

下颌骨三维重建、有限元学分析及在下颌角截骨
整形术中的临床应用研究
Mandible with 3D-CT reconstruction, three-dimensional
finite element vitodynamics analysis and clinical
application of mandibular angle osteotomy

课题来源:

专 业 名 称	外科学（整形外科）
学 位 申 请 人	罗 奇
指 导 教 师	柳大烈 教授

答辩委员会主席	李世荣 教授
答辩委员会成员	李青峰 教授
	张金明 教授
	杨志强 教授
	李 勤 教授

论 文 评 阅 人	李 勤 教授
	杨志强 教授
	张金明 教授

2010 年 3 月 31 日 广州

下颌骨三维重建、有限元学分析及在下颌角截骨整形术中的临床应用研究

博士研究生：罗奇

指导教师：柳大烈 教授

摘 要

第一部分 正常成年女性下颌角多层螺旋 CT 解剖学研究

目的：

通过对 60 例成年女性正常下颌角 16 排螺旋 CT 容积扫描及后续的三维重建，分析下颌角大体形态学特点、不同部位的骨皮质厚度及下颌神经管解剖学特点，为下颌角截骨整形术提供解剖学基础。

材料与方法：

对 60 例（120 侧）健康成年女性行多层螺旋 CT 检查，年龄 20~43 岁，平均 27.1 岁；身高 152~183 cm，平均 166.5 cm；体重 40~95 kg，平均 57.3 kg。所有受检查者均无下颌骨相关外伤手术史。CT 扫描方法：采用 GE 公司 Light speed 16 多层螺旋 CT 机，常规横断面扫描，扫描基线相当于听眦线，扫描范围包括完整下颌骨，层厚 0.625 mm，无间隔容积扫描，管电压 120 kV，管电流 260 mAs，骨算法重建；原始数据导入 ADW4.2 工作站进行容积重建（Volume Reconstruction, VR）、多平面重建（Multi Planar Reconstruction, MPR），窗宽 2000 Hu，窗位 500 Hu。

三维重建包括 VR 和 MPR，MPR 可得到标准冠状面、矢状面和任意角度斜矢状面、冠状面图像，通过调整不同的轴线即可获得各种切面的重组图像。VR 可以整体观察下颌角大体解剖学特点。

在 VR 图像上通过咬合平面画一直线，与下颌骨后缘相交处为点 A；通过

颞孔与下颌骨下缘平行画一平行线，与下颌骨后缘相交处为点B；通过下颌骨升支前缘做下颌骨下缘的垂线，与下颌骨下缘相交处为点C；通过颞孔与下颌骨下缘做一垂线，相交处为点D；AB段规定为下颌骨后缘，BC段规定为下颌角区，CD段规定为下颌骨下缘。在VR图像上定位，每一段分别测量五个点，MPR图像上自动匹配，分别在MPR上测量五个点对应内板、外板及内外板在边缘反折部骨皮质厚度，每一段五个点的平均值作为该段内、外板及边缘骨皮质厚度，本组测量60例120侧下颌骨骨皮质厚度。所得数据采用SPSS10.0 统计软件处理，计算平均值、标准差及变异系数，双侧下颌骨骨皮质厚度做配对样本 t 检验。P值<0.05认为差别具有统计学意义。

MPR重建测量下颌神经管在不同位置距下颌骨外板及下缘的距离，对测得的数据进行统计学分析。

结果：

1. 下颌角大体形态学观察

下颌骨下缘与后缘的连接方式可分为单角转折型（11.67%）、双角转折型（8.33%）、角度过渡型（73.33 %）和后下突型（6.67%）；下颌角区相对于下颌骨中轴面的位置关系可分为外翻型（11.67%）、中位型（70.00%）和内翻型（18.33%）。

2. 下颌角区骨皮质厚度

左侧下颌骨后缘内、外板及边缘骨皮质厚度分别为 $2.12 \pm 0.29\text{mm}$ ， $2.89 \pm 0.35\text{mm}$ ， $4.40 \pm 0.66\text{mm}$ ；左侧下颌角内、外板及边缘骨皮质厚度分别为 $2.13 \pm 0.35\text{mm}$ ， $2.91 \pm 0.35\text{mm}$ ， $5.76 \pm 1.22\text{mm}$ ；左侧下颌骨下缘内、外板及边缘骨皮质厚度分别为 $2.18 \pm 0.41\text{mm}$ ， $3.01 \pm 0.42\text{mm}$ ， $4.29 \pm 0.68\text{mm}$ 。右侧下颌骨后缘内外板及边缘骨质厚度分别为 $2.14 \pm 0.25\text{mm}$ ， $2.73 \pm 0.29\text{mm}$ ， $4.19 \pm 0.60\text{mm}$ ；右侧下颌角内、外板及边缘骨皮质厚度分别为 $2.24 \pm 0.24\text{mm}$ ， $2.76 \pm 0.32\text{mm}$ ， $5.65 \pm 1.09\text{mm}$ ；右侧下颌骨下缘内、外板及边缘骨皮质厚度分别为 $2.40 \pm 0.39\text{mm}$ ， $2.98 \pm 0.42\text{mm}$ ， $4.14 \pm 0.64\text{mm}$ 。双侧下颌骨后缘外板及反折处（PE: $t=4.882$, $P=0.000$; PM: $t=2.974$, $P=0.004$ ），下颌角内外板（AI: $t=3.394$, $P=0.001$;

AE: $t=4.217$, $P=0.000$) 及下颌骨下缘内板差异具有统计学意义 (II: $t=6.540$, $P<0.05$), 其余两侧各段骨皮质厚度差异无统计学意义。

3. 下颌神经管测量

下颌神经管距离下颌骨外板在第三磨牙层面距离最小 (左侧 $4.20\pm1.05\text{mm}$; 右侧 $4.27\pm1.00\text{mm}$), 在第一二磨牙间距离最大 (左侧 $5.73\pm1.40\text{mm}$; 右侧 $5.58\pm1.38\text{mm}$); 距离下缘距离与之相反, 第三磨牙层面距离最大 (左侧 $8.50\pm2.09\text{mm}$; 右侧 $8.82\pm2.42\text{mm}$), 一二磨牙间距离最小 (左侧 $6.98\pm0.72\text{mm}$; 右侧 $6.87\pm0.91\text{mm}$)。下颌神经管除了在第三磨牙层面距离下颌骨下缘的距离有统计学意义外 (LA: $t=10.928$, $P<0.001$), 其余各点下颌神经管距外板、下缘无统计学意义。

结论:

1. 多层螺旋 CT 可以在活体三维立体观察下颌骨后缘、下颌角、下缘形态, 术前可以详细了解下颌角形态学特点, 为手术计划提供重要参考信息, 对下颌角截骨整形术有重要的临床意义。
2. 多层螺旋 CT 可以对下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘的骨皮质厚度进行精确测量, 在观察骨性结构的同时还可显示周围软组织情况, 对下颌角截骨整形术有重要的临床指导意义, 可确保手术精确实施、降低手术难度、减少手术的并发症。
3. 多层螺旋 CT 容积扫描及三维重建, 能够很好的显示下颌神经管位置、走行方向及与周围结构的关系, 避免下颌角截骨整形术中意外损伤下颌神经管内的血管神经束。

关键词: 多层螺旋 CT; 三维重建; 容积重建; 多平面重建; 解剖; 下颌角; 下颌神经管

第二部分 下颌骨生物力学的三维有限元分析

目的:

应用三维有限元分析技术,建立下颌骨三维有限元模型,研究以切除部分下颌骨骨质为手段的下颌角截骨整形术术后下颌骨生物力学的变化情况,得出下颌角截骨整形术截除骨质的安全边际,寻找下面部轮廓塑形效果与生物力学变化的最佳平衡点。

方法:

选择颅颌系统发育正常、I类磨牙关系的健康女性青年志愿者,64排螺旋CT颞下颌关节区及下颌骨轴向断层、连续无间隔扫描,利用Mimics12.0和Ansys12.0软件,根据实验设计要求进行分割、平滑、三维网格划分,并加入材料力学参数设定和模型的边界约束设计,生成不含下牙列和带有肌肉、韧带约束的正常下颌骨三维有限元全模型(对照组)。在此模型基础上分别建立切除下颌缘的模型1和切除部分下颌骨的模型2(实验组),在颞联合处下缘受力面相应节点上加载撞击力响应曲线,应用Ansys12.0软件运算得出实验组与对照组下颌骨应力分布云图及应力分布动态变化图。于下颌骨髁突颈、下颌体、水平支与升支交界处选取3个节点,软件运算得出3个节点的应力-时间载荷响应曲线,并提取各节点上应力传导历程中以1ms为时间间隔单位的应力数据以及最大应力。随后将建立的模型1和模型2分别导入Ansys12.0软件,重复上述求解步骤,求解实验组与对照组应力分布云图、应力分布动态变化图、时间-应力载荷响应曲线以及上述3个节点的应力数据。

结果:

1. 建立的带有肌肉和韧带约束的正常下颌骨三维有限元模型及模型1、模型2。
2. 下颌骨全模型应力分布情况

颞部受撞击后1.8ms,撞击应力开始向四周扩散,应力传导主要沿外斜线方向传播并且集中于髁突颈部。撞击后12.5ms髁突颈前内侧受力集中部位达到应力的峰值后,下颌骨各处应力呈回落状态,随后下颌骨各部位应力渐消散。在整个过程中,按本研究前期划分的下颌骨后缘、下颌角区、下缘近

下颌角区域一直处于应力较小的状态。

3. 实验组模型 1 下颌骨模型应力分布情况

模型 1 的应力传导和分布与正常下颌骨很相似,但下颌骨各部应力范围、强度明显减小,在云图上表现出较正常下颌骨云图颜色变浅,同种颜色区域变小。在加载撞击载荷 11~12.5ms 后,下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽脊附近较颜色较正常下颌骨由应力较小的浅蓝色变成代表应力较大的黄色。

4. 实验组模型 2 下颌骨模型应力分布情况

模型 2 的应力传导和分布与模型 1 相似,但下颌骨各部应力范围、强度进一步减小,在云图上表现出较正常下颌骨云图颜色变浅,同种颜色区域变小。在加载撞击载荷 11~12.5ms 后,下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽脊附近较模型 1 黄色加深,表明该区域应力进一步加大。

5. 下颌骨髁突颈、水平支与升支交界处节点、下颌体时间-应力曲线

各模型下颌骨髁突颈、水平支与升支交界处节点、下颌体时间-应力曲线形态大致相同。但峰值大小以及在应力消散前的波形存在差别。在 A 点峰值变化最大,模型 2 形成 2 个较明显的反弹波。B 点在应力消散前下颌骨全模型 1 反弹波不明显,模型 2 有反弹波出现。C 点在应力消散前下颌骨全模型没有反弹波,模型 1 反弹波不明显,模型 2 有明显的 2 个反弹波出现。

6. 下颌骨髁突颈 A 点、水平支与升支交界处 B 点、下颌体 C 点应力统计学分析

经方差分析,三组不同位置受力情况方差不齐 ($a:F=3.174, P<0.05$; $b:F=29.204, P=0.000$; $c:F=20.051, P=0.000$),用 Dennett' s 法进行不同组间多重比较,结果表明: A 点三组间差异均无统计学意义 ($P>0.05$), B 点全模型组与模型 1、模型 2 差异具有统计学意义 ($P<0.05$),后两组间差异无统计学意义 ($P>0.05$); C 点全模型组与模型 1 差别具有统计学意义 ($P<0.05$),与模型 2 差别无明显统计学意义 ($P>0.05$)。

结论:

1. 下颌骨受撞击后, 下颌骨的应力主要沿外斜线方向传播并且集中于髁突颈部。
2. 切除下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘骨质能够引起下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽脊附近应力上升。
3. 切除骨质越多应力上升越多, 使下颌骨较前更易断裂。

关键词: 下颌骨; 有限元分析; 应力分析; 云图; 生物力学

第三部分 下颌角截骨整形术的临床应用研究

目的:

评价下颌角截骨整形术患者的临床特点、手术方法以及术后效果; 观察 MSCT 在下颌角截骨整形术的临床应用价值。

方法:

自2007年10月至2009年11月, 共计完成下颌角截骨整形术119例, 所有患者均行术前大体检查和X线检查。本组患者119例, 女性115例229侧, 男性4例7侧, 年龄19~43岁, 平均28.3岁; 所有患者颌面部发育正常, 咬合关系正常, 无咬合障碍, 无颞下颌关节紊乱综合征(TMJDS) 症状和体征, 无下颌骨相关外伤手术史。下颌角肥大以骨性肥大为主, 表现为下颌角骨质增生突出, 下颌角间距增宽。其中25例同期行颧骨缩小整形术, 6例同期行假体隆颏术。

本组资料中共计进行术前三维重建及术前模拟21例, 其中7例术后一周至三个月进行了术后三维重建。螺旋CT扫描方法及重建方法同第一部分。

运用Mirror system软件, 将重建的下颌骨三维图像载入, 利用软件的拉伸、平移、切割、旋转、拼接、扩大等功能, 依据既往文献报道的下面部骨骼轮廓的美学标准, 并参考患者提出的要求以及结合功能、形态的综合因素, 模拟出骨处理后的手术效果, 最终与术后下颌骨三维重建图像进行比较。

结果:

119例受术者中, 随访3个月共93例, 术者、受术者均认为下面部轮廓明显改善、效果满意88例, 占有病例73.95%, 随访6个月以上的57例, 效果满意56例, 占有病例47.06%。

结论:

1. 下颌角截骨整形术对矫正下颌角肥大具有良好的效果, 术前详细了解患者的骨性结构特点有助于提高手术的成功率和降低并发症的发生。
2. 基于螺旋CT重建的三维图像可帮助下颌角截骨整形手术方案的确定、术前模拟训练术者, 并评价手术效果。
3. 截骨线及骨处理方式方法应根据下颌角的分类及分型确定。

关键词: 下颌骨; 下颌角肥大; 诊断标准; 下颌角截骨整形术; 弧形截骨术;
口内入路

Mandible with 3D-CT reconstruction, three-dimensional finite element vitodynamics analysis and clinical application of mandibular angle osteotomy

Name: Luo Qi

Supervisor: Liu Da lie

ABSTRACT

Part one: The anatomic study of normal adult female mandibular angle with multi-slice spiral CT

Objective: Through the normal mandibular angle of 60 cases of adult women undergone 16-slice spiral CT volume scanning and three dimensional reconstruction, to analyze the anatomical characteristics of the mandibular angle in general, the mandibular cortical bone in different place and the anatomic characteristic of neural tube, and to provide anatomical basis for surgery of narrow the mandibular angle.

Methods: 60 cases healthy adult female (120 sides) were included in this study. The patients ranged in age from 20 to 43 years (mean age 27.1 years). The patients ranged in height from 152 to 183 centimeter with a mean height of 166.5 centimeter. the patients ranged in weight from 40 to 95 kilogram with a mean weight of 57.3 kilogram. All patients have no history of mandibular trauma or

operation. Use of, GE Light speed 16 multi-slice spiral CT machine, conventional cross-sectional scanning was performed, the scanning baseline was vertical to the longitudinal section of the body corresponding to MC line. Scan range including a complete mandible, slice thickness 0.625 mm, no interval volume scan. Tube voltage 120 kV, tube current 260 mAs. Bone algorithm reconstruction was performed. The raw data were imported into ADW4.2 workstation, volume reconstruction (VR), MPR reconstruction were performed, window width 2000 Hounsfield unit, window level 500 Hounsfield unit.

Three dimensional reconstruction, including volume reconstruction (VR) and multi planar reconstruction (MPR). To get the standard coronal plane, sagittal plane and arbitrary angles sagittal and coronal plane images, by adjusting the different axes can get all the facets of the reorganization of the image. Through volume reconstruction, we can observe the whole general anatomical characteristics of the mandibular angle.

On VR image a straight line was drawn through the occlusal plane with the back edge of the mandible as a point of intersection of A; Through the mental foramen to draw a parallel line with the inferior margin of mandible parallel the back edge of and intersect with the mandible to the intersection point of B; Through the front edge of mandibular ramus mandible to do the vertical of the inferior margin of mandible and the intersection point as a point C; Through the mental foramen to do a vertical with the inferior margin of mandible, intersecting at the point of D. The AB segment defined as posterior margin of mandible, BC segment defined as angle of mandible area and CD segment defined as inferior border of mandible. In the VR image positioning, each section were measured five points. MPR images automatically match, on MPR measured the thickness of the cortical bone at five points correspond to the inner plate, outer plate and edge,

respectively. In this group we measured 60 cases of 120 lateral mandibular cortical bone thickness. SPSS10.0 statistical software were used to process the data, calculation of mean, standard deviation and coefficient of variation, bilateral mandibular cortical bone thickness did two independent samples t test. $P < 0.05$ was considered statistically significant difference.

MPR reconstruction of the mandibular nerve canal measured from the mandible in different locations outside the board and the distance between the lower edge of the measured data were analyzed statistically.

Result:

1. The general morphology of mandibular angle

The connection mode of the lower edge of mandible and post-edge have four types: single-angle turn-based (11.67%), biangle turn-based (8.33%), angel transition form (73.33 %), anterior-posterior project type (6.67%); The position relation of angle of mandible with the axial plane of the mandible have three types: extraversion (11.67%), neutral (70.00%), enstrophe (18.33%) .

2. Cortical bone thickness of the mandibular angle area

The exterior, interior and marginal cortical bone thickness of the left posterior border of mandible are 2.12 ± 0.29 mm, 2.89 ± 0.35 mm, 4.40 ± 0.66 mm; The exterior, interior and marginal cortical bone thickness of the left angle of mandible are 2.13 ± 0.35 mm, 2.91 ± 0.35 mm, 5.76 ± 1.22 mm; The exterior, interior and marginal cortical bone thickness of the left inferior border of mandible are 2.18 ± 0.41 mm, 3.01 ± 0.42 mm, 4.29 ± 0.68 mm .The exterior, interior and marginal cortical bone thickness of the right posterior border of mandible are 2.14 ± 0.25 mm, 2.73 ± 0.29 mm, 4.19 ± 0.60 mm; The exterior , interior and marginal cortical bone thickness of the right angle of mandible are 2.24 ± 0.24 mm, 2.76 ± 0.32 mm,

ABSTRACT

5.65±1.09 mm; The exterior , interior and marginal cortical bone thickness of the right inferior border of mandible are 2.40±0.39mm , 2.98±0.42mm , 4.14±0.64mm. bilateral exterior cortical bone thickness of the posterior border of mandible (PE: t=4.882, P=0.000; PM: t=2.974, P=0.004) , exterior cortical bone thickness of the angle of mandible (AI: t=3.394, P=0.001; AE: t=4.217, P=0.000) , and interior cortical bone thickness of the inferior border of mandible (II: t=6.540, P<0.05) have statistically significant, other part have not statistically significant.

3. The measure of the mandibular neural tube

The distance of the neural tube to the outer edge of the mandibular jaw in the third molar level is the minimum (left 4.20±1.05; right 4.27±1.00) ; The maximum distance between the first two molars (left 5.73±1.40 mm; right 5.58±1.38 mm) ; The distance of the neural tube to the lower edge of the mandibular jaw in the third molar level is the maximum (left 8.50±2.09 mm; right 8.82±2.42 mm) , the smallest distance is between the First molar and second molar (left 6.98±0.72 mm; right 6.87±0.91 mm) .

Conclusions:

1. Multi-slice spiral CT can three-dimensional observed the posterior edge of the mandible, mandibular angle, the lower edge of shape in vivo, preoperative evaluation of mandibular angle can be quasi-morphological characteristics of the surgical plan to provide important reference information, for mandibular angle narrowing surgery has important clinical significance.
2. With Multi-slice spiral CT can precisely measure the cortical bone thickness of the back edge of the mandible, mandibular angle, the lower edge of mandibular. In the observation of bone structures at the same time can observe the soft tissue, for narrowing the mandibular angle surgery has important

clinical significance. To ensure accurate implementation of the procedure, reducing operative difficulties, reduce surgical complications.

3. Multi-slice spiral CT volume scanning and three-dimensional reconstruction can be a very good display of the mandibular neural tube and its traveling direction and the relationship between the surrounding structures, for mandibular surgery to say have an important clinical significance.

KEYWORDS: Multi-slice spiral CT; Three-dimensional reconstruction; Volume reconstruction ; multiplanar reconstruction ; Anatomical ; Mandibular angle; Mandibular neural tube;

Part two: Three-dimensional finite element analysis of mandible biomechanics

Objective: With the three-dimensional finite element method , a three-dimensional finite element model of mandible was constructed; the biomechanical characteristic variation of mandible after the mandibular angle osteotomy anaplasty by the means of partial resection surgery of mandibular bone was studied ; a safety margin for the bone resection surgery of the mandibular angle osteotomy anaplasty was obtained ; and an optimal balance point between the remodeling effect of the lower facial contour and the mechanical variation was observed.

Method: A group of healthy young female volunteers with the well-developed craniomandibular system and the class I molar relationship was

ABSTRACT

selected ; the temporomandibular joint region and the mandible bone were examined through serial scan and axial tomography of the 64-slice spiral CT ; the Mimics12.0 and the Ansys12.0 software were used for segmentation , smoothing processing and three-dimensional mesh generation according to the experimental requirement ;with the addition of parameter setting for material mechanics and the boundary constraint design , a three-dimensional finite element model (control group) of a normal mandible with the muscle and ligament constraint for the mandible without the lower teeth was constructed. On the basis of the three-dimensional finite element model (control group) , a model 1 with the resection of mandibular margin and a model 2 with the partial resection of mandible were constructed respectively (experimental group) ; an impact response curve was added at the corresponding point on the stress surface of the lower edge of the symphysis ; the mandible stress nephogram and the dynamic stress variation nephogram of the mandible in the control group and the experimental group were calculated through the Ansys12.0 software. Three points were chosen at the mandible condyle , the mandibular body and the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus ; the stress-time load response curves of the three points were calculated through the software ; and the stress data of each point with a 1ms time interval unit during the stress conduction process and the maximal stress of the points were extracted. Afterwards , the model 1 and the model 2 were introduced into the Ansys12.0 software respectively ; the above solving steps were repeated ; and the stress nephogram ,

the dynamic stress variation nephogram and the time-stress load response curve for the control group and the experimental group and the stress data of the above three points were calculated.

Result:

1. A three-dimensional finite element model of the normal mandible with muscle and ligament constraint , a model 1 and a model 2 were constructed.

2. The stress distribution on the whole model of the mandible

The impact stress began to spread around 1.8ms after the mentum impact and the stress mainly conducted along the external oblique direction and concentrated at the mandible condyle. After the stress on the concentration part of the anterior internal side of the mandible condyle reached the summit of the stress 12.5ms after the impact , the stress on the mandible was in a downward status and disappeared gradually. In the whole process , the posterior edge of the mandible , the mandibular angle area and the lower edge which was close to the mandibular angle area mentioned in the former part of the study were always in a less stress state.

3. The stress distribution of the mandible model 1 of the experimental group

The stress conduction and distribution of the model were similar to the normal mandible ; however , the scope and the intensity of the stress on the mandible were reduced apparently. Compared with the nephogram of the normal mandible , the color intensity of the nephogram of model 1 was weakened and the similar color area became smaller. After 11 ~ 12.5ms the addition of the impact load , the color of the surrounding area of the sigmoid incisure of mandible , coracoid process and alveolar ridge turned from less stress blue into more stress

yellow when compared with the normal mandible.

4. The stress distribution of the mandible model 2 of the experimental group

The stress conduction and distribution of the model were similar to the mandible model 1 ; however , the scope and the intensity of the stress on the mandible were reduced furtherly. Compared with the nephogram of the normal mandible , the color intensity of the nephogram of model 1 was weakened and the similar color area became smaller. After 11 ~ 12.5ms the addition of the impact load , the yellow color intensity of the surrounding area of the moid notch of the mandible , coracoid process and alveolar ridge became stronger when compared with the mandible model 1. The result shows that the stress in this area was increased furtherly.

5. The time-stress curves of the mandible condyle , the point at the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus and the mandibular body

The curve morphology of the mandible condyle , the point at the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus and the mandibular body of each model are almost identical. However , there is difference in the summit value and the waveform before the disappearance of the stress. The maximal variation of the summit value appears at A point ; two apparent rebound waves exist in mandible model 2. The rebound wave of the mandible model 1 before the disappearance of the stress at B point is not obvious ; however , there is rebound wave in mandible model 2. There is no rebound wave in the mandible model before the disappearance of the stress at C point ; however , the rebound wave of

the mandible model 1 is not obvious ; there are two apparent rebound waves in mandible model 2.

6. Statistical analysis for the stress at A point of the mandible condyle , B point at the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus and C point of the mandibular body

With the anova analysis , the variance of the stress at different sites of the three groups are irregular (a:F=3.174 , $P < 0.05$; b:F=29.204 , $P=0.000$; c:F=20.051 , $P=0.000$) ; the multiple comparison among different groups is conducted through using the Dennetts method. The result shows that there is no statistical difference among three groups at A point($P > 0.05$) ; there is statistical difference between the normal mandible group and the model 1 and the model 2 at B point ($P < 0.05$) ; there is no statistical difference between the model 1 and the model 2 at B point ($P > 0.05$) ; there is statistical difference between the normal mandible group and the model 1 at C point ($P < 0.05$) ; and there is no statistical difference between the normal mandible group and the model 2 at C point ($P > 0.05$) .

Conclusion:

1. After the impact of the mandible , the stress was mainly conducted along the external oblique direction and concentrated at the mandible condyle.
2. The resection of the posterior edge of the mandible ,the mandibular angle and the lower edge of the mandible can cause the elevation of the stress in the surrounding area of the sigmoid incisure of mandible , coracoid process and

alveolar ridge.

