

快速高仿真人骨有限元几何建模

——基于 Mimics、Geomagic 及 Ansys 软件的应用

向春玲¹, 黄华军², 张雁儒^{3*}

(1.南方医科大学南方医院 创伤骨科, 广东 广州 510515;

2.南方医科大学第三附属医院 骨科, 广东 广州 510630; 3.宁波大学 医学院, 浙江 宁波 315211)

摘要:综合运用 Mimics、Geomagic 及 Ansys 软件, 探讨快速、高度仿真、具有通用性意义的不同类型人骨的有限元建模方法. 采集长骨(股骨)30 例、不规则骨(胸椎)10 例及扁骨(骨盆)10 例的薄层 CT 扫描数据, 在 Mimics 中进行图像编辑及三维重建. 实验分设 3 组, 分别为传统方法组、改良方法组及快速建模组. 快速建模组由 Geomagic 进行模型网格简化, 在 Mimics 中进行体积恢复, 运用 Ansys 命令流进行快速网格划分, 在 Mimics 中赋予材料属性后进行最简单的有限元分析. 比较 3 组的建模时间、仿真程度, 并进行统计分析. 结果发现: (1)快速建模组具有建模时间少、仿真程度高及网格质量高等显著优势; 统计分析表明, 快速建模组与其他 2 组具有显著性差异. (2)在 Geomagic 中进行模型简化的主要参数“Target Edge Length”为 2.0 mm(规则骨), 1.5~1.8 mm(不规则骨); 模型体积/简化网格数为 1.50±0.92(股骨)、2.86±0.84(骨盆)、0.36±0.05(胸椎). (3)可以通过 Geomagic 处理后模型体积/原模型体积的立方根或者二者的回归函数来进行体积恢复. 研究结果表明, 基于逆向工程软件 Geomagic 的人骨有限元建模方法具有快速、高仿真、高成功率及通用性等优势, 推广价值较高.

关键词: 逆向工程; 三维重建; 有限元; 建模; 数字化

中图分类号: R648; O242.21

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2019) 06-0016-07

有限元分析在骨组织生物力学研究方面具有其他研究方法不可比拟的优越性^[1-3], 但在有限元建模、材料属性、算法和结果评判方面都未能形成统一的标准^[2-3], 其中有限元建模耗时长^[3-5]严重制约了其临床的应用, 而仿真度低对实验结果影响巨大. 这些不足提高了骨科医生运用有限元分析解决临床问题的“门槛”^[3-5].

有限元法能对复杂结构、形态、载荷和材料力学性能进行应力分析, 是骨科生物力学研究的重要手段, 已广泛应用于骨科内固定、矫形、修复等领域. 而有限元法的关键是模型的建立, 模型的几何相似性、网格划分的质量直接影响计算结果. CT 图像质量、图像分割、网格质量都会影响有限元模

型的几何仿真度^[6-8]. 临床上由于多种因素影响, 所获取的 CT 图像一般像素较低, 难以满足重建要求. 高分辨率的 CT 能够通过增加扫描层数获取更多的图像来提高图像分辨率, 获取更多的骨骼图像信息, 但是高分辨率的 CT 辐射值过大, 而且尚未能普及使用^[9]. 此外, 有限元几何模型的仿真度很大程度上受限于图像分割以及网格划分^[10-12]. 目前有学者提出自动化网格划分能够提高有限元建模的效率^[13-14], 但是自动化网格划分依赖于公式计算, 例如基于边界、区域的图像分割公式, 边界追踪和三角测量公式的网格划分, 这些方法在一定程度上省时、省力, 但几何模型的精度难以保证, 也不适用于所有情况, 因此很多时候依然需要

收稿日期: 2019-05-13.

宁波大学学报(理工版) 网址: <http://journal.lg.nbu.edu.cn/>

基金项目: 广东省医学科学技术研究基金(A2016521); 广东省科技计划项目(2017B090912002); 广州市天河区科技计划项目(医疗卫生专项)重点项目(2018YZ011); 南方医科大学临床研究启动计划(LC2016PY045).

