

· 论 著 ·

建立下颌角截骨整形手术三维有限元模型

张 劲^{1#}, 罗 奇¹, 柳大烈¹, 王竞鹏¹, 黄世清²

(1. 南方医科大学珠江医院整形美容科, 广州 510282; 2. 暨南大学理工学院应用力学研究所, 广州 510632)

摘要:目的 为研究下颌骨截骨整形手术, 建立生物力学相似性较高的无牙下颌骨和颞下颌关节三维有限元模型。方法 以颅颌面系统正常的女性青年志愿者为标本, 用 CT 断层扫描, 结合 Solidworks 和 Ansys 软件建模。采用只承受拉力的 Link10 单元模拟下颌韧带和咀嚼肌约束, 采用接触单元对关节窝约束进行模拟。**结果** 建立了包括颞下颌关节、肌肉和韧带的正常下颌骨三维有限元总体模型。可根据实验设计建立实验分模型。**结论** 提高了模型的相似性, 为进一步研究下颌角截骨整形奠定了基础。

关键词: 下颌角截骨整形; 三维有限元; 生物力学**中图分类号:** R783.9**文献标识码:** A**文章编号:** 1671-8348(2010)10-1206-03

Establishment of three-dimensional finite element model for mandibular angle osteotomy

ZHANG Jin^{1#}, LUO Qi¹, LIU Da-lie¹, et al.

(1. Department of Plastic Surgery, Zhujiang Hospital, South Medical University, Guangzhou 510282, China;

2. Institute of Applied Mechanics, College of Science and Engineering,

Jinan University, Guangzhou 510632, China)

Abstract: Objective To study the mandibular angle osteotomy and to establish a more precise method for establishment of the 3 dimensional(3D) finite element model of edentulous mandible and temporomandibular joint(TMJ). **Methods** The CT images of a young female volunteer were analyzed and managed with DICOM standard and Mimics software. Tension-only Link10 element and contact element were both used for boundary condition in ANSYS finite element software. **Results** A whole 3D finite element model comprising the mandible, TMJ, muscles and ligaments was established. **Conclusion** A 3D finite element model of mandible and TMJ with highly biomechanical similarity is established for the further study of mandibular angle osteotomy.

Key words: mandibular angle osteotomy; 3D finite element method; biomechanics

有限元法是借助于电子计算机进行运算的数值计算方法, 将待分析的连续实体离散成有限个单元, 以各单元的结合体代替原连续体并逐个研究每个单元的力学性质, 建立单元的刚度方程, 然后根据给定的载荷条件将其组集成总体刚度方程, 按照给定的边界位移条件求解总体刚度方程组, 得到单元所有节点的位移, 并据此计算单元的内力和应力^[1]。随着计算机技术不断进步, 有限元法逐渐成为力学研究中最重要分析方法, 并广泛应用于工程设计制造领域, 近年来在生物力学研究中也得到广泛的应用。由于生物体在几何形状和材料性质上的特殊性和复杂性, 快速、准确地建立生物组织结构的三维有限元模型是生物力学有限元研究的难题, 同时是进行三维有限元分析的基础。本文应用薄层 CT 扫描生成 DICOM 标准格式文件, 结合 Mimics、Solidworks 和 Ansys 有限元软件中快速有效建成无牙下颌骨和颞下颌关节三维有限元模型。

1 材料与方 法

1.1 样本来源 选择颅颌系统发育正常的健康女性青年志愿者, I 类磨牙关系, 牙周健康。

1.2 试验设备 (1)CT 扫描机: 采用飞利浦 Brilliance 64 排螺旋 CT 扫描机; (2) 试验所用计算机系统硬件配置: CPU Core 2 双核 2.8 G, 4 G DDR2 内存, 640 G 硬盘; (3) 试验用计算机操作系统: Windows XP Professional sp2; (4) 试验用软件: Mimics12.0 (Materialise's Interactive Medical Image Control system), SolidWorks 2009 (Dassault sysstèmes SolidWorks Corp) Ansys12.0 (Analysis system)。

