

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.04.015

生物力学与材料

正常颈椎有限元模型建立及有效性验证

黄吉军^{1,2}, 张恒柱^{2,3}, 王永祥¹, 张文东¹, 严正村³

1.扬州大学临床医学院脊柱外科, 江苏 扬州 225001; 2.苏州大学附属第二医院神经外科, 江苏 苏州 215000; 3.扬州大学临床医学院神经外科, 江苏 扬州 225001

【摘要】目的:建立颈椎C2~C7节段三维有限元模型,分析模型的生物力学特征,进行有效性验证。**方法:**招募一名健康志愿者为建模对象,利用64排螺旋CT进行颈椎连续性断层扫描,扫描区域设定为枕骨至C7椎体节段。将获得的图像数据DICOM文件导入至Mimics图像分割软件中,对颈椎骨性结构进行分割提取。在Geomagic studio软件中对获得的颈椎骨性结构模型进行去噪、光顺、修补填充等处理,拟合曲面实体,并偏移分割生成皮质骨与松质骨,将模型保存为STEP文件。在Solidworks软件中完成椎间盘髓核、纤维环及关节软骨结构的建立与模型的组装匹配。ANSYS Workbench软件中添加材料属性、接触关系、边界条件及载荷,测量颈椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转6种应力作用下位移变化。**结果:**成功建立颈椎C2~C7节段有限元模型,颈椎C2~C3屈伸、侧屈、旋转角度位移分别为7.2°、8.2°、5.3°,颈椎C3~C4屈伸、侧屈、旋转角度位移分别为7.2°、8.1°、6.2°,颈椎C4~C5屈伸、侧屈、旋转角度位移分别为8.1°、7.9°、7.8°,颈椎C5~C6屈伸、侧屈、旋转角度位移分别为6.9°、5.4°、5.2°,颈椎C6~C7屈伸、侧屈、旋转角度位移分别为5.7°、4.8°、3.7°,和既往颈椎生物力学模型测试结果基本一致。**结论:**本研究基于有限元建模软件成功建立正常颈椎有限元模型,该方法所建立的模型可靠,通过有效性验证,具备良好的生物力学性能。

【关键词】颈椎;椎间盘;有限元分析;生物力学

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)04-0487-09

Establishment and validity verification of a finite element model of normal cervical spine

HUANG Jijun^{1,2}, ZHANG Hengzhu^{2,3}, WANG Yongxiang¹, ZHANG Wendong¹, YAN Zhengcun³

1. Department of Spine Surgery, Clinical Medical College, Yangzhou University, Yangzhou 225001, China; 2. Department of Neurosurgery, the Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215000, China; 3. Department of Neurosurgery, Clinical Medical College, Yangzhou University, Yangzhou 225001, China

Abstract: Objective To establish a three-dimensional finite element model of cervical vertebrae C2-C7, and analyze its biomechanical characteristics for validity verification. **Methods** A healthy volunteer was recruited as the modeling object. The continuous CT scan of cervical spine was carried out with 64-slice spiral CT, with the scanning area set as the occipital bone to C7 vertebral vertebra. The DICOM files of the obtained images data were imported into Mimics image segmentation software for extracting the bony structure of cervical spine. After the cervical bony structure model was processed with Geomagic studio software (such as de-denoising, smoothing, patching and filling), curved solid was fitted and offset to generate cortical bone and cancellous bone, and the results were saved as STEP files. The establishments of nucleus pulposus, fibrous ring and articular cartilage, and the assembly and matching of models were completed in SolidWorks. The material properties, contact relationships, boundary conditions, and loads were assigned using Ansys Workbench. The displacements of cervical spine were measured under 6 kinds of stresses: forward flexion, backward extension, left and right lateral flexions, and left and right rotations. **Results** The finite element model of C2-C7 cervical vertebrae was successfully established. The angular displacements of C2-C3 in flexion and extension, lateral flexion, and rotation were 7.2°, 8.2° and 5.3°, respectively, and those were 7.2°, 8.1°, 6.2° for C3-C4, 8.1°, 7.9°, 7.8° for C4-C5, 6.9°, 5.4°, 5.2° for C5-C6, 5.7°, 4.8°, 3.7° for C6-C7, which were basically consistent with the previous biomechanical model test reports. **Conclusion** The finite element model of the normal cervical spine can be successfully established using finite element modeling software. The validation shows that the established model is reliable, with good biomechanical properties.

Keywords: cervical spine; intervertebral disc; finite element analysis; biomechanics

【收稿日期】2022-10-26

【基金项目】国家自然科学基金(82072423)

【作者简介】黄吉军,博士在读,主要研究方向:脊柱生物力学,E-mail: 20184133136@stu.suda.edu.cn

【通信作者】张恒柱,研究方向:脊柱生物力学、神经系统肿瘤,E-mail: zhanghengzhu@sina.com

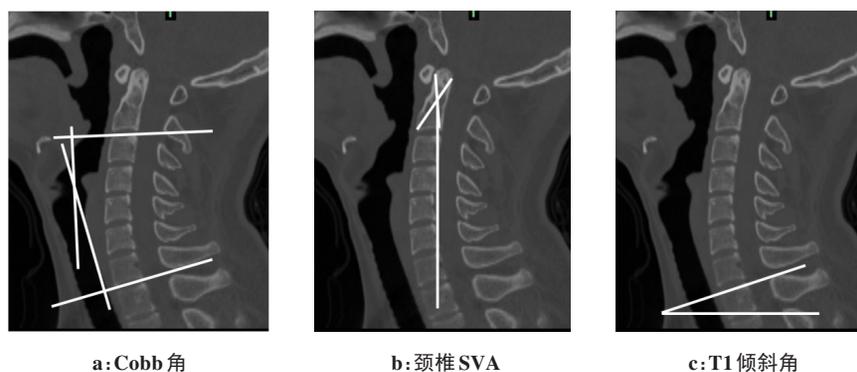


图2 矢状面测量颈椎 Cobb角,颈椎 SVA 和 T1 倾斜角

Figure 2 Measurements of Cobb angle, SVA and T1 inclination angle of cervical spine in sagittal plane

