

机制研究

DOI: 10.13406/j.cnki.cyxh.001852

应用 C2~T1 有限元模型研究椎体骨隧道技术对 C4 椎体上终板的生物力学影响

吴文凯, 张腾飞, 陈 亮, 邓忠良, 晏铮剑

(重庆医科大学附属第二医院骨科、重庆市老年医学临床研究中心, 重庆 400010)

【摘要】目的:研究经皮内镜下前路经椎体打孔颈椎间盘髓核摘除术(anterior transcorporeal approach of percutaneous endoscopic cervical discectomy, ATPECD)不同角度、直径的椎体骨隧道对 C4 椎体上终板的生物力学影响。**方法:**采集 1 位健康男性志愿者的颈部 CT 图像,建立 C2~T1 三维有限元模型。验证模型的有效性后,选择 C4 椎体按破坏和不破坏终板 2 种方式和不同打孔直径建立 AB 2 组模型(A6、A8、A10 和 B6、B8、B10)。对各模型施加 1 N/m 扭矩模拟颈椎屈曲运动,分析不同打孔方式和不同打孔直径对 C4 椎体上终板的生物力学影响。**结果:**①云图显示 A 组椎体上终板开口边缘均存在不同程度的应力集中,B 组 B10 模型终板前份出现少量应力集中,其余模型无明显应力集中。2 组模型上终板的应力集中范围和应力最大值均随钻孔直径增加而增加。2 组模型 C4 上终板应力最大值分别为 A6:11.51 MPa、A8:17.33 MPa、A10:18.49 MPa 和 B6:2.57 MPa、B8:2.89 MPa、B10:3.65 MPa。②分析 2 种打孔方式在颈椎屈曲载荷下终板前份的 Mises 应力分布。B6 模型 C4 上终板前后份应力与正常模型相比无明显差异($P>0.05$),B8 模型 C4 上终板前份 Mises 应力与正常模型相比无明显差异($P>0.05$),其他模型与正常模型存在明显差异($P=0.000$)。③对各模型 C4 上终板进行骨折风险预测,结果提示 A 组模型上终板均存在不同数量的骨折高风险单元(A6:0.8%;A8:2.3%;A10:7.2%),而 B 组模型上终板骨折风险较低。**结论:**ATPECD 手术所建立的 2 种类型的骨隧道中,破坏上终板的骨隧道会导致终板开口边缘应力集中及终板骨折风险,而不破坏终板的骨隧道可以避免上述风险。为了将终板骨折风险控制在此较低范围内,不破坏终板的骨隧道应控制直径在椎体前缘高度的 2/3 以内,破坏终板的骨隧道应控制直径在椎体前缘高度的 1/2 以内,并且应避免破坏终板中心区域。

【关键词】颈椎间盘突出;经皮脊柱内镜;有限元分析;椎体骨隧道**【中图分类号】**R681.5**【文献标志码】**A**【收稿日期】**2017-12-18

Evaluation of biomechanical changes on upper endplate with C4 transcorporeal tunnel using a C2~T1 finite element model

Wu Wenkai, Zhang Tengfei, Chen Liang, Deng Zhongliang, Yan Zhengjian

(Department of Orthopedics, The Second Affiliated Hospital of Chongqing Medical University, The Geriatrics Clinical Research Center of Chongqing)

【Abstract】Objective: To evaluate the biomechanical changes on C4 superior endplate with different types and diameters of transcorporeal tunnels. **Methods:** A C2~T1 finite element model was built with CT data of neck from a healthy male volunteer. After validation of the FE model, two groups (A and B) of C2~T1 models was built with C4 tunneled with or without endplate excision and diameters of 6 mm, 8 mm and 10 mm (1/2, 2/3 and 6/5 of anterior C4 vertebral body height). 1 N/m of flexible moment was loaded to FE models and the biomechanical changes on C4 superior endplate was evaluated. **Results:** There were stress concentration on the margin of excision on C4 superior endplates in group A; in group B only B10 showed stress concentration on C4 superior endplate. All the areas and values of stress concentration increased with diameter in two groups. Maximum stress on C4 superior endplates in two groups was A6:11.51 MPa, A8:17.33 MPa, A10:18.49 MPa and B6:2.57 MPa, B8:2.89 MPa, B10:3.65 MPa. One-way analysis of variance of the stress distribution of C4 on superior endplate between tunneled model and intact model showed that B6 and anterior of B8 endplates had no significant difference with the intact model ($P>0.05$), while in other models the differences were significant ($P=0.000$).

