

[文章编号] 1000-1182(2009)02-0135-04

不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨 节段缺失的有限元模型建立

李岩峰¹ 胡敏² 吴子恒³ 林峰³

(1.中国人民解放军总医院第一附属医院 口腔科, 北京 100037;

2.中国人民解放军总医院 口腔科, 北京 100853; 3.清华大学机械工程学院 机械工程系, 北京 100084)

[摘要] 目的 建立不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失的有限元模型。方法 Mimics软件读取实验犬下颌骨CT资料形成几何模型,用Magics软件的cut工具进行切割,每部分用Magics的粘接功能连接,忽略咀嚼肌对下颌骨的约束,限制下颌关节横嵴的运动,MARC软件完成有限元分析。结果 不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失的有限元模型由5部分组成。以12 N的力进行牵张,发现当逐渐减小舌侧剩余皮质骨的宽度时,此区域Von Mises应力逐渐增大,当皮质骨剩余1.4 mm时,此区域的Von Mises应力是34.60 MPa。结论 运用专业软件可建立保留舌侧部分骨皮质骨的不完全截骨牵张成骨有限元模型,模拟牵张过程,对下颌骨进行生物力学模拟研究。

[关键词] 下颌骨重建; 牵张成骨; 不全截骨法

[中图分类号] R783.4 **[文献标识码]** A

Establishment of a finite element model: Canine segmental mandibular reconstruction by partial-cortical-cutting distraction osteogenesis LI Yan-feng¹, HU Min², WU Zi-heng³, LIN Feng³. (1. Dept. of Stomatology, The First Affiliated Hospital of China People's Liberation Army General Hospital, Beijing 100037, China; 2. Dept. of Stomatology, China People's Liberation Army General Hospital, Beijing 100853, China; 3. Dept. of Mechanics, College of Mechanics, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

[Abstract] **Objective** To establish a finite element model of canine segmental mandibular reconstruction by partial-cortical-cutting distraction osteogenesis. **Methods** The geometry model was established by Mimics software via reading the data of DICOM format from CT and was cut with Magics software. The finite element model was established and was analyzed by MARC software. **Results** A finite element model of canine segmental mandibular reconstruction by partial-cortical-cutting distraction osteogenesis was established. The model was composed of five parts. These five parts were felted via Magics software. The Von Mises stress of the joint region of slice and the slide segment were 34.60 MPa when the slide segment was retained 1.4 mm width during distraction osteogenesis with the force of 12 N. **Conclusion** The biomechanics analysis can be completed through the finite element model of canine segmental mandibular reconstruction by distraction osteogenesis that retains lingual cortical bone.

[Key words] segmental mandibular reconstruction; distraction osteogenesis; partial-cortical-cutting method

近年来牵张成骨技术在口腔颌面外科领域特别是下颌骨畸形矫正及骨缺损修复方面取得令人瞩目的进展。本课题组^[1-2]用改进的镍钛记忆合金牵张器进行了不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失

的实验研究发现,术中保留犬下颌骨舌侧部分骨皮质,其成骨形状、质量好于完全截骨组,更有利于后期修复。本研究尝试通过不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失的有限元模型,从生物力学角度对这一问题进行研究,以期使之尽早应用于临床患者。

1 材料和方法

1.1 建模素材

选择与牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失的实验研究^[2]相同的犬,体重25 kg左右,健康成年杂种犬

[收稿日期] 2008-03-15; [修回日期] 2008-06-02

[基金项目] 国家自然科学基金资助项目(30801299,30540046);解放军总医院苗圃基金资助项目(07MP46);解放军总医院304临床部院级课题资助项目(YJ200816)

[作者简介] 李岩峰(1975-),男,河北人,副主任医师,博士

[通讯作者] 胡敏, Tel: 010-66939772

1只。

1.2 犬下颌骨多层螺旋CT扫描

以眶耳平面为参照平面，GE Light Speed 16型螺旋CT扫描机，螺旋层厚0.625 mm，床进速度3 mm/s，管球电压125 mA/120 kV，从颞骨关节窝顶开始到下颌骨下缘连续进行110层扫描，将所得DICOM数据从GE ADW4.1工作站输出。

