

健康鼻骨受力的生物力学建模和有限元分析

李文平¹, 吴 刚¹, 王珮华², 王盛章³, 孙广滨⁴

(1. 上海市浦东医院 耳鼻咽喉科, 上海 201399; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 耳鼻咽喉科, 上海 200011; 3. 复旦大学 力学与工程科学系, 上海 200433; 4. 上海市浦东新区公利医院 耳鼻咽喉科, 上海 200135)

摘 要: **目的** 建立成年人健康鼻骨相关生物力学模型, 对鼻骨结构受力情况进行有限元分析, 获得应力、应变等数据, 利用统计分析揭示鼻骨的静力学应力分布特点。**方法** 采用 64 排螺旋 CT 扫描获得影像数据; 通过三维重建和图像处理获得鼻骨的三维几何模型; 利用有限元分析软件建立鼻骨受力的生物力学模型并进行力学分析。**结果** 通过对 6 例鼻骨受力的情况的有限元分析, 发现当外力作用于鼻骨下端时, 作用力与矢状面所成角度越大则最大应变越大, 同时最大主应力逐渐增大; 当角度接近 60° 时, 随着角度的增加, 最大主应力反而减小。**结论** 当作用力与矢状面的夹角接近 60° 时, 弹性模量较大的鼻骨容易发生骨折; 当在角度接近 90° 时, 弹性模量较小的鼻骨才能发生骨折。应用医学图像重建和有限元分析软件相结合的方法, 可以帮助临床定量分析成人鼻骨结构的力学性质, 为骨折患者畸形提供帮助。

关 键 词: 鼻骨; 三维重建; 有限元分析; 生物力学建模
中图分类号: O17; Q66; R322.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1007-1520(2014)01-0006-05

Biomechanical modeling and finite element analysis of normal nasal bone

LI Wen-ping, WU Gang, WANG Pei-hua, WANG Sheng-zhang, SUN Guang-bin
(Department of Otolaryngology, Shanghai Pudong Hospital, Shanghai 201399, China)

Abstract: **Objective** To construct biomechanical models for normal adult nasal bone, and to reveal the characteristics of nasal bone undergoing static force via finite element analysis of the stress and strain distributions. **Methods** Image data were produced by spiral computerized tomography (CT). Three-dimensional (3D) geometrical models were constructed by image reconstruction and processing. Biomechanical models were constructed and the statics analysis was performed by finite element software (Ansys 13.0). **Results** 6 normal adults were included in this study. Analyses showed that when the force was loaded at the lower part of the nasal bone, the maximum strain increased with the increase of angle between the vertical plane and the force vector, meanwhile the maximum principle stress also increased. But when the angle increased to 60 degrees, the maximum principle stress decreased with the angle increasing. **Conclusions** The nasal bone with higher elastic modulus is prone to fracture when the angle between the vertical plane and the force vector is close to 60 degrees, but on the other hand the nasal bone with lower elastic modulus is prone to fracture when the angle is close to 90 degrees. Finite element analysis can help the clinicians (to) understand the mechanical properties and structures of the nasal bone.

Key words: Nasal bone; Three-dimensional reconstruction; Finite element analysis; Biomechanical modeling

鼻部是颅面部最突出的器官, 最易受到撞

击造成损伤, 并常伴发有鼻骨及其周围组织结

构(鼻区复合体)的相应骨折^[1-2]。鼻骨呈长方

形扁骨, 左右各一块, 相互连接于中线(鼻骨间

缝), 上端与额骨鼻部相接, 后面以鼻骨嵴与筛

骨正中板相接, 外侧与上颌骨额突相接, 下缘

游离于梨状孔上方。鼻骨上端窄而厚, 有良好

基金项目: 上海市浦东新区卫生局卫生科技发展专项基金 (PW2010A-18), 上海市浦东新区卫生科技发展重点学科群专项基金 (PDLXKQ2010-02)。

作者简介: 李文平, 男, 副主任医师。

通信作者: 李文平, Email: liwenpingd@yeah.net

的保护作用,下端宽而薄,缺乏周围骨质的支撑,比较脆弱,易受外伤而骨折。对于鼻骨到底是受到何种大小和方向的外力从而导致骨折,因其周围结构复杂,对于其应力分析及有关影响因素的研究成为鼻科医学研究领域和临床工作中共同的难题。随着生物力学研究手段和方法的不断进步,特别是有限元分析(finite element analysis, FEA)的发展使其定量研究成为可能^[3]。本文采用64排螺旋CT扫描、三维图形重建和处理,对6例无鼻颌面部疾病的成年人建立鼻骨三维几何模型,并以此为基础建立了鼻骨受力的生物力学模型^[4],通过有

