

南方医科大学

硕士学位论文

短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型建立及应力分析

姓名：王宇

申请学位级别：硕士

专业：骨外科学

指导教师：靳安民

20090330

短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的 三维有限元模型建立及应力分析

硕士研究生：王宇

指导老师：靳安民 教授

摘 要

研究背景：

椎弓根螺钉系统内固定具有固定坚强，能同时固定脊柱前、中、后柱，强化了支撑及抗扭转的刚度，取得了较好的融合率和临床效果。但随着该项技术的广泛应用，其手术失败的病例并不少见，如内固定断裂、邻近节段退变，其中以内固定钉、棒断裂最为常见。近年有限元法在脊柱生物力学研究中的应用日益广泛与深入，这其中，运用生物力学知识，全面分析各种内固定器械的作用原理，分析应力分布情况，对于正确选择手术方法，合理设计、使用内固定器械，以取得最佳矫形和固定效果，降低手术失败率和减少并发症的发生具有重要意义。本课题受2007年广东省科技计划项目“双U形记忆合金棒生物弹性内固定系统的研发与应用研究”（项目编号：2007B031003010）资助，实为该项目的一个子课题，为研制新型弹性椎弓根螺钉内固定系统提供了需要改进的目标和评价对照指标。

研究目的：

1. 探讨利用螺旋CT建立短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型的高度数字化方法。
2. 为短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的生物力学实验提供三维有限元模型，在此基础上分析不同载荷下螺钉、连接棒的应力分布。
3. 为研制新型弹性椎弓根螺钉内固定系统提供了需要改进的目标和评价参

考指标。

资料与方法:

1 建立短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统三维有限元模型

1.1 图像资料: 选择1名成年志愿者, 经X线检查排除脊柱疾病, 采用PHILIPS Brilliance 64排螺旋CT对其进行连续水平扫描, 扫描范围自腰1椎体上缘至股骨大转子下处, 图像处理及保存在CT工作站中。

1.2 电脑硬件配置: AMD双核5000+超线程CPU, 4G DDR800内存, 6800 GT 双128M PCIE 图形加速卡。

1.3 软件: Mimics11.11、Simpleware2.1、Abaqus6.51。

1.4 建模方法: CT扫描所得的数据以Dicom格式转入计算机, 提取出骨骼图像, 将所得图像借助mimics11.11进行三维重建, 建立 L_{3-5} 节段的几何模型。将几何模型转入Simpleware2.1软件, 同时将椎弓根螺钉系统以STL格式转入Simpleware软件进行匹配, 模拟 $L_{4/5}$ 椎间椎弓根螺钉内固定, 从而建立有限元模型, 导入Abaqus6.51进行分析。同时根据椎弓根螺钉、连接棒的几何尺寸及力学参数, 建立腰椎椎弓根螺钉系统内固定的三维有限元模型。

2 加载与计算

2.1 加载方法: (1) 固定模型 L_5 椎体下表面, 在 L_3 椎体上表面持续施加500N载荷, 并使此载荷均匀分布于表面各节点; (2) 在垂直加载500 N 载荷的同时, 于 L_3 椎体上表面施加15Nm力矩, 分前屈、后伸、侧屈及旋转(考虑椎弓根螺钉内固定的左右对称性仅加载左屈及右旋) 4种情况加载。

2.2 结果定性观察: 采用应力分布图显示。

2.3 计算设计: 计算螺钉和棒的平均Von Mises 应力: 将螺钉按长度均分为3段, 每段均匀选取32个节点, 然后在上述加载情况下, 计算各节点应力, 取其平均值作为该段螺钉的应力; 将连接棒平均分成2段, 每段均匀选取32个节点, 同法计算各节点应力, 取其平均值作为连接棒的应力。

3 统计学方法

所有统计分析均采用SPSS 16.0统计软件处理。在不同位置及不同运动状态

下的应力强度的比较,采用析因设计的方差分析,若整体比较 $P < 0.05$,则行进一步多重比较(方差齐性采用SNK法;若方差不齐,采用Dunnett T3法)。检验水准为 $\alpha = 0.05$ 。

结果:

1. 正常腰段脊柱三维模型有限元网格划分结果:

利用三维重建软件Mimic、Simpleware和有限元软件Abaqus成功进行正常腰段脊柱三维模型有限元网格划分。实体模型几何形态逼真,重现了 L_3 - L_5 节段解剖结构外形,整体显示直观,表面无过多简化。建成后的三维有限元模型与实体组织具有良好的几何相似性。

2. 各运动状态下椎弓根螺钉内固定系统各部分的应力分布:

椎弓根螺钉内固定系统各部分于垂直压缩状态下所受的应力远小于在前屈、后伸、侧屈及旋转状态时所受的应力。其中垂直压缩状态下应力主要集中在椎弓根螺钉内固定系统的螺钉近棒段,而在前屈、后伸、侧屈及旋转的四个状态下时应力主要集中在椎弓根螺钉内固定系统的的连接棒上(虽然螺钉近棒段平均应力小于连接棒的平均应力,但从应力分布图中可见仅钉尾处局部的应力峰值仍与连接棒相近,应力也很大。)

结论:

1. 采用64排螺旋CT对志愿者进行薄层螺旋CT扫描→获得高精度的DICOM数据→Mimics11.11软件快速重建腰椎的三维图像→Simpleware2.1软件处理后获得高质量的 L_3 - L_5 节段的有限元模型这一方法,具有方便、快捷、高效、准确等优点。

2. 本实验用三维有限元模型模拟 $L_{4/5}$ 节段内固定,接近腰椎后方减压、内固定而不予植骨或者后外侧植骨未融合时的情形,研究的腰椎加载负荷和扭矩均接近正常生理状态下腰部活动水平,结果表明:椎弓根螺钉内固定系统各部分于垂直压缩状态下所受的应力远小于在前屈、后伸、侧屈及旋转状态时所受的应力。术后应使内固定系统在体内避免应力过大及应力集中而导致断裂。所以术后应卧床、佩戴支具,患者避免了脊柱前屈、后伸、侧屈及旋转运动,使内

3. 通过Mimics软件、Simpleware 软件、Abaqus软件, 可以利用薄层断面图像构建出其三维可视几何模型与三维有限元模型。建立的短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型接近真实的生物力学标本。利用三维有限元模型进行状态设定、加载分析是一种较好地生物力学测试方法, 可以在一定程度上代替大体标本, 同时具有信息丰富、洁净环保、节约成本、省时高效、高度模拟、重复性好、与在体生物力学实验相辅相成等优点。

5. 本研究的不足之处。本实验所涉及的生物材料材料力学特性均假定为均质、连续和各向同性，实物材料本身并不是均质、连续的，也不是各向同性，

而是呈各向异性的特征。由于本实验只是在计算机中模拟简单、基本的腰椎运动，无论是在模型的几何相似性和力学相似性方面，还是在边界约束、载荷加载方面，都与实际情况存在着不可避免的差异；而且有限元模型的精确度依赖于单元选取的个数，选取的个数越多，该模型的精确度就越高，反之亦然，所以实验的目的在于为临床提供生物力学基础和理论基础。对传统的刚性脊柱椎弓根螺钉内固定系统与新研制的弹性内固定系统的实际临床应用价值的评价，仍需要做实物标本的生物力学测试及最终的临床验证。

6. 有限元分析方法和其他的实物标本的生物力学测试方法各有优点和不足之处，应该相互结合，以弥补彼此不足，最后进行综合分析，才得出更为科学、合理的结果。

关键词：腰椎 椎弓根螺钉系统 有限元 应力

Construction of 3D Finite Element Model of Lumbar Short Segment Pedicle Screw Instrumentation and Stress Analysis

Name: Wang Yu

Supervisor: Prof. JIN An-min

ABSTRACT

Backgrouds

Pedicle screw fixation system strongly fixed anterior, axial and posterior column at the same time, strengthen support and anti-torsion stiffness, and achieve better fusion rate and clinical results. However, with the extensive application of the technology, its operation is common case of failure, such as fracture fixation, adjacent segment degeneration, and the most common complication is fracture fixation. In recent years, application of finite element method in spinal biomechanics research is increasingly wide and deep. Among these, useing of bio-mechanical knowledge, a comprehensive analysis of the role of theory and stress distribution of various internal fixation devices have great significance to the correct selection of surgical methods, to rational design and use of internal fixation devices, to achieve the best orthopedic and fixed effects, to reduce the operation failed rate and the occurrence of complications. This subject is subvented by the Technology Project of Guangdong Province in 2007, "The R & D and applied research of double U-shaped biology flexible memory alloy rod fixation system " (Item Number: 2007B031003010), is a subset of the Technology Project in fact, and provides the objectives of improvements and evaluation of the control targets for the development of new types of flexible pedicle screw fixation system.

Objectives

1. To establish three-dimensional finite element model of short-segment lumbar

pedicle screw fixation system.

2. To provide three-dimensional finite element model for short-segment lumbar pedicle screw fixation system, on the basis analysis stress distribution of screws and rods under different loading.

3.To provides the objectives of improvements and evaluation of the control targets for the development of new types of flexible pedicle screw fixation system.

Materials and Methods

1 Establish 3D finite element model of lumbar short segment pedicle screw instrumentation

1.1 Image data: a selection of adult volunteers, by X-ray examination to exclude spinal disease, PHILIPS Brilliance 64-slice spiral CT scanned him by continuous level, scan range from L₁ to the greater trochanter of femur, image processed and stored in the CT workstation.

1.2 Computer hardware: AMD Dual-Core 5000+ Hyper-Threading CPU, 4G DDR800 RAM, 6800 GT graphics accelerator card dual-128M PCIE.

1.3 Software: Mimics11.11, Simpleware2.1, Abaqus6.51.

1.4 Modeling Methods: The geometrical model was created by Mimics 11.1 based on CT data of L₃₋₅ segment. The models were imported into the Simpleware 2.1 and pedicle screw fixation system was shifted in with STL format to establish 3D finite element models of posterior lumbar internal fixation. The 3D finite element models were imported into Abaqus 6.5 and analyzed. At the same time, according to the geometry and mechanical parameters of screw and rod, established three-dimensional finite element model of lumbar pedicle screw fixation system.

2 Loading and Calculation

2.1 Loading method: (1) fixed the lower surface of L₅, 500 N pressure was loaded on the upper surface of L₃, and this load evenly distributed on the surface of each node; (2) At the same time , 15 N·m moments was loaded to simulate lumbar anteflexion, extension, lateral bending and rotation (Considering about the symmetry of pedicle screw fixation, only loaded left bending and right rotation). The stress of the pedicle screws was recorded.

2.2 The results of the qualitative observation: Showed with the stress distribution diagram.

2.3 Design of calculation: calculated screws and rods the average Von Mises stress: screws were evenly divided into 3 parts according to the their length, each uniformly selected 32 nodes, and then loaded in the above-mentioned circumstances, calculated each node stress, calculated the average as the stress of the part; connect rods were evenly divided into 2 parts, each evenly selected 32 nodes, each node used the same method to calculate stress, used the average as the stress of the connecting rods.

3 Statistical Methods

All statistical analysis used SPSS 16.0 statistical software to deal with. Comparison of stress at different parts and under different moves used variance analysis of factorial design, if the overall comparison $P < 0.05$, the further multiple comparisons (Homogeneity of variance used the SNK method, while variance arrhythmia used the Dunnett T3 method). Test standard: $\alpha = 0.05$.

Results

1. Mesh results of 3D finite element model of the normal lumbar spinal:

The model builded by mimics, simpleware and abaqus has a excellent geometric similarity. And reproduce the L₃-L₅ segmental anatomy shape, the overall visual display surface without too much simplification.

2. Stress distribution of pedicle screw fixation system at different parts and under different moves: The stress of axial direction in various part of pedicle screw instrumentation is far smaller than the stress of flexion, extension, lateral bending, and rotation forces. The stress of axial direction mainly concentrates on the conjunction of screw-rod, while the stress of flexion, extension, lateral bending, and rotation forces mainly concentrates on the rod. (Although the average stress of posterior segment of screw is less than that of connecting rod, yet the stress peak in the only screw nail is similar to connecting rod, which is also great showed with the stress distribution diagram.)

Conclusions

ABSTRACT

1. The method of this study is that: One common volunteer was chosen, who was scanned by multi-slices computerized tomography (MSCT), then the 2D image data in format of DICOM was obtained, and then, from this data, a three-dimensional image about lumbar spinal was reconstructed with the software of Mimics. Finally this 3D image was modified and smoothened by the software of Simpleware and the 3D solid modeling of lumbar spinal was reconstructed successfully. This method is very quick, convenient, high efficient, precise.

2. The experiment simulated L₄₋₅ pedicle screws fixations by three-dimensional finite element model, close to the lumbar rear decompression, internal fixation without bone graft or with posterolateral bone graft has not fused. The lumbar spine loads and torque loads are near normal physiological state of the waist level. The results show that: the stress of axial direction in various part of pedicle screw instrumentation is far smaller than the stress of flexion, extension, lateral bending, and rotation forces. After operation, fixation system should be made in the body to avoid stress concentration and lead to fracture. So after operation, bed rest and wearing braces, patients avoid spinal flexion, extension, lateral bending and rotation movements, mainly load from the vertical compression. The stress of axial direction mainly concentrates on the conjunction of screw-rod, which is fully consistent with the most common fracture site of the most commonly used, the traditional rigid pedicle screw spinal fixation system. On clinical. At present, for more study of screw geometry, there is cylindrical, conical and Gourd-shaped. But no matter how the design of the pedicle screw system, the stress of axial direction mainly concentrates on the conjunction of screw-rod. so the conjunction of screw-rod can not be too small in diameter. However, the size of the human body pedicle diameter is limited, when the screw cross-sectional area accounted for 90 percent, then increase the diameter of the screw, there is no increase in fixation strength but easy to make pedicle burst fractures. So a new pedicle screw fixation system, only the stress distribution, no significant high concentration of the stress situation, at least for the screws which are unable to strengthen, can be effective to avoid pedicle screw fixation system fracture that the most common complications. This is one of the objectives of improvements

and evaluation indicators for the development of new types of flexible pedicle screw fixation system.

