

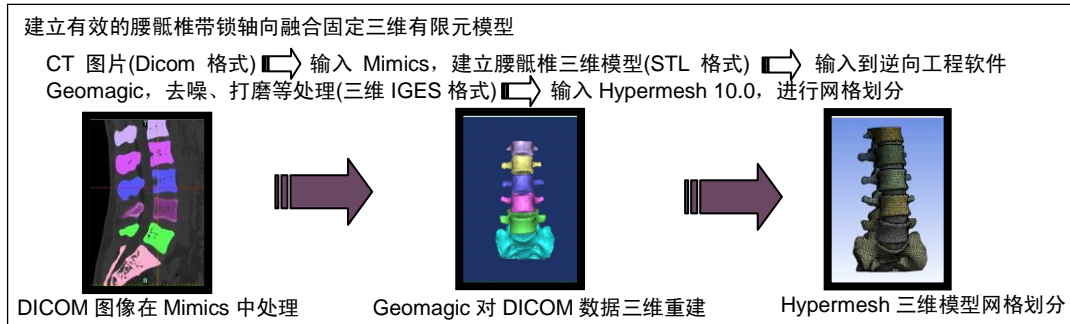
腰骶椎带锁轴向融合内固定器的有限元分析

易新, 宋西正(南华大学附属第一医院, 湖南省衡阳市 421001)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0856

ORCID: 0000-0003-2301-861X(易新)

文章快速阅读:



易新, 男, 1987 年生, 湖南省衡阳市人, 汉族, 2014 年南华大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事脊柱微创研究。

通讯作者: 宋西正, 南华大学附属第一医院, 湖南省衡阳市 421001

中图分类号:R318

文献标识码:B

稿件接受: 2018-02-19



文题释义:

脊柱有限元建模: 通过 CT、MRI 等方式获取物体图像, 再构建模型, 在图像建模法中运用 CT 技术扫描图像, 可最大程度还原原物体信息, 再通过相关软件指定相应空间边缘坐标, 得出更真实可靠的有限元模型。此法不受对象的复杂结构所限制, 且精度较高, 介于目前 CT、MRI 等影像学技术的发展及人体解剖结构的复杂性, 运用图像建模的方法更适合于临床生物力学特性的研究, 目前已成为骨科有限元仿真建模的主要方法。

有限元网格划分: CT 扫描几何形状输入有限元软件中, 建立成复杂三维有限元模型, 在模型基础上直接进行网格划分, 从而得到了逼真的几何模型。腰骶椎节段应包括椎体、椎板、上下关节突、椎间盘及韧带等结构, 定义椎体为网状的连续体和皮质外壳; 皮质骨和骨小梁分别模拟为同向、异向弹性单元; 髓核定义为高弹性、不可压缩的连续体; 纤维环模拟为同轴的交叉编制纤维层, 内层为实性连续体; 韧带则为非线性弹簧单元。

摘要

背景: 为提高椎间融合的腰骶椎稳定性及融合率, 作者结合国人腰骶椎研制了一种腰骶椎经皮带锁轴向融合器。
目的: 建立有效的腰骶椎带锁轴向融合固定三维有限元模型, 分析不同载荷下螺钉应力分布, 为其提供需要改进的目标和评价指标。

方法: 利用逆向工程软件 Mimics、Geomagic 建立正常成人腰骶椎有限元模型, 模拟手术过程将腰骶椎带锁轴向融合器装配到有效的腰骶椎模型中, 对其进行网格模型划分, 建立起装配有带锁轴向融合器的腰骶椎有限元网格模型, 根据腰骶椎和内固定的材料属性, 对模型进行赋值, 导入 Solid works 2011 中得到最终有限元模型。对模型施加生理及极限载荷, 进行前屈、后伸、侧弯、旋转载荷运动, 在 Hypermesh 软件完成带锁轴向融合器内部应力分布, 评价其生物力学性能。