限元分析,对鼻骨关键部位在一定载荷条件下的力学特征进行了初步探讨。

1 材料与方法

1.1 临床资料

随机采集正常成年人无鼻颌面部疾病者30例,年龄18~60岁,性别不限。根据图像重建效果和鼻骨几何形态所具有的代表性,从中选取6例作为生物力学建模和有限元分析对象。6个模型的几何形态如图1所示。

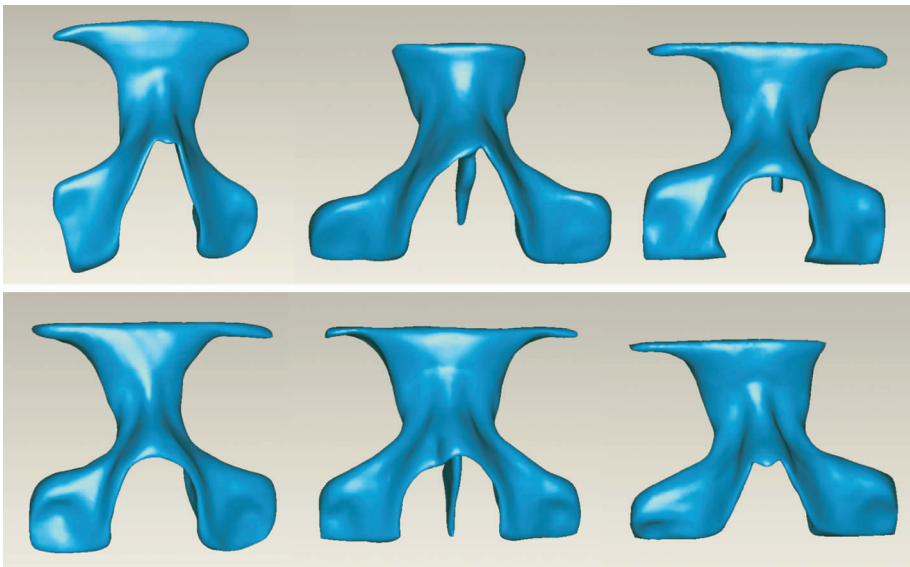


图1 6例正常鼻上颌骨的模型示意图

1.2 螺旋CT扫描和三维影像重建

采用GE公司的高speed 64排CT对正常成年人鼻骨进行扫描,层厚为3 mm,空间分辨率为0.625 mm。因为鼻骨与软组织的密度差异,多排CT薄层扫描能够对其分辨,并获得较好的灰度差显影,采集图像数据以DICOM文件格式存档,并传输至HP图形工作站,对采集的鼻骨图像进行灰度调校,分割出鼻骨的影像,最后采用Mimics 10.1软件对成人鼻骨进行计算机三维重建,获得成人鼻骨结构较为粗糙的三维实体模型,将该模型保存为STL格式的文件。

1.3 三维几何模型建立

将粗糙模型的STL文件导入逆向工程软件Geomagic 11.0中进行进一步的处理。采用轮廓修补、表面光滑等方式进行修补和校正,得到较

为光滑的鼻骨三维模型;并将其转换成实体模型后保存为iges格式的文件。最终获得的iges格式的模型1的鼻骨三维模型如图2所示。

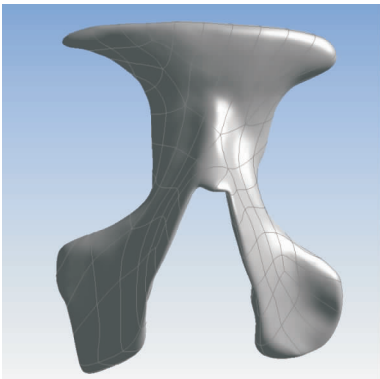


图2 模型1鼻上颌骨的三维实体模型

1.4 有限元网格的划分

将 iges 格式的鼻骨三维模型导入 ansys 13.0 的 workbench 中进行网格的划分,网格划分时设定 element size 为 2 mm,划分后的网格见图 3,节点和单元的具体数据见表 1。此外,通过设定不同的 element size:0.5、1、2、3 mm,检验计算结果对计算网格的依赖性,发现 2 mm 的网格能够满足本研究的要求。

