

人体就座时臀-腿部软组织应力分布的研究

张宇红¹, 王欣², 洪军², 邱志惠², 韩英², 陈娟²

(1. 西安工业大学工业设计系, 710032, 西安; 2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 人体长时间就座引起的疼痛与就座时臀-腿部软组织的应力分布有关, 运用 ABAUQS 和 HyperMesh 有限元分析软件, 构建了人体臀-腿部与座椅接触界面的有限元分析模型, 仿真得出了就座时人体臀-腿部软组织的应力分布. 根据三维应力分布的特点, 通过对 X_m 、 Y_m 和 Z_m 3 条路径的分析, 同时运用体压分布测量系统对人-椅界面压力的分布进行了测量. 仿真试验结果表明, 当人体就座时, 臀-腿部软组织内部的应力远大于界面应力, 最大应力发生在坐骨结节下方, 并向四周逐渐减小, 骨骼与软组织界面层的应力最大, 而肌肉层与皮肤-脂肪层界面的应力最小. 该研究结果可使人们更好地理解长时间就座引起疼痛的原因, 同时也为座椅人性化设计提供了有效的参考数据.

关键词: 软组织; 应力分布; 就座; 有限元; 人性化设计

中图分类号: TB18 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)05-0569-04

Soft Tissue Stress Distribution in Hip-Legs During Sitting

ZHANG Yuhong¹, WANG Xin², HONG Jun², QIU Zhihui², HAN Ying², CHEN Juan²

(1. Department of Industrial Design, Xi'an Technological University, Xi'an 710032, China; 2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: The pressure sores due to long-term sitting are often related to soft tissue stress distribution in hip-legs. Finite element (FE) models of the interface between hip-legs and seat pan are established with ABAUQS and HyperMesh to obtain the soft tissue stresses distribution in hip-legs. The stress distribution is analyzed along three central paths (X_m , Y_m and Z_m), and the body pressure distribution within the human-seat interface is measured simultaneously. The FE analysis shows that the stresses in soft tissue get much more violent than them in the interface and the maximum stress is located under the ischial tuberosities. The stress in the bone-tissue interface is the maximal and the stress in the muscle-fat interface is the minimal. The veracity of FE analysis is estimated by the comparison between the data obtained by measure and simulation.

Keywords: soft tissue; stresses distribution; sitting; finite element; humanized design

目前,越来越多的场合需要人们长时间就座,尤其是对于驾驶员和计算机相关工作者,因此由长期就座引起臀-腿部疼痛的问题也将成为人们研究的重要课题. 受压产生的疼痛主要有表面和深层^[1] 2 种类型,很多学者研究了接触界面的应力分布,并取得了卓越的成就^[2-3]. 表层软组织有很强的再生功能,而深层软组织被破坏后却无法再生,因此其应力分布情况成为新的研究方向. Brosh 和 Arcan^[4]在

2000 年建立了人体就座时的臀部二维有限元模型,该模型包含骨盆和其周围均匀的软组织,并发现了最大应力发生在坐骨结节下方的软组织中,且超过了臀部和座椅界面压力的最大值. 本文以 50 百分位点的男性为研究对象,建立了人体臀-腿部与座椅面接触的三维有限元分析模型,进行了仿真试验,并对仿真结果的有效性进行了验证.

1 仿真试验

在三维软件 CATIA 中构建人体臀-腿部和座椅面形貌的几何模型,然后引入有限元前处理软件 Hypermesh,来定义单元类型和划分网格.考虑生物软组织材料具有黏弹性和非线性特点,因此选用材料模型库丰富的有限元软件 ABAQUS 来进行刚性座椅与人体下肢组织接触的有限元仿真分析.