结果与结论: 在垂直压缩+前屈+左旋工况极限载荷下, 骶椎带锁轴向融合器所承受的压强最大, 为 1 500.08 MPa, 应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧; 其次为垂直压缩+前屈+右旋极限载荷下, 带锁轴向融合器所承受的最大压强为 1 318.00 MPa, 应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧, 植骨孔上下两侧压强较小。在生理载荷下, 内固定器能够提供足够的强度, 保证稳定性和提高植骨融合率; 在垂直压缩+前屈+旋转工况极限载荷下, 内固定器承受的最大应力超过螺钉屈服强度, 应改进工艺及加强植骨孔薄弱环节, 术后早期卧床、佩戴支具, 避免过伸、过屈或扭转等高强度运动。

关键词:

带锁轴向融合器; 腰骶椎; 有限元; 应力; 生物材料

主题词:

内固定器; 腰椎; 有限元分析; 组织工程

Finite element analysis of locking axial lumbosacral interbody fusion cage

Yi Xin, Song Xi-zheng (First Hospital of Nanhua University, Hengyang 421001, Hunan Province, China)

Abstract

BACKGROUND: In order to improve lumbosacral stability and fusion, we developed a locking axial lumbosacral fusion cage for Chinese lumbosacral vertebrae.

OBJECTIVE: To establish an effective three-dimensional finite element model of axial lumbosacral interbody fusion with locking plate and to analyze the stress distribution of the screw under different loads, and to provide targets and evaluation indexes to be improved.

METHODS: A normal adult lumbosacral vertebra finite element model was established by reverse engineering software Mimics and Geomagic. The locking axial lumbosacral fusion cage was assembled into the effective

Yi Xin, Master, Physician,
First Hospital of Nanhua
University, Hengyang
421001, Hunan Province,
China

Corresponding author:
Song Xi-zheng, First Hospital
of Nanhua University,
Hengyang 421001, Hunan
Province, China

lumbosacral vertebra model by simulating the surgical procedure. The mesh model was divided into two groups. A finite element mesh model of lumbosacral vertebrae fitted with the locking axial fusion cage was established. According to the material properties of lumbosacral vertebrae and fusion cages, the model was assigned and imported into SolidWorks 2011 to obtain the final finite element model. Under physiological and ultimate loads, the model was subjected to flexion, extension, lateral bending and rotation motions. The stress distribution in the axial-direction cage with locking was completed by Hypermesh software to evaluate its biomechanical properties.

RESULTS AND CONCLUSION: The maximal compressive force of the locking axial lumbosacral fusion cage under the vertical compression+flexion+left-handed condition was 1 500.08 MPa, and the stress concentration point was located at the left and right sides of the bone hole. Then, under the vertical compression+flexion+right-hand limit load, the maximum pressure to be absorbed by the fusion cage was 1 318.00 MPa, and the stress concentration point was at the left and right sides of the bone hole, and there was a lower pressure at the upper and lower sides of the bone hole. Physiological load holders provide adequate strength, stability and bone-graft fusion. Under vertical compression+flexion+rotation conditions, the maximum stress exceeds the yield strength of the screw. Therefore, to improve the process and strengthen the weak points of bone graft, postoperative early bed rest, wearing a brace, and to avoid over-stretch, flexion or torsion and other high strength movement are recommended.

Subject headings: Internal Fixators; Lumbar Vertebrae; Finite Element Analysis; Tissue Engineering

0 引言 Introduction

美国Cragg等提出经骶前轴向L₅/S₁椎间融合术,其手术入径不会侵蚀椎管^[1-2],但其旋转稳定性和抗压缩性差,容易导致轴向融合器穿破上终板现象^[3],往往需要辅以经皮后路固定才能提高腰骶椎的稳定性及融合率。作者结合国人腰骶椎研制了一种腰骶椎经皮带锁轴向融合器。Turner等在1956年首次提出有限元这一概念,有助于临床正确选择适当手术方式,合理设计制造内固定器,取得更好的矫形和稳定固定效果^[4]。此次实验通过对带锁轴向融合器的有限元建模和分析,分别分析其在人体腰骶椎生理、极限两种负荷状态下特点,研究内固定器的载荷分布、薄弱环节,分析腰骶椎带锁轴向融合器的生物力学评价。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 观察分析。