3. The 3D visible geometry model and 3D finite element skeleton model could be constructed from slice section images with Mimics, Simpleware and Abaqus software. The finite element model simulate morph and mechanics performance of human body reliably. It is a good method to operate vitodynamics experimentation with digitized mechanics skeleton model. The finite element model could substitute human body partly, it has the advantages of affluence information, purity, low-cost, low time consuming, high efficiency, precise simulation, favorable repeatability. Also this method can complement with biomechanics in vivo experiments each other.

4. Based on this 3D finite-elemental model of short-segment lumbar pedicle screw fixation system, many relative studies can be expanded in the future. For example, in the original model, easily analog newly developed U-shaped memory alloy stick biology flexible fixation system, and further investigate the evaluation by compare the stress distribution of the traditional rigid pedicle screw fixation system and newly developed flexible fixation system. Same method can also be used to compare the stress of its adjacent segment of traditional rigid pedicle screw fixation system and newly developed flexible fixation system, and further analysis and evaluate which is better for avoiding degeneration of adjacent segment. In short the traditional rigid three-dimensional finite element model and stress analysis for the further study of the latter has laid a good foundation.

5. The disadvantage of this test is that all the biomaterials were supposed to homogeny, continuous and isotropy. But that is different from the fact. Because this test only in the computer simulate simple, basic movements of lumbar spine, whether its geometric similarity and mechanical similarity, or border constraints and loading, there are all inevitable differences from the actual situation; and the accuracy of finite element model depends on the number of units selected, more the number of units selected more the model accurate, and vice versa, so the purpose of test is to provide biomechanics and theoretical foundation for clinical. The actual clinical value of the evaluation of the traditional rigid pedicle screw fixation system and newly developed

ABSTRACT

flexible fixation system, still need physical specimens biomechanical testing and eventually clinical validation.

6. The finite-element method and the method of biomaterial test of the specimen have respectively advantages and disadvantages. The two methods should make up each other, then the more scientific and reasonable results can be obtained finally.

Keyword Lumbar; Pedicle screw instrumentation; Finite element; Stress

中英文缩略词对照表

ABBREVIATION INDEX

英文缩略词	英文全称	中文全称
FEA	Finite element analysis	有限元分析
3D	Three-dimensional	三维
Mimics	Materialise's interactive Medical Image control system	数字化三维医学影像 交互式控制系统
CT	Computerized tomography	计算机断层扫描
MRI	Magnetic resonance imaging	核磁共振成像
DICOM	Digital Imaging and Communications In Medicine	医学数字成像和 通信(标准)
SD	Screw diameter	螺钉直径
CAD	Computer-aided design	计算机辅助设计
CF	Anterior bone grafting combined with Posterior fixation	前路植骨联合 后路固定
USS	Universal Spine System	通用脊柱系统

南方医科大学 学位论文原创性声明

本人郑重声明：所呈交的论文是本人在导师的指导下独立进行研究所取得的研究成果。除了文中特别加以标注引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写的成果作品。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。除与外单位合作项目将予以明确方式规定外，本研究已发表与未发表成果的知识产权均归属南方医科大学。

本人承诺承担本声明的法律效果。

作者签名：



日期：

年 月 日

学位论文版权使用授权书

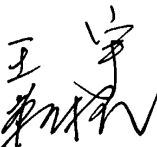
本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权第一军医大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

本学位论文属于（请在以下相应方框内打“√”）：

1、保密□，在___年解密后适用本授权书。

2、不保密□。

作者签名：



日期：

年 月 日

导师签名：



日期：

年 月 日

研究背景

随着人口老龄化, 社会生活、工作日益紧张、繁忙, 由于炎症、结核、肿瘤、创伤、退行性变及医源性因素而造成的腰椎滑脱、不稳、多节段椎间盘突出、椎管狭窄等引起的下腰痛已是骨科常见病、多发病, 而且发病率日益增高, 严重影响患者的生活和工作, 对社会造成极大的经济损失。近二十年来, 对于腰椎疼痛节段的治疗, 在减压、病灶清除的基础上实施刚性固定, 腰椎融合是一种普遍采用的有效的手术方法, 随着临床实践、生物力学及相关学科的发展, 椎弓根是固定“力核”这一观念导致坚强椎弓根螺钉固定系统的发展和应用。许多学者纷纷探索脊柱内固定从最初的棘突钢板改进为哈氏棒、鲁克氏棒, 再进而改为经椎弓根螺钉固定的三柱坚强固定系统如 Dick 系统、RF 系统、AF 系统、CD 系统、USS 系统等等, 并再配合螺钉系统的钢棒、钢板及横连, 强化了支撑及抗扭转的刚度。椎弓根螺钉系统已经是目前手术治疗腰椎退行性病变最为常用的内固定器械。

但随着该项技术的广泛应用, 其手术失败的病例越来越多: 椎弓根螺钉的弯钉、断钉现象; 固定节段的骨质疏松、骨萎缩, 甚至导致螺钉松动脱出; 邻近节段的椎间盘、小关节退行性变。坚强的固定器自身承受了大部分的载荷, 应力过于集中在椎弓根螺钉上所以容易发生的弯钉、断钉现象。而固定段分享的载荷却大为减少, 产生应力遮挡效应, 造成固定节段骨质疏松、骨萎缩, 甚至导致螺钉松动脱出, 而且影响融合效果。脊柱活动范围是多节段活动累加的结果, 如某节段被坚强固定, 其相邻区域势必加大活动范围以代偿, 邻近节段椎间盘和小关节的承载改变, 活动度增大, 椎间盘压力增高, 久之使邻近节段的椎间盘、小关节退行性变。可见要解决上述问题应该为固定节段和邻近节段创造一个理想的力学环境, 固定节段施以适宜的应力刺激。但也不可一味强调增加固定节段应力, 降低固定脊柱的稳定性, 甚至导致脊柱固定不牢靠、骨融合率下降、假关节形成。所以理想的方法是在不牺牲脊柱固定稳定性的前提下,

增加椎体间载荷分享，减少应力遮挡和应力集中。

正是基于以上想法腰椎弹性固定的概念被提出，并逐渐在国际上得到认可。腰椎弹性内固定就是通过内固定装置重建并限制脊柱节段的运动功能。该概念的提出是基于腰痛原因的“鞋子内的沙粒”的假说，就是认为人体脊柱运动节段退行性变、不稳导致的疼痛是缘于异常的纵向载荷，Panjabi MM 等认为：维持脊柱稳定的主要结构可以分为三部分：1 脊柱的骨性部分；2 椎旁肌肉和韧带；3 中性区。中性区是指从关节中立位到弹性位移起点，为无阻抗运动区，而弹性区是指从弹性位移起点到最大位移点，为阻抗运动区，中性区与弹性区之和即为运动范围，弹性区阻抗来自韧带牵拉，在中性区各韧带保持松弛。而动力性内固定的目的就是固定脊柱运动节段使其维持中性区的运动，而避免弹性区的运动。国外许多学者使用低刚度的内固定器，进行生物力学实验和动物实验，取得可喜的结果。目前主要的动力性内固定装置主要有以下几种：1 棘突间分离装置；2 棘突间韧带装置；3 椎弓根间韧带装置；4 半坚强及弹性椎弓根间金属固定装置。所有这些装置均不同程度的限制脊柱运动节段的运动，同时其中有的装置卸载了小关节的载荷，有的装置卸载了椎间盘的部分载荷，而理想的动力性内固定装置可同时均一的卸载椎间盘与小关节的载荷。许多学者认为半坚强的椎弓根螺钉固定与坚强的椎弓根螺钉固定能提供脊柱的稳定性，但前者能减少应力遮挡和应力集中，并增加了融合区的微动刺激，增加载荷分享，更有利于提高腰椎融合生物力学稳定性。固定节段在允许的范围内进行运动也可减少邻近节段的代偿运动。减轻邻近节段的椎间盘、小关节退行性变。

脊柱是人体负重的主要部分，单个椎体、椎间盘及韧带等的形态、密度、构成乃至整个脊柱曲度等都已演变成与其力学特点、负荷功能相适应的理想结构。研究脊柱生物力学的基本方法包括尸体标本的机械测试和椎体的分析模型，而有限元分析是唯一能提供椎体内部详细应变、应力模型的方法。单个椎体皮质承受约10%的应力，椎体松质承受约90%的应力，且皮质骨的负载大小与松质骨小梁排列方向密切相关，而与皮质厚度无关；韧带及椎间关节起到加强椎体稳定性和防止椎体前后移位的作用；椎间盘承受轴向负载时，应力集中在终

板中部、髓核下松质骨和后壁皮质中部,纤维环最大张应力出现在后部内层与终板连接处;小关节面在脊柱姿态改变时承受最大约33%的载荷,过伸时则更加明显。自从1956年Turner等提出有限元(finite element, FE)的概念以来,有限元理论及应用发展迅速。有限单元法(finite element method, FEM)是一种在工程科学技术中广泛应用的数学物理方法,用于模拟并解决各种工程力学、热学、电磁学等物理场问题。一个结构理论上可以被分解成许多小而离散化的区域,这些小区域我们称它为有限元素。在50年代中期,为了分析飞机结构的问题,美国和英国的航空工业不约而同的发展出了有限元素方法。这些工程师将虎克定律延伸到大型的结构物中,变成数以千计的模拟方程式,并利用第一代电脑来处理这样的方程式,对结构力学问题进行近似求解。随后,FEM在解决复杂工程问题中日益显示其优越性。有限单元法获得了从飞机、轮船等大型制造业到电视、冰箱等小型制造业的广泛应用与推广。

脊柱生物力学仿真是有限元法在生物力学中研究的最早、分析的最多、也是临床上应用最广泛的领域。现今的研究脊柱的工作使模型不仅能逼真地模拟椎骨、椎间盘,还能将周围的韧带、肌肉直接或间接地加入模型,使模拟更加真实与完善。这些工作不仅要求建立逼真的脊椎模型,而且要求测试椎间盘、周围韧带、肌肉的各种力学性能。而mimics 11.1, Simpleware 2.1, abaqus6.5不仅可以建立逼真的脊椎模型,而且可以给椎间盘、周围韧带、肌肉附加各种力学性能,分析结果与尸体实验基本相同。有限元模型最大的优势在于可以反映机体内部的应力变化情况,这是其他试验方法难以做到的,有限元分析应用于医学生物力学后,取得了很大的进步与发展,显示了极大的优越性。脊柱的有限元模型可以有效的解决很多实体实验无法检测的难题,如椎体内部的应力改变,椎体内部松质变形,微骨折等,同时也可以对内固定的应力进行评价,并对内固定物进行有效的改造,减少应力集中和疲劳,从而为临床应用提供指导。

本研究通过计算机有限元技术对腰椎椎弓根螺钉系统内固定术进行力学评价,可以研究内固定器的应力特点。本研究分两部分组成,第一部分为腰椎椎弓根螺钉内固定系统的有限元模型的建立,第二部分为有限元法对椎弓根螺钉

内固定系统的力学评价。第一部分主要是利用螺旋CT图象数据建立腰椎椎弓根螺钉内固定系统的有限元模型，为生物力学实验提供标准模型，为第二部分的应力分析提供模型。第二部分主要在已建立的有限元模型上，施加压缩、前屈、后伸、侧屈及旋转五种生理载荷，对比分析不同载荷下螺钉、连接棒的应力分布。本课题受2007年广东省科技计划项目“双U形记忆合金棒生物弹性内固定系统的研发与应用研究”（项目编号：2007B031003010）资助，实为该项目的一个子课题，为研制新型弹性椎弓根螺钉内固定系统提供了参照指标。也可利用本研究所建立的腰椎三维有限元模型，按照需要进行后期继续开发拓展，比如可在原有模型基础上，更方便地模拟新研制的U形记忆合金棒生物弹性内固定系统，并可进一步将传统的刚性脊柱椎弓根螺钉内固定系统的应力分布与新研制的弹性内固定系统的应力分布进行比较、分析和评价。同样还可以利用有限元模型比较传统的刚性脊柱椎弓根螺钉内固定系统与新研制的弹性内固定系统术后其邻近节段应力大小，并进一步分析评价，以明确两种内固定系统对诱发相邻节段退变这种并发症可能性的大小。总之传统的刚性的三维有限元模型建立及应力分析为后期进一步研究打下了良好的基础。

第一章 短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的 三维有限元模型建立

1 引言

脊柱是人体负重的主要部分,单个椎体、椎间盘及韧带等的形态、密度、构成乃至整个脊柱曲度等都已演变成与其力学特点、负荷功能相适应的理想结构。研究脊柱生物力学的基本方法包括尸体标本的机械测试和椎体的数学模型分析,而有限元分析是唯一能提供椎体内部详细应变模型的方法。有限单元法(finite element method, FEM)是一种在工程科学技术中广泛应用的数学物理方法,用于模拟并解决各种工程力学、热学、电磁学等物理场问题。一个结构理论上可以被分解成许多小而离散化的区域,这些小区域我们称它为有限元素。

脊柱生物力学仿真是有限元法在生物力学中研究的最早、分析的最多、也是临床上应用最广泛的领域^[1-4]。现今的研究脊柱的工作使模型不仅能逼真地模拟椎骨、椎间盘,还能将周围的韧带、肌肉直接或间接地加入模型,使模拟更加真实与完善。这些工作不仅要求建立逼真的脊椎模型,而且要求测试椎间盘、周围韧带、肌肉的各种力学性能。而mimics 11.1, Simpleware 2.1, abaqus6.5 不仅可以建立逼真的脊椎模型,而且可以给椎间盘、周围韧带、肌肉附加各种力学性能,分析结果与尸体实验基本相同。有限元模型最大的优势在于可以反映机体内部的应力变化情况,这是其他试验方法难以做到的,有限元分析应用于医学生物力学后,取得了很大的进步与发展,显示了极大的优越性。脊柱的有限元模型可以有效解决很多实体实验无法检测的难题,如椎体内部的应力改变,椎体内部松质变形,微骨折等,同时也可以对内固定的有效性进行评价,并对内固定物进行有效的改造,减少应力集中和疲劳,从而为临床提供指导。

2 材料与方法

2.1 材料与设备:

2.1.1 图像资料：选择1名成年志愿者（年龄 27y, 身高 174cm, 体重 63 kg），经X线检查排除脊柱疾病，采用PHILIPS Brilliance 64排螺旋CT对其进行连续水平扫描，扫描参数如下：层厚1.0mm^[5-6]，球管电流200Ma，电压120kV，扫描范围自腰1椎体上缘至股骨大转子下处，图像处理及保存在CT工作站中。

