

文章编号:1004-7220(2015)02-0118-07

# 颞下颌关节骨骼肌肉系统三维有限元模型的构建

刘梦超<sup>1,2</sup>, 吴信雷<sup>3</sup>, 林崇翔<sup>2</sup>, 潘璐璐<sup>2</sup>, 陈龙<sup>2</sup>, 朱形好<sup>2</sup>, 方一鸣<sup>2</sup>, 吴立军<sup>3</sup>

(1. 天津医院 口腔科, 天津 300211; 2. 温州医科大学附属第一医院 口腔颌面外科, 温州 325000;

3. 温州医科大学 数字化医学研究所, 温州 325035)

**摘要:** **目的** 探讨基于影像学和解剖学构建颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)骨骼肌肉系统三维有限元模型的可行性,为TMJ生物力学研究提供建模的新思路。**方法** 采集第2代中国虚拟人男性第23号头颅CT图像、咀嚼肌及TMJ关节盘MRI图像,以DICOM格式导入Mimics软件进行三维重建,再通过Geomagic Studio软件配准模型、优化模型及构建关节软骨和关节囊,最后由ANSYS软件定义各组织的材料属性,建立TMJ骨骼肌肉系统的三维有限元模型。**结果** 建立了一个包含关节盘、关节软骨、关节囊、上颌骨(包括颧骨及鼻骨)、下颌骨、颞骨(包括部分顶骨)、蝶骨、上牙列、下牙列、颞肌、咬肌、翼内肌、翼外肌、颞下颌韧带、蝶下颌韧带及茎突下颌韧带的TMJ骨骼肌肉系统的三维有限元模型。**结论** 根据CT、MRI图像和解剖学,利用Mimics、Geomagic Studio及ANSYS可以精确、可行地构建TMJ骨骼肌肉系统的三维有限元模型。模型更加真实还原TMJ的生物力学环境,为TMJ生物力学研究提供新的建模方法,为临床上TMJ疾病的可视化治疗提供仿真平台。

**关键词:** 颞下颌关节; 骨骼肌肉系统; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.02.118

## Construction of a 3D finite element model of temporomandibular joints including the musculoskeletal system

LIU Meng-chao<sup>1,2</sup>, WU Xin-lei<sup>3</sup>, LIN Chong-xiang<sup>2</sup>, PAN Lu-lu<sup>2</sup>, CHEN Long<sup>2</sup>, ZHU Xing-hao<sup>2</sup>, FANG Yi-ming<sup>2</sup>, WU Li-jun<sup>3</sup> (1. Department of Stomatology, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China; 2. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the First Affiliated Hospital, Wenzhou Medical University, Wenzhou 325000, Zhejiang, China; 3. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical University, Wenzhou 325035, Zhejiang, China)

**Abstract:** **Objective** To discuss the feasibility of constructing a 3D finite element model of the temporomandibular joint (TMJ) including the musculoskeletal system based on imaging and anatomy, and to provide new ideas of modeling for TMJ biomechanical researches. **Methods** CT images of the skull, MRI images of masticatory muscles and bilateral TMJ from No. 23 Chinese virtual human in the second generation were collected and imported in batches into Mimics in format of DICOM for 3D reconstruction. Then the model was integrated and optimized by Geomagic Studio, and the TMJ capsule and articular cartilage were also constructed. After the material properties of TMJ tissues were defined, a 3D finite element model of TMJ including the musculoskeletal system was finally constructed by ANSYS. **Results** The 3D finite element model of TMJ with the musculoskeletal system was constructed, including TMJ disc, articular cartilage, TMJ capsule, maxilla (including zygoma and nasal), mandible, sphenoid, temporal bones (including part of parietal), maxillary teeth, mandibular teeth, temporalis muscles, masseter muscles, medial/lateral pterygoid muscles, temporomandibular ligaments, sphenomandibular liga-