1.3 方法

1.3.1 CT 扫描 头颅固定架对患者头颅进行固定, 进行颅颌面(全颅)的轴向断层扫描, 连续无间隔扫描。扫描基准线平行于眶-耳平面。层厚 0.67 mm, 扫描参数为 120 kV, 230 mas, 扫描矩阵 512×512。颞下颌关节区及下颌骨连续进行 170 层扫描。所得图像经联机工作站处理 DICOM 格式数据文件, 刻录存盘。

1.3.2 CT 图像的处理 CT 扫描所获得 DICOM 格式数据文件导入 Mimics12.0 软件。根据实验设计要求通过对蒙罩(Mask)的分割(segmentation)操作, 在 CT 图像上确定需要进行三维成像的组织结构边界, 提取出不含下牙列的下颌骨和颞下颌关节窝, 设定参数后重建三维图像。重建后的三维下颌骨图像见封 2 图 1。得到的三维模型是原始三维表面模型, 表面粗糙, 直接利用其进行表面网格划分将会产生单元形状畸形、单元数量过多等问题, 影响到后续力学计算的速度和结果分析精确性。因此必须利用 Mimics 的 remesh 模块对三维模型的表面进行平滑(smooth)。Mimics 输出重建好的三维模型的点云文件, 该文件导入 Solidworks 软件生成三维表面线框模型。

1.3.3 三维有限元模型建立 通过 Parasolid 文件接口, 将三维线框模型输出为 *.X_T 文件导入 Ansys12.0 软件, 生成面和实体。选择 10 节点四面体单元 Solid92 进行三维网格划分, 生成实体模型, 共生成 151 878 个单元 188 649 个节点。

1.3.4 材料力学参数 下颌骨的皮质骨、松质骨及其他组织(髌突软骨、关节盘等)均为各向同性、均匀连续的线弹性材料。骨组织力学参数由下颌骨 CT 值计算得出。利用颌骨 CT 值、表观密度和骨弹性模量之间的对应关系, 根据构成骨的像素的

在读博士研究生。

灰度值(CT 值)来进行插值计算,得到此骨的表现密度,并由表现密度推算出它的弹性模量^[2]。在本研究中,骨表现密度及其相应的弹性模量都由 CT 值(Hounsfield)导出。根据每个单元坐标找到对应的 CT 值,经过计算得到弹性模量和泊松比,使构建的三维有限元模型能够接近实际临床。

根据以下公式计算出单元的表现密度 ρ_{app} :

$$(1) \rho_{app}(x, y, z) = \rho_1 + \frac{\rho_2 - \rho_1}{HU_2 - HU_1} [HU(x, y, z) - HU_1]$$

骨组织弹性模量根据以下经验公式计算:

(2) $E = a + b\rho_{app}^c$ 由已知水的 CT 值和表现密度,皮质骨平均 CT 值和表现密度,取已知皮质骨最大弹性模量,公式(2)简化为:

$$(3) E = k\rho_{app}^3$$

则得, $k = 4249 \text{ GPa}(\text{g}/\text{cm}^3)^{-3}$, 由于不同部位下颌骨皮质骨和松质骨的 CT 值有一定变化,所以测量下颌骨 5 个部位,求得皮质骨最大 CT 值平均为 1 600 HU,松质骨最大 CT 值平均为 600 HU,导入公式(1)和(3)计算出该模型皮质骨和松质骨的弹性模量分别为 14 963.78 MPa 和 1 179.75 MPa。将 Ansys 前处理模块中选取表面单元赋予皮质骨材料性质,其余单元均赋松质骨材料性质。

表 1 咀嚼肌的有关参数($\bar{x} \pm s$)

