doi:10.11659/jjssx.03E019133

· 基础研究 ·

成人颈椎关节突区域微结构与微有限元力学研究

冯会梅[1,2],王 星[1,3],马 渊[3],李筱贺[1],李志军[1,3],张少杰[1] (1.内蒙古医科大学基础医学院解剖学教研室,内蒙古 呼和浩特 010059;2.内蒙古医科大学研究生学院,内蒙古 呼和浩特 010059;3.内蒙古医科大学数字医学中心,内蒙古 呼和浩特 010059)

[摘 要] **目的** 分析成人颈椎关节突不同区域、C_2 ~ C_7 椎序间、左右侧别微结构的变化规律及其与关节突微有限元力学反应之间的关系,预测及评价由关节突微观形态及力学载荷的改变导致颈椎失稳、骨质疏松、关节突骨折等引起关节突损伤等颈椎疾患的风险。**方法** 取由内蒙古医科大学解剖学教研室提供的36个成人新鲜颈椎上、下关节突,行Micro-CT扫描,手动勾选上、下关节突2个感兴趣区域(VOI),并计算关节突微结构参数;用环钻从关节突取体积为8 mm×8 mm×8 mm的立方体进行微有限元力学分析,对比分析关节突微结构与力学参数之间的关系。**结果** 主效应分析上、下关节突区域间BV/TV、BS/BV、Tb.Sp参数之间差异有统计学意义($P<0.05$);关节突左、右侧别间,仅Tb.Th参数值差异有统计学意义($P<0.05$);不同椎序间关节突BV/TV、Tb.N、BS/BV、Tb.Th、Tb.Sp、Tb.Pf参数值差异均有统计学意义($P<0.05$);交互效应仅在不同椎序间与上、下关节突区域间交互效应Tb.N参数值差异有统计学意义($P<0.05$)。微有限元力学表现为关节突骨小梁微有限元模型所受的六个方向的应力分量为 σ_x、σ_y、σ_z、σ_{xy}、σ_{xz}、σ_{yz},分别对应的应力值为 S_{11}、S_{22}、S_{33}、S_{12}、S_{13}、S_{23},其中 S_{33} 即在 σ_z 轴向应力值最大,符合关节突加载载荷的方向(沿Z轴方向加载),S_{12} 即 σ_{xy} 二维平面所受应力最小,表明颈椎在运动时关节突所受切应力小于主应力。**结论** C_3 关节突BV/TV、Tb.N参数值最大,BV/TV、Tb.Th与关节突应力呈正相关,与骨折程度、受力集中程度、内部剪切力呈负相关,因此,C_3 关节突载荷能力较好,发生骨折等损伤风险相对较小。C_2 关节突BS/BV、Tb.Sp、Tb.Pf参数值最大,Tb.Pf、Tb.Sp与应力呈负相关,与骨折、骨质疏松、增生、退变等呈正相关,说明 C_2 关节突发生骨折、骨质疏松、增生、退变等颈椎疾病风险较其他关节突大。关节突骨小梁有限元模型在整个变形过程中塑性应变累计结果为零,即在此载荷条件下未发生塑性变形,没有发生屈服,说明在成人正常生理载荷条件下关节突骨小梁有限元模型未发生骨折。

[关键词] 颈椎;关节突;微结构;微有限元力学;Micro-CT

[中图分类号] R323.1 [文献标识码] A [收稿日期] 2019-03-16

Microstructural and micro-finite element study on the area of cervical spondylosis in adults

FENG Hui-mei[1,2],WANG Xing[1,3],MA Yuan[3],LI Xiao-he[1],LI Zhi-jun[1,3],ZHANG Shao-jie[1] (1.Department of Anatomy,School of Basic Medicine,Inner Mongolia Medical University,Hohhot Inner Mongolia 010059,China;2.Graduate School of Inner Mongolia Medical University,Hohhot Inner Mongolia 010059,China;3.Center of Digital Medicine,Inner Mongolia Medical University,Hohhot Inner Mongolia 010059,China)

