

文章编号:1004-7220(2010)03-0206-04

椎弓根螺钉长度变化对螺钉-骨复合体模型 应力影响的三维有限元分析研究

漆伟^{1,2}, 雷伟¹, 严亚波¹

(1. 第四军医大学西京骨科医院 全军骨科研究所, 陕西 西安 710032; 2. 解放军第520医院外科, 绵阳 四川 621000)

摘要: 目的 利用三维有限元模型研究椎弓根螺钉长度变化对生理载荷下螺钉-骨复合体模型的应用影响。方法 建立椎弓根螺钉和 L1 椎体的三维模型, 并对其进行网格划分, 设置椎弓根钉长度尺寸的变化范围。模拟生理载荷条件下, 对不同长度尺寸的椎弓根钉有限元模型进行应力分析。结果 椎弓根螺钉长度在 30~50 mm 范围内变化时, 随着螺钉长度的增大, 螺钉-骨复合体模型的骨质部分承担的应力均减小, 而螺钉承担的应力则增加。螺钉最大平均主应变出现在螺钉的尾端, 皮质骨发生的最大平均主应力位置出现在螺钉与皮质骨接触面两侧, 松质骨发生的最大平均主应力位置出现在螺钉头部与松质骨接触面两侧。当螺钉长度达到 50 mm 时, 载荷力传递到皮质骨和松质骨分别减小了 43.1% 和 42.3%, 而螺钉上出现的则增加了 38%。当椎弓根螺钉长度大于 45 mm 时, 螺钉-骨复合体模型各部分应力变化不明显。结论 椎弓根螺钉长度在 30~50 mm 范围变化时, 在生理载荷下, 椎弓根螺钉长度的增大有利于改善螺钉、皮质骨及松质骨上轴向应力的力学分布; 只要骨量允许, 临床选择椎弓根螺钉的长度应不小于 45 mm。

关键词: 螺钉; 有限元分析; 抗拔出; 平均主应力; 应力

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Three dimensional finite element analysis of stress distribution on continuously varying of length of pedicle screw

QI Wei^{1,2}, LEI Wei¹, YAN Ya-bo¹ (1. Department of Orthopaedics, Xijing hospital, The Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 2. Department of Surgery, 520th Hospital of People's Liberation Army, Mian yang 621000, China)

Abstract: Objective To study the stress distribution on different length of pedicle screws under the physiological load by using the three dimensional finite element analysis. **Method** A three-dimension model of the pedicle screw and L1 vertebral body were constructed with the model meshed on the basis of the finite element method. The feature dimension of pedicle screw in the model was set in a specified varied range. Under the physiological load, the stress on every model with different diameter sizes of pedicle screw was analyzed. **Results** The stress on every bone model decreased with the increase of stress on screw under the axially pullout force as the length of screw ranged from 30mm to 50mm. And the maximum Equivalent Stress (EQV Stress) in the pedicle screw appeared in the central area of the pedicle screw, the maximum Equivalent Stress (EQV Stress) in the cortical bone appeared in both sides of contact surface, the maximum Equivalent Stress (EQV Stress) of the cancellous bone appeared in both sides of contact surface of the top of pedicle screw and cancellous bone. In a certain external load, with the 50mm length of screw, the load that transfers to the cortical bone and cancellous bone is reduced by 43.1% and 42.3%, respectively, while the maximum Equivalent Stress (EQV Stress) of

收稿日期:2010-03-13; 修回日期:2010-05-07

基金项目:国家高技术研究(863)发展计划(2007AA02Z468)

作者简介:漆伟,男,研究方向:骨科。

通讯作者:雷伟,男,教授,博士研究生导师。E-mail: leiwei@fmmu.edu.cn。

screw was increased 38%. When $L \geq 45\text{mm}$, the variable stress on all models become stable. **Conclusions** While the length of screw is in range of 4.0 mm to 6.5 mm, 30 ~ 50 mm, the increase of pedicle screw length could improve the distribution of axial pullout stress on the screws, cortical bone and cancellous bone. As long as the bone mass allowed, the length of pedicle screws should be not less than 45mm in clinical choice.