2.1.2 计算机（基本配置：AMD双核5000+超线程CPU，4G DDR800内存，6800 GT 双128M PCIE 图形加速卡。操作系统：Windows XP）、移动硬盘。

2.1.3 软件：

Mimics11.11 (Materialise's Interactive Medical Image Control System 即 Materialise 的交互式医学影像控制系统) 由比利时 Materialise 公司提供。

Simpleware2.1 由英国埃克塞特的 Simpleware公司提供。

Abaqus6.51由Abaqus公司提供，是国际上最先进的大型通用非线性有限元分析软件。

2.1.4 椎弓根螺钉系统内固定系统：Medtronic公司的TSRH椎弓根螺钉内固定系统。

2.2 建模方法：

2.2.1 几何模型的建立：

(1)近年来CT、MRI 在医学上的广泛使用，使基于医学图像的建模方法成为建立三维有限元模型的主流^[7]。

(2)经确认X 线片正常后再对成年志愿者进行PHILIPS Brilliance 64排螺旋CT对其进行连续水平扫描，在成像过程中，保持相对静止，所得图像为DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 格式^[8-10]，将图像严格按顺序保存。图像处理及保存在CT工作站中。

(3)将CT扫描所得的数据以Dicom格式转入计算机保存，并导入mimics11.11 软件。利用轮廓提取和阈值分割的方法分开骨组织和软组织，提取出骨骼图像。通过布尔运算及三维切割功能，分别将腰3、腰4、腰5椎体，腰3/4椎间盘，腰4/5椎间盘分开，从而建立腰3—5的几何模型（如图1-1所示）。



图1-1 L₃-L₅的几何模型

(Figure1-1 Geometric Model of L₃-L₅ segment)

2.2.2 有限元模型的建立:

将建立的腰3—5节段的几何模型导入simpleware2.1软件,同时将椎弓根螺钉系统以STL格式转入Simpleware软件进行匹配,模拟L_{4/5}椎间椎弓根螺钉内固定,进行有限元模型的建立,其优秀的体网格质量使得建模、有限元计算分析一气呵成,建立的有限元模型如图1-3所示。材料常数参见表1-1^[11-12],其中纤维环及前、后纵韧带和横突间韧带等结构设置为NO Compression。网格划分后注意要把上、下相邻小关节面用接触单元进行处理,摩擦系数为0.3,以保证小关

节面在维持脊柱结构功能中的正常。将建立短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型，导入Abaqus6.51进行分析。本试验模拟的椎弓根螺钉为Medtronic公司的TSRH椎弓根螺钉系统，其中螺钉直径为 6.5mm ，长度为 45mm ；棒直径为 6mm ，长度为 50mm ；模型皮质骨厚度 2mm ，终板 3mm 。同时根据椎弓根螺钉、连接棒的几何尺寸及力学参数，建立腰椎椎弓根螺钉系统内固定的三维有限元模型。

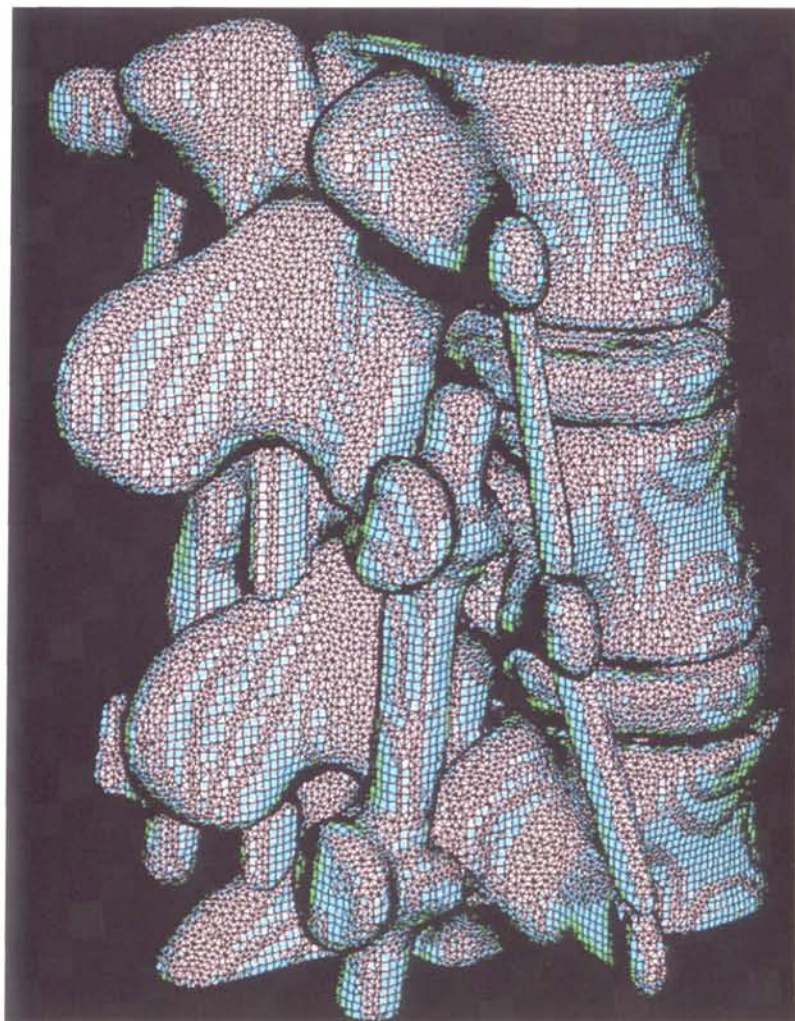


图1-2 $L_{4/5}$ 椎弓根螺钉固定的 L_{3-5} 节段腰椎有限元模型

(Figure1-2 Finite element model of L_{3-5} segment with L_{4-5} pedicle screws fixations)

表 1-1 有限元模型各结构的材料常数

(Table 1-1 Material properties used in finite element models)

部位	弹性模量(MPa)	泊松比
Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
皮质骨	12 000	0.30
松质骨	345	0.20
终板	12 000	0.30
纤维基质	4.2	0.45
髓核	1.0	0.48
后部结构	3 500	0.25
内固定系统	21 000	0.30

3 结果

利用三维重建软件Mimics11.11、Simpleware2.1和有限元软件Abaqus6.5成功进行正常腰段(L₃-L₅)脊柱三维模型有限元网格划分。实体模型几何形态逼真,重现了L₃-L₅节段解剖结构外形,整体显示直观,表面无过多简化。建成后的三维有限元模型与实体组织具有良好的几何相似性(如图1-4、1-5所示)。并具有方便、快捷、高效、准确等优点。

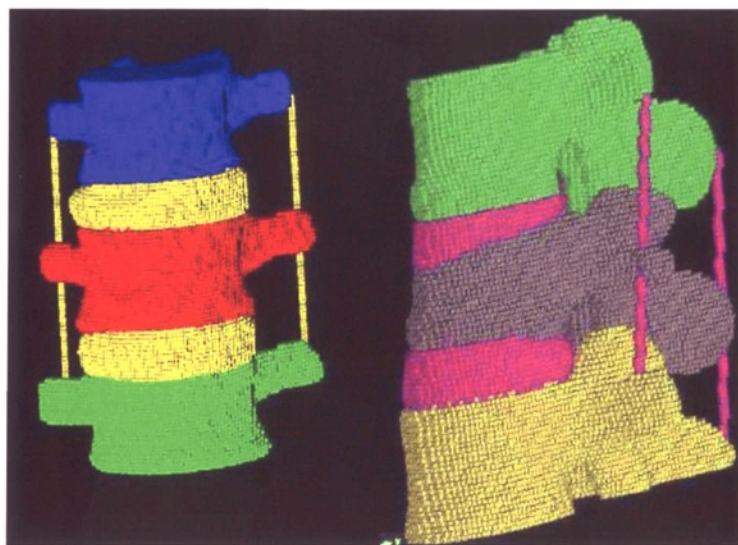


图1-3 L₃₋₅节段腰椎有限元模型

(Figure1-3 Finite element model of L₃₋₅ segment)

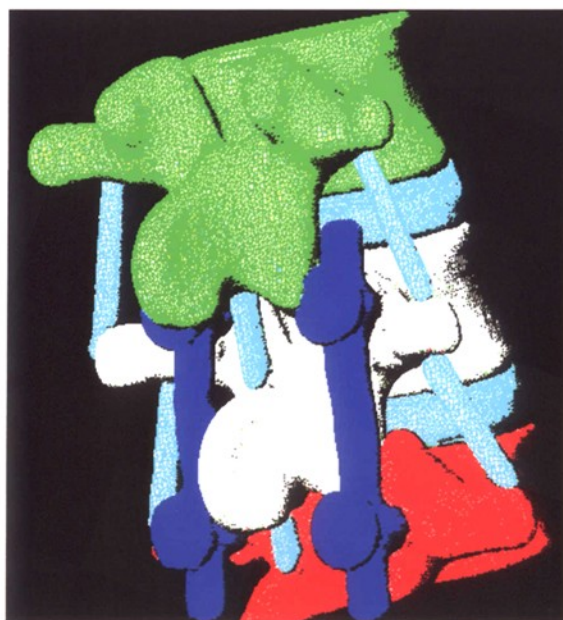


图1-4 L_{4/5}椎弓根螺钉固定的L3-5节段腰椎三维模型

(Figure1-4 3D model of L₃₋₅ segment with L₄₋₅ pedicle screws fixations)

4 讨论

4.1 腰椎三维有限元模型的建立意义：有限元方法是一种普遍应用的试验研究的方法，广泛应用于力学试验研究，临床主要用于骨科及口腔科生物力学试验。由于通常的生物力学方法基本上无法直接应用于人体，对人的力学试验进行有限元数值模拟就成为研究人体结构的一种有效手段。六十年代，有限元法首先在心血管的流体研究中得以初步应用，从七十年代起有限元技术开始应用于与骨科生物力学相关的研究，最早时应用于脊柱，随后陆续应用于颅骨、颌骨、四肢骨等骨性结构的生物力学研究上，有限元模型最大的优势在于可以反映机体结构内部的应力变化情况，这是其他试验方法难以做到的，有限元分析应用于医学生物力学后，取得了很大的进步与发展，显示了极大的优越性。脊柱的有限元模型的建立可以有效的解决现在标本少的问题，而且可以解决很多在体实验无法检测的指标，如椎体内部的应力改变，椎体内部松质骨变形，微骨折等，同时也可以对内固定的有效性进行评价，并对内固定物进行有效的改造，减少应力集中和疲劳，从而为临床作出一定的指导。

4.2 短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型建立的临床意义：近二十年来，对于腰椎疼痛节段的治疗，在减压、病灶清除的基础上实施刚性固定，椎体间融合是一种普遍采用的有效的手术方法(如ALIF、PLIF、CF)，随着临床实践、生物力学及相关学科的发展，椎弓根是固定“力核”这一观念导致坚强椎弓根螺钉固定系统的发展和应用。许多学者纷纷探索脊柱内固定从最初的棘突钢板改进为哈氏棒、鲁克氏棒，再进而改为经椎弓根螺钉固定的三柱坚强固定系统如Dick 系统、RF 系统、AF系统、CD系统、USS 系统等等，并再配合螺钉系统的钢棒、钢板及横连，强化了支撑及抗扭转的刚度。椎弓根螺钉系统已经是目前手术治疗腰椎退行性病变最为常用的内固定器械。但随着该项技术的广泛应用，其手术失败的病例越来越多：椎弓根螺钉的弯钉、断钉现象；固定节段的骨质疏松、骨萎缩，甚至导致螺钉松动脱出；邻近节段的椎间盘、小关节退行性变。坚强的固定器自身承受了大部分的载荷，应力过于集中在弓根钉上所以容易发生的弯钉、断钉现象。而固定腰椎节段承载却大为减少，产

生应力遮挡效应,降低了融合区的载荷分享,造成固定节段骨质疏松、骨萎缩,甚至导致螺钉松动脱出,而且影响融合效果。脊柱活动范围是多节段叠加而成,如某节段被坚强固定,其相邻区域加大活动范围以代偿,邻近节段椎间盘和小关节的承载改变,活动度增大,椎间盘压力增高,久之使邻近节段的椎间盘、小关节退行性变。要解决上述问题应该为固定节段和邻近节段创造一个理想的力学环境,固定节段施以适宜的应力刺激。但也不可一味强调增加固定节段应力,降低固定脊柱的稳定性,甚至导致脊柱固定不牢靠、骨融合下降、假关节形成。所以理想的方法是在不牺牲脊柱固定稳定性的前提下,增加载荷分享,减少应力遮挡和应力集中。可见以上种种并发症均与其生物力学有关,因此分析腰椎椎弓根螺钉系统内固定的应力分布是十分关键的。精确的生物力学试验可以帮助选择准确的植入物和手术方法,指导患者术后康复和锻炼。本实验建立的有限元模型可以在计算机上随意的对椎体施加不同方向的负荷,分析不同部分区域的生物力学变化,同时可对传统的刚性腰椎椎弓根螺钉内固定系统的应力分布与新研制的弹性内固定系统的应力分布做比较,能够很好的模拟腰椎的生物力学试验。

4.3 软件的选择: 由于人体结构复杂,几何形态的不规则性增加了有限元几何模型的建模难度,致使不能用CAD、CAE 软件^[13]直接进行三维建模。

4.3.1 mimics: 要进行生物力学有限元分析首先要解决是模型问题,但这是个难题。当前的建模软件很多,但是由于解剖结构的复杂性,曲面的任意性,所以当前最高端的CAD软件也没有办法设计出符合需要的解剖结构模型。另外一种方法可能是使用传统的逆向工程的方法,就是对真实的解剖结构进行扫描,然后利用逆向软件进行三维重建。但是这样做也不能避免模型不精确的问题,因为采用这种方法只能得到解剖结构的外部轮廓,而对于内部结构就无能为力了。再者,对于结构复杂的组织也是没有办法使用逆向的方法重建的。由于不能得到有限元的模型,所以很长一段时间,解剖结构的生物力学有限元分析都不能很好的开展下去。但是现在国外已经有很多生物力学有限元的分析案例了,因为Mimics可以很好的解决模型问题。它能输入各种扫描的数据(CT、MRI),建