Abstract: Objective The changes of microstructure in different areas of cervical articular process,C_2 to C_7 and left and right side of cervical spine in adults and their relationship with micro-finite element mechanical response of articular process was analyzed,to predict and evaluate the risk of cervical spondylosis such as cervical instability,osteoporosis and articular process fracture caused by the change of micro-morphology and mechanical load of articular process. **Methods** Fresh upper and inferior processes of cervical vertebrae from 36 adults were scanned by Micro-CT. The (VOI) of the two regions of interest of the upper and inferior processes of the cervical vertebrae were selected manually and the microstructure parameters of the articular processes were calculated. The micro-finite element analysis of the cubes with the volume of 8 mm×8 mm×8 mm taken by ring drill was made,and the relationship between the microstructure and the mechanical parameters of the facet was analyzed and compared. **Results** The main effect analysis showed that there were statistically significant difference in the BV/TV,BS/BV,Tb.Sp parameters between the upper and lower articular processes($P<0.05$),and the Tb.Th parameters were statistically significant between the left and right sides of the articular process($P<0.05$). There were significant differences in BV/TV,Tb.N,BS/BV,Tb.Th,Tb.Sp,Tb.Pf parameters of articular process among different vertebrae sequences($P<0.05$). The Tb.N parameters of interaction between different intervertebral sequences and upper and lower articular processes were statistically significant($P<0.05$). The stress components in the six directions of the facet bone micro-finite element model were σ_x,σ_y,σ_z,σ_{xy},σ_{xz},σ_{yz}. The stress components in the six direc-

[基金项目] 国家自然科学基金(81260269,81560348,81660358,81860383,81860382);内蒙古高等学校科学研究项目(NJZC16108);内蒙古医科大学科技百万工程(2015YKDKJBW03,YKD2017KJBW009)

[通信作者] 李志军,E-mail:13904717040@qq.com;张少杰,E-mail:24395982@qq.com

tions of the facet micro-finite element model were as follows: S_{11}, S_{22}, S_{33}, S_{12}, S_{13}, S_{23}. The axial stress value of S_{33} was the largest in the axial stress of σ_z, which accord with the direction of the loading of the joint process (along the direction of the Z axis), and the stress of the two-dimensional plane of S_{12} was the smallest, which indicated that the shear stress of the articular process of the cervical spine was less than the principal stress during movement. **Conclusion** The BV/TV, Tb. N parameters of C_3 articular process are the largest. BV/TV, Tb. Th is positively correlated with the stress of articular process, negatively correlated with the degree of fracture, the degree of stress concentration and internal shear force. Therefore, the loading ability of C_3 articular process is better, the risk of fracture and other injuries is relatively lower. BS/BV, Tb. Sp, Tb. Pf parameter value of C_2 joint process are the largest, Tb. Pf, Tb. Sp are negatively correlated with stress, and positively correlated with fracture, osteoporosis, hyperplasia, degeneration and so on. It is suggested that the risk of cervical spine diseases such as fracture, osteoporosis, hyperplasia and degeneration of C_2 joint process is higher than that of other joints. The cumulative result of plastic strain in the whole finite element model of facet bone is zero during the whole deformation process, that is to say, there is no plastic deformation nor yield under this load condition. It is shown that there is no fracture in the finite element model of facet bone under normal physiological load in adults.

Keywords: cervical vertebra; articular process; microstructure; micro-finite element mechanics; Micro-CT