1.3 利用计算机对CT数据进行三维重构

在 Dell PrecisionTM 670 工作站上，运用 Mimics、Magics和MARC2003软件完成有限元建模及应力分析。1)在Mimics三维图像处理软件中，将DICOM格式的CT数据转换成Mimics工程文件，并设置好相应的参数(如图像头文件、层间距、图像存储数据类型等)；应用灰度阈值处理、区域分割操作提取区分目标轮廓，然后对目标区域重构，获得相应的多面体形式的三维重构模型，最后将三维模型导出为STL格式文件。2)将STL格式文件导入Magics软件行曲面重构，生成三维实体模型。参照动物实验截骨设计^[2]，使用cut工具对模型切割成几个部分，同时用Magics中的Hollow part和Boolean作布尔运算，在下颌骨体下缘形状基础上得到钛板模型。3)生成三维有限元模型。使用MSC.Marc的CAD模型接口，将STL格式文件导入MARC中，生成三维实体单元，并完成相应的前处理工作。得到下颌骨各部分及钛板的三维有限元模型的单元及节点数。所有单元均为四面体单元。利用粘接工具得到牵张成骨(不完全截骨)重建犬下颌骨节段缺失的有限元模型。

1.4 边界条件

位移约束：限制下颌关节横峭的运动。载荷约束：在截骨线两侧各0.5 mm处的骨块的中心模拟实际牵张器施加一个大小相等方向相反的12 N的力，通过施加载荷的办法使滑动骨块(传送盘骨段)与下颌基骨产生相对位移。

1.5 材料特性的定义

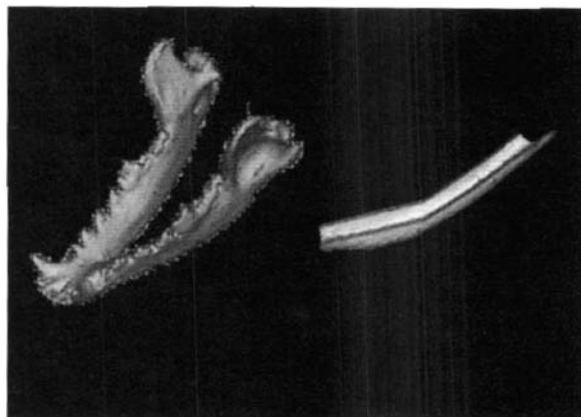
该模型的材料参数：犬下颌骨弹性模量和泊松比分别取10.3 GPa和0.3，并假设犬下颌骨均为各向同性、均匀连续的线弹性材料；重建钛板的弹性模量和泊松比分别取110 GPa和0.34，并假设其为各向同性、均匀连续的线弹性材料^[3]。

1.6 测量有限元模型区域Von Mises应力的变化

模拟动物实验中保留舌侧部分皮质骨的不完全截骨牵张成骨，逐渐减小舌侧剩余的皮质骨的宽度，观察有限元模型此区域Von Mises应力的变化。定义载荷作用的时间和分步计算的步长并提交，开始计算，查看计算结果。

2 结果

犬下颌骨的几何模型相似性好，形态结构与实体一致见图1左。重建钛板的几何模型见图1右。



左：犬下颌骨；右：重建钛板

图1 三维几何模型

Fig 1 The three-dimensional geometry mode

在Magics软件中用cut工具对几何模型进行切割后得到犬下颌骨牵张成骨(不完全截骨)重建节段缺失的几何模型：由犬非牵张侧下颌骨、滑动骨块(传送盘骨段)、滑动骨块与基骨连接处骨片(不全截骨剩余骨皮质，通过控制剩余骨片的多少模拟不完全截骨的程度)等5部分组成，依靠Magics的粘接功能黏在一起。