3. The more bone was excised , the more stress was increased and the more fragile the mandible became.

KEYWORDS: Mandible; Finite element analysis; Stress analysis; Nephogram; Biomechanics

Part three: The clinical experience of Mandibular angle osteotomy plastic surgery and the clinical applied research of Multi-slice computed tomography on Mandibular angle osteotomy plastic surgery

Objective: Evaluation the clinical features of patients with mandibular angle osteotomy plastic surgery and the results of operation, meanwhile to observe the clinical application value of multi-slice computed tomography.

Methods: Since October 2007 to November 2009, Total completion 119 cases of the mandibular angle osteotomy plastic surgery, all patients underwent preoperative general examination and X-ray examination. In this group there have 119 cases, among of which there have 115 female (229 sides), 4 cases men (7 sides) . 19 to 43 years of age and with a mean age 28.3 years. All patients maxillofacial region growth normally, occluding relation normal and have no occlusion barrier, have no sings and symptoms of temporomandibular joint disturbance syndrome, have no history of mandibular operation and trauma. The hypertrophy of mandibular angle to the main bone hypertrophy, Showed as

prominent mandibular angle bone hyperplasia and Mandibular angle spacing widened. Among of which there have 25 cases undergone zygoma diminutionplasty, 6 cases undergone prosthesis chin augmentation.

In this group there have 21 cases have preoperative three-dimensional reconstruction and preoperative simulation, among of which there have 7 cases undergone postoperative three-dimensional reconstruction from 1 week to 12 weeks after the operation. Spiral CT scanning method and reconstruction method just like part one.

To make use of Mirror system software, loading the three dimensional picture of mandible, use the stretching, panning, cutting, rotation, stitching and expanding functions of the software, based on the standards of the ministry of bone in past reported literature the following outline of the aesthetic, and made reference to the request of the patients, as well as with combined features, form a combination of factors and then simulate the effect of surgical treatment of the bone, after that make a comparison with postoperation three-dimensional reconstruction.

Result:

In patients with large mandibular angle with zygomatic distance of 131.2mm; the preoperation distance between mandibular angle is 116.5mm and postoperation distance is 101.8mm, Than preoperation shrunk 14.7mm. Preoperative lateral angle of the mandibular angle is 114.1° , and postoperation is 126.2° .

There have 93 patients being followed up about 3 months in 119 patient's undergone operation, there have 88 cases the surgeon and patients consider significant improvement in facial contour and have satisfactory result, accounted for 73.95% of all cases. 57 cases followed up about for 6 months and among of

ABSTRACT

which 56 patients get satisfactory result, accounted for 47.06% of all cases.

Conclusions:

1. The mandibular angle osteotomy plastic surgery of the mandibular angle has a good effect, Learn more about preoperative patient characteristics of bone structure help increase the success rate of surgery and reduce the incidence of complications.
2. Spiral CT in the preoperative mandibular angle osteotomy and plastic surgery can help determine the surgical plan, simulate the operation and evaluate the results of operations.
3. The osteotomy line and the way of the bone process should decided by the typing and classification of the mandibular angle.

KEYWORDS: Mandible; Hypertrophic mandibular angle; Diagnostic criterion; Mandibular angle osteotomy; One-stage curved osteotomy; Intraoral approach

目 录

摘 要	I
ABSTRACT	i
前 言	1
第一部分 正常成年女性下颌角多层螺旋 CT 解剖学研究	3
材料与方法	3
结 果	6
讨 论	9
结 论	16
参考文献	16
第二部分 下颌骨生物力学的三维有限元分析	18
材料和方法	18
结 果	23
讨 论	35
结 论	41
参考文献	41
第三部分 下颌角截骨整形术的临床应用研究	44
临床资料	44
结 果	48
讨 论	53
结 论	64
参考文献	64
综 述	68
中英文缩略语对照表	76
攻读学位期间发表论文	77

目 录

致 谢	78
学位论文原创性声明	79
统计学证明	80

前 言

面部轮廓整形手术是在 Tessier 于 1960 年代后期创立颅颌面外科学的基础上发展起来的一个新兴领域，是通过外科手术和非手术的方法对构成面部形态的骨性结构和软组织成分进行重新的排列组合和固定，达到修复面部轮廓的先天或后天畸形、重塑略有瑕疵的面部形态、使“正常”面部轮廓更美的目的。经过半个多世纪的发展，人类的物质生活水平和科学技术有了极大的进步，人们对自身美的要求更加苛刻，面部轮廓整形手术已经从修复创伤或肿瘤等病理性的面部畸形发展到使发育异常面部轮廓更为完美的层次。

与国外相比较，国内起步较晚。此领域的手术是随着国内改革开放，经济迅猛发展，人民生活水平显著提高之后得到重视和推广的。我国从上世纪 90 年代才开始开展面部轮廓整形外科的临床工作，与西方民族不同，东方人往往要求将宽阔的“方形脸”“国字脸”改变为秀气的“椭圆形”或“瓜子脸”，术式多为颧部隆起、颧骨复合体整复、下颌角截骨和磨削、颈部延长等。

下颌骨的形态对下面部水平宽度、侧面角度以及轮廓线有着重要的决定性意义。1989 年韩国的 Beak 等首先提出下颌角肥大这个诊断术语，并且认为亚洲人主要是骨性结构突出，将治疗重点转移到下颌角截骨整形手术，他的观点得到广大东方学者的认同。随后许多针对下面部美学评价的指标以及下颌骨肥大畸形的整复手术方式被提出来，同时相关的临床应用解剖和新技术被深入研究。下颌角截骨整形术是通过截除下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘部分骨质的方法以达到改变下面部轮廓的目的。这些区域是下颌骨骨质的反折区，骨质坚硬是下颌骨重要的应力部分。因此，下颌骨的表面、内部结构以及骨皮质、骨松质、骨髓腔在不同区域的具体情况对于手术中骨组织去除量以及术后下颌骨生物力学方面的变化尤为重要。

遵循 Millard 提出的整形外科三大原则中的隐蔽原则，口内入路无疑是个理想的手术入路。但因术区狭小，以及术区视野、视角等原因术者的立体视

觉受到很大程度的局限，使术者对截骨线的判断出现偏差甚至失误，诸如意外骨折、第二下颌角形成、下颌骨双侧不对称、颞神经损伤等与下颌骨骨质相关的并发症也时有报道。除了手术技巧的原因外，术者术前对下颌骨解剖结构的细节缺乏全面的、个性化的认知，是导致操作失误的主要原因。下颌骨升支的长度、半月切迹的位置、下颌角的构成形态、下颌骨下缘的形状、下颌骨水平支不同区域骨质的厚度等等均存在一定的变异。二维X-线平片虽然能够反应一些信息，但因影像重叠而缺乏精确性。三维重建图像从根本上解决了这些问题。既往的研究表明重建影像与实际测量在统计学上并无差别，清晰的立体结构图像如实、精确地反映出各种解剖结构的空间关系。

全面地认识下颌骨的生物力学特点，了解其复杂的力学结构，以便在分析下颌骨生物学特性，以及其在外伤、手术操作、术后力学结构变化等不同生物力学状态下受到的影响，这一直是整形外科临床医生和相关课题研究人员所关注和探索的问题。所以，针对下颌骨其基础力学状态，以及在下颌骨截骨整形术中所关注的力学状况，我们仍有许多方面需要通过生物力学方法进行探索，以求改进手术设计和减少并发症。

下面部轮廓整复手术是一个新的面部轮廓整形领域，如何有效地改善此部位的整复手术方法，尽量减少手术产生的并发症，更加清晰地认识此部位的解剖结构特点、生物力学特性，是摆在整形外科医生面前急需研究和解决的难题。本课题从螺旋 CT 三维重建下颌骨图像入手，分析下颌骨与手术相关的各种解剖结构及其空间关系，并运用三维有限元方法研究下颌骨后的生物力学状态，评价手术方式对该骨性架构的影响，为合理手术设计提供依据并将一部分研究结果在临床上予以应用，评价改进方案的效果。

第一部分 正常成年女性下颌角多层螺旋 CT 解剖学研究

自 1972 年第一台 CT 机问世以来,其在人类疾病的诊断中发挥了重要作用。早期的 CT 机扫描时间长,层厚较厚,限制了其在临床上的应用。近年来随着硬件及软件的飞速发展,多层螺旋 CT 得到了广泛的应用。多层螺旋 CT 可以实现容积扫描,扫描速度快,层厚较薄,在后处理软件上可以实现容积重建,包括 VR、MPR、MIP、SSD、CPR 重建,这些技术被广泛应用与组织器官的重建,在得到组织器官解剖特点的同时,借助于增强扫描、灌注等一些方法,还可以反映组织器官的功能状态。在整形外科中主要用于骨组织的三维重建^[1-3],国外及国内的一些学者对 CT 测量骨性结构的精度做了相关性研究,发现其与大体标本测量有较好的一致性^[4-10]。本研究选取 60 例健康成年女性(≥ 20 岁)作为研究对象。在 16 排螺旋 CT 上进行下颌骨容积扫描,在工作站上进行相关的后处理。通过对双侧下颌角大体形态学观察、不同部位骨皮质厚度测量及下颌神经管在下颌骨中位置的 CT 测量,得出正常成年女性人群中的相应数据的正常值,为下颌骨手术提供参考。

材料与方法

1. 纳入标准及临床资料

从 2008 年 1 月至 2009 年 7 月期间在南方医院行头颅常规 CT 检查的正常人群中选取研究对象,入选标准为临床上无任何症状的查体者,均为女性,无颅面部畸形,无颅面部外伤手术史。

符合上述标准的 60 例年轻成年女性作为研究对象,年龄 20~43 岁,平均 27.1 岁;身高 152~183 cm,平均 166.5 cm;体重 40~95 kg,平均 57.3 kg。

2. 仪器设备

2.1 CT 扫描仪

采用美国通用电气公司(General Electric, GE)生产的 Light speed 16 多层螺旋 CT 机进行检查。

2.2 图形工作站

GE 公司提供的工作站 AW4.2, Linux 操作系统, 配备有三维重建的 volume viewer 软件包。

3. 检查方法及参数

扫描范围包括完整下颌骨, 全部采用轴位扫描, 层厚 0.625 mm, 螺距 0.562:1, 无间隔容积扫描; 探测器结构 16×0.625mm 组合模式, 覆盖范围 10mm/周, 管电压 120 kV, 管电流 260 mAs, 骨算法重建, 重建层厚 0.625mm。

4. 图像后处理及分析

4.1 三维重建

扫描所得图像导入 AW4.2 工作站, 分别进行容积重建 (VR) 观察下颌骨大体形态并做精确定位; 行多平面重建 (MPR) 在其上面测量各部骨皮质厚度及下颌神经管到下颌骨下缘及外板的距离, 窗宽 2000 Hu, 窗位 500 Hu。

4.2 下颌角形态学观察及分类

在VR图像上通过咬合平面画一直线, 与下颌骨后缘相交处为点A; 通过颏孔与下颌骨下缘平行画一平行线, 与下颌骨后缘相交处为点B; 通过下颌骨升支前缘做下颌骨下缘的垂线, 与下颌骨下缘相交处为点C; 通过颏孔与下颌骨下缘做一垂线, 相交处为点D; AB段规定为下颌骨后缘, BC段规定为下颌角区, CD段规定为下颌骨下缘 (图1-1, 1)。于VR图像的正、侧面观观察每侧下颌骨下缘与后缘的连接方式, 于后前位观察每侧下颌角区相对于下颌体中轴面的位置关系, 分别计数统计。

4.3 下颌角区骨皮质厚度测量

采用上述下颌骨形态学观察、定点、定位的方法, 在VR图像上定位, 每一段分别测量五个点, MPR图像上自动匹配, 分别在MPR上测量五个点对应内板、外板及边缘骨皮质厚度, 每一段五个点的平均值作为该段内、外板及内外板反折处骨皮质厚度, 本组测量60例120侧下颌骨骨皮质厚度 (图1-1, 2-4)。所得数据采用SPSS10.0 统计软件处理, 计算平均值、标准差及变异

系数，双侧下颌骨骨皮质厚度做两独立样本t检验， P 值 <0.05 认为差异有统计学意义。

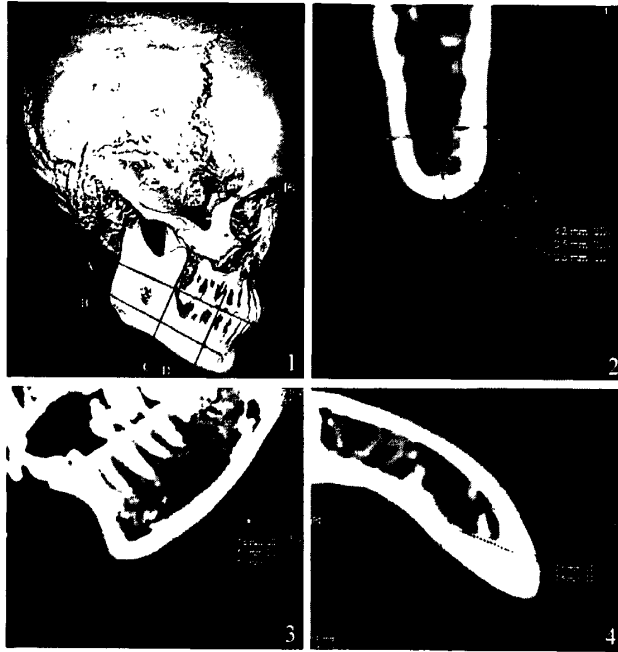


图1-1 VR重建，1图AB为下颌骨后缘，BC为下颌角，CD为下颌骨下缘；2-4
图为MPR重建，2为冠状面，3为矢状面，4为横断面

Fig1-1 Volume Reconstruction, 1 posterior border of mandible (AB), angle
of mandible (BC), inferior border of mandible (CD); 2-4 are
multiplanar reconstruction, 2 is coronal Plane, 3 is sagittal plane and 4 is
cross section.

4.4 下颌神经管距离下颌骨外板及下缘距离测量

MPR重建显示完整下颌神经管走行，在相应的VR图像上标记第三磨牙后缘、二三磨牙间隙、一二磨牙间隙、第二尖牙与第一磨牙间隙及颏孔的位置，分别测量下颌神经管距离下颌骨外板及下缘的距离（图1-2）。距离以均数 \pm 标准差标示，采用配对t检验分析左右下颌神经管到外缘及下缘的距离， P 值 <0.05 认为差异有统计学意义。

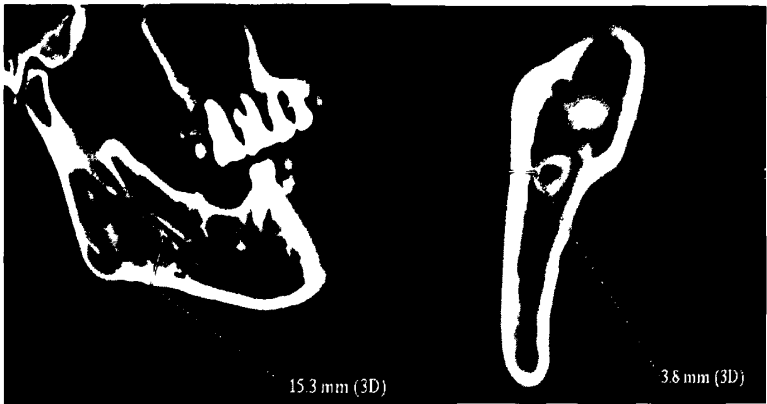


图1-2 MPR重建测量下颌神经管到外缘及下缘的距离

Fig 1-2 MPR reconstruction of the neural tube the distance to the outer edge and lower edge of the mandibular

结 果

1. 下颌角区大体形态学特征

下颌骨下缘与后缘的在下颌角区的连接方式可分为单角转折型（11.67%）、双角转折型（8.33%）、角度过渡型（73.33 %）和后下突型（6.67%）（图1-3）；下颌角区相对于下颌骨中轴面的位置关系可分为外翻型（11.67%）、中位型（70.00%）和内翻型（18.33%）（图1-4）。各种类型下颌角分布见表1。

表1-1 下颌角连接方式及相对于下颌骨中轴面的位置关系

Table 1-1 The connection style and the relationship with the midline of mandible

	单角转折型	双角转折型	角度过渡型	后下突型	合计（%）
外翻型	0	2	10	2	14（11.67）
中位型	10	6	64	4	84（70.00）
内翻型	4	2	14	2	22（18.33）
合计（%）	14（11.67）	10（8.33）	88（73.33）	8（6.67）	120

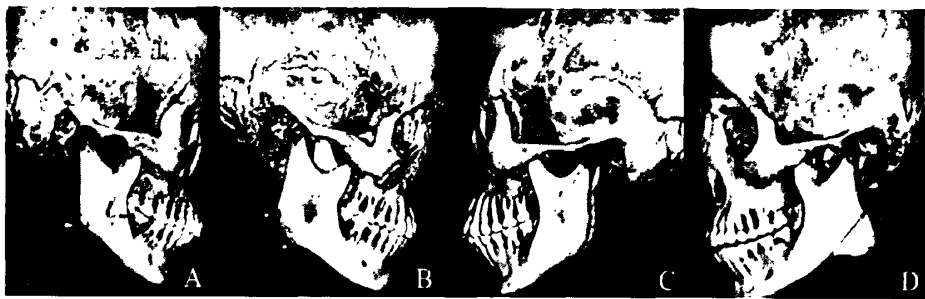


图1-3 下颌角连接方式示意图 A: 单角转折型; B: 双角转折型; C: 角度过渡型; D: 后下突型

Fig 1-3 The connection style of angle of mandible. A: unicorn break-over; B: binangle break-over; C: angle transition form; D: anterior-posterior process form

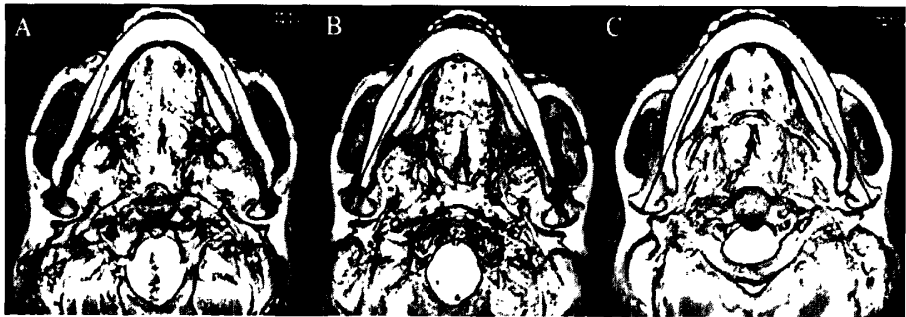


图1-4下颌角相对于下颌骨中轴面的位置关系 A: 外翻型; B: 中位型; C: 内翻型

Fig 1-4: The relationship of angle of mandible with the midline of mandible. A: eversion form; B: neutral form; C: inversion form

2. 下颌角区不同部位的骨皮质厚度

下颌骨后缘、下颌角及下颌骨下缘骨皮质的厚度在MPR图像上可清晰显示,测量结果见表1-2, 双侧下颌骨相对应位置骨皮质厚度行两配对样本t检验,结果显示双侧下颌骨后缘外板、内外板骨皮质反折处,下颌角内外板及下颌骨下缘内板差异具有统计学意义 ($P<0.05$), 其余两侧各段骨皮质厚度差异无统计学意义 (表1-2)。

表1-2 双侧下颌骨各段骨皮质厚度比较 ($\bar{x}\pm s$, n=60)

Tab.1-2 The comparisons of cortical bone thickness of bilateral mandible ($\bar{x}\pm s$, n=60)

部位	左 右		配对t 检验		CV	
	数值	差值	t	P	左	右
PI	2.12±0.29	2.14±0.25	0.135±0.156	0.500	0.619	0.08
PE	2.89±0.35	2.73±0.29	0.235±0.202	4.882	0.000*	0.12
PM	4.40±0.66	4.19±0.60	0.460±0.371	2.974	0.004*	0.44
AI	2.13±0.35	2.24±0.24	0.217±0.168	3.394	0.001*	0.12
AE	2.91±0.35	2.76±0.32	0.217±0.217	4.217	0.000*	0.13
AM	5.76±1.22	5.65±1.09	0.858±0.821	0.775	0.442	1.51
II	2.18±0.41	2.40±0.39	0.281±0.164	-6.540	0.000*	0.16
IE	3.01±0.42	2.98±0.42	0.203±0.164	0.855	0.396	0.18
IM	4.29±0.68	4.14±0.64	0.472±0.454	1.801	0.077	0.46

#PI, PE, PM分别为下颌骨后缘内外板及内外板骨皮质反折处; AI, AE, AM分别为下颌角内外板及内外板骨皮质反折处; II, IE, IM分别为下颌骨下缘内外板及内外板骨皮质反折处, *P<0.05。

PI, PE, PM represent as the interior, exterior and marginal cortical bone thickness of the posterior border of mandible respectively; AI, AE, AM represent as the interior, exterior and marginal cortical bone thickness of the angle of mandible respectively; II, IE, IM represent as the interior, exterior and marginal cortical bone thickness of the inferior border of mandible respectively, * P<0.05.

3. 下颌神经管定位测量

下颌神经管在第三磨牙后、二三磨牙之间、一二磨牙之间、第二双尖牙与第一磨牙之间距离下颌骨外板及下缘的距离, 双侧距离差别无统计学意义。下颌神经管距离下颌骨外板在第三磨牙层面距离最小(左侧4.20±1.05mm; 右侧4.27±1.00mm), 在第一二磨牙间距离最大(左侧5.73±1.40mm; 右侧5.58±1.38mm); 距离下缘距离与之相反, 第三磨牙层面距离最大(左侧8.50±2.09mm; 右侧8.82±2.42mm), 一二磨牙间距离最小(左侧6.98±0.72mm; 右侧6.87±0.91mm)。双侧下颌神经管距离下颌骨外板及下颌骨下缘在不同位置比较发现, 除了下颌神经管在第三磨牙后缘距离下缘距离差别具有统计

学意义外，其余各点下颌神经管距离外板及下缘两侧差别无统计学意义（表1-3）。

表1-3 双侧下颌神经管距离下颌骨外缘及下缘距离比较（配对样本t检验，n=60）

Tab.3 Compared bilateral mandibular cortical bone thickness （Two independent samples t test）

部位	数值		差值	配对t 检验	
	左	右		t	P
EA	4.20±1.05	4.27±1.00	0.92±0.52	0.485	0.629
EB	5.14±1.23	5.28±1.16	1.13±0.98	0.727	0.470
EC	5.73±1.40	5.58±1.38	1.02±0.76	0.896	0.374
ED	5.14±1.06	4.97±0.94	0.64±0.41	1.802	0.077
LA	8.30±1.62	8.21±2.98	1.90±1.36	10.928	0.000*
LB	8.30±1.62	8.15±1.61	0.95±0.86	0.865	0.391
LC	6.98±0.72	6.87±0.91	0.75±0.63	0.905	0.369
LD	7.13±1.07	7.35±1.19	0.85±0.63	1.647	0.105
LE	8.50±2.09	8.82±2.42	1.02±0.79	1.917	0.060

EA， EB， EC， ED分别为下颌神经管距离下颌骨外缘的距离；LA， LB， LC， LD， LE分别为下颌神经管距离下颌骨下缘的距离

EA， EB， EC， ED represent as the distance of mandibular neural tube from the exterior edge of mandible at different site respectively； LA， LB， LC， LD， LE represent as the distance of mandibular neural tube from the lower edge of mandible at different site respectively.