第一作者: 向春玲(1985—), 女, 湖南张家界人, 护师, 主要研究方向: 数字化及骨科护理. E-mail: xiangxiang106@126.com

*通信作者: 张雁儒(1970—), 男, 河南西华人, 教授, 主要研究方向: 创伤骨科. E-mail: zhangyanru@nbu.edu.cn

人工操作辅助。

由于受到建模软件及技术的限制, 目前主流的有限元建模方法普遍存在工作量大、耗时过长、建模质量差、仿真度低等问题, 严重制约了有限元分析的可靠性。因此, 快速建立高质量、高仿真的人体骨骼有限元模型是进行有限元分析的基础, 然而目前建模方式尚没有形成统一的规范。

本研究综合运用医学三维重建软件 Mimics、逆向工程软件 Geomagic 及有限元分析软件 Ansys, 探索建立具有快速、高仿真、高成功率的人骨有限元建模方法, 以期快速高仿真的人骨有限元几何建模提供参考。

1 材料

1.1 实验数据

采集具有代表性的长骨(股骨)30例、不规则骨(椎骨)12例及扁骨(骨盆)12例的薄层 CT 扫描数据。排除骨质疏松症、骨折、肿瘤及其他骨器质性疾。数据主要来源于南方医科大学第三附属医院、广西贵港市人民医院、中国人民解放军第四军医大学附属西京医院。CT 扫描螺距 0.5~1 mm 不等, 扫描条件为骨窗及各种软组织窗, 扫描电流 35~264 mAs, 扫描电压 80~120 kV, 扫描数据以刻录 DVD 光盘的形式输出。

1.2 软件环境

操作系统 Windows 7 Ultimate 64 bit; 逆向工程软件 Geomagic 12.0 64 bit, 医学三维重建软件 Mimics 14.0, 有限元分析软件 Ansys 13.0。

1.3 硬件设备

Dell T7500、Dell M6600 图形工作站。

2 实验方法

实验分为传统建模组、改良建模组与快速建模组, 所有的数据在分组前都经共同的前处理(包括简单的图像编辑、空洞填补及三维重建)。

2.1 传统建模组

采用传统主流的骨骼有限元建模方法^[1-2], CT 数据在 Mimics 中进行 3D 重建和面网格划分, 所得的*.lis 文件导入 Ansys 完成体网格划分, 并写出 Prep7 文件, 再将 Prep7 文件导入 Mimics 中进行赋值, 最后导入 Ansys 生成三维有限元模型。

2.2 改良建模组

建模流程相似于传统建模组, 区别在于运行命令流文件方式, 在导入 Ansys 软件中进行体网格划分^[15]。

2.3 快速建模组

在改良建模组的基础上进行完善和改进。

2.3.1 降低阈值设定的低值, 获得高仿真模型

薄层 CT 扫描质量因不同机型、不同扫描条件设置以及不同部位而参差不齐, 因而在三维重建步骤中, 需要将阈值设定(Thresholding)的低值逐级下调, 使得所选的 Mask 获得更多、更准确的骨骼信息, 高值无需改变。通常不宜按照 Mimics 给出的成人骨 CT 值阈值范围进行设定, 其低值需要降低处理, 以骨骼表面完整为宜。

