

骨外科

DOI: 10.11699/cyxb20131104

简易外固定架自攻螺钉的三维有限元模型的初步建立及应用

郑 轶¹, 尹庆水², 袁衡新³, 王智运²

(1. 南方医科大学研究生院, 广州 510515; 2. 广州军区广州总医院骨科医院脊柱二科, 广州 510010;

3. 中山大学中山医学院生物医学工程系, 广州 510080)

【摘要】目的:建立外固定架螺钉钻入胫骨干的三维有限元模型。**方法:**运用 Mimics 软件, Pro/E, Geomagic Studio, Ansys Workbench13 成功建立胫骨螺钉装配体三维有限元模型, 并施加轴向载荷, 扭转载荷观察结果。**结果:**装配体共生成 3 710 个体网格, 6 952 个点, Von-Mises 和 Total Deformation 应力云图显示轴向和扭转载荷螺钉的最大应力位于螺钉与皮质骨接触处, 形变最大的位置在钉尾。**结论:**三维胫骨螺钉装配体有限元模型为螺钉与胫骨的应力的定量研究提供基础, 为不同材料属性, 不同载荷的螺钉的生物力学研究提供基础。

【关键词】螺钉; 外固定; 有限元法; 生物力学

【中国图书分类法分类号】R318.5

【文献标志码】A

【收稿日期】2012-10-12

Reconstruction and application of three dimensional finite element analysis model of single self-tapping screw of simple external fixation

ZHENG Yi¹, YIN Qingshui², YUAN Hengxin³, WANG Zhiyun²

(1. Graduate School, Southern Medical University; 2. Department of Spine Unit 2, Orthopaedic Hospital, Guangzhou General Hospital of PLA; 3. Department of Biomedical Engineering, Zhongshan School of Medicine, SUN YAT-SEN University)

【Abstract】Objective: To establish three dimensional finite element analysis (FEA) model of single external fixation screw penetrating into tibia shaft. **Methods:** Softwares of Mimics, Pro/E, Geomagic Studio, Ansys Workbench13 were used to set up FEA model of tibia-screw assembly successfully; results after applying force and moment loads were observed. **Results:** The shaft of tibia and single external fixation screw generated 3 710 volume meshes, 6 952 nodes. Von-Mises stress and Total Deformation revealed the maxium stress of the screw and total deformation were located at contact surface and screw tail respectively. **Conclusions:** Three dimensional tibia-screw assembly model can provide basis for quantitative studies of stresses of the screw and the tibia as well as for biomechanical study of screws made by different materials and with different loads.

【Key words】screw; external fixation; finite element analysis; biomechanics

胫骨的开放性骨折在临床中并不少见, 常见于车祸, 战争或者地震等突发事件中。外固定架是治疗胫骨开放性骨折的有效方法之一, 尤其在战争的情况下^[1]。通过早期的临时制动, 防止由于骨折移位引起神经、血管的二次损伤, 同时便于伤口的早期处理, 减少并发症的产生^[2-3]。而实际应用过程中外固定架螺钉通常为电钻开路后再置入, 而国内外文献中未见螺钉直接置入时螺钉的应力变化的研究。本文旨在通过利用 Mimics 14.0 软件, Pro/E, Geo-

magic Studio 逆向工程软件, Ansys Workbench13 建立胫骨螺钉的三维有限元模型, 为量化研究螺钉钻入胫骨骨皮质时螺钉与胫骨的应力变化提供条件, 从而为遴选出最适宜的无需电钻手拧自攻外固定螺钉材质、直径、载荷量提供理论基础。

1 材料和方法

1.1 建立模型

选择 1 名 21 岁的健康男性志愿者, 身高 172 cm, 体质量 68 kg。经 X 线检查排除骨质疏松等器质性病变, 签署知情同意书, 对胫骨行层厚 0.625 mm 层厚的连续扫描, 得到 DICOM 格式的图片 600 张。选取胫骨结节下 5 cm 开始的胫

作者介绍: 郑 轶, Email: hctzy1101@163.com,

研究方向: 1. 生物医学工程与材料; 2. 脊柱外科。

通信作者: 尹庆水, Email: gz_yqs@126.com。

基金项目: 广东省科技计划资助项目 (编号: 2012B031500014)。

骨干图片 50 张导入 Mimics 14.0 软件。将 CT 扫描数据 (DICOM 格式) 导入 Mimics 14.0 软件中, 根据骨组织的 CT 值设定灰度阈值 (226~1 852), 通过蒙板编辑, 应用空腔填充等方法逐层对扫描图像进行填充。应用 Mimics 14.0 软件的高精度三维模型的计算功能建立胫骨的三维模型。通过对模型的光顺, 缩减三角面片及包裹等功能进一步完善胫骨模型 (图 1)。将胫骨三维模型输出为 igs 文件导入逆向工程软件 Geomagic Studio, 通过拟合曲面形成 623 个曲面 (图 2)。