颈椎关节突增生、退变是引起颈椎不稳和神经根受压的重要原因,被喻为慢性颈痛的发动机。关节突不规则的增生和肥大等因素可使关节突形态改变,最终导致关节突结构形态和受力状态改变,颈椎稳定性丧失,因此颈椎关节突区域微结构与微有限元力学研究对临床研究和治疗相关疾病具有重要意义。但鲜有报道成人颈椎关节突区域微结构参数预测表观力学、致病属性的对比研究。关节突的解剖特征是其发生退变与创伤性关节病变的解剖学基础。为适应机体机械力学环境,承重骨和非承重骨在结构和微结构上存在差异,骨质量和结构总是以适应力学载荷的形式存在,椎骨区域微结构与其应力存在相关性(屈服准则)[1-3]。运动员整体胫骨皮质骨和小梁骨的密度和微结构值在应力断裂和非应力断裂之间无显著差异,区域分析显示两者之间存在显著差异[4]。胫骨前、后、左、右区域微结构因承力不同而异[5]。椎体背侧骨小梁体积、骨小梁体积分数、骨小梁连接度均大于腹侧,且背侧骨小梁分离度小于腹侧,椎体区域间BV/TV、连接密度和屈服强度之间有很强的相关性[6]。基于以上文献报道采用同一骨质分区方法探讨同一部位不同区域微结构及力学变化的方法,本研究通过对比分析关节突区域微结构参数(BV/TV、Tb. N等)和微有限元力学参数之间的相关性,探讨关节突2个VOI微结构参数与微有限元力学参数的关系,为有效评估颈椎关节突因节段应力过于集中导致退行性改变及损伤的风险,现报告如下。

1 材料与方法

1.1 材料

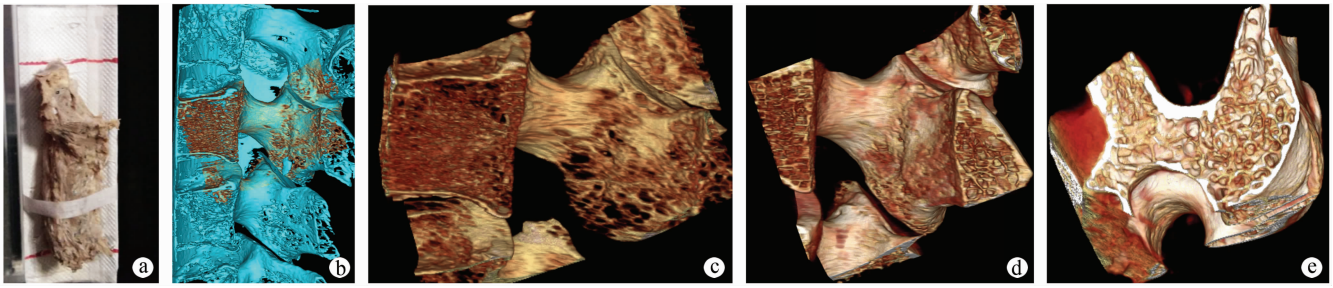
选取由内蒙古医科大学解剖教研室提供的新鲜成人颈椎上、下关节突共36个标本(均为男性,平均年龄52岁),剔除肌肉、横突、棘突保留双侧完整关节突(C_2~C_7左、右侧关节突)行Micro-CT扫描(内蒙古医科大学附属医院核医学科)。数据来源于内蒙古医科大学数字医学中心;扫描设备依托内蒙古医科大学附属医院核医学科Micro-CT扫描仪(Siemens Inveon PET/CT,德国),扫描参数为80 kV设备电压,500 mA电流,螺旋扫描模式,X射线发射源为可变焦发射源,焦点直径小于6 μm,最大分辨率为16.75 μm,扫描层数为1 024 pixels,扫描图像以CAT格式储存。

1.2 方法

利用Micro-CT扫描仪自带的Inveon Research Workplace三维重建软件(由内蒙古医科大学附属医院核医学科提供)进行后处理。将Micro-CT连续扫描的关节突断层原始数据以“无破损及压缩”的方式导入Inveon Research Workplace,进入主界面选择“General Analysis”选项,显示出关节突横断面、冠状面、矢状面三个平面的二维图像,在三个平面图像中均选择“512 pixels”像素大小,然后在主界面选择Segmentation > Orientation > XZPlane”,在关节突横断面二维图像中央区上均匀选取2个(Superior、Inferior)感兴趣区间体积(tissue volume,TV),TV厚度为100 pixels (pixel = 16.75 μm),横断面TV面积为300 × 300 pixels,最终获得TV为300 × 300 × 100 pixels的立方体(TV = 36.864 mm^3),测量感兴趣区间内骨小梁相关参数,观察关节突的显微形态学结构,做出分析描述(图1)。骨小梁各结构参数及其意义见表1。