2.3.2 基于三维编辑分离相邻的骨骼三维模型

(1)三维编辑, 即对骨骼的形状及空间位置按照预定目的进行编辑, 从而实现邻骨的分离(图 1 和图 2)。

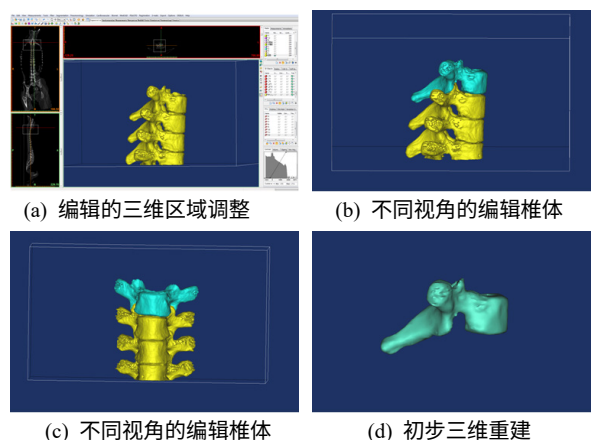


图 1 胸椎三维编辑

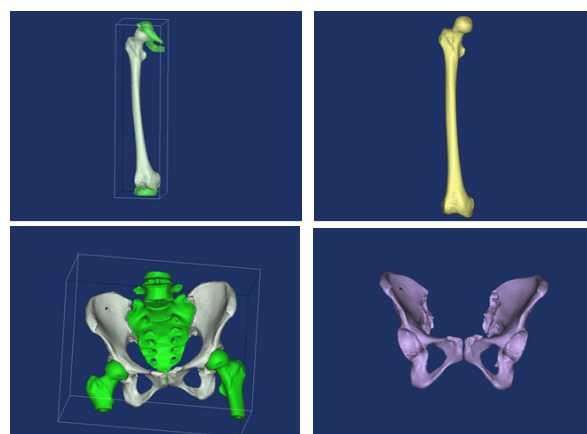


图 2 股骨和骨盆三维编辑

操作步骤为: 菜单操作 Segmentation>Edit Mask In 3D. 确定所需编辑的目标三维模型, 可以在水平面、冠状面及矢状面视窗中拖动选择方框, 使得目标三维模型在 3D 视图中完整显示. 编辑过程包括 Select、Deselect、Hide、Show、Invert、Grow、Separate 及 Remove 等, 具体步骤为: 1) 在合适的视角以 Lasso/Circle/Square 方式三维选择目标, 擦除误选范围, 沿着骨骼轮廓线进行分割; 2) 用 Hide 命令隐藏已选择部分, 再进行目标骨骼的细化编辑, 完成编辑后用 Show 命令显示所选择的全部范围; 3) 用 Separate 命令将所选择范围转为一个独立的 Mask; 4) 用 Invert 命令(反向选择)和 Grow 命令(三维意义上的区域增长)减少与目标三维模型不相连的微小杂质. 整个过程为先选择, 再修正.

(2) 空洞填补及三维重建可以通过计算轮廓线从轮廓线填补空洞的方式进行填补, 闭合空洞, 最后进行三维重建.

2.3.3 Geomagic 简化模型(Mimics-Geomagic)

逆向工程软件 Geomagic 具有强大的模型后处理功能, 在保持高仿真的前提下能有效地减少模型网格数以适应有限元分析的功能(图 3). 主要操作过程包括: (1) 网格医生, 按照默认设置应用自动修复, 观察三维模型中深色标志物是否已被修复; (2) 快速光顺; (3) 简化网格, 一般选取 50% 或者更少; (4) 重划网格, Target Edge Length 与模型失真度成正比, 与模型单元数、网格质量成反比; (5) 再次进行网格医生检测.

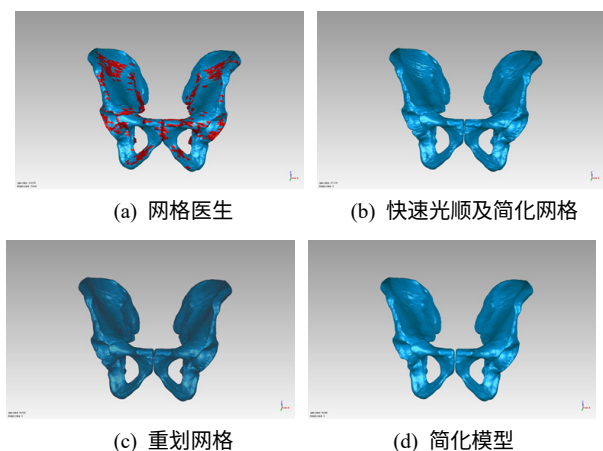


图3 骨盆 Geomagic 处理过程

2.3.4 Mimics 恢复体积(Geomagic-Mimics)

经过表面光滑处理后三维几何模型体积一般

都会减少, 这样就会影响模型的仿真度. 为了保持高仿真, 有必要对模型进行体积恢复. Mimics 的 Simulation 模块中 Rescale Object 功能可以在 X、Y、Z 轴上任意放大或者缩小三维模型, 而且不会改变空间位置(图 4). 因此, 通过计算经表面光滑处理后的模型的缩小/放大比例, 然后把比值开立方根, 在 X、Y、Z 轴上同等缩小/放大该数值, 即可把模型恢复至与原模型体积基本一致, 且保留空间位置、形状等信息, 最大限度地保持模型的仿真度.

