

同济大学

硕士学位论文

骶椎全切除重建的三维有限元研究

姓名： 泉睿

申请学位级别： 硕士

专业： 临床医学； 外科学

指导教师： 程黎明

200904

摘要

背景：骶椎在人体的力学传导上系腰椎与骨盆环的联结结构，并与腰椎和髌骨构成腰骶及骶髌两大关节，是体位改变时力的变换中心，其生物力学作用十分重要。当肿瘤侵犯到第一骶椎及其以上时，全骶椎切除术是治疗肿瘤的有效手段，为了恢复腰椎和骨盆之间的连续性，重建是必要的。目前几种常见的重建方式有各自的优点和缺点。

有限元法是计算生物力学中的一种分析方法，可以参数化调节模型的几何形状上的差异和材料特性，完成体外标本实验较难设计模拟的工况，分析骨及植入物的应力和位移，预测植入物松动或断裂的风险，在脊柱和骨盆生物力学研究领域中已经被广泛应用。

目的：本研究利用有限元方法对近年来全骶椎切除后四种常见重建方法进行生物力学比较分析，探索骶椎全切除最优化的重建方式，为临床上骶椎全切除后重建方法的选择提供参考依据和理论支持。

方法：将正常成人自第一腰椎至股骨上段的 CT 扫描图像，导入医学图像处理软件 Simpleware2.0，生成三角网格模型。利用逆向工程软件 Geomagic8 对模型进行修复和优化后生成实体模型，导入有限元软件 Abaqus6.7 中，合理选择单元，设置材料属性，建立腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型（three dimensional finite element model of lumbo-pelvic-femoral complex, 3D-FEMLPFC）。应用三相误差分析方法分析模型与 CT 图像资料几何形态上的差异。通过三项误差分析结果和生理载荷下的应力分布验证模型的可靠性。

通过可视化装配，模拟骶椎全切除后骶骨棒重建（a sacral-rod reconstruction, SRR），四棒重建（a four-rod reconstruction, FRR），人字形双腓骨移植重建（a bilateral fibula flaps reconstruction, BFFR）和四棒结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建（an improved compound reconstruction, ICR）四种不同重建方式。在有限元软件 Abaqus6.7 中赋予材料属性，划分网格并执行有限元分析运算。通过骶椎全切除重建后的应力分布、垂直轴向刚度、冠状面外展角度及矢状面旋转角度等指标对不同重建方式进行综合评价。

结果：建立了包括腰椎、骨盆以及双侧股骨上段的 3D-FEMLPFC，共包括 106557 个节点和 435736 个单元。三向误差分析结果显示，模型与 CT 图像资料

的绝对误差在-0.74mm 和 1.64mm 之间, 相对误差位于-1.39%和 3.16%之间。该模型在生理载荷下与既往文献中的有限元模型应力分布情况一致。

SRR, FRR, BFFR 和 ICR 植入物上的最大 Von Mises 应力分别为 240MPa, 211.7Mpa, 79.45MPa 和 77.44MPa。完整状态, SRR, FRR, BFFR 和 ICR 的轴向刚度分别是 1934N/mm , 410N/mm, 979N/mm, 1461N/mm 和 1652 N/mm; 冠状面外展角度分别是 0.053° , 0.107° , 0.315° , 0.140° 和 0.064° ; 矢状面旋转角度分别是 0.047° , 0.341° , 1.337° , 0.080° 和 0.051° 。

结论: 3D-FEMLPFC 与 CT 图像资料有较高的解剖形态学相似性, 在生理载荷下与既往文献中的有限元模型有一致的力学响应, 为腰椎、骨盆和股骨复合体的生物力学研究提供了三维有限元模型。

四种重建方式中, BFFR 和 ICR 为两种基于腓骨移植的钉棒结合生物学重建的方法, 其植入物断裂发生的可能性低于单纯的钉棒重建方法 (SRR 和 FRR), 复合体稳定性与完整状态相近, 优于单纯钉棒重建方法。

关键词: 骶椎; 腰椎、骨盆和股骨复合体; 全骶椎切除术; 重建; 有限元

ABSTRACT

Background: Sacrum locates between the lumbar and the pelvis and has an important biomechanical effect. When a tumor involves the first sacral vertebra, a total sacrectomy is necessary. It is mandatory to reconstruct the continuity between the spine and the pelvis after a total sacrectomy. There are several reconstruction methods with their own advantages and disadvantages.

Finite element method is a computational biomechanical method. It can accommodate large intersubject variations in bone geometry and material properties, and it can deal with the work which is hard for experiments with cadaveric tissue. It can show the stress and strain of the implants to predict the risk of the loosening and failure of them. This method is used widely in the biomechanical research of the spine and pelvis.

Objective: The objective of this study is to analyze effect of four general reconstruction methods after total sacrectomy in order to find an optimal reconstruction method and to provide theoretical reference for the surgical reconstruction after total sacrectomy.

Methods: Geometric model from the first lumbar to the upper femur was constructed from CT images in Simpleware2.0, and solid model was completed in Geomagic 8. A weighted average method was used to set up the material properties. A three-dimensional finite element model of lumbo-pelvic-femoral complex was constructed in Abaqus6.7. A method called three-direction error analysis was used in order to compare the anatomic difference between the 3D-FEMLPFC and the CT images. This model was validated by the result of the three-direction error analysis and the stress distribution.

Based on this model, four reconstruction methods of a sacral-rod reconstruction (SRR), a four-rod reconstruction (FRR), a bilateral fibula flaps reconstruction (BFFR), and an improved compound reconstruction (ICR) were simulated. After setting up the material property and meshing, finite element analysis was performed.

The stress distribution, an axial rigidity, an abduction angle on the coronal plane and a rotation angle on the sagittal plane were used to analyze the four reconstruction methods.

Results: The 3D-FEMLPFC including five lumbar vertebrae, pelvis, bilateral upper third femur and five intervertebral discs had 106557 nodes and 435736 elements. The morphological difference was between -0.74 mm and 1.64 mm in absolute error and between -1.39 % and 3.16% in relative error. The stress distribution of 3D-FEMLPFC was the same as the published literatures.

The maximum Von Mises stress was 240 MPa in the SRR, 211.7 MPa in the FRR, 79.45 MPa in the BFFR, and 77.44 MPa in the ICR. The axial rigidity in the intact model, in the SRR, in the FRR, in the BFFR, and in the ICR were 1934N/mm, 410 N/mm, 979 N/mm, 1461 N/mm, and 1652 N/mm respectively. The abduction angle on the coronal plane was 0.053° , 0.107° , 0.315° , 0.140° and 0.064° . The rotation angle on the sagittal plane was 0.047° , 0.341° , 1.337° , 0.080° and 0.051° .

Conclusion: The 3D-FEMLPFC had a high degree of similarity with the CT images. The mechanical response of the model was the same as the published literatures. This provide a feasible model for the biomechanical analysis of the lumbo-pelvic-femoral complex.

Among these four reconstructions, compared with SRR and FRR, BFFR and ICR that are biological reconstruction based on fibula flaps had much lower Von Mises stress and reduced the risk of instrument failure. The stability in the BFFR and the ICR recovered as well as the intact status, and it was better than SRR and FRR.

Key Words: sacrum; lumbo-pelvic-femoral complex; total sacrectomy; reconstruction; finite element;

第1章 引言

1.1 概述

腰椎、骨盆和股骨通过骶髂关节和髋臼相互连接，有数条肌肉和韧带跨越，组成复杂的解剖结构复合体。由于解剖位置邻近和生理功能相关联，有学者认为人体腰椎、髋部和及其周围组织的疾病之间有非常大的联系^[1]。腰椎、骨盆和股骨上段解剖结构复杂，不仅形状不规则，又有数个关节（例如腰骶关节、骶髂关节和髋关节），作为一个整体对其进行生物力学分析有较高难度。对腰椎、骨盆和股骨复合体的整体生物力学分析很少见。

其中骶椎是复合体的重要部分，作为坐立位承重弓的共同顶点，是体位改变时力的作用中心，它特殊的生理解剖结构决定了其独特的生物力学特性。从矢状面观察，骶椎与下腰椎的组合结构呈S型，以骶髂微动关节为轴心可向前向后作轻微旋转；从冠状面观察，骶椎呈楔形，与两侧髂骨通过其间凹凸不平的耳状面交错嵌合呈滑膜关节，故垂直作用于骶椎的力会使骶髂之间如同楔石般越压越紧；从横断面观察，骶椎与两侧髂骨翼之间通过骶髂间多条韧带构成类悬索桥结构，使其在保证骶髂间稳定性的同时具有力学缓冲的作用。因此，当骶椎承受来自上身甚至是暴力的载荷时，一方面通过紧致骶髂间结构来稳定、坚固承重弓；另一方面通过缓冲来降低冲击能量，从而保证了力学传导过程中的可靠性和安全性。同时，当载荷去除时骶椎及其周围结构还能回复到原结构状态。

骶椎原发肿瘤约占骨肿瘤的1.49%^[2]。恶性肿瘤多为脊索瘤、软骨肉瘤，骨肉瘤少见^[3]。良性肿瘤多为骨巨细胞瘤、成骨细胞瘤和动脉瘤样骨囊肿。多数患者早期症状不典型，仅有下腰痛及坐骨神经痛表现，少数伴有排便、排尿功能障碍等，同时影像学检查骨质破坏不明显，因此容易漏诊。至后期，因肿瘤生长、侵犯至骶神经，造成直肠和膀胱功能障碍明显才得以确诊，但已形成巨大瘤体，导致骶椎破坏明显，故多数患者需要进行骶椎根治性全切手术。但骶椎生物力学作用十分重要，因此骶椎肿瘤全切后脊柱骨盆环连续性和稳定性的重建成为骶椎肿瘤临床治疗中必不可少的重要环节，也是临床上骨科医生面临的难题。

有限元法是计算生物力学的一种重要研究手段，其原理是将被划分开的无数单元的节点上的刚度矩阵组成总体的刚度矩阵，通过计算来反映总体的应变和应力^[4]。此方法可以参数化调节复合体几何形状上的差异和材料特性，完成体外标本实验较难设计模拟的工况，分析骨及植入物的应力和位移，预测植入物松动或断裂的可能性^[5]。1972 年 Brekelmans^[6]首次将有限元法用于骨的应力分析。Oonishi^[7]于 1983 年建立了骨盆的有限元模型。随着计算机仿真技术的不断发展，此方法在脊柱骨盆等生物力学研究领域已被广泛应用。

1.2 选题背景

骶椎肿瘤病变内切除及边缘性切除有较高的复发率，而广泛全骶椎切除不仅影响脊柱骨盆的生物力学稳定性，还会造成患者神经功能障碍。因此，术前需要权衡患者的病情后再选择切除范围。据 Gunterberg^[8]报告，经 S1、2 间截除将损失骨盆承受力的 30%，经 S1 椎体截除则减弱近 50%，但对行走、坐立影响不大。近年来，Hugate 等^[9]在体外实验中更真实地模拟了人体骨盆的生理承重状态，并将经 S1 和 S2 水平的切除精确至 S1 神经孔上下缘的划分，发现：经 S1 神经孔上缘水平的切除，骶髂关节面被切除了 25%，承重能力减弱至正常的 35%；经 S1 神经孔下缘水平的切除，骶髂关节面被切除了 16%，承重能力减弱至正常的 72%。因此，骶椎低位切除可不予重建，而经 S1 神经孔上缘水平的切除、全骶椎切除以及涉及髂骨翼的切除多进行重建。但重建后面临着深部感染、皮肤及骨组织坏死、内固定器械的松动及断裂等问题。骶椎肿瘤术前需要确定切除范围，切除后需要判定是否需要重建，术后需要处理并发症及功能锻炼，所以骶椎肿瘤的切除重建一直是临床难题。

早期，Shikata 等^[10]利用 Harrington 棒钩系统结合骶椎棒行骶椎全切后重建，但限制了轴向旋转稳定性。Tomita^[11]等通过 AO 钢板结合 CD 棒的重建，稳定性强于 Shikata 等的方法，但也出现了类似的局限性。Santi^[12]等运用 Steinmann 针取代骶骨棒完成重建，并取自体髂骨位于 L5 椎体和双侧髂骨之间促进髂腰处的融合。Blatter 等^[12]用动力髁螺钉结合钢板完成骨盆环的重建，再用 Schanz 椎弓根螺钉通过脊柱内固定装置连接在钢板上。上述是早期全骶椎切除术后重建的几种方法，它们都重建了腰椎和骨盆的连续性，提供了力自躯干向下肢传导的途径，但是都有各自的局限性和不足。

近年来, Gokaslan 等^[3]通过对比以往的文献, 总结出改良 Galveston 的 L 形棒技术, 并为后人广泛采用。考虑到改良 Galveston 的 L 形棒与骶椎帮不连接, 脊柱仍然会出现下移, 对此, Doita^[13]等提出了运用一对垂直棒将 Isola 和 Zielke 技术的横向椎弓根髂骨螺钉系统相连接, 类似于 Tomita 等^[14, 15]后来建立的三角框架重建方法, 但应力大多集中到螺钉周围的骨组织上, 容易造成螺钉的松动而拔出。Kawahara 等^[16]提出了一种新的重建方法 (a sacral-rod reconstruction, SRR), 通过两枚椎弓根螺钉将 L5 椎体终板下端与骶椎横棒连接, 再结合脊柱钉棒系统来重建脊柱骨盆的生物力学稳定性。他应用有限元方法对这种重建方法进行了分析, 结果显示优于改良 Galveston 重建技术和三角框架重建技术, 但是此有限元分析中的有限元模型仅仅为半骨盆模型, 降低了结果的可信程度, 并且评价指标仅仅有 Von Mises 应力。为了解决椎弓根螺钉滑出的问题, Francis H. Shen 等^[17]利用中央型和侧边型椎弓根螺钉钉道交替的方法, 结合脊柱钉棒系统、髂骨螺钉系统建立了四棒重建系统 (a four-rod reconstruction, FRR), 具有较好的临床疗效。比起其他几种重建脊柱骨盆的连接的方法, 这种重建方法一个潜在的不足是需要术中暴露至 L2 椎体, 带来了更大的手术创伤以及增加了手术的时间。Ian D. Dickey 等^[18]提出了利用带血管蒂腓骨结合改良 Galveston 钉棒技术的人字形双腓骨移植重建方法 (a bilateral fibula flaps reconstruction, BFFR), 所取的双腓骨成人字型组合, 上端抵于 L5 椎体终板的下端, 两下端抵于双侧髂骨的弓状线上, 这种三角形的结构可以为向下的力提供坚固的传导途径。但是由于植入的腓骨需要骨性愈合的时间, 术后需要长达三个月的绝对卧床^[19]。

在深入了解各种重建方式的基础上, 本研究总结各自的生物力学特点, 自主改良设计出四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建 (an improved compound reconstruction, ICR)。对目前常见的骶骨棒重建方法 (SRR), 四棒重建方法 (FRR)、人字形双腓骨移植重建方法 (BFFR) 以及四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建 (ICR) 进行了体外生物力学实验, 比较了它们各自的应力分布和应变规律^[20]。为了与已经完成的体外实验相互验证, 相互改进, 以便为临床治疗骶椎肿瘤提供可靠的理论依据, 选择最优化的手术方案, 本研究通过有限元分析方法建立腰椎、骨盆和股骨复合体三维有限元模型, 模拟上述四种重建方式, 利用计算生物力学的方法分析各重建方式的应力分布和稳定性改变规律。

1.3 研究思路与技术路线

生物力学相关研究已逐渐被公认为是骨科手术及重建方法稳定性评价的重要理论依据。本研究主要应用生物力学常用的研究手段，即计算机仿真——有限元分析法进行生物力学研究。有限元方法在了解各种重建方式的稳定性、力学传导途径以及植入物松动、断裂的可能性时发挥很大作用，可以很好的与解剖学研究以及生物力学体外实验相互验证，改进体外实验过程，并可以对体外实验较难模拟的工况进行分析。建立了腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型，在此基础上模拟骶椎全切除后四种重建脊柱与骨盆连接的手术方法，进行有限元分析，对其生物力学性能进行了详细的对比分析。

有限元研究的工作流程：基于 CT 扫描图片，经医学有限元图像处理软件 Simpleware2.0 与逆向工程软件 Geomagic8 建立起正常成人腰椎、骨盆和股骨复合体与四种不同重建方式的三维实体模型；将此模型导入有限元软件 Abaqus6.7 中进行前处理并执行有限元相关计算，收集数据，就不同工况的计算结果进行应力以及重建后稳定性的分析。