1.1 几何模型的构建

由于臀-腿部的骨骼和皮肤形状较为复杂,本文采用相同的点云数据处理方法来构建几何模型,得到的皮肤骨骼模型的基本特征与实际的相近似.当构建出完整的皮肤和骨骼模型后,闭合皮肤骨骼空间生产肌肉模型(见图1),该模型尺寸与50百分位点的男性一致.在软件 CATIA 中构建座椅面的三维几何模型,座椅面的形貌尺寸如图2所示.该尺寸参考申俊^[5]的研究结果,为了便于进行有限元计算,本文对臀-腿部三维实体模型进行了简化,删除了大腿上部和盆骨前部的区域,保留了坐骨结节附近的区域,删减后的几何模型如图3所示.

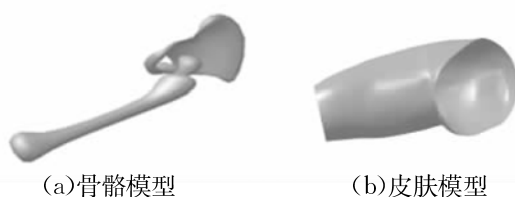


图1 臀-腿部骨骼与皮肤模型

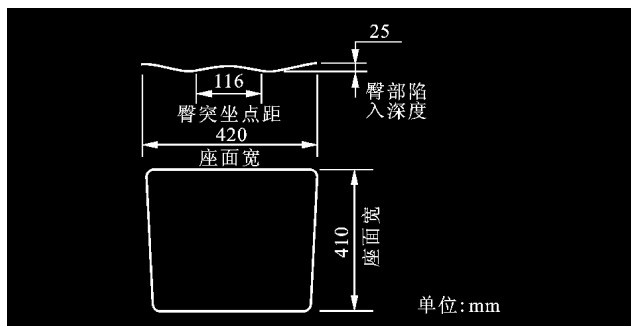


图2 座椅面的形貌尺寸

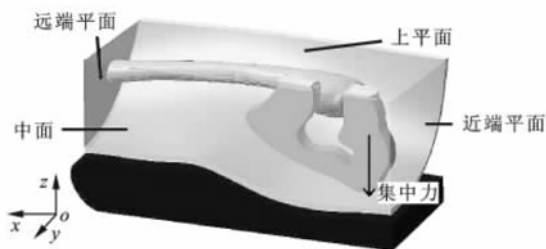


图3 模型及载荷的状况和边界

1.2 有限元模型的构建

由于骨骼模型的几何外形复杂,直接划分网格

会导致网格面过分扭曲,因此采用人工来划分网格.根据 Kabel 等人^[6]的研究,在建立有限元模型时把骨骼简化为各向同性的弹性材料,其弹性模量 E 为 16.7 GPa,密度为 $1\,700\text{ kg/m}^3$,泊松比 μ 为 0.3.将股骨头和髌臼装配在一起,用盆骨中面约束自由度,通过装配得到有效的表面:骨头边界和皮肤边界.

将复杂的软组织模型在 HyperMesh 软件中进行人工网格划分,把皮肤与脂肪作为软组织中的一层,充盈在皮肤脂肪层和骨骼之间空间内的软组织包括肌肉、血管和神经等组织,统一认为是一种材料,定义为以肌肉为主的软组织材料.生物软组织都极具黏弹性,其变形与时间有很强的依赖关系,是具有非线性、弹性和各向异性的非均质材料.在定义单元类型时,应选择具有不可压缩性、可计算剪切应力和法向应力,以及能得到剪切和法向变形分量的单元,即选择适合大变形和接触问题求解修正的二次四面体单元(C3D10M).根据 Oomens^[7]的研究成果,确定的本模型软组织材料参数见表1.

表1 材料属性和单元类型

名称	单元类型	E/MPa	μ
肌肉	C3D10M	0.003	30
皮肤与脂肪	C3D10M	0.008	10

采用自动划分网格的方法对座椅界面的几何模型进行网格划分,设置座椅界面材料的参数: $E=2\text{ GPa}$, $\mu=0.4$.