(2) 颈椎灰度阈值的设定及骨性结构的分割。由于CT断层扫描获得的连续性图像为二维平面结构,为实现颈椎骨性结构的分割,通过CT bone分割命令,将CT的灰度阈值调整到325~3 700 HU的阈值区间,空隙填充(Gap closing distance)3px,实现颈椎椎体的连续分割。使用CT bone分割命令获得的颈椎骨性结构常常存在失真现象,需要在冠状位、轴位、矢状位上分别对获得的骨性区域利用蒙版编辑命令(Edit Masks)进行逐层矫正,实现颈椎骨结构与软组织的精确分离,最大限度保留模型的正常解剖结构。蒙版编辑命令包括圆形工具(Circle)、拉索工具(Lasso)和框选工具(Square)等,可分别对图像实

现圆形、不规则形及方形框选择。并可使用空洞填充(Cavity fill)及智能填充(Smart fill)等操作命令,进行局部精确填充与重建。建模时需注意颈椎关节突关节与横突孔等细微结构的分割,避免结构丢失或造成骨结构之间多余连接,导致模型失真。

在完成骨性结构分割后,使用计算部件(Calculate Part)命令对颈椎C1~C7节段椎骨以高质量方式进行三维重建。重建后的三维结构通过光顺等命令去除三维结构部分粗糙特征。最后将获得颈椎三维结构中各个椎体模型并以STL格式保存(图3)。

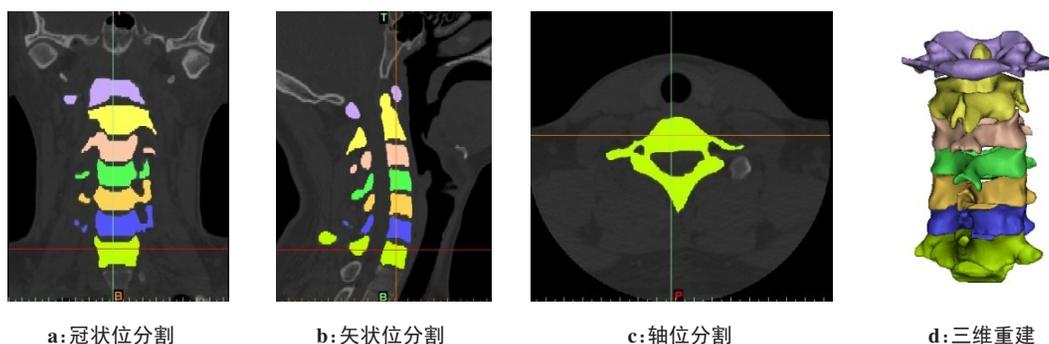


图3 颈椎各椎骨结构完成分割及三维重建

Figure 3 Segmentation and three-dimensional reconstruction of cervical vertebrae

(3) 基于Geomagic软件的颈椎C2~C7节段三维曲面模型的优化与构造。由Mimics导出的模型为三角片构成,此文件格式结构粗糙,难以拟合精准实体模型,也不能构成皮质骨及松质骨,不适合网格划分进行有限元分析,需进一步将模型结构优化,满足颈椎的生物力学分析要求。

1.3.2 基于Geomagic软件的颈椎骨性结构优化与构造

(1) 颈椎 STL 模型的导入及优化。使用 Geomagic studio 软件对 Mimics 导出的 STL 文件进行前处理,修

补部分缺陷,优化结构。颈椎模型使用 Geomagic studio 导入后首先使用网格医生命令去除高度折射边、钉状物、小组件及小孔,并光顺处理,得到相对规整的图像后使用重划网格命令以 2 mm 大小生成均匀分布的网格。对于颈椎模型细微部分可能存在未被填充的孔、洞现象,或存在椎骨内部冗余结构,需使用删除命令,删除冗余结构,同时使用填充命令修补不合理的空洞结构。填充命令中曲率、切线命令可按界面的整体形态结构修补模型,从而降低颈椎

模型修补后的变形失真。在颈椎模型的局部如有凹凸不平、结构粗糙等特征存在,可局部应用松弛、快速光顺、砂纸等工具,对模型结构进行表面优化。多边形命令部分最终形成的模型需要表面光滑、结构合理完整、轮廓清晰,再进入到精确曲面拟合命令拟合颈椎实体。

(2)对优化多边形进行构造曲面、格栅及拟合曲面建模。绘制合理的颈椎模型轮廓线是拟合良好精确曲面的前提,曲面片的构造由轮廓线引导,良好的曲面片构造有利于有限元分析阶段形成高质量的网格单元,提高有限元模型的精确性与合理性。在多