作者介绍: 吴文凯, Email: ortho_kevin@qq.com,

研究方向: 脊柱外科生物力学。

通信作者: 晏铮剑, Email: Yanzj2004@qq.com。**基金项目:** 国家自然科学基金面上资助项目 (编号: 81672230); 重庆市卫生计生委医学科研发资助项目 (编号: 2017ZDXM031)。**优先出版:** <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.R.20180929.1558.022.html>
(2018-09-30)

Evaluation of the risk of fracture on endplates showed that there were different amounts of high risk elements (A6:0.8%; A8:2.3%; A10:7.2%) in group A while few risk elements in group B. **Conclusion:** Those tunnels on vertebrae with endplate excision would cause stress concentration and risks of endplate fracture. Maintaining the integrity of superior endplate can avoid those risks. In order to avoid risks of endplate fracture,

diameter of tunnels on vertebrae without endplate excision should be limited within 2/3 of anterior vertebral body height, diameter of tunnels on vertebrae with endplate excision should be limited within 1/2 of anterior vertebral body height.

[Key words] cervical disc herniation; endoscopic technology; finite element analysis; transcorporeal tunnel

经皮内镜下前路经椎体打孔颈椎间盘髓核摘除术 (anterior transcorporeal approach of percutaneous endoscopic cervical discectomy, ATPECD) 是治疗中央型颈椎间盘突出和脊髓型颈椎病的一项新式手术技术^[1], 该手术通过在椎体上建立骨隧道以达到后方椎管进行减压, 该方式不仅可避免经椎间盘入路导致的椎间盘退变和椎间隙高度降低, 并且减压范围和适应证更广, 对颈椎间盘突出及合并后纵韧带骨化的患者均可达到良好的减压效果。但是如椎体骨隧道直径过大必然存在终板塌陷甚至椎体骨折等风险, 目前该手术的安全性及打孔的尺度界限尚无研究证实。临床手术中, 为了摘除游离的椎间盘或对椎管进行更全面的减压, 有时在建立经椎体骨隧道的基础上还需要切除部分终板以到达椎间隙甚至椎间隙上方, 此种方式对终板的影响尚无研究证明。本实验运用有限元方法, 以正常标准 C2~T1 颈椎有限元模型为基础, 以常见的手术部位 C4 椎体为例, 建立破坏终板和不破坏终板 2 组不同直径的椎体骨隧道并加载以正常屈曲载荷, 测量 2 组模型中 C4 椎体上终板在屈曲载荷下的生物力学改变。

1 材料与方法

1.1 数据来源

招募健康男性志愿者 1 名, 年龄 19 岁, 身高 170 cm, 体重 65 kg, 既往无颈椎病病史, 无颈椎外伤史及颈部手术史。采用 320 层螺旋 CT 对其颈部进行扫描, 患者仰卧颈椎中立位, 扫描层厚 0.5 mm, 扫描电压 120 kV, 电流 250 mA, 扫描得到 2 201 张 512 × 512 像素影像数据, 数据以 DICOM 格式保存。经测量该颈椎 C4 椎体形态学参数 (椎体高度、矢状径、横径) 处于国人颈椎解剖学参数 95% 可信区间并接近其平均值, 且生理曲度 (32.1°, Jackson 测量法) 符合 Gore 等^[2]报道的男性正常颈椎生理曲度 (21° ± 14°)。本实验得到重庆医科大学附属第二医院伦理委员会审批通过。

1.2 实验仪器

320 层螺旋容积 CT (TOSHIBA 公司), Mimics 17.0 (Materialise 公司), Geomagic 12.0 (Geomagic 公司), Hypermesh 12.0 (Altair 公司) 及 Abaqus 6.14 软件 (达索 SIMULIA 公司)。