参照临床常用的外固定架螺钉的尺寸, 螺钉的长度为 120 mm, 直径为 4 mm, 在 Pro/E 软件中通过绘制螺钉的截面拉伸为外固定螺钉, 本文的关注点位于钉尖钻入皮质的应力分布, 为减少计算时间, 忽略螺钉的螺纹。

Geomagic Studio 的 igs 模型重新导入 Pro/E 软件进行胫骨与螺钉的装配 (图 3), 利用装配元件的工具栏完成胫骨螺钉装配体的组装。Ansys Workbench 与 Pro/E 软件有良好的接口, 可以有效的减少模型在导入 Workbench 中数据的丢失, 为三维有限元模型的建立提供条件。

1.2 有限元软件 Ansys Workbench 的分析

1.2.1 赋予材料属性 在 Workbench 的 Engineering Data 模块, 利用材料编辑功能, 根据文献^[4]数据, 皮质骨的弹性模量为 13 000 MPa, 泊松比为 0.3, 螺钉的材料属性选择 Libary 模块预存的 Titanium Alloy 的材料参数。

1.2.2 划分网格 利用 Ansys Workbench 的前处理系统, 对胫骨螺钉装配体划分网格, 装配体共生成 3 710 个体网格, 6 952 个点, 高应力区自动网格加密处理, 建立胫骨外固定螺钉的有限元模型 (图 4)。

1.2.3 约束、载荷及边界条件 实体材料视为弹性材料, 胫骨与螺钉的连接为完全绑定连接。边界条件为固定胫骨干的两端固定, 其 X、Y、Z 方向的自由度为 0, 以 200、400、600 N 的纵向静载荷和 2 000、3 000、4 000 (N·mm) 扭转载荷于钉尾进行加载。

1.2.4 生物力学性能分析 求解采用 Total Deformation 和 Von-Mises stress 应力云分布, 得到最大变形量和最大应力值 (图 5、6), 并可运用 Animation 动态观察加载时螺钉的应力分布及胫骨干的应力分布。

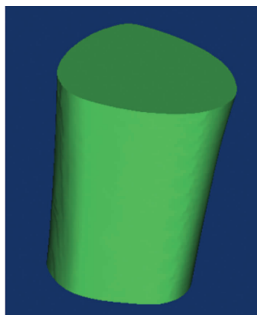


图 1 Mimics 软件光顺, 包裹后胫骨三维模型

Fig.1 Three dimensional tibia model after smoothing and wrapping in Mimics software

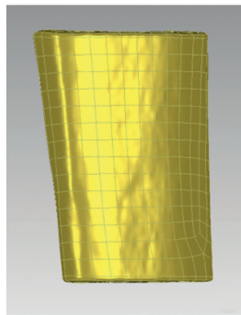


图 2 Geomagic Studio 拟合曲面

Fig.2 Nurbs surfaces fitting in the software of Geomagic Studio

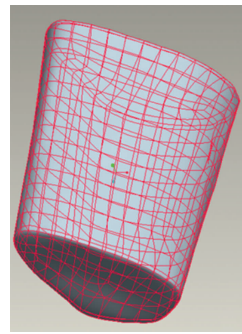


图 3 曲面导入 Pro/E 拟行装配

Fig.3 Tibia's nurbs surfaces in Pro/E software

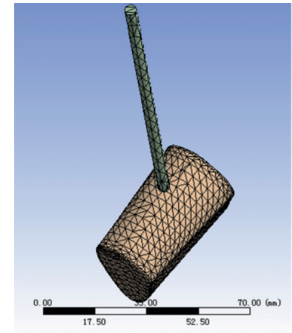


图 4 Ansys Workbench 划分网格图

Fig.4 Generated volume meshes in Ansys Workbench

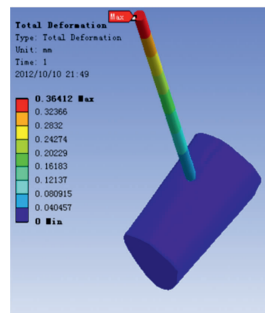


图 5 Total Deformation 应力云图

Fig.5 Nephogram of Total Deformation

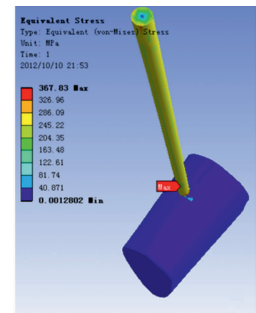


图 6 Von-Mises stress 应力云图

Fig.6 Nephogram of Von-Mises stress

2 结果

2.1 应力分布

螺钉应力云分布显示螺钉最大应力值及集中部位位于螺钉与骨骼的接触部位, 变形最明显的部位位于钉尾 (图 5、图 6)。

2.2 螺钉应力值的计算结果

内容详见表 1、2。

表 1 不同轴向载荷条件下螺钉的最大应力和总变形量

Tab.1 Max equivalent stress and total deformation after applying different force loads