Key words : Screw; Finite element analysis; Pullout force; Equivalent stress; Stress

椎弓根螺钉对于脊柱不稳的修复具有高达90%的远期成功率,但临床上仍不时有术后螺钉松动、断裂、脱落导致手术失败的病例报道^[1],而椎体局部负荷过大引起的椎弓根螺钉生物力学性状改变是造成这一现象的主要原因之一^[2]。影响椎弓根螺钉稳定性的因素主要有螺钉的长度、长度、植入位置、方向、进钉技术及椎体的骨质状况,而其中椎弓根螺钉的长度无疑是椎弓根螺钉抗拔出力和增加把持力的一个重要原因^[3]。因而有必要进行椎弓根螺钉长度的力学传递分析,为临床选择和设计椎弓根螺钉提供理论依据。

在以往的研究中多为椎弓根螺钉长度变化对抗拔出力的影响的物理实验,目前,尚未有运用有限元分析技术对椎弓根螺钉长度连续变化对椎弓根螺钉抗拔出力的影响进行研究的报道,因此,本实验基于Ansys Workbench Design Xplorer 优化设计平台,探讨动态连续的植入式椎弓根螺钉长度变化对椎弓根螺钉抗拔出力的影响,从生物力学角度,为椎弓根螺钉设计研究提供了新的思路。

1 材料方法

1.1 材料

CT图像:选择1名32岁健康男性青年自愿者,进行腰1椎体螺旋CT层厚1mm的连续水平扫描。

1.2 实验仪器设备

Philips Brilliance 64 排螺旋 CT,扫描层厚 0.625 mm,图像格式为标准 DICOM 格式。计算机 CPU 2.99 GB,内存 4 GB,显卡 ATI 4890。软件: CAD 三维机械制图专用软件(Pro/E Wildfire, Parametric Technology Corporation, USA), CAE 有限元分析专用软件(Ansys Workbench10.0, SAS IP, Inc., USA)。

1.3 三维有限元模型的建立

应用 Pro/E 软件,以国标 YY 0018-2008 规定的深螺纹尺寸为参考(见表1、图1)。首先应用 Pro/E 的二维绘图功能绘制椎弓根螺钉的二维纵剖面图,随后以剖面中心轴为对称轴进行 360° 的旋转,生成无螺纹的实体模型,再应用螺纹绘制功能根据不同椎弓根螺钉的螺纹进行相应的绘制,最后应用软件的渲染功能,建立与真实椎弓根螺钉具有相同视觉效果三维实体模型。设置螺钉长度(L)为变量, $L = 30 \sim 50 \text{ mm}$ 。将 CT 扫描所得的数据以 DICOM 格式转入计算机,借助 Mimics 11.1 软件,建立 L1 节段的骨质的几何模型,随后将该模型输入 Pro/E 软件,应用 Pro/E 软件进行分析处理。由于椎弓根及棘突内松质骨含量很低^[4],故设定松质骨主要存在于椎体内,然后在椎体模型上模拟 1 mm 厚的皮质骨^[5-6]。椎体模型和椎弓根螺钉简化为一个整体,最

表1 国家标准 YY 0018-2008 深螺纹尺寸

Tab.1 Deep pedicle screw thread size of national standards in China

螺纹长度 及代号	d_1/mm		d_2/mm		$e \approx$	p	$r_3 \approx$	$r_4 \approx$
	基本尺寸	极限公差	基本尺寸	极限公差				
HA3.5	3.5	0-0.15	1.8	0-0.15	0.1	1.75	0.8	1.2
HA4.0	4.0	0-0.15	1.9	0-0.15	0.1	1.75	0.8	0.3
HA4.5	4.5	0-0.15	2.3	0-0.15	0.1	1.75	0.8	0.3
HA5.0	5.0	0-0.15	2.4	0-0.15	0.1	1.75	0.8	0.3
HA6.5	6.5	0-0.15	3.0	0-0.15	0.2	2.75	1.2	0.8

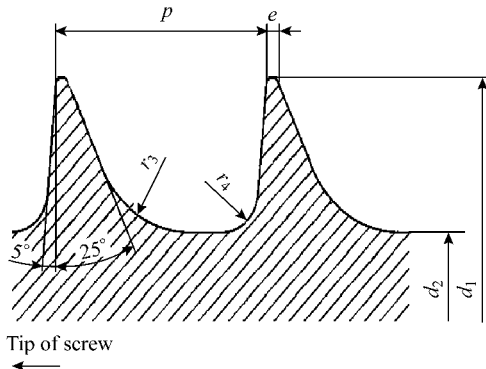


图1 深螺纹尺寸
Fig.1 Deep pedicle screw thread size

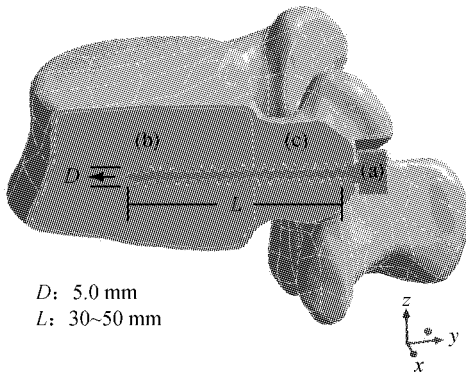


图2 模型截面图 (a) 椎弓根螺钉, (b) 松质骨, (c) 皮质骨
Fig.2 A cross-sectional view of the symmetry plane in a model
(a) pedicle screw, (b) cancellous bone, (c) cortical bone

