

• 技术与方法 •

Mimics 14.0 软件在胫骨螺钉外固定架模型建立的初步应用

郑 轶¹,尹庆水^{2△},王智运²,马立敏²

(1. 南方医科大学研究生学院 510515;2. 广州军区广州总医院骨科医院 510010)

摘 要:目的 利用 Mimics 14.0 软件重建、组合、赋值外固定架螺钉的三维模型,为遴选适宜的外固定架材料创造条件。方法 将CT 扫描层厚 0.625 mm 的 DICOM 格式图像 1 000 张导入 Mimics 14.0 软件,筛选出胫骨平台下 5 cm 处图片 60 张进行三维重建,将螺钉扫描后导入胫骨骨干的三维模型中,利用 Mimics 14.0 软件的自适应装配,赋值功能生成组合模型。结果 胫骨生成 4 744 个三角面片,创建 582 750 个单元,螺钉生成 4 362 个三角面片,创建 11 868 个单元。结论 Mimics 14.0 软件可快速、有效生成三维模型,便于 Ansys、Abaqus 等有限元软件进行分析,为不同材料属性的螺钉的抗拔出等生物力学研究提供基础。

关键词:胫骨骨折;外固定器;三维模型
doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2013.07.025 文献标识码:A 文章编号:1671-8348(2013)07-0783-03

Preliminary application of Mimics 14.0 software in model construction of external fixation of tibia screw

Zheng Yi¹,Yin Qingshui^{2△},Wang Zhiyun²,Ma Limin²

(1. Postgraduate College, Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong 510515, China;

2. Orthopedic Hospital, General Hospital of Guangzhou Military Region, Guangzhou, Guangdong 510010, China)

Abstract:**Objective** To utilize the Mimics 14.0 software to reconstruct,combinate and assign the three dimensional model of external fixation screw to create the condition for selecting appropriate materials of external fixation.**Methods** 1 000 CT images (0.625 mm) were inputted to the Mimics 14.0 software, 60 images located at 5 cm below tibia plateau were screened to three dimensional reconstruction. Meanwhile,screws were scanned to input to the three dimensional model of tibia to generate the new combined model with the functions of auto-assembling and assigning material.**Results** The tibia and screw generated 4 744 triangles, 582 750 elements,4 362 triangles,11 868 elements respectively.**Conclusion** The Mimics 14.0 software could generate three dimensional model rapidly and effectively,which is convenient to be analyzed by finite element software(Ansys,Abaqus),and provides the theoretical basis of biomechanic study on pullout resistance of different screws.

Key words:tibia fractures;external fixation screw;three dimensional model

四肢骨折是临床常见的疾病,在所有的战伤中,双下肢损伤占 1/4^[1]。而胫骨的开放性骨折在战争中或者大型突发事件中发生率高。外固定器是治疗胫骨开放性骨折的有效方法之一^[2-3]。常用的外固定器质量重,结构较为复杂,操作繁琐,不易大规模应用于突发事件中。本文旨在通过利用 Mimics 14.0 软件,利用胫骨、螺钉 CT 扫描数据,初步建立胫骨、外固定器螺钉装配体,为后续的不同材质螺钉的赋值,通过运用 Abaqus、Ansys 等大型有限元分析软件分析不同材料的螺钉的稳定性,从而筛选出适宜战场和大型突发灾害导致胫骨开放性骨折的外固定螺钉的材料,提高保肢率。

1 材料与方 法

1.1 材料 CT 图像: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 0.625 mm 层厚的连续扫描,得到 DICOM 格式的图片 1 000 张。选取胫骨平台下 5 cm 开始的胫骨干图片 60 张导入 Mimics 14.0 软件。

1.2 仪器设备 采用美国 GE 公司生产的双源电子计算机断层扫描装置(CT)获得基本数据,扫描参数:扫描层厚为 0.625 mm,120 kV。电脑的基本配置:CPU 主频为 2.53 GHz,内存为 2.00 GB,软件为 Mimics 14.0 软件(试用版)(Materialise, Belgium),Abaqus/CAE6.11(Simulia,USA)。

1.3 三维模型建立 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(图 1A,1B)。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 1C)。

