

# 三维有限元分析下颌骨不同部位受力髁突的力学应变

武付花<sup>1</sup>, 黄迪炎<sup>2</sup>, 郭振国<sup>1</sup>, 杜美娟<sup>1</sup>, 马宁<sup>1</sup>, 牛金城<sup>1</sup>(<sup>1</sup>德州市人民医院, 山东省德州市 253100; <sup>2</sup>解放军济南军区总医院, 山东省济南市 251200)

## 文章亮点:

实验首次利用有限元分析对下颌骨进行了撞击试验, 得到了撞击载荷作用下应力的传导和分布, 得出下颌骨髁突的应力变化。其意义如下: 有助于从力学上对于髁状突骨折类型进行分析; 有助于对骨折的程度进行判断, 避免对骨折部位诊断上的遗漏; 有助于临床上进行下颌骨髁状突骨折内固定力点的选择以及进一步明确髁状突内在应力值分布。

## 关键词:

组织构建; 骨组织工程; 下颌骨; 髁突; 生物力学; 有限元; 三位重建

## 主题词:

下颌; 有限元分析; 生物力学

## 摘要

**背景:** 髁突骨折可以发生在直接及间接外力作用下, 其危险性与撞击作用部位有着何种相关关系, 目前报道较少。  
**目的:** 快速建立正常下颌骨的三维有限元模型, 采用有限元方法分析下颌骨不同部位受力对髁突力学应变情况。  
**方法:** 以颌骨发育正常, 无任何口腔疾患的青年志愿者 1 例进行多层螺旋 CT 扫描, 利用医学逆向工程软件 Mimics 和大型有限元软件 MSC.Patran 建立下颌骨三维有限元模型并对下颌骨体部、颏部、下颌角部及髁突等部位进行数值撞击试验, 对所建模型进行可行性验证。  
**结果与结论:** ①快速建立下颌骨三维有限元生物力学模型, 重现了下颌骨的几何外形, 能够得到下颌骨髁突的直观整体印象。建立的几何模型包括 80 044 节点和 18 441 单元。②于下颌骨颏部、一侧下颌体部、下颌角及髁突处分别加载 100 N 压力时, 骨皮质中最大等效应力出现在髁突区域, 髁突发生骨折的危险性最大。实验结果有助于从力学上对于髁状突骨折类型进行分析及对骨折的程度进行判断。

武付花, 黄迪炎, 郭振国, 杜美娟, 马宁, 牛金城. 三维有限元分析下颌骨不同部位受力髁突的力学应变[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(29):4667-4671.

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2015.29.015

## Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of mandibular condylar under indirect force

Wu Fu-hua<sup>1</sup>, Huang Di-yan<sup>2</sup>, Guo Zhen-guo<sup>1</sup>, Du Mei-juan<sup>1</sup>, Ma Ning<sup>1</sup>, Niu Jin-cheng<sup>1</sup> (<sup>1</sup>Dezhou People's Hospital, Dezhou 253100, Shandong Province, China; <sup>2</sup>General Hospital of Jinan Military Region, Jinan 251200, Shandong Province, China)

## Abstract

**BACKGROUND:** Condylar fracture can occur under direct and indirect forces, and however, its risk and correlation with the impact site are rarely reported.

**OBJECTIVE:** To quickly establish normal mandible three-dimensional finite element model and to analyze the strain conditions of the condyle under force at different parts of the mandible.

**METHODS:** An adolescent volunteer was examined by multilayer spiral CT scans, whose mandible was normal and oral cavity was healthy. We used the reverse engineering software Mimics and large finite element software MSC.Patran to establish the three-dimensional finite element model of the mandible and to verify the feasibility of the model in the impact test at the body of the mandible, chin, mandibular angle and condyle.

