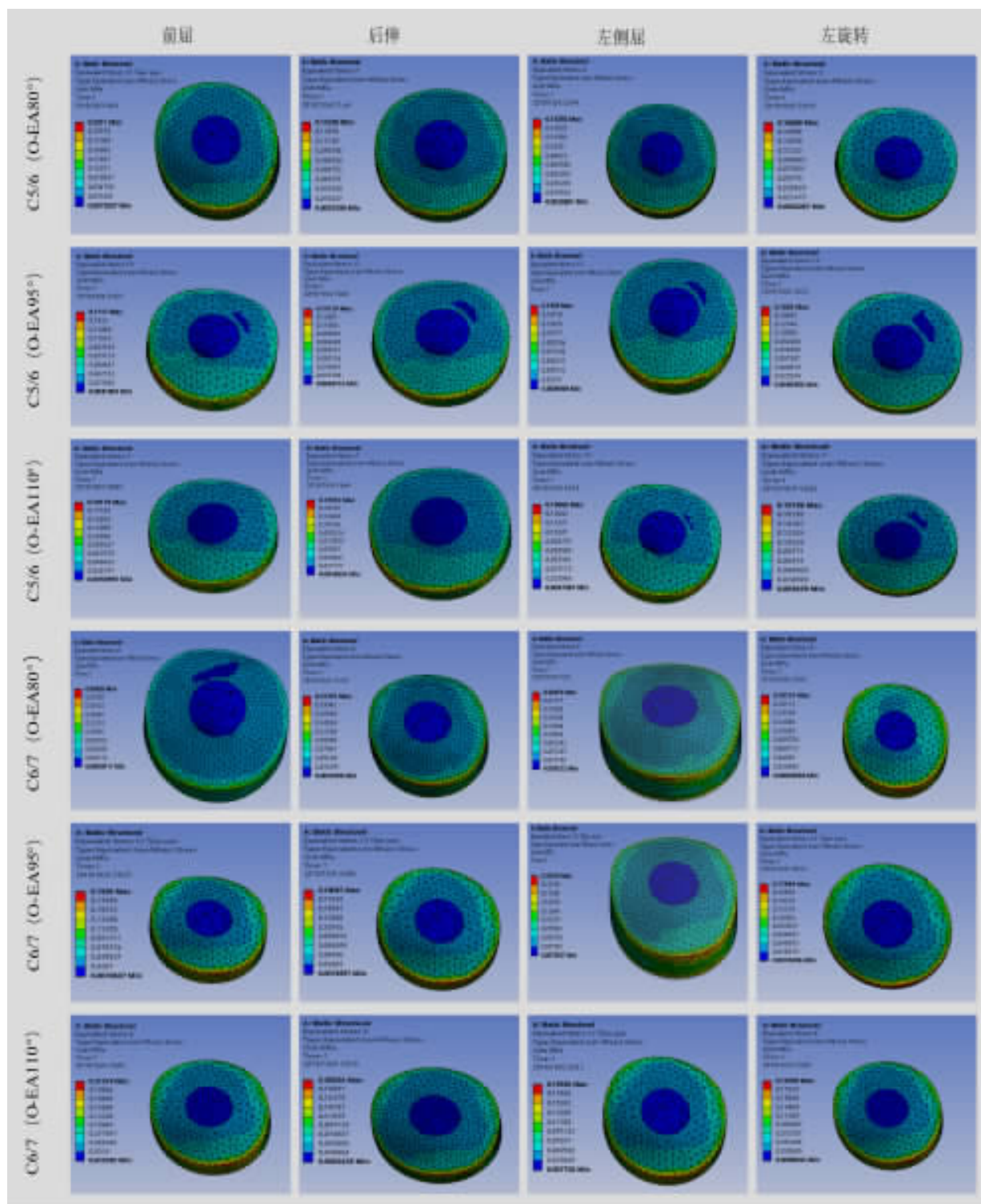


图2 三种 O-EA 角枕颈内固定模型在前屈、后伸、左侧屈和左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘 Von Mises 应力峰值分布
Figure 2 Von Mises peak stress distribution of C5/6 and C6/7 discs under three kinds of O-EA angle models of flexion, extension, left flexion and left rotation conditions