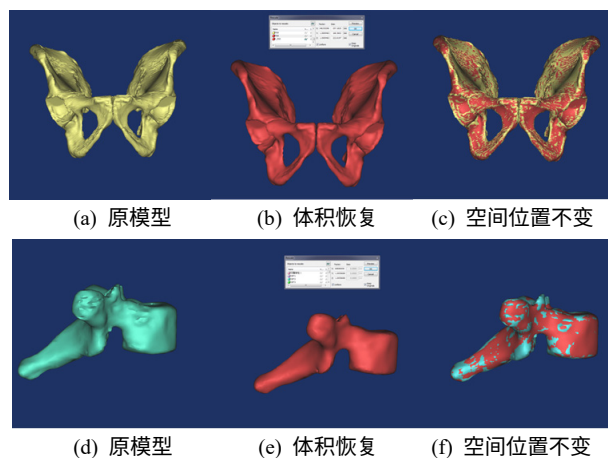


图4 体积恢复

2.3.5 基于 Ansys 命令流的网格划分(Mimics-Ansys)

将格式的三维模型以 Ansys element 文件格式输出至 Ansys 中进行体网格划分, 体网格划分以命令流文件的方式在 Ansys 中进行, 自动对三维模型进行体网格划分, 将模型划分成数量庞大的体单元.

2.3.6 赋予材料属性

网格划分后将三维模型的 Lis、Nodes、Elements 等 3 种文件从 Ansys 输出至 Mimics 中, 由 Mimics 对模型的灰度值进行计算, 统计不同部位灰度值(CT)及单元数量, 按照 Mimics 提供的经验公式, 分别赋予 10 种材料属性.

2.4 实验记录

实验所需记录的主要内容包括各组建模时间、模型体积、模型网格数及仿真程度等.

2.5 统计分析

用 SPSS 18 软件对实验数据进行统计处理, 单因素方差分析以 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义, 并进行相关回归分析. 研究: (1) Geomagic 简化处理的主要参数与模型仿真程度的关系; (2) 模型体积

恢复中的相关性及回归分析; (3)不同组别建模时间和仿真程度的比较.

3 实验结果与分析

快速建模组全部完成有限元建模, 改良方法

单因素方差分析表明: 传统组与改良组、快速

组中有 8 例椎体未能完成建模, 而传统方法组中有 2 例股骨、2 例骨盆、11 例椎体未能完成建模.

各组有限元建模的各种因素比较结果见表 1, 模型体积恢复结果见表 2.

表 1 有限元建模各因素比较($\bar{x} \pm s$)

因素	骨骼类型	传统建模组	改良建模组	快速建模组
建模时间/min	股骨	188.90±75.91	66.30±22.63	31.20±5.92
	骨盆	185.25±33.89	61.75±11.30	31.50±1.91
	胸椎	723.25±105.03	231.50±29.51	127.50±11.32
划分体网格错误单元数/个	股骨	6.80±7.96	6.80±7.96	0.10±0.32
	骨盆	64.00±45.02	64.00±45.02	4.63±3.58
	胸椎	14.18±7.20	14.18±7.20	1.42±1.87
建模一次成功率/%	股骨	5	80	100
	骨盆	0	0	100
	胸椎	8.00	64.58	97.92
建模总成功率/%	股骨	93	100	100
	骨盆	83	100	100
	胸椎	75	83	100
体积/单元数	股骨	4.40±1.49	4.40±1.49	1.50±0.92
	骨盆	1.27±0.48	1.27±0.48	2.86±0.84
	胸椎	0.63±0.11	0.63±0.11	0.36±0.05

表 2 各组模型体积恢复($\bar{x} \pm s$)

因素	骨骼类型	传统建模组	改良建模组	快速建模组
原体积/mm ³	股骨		403 504.51±39 370.22	
	骨盆		345 928.25±59 376.79	
	胸椎		32 053.51±11 741.41	
Geomagic 处理后体积/mm ³	股骨	370 731.30±42 104.04	370 731.30±42 104.04	402 438.27±39 238.21
	骨盆	340 988.00±61 203.37	340 988.00±61 203.37	342 787.26±58 960.34
	胸椎	29 082.70±10 981.09	29 082.70±10 981.09	30 951.89±11 615.60
体积恢复/mm ³	股骨	403 504.50±39 370.22	403 504.50±39 370.22	403 504.50±39 370.21
	骨盆	345 928.24±59 376.78	345 928.24±59 376.78	345 928.25±59 376.79
	胸椎	32 053.51±11 741.41	32 053.51±11 741.41	32 053.51±11 741.41