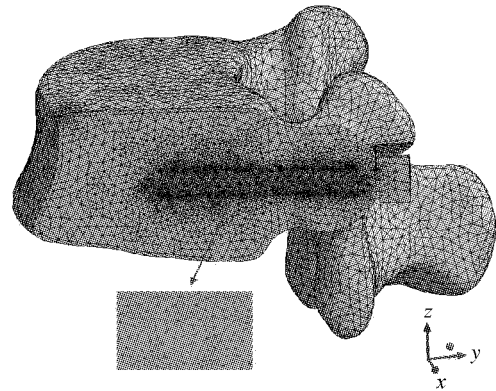


图3 螺钉-骨复合体模型网格划分截面图
Fig.3 A cross-sectional view of the symmetry plane in a meshed model

1.5 约束、加载和单元划分

应用 Workbench 的机械分析功能自动划分网格。将模型用 10 节点四面体划分,在螺钉-骨三维实体模型上进行细化,椎弓根螺钉划分为 5 388 个节点和 19 545 个网格,松质骨划分为 20 368 个节点和 100 743 个网格,皮质骨划分为 29 165 个节点和 126 799 个网格(见图 3)。模拟椎弓根螺钉拔出实验,对椎体进行固定约束。生物力学研究表明,腰椎弓根螺钉的拔出力范围在 2 ~ 3 kN,而本研究目的是研究静载荷下螺钉-骨复合体的力学特点,故在椎弓根螺钉的尾部施压采用一个不能将螺钉拔出的载荷,取其拔出力最小值的 1/2,大约为 1 kN 的拔出力,沿着螺钉长轴方向拔出。

1.6 收敛性检验

本研究采用 Ansys 系统基于单元尺寸的网格划分器 9,以皮质骨的平均主应力(Equivalent Stress, EQV Stress)峰值作为检验指标,设定模型单元细化后,当皮质骨和松质骨的 EQV Stress 峰值变化幅度小于 3%时,则认为有限元分析的结果收敛。当单元细化循环设置为 3,细化深度为 2 时,所有的模型均可以得到自动收敛的解。

后应用 Pro/E 的自适应装配功能建立基于椎弓根螺钉参数的自适应装配的螺钉-骨三维实体模型(见图 2),假设椎弓根螺钉与椎体发生全部的骨结合,椎弓根螺钉与椎体的皮质骨为固定接触,椎弓根螺钉和椎体的松质骨之间亦假设为固定接触。将生成的三维装配实体模型通过 Ansys Workbench 与 Pro/E 的无缝接口功能传递至 FEA 软件中,在 Ansys Workbench 中进行种模型的单元划分(见图 3)。

1.4 材料生物力学参数

本研究中的所有材料假设为均质、各向同性的线弹性材料。材料参数均来自于文献[7](见表 2)。

表2 相关材料参数
Tab.2 Material property and meshing

材料	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	12	0.3
松质骨	0.1	0.2
螺钉(钛合金)	110	0.3

2 结果

结果表明,在生理载荷下,椎弓根螺钉长度在 30 ~ 50 mm 范围内,随着椎弓根螺钉长度的增加,螺钉上的最大应力呈抛物线形逐渐增大,最大平均主应力出现在螺钉的尾端[见图 4(c)]。在拔出试验中,在固定载荷下,随着螺钉长度的增加,皮质骨所

受最大应力逐渐减小,皮质骨发生的最大平均主应力位置出现在螺钉与皮质骨接触面两侧,最大平均主应力值为 64.2 MPa(见表 3,图 4(a)),当 $L > 45$ mm 时,对皮质骨 EQV 应力峰值响应曲线的曲率位于 -1 和 0 之间(表 4、图 5)。在生理载荷下,椎弓根螺钉长度在 30 ~ 50 mm 范围内,松质骨发生的最大平均主应力随着螺钉长度的增加呈抛物线形逐步减小,松质骨发生最大平均主应力位置出现在螺钉头部与松质骨接触面两侧,最大平均主应力值为 7.8 MPa(表 3,图 4(b)),当 $L > 5.0$ mm 时,对皮质骨 EQV 应力峰值响应曲线的曲率接近于 -1(见表 4、图 5)。当螺钉长度达到 50mm 时,皮质骨和松质骨

上出现的则分别减小 43.1% 和 42.3%,而螺钉上出现的最大平均主应力值增加 38%(见表 4)。

表 3 螺钉-骨复合体模型上最大应力(单位:MPa)
 Tab.3 Maximum EQV stress in screw-bone complex sample (unit:MPa)