**RESULTS AND CONCLUSION:** A rapid establishment of mandible dimensional finite element biomechanical model could reproduce the morphology of the mandible, which was able to obtain the overall visual impression of the mandibular condyle. Geometric model included 80 044 nodes and 18 441 units. The mandibular chin, one side of the body, mandibular angle and condyle were given 100 N force respectively. The maximum equivalent stress of the bone cortex appeared in condylar region. So the mandibular condylar fractures were at the greatest risk. Experimental results contribute to mechanically analyze the condylar fracture type and to judge the severity of fractures.

**Subject headings:** Mandible; Finite Element Analysis; Biomechanics

Wu FH, Huang DY, Guo ZG, Du MJ, Ma N, Niu JC. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of mandibular condylar under indirect force. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2015;19(29):4667-4671.

武付花, 女, 1981年生, 山东省禹城市人, 汉族, 2009年辽宁医学院毕业, 硕士, 主要从事口腔颌面外科研究。

通讯作者: 黄迪炎, 硕士, 主任医师, 解放军济南军区总医院, 山东省济南市 251200

中图分类号: R318

文献标识码: A

文章编号: 2095-4344

(2015)29-04667-05

稿件接受: 2015-05-24

http://www.crter.org

Wu Fu-hua, Master, Dezhou People's Hospital, Dezhou 253100, Shandong Province, China

Corresponding author: Huang Di-yan, Master, Chief physician, General Hospital of Jinan Military Region, Jinan 251200, Shandong Province, China

Accepted: 2015-05-24

## 0 引言 Introduction

在口腔颌面部全面地认识颌骨的生物力学行为, 了解其结构本身、结构改变以及状态改变对生物力学特性的影响, 一直是口腔临床医生和研究者们共同关心的问题。然而, 由于生物力学研究方法的限制, 这一愿望长期未能实现。有限元法在口腔生物力学研究中的应用, 为这一领域的研究提供了先进、有效的手段。并被广泛应用于各种复杂力学问题的研究<sup>[1-2]</sup>。曹力飞等<sup>[3]</sup>在三维有限元分析下颌骨生物力学的研究进展中提到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, 也是国内外研究的热点与难点。本实验拟从临床应用和相关研究的需要出发, 目的在于利用Mimics软件把螺旋CT断层扫描影像转化为三维模型, 建立正常人下颌骨三维模型, 为以后的生物力学研究和分析奠定基础。

下颌骨位于面下1/3, 是颅面部唯一活动的骨骼, 对于正常咀嚼起到非常重要的作用, 下颌骨骨折部位多位于受力集中且骨质薄弱的部位, 或发生在变形较大的部位。在口腔颌面创伤骨折类型中, 下颌骨骨折是最常见的颌面部损伤。下颌骨骨折占40%~71%, 平均62%, 而且近年来还呈现不断上升的趋势<sup>[4]</sup>。以往的研究资料表明, 下颌骨颈部、体部、下颌角、髁突颈部是下颌骨骨折好发部位<sup>[5-6]</sup>。其中下颌骨髁突日益受到国内外学者的关注, 由于其位置的特殊, 如不及时处理, 有些骨折会导致关节囊内外损伤及出血多, 易粘连, 骨折断端对关节盘还可造成继发性损伤, 预后较差, 因而正确与及早诊断具有重要意义<sup>[7-8]</sup>。

髁突骨折是下颌骨骨折中较常见的一种, 占下颌骨骨折的25%~52%<sup>[9]</sup>。近年来, 随着各类交通事故的增多, 其发生率有明显的增加。髁突骨折可以发生在直接及间接外力作用下, 其危险性与撞击作用部位有何种相关关系, 目前报道较少。实验对下颌骨体部、颈部、下颌角部及髁突等部位进行数值撞击试验, 采用有限元方法初步分析下颌骨不同部位受力对髁突力学应变情况, 探讨髁突骨折的生物力学有关问题。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

**设计:** 三维有限元分析。

**时间及地点:** 实验于2010年2月至2014年1月在山东省德州市人民医院完成。

**对象:** 青年女性颌骨发育正常, 无任何口腔疾患的志愿者。

**材料:**

**硬件:** 高性能电子计算机: 英特尔奔腾双核处理器 2.8 G CPU, 2 G内存, WindowsXP系统; 德国SIEMENS公司Sensation16层螺旋CT: 电压120.00 kV, 电流为44.25 mAs, 分辨率为512×512, 扫描最薄层厚0.625 mm。

