论著

文章编号:1000-5404(2009)19-1890-04

# Forsus 矫治力前导下颌有限元仿真及最佳施力角度探讨

颜功兴,刘占芳 (重庆大学力学系,重庆 400030)

**摘 要:目的** 研究在 Forsus 矫治力作用下下颌骨的应力分布情况和位移分布情况,探讨最佳的施力角度,为临床设计新的矫治器提供生物力学基础。**方法** 选择临床恒牙殆安氏Ⅱ类远中错殆志愿者,运用螺旋 CT 扫描技术及三维影像技术完成初步重建,利用 Abaqus 软件建立下颌骨、牙列和弓丝托槽的三维有限元模型,并在此基础上模拟临床 Forsus 施力部位加载,并设计了 5 种不同的计算工况。**结果** 在 5 种工况下,弓丝托槽和牙列上的 Von Mises 等效应力水平相对于下颌骨较高,最大应力出现在弓丝托槽。下颌骨上的应力集中主要位于髁突颈和牙槽嵴部位,下颌骨上最大的 Von Mises 等效应力出现在髁突颈处,下颌骨最大的位移都基本出现在颏部,髁突颈局部发生了塑性变形。**结论** Forsus 矫治力的加载角度最好为 0°~25°。

**关键词:** 下颌骨;有限元模型;生物力学

**中图法分类号:** R318.01; R319; R323.1 **文献标识码:** A

# Finite element analysis on submaxilla anterior guidance subjected to Forsus and optimal angle of orthopedic force

YAN Gong-xing, LIU Zhan-fang (Faculty of Engineering Mechanics, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

**Abstract: Objective** To explore the stress and displacement distribution of submaxilla subjected to Forsus, and investigate the optimal angle of orthopedic force in order to provide biomechanical basis for new appliances designation. **Methods** A health 12-year-old clinical volunteer with Angle class Ⅱ malocclusion was subjected. Helical CT and 3-D image technique were used to finish the primary model reconstruction. And a 3-D finite element (FE) model of the submaxilla, dentition and archwires and brackets was constructed with ABAQUS software. Then Forsus orthopedic force application based on the FE model were simulated under 5 different designed conditions. **Results** Under all 5 loading conditions, the Von Mises equivalent stresses level on the dentition and archwires and brackets are higher than on the submaxilla, the highest stress was on the archwires and brackets. Stress centralization on the submaxilla mostly located at the condylar and alveolar ridge, the highest stress of the submaxilla was on the condylar, and the largest displacement of submaxilla was on the chin basically. Plastical strain were appeared on the condylar. **Conclusion** The optimal angle of orthopedic forsus force is between 0° and 25°.

**Key words:** submaxilla; finite element model; biomechanics

下颌后缩是临床常见的Ⅱ类错殆畸形的重要特征之一,在青少年Ⅱ类错殆畸形中下颌后缩约占46%[1],严重影响患者的颜貌和功能。根据畸形的性质、程度和形成机制,在不同时期应用功能矫治器进行下颌前导是矫治下颌后缩畸形的关键。一直以来,人们主要采用各种试验和计算力学的方法对下颌前导过程进行研究,但是随着口腔医学和力学的交叉与发展,有限元法(finite element method,FEM)在口腔生物力学中得到了广泛应用,特别是运用有限元数值仿真来对矫治过程进行临床指导具有了实际的意义。近年来刘占芳等[2-4]采用 FEM 方法建立了下颌骨、TMJ 和关节盘的几何相似性模型,分析了其不同加载下的应力分布。该有限元模型临床实践证实骨发生了局部的永久变形即塑性变形[5]。本研究基于牙齿和颌骨的线弹性假设,采用骨的理想弹塑性本构模型,观察 Forsus 矫治力在不同施力角度作用下的下颌前导过程,检查

基金项目:国家自然科学基金(10572160);教育部高等学校骨干教师资助计划(2008)
Supported by the National Natural Science Foundation of China (10572160) and the Program for College Backbone Teachers of Ministry of Education (2008)

作者简介:颜功兴,男,河南省开封市人,博士,高级工程师,主要从事生物力学方面的研究。E-mail:yaaangx@126.com

收稿日期:2009-06-11;修回日期:2009-07-06

下颌骨的应力分布和变形情况,探讨最佳的 Forsus 矫治力施力角度,以优化临床矫治方案和设计新的矫治器提供切实的生物力学依据。

## 1　资料与方法

### 1.1　建模素材

选择临床恒牙殆安氏Ⅱ类远中错殆、全身发育正常、年龄 12 岁的生长发育高峰期男童志愿者(手腕骨示 MP3 期),前牙深覆殆深覆盖,覆盖 9 mm,下颌骨明显后缩及发育不足。CT 扫描前患者用 MBT 矫治体系行固定正畸治疗,上下牙列排齐整平,符合安装 Forsus 的要求。