边形命令完成外观修正后进入到精确曲面菜单栏。

首先使用探测轮廓线命令,软件会根据设置的曲率敏感度、分隔符敏感度及最小面积来自动计算获取轮廓线,但所获得的廓线相对粗糙、不规则,难以形成精确的曲面片。将曲率敏感度降低至50%,探测的轮廓线即消失,因颈椎各椎骨左右基本对侧,根据椎骨的曲率变化,通过人工手动绘制得到高质量的轮廓线,为后续构建曲面片提供引导。轮廓线生成后再使用编辑轮廓线、松弛轮廓线等命令调整局部的结构和位置(图4)。

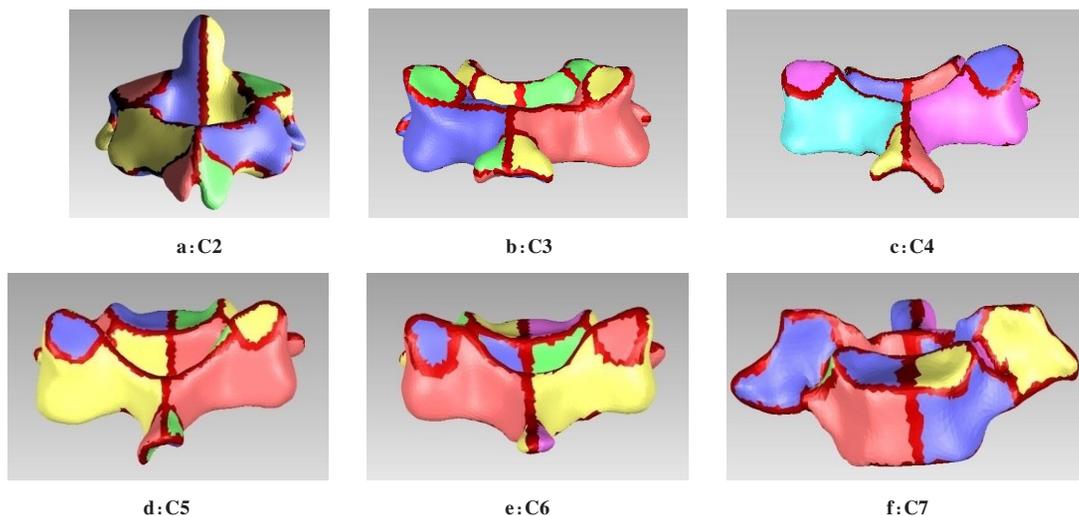


图4 Geomagic 软件绘制颈椎 C2~C7 节段轮廓线

Figure 4 Contour lines of cervical vertebrae C2~C7 draw by Geomagic software

最后,使用构造曲面命令构造曲面,如在构造曲面过程中产生相交叉的路径,需要返回编辑轮廓线界面调整细分轮廓线区域,以避免形成交叉路径。在构造曲面部分需要对较小的曲面片角度及高度焦

点进行调整,否则最终拟合的曲面将有部分失真。构造曲面片完成后使用构造栅格命令及拟合曲面命令,形成最终的颈椎 C2~C7 节段皮质骨曲面模型,将模型以 IGS 格式保存(图5)。

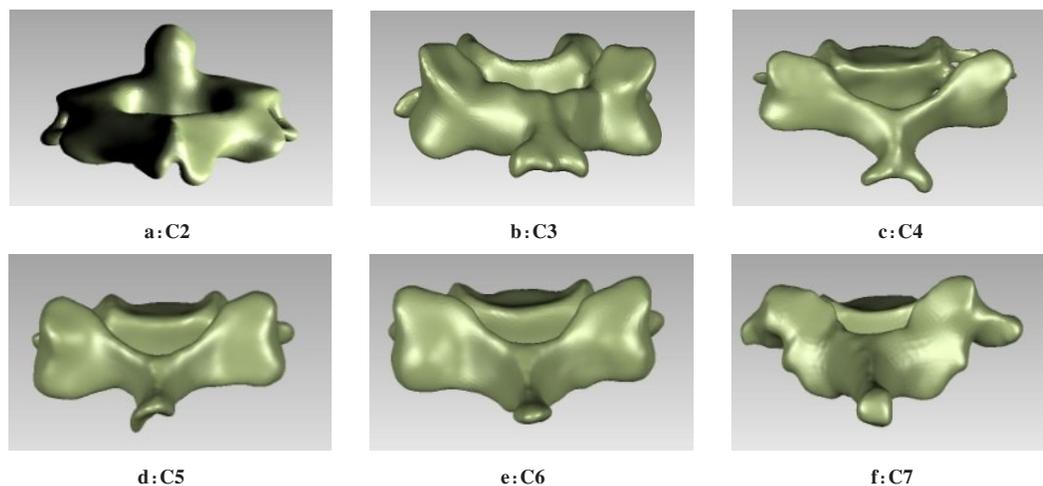


图5 Geomagic 软件构造颈椎 C2~C7 节段皮质骨曲面片

Figure 5 Construction of cortical bone surface sheet of cervical vertebrae C2~C7 using Geomagic software

(3)构建颈椎 C2~C7 节段松质骨。颈椎松质骨位于皮质骨下方、椎体内侧,松质骨可通过 Geomagic studio 多边形菜单栏中的偏移命令实现。将颈椎各椎骨生成的皮质骨曲面模型转换为多边形,使用偏移命令向椎体内部偏移 1.0 mm,生成的松质骨多边形局部边缘较为锐利,且存在图像穿透现象,需要利用多边形命令中的网格医生、去除特征、松弛、删除

钉状物等命令对模型进行修正。模型优化后再进行网格重划,以规则的三角片构建松质骨多边形。在此基础上进入精确曲面菜单栏,再次以手工绘制轮廓线、构造曲面片、构建栅格和拟合实体等顺序拟合建立 C2~C7 节段松质骨实体模型,并以 IGS 格式保存(图 6)。