1.2 时间及地点 实验于2013年7月1日至2014年1月20日在南华大学附属第一医院完成。

1.3 材料

图像资料:来自1名26岁男性志愿者,身高172 cm,体质量65 kg,既往无腰骶椎疾病史,通过腰骶椎正侧位片、过伸过屈侧位片、斜位片及CT扫描以排除腰骶椎病变。

带锁轴向内固定器:E=116 MPa, r=0.3, 屈服强度1 034 MPa(江苏常州华森内固定器械有限公司),见图1。

实验设备: Philips MX8000型64排螺旋CT扫描机;建模用计算机硬件配置: Intel Core i7四核3.4 GHz, 16 G DDR3内存, 1 G GDDR5显存, 1 T硬盘;仿真用计算机操作系统: Windows 7 Home Premium(64 bit)。

软件: Mimics 10.01, 医学三维重建软件,比利时Materialise公司; Geomagic 11.0, 三维重建逆向工程软件,美国Geomagic公司; Solidworks 2011, 三维CAD模型设计软件,法国Dassault Systemes公司; Hypermesh 10.0, 有限单元前后处理器(网格及韧带重建),美国Altair公司; AN SYS Workbench 14.0, 通用有限元计算软件,美国ANSYS公司。

1.4 实验方法

1.4.1 腰骶椎建模 对志愿者进行腰骶椎CT扫描,将CT图片(Dicom格式)输入Mimics,建立腰骶椎三维模型(STL格式)。骨、椎间盘、韧带等材料特性由文献^[5]确定(表1)。

1.4.2 带锁轴向内固定建模 利用Geomagic软件建立腰骶椎带锁轴向内固定CAD模型(图2, 3)。

1.4.3 有限元模型结果 利用Mimics 10.01、Geomagic 11.0、Solidworks 2011成功建立了腰骶椎(L₁-S₁)有限元模型(表2)。

1.4.4 有限元模型有效性的验证 在L₁椎体上表面持续分5步逐步施加500 N载荷,并使此载荷均匀分布于表面各节点。于L₁椎体上表面分5步逐步施加7.5 N·m力矩,分屈伸、侧弯及旋转。观测模型各种工况下在AN SYS Workbench 14.0软件下不同载荷及力矩的总体最大转角,并与国内外尸体标本等文献报道结果进行比较。

在屈伸、侧弯、扭转等不同载荷条件下,不同载荷条件下L₁-S₁节段有限元模型的预测结果(表3-5, 图4-6)与White、Yamamoto等^[6-7]报道结果一致,验证了模型的有效性。

1.4.5 装配加载与计算

腰骶椎模型装配处理:将所得模型数据导入ANSYS Workbench中,利用ANSYS Workbench中强大的模型计算处理功能,进行各部件的切分和布尔运算,利用Solidworks对带锁轴向内固定融合器就行定位,将几何模型建立腰骶椎及腰骶椎带锁轴向内固定器的三维几何模型的导Hypermesh 10.0有限元前处理软件下,进行网格划分,建立有限元网格模型。轴向融合器设计与椎体终板接触为面性接触,轴向融合器设计成从S₁₋₂水平进入L₅S₁椎间。融合器L₅椎体部分直径为11 mm,螺纹间距较窄,骶骨部分直径14 mm,螺纹间距较宽。根据手术方式,摘除L₅/S₁椎间盘,装配固定器,模拟同种异体骨碎粒植入,连结上下椎体和植骨块结点。

载荷加载条件:三点弯曲(前屈、后伸、左右侧屈);抗旋转(左右轴向旋转);轴向抗压刚度。

临界条件:实验分为两组临界条件,第1组生理状态下,垂直压缩、屈曲扭转、垂直压缩+屈曲+扭转;第2组在极限状态下,垂直压缩、屈曲+扭转、垂直压缩+屈曲+扭转。腰骶椎在生理和极限两种状态下的受力根据浙江大学医学院赵凤东教授所著《腰痛的生物力学》数据确定(表6)。

测量与分析将上述边界条件和载荷输入Hypermesh 10.0,加载于装配有带锁轴向内固定三维腰骶椎有限元模型上,对其界面的应力和应变进行分析,并利用Ansys Workbench 14.0的求解器,分析各种工况下应力。