1.3 有限元模型建立

CT 数据导入 Mimics 17.0 软件, 提取 C2~T1 节段数据,

生成三维模型。将结果以 Binary STL 格式导入 Geomagic 12.0 软件, 对模型进行降噪、去除特征及拟合 NURB 曲面处理。其结果以 IGES 格式导入 Hypermesh 12.0 软件进行网格划分 (0.5 mm), 其结果以 INP 格式导入 Mimics 17.0, 使用 Mimics 提供的经验公式^[3-9]对椎体进行赋材质。使用 3-matic 建立紧密贴合椎体的椎间盘模型, 将其划分为髓核区域和纤维环区域并划分面网格和体网格。将颈椎椎体、椎间盘髓核、纤维环的数据导入 ABAQUS 6.14 进行装配并建立关节软骨。

采用只受拉不受压的 Truss 单元建立前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘间韧带和纤维环纤维。采用非线性无摩擦面-面接触关系模拟关节面之间的相互作用; 椎体和椎间盘使用 C3D10 单元进行划分, 关节软骨使用 C3D6 三棱柱单元进行划分, 椎体和椎间盘、关节软骨、韧带分别使用 tie 连接绑定。具体的材料属性数据见表 1^[10-17]。

表 1 有限元模型的材料属性

组织结构	杨氏模量 (MPa)	泊松比	截面积 (mm ²)
椎体	Density=47+1.122 × Grayvalue E-modulus=-172+1.92 × Density	0.3	-
关节软骨	10	0.3	-
髓核	1	0.49	-
纤维环基质	3.4	0.4	-
纤维环纤维	110	0.3	-
前纵韧带	15 (<12%) 30 (>12%)	0.3	6.1
后纵韧带	10 (<12%) 20 (>12%)	0.3	5.4
黄韧带	5 (<25%) 20 (>25%)	0.3	46.0
棘间韧带	4 (<40%) 8 (>40%)	0.3	13.0
囊韧带	7 (<12%) 30 (>12%)	0.3	42.2

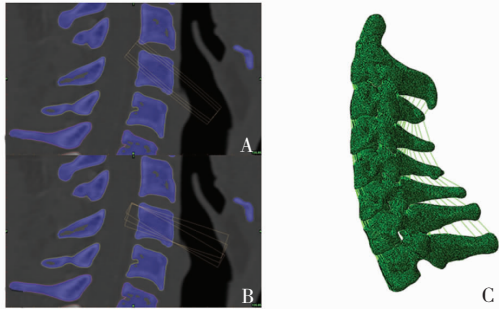
1.4 有限元模型验证

约束 T1 下终板所有节点的全部 6 个方向的自由度作为边界条件。在齿状突上方 1 cm 处建立参考点, 将其与 C2 齿状突所有单元节点耦合。根据右手定律分别对参考点施加 1 N/m 的扭矩和 50 N 的轴向载荷以模拟颈椎前屈、后伸、左右旋转、左右侧弯 6 种运动状态, 测量颈椎各个节段的活动度, 将结果与以往离体试验结果进行比较^[18]。

1.5 手术有限元模型的建立

在上述 C2~T1 颈椎有限元模型基础上, 建立 A、B 2 组 ATPECD 手术模型, 在 C4 椎体上建立 A (破坏终板)、B (不破坏终板) 2 种骨隧道 (图 1A、B), 以模拟 2 种 ATPECD 手术路径。隧道入口于椎体前方正中偏下处, 沿矢状轴向椎体后方延伸, A 组出口位于椎体上终板后缘, 需破坏部分 C4 上终板及椎体后缘; B 组出口位于 C4 椎体后缘上方, 为避免破坏终板, 出口隧道壁与上终板的距离控制为 1 mm。参考 ATPECD 手术器械的规格 (SPINENDOS 公司) 和有限元模型单元的精度 (单元大小 0.5 mm), 2 组模型的椎体骨隧道直径定为椎体

前缘高度(12.36 mm)的 1/2、2/3 和 5/6,即为 6 mm、8 mm 和 10 mm 的椎体骨隧道,并分别建立完整的 C2~T1 有限元模型。各组模型以组别和隧道直径命名(A6、A8、A10 和 B6、B8、B10)。