讨 论

1972年世界上第一台CT机出现，随着计算机技术迅猛发展，1979年Herman^[1]等借助计算机，利用CT采集的断层数据实现了人体器官和骨骼表面影像的三维重建，其测量数据为临床诊断和术前设计、模拟提供了重要的参考依据。当时由于CT设备硬件的限制及商业后处理软件的缺乏，使得CT三维重建在临床上的应用受到极大的限制。

近年来随着多排螺旋CT的出现及相应的商业后处理软件的研发，扫描的原始数据在工作站上可行容积重建、多平面重建、曲面重建等。通过薄层扫描，所得数据传送到计算机工作站，由相应的软件进行三维重建，由于三维图像结构在计算机里是由三维矩阵表达，任一点的三维座标是确定的，这样任意两点在三维空间中的相对位置是恒定的，无论影像如何旋转或放大、缩

小,这种相对位置关系如实地反映了颅颌面骨骼客观的位置关系。重建后的骨骼图像可以在计算机上做任意角度的旋转,可以显示图像的任何一个侧面,可以测量该三维影像中任何两点间的直线距离及任意三点间的角度^[2]。

1. 螺旋 CT 技术的优点

常规 CT 从发明到现在已经经历了 30 多年的发展。其间 CT 技术大量地应用到临床的同时,CT 机自身的各项功能也显著增强。从第一代到第四代 CT 的发展,扫描时间从数分钟减少至 1s-2s,工作周期时间也缩短到 10s 以下,不过主要结构并没有根本性的变化。但近年来采用的滑环技术使 CT 技术的发展有了长足的进步。采用滑环技术不仅缩短了工作周期,并在此基础上设计出了螺旋 CT。即在连续扫描的同时,病床承载病人连续送入机架扫描孔。扫描轨迹为螺旋形曲线,可以一次收集到扫描范围内全部容积的数据,所以也称为螺旋容积扫描。这是 CT 技术上的一项重大突破^[3-5]。

螺旋CT扫描,就是在扫描的同时,患者随扫描床匀速运动,而X线管球和探测器组则相当于电机的转了一样,不停地围绕患者的“感兴趣区”(range of interesting)作快速连续360°旋转,同时探测器组连续采集数据,如此扫描若干周后,其结果是球管相对患者“感兴趣区”体表的扫描轨迹是一螺旋形路径。故称为螺旋容积扫描CT (helica spiral volumetric scanning CT)。螺旋扫描得以实现,关键之处是采用了滑环技术 (slip-ring technique),传统的CT扫描机球管系统的电力及信号传递是由电缆完成的,在扫描时球管作往复圆周运动,电缆也随之来回缠绕,并发生拉伸和绞合。阻碍了探测器组的持续旋转,使得扫描无法连续进行。因而明显地影响了扫描速度,获取数据的范围也受到限制。滑环技术的发展,解决了上述电缆连接的缺点^[6, 7]。

螺旋CT扫描体位与普通CT扫描并无太大区别,只是扫描架倾斜角度更大(一般正负30°),床位移更加灵活,因而扫描范围也进一步扩大,扫描技术参数选择直接影响图像的质量。螺旋CT扫描的大多数参数(kV, mA, 层面厚度等)选择与常规CT基本一致。所不同的是增加了进床速度(table

increment) 和所需重建图像的间隔的选择。层厚的选择主要是根据成像部位和扫描目的而设计。床速度和层厚的比值即螺距 (pitch), 螺距在整个扫描条件的设计中十分重要, 一般情况下 pitch 选用 1, 也就是进床速度等于层厚。一次扫描的范围决定于扫描时间和进床速度, 而一次螺旋扫描最长时间决定于所用的 mA 数, 在扫描层厚一定的情况下, pitch 越小, 床面移动速度愈慢, 切层愈薄, 则图像质量愈好, 但当扫描范围确定时, 若床速过慢, 必然延长扫描时间。pitch 越大, 床面移动愈快, 切层愈厚, 则总的扫描时间愈短, 图像质量下降。因此, pitch、层厚、扫描时间三者必须很好地选择于最佳配合点。

由于螺旋扫描采集的是容积数据, 所以数据重建的方法关系到图像质量的好坏。扫描的同时, 扫描床在连续等速移动导致每一周扫描的起点和终点不在同一平面上, 因此在图像重建之前, 为了消除运动伪影和防止层面的错位, 需要在所采集的原始数据的相邻点内用线性内插法进行校正。线性内插法有两种: 360° 线性内插法和 180° 线性内插法, 360° 线性内插法与常规 CT 比较, 其噪声降低了 $17\% \sim 18\%$, 但使层面敏感度侧视曲线 SSP 增宽, 降低了纵向分辨率, 而 180° 内插法的噪声则比常规增加了 $12\% \sim 29\%$, 但其纵向分辨率要高于 360° 线性内插法, 所以一般使用 180° 内插法。螺旋 CT 图像的重建数据虽然要比实际扫描数据少, 也就是说在重建过程中要损失一部分数据, 从而降低了图像的分辨率, 特别是 z 轴分辨率。但实践证明, 因为图像连续性增加了。螺旋 CT 扫描重建图像的质量仍比普通 CT 扫描的高许多。

多层螺旋 CT 扫描所得到的原始数据需在专业的后处理软件进行三维重建, 后处理工作站则是许多商业软件的集成, CT 主机的原始 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 数据导入后处理工作站后, 使用特定的软件可做不同的后处理。不同 CT 设备生产厂家的后处理工作站不尽相同, 但其所包含的后处理软件功能则是相似的, 最常见的后处理有容积再现 (Volume Rendering, VR)、最大密度投影 (Maximum Intensity Project, MIP), 多平面重建 (Multi Plane Rendering, MPR) 等等。在重建的同时, 工作站还

有切割功能,以及测量两点之间的距离,三个点之间的角度。重建的骨性结构可以做模拟手术,评价手术效果。在显示骨性结构的同时,还可以显示周围软组织的情况^[8, 9]。

2. 螺旋CT三维测量的原理及精确度

螺旋CT三维重建是在容积扫描的基础上应用三维重建软件进行重组,包括多平面重建、曲面重建、容积重建、最大密度投影等技术。其不仅可以重建血管及软组织,在骨骼肌肉系统也有较广泛的应用。

多平面(MPR)及曲面重建(CPR)是指在对患者感兴趣区进行一系列无间隔轴位薄层CT扫描后再应用这些扫描数据重新组建的冠状面、矢状面、任意斜面及任意曲面之图像。螺旋CT MPR的优势主要表现在:①其获得的是容积数据,不像常规CT有层面间无图像数据的固有限制,因此图像质量高。②能在一次屏气状态下扫描完胸、腹等运动器官感兴趣区,并能在增强扫描后造影剂有效作用期间快速完成扫描,因此应用范围更广。③螺旋CT机配有工作站,其计算机的容量足以满足快速MPR重建的需要,而且重建完成后,可快速显示。

VR即容积重建,是利用计算机计算出每个像素内各种物质的百分比,并显示为不同的灰度,在图像上呈不同的亮度,并根据需要调整组织间的对比度,它能显示血管腔内结构以及血管周围结构的关系,且能显示重叠血管,是最接近常规血管造影的显示方法,VR运用全部数据,具有信息丧失少,解剖标志明确,图像呈半透明状、层次多、柔和、边缘无齿状改变,层厚要求不高、解剖结构容易辨认等特点。可实现多方位重建,图像立体感强,与Johnson报道相符^[10]。VR可显示微细骨折及深部关节半脱位,对半月板、椎间盘及其它结构如脑室、支气管、胃肠道等具有良好显示。VR参数选择不很复杂,主要通过调整CT值范围及opacity%两个参数,可满意显示结构和病灶,从而满足临床要求。

CT图像质量可靠, Ashley^[11]在研究中通过比较发现,三维影像测量能精

确到0.10 mm，甚至更薄的层厚。Choi 等^[12]计算了干燥颅骨与三维重建头颅模型之间的误差为0.62 mm，国内周智、柳大烈等对40例患者的大体及CT三维重建资料对比后发现二者无显著性差异^[8]。1989年，Matteson等^[13]报道三维CT的测量准确性高于标准投影测量；1990年，Hildebolt等^[14]报道三维CT优于二维CT，但其数据的获取是以金属标志为基础，忽视了研究者之间定点的差异，这些研究并不能反映这种方法的临床可靠性。1995年，Richtsmeier等^[15]发现，CT干燥头颅定点误差在0.5mm，而实测数字化仪定点误差在0.87~2mm之间。1997年，Kragsskov等^[16]比较了CT体绘制图像与传统投影测量的可靠性，发现研究人员间CT的定点误差为2mm，认为没有证据表明三维CT比传统头影测量方法更可靠。2002年，我国学者赵保东等^[17]曾研究实体解剖测量与螺旋CT三维重建测量下颌骨的解剖规律，探讨三维螺旋CT对下颌骨进行重建测量的可靠性，结果发现，三维CT重建测量所得数据与实体解剖测量结果无统计学差异。

3. 螺旋 CT 三维重建的影响因素

当层厚为小于1.5mm，螺距1mm时，所建立的三维影像将极为精确和清晰。影像是否精确，层厚是主要因素。另外，球管的电源、电压也影响内部骨结构的层次和复原程度。扫描层厚越薄，重建图像精确性越高，否则图像边缘会出现阶梯状伪影，但层厚越薄所受累积射线量就越大，必须以受测对象的安全为原则。尤其是西门子16层螺旋CT的问世，不但增加了每圈扫描层数，而且加快了扫描速度，减少了扫描时间和接受的射线量，这样就可以进行薄层三维图像重建，获得精确度极高的三维图像。

4. 下颌骨螺旋 CT 三维重建的临床应用

1982 年 Whitaker 等^[18]首先提出了以美容为目的面部轮廓改型或重塑的新概念，随后各种以美容为目的的颅面骨支架改形的新术式层出不穷。下颌角肥大整形术是下面部轮廓重塑的重要手段，其主要是通过截除下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘部分骨质的方法以达到改变下面部轮廓的目的。这些区

域下颌骨骨质坚硬,是下颌骨重要的应力部分。因此,下颌骨的表面、内部结构以及骨皮质、骨松质、骨髓腔在不同区域的具体情况对于手术中骨组织去除量以及术后下颌骨生物力学方面的变化尤为重要。

既往对颌面骨的形态学研究,一般选用颅骨直接测量、X线投影测量法,但均存在误差大、骨结构重叠、测量者个体定点误差等缺点,而且只能在二维平面上测量。其他方法对颌面骨三维结构的测量,如云雾法、光栅法的测量均不能真实地表达三维的实际情况^[19]。基于多层螺旋CT的三维重建图像从根本上解决了这些问题。既往的研究表明重建影像与标本实体测量在统计学上并无差别,必要时可沿冠状轴、矢状轴以及任意方向旋转,并在360°范围内间隔0.5°采集图像,能够客观反映下颌骨的各种精细解剖结构和空间位置关系。这对下颌角截骨整形术中的截骨操作非常实用,术中由于视野、视角的原因使术者的立体视觉受到很大程度的局限,造成术者对截骨线的判断出现偏差甚至失误,因此可将图像旋转到术者习惯的手术体位,以患者下颌骨上一些小的个性化隆起为参照进行必要的术前训练,增强术者对患者下颌骨个性化形态的认识,确保术中处理骨组织的精确性。

下颌骨下缘与后缘的连接方式对下颌角肥大的诊断和手术截骨线的设计至关重要。既往的研究认为下颌角角度小于110°即可诊断为下颌角肥大^[20],下颌角角度是指下颌骨下缘与后缘的夹角,未考虑到下颌角部连接的多样性,本研究将连接方式分为四种,其中双角转折型、角度过渡型和后下突型局部形成的角度往往大于110°但仍表现出下颌角肥大、下面部过宽的整体形态;另一方面,下颌角区相对于下颌骨中轴面的位置关系也影响着下面部整体的形态,在下颌角角度、形态相同的情况下,外翻型会加强下面部宽大的效果,而内翻型部分抵消了下面部宽大的效果。

针对下颌骨外板的处理直接影响下颌骨的正面观形态,目前的处理方式有矢状劈除和旋转磨削两种,矢状劈除操作难度大而旋转磨削操作易于掌控。本研究的结果提示下颌神经管距离下颌骨外板在第三磨牙层面距离最小(左

侧 $4.20 \pm 1.05\text{mm}$ ；右侧 $4.27 \pm 1.00\text{mm}$ ）。因此，在该区域处理外板时应防止过多开放骨髓腔而伤及下颌神经管及内容物，笔者曾有在该区域因操作失误而伤及下颌神经管及内容物的教训。另外，下颌神经管距离下缘距一二磨牙间距离最小（左侧 $6.98 \pm 0.72\text{mm}$ ；右侧 $6.87 \pm 0.91\text{mm}$ ），截骨线应尽可能不延伸到该区域，或在該区域应尽量靠近下颌骨下缘，避免伤及下颌神经管及内容物。

截骨线必须跨越下颌骨下缘、后缘部分骨质，这些是区域下颌骨骨质的反折区，骨质厚且坚硬，因此，截骨线跨越这些区域越多，手术难度就越大。在下颌骨下缘单角转折型、角度过渡型，无论直线截骨还是弧线截骨截骨线长，跨越骨皮质最多；双角转折型、后下突型直线截骨截骨线短，跨越骨皮质少。在下颌骨后缘，直线截骨几乎垂直于后缘，截骨线很短；而弧线截骨截骨线长，跨越骨皮质多。另外，随之后缘向上移行，内外板间距迅速增大，加之手术切口、术野、视野的限制，截骨操作非常困难，常致使截骨线偏移，严重者可导致乙状切迹间骨折。笔者经历或处理过的术中意外骨折多因采用弧线截骨失误所致。下颌角部边缘到骨髓腔间骨质也较厚，但该部内外板间距较小，截骨线多跨越的是内外板间距，因而截骨较易实施。下颌骨内板厚度最薄，与其它部位比较存在显著性差异（ $P < 0.05$ ）而易于截断，截骨时可不完全截穿内板，以防止截骨工具撕脱翼内肌附着点而引起大出血。笔者曾确切截断截骨线上的下颌骨下缘、后缘骨皮质反折部以及外板后，在截骨线对应的内板位置间隔钻3~5个孔后，以骨凿轻凿内板即沿截骨线断开，这样既降低了并发症的发生，又提高了截骨的效率，缩短了手术时间。总之，设计截骨线时注重手术效果的同时，应该考虑到下颌骨下缘、后缘厚且坚硬骨质的反折区，以保证手术安全、有效、易于实施。

本研究显示下颌骨后缘、下颌角及下颌骨下缘外板骨质较厚，而内板骨质较为薄弱，据此可以指导手术截取各部位骨质的切割方法以及力量的选择。本研究显示多层螺旋CT三维重建图像测量活体下颌骨可提供准确的解剖学

数据,能更直接反映手术对象的空间位置关系以及解剖结构细节的真实情况,在术前对患者进行相关数据的测量,对了解患者个体差异,术中最大限度减少并发症有较大的临床意义^[9]。同时为手术截骨器械的干预深度及力量的选择提供了量化指标,避免损伤重要结构,同时术后行CT检查可评价治疗效果^[21]。

结 论

1. 多层螺旋 CT 可以在活体三维立体观察下颌骨后缘、下颌角、下缘形态,术前可以准评价下颌角形态学特点,为手术计划提供重要参考信息,对下颌角缩小手术有重要的临床意义。
2. 多层螺旋 CT 可以对下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘骨皮质的厚度进行精确测量,在观察骨性结构的同时还可显示周围软组织情况,对下颌角截骨术有重要的临床指导意义,可确保手术精确实施、降低手术难度、减少手术的并发症。
3. 多层螺旋CT容积扫描及三维重建,能够很好的显示下颌神经管走行方向及与周围结构的关系,对下颌骨相关的手术有重要的临床指导意义,同时可以减少手术并发症的发生。

参考文献

- [1] Herman T, Hiu HK. Three-dimensional display of human organ from computer tomograms[J]. Comput Graph Image Process, 1979, 9 (1) : 1 - 12.
- [2] 张宇,陈明,唐雷,等. 基于“中国数字人”切片和CT数据集重建下颌骨的对比研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2004, 22 (4): 384-386.
- [3] Rigants H, Marchal G, Baert AL, et. Al. Initial experience with volume scanning. J. comput Asist Tomogr, 1990; 14: 675.
- [4] Zeman RK, Fox SH, Silverman PM, et al. Helical (spiral) CT of the abdomen. AJR. 1993; 160: 719-725.
- [5] 刘士远,肖湘生. 螺旋CT 的原理技术及临床应用. 国外医学-临床放射学分册, 1996; 1: 12-14.
- [6] Hui H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. Med Phys.1999.26 (1) : 5-18.

- [7] Hui H, Pan T, Shen Y. Multislice helical CT: image temporal resolution. *IEEE Trans Med Imaging*. 2000, 19 (5) : 384-390.
- [8] 周智, 柳大烈, 刘志刚, 等. 汉族人下颌角相关的三维CT与大体测量的比较研究[J]. *中国美容整形外科杂志* 2006, 17 (4) : 303-306.
- [9] 何亚奇, 张雪林, 吴任国, 等. CT 矢状位重建对鼻内窥镜手术相关解剖结构的测量[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2007, 25 (4) : 380-383.
- [10] Johnson TP, Health DG, Bliss DF, et al. Three-dimensional CT: Real-time interactive volume rendering. *AJR*, 1996, 167 (3) : 581~583.
- [11] Ashley S. Rapid prototyping for artificial body parts[J]. *Mechanical engineering*, 1993, 115 (1) : 50 - 53.
- [12] Chojj Y, Chojj H, Kimn K, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models[J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2002, 31 (1) 23-32.
- [13] Matteson SR, Bechtold W, Phillip C, et al. Three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 1989, 47 (10) : 1053-1061.
- [14] Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurement. *Am J Phys Anthropol*, 1990, 82 (3) : 283-294.
- [15] Riehtsmeier J, Paik CH, Elfert PC, et al. Precision repeatability of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate-Craniofac J*, 1995, 32 (3) : 217-227.
- [16] Kragsskov J, Gyldensten G, Sindel-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and the three-dimensional CT scan. *Cleft palate-Craniofac J*, 1997, 34 (2) : 111-116.
- [17] 赵保东, 李宁毅, 周仰光, 等. 下颌骨的三维重建及实体解剖研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2002, 20 (1) : 21—23.
- [18] Whitaker LA, Pertschuk M. Facial skeletal contouring for aesthetic purposes. *Plast Reconstr Surg*. 1982, 69 : 245-253.
- [19] 包柏成, 于蜀良, 谭幼, 等. 计算机辅助多环境下运行的容貌正侧面软组织测量分析系统的开发及应用[J]. *华西口腔医学杂志*, 1997, 15 (3) : 266-268.
- [20] 徐永成, 汪立川, 原林. 下颌角截骨术的应用解剖研究进展. *中华医学美学美容杂志* 2003 , 9 (4) : 248-249.
- [21] 王吉昌, 蔡景龙, 杨加峰, 等. 下颌角整形截骨线厚度的三维CT测量及临床意义[J]. *实用放射学杂志*. 2007, 23 (8) : 1031-1032.

第二部分 下颌骨生物力学的三维有限元分析

下颌骨作为头颅唯一能够活动的骨骼，其结构、形态非常复杂，经过千万年的进化，其生物力学特性几乎接近完美。然而，在以美容为目的的下颌角截骨整形术中，以切除部分下颌骨骨质为手段，术后必然引起下颌骨生物力学方面的改变，为此我们应用三维有限元分析（Finite Element Analysis, FEA），试图寻找下颌角截骨整形术截除骨质的安全边际，力求下面部轮廓塑形效果与生物力学变化的最佳平衡点。

材料和方法

1. 下颌骨三维有限元模型的建立

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，无TMJ疾患。

1.2 实验设备

1.2.1 CT扫描机：采用飞利浦 Brilliance 64 排螺旋 CT 扫描机。

1.2.2 实验所用计算机系统硬件配置：CPU Core 2 双核 2.8G，4G DDR2 内存，640G 硬盘。

1.2.3 实验用计算机操作系统：Windows XP Professional sp2。

1.2.4 实验用软件：Mimics12.0 试用版（Materialise's Interactive Medical Image Control System）；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 0.67mm，扫描参数为 120kV，230mas，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 (Segementation) 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图 2-1。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), 对三角形数量和质量进行优化。图 2-2 是经过优化后的表面网格。三角形数量由 126178 减少到 18008 个, 且三角形底边与高之比均大于 0.3。Mimics12.0 输出重建好的三维模型的 Ansys element 文件。



图 2-1 下颌骨三维模型 Smooth 处理前后(蓝色为 Smooth 处理前, 黄色为 Smooth 后)。

Fig 2-1 smoothing processing the mandible finite element model

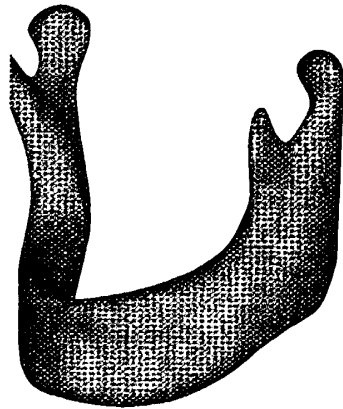


图 2-2 经过 Remesh 优化后的表面网格
Fig 2-2 grading-up the mandible finite element model by Remesh

1.3.3 三维有限元模型建立

将优化好的表面网格的 Ansys element 文件导入 Ansys12.0 软件, 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 51456

单元 79765 节点。

1.3.4 材料力学参数

模型的力学性能假设：下颌骨的皮质骨、松质骨假设为正交各向同性的均质连续材料，其他组织（牙、髁突软骨、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。利用下颌骨 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灰度值（CT 值）来进行插值计算，得到骨的表观密度，并由表观密度推算出它的弹性模量^[1]。

在本研究中，骨表观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观密度 ρ_{app} ：

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

骨组织弹性模量以下经验公式计算：

$$E = a + b\rho_{app}^c \quad (2)$$

由已知水的 CT 值和表观密度，皮质骨平均 CT 值和表观密度，取已知皮质骨最大弹性模量，公式（2）简化为：

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

则得， $k=4249 \text{ GPa} (\text{g/cm}^3)^{-3}$ ，由于不同部位下颌骨皮质骨和松质骨的 CT 值有一定变化，所以测量下颌骨五个部位，求得皮质骨最大 CT 值平均为 1600HU，松质骨最大 CT 值平均为 600HU，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 14963.78 Mpa 和 1179.75Mpa。

将 Ansys 前处理模块中生成的实体模型导回，在 Mimics 的 FEA 模块中

根据下颌骨各单元 CT 值分别赋材料性质。

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，杆单元材料定义为只受拉不受压的非线性材料，单元横截面积与各自模拟的肌肉和韧带截面积相同。根据 Spronsen 等^[2, 3]的研究结果获得咀嚼肌的有关参数（见表 2-1）。参考周学军等^[4]的实验结果，获得关节韧带的参数（见表 2-2），并采用受压间隙元对牙合面和关节窝进行约束。

表 2-1 咀嚼肌的有关参数 ($\bar{x} \pm s$)
Tab.2-1 Parameter of the masticatory muscles ($\bar{x} \pm s$)

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	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	+/-4.79	9.65	5.20	+/-2.91	7.70	6.10	0.89
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	+/-5.07	6.56	5.20	+/-6.51	10.21	10.60	1.26
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：上表中各肌肉起止点坐标及截面积参考 Faulkner 等^[5]和 Osborn 等^[6]的研究结果，如表所示。肌肉弹性模量为 8.2MPa，泊松比为 0.4^[7]。

表 2-2 韧带有关参数
Tab.2-2 Parameter of the stylomandibular ligament; sphenomandibular ligament and temporomandibularis ligament

名称	截 面 积 (c 长度 (cm) m ²)	方向		
		α	β	γ
茎突下颌韧带	2.00	120.00 (60.00)	120.00	30.00
蝶下颌韧带	3.50	95.00 (85.00)	100.00	15.00
颞下颌韧带浅层	0.80	68.00 (112.00)	20.00	97.20
颞下颌韧带深层	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。

1.4 实验下颌骨三维有限元模型建立

在已经建立的正常下颌骨三维有限元模型上进行部分骨质切除（图 2-3），切除方式具体如下：咬合平面的延长线与下颌骨后缘交于 A 点。从下颌角点向第三磨牙方向画线该线上距下颌角点 5.4mm 处为 B 点；20.0mm 为 D 点。过颞孔垂线与下颌骨下缘交与 C 点。模型 1：切除下颌缘，切除区域为连接 A、B、C 点（绿色线），与下颌骨后缘、下颌角、下缘围成的区域为切除部分。对侧同样定点、切除。模型 2：切除部分下颌骨，切除区域为连接 A、D、C 点（红色线），与下颌骨后缘、下颌角、下缘围成的区域为切除部分。对侧同样定点、切除。随后对模型 1、模型 2 表面网格、体网格进行进一步优化后备用。

2. 有限元分析

将建好的下颌骨全模型导入Ansys12.0软件，髁突关节面上实施全约束。在颞联合处下缘受力面相应节点上参考薄斌等^[8]的方法加载撞击力响应曲线，应用Ansys12.0的瞬态分析功能求解。随后应用Ansys12.0的通用后处理模块（Post1），运算得出下颌骨应力分布云图及应力分布动态变化图。选取下颌骨髁突颈（A点；1480节点）、下颌体（B点；1227节点）、水平支与升支交界处（C点；2206节点）3个节点（图2-4），运行Ansys12.0的时间-历程后处理模块，分别得出3个节点的应力-时间载荷响应曲线。并提取各节点上应力传导历程中以1ms为时间间隔单位的应力数据以及最大应力。

随后将建立的模型1和模型2分别导入Ansys12.0软件，重复上述求解步骤，求解应力分布云图、应力分布动态变化图、时间-应力载荷响应曲线以及上述3个节点的应力数据。

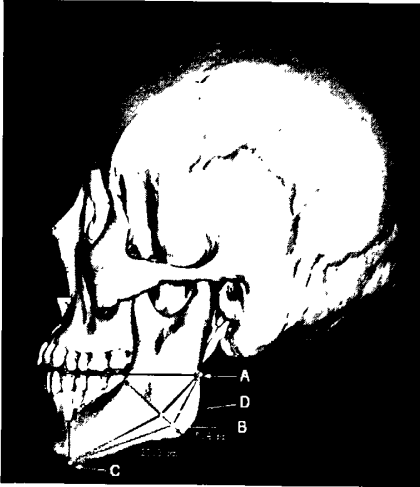


图 2-3 下颌骨部分骨质切除示意图
Fig 2-3 resect the mandibular margin and partial mandible

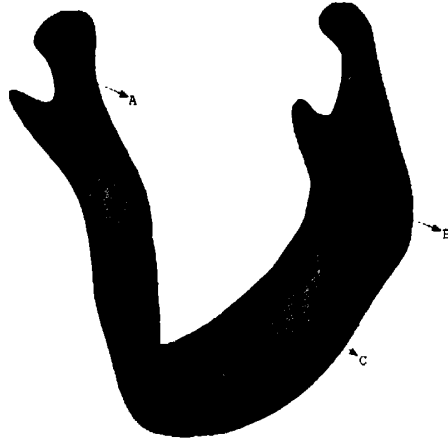


图 2-4 髁突颈 (A 点)、水平支与升支交界处 (B 点)、下颌体 (C 点)

Fig 2-4 the mandible condyle (A), the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus (B), and the mandibular body (C)