收稿日期:2014-04-09; 修回日期:2014-06-18

基金项目:国家自然科学基金面上项目(81271663), 浙江省科技计划面上项目(2010C33123), 温州医科大学科研发展专项(QTJ06012), 温州市科技计划项目(2012S0155)。

通信作者:方一鸣, 教授, E-mail: fangyiming2003@sina.com。

ments and sylvomandibular ligaments. **Conclusions** Based on CT and MRI images and anatomy, the 3D finite element model of TMJ including the musculoskeletal system can be precisely and feasibly constructed by Mimics, Geomagic Studio and ANSYS. This model can restore the biomechanical environment of the TMJ, provide new ideas of modeling for biomechanical researches on the TMJ, and offer the simulation platform for visualization treatment of TMJ disease in clinic.

**Key words:** Temporomandibular joint (TMJ); Musculoskeletal system; Finite element analysis; Biomechanics

颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)左右各一,是结构最为精细、运动最为复杂的人体关节之一,同时也是人体中唯一的联动关节。由于TMJ内部结构的复杂性和运动的多样性,一直以来都是口腔生物力学的重点和难点。有限元方法突破传统实验性生物力学研究方法的限制,能无创伤地对结构、形状、载荷和材料力学性能极其复杂的组织结构进行重建和力学分析。自1973年Thresher<sup>[1]</sup>和Farah<sup>[2]</sup>开始将有限元方法应用于口腔医学,有限元方法已成为口腔生物力学研究领域一种有效的分析工具。

生物力学的三维有限元分析首先要建立良好的三维有限元模型,而模型质量是进行生物力学三维有限元分析首先要解决的问题和难题。目前,大量国内外学者<sup>[3-7]</sup>已经开展了TMJ三维有限元建模工作,但考虑到建模周期、材料关系以及约束的复杂性的计算成本,不同学者都倾向于根据自己研究和关注的不同,针对性地选择建模的实体模型,并在建模过程中进行一定的简化,使得现有的TMJ三维有限元模型往往只能满足学者自身的研究需求,适用性大打折扣。而对于参与下颌运动的咀嚼肌建模,在目前TMJ三维有限元模型中少有详细报道。

因此,本课题组通过对志愿者头部进行薄层CT和磁共振成像(MRI)扫描以及双侧TMJ进行MRI扫描,将DICOM格式医学影像数据通过Mimics、Geomagic studio及ANSYS软件处理,建立包括上颌骨(包括颧骨及鼻骨)、下颌骨、蝶骨、颞骨(包括部分顶骨)、上牙列、下牙列、颞下颌关节盘、关节囊、关节软骨、关节韧带、咬肌、颞肌、翼内肌及翼外肌的TMJ三维有限元模型,完整还原TMJ生物力学环境。

## 1 材料与方法

### 1.1 志愿者基本情况

志愿者标准:①青壮年成人;②头部无外伤史,面型协调对称;③无颞下颌关节病史,张口度及

张口型正常,无开口弹响,无关节区压痛;④牙列完整,无龋病;⑤无风湿、类风湿病史及其他系统性疾病。选取第2代中国虚拟人男性第23号为志愿者,正常人,年龄23岁,身高169 cm,体重65 kg,体质指数(BMI)22.76,签署知情同意书。

### 1.2 影像设备及图像处理软件

Aquilion ONE 320 排螺旋CT机(TOSHIBA公司,日本);Excite-II、HDx超导型1.5T MRI机(GE公司,美国);Mimics 10.0图像处理软件;Geomagic 9.0逆向工程软件;ANSYS 11.0有限元分析软件。

### 1.3 CT、MRI扫描参数及扫描体位

**1.3.1 扫描体位** 扫描时志愿者取仰卧位,眶耳平面与水平面垂直,扫描平面平行于眶耳平面,手掌朝上,双脚闭拢,下颌骨位于牙尖交错位。

**1.3.2 头颅CT扫描参数** 电压120 kV,电流167 mA,螺旋层厚0.5 mm,螺旋层间距0.5 mm,显示视野23.24 cm,矩阵512×512,无间隙容积扫描。扫描范围自头顶到第7颈椎(C7),共获取像素为0.454 mm的断层影像653张。