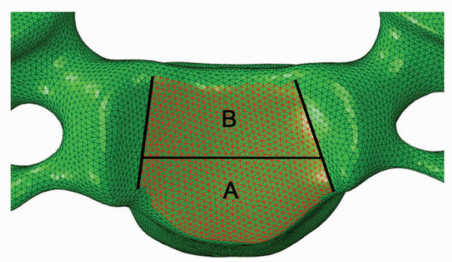


A、B 分别为 A、B 2 组的椎体骨隧道建立方式, C 为完整 C2~T1 颈椎有限元模型

图 1 2 种打孔方式和 C2~T1 颈椎有限元模型

1.6 数据处理及统计分析方法

对 AB 2 组 C2~T1 模型均施加以 1 N/m 扭矩模拟颈椎屈曲运动和 50 N 的轴向载荷模拟头部的重力。分别采集各模型 C4 椎体上终板所有单元的 Mises 应力数据,按前/后两部分进行分类统计(图 2A、B),将 2 组模型数据与完整颈椎模型数据进行统计学分析,以分析不同方式和不同直径的椎体骨隧道对 C4 椎体上终板的生物力学影响。应力数据使用 SPSS 22.0 软件进行单因素方差分析,检验水准 $\alpha=0.05$,统计结果使用柱状图(图 3)和统计表(表 2)显示。通过测量模型 C4 椎体上终板单元的最大主应变以评估终板骨折风险^[19-20],定义最大主应变 $>5\ 000\ \mu\text{strain}$ 的单元为骨折高风险单元,通过比较骨折高风险单元占总单元数的比例进行骨折风险预测。



A、B 分别为终板前、后份,两侧边界为钩突内缘,前后分界为上终板矢状轴的中垂线

图 2 终板前后份分界方法

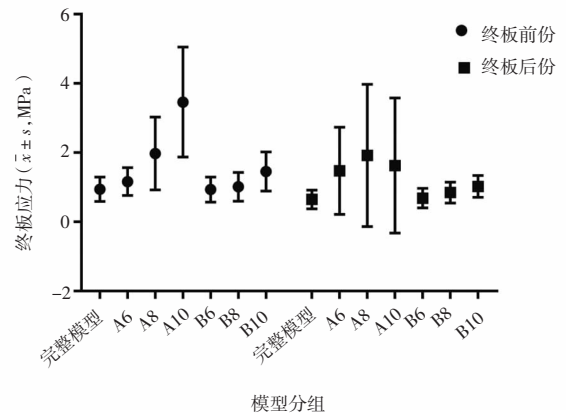


图 3 各模型 C4 上终板前/后份 Mises 应力的统计数据 (MPa)

表 2 各模型 C4 上终板前/后份 Mises 应力数据
与正常数据的单因素方差分析

组别	单元数	终板前份 (MPa)	单元数	终板后份 (MPa)
完整模型	732	0.94 ± 0.35	718	0.65 ± 0.27
A6	726	1.20 ± 0.43^a	582	1.48 ± 1.26^a
A8	712	1.98 ± 1.05^a	446	1.92 ± 2.06^a
A10	603	3.46 ± 1.59^a	427	1.63 ± 1.95^a
B6	721	0.92 ± 0.36^a	719	0.69 ± 0.28^d
B8	704	1.01 ± 0.42^b	689	0.85 ± 0.30^c
B10	714	1.46 ± 0.57^c	617	1.03 ± 0.32^e
F 值		873.956		122.535
P 值		0.000		0.000

注:a,与完整模型比较, $P=0.608$;b,与完整模型比较, $P=0.082$;c,与完整模型比较, $P=0.000$;d,与完整模型比较, $P=0.510$;e,与完整模型比较, $P=0.000$

2 结果

2.1 模型验证

本文采用 ABAQUS6.14(达索公司)有限元软件进行颈椎模型的有限元分析。颈椎 C2~T1 有限元模型共包括 7 个椎体、6 个椎间盘、5 种韧带、6 组关节软骨,涉及 1 930 721 个单元、418 719 个节点。在加载不同方向的 1 N/m 扭矩下,将测得的本模型各节段颈椎活动度与 Finn 等^[18]报道的体外标本实验相比较,颈椎活动度与已有文献报道结果较一致。模型屈伸、左右侧屈、左右旋转活动度与既往文献的详细比较结果见表 3。综上认为本模型基本满足颈椎有限元仿真的需求,以下所有实验均在此模型基础上实施。