表 1 有限元模型中各结构材料的属性

Table 1 Properties of structural materials in the finite element model

| 材料名称 | 弹性模量(MPa) | 泊松比 |
|-------|-----------|------|
| 椎体皮质骨 | 12 000 | 0.3 |
| 椎体松质骨 | 100 | 0.2 |
| 后部结构 | 3 500 | 0.25 |
| 终板 | 3 000 | 0.25 |
| 髓核 | 1 | 0.49 |
| 纤维环 | 4.2 | 0.45 |
| 前纵韧带 | 20 | 0.3 |
| 后纵韧带 | 20 | 0.3 |
| 横突间韧带 | 59 | 0.3 |
| 黄韧带 | 19.5 | 0.3 |
| 棘间韧带 | 12 | 0.3 |
| 棘上韧带 | 15 | 0.3 |
| 关节囊韧带 | 32.9 | 0.3 |

表 3 在屈伸加载下试验模型与体外测量标本椎间运动范围的比较(°)

Table 3 Intervertebral motion range for the model and specimens measured *in vitro* during the flexion and extension

| 项目 | White 等 ^[6] 研究 | Yamamoto 等 ^[7] 研究 | 实验实际模型数据 |
|--------------------------------|---------------------------|------------------------------|----------|
| 汇总 | 78.0 | 64.4 | 65.6 |
| L ₁ -L ₂ | 12.0 | 10.1 | 10.8 |
| L ₂ -L ₃ | 14.0 | 10.8 | 10.9 |
| L ₃ -L ₄ | 15.0 | 11.2 | 12.2 |
| L ₄ -L ₅ | 17.0 | 14.5 | 15.3 |
| L ₅ -S ₁ | 20.0 | 17.8 | 16.4 |
| 均值 | 15.6 | 12.9 | 13.1 |

表 5 在左旋转加载下实验模型与体外测量标本椎间运动范围的比较(°)

Table 5 Intervertebral motion range for the model and specimens measured *in vitro* during the left rotation

| 项目 | White 等 ^[6] 研究 | Yamamoto 等 ^[7] 研究 | 实验实际模型数据 |
|--------------------------------|---------------------------|------------------------------|----------|
| 汇总 | 9.0 | 10.8 | 9.9 |
| L ₁ -L ₂ | 2.0 | 2.1 | 2.7 |
| L ₂ -L ₃ | 2.0 | 2.6 | 2.0 |
| L ₃ -L ₄ | 2.0 | 2.6 | 2.0 |
| L ₄ -L ₅ | 2.0 | 2.2 | 1.5 |
| L ₅ -S ₁ | 1.0 | 1.3 | 1.7 |

表 6 腰骶椎在生理和极限两种状态下的受力情况

Table 6 Stress of the lumbosacral vertebra at physiological and ultimate states

| 项目 | 生理状态 | 极限状态 |
|---------|-------|--------|
| 垂直压缩(N) | 1 500 | 10 000 |
| 屈曲(N·m) | 25 | 91 |
| 旋转(N·m) | 15 | 88 |

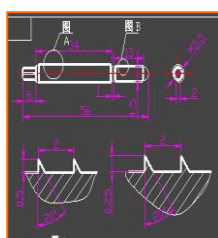


图 2 腰骶椎带锁轴向内固定器 L₅、S₁ 椎弓根交锁钉 CAD 构件图

Figure 2 CAD component diagram of a locking axial lumbosacral fixation device with L₅, S₁ pedicle screw interlocking

表 2 单元数量汇总表

Table 2 Summary table of unit counts

| 部件名称 | 正常模型 | | 装配带锁轴向内固定融合器 | |
|--------------|---------|---------|--------------|---------|
| | 单元数 | 节点数 | 单元数 | 节点数 |
| 椎体皮质骨 | 61 347 | 117 731 | 63 220 | 120 834 |
| 椎体松质骨 | 87 633 | 133 139 | 113 216 | 172 711 |
| 后部结构 | 49 360 | 82 061 | 49 219 | 82 002 |
| 终板 | 34 216 | 68 538 | 10 261 | 21 833 |
| 髓核 | 14 355 | 24 272 | 7 280 | 13 263 |
| 纤维环 | 25 911 | 47 374 | 13 546 | 25 447 |
| 轴向带锁轴向内固定融合器 | - | - | 220 483 | 333 855 |
| 13 mm 锁定钉 | - | - | 77 888 | 116 002 |
| 17 mm 锁定钉 | - | - | 82 998 | 123 647 |
| 汇总 | 272 822 | 418 414 | 638 111 | 965 063 |