**1.3.3 咀嚼肌MRI扫描参数** 采用PDWI扫描,FSE序列重复时间(TR)1.75 s,回波时间(TE)24 ms,视场(FOV)26 cm,激励次数2。层厚1 mm,层间隔0 mm,扫描矩阵512×512。共获取像素为0.508 mm的双侧头颅断层影像500张。

**1.3.4 双侧TMJ的MRI扫描参数** 采用斜矢状位PDWI扫描,FSE序列重复时间(TR)2.6 s,回波时间(TE)12 ms,视场(FOV)12 cm,激励次数3。层厚1 mm,层间隔0 mm,扫描矩阵256×256。扫描平面分别垂直于两侧髁突内外径长轴,进行斜矢状向扫描,共获取像素为0.469 mm的双侧TMJ断层影像60张。

### 1.4 TMJ骨骼肌肉系统表面网格模型的构建

**1.4.1 骨性组织、全牙列、关节盘及肌肉三维重建** 将志愿者CT及MRI图像以DICOM格式导入Mimics中,在阈值设定菜单中根据不同组织选择不

同灰度阈值,形成不同的蒙面,使用软件的编辑工具将干扰区域去除,填充显色区域,将不同蒙面间的空间位置区分开,修饰蒙面的边缘。采用软件的三维计

算功能对每一蒙面进行三维重建,光滑模型后得到上、下牙列、上颌骨(颧骨及鼻骨)、下颌骨、蝶骨、颞骨、关节盘、颞肌、咬肌、翼内肌及翼外肌(见图1)。

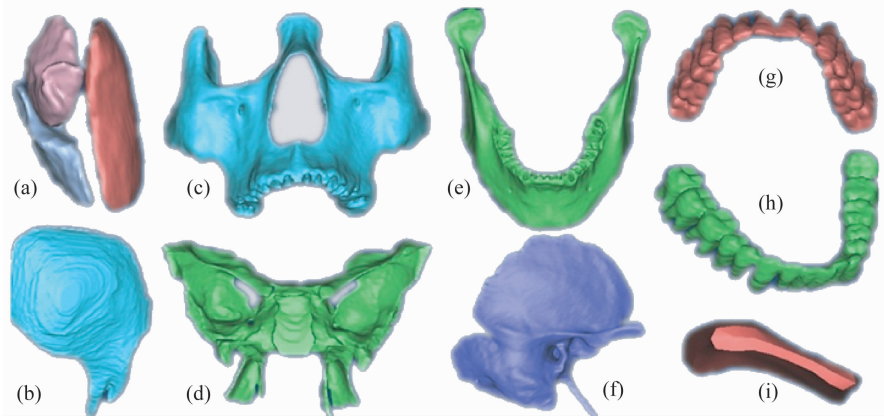


图1 TMJ 三维重建模型 (a)咬肌及翼内外肌,(b)颞肌,(c)上颌骨(包括颧骨及鼻骨),(d)蝶骨,(e)下颌骨,(f)颞骨,(g)上牙列,(h)下牙列,(i)关节盘

Fig.1 3D reconstruction model of the TMJ (a) Masseter muscle, medial pterygoid muscle and lateral pterygoid muscle, (b) Temporalis muscle, (c) Maxilla(including zygoma and nasal), (d) Sphenoid, (e) Mandible, (f) Temporal bone, (g) Maxillary teeth, (h) Mandibular teeth, (i) TMJ disc