咀嚼肌	起点坐标			止点坐标			横截面积 (cm^2)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
咀嚼肌浅层							
前	+/-4.66	6.13	0.00	+/-6.11	5.31	5.00	1.03
后	+/-4.52	7.63	0.00	+/-7.21	6.71	5.90	0.96
咀嚼肌深层							
前	+/-4.60	6.96	2.00	+/-7.21	7.21	5.90	0.74
后	4.88	8.00	2.00	+/-6.91	8.41	6.20	0.67
翼内肌前束							
前束	4.19	7.03	0.00	+/-2.21	6.31	2.80	0.59
后束	4.59	8.26	0.80	+/-2.21	7.31	3.90	1.33
翼外肌上头							
中头	+/-5.00	9.33	5.20	+/-2.61	7.61	5.30	0.96
下头	+/-5.63	9.71	5.20	+/-2.50	7.31	4.30	1.03
颞肌前束							
中束	+/-4.74	5.69	6.80	+/-5.21	7.01	9.80	2.00
后束	+/-4.69	6.11	5.20	+/-6.01	12.61	9.20	1.18

注:肌肉弹性模量为 8.2 MPa,泊松比为 0.4^[3]。

表 2 韧带有关参数

名称	截面积 (cm^2)	长度 (cm)	方向		
			α	β	γ
茎突下颌韧带	0.27	2.00	120.00(60.00)	120.00	30.00
蝶下颌韧带	0.23	3.50	95.00(85.00)	100.00	15.00
颞下颌韧带	0.20	1.20	65.40(114.60)	34.00	70.50

注:(1)韧带截面积来自于中国可视化人体 CVH 数据集实测数据;(2) α 为与 X 轴间角, β 为与 Y 轴间角, γ 为与 Z 轴间角;(3)两侧完全对称,故 β , γ 值两侧完全相同, α 角左右互补,括号外 α 值为右侧,括号内为左侧。

1.3.5 模型的边界约束设计 对咀嚼肌、下颌韧带采用杆单元模拟其约束,杆单元选择为只受拉不受压的 Link10 单元,单元横截面积与各自模拟的肌肉和韧带截面积相同。根据以往

的研究结果获得咀嚼肌的有关参数(表 1)。参考周学军等^[4]的实验结果,获得关节韧带的参数(表 2),并采用受压间隙元对殆面进行约束,采用接触单元模拟关节窝约束。

2 结 果

建立了一个包括下颌骨、颞下颌关节、肌肉和韧带的下颌骨三维有限元总体模型,可根据实验不同需要调用,见图 2、3。

3 讨 论

与传统实验性应力分析相比,有限元技术具有更多的优点,但有限元方法分析结果受诸多因素的影响。例如:模型的相似性,单元划分的粗细程度,载荷情况及边界条件与真实情况的差异等,均影响分析结果的精确性。提高有限元分析结果的可靠性、模型精确程度及边界条件设置等都是十分重要的。由于牙颌组织中的牙齿、牙周膜、牙槽骨、颌骨以及修复体的结构外形多样性、不规则性、受力的复杂性,如何准确获取上述结构的几何形态并将其计算机数字化,建立完整准确的下颌骨三维有限元模型是有限元分析能否实现的关键。

生物体三维有限元建模方法经历了数代演进,主要包括:磨片、切片法^[5],三维测量法,CT 图像处理法,DICOM 数据直接建模法等。磨片、切片法是破坏性建模方法并且磨切片厚度难以控制,图像的拍摄处理,边缘提取等环节都可能产生误差,因此该方法目前很少采用。三维扫描测量的方法进行数据采集的成本高,数据采集后处理的时间长,生成 CAD 模型后还要进行数据转换后才能供有限元建模使用,且测量只能得到表面数据,不能够区分结构材料性质的变化,更适用于实物的测量反求。CT 图像处理方法需要人工把 CT 胶片上的每一张图像扫描转换为计算机能识别的位图格式,并且使用图像处理软件中人工定位配准。不仅需要花费大量的人力、物力,而且在通过胶片扫描传递数据的过程中容易丢失很多信息;配准精度也直接影响着所建立模型精确性^[3,6]。