**软件:** Windows XP; Mimics 10.01; MSC Pantran; Photoshop 6.0软件。

**方法:** 测试对象取仰卧息止颌口位, 以利于下颌骨图像后期区分处理, 眶耳平面与水平面垂直, 头部固定。扫描条件: 选择骨组织窗扫描, 层厚0.625 mm, 由颈部到髁状突进行横断扫描, 共扫描101层, 直接以Dicom 3.0医学数字图像通讯标准以光盘形式存储。

**应用Mimics建立三维实体模型:** 运用Mimics 10.1软件读取图像, 通过调整阈值范围, 把下颌骨从软组织影像中提取, 直接建立三维表面模型, 其表面为三角片网格形状, 在Mimics软件中FEA模块下使用remesh功能将3D模型表面网格重新划分, 并且对模型表面进行平滑处理, 以IGES格式文件输出(图1)。

由于Mimics提供的是表面重建, 重建所得的下颌骨非三维实体, 而用于有限元分析的对象必须是三维实体网格, 故将所得数据导入到MSC.Patran软件, 以为建立三维实体模型作准备。MSC.Patran可以在封闭的曲面风格上自动生成四面体, 故利用软件此功能, 将前面导入的下颌骨面网格进行拓扑, 从而生成四面体网格, 这样也就完成了下颌骨三维实体网格划分工作(图2)。

**材料参数的假定:** 将在MSC.Patran中已划分好的三维网格输出, 生成out格式文件, 再次导入Mimics软件, 于Material功能下赋予材料属性(图3)。体网格数据载入Mimics后, 利用FEA下的Material功能, 赋予模型材料属性。在一个XML文件中为灰度值分配相应的密度值, 然后在FEA模块中输入这个XML文件, 按照XML文件的定义对每一个体网格分配材料, 再对每一种材料定义弹性模量(E)及泊松比(v)。

参照文献采用颌骨密度与灰度值的经验公式为<sup>[10]</sup>:

$$\text{density}(\text{kg}/\text{m}^3) = 1.9 \times 10^{-3} \text{Hu} + 0.105 \quad (1)$$

$$\text{density}(\text{kg}/\text{m}^3) = 7.69 \times 10^{-4} \text{Hu} + 1.028 \quad (2)$$

当 $\text{Hu} \leq 816$ 时利用公式(1); 当 $\text{Hu} > 816$ 时利用公式(2)最后单元的弹性模量根据下式计算

$$E(\text{GPa}) = 2.875 \times \text{density}^3(\text{kg}/\text{m}^3) \quad (3)$$

泊松比均设定为0.30<sup>[11]</sup>。

自定义的10种材料属性:

| 假定材料 | 灰度范围(Hu)  | 密度(kg/m <sup>3</sup> ) | 弹性模量(MPa) | 泊松比 |
|------|-----------|------------------------|-----------|-----|
| 材料1  | 226-521   | 0.534 4                | 438.77    | 0.3 |
| 材料2  | 521-816   | 1.094 9                | 3 773.65  | 0.3 |
| 材料3  | 816-1111  | 1.655 504              | 13 044.53 | 0.3 |
| 材料4  | 1111-1406 | 1.882 359              | 19 175.43 | 0.3 |
| 材料5  | 1406-1701 | 2.109 218              | 26 977.53 | 0.3 |
| 材料6  | 1701-1996 | 2.336 073              | 36 651.95 | 0.3 |
| 材料7  | 1996-2291 | 2.562 928              | 48 400.19 | 0.3 |
| 材料8  | 2291-2586 | 2.789 783              | 62 423.64 | 0.3 |
| 材料9  | 2586-2881 | 3.016 638              | 78 923.70 | 0.3 |
| 材料10 | 2881-3071 | 3.243 493              | 98 101.75 | 0.3 |