### 1.2　建模方法及流程

三维重建的数据处理流程图采用文献[5]。运用螺旋 CT 扫描技术及三维影像技术完成初步重建,并在此基础上利用 ABAQUS 软件建立上下颌骨、牙列及弓丝托槽的三维有限元模型。在 ABAQUS 里面建立下颌骨、牙列和弓丝托槽等模型,通过布尔运算得到包含“弓丝 - 托槽 - 牙列 - 颌骨”的模型(图 1)。

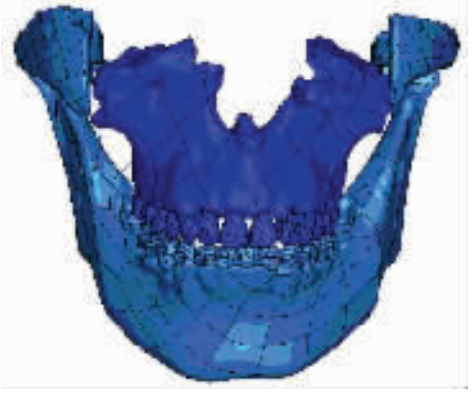


**图 1　Abaqus 中重建的颌骨、牙列、托槽和弓丝模型**

### 1.3　材料模型及参数确定

将下颌骨设为各向同性的理想弹塑性材料,其他为线弹性材料,参数如表 1 所示。

**表 1　模型的材料参数**

| 材料模型 | 弹性模量(MPa) | 泊松比(v) | 屈服应力(MPa) |
|---|---|---|---|
| 皮质骨[8] | 13 700 | 0.3 | 6 |
| 松质骨[8] | 1 370 | 0.3 | 0.6 |
| 牙釉质[9-11] | 84 100 | 0.33 | - |
| 牙本质[9-11] | 18 600 | 0.31 | - |
| 牙周膜[12] | 68.9 | 0.45 | - |
| 关节盘[12] | 44.1 | 0.4 | - |
| 托槽[8] | $2.06\times10^5$ | 0.3 | - |
| 不锈钢弓丝[8] | $1.76\times10^5$ | 0.3 | - |

### 1.4　边界条件和有限元网格划分

在矫治过程中上颌颌骨保持固定,因此在本模型中对关节盘上面的关节凹骨质固定约束。由于上颌在此模型中充当支抗,故采用刚体模型,对于其余部分均采用四面体实体单元(C3D4)对模型划分网格。考虑到 Forsus 附近区域可能产生的应力集中,对 Forsus 作用的下颌骨附近区域进行网格细化,以保证模型的精度,其余部分网格较稀疏。其中下颌骨、下颌牙列、关节盘、关节窝模型的节点总数达 238 194,单元总数为 785 519。见图 2。

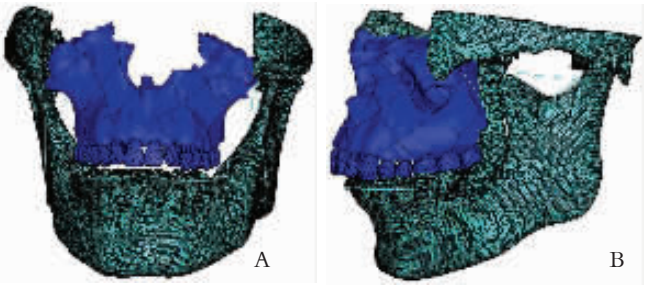
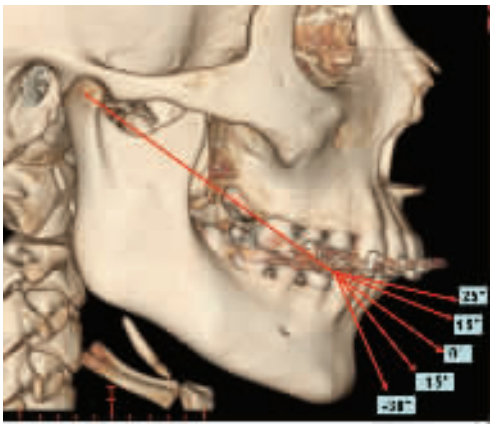



