

文章编号:1004-7220(2011)03-0274-05

单侧下颌骨牵张成骨的数值模拟

李彪¹, 王亲猛¹, 陈莹²

(1. 北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124; 2. 中国医学科学院 中国协和医科大学整形外科医院, 北京 100144)

摘要: **目的** 针对颜面短小患者建立下颌骨及咀嚼肌模型,通过有限元方法研究牵张成骨过程中下颌骨的形变规律,并与患者实际手术效果进行对比,为类似病例的治疗过程提出改进意见。**方法** 依据临床颜面短小患者原始数据,结合 MIMICS 医学影像控制系统软件,运用三维重建技术构造患者下颌骨及咀嚼肌的实体结构,最后导入 ANSYS 有限元软件完成单侧下颌骨延长的有限元模型,并模拟手术效果。**结果** 所建立的术前术后有限元分析模型具有数字化、个性化特征。**结论** 数值模拟结果与手术效果进行对比,重合度较好,可以为不同病情的病人术前提供个性化的手术指导。

关键词: 下颌骨牵张成骨; 有限元方法; 三维重建; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Numerical simulation of unilateral mandibular distraction osteogenesis

LI Biao¹, WANG Qin-meng¹, CHEN Ying² (1. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. Plastic Surgery Hospital of Peking Union Medical College, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100144, China)

Abstract: Objective To study the law of shape changes of mandibular distraction osteogenesis in the patient with hemifacial microsomia (HFM) and compare the results with the real effect on the patient by establishing the models of mandibular and masticatory muscles, and to put forward some good suggestions on procedures of treating patients diagnosed as HFM and related cases. **Methods** Based on the original data of the patient with HFM, combined with the MIMICS software (medical image control system software), the model of the patient's mandibular and masticatory muscles was constructed by applying the technique of three dimensional (3D) reconstruction, and then put the entity structure into the ANSYS software to simulate the effect of the surgery. **Results**

The established preoperative and postoperative finite element analytic model could present the characteristics such as digitalization and individuation. **Conclusions** Compared with the effects of the real surgery for the same patient, the result of numerical simulation showed to be good matching and could provide personalized guidance for different patients before their operation.

Key words: Mandibular distraction osteogenesis; Finite element method; Three-dimensional (3D) reconstruction; Numerical simulation

半侧面短小畸形又称为半侧颜面短小,是仅次于唇腭裂畸形的最常见先天性颅面畸形,其临床表现中涉及多个解剖部位且严重程度不一;其中下颌骨的畸形是最明显的^[1],因此,矫正下颌骨畸形

是治疗单侧面短小畸形的关键。牵张成骨(distraction osteogenesis, DO)是矫正下颌骨畸形的有效方法^[2],牵张成骨技术^[3-4]于20世纪70年代应用于颌面外科,是利用骨组织的再生修复能力,通过安装

收稿日期:2010-12-10; 修回日期:2011-01-26

通讯作者:王亲猛, Tel: (010)67391221; E-mail: wqm@bjut.edu.cn.

在其上的牵引装置,施以一定大小的牵张力,使两骨段逐渐分离,从而使短小骨骼延长且颌骨缺损区为新生骨质所填充修复,该技术是颌面外形和整形外科的重要方法。目前,术前医生和患者最为关心的是手术后下颌骨牵张成骨的结果是否能达到预期的治疗效果。

数值模拟提供了对手术治疗效果的一种预测方法,成为生物力学研究领域的重要手段^[5-6],对下颌骨牵张成骨的术前手术的研究同样可以采用三维有限元分析方法,其中建立准确的模型是研究的关键。目前国内主要采用简化模型和动物实验模型,由于个体差异的存在,这些方法对于临床的实际帮助不明显。下颌骨的结构组成较复杂,并且几何形态非常不规则,给其三维有限元建模带来了困难,而准确的三维有限元模型是进行有限元分析的重要前提,建立下颌骨可靠的有效的模型一直是生物力学领域研究的一个难点。从最初的切片磨片法^[7-8]到利用CT图像进行轮廓勾勒,建立有限元模型^[9],直到今天直接用CT数据准确地建立所需的有限元模型^[10]。因此,牵张成骨的过程中下颌骨形变规律的研究有了较好的基础。