**1.4.2 优化 TMJ 三维重建模型** 将 TMJ 三维重建模型在 Mimics 上以 Binary STL 格式输出,导入 Geomagic Studio。选择简化多边形,再细化多边形,通过编辑多边形工具中的翻转边、分裂边及收缩边,删除质量差的三角片,去除特征和填充工具使得每个三角片的角度匀称及边长合适。由于 TMJ 关节盘及肌肉的模型数据是在 MRI 机上获得,而头颅模型数据是在 CT 机上获得的,两者影像设备的参数不同,故两组模型数据在导入 Geomagic Studio 后,空间位置会出现一定的偏差。根据各组织的解剖学位置关系<sup>[8]</sup>将 4 块咀嚼肌及关节盘沿 X、Y、Z 轴分别移动到颅骨的相应解剖位置,同时保持 4 块咀嚼肌之间的空间位置不变,再依据所拍摄的 CT、MRI 图像精确调整到最合适的位置。同时,利用 Geomagic Studio 优化各组织间的连接和构建关节囊及关节软骨。

(1) 优化各颅骨间以及上、下牙列与上、下颌骨间的连接。头颅骨骼之间并非各自分离,而是以骨缝紧密相连,牙列则是根植在上下颌骨的牙槽骨里,故通过使用同一共用面或者共用节点,让各组织模型之间能够紧密相连[见图 2(a)、(b)]。

(2) 构建关节软骨、关节囊,并完善其与颅骨之间的连接。分别选取颞骨关节面及下颌骨髁突关节面上的三角面片为共用面,再反选全区并予以删除,得到关节面上的共用面,抽壳后得到关节软骨[见图 2(c)]。分别在颞骨关节面外围及髁突颈部选取的一圈三角片为共用面,再反选全区并予以删除,得到关节囊的上下边。选取关节盘边缘三角片,再反选全区并予以删除,得到关节盘周缘[见图 2(c)]。将关节囊的上下边与关节盘周缘合并多边形,将关节囊上下边的内边与关节盘周缘融合为关节囊的内层[见图 2(d)],将关节囊上下边的外边融合为关节囊的外层[见图 2(e)]。

(3) 优化咀嚼肌与颅骨之间的连接。咀嚼肌与颅骨的连接是依靠肌肉的起点与止点附着在颅骨上。肌肉的起点及止点的附着面就是与颅骨之间的共用面,根据咀嚼肌相关解剖参数同理优化后得咬肌、颞肌、翼外肌和翼内肌[见图 2(f)~(i)]。

## 1.5 TMJ 骨骼肌肉系统三维有限元模型的构建

计算各咀嚼肌的最大咀嚼力大小<sup>[9-11]</sup>:

$$F_{i \max} = pA_i$$

式中: $p$ 为内在强度常数, $p=370 \text{ kPa}$ , $A_i$ 为第*i*块

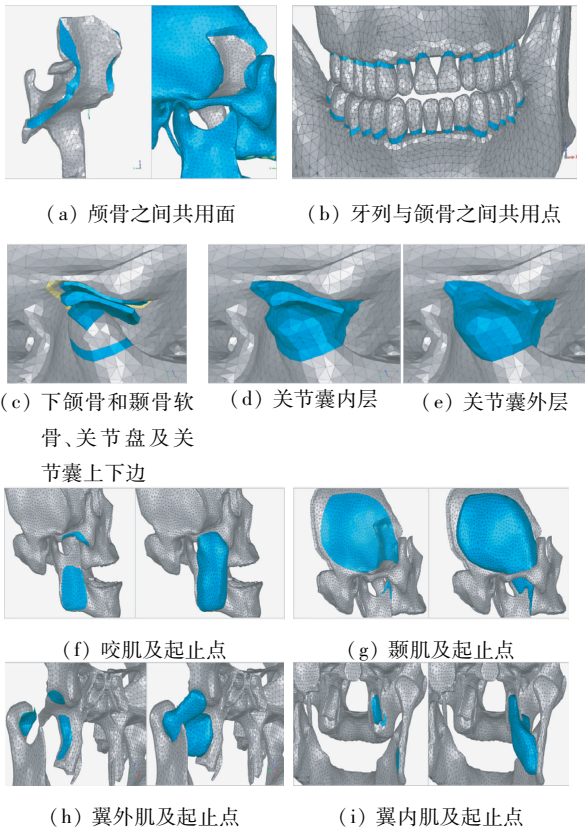


图2 TMJ 组织毗邻关系构建

Fig.2 Construction of relationship between TMJ tissues

(a) Common triangle face between skulls, (b) Common nodes between jaw and teeth, (c) Cartilage of condyle process, cartilage of facies articularis fossae mandibularis, TMJ disc, upper and lower edge of TMJ capsule, (d) Inner layer of TMJ capsule, (e) Outer layer of TMJ capsule, (f) Enthesis of masseter muscle, (g) Enthesis of temporalis muscle, (h) Enthesis of lateral pterygoid muscle, (i) Enthesis of medial pterygoid muscle

表2 各咀嚼肌在3种收缩情况下的弹性模量<sup>[14-16]</sup>及对应的肌力

Tab.2 Elastic modulus and muscle force of the masticatory muscles under 3 different contraction status

肌肉收缩	颞肌		咬肌		翼内肌		翼外肌	
	弹性模量/MPa	肌力/N	弹性模量/MPa	肌力/N	弹性模量/MPa	肌力/N	弹性模量/MPa	肌力/N
轻度	1.08	7.72	0.81	5.81	0.44	3.15	0.24	1.69
中度	14.00	100.02	10.53	75.25	5.72	40.87	3.07	21.94
重度	55.00	392.94	41.38	295.63	22.48	160.58	12.07	86.21

## 2 结果

最终建立一个包含颞下颌关节盘、关节软骨、关节囊、上颌骨(包括颧骨及鼻骨)、下颌骨、颞骨(包括部分顶骨)、蝶骨、上牙列、下牙列、颞肌、咬肌、翼

咀嚼肌的生理横断面积。各咀嚼肌的生理横断面积和最大肌力见表1。同一肌肉的弹性模量不是恒定不变,而是随着肌肉的收缩强度而变化的。不同肌肉的肌力大小不同,决定了弹性模量也不相同。定义骨骼肌的收缩强度分别为重度、中度、轻度收缩<sup>[13]</sup>。各咀嚼肌在这3种收缩情况下的弹性模量及对应的肌力见表2,咀嚼肌泊松比都为0.49。模型其他组织的材料常数见表3。将表面网格模型以实体模型 IGS 格式导入到 ANSYS 11.0,经过定义各单元属性,定义各组织的材料属性,设置网格参数和网格划分等步骤,从颞下颌关节盘开始按照由内向外的“点-线-面-体”方式构建 TMJ 骨骼肌肉系统三维有限元模型,并在三维有限元模型上参考解剖位置构建颞下颌韧带、蝶下颌韧带及茎突下颌韧带。约束颞骨及部分顶骨上缘节点所有自由度,肌肉与颅骨之间用共用节点连接。4组咀嚼肌肌力根据咀嚼肌的外形分别在咀嚼肌的起点和止点同时同向加载,设定模型中各种组织为各向同性、均质连续的线弹性材料。

表1 各咀嚼肌的生理横断面积<sup>[12]</sup>和最大肌力

Tab.1 Physiological cross-section and maximum muscle force of the masticatory muscles

肌肉	生理横断面积/cm <sup>2</sup>	最大肌力/N
颞肌	10.62	392.94
咬肌	7.99	295.63
翼内肌	4.34	160.58
翼外肌	2.33	86.21

内肌、翼外肌、颞下颌韧带、蝶下颌韧带及茎突下颌韧带的 TMJ 骨骼肌肉系统的三维有限元模型,共有 48 820个节点,192 280 个实体单元,58 个缆绳单元,410 个目标单元,1 208 个接触单元,并反映了 10 种组织的材料属性(见图3)。

表3 TMJ 各组织的材料属性<sup>[17-18]</sup>

Tab.3 Material properties of TMJ components

组织材料	弹性模量/MPa	泊松比
骨质	11 000.00	0.30
牙	30 000.00	0.31
关节盘	44.10	0.40
关节软骨	0.79	0.49
关节囊	1.10	0.49
韧带	68.90	0.45