本研究采用的技术路线（图 1.1）。

1.4 研究意义

1) 通过计算机仿真技术构建腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型（3D-FEMLPFC），为进一步对复杂的腰椎、骨盆和股骨复合体的生物力学研究提供了有效的三维有限元研究平台，为骶椎全切除后重建以及复合体内相关手术的计算生物力学仿真模拟提供精细的模型。

2) 针对临床上全骶椎切除重建存在的问题，通过有限元方法模拟分析正常生理载荷下的骶椎应力分布与骨盆稳定性规律，并分析骶椎全切后不同重建方法的应力分布与骨盆稳定性的变化。阐明人体骶椎的生物力学基础，探讨骶椎全切后重建的生物力学要素，为全骶椎切除后重建骶椎力学性能提供力学参数和理论依据，为改进体外生物力学实验的方法过程提供理论参数，为临床手术前手术方案的选择和术后稳定性的评价提供科学参考与理论依据，以期提高骶椎全切除重建的临床疗效。

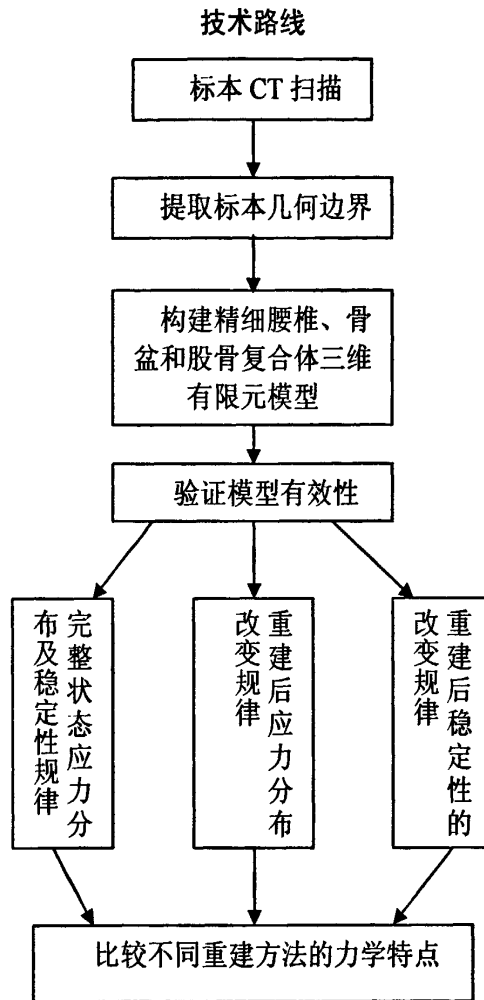


图 1.1 本研究技术路线图

第2章 腰椎、骨盆和股骨复合体三维有限元模型的建立

2.1 前言

腰椎、骨盆和股骨位于人体的中部，通过骶髂关节和髋臼相互连接，有数条肌肉和韧带跨越，组成复杂的解剖结构和功能的复合体。整个复合体在支持躯干的姿势^[21]和运动中保持协调^[22]中起到非常大的作用。其中骨盆是人体坐立与行走不同状态下的力学转换中心^[23]，在力从躯干向下肢传导过程中起到重要作用。由于解剖位置邻近和生理功能相关联，有学者认为人体腰椎、髋部和及其周围组织的疾病之间有非常大的联系^[1]。对复合体整体力学行为的深入研究可以指导改良植入物的设计和外科手术入路，帮助临床医生诊断复合体内疾病以及选择适当手术方案。但是，腰椎、骨盆和股骨上段解剖结构复杂，不仅形状不规则，又有数个关节连接（例如腰骶关节、骶髂关节和髋关节），通过简单的数学模型或者通过生物力学体外实验很难将其作为一个整体进行生物力学分析。对腰椎骨盆股骨复合体的整体生物力学分析很少见。

有限元法是计算生物力学的一种重要研究手段，可以参数化调节复合体几何形状上的差异和材料特性^[24]，此方法在医学有限元分析中已被广泛应用。随着计算机仿真技术的不断发展，不少作者已经通过有限元方法对腰椎、骨盆和股骨分别进行了研究^[15, 16, 24-27]。程黎明等利用 CT 影像学资料通过直接生成法建立了成人骨盆的三维有限元模型^[28]。但是，基于六面体容量网格直接生成技术生成的模型边缘粗糙不齐，类似锯齿状，对有限元分析的精度产生了不小影响^[29]。相对地，基于 NURBS 技术所建立的模型更加光滑、精确，改善了直接建模法所造成的锯齿状的表面。

考虑到几何因素对力学行为的影响^[30]，在已经建立的全骨盆模型的基础上^[28]，使用 NURBS 技术，建立腰椎、骨盆以及股骨复合体的三维有限元模型（3D-FEMLPFC），为复合体的生物力学研究提供模型数据。

2.2 实体建模

2.2.1 实体建模思路

实体模型的建立可以通过 CAD 软件进行正向自下向上的顺序,即通过点—线—面—体的方式建立。也可以通过逆向的方法,通过对精确采集得到的物体三维几何数据,提取出可以代表物体空间几何形状的特征点,称之为点云。在逆向工程软件中,追寻点—面—体这种自下而上的建模方法对物体的空间几何构象进行还原,达到三维重建的目的。与之相对应,对物体的精确采集主要采取非接触式测量法来实现,相关设备如三维激光扫描仪、工业 CT 等。

由于人体骨骼形状不规则,从 CT 等数据中获得点云数据量巨大,并且很难用某种曲面直接去拟合所有的点云,因而在离散的点云跟连续曲面之间需要一种过渡态的拓扑结构。本研究采用的三角网格模型就是用大量的小三角面片对原物件表面进行离散后的近似三维模型,大量的三角面片对复杂几何拓扑结构有较强描述力,同时有比点云更加规则有序的空间构象,曲面的拟合将相对容易实现。

封闭的曲面构成实体,然而由于组成三角网格模型的三角面片间只具有 G0 连续,曲率的不连续导致模型表面会有大量的破损及自相交面,因而无法构成实体,不能进行进一步的有限元相关操作。因而要对这种过渡态的拓扑结构进行进一步的曲面拟合,生成具有 G1 连续的封闭曲面,从而生成实体模型。不规则曲面的数学表达主要有三角形拓扑和四边形拓扑两种主要形式,前者主要使用 B 样条曲面进行拟合,后者则较多的采用非均匀有理 B 样条曲面(NURBS, Non-Uniform Rational B-Spline)进行拟合。拟合后的曲面比离散的三角面片具有更多的优点:如更光滑的外表、更精确的表达以及可分析性和可加工性,还能实现曲面局部几何特性的精确计算,在有限元网格划分时也能更大程度防止畸形单元产生。本研究采用 NURBS 曲面进行模型表面矩形拓扑的拟合,拟合后的模型表面由具有 G1 连续的封闭曲面构成,从而形成三维实体模型。

如上所述,本研究采用逆向工程的基本思想,对腰椎、骨盆、骨骼复合体的实体逆向建模也分为两个步骤来实现:其一为三角网格模型阶段,其二为 NURBS 曲面模型即实体模型阶段。

2.2.2 腰椎、骨盆和股骨复合体的三角网格模型的建立

建模数据取自一成年男性志愿者的 CT 断层扫描图像, 该男性年龄 26 岁, 身高 165cm, 体重 55kg, 无既往腰椎及骨盆病史。采用 GE 公司 Light Speed 16 排螺旋 CT 扫描机, 人体位于扫描视野的中心, 扫描条件为: 120kV, 250 mA, 层厚 1.25mm, 螺距 1.25mm, 自上而下进行螺旋扫描, 扫描范围包括第一至第五腰椎、骨盆以及双侧股骨上段, 共得到 313 张 CT 图片, 通用 DICOM3.0 格式读入医学有限元建模软件 Simpleware2.0 中 (Simpleware Ltd., UK, 它包含 3 个模块建模模块 ScanIP、组合装配模块 ScanCAD 与有限元前处理模块 ScanFE)。

在 Simpleware2.0 中进行如下的操作处理: 首先将原始图像重新采样, 适当调整原始图像的分辨率从而调整最终生成的实体模型的精细度。再基于 CT 灰度值将图像通过阈值工具分割出感兴趣的区域, 并且精细区分出不同骨组织之间的界限。最后运用对感兴趣区域进行填充, 得到腰椎、骨盆和股骨的三角网格模型。对于椎间盘, 由于其 CT 灰度与周围软组织十分接近, 无法通过阈值分割直接获得, 所以按照解剖知识通过对椎体之间的空间的填充获得椎间盘的轮廓。

对原始图像的降噪滤波、边界处理、阈值分割与特征提取, 最终建立起腰椎、骨盆和股骨复合体的三角网格模型。该模型包含 5 块腰椎、1 块骶锥、2 块髌骨、2 块股骨共计 10 块特征骨组件以及 5 个椎间盘 (图 2.1)。把生成的三角网格模型作为 Geomagic8 的导入文件。

2.2.3 腰椎、骨盆和股骨复合体实体模型的建立

将由 Simpleware 中生成的 15 块特征骨以及椎间盘组件的三角网格模型分别导入逆向工程软件 Geomagic8(Raindrop Geomagic, Inc., USA)中进行修补与优化。首先在保证模型形态精度的前提下减少三角面片的数量, 为进一步优化模型提供基础。然后填充模型表面空洞, 去除模型表面非特征性的尖刺和压痕, 平滑松弛表面, 防止非特征性的高曲率及自相交面的产生。然后用轮廓线来描述模型表面曲率的变化, 参数化调节每块封闭轮廓线 (嵌片) 的 U-V 网格线, 从而调节 NURBS 曲面的精细度, 实现用光顺平滑的 NURBS 曲面来拟合离散模型表面三角面片, 最后生成具有 G1 连续的 NURBS 曲面模型即实体模型 (图 2.2)。

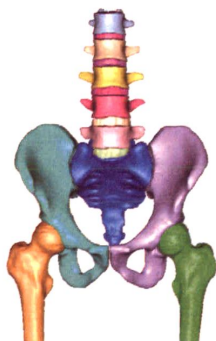


图 2.1 腰椎、骨盆和股骨复合体的三角网格模型

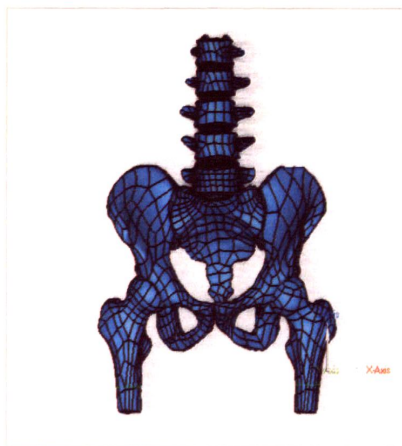


图 2.2 腰椎、骨盆和股骨复合体的 NURBS 实体模型

2.3 有限元模型前处理

以通用 IGES 格式将腰椎、骨盆和股骨复合体的实体模型导入有限元分析软件 Abaqus6.7 中。通过对 15 块特征骨以及椎间盘组件的装配，材料属性和边界条件的设定和有限元网格的划分，完成腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元的建立。

2.3.1 组件的装配

各工况中的实体模型通过组合装配后有了相对空间位置，但是组件之间的

相对关系并不明确，实体间会出现“重合”等复杂拓扑关系。首先通过布尔运算对重合部分进行减运算，消除互相渗透的部分，解决“重合”问题。然后采用“tie”约束方式模拟关节面间的相互作用^[25, 26]，确定各个组件之间的明确的解剖关系。

2.3.2 材料属性

在材料属性的设置方面采用文献^[31]的研究结果，将骨作为一个整体来考虑，用加权平均的方法分别赋予其某个单一的材料属性，得出相应的材料参数。此种方法需要对15块特征不同部分分别计算材料属性。以第一腰椎（L1）椎体为例，首先设定L1椎体CT序列片中松质骨与密质骨的临界灰度阈值，然后采用自编程序，逐一计算每张CT片上皮质骨与松质骨的像素面积（ a_i , b_i ），然后

得到L1椎体皮质骨与松质骨的像素面积平均权数（ $\frac{1}{j-i+1} \sum_i \frac{a_i}{a_i + b_i}$, $\frac{1}{j-i+1} \sum_i \frac{b_i}{a_i + b_i}$, i, j 为L1椎体起始与终止CT序号），依据文献中对皮质骨与松质骨弹性模量的设定（皮质骨 $E_C=12000\text{MPa}$ ，松质骨 $E_T=100\text{MPa}$ ）^[15, 16]，采用加权平均的方法，计算出L1椎体的弹性模量：

$$E_{L_1} = \frac{E_C}{j-i+1} \sum_i \frac{a_i}{a_i + b_i} + \frac{E_T}{j-i+1} \sum_i \frac{b_i}{a_i + b_i}$$

同理可以分别计算出其他骨块的弹性模量。椎间盘根据文献对髓核，纤维和纤维外基质的体积比例^[32]以及文献中的椎间盘的材料属性^[33, 34]，加权计算了椎间盘的弹性模量。经过加权均值计算后模型的材料属性如表2.1。

表 2.1 骨盆、椎体、股骨和椎间盘的材料属性

	弹性模量 (MPa)	泊松比
L1	3550.3	0.3
L2	3650.5	0.3
L3	3632.2	0.3
L4	3700.6	0.3
L5	3740.1	0.3
骶骨	3212.5	0.3
左侧髌骨	3018.27	0.3
右侧髌骨	2965.6	0.3
左侧股骨	4669.2	0.3
右侧股骨	4568.2	0.3
椎间盘	88	0.45

2.3.3 模型的网格划分

Abaqus 内置有大型的单元类型库，有大量的单元类型可供选择。有限元计算的精度严重依赖于单元类型的选择，虽然与四面体单元相比，六面体单元有更高的精度、更低的运算代价进行求解，但是本研究中的几何体外形极不规则，用六面体单元划分网格将会导致模型几何精度的大幅降低^[35]。考虑到诸多影响因素的相互作用，本研究采用四节点线性一阶单元进行网格划分。（图 2.3）

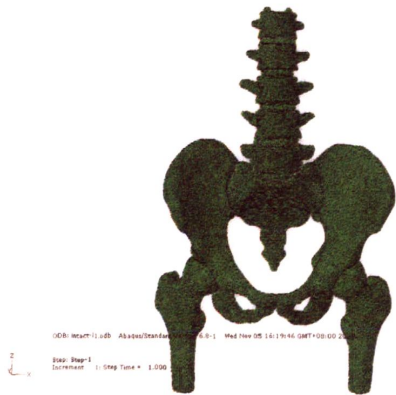


图 2.3 腰椎、骨盆和股骨复合体有限元网格

2.3.4 载荷与边界条件

考虑到人体实际载荷是通过 L1 椎体上表面向下的载荷，集中载荷不符合人

体实际情况并且会导致应力集中。所以采用 L1 椎体上表面竖直向下 500N 的均布面载荷。

结合文献^[9]中的实验台以及课题组体外实验的专利实验台（专利申请号：200720076386），限制了股骨中上 1/3 段的 y 向和 z 向的四个自由度，对 x 向的自由度不作限制。此边界条件主要为了模拟人体直立时冠状面上双侧股骨的运动情况，使其比完全固定更接近真实情况。

2.4 模型的验证

对模型的验证主要通过两个方面对模型验证了模型的有效性，一是通过比较实体模型与 CT 图像资料所描述的标本的解剖形态特点，二是对模型在生理载荷下与人体实际情况的应力分布趋势进行比较。

2.4.1 解剖形态的相似程度

三维有限元模型的分析是建立在对真实标本的形态学仿真基础上的，是否模拟出标本实际的形态十分重要。模型对标本在形态学上的相似程度很大程度上影响着模型最后的力学分析结果。通过在前人对模型几何形态定性评判的基础上引入模型三向误差分析^[31]，将评判标准由定性分析上升到定量分析。通过软件的三视图可以得到 x 向、y 向和 z 向的 CT 影像资料中的最大长度，与 Geomagic8 中实体模型中可以直接读出的最大长度相比较，来评价模型和 CT 影像资料的差异。例如腰二椎体，在 Y-Z 平面内可测得 CT 影像资料中 x 向的最大长度为 71.63mm，在 Geomagic8 所显示的 x 向最大长度为 72.86mm，之间的绝对误差为 1.23mm（Geomagic8 中所示的值减去 CT 影像资料中的值，正值表示实体模型较影像学资料增大，负值表示实体模型比影像学资料缩小），相对误差为 1.71%（绝对误差与 CT 影像资料中 x 向的最大长度的比值）。三向误差分析结果见表 2.2。

