

基础研究

带肌肉组织全颈椎三维有限元模型的建立及分析

陈群响¹,倪斌¹,郭群峰¹,韩钊¹,陈博²,陈飞¹,武乐成¹

(1 海军军医大学附属长征医院骨科 200003 上海市;2 上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所 200025 上海市)

【摘要】目的:建立带肌肉组织的全颈椎三维有限元模型并验证该模型的有效性,为进一步分析颈椎疾患的生物力学作用机制建立良好的工作平台。**方法:**选取一名 34 岁健康男性志愿者进行颈椎薄层 CT 扫描,将 CT 原始数据以 Dicom 格式存贮。用 Mimics 17 软件将 CT 图像逆向重建出颈椎三维点云模型,利用 Geomagic Studio 2012 软件把点云模型拟合合成 NURBS 曲面模型,然后导入 Hypermesh12 软件中进行网格划分、赋予材料属性、定义接触及边界条件等操作,最后提交至 ABAQUS 6.12 软件进行有限元分析,将各个工况(前屈、后伸、侧弯和轴向旋转)下各节段活动度与文献数据进行比较,验证该模型有效性。**结果:**建立的带有肌肉组织的全颈椎三维有限元模型共包含 789024 单元,285045 节点,外观与人体颈椎具有非常好的几何相似性。该模型在屈伸、侧弯及旋转工况下的活动度与文献数据进行了 80 次对比,共计 24 次(占 30%)超出部分参考范围,其中,仅 C5-6 左右侧弯活动度 8.4°、C0-C1 左右旋转活动度 24.2°超出所有参考范围($P<0.05$)。**结论:**本研究建立的带有肌肉组织的全颈椎三维有限元模型符合有限元分析几何相似性和力学相似性要求,可用于颈椎生物力学分析。

【关键词】颈椎;肌肉;有限元;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2019.04.09

中图分类号:R318.01,TP391.41 文献标识码 A 文章编号:1004-406X(2019)-04-0348-08

The establishment and analysis of a three-dimensional finite element model of whole cervical spine with muscles/CHEN Qunxiang, NI Bin, GUO Qunfeng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(4): 348-355

【Abstract】 Objectives: To establish a three-dimensional finite element model of whole cervical spine with muscles and evaluate its validity, in order to establish a good working platform for further analyzing the biomechanical mechanism of cervical spine diseases. **Methods:** A 34-year-old healthy male volunteer underwent cervical thin-section CT scans. The raw data of CT scans were stored in Dicom format. Then the CT data were reconstructed reversely with Mimics17 into the 3D cervical point cloud model which were further fitted into NURBS surface model with Geomagic Studio 2012. Then NURBS surface model was imported into Hypermesh12 for mesh partitioning, assignment of material property, definition of contact and boundary condition and other operations. Finally, finite element analysis was carried out with ABAQUS 6.12. The range of moves(ROMs) inflexion, extension, lateral bending and rotation were compared with the literature data in order to validate the model. **Results:** The model consisted of 789024 elements and 285045 nodes. In term of appearance, this model had good geometric similarity with the human cervical spine. The comparisons between the ROMs of the model in flexion, extension, lateral bending and rotation with the reference ranges provided by the literature data summed to 80 times, with 24 times(30%) exceeding a part of reference ranges and only C5-6 ROM in lateral bending(8.4°) and C0-C1 ROM in rotation(24.2°) exceeding all reference ranges($P<0.05$). **Conclusions:** The normal three-dimensional finite element model of whole cervical spine with muscles meets the standard of geometric and mechanical similarity required in finite element analysis, thus can be used for the biomechanical analysis of cervical spine.

基金项目:国家自然科学基金面上项目(批准号 81772380、81472127);上海市自然科学基金(项目编号:16ZR1436600)

第一作者简介:男(1986-),研究生在读,住院医师,研究方向:脊柱外科

电话:(021)81886805 E-mail:chenqunxiang@smmu.edu.cn

通讯作者:倪斌 E-mail:nibin99@sohu.com;郭群峰 E-mail:guoqunfeng83@163.com

【Key words】 Cervical spine; Muscle; Finite element; Biomechanics

【Author's address】 Department of Orthopedics, Changzheng Hospital, The Second Military Medical University, 200003, Shanghai, China