直径/mm	长度/mm	螺钉	皮质骨	松质骨
50	30	80.4	64.2	7.8
50	35	98.9	54.9	7.5
50	40	114.8	47.1	6.9
50	45	124.1	41.2	6.0
50	50	129.7	36.5	4.5

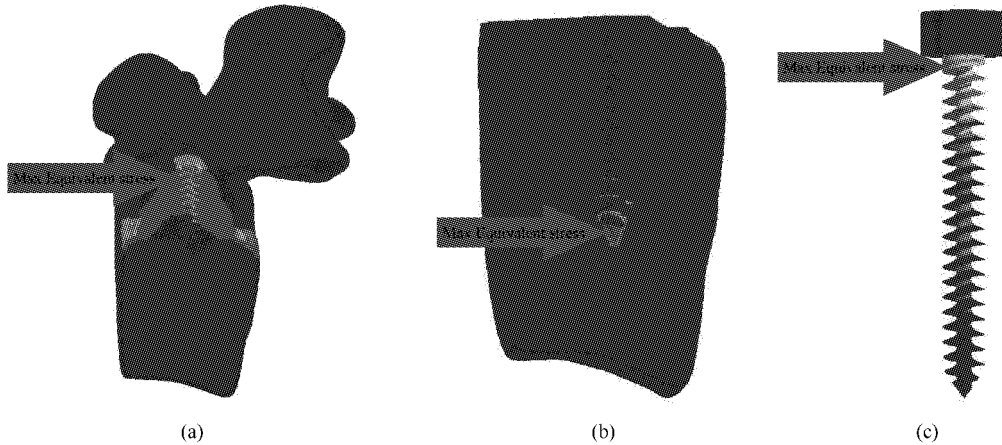
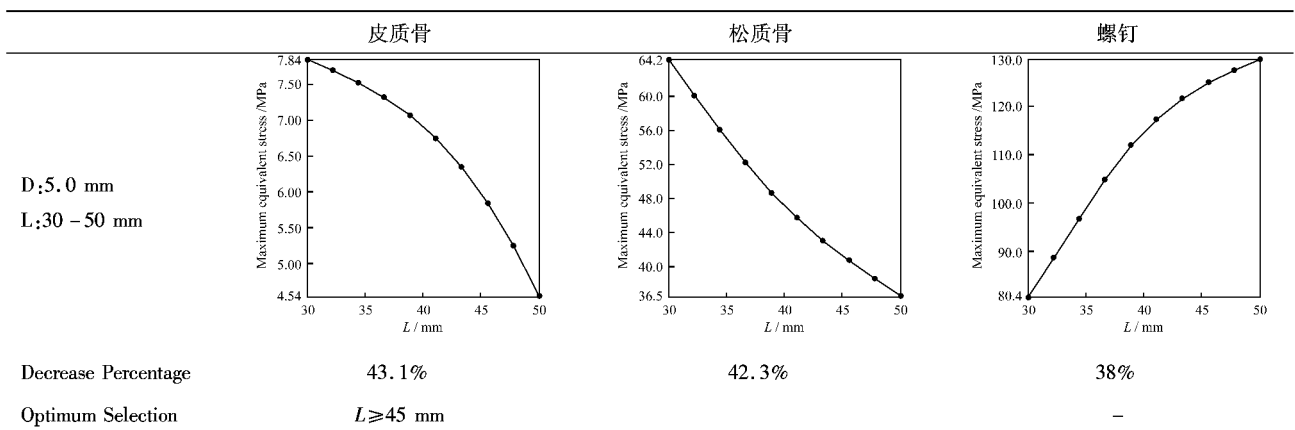


图 4 椎体及螺钉上最大平均主应力位置($D=5.0$ mm and $L=45$ mm) (a) 皮质骨上最大平均主应力位置, (b) 松质骨上最大平均主应力位置, (c) 螺钉上最大平均主应力位置

Fig. 4 The maximum EQV stress distribution in bone and displacement in screw under the axially pullout force load ($D=5.0$ mm and $L=45$ mm) (a) cortical bone, (b) cancellous bone, (c) screw

表 4 螺钉-骨复合体模型上最大平均主应力曲线图

Tab.4 Response curves of input variables to Maximum EQV stress in screw-bone complex sample.



Decreased Percentage = $(\text{Stress}_{\text{max}} - \text{Stress}_{\text{min}}) / \text{Stress}_{\text{max}} \times 100\%$, Increased Percentage = $(\text{Stress}_{\text{max}} - \text{Stress}_{\text{min}}) / \text{Stress}_{\text{max}} \times 100\%$