表 2.2 三向误差分析结果

	骨组织模型	CT 片中长度 (mm)	实体模型长度 (mm)	绝对误差 (mm)	相对误差 (%)
x 向	L1	58.8	59.84	1.04	0.0177
	L2	71.63	72.86	1.23	0.0172
	L3	84.47	84.98	0.51	0.0060
	L4	83.79	83.91	0.12	0.0014
	L5	83.12	83.99	0.87	0.0105
	骶骨	106.1	107.03	0.93	0.0088
	左侧髌骨	125.02	126.65	1.63	0.0130
	右侧髌骨	123	124.64	1.64	0.0133
	左侧股骨	77.04	77.97	0.93	0.0121
	右侧股骨	76.37	77.35	0.98	0.0128
y 向	L1	70.29	71.51	1.22	0.0174
	L2	74.33	75.55	1.22	0.0164
	L3	75.69	76.23	0.54	0.0071
	L4	72.31	73.23	0.92	0.0127
	L5	71.63	72.86	1.23	0.0172
	骶骨	85.82	86.41	0.59	0.0069
	左侧髌骨	131.77	132.79	1.02	0.0077
	右侧髌骨	126.37	127.67	1.3	0.0103
	左侧股骨	59.47	60.66	1.19	0.0200
	右侧股骨	59.47	60.27	0.8	0.0135
z 向	L1	45	45.17	0.17	0.0038
	L2	46.25	47.71	1.46	0.0316
	L3	47.5	48.55	1.05	0.0221
	L4	42.5	42.1	-0.4	-0.0094
	L5	38.75	38.21	-0.54	-0.0139
	骶骨	133.75	133.01	-0.74	-0.0055
	左侧髌骨	190	190.16	0.16	0.0008
	右侧髌骨	191.25	191.38	0.13	0.0007
	左侧股骨	143.75	143.81	0.06	0.0004
	右侧股骨	143.75	144.02	0.27	0.0019

2.4.2 模型应力分布特点

模型的 Von Mises 的应力分布图 (图 2.4) 显示, 生理载荷下双足站立位 Von Mises 应力主要分布在小关节、骶髂关节附近、弓状线附近、髌臼处及股骨颈

处，与程黎明等建立的骨盆模型^[28]和相关文献模型结果^[24, 36]相一致，说明模型与标本有相同的力学响应。

2.5 结果

建立了包括第一至第五腰椎、五个椎间盘、骨盆以及股骨上段的三维有限元模型，共包含 106557 个节点和 435736 个单元。通过加权平均的方法为模型各个部分分别设定了材料参数。在生理载荷下获得模型的 Von Mises 应力分布（图 2.4）和轴向位移分布（图 2.5）。

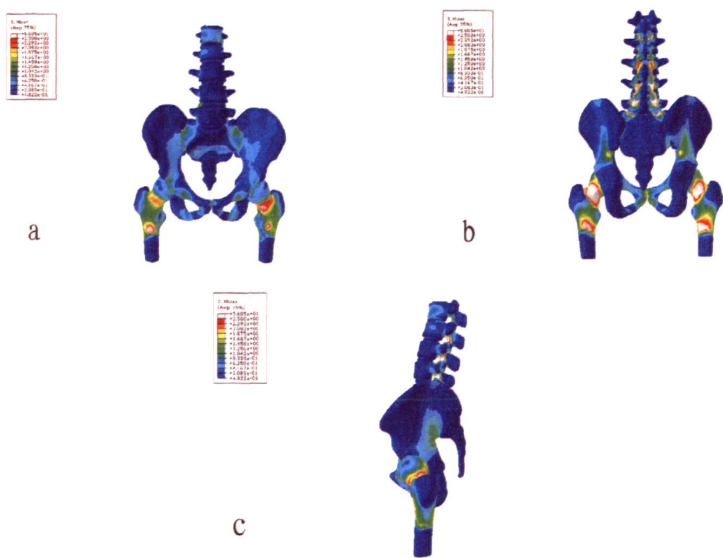


图 2.4 3D-FEMLPFC 的 Von Miese 应力分布图。a 是前后位像，b 是后前位像，c 是侧位像。

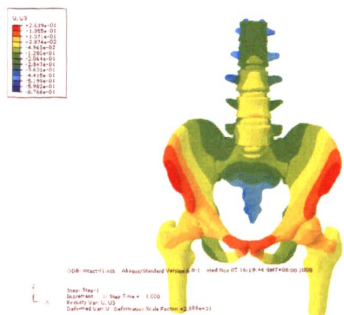


图 2.5 3D-FEMLPFC 轴向位移分布图

由三向误差分析结果可见(表 2.2),模型的绝对误差在 -0.74mm 和 1.64mm 之间,远远小于真实标本的物理长度,相对误差位于 -1.39% 和 3.16% 之间,体现出该模型在解剖形态上较高的相似性。应力分布和三向误差分析结果表明,模型是精确的、可靠的,适用于有限元分析。

2.6 讨论

2.6.1 三维有限元模型的建模方法

有限元分析法是计算力学中的一种重要方法,它是 20 世纪 40 年代初兴起的应用数学、现代力学及计算机科学等学科相互渗透、综合利用的一门边缘科学。有限元分析法最早由 Courant 于 1943 年提出,20 世纪 50 年代应用于分析飞机结构问题,此后一直广泛应用于工程科学技术领域。20 世纪 60 年代末,医学领域开始应用之,最早应用于分析心血管相关流体力学问题。1972 年 Brekelmans^[6]首次将有限元法用于骨的应力分析。Oonishi^[7]于 1983 年建立了骨盆的有限元模型。近 20 年来,有限元分析法在脊柱骨盆生物力学研究中的应用日益广泛和深入。由于脊柱骨盆等在解剖结构、组织性能及负荷分布等方面的复杂性,以往的实验方法如电测法、光弹法等难以获得全域性信息,而采用有限元分析法,结构形状、组织性能、载荷边界条件等均可用数学形式概括,可通过改变其中任一参数以观察其对整体结构的影响,从而解释脊柱在生理及病理过程中的力学变化^[37]。因此,有限元分析法应用于脊柱骨盆等骨科生物力学研究后得到飞速发展。

骨组织有限元模型的建立可以分为两种方法^[38]:实体建模法和直接生成法。这两种方法各有特点,相互补充。实体建模法需要占用电脑大量的中央处理器的时间,对于小型、简单的模型较繁琐,但是它支持使用面和体及布尔运算,能进行自适应网格划分,便于几何改进和单元类型的变化,对于庞大或者复杂的模型更适合,因此应用在脊柱骨盆建模中还是比较合适的^[39]。而直接生成法可以直接生成有限元模型,对于较小的模型相对方便快捷,由于没有实体模型而直接生成有限元模型,故修改较繁琐。

程黎明等建成的骨盆有限元模型主要利用六面体容量直接生成网格的技术,这种技术可以比较快速的重建出标本的几何形态并且方便的设置材料属性,

但是六面体划分的外部形态较为粗糙,如锯齿状。另外,有学者认为以目前的技术通过六面体网格无法精确的描述感兴趣的区域^[40]。为了精确的描述腰椎、骨盆和股骨复合体的几何形态,对建模方法进行改良,将3D-FEMLPFC建立分为三角网格模型与NURBS曲面模型两个主要步骤来实现。三角网格模型是用大量的三角网格对原物件表面进行离散的近似的三维模拟,对复杂几何拓扑结构有较强描述力,可以很大程度上还原标本的解剖形状。但是由于三角网格模型被处理为离散的几何体,表面的曲率不连续^[41],直接导入有限元软件中无法生成体,导致无法对模型作进一步的分析计算。采用NURBS曲面拟合离散的三角网格,则能构成具有G1连续的、封闭的曲面,由封闭的曲面构成了实体,进而进行有限元分析。这样结合了三角网格对复杂标本解剖形状的描述能力和NURBS曲面的连续性,可以保证后期有限元分析的精度和可行性。

2.6.2 三位有限元模型材料属性的设定

在材料属性的赋值方面,不同的建模方法有不同的材料属性的设置方法。直接建模法可以通过CT值、CT片灰度值、密度、弹性模量这种不同物理量之间的递推相关,将最后的骨组织的弹性模量分成256或更多等级。课题组已经建立骨盆有限元模型是基于六面体容量技术,所以通过这种方法设置了材料属性。这种方法的优点是能更细致的反映出骨组织内部材料特性的渐变性质,但是有如下几点不足:首先,经验递推公式的表达形式非常多,即使通过对应变率和密度测量进行标准化后,不同的递推公式的差异仍然非常大,只能比较片面的反映各物理量的关系^[42]。其次,人体皮质骨和松质骨这两种材料之间是逐渐过渡的,二者之间并不会形成明显的应力遮挡与应力集中,是一种非常合理的材料结构。而仅仅通过CT值的不同进行区分,必然在皮质骨和松质骨之间存在相差达多个数量级的两种弹性模量,由于材料的严重不连续,必定有较大的应力遮挡及应力集中出现,这与正常人体情况严重不符。再者,对于NURBS的建模技术属于间接建模法,运用这种方法设置比较费时费力,在计算时又会占用大量的计算资源。鉴于经验递推公式如上的几点,没有必要通过此种递推关系设置腰椎、骨盆和股骨有限元模型的材料属性,而采取了相对简化的加权平均法,把皮质骨和松质骨看作一个整体,计算杨氏模量的加权平均值进行赋值。在过去的文献中,有学者也将皮质骨和松质骨看作一个整体。Nobuhiro Kaku

等^[43]曾经指出, 由于力的传递主要是通过皮质骨, 所以在他的模型中全部视为皮质骨壳, 忽略了内部的松质骨。他认为这种设置对整体的力学行为的影响不大。与之类似, Haiyun Li 等^[44]的模型也只有皮质骨。在本模型中, 将骨作为一个整体进行分析, 同时通过加权平均法对皮质骨和松质骨在力学传导中的贡献进行加权平均, 使模型的材料比单纯皮质骨更接近真实, 但是又可以大量减少运算资源, 避免经验递推公式的片面性。本模型的力学响应与既往文献一致说明了这种设置的合理性。我们以后也会继续这个方面的研究。

2.6.3 三维有限元模型的验证

有限元模型的验证问题一直是一个很困难的问题^[45]。验证三维有限元模型的方法一般有^[46]: ①取实际标本模型进行同样条件下的实验, 观察同样的指标, 对比二者的结果进行验证。②与现存文献中类似的实验结果进行比较。③将实验得到的最终结果与临床观察到的现象进行验证。本研究通过三向误差分析了解剖形态的精度, 与文献比较了模型的应力分布, 对模型进行了验证。

由于实体模型的相似性程度直接关系到后续有限元分析的可靠性, 因而对实体模型的几何精度进行定量误差分析是有必要的。在先前的文献中, Robin 发现几何形态对脊柱的力学行为有重要的影响^[30]。Labelle 等^[21]也指出, 不管在生理还是病理状态下, 骨盆的形态学描述明显的影响骨盆脊柱的运动平衡。Ha 等^[47]指出, 在进行有限元分析时, 需要尽可能精确的模拟标本的几何形状, 以避免简化所带来的精度的降低。在前人对模型相似性定性评判的基础上引入模型三向误差分析, 将评判标准上升到几何精度的定量评判。利用软件的功能结合 CT 影像学资料, 在 x , y , z 三个方向上对模型进行形态学上的误差评估, 由于大部分工作是利用软件的强大功能进行测量, 主观因素相对较少, 结果数值清晰明了, 方便省时, 是检验模型形态与真实解剖形态是否一致的有效方法。由三向误差分析结果可见(表 2.2), 模型的绝对误差在 -0.74mm 和 1.64mm 之间, 远远小于真实标本的物理长度, 相对误差位于 -1.39% 和 3.16% 之间, 体现出该模型在解剖形态上较高的相似性。

本模型中的 Von Mises 应力主要分布在小关节、髌髌关节附近、弓状线附近、髌臼处及股骨颈处, 与程黎明等建立的骨盆模型^[28]和相关文献模型结果有一致的力学响应^[24, 36]。

2.7 小结

3D-FEMLPFC 与 CT 图像比较有较高的解剖形态学相似性,在生理载荷下应力分布与既往文献中模型的应力分布相一致。为腰椎和骨盆三维有限元生物力学研究提供了精确、可靠的模型,为下一步的骶椎全切除重建的三维有限元模拟提供模型。

第3章 骶椎全切除后四种重建方式三维有限元模型的建立与分析

3.1 前言

全骶椎切除术是治疗恶性肿瘤和侵袭性良性肿瘤的有效办法^[13]。术后大块骨组织和软组织的缺损造成了垂直和旋转的不稳定。由于经济原因、全身基础状况等原因,部分全骶椎切除术后的病人未进行腰椎和骨盆的重建,但是术后脊柱的下移引起了不稳定、剧烈的疼痛和其他很多问题。另外,长期卧床的并发症也经常发生。结合文献,全骶椎切除术后脊柱和骨盆的重建是必须的^[16, 48]。有一些作者已经报道过一些重建方式。近年来临床上通常应用的重建方式包括:改良 Galveston 重建技术^[3, 15],三角框架重建技术^[14, 15],骶骨棒重建技术(a sacral-rod reconstruction, SRR)^[16],四棒重建技术(a four-rod reconstruction, FRR)^[17],人字形双腓骨移植重建技术(a bilateral fibula flaps reconstruction, BFFR)^[18]。Gokaslan 等通过对比以往的文献,总结出改良 Galveston 的 L 形棒技术,并为后人广泛采用。考虑到改良 Galveston 的 L 形棒与骶椎帮不连接,脊柱仍然会出现下移,对此,Doita 等提出了运用一对垂直棒将 Isola 和 Zielke 技术的横向椎弓根髂骨螺钉系统相连接,类似于 Tomita 等后来建立的三角框架重建方法,但应力大多集中到螺钉周围的骨组织上,容易造成螺钉的松动而拔出。Kawahara 等提出了一种骶骨棒的重建方法,通过两枚椎弓根螺钉将 L5 椎体终板下端与骶椎横棒连接,再结合脊柱钉棒系统来重建脊柱骨盆的生物力学稳定性。他应用有限元方法对这种重建方法进行了分析,结果显示优于改良 Galveston 重建技术和三角框架重建技术,但是此有限元分析中的有限元模型仅仅为半骨盆模型,降低了结果的可信程度,并且评价指标仅仅为单一的 Von Mises 应力。为了解决椎弓根螺钉滑出的问题,Francis H. Shen 等利用中央型和侧边型椎弓根螺钉钉道交替的方法,结合脊柱钉棒系统、髂骨螺钉系统建立了四棒重建系统技术,具有较好的临床疗效。比起其他几种重建脊柱骨盆的连接的方法,这种重建方法一个潜在的不足是需要术中暴露至 L2 椎体,带来了更

大的手术创伤以及增加了手术的时间。Ian D.Dickey 等提出了利用带血管蒂腓骨结合改良 Galveston 钉棒技术的重建方式,所取的双腓骨成人字型组合,上端抵于 L5 椎体终板的下端,两下端抵于双侧髂骨的弓状线上,这种三角形的结构可以为向下的力提供坚固的传导途径。但是由于植入的腓骨需要骨性愈合的时间,术后需要长达三个月的绝对卧床^[19]。

本研究在深入了解各种重建方式的基础上,总结各种重建方式的生物力学特点,自主改良设计出四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建(an improved compound reconstruction, ICR)。对目前常见的骶骨棒重建方法(SRR),四棒重建方法(FRR)、人字形双腓骨移植重建方法以及四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建,进行了体外实验,比较了它们各自的应力分布和应变规律^[20]。为了与已经完成的体外实验相互验证,相互改进,以便为临床治疗骶椎肿瘤提供可靠的理论依据,选择最优化的手术方案,在上一章建立的腰椎、骨盆和股骨复合体三维有限元模型的基础上,模拟上述四种重建方式,利用计算生物力学的方法分析各重建方式的应力分布和稳定性改变规律。