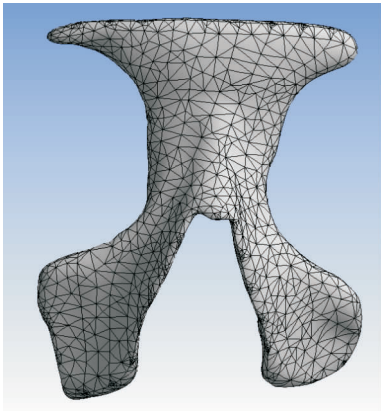


图 3 进行有限元分析时的计算网格

表 1 6 个模型计算网格的数据

项目	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4	模型 5	模型 6
节点数	19399	21910	20341	18769	20387	31257
单元数	10677	12135	11072	10021	13698	18739

1.5 边界条件的设定

正常鼻骨受到的约束很多,包括肌肉、韧带等,为了简化模型而且考虑到本课题所研究的目的鼻骨受到很大的外力作用时的情况,所以去掉肌肉、韧带和后面相接无支撑作用力的筛骨正中板等对鼻骨的约束,将鼻骨视为整体,上端和两侧外缘骨缝连接处固定,下端自由。考察鼻骨下端受外力作用时的情况,与矢状面垂直、平行分别施加不同角度的作用力,假设作用力的角度分别是 90°、60°、30°和 0°,具体设定见图 4。模型中鼻骨的材料属性取值是各项同性的均匀材料,弹性模量为 1×10^{10} Pa,泊松比为 0.3。

1.6 数值求解

利用 ansys 的静力学分析模块,对 6 个模型的鼻骨在不同角度的作用力下的情况进行数值模拟,从而获得各种情况下的鼻骨的应力和应变的分布。图 5 ~ 8 是模型 1 在受到不同角度

的外力作用时所产生的最大主应力和应变的分布云图。

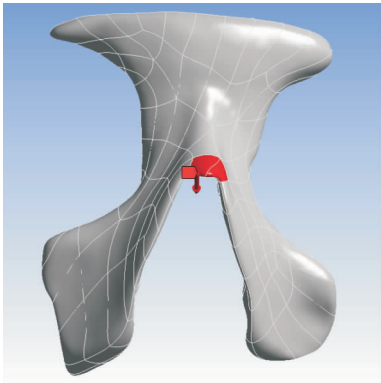


图 4 鼻骨受力的生物力学模型

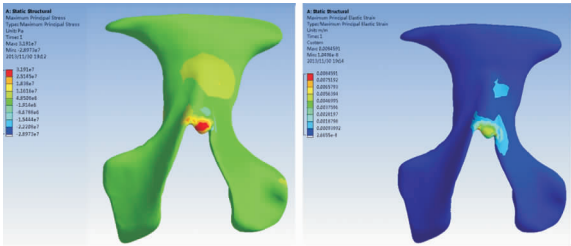


图 5 模型 1 鼻骨 0°受力后的主应力(左)和应变分布云图(右)

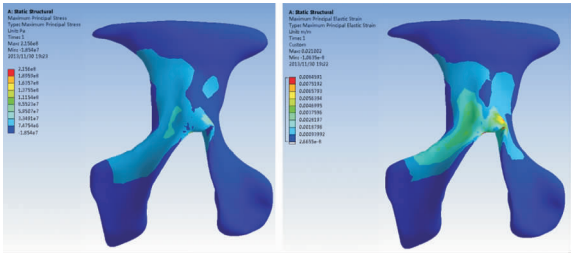


图 6 模型 1 鼻骨 30°受力后的主应力(左)和应变分布云图(右)