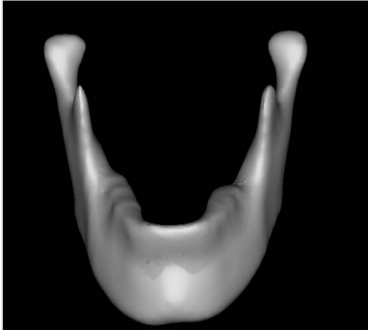


图1 Mimics 下生成的三维表面模型  
Figure 1 Generated three-dimensional surface model of the mandible with Mimics

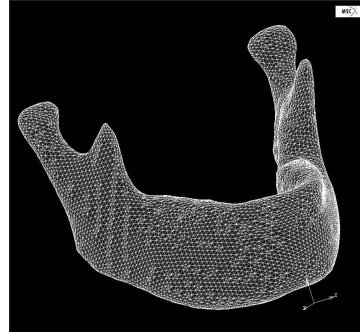


图2 Patran生成的下颌骨实体网格模型图  
Figure 2 Generated mandible body mesh model with Patran

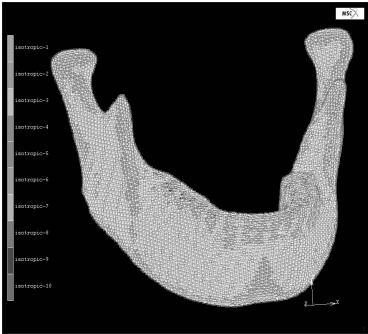


图3 具材料属性的下颌骨实体模型  
Figure 3 The finite element mandibular model with material properties

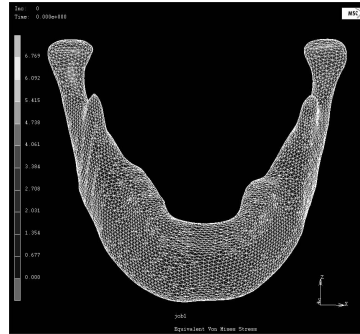


图4 于下颌颈部加力双侧髁突出现压应力最大区域  
Figure 4 The maximal pressure stress region is shown on the bilateral condyles under force at the chin  
图注: 下颌骨颈部紫红色区域为加力部分, 应力最大的区域位于双侧髁突颈部红色区域, 即双侧髁突前斜面。

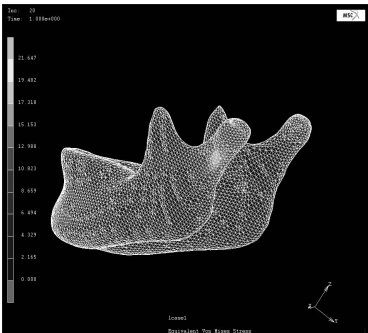


图5 于下颌角部加力同侧髁突颈部最大应力  
Figure 5 The maximal t pressure stress region is shown on the ipsilateral condylar neck under force at the mandibular angle

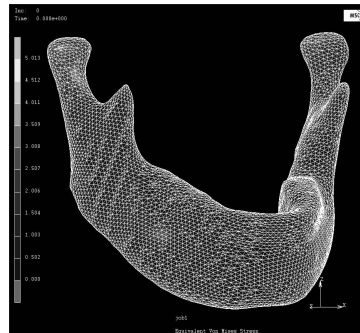


图6 于右侧下颌体部加力下颌骨应力变化  
Figure 6 Variation of mandibular stress under force at the right mandibular body  
图注: 加力部位同侧髁突颈部应力最大

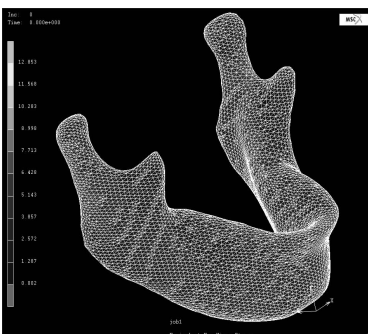


图7 于右侧髁突颈部加力下颌骨应力变化图  
Figure 7 Variation of mandibular stresses under force at the right condylar neck  
图注: 髁突颈部加力时, 下颌骨应力较大值分布相对分散。