1.3 统计学处理

采用SPSS 16.0软件对数据进行统计学分析,应用Bartlett检验法进行方差齐性检验。关节突椎序间、左右侧别、四个区域间对微结构参数的影响用多因素方差分析(两两多重比较),确立检验水准为$\alpha = 0.05$,以$P < 0.05$为差异有统计学意义。



a:颈椎关节突 Micro-CT 扫描;b:Micro-CT 三维骨小梁形态重建;c、d:不同阈值下关节突小梁显示;e:关节突断面小梁分布

图 1 颈椎关节突 Micro-CT 微结构扫描及骨小梁三维重建图像

表 1 Micro-CT 微结构参数意义及其与关节突显微结构临床应用的关系

参数	意义	相关性
骨小梁表面积(BS,pixel^2)	给定的兴趣区间内,骨小梁的表面积总和	BS、BV、Tb. Th 与关节突应力呈正相关,与骨折程度、受力集中程度、内部剪切力呈负相关[7]
骨小梁体积(BV,pixel^3)	给定的兴趣区间内,骨小梁的体积值大小,发生骨质疏松时,BV 值减小	
骨小梁厚度(Tb. Th,mm)	骨小梁的平均厚度,发生骨质疏松时,Tb. Th 值减少	
骨小梁体积分数(BV/TV,%)	骨小梁体积与兴趣区间体积的比值,发生骨质疏松时,BV/TV 值减小	BV/TV、Tb. N 与关节突应力呈正相关,与骨折、骨质疏松、增生、退变等引起的颈椎疾病呈负相关[6]
骨小梁数目(Tb. N,mm^{-1})	给定长度内骨组织与非骨组织的交点数量,可理解为每单位距离内有多少数量的骨小梁,发生骨质疏松时,Tb. N 值减小	
骨小梁模块因素(Tb. Pf,mm^{-1})	骨小梁连接性的参数值越小,表示骨小梁的连接性越好,发生骨质疏松时,Tb. Pf 值增大	Tb. Pf、Tb. Sp 与应力呈负相关,与骨折、骨质疏松、增生、退变等呈正相关[7]
骨小梁分离度(Tb. Sp,mm)	骨小梁之间的髓腔平均宽度,发生骨质疏松时,Tb. Sp 值增大	

2 结果

2.1 微结构参数结果

由上、下关节突不同区域、左右侧别、C_2 ~ C_7 不同椎序间多重比较微结构参数进行对比主效应及交互效应分析如下,其中主效应:①上、下关节突区域间 BV/TV、BS/BV、Tb. Sp 参数之间差异有统计学意义;②关节突左、右侧别间,仅 Tb. Th 参数值差异有统计学意义;③不同椎序间关节突 BV/TV、Tb. N、BS/BV、Tb. Th、Tb. Sp、Tb. Pf 参数值差异均有统计学意义($P<0.05$)。分别对①②、①③、②③三者间两两交互效应分析,结果显示,左右两侧的上、下关节突区域内关节突微结构参数值交互效应差异均无统计学意义($P>0.05$);不同椎序间与上、下关节突区域间交互效应仅 Tb. N 参数值差异有统计学意义($P<0.05$);不同椎序间与左、右侧别交互效应各微结构参数值差异均无统计学意义($P>0.05$),见表 2。其中,BV/TV、Tb. N参数值 C_3 关节突最大,BV/TV、Tb. Th 与关节突应力呈正相关,与骨折程度、受力集中程度,内部剪切力呈负相关,因此,C_3 关节突负载能力最大,发生骨折等损伤风险较小。BS/BV、Tb. Sp、Tb. Pf 参数值 C_2 关节突最大。Tb. Pf、Tb. Sp 与应力呈负相关,与骨折、骨质疏松、增生、退变等呈正相关,说明 C_2 关节突发生骨折风险、骨质疏松、增生、退变等颈椎疾病概率较其他关节突大。