表 3 本模型与文献体外生物力学试验 C2~T1 各节段的三维运动范围($^{\circ}$)

		C2/3	C3/4	C4/5	C5/6	C6/7	C7/T1
本研究运动范围	屈伸	6.1	6.7	6.1	6.5	5.0	3.3
	侧屈	4.9	4.2	3.2	3.2	2.7	3.4
	旋转	6.0	6.3	5.5	4.5	3.9	2.7
文献中运动范围($\bar{x} \pm s, n=6$)	屈伸	4.93 ± 3.20	6.98 ± 2.98	7.14 ± 2.40	6.80 ± 2.99	5.17 ± 2.39	
	侧屈	7.01 ± 2.57	5.69 ± 2.11	5.09 ± 2.73	4.66 ± 2.15	4.97 ± 2.42	
	旋转	6.00 ± 2.93	8.04 ± 2.05	9.16 ± 1.32	7.06 ± 2.96	5.88 ± 2.42	

2.2 不同隧道直径对 C4 椎体上终板的生物力学影响

如图 4 所示,在 1 N/m 屈曲扭矩下 A 组模型 C4 椎体上终板(以下称“终板”)开口边缘均有明显的 Mises 应力集中, B 组模型中 B10 在终板前份有散在的 Mises 应力集中,其余模型终板未见明显应力集中。各模型终板应力最大值分别为:完整模型:2.43 MPa;A6:11.51 MPa;A8:17.33 MPa;A10:18.49 MPa;B6:2.57 MPa;B8:2.89 MPa;B10:3.65 MPa。

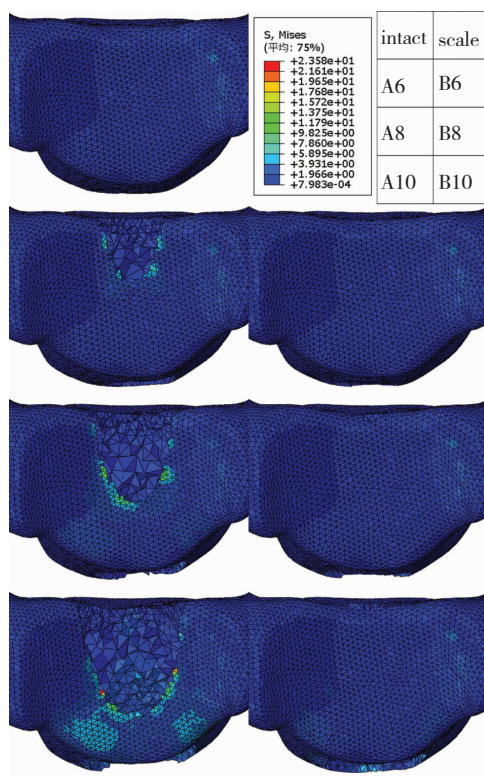


图 4 各模型 C4 上终板 Mises 应力云图

根据云图及最大值数据,终板应力集中的数值和范围均随着隧道直径的增加而增加。A 组终板开口边缘应力数值明显高于完整模型,且应力集中以开口中央的两侧内缘为主。A6 中应力集中以终板后份为主,在 A8 和 A10 中出现了包含终板中央及前份的大面积应力集中。B 组仅 B10 出现了上终板前份的散在应力集中,但各模型终板应力最大值也随隧道直径的增加而增加。

2.3 不同隧道直径对 C4 椎体上终板前/后份应力分布的影响

为了进一步研究 B 组模型终板的应力分布情况,完整模型和 A、B 2 组模型的 C4 上终板前/后份 Mises 应力数据统计如图 3 所示:A 组骨隧道导致终板前份、后份明显的应力升高,以终板前份最明显,而 B 组骨隧道对终板应力影响不大,仅 B10 上终板前份出现了较明显的应力升高。

分别把 A、B 组模型 C4 椎体上终板前/后份 Mises 应力数据同正常模型数据进行单因素方差分析,结果见表 2,2 种骨隧道对终板应力分布均有影响($P=0.000$)。其中 B6 模型 C4 上终板 Mises 应力值与正常模型相比无明显差异($P>0.05$),

B8 模型 C4 上终板前份 Mises 应力与正常模型相比无明显差异($P>0.05$),其他模型终板应力数据与正常模型相比均有统计学差异($P=0.000$)。