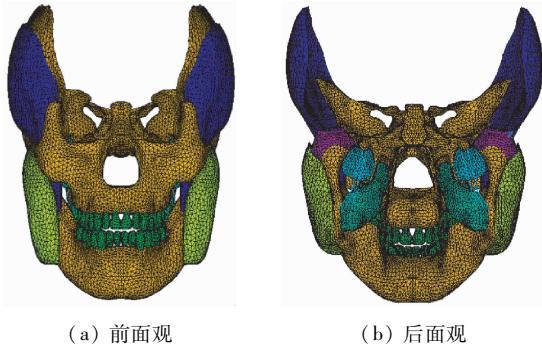


图3 TMJ 骨骼肌肉系统三维有限元模型

Fig.3 3D finite element model of the TMJ including the musculo-skeletal system (a) Anterior view, (b) Posterior view

TMJ 骨骼肌肉系统的三维有限元模型,以双侧颞骨上缘为固定边界约束条件,在咀嚼肌重度收缩主动肌力和被动张力作用下,计算得到有限元位移分布和 Von Mises 应力分布云图(见图4),以及肌骨系统所有生物力学信息。实验结果表明,TMJ 关节盘的最大应力值出现在中带,为 0.36 MPa,颞骨关节结节后斜面及关节窝的外侧应力较大,下颌骨的髁突前斜面、髁突颈部、乙状切迹、喙突、颈孔区及颈部正中应力分布较大。

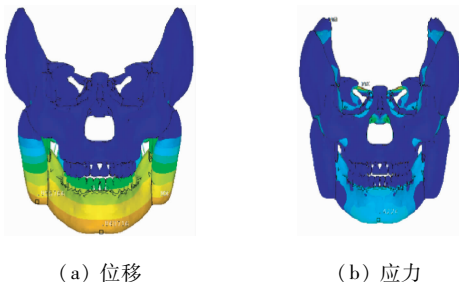


图4 重度收缩时 TMJ 整体位移和应力分布云图

Fig.4 Overall displacement and stress distributions on TMJ masticatory muscles under severe contraction

(a) Displacement, (b) Stress

### 3 讨论与结论

关于三维有限元模型的建模方法大致分为 5 种,即切片法、三维测量法、CT 或 MRI 图像处理法、DICOM 数据建模法和数字化虚拟人建模法<sup>[19]</sup>。现在绝大多数医学数字成像产品都支持 DICOM 格式标准,这使得医学图像及其相关数据能够在统一的标准之下进行编码和传输。DICOM 数据不仅可以存储精确的组织信息,而且也可以存储患者的信息,故 DICOM 数据建模法是目前生物力学研究中最常见的建模方法。本研究中,CT 扫描层间距为 0.5 mm,整个头颅影像数据完整,结构清晰,MRI 扫描能很好显示出肌肉及关节盘等软组织影像,用 DICOM 数据建立的 TMJ 骨骼肌肉系统三维有限元模型与实体有良好的几何相似性。

本实验中对于咬肌及颞肌的模型进行简化处理,不分层而是作为一整块肌肉建模。咬肌为长方形厚肌,可分浅、中、深 3 层;颞肌为扇形扁肌,分前、中、后 3 部分肌纤维。在咀嚼肌的 MRI 图像中,咬肌和颞肌的不同肌层之间难以清晰辨别且缺乏连续性,容易出现误差,使得咀嚼肌的建模难度增加,勉强建立了肌肉的层数;也由于各层的肌肉模型太薄,不利于后期模型的优化处理,故作简化处理。因为颞肌的起点有部分位于顶骨上,故还做了一部分顶骨的模型。松质骨和皮质骨具有不同的力学性能,弹性模量范围分别为 3.2~7.8 GPa 和 17~20 GPa。由于本实验模型的颅骨组织形态复杂,厚薄大小各异,故未把皮质骨和松质骨区分开,颅骨的弹性模量取值 11 GPa 作为等效弹性模量,以皮质骨为主,并考虑松质骨的成分。此外,本实验构建的 TMJ 骨骼肌肉系统三维有限元模型是针对人群的普遍性研究。一般来说,正常的人体结构大多都是左右对称,本研究在 Geomagic Studio 中优化模型时,通过系统正中矢状面截断模型,只优化完善右侧的模型,然后通过镜像融合模型,最后在正中矢状面缝合封闭多边形,最终完成 TMJ 骨骼肌肉系统模型的建立,既节省了时间和精力,又保证了模型的对称性。