3. 统计方法

各模型不同点随时间的应力情况的平均值 (计量资料) 均以均数 \pm 标准差 $\bar{x} \pm s$ 表示，在不同部位分别采用单向方差分析 (One-way ANOVA) 比较三组模型的受力情况，比较之前进行方差齐性检验，如方差齐多重比较用 LSD 法，方差不齐用 Dennett's 法进行不同组间多重比较；采用单向方差分析 (One-way ANOVA) 比较三组模型内不同位置间受力情况。P 值 <0.05 认为差异有统计学意义。

结 果

1. 下颌骨全模型的建立

建立的带有肌肉和韧带约束的正常下颌骨三维有限元全模型及模型 1、模型 2 见图 2-5~图 2-7。



图 2-5 下颌骨有限元全模型
Fig 2-5 the normal mandible
finite element model



图 2-6 经全模型切割的模型 1
Fig 2-6 model 1 with the
resection of mandibular
margin

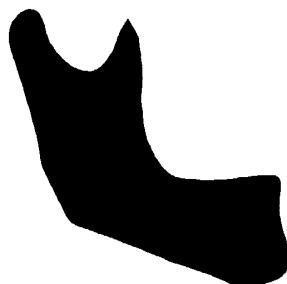


图 2-7 经全模型切割的模型 2
Fig 2-7 model 2 with the
partial resection of
mandible

2. 下颌骨全模型应力分布情况

颈部受撞击后1.8ms，撞击应力开始向四周扩散，应力传导主要沿外斜线方向传播并且集中于髁突颈部。撞击后12.5ms髁突颈前内侧受力集中部位达到应力的峰值后，下颌骨各处应力呈回落状态，随后下颌骨各部位应力渐消散。在整个过程中，按本研究前期划分的下颌骨后缘、下颌角区、下缘近下颌角区域一直处于应力较小的状态。不同时间点应力分布云图见图2-8~图2-13。

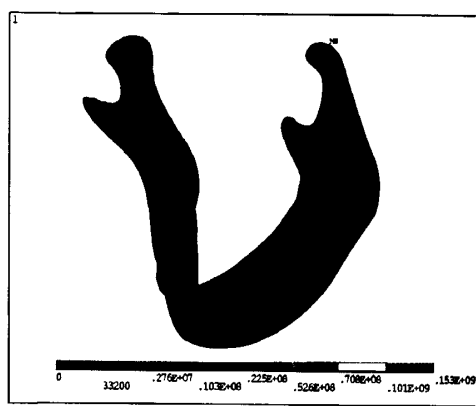


图 2-8 全模型加载撞击载荷 0ms

Fig 2-8 the mandible stress nephogram after the mentum impact 0ms

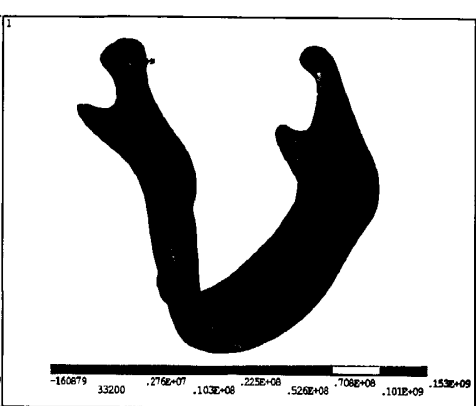


图 2-9 全模型加载撞击载荷 3ms

Fig 2-9 the mandible stress nephogram after the mentum impact 3ms

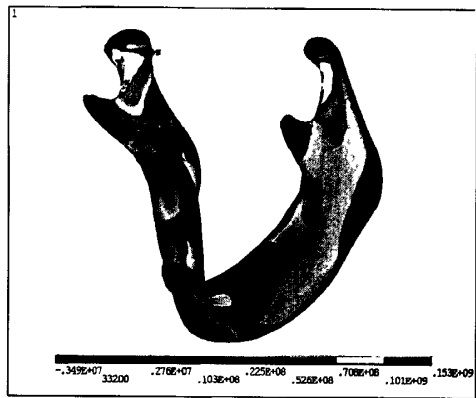


图 2-10 全模型加载撞击载荷 11ms

Fig 2-10 the mandible stress nephogram after the mentum impact 11ms

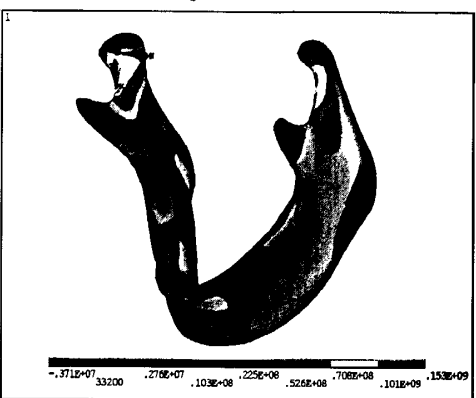


图 2-11 全模型加载撞击载荷 12.5ms

Fig 2-11 the mandible stress nephogram after the mentum impact 12.5ms

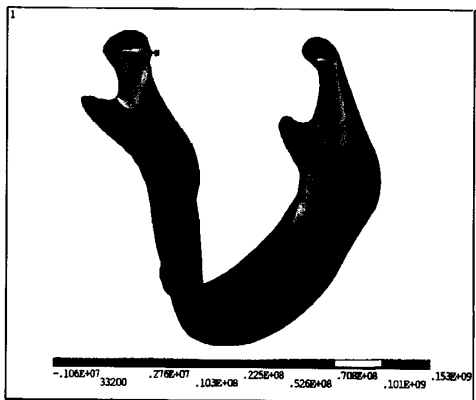


图2-12全模型加载撞击载荷19ms

Fig 2-12 the mandible stress nephogram after the mentum impact 19ms

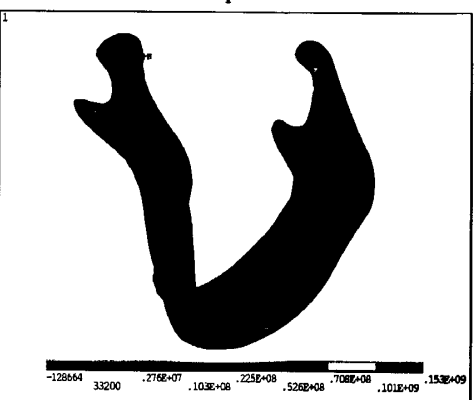


图2-13全模型加载撞击载荷28ms

Fig 2-13 the mandible stress nephogram after the mentum impact 28ms

3. 实验组下颌骨模型应力分布情况

3.1 模型 1 应力分布情况

模型1的应力传导和分布与下颌骨全模型很相似，但下颌骨各部应力范围、强度明显减小，在云图上表现出较正常下颌骨云图颜色变浅，同种颜色区域变小。在加载撞击载荷11~12.5ms后，下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽嵴附近较颜色较下颌骨全模型由应力较小的浅蓝色变成代表应力较大的黄色，不同时间点应力分布云图见图2-14~图2-19。

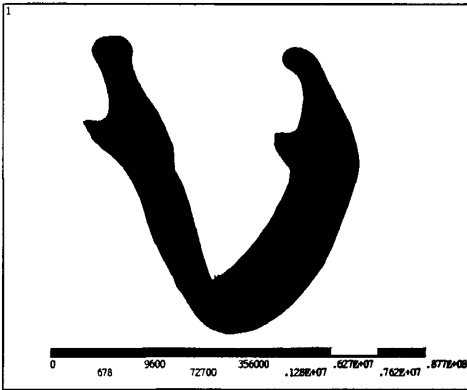


图 2-14 模型 1 加载撞击载荷 0ms

Fig 2-14 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 0ms

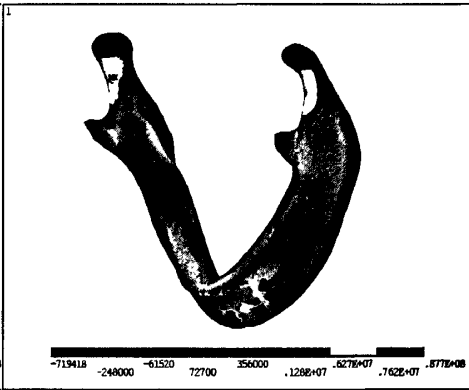


图 2-15 模型 1 加载撞击载荷 3ms

Fig 2-15 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 3ms

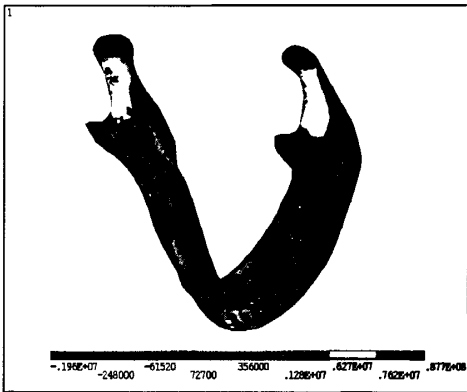


图 2-16 模型 1 加载撞击载荷 11ms

Fig 2-16 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 11ms

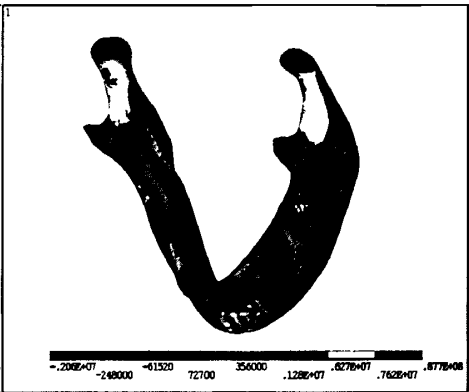


图 2-17 模型 1 加载撞击载荷 12.5ms

Fig 2-17 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 12.5ms

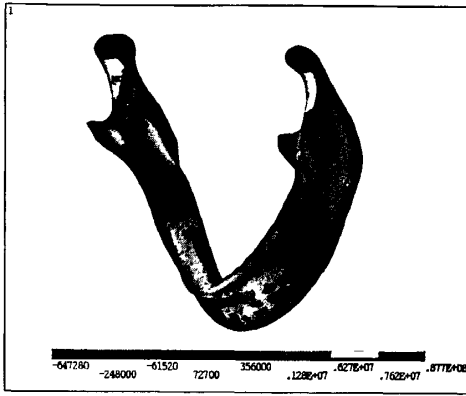


图2-18模型1加载撞击载荷19ms

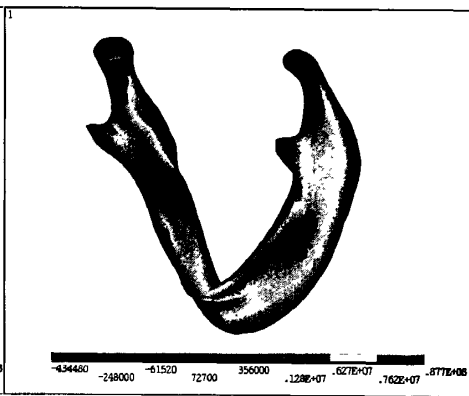


图2-19模型1加载撞击载荷28ms

Fig 2-18 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 19ms

Fig 2-19 the model 1 stress nephogram after the mentum impact 28ms

3.2 模型2 应力分布情况

模型2的应力传导和分布与模型1相似,但下颌骨各部应力范围、强度进一步减小,在云图上表现出较下颌骨全模型云图颜色变浅,同种颜色区域变小。在加载撞击载荷11~12.5ms后,下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽嵴附近较模型1黄色加深,表明该区域应力进一步加大。不同时间点应力分布云图见图图2-20~图2-25。

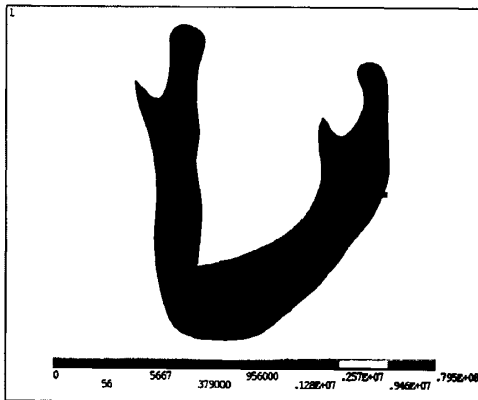


图 2-20 模型2 加载撞击载荷 0ms

Fig 2-20 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 0ms

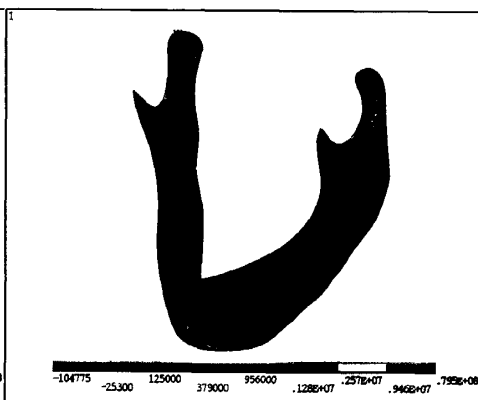


图 2-21 模型2 加载撞击载荷 3ms

Fig 2-21 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 3ms

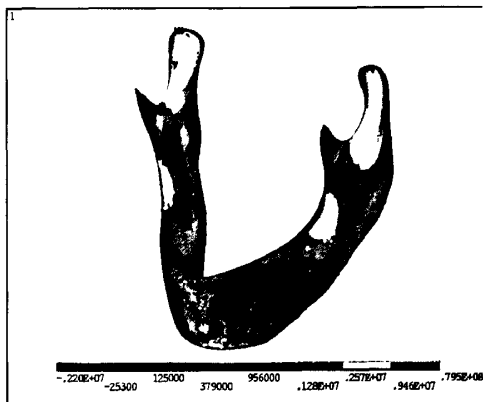


图 2-22 模型 2 加载撞击载荷 11ms
Fig 2-22 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 11ms



图 2-23 模型 2 加载撞击载荷 12.5ms
Fig 2-23 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 12.5ms

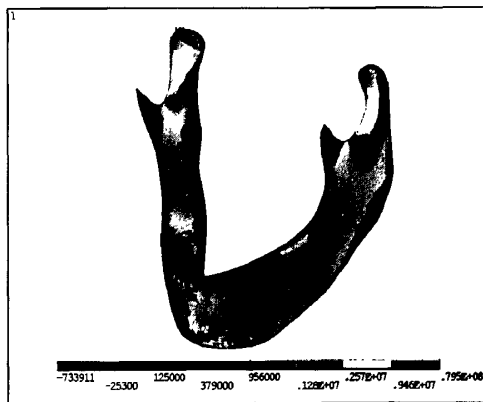


图2-24 模型2加载撞击载荷19ms
Fig 2-24 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 19ms

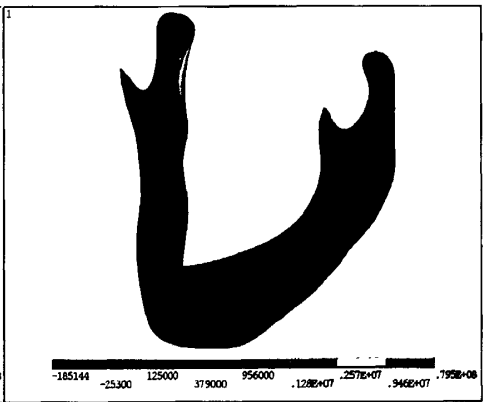


图2-25 模型2加载撞击载荷28ms
Fig 2-25 the model 2 stress nephogram after the mentum impact 28ms

4. 下颌骨髁突颈（A 点）、水平支与升支交界处节点（B 点）、下颌体（C 点）
时间-应力曲线

各模型下颌骨髁突颈（A 点）、水平支与升支交界处节点（B 点）、下颌体（C 点）时间-应力曲线形态大致相同。但峰值大小以及在应力消散前的波形存在差别。在 A 点峰值变化最大（128. 28Mpa， 88. 76Mpa， 78. 14Mpa），模型 2 形成 2 个较明显的反弹波。B 点在应力消散前下颌骨全模型 1 反弹波不明显，模型 2 有反弹波出现。C 点在应力消散前下颌骨全模型没有反弹波，

模型 1 反弹波不明显，模型 2 有明显的 2 个反弹波出现。各模型各节点的时间-应力曲线图见图 2-26~图 2-34。

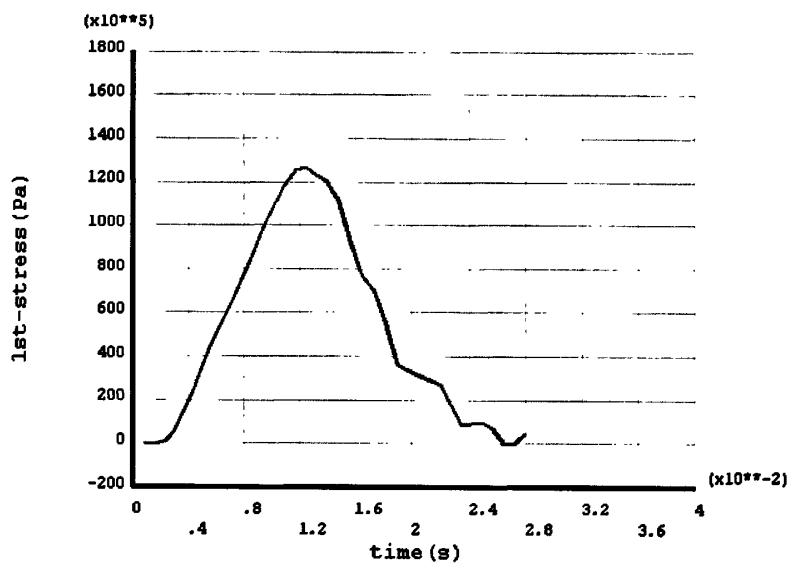


图 2-26 正常下颌骨髁突颈（A 点）时间-应力曲线
Fig 2-26 the time-stress curves of the mandible condyle (A)

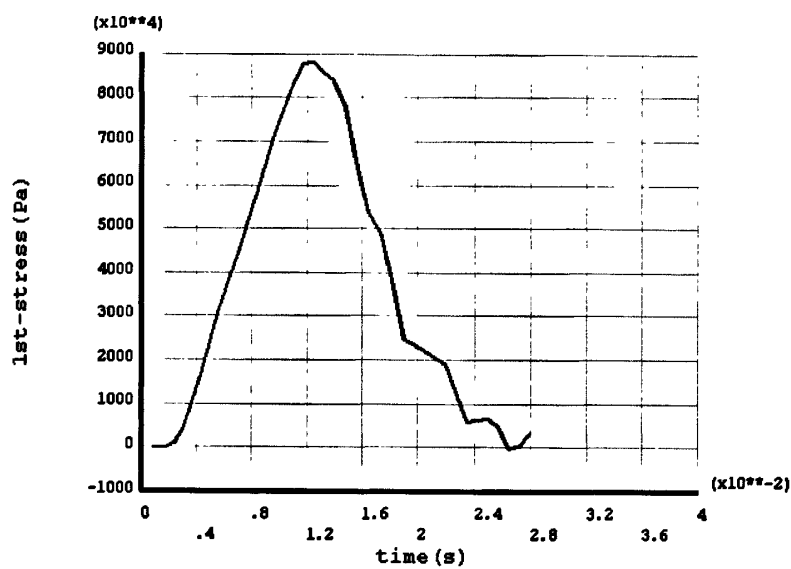


图 2-27 模型 1 髁突颈（A 点）时间-应力曲线
Fig 2-27 the time-stress curves of the model 1 condyle (A)

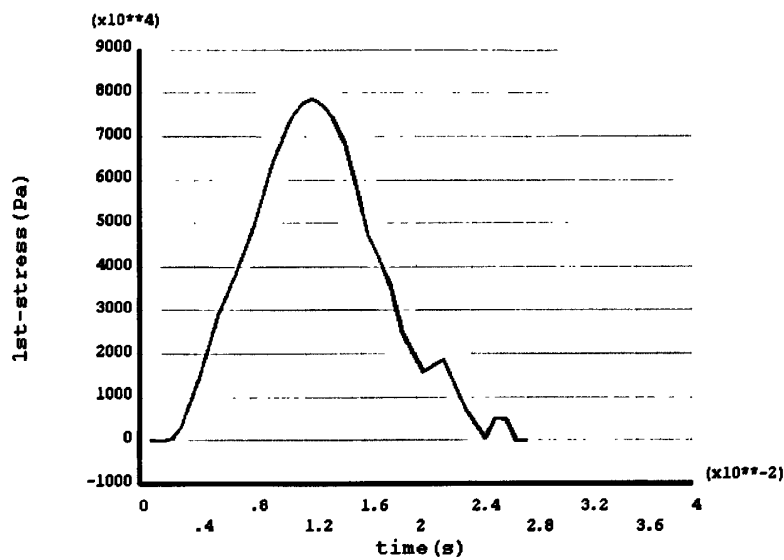


图 2-28 模型 2 髁突颈 (A 点) 时间-应力曲线
Fig 2-28 the time-stress curves of the model 2 condyle (A)

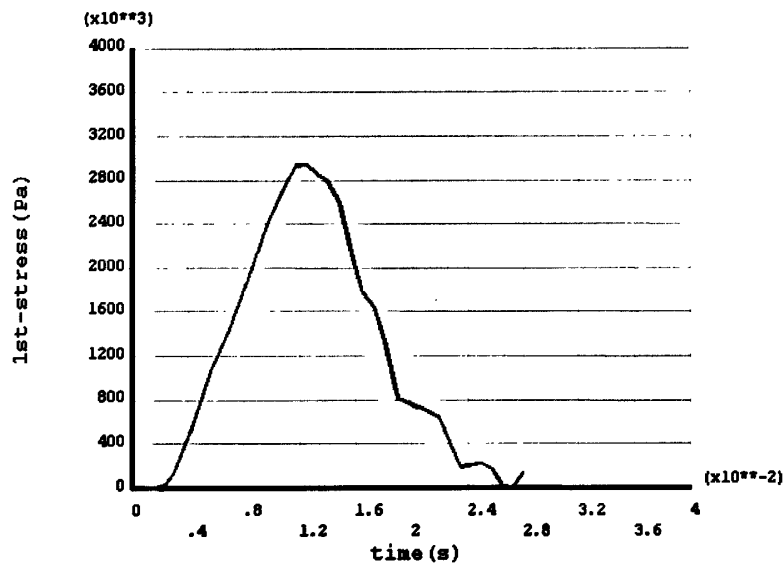


图 2-29 正常下颌骨水平支与升支交界处 (B 点) 时间-应力曲线
Fig 2-29 the time-stress curves of the mandible the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus (B)

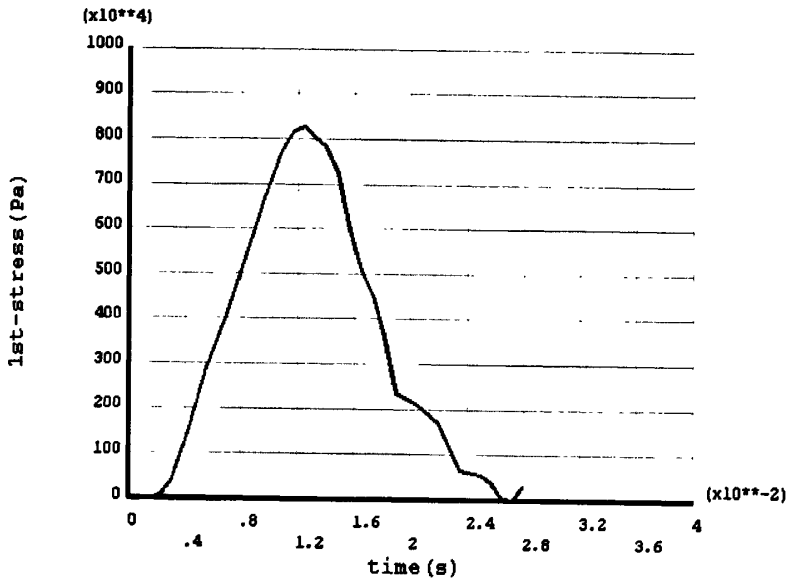


图 2-30 模型 1 水平支与升支交界处 (B 点) 时间-应力曲线
Fig 2-30 the time-stress curves of the model 1 the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus (B)

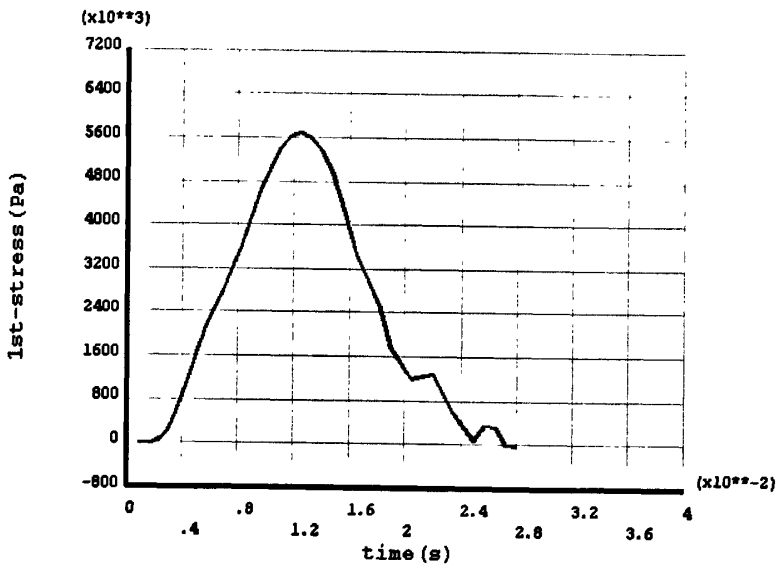


图 2-31 模型 2 水平支与升支交界处 (B 点) 时间-应力曲线
Fig 2-31 the time-stress curves of the model 2 the junction between the horizontal branch and the mandibular ramus (B)