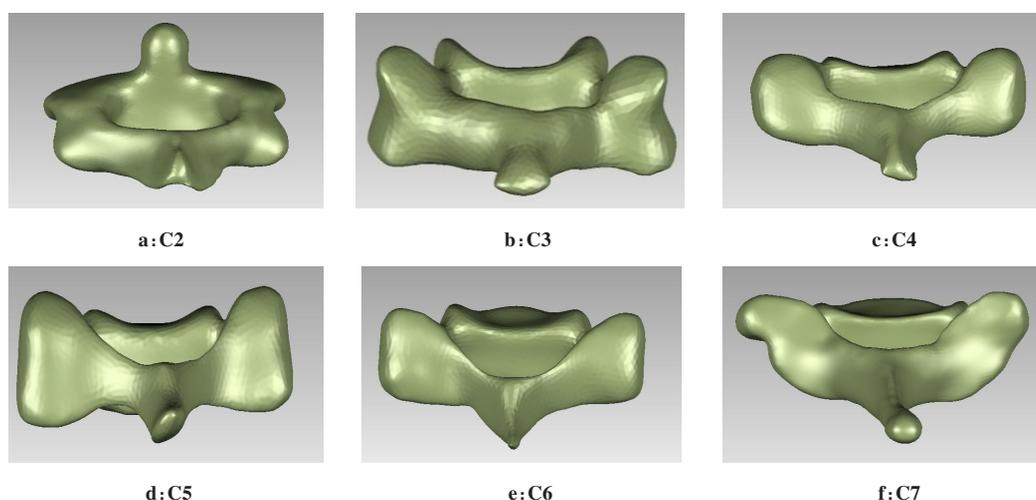


图 6 Geomagic 软件构造颈椎 C2~C7 节段松质骨曲面片

Figure 6 Construction of cancellous bone surface sheet of cervical vertebrae C2~C7 using Geomagic software

1.3.3 基于 SolidWorks 软件组装和重建颈椎 C2~C7 节段模型

(1)单个椎体零部件结构的生成在 Geomagic 中生成的 IGS 格式拟合曲面文件不能直接在 SolidWorks 中进行装配体组装,需先将模型转换成 SolidWorks 的零部件格式 (Sldpart) 文件。将 Geomagic studio 生成的 C2~C7 椎体三维 IGS 格式皮质骨及松质骨模型分别导入到 SolidWorks 软件中,导入后分别以零件 (Sldpart) 格式保存,生成皮质骨和松质骨的单椎骨零件。

(2)基于原点重合理论合成零件装配体。以 Mimics 提取 DICOM 生成的模型均参照 CT 扫描的坐标系,在构建整体模型时,需将零部件原点与 SolidWorks 坐标系原点进行匹配,以确定各椎体之间的空间坐标关系,组装成装配体 (Sldasm) 格式的文件,以利于进行下一步椎间盘及关节软骨的构建。首先通过新建装配体命令,生成新的装配体文件,分别将 C2~C7 椎体皮质骨及松质骨的文件导入,建立整体化装配,建立 C2~C7 椎体皮质骨与松质骨的整体模型,再以零件格式 (Sldpart) 格式保存。

整体模型建立以后需要检查模型各部分的对应关系,尤其要对小关节接触关系进行检查,曲面生成过程中可能发生边界穿透现象或逃逸现象,影响模

型的精确性及后续有限元分析。如局部有失真存在需要返回 Geomagic studio 软件中对模型进行重构修改,以确保模型与人体颈椎结构保持高度的仿真吻合,从而提高模型的准确性和精确性。

(3)颈椎椎间盘纤维环、髓核及关节突软骨立体模型构建。颈椎椎间盘纤维环、髓核及关节突软骨组织因自身结构密度低,CT 扫描图像中 CT 值低,分辨率较低,在 Mimics 软件中分割获得的结构容易失真,后续的修补困难,有时难以达到仿真和有限元分析的建模要求。在本研究中,使用 SolidWorks 三维辅助设计功能完成关节突软骨及椎间盘的重构。

颈椎椎间盘的构建基于相邻椎体的上下表面结构,将下位椎体的上表面结构正视于屏幕,以曲面结构或连接点为参考点建立基准面。选定基准面,使用草图工具,以下位椎体上表面结构绘制椎间盘屏幕轮廓的草图,将绘制的草图结构利用拉伸凸台命令,双侧拉伸,构建颈椎椎间盘的初步立体形态结构。同时根据椎间盘和上下椎体的重合状态,局部调整初步绘制的草图,使椎间盘结构不要外溢到椎体周围,此时椎间盘与上下椎体有重合,不符合椎间盘的解剖特点。使用曲面菜单栏中的“等距曲面”命令通过布尔操作来删除重合冗余的结构,以上位椎

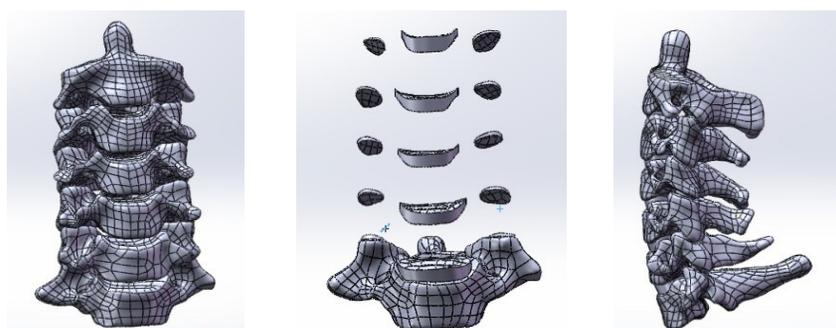
体的下表面及下位椎体的上表面分别建立距离为零的等距曲面,再使用布尔操作分割命令,以上下椎体的等距曲面分割椎间盘消耗分割的实体,至此,颈椎椎间盘构造完成。