枕颈椎退变性疾病、先天性畸形、外伤均可造成脊髓神经损害,影响患者生活质量,严重者甚至威胁生命。受不良姿势习惯、社会老龄化、交通运输发展以及诊疗水平提高等因素影响,以上疾病发生率日益增加,大部分患者需要手术干预。枕颈椎疾病的发生机制、手术方案可行性评估以及预防措施成为目前脊柱外科医生研究的主要方向。近年来,生物力学分析广泛应用于这些研究,其中三维有限元分析因其可重复性高、可比性强,可方便获取内部结构应力数据等优势而备受青睐^[1-2]。建立模型是有限元分析的第一步,之前人们根据需建立寰枢椎复合体、单节段或多节段下颈椎、包含颅底的全颈椎模型以及退变颈椎、颈椎前路手术模型^[3-9],但这些研究的重点是对骨性结构建模。目前对于钩椎关节、关节突关节、椎间盘、主要韧带等结构的模拟已经比较逼真,对颈椎肌肉的模拟却未有报道。颈椎肌肉在颈椎运动及应力传导中的作用不容忽视^[10],此外,由于肌肉组织缺失、简化运算及操作等可能的原因,从模型中获得的应力并不等同于实际应力。随着建模技术及影像学技术的不断提高,人们对有限元分析的准确性提出了更高的要求,希望从形态学及运动力学两个方面均能全面、逼真地展示人体颈椎特点。为此,本研究在前期建立全颈椎三维有限元模型经验基础上^[3],尝试添加主要的颈椎肌肉,建立带有肌肉组织的全颈椎模型,并进行有效性验证,为软组织建模积累一些经验,进一步可将带肌肉组织颈椎模型应用于颈椎退变及外伤机制、上下颈椎相互作用关系等诸多方面的研究,为疾病预防及手术方案的制定提供科学指导。

1 材料与方法

1.1 实验取材

一名 34 岁健康成年男性志愿者,身高 175cm,体重 70kg,X 线片、MRI 平扫检查排除颈椎退变、畸形、肿瘤以及风湿免疫性疾病,既往无枕颈椎手术史及外伤史,无颈肩部不适及四肢神经功能障碍,体格检查无异常。

1.2 数据获取及三维实体模型(C0-T1)建立

采用 256 排螺旋 CT 扫描机(西门子公司 Light Speed)在平卧位下进行扫描,扫描范围为枕骨至第二胸椎(C0-T2),得到 0.75mm 层厚的 CT 断层扫描影像 522 张,点阵物理距离为 0.799mm,导出 DICOM 通用格式进行保存。提取 CT 扫描原始数据,以 DICOM 通用格式进行保存。用 Mimics 17 软件将前期临床采集的 CT 图像逆向重建出颈椎三维点云模型,用 Geomagic Studio 2012 软件把 Mimics 17 建立的点云模型拟合生成可编辑的 NURBS 曲面模型,得到全颈椎三维实体模型(C0-T1)。

1.3 全颈椎三维有限元模型(C0-T1)的建立及分析

1.3.1 网格划分、赋予材料属性、定义接触 利用 Hypermesh 12 对实体模型进行分析前处理。采用 C3D6(一阶三棱柱)模拟皮质骨,采用 C3D4(一阶四面体)模拟填充在皮质骨内的松质骨(表 1)。椎间盘采用辅以沙漏控制的 C3D8R(一阶六面体)模拟,且采用不可压缩的超弹材料属性^[11](表 2)。采用多个只有轴向平移自由度、双节点 SPINGA 单元建立 13 种关键韧带,横韧带采用壳单元模拟,且采用正交各向异性材料属性^[12](表 1),其余相关韧带采用弹塑性材料属性^[13],对于线性段采用抛物线进行拟合,直线段采用线性拟合^[14](表 3)。网格质量评估指标 Jacobian 比控制在 0.6 以上。

采用非线性面面通用接触关系模拟关节间的相互作用。将 C0-C1 之间设置为罚函数接触,将 C2-T1 小关节以及棘突之间的接触、C3-T7 钩椎

表 1 材料属性

Table 1 Thematerialproperty

结构 Structure	弹性模量 Stiffness(Mpa)	泊松比 Poisson's ratio
皮质骨 Cortical bone	15000	0.2
松质骨 Trabecular bone	500	0.2
横韧带 Transverse ligament	E1=86 E2=6	0.16

注:E1 代表垂直于椎间盘半径的平面,E2 代表垂直于 E1 平面

Note: E1 is perpendicular to disc radius, and E2 is perpendicular to E1

关节之间的接触、齿状突与寰横韧带、与枢椎之间的接触均设置为默认硬接触。

按照各个肌肉解剖起止点,增加肌肉单元,采用 spring 单元模拟肌肉。参考文献^[15]肌肉力位移曲线参数公式定义各条肌肉,公式如下:
 $MuscleForce = PCSA(44.48SL_0 \times \Delta L / 0.7L_0 + 1 - 88.8)$ 。

表 2 椎间盘材料属性

Table 2 The material property of disc

	椎间盘构成 Disc components	
	髓核 Nucleus pulposus	纤维环 Annulus matrix
密度(density)(kg/mm ³)	1.00E-06	1.20E-06
泊松比(Poisson's ratio)	0.495	0.45
C ₁ (MPa)	0.12	0.18
C ₂ (MPa)	0.003	0.045

注:C₁和C₂是材料偏变形常数

Note: C₁ and C₂ were material constants characterizing the deviatoric deformation of the material