**图 2　含牙列、托槽、弓丝、关节的颌骨网格模型正视图(A)与侧视图(B)**

### 1.5　加载条件

前导下颌通常采用较大的矫形力。本实验表明,TMJ 能承受约 10 N 的载荷[6],理论上咀嚼肌能承受 18 N 的咀嚼力[7],实际咀嚼力的大小,视参与咀嚼的肌纤维的多少而定,并存在个体差异,本研究选取矫形力大小为 5 N。模拟临床 Forsus 施力部位加载,施力点在下颌尖牙远中弓丝上。为获取下颌前导的最佳施力角度,设计了 5 种不同的计算工况,即有工况 1:-30°;工况 2:-15°;工况 3:0°;工况 4:15°;工况 5:25°。见图 3。




0°方向规定为下颌尖牙托槽远中至髁突中心的连线,以下颌尖牙托槽远中为圆心,逆时针方向为正角度,顺时针为负角度

**图 3　不同角度加载方式**

## 2　结果

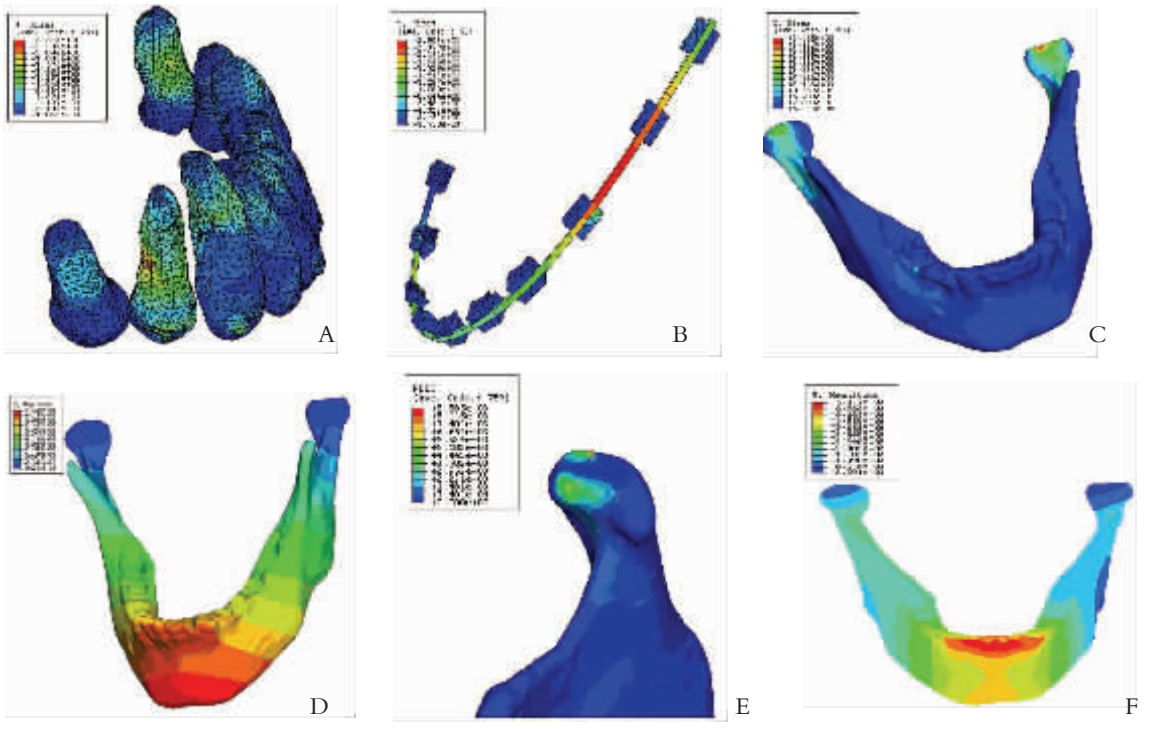
### 2.1　弓丝托槽及牙列的应力分布情况

在 5 种工况下,弓丝托槽和牙列上的 Von Mises 等效应力水平相对于下颌骨较高,最大应力出现在弓丝托槽,弓丝托槽和牙列上最大值见表 2,图 4A 所示为工况 5 下牙列的 Von Mises 等效应力分布,最大应力出现在牙齿的中间部位,由于牙列和弓丝托槽的连接致使弓丝托槽上矫治力的传递造成,典型的弓丝托槽上应力分布见图 4B,最大的 Von Mises 等效应力出现在弓丝上。