表 4 在左侧屈加载下试验模型与体外测量标本椎间运动范围比较(°)

Table 4 Intervertebral motion range for the model and specimens measured *in vitro* during the left flexion

| 项目 | White 等 ^[6] 研究 | Yamamoto 等 ^[7] 研究 | 实验实际模型数据 |
|--------------------------------|---------------------------|------------------------------|----------|
| 汇总 | 28.0 | 28.8 | 27.9 |
| L ₁ -L ₂ | 6.0 | 4.9 | 5.6 |
| L ₂ -L ₃ | 6.0 | 7.0 | 7.5 |
| L ₃ -L ₄ | 8.0 | 5.7 | 5.9 |
| L ₄ -L ₅ | 5.0 | 5.7 | 4.2 |
| L ₅ -S ₁ | 3.0 | 5.5 | 4.7 |

表 7 腰骶椎带锁轴向内固定融合器在不同工况下的应力比较(MPa)

Table 7 The stress of the lumbosacral vertebrae with locking axial fixation under different conditions

| 工况 | 生理荷载 | 极限荷载 |
|------------|--------|----------|
| 垂直压缩 | 138.21 | 921.39 |
| 前屈+左旋 | 150.28 | 584.02 |
| 前屈+右旋 | 119.79 | 425.66 |
| 后屈+左旋 | 119.79 | 425.66 |
| 后屈+右旋 | 150.28 | 584.02 |
| 左屈+左旋 | 31.23 | 156.72 |
| 左屈+右旋 | 90.02 | 400.61 |
| 右屈+左旋 | 90.02 | 400.61 |
| 右屈+右旋 | 31.23 | 156.72 |
| 垂直压缩+前屈+左旋 | 287.87 | 1 500.08 |
| 垂直压缩+前屈+右旋 | 256.40 | 1 318.00 |
| 垂直压缩+后屈+左旋 | 81.70 | 708.42 |
| 垂直压缩+后屈+右旋 | 71.62 | 527.75 |
| 垂直压缩+左屈+左旋 | 147.31 | 977.34 |
| 垂直压缩+左屈+右旋 | 141.36 | 877.91 |
| 垂直压缩+右屈+左旋 | 175.03 | 1 031.9 |
| 垂直压缩+右屈+右旋 | 142.19 | 900.9 |

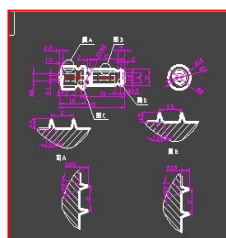


图 3 腰骶椎带锁轴向内固定器中轴植骨融合器 CAD 构件图

Figure 3 CAD component diagram of an axial fusion cage of the locking axial lumbosacral fixation device



图1 腰骶椎带锁轴向内固定器实物图
Figure 1 A locking axial lumbosacral interbody fusion cage

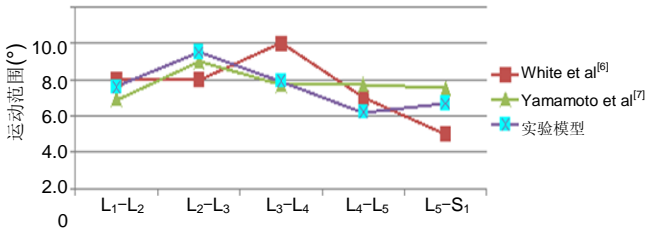


图5 实验模型与体外测量标本在左侧屈加载下椎间运动范围的比较
Figure 5 Intervertebral motion range for the model and specimens measured *in vitro* during the left flexion