表 3 拟合后的各条韧带数据

Table 3 The data of the ligaments after fitting

韧带 Ligaments	DF (mm)	FF(N)	DN(mm)	FN(N)	抛物线 系数 Parabola coefficient
AAOM	18.9	232	3.78	23.2	1.623695
PAOM	18.1	83	6.033333	8.3	0.228015
JC(C0-C1)	9.9	320	3.3	32	2.938476
JC(C1-C2)	9.3	314	4.65	31.4	1.452191
JC(C2-C3)	9	210	3	21	2.333333
ALL	10	300	2	30	7.5
LF(C1-C2)	9.6	111	3.2	11.1	1.083984
LF2(C2-C3)	6	90	2	9	2.25
AP	8	214	1.6	21.4	8.359375
AL	14.1	357	2.82	35.7	4.489211
CLV	12.5	436	2.5	43.6	6.976
TM	11.9	76	3.966667	7.6	0.483017
PLL	10	80	3.333333	8	0.72
ISL	7	37	2.333333	3.7	0.679592

注:AAOM,寰枕前模;PAOM,寰枕后模;JC,关节囊韧带;ALL,前纵韧带;LF,黄韧带;AP,齿状突尖韧带;AL,翼状韧带;CLV,十字韧带;TM,覆膜;PLL,后纵韧带;ISL,棘间韧带
Note: AAOM, anterior atlantooccipital membrane; PAOM, posterior atlantooccipital membrane; JC, joint capsule; ALL, anterior longitudinal ligament; LF, ligamentum flavum; AP, apical ligament; AL, alar ligament; CLV, the vertical portion of cruciate ligament; TM, tectorial membrane; PLL, posterior longitudinal ligament; ISL, interspinous ligament

其中,PCSA为肌肉横截面积(physiologic cross-sectional area),SL₀是静息肌小节长度,L₀是静息起点至插入点的距离(初始长度),ΔL是肌肉起点至止点的变化量。本研究中,参数PCSA、SL₀由文献^[15,16]获得,L₀为本模型中测量的结果(表4)。

1.3.2 边界限定、施加载荷 利用ABAQUS 6.12软件进行有限元分析。约束T1下终板全部6个自由度作为边界条件。在C0旋转轴上选择一参考点,将其与C0上终板节点建立Distribution Coupling约束,根据右手准则在中性点上施加X、Y、Z全局坐标的1.5Nm纯扭矩载荷(X-Y平面为水平面、X-Z为冠状面、Y-Z为矢状面),分别用

表 4 肌肉参数

Table 4 Muscle parameters

肌肉 Muscles	PCSA (cm ²)	SL ₀ (μm)	L ₀ (m)	单元数 Elements
头上斜肌 Obliquus capitis superior	0.88	3.06	0.038	1
头后大直肌 Rectus capitis posterior major	1.68	2.5	0.043	1
头下斜肌 Obliquus capitis inferior	1.95	2.53	0.043	1
头半棘肌 Semispinalis capitis	5.52	2.9	0.15	63
头后小直肌 Rectus capitis posterior minor	0.92	2.53	0.025	1
颈半棘肌 Semispinalis cervicis	1.43	2.9	0.104	43
头最长肌 Longissimus capitis	0.98	2.52	0.066	40
颈横肋肌 Iliocostalis cervicis	1.04	2.84	0.121	32
多裂肌 Multifidus	2.32	2.9	0.178	42
头夹肌 Splenius capitis	3.09	2.9	0.138	69
颈夹肌 Splenius cervicis	1.43	2.78	0.1775	21
肩胛提肌 Levator scapulae	3.12	2.9	0.139	27
斜方肌 Trapezius	13.73	2.9	0.134	18
头前直肌 Rectus capitis anterior	0.08	2.49	0.0198	7
头侧直肌 Rectus capitis lateralis	0.783	2.58	0.0085	1
颈长肌(上斜部) Longus colli (oblique superior)	0.088	2.9	0.048	3
颈长肌(垂直部) Longus colli (vertical)	0.153	3	0.085	6
颈长肌(下斜部) Longus colli (oblique inferior)	0.088	2.9	0.048	3
头长肌 Longus capitis	1.37	2.65	0.071	4
胸锁乳突肌 Sternocleidomastoideus	2.901	3.15	0.171	22

以模拟颈椎有限元模型受到前屈、后伸、侧弯和轴向扭转四种载荷作用(图 2)。

1.3.3 全颈椎三维有限元模型(C0-T1)的有效性验证 将以上分析所得的颈椎各节段活动度与文献数据进行比较,验证本文模型的有效性。基于作者在生物力学领域的研究经验^[17-20]以及他们是针对完整的颈椎尸体标本进行生物力学测试,我们选择 Ito S^[21]、Panjabi^[22,23]以及陈强等^[24]的文献数据作为参考。

2 结果

本研究建立的带肌肉组织的全颈椎三维有限元模型共包含 789024 单元,285045 节点,外观逼真,具有非常好的几何相似性(图 1)。

在前屈活动度比较中,可以看出,C1-C2 的活动度为 15.3°, 大于 Panjabi-2001^[22] 最大值 14.3°, 其余节段活动度均落在 Panjabi-2001^[22] 范围之内(表 5,图 3a)。