椎间盘由髓核和纤维环结构组成,髓核位于内部,纤维环位于外部。为实现髓核的分割,使用草图工具绘制出髓核的轮廓,使用拉伸凸台及等距曲面工具建立髓核,配合使用测量工具,使髓核体积占椎间盘体积约50%。再使用布尔操作的分割命令操作,实现纤维环的建立。

颈椎关节突软骨的构建和椎间盘的重建相类似,同样使用基准面、草图、凸台拉伸、等距曲面及分

割等命令。在下位椎体上关节突表面建立基准面,使用草图工具,勾划出接触部分,使用凸台拉伸命令,构建关节突软骨三维结构,再根据拉伸后与上位椎体接触情况,调整草图,避免关节突软骨结构的溢出,再根据关节突软骨表面结构构建等距曲面,等距曲面距离设置为零,对重叠部分的冗余结构进行删减,分别建立C2~C7椎体左右侧关节突软骨三维结构。

椎体外层皮质骨与内侧松质骨结构的分离借助于移动复制实体/组命令,复制松质骨实体,再利用组合命令对皮质骨和松质骨重合部分进行删减,即完成皮质骨、松质骨的构建。模型以STEP格式导出(图7)。



a: 颈椎 C2~C7 椎骨结构 b: 颈椎 C2~C7 椎间盘和软骨结构 c: 颈椎 C2~C7 整体结构模型

图7 SolidWorks 软件中颈椎各椎骨序列拟合,椎间盘重建以及软骨重建

Figure 7 Reconstructions of intervertebral disc and cartilage in SolidWorks software

1.3.4 基于ANSYS软件构建颈椎C2~C7节段有限元前处理模型

(1) 设定材料杨氏模量和泊松比。材料的杨氏模量和泊松比代表材料结构在纵向压缩或横向拉伸的情况下结构强度以及刚度的物理学特征。对于弹性材料而言,材料的杨氏模量和泊松比越大,代表材料的强度越强、刚度越硬;相反,则代表强度越低,柔韧性越大。颈椎C2~C7节段各部件的杨氏模量和泊松比如表1所示^[9-10]。

表1 颈椎C2~C7节段各组织的杨氏模量和泊松比
Table 1 Young's modulus and Poisson's ratio of cervical vertebrae C2~C7

结构	杨氏模量/Mpa	泊松比
松质骨	100	0.20
皮质骨	12 000	0.30
关节突软骨	10	0.40
髓核	0.2	0.49
纤维环	4.2	0.45

(2) 导入颈椎C2~C7节段几何模型,确定图形坐标系。使用DesignModeler导入上一步获得的颈椎C2~C7

节段几何模型STEP文件,使用生成命令生成颈椎模型。模型单位设置为毫米。坐标系设定与颈椎的运动方向相匹配,X轴为水平方向,Y轴为前后方向,Z轴为垂直方向。X-Z轴为颈椎冠状位平面,施加弯矩载荷颈椎可行冠状位左右侧屈运动,X-Y轴为颈椎轴位平面,施加弯矩载荷颈椎可行左右旋转运动,Y-Z轴为颈椎矢状面轴,施加弯矩载荷颈椎可行前屈、后伸运动。

(3) 设定颈椎C2~C7节段各部件的接触关系。对于多部件组成的复合结构,有限元分析之前需要明确部件之间的接触关系,接触关系有点面接触、面面接触,接触类型有绑定接触、无摩擦接触和不分离接触。将椎体皮质骨与松质骨界面,纤维环与髓核界面,纤维环、髓核与椎体界面设置为绑定面面接触,关节软骨与椎体一端界面设置为绑定面面接触,一端界面设置为无摩擦面面接触,允许在一定范围内滑动而又不脱离椎体间活动轨迹。

(4) 颈椎C2~C7模型划分单元网格。模型的网格划分将无限结构的几何体划分为有限的单元和节点,合理化的网格划分有利于有限元求解的收敛。不同结构的差异性和复杂程度需要网格划分存在一定的差异性,既有单元类型的差异,也有单元大小的

差异,将皮质骨与松质骨的网格大小设置为1 mm四面体单元划分,将椎间盘髓核、纤维环与关节软骨以1 mm六面体单元优先划分(图8)。

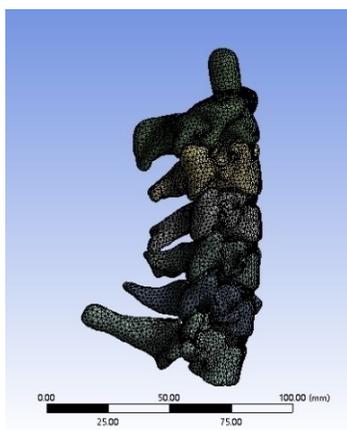


图8 ANSYS软件对颈椎C2-C7节段完成网格划分
Figure 8 Mesh generation of cervical vertebrae C2-C7 using ANSYS software