立3D模型进行编辑，然后输出通用的CAD（计算机辅助设计）、FEA（有限元分析），RP（快速成型）格式，可以在PC机上进行大规模数据的转换处理，目前Mimics提供的接口主要有patran、nastran、abaqus、fluent和ansys，首先Mimics三维重建后的模型是面网格格式的模型，所以被读入到有限元软件中不能直接进行有限元分析。相反地，Mimics输出的面模型，被读入到有限元软件主要是进行体网格的划分。前面提到地5个有限元软件，其相应的前处理软件包都可以高效地对Mimics输出的面网格模型进行体网格划分。使用Mimics 对图像进行识别、定位和处理，快速建立三维模型，并将所获取数据转换为Abaqus有限元软件能够读取的数据格式，较张美超等^[14]的建模方法更加快捷准确。

4.3.2 ABAQUS 是一套功能强大的工程模拟的有限元软件，其解决问题的范围从相对简单的线性分析到许多复杂的非线性问题。ABAQUS 包括一个丰富的、可模拟任意几何形状的单元库。并拥有各种类型的材料模型库，可以模拟典型工程材料的性能，其中包括金属、橡胶、高分子材料、复合材料、钢筋混凝土、可压缩超弹性泡沫材料以及土壤和岩石等地质材料。作为通用的模拟工具，ABAQUS 除了能解决大量结构（应力 / 位移）问题，还可以模拟其他工程领域的许多问题，例如热传导、质量扩散、热电耦合分析、声学分析、岩土力学分析（流体渗透 / 应力耦合分析）及压电介质分析。ABAQUS 为用户提供了广泛的功能，且使用起来又非常简单。大量的复杂问题可以通过选项块的不同组合很容易的模拟出来。例如，对于复杂多构件问题的模拟是通过把定义每一构件的几何尺寸的选项块与相应的材料性质选项块结合起来。在大部分模拟中，甚至高度非线性问题，用户只需提供一些工程数据，像结构的几何形状、材料性质、边界条件及载荷状况。在一个非线性分析中，ABAQUS 能自动选择相应载荷增量和收敛限度。他不仅能够选择合适参数，而且能连续调节参数以保证在分析过程中有效地得到精确解。用户通过准确的定义参数就能很好的控制数值计算结果。ABAQUS 有两个主求解器模块 — ABAQUS/Standard 和 ABAQUS/Explicit。ABAQUS 还包含一个全面支持求解器的图形用户界面，即人机交互前后处理模块 — ABAQUS/CAE。ABAQUS 对某些特殊问题还提供了专用

模块来加以解决。ABAQUS 被广泛地认为是功能最强的有限元软件，可以分析复杂的固体力学结构力学系统，特别是能够驾驭非常庞大复杂的问题和模拟高度非线性问题。ABAQUS 不但可以做单一零件的力学和多物理场的分析，同时还可以做系统级的分析和研究。ABAQUS 的系统级分析的特点相对于其他的分析软件来说是独一无二的。由于ABAQUS 优秀的分析能力和模拟复杂系统的可靠性使得ABAQUS 被各国的工业、医疗和研究中所广泛的采用。ABAQUS 产品在大量的高科技产品研究中都发挥着巨大的作用。Abaqus对非线性问题的解决具有明显的优越性，是最优秀的非线性有限元分析软件，生物体的力学都是非线性问题，目前国外大部分的有限元文章都用该软件进行分析的。

4.3.3 与其他的试验方法一样三维有限元模型的误差必然存在的，误差的来源有多种，主要分为主观因素如外形的重建过程中为保证网格生成而对密性的修改，单元离散对物体的简化，生物材料的使用等；客观因素有：材料的各向异性、非线性、载荷以及边界的条件近似，椎体周围结构的忽略等，所以，无论在建立实体的模型、网格划分还是分析的过程中应该将人为误差因素控制到最小。从有限元法在医学生物力学领域应用来看，近年来更加注重有限元模型的真实性的模拟。从模型的空间形态来看，三维模型逐渐取代了二维模型，模型更能全面、准确地反映客观实际。随着医学影像设备、空间三维坐标测量仪、扫描仪、计算机图形软件的技术的发展，提取接近现实实体的建模手段更加成熟。从材料的性质上看，非线性材料逐渐代替了线形材料，这更符合人体作为生物材料的特性。随着有限元在生物力学中的深入开展，逐渐要求用更加准确、可靠的材料来研究模型的力学性能，其中包括材料的各向异性、黏弹性、蠕变性、材料的复合、损伤、疲劳失效、温度相关等，这些性质是生物结构的重要特点，在有限元仿真试验中不容忽视；从分析的过程中看，动态的过程逐渐取代静态的过程，这为模拟众多的实际人体提供了更多可能。本实验利用志愿者腰椎CT数据直接进行原始数据重建，比起以前利用CT轮廓进行重建更接近于真实，同时利用abaqus有限元软件来解决生物体非线性问题具有优越性，成功地建立了短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型。这个模型可应用

于椎弓根螺钉内固定的术后评估。模型包括了腰椎的各种结构单位，包括对松质骨，皮质骨，关节，棘间韧带，棘上韧带等的解剖结构的物理力学特性的描述，较以前的腰椎模型有较大的改进，使有限元模型更接近真实的椎体的生物力学特性。

5 小结

5.1 采用64排螺旋CT对志愿者进行薄层螺旋CT扫描→获得高精度的DICOM数据→Mimics11.11软件快速重建腰椎的三维图像→Simpleware2.1软件处理后获得高质量的L₃₋₅节段的有限元模型这一方法，是一种较好的有限元建模方案，以这种方法可以建立具备较高几何形态仿真度的模型。该建模方法具有方便、快捷、高效、准确等优点。

5.2 此模型后期通过Abaqus软件对骨骼三维可视模型进行网格划分并力学参数赋值，可使其转变为力学模型，具备较高的力学仿真度，可在一定程度上替代大体骨骼标本进行力学实验，并能提供更丰富的数据信息，从有限元角度对模型进行更全面的力学分析。

6 参考文献

- [1] Zhong ZC ,Wei SH ,Wang JP,et al. Finite element anaylsis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method[J].Med Eng Phys,2006,28(1):90-98.
- [2] Wilcox RK. The influence of material property and morphological parameters on specimen-specific finite element models of porcine vertebral bodies[J]. Biomech,2007,40(3): 669-673.
- [3] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/ extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine[J]. Biomech,2006,39(2): 375-380.
- [4] Sairyo K,Goel VK,Vadapalli S, et al. Biomechanical comparison of lumbar spine with or without spina bifida occulta.A finite element analysis[J].Spinal

- Cord,2006,44(7):440-444.
- [5] 胡小春, 郭松青, 叶铭.基于CT图像建立人体足部骨骼三维有限元模型的研究[J].合肥工业大学学报(自然科学版), 2006, 28(9):1189-1191.
- [6] 张美超, 张志凌, 夏虹, 赵卫东, 等.枢椎齿突骨折的有限元分析[J].中国临床解剖学杂志, 2005, 23(1):96-99.
- [7] 陈琼,三维有限元建模方法的研究现状[J].口腔医学, 2006, 26(2): 154-155.
- [8] 张建国, 芦俊鹏, 阮世捷, 何培, 等.以头部为例的人体有限元几何模型重建的方法初步探讨[J].微计算机信息(管控一体化), 2006, 22(3): 249-252.
- [9] 贾克斌.数字医学图像处理、存档及传输技术 [M]. 北京: 科学出版社, 2006. 14-16.
- [10] Escott E J,Rubinstein D. Free. DICOM image viewing and processing software for your desktop Computer: what's available and what it can do for you [J].Radiographics,2003,23 (5):1341-1357.
- [11] Chen CS,Cheng CK,Liu CL.A biomechanical comparison of posterolateral fusion and posterior fusion in the lumbar spine[J]. Spinal Disord Tech,2002,15(1):53-63.
- [12] 马辉, 赵杰, 连小峰, 等.腰椎滑脱后路不同融合术式的有限元研究[J].中华骨科杂志, 2007, 27(4): 282-286.
- [13] 付裕, 阮狄克, 刘斌, 张沛, 等.现实与虚拟互动的第3-7 颈椎应力分析比较[J].内蒙古医学杂志, 2006, 38(4):305-308.
- [14] 张美超, 夏虹, 樊继宏, 等.人体骨骼有限元几何模型的重建[J].中国临床解剖学杂志, 2003, 21 (5):531-532.

第二章 短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统 有限元模型的应力分析

1 引言

下腰痛已是骨科常见病、多发病，而且发病率日益增高，严重影响患者的生活和工作，对社会造成极大的经济损失。近二十年来，对于腰椎疼痛节段的治疗，在减压、病灶清除的基础上实施固定，椎体融合是一种普遍采用的有效的手术方法。从而达到重建脊柱受累椎节的稳定、矫正畸形及防止畸形发展、恢复椎节高度并消除症状的目的。稳定腰椎手术有前后路之分，过去多做后路手术，如横突植骨融合术、小关节植骨融合术、H形骨块椎板植骨术，但从解剖和生理学角度来看，以椎体间植骨融合术最为合适。这种植骨方式不但解决了屈伸方向的不稳，而且解决了因其而产生的侧向不稳和旋转不稳。其中椎弓根钉+植骨融合术是近年采用较多的技术。也有人将骨水泥与椎弓根螺钉联合应用也获得了很好的固定效果^[1]。椎弓根螺钉系统内固定器具有固定坚强，能同时固定脊柱前、中、后柱，强化了支撑及抗扭转的刚度，取得了较好的融合率和临床效果。但随着该项技术的广泛应用，其手术失败的病例并不少见，如内固定断裂、邻近节段退变^[2]，其中以椎弓根固定系统断裂最为常见。近 20 年来有限元法在脊柱生物力学研究中的应用日益广泛与深入。这其中，运用生物力学知识，全面分析各种内固定器械的作用原理，分析应力分布情况，对于正确选择手术方法，合理使用内固定器械，以取得最佳矫形和固定效果，降低手术失败率和减少并发症的发生具有重要意义^[3-6]。本研究通过对已建好腰椎椎弓根螺钉系统内固定三维有限元模型的加载，可以非常直观的看到椎弓根螺钉系统内固定于不同载荷下的应力分布，并可与临床上的断钉、断棒等并发症行对比分析，为研制新型弹性椎弓根螺钉内固定系统能减少内固定断裂发生率提供了对照指标。

2 材料与方法

2.1 材料与设备:

2.1.1 图像资料: 选择1名成年志愿者(年龄 27y, 身高 174cm, 体重 63 kg), 经X线检查排除脊柱疾病, 采用PHILIPS Brilliance 64排螺旋CT对其进行连续水平扫描, 扫描参数如下: 层厚1.0mm, 球管电流200Ma, 电压120kV, 扫描范围自腰1椎体上缘至股骨大转子下处, 图像处理及保存在CT工作站中。

2.1.2 计算机(基本配置: AMD双核5000+超线程CPU, 4G DDR800内存, 6800 GT 双128M PCIE 图形加速卡。操作系统: Windows XP)、移动硬盘。

2.1.3 软件:

Mimics11.11 (Materialise' s Interactive Medical Image Control System 即 Materialise 的交互式医学影像控制系统) 由比利时 Materialise 公司提供。

Simpleware2.1 由英国埃克塞特的 Simpleware公司提供。

Abaqus6.51由Abaqus公司提供, 是国际上最先进的大型通用非线性有限元分析软件。

2.1.4 椎弓根螺钉系统内固定系统: Medtronic公司的TSRH椎弓根螺钉内固定系统。

2.2 方法:

2.2.1 应力加载方式:

(1) 固定模型L₅椎体下表面, 在L₅椎体上表面持续施加500 N 载荷, 并使此载荷均匀分布于表面各节点。

(2) 在垂直加载500 N 载荷的同时, 于L₃椎体上表面施加15 Nm 力矩, 分前屈、后伸、左屈及右旋4种情况加载。

2.2.2 数据采集及计算设计:

(1) 用应力分布图显示各加载情况下的应力分布。

(2) 计算螺钉和棒的平均Von Mises应力: 将螺钉按长度均分为3段, 每段均匀选取32个节点, 然后在上述加载情况下, 计算各节点应力, 取其平均值作为该段螺钉的应力; 将连接棒平均分成2段, 每段均匀选取32个节点, 同法计算各