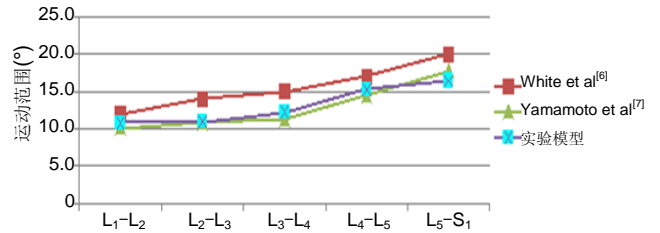


图4 实验模型与体外测量标本在屈伸加载下椎间运动范围的比较
Figure 4 Intervertebral motion range for the model and specimens measure *in vitro* during the flexion and extension

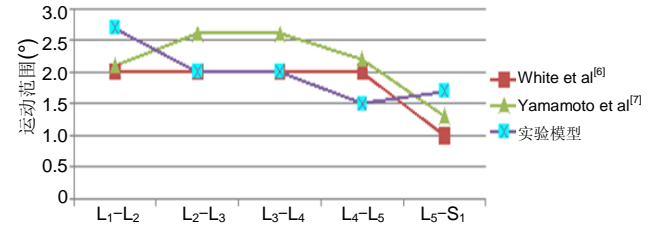


图6 实验模型与体外测量标本在左旋转加载下椎间运动范围的比较
Figure 6 Intervertebral motion range for the model and specimens measured *in vitro* during the left rotation

1.5 主要观察指标 实验模型在各种工况下的应力。

2 结果 Results

在垂直压缩+前屈+左旋工况极限载荷下，骶椎带锁轴向融合器所承受的压强最大，为1 500.08 MPa，应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧；其次为垂直压缩+前屈+右旋极限载荷下，带锁轴向融合器所承受的最大压强为1 318.00 MPa，应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧，植骨孔上下两侧压强较小，表7。

3 讨论 Discussion

3.1 腰骶椎带锁轴向内固定融合器的生物力学评价与有限元分析 有限元法在分析内固定形状、材料性能、载荷及应力分布情况方面等具有显著优越性，可预测内固定器械效果、器械材料选择，为设计和改进器械提供理论依据^[6]。该实验在人体生理和极限负荷状态两类临界条件下，对实验设计的带锁轴向融合器载荷强度分布进行分析，评价其在生理和极限负荷环境中的材料力学和机械性能特性。

3.2 建模方式及验证通过 通过CT获得腰骶椎数据，用Mimics10、Solidworks、AN SYS等分析软件建立了腰骶椎(L₁-S₁)三维有限元模型。将椎间盘根据CT片绘制出平面图，导入SolidWorks中，缝合曲面，得到实体的椎间盘模型，保证其不但具有逼真的几何相似性，而且能使椎间盘与相邻椎体紧密接触起来；小关节设置为接触单元^[9]，更加接近人体受力实际情况；韧带采用杆单元来模拟其只受拉、不受压的特性。有效性验证采用了力矩—旋转角度的比较，观测模型3种工况下的求取总体最大转角，并与White、Yamamoto等^[6-7]文献报道正常腰骶椎有限元模型相比所加载的力或力矩大小基本一致，说明所建立正常人腰骶椎的模型是有效的，可以为骶椎带锁轴向内固定的相关生物力学研究提供基础和条件。

3.3 应力分布 在垂直压缩+前屈+左旋工况极限载荷下，骶椎带锁轴向融合器所承受的最大压强为1 500.08 MPa，应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧；在垂直压缩+前屈+右旋极限载荷下，带锁轴向融合器所承受的最大压强为1 318.00 MPa，应力集中点为带锁轴向内固定融合器植骨孔左右两侧，植骨孔上下两侧压强较小。