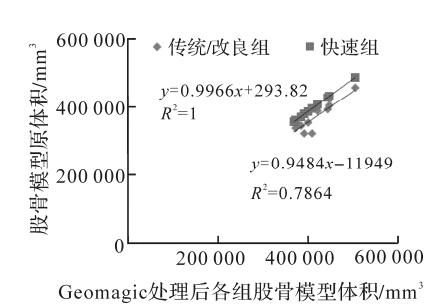


图 5 股骨模型体积恢复

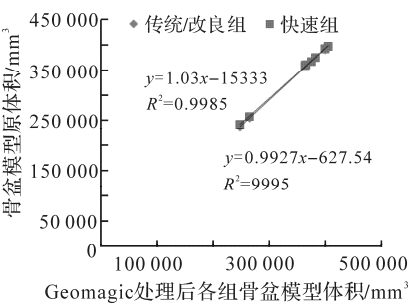


图 6 骨盆模型体积恢复

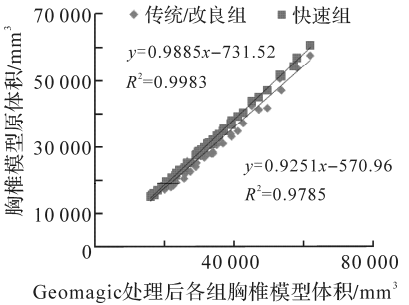


图 7 胸椎模型体积恢复

组两两比较有显著性差异($P<0.01$);改良组与快速组比较,股骨与骨盆建模无显著性差异($P>0.05$),胸椎建模有显著性差异($P=0.045$).不同类型骨骼模型仿真度比较发现,快速组与传统组、改良组两两比较均有显著性差异($P<0.01$).各组模型体积恢复回归分析结果(图 5~7)发现,各组经过体积恢复后的模型与原模型体积呈线性关系,均无显著性差异(R^2 接近 1).

实验结果表明,快速建模组在建模时间、模型仿真度、建模成功率等方面均优于传统及改良建模组.对于操作熟练者而言,运用快速建模方法单个骨骼的有限元建模只需要约 0.5 h,而且一次性成功率几乎可达 100%.Geomagic 软件能够在保证模型仿真度较高的前提下获得高质量的网格划分,并且在 Mimics 中进行模型体积恢复,使模型具有极高的仿真度.

据文献[16-17]报道,模型的单元数超过一定范围时会严重影响运算的进行,甚至无法运算.本研究发现,有限元模型单元数超过 30 万时,有限元建模及分析错误率极高.模型单元数的控制关键在于 Geomagic 软件重划网格与简化.Target Edge Length 的大小,一般来说规则骨,如股骨 2.0 mm 足够;不规则骨,如椎体选 1.5~1.8 mm 为宜.另外,简化模式可以设置为 50%或者更少,切勿为了减少计算量而大大简化模型.同时,本研究发现,体积/单元数值是网格划分的重要参考指标,在控制单元数小于 30 万的同时,为了保证模型的仿真度,应把体积/单元数值控制在一定的范围内,股骨、骨盆、胸椎分别控制在 1.50 ± 0.92 、 2.86 ± 0.84 和 0.36 ± 0.05 内.

4 快速高仿真有限元建模方法分析

本研究根据现有的建模软件各自不同的特点及优势,综合应用 Mimics、Geomagic、Ansys 软件,通过不同软件之间相互转换、优势互补、实现快速高仿真的有限元建模.并且,针对建模过程中的细节操作率先提出了一系列具有创新意义的方法及理念.

4.1 实现快速人骨有限元建模的方法

(1)三维编辑:本研究率先提出“三维编辑”概念,特点是受干扰小、快速、错误率低.Edit Mask in

3D 功能可利用三维模型编辑二维图像,可以选择很小的范围进行编辑,以及在任意角度对三维模型进行编辑修饰,避免了在每层 Dicom 格式原始二维图像中编辑,有效地减少了编辑工作量.因此大大减少了三维几何模型建立的时间及错误率.

(2)Geomagic 处理:三维几何模型的表面光滑处理^[10,16]是决定有限元模型网格划分的一个重要因素.逆向工程软件 Geomagic 在易用性、网格划分质量上具有明显的优势^[18-19].运用 Geomagic 软件进行表面光滑处理,而且进行重画网格处理,获得了高质量网格划分的几何模型.但是 Geomagic Mesh 处理完毕后并不能直接将网格划分结果输出至有限元分析软件,这是由于此时的三维模型仅仅只有面的概念,而内部材料属性特征已经完全缺失.

(3)有限元命令流:本研究通过编写 Ansys 命令流文件的形式,对有限元建模中的重要步骤同时也是较为困难的容易出错的步骤,即网格划分进行自动化处理,有效地减少了操作工作量,增加了建模的成功率.