轴向荷载 (N)	螺钉最大应力 (MPa)	总变形量 (mm)
200	31.36	0.36
400	62.72	0.72
600	94.08	1.08

表 2 不同扭转载荷条件下螺钉的最大应力和总变形量

Tab.2 Max equivalent stress and total deformation after applying different moment loads

扭转荷载 (N)	螺钉最大应力 (MPa)	总变形量 (mm)
2 000	367.83	1.93
3 000	551.74	2.91
4 000	735.65	3.87

3 讨 论

胫骨开放性骨折常见于战伤或者地震等自然灾害。由高能弹片造成的骨折大都伴有大面积的软组织损伤,伤口往往严重污染。现在普遍主张在救护时使用简单的外固定器进行骨折固定,便于伤员护送,减少并发症的发生。降低野战创伤的感染率,减少致残率^[9]。因此质轻价廉,易于携带,满足胫骨骨折的生物力学即时稳定性的新型材料可以提高抢救效率,提高保肢率。而现行的电钻辅助螺钉置入由于战场条件,自然灾害条件的限制,从而使简易外固定架无法大规模的应用。

作者所在的团队旨在研究手拧自攻螺钉,手拧自攻螺钉关注的焦点是外固定架螺钉钻透骨皮质时的应力分布。本文的研究结论显示,螺钉的纵向静载荷和扭力载荷产生的最大应力与载荷量呈正相关,施加载荷时螺钉的最大应力位于螺钉与骨皮质的接触处,而形变的最大区域位于施加载荷的钉尾。提示后续可以通过螺钉材质赋值的变化,钉头设计的改进获得理想的钻透力,从而为无需电钻辅助的手拧自攻螺钉提供生物力学量化基础。

有限元法是机械工程中用来分析结构应力应变的一种数值算法。Mimics 是一套高度整合而且易用的 3D 图像生成及编辑处理软件,它能输入各种扫描的数据(CT、MRI),建立 3D 模型进行编辑,可以在计算机上进行大规模数据的转换处理^[6-7]。而 Mimics 14.0 软件的运算速度更快,三维成像质量更高,适应于骨科内固定,外固定的研制及模拟生物力学的研究,具有立体性,可视性等多方面优点^[8]。Ansys Workbench 为有限元分析提供一个协同仿真平台,融合 Ansys 系列产品的优点,而且与 Pro/E, UG, Solidwork 等计算机辅助软件实现无缝连接,使数据真正实现无缝传递及共享^[9];Ansys Workbench 的另一优点是在约束设置过程中可快捷地实现实体与实体的约束关系,从而为快速建立有限元模型创造条件。

本文的不足之处在于数字模拟技术本身存在不足,无软组织的包裹,无法模拟真实的内环境,与人体在真实情况下的生物力学存在差异。可以作为临床前研究。但是真正应用于临床还需要结合动物实验和临床实验才能进行推广^[10]。

参 考 文 献

- [1] Matsuura M, Lounici S, Inoue N, et al. Assessment of external fixator reusability using load- and cycle-dependent tests[J]. Clin Orthop Relat Res, 2003(406): 275-281.
- [2] Pedrini G, Cardi M, Landini A, et al. Management of severe open ankle-foot trauma by a simple external fixation technique: an alternative during war and in resource-poor and low-technology environments [J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(3): 180-187.
- [3] Possley D R, Burns T C, Stinner D J, et al. Temporary external fixation is safe in a combat environment[J]. J Trauma, 2010, 69(s1): 135-139.
- [4] Clelland N L, Ismail Y H, Zaki H S, et al. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991, 6(4): 391-398.
- [5] Agarwal S, Agarwal R, Jain U K, et al. Management of soft-tissue problems in leg trauma in conjunction with application of the Ilizarov fixator assembly[J]. Plast Reconstr Surg, 2001, 107(7): 1732-1738.
- [6] Vilayphiou N, Boutroy S, Szulc P, et al. Finite element analysis performed on radius and tibia HR-pQCT images and fragility fractures at all sites in men[J]. J Bone Miner Res, 2011, 26(5): 965-973.
- [7] Verhulst E, Van Rietbergen B, Muller R, et al. Micro-finite element simulation of trabecular-bone post-yield behaviour-effects of material model, element size and type[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2008, 11(4): 389-395.
- [8] Lei T, Xie L, Tu W, et al. Development of a finite element model for blast injuries to the pig mandible and a preliminary biomechanical analysis[J]. J Trauma Acute Care Surg, 2012, 73(4): 902-907.
- [9] Gurgel-Juarez N C, De Almeida E O, Rocha E P, et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type[J]. J Prosthodont, 2012, 21(3): 160-166.
- [10] Easley S K, Pal S, Tomaszewski P R, et al. Finite element-based probabilistic analysis tool for orthopaedic applications[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2007, 85(1): 32-40.

(责任编辑: 关蕴良)