(5)韧带接触关系的添加。颈椎韧带结构复杂,以目前的CT获得的图像很难提取出韧带结构,且韧带结构的力学特征复杂。在有限元分析中,常常利用弹簧单元(Spring element)替代韧带结构(图9)。在ANSYS软件中建立非线性弹簧单元COMBIN 39,添加前纵韧带、后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带以及横突间韧带,各韧带力学特征如表2所示^[11-13]。

(6)边界条件的设定及应力加载。颈椎的运动机制是复杂的整体运动,在软件中无法模拟其真实的状态;另外,有限元分析需要设定边界条件,否则方程组无法收敛导致求解失败。首先,对颈椎运动

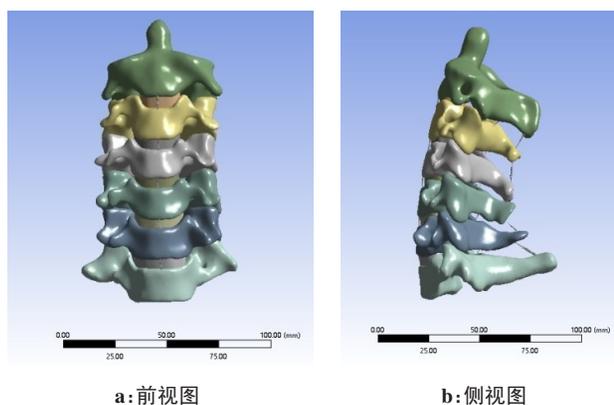


图9 颈椎模型添加非线性弹簧韧带单元
Figure 9 Adding a nonlinear spring ligament element to the cervical spine model

轨迹进行约束,实验过程中,首先约束颈椎C7椎体下表面,限制其X、Y、Z轴方向的平动自由度及转动自由度,限制其运动。为仿真正常的颈椎受力情况,围绕Z轴在颈椎C2椎体表面施加74 N的预载荷,模拟颈椎承受头颅方向的垂直压缩力,然后在X轴正方向施加1.8 N·m应力模拟左侧屈,在X轴负方向施加1.8 N·m应力模拟右侧屈,在Y轴正方向施加1.8 N·m应力模拟前屈运动,围绕Z轴分别施加1.8 N·m左旋力和右旋力模拟颈椎向左旋转和向右旋转^[14-15]。

(7)颈椎C2~C7有限元模型的有效性检验。颈椎有限元模型建立后,需对有限元模型进行生物力学有效性检验,以检验模型的有效性和可靠性。在分别施加应力之后,记录模型在各个运动方向的角位移变化,记录设定方向最大ROM。参照以往生物力学实验研究结果,对比分析本研究中构建颈椎模

表2 C2~C7椎间韧带弹性特征(N)
Table 2 Elastic characteristics of C2-C7 intervertebral ligaments (N)

变形/mm	前纵韧带		后纵韧带		黄韧带		棘上韧带		棘间韧带		横突间韧带	
	C2~C5	C5~C7										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	28	20	25	20	38	30	7.0	8.0	-	-	-	-
2	52	40	44	40	60	68	12.5	14.0	0.4	0.4	4.0	4.0
3	72	58	72	60	80	102	18.0	20.0	-	-	-	-
4	89	78	78	78	108	130	22.5	25.0	0.6	0.6	9.5	9.5
5	102	98	89	92	-	-	26.0	29.0	-	-	-	-
6	115	112	-	-	-	-	30.0	32.5	-	-	14.0	14.0
7	-	-	-	-	-	-	32.5	35.0	-	-	-	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-	0.8	0.8	19.0	19.0
9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	24.0	24.0

型有效性,评估其是否适合进行下一步的模型处理以及相应的生物力学测试。

2 结果

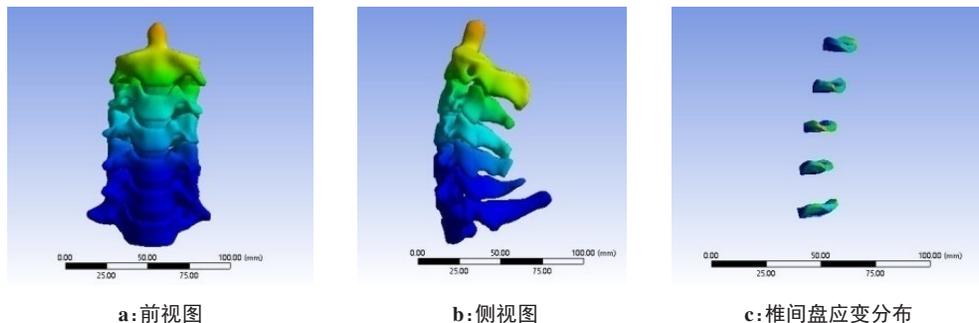
2.1 建立颈椎C2~C7节段三维有限元模型

颈椎 Cobb角 12°, SVA 1.6 cm, T1 倾斜角 29°, 建立颈椎 C2~C7节段三维有限元模型,生理序列良好,本模型包括 C2~C7节段皮质骨、松质骨、椎间盘纤维环、髓核及关节软骨以及颈椎周围主要韧带结构。

有限元模型采用多种单元类型,包括 170 517个单元及 278 947个节点。

2.2 颈椎C2~C7节段位移云图

对有限元模型施加 74 N的预载荷,颈椎稍后伸运动,最大位移在 C2齿状突,为 1.7 cm,呈现对称运动(图 10)。随后施加 1.8 N·m作用力,模拟颈椎前屈后伸、左右侧屈及左右旋转运动,所得位移云图如图 11所示,符合临床预期。