与口咽部气道最短径关系的研究中, Morizane 等^[12]发现正常人的 O-EA 角度大约 90°左右。对于合并寰枢关节前脱位患者, Chen 等^[3]研究认为术中

O-EA 角度保持在约 100°以上可预防术后吞咽困难的发生。因此本研究取 90°~100°的中间值 95°为参考值, 结合临床实践情况, 大于或小于平均值

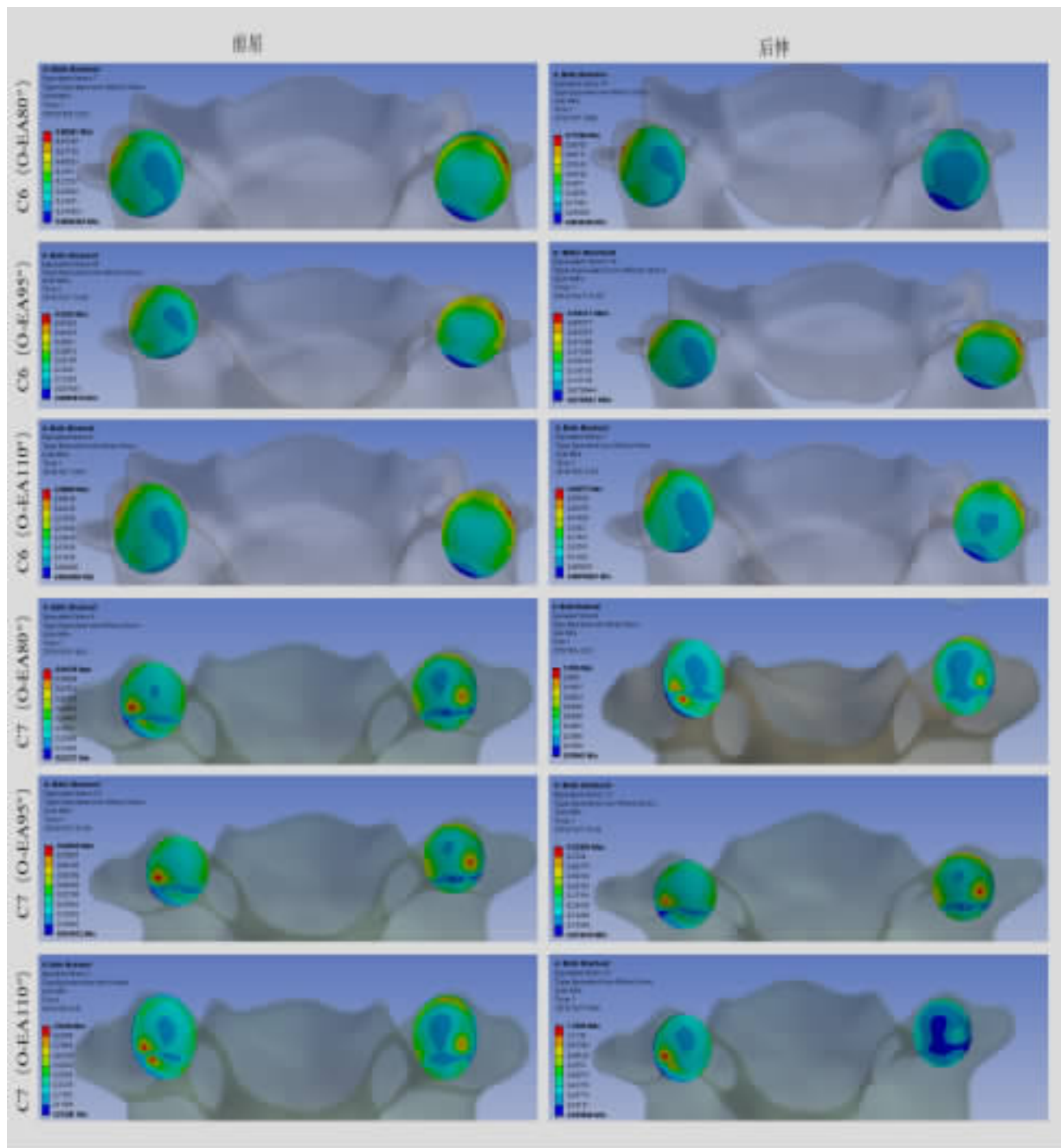


图3 三种 O-EA 角枕颈内固定模型在前屈、后伸工况下 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值分布