节点应力，取其平均值作为连接棒的应力（椎弓根螺钉内固定系统应力分析取点分段如图2-1所示）。

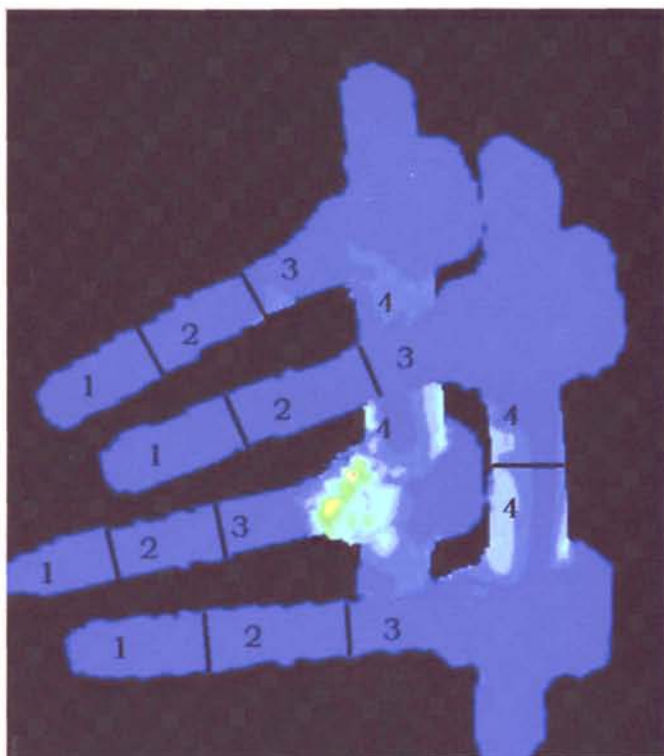


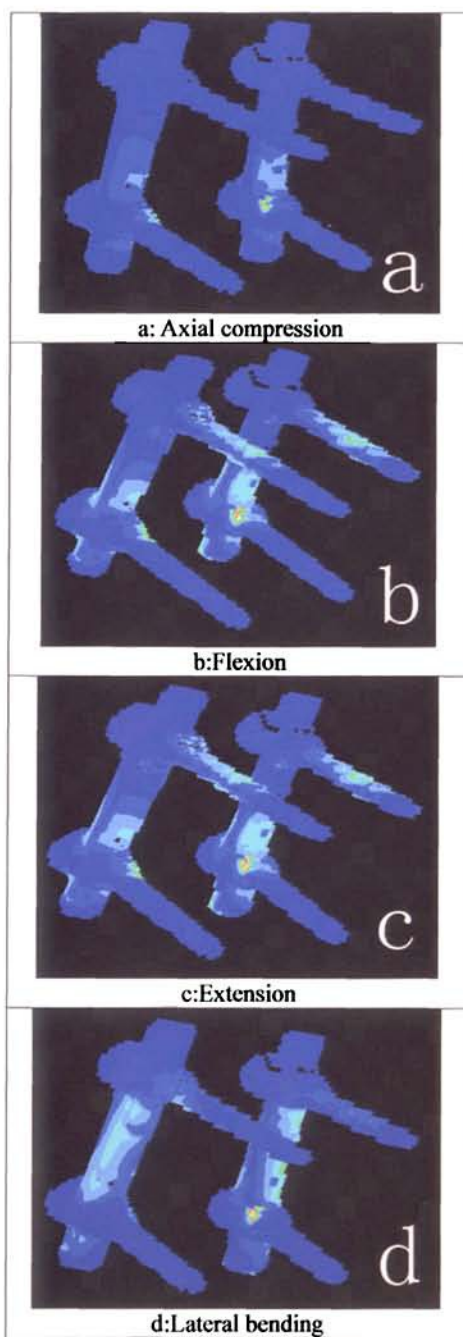
图2-1 椎弓根螺钉系统有限元模型

(Figure2-1 Finite element model of lumbar pedicle screw instrumentation)

2.2.3 统计学分析：所有统计分析均采用SPSS 16.0统计软件处理。在不同位置及不同运动状态下的应力强度的比较，采用析因设计的方差分析，若整体比较 $P < 0.05$ ，则行进一步多重比较（方差齐性采用SNK法；若方差不齐，采用Dunnett T3法）。检验水准为 $\alpha = 0.05$ 。

3 结果

3.1 垂直压缩、前屈、后伸、侧屈及旋转加载情况下的应力分布图（见图2-2），从分布图中可见：垂直压缩下应力最小，应力主要集中在螺钉近棒段，而前屈、后伸、侧屈及旋转状态下应力明显增大，以连接棒及钉尾局部尤为明显。



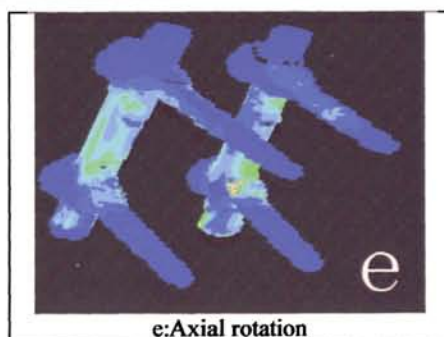


图 2-2 椎弓根螺钉在各种载荷下应力分布图

(Figure 2-2 Stress distribution of pedicle screws under different loading)

3. 3 不同运动状态下椎弓根螺钉系统内固定系统各部分的应力统计分析结果:

3. 3. 1 不同运动状态下固定器各部分的应力分布 (见图2-3, 图2-4及表2-1)。

Estimated Marginal Means of stress

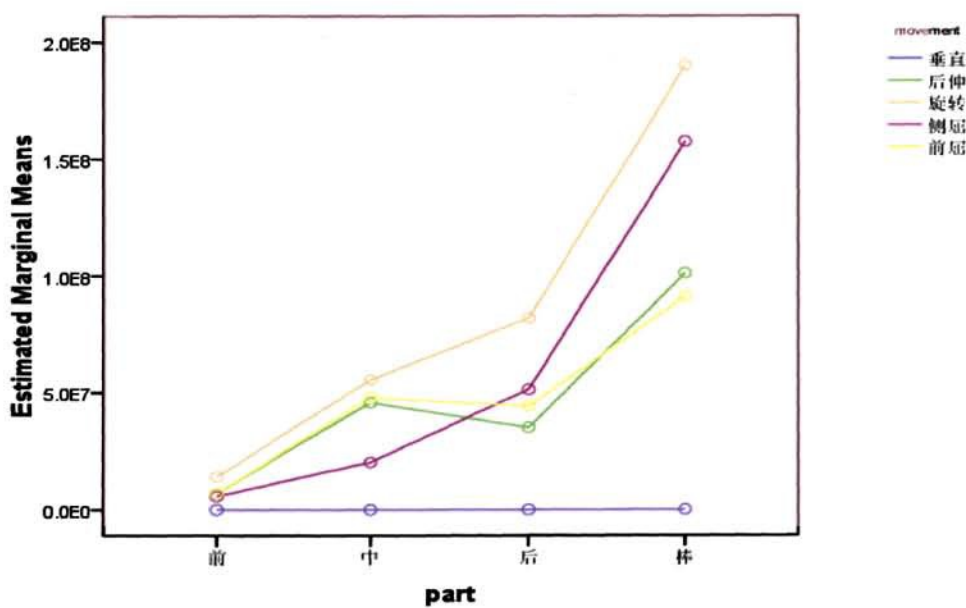


图 2-3 不同运动状态下固定器各部分的应力分布

(Fig2-3 The distribution of stress of the implant under different loading)

表 2-1 椎弓根螺钉系统在不同部位和不同载荷下的应力 (Pa)
Table 2-1 The distribution of stress of the implant under different loading (Pa)

Part	Movement					合计	F 值	P 值
	垂直	后伸	旋转	侧屈	前屈			
前	$\bar{x}$ 429. 609281	7054217. 968750	14144862. 968751	5795346. 875000	6984067. 968751	7994965. 454958	411. 824	0. 000
n=544	s 103. 8009876	7054217. 968750	6248330. 5464696	4778495. 2549948	3346503. 7010940	6092761. 5806520		
中	$\bar{x}$ 2152. 503281	45864466. 015626	55519353. 906251	20257335. 390625	47903250. 625000	39892928. 014899	283. 890	0. 000
n=544	s 1064. 5674566	30360078. 3467435	32073625. 2892237	16868298. 5483520	32138504. 9321052	32094627. 0545850		
后	$\bar{x}$ 17322. 872500	35162510. 156251	81890821. 093751	51387871. 875001	44307643. 650794	50080795. 999853	708. 367	0. 000
n=542	s 21653. 6706154	18758393. 9168360	23289362. 9060402	30023616. 1551398	23437428. 4297011	31574385. 3180929		
棒	$\bar{x}$ 3768. 054344	101141809. 375001	189995601. 562501	157454380. 468751	91105362. 500000	126987787. 275256	411. 824	0. 000
n=544	s 2250. 1115680	53954329. 4341422	47629017. 7682095	27115479. 1490320	56265043. 9115418	68481495. 7172382		
合计	$\bar{x}$ 5918. 259852	47305750. 878907	85387659. 882813	58723733. 652344	47587894. 666667	56244784. 616956	556. 413*	0. 000*
n=2174	s 12691. 2386778	47068482. 8169112	72131344. 9984154	63330126. 0806396	45593972. 0732026	59990553. 3391908		
F 值	55. 921	271. 031	921. 230	1375. 306	261. 251	985. 909*	$F=82. 779\#$	
P 值	0. 000	0. 000	0. 000	0. 000	0. 000	0. 000*	$P=0. 000\#$	

* 主效应的 F 统计量和 P 值; # 交互效应的 F 统计量和 P 值。各单独效应及主效应因不满足方差齐性, 采用 Welch 校正后 F 值及 P 值。

如图2-3所示,椎弓根螺钉系统各部分于垂直压缩下的应力和前屈、后伸、侧屈及旋转状态时所受压力相比,行析因设计的方差分析得出其差异有统计学意义(见表2-1,各运动状态主效应及各单独效应 $P<0.001$),各部分(前、中、后、棒)应力均远远小于后4种状态(前屈、后伸、侧屈及旋转)下所受的应力;进一步行多重比较(采用Dunnett T3法),垂直和前屈、垂直和后伸、垂直和侧屈、垂直和旋转相比,均有显著性差异($P<0.001$),垂直压缩下应力最小。

Estimated Marginal Means of stress

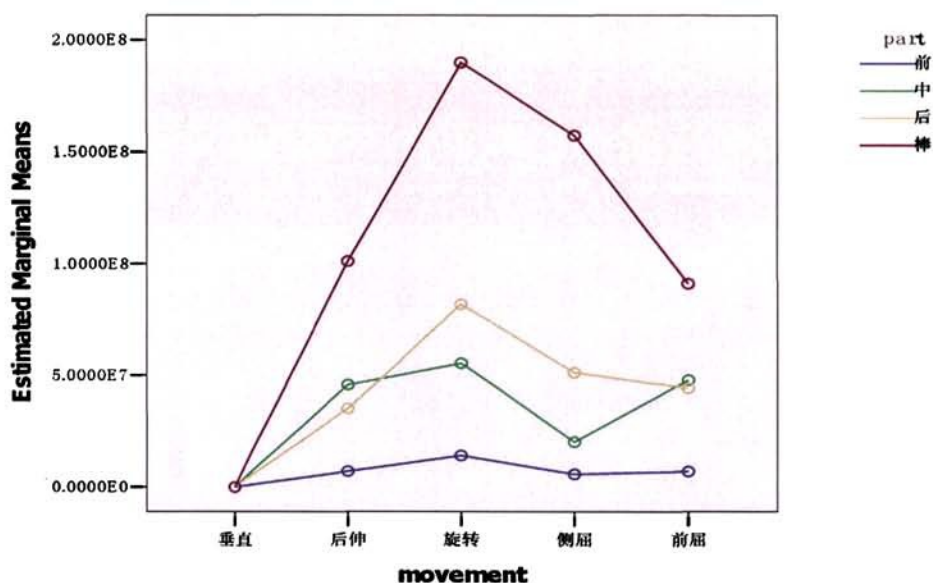


图 2-4 不同运动状态下固定器各部分的应力分布

(Fig2-4 The distribution of stress of the implant under different loading)

如上图所示,除了垂直状态下,后4种状态(后伸、旋转、侧屈、前屈)下螺钉应力比较,采用析因设计的方差分析(表2-1),单独效应分析结果显示其差异有统计学意义($P<0.001$),前、中、后、棒各处应力不全相等;进一步行多重比较(Dunnett T3法),除垂直状态下,棒和前区、棒和中区、棒和后区相比,均有显著性差异($P<0.001$),棒的应力最大。

3.3.2 垂直状态下固定器各部分的应力分布(见图2-5及表2-1)。

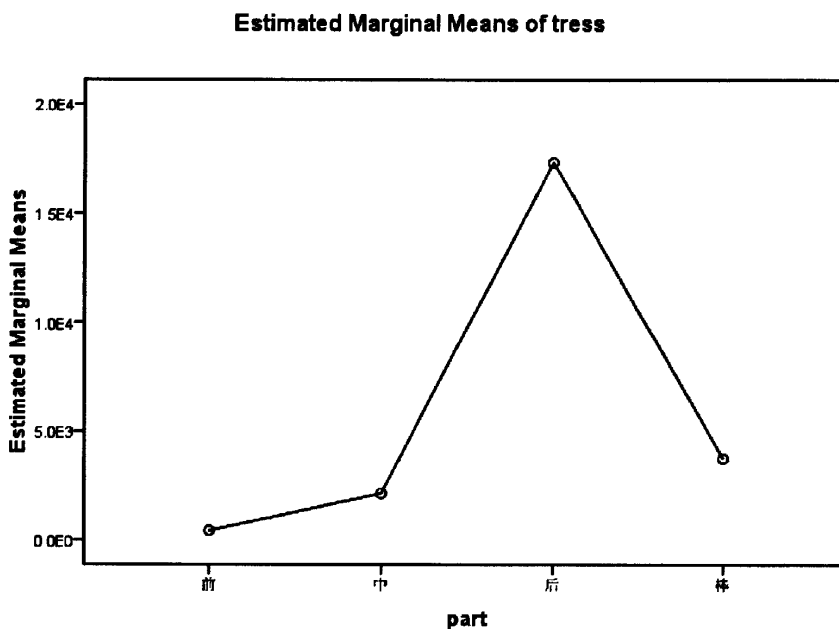


图 2-5 垂直状态下固定器各部分的应力分布

(Fig2-5 The distribution of stress of the implant under vertical load ing)

如上图所示,垂直压缩下应力行单独效应分析(见表2-1)示,前、中、后、棒各处应力不全相等,其差异有统计学意义($P<0.001$);进一步采用Dunnett T3法行多重比较,近棒段(即后段)和前段、近棒段(即后段)和中段相比、近棒段(即后段)和连接棒,均具有显著性差异($P<0.001$),近棒段应力最大。

3.4 可能影响结果的因素分析:由于本试验只是在计算机中模拟实际情况,无论是在模型的几何相似性和力学相似性方面,还是在边界约束、载荷加载方面,都与实际情况存在着不可避免的差异^[7-9];而且有限元模型的精确度依赖于单元选取的个数,选取的个数越多,该模型的精确度就越高,反之亦然,所以试验的目的在于为临床提供生物力学基础和理论基础。