本实验采用 DICOM 数据直接建模法其过程为:(1)CT 扫描输出 DICOM 格式数据文件;(2)DICOM 数据的读入专用软件;分割图像,生成 3D 模型,光滑表面;(3)在 Solidworks 中生成模型表面,导入 Ansys 生成模型实体,划分体单元;(4)根据骨组织 CT 值换算模型材料性质,模型表层单元赋皮质骨材料性质,其他赋松质骨材料性质;(5)最后进行装配,完成建模。

DICOM 格式数据文件直接建模,可以直接读取数据并处理,避免反复的数据导入、导出,文件格式的转换造成的数据失真或丢失,大大提高了模型的精确度。本研究由 DICOM 数据在 Solidworks 生成三维模型表面,再 Ansys 生成体单元,这样在模型前处理时可以通过面来选择表面的体单元,方便赋材料性质。利用 DICOM 文件中包含的 CT 值信息,根据模型骨组织密度换算材料性质,使 CT 扫描数据得到最大限度的利用。避免了过去建模中将皮质骨和松质骨进行分割,分别建模的繁琐,同时极大提高了模型的精度。

与只通过 Mimics 和 Ansys 软件建模的方法(另文发表)相比,由 solidworks 生成模型的三维表面是由四边形组成的,导入 Ansys 生成实体后划分体单元,可以通过选择面来选择模型表层单元模拟皮质骨,避免了由 Mimics 根据单元顶点 CT 值赋材料时,在皮质骨较薄区域的皮质骨被软件识别为松质骨的不足。而且这种由面生成实体的模型在 Ansys 划分网格是可以根据需要在不同的部位方便的调整单元划分的密度,在保证计算精度的同时可以大大减少单元的数量,减少了计算负担。

三维有限元模型的几何相似性、单元的大小、形状、数目、载荷情况、边界条件与真实情况的差异等均可影响应力分析结果。目前根据不同研究需要已建立的下颌骨三维有限元模型^[2,7-9],边界约束设计也各不相同,周学军等^[4]考虑到肌肉的缆索性质,即只能限制物体沿着柔索伸长方向的运动,而不能限制物体在其他方向的运动,采用缆索元模拟肌肉约束,更符合分析下颌骨经矫形力作用下的受力情况。史真等^[10]建立了下颌牵张成骨三维有限元模型,李勇等^[5]正常人下颌升支矢状截骨术的三维有限元模型,李慧超等^[11]建立了下颌角整形手术术前、术后模型。因此,本实验在 ANSYS 软件中采用只受拉的 Link10 单元模拟咀嚼肌及韧带的约束。此外,与以往主要研究咬牙合力的有限元模型不同的是,在研究下颌角整形手术时,必须考虑颞下颌关节及其韧带作用,本实验在模拟咀嚼肌、颞肌、翼内肌和翼外肌约束的同时,模拟了颞下颌关节韧带包括颞下颌韧带、茎突下颌韧带、蝶下颌韧带对颞下颌关节的约束,提高了模型的生物和力学相似性。为进一步研究下颌截骨整形手术提供了基础。

下颌角截骨整形的一种方法是通过沿截骨线进行钻孔后凿断。目前用有限元法模拟下颌截骨整形手术的研究还鲜见报道。李慧超等^[11]建立了下颌角整形手术术前术后模型。有限元法能以数学形式反映颅面组织的材料特征、物理特征和反应特性,可以模拟多种外科手术、生理活动和头部外伤。下一步实验分别拟在下颌角部等根据实验手术设计,通过布尔运算模拟下颌角手术。

需要强调的一点是,由于有限元需要对复杂的实体中的一些次要结构和因素进行简化,再加上一些实验条件假设,所以,有限元的计算结果的绝对值很难代表人体的真实值,而且生物体的个体差异也无法考虑到实验模型中。目前尚无法达到完全模拟复杂的人体生物力学环境建立计算模型。

参考文献:

[1] 雷涛,张纲,谭颖徽,等.有限元法在颌骨生物力学研究中

的应用研究进展[J].重庆医学,2009,38(3):350.