表 2 关节突四个区域、左右侧别、椎序间微结构参数多重比较(方差的单变量分析 - 主体间效应检验,F,Eta%,$n=36$)

参数	①	②	③	①②	①③	②③
BV/TV(%)	3.63*,5.0	3.67,1.4	4.89*,11.0	1.48,1.9	4.89,4.3	0.17,0.4
Tb. N(mm^{-1})	0.34,0.4	0.41,0.2	9.38*,19.5	0.49,0.6	2.10*,14.2	0.36,1.2
BS/BV(mm^{-1})	3.11*,4.3	3.07,1.2	3.87*,8.9	0.66,0.7	0.41,3.4	0.21,0.3
Tb. Th(mm)	2.21,3.0	3.09*,1.5	4.58*,10.4	0.70,0.7	0.47,4.0	0.03,0.2
Tb. Sp(mm)	2.74*,3.8	1.86,1.0	7.62*,16.4	1.02,1.5	1.14,8.4	0.30,0.5
Tb. Pf(mm^{-1})	0.9,1.1	1.01,0.2	3.77*,8.1	0.81,1.1	1.47,10	1.02,2.1

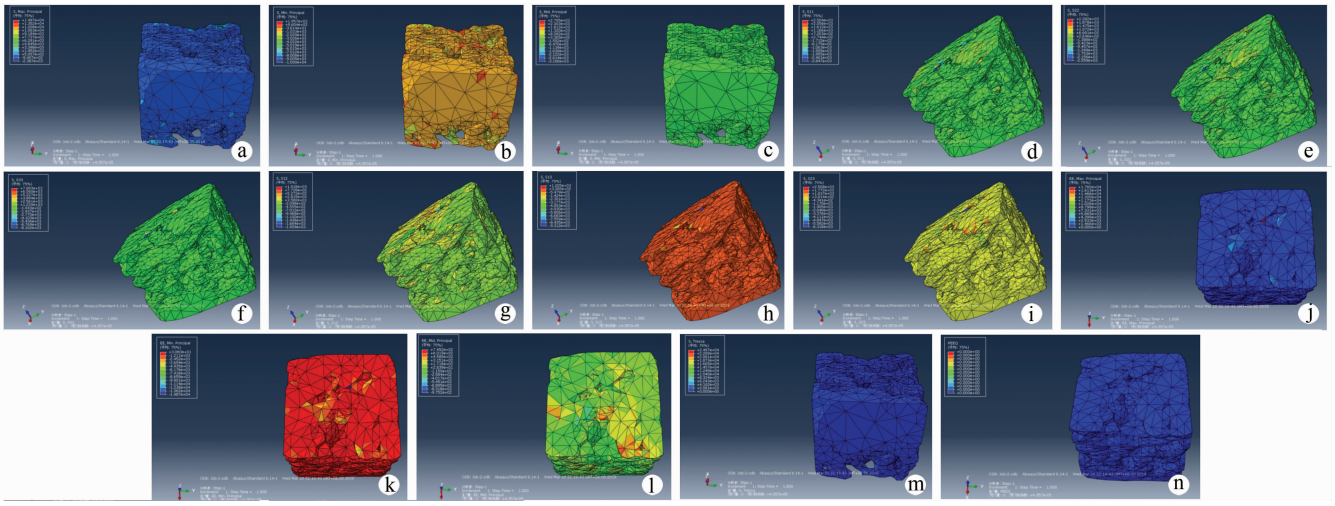
①上、下关节突 2 个 VOI 区域;②左、右侧别;③C_2 ~ C_7 椎序间主效应:①②、①③、②③为两两交互效应的 F 值和 Eta%(F,Eta%);*:上下关节突区域、左右侧别关节突及 C_2 ~ C_7 关节突微结构参数间比较,$P<0.05$;Eta %:各参数值的①关节突区域、②侧别、③椎序间主效应与①②、①③、②③两两交互效应的影响百分比,值越大影响越大,即交互作用大于单个因素的作用。