在后伸活动度比较中,可以看出,C0-C1、C2-C3 的活动度分别为 15.0°、4.4°, 落在 Panjabi-2001^[22] 范围之外, 其余节段活动度均落在 Panjabi-2001^[22] 范围之内(表 5,图 3b)。

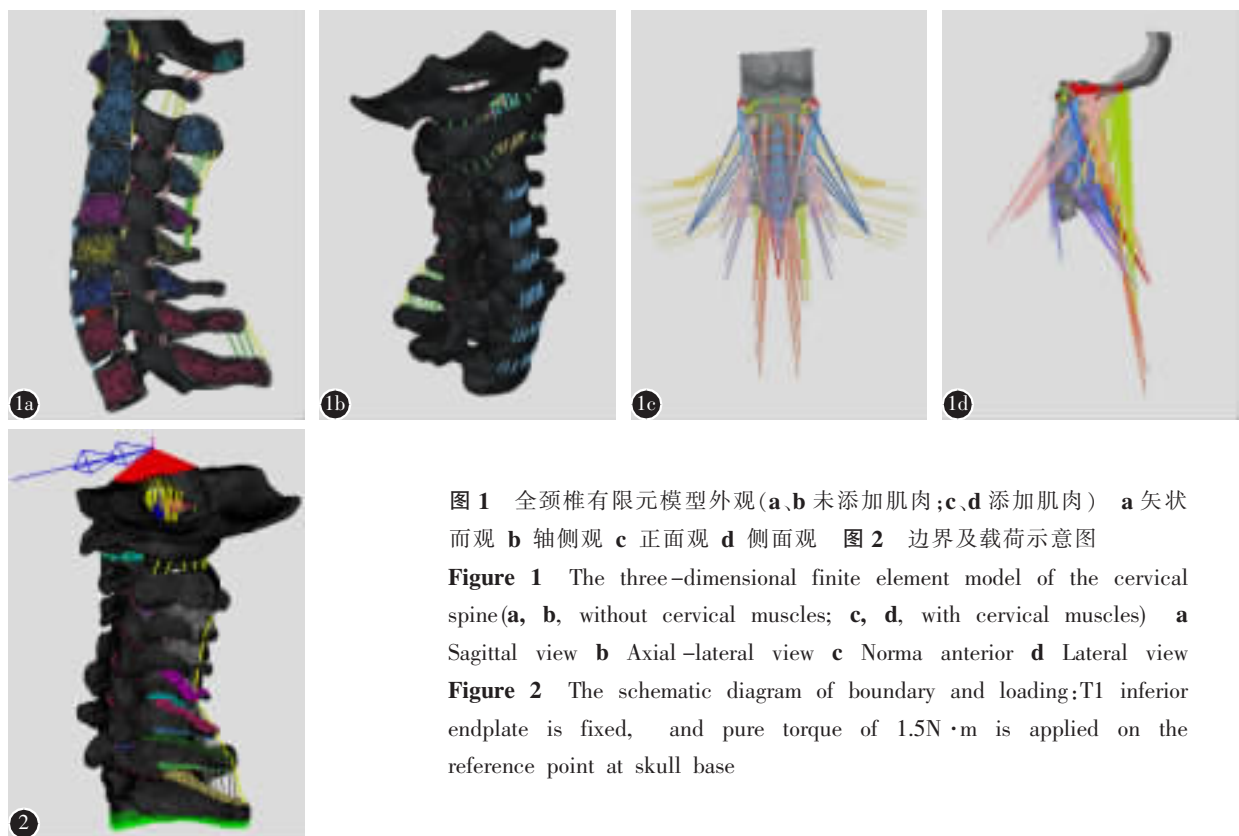


图 1 全颈椎有限元模型外观(a,b 未添加肌肉;c,d 添加肌肉) a 矢状面观 b 轴侧观 c 正面观 d 侧面观 图 2 边界及载荷示意图

Figure 1 The three-dimensional finite element model of the cervical spine(a, b, without cervical muscles; c, d, with cervical muscles) a Sagittal view b Axial-lateral view c Normo anterior d Lateral view
Figure 2 The schematic diagram of boundary and loading;T1 inferior endplate is fixed, and pure torque of 1.5N·m is applied on the reference point at skull base

表 5 各节段不同工况下活动度与文献对比

Table 5 ROM of every segments under different conditions compared with the literature