2.4 预测不同模型 C4 上终板骨折的风险

在 AB 2 组模型提取 C4 上终板最大主应变数据如图 5 所示,定义最大主应变 $>5\ 000$ ustrain 的单元为骨折高风险单元。完整椎体及 B 组椎体终板骨折高风险单元均为 3 个,占终板单元总数的 0.15%(3/2 024),A 组中 A6、A8 模型的骨折高风险单元均出现在终板破坏缘周围,与 Mises 应力集中位置相符,A10 模型骨折高风险单元广泛分布于前半终板的残留区域。A 组模型骨折高风险单元占上终板总单元的比例分别为 A6:0.84%(16/1 898),A8:2.32%(40/1 725),A10:7.24%(109/1 506)。

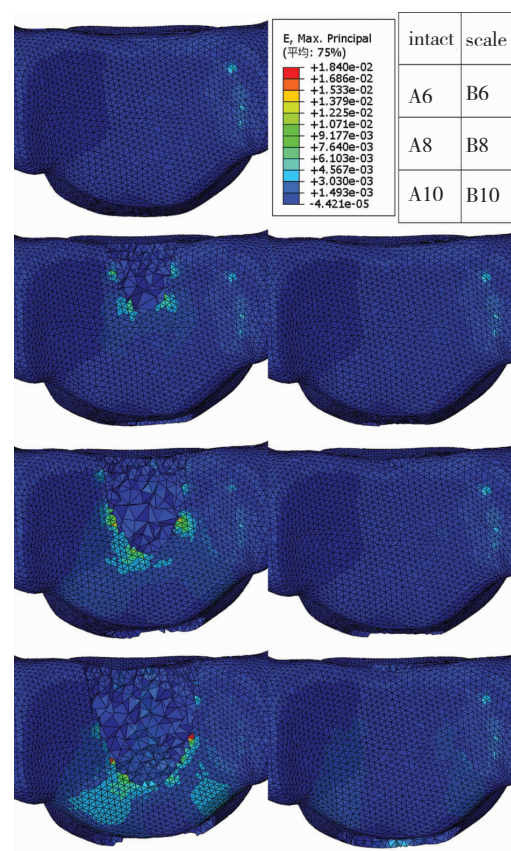


图 5 各模型 C4 上终板的最大主应变云图

3 讨论

ATPECD 是治疗颈椎间盘突出和脊髓型颈椎病的一种创新的手术方式,其经椎体骨隧道的建立是该手术的基础,但其生物力学影响及安全性尚未得到证实。考虑到 C5、C6 前方有甲状腺阻挡,C2、C3 节段过高,ATPECD 手术实施较为困难,因此选取了临床最常见的 C4 椎体作为研究对象。根据实际临

床操作中的 2 种情况分别建立了破坏终板和不破坏终板 2 种方式的椎体骨隧道进行分分析。

脊柱形态与人的身高有一定的相关性,但其与身高的相关性明显低于四肢骨,相关研究报道的颈椎、腰椎与身高的复相关系数分别为 0.259~0.656^[21]、0.280~0.628^[22]和 0.533~0.834^[23]、0.335~0.540^[24],而上、下肢长骨与身高的复相关系数分别为 0.550~0.820^[25]和 0.735~0.885^[25],可见颈椎与身高的相关性最小,可以推断颈椎尺寸的变异相对较少。此外脊柱形态的变异较小且相对不可控,基于 CT 数据建立所有不同尺寸的正常颈椎模型较难实现。因此,本实验拟建立一个适用于大多数患者的国人成年男性标准颈椎模型,参考既往颈椎解剖学测量研究的数据^[26-27],通过遴选和测量该颈椎 C4 椎体形态学参数(椎体高度、矢状径、横径)处于国人颈椎解剖学参数 95%可信区间并接近其平均值,因此可以以此代表国人成年男性标准颈椎。

为了更好地模拟颈椎椎体各向异性的力学特性,经查阅相关文献^[28-29]使用了单元尺寸为 0.5 mm 的精确网格划分方法和基于 CT 值的 10 分法赋值方法,该方法优于传统的松质骨均匀赋值方法,在计算手术模型应力分布情况时可以得到更接近实际情况的计算结果。