1.3 载荷与约束条件

人体就坐时,上身重力是唯一考虑的载荷因素,根据 Bush 和 Hubbard^[8]的研究,座椅平面可承受人体质量的 70%,而坐骨结节点是主要的受力区域,因此将受力设为集中力,并作用在坐骨结节上.50 百分位点的男性体重约为 64 kg,单个坐骨结节的受力为 220 N,由于软组织的非线性材料性质,因此载荷需按时间等分逐步加载.

加载接触和边界条件能够保证人体组织的连续性和人体模型的对称性,以及有限元模型的有效性.人体模型与座椅界面之间的接触采用“面对面”方式,即物体在初次与支撑物体接触时节点位置保持不变,将臀部各软组织层之间的接触节点定义为重合,将软组织之间的摩擦定义为 0 摩擦,忽略座垫和皮肤之间衣物的影响,不区分大腿和支撑面之间的接触.

边界条件的设定应该使模型满足环境条件,定

义骨头及软组织的空间和变形的条件,确定左右对称,模拟组织在腹部区域和膝盖区域的连续性.将座椅底面的所有节点自由度都规定为 0,固定其空间位置,股骨和盆骨被定义为刚性体,限制除 z 方向的移动自由度之外的其他全部自由度.将座椅的中面位于 $y=0$ 处,限制 y 方向的位移,模拟盆骨左、右部分的组织连续.将座椅的上平面位于 $z=167\text{ mm}$ 处,由于模型进行了删剪修改,当前的座椅上平面位于大腿中部区域,需要预留软组织有效变形的缓存空间,因此取消了座椅上平面的边界条件.在位于 $x=330\text{ mm}$ 处的远端平面和位于 $x=0\text{ mm}$ 处的近端平面,模拟大腿与臀部区域的连续性,限制 x 方向的移动.

2 体压分布测量试验

本文所用的测试设备是自主开发的体压分布测量系统,该系统具有三维可调数字化座椅,可对刚性椅面的形貌进行自由调节.为了与仿真模拟具有可比性,消除个体差异,这里选用 16 名身高与体重接近 50 百分位点的男性志愿者进行试验,其年龄在 23~28 岁之间,身体健康,无任何骨骼肌肉疾病,在试验之前要保证充足的睡眠,试验对象平均身高为 $(171.0\pm 2.5)\text{ cm}$,平均体重为 $(64.3\pm 3.6)\text{ kg}$.试验开始前,根据上述仿真座椅的形貌尺寸进行设置,让受试者了解试验过程,当他们熟悉测试试验台后,既以最舒适的姿势落座.测试开始时,先让受试者保持就座姿势一段时间,然后操作人员采集试验数据,记录坐姿压力分布数据,并存储试验结果.

3 结果分析与讨论

3.1 应力曲线的定义

为了便于分析仿真得到的软组织内的应力分布,在软组织层中定义如图 4 所示的应力 σ 的曲线路径. X_m 和 Z_m 路径位于平行正中矢状面且过坐骨结节的平面上, X_m 路径是通过软组织层中心位置的曲线; Z_m 路径是通过坐骨结节下方软组织的竖直直线; Y_m 路径位于平行冠状面且过坐骨结节的平面上,是通过软组织层中心位置的曲线.

从生理学角度分析,根据血管和神经在肌肉组织中的分布情况,得到一些特殊的区域,这里重点对应力在这些区域的分布进行分析.根据中国人的人体尺寸,计算出这些特殊区域在应力曲线中的百分位数(见表 2).

表 2 特征位点的百分位数				%
特征点位	X_m	Y_m	Z_m	
坐骨结节	84.2 ± 3.7	14.3 ± 2.2		
臀大肌中部	91.9 ± 1.6	33.3 ± 2.5		
臀部软组织	73.1 ± 2.3			
臀部与大腿过渡	61.3 ± 3.3			
大腿中部	51.4 ± 2.8			
骨盆髂嵴		40.2 ± 3.1	82.9 ± 3.4	

3.2 仿真结果分析

通过仿真模拟,得到人体就座时臀-腿部模型软组织受力的应力分布,分布云如图 4a~图 4c 所示,图中浅色区域为低应力区,深色区域为高应力区.从图 4 中可看出,深层软组织中的应力远大于界面应