骶骨棒重建,四棒重建,人字形双腓骨移植重建和四棒技术骶骨棒+腓骨移植的复合重建的具体重建方法如下。

骶骨棒重建(SRR) 包括前后两部分。前部在 L5 椎体的下终板垂直向上植入两枚椎弓根螺钉,钉子于 L5 下终板之间放入一个挡板以增加接触面积降低互相作用力。以髂后上棘水平向前 1cm 左右作为骶骨棒的进钉点,平行于水平面植入骶骨棒,同时穿过两 L5 终板下方椎弓根螺钉的钉尾及对侧髂骨翼。后部以 L3-L5 上关节突外侧缘垂线和横突横轴中线的交点作为椎弓根螺钉的进钉点。依次在两侧植入合适大小的椎弓根螺钉(直径、长度为 6.0mm×40mm 及 6.0mm×45mm),L3、L4 的钉道与上下终板平行,L5 的钉道尾倾约 10 度;L3 的钉道内倾 5-10 度,L4、L5 的钉道内倾 10-15 度。然后以两侧髂骨的髂后下棘作为髂骨螺钉的进钉点,沿髂后下棘到髂前下棘的方向,植入两枚长髂骨螺钉(直径、长度为 10.0mm×95mm,为与下文中提到的另一对髂骨钉相区别,此处称之为长髂骨钉),使其恰经过髋臼顶壁,且避免穿破髂骨翼内外侧的骨皮质及髋臼壁。待椎弓根螺钉和髂骨螺钉安装完毕后,根据钉尾的位置,通过两根纵行棒将两侧的钉分别连接。(图 3.1)图 3.1 至 3.4 是四种重建手术术式的示意图,其中连接棒仅为了说明钉子的连接顺序。

四棒重建(FRR) 先在 L2 和 L4 保留常规椎弓根螺钉的植入方法作为侧边

型钉道，而中央型钉道将 L3 和 L5 的进钉点改为上下关节面中垂线和横突横轴中线的交点，钉道方向为平行于椎体上下终板且两钉之间相互平行直线向前。髂骨螺钉系统同骶骨棒重建术的钉棒系统，只是增加了一对短髂骨螺钉（直径、长度为 8.0mm×40mm，与上文所述的长髂骨钉相对，称为短髂骨钉），进钉点为两侧髂后上棘，钉道方向稍头倾，且避免穿破髂骨翼内外侧的骨皮质。待椎弓根螺钉和髂骨螺钉安装完毕后，根据钉尾的位置，通过四根纵行棒将两侧的钉分别连接，连接的顺序分别为 L2、L4 和短髂骨钉以及 L3、L5 和长髂骨钉。（图 3.2）

人字形双腓骨移植重建（BFFR）由前后两部分组成。前部将 L5 椎体的下终板中央处作为两移植腓骨人字形上方的受区，并以此孔中心点向两侧髂臼顶壁顶点作假想线，将两条假想线与两侧弓状线的交点作为两移植腓骨人字形下方的受区。两腓骨组合成人字形结构后置于上下两受区孔。后部采用类似骶骨棒重建的钉棒系统，仅多出一对短髂骨钉。最后通过两根纵棒将两侧的钉连接起来（图 3.3）

四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建（ICR）包括前后两部分，下文简称为复合重建。前部结合了骶骨棒重建和腓骨移植重建，采用了人字形腓骨移植加骶骨棒固定的方式，腓骨人字形上方的椭圆形受区孔偏前，下终板的两椎弓根螺钉植入区偏后；后路采用了同四棒重建的方式。（图 3.4）

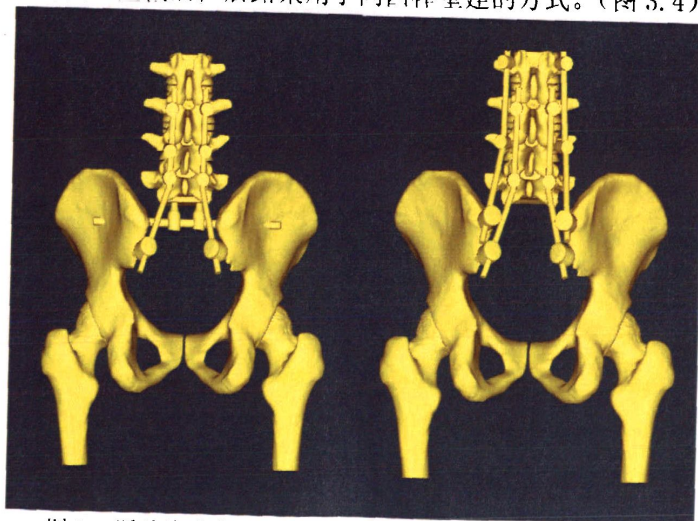


图 3.1 骶骨棒重建方式

图 3.2 四棒重建方式

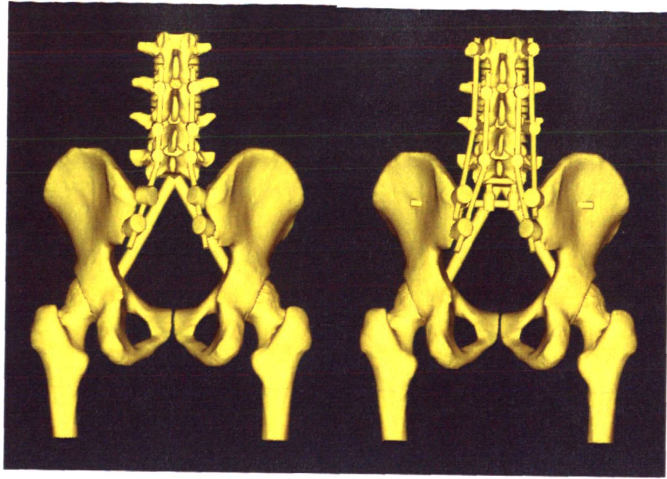


图 3.3 双髂骨移植重建方式

图 3.4 复合重建方式

3.2 内固定系统的实体建模及可视化装配

在 CT 扫描内固定系统时，适当调节 CT 机扫描电压与扫描电流以及处理 CT 图像资料，可以最大限度的减小伪影的影响。对所采用的四种重建方式中的各种内固定部件进行逐一断层扫描，通过 Simpleware2.0 处理后，利用三角面片描述内固定系统的几何外形（如图 3.5），在 Geomagic8 中进行优化处理与曲面拟合，最后生成内固定系统的三维实体模型。由于后部连接椎弓跟钉和髂骨钉的连接棒需要根据最后钉子的位置才能确定其弯曲的形状，所以是在安装各枚钉子后，根据钉尾的位置，通过正向建模的方法建立了连接棒的 CAD 模型，此模型可以直接导入到 Abaqus6.7 中进行网格划分。

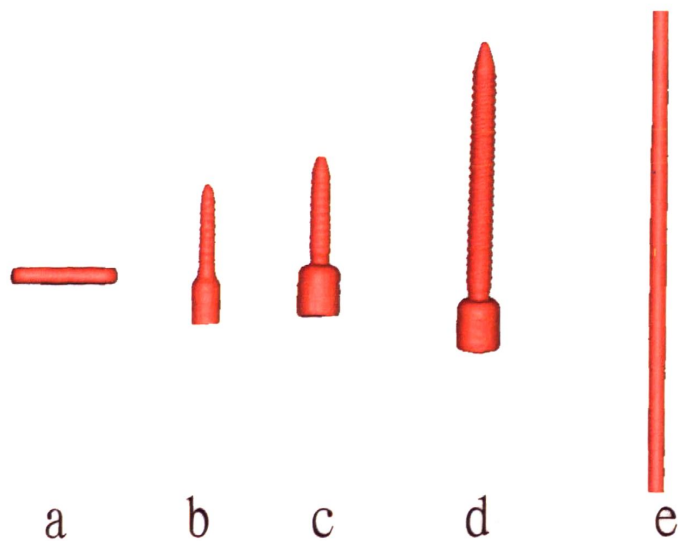


图 3.5 内固定系统的三角网格模型。a 垫板、b 椎弓跟钉、c 短髂骨钉、d 长髂骨钉和 e 骶骨棒

将腰椎、骨盆和股骨复合体的三角网格模型中的骶椎完全去除，模拟骶椎全切除。四种重建方式并不涉及到第一腰椎，所以没有包括原复合体中的第一腰椎和腰一腰二之间的椎间盘。将建立的内固定系统的模型导入，通过对内固定系统的每一个部件进行 6 个自由度的可视化“拖拽”调整，模拟全骶椎切除后四种不同重建方式。这种可视化装配可以精确的反映实际手术时内固定系统的定位和相互连接，并且可以确定内固定与骨组织的相对空间定位，使他们固定在同一坐标系内，完成手术的模拟。之后将确定了空间位置后的内固定物经过 Geomagic8 的曲面拟合，完成对四种重建手术方式的三维模拟。

3.3 四种重建方式三维有限元模型的建立

以 IGES 格式将四种手术重建实体模型导入有限元分析软件 Abaqus6.7 中，对各工况进行有限元分析前处理设置。

3.3.1 实体模型装配

各工况的实体模型组件通过有了相对空间位置，在 Abaqus6.7 经过简单的装备步骤完成了每个组件的组装。装配后实体间的“重合”等复杂拓扑关系是通过 Abaqus6.7 中的布尔运算来解决。通过布尔运算，对重合在一起的部分进行减运算，可以完成各组件完全的分离，可以模拟螺钉拧入骨骼后的孔洞生成等。

3.3.2 材料属性

在材料属性的设置采用 2.3.1 小节的研究结果，将骨作为一个整体来考虑，用加权平均的方法分别赋予其某个单一的材料属性，得出相应的材料参数。各种内固定器的材料属性来自相关文献。具体设置表 3.1：

表 3.1 不同部位骨组织及内固定物的材料属性

	弹性模量 (MPa)	泊松比
L1	3550.3	0.3
L2	3650.5	0.3
L3	3632.2	0.3
L4	3700.6	0.3
L5	3740.1	0.3
骶骨	3212.5	0.3
左侧髌骨	3018.27	0.3
右侧髌骨	2965.6	0.3
左侧股骨	4669.2	0.3
右侧股骨	4568.2	0.3
椎间盘	88	0.45
植入物	110000	0.3

3.3.3 模型的网格划分

Abaqus6.7 内置有大量的单元类型可供选择。有限元计算的精度严重依赖于单元类型的选择，虽然与四面体单元相比，六面体单元有更高的精度、更低的运算代价进行求解，但是本研究中的几何体外形极不规则，用六面体单元划分网格将会导致模型几何精度的大幅降低^[35]。考虑到诸多影响因素的相互作用，本研究采用四节点线性一阶四面体单元进行网格划分。（图 3.6）

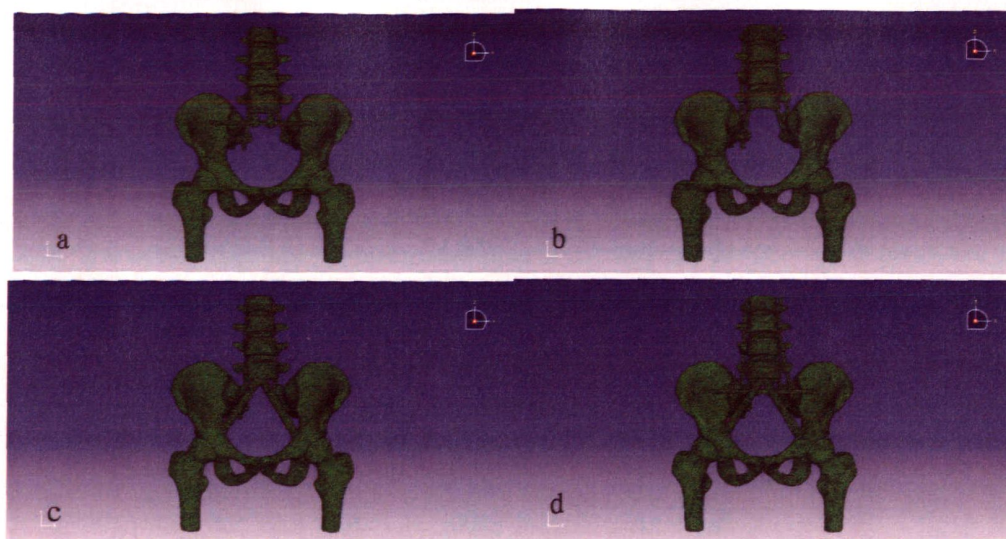


图 3.6 骶椎全切除后重建的有限元网格。a 是骶骨棒重建 (SRR); b 是四棒重建 (FRR); c 是人字形双腓骨移植重建 (BFFR); d 是复合重建 (ICR)。

3.3.4 载荷与边界条件

考虑到人体实际载荷是通过椎体上表面向下的载荷, 集中载荷不符合人体实际情况并且会导致应力集中。所以采用 L2 椎体上表面竖直向下 500N 的均布面载荷。

结合文献^[9]中的实验台以及体外实验的专利实验台 (专利申请号: 200720076386), 限制了股骨中上 1/3 段的 y 向和 z 向的四个自由度, 对 x 向的自由度不作限制。此边界条件主要为了模拟人体直立时冠状面上双侧股骨的运动情况, 使其比完全固定更接近真实情况。

3.4 骶椎全切除后重建模型的分析结果

为了综合的评价骶椎全切除后四种不同重建方式的效果，从 Von Mises 应力分析以及腰椎骨盆的稳定性两个方面进行分析。

3.4.1 重建模型的应力分布

Von Mises 应力是基于剪切应变能的一种等效应力，是有限元分析中最常使用的一种，可以预测植入物断裂或者松动的风险。本研究应用 Von Mises 应力分布图以明确重建模型的应力分布和力学传导途径，使用最大 Von Mises 应力预测植入物断裂风险。后部纵行棒是四种重建方式都使用的植入物，在其上定义四个关键点，测试其 Von Mises 应力，对四种重建方式植入物上的应力分布情况进行比较分析（图 3.7）。

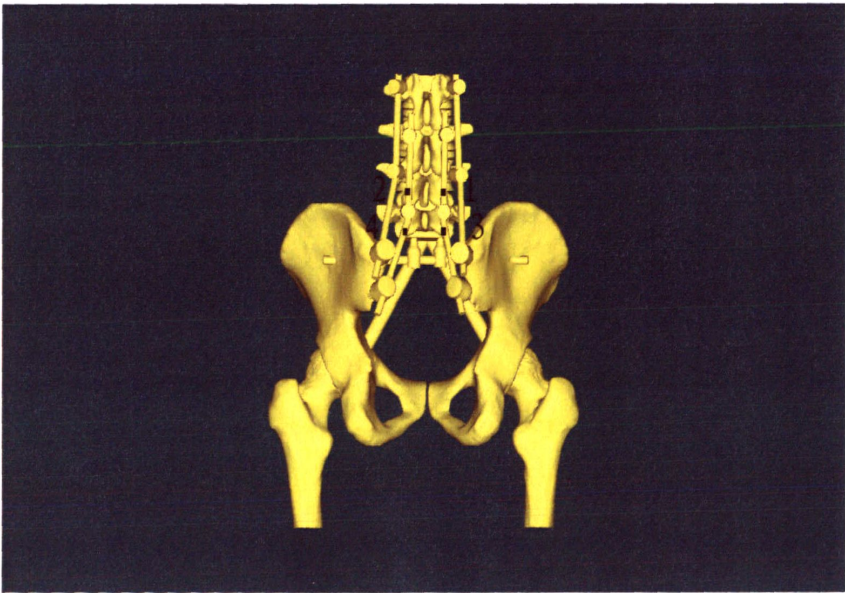


图 3.7 点 1 位于右侧纵行棒 L4 下缘水平，点 2 位于左侧纵行棒 L4 下缘水平，点 3 位于右侧纵行棒于 L5 下缘水平，点 4 位于纵行棒 L5 下缘水平。

SRR 模型 有限元分析结果显示 (图 3.8), 在模型前部, 应力由腰椎经骶骨棒传导至髂骨翼, 在后部经纵行棒传导至髂后上棘和髂后下棘, 通过双侧髂骨整合后传向股骨和耻骨联合。前部骶骨棒与后部纵行棒的应力相近, 起到很好的分流作用, 减小了纵行棒的负担并且维持重建模型前后平衡。骶骨棒和髂骨翼的结合处骨组织的应力大于 4MPa, 明显大于周围骨组织。