针对颈椎终板的强度,Schröder 等^[30]通过体外试验测得颈椎终板的破坏强度平均为 10.47 MPa,95%置信区间为 9.51~12.66 MPa,并提出了终板强度与骨密度有关,Müller-Gerbl 等^[31]用 CT 研究了终板内矿物质密度,总结终板后外侧最高,中央最低。在本实验的 2 种 ATPECD 手术方式中 A 组手术方式会导致终板开口边缘明显的应力集中,且随着隧道直径增加而增加,在直径达 8 mm 和 10 mm 时终板开口边缘的应力最大值明显升高。将本实验数据与文献报道的终板强度数据相比较,A 组中的 A8、A10 模型在屈曲运动时终板开口缘的应力最大值已超过报道的终板破坏强度 95%置信区间^[30],可以认为具有很高的终板骨折的风险。并且根据 Müller-Gerbl 等^[31]研究终板正中为最薄弱的位置,因此如果终板破坏累及终板中心,其骨折风险更会大大增加。B 组手术方式不会破坏终板,在颈椎屈曲时终板前、后份应力出现轻度升高,不同模型之间应力最大值随打孔直径增加而增加,但均低于终板破坏强度 95%置信区间的下限,且各模型之间差别不明显,与

正常值差别不大,因此终板骨折风险较低。

通过分析各模型在屈曲情况下 C4 上终板前/后份的压力数据,并与正常模型数据之间的单因素方差分析(表 2)。可以看出 B6 模型的 C4 上终板应力与完整模型无明显差异,B8 模型前份与完整模型无明显差异,而其他模型终板应力与正常值均存在明显统计学差异($P=0.000$)。因此选择不破坏终板的打孔方式并控制直径在 6 mm 时对上终板的应力分布无明显影响,扩大直径达 8 mm 时对上终板后份有一定影响;其他打孔方式均对椎体上终板有明显影响。

对 C4 上终板骨折风险的预测结果与上述试验结果相互印证,完整模型和 B 组模型的终板骨折高风险单元比例仅为 0.15%,A 组各模型终板均存在不同程度的骨折高风险单元。根据 Homminga 等^[20]的结论:对于健康的椎骨,骨折高风险单元数量为 1.2%,骨质疏松性椎骨为 2.6%,骨质疏松性椎骨为 16.1%。在本实验中,B 组在颈椎正常屈曲负荷下为较安全的手术方式,但打孔直径过大仍存在其他部位潜在的骨折风险;A 组模型中 A6 模型终板骨折的风险较低,A8、A10 模型均存在较高的上终板骨折风险。

综上所述,ATPECD 手术所建立的 2 种类型的骨隧道中,破坏上终板的骨隧道会导致终板开口边缘应力集中及终板骨折风险,而不破坏终板的骨隧道可以避免上述风险。不破坏终板的骨隧道在直径达椎体前缘高度 1/2(本模型中为 6 mm)时对椎体终板应力分布无明显影响,扩大直径至椎体前缘高度 2/3(本模型中为 8 mm)时会导致一定程度的应力集中,扩大直径至椎体前缘高度 5/6(本模型中为 10 mm)时会导致明显的应力集中,因此该手术方式隧道直径应控制在椎体前缘高度 2/3(本模型中为 8 mm)以内。破坏终板的骨隧道均会导致终板边缘应力集中,在打孔直径为椎体前缘高度 1/2(本模型中为 6 mm)时终板骨折风险较低,直径达椎体前缘高度 2/3(本模型中为 8 mm)时会存在较高的终板骨折风险,因此该手术方式隧道直径应控制在椎体前缘高度 1/2(本模型中为 6 mm)以内,并且应避免破坏终板中心区域。本试验采用了国人成年男性标准颈椎模型,对于特殊颈椎变异人群该结论可能不适用,对于特殊身材的患者,术前需测量其颈椎参数是否与标准模型有较大差异,如有必要手术参数