2.2 微有限元力学结果

通过对微有限元输出结果分析,关节突 75% Mises 最大应力值为 1.497×10^4 Pa,最小值为 1.957×10^3 Pa(图 2a ~ c),说明此关节突骨小梁模型所能承受的最大主应力为 1.497×10^4 Pa。若应力超过最大主应力,在法线方向就会超过抗压强度而开裂,开裂的方向就是法线方向(力学加载方向即 Z 轴方向),以此预测关节突骨折的风险及骨折方向;关节突骨小梁模型所受

的六个方向的应力分量为 σ_x、σ_y、σ_z、σ_{xy}、σ_{xz}、σ_{yz}，其中 σ_x、σ_y、σ_z 分别为坐标系 X、Y、Z 轴方向的应力分量，分别对应的应力值为 S_{11}、S_{22}、S_{33}；σ_{xy}、σ_{xz}、σ_{yz}分别为坐标系 XY、XZ、YZ 平面方向的应力分量，分别对应的应力值为 S_{12}、S_{13}、S_{23}（图 2d～i），其中 S_{33}即在 σ_z 轴向应力值最大，符合关节突加载方向的载荷（沿 Z 轴方向加载），S_{12}即 σ_{xy}二维平面所受应力最小，表明颈椎在运动时关节突主应力大于其他方向的切应力。

图 2j 为最大弹性应变应力云图，在最小弹性应力为 1.487×10^4～3.060×10^1 Pa 时，关节突骨小梁模型进入弹性应变状态，应力超过最大弹性应力 1.760×10^4 Pa，关节突骨小梁模型变为进入塑性应变状态（图 2k、l）。等效塑性应力应变云图显示等效塑性应变（PEEQ）值均为零，表明在主应力间的最大差值为 2.497×10^4 Pa 时，整个关节突骨小梁有限元模型在整个变形过程中塑性应变累计结果为零，即在此载荷条件下未发生塑性应变，没有发生屈服，即在此生理载荷条件下关节突骨小梁有限元模型未发生骨折现象（图 2m、n）。



a：关节突总最大应力云图；b：关节突总最小应力云图；c：75% Mises 平均应力云图；d：沿坐标系 XX 轴向应力云图；e：沿坐标系 YY 轴向应力；f：沿坐标系 ZZ 轴向应力；g：沿坐标系 XY 轴向应力；h：沿坐标系 XZ 轴向应力；i：沿坐标系 YZ 轴向应力；j：最大弹性应力应变云图；k：弹性应变平均应力云图；l：最小弹性应力应变云图；m：屈服等效应力云图；n：等效塑性应力应变云图（PEEQ=0）

图 2 颈椎关节突不同状态微有限元应力应变云图

3 讨论

1983 年，Denis 提出了脊柱的三柱理论，后柱承担颈椎运动载荷的 20%，关节突属于后柱的主要应力结构，为颈椎损伤的治疗奠定了生物力学基础[7-8]。本研究结果表明颈椎关节突作为颈椎仅次于椎体的主要承重部位，上下关节突、不同椎序间、左右关节突对整个颈椎生理活动过程中的载荷贡献都不尽相同。C_3 关节突负载能力最大，发生骨折等损伤风险较小，其原因可能是 C_3 作为上、下颈椎过渡椎体，骨结构形态总是适应其功能活动，从力学角度分析，其关节突起到承上启下的作用，既要承载头颅及上颈椎的载荷，还要维持下颈椎的生理曲度及稳定性，因此 C_3 关节突承载能力相对较好。Tb. Sp、Tb. Pf 参数值 C_2 关节突最大。Tb. Pf、Tb. Sp 与应力呈负相关，与骨折、骨质疏松、增生、退变等呈正相关，说明 C_2 关节突发生骨折风险、骨质疏松、增生、退变等颈椎疾病概率较其他关节突大，C_2 作为上颈椎结构特殊椎体，寰齿关节主要完成上颈椎旋转屈曲等活动，活动范围较大，容易受到剪切应力而损伤，发生齿突骨折、寰齿关节脱位、关节突骨折等损伤。颈椎在运动时关节突在主应力大于其他方向的切应力，且当颈椎关节突累计受力或瞬间暴力超过弹性变形就会进入塑性变形阶段，在塑性阶段应力值超过关节突所承受应力阈值后就会加大关节突损伤风险。颈椎关节突形态结构的改变通常使颈椎三柱遭到破坏，严重丧失稳定性，并伴有不同程度的脊髓损伤，严重者可导致全身瘫痪甚至危及生命。颈椎的各关节突关节承受着颈椎一定范围内的前屈、后伸、压缩、牵拉、剪切、扭转等负荷，此结构特征是颈椎的运动枢纽，对维持颈椎稳定及正常生理活动起着至关重要的作用[9]。在颈椎脊髓运动节段（C_2～C_7），关节突受压缩、剪切和轴向载荷的影响，关节突损伤可能与椎间盘退变有关，关节突、韧带及其囊的完整性对颈椎屈曲、伸展、侧弯和旋转的稳定性至关重要，颈椎上、下关节突关节面曲度、深度、关节突骨质与其承载能力相关。