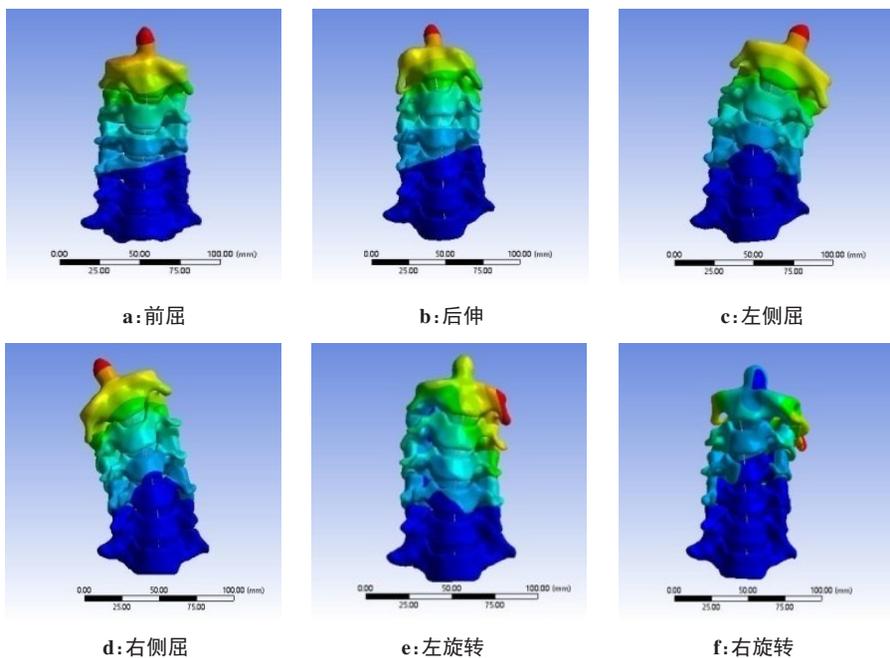
a:前视图

b:侧视图

c:椎间盘应力分布

图 10 施加 74 N 载荷,颈椎位移及椎间盘应力分布

Figure 10 Displacement of the cervical spine, and the stress distribution of the intervertebral disc under a load of 74 N



a:前屈

b:后伸

c:左侧屈

d:右侧屈

e:左旋转

f:右旋转

图 11 施加 1.8 N·m 载荷后颈椎位移情况

Figure 11 Displacements of the cervical spine under a load of 1.8 N·m

本实验颈椎有限元模型在应力加载状态下,通过测量颈椎各椎体间的运动角度,与既往文献报道数据进行比较,结果显示,本实验所得数据基本在 Finn 等^[16]和 Panjabi 等^[17]报道数值区间范围内(表 3~表 5)。因此,可认定本实验建模方式仿真度高,可靠性强,模型验证合格,可用于临床和实验的进一步研究。

3 讨论

生物力学是在 20 世纪 70 年代发展起来的一门交叉学科,以物理和器械原理研究骨及其附属结构(如肌肉、韧带、软骨等)生物特征及力学规则的一门学科。广泛应用于人体内植物的设计,如内固定材料、人工关节、外固定的改进和临床应用,评价手术

表3 屈伸载荷下椎间运动范围(°)

Table 3 Intervertebral ROM in flexion and extension (°)

颈椎椎体	文献[16]	文献[17]	本实验研究
C2~C3	4.93±3.20	6.2±2.3	7.2
C3~C4	6.98±2.98	7.7±5.0	7.2
C4~C5	7.14±2.40	10.1±4.9	8.1
C5~C6	6.80±2.99	9.9±4.8	6.9
C6~C7	5.17±2.39	7.1±4.0	5.7

表4 左右侧屈载荷下椎间运动范围(°)

Table 4 Intervertebral ROM in left and right lateral flexions (°)

颈椎椎体	文献[16]	文献[17]	本实验研究
C2~C3	7.10±2.57	9.6±1.8	8.2
C3~C4	5.69±2.11	9.0±1.9	8.1
C4~C5	5.07±2.73	9.3±1.7	7.9
C5~C6	4.66±2.15	6.5±1.5	5.4
C6~C7	4.97±2.42	5.4±1.5	4.8

表5 旋转载荷下椎间运动范围(°)

Table 5 Intervertebral ROM in rotation (°)

颈椎椎体	文献[16]	文献[17]	本实验研究
C2~C3	6.00±2.93	3.3±0.8	5.3
C3~C4	8.04±2.05	5.1±1.2	6.2
C4~C5	9.16±1.32	6.8±1.3	7.8
C5~C6	7.06±2.96	5.0±1.0	5.2
C6~C7	5.88±2.42	2.9±0.8	3.7

方式对正常组织结构造成的影响,描述人体的位移、应力变化和组织结构的应变,并分析与肌肉骨骼系统疾病的相关性^[18-21]。对于颈椎生物力学,由于颈椎解剖结构的复杂性,且周围存在肌肉韧带,中央包绕硬膜脊髓等组织,任何力学作用都可能对这些结构施加影响,如超过正常生理代偿范围,则会产生病理学改变影响生理健康^[22-23]。颈椎生物力学的研究对颈椎创伤、退变、肿瘤等手术方案的计划选择与优化、预测手术效果以及为植入内固定物的研制提供理论依据,有重要的临床意义^[24-25]。