4 讨论

腰椎退行性疾病引起的腰痛是临床上的常见原因,采用椎管减压、植骨融合及内固定是目前临床主流手术方法,但由此引起的螺钉断裂也是临床的常见

并发症。因为承重较大和活动幅度较大,腰椎椎弓根螺钉断裂率在腰骶部发生率最高^[10]。断钉引起的矫正丢失、疼痛和再手术等一系列问题,成为临床医生关注焦点之一。

4.1 内固定系统的设计及材料 目前对于螺钉几何形态研究较多,有柱形、锥形及钉的两端较粗中间较细呈葫芦形,但无论椎弓根螺钉系统怎样设计,应使其在体内受力强度一致,避免应力集中而导致断裂。在腰椎椎弓根螺钉系统术后卧床、佩戴支具的情况下,患者避免了脊柱前屈、后伸、左屈及旋转运动,内固定主要受到来自垂直压缩的负荷。本文的研究表明垂直压缩下应力主要集中在螺钉近棒段,所以设计螺钉时近棒段的螺钉直径(SD)不可过细。但人体椎弓根直径大小有限,当螺钉截面积占其90%时,再增加螺钉的直径,没有增加固定强度反而易使椎弓根爆裂骨折^[11]。另外近年来提出的弹性内固定器能够降低螺钉承受的压缩负荷,减少术后断钉的发生^[12-14],但在装置设计和手术适应症方面仍需要进一步的研究^[15-16]。而且材料的选择也非常重要。Christensen等^[17]研究表明,骨与螺钉表面直接接触面积钛合金组为43.8%,而不锈钢组为29.4%,提示钛合金材料制成的椎弓根螺钉与不锈钢相比具有更好的钉-骨界面,减少了螺钉的扭转应力,增强了螺钉的固定能力,同时也减少了螺钉的折断率。

4.2 术者的临床经验及手术技巧 术者应具备丰富的临床经验及手术技巧。在进钉点和进钉方向上做到准确精细。要确保同一椎体螺钉在同一水平线上,否则骨质对螺钉的压缩承受力不均匀,内固定系统不再是受单纯垂直压缩的负荷了,势必增加内固定系统的应力负荷。尤其靠近椎体终板边缘的螺钉固定牢靠,强度大,承受力大,容易断钉。

4.3 术中的植骨和横连杆的放置 本实验用三维有限元模型模拟L_{4/5}节段内固定,接近腰椎后方减压、内固定而不予植骨或者后外侧植骨未融合时的情形。未行植骨融合或植骨融合不完善,不充分,导致假关节形成,从而增加了断钉率;植骨床软组织清理不干净或备用植骨软组织清理不干净,都将增加植骨融合率下降,也是造成断钉的一种因素;张光泊^[18]认为无论多么坚强的内固定,即便是三维6个自由度的矫正器械,最后仍然靠骨性融合来完成良好的矫正及生

理力线与稳定的重建，内固定的矫正与固定只是暂时的，而植骨融合是永恒的，没有良好的植骨融合，螺钉迟早会断裂。另外放置横连杆也十分重要。Deligianni等^[19]研究表明使用横杆装置能提高装置的刚度，能吸收部分结构应变，减少钉弯矩从而减少钉在周期性非轴向载荷时植入骨界面的疲劳破坏。横连杆的放置不应过高或过低，过高或过低将导致钉棒的力臂大小不等，不能形成均衡的框架结构，使上下受力不均而导致断钉。

4.4 术后康复活动的指导、保护及内置物取出的时间 术后早期任何不适当的活动方式及强度均有导致椎弓根螺钉系统断裂的可能，于上文中通过三维有限元模型已经知道椎弓根螺钉系统各部分于垂直压缩下的应力和前屈、后伸、侧屈及旋转状态时所受压力相比较几乎可以忽略不计，远远小于后4种状态下所受的应力。因此，术后的卧床休息和佩戴支具十分重要，能有效限制脊柱前屈、后伸、侧屈及旋转的发生，避免了椎弓根螺钉过度承重。一般应佩戴支具至少4~6周^[20]，有人主张更长时间的制动：卧床3个月左右，最好拍片见骨性愈合后开始下床活动，下地活动时佩戴胸腰椎支具6个月~1年，1年内严禁持重负重、剧烈活动^[21]。内固定的作用是促进植骨融合，一旦植骨融合，内植物的作用也随之消失，而随着活动量加大脊柱前屈、后伸、侧屈及旋转载荷增加，可导致内固定的疲劳性断裂。同时脊柱行内固定后，人体负重载荷大部分通过内固定器传导，固定节段的椎体及植骨块受力较小，产生应力遮挡效应，过长时间的内固定将导致固定节段的椎体骨质疏松、影响植骨融合。有人研究椎弓根螺钉断裂时间为7~30个月，平均15个月^[22]，因此手术医师应重视内固定取出的时间。脊柱内固定术后，应定期复查，根据患者的年龄、伤病类型及植骨融合的质量而决定内植物取出的时间，一般中青年非腰椎退行性疾病患者术后9~12个月取出为宜。

本有限元研究的腰椎加载负荷、扭矩均接近正常生理状态下腰部活动水平，结果表明，在未采取任何方式植骨的情况下，椎弓根螺钉的应力在轴向压缩时，螺钉近棒段应力最大，甚至能超过钛合金螺钉的屈服强度^[23]。因此，在术后如果出现频繁活动，此处的持续应力使螺钉发生疲劳性断裂可能性增大。除轴向

压缩外，其他几种载荷下，棒的应力最大，因此，临床上腰部活动过多，长期的应力疲劳可能引起断棒或脱棒。

螺钉的断裂与局部应力大小、循环负荷次数、操作技术和螺钉设计等诸多因素有关。从本文螺钉局部应力结果看，为尽量降低螺钉断裂的可能性，术中实施内固定节段的植骨融合是必要的。本来腰椎退变性疾病往往与腰椎不稳和腰部长长期较重应力负荷息息相关，特别是术中椎板部分切除减压等措施进一步破坏了脊柱稳定性情况下，更应植骨融合。目前植骨常采用PLIF或PLF。Duffield等^[24]的实验表明影响内植物应力载荷及稳定性最大的因素还是脊柱前中柱的稳定性。前中柱承受生理载荷的80%~90%，其缺损则载荷大部分加于后方内固定器械上。而横突间植骨处于张力带侧，缺乏应力刺激，活动度较大，而且横突间植骨的暴露面积较大、出血较多，加之横突周围有大量软组织附着，因而制备出好的横突间融合的植骨床并不容易，难以保证融合效果^[25]。从有限元分析结果看，我们也认为采用PLIF融合较为合理。术后必须使用支具限制固定节段脊柱前屈等腰部活动，尤其是旋转活动，尽量保持腰椎在轴向压缩位，使力通过脊柱前中柱向下传导，避免椎弓根螺钉过度承重，是很必要的。

本研究结果螺钉的应力分布和应力集中情况与Chen CS等^[26]报告的情况近似，表明植骨前与植骨融合后螺钉的应力分布和应力集中情况基本相同。螺钉的断裂是由于螺钉长期应力集中引起的疲劳断裂。并且螺钉断裂多数发生在后外侧植骨融合后，提示弹性模量大的金属内植物仍是主要的应力承受区，这与临床观察相符合。

5 小结

总之，椎弓根螺钉系统断裂的因素是多方面的，三维有限元模型的建立对椎弓根螺钉内固定系统的应力分析提供了一个崭新而直观的方法。使人们对椎弓根内固定系统的设计及类型的选择，术中的规范操作，术后康复活动的指导及保护以及适时取出内固定等防止椎弓根螺钉系统断裂的有效方法提供了理论依据。为研制新型弹性椎弓根螺钉内固定系统以减少内固定断裂发生率提供了需要

对照指标。

6 参考文献

- [1] Heini PF.The current treatment-a survey of osteoporotic fracture treatment. Osteoporotic spine fractures:the spine surgeon's perspective[J].Osteoporos Int,2005,16: 85-92.
- [2] Rao RD,David KS,Wang M. Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar fusion interbody fusion using tapered cages[J]. Spine,2005,30(24): 2772-2776.
- [3] Zhong ZC ,Wei SH ,Wang JP,et al. Finite element anaylsis of the lumbar spnie with a new cage using a topology optimization method[J].Med Eng Phys,2006,28(1):90-98.
- [4] Wilcox RK. The influence of material property and morphological parameters on specimen-specific finite element models of porcine vertebral bodies[J]. Biomech,2007,40(3): 669-673.
- [5] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/extensoindata corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine[J]. Biomech,2006,39(2): 375-380.
- [6] Sairyo K,Goel VK,Vadapalli S, et al. Biomechanical comparison of lumbar spine with or without spina bifida occulta.A finite element analysis[J].Spinal Cord,2006,44(7):440-444.
- [7] Guo LX, Teo EC, Lee KK, et al.Vibration characteristics of human spine under axial cyclic loads: Effect of frequency and damping[J]. Spine,2005,30(6): 631-637.
- [8] Guo LX, Teo EC. Influence of injury and vibration on adjacent components of spine using finite element methods[J]. Journal of Spinal Disorders&Technology,2006,19: 26-31.
- [9] 汪 宇,潘 滔,刘先银,等.自制椎板钩分散椎弓根螺钉系统应力作用的有限元分析[J].中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11 (22) : 4292-4295.

- [10] Jutte PC, Castelein RM. Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations[J]. Eur Spine, 2002,11(6):594-8.
- [11] 宋富立, 靳安民, 王瑞, 等. 短节段椎弓根内固定系统术后断裂临床分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2005, 20 (6): 376—378.
- [12] Grob D, Benini A, Junge A, et al. Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years[J]. Spine, 2005, 30 (3): 324—331.
- [13] 李超, 干阜生, 王以进, 等. 拱形弹性钢板椎弓根固定器的研制和临床应用[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2002, 12 (5): 330-334.
- [14] Othmar S, Ulrich B, Thomas M, et al. Posterior dynamic stabilization system: DYNESYS[J]. Orthop Clin N AM, 2005, 36: 363-372.
- [15] Nockels PR. Dynamic Stabilization in the Surgical Management of Painful Lumbar Spinal Disorders[J]. Spine, 2005, 30(16): 68—72.
- [16] Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B. Dynamic Stabilization in Addition to Decompression for Lumbar Spinal Stenosis with Degenerative Spondylolisthesis[J]. Spine, 2006, 31(4): 442—449.
- [17] Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, et al. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel[J]. Eur Spine, 2000, 9: 97-103.
- [18] 张光泊. 浅谈脊柱内固定的应用与植骨融合[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2002, 5: 325.
- [19] Deligianni D, Korovessis P, Baikousis A, et al. Factor analysis of the effectiveness of transfixation and rod characteristics on the TSRH screw-rod instrumentation[J]. Spinal Disord, 2000, 13: 50-57.
- [20] 明江华, 贾芝和, 周建林, 等. 胸腰段骨折术后内固定断裂及松动的原因分析[J]. 临床外科杂志, 2007, 15 (7): 488-490.
- [21] 高健伟, 郭红燕. 国内胸腰椎压缩性骨折内固定术后断钉的原因及处理[J].

中国矫形外科杂志, 2006, 14 (22) : 1727-1728.

- [22] 慈元, 敖强, 宋秀峰, 等.胸腰椎骨折术后植入体断裂的相关因素分析[J].
中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11 (16) : 3164-3165.
- [23] 邹德威, 杨惠林,等.脊柱功能重建外科学—高级理论和技巧 [M]. 北京: 人民军医出版社, 2008: 65-66.
- [24] Duffield RC, Carson WL, Chem LY. Longitudinal element size effect on load sharing, internal loads and fatigue life of trilevel spinal implant constructs[J] .
Spine, 1993, 18 (12): 169.
- [25] McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short- segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures: a preliminary report[J]. Bone Joint Surg(Am), 1993, 75: 162- 167.
- [26] Chen WJ, Cheng CK, Jao SH, et al. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation[J]. Med Eng Phys,2005,27(6):487-96.

综 述

有限元分析的原理及其在医学中的应用研究

南方医科大学附属珠江医院骨科中心 (510282)

王宇 综述 新安民 审校

有限元法又称有限元素法(finite element method, FEM)是一种有效的离散化数值计算方法,把一个复杂的弹性物体可以看成是由无限个质点组成的连续体,它具有无限个自由度,不可能对其进行分析求解。该法是以能量原理为理论依据,借助位移法的解题思路,采用矩阵代数表达方式的一种数值研究方法。有限单元分析的方法是将弹性体离散为有限个单元组成的集合体,这些单元只在有限个节点上相交接,所有节点只具有有限个自由度,这样使得分析求解成为可能。从数学意义上讲,是把微积分方程的连续形式转化为数学方程组。适用于复杂的几何形状和边界条件,而且能处理各种复杂的材料,例如材料的非线性等。近年来广泛的用于航空航天、汽车、通用机械、医疗^[1]、生物力学^[2]、铁道、运输、电子等领域的研究。它通过有限单元、节点、自由度等实验条件控制,用计算机模拟人体体内情况。

目前国际上通用的有限元软件主要有MSCNASTRAN、ANSYS、ABAQUS、MARC、ALGOR等,各个软件的算法基本相同,但各有优缺点。MSCNASTRAN和ANSYS总体功能强大,模块齐全,在我国的市场占有量也最大。ABAQUS是近几年进入中国的,它与CAD的接口通用性不如MSCNASTRAN和ANSYS效果好,对于复杂曲面模型从CAD转入ABAQUS时,模型往往丢失大量几何信息,需要对模型进行反复的几何修补,MARC软件在处理高度非线性问题时具有明显优势,尤其是模拟橡胶等高分子材料时可以取得较好的结果,如轮胎非线性分析,ALGOR在国内则较少使用。最初使用有限元分析的目的是为了验证和观察某些实验的结果,但随着计算机硬件的高速发展,数学、力学和计算机科学的相互渗透和结合,以及影像医学对活体解剖结构的精细再现,有限元分析在最近数年得到了迅速的发展。模拟的条件更接近正常、结果更加可信^[3-6]。现将有限元分析的原理、在生物力学方

面的应用现状及相关进展综述如下。

1 有限元分析的基本原理

有限元分析是一种实用有效的理论应力分析方法,即用数学模型分析应力分布,通过有限元模型对真实的模拟,用数字对结构的载荷、位移、几何变形、材料力学特性等进行描述。该方法首先把连续的弹性体(连续体)分割为有限个单元,这些单元通过节点相连接,形成由单元组成的结合体,以此代替原弹性体,然后借助计算机进行数据的处理及运算,对连续体离散成的有限个单元进行力学分析,并由此获得整个连续体的力学性质特征。作为一种工程力学研究方法,正逐渐被应用到骨科、牙科、矫形外科领域。有限元分析的核心思想是将连续体离散成有限个单元的过程,从数学意义上说是将微分方程的连续形式转变为线性代数方程组的过程,其重要特点是利用每一个单元内近似函数来分片表示整体求解域上的待示未知函数,以最终达到逼近真实解的目的。