各部分三维有限元模型单元数和节点数见表1。位移约束如图2左所示，限制下颌关节横峭的运动。载荷约束如图2右所示。犬下颌骨不完全截骨牵张成骨重建节段缺失的有限元模型见图3左。模型可在空间内任意旋转，方便从任意角度观察；也可以从各个切面进行观察，可直观地看到内部应力的分布状况；可选取模型的任意部分，查看其相应计算结果(图3右)。

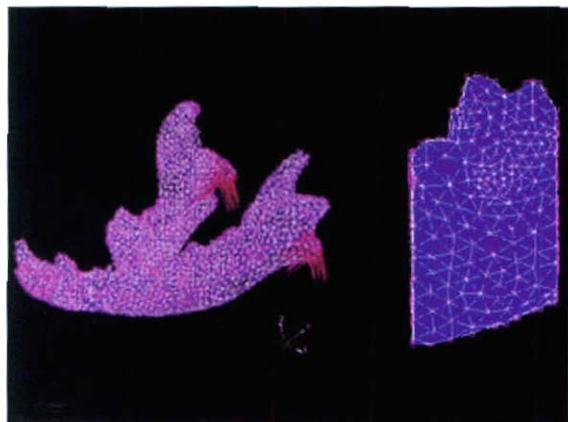
表1 有限元模型各部分单元及节点数

Tab 1 The element and node's numerical value

各部分三维有限元模型	单元数	节点数
左侧非牵张侧下颌骨	13 343	3 318
滑动骨块(传送盘骨段)	4 636	1 128
右侧包括下颌支的基骨	3 744	1 012
滑动骨块与基骨连接处骨片	70	52
重建钛板	3 393	1 161

在有限元模型上模拟实验中保留舌侧部分皮质骨的不完全截骨，逐渐减小舌侧剩余的皮质骨的宽度，结果发现此区域Von Mises应力逐渐增大，当皮质骨剩余1.7 mm时，此区域的Von Mises应力是

16.01 MPa; 当皮质骨剩余1.4 mm时, 此区域的Von Mises应力是34.60 MPa。



左: 位移约束; 右: 载荷约束

图2 有限元模型的约束条件

Fig 2 The bound of displacement of finite element mode



左: 5部分结构; 右: 有限元模型

图3 有限元模型

Fig 3 The finite element mode

3 讨论

下颌骨是支撑面部外形、完成咀嚼活动、维持上呼吸道通畅等的重要结构, 临床上常见由于肿瘤、创伤等多种原因造成的下颌骨缺损畸形, 严重影响患者的生活质量和工作能力, 下颌骨功能性重建的各种研究至今仍是热点课题。

牵张成骨(distraction osteogenesis, DO)与传统技术相比具有不需要使用移植材料, 能获得同步牵张延长的软组织, 不受患者软组织量限制等优点。很多学者在这方面作了大量工作并取得了很大进步。本课题组^[1-2, 4]前期利用医用镍钛合金独特的形状记忆和超弹性, 设计制作了多用途、完全内置式的下颌骨自动弹力牵张器, 应用于下颌骨节段性缺损重建, 在动物实验中实现了较大节段骨缺损的再生重建。学者在研究中发现骨膜对于新骨生成起了决定作用, 保留舌侧骨膜的完整, 则生成的新骨在骨膜血供下以膜内成骨方式成骨, 牵张区颊舌向厚

度较好, 形态接近正常颌骨, 其舌侧骨板平直, 成骨形状、质量好于完全截骨组, 利于后期修复。

国内外学者用有限元法对牵张成骨进行了某些方面的研究。Harp等^[5]由无损定量CT资料通过公式直接得到建立有限元模型所需的参数, 用其预测牵张所成骨的应变, 其结果与实测相近。Remmler等^[6]评估了应用有限元预测复杂的牵张成骨的准确性, 他们对人三维头骨有限元模型进行两点牵张加载, 与实测相比, 整体构建误差率不超过1%, 厚度误差率不超过8.66%, 在牵张器两脚间应变与张力计所测结果无显著差别。史真等^[7]建立了局部骨皮质完全断开的下颌骨三维有限元总体模型, 准备用于断开皮质骨的牵张成骨有限元研究。目前国内外还未见有学者将有限元法用于不完全截骨(皮质骨)牵张成骨重建下颌骨节段缺失的研究。