	前屈(°) Flexion		后伸(°) Extension		前屈+后伸(°) Flexion and extension				左侧弯+右侧弯(°) Left and right bending				左扭转+右扭转(°) Left and right			
	Panjabi 2001 ^[22]	本文 My	Panjabi 2001 ^[22]	本文 My	Ito ^[21]	Panjabi 1998 ^[23]	陈强 ^[24]	本文 My	Ito ^[21]	Panjabi 2001 ^[22]	陈强 ^[24]	本文 My	Ito ^[21]	Panjabi 2001 ^[22]	陈强 ^[24]	本文 My
C0-C1	7.2±2.5	9.4	20.2±4.6	15.0	27.5±7.7	27.4±3.7	27.1±4.2	24.4	7.7±2.1	9.1±1.5	7.8±2.4	6.2	13±5.5	9.9±3	11.4±4.2	24.2
C1-C2	12.3±2	15.3	12.1±6.5	11.0	15.3±4.2	24.4±5.6	16.4±5.1	26.3	11.6±10.4	6.5±2.3	8.9±4.5	8.1	63.3±13	56.7±4.8	58.7±8.4	61.7
C2-C3	3.5±1.3	3.8	2.7±1	4.4	9±4	6.8±1.4	8.8±2.1	8.2	9.7±4.3	9.6±1.8	8.4±3.8	11.3	6.6±4.8	3.3±0.8	6.7±3.9	7.2
C3-C4	4.3±2.9	4.8	3.4±2.1	5.3	10±4.5	8.2±4.7	9.7±3.4	10.1	8.6±5.9	9±1.9	8±3.5	13.0	9.5±4.9	5.1±1.2	7.1±2.1	7.9
C4-C5	5.3±3	5.1	4.8±1.9	6.4	14.3±5.5	9.8±4	13.8±4.7	11.5	8.1±3.8	9.3±1.7	7.5±3.7	9.4	11.5±3.8	6.8±1.3	9±1.8	5.9
C5-C6	5.5±2.6	4.2	4.4±2.8	4.1	14.5±8	10.4±5.2	14.1±6.1	8.3	4.9±2.1	6.5±1.5	4.8±2.4	8.4	7.8±4.1	5±1	7.7±3.4	8.1
C6-C7	3.7±2.1	3.6	3.4±1.9	4.0	15.2±3.1	8±4.3	14.9±3.5	7.6	6.8±3.3	5.4±1.5	3.9±2.1	6.8	6.5±3.3	2.9±0.8	6±2.1	8.6
C7-T1		3.2		5.5	6.9±2.4			8.7	3.9±2.1			4.8	9±5.1			10.9

在前屈+后伸活动度比较中,可以看出,C1-C2、C6-C7 的活动度分别为 26.3° 、 7.6° ,落在部分参考文献范围之外,其余节段活动度均落在参考文献范围之内(表 5)。

在左侧弯+右侧弯活动度比较中,可以看出,C0-C1、C3-C4、C6-C7 的活动度分别为 6.2° 、 13.0° 、 6.8° ,落在部分参考文献范围之外,C5-C6 活动度为 8.4° ,大于所有参考文献最大值,其余节段活动度均落在参考文献范围之内(表 5,图 3c)。

在左旋转+右旋转活动度比较中,可以看出,C0-C1 活动度为 24.2° ,大于所有参考文献最大值,C1-C2、C2-C3、C3-C4、C5-C6、C6-C7 的活动度大于 Panjabi-2001^[22]最大值,其余节段活动度均落在参考文献范围之内(表 5,图 3d)。

该模型在屈伸、侧弯及旋转工况下的活动度与文献数据进行了 80 次对比,共计 24 次(占 30%)超出部分参考范围,其中,仅 C5-C6 左右侧弯活动度 8.4° 、C0-C1 左右旋转活动度 24.2° 超出所有参考范围。通过不同文献之间互相对比,可以发现参考文献结果之间也存在差异。比如,前屈+后伸时,Ito^[21]、陈强^[24]的 C1-C2 活动度低于 Panjabi-1998^[23]的最小值(表 5)。

综合以上对比结果可以看出,绝大部分节段活动度均落在参考文献范围内,小部分数据落在

参考文献范围之外者偏差也不大,除个别情况,本模型相应数据至少落在其中一个参考文献范围之内。因此,本模型活动度结果可以接受,通过了模型有效性验证。

3 讨论

目前颈椎病、颈椎外伤以及先天性枕颈部畸形发病率越来越高,这些疾病大多数需要手术干预,其发病机制、手术方案评估均需要借助生物力学研究^[25,26],离体标本生物力学测试为此提供了宝贵的数据,但离体标本取材困难,可重复率不高而且无法测量椎体、椎间盘、小关节、韧带等结构内部应力及应变情况,此时三维有限元模型发挥了重要作用^[1,2]。三维有限元分析就是将宏观结构“网格化”为一定数量的单元,根据研究需要设置工况条件模拟实际环境,进而测量各单元应力、位移等数据^[27]。它最早应用于材料工程学,近些年比较广泛地应用于脊柱外科研究。颈椎有限元模型的发展经历了从单一均质、线性模拟到微结构、非线性模拟,从模拟单向运动到能够模拟多向自由运动,从短节段建模到中长节段建模的过程^[3-7],模型形态学质量及运动学能力不断提升。由于颈部肌肉数量多且走行复杂,之前建立的全颈椎模型均未添加肌肉^[28,29],但肌肉作为枕颈椎活动的