4.2 实现高仿真的技术手段

高度仿真的人骨有限元模型主要表现在两个层面:一是几何外形上的高仿真,另一是材料属性的高仿真.

几何外形的高仿真主要通过以下手段实现:(1)降低阈值,使骨面完整为宜,尽可能地保留完整骨骼信息;(2)Geomagic 处理,简化模型,获得高质量的网格模型;(3)Mimics 体积恢复,使模型恢复至原体积大小.材料属性的高仿真主要通过 Mimics 进行 10 种材料属性的划分^[15,20-21].

4.3 快速建模方法的优势

人骨有限元建模有 3 个关键点:分别是建模时间、仿真程度和减少网格^[16-17].常用的软件主要包括 Mimics、Geomagic 和 Ansys. Mimics 优势在于三维重建及保持高仿真的材料属性^[15,20-21],劣势在于网格划分不能实现快速及高仿真;Geomagic 能快速实现高仿真的网格划分,但无法按照 CT 值赋予单元材料属性;Ansys 能进行网格划分,但对不规则三维模型,Ansys 的手动网格划分没有任何优势.以往的建模方法主要通过手动进行二维图像编辑,工作量大、耗时长、错误率高;Mimics 自带

的 Remesh 功能通常使得模型失真; Ansys 的手动网格划分错误率极高, 这些严重制约了有限元法的应用。本研究的快速建模方法很好地解决了以上难点, 以三维编辑的方式进行 Mimics 三维重建既快速又保持了外形的高仿真; Geomagic 在保持高仿真的前提下能有效地减少网格数, 并实现快速建模; Mimics 恢复体积可以最大限度地保持了几何外形的高仿真; Ansys 命令流文件既实现了快速的自动网格划分, 同时也可以评判划分的网格是否适合有限元分析; Mimics 赋予材料属性, 保持材料属性的高仿真。但是本研究方法也有一定的局限性, 不适合于精细结构的有限元建模, 如椎骨间的关节间隙等。此外, 精细结构的有限元分析本身就具有一定的局限性。

5 结语

数字医学、仿真技术的基础在于获得精确的仿真模型, 而建模速度则决定了某种仿真技术能否大规模地应用和普及。当前的有限元分析大多局限于个案分析, 极少进行大样本量的有限元分析, 原因就在于有限元建模是一项大工程, 尤其是复杂的有限元建模。

本研究在当前数字化技术及现有通用软件的基础上, 通过对不同软件之间的相互转换及综合运用, 打破了传统有限元建模方法的壁垒, 提出了一系列具有创新意义的建模理念及方法, 为大样本有限元分析提供了参考方法, 有利于提高有限元分析建模的精确性以及效率。

参考文献:

- [1] Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry[J]. Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, 2014, 4(3):200-203.
- [2] Semenescu A, Radu-Ioniță F, Mateș I M, et al. Finite element analysis on a medical implant[J]. Romanian Journal of Ophthalmology, 2016, 60(2):116-119.
- [3] Shyam S S, Nandlal B, Saikrishna D, et al. Finite element analysis: A maxillofacial surgeon's perspective[J]. Journal of Maxillofacial & Oral Surgery, 2012, 11(2):206-211.
- [4] Stokes I A, Chegini S, Ferguson S J, et al. Limitation of finite element analysis of poroelastic behavior of biological tissues undergoing rapid loading[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2010, 38(5):1780-1788.
- [5] Mukesh S, Blake D T, McKinnon B J, et al. Modeling intracochlear magnetic stimulation: A finite-element analysis[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(8):1353-1362.
- [6] Sannino G, Gloria F, Ottria L, et al. Influence of finish line in the distribution of stress trough an all ceramic implant-supported crown: A 3D finite element analysis[J]. Oral Implantology, 2009, 2(2):14-27.
- [7] Ma P, Xiong W, Tan B, et al. Influence of thread pitch, helix angle, and compactness on micromotion of immediately loaded implants in three types of bone quality: A three-dimensional finite element analysis[EB/OL]. [2019-03-10]. <https://www.docin.com/p-1424110108.html>.
- [8] Tang C B, Liu S Y, Zhou G X, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs[J]. International Journal of Oral Science, 2012, 4(2):101-108.
- [9] Dragomir-Daescu D, Rezaei A, Uthamaraj S, et al. Proximal cadaveric femur preparation for fracture strength testing and quantitative CT-based finite element analysis[EB/OL]. [2019-03-10]. <https://www.docin.com/p-1894731719.html>.
- [10] Galbusera F, Freutel M, Durselen L, et al. Material models and properties in the finite element analysis of knee ligaments: A literature review[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2014(2):54.
- [11] Sengul F, Gurbuz T, Sengul S. Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations[J]. European Journal of Paediatric Dentistry, 2014, 15(3):317-322.
- [12] Shim V B, Fernandez J W, Gamage P B, et al. Subject-specific finite element analysis to characterize the influence of geometry and material properties in achilles tendon rupture[J]. Journal of Biomechanics, 2014, 47(15): 3598-3604.
- [13] Yang S, Leslie W D, Luo Y, et al. Automated dxa-based finite element analysis for hip fracture risk stratification: A cross-sectional study[J]. Osteoporosis International, 2018, 29(1):191-200.
- [14] Crouch J R, Pizer S M, Chaney E L, et al. Automated finite-element analysis for deformable registration of prostate images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2007, 26(10):1379-1390.
- [15] 张国栋, 廖维靖, 陶圣祥, 等. 股骨颈有限元分析的赋材料属性方法探讨及有效性验证[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(52):10263-10268.
- [16] Burkhart T A, Andrews D M, Dunning C E. Finite