1.4 模拟手术置钉 选择临床上常用的胫骨外固定器螺钉(直径 5 mm,长度 12 cm),进行螺旋 CT 扫描,扫描的条件同上。将其导出为 STL 文件,导入胫骨三维模型运用模拟手术模块进行模拟置钉(图 1D),通过透视观察确定螺钉的精确位置(图 1E)。

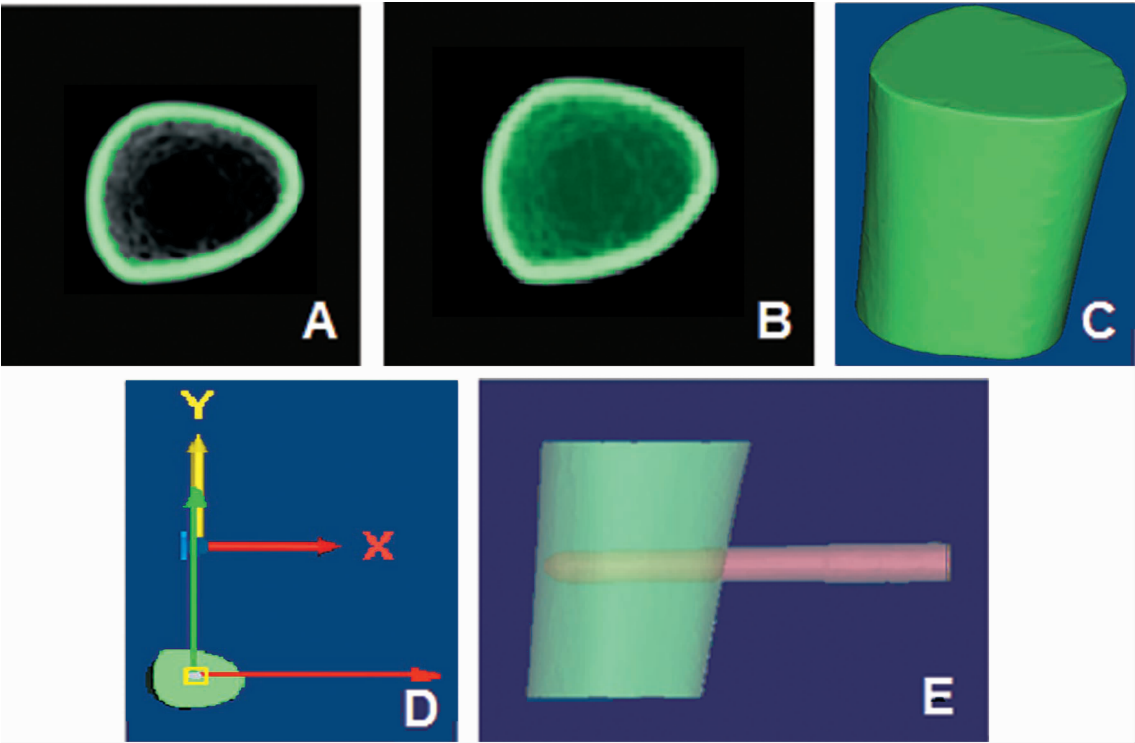
1.5 网格划分及组装 利用 Mimics 14.0 软件自带的 3-matic 6.0 软件进行网格划分、组装及体网格的划分。将胫骨的三维模型和螺钉的 STL 文件导入 Mimics 14.0 软件的 Remesh 模块,装配胫骨螺钉组合体,利用 Auto-mesh、Quality reserve、Growth control 等进一步优化网格,无法自动修正的网格用手工方法进行修改以达到有限元分析的要求(图 2A,2B)。运用 3-matic 6.0 自带创建体网格的方法对复合体进行体网格的划分,可以选择 tet4 或者 tet10。转化为体网格无缝接口可输出 STL 文件,lis 文件(Ansys),inp 文件(Abaqus)等供不同有限元文件分析。