3.4 实验创新及展望 实验首次获得了腰骶椎带锁轴向融合器有限元数据，网格划分更细密。重建腰骶椎带锁轴向融合器有限元模型，分析了各工况内固定器的应力分布及运动范围。对比传统实验方法，有限元方法的具有明显优势^[10-12]，分析如下：①有限元模型便于进行可控性力学模拟，能以最低风险率进行拉伸、弯曲等变化，电子计算机建模，能全面收集信息，更适用于椎体、椎间盘、小关节固定装置的应力、应变情况监测；②计算机建模可以模拟术前、术后的三维模型，对脊柱活动范围及人体结构、内固定装置的应力改变等情况有较好了解，有助于选择合适的治疗方案及手术模式，对术后效果的预测效果良好；③有限元分析可重复分析研究对象的载荷加载状况及器械装置生物力学情况^[13-14]，能获取客观实体实验研究方法无法或难以得到的研究结果。对临床科学研究来说，有限元模型是对体外尸体实验模型的有效补充，从理论上讲几乎可以模拟所有生物力学方面的实验，弥补了动物实验、物理实验和体外实验的不足。

有限元模型研究在腰骶椎生物力学方面取得了丰硕的成果，并得以广泛应用。以下罗列最近几年相关的研究成果，以此分析腰骶段有限元法的一些新的发展趋势^[15-16]：①随着时代进步、计算机硬件水平和有限元软件的不断更新，使用三维有限元方法模拟腰骶椎力学特性等精确度不断提高，且目前有限元分析法与其他科学领域如：临床放射学等的结合更加紧密，有助于有限元分析法的临床运用^[17]；②随着对建模要求的提高，新引进许多方法参与研

究,如非线性材料逐渐取代线性材料,能更加准确识别模型的关键参数;③由单椎节模型向多椎节乃至全腰骶椎模型发展,使模型能更加真实地接近正常脊柱运动状态,更准确地展现实体形态和逼真模拟功能状态^[18];④由静态响应向动态响应过渡,实现对腰骶椎损伤、手术效果评价等动态过程问题的研究,在术前进行个性化手术模拟,对比不同术式的远期效果以取得最佳手术方案,使内固定器械的性能评价及优化设计将得到长足发展。

但目前运用有限元分析法建模尚有不足^[19-20],见于:

①缺乏公共资源,建模重复率高;②标本不足,模型有效性检验多采用体外尸体标本研究结果,而体外尸体研究相对于活体有一定差异,验证标准尚需改善;③目前建立有限元模型的材料性质多为参考国外文献^[21],与国内实际情况存在一定差异性;④有限元模型只能静态分析力学特性,而生物体是动态的生理变化过程;⑤椎体、韧带及椎间盘等组织的力学性质极其复杂,构建模型与材料力学分析真实情况尚存在一定差异,各结构间的连接关系难以达到高的生物逼真度^[22];⑥计算机技术的成熟度、影像采集的精密性及有限元软件的更新,制约了建模的准确性及发展速率^[23];⑦人体腰骶椎影响因素繁多,其力学性质较为复杂,因承重受到不同个体质量的影响,还因其活动范围广^[24],腰椎周围肌肉力、韧带情况、腹压、双下肢姿势不同等因素使其有个体效应。

最后,不同生活习惯及日常习俗对脊柱的生长受力也有密切影响,因此脊柱准确建模需考虑个体不同的影响因素^[25]。但通过增加学术交流,建立相互合作的研究机构,增加资源投入,以上问题将一一得到解决,使有限元方法在国内生物力学方面能有更高说服力,临床应用将得到飞速发展。总之,如何准确模拟动态复杂的脊柱尚需国内外生物力学领域专家进一步探索。

作者贡献: 宋西正、易新进行实验设计,实验实施为易新,实验评估为宋西正,资料收集为易新,易新成文,宋西正审核。

经费支持: 该文章没有接受任何经费支持。

利益冲突: 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题: 临床实验研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求;自愿受试者对实验过程完全知情同意,在充分了解实验方案的前提下签署“知情同意书”。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审,符合期刊发稿宗旨。

作者声明: 易新、宋西正对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 3.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

[1] Tobler WD,Gerszten PC,Bradley WD,et al.Minimally invasive axial presacral L₅-S₁ interbody fusion: two-year clinical and radiographic outcomes.Spine (Phila Pa 1976). 2011;36(20):E1296-1301.

[2] Gerszten PC,Tobler W,Raley TJ,et al.Axial presacral lumbar interbody fusion and percutaneous posterior fixation for stabilization of lumbosacral isthmic spondylolisthesis.J Spinal Disord Tech. 2012;25(2):E36-40.