- [2] Tavakoli K, Stewart KJ, Poole MD. Distraction osteogenesis in craniofacial surgery: a review[J]. *Ann Plast Surg*, 1998, 10(1):88.
- [3] 魏斌. 牙颌系统三维有限元建模方法的进展[J]. *口腔器械杂志*, 2002, 11(2):86.
- [4] 周学军, 赵志河, 赵美英, 等. 下颌骨三维有限元模型的边界约束设计[J]. *华西口腔医学杂志*, 1999, 17(1):29.
- [5] 李勇, 张茹慧, 高扬, 等. 正常人下颌升支矢状截骨术的三维有限元模拟[J]. *临床军医杂志*, 2008, 36(2):196.
- [6] 孔亮, 胡开进, 于擘, 等. Matlab 软件辅助建立全牙列下颌骨三维有限元模型[J]. *口腔颌面外科杂志*, 2004, 14(1):17.
- [7] 储顺礼, 周延民, 孟维艳, 等. 上颌后牙区、上颌窦、颧骨及颧骨种植体的三维有限元模型建立[J]. *口腔医学研究*, 2006, 22(2):143.
- [8] 张量文, 王美青, 王景杰, 等. 颞下颌关节与咬合关系研究三维有限元模型的建立[J]. *口腔颌面修复学杂志*, 2000, 1(4):197.
- [9] Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, et al. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models[J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2002, 30:170.
- [10] 史真, 丁寅, 曹猛, 等. 下颌骨牵张成骨三维有限元模型的建立[J]. *临床口腔医学杂志*, 2004, 20(2):69.
- [11] 李慧超, 李冬梅, 归来, 等. 下颌角截骨整形手术前后下颌骨生物力学的三维有限元分析[J]. *中华整形外科杂志*, 2008, 24(6):416.

(收稿日期:2009-11-09)

(上接第 1205 页)

- [4] Vanderhoof JA, Langnas AN, Pinch LW, Thompson JS, Kaufman SS. Short bowel syndrome[J]. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*, 1992, 14: 359.
- [5] Haxhija EQ, Yang H, Spencer AU, et al. Influence of the site of small bowel resection on intestinal epithelial cell apoptosis[J]. *Pediatr Surg Int*, 2006, 22: 37.
- [6] Stern LE, Huang F, Kemp CJ, et al. Bax is required for increased enterocyte apoptosis after massive small bowel resection[J]. *Surgery*, 2000, 128: 165.
- [7] Wildhaber BE, Yang H, Coran AG, et al. Gene alteration of intestinal intraepithelial lymphocytes in response to massive small bowel resection[J]. *Pediatr Surg Int*, 2003, 19: 310.
- [8] Wildhaber BE, Yang H, Haxhija EQ, et al. Intestinal intraepithelial lymphocyte derived angiotensin converting enzyme modulates epithelial cell apoptosis[J]. *Apoptosis*, 2005, 10: 1305.
- [9] Haxhija EQ, Yang H, Ariel U, et al. Teitelbaum. Modulation of mouse intestinal epithelial cell turnover in the ab-

sence of angiotensin converting enzyme[J]. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*, 2008, 295:88.

- [10] Yang H, Larsson J, Permert J, et al. Bolus ornithine and arginine-ketoglutarate supplementation in distal intestine after 65% resection in rats[J]. *Nutr Res*, 2000, 20(12): 1807.
- [11] Paul M, Poyan Mehr A, Kreutz R. Physiology of local renin-angiotensin systems[J]. *Physiol Rev*, 2006, 86(3): 747.
- [12] Wong TP, Debnam ES, Leung PS. Involvement of an enterocyte renin-angiotensin system in the local control of SGLT1-dependent glucose uptake across the rat small intestinal brush border membrane[J]. *J Physiol*, 2007, 584(Pt 2):613.
- [13] Alcantara CS, Jin XH, Brito GA, et al. Angiotensin II subtype 1 receptor blockade inhibits Clostridium difficile toxin A-induced intestinal secretion in a rabbit model[J]. *J Infect Dis*, 2005, 191(12):2090.

(收稿日期:2010-03-19)