主要观察指标: ①标准的下颌骨三维模型建立结果。②应用Mimics软件辅助快速建立了下颌骨三维有限元模型应力分布。③受力验证结果。

## 2 结果 Results

2.1 标准的下颌骨三维模型建立结果 通过逆向工程软件Mimics辅助快速建立几何相似性优良的高度自动化的下颌骨三维有限元生物力学模型, 重现了下颌骨的几何外形, 能够得到下颌骨髁突的直观整体印象。建立的几何模型包括80 044节点和18 441单元, 该模型为双侧建模, 其可以任意旋转和缩放, 可根据不同研究情况任意选区和添加材料和组织。

2.2 应用Mimics软件辅助快速建立了下颌骨三维有限元模型应力分布 利用自主建立的下颌骨三维有限元模型, 通过计算得到了下颌骨受到各部位加力后髁突的力学响应, 在一定程度上观察整个下颌骨各个部位的应力变化, 最后经后处理模块得到下颌骨应力分布(图4-7)。

**约束条件及加载方式:** ①边界条件: 把髁突抽象为固定铰链约束, 三维方向都固定约束, 由于下颌骨是惟一个活动关节, 因此设定边界条件时双侧髁突固定。②加载方式: 于下颌骨颈部正中联合处、下颌骨体部及下颌角部, 髁突等部位, 取适合部位的10个节点平均分配力的大小, 方向是水平方向的的撞击力, 合力的大小为100 N。

**2.3 受力验证结果** 当于下颌骨颈部、一侧下颌体部、下颌角及髁突处分别加载100 N压力时, 下颌骨各部位受到的拉应力和压应力均较小, 远小于加载力, 各部位的位移值也很小。最大压应力均位于髁突部。于下颌骨颈部加力时, 出现双侧髁突颈部应力最大, 应力值5.42 MPa; 于一侧下颌体部加力时, 最大应力处同侧的髁突颈部, 应力值34.52 MPa, 于一侧下颌角部加力时最大应力处位于同侧髁突颈部, 应力值18.24 MPa; 于一侧髁突颈部加力时, 加力处髁突和对侧髁突颈部应力最大, 为8.26 MPa, 其次为下颌颈部下缘, 其余处应力值均较小。从以上4种工况下加力结果可以看出, 骨皮质中最大等效应力出现在髁突区域。髁突发生骨折的危险性最大。

### 3 讨论 Discussion

**3.1 下颌骨有限元模型的建立** 有限元方法于20世纪50年代初期诞生, 已广泛应用于口腔生物力学领域的研究, 成为结构优化设计、材料非线性和几何非线性分析的一种实用、有效、方便且无创的应力分析方法<sup>[12]</sup>。该方法的基础是模型的建立, 如何提高模型的相似性是研究的重心<sup>[13-16]</sup>。

目前生物体三维有限元建模方法经历了不断演进, 目前国内为学者大多运用Dicom格式数据文件直接建模, 可以直接读取数据并处理, 避免反复数据导入、导出, 文件格式的转换造成的数据失真或丢失, 显著提高了模型的精确度<sup>[17-18]</sup>。

本实验即运用专业医学影像三维重建软件直接识别颌面部高精度DICOM格式多层螺旋CT扫描数据, 以多面体面的形式重建下颌骨三维模型, 充分利用了专业造型软件强大的功能, 简化了以往研究中对CT断层图像处理 and 转化以提取其边缘轮廓线的繁琐过程。尽可能减少了在反复操作过程中主客观因素造成的数据和信息的丢失, 提高了模型的精度, 简化了有限元模型的建立过程。实验应用Mimics软件快速、精确的建立人体下颌骨的三维有限元模型, 由于下颌骨的解剖结构复杂, 几何形态不规则, 而且在临床上个体局部骨质情况存在差异, 但该研究在设定边界约束做了简化, 一定程度上影响到分析结果的可靠性和准确性。