植入物上应力主要集中在骶骨棒和连接钉的连接部位。四个关键点处的应力分别是 6.53MPa, 6.92MPa, 11.49 MPa 和 13.80 MPa。

全模型最大 Von Mises 是 240.0 MPa, 在 52804 号单元, 270 号节点处, 对照 Von Mises 应力分布图可知在骶骨棒与连接钉的结合处。

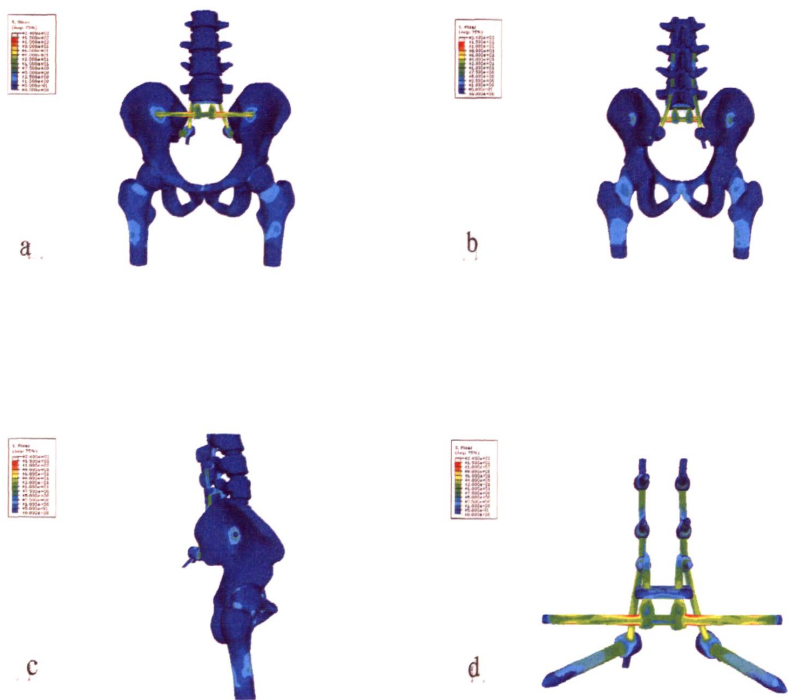


图 3.8 骶骨棒重建 (SRR) Von Mises 应力分布图。a 是前后位像; b 是后前位像; c 是侧位像。d 是单独内固定系统的 Von Mises 应力分布图。

FRR 模型 有限元分析结果显示(图 3.9)，应力由腰椎通过后部的四条纵行棒传导至髂后上棘和髂后下棘，耳状面的应力明显大于其余三种重建模型。后前位像（图 3.8b）显示髂后上棘和髂后下棘至髌臼连线区域应力均大于 1MPa，明显高于周围部分，传导至骨盆的应力未如正常状态时经由弓状线至股骨和耻骨联合，而是经由髂后上棘和髂后下棘至髌臼一线传导至股骨。

植入物上 L5 与长髂骨钉之间的内侧纵行棒和 L4 与短髂骨钉之间的外侧纵行棒应力是模型中应力最为集中处。关键点处的应力分别为 15.59 MPa, 12.2 MPa, 118.67 MPa 和 106.96 MPa。关键点应力明显高于其余三种模型，其中点 3 和点 4 尤其高，四棒后部纵行棒负担很重，有较高的断裂风险。

模型最大 Von Mises 是 211.7MPa，在 30833 号单元，13241 号节点处，对照应力分布图可见，是在左侧 L5 椎弓跟钉与短髂骨钉之间外侧的纵行棒上。

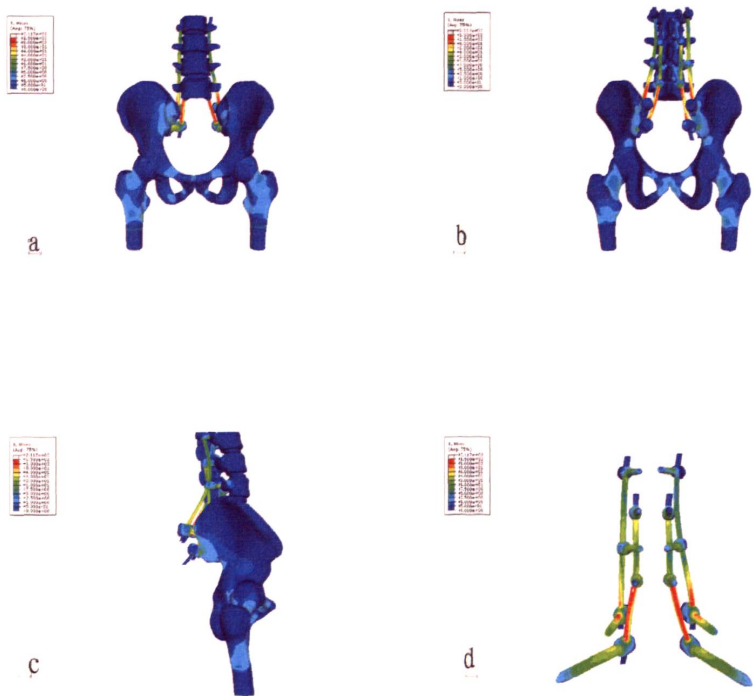


图 3.9 四棒重建（FRR）Von Mises 应力分布图。a 是前后位像；b 是后前位像；c 是侧位像。d 是单独内固定系统的 Von Mises 应力分布图。

BFFR 模型 有限元分析结果显示(图 3.10)，应力自腰椎分别经由前部移植腓骨和后部两根纵行棒向下传导，模型应力分布分散。

植入物的应力明显小于 SRR 和 FRR，主要在双侧 L5 椎弓跟钉和短髂骨钉之间的纵棒上。关键点处应力分别是 3.15 MPa，3.16 MPa，18.62 MPa 和 24.69 MPa，连接 L5 椎弓跟钉和短髂骨钉之间的后部纵行棒上（点 3 与点 4 处）的应力小于 FRR，但大于 SRR 和 ICR。

全模型最大 Von Mises 应力是 79.45 MPa，在 37839 号单元，10223 号节点处，应力分布图显示其是在左侧连接 L5 椎弓跟钉和短髂骨钉之间的后部纵行棒上。

腓骨上应力均值约为 2MPa，与股骨颈部位的应力值大致相似，腓骨上最大 Von Mises 应力是 4.253Mpa。

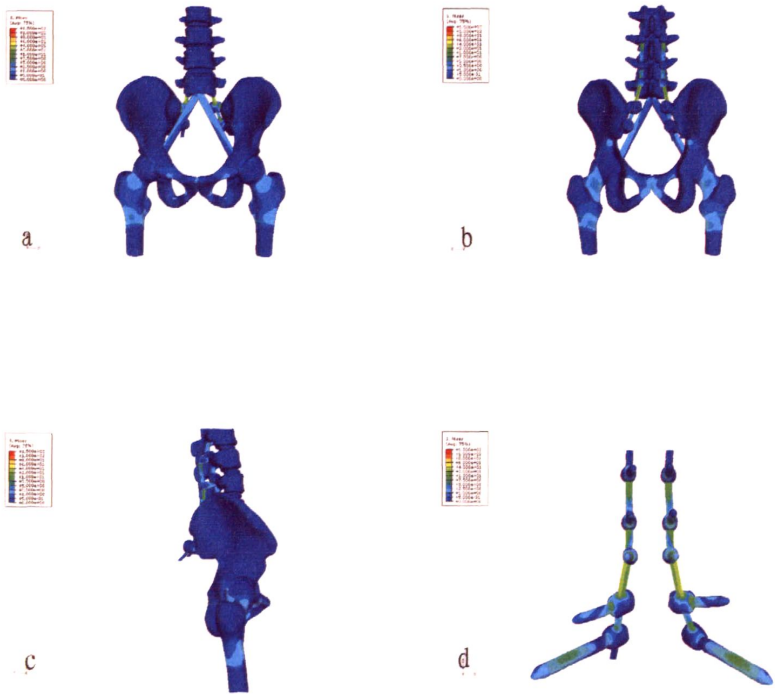


图 3.10 人字形双侧腓骨移植重建（BFFR）Von Mises 应力分布图。a 是前后位像；b 是后前位像；c 是侧位像。d 是单独内固定系统的 Von Mises 应力分布图。

ICR 模型 有限元分析结果显示(图 3.11), 应力自腰椎分别经由前部移植腓骨和骶骨棒以及后部四根纵行棒传导, 模型应力分布分散。与 SRR 相比, 由于移植腓骨和四棒的分流作用, 骶骨棒和髂骨翼结合处的应力明显下降, 仅约为 1.5MPa。

植入物应力分布分散, 关键点处应力分布是 3.15 MPa, 2.19 MP, 5.4 MPa 和 5.45 MPa, 是四种重建方式中后部纵行棒应力最小的, 提示应力较均匀的分流到腓骨和植入物上。

全模型最大 Von Mises 应力是 77.44 Mpa, 在 28487 号单元, 1542 号节点处, 应力分布图上显示在骶骨棒和连接钉的结合处。

与 BFFR 相似, 腓骨上应力约为 2MPa, 最大 Von Mises 应力是 4.429Mpa。

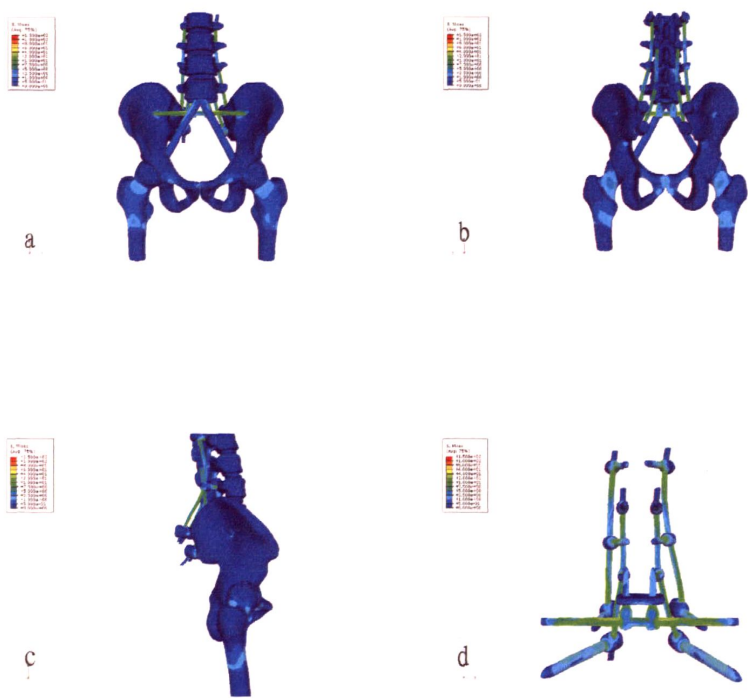


图 3.11 复合重建 (ICR) Von Mises 应力分布图。a 是前后位像; b 是后前位像; c 是侧位像。d 是单独内固定系统的 Von Mises 应力分布图。

3.4.2 重建模型稳定性的分析

骶椎全切除后，重建骨盆环的目的是为了恢复骨盆的承重作用和力的传导途径。本研究从在生理载荷下的轴向刚度，冠状面上外展角度和矢状面上的旋转角度对腰椎骨盆的运动情况进行综合评估。

轴向刚度 轴向刚度是反映轴向稳定性的常用指标，其计算公式是：

轴向刚度=载荷/轴向位移（载荷是加载在 L2 平面的 500N 面载荷。轴向位移取加载平面即 L2 上表面中心点的轴向位移）

完整状态轴向刚度为 1934N/mm。FRR 轴向刚度为 410N/mm，仅为完整的 1/4。SRR 较 FRR 好，为 979N/mm，约为完整的 1/2。BFFR 为 1461N/mm，ICR 为 1652 N/mm，其轴向刚度与完整状态较为接近。四种不同重建和完整状态之间的轴向刚度值比较为 Intact>ICR>BFFR>SRR>FRR（图 3.12）。

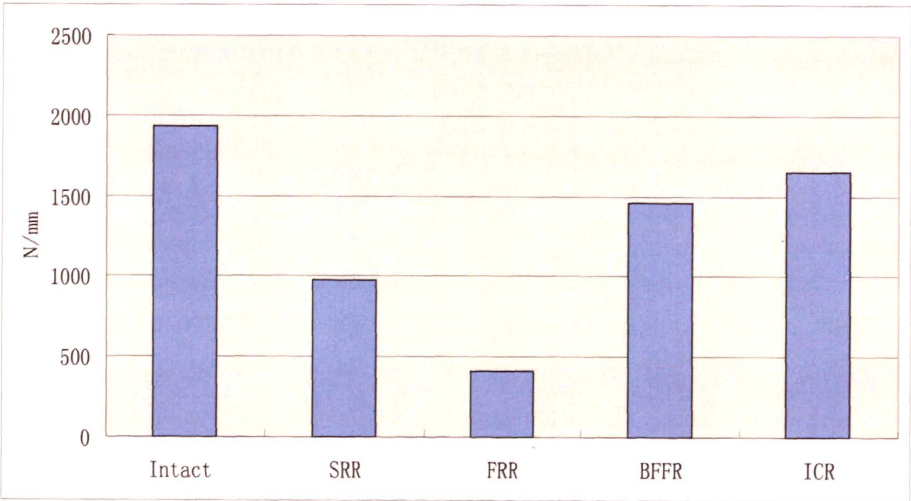


图 3.12 四种不同重建和完整状态轴向刚度的比较

冠状面上抗过度外展性能 选取双侧髋髂关节上下缘共四个关键点，读取各工况载荷加载前后各点的坐标，计算出双侧髋骨冠状面的外展角度(图 3.13)。设右侧髋髂关节上缘关键点加载前坐标是 (x_1, y_1) ，加载后是 (x_3, y_3) 下缘关键点加载前坐标是 (x_2, y_2) ，加载后是 (x_4, y_4) 。根据斜率公式 $k_1 = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1)$ ， $k_2 = (y_4 - y_3) / (x_4 - x_3)$ 计算得到右侧髋髂关节上下缘关键点连线的斜率 k ，则右侧外展角度 $A = [\arctan(k_2 - k_1) / (1 + k_2 * k_1)] * 360 / 2 \pi$ ，(单

位 度)。同样的方法计算得到对侧的外展角度后,即可得到冠状面的外展角度。完整状态冠状面上外展角为 0.053° , SRR 为 0.107° , FRR 为 0.315° , BFFR 为 0.140° , ICR 为 0.064° 。四种不同重建和完整状态之间冠状面的外展度比较为 $\text{Intact} < \text{ICR} < \text{SRR} < \text{BFFR} < \text{FRR}$ (图 3.14)。

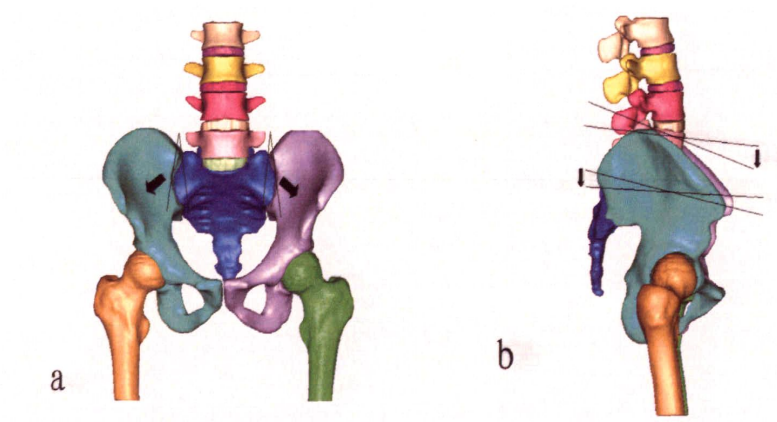


图 3.13 a 为冠状面外展角示意图, b 为矢状面旋转角示意图

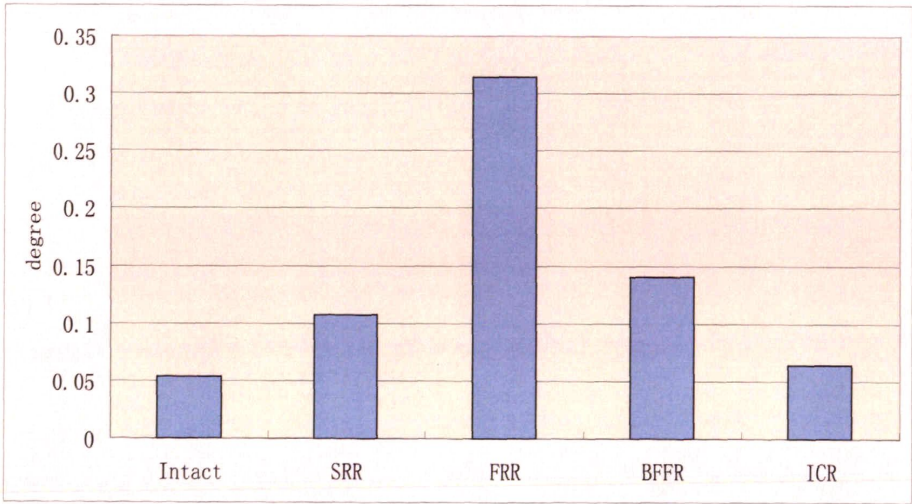


图 3.14 四种不同重建和完整状态冠状面外展角的比较

矢状面上抗过度旋转性能 在矢状面上选取四个关键点,应用与冠状面外展角相类似的公式,计算矢状面的旋转角(图 3.13)。四个关键点分别是髂前上棘一点,髂后上棘一点和 L5 上缘前后两端点。完整状态矢状面旋转角为 0.047°