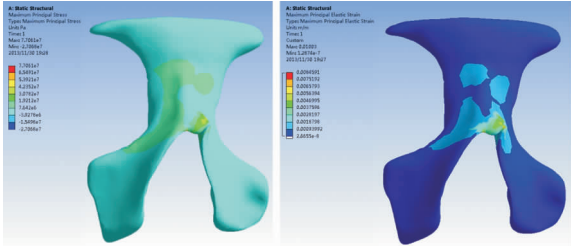


图 7 模型 1 鼻骨 60°受力后的主应力(左)和应变分布云图(右)

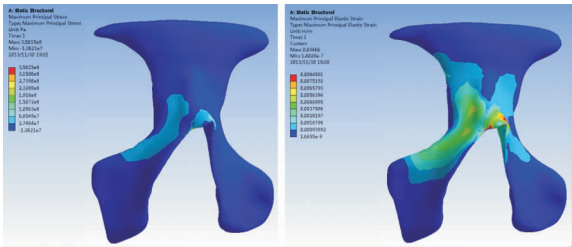


图 8 模型 1 鼻骨 90°受力后的主应力(左)和应变分布云图(右)

2 结果

当 6 个模型受到与矢状面成 0° 角的 1000 牛顿力作用于鼻骨下端时,模型上的最大应力值和最大应变值如表 2 所示。当 6 个模型受到与矢状面成 30° 角的 1000 牛顿力作用于鼻骨下端时,模型上的最大应力值和最大应变值如表 3 所示。当 6 个模型受到与矢状面成 60° 角的 1000 牛顿力作用于鼻骨下端时,模型上的最大应力值和最大应变值如表 4 所示。

表 2 当作用力垂直作用于鼻骨下端时(与矢状面成 0° 角)的有限元分析数据

项目	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4	模型 5	模型 6
最大主应力(Pa)	3.19×10^7	4.58×10^7	6.90×10^7	1.29×10^8	5.22×10^7	1.22×10^7
最大应变(mm/mm)	0.008	0.007	0.006	0.016	0.011	0.004

表 3 当作用力从左侧成 30° 角作用于鼻骨下端时的有限元分析数据

项目	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4	模型 5	模型 6
最大主应力(Pa)	4.81×10^7	6.01×10^7	6.40×10^7	8.92×10^7	1.10×10^8	5.09×10^7
最大应变(mm/mm)	0.012	0.017	0.018	0.024	0.030	0.018

表 4 当作用力从左侧成 60° 角作用于鼻骨下端时的有限元分析数据

项目	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4	模型 5	模型 6
最大主应力(Pa)	8.96×10^7	1.31×10^8	1.37×10^8	2.09×10^8	9.02×10^7	7.54×10^7
最大应变(mm/mm)	0.136	0.154	0.153	0.192	0.017	0.009

表 5 当作用力从左侧成 90° 角作用于鼻骨下端时的有限元分析数据

项目	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4	模型 5	模型 6
最大主应力(Pa)	2.08×10^8	1.99×10^7	3.04×10^7	2.77×10^8	6.92×10^7	3.01×10^7
最大应变(mm/mm)	0.201	0.191	0.194	0.223	0.107	0.088

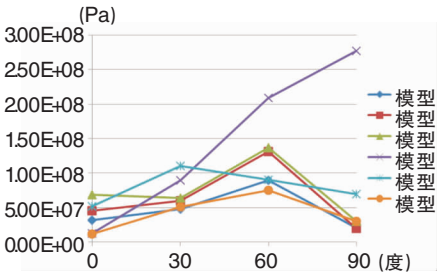


图 9 6 个模型中最大主应力随作用力角度的变化图

当 6 个模型受到与矢状面成 90° 角的 1000 牛顿力作用于鼻骨下端时,模型上的最大应力值和最大应变值如表 5 所示。

为了比较在不同角度的外力作用下鼻骨的应力和应变的变化情况,将 6 个模型在不同角度外力作用下计算得到的最大主应力和最大应变分别作图。图 9 表示最大主应力随作用力角度的变化,图 10 表示最大应变随作用力角度的变化。从图 9 中可以看到,当作用力和矢状面的夹角从 0° 增加到 90° 时,模型 1、2、3、6 中的最大主应力会先随着角度的增加而增大,当角度超过 60° 时,最大主应力又会随着角度的增加而减小;模型 4 中,最大主应力随着角度的增加而一直增加;模型 5 中的最大主应力在 30° 角时达到最大,之后随着角度增加而减小。从图 10 中可以看到,模型 5 和 6 当角度在 30° 至 60° 之间最大应变稍减小,其余 4 个模型的最大应变随着角度的增加逐渐增加,当角度达到 90° 时,6 个模型的最大应变都达到最大值。