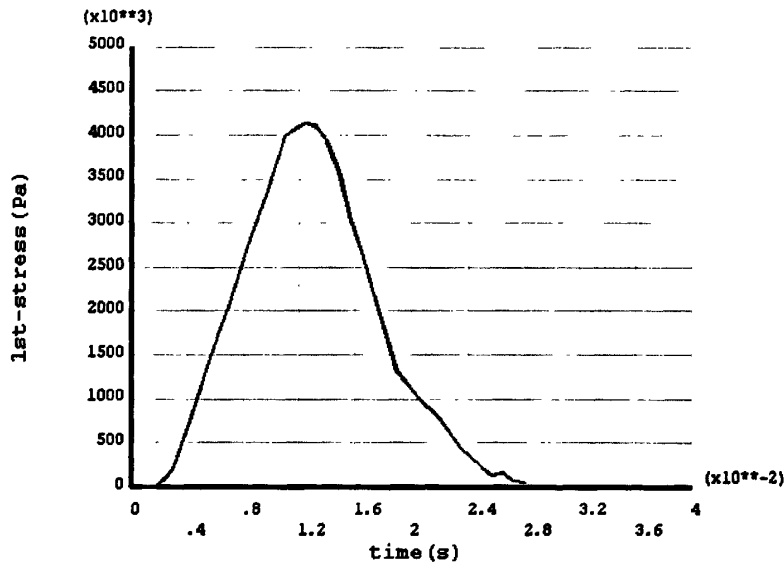


图 2-32 正常下颌骨下颌体 (C 点) 时间-应力曲线

Fig 2-32 the time-stress curves of the mandible the mandibular body (C)

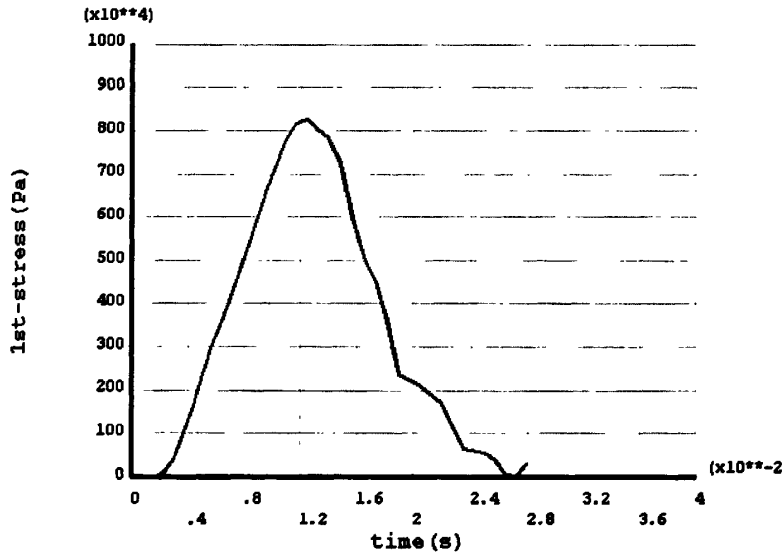


图 2-33 模型 1 下颌体 (C 点) 时间-应力曲线

Fig 2-33 the time-stress curves of the model 1 the mandibular body (C)

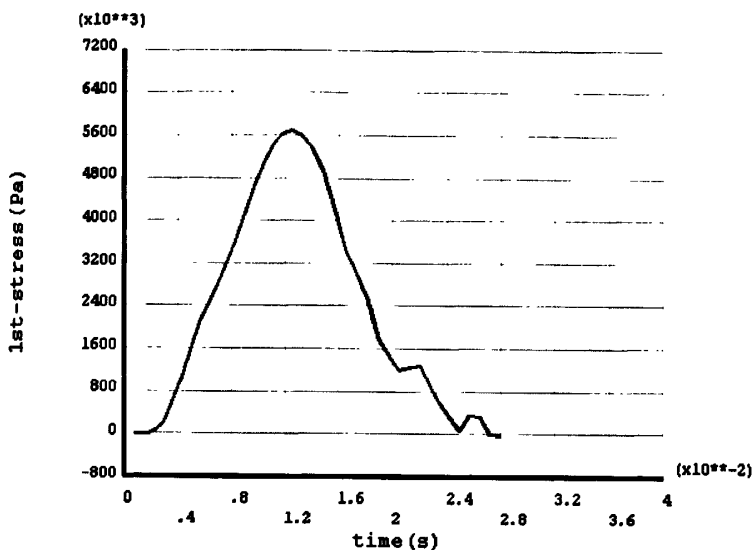


图 2-34 模型 2 下颌体（C 点）时间-应力曲线

Fig 2-34 the time-stress curves of the model 2 the mandibular body (C)

5. 下颌骨髁突颈 A 点、水平支与升支交界处 B 点、下颌体 C 点应力统计学分析
经重复测量方差分析，三组不同位置间受力情况差异具有统计学意义（ $F=105.323$ ， $P=0.000$ ），不同模型间受力情况差异无统计学意义（ $F=0.481$ ， $P=0.620$ ）；所有组合的交互效应均显著（ $F=3.151$ ， $P=0.016$ ），交互轮廓图显示三条直线不平行，提示存在交互效应。说明三组的差别在不同节点不一致，故有必要对每一个节点比较三组的差异。

表 2-3 不同组不同节点受力情况比较（重复测量资料方差分析， $n=28$ ，单位 Kpa）

Table 2-3 The comparison of force at different structures among 3 groups

部位	节点			合计	F 值	P 值
	a	b	c			
全模型组	443±375	13±11	13±11	157±296	38.873	0.000
模型 1	298±273	53±47	33±29	128±200	33.079	0.000
模型 2	315±273	54±45	22±20	130±206	37.330	0.000
合计	352±313	40±42	23±23	138±237	105.323*	0.000*
F 值	1.474	19.334	6.660	0.481*	(F=3.151#)	
P 值	0.238	0.000	0.003	0.620*	P=0.016#)	

* 主效应的 F 统计量和 P 值；# 交互效应的 F 统计量和 P 值。

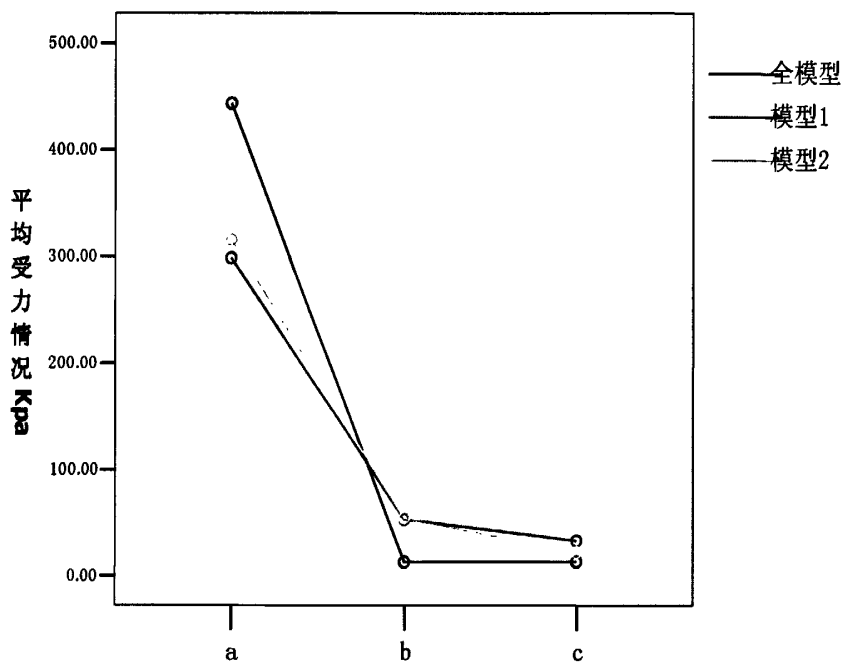


图 2-35 交互轮廓图

Fig 2-35 profile plots

经方差分析，三组不同位置受力情况方差不齐（a:F=3.174， $P<0.05$ ；b:F=29.204， $P=0.000$ ；c:F=20.051， $P=0.000$ ），用 Dennett's 法进行不同组间多重比较，结果见表 2-4。结果表明：A 点三组间差异均无统计学意义（ $P>0.05$ ），B 点全模型组与模型 1、模型 2 差异具有统计学意义（ $P<0.001$ ），后两组间差异无统计学意义（ $P=0.929$ ）；C 点全模型组与模型 1 差别具有统计学意义（ $P=0.001$ ），与模型 2 差别无统计学意义（ $P>0.119$ ）。

表 2-4 不同位置 3 组间受力情况比较（ $n=28$ ）

Table2-4 The comparisons of force on different place among three groups （ $n=28$ ）

	全模型 $\bar{x}\pm s$	模型 1 $\bar{x}\pm s$	模型 2 $\bar{x}\pm s$	P		P1	P2	P3
				F	P			
a 点	443±375	298±273	315±273	1.824	0.168	0.084	0.127	0.838
b 点	13±11	53±47	54±45	10.581	0.000*	0.000*	0.000*	0.929
c 点	13±11	33±29	22±20	5.946	0.004*	0.001*	0.119	0.065

注：单位为 10^3KPa ；P1 代表全模型组与模型 1 比较；P2 代表全模型组与模型 2 比较；P3 代表模型 1 与模型 2 比较；*代表 $P<0.05$

讨 论

有限元法的基本思想是先将研究对象的连续求解区域离散为一组有限个、且按一定方式相互联结在一起的单元组合体。离散化是有限元方法的核心,对于每个具体问题,离散化的具体内容是选择合适的单元类型,决定单元尺寸和数量、单元的布局以及结点连接的方式。单元尺寸足够小才能保证计算的精度,单元尺寸足够大才能减少计算过程的工作量,理论上讲,单元分的越细,节点布置越多,计算结果就越精确,但是,分析比较证明节点和单元的数量达到一定值后,再增加点和单元数量对于提高计算精度效果不显著。划分单元的一般原则是:单元的节点应该是结构的交汇点、转折点、支撑点和截面突变点^[9, 10]。大量研究(Hart1992, Koriath1997, Voo1996 等)表明有限元分析可以较为准确的描述下颌骨标本的生物力学性状(相关系数可达0.992^[11])。

1. 关于三维有限元模型

下颌骨的结构和功能较为复杂,包括一个水平部分和两个垂直部分,水平部分为下颌体,其上缘(即牙槽缘)含牙槽窝,包埋下颌牙齿的牙根部份,接受咬合力后传递到下颌骨其它部位;垂直部分为下颌升支(或下颌支),其上部分包含髁突和喙突,髁突是颞下颌关节重要组成部分,具有复杂的结构和功能,是下颌骨骨折的易发部位;下颌体和下颌升支之间的过渡区域为下颌角,其内、外表面被翼内肌、咬肌附着,是高应力区,也是骨折的易发部位。下颌骨上还附着一些韧带,韧带的主要功能是悬吊并限制下颌骨在正常范围内进行活动,避免其脱位。下颌骨结构和功能的复杂性给有限元分析带来了一些困难,如几何形状的精确获得、材料属性的确定、载荷的施加方式及大小、颞下颌关节内各结构间相互作用的准确模拟等^[12]。

较理想模型^[13]应可被任意旋转,在三维立体空间内可以满足任何角度进行观察需要。模型不仅可自动地移去影像上的某一部分,而且可任意删除单元、层面或某部分,并以任何需要的方式进行观察。模型可以任意切割,可

以选择感兴趣的方式去分析观察并直观地看到内部应力的分布状况。模型还可按照给定的条件,完成添加单元的要求。

1.1 模型的几何相似性

模型与研究对象的形态相似是三维有限元分析的基本要求,理论上模型应等于或无限接近研究对象。生物体三维有限元建模方法经历了数代演进,主要包括:①磨片、切片法^[14]。②三维测量法^[15, 16]。③CT图像处理法。④DICOM数据直接建模法等^[17]。DICOM数据直接建模法,具有很高的几何精度,其过程为:①CT或MRI扫描输出DICOM格式数据文件。②DICOM数据的读入专用软件。③图像的分割,生成3D模型,进行表面优化,生成优化的表面网格。④通过与有限元分析软件的良好数据接口,直接导入有限元分析软件前处理模块生成体网格。⑤给单元赋材料性质。⑥最后将赋完材料性质的实体导入有限元分析软件进行装配,完成建模。利用DICOM格式数据文件直接建模不需将数据进行转换,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。本研究将DICOM数据直接导入Mimics12.0软件直接生成三维模型,再将其直接导入Ansys12.0软件,确保了数据最大限度的利用。其优点有:①建成模型准确度高。②可重复性强。③操作相对简单和自动化。Cavalcanti等^[18]对头颅标本进行了三维螺旋CT影像重建,并将重建影像与实际测量进行了对比,发现重建影像与实际测量在统计学上并无差别,所有测量均差都低于2mm,认为三维螺旋CT影像重建在颅面手术的设计与评估是极为有用的。Por等^[19]也认为三维螺旋CT影像重建在临床应用中测量精度高,重复性好。

本研究采用螺旋CT薄层扫描技术,使实体模型(活体)离散化,原始数据的获得精度较以往的手段大大提高,截面几何形状精确,应用DICOM数据直接建模,避免了原始数据转换过程中的数据丢失,建立的下颌骨三维有限元模型较真实地代表原物的结构形态,几何相似性明显提高。

1.2 模型的力学相似性

下颌骨力学性能研究表明^[20]：下颌骨最大刚度方向的其弯曲之抛物线方向呈切线关系。长骨的最大刚度方向与其长轴方向一致，因此，颌骨的力学性能分布可看成弯曲的长骨，其最大刚度方向与其弯曲方向一致。

下颌骨在弹性限度内遵循虎克定律。建模所需的弹性常数包括弹性模量E、剪切模量G、泊松比 ν ，其中弹性模量是硬度的一个度量标准。Lettry 等^[22]对5个（53-106岁）新鲜的人的下颌骨进行研究，观察按同一方向取材时不同部位的皮质骨的E值情况和按不同方向取材时同一（邻近）部位的皮质骨的E值情况，结果表明人的下颌骨骨皮质的E值，在前磨牙区域靠近牙槽骨的皮质骨比远离牙槽骨（靠近下缘）的皮质骨E值显著降低；在磨牙区域靠近下缘的皮质骨比远离下缘（靠近牙槽骨）的皮质骨E值高，但无统计差异；在靠近牙槽骨的磨牙与前磨牙区域的皮质骨E值相比，在磨牙区域的显著的高。结果还表明，切取与下颌骨体长轴成一定角度（分别取与长轴成0、45、90度角）的皮质骨测试后E值不同，且E值随角度增大而减小。

对于骨组织这样的复合材料，它的弹性常数随其对称程度改变。各向异性的材料可有36个弹性常数^[21]，完全各向异性的独立弹性分量达21个，有关力学参数目前尚无法获取，实际应用时还很难做到。正交各向异性则将弹性分量减为9个，有学者认为，这样既在一定程度上反应下颌骨材料的各向异性，又较简单可行。故本实验采用了正交各向异性处理下颌骨的力学性能，使模型的力学相似性得到提高。另一方面，在本研究中，骨表观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更接近临床实际。

1.3 模型的约束相似性

有限元法分析下颌骨的受力时，咀嚼肌和关节韧带是不容忽视的关键因素，将直接影响模型的生物相似性。本研究根据临床实际和研究目的的需要，按正常咀嚼肌和关节韧带三维空间行走方向对模型进行约束。各咀嚼肌起止

点坐标及截面积参考 Faulkner 等^[5]和 Osborn 等^[6]的研究结果,其肌肉弹性模量为 8.2MPa,泊松比为 0.4^[7]。根据 Spronsen 等^[2, 3]、周学军等^[4]的研究结果以及中国可视化人体 CVH 数据集实测数据;设定关节韧带的参数,并采用受压间隙元对牙合面和关节窝进行约束。这些都将提高模型的约束、生物相似性。

2. 三维有限元分析

下颌骨内部各部位应力分布不均,但两侧基本对称。下颌皮质骨的定向结构中,纤维走向决定了合力方向,并构成了受力支柱^[23],内部松质骨与皮质骨相对应部位应力大小亦相对应,但皮质骨的应力值约是松质骨的20~30倍。张娄强等的研究表明,下颌骨内部存在应力轨迹,且具有一定的分布规律。因咬合力的关系下颌骨向上方变形,下颌角区、髁突颈部、冠突、外斜线区应力较大。下颌骨牙槽嵴受力为张应力,下颌缘受力为压应力;自下颌体上缘向下颌体下缘方向位移应力逐渐减小,致下颌体约中下1/3交界处应力值达最小,而后压应力值又逐渐增大,应力最小区域大致位于下颌骨神经管区,该区亦是零应力区。下颌升支后缘的力量自髁突颈部随向下颌角方向位移逐渐减小,越过升支后缘中部后至下颌角部又逐渐增大,越过下颌角区后,应力又逐渐减小;颞部骨外板区受力为压应力,骨内板区受力为张应力^[24]。

Winkler和Beaniaglaoff首先采用墨汁灌注脱钙骨研究人体皮质骨的结构。以后Seipel^[25]采用低压微型切割及骨基质有机成分组织学检查补充墨汁灌注方法,描述了下颌骨的五条应力轨迹系统:①下颌下缘压力轨迹;②内外斜嵴张力轨迹;③颞肌附着区轨迹;④两突联结轨迹;⑤牙槽突颌力传递轨迹。并在此基础上提出了机械功能学说。Weinmann (1955)^[26]又提出牙槽窝周围骨小梁排列方向指向皮质骨板,这些骨小梁汇合形成轨迹,经牙槽窝下向后向上集中到髁状突。Palph (1975)^[27]采用下颌骨光弹模型加脸面负载静态观测下颌骨内应力条纹,发现应力多集中于骨结构坚固区,负载较大的第一

磨牙应力最为集中。Standiee (1977) [28]后来进一步描述了颌面负载下骨内四条应力轨迹走向：①下颌角沿升支后缘上到髁突。②沿磨牙下经下颌体及升支到髁突。③沿磨牙牙槽嵴向上经升支前缘到喙突。④经乙状切迹从喙突到髁突。同时他们还观察到下颌骨侧向移动时，骨内应力轨迹类似于双侧颌面负载（中性闭合）时的应力轨迹，但应力线在旋转侧和滑动侧有明显不同。在旋转侧，髁突和髁突颈部应力增加，而滑动侧应力明显减少。下颌骨骨小梁排列的承力结构与功能负载一致，与骨内应力应变方向一致。

通过以往研究结果可知，下颌骨内的应力轨迹可分为“张应力轨迹”和“压应力轨迹”，在“张应力轨迹”和“压应力轨迹”之间有一条“零位应力线”，该“零位应力线”与下颌神经管相吻合，上方为张应力区，下方为压应力区。应力在下颌下缘及牙槽嵴处最明显，张力最大处为牙槽嵴外侧部分，压力最大处为下颌下缘内侧部分^[29, 30]，第1磨牙、第2磨牙参加咀嚼时，下颌骨在四块咀嚼肌的协同作用下，应力主要集中于髁突、喙突、磨牙区，但最大应力位于髁突。两颗前磨牙咀嚼时最大应力位于第1、第2前磨牙，但髁突、喙突仍是主要应力集中区^[31]，下颌中切牙及第一磨牙载荷，荷载牙附近的应力是压力^[32]。

下颌角截骨整形术是以切除部分下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘骨质为手段，达到矫正下面部宽大的目的。切除部分骨质后，必然引起下颌骨整体生物力学方面的改变，是否术后存在下颌骨应力改变过多而影响下颌骨整体的安全性？切除哪些区域的骨组织对下颌骨生物力学特性改变最小？不同区域骨组织减少的极限量是多少？能否寻找到下面部轮廓塑形效果与生物力学变化的最佳平衡点？这些都是目前整形外科医生关注的问题。本研究立足于贴近临床应用，设计了模型1和模型2两种骨组织切除方式。模型1截除骨质范围与李慧超等报道的下颌角截骨整形术的长弧线截骨范围相当，接近临床实际操作，即截除了前述的下颌骨“压应力轨迹”；模型2的截骨范围已接近下颌神经管道位置，即“零位应力线”，是临床上截骨范围的理论极限。另外，模型1和模型2均由已重建生成的下颌骨三维有限元全模型上直接切割而成，确

保了各模型其它条件的一致性。

撞击载荷的加载我们没有采用模拟生成钢性的球体进行瞬间冲击的方法,而是采用人尸体头颅在撞击的实测的撞击数据曲线,在Ansys12.0软件中直接加载撞击载荷。这一方面排除了撞击材料材料属性、应力回弹、振荡、波形的叠加效应或共振作用等对分析结果的干扰。另一方面,加载撞击数据曲线能够延长应力传导、分布的历程,本研究的应力传导、分布历程达28ms,与撞击数据曲线加载时间基本相等,是瞬间冲击历程的7倍。更长的历程能够更详细的显示下颌骨各部应力传导、分布的细节。

通过比较本研究各模型的应力分布云图,我们发现模型1下颌骨各部应力较正常下颌骨明显减小。与李慧超^[33]等的研究结果不同,在加载撞击载荷11~12.5ms后,即各部应力接近峰值时,模型1较下颌骨全模型下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽嵴附近由应力较小的浅蓝色变成代表应力较大的黄色。而模型2在相同的时间区间内较模型1黄色进一步加深,表明该区域应力进一步加大。可能是得益于更长的历程能够显示更多的细节。而统计学的分析也提示位于水平支与升支交界处B点全模型组与模型1、模型2差异具有统计学意义($P<0.05$);位于下颌体C点全模型组与模型1差别具有统计学意义($P<0.05$)。提示该区域应力上升,切除骨质越多应力上升越多,遵循应力上升材料较前更易断裂的力学原理,可以推断模型1、模型2的水平支与升支交界处、下颌体部较全模型该部强度下降、易于断裂。分析原因可能是本应由下颌骨下缘(压力轨迹)骨质传导、承担的应力,在完全切除压应力轨迹后,转而由附近的骨质传导和承担,因应力叠加而增大。另外,位于髁突颈的A点全模型组与模型1、模型2的应力差别无统计学意义($P>0.05$),但其峰值相差较大(128.28Mpa, 88.76Mpa, 78.14Mpa),目前不能做出合理的解释,可能与邻近髁突位置的骨质结构、形态未改变,以及颞下颌关节的缓冲作用有关。

与李慧超^[33]等的研究结果比较,我们发现其时间-应力曲线不仅历程短仅

4ms, 而且其应力上升曲线上上升较快, 应力下降曲线下下降较慢。而本研究的在相应位置上的时间-应力曲线为较对称的抛物线, 产生这种差别的原因可能是与加载载荷有关。另外, 我们也没有描记到其术后的双峰时间-应力曲线。模型2在A、B及C点上在应力消散阶段存在明显的反弹波形, 分析原因可能是模型2骨质切除最多, 应力增加较多导致局部下颌骨骨质产生变形, 当应力渐消散时产生较明显的应力反弹。

本研究是以模型为研究对象来考察与下颌角截骨整形术相关的下颌骨生物力学变化, 未考虑活体条件下的下颌骨的生物学特性。即使截除下颌骨“压应力轨迹”后, 形成新的下颌缘, 当咀嚼时使“新的”下颌缘不断受到压应力的作用, 刺激该部为骨质增厚, 势必会形成新的压应力轨迹, 在这些方面的研究目前仍未见报道, 仍需进一步深入研究。

结 论

1. 下颌骨受撞击后, 应力主要沿外斜线方向传播并且集中于髁突颈部。
2. 切除下颌骨后缘、下颌角、下颌骨下缘骨质能够引起下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽嵴附近应力上升。
3. 切除骨质越多应力上升越多, 使下颌骨较前更易断裂。

参考文献

- [1] Tavakoli K, Stewart KJ, Poole MD. Distraction osteogenesis in craniofacial surgery: a review. *Ann Plast Surg*. 1998. 10 (1): 88-99.
- [2] Spronsen V, Weijs W A, Ginkel F C, et al. Jaw muscle orientation and moment arms of long - face and normal adults . *J Dent Res*, 1996, 75 (6): 1372 – 1380.
- [3] van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, et al. A comparison of jaw muscle cross-sections of long -face and normal adults. *J Dent Res*, 1992, 71 (6): 1279 - 1285.
- [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. *华西口腔医学杂志*, 1999, 17 (1): 29 - 32.
- [5] Osborn JW, Baragar FA. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: Symmetric vertical bite force. *J Biomechanica*, 1985, 18 (8): 599-612.