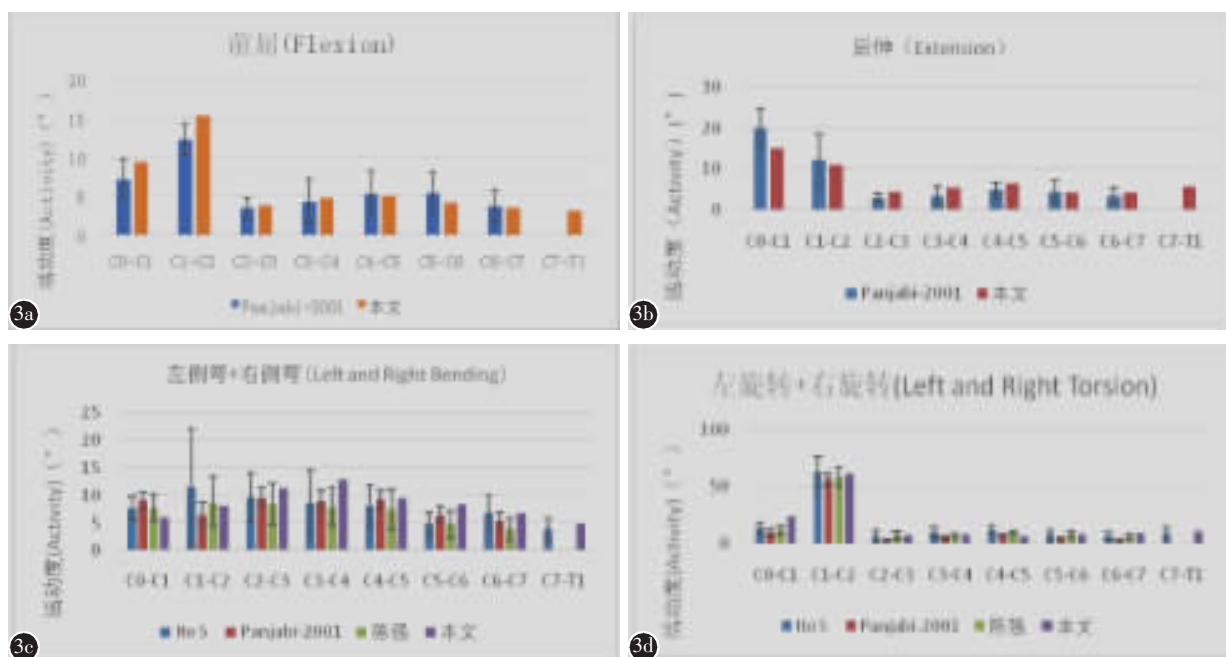


图 3 模型有效性验证 a 前屈 b 后伸 c 左侧弯+右侧弯 d 左旋转+右旋转

Figure 3 Validity of model a Flexion b Extension c Left and right bending d Left and right torsion

始动因素以及应力传导结构,对于枕颈椎模型仿真性、分析数据的准确性十分重要。故本研究目的是添加主要颈椎肌肉,建立带有肌肉组织的全颈椎三维有限元模型并验证其有效性^[3]。

颈椎椎体由多个自由曲面组成,是有限元建模最复杂的步骤。四面体单元和六面体单元是常用的网格类型^[30,31],但各有优缺点,充分考虑研究需要、运算时间及成本、解剖结构性质特点等因素选择合适的网格类型是主要原则^[32-36]。对于颈椎的骨性结构,采用 C3D4(一阶四面体)和 C3D6(一阶三棱柱)网格对其进行网格划分。因为一阶单元分析负荷小,计算机占用资源少,同时四面体单元对不规则结构的拟合性较好,适当的对其进行加密,可以达到较为精确的结果。椎间盘外形较为规则,在颈椎运动过程中变形较大,六面体网格可以较为精确的描述应力梯度区域,而且在同样尺寸的前提下,六面体网格单元比四面体网格单元数量大幅减少,会节约大量的计算时耗,因此六面体单元最常用于椎间盘建模^[33,37]。本实验椎间盘采用带有沙漏控制的 C3D8R(一阶六面体网格)建模,这是因为沙漏控制可减少单元大变形而产生体积自锁,改善模型收敛性。韧带建模需描述各条韧带的起始点、长度及横截面积^[38]。虽然采用 C3D8 或 C3D4 网格建立的韧带模型外观较为逼真,但计算收敛性很差,并且消耗大量的计算时间,因此韧带采用多个双节点 SPINGA 单元进行划分,SPINGA 单元只有轴向平移自由度,但已经足够满足研究需要^[35]。

韧带是对抗应力的单轴结构,存在一定的伸缩性,因此基于弹塑性材料属性进行定义,根据经典的弹塑性载荷-变曲线拟合各韧带,其中线性段采用抛物线进行拟合,直线段采用线性拟合。由于横韧带的三轴长度以及纤维蛋白的组成方式差异较大^[39],故其采用壳单元模拟,定义为正交各向异性材料属性。

离体标本实验时肌肉只有被动拉伸或收缩,没有主动收缩,因此本模型肌肉采用 spring 单元模拟。我们主要从长度、附着起始点、横截面积、伸缩性等方面模拟颈椎肌肉,其中伸缩性采用 Van Ee 等^[15]的力-位移曲线公式来描述。由于从脱水后的尸体标本上测得的肌肉体积数据不准确, Van Ee 等^[15]分别从 MRI 上测量肌肉体积,从尸体标本上测量肌纤维长度,然后再计算肌肉的横截