目前下颌骨牵张成骨的生物力学研究热点主要在于牵张过程中产生的应力分析^[11],牵张过程颞下颌关节受力情况分析^[12-13]。但是对于畸形下颌骨牵张成骨过程中的形变位移研究却较少。建立单侧面短小的下颌骨牵张成骨的有限元模型再现延长过程旨在预测牵张成骨过程中下颌骨延长的运动轨迹。

本研究将采用MIMICS软件建立患者的三维模型,再通过ANSYS软件建立数字化、个体化的下颌

骨及相关咀嚼肌的三维有限元模型,探讨颜面短小畸形患者在牵张成骨延长过程下颌骨的运动轨迹及最后的延长效果,为医生尽可能满足患者的实际需求进行临床治疗时提供参考意见。

1 材料和方法

1.1 模型来源

选取对象为中国医学科学院整形外科医院半侧面短小、要求下颌骨牵张成骨手术患者1例。女性,身体健康,无全身性疾病。X线和CT扫描显示下颌骨内外板骨质密度均匀,骨皮质与骨髓质影像清晰,无根尖囊肿、牙骨质瘤等骨质疾病。

1.2 CT数据采集

使用西门子16排螺旋,层扫1.5 mm,每层床进1.0 mm,扫描从颅顶到下颌范围共140~160层。扫描后的数据传输到CT室图像工作站。

1.3 下颌骨及相关咀嚼肌实体模型的三维重建

将患者扫描的CT数据输入到MIMICS软件中,根据扫描角度合理定位图像,采用阈值分割和手动分割相结合的处理方法,首先得到下颌骨的三维实体模型(见图1),然后根据患者手术拟定的截骨线的位置(见图2)建立截骨后的下颌骨三维实体模型(见图3),最后得到患者健侧和患侧相关咀嚼肌:颞肌、咬肌、翼内肌、翼外肌对应的三维实体模型(见图4)。

对图像进行三维模型前处理,调用FEA模块的Remesh功能,获取下颌骨的面网格优化模型。用同样的方法获取相关咀嚼肌的优化网格模型。然后将重建模型以lis文件格式输出保存。