临床上评价关节盘在 TMJ 中的位置,基本分为时钟法和中间带法两种方法。时钟法是由 Drace 等<sup>[20]</sup>提出,关节盘后带后缘与过髁突 12 点垂直线的夹角在前后 10° 以内为正常位置;中间带法是由

Orsini 等<sup>[21]</sup>提出,关节盘中间带位于髁突前斜面与关节结节后斜面之间的最狭窄区。为了解 TMJ 关节盘的解剖形态,不少学者通过尸体标本或 MRI 医学影像图片进行测量<sup>[22-24]</sup>。本实验的关节盘空间位置符合时钟法,在 Geomagic Studio 中对关节盘模型的前带、中带、后带、内侧 1/3、中 1/3 及外侧 1/3 分别作平面截面,利用测量工具测得关节盘的平均值:后带的内 1/3 为 2.9 mm,中 1/3 为 3.1 mm,外侧 1/3 为 2.7 mm;中带的内 1/3 为 1.2 mm,中 1/3 为 0.9 mm,外侧 1/3 为 1.1 mm;前带的内 1/3 为 2.2 mm,中 1/3 为 2.0 mm,外侧 1/3 为 2.1 mm。关节盘模型中间薄边缘厚,厚度测量结果符合生理解剖。因此,从 MRI 图像重建颞下颌关节盘模型的方法真实可信。

肌肉力量是衡量肌肉性能的主要指标,而影响肌力的因素有很多,如肌肉纤维本身的特点(数量、质量、长度等)、力学方面的因素(如肌肉的起止点、肌拉力角、收缩速度等)、神经肌肉以至整个机体的生理方面因素等。同一肌肉的弹性模量不是恒定不变,而是随着肌肉的收缩强度而变化。不同肌肉的肌力大小不同,决定了其弹性模量也不相同。本实验假定肌肉的弹性模量与肌力之间存在类线性关系,将求得的最大肌肉弹性模量与最大肌力的颞肌关联起来,以此计算出不同弹性模量颞肌的肌力以及其他咀嚼肌的弹性模量与肌力。在不同的生理运动功能状态下,给咀嚼肌赋以相应的弹性模量及肌力,更真实还原了 TMJ 的生物力学环境。

颞下颌关节盘中带最薄,位于关节结节后斜面与髁突前斜面之间,为应力集中区,易发生关节盘穿孔。颞骨关节结节后斜面与下颌骨的髁突前斜面是 TMJ 的功能区,为应力集中区,关节疾病常先破坏此处。髁突颈部、乙状切迹、喙突、颞孔区及颞部正中应力分布较大,为下颌骨骨折的好发部位。

综上所述,本研究根据 CT、MRI 图像和解剖参数,利用 Mimics 以及 Geomagic Studio 软件可以精确、可行地构建 TMJ 骨骼肌肉系统的表面网格模型,并在 ANSYS 中构建 TMJ 骨骼肌肉系统的三维有限元模型。该模型更加真实地还原 TMJ 的生物力学环境,为 TMJ 生物力学研究提供新的建模方法,为临床上 TMJ 疾病的可视化治疗提供仿真平台。