- [6] Kuchler G, Patzak A, Schubert E. Muscle elasticity: effect of muscle length and temperature. *Biomed Biochem Acta*, 1990, 49 (11): 1209-1225.
- [7] Lewis G, Shaw KM. Modeling the tensile behavior of human Achilles tendon. *Biomed Mater Eng*, 1997, 7 (4): 231-244.
- [8] 薄斌, 周树夏, 郝卫亚. 人尸体头颅在撞击载荷下的动态响应研究. *创伤外科杂志*[J]. 2000, 3 (18) :28-30.
- [9] 张彤, 刘洪臣, 王延荣, 等. 上颌骨复合体三维有限元模型的建立[J]. *中华口腔医学志*, 2000, 35 (5) : 374.
- [10] 于力牛, 常伟, 王成焘, 等. 基于实体模型的牙颌组织三维有限元建模问题探讨[J]. *机械设计与研究*, 2002, 18 (2) : 41.
- [11] Vollmer D, Meyer U, Joos U, et al. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg*, 2000, 28 (2) : 91-96.
- [12] 刘展, 颞下颌关节生物力学建模及下颌升支矢状劈开截骨术的生物力学研究. 四川大学博士学位论文 2005.10, 2.
- [13] Tanaka E, Rodrigo, Miyawaki. Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three - dimensional analytic approach with the finite - element method[J]. *J Oral Rehabi*, 2000, 27: 754.
- [14] 夏荣. 有限元法及其进展. *中国口腔种植学杂志*, 1997, 2 (3) : 96-100.
- [15] 魏斌. 牙颌系统三维有限元建模方法的进展. *口腔器械杂志*, 2002, 11 (2) : 86-87.
- [16] 韩强. 应用于口腔医学领域的三维测量技术. *口腔材料器械杂志*, 2003, 12(1) : 39-41.
- [17] 赵峰, 高勃, 刘震侠, 等. Dicom标准和Mimics软件辅助建立下颌骨三维有限元模型. *西国防医药*, 2005, 15 (5) : 479- 481.
- [18] Cavalcanti MG, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning : experimental validation invitro[J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 1999, 57 (6) : 690-694.
- [19] Por YC, Barcelo CR, Sngk, et al. A novel method for measuring and monitoring monobloc distraction osteogenesis using three-dimensional computed tomography rendered images with the biporion-dorsum sellae plane. [J]. *J Craniofac Surg*, 2005, 16 (3) : 430-435.
- [20] Carter R. The elastic properties of corical mandibular bone: Doctoral dissertation). New Orleans: Department of physics of Tulane University, 1989.
- [21] 过邦辅, 王以进. 骨组织的机械性质. *生物力学*, 1986, 1: 58-68.
- [22] Lettry S, Seedhom BB, Berry E, et al. Quality assessment of the cortical bone of the human

- mandible[J]. Bone, 2003, 32 (1) : 35-44
- [23] 赵云凤.口腔生物力学[M].北京:北京医科大学.中国协和医科大学联合出版社, 1996: 53.
- [24] 张娄强, 孙庚林, 吴炜, 等.下颌骨正中生物力学三维有限元分析[J].天津医科大学学报, 2008: 14 (4) : 564-565.
- [25] Seipel CM. Trajectories of the jaws. Act Odont Scand, 1948, 8: 81-84.
- [26] Weinmann JP, Sicher H. Bone and Bones. Fundamentals of bone biology. 2nd ed, Lewis the C. V Mosby Co, 1955. 314.
- [27] Palph JP, et al. Analysis of stress pattern in the human mandible. J Dent Res, 1975, 54: 814
- [28] Standiee JP, et al. Stress trajectories within the mandible under occlusal load. J Dent Res, 1977, 56: 1297.
- [29] Ewers R, Shilli W. Photoelastic experiments on the implantation of a bone graft into the mandible with stable compression osteosynthesis. Int J Oral Maxillofac Surg. 1979, 8: 462.
- [30] Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Maxillofac Surg, 1986, 15: 263.
- [31] 吴立军, 廖进民, 钟世镇, 等.咀嚼牵动的下颌骨三维有限元建模与数值分析, 中国临床解剖学杂志, 2004, 22 (4) : 408-410.
- [32] 沈金根, 吴春宝, 徐晓明.人类下颌骨力学模型.解剖学报 1987, 18 (1) : 1.
- [33] 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.中华整形外科杂志, 2008, 24 (6) : 416-420.

第三部分 下颌角截骨整形术的临床应用研究

下颌角截骨整形术以改善面部容貌为目的,通过重塑下面部骨骼轮廓的手术方式越来越得到广大求美者的认同,目前已成为临床工作中较为常见的手术之一。自2007年10月至2009年11月,作者共计完成下颌角截骨整形术119例,现总结如下:

临床资料

本组患者119例,其中117例以改善下面部轮廓为诉求、2例以恢复下面部对称性为诉求就诊;女性115例229侧,男性4例7侧,年龄19~43岁,平均28.3岁;所有患者颌面部发育正常,咬合关系正常,无咬合障碍,无任何颞下颌关节弹响、疼痛、张口受限和下颌脱位等颞下颌关节紊乱综合征(TMJDS)症状和体征,无下颌骨相关外伤手术史。下颌角肥大以骨性肥大为主,表现为下颌角骨质增生突出,下颌角间距增宽,等于甚至超过颧骨间距。其中25例同期行颧骨缩小整形术,6例同期行假体隆颏术。

1. 术前检查、测量

1.1 大体检查

测量下面部软组织的情况,主要包括咬肌厚度和范围,颊区颊脂垫的体积等。

1.2 X-线摄片检查及测量

简化张海钟等^[1]的测量方法,将X-线片用50mm固定焦距的数码照相机翻拍,随后将图像输入电脑Mirror system (Canfield Scientific, Inc) 软件中,利用Mirror system软件中的等像素运算等测量工具进行测量。于头颅正位片测量两侧颧骨最外侧点间距离,即颧骨间距;两侧下颌角最外侧点间距离,即下颌角间距;于侧位片测量下颌骨后缘、下颌角点、下颌骨下缘两直线的交角,即下颌角角度。并了解下颌骨后缘及下缘的局部形态,以便于术中进行定位截骨线参考。于下颌骨曲面断层全景片,了解下牙槽血管神经束走行,

避免术中意外损伤。

2. 下颌角肥大的诊断

应用X-线片的测量数据，参照国内的王侠、陈育哲、周智等^[2-4]提出的诊断标准，即“X-线侧位片测量下颌角角度 $<110^{\circ}$ ，颧骨间距/下颌角间距 <1.33 ，即可诊断为“下颌角肥大”。依据本研究前期研究结果，将下颌角的局部形态分为3类4型，即外翻、中位和内翻（图1-4）；单角转折型、双角转折型、角度过渡型和后下突型（图1-3）。

表3-1 下颌角局部形态统计（n=236）

Table 3-1 Angle of mandible shape statistics (n=236)

	单角转折 (%)	双角转折 (%)	角度过渡 (%)	后下突 (%)	合计 (%)
外翻型	22 (9.32)	41 (17.37)	84 (35.59)	9 (3.81)	156 (66.10)
中位型	3 (1.27)	14 (5.93)	31 (13.14)	3 (1.27)	51 (21.61)
内翻型	2 (0.85)	7 (2.97)	20 (8.47)	0 (0)	29 (12.29)
合计 (%)	27 (11.44)	62 (26.27)	135 (57.21)	12 (5.08)	236 (100)

3. 术前设计

术前设计的核心内容是针对下面部骨组织、软组织的具体处理方式，其中截骨线的确立是其关键。为确保术后效果更加符合人体美学原则，我们参考既往文献报道的标准：即术后理想下颌角的角度为 $105^{\circ}\sim115^{\circ}$ ；男性两下颌角间宽为 $108.67\pm0.26\text{mm}$ ；女性两下颌角间宽为 $103.76\pm0.27\text{mm}$ ；颧骨间距/下颌角间距为1.33左右。依据以上标准确定每例患者的具体截骨线的类型，共有长弧线、双直线（折线）、直线三种可供选择。其中长弧线截骨线按照归来教授所提出的方式设计，截骨范围包括下颌骨升支下部、下颌角和下颌骨体部下缘^[5]。双直线截骨线按照柳大烈教授的方法进行设计，截骨范围为预计术后下颌角点与截骨线同下颌骨下缘、后缘交点所围成的区域^[6]。针对咬肌肥大者，采取高频电刀烧灼或切除的方式处理，对于颊区肥胖、年龄小于30岁者，行部分颊脂垫摘除术。

4. 三维重建及术前模拟设计

本组资料中共计进行术前三维重建及术前模拟21例,其中7例术后一周至三个月进行了术后三维重建。

4.1 三维重建方法

计算机断层扫描(CT)采用16排螺旋CT机(美国GE公司生产,GE Light Speed 16),进行全颅的轴向断层、连续无间隔扫描。扫描基准线平行于眶-耳平面。螺距1.0~1.5 mm,层厚0.75mm,扫描参数120kV、230mas,扫描矩阵512×512。扫描原始数据经联机工作站(AW 4.2)进行三维重建,骨重建窗位500~800HU,窗宽1000~2000HU;软组织重建窗位35~50HU,窗宽70~100HU。

4.2 术前模拟设计

运用Mirror system软件,将重建的下颌骨三维图像载入,利用软件的拉伸、平移、切割、旋转、拼接、扩大等功能,依据既往文献报道的下面部骨骼轮廓的美学标准,并参考患者提出的要求以及结合功能、形态的综合因素,模拟出骨处理后的手术效果,最终与术后下颌骨三维重建图像进行比较。

5. 手术方法

手术采用经鼻插管全身麻醉或局部浸润麻醉,局部浸润麻醉液为含1/100000肾上腺素的0.25%利多卡因150ml,于口内切口处粘膜及术区内下颌骨内外板骨膜下行局部浸润。在口内前庭沟颊侧粘膜于下颌前磨牙远中端处至下颌升支前缘切开粘膜及粘膜下组织,保留0.5cm宽牙龈缘粘膜以便缝合,切口直达骨膜,用骨膜剥离器剥开下颌升支和体部后2/3部分的骨膜和咬肌附着点。暴露下颌骨升支中下部(平咬合平面)、下颌角、下颌骨体部直至颏孔。妥善保护颏神经血管束。以特制的下颌角剥离器骨膜下充分剥离附着于下颌骨下缘、下颌角区、下颌骨后缘舌侧的翼内肌、下颌舌骨肌等软组织。

对于下颌骨外板骨质的处理作者使用两种方式:其一是使用Stryker旋转磨头磨削去除大部下颌骨骨皮质外板,但不开放骨髓腔;其二是使用往复锯,

自下颌骨外斜线、下颌骨隆突处矢状劈开下颌骨外板达下颌骨下缘、下颌角区以及后缘的骨皮质反折处，再以骨凿轻凿将下颌骨外板完整矢状劈除，并将不平整的部位打磨平整。

对于下颌骨下缘、下颌角区以及后缘的全层截骨作者同样运用两种方法，其一是使用Stryker的摇摆锯，沿预计截骨线彻底切开下颌骨相应区域的骨皮质反折部以及骨内外侧板，离断与游离骨块舌侧面相连的软组织，取出游离骨块，打磨衔接部位防止第二下颌角形成。其二是使用直角钻沿预计截骨线垂直骨面钻通下颌骨相应区域的骨皮质反折部以及骨内外侧板，形成间隔在5mm以内的贯穿孔，在下颌骨下缘、后缘的骨皮质反折处适当缩小孔间距，随后以骨凿沿相互连接各孔形成的截骨线适当力度凿击即可按预计截骨线完成全层截骨。凿击时嘱患者用力咬合或在下颌角区向髁突方向托住下颌骨，以防止颞下颌关节因冲击而受损。另外，本研究的前期研究结果提示下颌骨内板较薄，且张应力较小，因此，作者亦尝试改良应用摇摆锯截骨，确切沿截骨线截断下颌骨外板及下缘、后缘的骨皮质反折处，保留下颌骨内板，随后以骨凿沿截骨线适当力度凿击，内板会沿截骨线准确断开，从而完成全层截骨。此法同样应注意保护颞下颌关节。

必要时根据患者情况设计个性化手术方案：针对咬肌肥大者，采取高频电刀切除或烧灼的方式均匀去除部分咬肌，彻底清除炭化、失活的肌组织；对于颊区肥胖者，于下颌升支前缘切口处向后上钝性分离，打开颊脂垫包膜，牵出并切除部分颊脂垫。

确切止血，彻底冲洗术区以清除残余的骨粉及细小骨碎片，放置负压引流，3/0可吸收性手术合成缝线连续缝合口腔粘膜切口，适当压力加压包扎。

术后常规应用止血药和抗生素，辅以甲硝唑等抗厌氧菌治疗，冰敷颌下术区，常规口腔护理。术后3天内给予地塞米松10mg/天，用以减轻局部组织肿胀，加速水肿吸收。术后1~2天拔除负压引流管，术后3~5天拆除包扎的敷料并开始术区热敷，术后7~10天拆线。

结 果

1. X-线测量及三维重建结果

本组资料119例患者均进行术前X-线检查，测量结果见表2。

表3-2 术前X-线测量结果 (n=119)

Table 3-2 Preoperative X-ray measurements (n = 119)

颧骨间距 (mm)	下颌角间距 (mm)	下颌角角度	
		左侧 (°)	右侧 (°)
130.9±5.3	110.5±5.2	112.5±6.32	112.7±6.46

典型病例术前术后X-线测量对比见图3-1～图3-4。其颧骨间距为131.2mm；下颌角间距术前116.5mm（图3-1左侧），术后101.8mm（图3-1右侧），较术前缩小14.7mm；颧骨间距/下颌角间距术前为1.13，术后1.29。术前侧位下颌角角度为114.1°（图3-2左侧），术后126.2°（图3-2右侧）。全景位术前（图3-3上）、术后（图3-3下）对比，全景位X-线术前设计截骨线与截除骨量对比（图3-4上）及术后全景位X-线与截除骨量对比（图3-4下）。

本组资料中共计进行术前三维重建及术前手术模拟21例，其中7例术后一周至三个月进行了术后三维重建。典型病例三维重建、术前手术设计、模拟及术后效果对比见图3-5～图3-9。

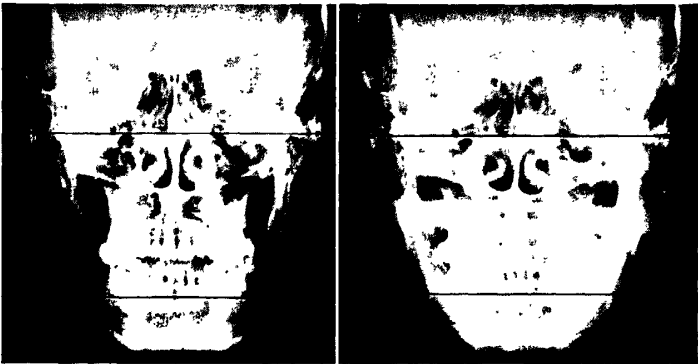


图 3-1 正位片术前（左）、术后（右）颧骨间距与下颌角间距测量对比
Fig 3-1 Preoperative anteroposterior film (left) and (right) zygomatic distance compared with the mandibular angle distance measurement



图 3-2 侧位片术前（左）、术后（右）下颌角角度测量对比

Fig 3-2 Preoperative lateral view (left) and after (right) angle of mandible angle measurement



图 3-3 全景位术前（上）、术后（下）对比，蓝色虚线为术前设计截骨线

Fig 3-3 Preoperative panoramic position (upper) and after (lower) comparison, blue dotted line for the preoperative design of osteotomy



图3-4 全景位X-线术前设计截骨线与截除骨对比（上）及术后全景位X-线与截除骨质对比（下）

Fig 3-4 Panoramic digital X-ray Preoperative design osteotomy line and the cut-off addition to contrast bone (upper) and postoperative panoramic digital X-ray and cut-off addition to contrast bone (lower)

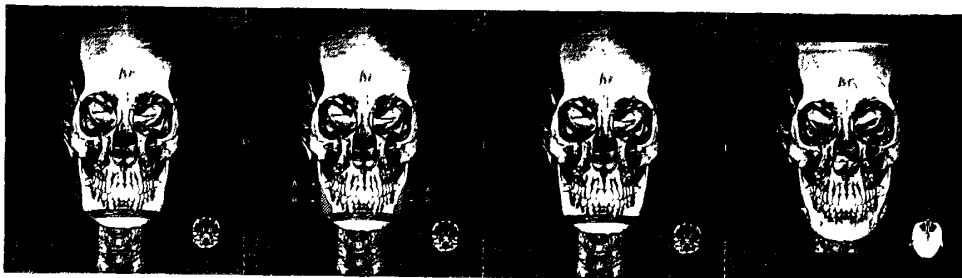


图 3-5 正位，依次为术前、设计、模拟、术后三维图像。其中 A 区为下颌骨骨皮质外板需磨削的区域，B 区为需截除对下颌角部分，两者的交接为截骨线

Fig 3-5 Orthotopic, followed by preoperative, design, simulation, after three-dimensional images. A district in which the mandibular cortical plate area required grinding, B, in addition to the need to cut part of the mandibular angle, the transition between the two lines for the osteotomy

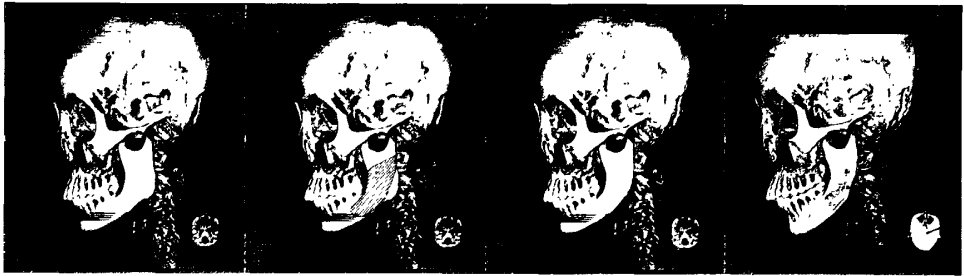


图 3-6 左侧位，依次为术前、设计、模拟、术后三维图像。其中 A 区为下颌骨骨皮质外板需磨削的区域，B 区为需截除对下颌角部分，两者的交接为截骨线

Fig 3-6 The left lateral position, followed by preoperative, design, simulation, after three-dimensional images. A district in which the mandibular cortical plate area required grinding, B, in addition to the need to cut part of the mandibular angle, the transition between the two lines for the osteotomy



图 3-7 右侧位，依次为术前、设计、模拟、术后三维图像。其中 A 区为下颌骨骨皮质外板需磨削的区域，B 区为需截除对下颌角部分，两者的交接为截骨线

Fig 3-7 The right lateral position, followed by preoperative, design, simulation, after three-dimensional images. A district in which the mandibular cortical plate area required grinding, B, in addition to the need to cut part of the mandibular angle, the transition between the two lines for the osteotomy

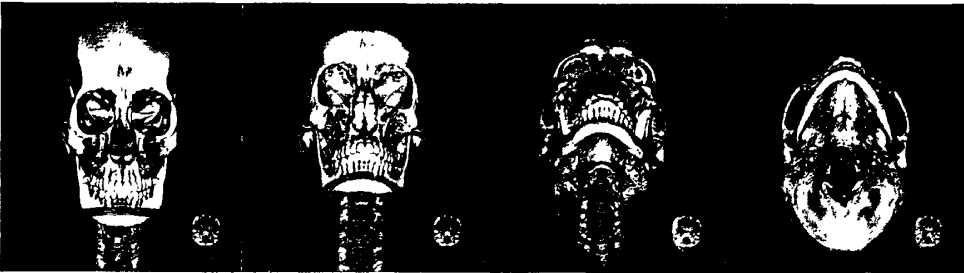


图 3-8 沿冠状轴旋转 90° 每间隔 30° 所采集的图像

Fig 3-8 Rotated 90° along the coronal axis for each interval of the images collected from 30°

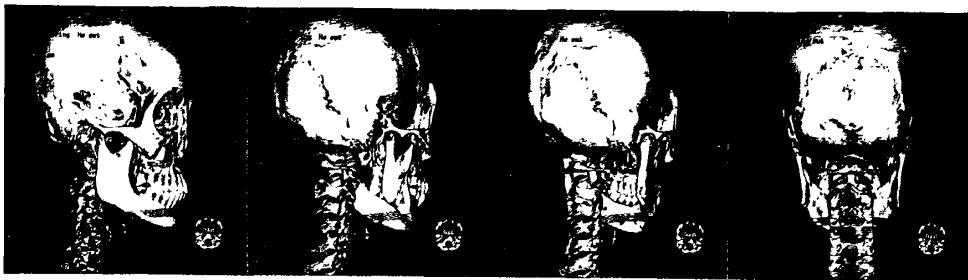


图 3-9 沿矢状轴旋转 90° 每间隔 30° 所采集的图像

Fig 3-9 Rotated 90° along the sagittal axis for each interval of the images collected from 30°

2. 麻醉方式及骨组织处理方式统计结果

骨处理方式为下颌骨外板去除并行后缘、下缘以及下颌角区全层截骨，截骨线设计分为直线截骨、双直线截骨、弧线截骨三种方式，截除下颌骨后缘、下缘、下颌角区骨质2.8×1.0cm~7.3×2.3cm，实施咬肌部分电切或烧灼术82例，颊脂垫部分摘除术47例。本组资料119例患者麻醉方式及骨组织处理方式见表3。

表3-3 麻醉方式及骨组织处理方式统计 (n=119)

Table 3-3 Anesthesia methods and statistical treatment of bone tissue (n=119)

	外板去除方式		截骨线方式			合计 (%)
	磨削	矢状劈除	直线截骨	双直线截骨	弧线截骨	
局麻	6	4	11	12	49	83 (69.75)
全麻	3	2	2	4	26	36 (30.25)
合计 (%)	9(7.56)	6 (5.05)	13 (10.92)	16 (13.44)	75 (63.03)	119 (100)

119例受术者中，随访3个月共93例，术者、受术者均认为下面部轮廓明显改善、效果满意88例，占有所有病例73.95%，随访6个月以上的57例，效果满意56例，占有所有病例47.06%。复诊的受术者多拒绝再次进行X-线检查，因而术后X-线检查测量数据不完整，也未进行统计学比较。另外，术后下面部轮廓改善效果的评价也仅限于术者、受术者以及受术者周围人群的评价，相对较为主观。图3-10、图3-11。



图 3-10 典型病例术前术后侧面观对比

Fig 3-10 Clinical lateral view of Preoperative (left) and postoperative (right) at 6 months.



图3-11典型病例术前术后侧面观对比

Fig 3-11 Clinical lateral view of Preoperative (left) and postoperative (right) at 6 months.

3. 手术并发症统计结果

按照韩国Eul-Sik Yoon^[7]对下颌角截骨整形术并发症的分类方法, 本组资料并发症发生情况及与其他的比较见表4。

1例1侧因截骨时发生大出血而被迫放弃长弧线截骨而仅实施了直线截骨后终止手术, 术后并发血肿、严重肿胀, 1周后行血肿清除术; 术后3周出现截骨不足、双侧不对称、第二下颌角形成, 于术后6个月行第二下颌角磨削术。2例3侧术后出现切口延迟愈合, 分泌物培养为口腔常驻菌群, 术后2~4周行术区清创术; 1例1侧术中行矢状劈除下颌骨外板时, 损伤下颌神经管及下牙

槽神经，离断约1cm长下颌神经管及下牙槽神经，术中行下颌神经管及下牙槽神经复位，现随访7个月仍残存同侧下唇约1.5cm²感觉障碍。

表3-4 并发症统计

Table 3-4 complication statistics

名称	N=119 (%)	N=1251 (%)
严重并发症		
骨折	0	8 (0.64)
大出血	1 (0.84)	6 (0.48)
永久性面神经瘫痪	0	0
常见并发症		
暂时性面神经麻痹	0	15 (1.2)
感染	2 (1.68)	8 (0.64)
血肿	1 (0.84)	4 (0.32)
张口受限	0	1 (0.08)
颞神经伤	0	1 (0.08)
双侧不对称	1 (0.84)	9 (0.72)
截骨不足	1 (0.84)	13 (1.04)
截骨过度	0	9 (7.3)
第二下颌角形成	1 (0.84)	3 (0.24)
骨片残留	0	34 (0.24)
皮肤受压	0	6 (0.48)
严重肿胀	7 (5.88)	3 (0.24)
疤痕	1 (0.84)	4 (0.32)
合计	15 (12.61)	124 (9.91)

讨 论

面部轮廓改型是一门研究由各种原因所致的面部软、硬组织支架缺陷，以美容治疗为主，改善或美化面部轮廓的学科^[8-11]，其中下颌角截骨整形术是东方人中最常见的改善、美化下面部轮廓的手术之一，它以去除下颌骨部分骨质为主要手段矫正下面部宽大，使面部整体的轮廓更符合人体美学的标准。

1. 下颌角肥大的诊断和分型

关于下颌角肥大的诊断和分型目前仍没有统一的标准，头影测量仍是目前大部分学者对下颌角肥大进行诊断和分型的主要客观指标。Farkes^[12]在1981年通过对西方人种的颜面部的测量，提出正面观下颌角间距应比颧弓间距短

10%。1991年Barlett等^[13]提出的三组美学评判数据对下颌角肥大的诊断具有指导意义：①在侧位照片上从鼻下点到颏下点的距离应为整个面部长度的1/3。②在正位照片上面部最宽的横径为两侧颧弓间的距离，两下颌角间的距离应比颧弓间的距离短10%。③下颌角的角度一般在105°~115°。

1989年韩国的Beak^[14]首先提出下颌角肥大这个诊断术语，并且认为亚洲人主要是骨性结构突出，将治疗重点转移到下颌角截骨整形手术，他的观点得到广大东方学者的认同并对手术方案进行了改进。在参考了下颌骨X-线片及患者外貌的基础上，Beak等^[15]将下颌角分为三型：①外翻型：下颌角外翘、下颌角间距超过颧骨间距；②后下突出型：下颌角向下向后突出，角度小于110°；③复合型：具有前两者综合表现者。2001年韩国的Kim等^[16]结合下颌角骨骼形态和下面部轮廓特征，将下颌角肥大分为4类：①轻型：下颌角较小，没有明显方形脸的感觉，采用下颌角截骨整形术治疗。②中型：以下颌角肥大并外翻为主要表现，以下颌角全层截骨和矢状截骨为宜。③重型：典型的下颌角肥大合并咬肌肥大，在下颌角截骨时须同时切除部分咬肌。④复合型：严重下颌角肥大伴小颏畸形，须同时行下颌角截骨和颏部成形术。

国内王侠、陈育哲等^[2, 3]通过对正常人群和下颌角肥大患者X-线侧位片的测量，得出结论认为国人的下颌角角度59%在110°~120°之间，认为角度<110°即可诊断为下颌角肥大。他们借鉴了Beak的观点，将下颌骨分为三型：①外翻型：下颌角明显外翘，下颌角间距超过颧骨间距。②后下突出型：下颌角向后向下突出，角度常小于110度。③复合型：综合具有前面两者特性者。