有限元分析的基本思路是先将研究对象的连续求解区域离散为一组有限个、且按一定方式相互联结在一起的单元组合体。由于单元能按不同的联结方式进行组合,且单元本身又可以有不同形状,因此可以模拟成不同几何形状的求解小区域,然后对单元(小区域)进行力学分析,最后再整体分析。在这个过程中,为达到逼近真实解的目的,单元数目、大小、类型、布局、节点的连接方式等决定了有限元模型与研究对象的逼真程度,单个单元到整体的分析、边界条件的选择、载荷、求解方程的选择等决定了有限元分析的最终正确性^[7]。有限元分析的一般过程包括连续体的逼近离散、单元特性的研究、离散单元的装配和集成、处理边界条件和求解节点位移、求解单元内的应力、应变等。

典型的有限元分析过程分三个步骤:创建有限元模型,施加边界条件、载荷并求解,查看结果、分析并验证。

有限元模型的建立是有限元分析过程中至关重要的一步,其模型与真实体的逼近程度,合理性直接决定了是否能模拟真实体用于仿真力学研究。有限元建模过程所花费的时间约占整个研究过程的70—80%。建模的最终目的就是获得正确的有限元模型,确保网格具有正确的形状、单元大小密度分布合理,适

合于施加边界条件和载荷，保证变形后仍然具有合理的单元形状，场量分布描述清晰。

有限元模型建模过程包括原始数据的采集、数据输入、三维实体模型的建立、单元的选择、网格的划分、材料特性的赋予。在工程应用和医学应用早期，原始二维图像的来源主要通过传统切片法，通过切片过程，将模型分割成若干个断面，用坐标纸或图形数字化仪使图形数字化，其优点是可获得模型截面的精确几何形状，缺点是破坏了模型、很难保证切面厚度的一致性、处理过程非常耗时、不能反映生理状态的信息等^[8]。由于成像质量较差，手工工作量大，标本来源有限等原因现已逐渐废弃。随着近年来多层螺旋CT和MR的发展，连续薄层扫描、较高的组织和空间分辨率使人体组织结构直接数字化成为可能，其优点是截面几何形状准确，误差小，不破坏模型，能反应组织材料断面的非均质性，现已有多个三维构型软件可直接读取CT和MR的DICOM3.0格式图像，做到理论上无任何信息的丢失。将各层面的几何数据输入有限元分析软件的前处理模块，在笛卡尔坐标系中可建立其三维几何模型。对每一个具体的实体模型而言，离散化的内容即包括单元类型的选择，单元大小和数量，单元的布局，节点的连接方式等。单元按形状可分为质点单元、线单元（如杆、梁、管单元）、面单元（三角形、四边形、五边形等）、体单元（空间四面体、六面体、八面体、二十面体等）和其它辅助单元（杂交元）。根据结构形态的不同和研究目的不同选用合适的单元类型，如骨关节、牙、脊柱等可选用空间四面体、六面体单元，韧带等可选用线单元或缆绳式单元等。模型的精确度视研究对象的要求而定，理论上单元的数目越多约精确，网格划分密度越大约精确，当这两项趋于无穷大时，所得的解收敛于模型的精确解。单元数目的增多相应增加了节点数目、节点位移、平衡方程数目，从而使计算量加大，所以要在计算精确性与减少计算量之间取得一个平衡。虽然目前计算机软硬件的发展已经不再成为有限元分析的障碍，但实验证明节点和单元的数量达到一定值后，再增加网格密度对于提高计算精度效果就不明显了，因而划分单元的原则是单元的节点应该是结构的交汇处、转折点、支撑点和截面突变点。在决定网格数量时应考虑分析

数据的类型。在静力分析时,如果仅仅是计算结构的变形,网格数量可以少一些,如果需要计算应力,则在精度要求相同的情况下应取相对较多的网格。网格质量好坏将最终影响计算精度,质量太差的网格甚至会中止计算。直观上看,网格各边或各个内角相差不大、网格面不过分扭曲、边节点位于边界等份点附近的网格质量较好。网格质量可用细长比、锥度比、内角、翘曲量、拉伸值、边节点位置偏差等指标度量。划分网格时一般要求网格质量能达到某些指标要求。在重点研究的结构关键部位,应保证划分高质量网格,即使是个别质量很差的网格也会引起很大的局部误差。而在结构次要部位,网格质量可适当降低。当模型中存在质量很差的网格(畸形网格)时,计算过程将无法进行。对于已完成的有限元网格模型,需根据研究对象的实际情况赋予相应材质,从而最终完成有限元模型的构建。描述结构材料特性的主要指标包括弹性模量(modulus of elasticity)和泊松比。物体在外力的作用下,应变随应力的变化可分为两个阶段:弹性阶段和塑性阶段。前一阶段中应变随应力的增加呈线性比例增加,该阶段中应力—应变曲线的斜率即为弹性模量。从屈服点(yield point)开始,物体发生塑性形变,结构上发生不可逆的损伤,该阶段应力—应变曲线斜率很小。弹性模量说明材料对变形的抵抗能力,弹性模量越大,产生一定变形所需的力越大,物体越不容易变形。当物体单纯受到张应力或压应力作用时,在正比极限范围内,张应力与张应变之比或压应力与压应变之比称杨氏模量。泊松比 $\mu = |\text{材料在两端轴向拉力作用下所产生的横行应变} / \text{纵向应变}|$ 。目前,人体许多组织结构的材料特性已经通过生物力学实验测得,如牙齿、下颌骨、颈椎、腰椎、退变骨、股骨头、椎间盘等,然而由于人体组织力学特性的复杂性,仍有许多结构的材料特性难以明确,如韧带、软骨、肌肉、血管壁、心肌、内耳等,成为影响许多分析精确性的因素之一。

边界条件包括约束条件和载荷条件,没有约束,结构处于悬空状态是无法承受载荷的。载荷类型分为集中载荷、面载荷、体载荷、惯性载荷,节点的总载荷包括作用于节点的载荷和等效移植的非节点载荷,无论选择哪种类型的约束和载荷,都必须符合研究对象的生物力学特性,否则将难以解释求解结果。

有限元分析所研究的基本力学变量包括位移（物体变形后的形状）、应变（物体的变形程度）、应力（物体内部的受力状态）；其求解方程相应为力的平衡方程、几何变形方程、材料的物理方程。目前高速计算机已解决了这些代数方程组繁重的计算工作，求解出全部节点力学变量的时间较以往大大缩短。对任何有限元模型都需要确认其有效性，对求解结果的解释需结合临床，必要时需与传统生物力学实验进行比较，以得到可信的结果。

2 有限元分析在生物力学中的应用

人类经过长期的进化，骨骼系统、心血管系统等已形成一套完美的力学结构，传统的生物力学研究大多基于人尸体标本或动物模型，由于尸体标本的来源有限、其材料特性随着周围环境发生变化等原因^[9, 10]，不能完全反映人在体结构的力学特征，同时生物力学实验几乎无法在人体上直接进行，所以当有限元分析开始运用到人体生物力学的研究中后，立即显示了其极大的优越性。

2.1 脊柱

研究脊柱生物力学的基本方法包括尸体标本的机械测试和椎体的分析模型，而有限元分析是唯一能提供椎体内部详细应变模型的方法^[11]。脊柱有限元模型构建需要两方面数据：(1) 椎体真实的几何学形态，通常从脊柱CT扫描图形获得，也可从实体测得；(2) 椎体骨组织和连接椎体软组织材料物理特性。目前脊柱有限元模型的构建已经达到了相当水平，表现在：(1) 几何形状模拟更加逼真，并且从模拟单一节段发展到模拟多个运动单位；(2) 模型中计入上下关节突之间的接触和运动，将关节突模拟为非线性的运动接触问题，较好地体现了小关节的生理运动功能；(3) 对椎间盘的模拟更加细致和准确。纤维环的模拟形式多样，大部分模型将纤维环模拟为同源基质包埋着大量的胶原纤维，其中胶原纤维以十字交叉的形式排列成若干层，胶原纤维只承受张应力，视为非线性复合材料。髓核有的模拟为不可压缩的流体，也有的则模拟成三维实体单元。单个椎体皮质承受约10%的应力，椎体松质承受约90%的应力，且皮质骨的负载大小与松质骨小梁排列方向密切相关，而与皮质厚度无关；韧带及椎间关节起到加强椎体稳定性和防止椎体前后移位的作用^[12]；椎间盘承受轴向负载时，

应力集中在终板中部、髓核下松质骨和后壁皮质中部^[13]，纤维环最大张应力出现在后部内层与终板连接处；小关节面在脊柱姿态改变时承受最大约33%的载荷，过伸时则更加明显。

首个比较完善的单椎体三维有限元模型是Bozic^[14]于1994年建立C4模型，原始数据来源于CT扫描，设定皮质与松质骨为同质、均一材料，后部结构为缆绳式单元，自动网格划分，通过施加轴向压缩模拟创伤性载荷。同年，Teo等^[15]建立了C2椎体三维有限元模型，原始数据来源于三维坐标仪扫描所得的C2几何外形，忽略松质骨，以弹簧单元模拟韧带、椎间盘等结构，以不同角度施加载荷于齿状突前方，分析齿状突骨折的发生机制。Voo等^[16]采用CT扫描数据建立了颈椎两节段有限元模型，他首先用I-DEAS软件构建一个椎体三维几何模型，再根据切片数据重建C4/5及C5/6椎间盘的三维模型，将两种几何模型输入有限元软件建立C4—C6有限元模型，整个模型包括了三个椎体、两个椎间盘、两个小关节、相关韧带，是当时比较完善的颈椎三维有限元模型；应力分析时，约束C6底部，于C4椎体上面加载纯力矩，得到了比较满意的结果，为后人相关研究提供了一些参考。Lu等^[17]采用L2-L3间盘非线性三维有限元模型研究间盘高度对脊柱运动节段的轴向位移、髓核内压、后外侧间盘膨出、纤维环的扭转应力、终板应力分布的影响，证实有限元法研究结论与其它实验方法的结果一致。Goto等^[18]采用有限元分析模拟脊柱侧凸畸形，发现骨形成过程可减轻畸形，而骨吸收过程则加重畸形。随着许多生物力学实验对脊柱各组成结构材料特性的确认，三维非线性有限元软件的开发，脊柱有限元分析的研究也向着非线性、非均质、各向异性等方向发展，除模拟正常生理状态下脊柱力学性能外，还在许多病理方面，如脊柱侧凸、椎体发育不良、骨质疏松以及各种脊柱内外固定、椎体成形术、脊柱牵引等骨外科应用方面开展了研究^[19-21]。脊柱有限元研究的发展趋势将由单椎节、双椎节模型向多椎节乃至全脊柱模型发展^[22]，由静态响应向动态响应过渡^[23]；而目前主要的问题是椎体、韧带、椎间盘及肌肉的力学性质非常复杂，生物力学实验难以得到足够和可靠的数据，标本来源的数据可能与生理状态存在差异，此外，有限元分析目前不能模拟组织修复过程，反映组织活性

有一定限度。

2.2 大关节

全身最大的关节是髋关节和膝关节，对这两个关节的有限元分析研究较多。Carter等^[24]经研究后认为，髋臼软骨区是股骨头接触压较高的区域，软骨下骨压缩静水压大小与软骨厚度相关，股骨头内下方及外周区与髋臼顶很少接触的区域静水压较低，该部位临床上是骨赘好发部位。Brown等^[25]研究了髋部接触异常对人体股骨头应力的影响以及股骨头缺血性坏死应力传递分析。马承宣等^[26]对小儿在直立状态下髋关节的表面应力分布做了研究，发现当髋臼指数大于 30° 时，髋关节表面应力分布发生明显变化， 60° 时负重面积仅为正常的 $1/4$ ，剪应力则增加3倍，股骨头及髋臼外上方出现应力集中，压强急剧上升，这显然会对髋关节结构发生明显损害，因此他主张，对于5岁以上先天性髋脱位患者的治疗应重建髋臼弧形结构。Andriacchi等^[27]最早采用二维有限元方法研究全髋置换后早期股骨干疲劳骨折的影响因素，提出设计假体时应在股骨干的 $1/3$ 平面上截面面积增大。Vasu^[28]发现全髋置换后髋臼上方松质骨的冯·米塞斯应力明显增高。Vichnin^[29]提出如果选择合适的假体以及足够的骨水泥（他建议3-4ml）固定，股骨干皮质承受正常载荷的能力将不会明显降低。这些研究均为减少髋关节置换术后假体松动、断裂、骨折等提供了理论支持。

膝关节是最容易受到损伤的关节之一。有限元分析可对膝关节生物力学机制及损伤机制进行深入的研究，为临床预防和治疗膝关节疾病提供依据。膝关节内起限制和稳定功能的静力结构较多，前后交叉韧带、侧副韧带、半月板起的力学作用各不相同。Maquet等^[30]对膝关节接触面积、应力场及畸形腿做了深入的研究；Chand^[31]采用三维有限元分析研究正常膝关节后发现膝关节内侧应力分布较大，容易造成损伤。王以进^[32]研究了膝关节半月板的运动损伤机制，他采用三维有限元分析对关节面接触应力、腓骨的作用、股胫关节、软骨的作用做了详细的分析。Komistek^[33]和Anderst^[34]等采用有限元方法重构活体膝关节模型，分析活体股胫关节接触问题，深入研究了股胫关节的运动行为。目前，膝关节有限元分析重要集中在对模型的建立和通过实验验证模型的有效性上，随

着模型精细度、复杂性的提高,今后研究将向更深层次发展,如关节退变机制、治疗方法的改进、内固定器的研制、个性化假体的设计等。

2.3 口腔正畸与修复

口腔正畸原理是在错位牙或畸形颌骨上施加相关外力或去除异常肌力,通过机体的颌骨、牙周组织等硬软组织的生物力学反应,使其产生组织学改建,而得到新的形态、达到功能平衡和正常发育的一种生物机械运动。不同材质的正畸元件对治疗效果会产生不同的影响。Chen等^[35]利用非线性三维有限元模型分析了在垂直和水平方向加载下T、V、L、B四种正畸簧的M/F率和强度特性,并通过了机械力学实验验证。Ghosh等^[36]设计了上颌左中切牙双托槽的三维有限元模型,模拟六种氧化铝生物陶瓷产品,分别给六种双托槽以不锈钢弓丝扭转力和倾斜力,了解在不同负载下个修复体相应部位的应力分布状况。Miyasaka^[37]建立了第一个颌面复合体的有限元模型,该模型在以后的研究中被多次采用;Willams^[38]、Tanne^[39]等用有限元法分析了牙齿瞬间转动中心的位置及其与正畸作用力的关系;部分学者^[40、41]还对牙齿、牙槽骨等采用各向异性,牙周膜、颌面软组织采用粘弹性等更符合实际材质的材料性质进行了研究,丰富了有限元分析在骨重建、软组织形态变化上的应用。