本研究经 Micro-CT 观测成人颈椎关节突不同侧别、椎序、上下关节突微结构的变化不尽相同，加载关节突微有限元模型，分析关节突的受力情况及应力阈

值以评估颈椎关节突损伤的风险。颈椎关节突的异常改变包括先天性或创伤性、单侧或双侧的关节突脱位、关节突绞锁、关节突伴脱位外伤性骨折、关节突不对称、关节突炎等,可造成关节突软骨下骨及骨髓强化、重塑等微结构改变及力学能力的改变[10]。依据 Wolff 定律,骨质量和结构总是以适应力学载荷的形式存在,在力学试验和微有限元分析中,通常以加载条件、应力应变来评估小梁结构[11-12]。然而,骨小梁模型可以用来预测小梁骨的表观屈服行为[13]。虽然本研究没有模拟屈服后的破坏过程,但对屈服阶段(即用于评估骨强度的第一阶段)进行了模拟。已有研究采用双线性组织本构模型描述骨组织材料的非线性,其组织压缩应变和拉伸屈服应变分别为 0.8% 和 0.48%,且多数脆性骨折是直接由骨质疏松引起,通常发生在骨小梁(松质骨)占优势的部位[14-15]。小梁骨在负荷传递和能量交换中起着重要的作用,主要以膝关节、髋关节和脊柱分布较丰富,其在椎体中承载超过 75% 的载荷,除了骨体积分数(骨组织体积与整体体积之比)外,还有详细的显微结构,包括小梁形态(棒状和板状骨小梁)和小梁方向[16-17]。骨小梁连通性对于控制骨小梁的机械性能也是重要的,基于骨小梁的形态参数,如棒状骨体积分数(BV/TV)和板状骨小梁体积分数与骨载荷能力、弹性模量和屈服强度高度相关[18-19]。从关节突微结构参数对比分析到微有限元力学分析颈椎关节突的结构功能及力学反应鲜有报道,本研究结合成人颈椎关节突微结构的观测与微有限元力学的分析,多重比较 $C_2 \sim C_7$ 上、下关节突骨小梁的分布与受力,有效评价颈椎关节突对整个颈椎运动的结构载荷与力学贡献,为人体颈椎生理活动防护、临床诊疗提供重要参考资料。

[参考文献]

[1] Gauthier R, Langer M, Follet H, et al. 3D micro structural analysis of human cortical bone in paired femoral diaphysis, femoral neck and radial diaphysis[J]. J Struct Biol, 2018, 204(2): 182 – 190. doi: 10.1016/j.jsb.2018.08.006.

[2] Gong H, Wang L, Fan Y, et al. Apparent- and tissue-level yield behaviors of L4 vertebral trabecular bone and their associations with microarchitectures[J]. Ann Biomed Eng, 2016, 44(4): 204 – 223. doi: 10.1007/s10439 – 015 – 1368 – 6.