1.6 赋值并导入 Abaqus 利用 Mimics 14.0 软件 FEA 模块

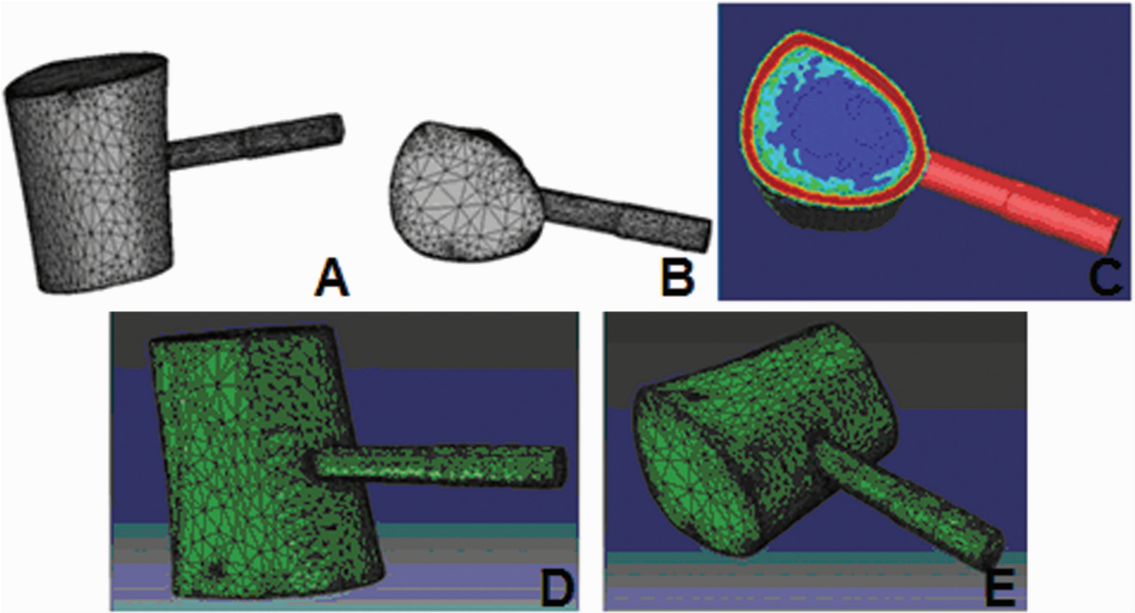
作者简介:郑轶(1983~),博士在读,主要从事生物医学工程与材料及脊柱外科的研究。 △ 通讯作者,Tel:15989184100;E-mail:hctzy1101@163.com。

中的 Material 功能对胫骨螺钉组合体赋质。经过自动分析计算灰度值对胫骨赋值,也可以通过查表赋值等方法对材料赋值

(图 2C)。将文件输出为有限元软件需要的格式(inp)导入 Abaqus 软件做进一步分析(图 2D,2E)。



A:未填充前 CT 扫描图像;B:填充后 CT 扫描图像;C:光顺,包裹后胫骨三维模型;D:CAD 模拟置钉;E:模拟置钉后(透明视图)。
图 1 三维模型建立主要步骤



A、B:网格划分后侧面观,俯视图;C:胫骨赋值图;D、E:导入 Abaqus 软件侧面观,斜俯视图。
图 2 网格划分、赋值及导入有限元分析软件

2 结 果

2.1 胫骨螺钉装配体三维模型的建立结果 胫骨模型的面积为 5 844.53 mm²,体积为 32 594.19 mm³,共有 4 744 个三角面片构成,创建 582 750 个单元,螺钉的体积 3 302.18 mm³,面积 2 289.59 mm²,共有 4 362 个三角面片,创建 11 868 个单元。

2.2 赋材质的结果 运用 Mimics 14.0 软件中 FEA 模块中的材料赋值功能,根据灰度值计算等方法分别对胫骨进行材料

属性赋值(表 1)和螺钉的赋值。

表 1 胫骨材料属性赋值	
项目	赋值
MAT 1	-898 261.110 4
MAT 2	-611 940.531 2
MAT 3	-325 619.952 7

续表 1 胫骨材料属性赋值

项目	赋值
MAT 4	− 39 299. 372 9
MAT 5	247 021. 206 3
MAT 6	533 341. 785 4
MAT 7	819 662. 364 6
MAT 8	1 105 982. 944 0
MAT 9	1 392 303. 523 0
MAT 10	1 678 624. 102 0