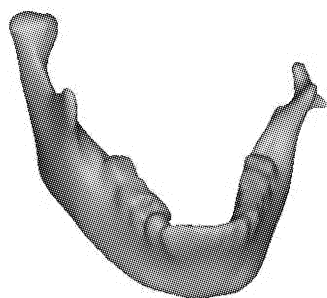


图1 截骨前下颌骨模型
Fig.1 The pre-cut model of mandible

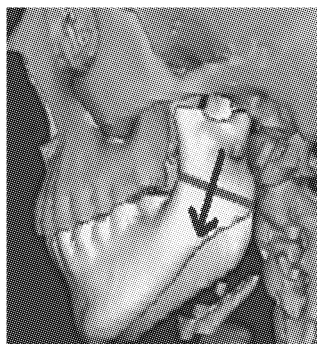


图2 手术截骨线示意图
Fig.2 The cut line on the mandible

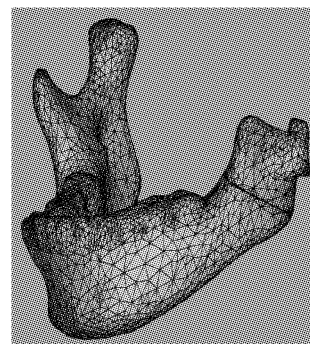


图3 截骨后下颌骨模型
Fig.3 The post-cut model of mandible

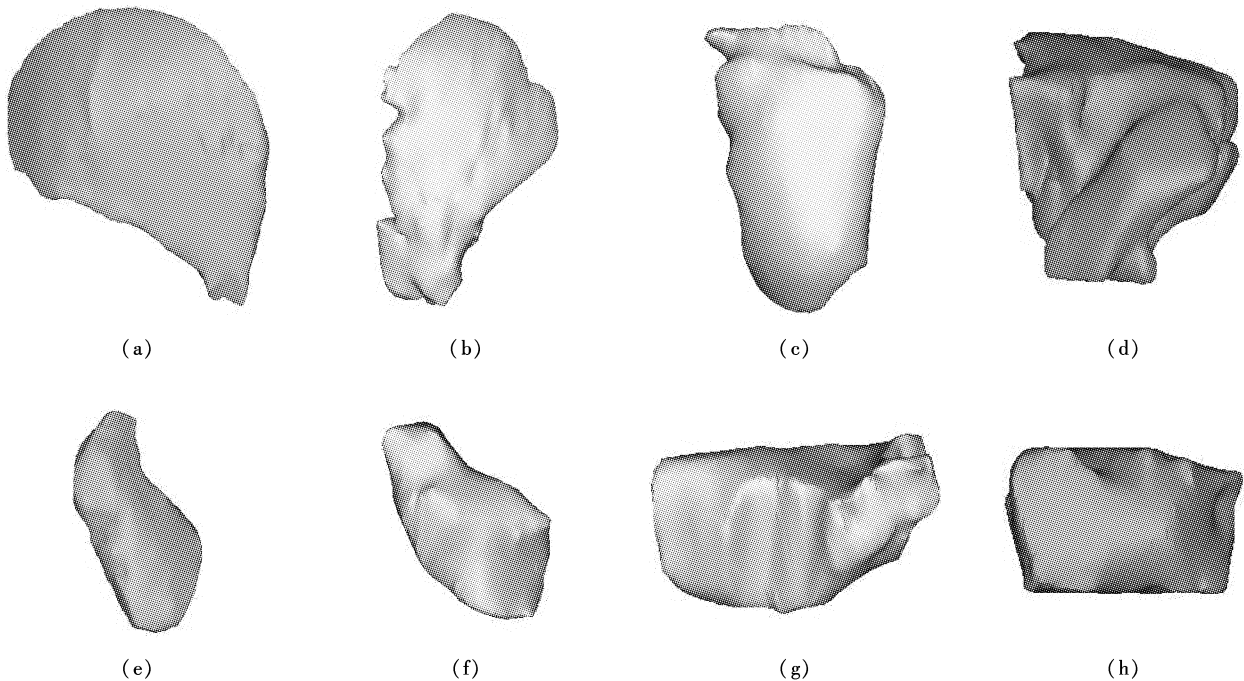


图4 分离出的咀嚼肌 (a) 健侧颞肌, (b) 患侧颞肌, (c) 健侧咬肌, (d) 患侧咬肌, (e) 健侧翼内肌, (f) 患侧翼内肌, (g) 健侧翼外肌, (h) 患侧翼外肌

Fig.4 Isolated muscles of mastication (a) Normal temporal muscle, (b) Malformed temporal muscle, (c) Normal masseter, (d) Malformed masseter, (e) Normal pterygoid muscle, (f) Malformed pterygoid muscle, (g) Normal wing muscle, (h) Malformed wing muscle

1.4 下颌骨及相关肌肉有限元模型

在有限元分析软件 ANSYS 中打开下颌骨及其相关咀嚼肌的 lis 文件,通过单元类型转换将 lis 文件中的面单元转换成体单元,再定义单元类型与实常数,生成下颌骨及其相关咀嚼肌的三维有限元模型,模型共有节点数为 114 958,单元数为 239 412。

2 计算与结果

与单侧颜面短小患者比较,建立的有限元模型真实地再现了双侧骨骼肌肉组织的不对称畸形。这种根据 CT 数据重现双侧不对称下颌骨和咀嚼肌的模型,能够更为准确地就该患者的各种治疗过程进行有限元数值模拟。

2.1 材料属性

下颌骨不同部分的灰度值不同,因此下颌骨的材料属性,包括弹性模量、泊松比、密度可以在 MIM-ICS 软件中应用经验公式计算得出。该方法比传统的将下颌骨简单地分成皮质骨和松质骨两部分进行赋值具有一定的优势,可以实现个性化区别。

咀嚼肌包括颞肌、咬肌、翼内肌、翼外肌。首先把健侧和患侧的肌肉模型分别导入 ANSYS 中,进行

肌肉材料的赋值,肌肉为各向异性材料,其纤维方向弹性模量设定为 8.2 MPa,泊松比为 0.45,垂直纤维方向弹性模量设定为 1.7 MPa,泊松比为 0.3^[14]。