[3] Hulme PA, Boyd SK, Ferguson SJ, et al. Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength[J]. Bone, 2007, 41(6): 946 – 957. doi: 10.1016/j.bone.2007.08.019.

[4] Schnackenburg KE, Macdonald HM, Ferber R, et al. Bone quality and muscle strength in female athletes with lower limb stress fractures[J]. Med Sci Sports Exerc, 2018, 43(11): 110 – 119. doi: 10.1249/MSS.0b013e31821f8634.

[5] Unnikrishnan G, Xu C, Popp KL, et al. Regional variation of bone density, micro-architectural parameters, and elastic moduli in the ultradistal tibia of young black and white men and women[J]. Bone, 2018, 112: 194 – 201. doi: 10.1016/j.bone.2018.05.004.

[6] Yang G, Michele C, Battié, et al. Cranio-caudal asymmetries in trabecular architecture reflect vertebral fracture patterns[J]. Bone, 2017, 95: 102 – 107. doi: 10.1016/j.bone.2016.11.018.

[7] Xiao ZF, He JB, Su GY, et al. Osteoporosis of the vertebra and osteochondral remodeling of the endplate causes intervertebral disc degeneration in ovariectomized mice[J]. Arthritis Res Ther, 2018, 20: 1 – 15. doi: 10.1186/s13075 – 018 – 1701 – 1.

[8] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine, 1983, 8(8): 817 – 831. doi: 10.1097/00007632 – 198311000 – 00003.

[9] Gellhorn AC, Katz JN, Suri P. Osteoarthritis of the spine: the facet joints[J]. Nat Rev Rheumatol, 2013, 9(4): 216 – 224. doi: 10.1038/nrrheum.2012.199.

[10] Suri P, Miyakoshi A, Hunter DJ, et al. Does lumbar spinal degeneration begin with the anterior structures? A study of the observed epidemiology in a community-based population[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2011, 12: 202. doi: 10.1186/1471 – 2474 – 12 – 202.

[11] Fernandes P, Rodrigues H, Jacobs C. A model of bone adaptation using a global optimisation criterion based on the trajeetorial theory of Wolff[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 1999, 2(2): 125 – 138. doi: 10.1080/10255849908907982.

[12] Shi X, Liu XS, Wang X, et al. Niebur type and orientation of yielded trabeculae during overloading of trabecular bone along orthogonal directions[J]. J Biomech, 2010, 43(13): 2460 – 2466. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.032.

[13] Niebur GL, Feldstein MJ, Keaveny TM. Biaxial failure behavior of bovine tibial trabecular bone[J]. J Biomech Eng, 2002, 124(6): 699 – 705. doi: 10.1115/1.1517566.

[14] Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method[J]. J Biomech, 2007, 40(8): 1745 – 1753. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.003.

[15] Gong H, Zhang M, Qin L, et al. Regional variations in microstructural properties of vertebral trabeculae with structural model groups[J]. Spine, 2006, 31(1): 24 – 32. doi: 10.1097/01.brs.0000193939.99618.

[16] Hamed E, Jasiuk I, Yoo A, et al. Multi-scale modelling of elastic moduli of trabecular bone[J]. J R Soc Interface, 2012, 9(72): 1654 – 1673. doi: 10.1098/rsif.2011.0814.

[17] Eswaran SK, Gupta A, Adams MF. Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body[J]. J Bone Miner Res, 2006, 21(2): 307 – 314. doi: 10.1359/jbmr.2006.21.2.307.

[18] Fields AJ, Lee GL, Liu XS, et al. Influence of vertical trabeculae on the compressive strength of the human vertebra[J]. J Bone Miner Res, 2011, 26(2): 263 – 269. doi: 10.1002/jbmr.207.

[19] Zhou B, Liu XS, Wang J, et al. Dependence of mechanical properties of trabecular bone on plate-rod microstructure determined by individual trabecula segmentation (ITS)[J]. J Biomech, 2014, 47(3): 702 – 708. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.039.

(编辑:左艳芳)