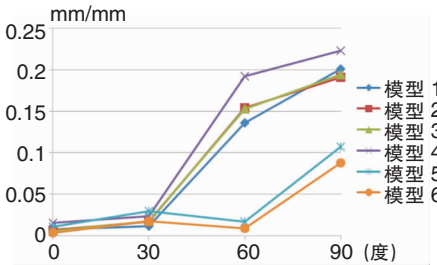


图 10 6 个模型中最大应变随作用力角度的变化图

3 讨论

通过对图9和图10的比较和分析,可以发现:当外力作用于鼻骨下端时,作用力与矢状面所成角度越大时,鼻骨的最大应变越大,而最大主应力在开始阶段也是逐渐增大的,但是当角度接近 60° 时,随着角度的增加,最大主应力反而减小。由于鼻骨骨折可以分为由于应力超过极限而发生的强度失效和由于应变超过极限而产生的刚度失效,所以当作用力与矢状面的夹角接近 60° 时,弹性模量较大的鼻骨容易发生由于强度失效导致的骨折,而弹性模量相对较小的鼻骨在角度接近 90° 时,有可能由于刚度失效而引发骨折。

鼻骨的有限元分析结果取决于所建模型的质量。鼻骨的形态及周围结构复杂,在图像分割和三维重建后的处理中存在一定的主观性,所以会导致建模后所得三维模型存在一定的失真,从而影响分析精度和结果^[5-6]。建模过程中,为了降低生物力学模型的复杂性,将两块鼻骨作为整体,上端和两侧固定。而真实的鼻骨受肌肉和韧带等组织约束,并不是完全固定的,所以该生物力学模型与真实情况也有一定差异^[7]。

本文通过生物力学建模和有限元分析等方法对成人鼻骨的受力情况进行数值模拟,获得不同作用力下鼻骨应力、应变情况^[8];分析成人鼻骨结构的力学性质,揭示成人鼻骨的应力、应变的分布特点;对鼻骨受力情况进行分类,从而对鼻骨骨折患者个体化治疗提供力学依据。本研究建立可重复的成年人健康鼻骨相关生物力

学模型为下一步开展鼻部相关研究(如整形、美容、防护材料)奠定初步基础^[9-10]。

参考文献:

- [1] 周振平,马洪顺,孟广伟,等.在静力作用下鼻额筛眶复合体模型应力分布实验研究[J].中国生物医学工程学报,1995,14(2):173-175.
- [2] 薄斌,周树夏.颌面部撞击损伤研究进展[J].中华口腔医学杂志,2000,35(5):398-400.
- [3] 张美超,钟世镇.国内生物力学中有限元的应用研究进展[J].解剖科学进展,2003,9(1):53-56.
- [4] Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Location of the centre of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model[J]. Br J Orthod, 1995,22(3):227-232.
- [5] Koriath TW, Versluis A. Modeling of the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis[J]. Crit Rev Oral Biol Med, 1997,8(1):90-104.
- [6] 张美超,夏虹,樊继宏.人体骨骼有限元几何模型的重建[J].解剖科学进展,2003,21(5):531-532.
- [7] 王珮华,徐洲,陈东,等.CT三维重建技术在鼻外伤畸形中的应用[J].上海交通大学学报,2006,26(11):1313-1314.
- [8] Yoganandan N, Haffner M, Pintar FA, et al. Facial injury: a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessment[J]. J Biomech, 1996,29(7):985-986.
- [9] Yoganandan N, Sances A Jr, Pintar FA, et al. Traumatic facial injuries with steering wheel loading[J]. J Trauma, 1991,31(5):699-710.
- [10] Huelke DF, Moore JL, Ostrom M. Air bag injuries and occupant protection. J Trauma, 1992,33(6):894-898.

(修回日期:2014-01-10)