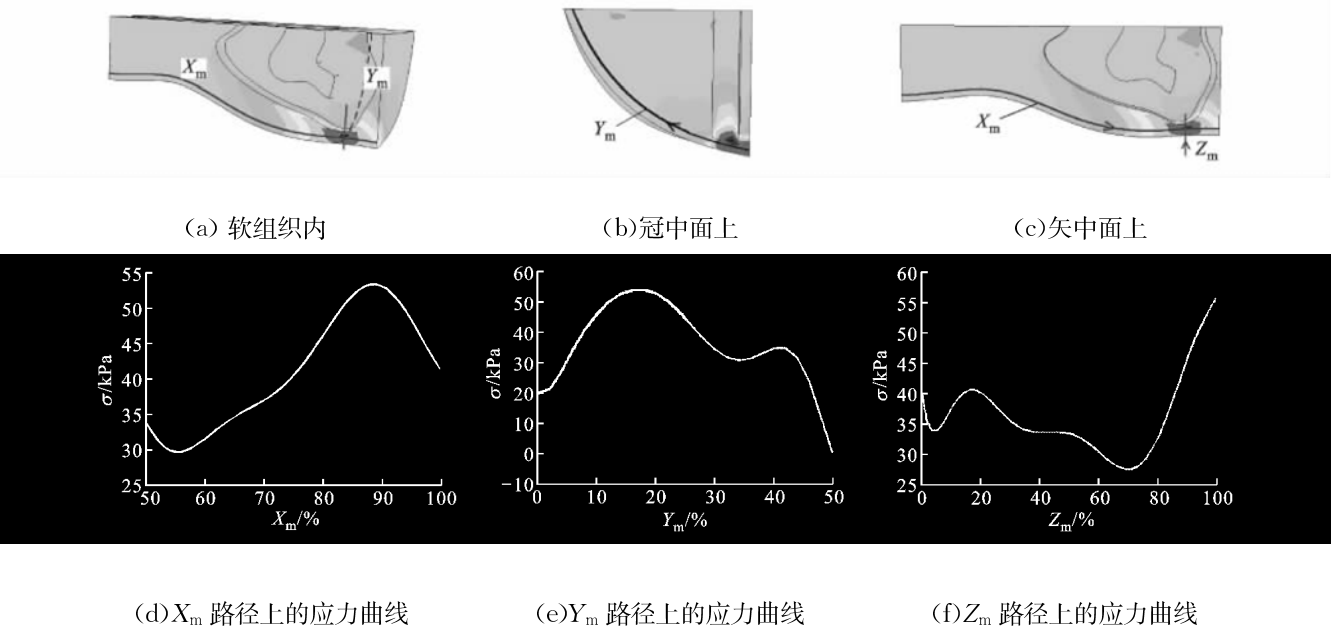


图 4 软组织层中的应力分布及应力曲线路径

力,最大应力在肌肉层,位于坐骨结节下方,且该区域处肌肉层的压力呈递增趋势向外扩散,与 Zhang 等人^[9]的研究结论相一致。

由于 X_m 方向 $0 \sim 0.5\%$ 路径位点上的应力较小且分布均匀,因此主要对 $50\% \sim 100\%$ 路径位点上的应力分布进行分析。

从图 4d 中可以看出,在坐骨结节下方出现应力的最大峰值,并向两边逐渐减小,在各特征位点区域曲率连续,在大腿处降低到最小值。由于 Y_m 方向上 $50\% \sim 100\%$ 路径位点的应力较小且分布均匀,因此主要对 $0 \sim 50\%$ 路径位点上的应力分布进行分析。