面积,这种方法计算出的横截面积更接近真实值,因此本文采纳这组数据,并直接从模型上测量各肌肉起始点长度,尽可能提高模拟准确性。

本研究采用非线性面面通用接触关系模拟关节间相互作用。由于 C0-C1 和 C1-C2 之间没有椎间盘连接,小关节面比较平坦,在设置接触时尚未建立颈椎肌肉组织,C0 活动时力、力矩的传导仅靠周围韧带以及小关节之间的接触,因此 C0-C1 之间设置为罚函数接触,C2-T1 小关节以及棘突间、C3-T7 钩椎关节间的接触、齿状突与寰横韧带、与枢椎的接触均设置为默认硬接触。通过设置合适的接触距离和压强(均是人为经验值),保证模型在计算的时候平稳接触,并在一定的容差内维持接触状态,提高收敛性能,牺牲一点计算精确度。

三维有限元模型主要从几何学及形态学相似性两方面评估其质量。本模型从外观上看十分逼真,通过与 Ito^[21]、Panjabi^[22,23]以及陈强^[24]等的参考文献比较,它能够有效模拟颈椎各个方向活动,且各节段活动范围与参考文献基本一致,小部分数据落在参考文献范围之外者偏差也不大,除个别情况,本模型相应数据至少落在其中一个参考文献范围之内。由于存在研究对象年龄、颈椎退变程度、人种身体构造、标本干湿状况、材料属性参数来源等诸多不同,以及建模过程中的简化操作会对模型精度造成影响,模型与模型之间存在一些差异十分正常。比如在前后屈伸时,Ito^[21]、陈强^[24]提供的 C1-C2 活动度低于 Panjabi-1998^[23]的最小值。综上,本模型通过有效性验证。

随着时间的推移,颈椎内固定术后邻近节段退变加速的问题越来越凸显,人们开始意识到应该将颈椎作为一个整体来研究。比如临床研究^[40]发现,寰枢前凸角与下颈椎前凸角存在负相关关系,如果术中将寰枢椎固定于过大前凸角度,术后容易出现下颈椎曲度变直甚至反弓^[41]。T1 受胸廓固定,上终板与水平线夹角即 T1 倾斜角(T1S)在一定时期内保持相对恒定,人们观察到 T1S 与下颈椎前凸角存在正相关关系^[42]。上颈椎内固定术后颈椎曲度及重心改变可能是寰枕、寰枢融合角及 T1S 角共同作用的结果,术后颈椎肌肉超负荷疲劳可能是顽固性颈项痛的原因之一,其发生机制及规律尚需生物力学进一步验证。显然,短节段或者缺乏肌肉韧带的模型已经无法满足研究需

要。本研究所建立模型向上包含寰枕关节,向下包含第一胸椎,而且添加了主要肌肉,是目前结构最完整的颈椎模型,也是颈椎肌肉建模的一次重要尝试。它不仅可以用于上下颈椎生物力学相互关系及作用机制研究,还可用于设计、评估手术方案以及预测术后颈椎改变趋势。随着软组织成像以及建模技术的提高,未来有望建立包含所有肌肉韧带的全颈椎模型,实现形态相似及应力分布相似,基于这种模型基础上的有限元分析精度更高,结果也更可靠。

受现有技术水平限制,该模型也存在一些缺陷:第一,结构描述越详尽,运算时间越高,为了突出效率,本研究将各结构内部材料属性均质化、结构之间接触简化处理,这些均有可能对该模型为基础的实验结果造成一定影响;第二,附着在颈椎上的肌肉多,宏观及微观纤维走形复杂,肌肉各部分性质不尽相同,目前尚缺乏公认可靠的肌肉有限元数据,本模型仅添加 20 余条主要肌肉,还有许多肌肉未添加进来,同时现有条件还无法模拟出肌肉的动力特点。因此,与人体颈椎解剖结构及运动特点更加吻合、颈部软组织功能更加完善的全颈椎三维有限元模型需要进一步研究开发。