需酌情调整。本试验仅研究了椎体骨隧道对上终板的生物力学影响,对椎体、椎间盘等其他部位以及在不同载荷下的影响仍待进一步研究。

参 考 文 献

- [1] Deng ZL, Chu L, Chen L, et al. Anterior transcorporeal approach of percutaneous endoscopic cervical discectomy for disc herniation at the C4–C5 levels: a technical note[J]. *Spine J*, 2016, 16(5): 659–666.
- [2] Gore DR, Sepic SB, Gardner GM. Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1986, 11(6): 521–524.
- [3] Chen G, Schmutz B, Epari D, et al. A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models[J]. *J Biomech*, 2010, 43(5): 1011–1015.
- [4] Keyak JH. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models[J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(3): 165–173.
- [5] Taylor WR, Roland E, Ploeg H, et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis[J]. *J Biomech*, 2002, 35(6): 767–773.
- [6] Hobatho MC, Rho JY, Ashman RB. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties *in vitro*[J]. *Stud Health Technol Inform*, 1997, 40: 157–173.
- [7] Taddei F, Pancanti A, Viceconti M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models[J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(1): 61–69.
- [8] Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17(5): 347–355.
- [9] Lengersfeld M, Schmitt J, Alter P, et al. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation[J]. *Med Eng Phys*, 1998, 20(7): 515–522.
- [10] Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5–C6 motion segment using the finite element approach[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1998, 23(6): 684–691.
- [11] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, et al. Validation of a C2–C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data[J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(5): 482–489.
- [12] Natarajan RN, Williams JR, Andersson GBJ. Finite element model of a lumbar spinal motion segment to predict circadian variation in stature[J]. *Comput Struct*, 2003, 81(8): 835–842.
- [13] Zhang QH, Teo EC, Ng HW. Development and validation of a C0–C7 FE complex for biomechanical study[J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(5): 729–735.
- [14] Wang K, Wang H, Deng Z, et al. Cervical traction therapy with and without neck support: a finite element analysis[J]. *Musculoskelet Sci Pract*, 2017, 28: 1–9.
- [15] Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1998, 23(24): 2684–2700.
- [16] Mackiewicz A, Banach M, Denisiewicz A, et al. Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems—Finite element analysis[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, 32: 72–79.
- [17] Lee SH, Im YJ, Kim KT, et al. Comparison of cervical spine biomechanics after fixed- and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(9): 700–708.
- [18] 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.
- [19] Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone[J]. *J Biomech*, 1998, 31(7): 601–608.
- [20] Homminga J, Weinans H, Gowin W, et al. Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone at risk of fracture but not the vertebral load distribution[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2001, 26(14): 1555–1561.
- [21] 张召晖, 常云峰, 周晓蓉, 等. 计算机 X 线摄片测量四川地区活体男性颈椎推算身高[J]. *法医学杂志*, 2008, 24(1): 25–31.
- [22] 张召晖, 常云峰, 舒永康, 等. 放射影像学方法测量活体女性颈椎推算身高[J]. *中国法医学杂志*, 2008, 23(2): 77–81.
- [23] 青思含, 常云峰, 董晓爱, 等. 基于腰椎高度 X 线测量技术推断四川汉族女性身高[J]. *法医学杂志*, 2013, 29(5): 344–347.
- [24] 张继宗, 刘庄朝, 赵中阁. 中国汉族男性腰椎的身高推断[J]. *人类学学报*, 2002, 21(4): 268–272.
- [25] 张继宗. 中国汉族女性长骨推断身高的研究[J]. *人类学学报*, 2001, 20(4): 302–307.
- [26] 彭涛, 初国良. 下颈椎观测对颈椎前路手术的意义[J]. *解剖学研究*, 2005, 27(1): 54–55.
- [27] 刘锦波, 唐天骝, 杨惠林, 等. 中下颈椎体应用解剖测量及临床意义[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2001, 19(1): 23–24.
- [28] 蔡康健, 王丽珍, 姚杰, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 135–141.
- [29] 荀福兴, 刘雄, 张美超, 等. 材料属性分配梯度对椎体有限元模型力学性能的影响[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 432–435.
- [30] Schröder J, Herbolt M, Rustemeyer P, et al. Mechanical response of cervical vertebral endplates to axial loading[J]. *Zentralbl Neurochir*, 2006, 67(4): 188–192.
- [31] Müller-Gerbl M, Weißer S, Linsenmeier U. The distribution of mineral density in the cervical vertebral endplates[J]. *Eur Spine J*, 2008, 17(3): 432–438.

(责任编辑: 冉明会)