[3] Marchi L,Oliveira L,Coutinho E,et al.Results and complications after 2-level axial lumbar interbody fusion with a minimum 2-year follow-up.J Neurosurg Spine. 2012;17(3):187-192.

[4] Sengupta DK.Dynamic stabilization devices in the treatment of the lowback pain.Neurol India. 2005;4:466-474.

[5] Tsuang YH,Chiang YF,Hung CY,et al.Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation--a finite element study.Med Eng Phys. 2009;31(5):565-570.

[6] White AA 3rd,Panjabi MM.The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge.Spine (Phila Pa 1976). 1978;3(1):12-20.

[7] Yamamoto I,Panjabi MM,Crisco T,et al.Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint.Spine(Phila Pa 1976). 1989;14(11):1256-1260.

[8] Goel VK,Panjabi MM,Patwardhan AG,et al.Test protocols for evaluation of spinal implants.J Bone Joint Surg Am. 2006;88(2):103-109.

[9] Kim K, Lee SK, Kim YH.The biomechanical effects of variation in the maximum forces exerted by trunk muscles on the joint forces and moments in the lumbar spine: a finite element analysis. Proc Inst Mech Eng H.2010;224(10):1165-1174.

[10] Chen SH,Lin SC,Tsai WC,et al.Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery -- a finite element analysis.BMC Musculoskelet Disord.2012;13:72.

[11] Lo CC,Tsai KJ,Chen SH,et al.Biomechanical effect after Coflex and Coflex rivet implantation for segmental instability at surgical and adjacent segments: a finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2011;14(11):969-978.

[12] 张美超,焦培峰.骨科三维有限元力学仿真的建模[J].中华创伤骨科杂志,2013,15(1):10-12.

[13] Ding JY,Qian S,Wan L,et al.Design and finite-element evaluation of a versatile assembled lumbar interbody fusion cage.Arch Orthop Trauma Surg.2010;130(4):565-571.

[14] 陈志明,马华松,赵杰,等.腰椎单侧椎弓根螺钉固定的三维有限元分析[J].中国脊柱脊髓杂志,2010,20(8):684-688.

[15] 郑忠,翁绳健,吴立忠,等.侧路单枚cage椎间融合术式的生物力学及临床研究[J].中国骨与关节损伤杂志,2011,26(1):25-28.

[16] Tang S,Rebholz BJ.Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study.J Orthop Sci.2011; 16(2):221-228.

[17] 宋超,李新锋,刘祖德,等.腰椎棘突间撑开融合器治疗早期腰椎退变的三维有限元分析[J].中华临床医师杂志,2013,7(3):1039-1045.

[18] Schmidt H,Shirazi-Adl A,Galbusera F,et al.Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--a finite element analysis.J Biomech.2010;43(10):1849-1856.

[19] Kim K, Lee SK, Kim YH.The biomechanical effects of variation in the maximum forces exerted by trunk muscles on the joint forces and moments in the lumbar spine: a finite element analysis.Proc Inst Mech Eng H.2010;224(10):1165-1174.

[20] 宋超,李新锋,刘祖德,等.腰椎棘突间撑开融合器治疗早期腰椎退变的三维有限元分析[J].中华临床医师杂志(电子版),2013,7(3):1039-1045.

[21] Woon JT, Stringer MD.The anatomy of the sacrococcygeal cornual region and its clinical relevance.Anat Sci Int. 2014;89(4):207-214.

[22] Woon JT, Stringer MD.Redefining the coccygeal plexus.Clin Anat. 2014;27(2):254-260.

[23] Ramieri A, Domenicucci M, Cellocco P, et al. Acute traumatic instability of the coccyx: results in 28 consecutive coccygectomies. Eur Spine J. 2013;22 Suppl 6:S939-944.

[24] Woon JT, Perumal V, Maigne JY, et al. CT morphology and morphometry of the normal adult coccyx. Eur Spine J. 2013;22(4):863-870.

[25] Scott-Warren JT, Hill V, Rajasekaran A. Ganglion impar block: a review. Curr Pain Headache Rep. 2013;17(1):306.