从图 4e 中可以看出,应力最大峰值同样出现在坐骨结节下方,并向两边缓慢减小,在臀大肌中部和骨盆髂嵴处应力较大,之后迅速减小。

从图 4f 中可以看出,最大应力峰值在髌骨与软组织界面层上,之后逐渐减小,在肌肉层与皮肤-脂肪层界面,应力减至最小值。在垂直距离肌肉层与皮肤-脂肪层界面大约 5% 位点的位置出现第 2 个峰值,接着应力呈较小梯度持续减小直到皮下组织大约 4% 位点处达到最小值。从人体皮下组织到人体表面皮肤,皮肤-脂肪层的应力有较大幅度地增长,直至人-椅接触界面,但接触界面的应力值远远小于软组织内的最大应力值。

3.3 试验验证

将试验和仿真得到的两组人-椅界面应力曲线进行对比分析,验证了仿真分析结果的合理性。为了便于将试验所获得的人-椅界面压力数据与仿真结果进行比较,将 X_m 路径垂直投影到人-椅界面上,将试验测量、仿真分析数据转化为归一化的数值,转化后的应力 σ_c 的曲线见图 5。图中的试验应力曲线与仿真应力曲线的变化趋势大致相同,证实了仿真的有效性。

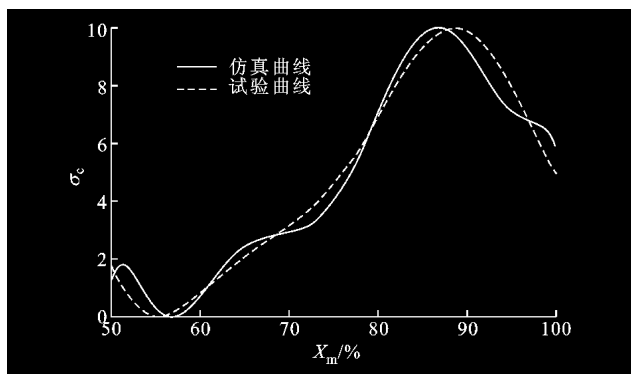


图5 座椅界面压力曲线比较

4 结论

本文建立了人体臀-腿部有限元模型,仿真分析了就座时臀-腿部深层软组织中的应力分布,并进行了试验验证。通过对 3 条路径上的应力分布分析,发现人体就座时,臀-腿部软组织内部的应力远小于界面应力,最大应力发生在坐骨结节下方,并向四周逐渐减小,在大腿处降低到最小值,而骨骼与软组织界面层的应力最大,在肌肉层与皮肤-脂肪层界面的应力最小。在同一路径上将试验结果和仿真结果进行了比较,发现变化趋势基本一致,从而验证了仿真的有效性。本文所建立的臀-腿部软组织模型,以及得到的应力分布曲线,有利于人们理解就座引起疼痛的原因,也为就座舒适度的研究和座椅的设计提供了新的研究方法和途径。

参考文献:

- [1] BOUTEN C V, Omens C W, BAAIJENS F P, et al. The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound [J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2003, 84(4): 616-619.
- [2] EBE K, GRIFFIN M J. Factors effecting static and seat cushion comfort[J]. Ergonomics, 2001, 41(10): 901-921.
- [3] TREASTER D. Measurement of seat pressure distribution [J]. Human Factors, 1987, 29(5): 563-575.
- [4] BROSH T, ARCAN M. Modeling the body/chair interaction an integrative experimental-numerical approach[J]. Clinical Biomechanics, 2000, 15(3): 217-219.
- [5] 申俊. 基于人机工程学的老年人轮椅舒适性及其轻量化研究[D]. 大连:大连交通大学机械工程学院, 2006.
- [6] KABEL J, RIETBERGEN B. The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone[J]. J of Biomechanics, 1999, 32(7): 673-680.
- [7] OOMENS C W J. Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences [J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2003, 6(3): 171-180.
- [8] BUSH T R, HUBBARD R P. Support force measures of midsized men in seated positions[J]. Transactions of the ASME Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129(1): 58-65.
- [9] ZHANG L, HELANDER M G, Drury C G. Identifying factors of comfort and discomfort in sitting[J]. Hum Factors, 1996, 38(3): 377-389.

(编辑 管咏梅)