2.2 边界条件

模型边界条件的确定,通过对肌肉解剖学上起止点的约束来确定:颞肌与上颌骨连接的位置,以及咬肌与上颌骨连接的位置,翼外肌与头骨连接部位为全约束状态,颞肌、咬肌、翼内肌、翼外肌与下颌骨连接位置进行耦合,约束后的模型如图 5 所示。

2.3 载荷条件

约束完成后在下颌骨截骨位置附近找出安装牵引器的位置,加载位移条件,每一载荷步将下颌骨的两部分牵引器安装位置的距离增加 1 mm,以模拟患者术后每天通过牵引器将下颌骨截骨位置延长 1 mm,牵引器的最大延长距离为 20 mm,因此,给模型加载 20 个载荷步。

2.4 计算结果

约束完成后在下颌骨截骨位置附近找出安装牵引器的位置,给模型加载 20 步,将延长结束后的模型与未曾延长的模型进行对比(见图 6)。

图 6 中箭头位置为下颌骨最大位移处,网格部

分为未曾延长下颌骨的模型,下颌骨延长的目的是将下颌骨延长成双侧基本对称的形状,即患者咬合平面得到矫正,患者颞部位置回到中线附近,双侧下颌角位置与术前相比趋于对称的位置。

患者术后与数值模拟数据比较:测量标志点^[15]确定为颞点、下颌角、髁突、鼻根点,矢状面(由鼻根点、前鼻棘点和蝶鞍点构成);测量指标:(1) 双侧下颌升支长度,(2) 双侧下颌骨体部长度,(3) 颞点到矢状面的距离,(4) 双侧下颌角角度,(5) 双侧下颌角点到矢状面的距离。

3 分析

从术前术后量化配比图(见图7)及测量结果中得到的数据可以看出,评判手术效果的各项量化指标均得到了很大程度的改善:颞点向中线方向位移,使得偏斜的颞部得到矫正;双侧下颌角点到中线距离的差距减小,使得面部对称。

从模拟结果(见图6)中同样得到健侧和患侧各项量化指标:下颌骨体部长度接近对称,患侧下颌角

角度明显减小,说明患侧下颌骨得到了很大的延长;颞点到矢状面的距离是说明下颌骨两侧对称的指标之一,越短说明越对称,从双侧下颌角点到矢状面的距离这一模拟结果指标显示,模拟后两侧基本相等。各个指标显示模拟后下颌骨两侧达到基本的对称,并且与术后实际测量的指标基本吻合(见表1)。其中患侧下颌升支长度模拟结果与手术实际数据相差较大,原因是截骨位置位于下颌角附近,模拟时该处节点和单元被人为分离,测量时存在一定的误差。

可以看出,健侧无论是实际手术还是数值模拟后的各项数据均发生了一些变化,其中下颌升支长度、下颌骨体部长度、下颌角角度均比模拟前有所增大,而双侧下颌角点到矢状面的距离略有变小,这其中的主要原因是因为下颌骨相关咀嚼肌的作用所致,在牵张患侧的下颌骨时,下颌骨整体以健侧髁突为轴,向下颌骨内侧发生旋转。从咀嚼肌的变形趋势来看,随着延长过程的进行,肌肉被拉长得更明显,所以在数值模拟中考虑咀嚼肌的作用是十分必要的,这也就是牵张成骨过程的主要阻力来源。



图5 下颌骨与肌肉施加边界条件后的有限元模型
 Fig.5 The finite element model of mandible and muscle after imposing the boundary conditions



图6 延长结束后的模型与未延长的模型对比
 Fig.6 The comparison of non-prolonged and post-prolonged models

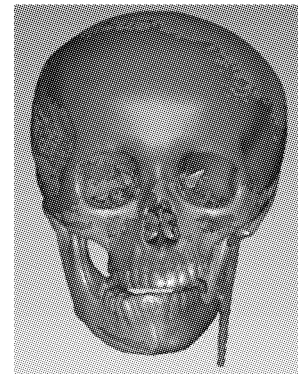


图7 术前术后量化配比图
 Fig.7 The contrastive figure of pre-operative and postoperative 3D models