Figure 3 Von Mises peak stress distribution on C6 and C7 superior articular process under three kinds of O-EA angle models of flexion and extension

15°建立 O-EA 角分别在 80°、95°和 110°三有限元模型,施加同等载荷后对下颈椎椎间盘及关节突软骨内部应力分布情况进行研究。

在有限元分析过程中,有文献采用前屈、后伸、左旋转、右旋转、左侧屈及右侧屈六个动作模拟颈椎活动进行活动度和模型关键部位的力学测试^[10];也有文献采用前屈、后伸、左侧屈、左旋转四

个动作模拟颈椎活动进行活动度和力学测试^[20,26]。本研究采取后一种方法测量下颈椎椎间盘及关节突软骨应力分布,因为颈椎模型左右基本对称,左侧屈和右侧屈以及左旋转和右旋转模拟动作下应力视为相同。在施加载荷方面,有的文献报道施加 1.0N·m 扭矩载荷^[27],有的文献报道施加 1.5N·m 扭矩载荷^[10,11],本研究中采取在齿状突上方颅底

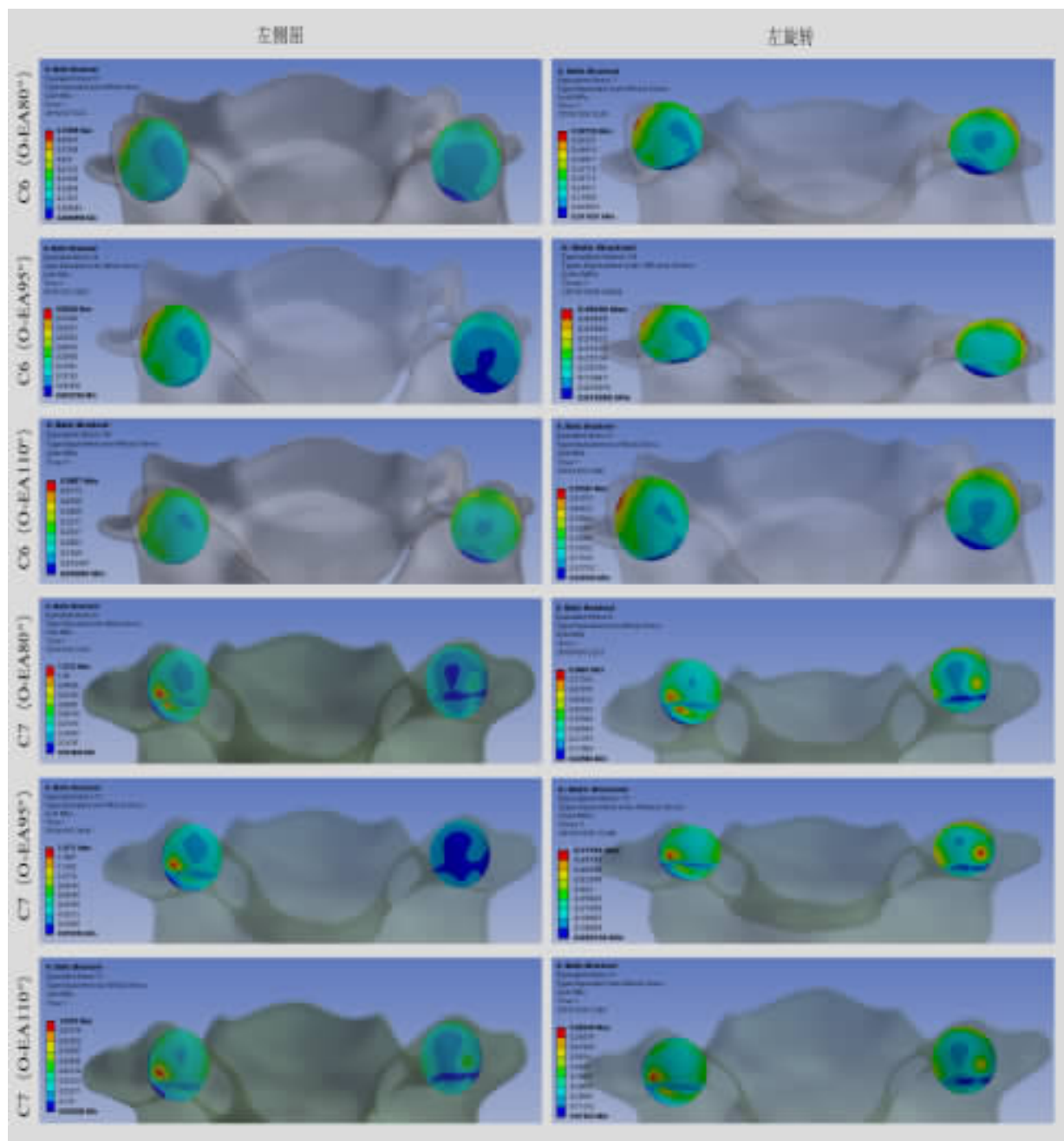


图 4 三种 O-EA 角枕颈内固定模型在左侧屈、左旋转工况下 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值分布

Figure 4 Von Mises peak stress distribution on C6 and C7 superior articular process cartilage under three kinds of O-EA angle models of left flexion and left rotation