义齿成功种植的关键是对种植体的合理选择和优化。有限元分析已运用在基牙及牙周组织的受力分析、种植体—骨及不同修复材料界面结合问题、种植体上部修复体类型和结构设计、载荷大小及方向对相关部位应力分布的影响等诸多方面。Merz等^[42]利用三维非线性有限元模型分析了8°锥形的种植体基台连接方式和膨大关节状的连接方式在植入口腔后的应力传导机制,结论认为8°锥形的种植基台连接方式更为优越。邢晓建等^[43]研究了不同种植体骨结合部位对骨界面应力分布的影响,总结冠部结合状态下骨界面平均应力水平低、分布最均匀,骨界面最大应力值最小,应力集中程度最低,因此种植体植入过程中保护种植体颈周密质骨对种植成败非常重要。Muraki等^[44]利用ANSYS软件分析了可摘局部义齿修复时咬合力作用点对桥基位移和根周组织应力分布的影响。李江等^[45]通过上下颌骨表面及义齿基托应力及位移有限元分析研究不同亚草嶺顶间

线角与全口义齿排牙的关系。今后的研究方向应是对基牙、牙槽骨、义齿等采用动态载荷条件,采用粘弹性、非线性、非均质、各向异性等模拟相关组织,如咀嚼肌、牙本质等,丰富及完善口腔力学研究。

4 小结

在医学领域里,有限元模型可以帮助我们很好的研究人体的生物力学特点。利用有限元软件的建模功能,可以建立三维人体结构模型,并把通过材料力学方法测量的生物力学材料特性赋予此模型,在计算机中建立起虚拟的“实验标本”,然后对模型进行实验条件仿真,模拟拉伸、弯曲、扭转、三点弯、抗疲劳等力学实验条件,通过求解可以获得该虚拟对象与实验标本类似的生物力学指标。其临床意义在于可为临床医生选择骨折复位后的固定方式、内固定器械的设计、防护器材的研制及内固定力点提供力学依据;研究骨折固定技术对骨表面再造的动态影响和手术评价;预测骨折发生的危险度;研究在体组织结构生理、病理状态、手术后生物力学变化及与力学改变有关的疾病发生发展特点等。相对于传统生物力学研究方法,有限元分析具有许多优势:可根据需要产生无数个各种各样的标本,同一个标本在虚拟计算中可进行无数次加载或组合而不会被损坏,标本也可以进行修正以模拟任何病理状态;能够表达复杂的几何形状,能定量给出模型任一部位的应力和位移状况;可以提供实验不能得到的正常生理信息;实验条件容易控制、测量部位不受限制和分析指标全面等。其限度主要在于计算结果与有限元模型的质量高低、计算机能力、模型分网程度密切相关,只有在解剖学水平上建立标本模型,增加计算机容量和计算能力才能为临床工作提供更准确的资料;研究结论只有与其它研究资料和临床检测结果相结合,才能真实地反映标本的受力状况。

但可以预见:将来功能更加强大的计算机和软件能够自动从CT/MRI或者虚拟人数据中提取特征参数或重要几何细节,直接产生有限元模型。在有限元模型的帮助下可以无创检查体内组织,辅助外科诊疗方案的制定和定量手术的模拟。毫无疑问,有限元分析对医学研究产生了不可估量的影响,未来,这种影响还会继续扩大。

参考文献

- [1] Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling[J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
- [2] Liebschner MA, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty[J]. Spine, 2001, 26(14): 1547-1554.
- [3] Puttlitz CM, Goel VK, Clark CR, et al. Pathomechanisms of failure of the odontoid[J]. Spine, 2000, 25(22): 2868-2876.
- [4] Graham RS, Oberlander EK, Stewart JE, et al. Validation and use of a finite element model of C-2 for determination of stress and fracture patterns of anterior odontoid loads[J]. J Neurosurg, 2000, 93(Suppl 1): 117-125.
- [5] Teo EC, Ng HW. First cervical vertebra(atlas) fracture mechanism studies using finite element method[J]. J Biomech, 2001, 34(1): 13-21.
- [6] Bozkus H, Karakas A, Hanci M, et al. Finite element model of the Jefferson fracture: comparison with a cadaver model[J]. Eur Spine J, 2001, 10(3): 257-263.
- [7] 成思源. 有限元法的方法论. 重庆大学学报, 2001, 7(4): 61-63.
- [8] Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, et al. Modeling the biomechanics of the mandible, a three-dimensional finite element study[J]. J Biomech, 1992, 25(4): 261-268.
- [9] 周峰, 王立, 岳献芳. 颅骨弹性模量时效性的实验研究[J]. 河北理工学院学报, 2005, 27(4): 121-126.
- [10] 齐向北, 张英泽, 潘进社, 等. 新鲜与防腐椎体标本生物力学差异性的试验研究[J]. 中国临床解剖学杂志. 2005, 23(2): 202-205.
- [11] Bay BK, Yerby SA, McLain RF, et al. Measurement of strain distributions within vertebral body sections by texture correlation[J]. Spine, 1999, 24(1): 10-17.
- [12] Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body[J]. Spine, 1997, 22(2): 140-150.
- [13] Shirado O, Kaneda K, Tadano S, et al. Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fracture[J]. Spine, 1992, 17(3): 286-292.

- [14] Bozic KJ, Keyak JH, Skinner HB, et al. Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism[J]. Spinal Disorders, 1994, 7(2): 102-110.
- [15] Teo EC, Paul JP, Evans JH. Finite element stress analysis of a cadaver second cervical vertebra[J]. Med Biol Eng Comput, 1994, 32(2): 236-238.
- [16] Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Finite element analysis of cervical facetectomy[J]. Spine, 1997, 22(9): 964-969.
- [17] Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Can variations intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc [J]. Spine, 1996, 21(19): 2208-2216.
- [18] Goto M, Kawakami N, Azegami H, et al. Buckling and bone modeling as factors in the development of idiopathic scoliosis[J]. J Biomech Eng, 2002, 124(8): 784-790.
- [19] Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit[J]. Spine, 2003, 28(10): 991-998.
- [20] Murdoch AH, Shepherd DET, Mathias KJ, et al. Design of a retractable intramedullary nail for the humerus[J]. Bio Med Mater Eng, 2003, 13(3): 297-302.
- [21] 毕胜, 张德文, 张明等. 腰椎牵引三维有限元模型分析[J]. 中国康复医学杂志, 2002, 17(2): 84-88.
- [22] Ng HW, Teo EC, Zhang QH. Prediction of inter-segment stability and osteophyte formation on the multi-segment C2-C7 after unilateral and bilateral facetectomy[J]. Proc Inst Mech Eng Part H-J Eng Med, 2004, 218(2): 183-191.
- [23] Stemper BD, Yoganandan N, Piatar FA. Validation of a head-neck computer model for whiplash simulation[J]. Med Biol Eng Comput, 2004, 42(3): 333-338.
- [24] Carter DR, Chand R, Comarr AE, et al. Relation of coxarthrosis to stresses and morphogenesis: a finite element analysis[J]. Acta Orthop Scand, 1987, 58(5): 611-619.

- [25] Brown TD, Digioia AM. A nonlinear finite element analysis of some early collapse in femoral head osteonecrosis[J]. J Biomech, 1982, 15(7): 705-712.
- [26] 马承宣, 刘贵林, 房论光等. 儿童髋关节表面应力分布状态及其髋臼指数德关系[J]. 中华小儿外科杂志, 1987, 7(1): 31-34.
- [27] Andriacci TP, Arai E. A stress analysis of the femoral stem in the total hip prostheses[J]. J Bone Joint Surg, 1976, 58A: 618-627.
- [28] Vasu R, Venner RM, Crock HV. Stress distribution in the acetabula region: before and after total joint replacement[J]. J Biomech, 1982, 17(2): 155-161.
- [29] Vichnin HH, Batterman SC. Stress analysis and failure prediction in the proximal femur before and after total hip replacement[J]. J Biomech, 1986, 108(1): 33-41.
- [30] Maquet PG. Biomechanics of the knee[J]. Springer Verlag, 1976, 76(5): 323-327.
- [31] Chand R, Collies JS. Stress in the human knee joint[J]. J Biomech, 1976, 9(1): 7-12.
- [32] 王以进. 膝关节半月板的运动损伤[J]. 体育数学与体育系统工程. 1992, 2(1): 1-4.
- [33] Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee[J]. Clin Orthop Relat Res, 2003, 41(1): 69-81.
- [34] Anderst WJ, Tashman S. A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction[J]. J Biomech, 2003, 36(9): 1291-1299.
- [35] Chen J, Chen K, Katona TR, et al. Non-linear large deformation FE analysis of orthodontic springs[J]. Biomed Mater Eng, 1997, 7(2): 99-110.
- [36] Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, et al. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995, 108(6): 575-582.
- [37] Miyasaka J, Tanne K. Finite element analysis of the biomechanical effects of orthodontic forces of the craniofacial skeleton[J]. Osaka-Daigaku Shigaku

- Zasshi, 1986, 31(2): 393-401.
- [38] Willams KR. Orthodontic movement of a canine into adjoining extrac- tion site[J]. J Biomed Eng. 1986, 8(2): 115-121.
- [39] Tanne K, Koenig HA. Moment to force and the center of rotation[J]. Am J Orthod, 1988, 94(4): 426-433.
- [40] Provatidis CG. A comparative FEM study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament[J]. Med Eng Phys, 2000, 22(5): 359-370.
- [41] Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament[J]. Dent Mater, 2004, 20(7): 623-629.
- [42] Merz BR, Huuenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection[J]. Int Oral Maxillofac Implants, 2000, 15(4): 519-526.
- [43] 邢晓建, 刘宝林. 不同种植体-骨结合部位对骨界面应力分布的影响[J]. 西安医科大学学报. 2002, 23(2): 152-154.
- [44] Muraki H, Wakabayashi N, Park I, et al. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament[J]. J Dent, 2004, 32(8): 659-665.
- [45] 李江, 张理生, 杨洪波, 等. 牙槽嵴顶间线角与全口义齿排牙之间关系的三维有限元分析[J]. 白求恩医科大学学报, 2001, 27(5): 516-520.

攻读硕士学位期间成果

一、在读研究生期间发表的论文

- 1. 王宇，靳安民，方国芳，冯伟，于博，薛剑. 腰椎椎弓根螺钉系统断裂的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复，2008，12（48）：39-42.
- 2. 冯伟，靳安民，方国芳，于博，王宇，薛剑. 腰椎弹性内固定对邻近椎间盘应力影响的比较分析[J]. 中国矫形外科杂志，2009，17（5）：373—376.

二、参加的学术会议

第 19 届全国脊柱脊髓学术年会	广州	2006 年
骨科诊治进展培训班	广州	2007 年
广东省骨科年会	珠海	2008 年

致 谢

光阴似箭，岁月如梭，转眼间三年研究生生活就要结束了。回首这虽短暂但对我人生极为重要的三年，在学习和工作方面均取得了不小的收获。首先我要衷心感谢我的导师靳安民教授，他精湛的医术、渊博的理论；孜孜不倦、精益求精的治学态度；雷厉风行、脚踏实地的工作作风；更重要的是他那悬壶济世、一心为病人的高尚医德；是我今生的榜样和奋斗目标。导师不只在学习科研上给予孜孜不倦的教诲，同时也教我学会做人、做事的道理。靳教授以严师出高徒为宗旨，教育我们时刻以高标准严格要求自己，凡事精益求精，不可半途而废、浅尝辄止，我将永远铭记在心，并鞭策我在以后的学习和工作中不断前进。饮水思源、师恩难忘，在此，从心底向导师表达我深深的感谢和衷心的祝福。

衷心感谢李奇、李松建副主任在专业学习上的无私帮助；感谢胡广州、刘宁富、周初松、舒小秋、朱立新、杨绍安、田京、张辉、杨建成、闽少雄、刘成龙、林荔军等教授、副教授，童斌辉技师在临床学习上的精心指导；感谢曹延林、于博、蔡宝塔和李夏林主治医师给予的配合与帮助；感谢何冰护士长以及全体科室成员在日常生活中给予无微不至的关怀。

衷心感谢Materialise 中国（上海）代表处Mimics 大中国华区产品经理胡发宗先生及上海硅步公司的常总在提供软件及技术支持方面给予的大力帮助。衷心感谢我的师兄于博、方国芳、敖俊、薛忠林在完成课题方面给予我的大力帮助。

感谢同窗好友冯伟、薛剑、黄锐、宋志会、王九现、张世浩、赵亮、吕志德、徐启飞、陈伟义、兰小勇、韦葛堇在三年学习、工作中的互勉共励及工作和生活中的帮助。

感谢研究生学院以及珠江医院对我的悉心培养和教导。

同时要感谢家人给予我在物质和精神上莫大的支持，他们为我所作出的牺

牲，容我用求学期间所取得的不足挂齿的成绩及所学来回报他们。

感谢评阅论文和参加答辩的各位专家教授。

感谢所有曾给予我关心和帮助的人！

统计学证明

编号: M09-0178

研究生毕业论文统计学审稿证明

兹有硕士研究生 王宇 的论文 (编号: M09-0178)
《短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型建立及应力分析》中有关统计学方面的内容, 经我系审定合格,
特此证明。

南方医科大学生物统计学系
主任 
2009年4月1日



短节段腰椎椎弓根螺钉内固定系统的三维有限元模型建立及应力分析

作者: [王宇](#)
学位授予单位: [南方医科大学](#)

本文读者也读过(1条)

1. [张磊](#) 一种新方法建立人体脊柱有限元模型的研究与应用[学位论文]2008

本文链接: http://d.wanfangdata.com.cn/Thesis_Y1553713.aspx