表1 术前与术后的三维模型测量和有限元分析后模型测量结果

Tab.1 The metrical result of preoperative and postoperative 3D models and the measuring results of finite element analytic model

	术前(健侧/患侧)	术后(健侧/患侧)	模拟术后(健侧/患侧)
下颌升支长度/mm	58.88/28.14	58.62/55.82	59.42/46.30
下颌骨体部长度/mm	79.68/70.20	80.24/83.82	81.60/79.24
下颌角角度/(°)	117.82/125.16	114.31/108.78	118.74/115.54
颞点到矢状面距离/mm	14.35	4.43	6.04
双侧下颌角点到矢状面的距离/mm	46.19/39.38	39.14/41.40	39.67/40.65

数值模拟与实际手术后的测量结果的趋势也比较吻合。从术前术后以及有限元模拟前后可以看出,数值模拟很好地完成了对医生手术的一种模拟;从数据对比看,数值模拟可以成为辅助医生针对不同病情患者进行治疗手段确定的一种方法,对于手术治疗颜面短小有较好的指导意义。

4 结语

本文立足于临床,将新的手段引入到医生既往经验性的治疗手段,使得治疗方法更加有据可依。咀嚼肌对于牵张成骨的整个手术过程起着重要的作用,由于健侧和患侧的肌肉存在很大的不同,咀嚼肌的作用使得下颌骨在延长过程中会绕髁突发生旋转。

作为针对下颌骨颜面短小的患者个体所建立的有限元模型具有个性化和数字化的特点,为患者术前根据所预测的手术效果选择适当的治疗方法提供了一种手段,对于下颌骨颜面短小的临床介入治疗具有较好的参考意义。

参考文献:

- [1] 张智勇,庄洪兴. 下颌骨牵展延长术用于儿童半侧小面畸形的治疗[J]. 实用美容整形外科杂志,1998,9(2):95-98.
- [2] Iizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation [J]. Clin Orthop Relat Res, 1989, 239: 263-285.
- [3] 胡静. 颌骨牵张成骨的临床及基础研究[J]. 中华口腔医学杂志,2005,40(1):10-12.
- [4] 赵志河,李宇. 正畸牙移动细胞生物力学研究进展[J]. 医用生物力学,2010,25(6):393-398.
Zhao ZH, Li Y. Advances in cyto mechanics in orthodontic tooth movement [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 393-398.
- [5] Langenbach GEL, Hannam AG. The role of passive muscle tensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw [J]. Arch Oral Biol, 1999, 44(7): 557-573.
- [6] Gan RZ, Feng B, Sun QL. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission [J]. Ann Biomed Eng, 2004, 32(6): 847-859.
- [7] 巫爱霞,张官萍,冯汉佳. 中耳三维有限元模型的研究进展[J]. 中华耳科学杂志,2006, 2(41): 32-135.
- [8] 沈双,赵扬,孙秀珍. 数值模拟前庭系统膜迷路的生物力学响应[J]. 医用生物力学,2010,25(3):169-174.
Shen S, Zhao Y, Sun XZ. Numerically simulating the biomechanical response to membranous labyrinth in the vestibular system [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 169-174.
- [9] Chabanas M, Luboz V, Payan Y. Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery [J]. Med Image Anal, 2003, 7(2): 131-151.
- [10] Verrue V, Dermaut L, Verheghe B. Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements [J]. Eur J Orthod, 2001, 23(5): 517-527.
- [11] Losken HW, Patterson GT, Lazarou SA, et al. Planning mandibular distraction: Preliminary report [J]. Cleft Palate Craniofac J, 1995, 32(1): 71-76.
- [12] 李景辉,张文奎,韩培彦. 牵张力作用下颞下颌关节受力的三维有限元研究[J]. 北京口腔医学,2006,14(4):229-233.
- [13] Liu Z, Fan YB, Qian YL. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint [J]. Clin Biomech, 2008, 23(Suppl 1): 53-58.
- [14] Lewis G, Shaw KM. Modeling the tensile behavior of human Achilles tendon [J]. Biomed Mater Eng, 1997, 7(4): 231-244.
- [15] Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry [J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2005, 99(2): 212-220.