表面建立的关键点施加 $1.5\text{N}\cdot\text{m}$ 扭矩载荷。另外在分析不同 O-EA 角枕颈内固定模型颈椎间盘及关节突关节软骨面应力分布时,加载 75N 的垂直力模拟头颅重量^[19]。在颈椎节段退变好发部位方面,Jiang 等^[28]收集了 102 例退变性颈椎滑脱患者的资料进行研究,发现退变滑脱主要发生在 C3/4 和 C4/5 节段,其中 C4/5 节段发生率最高,其次是 C3/4 节段,认为椎间盘退变和小关节肥大是

退变滑脱发生的主要原因。Nakashima 等^[29]对 1211 例健康志愿者根据颈椎 MRI 资料进行研究,发现轻微椎间盘退变在 20~29 岁阶段是最常见的现象,并且随着年龄的增加,颈椎间盘退变逐渐加重,颈椎间盘的退变和突出主要发生在 C5/6 和 C6/7 节段,其中 C5/6 椎间盘退变和突出发生率最高。本研究中模型来源于健康志愿者,我们选取 C5/6 和 C6/7 椎间盘为目标进行研究。颈椎发

生退变时除了椎间盘退变,还伴随关节突关节的退变,因为在传递载荷的过程中,关节突关节起着重要作用,有研究报道轴向载荷大约有 23%是通过颈椎的关节突关节传给胸椎^[30]。目前对关节突关节在颈椎退变中的相关研究发现,关节突方向的改变及关节突应力的增加有可能加速颈椎的退变^[9]。因此本研究建立不同 O-EA 角枕颈内固定模型测量下颈椎椎间盘及相对应关节突软骨应力的分布,可直观推断不同 O-EA 角下颈椎退变发生的趋势。