应力值前有“-”表示为压应力,无“-”则表示为拉应力。以蓝到红的不同颜色代表不同的应力值和位移值,越接近蓝色表示应力和位移值越小。

**表2 不同加载角度仿真分析结果**

| 工况 | 加载角度 | 弓丝托槽上最大应力(MPa) | 牙列上最大应力(MPa) | 下颌骨上最大应力(MPa) | 最大位移(mm) | 下颌骨上最大等效塑性应变 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | -30° | 30.15 | 3.328 | 1.125 | 1.771 | 0.001 8 |
| 2 | -15° | 30.44 | 3.278 | 0.875 | 0.066 | 0.000 4 |
| 3 | 0° | 29.59 | 3.055 | 0.800 | 1.692 | 0.002 0 |
| 4 | 15° | 27.67 | 2.669 | 0.875 | 3.456 | 0.006 0 |
| 5 | 25° | 25.93 | 2.513 | 1.334 | 4.630 | 0.009 0 |




A:工况5下牙列的Von Mises等效应力分布;B:工况5下弓丝托槽的Von Mises等效应力分布;C:工况5下下颌骨的Von Mises应力分布;D:工况5下下颌骨的位移分布;E:工况5下颌骨髁突颈的等效塑性应变分布;F:工况2下颌骨的位移分布

**图4 不同部位的应力分布情况**

### 2.2 下颌骨应力分布情况

在5种工况下,下颌骨上的应力集中主要位于髁突颈和牙槽嵴部位,其中最大的Von Mises等效应力出现在髁突颈处,见表2。髁突部位由于受软组织拉压的部位形成应力集中,而牙槽嵴局部形状的不规整在牙列作用下亦产生应力集中,其他部位应力水平较低,分布均匀。图4C所示为工况5下颌骨上的Von Mises应力分布。

### 2.3 下颌骨位移分布及等效应变分布情况

除了工况2,其余各工况下颌骨最大的位移都出现在颏部,具体数值见表2,图4D为工况5下颌骨的位移分布,可以看到,位移从髁突颈到颏部逐渐增大。在矫治力作用下,下颌骨髁突颈应力集中,使髁突颈局部发生了塑性变形,下颌骨的其他部位均未有塑性变形发生,图4E为工况5下颌骨髁突颈的等效塑性应变云图,最大值为0.009,图4F为工况2下颌骨的位移分布。

## 3 讨论

本研究参考真实的上下颌骨、牙列和弓丝托槽标本参数建立了“直丝弓-托槽-牙列-颌骨”的三维有限元模型。模型具有很高的几何相似性,为研究在不同Forsus矫治力施力角度作用下的下颌前导矫治过程和分析下颌骨的应力分布与位移情况以及探讨最佳的Forsus矫治力施力角度,具有较好的临床应用参考价值,也为设计新的矫治器提供了生物力学基础。研究中分析了Von Mises等效应力和变形的变化,其中Von Mises等效应力值可以有效地表示一点的应力大小,同时根据塑性力学中的强度理论Mises屈服准则确定模型局部是否屈服。下颌骨在矫治力作用下产生的应力是影响骨组织生长改建的重要因素,应力过高

容易使骨组织发生坏死或吸收,而应力过低则常常导致骨废用性萎缩。参照文献[8],皮质骨的屈服应力为6 MPa 左右,松质骨的屈服应力为0.6 MPa 左右,然而目前对于骨组织承受力的生理限度还没有明确的结论,所以,临床上一致采用的做法都是谨慎地降低骨组织上的应力水平,尽量避免应力集中和塑性变形现象的出现,防止骨组织的病理性吸收。

本研究发现,不同工况下下颌骨从下颌角到髁突拉应力水平逐渐增高,髁突颈压应力水平逐渐降低,从工况 3 到工况 5 髁突颈最大压应力从0.8 MPa 增加至1.334 MPa。导下颌向前时,髁突也发生向相应的移位,同时发生一定方向的旋转。这种移位和旋转将使髁突后上部离开关节凹,其周围的软组织的牵拉则产生拉应力。髁突前部压向关节结节的后斜面,对髁突前部产生压应力,这与 Voudouris 等[13]的研究一致。在此情况下髁突的运动轨迹[14-16]也将发生改变。