4 参考文献

- Wu AY, Hsu JT, Chee W, et al. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: in-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses[J]. J Formos Med Assoc, 2016, 115(9): 794-800.
- Wheeldon JA, Stemper BD, Yoganandan N, et al. Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine[J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36(9): 1458-1469.
- 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.
- Chang H, Gilbertson LG, Goel VK, et al. Dynamic response of the occipito-atlanto-axial(C0-C1-C2) complex in right axial rotation[J]. J Orthop Res, 1992, 10(3): 446-453.
- Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, et al. Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit[J]. Med Eng Phys, 1996, 18(7): 569-574.
- Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method[J]. Med Eng Phys, 2001, 23(3): 155-164.
- Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach[J]. Spine, 1998, 23(6): 684-691.
- 陈金水, 倪斌, 陈博, 等. 寰枢椎脱位三维非线性有限元模型的建立和分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2010, 20(9): 749-753.
- Kwon SW, Chi HK, Chung CK, et al. The formation of extra-graft bone bridging after anterior cervical discectomy and fusion: a finite element analysis [J]. J Korean Neurosurg Soc, 2017, 60(6): 611-619.
- Cheng CH, Chien A, Hsu WL, et al. Investigation of the Differential Contributions of Superficial and Deep Muscles on Cervical Spinal Loads with Changing Head Postures[J]. PloS One, 2016, 11(3): e0150608.
- El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. J Biomech, 2009, 42(9): 1252-1262.
- 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.
- Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine, 2004, 29(4): 376-385.
- Zhang H, Bai J. Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads[J]. Spine, 2007, 32(9): 968-974.
- Van Ee CA, Nightingale RW, Camacho DL, et al. Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine[J]. Stapp Car Crash J, 2000, 44: 85-102.
- Borst J, Forbes PA, Happee R, et al. Muscle parameters for musculoskeletal modelling of the human neck [J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2011, 26(4): 343-351.
- 陈强, 侯铁. 挥鞭样损伤的生物力学和防护措施研究进展[J]. 颈腰痛杂志, 2006, 27(4): 329-331.
- 陈强, 侯铁胜, 杨国标, 等. 全颈椎三维有限元模型的建立[J]. 第二军医大学学报, 2006, 27(5): 554-555.
- Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research[J]. Spine, 1998, 23(24): 2684-2700.
- Panjabi MM. Three-dimensional mathematical model of the human spine structure[J]. J Biomechanics, 1973, 6(6): 671-680.
- Shigeki I, Ivancic PC, Panjabi MM, et al. Soft tissue injury threshold during simulated whiplash: a biomechanical investigation[J]. Spine, 2004, 29(9): 979-987.
- 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): 2692-2700.
- Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability [J]. Euro Spine J, 1998, 7(6): 484-492.
- 陈强. 挥鞭样损伤的生物力学和临床研究[D]. 上海: 第二军医大学, 2005. 11-60.

25. Maki S, Aramomi M, Matsuura Y, et al. Paravertebral foramen screw fixation for posterior cervical spine fusion: Biomechanical study and description of a novel technique[J]. *J Neurosurg Spine*, 2017, 27(4): 1-6.
26. Khuyagbaatar B, Kim K, Purevsuren T, et al. Biomechanical effects on cervical spinal cord and nerve root following laminoplasty for ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine: a comparison between open-door and double-door laminoplasty using finite element analysis[J]. *J Biomech Eng*, 2018, 140(7). doi: 10.1115/1.4039826.
27. Zafarparandeh I, Lazoglu I. Application of the finite element method in spinal implant design and manufacture[J]. *Design & Manufacture of Medical Devices*, 2012: 153-183.
28. Huang X, Ye L, Wu Z, et al. Biomechanical Effects of Lateral Bending Position on Performing Cervical Spinal Manipulation for Cervical Disc Herniation: A Three-Dimensional Finite Element Analysis [J]. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2018, 2018: 2798396.
29. Mustafy T, Moglo K, Adeeb S, et al. Injury mechanisms of the ligamentous cervical C2-C3 Functional Spinal Unit to complex loading modes: Finite Element study [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 53: 384-396.
30. Kallemeyn NA, Tadepalli SC, Shivanna KH, et al. An interactive multiblock approach to meshing the spine [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2009, 95(3): 227-235.
31. O'Reilly M, Whyne C. Comparison of computed tomography based parametric and patient-specific finite element models of the healthy and metastatic spine using a mesh-morphing algorithm[J]. *Spine*, 2008, 33(17): 1876-1881.
32. Erbulut DU, Zafarparandeh I, Lazoglu I, et al. Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(7): 915-921.
33. 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.
34. del Palomar AP, Calvo B, Doblaré M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading[J]. *J Biomech*, 2008, 41(3): 523-531.
35. Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine[J]. *J Biomech*, 2006, 39(1): 189-193.
36. Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash[J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(9): 1147-1159.
37. Wheeldon JA, Stemper BD, Yoganandan N, et al. Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine[J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(9): 1458-1469.
38. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2: cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling[J]. *Clin Biomech(Bristol, Avon)*, 2001, 16(1): 1-27.
39. 李超, 倪斌. 寰椎横韧带损伤[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2003, 18(3): 214-216.
40. Guo Q, Ni B, Yang J, et al. Relation between alignments of upper and subaxial cervical spine: a radiological study [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2011, 131(6): 857-862.
41. Guo Q, Deng Y, Wang J, et al. Influence of the T1-slope on sagittal alignment of the subaxial cervical spine after posterior atlantoaxial fusion in os odontoideum [J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2016, 149: 39-43.
42. Lee SH, Kim KT, Seo EM, et al. The influence of thoracic inlet alignment on the craniocervical sagittal balance in asymptomatic adults[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2012, 25(2): E41-E47.

(收稿日期:2018-12-27 修回日期:2019-03-12)

(英文编审 唐翔宇/贾丹彤)

(本文编辑 彭向峰)