本研究模拟不同 O-EA 角枕颈融合术后下颈椎椎间盘和关节突关节应力分布的情况,发现 O-EA 角 80°、95°和 110°模型在前屈、后伸和左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘的 Von Mises 应力峰值和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值出现同一趋势的变化,即 O-EA 角 95°模型 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力峰值比 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°模型椎间盘和上关节突软骨 Von Mises 应力峰值要小,说明 O-EA 角过大或过小都会引起下颈椎椎间盘和关节突软骨 Von Mises 应力增加,有可能会加速下颈椎的退变。C6、C7 上关节突软骨 Von Mises 应力在前屈位状态下小于后伸位,与 Jaumard 等^[31]利用尸体模型测量关节突关节压力结果趋势一致,文献中报道后伸位时 C5/6 关节突关节压力较前屈位明显升高。在本研究中 C6/7 椎间盘及 C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值大于 C5/6 椎间盘及 C6 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值,与文献报道的颈椎间盘退变和突出最常发生在 C5/6 节段^[29,32]不相吻合,其可能原因是在有限元分析过程中,C7 椎体约束固定,失去 C7/T1 之间的活动度,而在正常人体中,C7/T1 之间存在一定的活动,C7 椎体固定导致与 C7 椎相邻的 C6/7 椎间盘和 C7 上关节突软骨 Von Mises 应力增加。在左侧屈工况下,O-EA 角 95°模型 C5/6、C6/7 椎间盘的 Von Mises 应力峰值和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值要高于 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°相应的 Von Mises 应力峰值,其原因在本模型研究中尚不清楚。总的来说,O-EA 角 95°模型与 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°模型相比较,C5/6、C6/7 椎间盘的 Von Mises 应力峰值和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值是最小的,可作为临床应用参考。

综上所述,O-EA 角 95°枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型在前屈、后伸、左旋转工况下 C5/6、C6/7 椎间盘的 Von Mises 应力峰值和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值低于 O-EA 角 80°和 O-EA 角 110°枕颈内固定含外耳道的全颈椎三维有限元模型,O-EA 角过大或过小引起 C5/6、C6/7 椎间盘和 C6、C7 上关节突软骨的 Von Mises 应力峰值增加,可能会加速下颈椎的退变。但本研究在不同 O-EA 角度模型中,仅仅改变 O-EA 角度数,难以准确模拟随着 O-EA 角的变化下颈椎曲度发生代偿性的变化,在人体上,枕颈角的变化由于各种代偿机制会引起下颈椎曲度相应的变化,因此模型仍具有一定的局限性。

4 参考文献

1. Yoshida M, Neo M, Fujibayashi S, et al. Upper-airway obstruction after short posterior occipitocervical fusion in a flexed position[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2007, 32(8): E267-270.
2. Hong J, Lim S. Dysphagia after occipitocervical fusion[J]. N Engl J Med, 2017, 376(22): e46.
3. Chen T, Yang X, Kong W, et al. Impact of the occiput and external acoustic meatus to axis angle on dysphagia in patients suffering from anterior atlantoaxial subluxation after occipitocervical fusion[J]. Spine J, 2019, 19(8): 1362-1368.
4. Meng Y, Wu T, Liu Z, et al. The impact of the difference in O-C2 angle in the development of dysphagia after occipitocervical fusion: a simulation study in normal volunteers combined with a case-control study[J]. Spine J, 2018, 18(8): 1388-1397.
5. 王圣林, 王超, Kirkham BW, 等. 寰枢关节不稳或脱位患者上颈椎曲度改变对下颈椎的影响[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2009, 19(7): 502-505.
6. Roughley PJ. Biology of intervertebral disc aging and degeneration: involvement of the extracellular matrix [J]. Spine(Phila Pa 1976), 2004, 29(23): 2691-2699.
7. 彭宝淦, 侯树勋, 施杞, 等. 软骨终板钙化与椎间盘退变关系的实验研究[J]. 中华医学杂志, 2001, 114(3): 613-616.
8. Bauman JA, Jaumard NV, Guarino BB, et al. Facet joint contact pressure is not significantly affected by ProDisc cervical disc arthroplasty in sagittal bending: a single-level cadaveric study[J]. Spine J, 2012, 12(10): 949-959.
9. Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research [J]. Spine(Phila Pa 1976), 1998, 23(24): 2684-2700.
10. 刘伟聪, 陈雄生, 周盛源, 等. 正常人体 C0-T1 全颈椎有限元模型的构建及意义[J]. 中国组织工程研究, 2018, 22(11): 1707-1712.
11. 郭群峰, 陈方经, 倪斌, 等. 带有颅底的全颈椎三维有限元