3 讨 论

有限元法(finite element method)是机械工程中用来分析结构应力应变的一种数值算法。通过有限元计算,可以显示结构应力应变和位移分布,使设计者了解结构的力学特性,发现结构强度或刚度的薄弱点,从而方便改进和优化^[4-5]。有限元分析方法,为骨科临床植入物的设计提供精确的计算机模拟方法^[6]。而有限元分析的基础是良好的三维模型及优良的网格划分。而 Mimics 14.0 软件在模型的三维重建方面具有不可比拟的优势,其导入的格式多,转化、编辑三维模型的速度快,质量高^[7-8]。而从 Mimics 14.0 之后的版本又增加划分体网格的功能,避免借助第三方软件划分体网格。整合的模型经过赋值可直接导入有限元分析软件进行有限元分析。而 Mimics 14.0 的优势自动保存的速度和原来相比提高了 90%,实现医学图像到实体 IGES 文件的无缝式工作流程,简化逆向工程,与有限元软件实现无缝连接^[9]。

当前骨科学对四肢骨折固定和愈合方面的观点已经发生转变:(1)直接复位转变为间接复位。(2)加压固定转变成桥式固定。(3)绝对稳定转变为相对稳定。(4)直接愈合转变为间接愈合。观念转变的原因在于骨折部位的血运保护日益重视,通过坚固固定结合弹性固定,骨折断端不断应力刺激,促进内外骨痂形成,使骨折牢固愈合,降低骨不连等各种并发症的产生^[10]。

胫骨前内侧软组织薄弱,易形成开放性损伤。简易外固定器恰好符合这种观念的转变,骨外固定器为骨折提供稳定框架并保护软组织,不影响邻近节段关节的活动,通过应力刺激达到骨性愈合,而且便于伤口的处理,防止软组织的挛缩^[11-12]。但是,常用的外固定器质重,操作较为繁琐,不易携带,无法满足大量救治伤员的需要^[13]。本文的研究目的旨在建立胫骨螺钉的有限元三维模型,通过赋值胫骨、螺钉来验证赋值不同材质螺钉的可行性,为进一步有限元分析奠定基础,从而遴选出不影响生物力学即时稳定性、质轻价廉、易于携带的新型材料,从而为外固定在特殊条件下的大规模应用提供条件。

Mimics 14.0 软件的优势在于三维模型的建立和材料的赋值,而网格也可以通过其他的方法(Hypermesh 软件等)进行划分;而螺钉的设计可以通过 CAD 软件如 Pro/E、Solid-works 等绘制进一步优化模型,提高分析的准确率。在实际工作中必须结合动物实验或者临床观察,多方面结合才能研究出科学的骨科外固定器材^[14-15]。

参考文献:

[1] Bluman EM,Ficke JR,Covey DC. War wounds of the foot and ankle: causes, characteristics, and initial management

[J]. Foot Ankle Clin,2010,15(1):1-21.

[2] 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.

[3] Agarwal S, Agarwal R, Jain UK, 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.

[4] Quenneville CE,Dunning CE. Development of a finite element model of the tibia for short-Duration high-force axial impact loading[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin,2011,14(2):205-212.

[5] Gray HA,Zavatsky AB,Taddei F,et al. Experimental validation of a finite element model of a composite tibia[J]. Proc Inst Mech Eng H,2007,221(3):315-324.

[6] 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.

[7] 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.

[8] Verhulp 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.

[9] Gurgel-Juarez NC,de Almeida EO,Rocha EP,et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type[J]. J Prosthodont,2012,21(3):160-166.

[10] Epari DR,Lienau J,Schell H,et al. Pressure,oxygen tension and temperature in the periosteal callus during bone healing—an in vivo study in sheep[J]. Bone,2008,43(4):734-739.

[11] Spiegelberg B,Parratt T,Dheerendra SK, et al. Ilizarov principles of deformity correction[J]. Ann R Coll Surg Engl,2010,92(2):101-105.

[12] Nemec B,Santic V,Matovinovic D,et al. War wounds to the foot[J]. Mil Med,2000,165(1):18-20.

[13] Parrett B M,Matros E,Pribaz JJ,et al. Lower extremity trauma: trends in the management of soft-tissue reconstruction of open tibia-fibula fractures[J]. Plast Reconstr Surg,2006,117(4):1315-1322.

[14] Sharma M,Langrana NA,Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability[J]. Spine(Phila Pa 1976),1995,20(8):887-900.

[15] Easley SK,Pal S,Tomaszewski PR,et al. Finite element-based probabilistic analysis tool for orthopaedic applications[J]. Comput Methods Programs Biomed,2007,85(1):32-40.