在临床应用的推动下,有限元作为生物力学分析的一种有效方法被深入应用于颈椎的生物力学研究当中,通过仿真模拟解释颈椎生物力学机制。用来设计颈椎融合器、人工椎间盘等,揭示颈椎内固定装置生物力学特征,并对结构优化,为临床应用提供理论依据^[5,26]。也逐步应用于颈椎椎间融合、颈椎内镜、颈椎间盘置换等多种手术方式的评估,辅助术前手术规划、术后康复功能锻炼的行为指导,揭示颈椎生物力学的变化关系,并对运动损伤及慢性疲劳的评估、预防提供参考和理论依据。

【参考文献】

- [1] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts[J]. Acta Orthop Scand, 1972, 43(5): 301-317.
- [2] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc[J]. J Biomech, 1974, 7(3): 277-285.
- [3] Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, et al. What is finite element analysis?[J]. Clin Spine Surg, 2020, 33(8): 323-324.
- [4] Goel VK, Nyman E. Computational modeling and finite element analysis[J]. Spine, 2016, 41(Suppl 7): S6-S7.
- [5] Luo CY, Jiang TY, Tian S, et al. Finite element analysis of lumbar spine with different backpack positions in parachuting landing[J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2021, 24(15): 1679-1686.
- [6] Subramani AV, Whitley PE, Garimella HT, et al. Fatigue damage prediction in the annulus of cervical spine intervertebral discs using finite element analysis[J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2020, 23(11): 773-784.
- [7] Ding J, Wang F, Jin F, Wu ZK, et al. Finite element and biomechanical analysis of risk factors for implant failure during tension band plating[J]. J Int Med Res, 2020, 48(11). Doi: 10.1177/0300060520972075.
- [8] Fagan MJ, Julian S, Mohsen AM. Finite element analysis in spine research[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2002, 216(5): 281-298.
- [9] 权祺,张晓刚,秦大平,等.基于CT影像的骨质疏松性胸腰椎压缩骨折PKP术后三维有限元力学模型的建立与验证[J].中国医学物理学杂志, 2021, 38(3): 360-369.
- [10] Quan Z, Zhang XG, Qin DP, et al. CT image-based establishment and verification of three-dimensional finite element biomechanical model for osteoporotic thoracolumbar compression fracture after percutaneous kyphoplasty[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(3): 360-369.
- [11] Manickam PS, Roy S. The biomechanical study of cervical spine: a finite element analysis[J]. Int J Artif Organs, 2022, 45(1): 89-95.
- [12] Clausen JD, Goel VK, Traynelis VC, et al. Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5-C6 segment[J]. J Orthop Res, 1997, 15(3): 342-247.
- [13] Jonas R, Demmelmaier R, Wilke HJ. Influences of functional structures on the kinematic behavior of the cervical spine[J]. Spine J, 2020, 20(12): 2014-2024.
- [14] Li ZH, Liu H, Yang M, et al. A biomechanical analysis of four anterior cervical techniques to treating multilevel cervical spondylotic myelopathy: a finite element study[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2021, 22(1): 278.
- [15] Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, et al. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments[J]. J Biomech, 1988, 21(9): 769-779.
- [16] Richter M, Wilke HJ, Kluger P, et al. Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro[J]. Eur Spine J, 2000, 9(2): 104-108.
- [17] Finn MA, Brodke DS, Daubs M, et al. Local and global subaxial cervical spine biomechanics after single-level fusion or cervical arthroplasty[J]. Eur Spine J, 2009, 18(10): 1520-1527.
- [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): 2692-2700.
- [19] Al-Ali MA, Hefny AF, Abu-Zidan FM. Head, face and neck camel-related injuries: biomechanics and severity[J]. Injury, 2019, 50(1): 210-214.
- [20] Anderst WJ, Gale T, Le Vasseur C, et al. Intervertebral kinematics of the cervical spine before, during, and after high-velocity low-amplitude manipulation[J]. Spine J, 2018, 18(12): 2333-2342.
- [21] Humphrey JD, Holzapfel GA. Biomechanics[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2002, 1(1): 1-2.
- [22] Cornaz F, Widmer J, Farshad-Amacker NA, et al. Biomechanical contributions of spinal structures with different degrees of disc degeneration[J]. Spine, 2021, 46(16): E869-E877.
- [23] Campbell GM, Gluer CC. Skeletal assessment with finite element analysis: relevance, pitfalls and interpretation[J]. Curr Opin Rheumatol, 2017, 29(4): 402-409.
- [24] Desmoulin GT, Pradhan V, Milner TE. Mechanical aspects of intervertebral disc injury and implications on biomechanics[J]. Spine, 2020, 45(8): E457-E464.
- [25] Alpizar-Aguirre A, Gonzalez-Carbonell RA, Ortiz-Prado A, et al. Biomechanical behavior of bone tissue in spine instrumentation[J]. Cir Cir, 2020, 88(1): 41-48.
- [26] 盛然,蒋国璋,刘融.基于有限元仿真的数字化脊柱侧弯畸形研究[J].中国医学物理学杂志, 2021, 38(8): 1033-1038.
- [27] Sheng R, Jiang GZ, Liu R. Digitalized scoliosis correction based on finite element simulation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(8): 1033-1038.
- [28] 王辉昊,陈博,詹红生,等.有限元分析技术在颈椎推拿手法生物力学研究中的应用[J].生物医学工程学杂志, 2013, 30(5): 1123-1126.
- [29] Wang HH, Chen B, Zhan HS, et al. Application of finite element analysis in Chinese cervical manipulation biomechanics[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2013, 30(5): 1123-1126.

(编辑:薛泽玲)