°，SRR 为 0.341°，FRR 为 1.337°，BFFR 为 0.080°，ICR 为 0.051°。四种不同重建和完整状态之间矢状面的旋转度比较为 Intact<ICR<BFFR<SRR<FRR(图 3.15)。

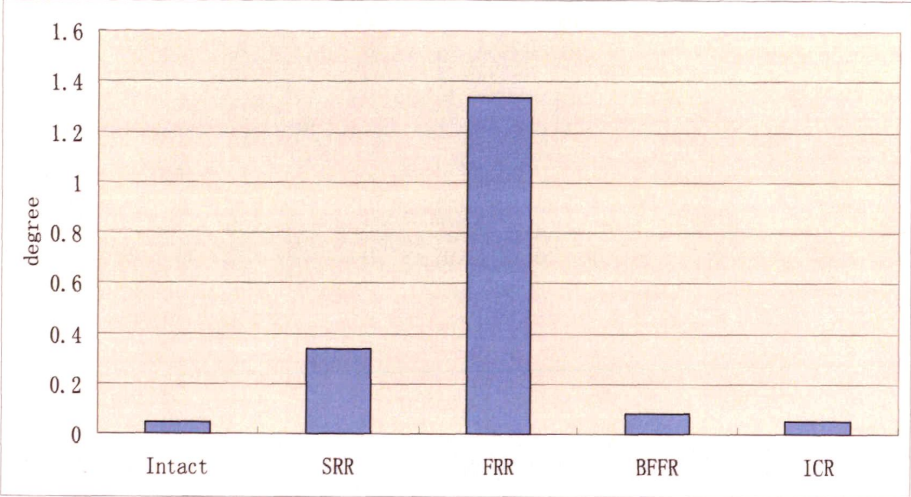


图 3.15 四种不同重建和完整状态矢状面旋转角的比较

3.5 讨论

当骶骨肿瘤侵犯至第一骶椎及以上时，全骶椎切除术是必要的。术后失去了骶椎的力学传导作用，所以重建脊柱与骨盆的连续性是必要的。近年来，文献中已经报道过几种常用的重建方法，但是各有优缺点，最优化的方法还没有建立。本研究通过有限元方法，对目前常见的骶骨棒重建方法（SRR）四棒重建方法（FRR）以及人字形双腓骨移植的重建方式（BFFR）以及自主改良设计的四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建（ICR）进行生物力学评价，以探索骶椎全切除后重建的优化的方法。

3.5.1 重建模型的应力分析

由于体外实验中仅能测量标本标识点的应变值，对于应力的测试很繁琐并且准确度不够，可以进行精确的应力分析成为有限元分析一大优势。Von Mises 应力是有限元分析法最常用的应力形式，其来源于材料力学形状改变比能理论

(第四强度理论), 揭示无论何种复杂的应力状态, 引起材料发生塑性屈服的原因是相应部位的等效应力是否达到材料的极限应力值, 因而 Von Mises 也可称为是一种塑性屈服准则, 该应力形式表达简单, 分析结果偏安全, 在工程力学领域有着广泛的应用。其计算公式为:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2]} \quad (\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3 \text{ 为第一到第三主应力})$$

可以直观评价手术术式的内固定断裂和拔出的风险。

应力较高的部位意味着较高的断裂风险。在 SRR 的模型中, 植入物上最大 Von Mises 应力为 240MPa, 是四种重建中最高的, 这表示在 SRR 中, 植入物断裂的风险最大。虽然在 FRR 中植入物的最大 Von Mises 应力是 211.7MPa, 略小于 SRR, 但是四棒重建系统仅仅靠后部的纵棒支撑, 前部没有任何植入物维持前后的平衡, 后部纵行棒上关键点的应力是四种重建中最大的, 植入物断裂的风险很高。由于结合了移植腓骨的支撑作用, BFFR 和 ICR 模型中, 植入物的最大 Von Mises 应力分别是 79.45 MPa 和 77.44 MPa, 远远小于上述两种单纯植入物重建方式, 植入物有较低的断裂风险。在四种重建模型中, ICR 模型后部纵行棒上关键点的应力最小, 全模型应力分布最分散, 提示重建系统最大限度的分流了应力, 维持系统的平衡, 减小了植入物断裂的风险。

3.5.2 重建模型稳定性的分析

骨盆环在力学上的主要作用是力的传导, 重建后腰椎骨盆的稳定是很重要的。但是骶椎全切除重建后腰椎和骨盆的稳定性没有较明确的指标。本研究通过轴向刚度, 冠状面上的外展角度和矢状面上的 L5 相对于髂骨翼的旋转角度在三个不同的平面对重建后腰椎骨盆的稳定性进行综合分析。腰椎和骨盆所受的力主要来自轴向, 在这个力的作用下, 腰椎和骨盆主要向下运动。为了对抗这种运动并且保持稳定, 轴向抗压缩能力十分重要^[49]。通过施加的载荷和位移计算出的轴向刚度来评价抗压性能。由于骶椎的楔形结构, 骨盆在下降的同时进行着冠状面上的外展运动。周围韧带和软组织可以限制这种外展。在骶椎切除以及周围韧带等软组织破坏后外展角度必定会增大。通过冠状面外展角的变化

来衡量骨盆冠状面的抗外展的性能。在矢状面上,腰椎和骨盆的活动主要是屈曲和伸展^[50]。在这种运动时腰椎和骨盆的相对旋转角度反映了它们在矢状面上的相对运动大小。为了有比较明确的解剖结构作为测量角度时的参考,选取了有骨性特征的腰五上缘、髂前上棘和髂后上棘为测量点。

从以上这三个方面来看,FRR 的稳定性与完整状态相差最远。FRR 是可以重建了后部腰椎和骨盆的连续性,但是前面没有支撑,并且没有进行冠状面上的限制。另外,交错钉道可以加强了上部植入物的把持力但是下部却相对单薄。整个重建方式的平衡难以维持。骶骨棒可以分担后部植入物的应力并且能够支撑腰椎,在冠状面上有限制外展的作用,所以稳定性稍优于 FRR。在 BFFR 和 ICR 中,植入的腓骨对前部有很好的支撑作用。结合了腓骨和钉棒植入物的作用,重建保持了很好的平衡。所以 BFFR 和 ICR 的稳定性与完整状态相近。

3.5.3 生物学重建人字形双腓骨移植重建和复合重建的比较分析

上述的四种重建方式均为重大手术,在临床术前评估术后有较长生存时间的病人进行重建才有意义。因此,本研究对各种重建方式的远期的重建效果进行评价,移植的腓骨和骨盆以及椎体之间模拟为骨性愈合。两者植入腓骨应力水平与双侧股骨颈相近,达到了骨性愈合的水平,表明了在建模中对腓骨骨性愈合模拟的正确性。BFFR 和 ICR 这两种基于腓骨移植的生物学结合钉棒重建最大 Von Mises 应力和稳定性相近。但是由临床经验分析可知,BFFR 在早期植入的腓骨未能骨性愈合之前,腓骨无法起到足够的支撑作用,后部的两条纵棒负担很重,断棒风险相对于 ICR 的后部纵棒结合前部骶骨棒的结构要大很多,故在术后需要卧床时间较长,病人术后需要 9 个月才能负重^[19]。比 SRR 术后的病人^[16]长很多。这可能引起更多的并发症,增加护理的困难。但是 ICR 有坚强的钉棒固定可以减少术后卧床时间和卧床并发症,尽可能进行早期功能锻炼,并且提高生活质量。这是本研究改良设计这种重建的原因。其缺点是较多的手术步骤,更大的手术难度和更长的手术时间,故并不推荐对所有病人均采取这种方式,应该有较为严格手术指征,这是课题组今后的研究内容。对于两者重建后的近期效果的分析研究,以及近期疗效和远期疗效相对比结合的分析研究,也是我们下一步的研究内容。

3.5.4 对重建方式的综合评价

复合重建模型的生物力学结构及力学稳定性更接近于完整模型，人字形双腓骨移植重建稍次于复合重建，骶骨棒重建术缺少了生物学移植腓骨但是前方有骶骨棒支撑，故稍好于四棒重建，四棒重建方法由于缺少腰椎椎体下方的支撑结构而与正常完整状态模型的生物力学特性相差较大。

四棒重建与完整状态标本相差最大，分析其原因主要为：1) 缺少 L5 椎体下方的支撑结构，完全靠后方重建结构支撑，加重了后部结构的负担，容易造成钉棒的弯曲、断裂，降低稳定性 2) 前方没有应力分流结构，所有载荷完全靠后方的钉棒系统进行传递，整个重建系统平衡性较差；3) 重建系统完全依靠椎弓根螺钉、髂骨螺钉和连接棒之间的金属咬合，容易产生应力集中，增加断棒风险；4) 交错的钉道系统加大了上方椎弓根螺钉的把持力，但下方结构过于单薄，导致杠杆系统中的平衡失稳，反而降低了整体结构的稳定性。

骶骨棒重建的优势是：1) 骶骨棒直接阻止了腰椎的下沉，增强了轴向的抗压缩性能；2) 骶骨棒将应力分流至了骨盆两侧，减小了后部结构的负担，并使重建系统前后平衡。劣势是：类似于四棒重建，骶骨棒重建系统全部依靠重建系统完全依靠椎弓根螺钉、髂骨螺钉和连接棒之间的金属咬合，容易产生应力集中，增加植入物断裂的风险。

双侧移植腓骨重建和复合重建都是基于腓骨移植的生物学重建方式，优势是：1) 双腓骨人字形架构成三角形，对腰椎进行强有力的支撑。2) 结合后部钉棒系统，使重建系统平衡性增加，有利于腰椎和骨盆的稳定 3) 自体腓骨是生物学材料，生物兼容性好，并可以达到骨性愈合，如果术中进行带血管蒂移植，更加促进其愈合。二者的区别是：双侧移植腓骨重建术在腓骨骨性愈合之前需要较长时间的卧床，增加护理难度和卧床所带来的一系列问题，复合重建由于前部骶骨棒的支撑，为术后早期下床功能锻炼提供了有利条件，并可以马上改善术后生活质量。但是，复合重建比双侧腓骨移植术式更加复杂，手术时间更长，需要严格掌握其手术指征并且做好充分的术前准备。

3.5.5 临床指导意义

通过三维有限元法对全骶椎切除后不同重建方法的植入物断裂风险和整体稳定性进行了评价，对临床术式的选择提供了可靠的生物力学依据。

1) 四种重建后植入物断裂风险比较为 $ICR \approx BFFR < SRR \approx FRR$, 移植腓骨起到了较好的力学传导的作用, 减小了植入物的断裂风险。

2) 重建方式的选择可通过各项生物力学指标综合判定: 轴向刚度值为 $ICR > BFFT > SRR > FRR$; 冠状面的外展度为 $ICR < SRR < BFFR < FRR$; 矢状面的旋转度为 $ICR < BFFR < SRR < FRR$ 。

3) 相对于 SRR 和 FRR 这两种单纯钉棒重建, BFFR 和 ICR 整体稳定性更加牢靠。这两种方法都是基于生物学腓骨移植的方法, 移植腓骨在维持腰椎和骨盆稳定性方面起到了很好的作用。

4) 与 BFFR 相比, ICR 可以增强术后早期稳定性并降低植入物断裂风险, 可以减少卧床时间, 减小护理难度, 能够较早的进行功能锻炼, 并且改善生活质量。但是此方法耗时长, 操作复杂。术前需要严格掌握其手术指征并且做好充分的术前准备, 术中可根据患者的全身情况进行适当地调整。

3.6 小结

骶椎全切后的不同重建方式中, ICR 的稳定性最好, 植入物断裂风险最小, 但耗时长、操作复杂; BFFR 稳定性仅次于 ICR, 断棒风险稍大, 难度稍小, 但是需要较长的卧床时间, 加大了护理难度和发生术后并发症的风险; 较 ICR 和 BFFR, SRR 和 FRR 稳定性较差, 植入物断裂的风险大, 其中 FRR 的稳定性最差。

第4章 结论与展望

4.1 主要结论

以计算生物力学三维有限元分析方法为主要的研究手段，以逆向工程的思想，利用 CT 影像学资料，医学影像处理软件 Simpleware2.0，逆向工程软件 Geomagic8，有限元分析软件 Abaqus6.7，建立腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型（3-D finite element model of lumbo-pelvic-femoral complex, 3D-FEMLPFC）。该模型具有较高的几何相似性及力学相似性，为下一步的骶椎全切除后不同重建方式的三维有限元模拟提供模型，为将来进一步腰椎、骨盆和股骨复合体的生物力学研究提供数据。

在上述模型的基础上，对研究目前骶椎全切除后四种常见的重建方法（骶骨棒重建，四棒重建，人字形双腓骨移植重建和四棒技术结合骶骨棒+腓骨移植的复合重建）进行了生物力学研究，并对不同重建方式的植入物断裂风险和重建后腰椎和骨盆的稳定性做出了综合评价。骶椎全切后的不同重建方式中，ICR 的稳定性最好，植入物断裂风险最小，但耗时长、操作复杂；BFFR 稳定性仅次于 ICR，断棒风险稍大，手术难度稍小，但是需要较长的卧床时间，加大了护理难度和发生术后并发症的风险；与 ICR 和 BFFR 相比，SRR 和 FRR 稳定性较差，断钉风险大，其中 FRR 的稳定性最差。该研究成果为临床全骶椎切除术后重建方式的选择提供了生物力学的参考依据。

4.2 创新点

1、首次利用有限元方法建立了腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型（3-D finite element model of lumbo-pelvic-femoral complex, 3D-FEMLPFC），该模型为腰椎、骨盆和股骨复合体的生物力学研究提供了平台，可进一步进行该区域的手术模拟、基础疾病（例如肿瘤、创伤、退行性疾病等）的研究以及手术植入物的优化改良等。

2、首次应用计算生物力学有限元方法对全骶椎切除后各种重建方式的生物力学行为进行系统的全面的研究，对重建术后腰椎和骨盆稳定行从轴向、矢状

面、冠状面进行综合评价。研究成果对临床上骶椎肿瘤外科切除重建具有指导意义。

3、综合利用了多个大型软件的互相协作，如利用医学影像学处理软件 Simpleware 从 CT 影像学资料中提取出骨组织以及植入物的几何模型，通过逆向工程软件 Geomagic 的优化处理，拟合出复合有限元分析软件要求的具有 G1 连续性的实体模型，最后在有限元分析软件 Abaqus 中进行模型的前处理、分析和结果后处理。

4、结合模型三向误差分析和应力分布对比，对三维有限元模型进行验证。方法简单、结果清晰，很好的验证了模型的可靠性。

4.3 不足与下一步工作方向

本研究通过三维有限元计算仿真研究方法，对近年来常用的重建方式以及课题组自主改良设计重建方式进行了生物力学总结比较，取得了一定的成果，但仍然存在诸多不足与欠缺，有待进一步的细化和改进。