- 模型的建立及分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2014, 24(6): 550-554.
12. Morizane K, Takemoto M, Neo M, et al. Occipital and external acoustic meatus to axis angle as a predictor of the oropharyngeal space in healthy volunteers: a novel parameter for craniocervical junction alignment [J]. *Spine J*, 2018, 18(5): 811-817.
13. Morizane K, Takemoto M, Neo M, et al. Occipital and external acoustic meatus to axis angle: a useful predictor of oropharyngeal space in rheumatoid arthritis patients with atlantoaxial subluxation [J]. *J Neurosurg Spine*, 2019, 21: 1-8.
14. Teraguchi M, Yoshimura N, Hashizume H, et al. Prevalence and distribution of intervertebral disc degeneration over the entire spine in a population-based cohort: the Wakayama Spine Study[J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2014, 22(1): 104-110.
15. Wang XD, Feng MS, Hu YC. Establishment and finite element analysis of a three-dimensional dynamic model of upper cervical spine instability [J]. *Orthop Surg*, 2019, 11(3): 500-509.
16. Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2004, 29(4): 376-385.
17. Phuntsok R, Ellis BJ, Herron MR, et al. The occipitoatlantal capsular ligaments are the primary stabilizers of the occipitoatlantal joint in the craniocervical junction: a finite element analysis [J]. *J Neurosurg Spine*, 2019, 15: 1-9.
18. Hussain M, Nassr A, Natarajan RN, et al. Corpectomy versus discectomy for the treatment of multilevel cervical spine pathology: a finite element model analysis[J]. *Spine J*, 2012, 12(5): 401-408.
19. 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.
20. Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments(C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc [J]. *Med Eng Phys*, 2006, 28(6): 534-541.
21. Miyata M, Neo M, Fujibayashi S, et al. O-C2 angle as a predictor of dyspnea and/or dysphagia after occipitocervical fusion [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2009, 34(2): 184-188.
22. Matsunaga S, Onishi T, Sakou T. Significance of occipitoaxial angle in subaxial lesion after occipitocervical fusion [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2001, 26(2): 161-165.
23. Ames CP, Blondel B, Scheer JK, et al. Cervical radiographical alignment: comprehensive assessment techniques and potential importance in cervical myelopathy[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2013, 38(22 Suppl 1): S149-160.
24. Shoda N, Takeshita K, Seichi A, et al. Measurement of occipitocervical angle [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2004, 29(10): E204-208.
25. Kunakornsawat S, Pluemvitayaporn T, Pruttikul P, et al. A new method for measurement of occipitocervical angle by occiput-C3 angle [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2016, 27(8): 1051-1056.
26. 卢腾, 张廷, 董军, 等. 颈前路融合手术对相邻节段影响的有限元分析[J]. 南方医科大学学报, 2017, 37(1): 49-55.
27. Zhang QH, Teo EC, Ng HW. Development and validation of a CO-C7 FE complex for biomechanical study[J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(5): 729-735.
28. Jiang SD, Jiang LS, Dai LY. Degenerative cervical spondylolisthesis: a systematic review [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(6): 869-875.
29. Nakashima H, Yukawa Y, Suda K, et al. Cervical disc protrusion correlates with the severity of cervical disc degeneration: a cross-sectional study of 1211 relatively healthy volunteers [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2015, 40(13): E774-779.
30. Pal GP, Routal RV. A study of weight transmission through the cervical and upper thoracic regions of the vertebral column in man [J]. *J Anat*, 1986, 10(148): 245-261.
31. Jaumard NV, Bauman JA, Weisshaar CL, et al. Contact pressure in the facet joint during sagittal bending of the cadaveric cervical spine[J]. *J Biomech Eng*, 2011, 133(7): 071004.
32. Guan Q, Xing F, Long Y, et al. Cervical intradural disc herniation: a systematic review [J]. *J Clin Neurosci*, 2018, 48: 1-6.

(收稿日期:2020-06-22 末次修回日期:2020-10-15)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 李伟霞)