下颌骨有限元法模型的建立是进行准确计算分析的重要前提。但下颌骨的弹性常数很难从活体标本中获得, 离体组织是获取数据的主要来源。但数据会因标本种属来源、年龄、性别、体质、取材部位、实验环境、方法、测试条件、试件制作、载荷方向、应变率大小等多种外部因素的影响, 还会受包括骨胶原的含量和排列、活体软组织的作用以及神经、体液的反馈调节等内部因素作用。因此所得数据有一定差别。Ashman等^[8]对狗的下颌骨进行力学测试表明, 其为各向同性材料, 为(12.8±3.1) GPa。但Kawahara等^[9]的实验测得比格犬的弹性模量比Ashman等的数据高。本课题组建模所用的动物是杂种犬, 其弹性模量和泊松比于实验前经过测试, 分别为10.3 GPa和0.3。

下颌骨在体内受到关节、咀嚼肌、关节韧带、对颌牙等多种条件的约束, 在对下颌骨受力情况进行有限元分析时, 应根据实际情况仔细分析, 适当简化。骆小平等^[10]在有限元模型中使用边界元作下颌受力分析时的边界约束条件。孙健等^[11]在研究3种加载方式下正常人下颌骨应力分布时为限制下颌骨的刚性运动, 防止模型转动, 对咬肌、颞肌、翼内肌、翼外肌附着处的单元进行约束。刘路平等^[12]采用杆单元模拟咀嚼肌肉对下颌骨边界约束, 对肌肉只受拉力不受压力的性质有所忽略。Korioth等^[13]使用了约束反力模拟咀嚼肌力对下颌骨的约束, 根据公式计算特定咬合状态下咀嚼肌力值, 并按肌肉走向将其加载于咀嚼肌附着处的几何中心上作为约束条件。周学军等^[14]用缆索元模拟肌肉、韧带的约束; 用无间隙的受压元(只有接触受压时才起作用)对殆面进行约束, 即当张口时, 下颌牙列不受任何约束, 只有在闭口运动与对颌牙接触时方受到约束。

对于本研究来说，因为实验中把传送盘上牙齿降低咬合高度，术后用流食喂养、避免咬合，不涉及肌肉的载荷，又因为本实验主要研究的是断裂及各标志点的变形问题，所以忽略了咀嚼肌对下颌骨的约束和载荷，并参考Basciftci等^[15]用有限元法对人下颌正中联合进行的牵张成骨研究(约束条件是限制了下颌关节顶中心处节点的运动)，约束条件限制了下颌关节横峭的运动。目的是尽量接近实际实验状况，并在突出主要问题的基础上作适当简化。

本实验建成的有限元模型在犬第2、3、4臼齿处截骨，连同牙齿一并去除形成3.5~4 cm节段性骨缺损；于缺损远端形成带有第5臼齿的传送盘骨段，传送盘骨段与基骨在舌侧还有一部分骨皮质相连；在截骨线两侧各0.5 mm处骨块的中心模拟实际牵张器施加一个大小相等方向相反的12 N的力，这样就尽最大可能在几何相似性上跟动物实验的模型保持一致^[1-2]。模型主要由5部分组成，每个部分依靠Magics的粘接功能连在一起；模型可在空间内任意旋转，方便从任意角度观察。本实验在有限元模型上模拟实验中保留舌侧部分皮质骨的不完全截骨，逐渐减小舌侧剩余皮质骨的宽度，发现此区域Von Mises应力逐渐增大，可以解释实验中此区域皮质骨的宽度过小时可能在牵张过程中发生牵引区意外骨折。这为本课题组从生物力学角度对不完全截骨牵张成骨重建犬下颌骨节段缺失的研究打下基础。

[参考文献]

[1] 谢旻, 胡敏, 黄旭明, 等. 应用钛镍记忆合金牵张成骨增高下颌牙槽嵴初步研究[J]. 中华口腔医学杂志, 2003, 38(2) :106-109.
XIE Min, HU Min, HUANG Xu-ming, et al. Using TiNi-SMA distractor for mandibular alveolar ridge augmentation by distraction osteogenesis : A preliminary study[J]. Chin J Stomatol, 2003, 38(2) :106-109.