腰椎、骨盆和股骨复合体的三维有限元模型为此区域的相关研究提供了整体模型基础，但是由于软组织力学特性的基础研究工作尚不成熟，文献中各种力学参数的获取存在很大的局限性，使得有限元分析软件对其本构关系的描述仍存在一定困难，各种韧带、肌肉的非线性特性难以实现准确的模拟。所以对软组织的模拟进行了合理的简化，最大限度的降低不确切的因素的干扰，增加模型的可信性。但是对模型的简化不可避免的对模型与在体时的力学行为产生影响。所以下一步需要在改进基础研究工作的基础上，添加精确的韧带的约束作用和肌肉的主动收缩作用，对有限元模型进行细化、深化。

模型中的关节面的相互作用本质上是一种非常复杂的接触行为，但是鉴于模型规模巨大，非线性的接触计算难以在当前硬件水平下实现。因而采用了合理的简化，即用关节面间的距离约束来近似模拟接触行为。随着生物力学基础研究的进一步深入和计算机运算能力的逐渐增强，包含软组织的非线性接触计算将逐渐得以实现。

上述的四种重建方式均为重大手术，在临床术前评估术后有较长生存时间的病人进行重建才有意义。因此，对各种重建方式的远期的重建效果进行评价，移植的腓骨和骨盆以及椎体之间模拟为骨性愈合。在此前提下，BFFR 和 ICR 这

两种基于腓骨移植的生物学结合钉棒重建最大 Von Mises 应力相近和稳定性相近。但是由临床经验分析可知, BFFR 在早期植入的腓骨未能骨性愈合之前, 腓骨无起到足够的支撑作用, 后部的两条纵棒负担很重, 断棒风险相对于 ICR 的后部纵棒结合前部骶骨棒的结构要大很多, 同时稳定性也会一定程度上降低。以上为临床经验分析, 需要进一步行有限元等生物力学分析来明确在移植腓骨骨性愈合之前二者的力学差异。故对于两者重建后的近期效果的分析研究, 以及近期疗效和远期疗效相对比结合的分析研究, 也是我们下一步的研究内容。

ICR 手术在骶椎全切除后可以很好的重建腰椎和骨盆的稳定性, 大大降低了钉棒植入物的断裂风险, 但是一个明显的确定是更大的手术难度和更长的手术时间, 其手术指征的选择需要进一步明确。与 FRR 相似, ICR 头端操作范围高达 L2, 比起大多数重建骶椎的手术术式偏向头侧。在尾侧坚强固定, 对重建后稳定性和钉棒断裂风险无明显影响的前提下, 是否可以降低头侧固定高度至 L3, 甚至 L4, 以减少手术时间和手术暴露范围, 是需要进一步探索的内容。

致谢

七年的时光就这样慢慢逝去，在即将毕业放飞梦想时，我终于可以笑面自己，同时为所有帮助我，培养我的人们递上一份令你们满意的答卷，奉上我的真诚的谢意。

感谢我的恩师程黎明教授两年来多对我的谆谆教诲。走过大学本科的四年之后，我遇见了您。您用豁达的心胸，严谨的做事态度，先进的科研思路，雷厉风行的军人作风教育着我，培养着我，伴随我在前进道路上的每一秒钟。我的每一点成绩无不渗透着您的心血和汗水。希望有一天，我能做出一点东西，让您能为有我这个学生而骄傲。

感谢同济大学生物生命科学与技术学院的丁祖泉教授对我课题的指导。感谢我的合作伙伴陈博硕士，你踏实的作风、进取的精神以及勤奋的工作保证了合作课题的顺利完成。真的很怀念这近两年的合作时间，是你的知识和友谊给了我莫大的支持和帮助。

感谢俞光荣、梅炯、张世民、王树青、周家钤、袁锋主任以及李海丰、李山珠副主任和骨科各位老师在临床学习中给予的帮助。感谢贾永伟博士、曾至立硕士、黄奕刚博士、杨云峰博士在科研和临床工作中的热心帮助。

感谢同窗于研硕士和吕灏轩硕士，谢谢你们的友谊，谢谢你们的支持，谢谢你们的理解，希望兄弟们都能有个辉煌的未来。

感谢同窗刘传安、杨志勇、王建杰、蔡佳敏、吴周睿。感谢你们在学习生活中给我的无数帮助与启发。

最后要把我的谢意留给我的家人。母亲和父亲都是工薪阶层，供儿子读大学不容易，平时自己都是省吃俭用，但是在儿子身上花钱却从不吝惜。母亲逐渐加深的皱纹和父亲鬓角慢慢增多的白发，才换来了儿子今天的成绩——今天的这本沉甸甸的论文。

2009年4月

参考文献

1. Edge-Hughes, L., *Hip and sacroiliac disease: selected disorders and their management with physical therapy*. Clin Tech Small Anim Pract, 2007. 22(4): p. 183-94.
2. Santi, M.D., M.M. Mitsunaga, and J.L. Lockett, *Total sacrectomy for a giant sacral schwannoma. A case report*. Clin Orthop Relat Res, 1993(294): p. 285-9.
3. Gokaslan, Z.L., et al., *Total sacrectomy and Galveston L-rod reconstruction for malignant neoplasms. Technical note*. J Neurosurg, 1997. 87(5): p. 781-7.
4. Prendergast, P.J., *Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1997. 12(6): p. 343-366.
5. Bellini, C.M., et al., *Loss in mechanical contact of cementless acetabular prostheses due to post-operative weight bearing: a biomechanical model*. Med Eng Phys, 2007. 29(2): p. 175-81.
6. Brekelmans, W.A., H.W. Poort, and T.J. Slooff, *A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts*. Acta Orthop Scand, 1972. 43(5): p. 301-17.
7. Oonishi, H., H. Isha, and T. Hasegawa, *Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint--by means of the three dimensional finite element method*. J Biomech, 1983. 16(6): p. 427-44.
8. Gunterberg, B., B. Romanus, and B. Stener, *Pelvic strength after major amputation of the sacrum. An experimental study*. Acta Orthop Scand, 1976. 47(6): p. 635-42.
9. Hugate, R.R., Jr., et al., *Mechanical effects of partial sacrectomy: when is reconstruction necessary?* Clin Orthop Relat Res, 2006. 450: p. 82-8.
10. Shikata, J., et al., *Total sacrectomy and reconstruction for primary tumors. Report of two cases*. J Bone Joint Surg Am, 1988. 70(1): p. 122-5.
11. Tomita, K. and H. Tsuchiya, *Total sacrectomy and reconstruction for huge sacral tumors*. Spine, 1990. 15(11): p. 1223-7.
12. Blatter, G., et al., *The problem of stabilization after sacrectomy*. Arch Orthop Trauma Surg, 1994. 114(1): p. 40-2.
13. Doita, M., et al., *Total sacrectomy and reconstruction for sacral tumors*. Spine, 2003. 28(15): p. E296-301.
14. Tomita K, K.N., Hata M, *Indication and surgical technique of sacral amputation*. . OS NOW, 1996. 22: p. 188-97.
15. Murakami, H., et al., *Biomechanical evaluation of reconstructed lumbosacral*

- spine after total sacrectomy. *J Orthop Sci*, 2002. 7(6): p. 658-64.
16. Kawahara, N., et al., *Reconstruction after total sacrectomy using a new instrumentation technique: a biomechanical comparison*. *Spine*, 2003. 28(14): p. 1567-72.
 17. Shen, F.H., et al., *A novel "four-rod technique" for lumbo-pelvic reconstruction: theory and technical considerations*. *Spine*, 2006. 31(12): p. 1395-401.
 18. Dickey, I.D., et al., *Reconstruction after total sacrectomy: early experience with a new surgical technique*. *Clin Orthop Relat Res*, 2005. 438: p. 42-50.
 19. Choudry, U.H., S.L. Moran, and Z. Karacor, *Functional reconstruction of the pelvic ring with simultaneous bilateral free fibular flaps following total sacral resection*. *Ann Plast Surg*, 2006. 57(6): p. 673-6.
 20. 于研, and 程黎明, 骶椎全切后重建的生物力学研究. 同济大学医学硕士学位论文, 2008.
 21. Labelle, H., et al., *The importance of spino-pelvic balance in L5-s1 developmental spondylolisthesis: a review of pertinent radiologic measurements*. *Spine*, 2005. 30(6 Suppl): p. S27-34.
 22. Schache, A.G., et al., *The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review*. *Gait Posture*, 1999. 10(1): p. 30-47.
 23. Dalstra, M. and R. Huiskes, *Load transfer across the pelvic bone*. *J Biomech*, 1995. 28(6): p. 715-24.
 24. Anderson, A.E., et al., *Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies*. *J Biomech Eng*, 2005. 127(3): p. 364-73.
 25. Denoziere, G. and D.N. Ku, *Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc*. *J Biomech*, 2006. 39(4): p. 766-75.
 26. Grauer, J.N., et al., *Biomechanics of two-level Charite artificial disc placement in comparison to fusion plus single-level disc placement combination*. *Spine J*, 2006. 6(6): p. 659-66.
 27. Majumder, S., A. Roychowdhury, and S. Pal, *Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body*. *Med Eng Phys*, 2007. 29(10): p. 1167-78.
 28. Cheng, L.M., et al., *Development and validating of a three-dimensional finite element model of total human pelvis*. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, 2007. 87(47): p. 3346-8.
 29. Au, A.G., et al., *A NURBS-based technique for subject-specific construction of knee bone geometry*. *Comput Methods Programs Biomed*, 2008. 92(1): p.

- 20-34.
30. Robin, S., W. Skalli, and F. Lavaste, *Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments: a finite element analysis*. Eur Spine J, 1994. 3(2): p. 84-90.
 31. 陈博, et al., 髓白周围肿瘤切除后功能重建手术的仿真建模方法. 医用生物力学, 2008. 23: p. 37-42.
 32. Moumene, M. and F.H. Geisler, *Comparison of biomechanical function at ideal and varied surgical placement for two lumbar artificial disc implant designs: mobile-core versus fixed-core*. Spine, 2007. 32(17): p. 1840-51.
 33. Zhong, Z.C., et al., *Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method*. Med Eng Phys, 2006. 28(1): p. 90-8.
 34. Bono, C.M., et al., *Residual sagittal motion after lumbar fusion: a finite element analysis with implications on radiographic flexion-extension criteria*. Spine, 2007. 32(4): p. 417-22.
 35. Freitag, L.A. and P. Plassmann, *Local optimization-based simplicial mesh untangling and improvement*. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 2000. 49(1-2): p. 109-125.
 36. 杨安礼, et al., 站、坐位态骨盆应力分布的实验研究. 生物医学工程与临床, 2002. 6: p. 206-208.
 37. 宋楠, and 程黎明, 有限元分析法评价脊柱医源性负荷研究进展. 国际骨科学杂志, 2007. 28: p. 217-221.
 38. 李皓月, 周田鹏, and 刘相新, *ANSYS 工程计算应用教程*. 2003, 北京: 中国铁道出版社.
 39. 朱睿, and 程黎明, 骶椎切除重建的三维有限元模型建立及其研究进展. 医用生物力学, 2008. 23: p. 327-331.
 40. Young, P.G., et al., *An efficient approach to converting three-dimensional image data into highly accurate computational models*. Philos Transact A Math Phys Eng Sci, 2008. 366(1878): p. 3155-73.
 41. Sun, W., et al., *Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering*. Computer-Aided Design, 2005. 37(11): p. 1097-1114.
 42. Helgason, B., et al., *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. 23(2): p. 135-46.
 43. Kaku, N., et al., *Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model*. J Orthop Sci, 2004. 9(3): p. 264-9.
 44. Li, H.Y. and Z. Wang, *Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images*. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2006. 30(6-7): p. 363-370.

45. Pope, M.H. and J.E. Novotny, *Spinal biomechanics*. J Biomech Eng, 1993. 115(4B): p. 569-74.
46. 李全, et al., 骶骨部分切除术后骨盆重建的三维有限元分析. 医用生物力学, 2008. 23: p. 47-51.
47. Ha, S.K., *Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc*. Medical Engineering & Physics, 2006. 28(6): p. 534-541.
48. Zhang, H.Y., et al., *Surgical techniques for total sacrectomy and spinopelvic reconstruction*. Neurosurg Focus, 2003. 15(2): p. E5.
49. Comstock, C.P., M.C. van der Meulen, and S.B. Goodman, *Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures*. J Orthop Trauma, 1996. 10(8): p. 517-22.
50. Kasahara, S., et al., *Lumbar-pelvic coordination in the sitting position*. Gait Posture, 2008. 28(2): p. 251-7.

附录 骶椎切除重建的三维有限元模型建立及其研究进展 (综述)

朱睿 综述, 程黎明 审校

(上海同济大学附属同济医院骨科, 上海 200065)

摘要: 全骶椎切除术是治疗侵犯到第一骶椎的肿瘤的有效方法。术后骨盆环的破坏, 常导致腰椎与骨盆分离, 临床则需进行生物学重建。重建后植入物的松动以及断裂是临床上常出现的问题。为了对临床的重建方法进行力学评价, 解决重建后骨及植入物的应力集中问题, 通常利用有限元的生物力学研究为临床提供可靠依据。作者综述了近年来完整骨盆及骶椎切除后的缺损骨盆有限元模型、骶椎切除后重建结构有限元模型的建立及其研究进展。

关键词: 骨盆; 骶椎; 重建; 有限元

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

The advance in construction of three-dimensional finite element models after sacrectomy and reconstructing lumbosacral spine

ZHU Rui, CHENG Li-ming. (Department of Orthopaedics, Tongji Hospital Shanghai Tongji University, Shanghai 200065, China)

Abstract: Total sacrectomy is a useful method to treat the tumors which involve the first sacral vertebra. After operation, the destruction of pelvic ring often result in the separation between lumbar and pelvis. In clinic we need to reconstruct it. After reconstruction, the loosening and fracturing of instruments often occur. To evaluate the method of reconstruction and solve the problem of stress concentrating of instruments, we often offer reliable basis to clinic work using the study method of finite element. Author reviews the advance of construction of intact pelvis' model, the defect model after sacrectomy, and the model after reconstructing lumbosacral spine.