李慧超^[17]对102例国内汉族女性患者下颌骨影像三维重建后进行三维测量，提出下颌角肥大的三维测量诊断标准：①下颌角间距与全面高比值大于0.8；②下颌角角度小于115°；③双侧下颌角点与颏下点之间夹角（∠GoMeGo）大于65°；④下颌角间距大于95mm；⑤下颌骨升支长度大于60mm；⑥下颌骨体部长度大于82mm，⑦角区最大宽度大于35mm。将具备第一条标准并同时具备其它任意两条标准者定义为下颌角肥大。

张海钟等^[1]首先建立中国北方美貌女性颅面骨三维测量数据库,其研究结果表明:美貌女性面下部与面中部宽度之比值的平均数为0.677,下颌角度平均值123.43°。同普通人测量结果相比,美貌者下颌角更加开阔,其下颌角点通常在口裂水平之上,侧面观下颌角的弧线圆滑而优美;其面下部宽度相对面中部宽度而言显得狭窄而长,颧弓较窄,颧骨较低平。前鼻棘到上颌中切牙切缘距离与下颌中切牙切缘到颏下点的距离的比值均数为0.621,接近黄金分割。

从既往的文献可以看出,下颌角肥大的诊断逐渐从注重下颌角局部状况到强调比例再到美学标准的建立。作者认为明确诊断的目的是为治疗方案、手术实施以及效果评价服务。在诸多诊断指标中,下颌角角度最为重要,它直接决定了下颌骨侧面观的轮廓,角度越小“方颌”畸形越明显,改变下颌角角度成为下颌角截骨整形术的首要任务。其次是下颌角间距,其直接决定下颌骨正面观的形态,劈除下颌骨外板对下颌角间距的影响较小,所以临床上存在下颌角角度已经明显增大,侧面观明显改善,但下面部正面观仍较宽大的情况。因此,下颌角间距直接决定着手术的效果,手术前应该有充分的预判断。再次是颧骨间距/下颌角间距的比值,其决定手术后面部轮廓的整体比例,手术的目的就是要将不协调的面部比例改善到符合人体美学标准的比例,因此,颧骨间距/下颌角间距的比值是截除骨质大小、形状的重要指标。

总结作者及他人的临床经验,我们认为下颌骨下缘与后缘的连接方式对下颌角肥大的诊断和手术截骨线的设计至关重要。本研究将下颌角的局部形态分为3类4型,即外翻、中位和内翻3类,单角转折型、双角转折型、角度过渡型和后下突型4型。其中双角转折型、角度过渡型和后下突型局部形成的角度往往大于110°,但仍表现出下颌角肥大、下面部过宽的整体形态;另一方面,在下颌角角度、形态相同的情况下,外翻型会加强下面部宽大的效果,而内翻型部分抵消了下面部宽大的效果。

截骨线的设计应根据下颌骨下缘与后缘的不同连接方式来确定,单角转

折型、角度过渡型以弧线截骨为宜,直线截骨易形成第二下颌角,或因截骨线过长、过多跨越下颌骨下缘骨皮质反折部造成手术难度过大,以及因过多截除下颌骨下缘而导致下颌骨整体应力下降过多;双角转折型两种截骨线均可,特别是对要求保留一定下颌角轮廓的求美者,直线截骨较为合适;后下突型宜采用直线截骨,否则易产生过多截除下颌骨下缘骨皮质的问题。对单角转折型、角度过渡型以及双角转折型可采用双直线截骨,在确保消除肥大的下颌角的同时,保留 $120^{\circ}\sim 130^{\circ}$ 的下颌角角度,使术后下面部形态更加自然。本组资料中角度过渡型比例较高(57.21%),因此较多采用弧线截骨线(63.03%)。

下颌角区相对于下颌骨中轴面的位置关系与手术实施难度及手术效果密切相关。外翻因术中可直视下颌骨下缘、下颌角以及后缘,因而手术难度小,截除下颌角同时也消除了因外翻强化的下面部宽大的效果,因而术后效果最好;中位磨削部分外板骨质后,手术难度及术后效果接近外翻;内翻因术中不能直视下颌角及下颌骨后缘,因而手术难度大,易导致操作失误而发生出血、意外骨折等并发症。另外,由于内翻弱化下面部宽大的效果部分抵消了截除下颌角后的效果,因而术后效果相对较差,术者术前应对此有充分的估计。

2. X-线检查的意义

下颌角截骨整形术的X-线检查主要包括:头颅正位片、头颅侧位片以及下颌骨曲面体层全景片。于头颅正位片可以完成头长、头宽、颧骨间距、下颌角间距的测量,头颅侧位片可以完成下颌角角度的测量。当然,与三维重建的图像相比,二维X-线平片存在影像重叠、清晰度低、精确性差等缺陷,但其简单易行;并且测量的结果完全可以满足诊断、手术设计、效果评估等要求,是目前临床最常用的方法。应特别提出的是下颌骨全景片可以清晰显示出下颌神经管的位置和走行,是避免下颌神经管、下牙槽神经损伤的必要检查手段。

3. 三维重建及术前模拟设计

目前诸如意外骨折、第二下颌角形成、下颌骨双侧不对称、颞神经损伤等与下颌骨骨质相关的并发症在下颌角截骨整形术中时有报道^[7]。除了手术技巧的因素外,术者术前对下颌骨解剖结构的细节缺乏全面的、个性化的认识,术中由于术区视野、视角的问题往往易导致操作失误。下颌骨升支的长度、半月切迹的位置、下颌角的构成形态、下颌骨下缘的形状、下颌骨水平支不同区域骨质的厚度等等均存在一定的变异。二维X-线平片虽然能够反应一些信息,但因影像重叠而缺乏精确性。

三维重建图像从根本上解决了这些问题。既往的研究表明重建影像与实际测量在统计学上并无差别,清晰的立体结构图像如实、精确地反映出各种解剖结构的空間关系。重建的三维图像沿冠状轴、矢状轴必要时可在360°范围内间隔0.5°采集图像,基本能够客观反映下颌骨的各种精细解剖结构和关系。在联机工作站上,能够实现任意角度的旋转,并且图像各不重叠,这种特性对下颌角截骨整形术的截骨操作非常实用。术中由于视野、视角的原因使术者的立体视觉受到很大程度的局限,造成术者对截骨线的判断出现偏差甚至失误,因此可将图像旋转到术者习惯的位置,以患者下颌骨上一些小的个性化隆起作为参照进行必要的术前训练,以提高术者术中处理骨组织的精确性。作者通过十余例次的训练后,术中判断的能力以及对骨组织的处理准确性均较前显著提高。

精确测量三维重建图像另一项重要的功能,是通过计算机像素等比运算,精确测量出距离、面积、角度等一系列数据,精确程度可达0.1毫米。这样的误差完全能够满足颅颌面外科的要求。

总结本组资料的经验,作者认为对下颌骨解剖结构以及空间关系个性化的全面了解是确保手术效果的必要前提,截骨线的选择是决定手术效果的最根本因素。截骨线的位置与下颌骨水平支下缘、升支、后缘以及下颌角的构成形态密切相关,因此术前设计截骨线是非常有必要的。水平支下缘、升支、

后缘形成面部侧面的水平、垂直轮廓线,截骨线两端与其相交处应过渡平滑,符合自然、美观的要求,必要时可向前、向上延长截骨线,防止形成第二下颌角。设计截骨线并不困难,但由于骨皮质反折处骨质坚硬,特别是后缘交点处操作困难易使实际截骨操作偏离预计截骨线。笔者参考其他学者观点及临床操作实际提出下颌角“3类4型”的局部形态分类,并主张针对具体的下颌角构成,截骨线各段应进行个性化的设计,同时又提出不同的截骨线设计最终决定了截骨操作的选择,这种环环相扣的因果联系正是强调术前设计重要性的意义所在。要完成这样个性化的设计,三维重建图像是最好的设计载体。

术前模拟与术后重建图像对比客观地评价了设计方案以及手术效果,有利于术者修正术中的判断误差,提高手术技巧,更好地认识不同条件下各种设计方案与手术效果间的必然联系。然而,手术的最终效果是骨组织支架衬垫软组织的共同反映,作者曾做过尝试,将包含软组织重建图像进行设计与模拟,与最终的手术效果仍有一定的差异。另外,术后软组织和骨骼的再塑形因素也增加了设计方案与最终效果的不可预计性,今后应在这些方面开展进一步的工作。

4. 手术方法

4.1 麻醉的选择

实施下颌角截骨整形术应用局部浸润麻醉和全身静脉麻醉各有优缺点。局部浸润麻醉简单、安全、可靠,能够确保手术顺利实施。清醒状态下咽反射的存在,杜绝了误吸、舌后缀等情况的发生,确保呼吸道通畅。术中受术者可进行张口、用力咬合等动作配合手术,有利于术中切、剥、缝等操作;另一方面,下颌骨处于正常咬合位置,有利于针对处理骨骼的操作。但术中受术者往往感到恐惧,特别是对骨骼的磨、切等操作时,噪音、振动通过骨传导使部分受术者难以忍受。气管插管全身静脉麻醉克服了局部浸润麻醉的缺点,但存在麻醉方式相对复杂,需特殊的术前准备和术后复苏,且术中由于肌松的原因使下颌骨向后退缩,造成截骨区域远离切口,增加了截骨操作

的难度。特别是在下颌骨水平支过长的情况，使截骨操作尤为困难。因此，权衡利弊后，作者主张在求美者可以接受的情况下，尽量使用局部浸润麻醉。本组资料中83例选择局部浸润麻醉，占69.75%，全身静脉麻醉36例，占30.25%。

4.2 截骨方式的选择

目前临床应用的骨骼处理方式有下颌角区全层截骨、下颌骨外板矢状截骨、联合下颌角区截骨和下颌骨磨削等四种术式，其中以下颌角区全层截骨整形术应用最为广泛。

自Converse于1951年首次采用口内入路对下颌角进行直线截骨以来，此术式被大多数学者认可并对其进行相应的改进。直线截骨操作简便，但常遗留下颌骨下缘中部的角形突起即“第二下颌角”，使下颌角失去了正常的自然角度，为了克服这一缺点并获得具有自然弧度的下颌角，有学者采用多次直线截骨法即通过三次或四次直线形截骨^[18]，此法较单纯的直线形截骨法更趋于合理，美容效果也更为理想，但是手术操作复杂并且截骨线之间的连接并不十分符合下颌骨的自然弧度。为简化手术过程并寻求更好的美容效果，归来等^[5]设计了“口内入路下颌角肥大连续一次性弧形截骨术”，截骨范围包括：下颌骨升支下部、下颌角、下颌骨体部下缘，截骨后的下颌角部曲线优美圆滑、形态自然。

Whitaker^[19]最早将下颌骨外板矢状截骨术应用于下颌角肥大治疗。此种手术最适用于下颌角呈外翻肥厚状态，但其下颌角角度正常或大于110°，侧面观下颌角形态良好，但是正面观下面部宽大。对于这类仅需缩窄下面部宽度的患者，可采用双侧下颌骨外板矢状截骨术，以减少下颌骨侧向的突度即下面部宽度，同时又保留了原下颌角侧面的自然弧度。下颌骨外板矢状截骨后，患者的下颌角间距可以减小10~12mm，有效地矫正了下面部宽大的正面形态，而下颌角的形态不会发生大的改变，不会造成像下颌角去除术后下颌缘不平整的现象^[20, 21]。

为有效改善下颌角肥大患者正面部和侧面部轮廓，有学者^[22, 23]采用同时

去除下颌骨外板和角区骨质的手术方法,以求更好的美容效果。Jin等提出应将“下颌角截骨整形术”或“下颌角切除术”改为“下颌骨截骨整形术”,认为许多患者就诊的主要目的是使正面观面型变窄,单纯截除角区骨质后往往侧面的效果改善明显而正面无明显改观。为了使术后达到最佳的正面效果,手术不能仅局限于角区而应注意整个下颌骨。由于下颌骨体部在靠近下缘部向外侧隆起,因此要减少下面部宽度则需要一种能有效减少下颌骨下缘厚度的方法,他建议采用下颌骨外侧皮质切除术以使截骨后的下颌角维持其自然外观。

同年Hwang等报导了联合使用下颌骨外板截骨、角区截骨和咬肌神经选择性切断术治疗下颌角肥大的手术方法^[22],他认为联合应用三种方法取得了良好的手术效果,而且选择性咬肌神经切断术可以作为下颌角截骨手术的辅助手术方案或者作为治疗咬肌肥大的手术方案。

下颌骨磨削术也称铤骨术,最初由梁雄教授提出并发明了一套完整的手术器械。夏东胜等论述了下颌骨磨削术在面部轮廓整形中的应用,认为下颌骨磨削术是一种安全有效的治疗下颌角肥大的手术方法,有操作简单易行,手术创伤小等优点,可以避免截骨术后出现下颌缘不平整和第二下颌角等问题^[24]。但是下颌骨磨削术不改变下颌骨下缘、下颌角以及后缘的轮廓,下颌角角度无变化,不能改变下面部侧面观形态,而且磨除外板的去骨量有限,也不能有效改善面部正面观宽度,其效果多源自咬肌短期内废用性萎缩。因此,该方法仅是下颌骨外板处理的一种方式,而不能单独成为一种手术方法。更有学者认为下颌骨磨削术对于受术者心理障碍排除的作用远大于实际的手术效果^[25]。

有统计结果表明,下颌骨外板矢状截骨和下颌角区全层截骨术后下颌角间距缩小值无明显差异,都能够较好的塑形下面部轮廓,具体使用何种方法,可依据术者的习惯^[26]。矢状截骨在下颌骨内板的截骨线不易确定,而且部分操作在盲视下进行,截除下颌骨后缘时往复锯易超出下颌骨范围而伤及下颌后静脉导致大出血发生。而全层截骨下颌骨内板的截骨线与外板的截骨线完

全垂直对应，易于把握。因此，我们认为两种方式都确切有效，但矢状截骨较全层截骨操作难度稍大。

有学者提出对个性化的下颌骨进行分区，并针对不同区域选择不同的骨处理方式，但未对分区的具体范围进行详细的描述^[27, 28]。作者认为针对下颌骨不同区域以不同的方式进行处理是较为合理的选择。另一方面，下颌骨边缘区域（后缘、下颌角区、下缘）是影响下面部轮廓的决定性因素，也是下颌角截骨整形术骨处理的重点区域，因此，本研究的前期部分依据下颌骨较确定的骨性标志，将下颌骨边缘区域进行了精确的划分，以利于截骨操作更精确的实施。本组资料中，我们参照了他人提出的下颌骨分区以及本研究提出的下颌骨边缘区域分区处理原则，对下颌骨外板进行旋转磨削或矢状劈除，随后对下颌骨后缘、下颌角区以及下缘进行不同程度的全层截骨。矢状劈除外板开放了骨髓腔，术中出血多，不利于随后的全层截骨线的确定。另外，下颌体表面凹凸不平，在软组织较薄病例术后外观可见该区域不平整，作者因1例患者术中意外损伤下颌神经管及下牙槽神经而放弃矢状劈除外板。相较于旋转磨削操作简单；磨削外板骨皮质效率高，术区平整光滑，避免了开放骨髓腔的风险，因而是较为理想的下颌骨外板去除方法。另外，本研究的前期研究结果表明，下颌神经管在第三磨牙处距离下颌骨外板最近，处理该区域的外板应防止损伤下颌神经管。

4.3 截骨线的确定

截骨线的确定是下颌角截骨整形术中最关键的内容之一，它直接决定了手术的效果，影响着截骨操作的难易程度，并与诸多并发症密切相关。

除归来教授所提出长弧线截骨线以及柳大烈教授提出的双直线截骨线外，兰振兴^[29]等阐述了三点定位弧线截骨线的设计，其依据下颌骨的一些骨性标志进行定位，并提出了一些具体的设计数据使该设计方案确切可行。但作者发现其截骨线范围完全位于本研究所划分的下颌角范围内，截骨范围偏小，对下颌角为后下突型时较为合适，但对于单角转折型由于截除下颌骨下

缘较小,容易导致第二下颌角的形成。Zheming Pu^[30]等将美学比例的观念引入截骨线的设计,认为颧弓间距与下颌角间距的比例是确定截骨线在下颌骨水平支位置的重要指标。耳垂至通过下颌角的水平面间的距离与至通过颏正中水平面间距离之比是确定截骨线在下颌骨升支位置的主要指标。针对下颌骨水平支过长者,可以单纯截除下颌骨升支后缘骨质,以达到缩窄下面宽、塑造柔和下面部轮廓的目的。该方法针对下颌骨术前美学缺陷进行设计,强调整体以及局部的比例关系,是较为合理的截骨线设计方式。本研究前期结果提示,完全截除下颌骨下缘、下颌角区、后缘的骨皮质反折部部分骨质能够引起下颌骨乙状切迹、喙突以及牙槽嵴附近应力上升,切除骨质越多应力上升越多,使下颌骨较前更易断裂。因此设计截骨线时应尽量少切除下颌骨下缘的骨皮质反折部,确保截骨后下颌骨形态尽可能接近美学标准的同时尽可能降低对下颌骨生物力学方面的影响。另外,本研究的前期研究结果表明,下颌神经管在第一二磨牙间距离下颌骨下缘最近,因此,截骨线应尽量不延伸到该区域或尽可能靠近下颌骨下缘,以避免损伤下颌神经管。

4.4 关于咬肌的处理

下颌角截骨整形术术后下面部轮廓由骨骼及被覆其上的软组织共同构成,颧弓间距与下颌角间距的比例为 $1:1.30\pm0.14$;而该位置的实际轮廓比例为 $1:1.20\pm0.12$,咬肌肥大是导致这种差异的根本原因^[31]。针对术中咬肌的处理与否及术后变化一直是学术界关注的焦点之一^[32-34]。

作者认同术后咬肌废用性萎缩的论点。下颌角截骨术中,咬肌剥离后与下颌骨再附着过程中,早期再附着界面生物力学强度减弱,咬肌张力和活动都减少而出现废用性萎缩;另一方面,随着时间延长,咬肌和下颌骨再附着界面胶原纤维逐渐成熟、改建,咬肌和下颌骨再附着界面生物力学特性逐渐恢复,咬肌活动增强,厚度也相应恢复,说明这种废用性萎缩具有一定的可逆性。关于是否术中切除咬肌,作者认为应结合受术者的具体情况而定,宽大的下颌骨与咬肌肥大有着必然的联系,特别是在下颌角外翻的情况下,往

往伴随着咬肌肥大,因此,下颌角截骨整形术中去除咬肌的适应症应适当放宽,本组资料中实施咬肌部分电切或烧灼术82例,占有病例的68.91%。总结作者和他人的经验,术中直接切除咬肌易导致出血,且止血困难,术后遗留咬肌区域表面不平整,用力咬合时不平整更为显著,因此,作者借鉴射频技术在瘦肌领域中应用的方法^[35],使用高频电刀术中直视下实施咬肌部分电切或烧灼,并清除炭化、失活的咬肌纤维,术后效果良好。但遗留有炭化、失活的组织清除不完全,导致术后术区积液、肿胀明显、切口愈合延迟甚至发生感染之可能。

4.5 并发症

目前关于下颌角截骨整形术并发症的分类仍无相对统一的标准,韩国 Eul-Sik Yoon总结国内35位医生实施的1251例下颌角截骨整形术发生的124例并发症,将并发症分为严重并发症、常见并发症两类16种^[7]。艾玉峰^[36]回顾某机构1357例下颌角截骨整形术临床资料,发现各种并发症共计114例,发生率为8.4%,较Eul-Sik Yoon总结的资料发生率(9.91%)稍低,但其对并发症的分类并不完全相同。我们按照Eul-Sik Yoon的分类方法统计了本组资料的并发症,发现统计数据存在重复计数的情况,如术中大出血患者术后往往存在血肿、严重肿胀的情况;血肿形成的患者往往发生术区疤痕增生而导致短期张口受限。本组资料中1例1侧因截骨时发生大出血而被迫放弃长弧线截骨而仅实施了直线截骨后终止手术,术后并发血肿、严重肿胀,术后3周出现截骨不足、双侧不对称、第二下颌角形成,经重复计数后使本组资料并发症发生率明显增高,达12.61%。另一方面,前述两者的资料都未比较下颌骨两侧并发症发生的情况。因此,Eul-Sik Yoon的分类统计方法其科学性仍有待于探讨。

进一步分析两者的资料发现多种并发症与截骨操作直接或间接相关,术野狭小、解剖结构复杂导致截骨困难而发生操作失误为主要原因。骨折和大出血的发生率Eul-Sik Yoon的资料明显高于本组以及艾玉峰的资料,其资料来

源于韩国35位医生,其中实施手术少于10例的16人,11~30例的5人,超过30例的12人,超过100例的仅2位医生,可以看出其资料中医生实施下颌角截骨整形术例数较少,相对经验不足,是导致严重并发症高发的首要原因。本组资料中严重肿胀的发生率明显高于前述两者,该区域的严重肿胀可导致气管受压而危及生命,因此应予以足够的重视。分析原因作者认为与实施咬肌部分电切或烧灼术有关,高频电刀的热损伤较大,能够直接炭化部分组织,这些炭化、失活的组织不易完全被清除,另外,热损伤导致部分咬肌组织处于间生态,这些都直接导致了术后严重肿胀的发生。因此,有理由寻找更安全、可靠的咬肌处理方式。并发症的处理并不复杂,及时、正确的处理多愈后良好^[37]。

结 论

1. 下颌角截骨整形术对下颌角肥大具有良好的效果,术前详细了解患者的骨性结构特点有助于提高手术的成功率和降低并发症的发生。
2. 基于螺旋CT重建的三维图像可帮助下颌角截骨整形手术方案的确定、术前模拟训练术者,并评价手术效果。
3. 截骨线及骨处理方式方法应根据下颌角的分类及分型确定。

参考文献

- [1] 张海钟,步荣发,柳春明,等.中国北方美貌女性颅面骨三维测量数据库的建立[J].中华整形外科杂志,2007,23(2):130-133.
- [2] 王侠,李健宁,马勇光,等.下面部过宽矫正术[J].中华医学美容杂志,1998,4(4):169-172.
- [3] 陈育哲,王侠,李健宁.局麻下口内入路下颌角肥大截骨术[J].中华医学美容杂志,2001,7(1):30-32.
- [4] 周智,柳大烈,刘志刚,等.汉族人下颌角测量及其数据相关性分析[J].中国美容医学,2006,15(8):936-939.
- [5] 归来,侯全志,张智勇等.口内入路下颌角肥大弧形截骨术[J].中华整形烧伤外科杂志,1999,15(5):336-338.
- [6] 柳大烈,郑健生,付国友,等.口内入路双直线截骨法矫治下颌角肥大[J].中国实用

- 美容整形外科杂志, 2005, 16 (6) : 339-340.
- [7] Eul-Sik Yoon, Yeui-Seok Seo, Dong-Hee Kang. Analysis of incidences and Types of Complications in Mandibular Angle Ostectomy in Koreans[J]. Annals of plastic surgery, 2006, 57: 541-544.
- [8] Murrell GL, McIntyre NK, Trotter B. Facial contouring[J]. Facial Plast Surg Clin, 2003, 11: 391-397.
- [9] Whitaker LA, Pertschuk M. Facial skeletal contouring for aesthetic purposes[J]. Plast Reconstr Surg, 1982, 69: 245-253.
- [10] Ramirez OM. Aesthetic craniofacial surgery[J]. Clin Plast Surg, 1994, 21 : 649-659.
- [11] Rotas N, Sykes JM. Esthetic orthognathic surgery[J]. Facial Plast Surg Clin, 2002, 10: 233-248.
- [12] Farkas LG. Anthropometry of the head and face in medicine[M]. New York ; Elsevier. 1981. 1238.
- [13] Barlett SP, Isaacs WL, Whitaker LA. Evaluation of facial skeletal aesthetic in surgical planning[J]. Clin Plast Surg, 1991, 18 (1) : 129-133.
- [14] Baek SM, Kim SS, Bindiger A. the prominent mandibular angle; Preoperative management, operation technique, and results in 42 patients[J]. Plast Reconstr Surg, 1989, 83 (2) : 272-278.
- [15] Baek SM, Baek RM, Shin MS. Refinement in aesthetic contouring of the prominent mandibular angle[J]. Aesthetic Plast Surg, 1994, 18 (3) : 283-289.
- [16] Kim SK, Han JJ, Kim JT. Classification and Treatment of Prominent Mandibular Angle [J]. Aesthetic Plast Surg, 2001, 25 (5) : 382-387.
- [17] 李慧超, 张智勇, 吕长胜, 等. 下颌角肥大女性颌面结构的三维测量[J]. 中国美容医学, 2007, 16 (1) : 70-73.
- [18] Yang DB, Song HS, Park CG. Unfavorable results and their resolution in mandibular contouring Surgery[J]. Aesthetic Plast Surg, 1995, 19 (1) : 93-102.
- [19] Whitaker LA, Baek SM, Kim SS. The Prominent mandibular angle: Preoperative management, operative technique, and results in 42 patients[J]. Plast Reconstr Surg, 1989, 83 (2) : 279-280.
- [20] Nagase T, Yoshimura K, Aiba E, et al. Angle-splitting osteotomy followed by face lift for elderly Patients with Prominent mandibular angles[J]. Plast Reconstr Surg, 2005, 115 (2) : 633-940.