**3.2 下颌骨生物力学性质: 下颌骨不同部位受力对髁突的应力变化分析** 下颌骨位于面下1/3, 是颅面部唯一活动的骨骼, 对于正常咀嚼起到非常重要的作用, 下颌骨生物力学研究的主要目的是对下颌骨骨折的治疗进行指导。下颌骨骨折部位多位于受力集中且骨质薄弱的部位, 或发生在变形较大的部位, 从临床上看, 下颌骨骨折多发生在髁颈部、颞联合处、下颌角区、颞孔区。在临床试验中髁颈部的研究越来越受到重视, 其中已经有许多学者对正常人颞下颌关节应力分布特点变化规律等进行了研究报道。研究认为应力集中区多位于髁突前斜面<sup>[19]</sup>, 胡凯等<sup>[20]</sup>对正常人颞下颌关节研究结果认为, 正中咬合时髁突位移最大, 表

明作用于下颌骨的肌力或外力对髁突的影响最为明显。颞下颌关节内各结构的拉压应力由其相互接触面传递, 分散至关节内各组织, 其作用部位主要集中在关节前、内侧。在各种应力分布中, 髁突的力值均大于关节盘, 进一步说明髁突是受力的关键部位。孙健等<sup>[21]</sup>研究结果显示, 髁突颈部为应力集中区。

本研究首次利用有限元分析对下颌骨进行了受力分析试验, 得到了加力作用下下颌骨的应力分布情况: ①当加一定力时, 常规会认为被加力部位应力较大此部位容易发生骨折, 实验分别从下颌骨的颈部、下颌体部、下颌角及髁突4个部位加力, 反而出现了髁突应力最大。从结果可以看出应力值最大的部位均出现在髁突, 充分说明了髁突发生骨折的危险性。颈部加力结果也验证了白乐康等的下颌骨的应力集中区在髁突前斜面<sup>[19]</sup>。外力的作用于颈部时, 双侧髁突前斜面遭受到最大应力, 其次是下颌颈部受力部位, 这也充分验证日常生活中, 由于车祸、撞击伤及训练时颈部受力后, 如出现颈部骨折, 一般都会伴有双侧髁突骨折。这对下颌骨髁突的临床损伤情况可以提供一定的伤情判断依据, 即可以根据外力作用部位考虑髁突骨折类型。从理论上也证实了髁突骨折很少是由于外力直接作用于局部所致<sup>[22]</sup>。②从模拟受力考虑在实际的撞击中, 随着外力的增大, 在撞击部位出现折裂或骨折, 当骨折发生后, 应力出现部分传导中断, 骨折的发生可以保护后部的深层组织, 减轻深部组织的损伤, 加之肌肉组织的衬垫作用, 使撞击接触时间变长, 明显减小了撞击的力量。

在一定的外界载荷作用的生物力学研究主要是探讨其损伤机制, 分析受力过程中的生物学响应, 确定组织或系统的耐受限度, 提出模拟外界载荷作用时人体响应的试验装置和计算机模型, 为临床医生和工程设计提供临床救治和防护依据。目前只在很小的领域内通过研究有了部分的了解。由于个人采用的建模方法, 简化方法及约束设置等不同, 结果可能存在差异。同时, 由于个体局部骨质情况差异, 咀嚼肌作用下的模型验证相当困难等因素, 使其数值的精度与实际情况有一定的差距, 要结合临床检查才能得出较合理的结论。

本研究应用有限元方法对下颌骨受力损伤的初步模拟分析, 有限元模型对客观受力状态进行了部分简化, 实际客观受力状态十分复杂, 有待于进一步研究。

**作者贡献:** 设计、实施、评估均为本文作者, 通讯作者审核, 第一作者对文章负责。

**利益冲突:** 文章及内容不相关利益冲突。

**伦理要求:** 参与实验的个体对测试过程完全知情同意。

**学术术语:** 如何建立下颌骨骨折三维有限元模型探讨不同载荷下下颌骨不同部位应力变化和创伤机制? 用螺旋 CT 断层扫描技术, 应用 Mimics 软件辅助可快速建立下颌骨骨折三维有限元模型。然后模拟下颌骨骨折受力条件不同角度施加不同角度载荷,