Key word: pelvis; sacral vertebra; reconstruction; finite element

在分析骶椎切除重建术后骨及植入物的应力分布，以及预测植入物松动或断裂可能性的大小时，骶椎切除重建后的三维有限元模型的建立和分析提供了一个强有力的手段。有限元方法是计算力学中的一种重要方法，其原理是将被划分开的无数单元的节点上的刚度矩阵组成总体的刚度矩阵，通过计算来反映总体的应变和应力^[1]。1972 年 Brekelmans^[2]首次将有限元法用于骨的应力分析。Oonishi^[3]于 1983 年建立了骨盆的有限元模型。之后对于骨盆有限元模型的建立和骶椎切除后的有限元研究逐渐发展。下面分别综述了近年来完整骨盆及骶椎切除后的缺损骨盆有限元模型、骶椎切除后重建结构有限元模型的建立方法及其研究进展。

1 完整骨盆有限元模型的建立

完整骨盆有限元模型的建立是研究骶椎切除后重建结构的基础，其精度对骨盆重建结构模型的研究结果有很大影响，这个过程主要包括骨组织、韧带等软组织模型的建立及网格划分，各部分材料属性的设置，边界条件的设定等过程。

1.1 骨组织有限元模型的建立

骨组织有限元模型的建立可以分为两种方法^[4]：实体建模法和直接生成法。这两种方法各有特点，相互补充。实体建模法需要占用电脑大量的中央处理器（CUP）的时间，对于小型、简单的模型较烦琐，但是它支持使用面和体及布尔运算，能进行自适应网格划分，便于几何改进和单元类型的变化，对于庞大或者复杂的模型更适合，因此应用在骨盆建模中还是比较合适的。而直接生成法可以直接生成有限元模型，对于较小的模型相对方便快捷，由于没有实体模型而直接生成有限元模型，故修改较烦琐。

1.1.1 实体建模法 实体建模法首先通过 CT 扫描的图片得到骨盆的边界轮廓，通过相应软件建立骨盆的实体模型，再通过通用接口导入有限元软件，划分网格，完成模型。基于骨盆关于正中矢状面的对称性，Kaku 等^[5]通过数字转换仪构建出半骨盆的轮廓模型，导入 ANSYS 中，以八节点固体单元划分网格。在此半骨盆模型中省略了内部的松质骨，整个模型全部设置为皮质骨属性，由于力的传导主要是在皮质骨中进行，故这种设置在分析中的影响不大。马如宇^[6]将螺旋 CT 扫描所得的图像以 DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）的格式存储，利用自行开发的 GETCT 和 MedGraphics 两种软件进行

轮廓线的提取,再导入 Pro/Engineer,利用其中的非均匀有条理样条曲线直接拟合出骨盆截面轮廓线,通过 Unigraphics 区分出骨皮质和骨松质,通过 IGES 文件格式导入有限元建模软件包 ANSYS。在 ANSYS 中采用连线、蒙面的方法建立实体模型,然后可以对其进行网格划分。这种方法可以比较准确的建立骨盆有限元模型,但是涉及到自行开发的软件,故其可靠性还需要验证。Murakami 等^[7]的模型中设置腰椎和骨盆处的皮质骨分别为 1.5mm 和 3.0mm,其余为松质骨,这种对不同部位的皮质骨和松质骨厚度的划分较为合理,但是对皮质骨和松质骨之间接触的处理没有明确。Anderson^[8]通过实体化建模软件 MIMICS 获取 CT 图像的边界轮廓建立实体模型,因为骶孔和骶管的结构在组织分割、实体建模和有限元网格划分过程中带来了非常大的难度,所以在模型中简化了骶孔和骶管结构,而是通过对 CT 图像中反映出的材料特性的应用来弥补这一简化。Majumder^[9]通过 MIMICS 获取轮廓、Mechanical Desktop 处理,最后在 ANSYS 中建立了骨盆的三维有限元模型。这个模型除了包括骶椎、双侧髂骨、双侧股骨外,还包括了周围软组织。此模型的骶髂关节和髋臼关节是紧密连接而没有相对运动的。

1.1.2 直接生成法 直接生成法通过对 CT 扫描所得的图片的分析,直接在三维空间设定节点的坐标,然后通过坐标的数据在有限元软件中直接产生节点和单元,其过程中没有实体模型的生成,也就是直接把 CT 所得的容量成分直接转换成有限元单元模型^[1]。Phillips^[10]使用的三维激光扫描仪以 0.1mm 的精度扫描了一个 60 岁的男性骨盆,把所的点的云图直接转换成三角形的网格表面。于此基础上在 Abaqus/CAE 中使用平均边缘长度 2mm 的四节点线性固态四面体单元建立松质骨网格模型,在松质骨周围使用平均边缘长度 5mm 的六节点线性固态楔形壳单元建立皮质骨网格模型,对皮质骨和松质骨进行了显著不同的划分。Shim^[11]分析了直接建模法的特点,利用高序立方体 Hermite 基础函数和最小二乘法以及已建立的数据集,大大减少了建模所需的 CT 数据量,甚至可以只用 10 张 CT 生成根方差误差小于 3mm 的有限元模型。但是峰值误差约 12mm,虽然大都远离感兴趣的部位,也一定程度上影响了模型的性能。

1.2 韧带等软组织模型的建立

由于受到建模方法和计算机硬件水平等多方面限制,很多有限元模型不进行软组织的构建^[5,6,8,11]。但是骶髂关节和髋关节周围的韧带对固定和限制关节活

动起到重要作用，忽略韧带会对模型的分析造成不小影响，所以韧带在模型中的正确处理是模型中很重要的一个方面。韧带等软组织有比较相近的CT值，通过CT值区分他们比较困难，故韧带的建立有其特殊的方式。Weiss^[12]认为建立韧带有两种途径，一是建立关节以及其周围所有支持的软组织的模型，但是这种模型过于复杂，在现在的计算机硬件的水平上非常难以完成，而且也很难通过实验验证；第二是建立单一韧带，此方法比较容易完成和验证。并且提出在设置单元类型时使用shell单元，而不用solid单元，他认为shell单元由于比较薄的结构，在模拟弯曲行为时更加精确，而且比起solid单元更容易进行网格划分。

Dawson^[13]在1999年建立的模型中已经加入了韧带结构，他将40条可变形的单元加入到骨盆模型中，其中32条代表骶髂部韧带，8条代表耻骨联合处的韧带。单元都使用的是线性的spring单元。由于骶髂部韧带比耻骨联合处的面积大，故设置其有更大的强度。这些韧带模型的建立对韧带模型的发展很有意义。Li^[14]结合了CT数据和解剖位置重建了耻骨联合周围的四条韧带，他们被模拟成互相分离的四个带。之后，Li^[15]又在有限元软件Hypermesh software中，他使用32条truss单元表示骶髂部韧带，总横截面积共320mm²，髌部韧带的单元数为30条 总横截面积共300mm²。这对韧带的模拟、骨盆模型的完善中是一个很大发展。

1.3 材料属性的设置

为了解时得到更加接近实际的结果，材料属性的设置十分重要。对于不同部分的材料属性的设置主要有两种方法，一是根据体外试验所得数据，直接设定皮质骨、松质骨、韧带等各部分的弹性模量和泊松比。二是跟据CT值、表观骨密度和弹性模量之间的经验公式，不同的CT值的部分对应不同的弹性模量。

1.3.1 直接设定 Murakami等^[17]在研究骶椎切除重建时，根据已有的试验数据为各个不同的部分设置了非常详细的弹性模量和泊松比（表1）。之后，Kawahara等^[16]在自己的试验中也采取了大致相同的设置，取得了比较满意的结果。Li^[15]在模型中除了密质骨和松质骨外，加入了韧带的材料属性，使材料属性更加完善（表2）。

表 1 Murakami 的模型的材料属性

Tab 1 Material properties of model of Murakami

	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	12000	0.30
松质骨	100	0.20
骨的后部单元	3500	0.25
软骨终板	24	0.40
纤维环	4.2	0.45
髓核	1667	0.48
植入物 (不锈钢)	210000	0.30
植入物 (钛合金)	110000	0.30

表 2 骨以及韧带的材料属性

Tab 2 Material properties of bone and ligament

	弹性模量	泊松比
皮质骨	17Gpa	0.29
松质骨	70Mpa	0.2
髌韧带	181Mpa	0.4
骶髂韧带	250Mpa	0.4

1.3.2 根据经验公式设定 对于上述设置材料属性的方法，苏佳灿^[17]等认为松质骨和密质骨之间是逐渐过渡的，没有明显的界限，而且松质骨是非匀质材料，其材料特性一般随部位的不同而不同。所以他们在建立有限元单元时根据每个单元的坐标找到对应的 CT 值，经过计算得到弹性模量和泊松比。同时为了简化计算，将弹性模量分为 256 个等级，根据单元所对应的 CT 值得到其对应的弹性模量，分别对每一个单元进行材料属性的设定。Majumder^[9]把 CT 图像上皮质骨和骨髓看作两个参考点，在所有的 CT 图像中，把最高的 CT 值（在股骨干上）—1762 作为皮质骨的值，把最低的 CT 值（在股骨髓腔内的）—42 作为骨髓的值，通过这两个参考点衍生出 CT 值和表观骨密度的线性关系，并结合经验公式计算骶椎、股骨、骨盆的松质骨的弹性模量范围是 32~3340MPa，然后根据每个单元不同的 CT 值赋予不同的材料属性。这种由 CT 值经经验公式计算出的材料属性更加细致，但是带来了巨大的计算负担，并且经验公式的可靠性也受到一定质疑。

1.4 边界条件

多数对骨盆施加的边界条件是将骨盆下部固定^[7,16]，在上部的腰椎上表面施加 500—2000N 的垂直压力^[18]。在 Phillips^[10]的研究中，他们在 Abaqus/CAE 中参考了解剖学的附着点，使用 spring 单元建立了 42 条肌肉和 7 条韧带。在上部加载力后，对通过肌肉和韧带对骨盆的支撑和限制的情况以及固定骨盆下表面的情况进行了应力的比较，发现以肌肉和韧带的作为边界条件时皮质骨各部分的应力更低些，同时也提供了一种崭新的骨盆模型的边界约束条件，但是这种条件设定的合理性还需进一步验证。

2 骶椎切除后的缺损骨盆有限元模型的建立

缺损骨盆有限元模型是重建结构有限元模型建立的一个中间过程，在正常骨盆模型建立后，缺损模型可以通过对正常模型数据修改来建立缺损模型。佟大可^[19]在 ANSYS 中以正常骨盆模型为基础，在原影像文件中选取适当的平面，删除代表骶椎的数据，将获得的一组新数据再次应用于 ANSYS 中，获得了骶椎切除术后的骨盆模型。

3 骶椎切除后重建结构有限元模型的建立和研究

通过有限元软件建立植入物的模型，并把它添加到缺损模型上，通过布尔运算等方法将其整合，就得到了骶椎切除后重建结构的有限元模型。Murakami^[7]在正常骨盆有限元模型基础上，移除了骶椎，并加入了植入物，建立了改良 Galveston 重建方式和三角框架重建方式的三维有限元模型。基于骨盆的对称性，Murakami 只建立了半骨盆的重建模型，其中改良 Galveston 重建方式包含 4912 个单元，三角框架重建方式包含了 4854 个单元。对于 Galveston 重建方式，通过对植入物分别赋予钛合金和不锈钢的材料属性进行对照实验。然后以固定骨盆下表面，在半骨盆模型的 L3 的上表面上施加 480N（由于是半骨盆模型，相当于在全骨盆模型上 960N）的垂直压力为边界条件进行分析。在改良 Galveston 重建方式的分析结果中，虽然在皮质骨和松质骨中没有发现超过相应屈服应力的应力集中点，但是髂骨棒和 L5 棒之间最高应力达 1042MPa，超过钛合金棒屈服应力（860MPa），远远超过了不锈钢的屈服应力（126MPa），故此处比较容易出现棒的断裂；而三角框架重建方式的分析结果中，上方的髂骨棒与骨盆的接触点部位以及它与 L5 的接触部位都出现了高于皮质骨屈服应力（83MPa）的应

力集中现象（两个部位最高应力集中点分别为 126MPa 和 92.8MPa），所以此处较易发生髂骨棒的松动。这个有限元模型的分析结果提示 Galveston 重建方式和三角形框架重建方式分别存在植入物的断裂和松动的风险，临床手术重建方式需要改进。Kawahara^[16]在前人研究的基础上设计了一种新的重建方式，并用与上述类似的方法建立了改良 Galveston 重建方式、三角框架重建方式和这种新的重建方式的有限元模型，研究显示新的重建方式中未发现明显超过棒和骨的屈服应力的应力集中部位，也就是说新的重建方式比起改良 Galveston 重建方式和三角框架重建方式有较小的断棒和松动的危险，对临床医生提供了一个新的重建思路。但是以上两个实验中为了简化，都是使用的半骨盆三维有限元模型，这种模型的分析结果是否与全骨盆模型相一致并没有确切的证明，降低了结果的可信性，且网格的划分也比较粗糙。

4 评述

重建全骶椎切除术后的生物力学结构是十分必要的，但是术后植入物的断裂和松动成为难题。有限元作为一种生物力学的重要研究方法，对重建术后骨盆应力分布进行预测，对植入物的断裂和松动情况的评估很有价值。由于骨盆体积较大、模型包含的单元数量较多、周围韧带等软组织对运算精确度的影响、重建结构的复杂、工作站的硬件要求等局限了骶椎切除重建的有限元研究，近年来的研究报道很少。但是，为了最大程度地改善术后患者的生活质量，更加合理地选择切除和重建的方式，最大限度的避免植入物的断裂和松动等情况，骶椎切除重建的有限元研究很有必要，也是今后的发展方向。

参考文献

- [1] Prendergast P J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design[J]. Clinical Biomechanics, 1997,12(6):343-366.
- [2] Brekelmans WAN. A new method to analysis the mechanical behavior of skeletal parts [J]. Acta Orthop Scand, 1972, 43: 301-307.
- [3] Oonishi H, Isha H, Hasegawa T. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint - by means of the three dimensional finite element method[J]. J Biomech, 1983. 16: 427-444.
- [4] 李皓月,周田鹏,刘相新. ANSYS 工程计算应用教程[M].北京: 中国铁道出版社, 2003:

35-36。

- [5] Kaku N, Tsumura H, Taira H, et al. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model [J]. J Orthop Sci, 2004, 9:264–269.
- [6] 马如宇, 铁瑛, 薛文东, 等. 基于螺旋 CT 构建人体骨盆三维有限元模型[J]. 医用生物力学, 2004, 19 (3):180-183.
- [7] Murakami H, Kawahara N, Tomita K, et al. Biomechanical evaluation of reconstructed lumbosacral spine after total sacrectomy [J]. J Orthop Sci, 2002, 7:658–664.
- [8] Anderson D E, Cotton J R. Mechanical analysis of percutaneous sacroplasty using CT image based finite element models [J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29:316–325.
- [9] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis–femur–soft tissue complex with simplified representation of whole body [J]. Medical Engineering & Physics, 2007
- [10] Phillips A T M, Pankaj P, Howie C R, et al. Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29:739–748.
- [11] Vickie B. Shim, Rocco P. Pitto, Robert M. Streicher, et al. The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis [J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40:26–35.
- [12] Weiss J A, Gardiner J C, Ellis B J, et al. Three-dimensional finite element modeling of ligaments: Technical aspects [J]. Medical Engineering & Physics, 2005, 27: 845–861.
- [13] Dawson J M, Khmelniker B V, McAndrew M P. Analysis of the structural behavior of the pelvis during lateral impact using the finite element method[J]. Accident Analysis and Prevention, 1999, 31:109-119.
- [14] Li Z, Alonso J E, Kim J E, et al. Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2006, 34(9):1452–1462
- [15] Li Z, Kim J E, Davidson J S, et al. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: A finite element study [J]. Journal of Biomechanics, 2007
- [16] Kawahara N, Murakami H, Yoshida A, et al. Reconstruction after total sacrectomy using a new instrumentation technique [J]. Spine, 2003, 28(14):1567–1572.

- [17] 苏佳灿,张春才,陈学强,等. 骨盆及髋臼三维有限元模型材料属性设定及其生物力学意义[J]. 中国临床康复,2005,9(2):71-73.
- [18] Nachemson A, Elfstrom G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disc: a study of common movements, maneuvers and exercises [J]. Scand J Rehabil Med ,1970,1:1-40.
- [19] 佟大可, 蔡郑东, 吴建国, 等. 骶椎肿瘤切除术后骨盆三为有限元模型的建立及相关应力分析[J]. 医用生物力学,2005 ,20 (4):231-234.

个人简历 在读期间发表的学术论文与研究成果

个人简历:

朱睿 男 1983 年 5 月生

2002.9—至今

同济大学

临床医学（七年制）

攻读医学硕士学位

已于 2007.7 获得医学学士学位

已发表论文:

1. 朱睿,程黎明 骶椎切除重建的三维有限元模型建立及其研究进展 医用生物力学 Vol.23 No.4, 327-331 Aug.2008
2. 程黎明, 朱睿, 于研, 吕灏轩, 曾至立, 贾永伟, 陈博, 丁祖泉 全骶椎切除后骨盆重建的三维有限元研究中华医学会第十届骨科学术会议暨第三届国际 COA 学术会议 2008.11
3. 朱睿 陈博 程黎明 于研 吕灏轩 丁祖泉 人体腰椎、骨盆和股骨复合体三维有限元模型的建立与验证 第一届《中华骨科杂志》论坛 2008.12

已录用论文:

1. Rui Zhu, Liming Cheng, et al. Development and validation of a three dimensional finite element model of lumbo-pelvic-femoral complex. International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2009 (in press) (EI 收录)
2. Yan Yu, Liming Cheng, Rui Zhu, et al. The stability analysis of different reconstruction methods after total sacrectomy. International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2009 (in press) (EI 收录)
3. Haoxuan Lv, Liming Cheng, Yan Yu, Rui Zhu et al. Digital marker tracing combined with center-of-mass algorithm in analyzing viscoelasticity characteristic of lumbosacroiliac complex. International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2009 (in press) (EI 收录)

在学期间参加的研究项目

1. 全国大学生创新实验计划 2007

项目名称：骶椎肿瘤矢状方向切除重建的生物力学研究

2. 国家自然科学基金（编号：30571895）2007

项目名称：骨盆环肿瘤切除重建的生物力学机制研究

3. 教育部新世纪优秀人才计划支持项目（编号：NCET-06-0375）2008

项目名称：骶椎肿瘤的基础与临床研究

4. 上海市科委重点攻关项目（编号：08411952200）2009

项目名称：胸腰椎损伤结构功能重建的生物力学与临床研究