- element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue[J]. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46(9):1477-1488.
- [17] Lamata P, Roy I, Blazevic B, et al. Quality metrics for high order meshes: Analysis of the mechanical simulation of the heart beat[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2013, 32(1):130-138.
- [18] Keul C, Guth J F. Accuracy of full-arch digital impressions: An in vitro and in vivo comparison[EB/OL]. [2019-03-10]. https://www.researchgate.net/publication/333404134_Accuracy_of_full-arch_digital_impressions_an_in_vitro_and_in_vivo_comparison.
- [19] Makowski K, Okrasa M. Application of 3D scanning and 3D printing for designing and fabricating customized half-mask facepieces: A pilot study[J]. *Work*, 2019, 63(1): 125-135.
- [20] 郑锋, 张国栋, 陈宣煌, 等. 股骨三维有限元快速建模及骨密度值求解的初步研究[J]. *南昌大学学报(医学版)*, 2012, 52(3):17-20.
- [21] 张国栋, 廖维靖, 陶圣祥, 等. 股骨有限元分析材料属性的方法[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(43):8436-8441.

Fast geometrical modeling of orthopedic structures with high efficiency and accuracy for finite element modeling: Based on integrated application of Mimics, Geomagic and Ansys

XIANG Chunling¹, HUANG Huajun², ZHANG Yanru^{3*}

(1.Department of Orthopedics and Traumatology, Nanfang Hospital of Southern Medical University, Guangzhou 510515, China;

2.Department of Orthopedics, The Third Affiliated Hospital of Southern Medical University, Guangzhou 510630, China;

3.Medical School, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: Through integrated application of Mimics, Geomagic and Ansys, the finite element modeling method of bones with fast and high simulation was investigated. CT scan data was collected from typical human bones which included 30 cases of long bones (femur), 10 cases of irregular bones (thoracic vertebra), and 10 cases of flat bones (pelvis). The image and three-dimensional reconstruction were edited in Mimics. The experiments were divided into three groups including traditional method, improved method and fast modeling method. In the fast modeling group, mesh was simplified in Geomagic and volume was restored in Mimics. Furthermore, meshing by command stream was analyzed in Ansys and assigned with material attributes in Mimics. The similarity between the three-dimensional model and the original model was evaluated, according to the 0 to 10 rating scale. The modeling time and similarity of the three groups were measured. The results show that the fast modeling group has the advantage of less modeling time, significantly higher similarity and mesh quality compared with traditional method and improved method group. The main parameter "Target Edge Length" of model simplification in Geomagic is 2.0 mm (regular bones) or 1.5-1.8 mm (irregular bones). The model volume/simplified meshes are 1.50 ± 0.92 (femur), 2.86 ± 0.84 (pelvis), 0.36 ± 0.05 (thoracic vertebra). The model volume can be restored by the cube root of the volume ratio before and after Geomagic processing, or by the regression function. The fast high simulation finite element modeling method is more efficient and produces higher meshing quality.

Key words: reverse engineering; 3D reconstruction; finite element; modeling; digitalization

(责任编辑 史小丽)