- [21] Han KH, Kim J.Reduction mandibuloplasty; osteotomy of the lateral cortex around the mandibular angle[J]. J Craniofacial Surg, 2001, 12 (4) : 314-325.
- [22] Hwang K, Jin KY, Park H, et al. Selective Neurectomy of the Masseteric Nerve in Masseter HyPertrophy[J]. J Craniofacial Surg, 2004, 15 (5) : 780-784.
- [23] Jin H, Kim BG. Mandibular angle reduction versus mandible reduction[J]. Plast Reconstr Surg, 2004, 115 (5) : 1263-1269.
- [24] 夏东胜, 赵启明, 陆新, 等. 铣骨技术在颌面部骨性改造中的应用. 中国美容医学.2005, 14 (4) : 453-455.
- [25] 王竞鹏, 柳人烈, 罗奇, 等. 面下部轮廓整形术的术式选择[J]. 中国美容医学, 2009, 18 (9) : 1235-1237.
- [26] Cui J, Zhu S, Hu J, et al. The effect of different reduction mandibuloplasty types on lower face width and morphology[J]. Aesthetic Plast Surg, 2008, 32: 593-598.
- [27] 谢卫国, 方震, 李长根, 等. 下颌骨分区截骨术重塑面下部轮廓[J]. 中华整形外科杂志, 2007, 3 (3) : 218-220.
- [28] 刘成胜, 丁平, 黄元生, 等. 亚单位分区治疗原则在下颌角肥大整形中的应用[J]. 中国美容医学, 2009, 18 (4) : 429-433.
- [29] 兰振兴, 高兰香, 江洋, 等. 口内入路三点定位弧线截骨矫治下颌角肥大[J]. 中国美容医学, 2008 , 17 (7) : 1005-1007.
- [30] Zheming Pu, Yuguang Zhang, Jun Yang, et al. Mandibular Angle Osteotomy for Chinese Women; Approaches and Extent Determined by Cephalometric Analysis. J Craniofacial Surg[J], 2009, 20 (1) : 105-110.
- [31] Hyun Joon Hong, Jong Won Hong, Sung Hoon Koh, et al. A Three-dimensional Analysis of the Relationship Among Lower Facial Width, Bony Width, and Masseter Muscle Volume in Subjects With Prominent Mandible Angles. J Craniofacial Surg[J], 2009, 20 (4) : 1114-1119.
- [32] Lo LJ, Chen YR. The volume of muscles of mastication in patients receiving mandibular contouring surgery; a comparative study. J Plast Reconstr Aesthet Surg 2007, 60: 125-129.
- [33] Min L, Lai G, Jian FL, et al. Changes in masseter muscle following curved osteotomy of the prominent mandibular angle; an initial study with real-time 3D ultrasonography. Oral Maxillofac Surg 2008, 66: 2434-2443.
- [34] Hong SS, Chul G. Masseter muscle atrophy after osteotomy of the mandibular angle in rabbits[J]. Plast Reconstr Surg, 1997, 99: 51.

- [35] 姜颂期, 周慎健.射频技术在瘦肌领域中的应用[J].中国美容医学杂志, 2008, 17 (7): 1046-1047.
- [36] 艾玉峰.下颌角截骨手术并发症的预防与处理.中华医学会第十次全国整形外科学术会议论文汇编, 182, 2009年9月18-21日, 中国南京.
- [37] 李文军, 冯英, 冉甜, 等.口内入路颌面骨整形术后严重并发症的治疗与分析[J].中国美容医学杂志, 2009, 18 (8): 1101.

综 述

下颌骨三维有限元研究进展

罗奇 综述 柳大烈 审校

1943年Courant^[1]首先提出有限元法基本思想,1954年Afgris提出了有限元法的数学理论基础^[2],1956年Turner等^[3]在飞机结构分析中首次应用有限元法,1960年Clough^[4]明确提出FiniteElement Method (FEM) 的概念。1973年Thresher^[5]首先将有限元法应用于口腔医学,Hart等^[6]在1992年首次建立下颌骨的三维有限元模型。目前有限元法已经成为生物力学研究领域一种有效分析工具。

张美超等^[7]回顾近十年来有限元分析在生物力学方面应用的文献认为,目前建立的生物力学有限元模型更加接近客观实体,同时对生物力学机制有更深入的理解和预测。可概括为: ①从模型的空间形态上看,三维模型逐渐取代二维模型,模型更能全面、正确地反映客观实际。②从模型的材料性质上看,非线性材料逐渐取代线性材料,这更符合人体作为生物材料的特性。③从分析过程看,动态过程(瞬态、冲击、碰撞等) 逐渐取代静态过程,这为模拟众多的实际人体动作过程提供了可能。④伴随着计算机硬件的飞速发展与各类有限元应用软件的持续改进,FEM模拟仿真的精确度、准确度与计算速度不断获得提高。

1. 有限元法简介

有限元法的基本思想是先将研究对象的连续求解区域离散为一组有限个、且按一定方式相互联结在一起的单元组合体。离散化是有限元方法的核心,对于每个具体问题,离散化的具体内容是选择合适的单元类型,决定单元尺寸和数量、单元的布局以及结点连接的方式。单元尺寸足够小才能保证计算的精度,单元尺寸足够大才能减少计算过程的工作量,理论上讲,单元

分的越细,节点布置越多,计算结果就越精确,但是,分析比较证明节点和单元的数量达到一定值后,再加密网格对于提高计算精度效果就不显著了。划分单元的一般原则是:单元的节点应该是结构的交汇点、转折点、支撑点和截面突变点^[8, 9]。

2. 下颌骨三维有限元模型的建立

三维有限元分析以模型为研究对象,因而首先要建立有限元模型。较理想模型^[10, 11]应可被任意旋转,在三维立体空间内可以满足任何角度进行观察需要。模型不仅可自动地移去影像上的某一部分,而且可任意删除单元、层面或某部分,并以任何需要的方式进行观察。模型可以任意切割,可以选择感兴趣的方式去分析观察并直观地看到内部应力的分布状况。模型还可按照给定的条件,完成添加单元的要求。目前,国内外已经建立了多种下颌骨三维有限元模型,这里我们对下颌骨的建模方法作了如下归纳和总结。

建模时首先获得下颌骨的断层图象,将图象输入计算机后对其进行处理,获取建模时所用的轮廓线的坐标,将坐标数据输入建模软件,建立三维实体模型。再对实体模型划分节点和单元,从而建立三维有限元模型。获得原始断层图像的手段主要有对下颌骨标本直接进行切片制作磨片;头颅定位X线摄片;CT、ECT及MRI扫描等。刘阳等^[12]利用激光空间三维测量定位原理,对下颌骨表面空间信息进行扫描定位,形成下颌骨表面的空间点云图,再通过专用软件把点云图拼接成三维模型。并认为该方法不仅保持了模型的逼真度,而且该模型经过适当格式转换后,可用于有限元结构力学仿真分析。张宇等^[13]直接提取中国数字化虚拟人男1号(VCH2M1)的部分数据,在快速重建下颌骨三维模型方面进行了有益的尝试。这些方法各有优缺点,目前因CT、ECT及MRI扫描操作方便、可靠性高而最为常用。

利用计算机辅助设计软件(AUTOCAD, Photoshop等)对三维图象进行对比度调整、平滑、去噪等处理,将外形轮廓数字化。另外,也可直接利用原始的CT数据进行建模。将CT原始的DICOM格式数据的点阵图形矢量化

并生成轮廓曲线。随后利用有限元分析软件对重建的三维有限元模型进行划分单元、建立节点,根据关键点通过实体建模方法将边界线逐步生成下颌骨各表面及实体。然后对其进行网格化,并对其进行校正,调整不合适的节点和单元。

有限元模型的建立有两个基本的要求:一是模型和对象的几何相似性;二是生物力学相似性。CT扫描时,如果扫描断层越密,模型的几何形态越接近实物。三维建模时,所分的单元越多,节点越多,就越能从力学上真实地代表原物。

3. 下颌骨的弹性模量

下颌骨形态、结构复杂,局部的颞孔、下颌孔、下颌管等结构均会影响下颌骨的生物力学特性。为确保三维有限元模型尽可能客观反应下颌骨的生物力学特性,国内外学者进行了大量的研究。描述下颌骨生物力学特性的参数主要有下颌骨的弹性模量(E值)、波松比(ν)、剪切模量(G)以及一些边界约束条件,其中弹性模量是硬度度量标准,是描述下颌骨生物力学特性最为重要的参数。

3.1 下颌皮质骨的弹性模量

下颌皮质骨的定向结构中胶原纤维的走向决定了合力方向,构成了受力支柱,并引起下颌骨E值各向异性的特点^[14]。Lettry 等^[15]对新鲜下颌骨进行研究的结果表明下颌皮质骨的E值,在前磨牙区域靠近牙槽骨的皮质骨比远离牙槽骨(靠近下缘)的皮质骨E 值显著降低;在磨牙区域靠近下缘的皮质骨比远离下缘(靠近牙槽骨)的皮质骨E 值高,但无统计差异;在靠近牙槽骨的磨牙与前磨牙区域的皮质骨E 值相比,在磨牙区域的显著的高。切取与下颌骨长轴成一定角度(分别取与长轴成0、45、90度角)的皮质骨测试后E值不同,且E 值随角度增大而减小。可见下颌皮质骨的弹性模量有明显的各向异性。研究中Lettry^[15]还对Bland^[16]、Tamatsu 等^[17]的研究结果进行了比较,发现测试E值用的骨试样的保存条件对结果有影响:Lettry 等^[15]将骨始终放在pH

值为7.4的盐水中, E值结果范围从4732- 10077Mpa; 而Tamatsu 等所用的下颌骨是干骨湿化后测量的, 这种骨已被揭示在物理性状上会有一些改变^[18], 值结果范围则是从12600- 21000Mpa。

3.2 人下颌松质骨的弹性模量

虽然下颌骨的主要生物力学特征是由密质骨决定的, 但松质骨、骨小梁的粗细、数目的多少均与功能有关, 不同解剖部位松质骨直接影响了其本身结构的力学性质, 它们排列成合力轨道和肌力轨道以传递咀嚼力。下颌松质骨的弹性模量较皮质骨复杂, Misch等^[19]证实下颌骨的松质骨是各项同性的; 但却是非均质的, 从磨牙到前牙区域E 值从35.6- 67.5Mpa 不等。Cox 等^[20]的相关研究中下颌松质骨被赋予 $E=56\text{Mpa}$, $\nu=0.3$ 这样一个平均值。一些学者曾假设在一定条件下松质骨的力学特征不受组织各向异性的影响(可以忽略)。Kabel 等^[21]的研究肯定了这一假设, 表明用“有效的”各向同性组织模量进行的微观有限元分析能预测松质骨的力学特征。

3.3 影响下颌骨弹性模量的因素

下颌骨的弹性常数很难从活体获得, 离体组织是获取数据的主要来源。E值会受取材部位、试验环境、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, 还会因标本种属来源、年龄、性别、体质、以及骨胶原的含量和排列、活体软组织的作用, 神经、体液的反馈调节等内部因素的影响。另一方面, 解剖结构会影响人的下颌骨E 值: 下颌孔附近、肌肉附着处、内外斜线处、舌下腺窝等位置E值都有变化, 一般在凹、窝、孔附近E值减小, 在肌肉力加强的区域E值增加。有研究表明下颌牙的存在也影响下颌骨皮质骨的E 值: 当没有牙存在时, 下颌骨会伴有某种程度的骨吸收, 皮质骨变薄, 下颌骨皮质会剩其原来的60%^[22], 胶原纤维也会发生变化, 并且牙缺失后矿化等条件也随之改变^[23], 位于下颌骨基部的骨松质密度还会有所增加(缺牙后的代偿)^[24], 这些都可能造成下颌皮质骨E值的变化。

4. 下颌骨生物力学分析

下颌骨是颅颌面唯一能够活动的结构,其位置靠前、活动度大,易收到外力撞击而发生骨折。国内外众多学者对其固有的生物力学特性进行了较深入的研究。根据强度张应力和应力集中是引起材料断裂、破坏的两种危险因素理论。下颌骨各结构在承载外界撞击载荷作用时的张应力分布情况和应力集中区域即可判断骨折的好发部位^[25]。

国外曾采用悬臂梁模型研究在咬合作用下下颌骨的受力情况(应力分布)^[26],以后又有学者采用光弹法和有限元法建立下颌骨模型来研究生理条件下下颌骨的应力分布规律^[27-29]。刘寒冰^[27]采用三维有限元方法对颏区在静载荷下的下颌骨应力分布进行研究,表明髁颈部、下颌角部、第三磨牙区为大应力区。薄斌^[31]等对下颌骨颏部、下颌角、下颌体的撞击实验及三维有限元分析的结果表明,下颌骨各结构在遭到不同部位的撞击时内部的应力分布、应力集中区域是各不相同的,存在着一定的规律:①撞击颏部:下颌骨最大张应力位于颏部舌侧区,其次为磨牙后区内侧面、髁状突颈部外表面、下颌角外表面。②撞击下颌体部:下颌骨最大张应力位于颏部舌侧面,撞击侧下颌体内面和下颌角外侧面,对侧磨牙后区内侧面和下颌角外表面均有较高的张应力。③撞击下颌角部:最大张应力位于撞击侧下颌角内面,同时,撞击侧髁状突颈部内侧面、颏区舌侧面、对侧髁状突颈部外表面以及撞击侧磨牙后区内侧面均具有较高的张应力。

2003年张海钟等^[32]利用有限元方法对下颌骨撞击损伤进行了模拟分析,并得出下颌骨撞击后的力学变化曲线。刘阳^[12]等应用激光三维扫描下颌骨重建三维有限元模型,并对标本进行颏部撞击实验,撞击速度为8 m/s,撞击方向与颏部水平方向,作用时间为1.2 ms,记录时间间隔为1 ms,撞击力为 2151.10 ± 125.18 ;响应时间为 17.3 ± 2.3 ms。其结果表明撞击点应力最为集中,最大应力为3201.35kPa,位于颏部距上缘1.92cm处。随后应用有限元分析得出从颏部向两侧髁状突传导的应力变化曲线,该结果与薄斌、张海钟的研究结果相接近。

下颌骨有限元应力分析, 动态显示的应力变化及应力曲线均证明颞部应力最为集中, 和下颌骨撞击试验的骨折部位相对应, 验证有限元分析的有效性。同时还可以检测到常规方法检测不到的标本内在应力的变化, 有限元方法可以指导标本试验甚至替代标本试验^[33]。通过对撞击试验与有限元仿真实验研究, 明确下颌骨的受力后应力变化规律, 在口腔修复、正畸、正颌、肿瘤及创伤缺损重建方面均可有较多的临床应用, 为下颌骨骨折的正颌外科、坚固内固定、牵引成骨技术、颞颌关节病诊治、正畸的作用力、修复体制作提供了理论基础^[34]。

既往关于下颌骨生物力学方面的研究, 均以正常、完整的下颌骨为研究、建模对象, 对创伤愈合后(如骨折、下颌骨部分缺失等)的情况下的研究还少有报道, 特别是近些年来, 针对下颌骨进行以美容为目的的颌颌面改形手术的兴起, 越来越多的求美者接受了下颌骨局部骨质的截除手术, 对于这样的条件下下颌骨生物力学方面的研究还未见报道。

参考文献:

- [1] Courant R. Variational Method for Solutions of Problems of Equilibrium and Vibrations. Bull AmMath Soc , 1943, 49: 1.
- [2] 段媛媛, 王忠义, 张寿华, 等. 有限元法及其在口腔医学中的应用. 医学与哲学, 2004 , 25 (10) : 48.
- [3] Turner M, Clough R , Martin H, et al. Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. J Aero Soc, 1956, 23 (9) : 805.
- [4] Clough R W. The Finite Element Method in Plane Stress Analysis. Proceeding of the 2nd ASCE Conference on Electronic Computation Pittsburgh, PA, 1960, 9 : 345.
- [5] Thresher R W. The Stress Analysis of Human Teeth. J Biomech , 1973, 6 : 443.
- [6] Richard T Hart, Vincent V Hennebel , Nisra Thongpreda , etal. Modeling the Biomechanics of the Mandible: A Three Dimensional Finite Element Study. J Biomech , 1992, 25 (3) : 261.
- [7] 张美超, 钟世镇. 国内生物力学中有限元的应用研究进展, 解剖科学进展, 2003 , 9 (1) : 53-56.

- [8] 张彤, 刘洪臣, 王延荣, 等. 上颌骨复合体三维有限元模型的建立[J]. 中华口腔医学志, 2000, 35 (5) : 374.
- [9] 于力牛, 常伟, 王成焘, 等. 基于实体模型的牙颌组织三维有限元建模问题探讨[J]. 机械设计与研究, 2002, 18 (2) : 41.
- [10] Vollmer D, Meyer U, Joos U, et al. Experimental and finite element study of a human mandible[J]. J Craniomaxillofac Surg, 2000, 28 (2) : 91- 96.
- [11] Tanaka E ,Rodrigo ,Miyawaki . Stress distribution in the tenporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three - dimensional analytic approach with the finite - element method[J]. J Oral Rehabi , 2000, 27: 754.
- [12] 刘阳, 李鉴轶, 赵卫东, 等. 下颌骨撞击试验与有限元分析, 南方医科大学学报[J]. 2008; 28 (1) , 70-72.
- [13] 张宇, 裴国献, 原林, 等. 虚拟人数据的下颌骨快速三维重建方法[J]. 中华医学美容美容杂志, 2004, 10: 83- 85.
- [14] 赵云凤. 口腔生物力学[M]. 北京: 北京医科大学. 中国协和医科大学联合出版社, 1996: 53.
- [15] Lettry S, Seedhom BB, Ber ry E, et al. Quality assessment of the cortical bone of the human mandible[J]. Bone, 2003, 32 (1) : 35- 44.
- [16] Bland JM. Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two method of clinical measurement [J].Lancet, 1986, 1: 307- 310.
- [17] Tamatsu Y, Kaimoto K, Arai M, et al. Proper ties of the elastic modulus from buccal compact bone of human mandible[J]. Bull Tokyo Dent Coll, 1996, 37 (2) : 93- 101.
- [18] Cur rey JD. The effects of drying and re- wetting on some mechanical proper ties of cor tical bone [J]. J Biomechanics, 1988, 21: 439- 441.
- [19] Misch CE, Qu Z, Bidez M. Mechanical proper ties of trabecular bone in the human mandible [J]. J Oral Maxillofac Surg, 1999, 57: 700.
- [20] 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.
- [21] Kabel J, Rietbergen B, Dalstra M, et al. The role of an eective isotropic tissue modulus in the elastic proper ties of cancellous bone [J]. Journal of Biomechanics, 1999, 32: 673- 680.
- [22] Ulm C. W, Solar P, Blahout R, et al. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption [J]. Oral Surgery, Oral

- Medicine, Oral Pathology, 1992, 74: 131- 136.
- [23] Kingsmill V. J, Boyde A. Mineralization density of human mandibular bone: quantitative backscattered electron image analysis[J]. Journal of Anatomy, 1998, 192: 245- 256.
- [24] Ulm C W, Kneissel M, Hahn M, et al. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles [J]. Clinical Oral Implants Research, 1997, 8: 125- 1305.
- [25] 薄斌, 周树夏, 曹建广, 等. 下颌骨在撞击载荷作用下的应力分布. 第四军医大学学报, 1999, 20 (2) : 119-120.
- [26] Rudderwan RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. Clin Plast Surg, 1992, 19 (2): 12-16.
- [27] 刘寒冰. 人体下颌骨骨折的三维有限元分析. 口腔医学纵横, 1991, 7 (2): 100-103.
- [28] 沈金根, 吴晋宝, 徐晓明, 等. 人类下颌骨的力学模型. 解剖学杂志, 1987, 18 (1): 1-3.
- [29] Ferre JC, Legoux R, Helary JL et al. Study of the deformations of physicomathematical model. Anat Clin, 1985, 7 (1): 183-189.
- [30] 薄斌, 周树夏, 曹建广, 等. 撞击部位对下颌骨不同结构受力三维有限元分析[J]. 华西口腔医学杂志, 2000, 18 (1) : 67.
- [31] 张海钟, 黄旭明, 李师勇, 等. 具有解剖基下颌的人头模型撞击损伤的有限元研究. 中华医学杂志[J]. 2003, 83 (24) : 2166—2269.
- [32] 赵卫东, 李鉴轶, 张美超, 等. 现实于虚拟互动的骨科生物力学研究方法探讨[J]. 中国临床解剖学杂志, 2003, 21 (3) : 297.
- [33] Gallo LM, Brasi B, Palla S, et al. Relevance of mandibular helical axis analysis in functional and dysfunctional TMJs[J]. J Biomech, 2005, (4) : 1-10.

中英文缩略语对照表

多层螺旋 CT	Multi-Slice Computed Tomography, MSCT
VR 容积重建	Volume Reconstruction, VR
多平面重建	Multi Planar Reconstruction, MPR
三维测量	Three Dimensional Measurement
下颌骨	Mandible
下颌角	Mandible angle
下颌角点	Infrsdentale, Id
下齿槽点	Gonion, GO
颏下点	Gnathion, Gn
颏前点	Pogonion, Pg
喙突尖点	Coronion, Cr
髁突外侧点	Condylar Process Laterius, Cdl
垂直轴	Vertical Axis, VA
矢状轴	Sagittal Axis, SA
冠状轴	Coronal Axis, CA
矢状面	Sagittal Plane, SP
冠状面	Coronal Plane, CP
水平面	Horizontal Plane, HP
前颅底平面	SN Plane, SN
眼耳平面	Frankfort Horizontal plane, FH
上	Superior
下	Inferior
前	Anterior
后	Posterior
内侧	Medial
外侧	External
远中	Distocclusion
近中	Mesioocclusion
有限元法	Finite Element Method, FEM
有限元分析	Finite Element Analysis, FEA
计算机辅助设计	Computer Aided Design, CAD
颞下颌关节	Temporo Mandibular Joint, TMJ

攻读学位期间发表论文

1. 罗奇, 韩路军, 张劲, 等. 三维重建模拟技术在下颌角缩小整形术中的应用[J].中国美容医学, 2009, 18 (9) : 1272-1274.
2. 罗奇, 柳大烈, 韩路军, 等. 正常女性下颌角区多层螺旋CT解剖学研究[J].中国临床解剖学杂志 2010年4月 (已修回) .
3. 张劲, 罗奇, 王竞鹏, 等. 下颌骨截骨整形手术三维有限元模型的建立[J].中国美容医学 2010, 19 (3): 344-347
4. 张劲, 罗奇, 王竞鹏, 等. 建立下颌角截骨整形手术三维有限元模型 重庆医学 2010 年 5 月 (已修回) .
5. 王竞鹏, 柳大烈, 罗奇, 等.面下部轮廓整形术的术式选择[J].中国美容医学, 2009, 18 (9) : 1235-1237.
6. 王竞鹏, 柳大烈, 罗奇, 等.下颌角区域主要血管、神经解剖学研究及临床意义[J]. 中国美容医学, 2009, 18 (11) : 1624-1626.

致 谢

本研究是在我敬爱的导师柳大烈教授的悉心指导下完成的，三年来导师在工作、学习和生活中给予了我悉心的指导和热情的帮助，使我取得了很大的进步；在导师身上我学到了很多，导师正直高尚的人格、宽大的胸怀、严谨的科学态度、一丝不苟的工作精神，以及孜孜不倦的工作热情给了我深刻的启示，是我终身学习的楷模。在此衷心感谢导师柳大烈教授对我的谆谆教诲和精心培养。

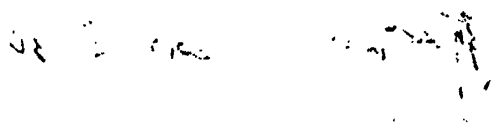
感谢本科室王晋煌教授、陈兵教授、陈伯华教授给予的热心指导和大力支持，从实验计划的设计到实验中每一个步骤的完成同时也浸透着他们的心血。回顾这三年来他们对我学习、工作、生活上的无微不至关怀使我获益匪浅。衷心感谢这些良师益友三年来无私的支持和帮助，令我永远难忘。

感谢南方医科大学附属南方医院医学影像中心韩路军博士对本研究三维重建及测量部分的大力支持和辛苦工作。衷心感谢暨南大学理工学院应用力学研究所黄世清教授、苏伟博士在有限元分析方面的悉心指导和大力支持。

在三年的学习生活中我同各位同窗好友结下了深厚的友谊，特别感谢张劲师弟在有限元分析部分给予的无私帮助，感谢王竞鹏及其他同窗们的无私奉献与深厚友谊。感谢杨雄健兄弟、上一届师兄及08，09级师弟、师妹们的关心和帮助。

衷心感谢我的父母、爱人、兄弟，他们从各方面给了我大力支持，使我得以顺利完成学业。

感谢三年来默默支持我的所有亲人、领导和朋友们！



南方医科大学 学位论文原创性声明

本人郑重声明：所呈交的论文是本人在导师的指导下独立进行研究所取得的研究成果。除了文中特别加以标注引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写的成果作品。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。除与外单位合作项目将予以明确方式规定外，本研究已发表与未发表成果的知识产权均归属南方医科大学。

本人承诺承担本声明的法律效果。


作者签名： 日期： 年 月 日

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权南方医科大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

本学位论文属于（请在以下相应方框内打“√”）：

- 1、保密□，在____年解密后适用本授权书。
- 2、不保密□。

作者签名：  日期：2010年5月30日

导师签名：  日期： 年 月 日

统计学证明

编号: D10-0057

研究生毕业论文统计学审稿证明

兹有博士研究生 罗奇 的论文 (编号: D10-0057)

《下颌骨三维重建、有限元学分析及在下颌角截骨整形术中的临床应用研究》中有关统计学方面的内容, 经我系审定合格, 特此证明。

南方医科大学生物统计学系
主任 签名: 
2010-04-02