[2] 周宏志, 胡敏, 刘洪臣, 等. 钛镍牵张器重建犬下颌骨节段缺失的初步研究[J]. 中华口腔医学杂志, 2003, 38(5) 333-335.
ZHOU Hong-zhi, HU Min, LIU Hong-chen, et al. Reconstruction of segmental mandibular defect of canine using titanium-nickel distractor[J]. Chin J Stomatol, 2003, 38(5) 333-335.

[3] Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2003, 61(4) :481-487.

[4] 周宏志, 胡敏, 胡开进, 等. 内置自动弹力牵引成骨装置的设计应用[J]. 华西口腔医学杂志, 2005, 23(5) 370-372.
ZHOU Hong-zhi, HU Min, HU Kai-jin, et al. Design and application of internal devices for automatic elasticity distraction osteogenesis[J]. West China J Stomatol, 2005, 23(5) 370-372.

[5] Harp JH, Aronson J, Hollis M. Noninvasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by quantitative computed tomography scans[J]. Clin Orthop Relat Res, 1994, (301) :42-48.

[6] Remmler D, Olson L, Duke D, et al. Presurgical finite element analysis from routine computed tomography studies for craniofacial distraction : II. An engineering prediction model for gradual correction of asymmetric skull deformities[J]. Plast Reconstr Surg, 1998, 102(5) :1395-1404.

[7] 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) :69-71.
SHI Zhen, DING Yin, CAO Meng, et al. Establishment of three-dimensional finite element model for mandibular distraction osteogenesis[J]. J Clin Stomatol, 2004, 20(2) :69-71.

[8] Ashman RB, Rosinia G, Cowin SC, et al. The bone tissue of the canine mandible is elastically isotropic[J]. J Biomech, 1985, 18(9) :717-721.

[9] Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, et al. Osseointegration under immediate loading : Biomechanical stress-strain and bone formation-resorption[J]. Implant Dent, 2003, 12(1) :61-68.

[10] 骆小平, 欧阳官, 董研, 等. CT扫描及CAD技术在建立无牙下颌骨及其全口义齿三维有限元模型中的应用研究[J]. 实用口腔医学杂志, 1996, 12(4) 243-245.
LUO Xiao-ping, OUYANG Guan, DONG Yan, et al. The clinical research of establishing finite element model of edentulous mandible and complete denture with CT scan and CAD technique[J]. J Pract Stomatol, 1996, 12(4) 243-245.

[11] 孙健, 张富强, 王冬梅, 等. 3种加载方式下正常人下颌骨三维有限元应力分布分析[J]. 上海口腔医学, 2004, 13(1) :41-43.
SUN Jian, ZHANG Fu-qiang, WANG Dong-mei, et al. Stress analysis of the mandible by 3D FEA in normal human being under three loading conditions[J]. Shanghai J Stomatol, 2004, 13(1) :41-43.

[12] 刘路平, 由敬舜, 徐剑青, 等. 五种咬合情况下颞下颌关节负荷的三维有限元分析[J]. 中华口腔医学杂志, 1994, 29(6) 368-371.
LIU Lu-ping, YOU Jing-shun, XU Jian-qing, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in temporomandibular joint under distraction forces under five kinds of different occlusal conditions[J]. Chin J Stomatol, 1994, 29(6) :368-371.

[13] Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching[J]. J Dent Res, 1994, 73(1) :56-66.

[14] 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) 29-33.
ZHOU Xue-jun, ZHAO Zhi-he, ZHAO Mei-ying, et al. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method[J]. West China J Stomatol, 1999, 17(1) 29-33.

[15] Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, et al. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004, 125(6) :706-715.