对于生长型不利的患者,可通过调整 Forsus 加载角度,增加下颌有利的自动旋转方向,对于侧貌的改善将更有利。在5 种不同的 Forsus 力加载角度下,随着角度的增加位移逐渐增大,-15°时位移最小只有0.066 mm,且位移最大处在牙槽嵴,而其它加载角度最大位移发生在颏部。根据力矩原理,以及0°加载时下颌骨向前上旋转,-15°时向后下旋转,可知发生旋转的基准线在0°和-15°之间(在旋转基准线上加载时下颌骨不发生旋转);因为此时力矩为0,力的延长线通过支点髁突,下颌骨只能沿着力的作用方向前下移动,故无旋转,且据结果分析可推算出旋转基准线偏向-15°多些。从工况 3 到工况 5 位移逐渐增大,瞬时加载位移从1.692 mm 增加到4.63 mm,且最大位移都是在颏部,这与临床希望的一致。工况 2 瞬时最大加载位移为0.066 mm,最大位移处还在牙槽嵴,如此小的位移可以不计。-30°加载时也可发生颏部1.771 mm 的位移,但方向为向下向前。辅以参考路径分析,提示临床使用 Forsus 矫治器时加载角度最好为0°~25°,此时下颌颏部旋转方向为向上向前。生长改建就是通过生长纠正错𬌗。本研究原型后面高与前面高比值58.97% <62%,为垂直生长型趋势,顺时针旋转。经数值仿真分析发现,只要加载角度为0°~25°,下颌基本是以下切牙近中切缘为转动中心逆时针旋转,利于原型的生长改建。

综上所述,Forsus 加载合力方向偏离基准线越远,颏部前伸位移越明显,逆时针旋转位移比顺时针旋转位移明显。经数值仿真分析,得知 Forsus 矫治器时加载角度最好为0°~25°。

## 参考文献:


[1] Kokshenev V. A force-similarity model of the activated muscle is able to predict primary locomotor functions[J]. Journal of Biomechanics, 2003, 41(4): 912-915.

[2] 刘占芳,李　琦. 构建颅骨上颌骨及牙列的三维有限元模型[J]. 重庆工学院学报, 2007, 37(3): 235-236.

[3] 宋宇峰,王大章,李　伟,等. 人正常下颌升支区应力分布的三维有限元分析[J]. 贵阳医学院学报, 2003, 28(3): 189-192.

[4] 左艳萍,董福生,王　浩,等. 下颌骨前伸时下颌骨应力分布的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2003, 18(2): 97-101.

[5] 刘占芳,李　琦,邓　锋,等. 上颌骨微植体支抗过程的时效特性数值模拟[J]. 中国民康医学, 2007, 19(10): 327-329.

[6] Nickel J C, Iwasaki L R, Beatty M W. Laboratory stresses and tractional forces on the TMJ disc surface[J]. J Dent Res, 2004, 83(8): 650-654.

[7] 皮　昕. 口腔解剖生理学[M]. 北京:人民卫生出版社. 第 5 版. 2003: 257.

[8] 樊瑜波,张晓峰,唐　高. 生理载荷作用下上颌中切牙牙周膜应力分布的三维有限元研究[J]. 生物医学工程学杂志, 1999, 16(1): 23-26.

[9] Wagner A, Krach W, Schicho K. A 3-dimensional finite Element analysis investigating the biomechanical behavior of the man dible an d plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2002, 94(6): 678-686.

[10] Chang K H, Magdum S, Khera S C. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth[J]. Ann Biomed Eng, 2003, 31(5): 621-631.

[11] Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method[J]. J Oral Rehabil, 2003, 30(5): 470-476.

[12] 徐小川,王玉玮,康　宏,等. 人颞下颌关节软骨弹性模量的测定[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2000, 1(1): 14-17.

[13] Voudouris J C, Kuftinec M M. Improved clinical use of Twin-block and Herbst as a result of radiating viscoelastic tissue forces on the condyle and fossa in treatment and long-term retention: growth relativity[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2000, 117(3): 247-266.

[14] 周立新. Twinblock 矫治器治疗早期安氏Ⅱ[1]下颌后缩错𬌗畸形[J]. 实用临床医药杂志, 2003, 7(5): 464-465.

[15] 李建霞,邓　峰,宋锦璘,等. 青少年下颌后缩型安氏Ⅱ[1]类错𬌗的髁突运动轨迹研究[J]. 第三军医大学学报, 2007, 29(14): 1432-1435.

[16] 谢荣敏,秦　朴,杜跃华,等. 安氏Ⅱ[2]伴单侧颞下颌关节弹响患者正畸治疗的疗效分析[J]. 第三军医大学学报, 2009, 31(10): 970-973.


(编辑　龙　亮)