分析各种条件下颌骨模型应力应变分布, 探讨相应条件下可能导致的骨折。本组研究得出, 在下颌骨不同部位加载 100 N 压力时, 各部位受到应压力和拉应力均较小, 各部位位移值也很小, 最大压力均位于髁突部; 骨皮质中最大等效应力出现在髁突区域, 髁突骨折发生的危险性最大; 利用本模型还可以进行下颌骨不同部位的撞击试验以及髁状突骨折后坚强内固定, 从而根据不同伤者受伤方式和着力点, 分析可能出现的骨折或者损伤以及固定的修复方式, 指导临床。

**作者声明:** 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

#### 4 参考文献 References

- [1] 殷学民, 张君伟, 任晓旭, 等. 下颌支矢状骨劈开术数字模型的建立及不同固定方式的稳定性分析[J]. 上海口腔医学, 2013, 22(3): 241-246.
- [2] Murakami K, Sugiura T, Yamamoto K, et al. Biomechanical analysis of the strength of the mandible after marginal resection. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69(6):1798-1806.
- [3] 曹力飞, 申铁兵. 三维有限元分析下颌骨生物力学的研究进展[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2014, 12(6):554-557.
- [4] 邱蔚六. 口腔颌面外科理论与实践[J]. 北京: 人民卫生出版社, 1997: 479-479.
- [5] Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, et al. Modeling the biomechanics of the mandible. A three dimensional finite element study. J Biomech. 1992;25(3):261-286.
- [6] Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. Adv Dent Res. 1987;1(2):64-64.
- [7] 张震康, 傅民魁. 颞下颌关节病[J]. 北京: 人民卫生出版社, 1987:157-157.
- [8] Meijer HT, Starmaas FJ, Bosman F. et al. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil. 1993;20(2):147-157.
- [9] 邱蔚六. 口腔颌面外科学, 3版. 北京: 人民卫生出版社, 1997:183.
- [10] Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated. Proc Inst Mech Eng. 2001;215(2):203-213.
- [11] Gross MD, Arbel G, Hershkovitz I. Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loadin. J Oral Rehabi. 2001;2(87):684-946.
- [12] Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. Aust Dent J. 2005; 50(1):42-48.
- [13] You SL, Huang YL, Sun M, et al. Kouqiang Yixue Yanjiu. 2008; 24(4): 381-383.
- [14] Zhang J, Luo Q, Wang JP, et al. Zhongguo Meirong Yixue. 2010; 19(3):344-347.
- [15] Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, et al. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. J Prosthodont Res. 2011;55(1):24-31.
- [16] Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computerized tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2008;66(4): 791-796.
- [17] 殷学民, 李燕, 张美超, 等. 含完整牙列下颌骨生物力学模型的建立[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2011, 9(3):195-197.
- [18] Carvalho Silva G, Pereira Cornacchia TM, Barbosa de Las Casas E, et al. A method for obtaining a three-dimensional geometric model of dental implants for analysis via the finite element method. Implant Dent. 2013;22(3):309-314.
- [19] 白乐康, 安虹, 杜斌. 无牙颌患者垂直距离对髁突前斜面应力分布的影响[J]. 口腔医学, 2007, 27(2):67-69.
- [20] 胡凯, 张晔, 柳青明. 模拟功能咬合时人颞下颌关节内的应力分布特征和位移特征[J]. 解放军医学杂志, 2003, 28(1):63-65.
- [21] 孙健, 张富强, 王冬梅, 等. 三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.
- [22] 张海钟, 步荣发, 柳春明, 等. 颅面骨撞击伤的生物力学研究[J]. 中华创伤杂志, 2004, 20(1):26-29.