## 参考文献:

- [1] Thresher RW. The stress analysis of human teeth [J]. J Biomech, 1973, 6(5): 443-449.
- [2] Farah JW. Photo-elastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar [J]. J Biomech, 1973, 6(5): 511-520.
- [3] 郭宏,刘洪臣,张润荃,等. 包括颞下颌关节、咀嚼肌、下颌骨及下牙列的三维有限元模型的建立[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2003, 4(4): 247-249.
- [4] 林有籁,刘月华,王冬梅,等. CT 和 MRI 图像融合三维重建颞下颌关节的研究[J]. 华西口腔医学杂志, 2008, 26(2): 140-143.
- [5] Tanaka E, Rodrigo DP, Tanaka M, et al. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images [J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2001, 30(5): 421-430.
- [6] Liu Z, Fan YB, Qian YL. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint [J]. Clin Biomech, 2008, 23(s1): 53-58.
- [7] Abe S, Kawano F, Kohge K, et al. Stress analysis in human temporomandibular joint affected by anterior disc displacement during prolonged clenching [J]. J Oral Rehabil, 2013, 40(4): 239-246.
- [8] 皮昕,李春芳. 口腔解剖生理学[M]. 北京:人民卫生出版社, 1979: 122-125.
- [9] Weijs WA, Hillen B. Cross-sectional areas and estimated intrinsic strength of the human jaw muscles [J]. Acta Morphol Neerl Scand, 1985, 23(3): 267-274.
- [10] Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading [J]. J Biomech, 1987, 20(10): 997-1002.
- [11] Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, et al. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces [J]. J Biomech, 1988, 21(7): 563-576.
- [12] 胡凯,柳春明,侯康林,等. 利用 CT 和 MRI 融合技术确定咀嚼肌三维肌力向量[J]. 解放军医学杂志, 2002, 27(5): 398-400.
- [13] Wu LJ. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures [J]. Clin Biomech, 2007, 22(2): 221-229.
- [14] Blange T, Van der Heide U, Treijtel BW, et al. The effect of actin filament compliance on the interpretation of the elastic properties of skeletal muscle fibres [J]. J Muscle Res Cell Motil, 1997, 18(3): 125-131.

- [15] Buchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, *et al.* A finite element model of the shoulder: Application to the comparison of normal and osteoarthritic joints [J]. *Clin Biomech*, 2002, 17(9-10): 630-639.
- [16] Van der Heide U, Ketelaars M, Treijtel BW, *et al.* Strain dependence of the elastic properties of force-producing cross-bridges in rigor skeletal muscle [J]. *Biophys J*, 1997, 72(2): 814-821.
- [17] Hart RT, Hennebel VV, Thongreda N, *et al.* Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study [J]. *J Biomech*, 1992, 25(3): 261-262.
- [18] Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching [J]. *Med Eng Phys*, 1994, 16(4): 316-322.
- [19] 盛潇, 朱敏. 颞下颌关节三维有限元建模方法进展[J]. *口腔颌面外科杂志*, 2011, 21(1): 68-71.
- [20] Drace JE, Enzmann DR. Defining the normal temporomandibular joint: closed-, partially open-, and open-mouth MR imaging of asymptomatic subjects [J]. *Radiology*, 1990, 177(1): 67-71.
- [21] Orsini MG, Kuboki T, Terada S, *et al.* Diagnostic value of 4 criteria to interpret temporomandibular joint normal disk position on magnetic resonance images [J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1998, 86(4): 489-497.
- [22] 王美青, 张旻, 姚秀芳, 等. 颞下颌关节盘解剖形态观察[J]. *实用口腔医学杂志*, 2000, 16(6): 436-439.
- [23] 杨晓萍, 张绍祥, 刘正津, 等. 颞下颌关节盘的解剖形态及三维重建研究[J]. *第三军医大学学报*, 2004, 26(3): 242-245.
- [24] 孟凡文, 胡开进, 宁文德, 等. 颞下颌关节 CT 影像测量与解剖测量相关性研究[J]. *口腔医学研究*, 2005, 21(6): 618-621.

• 致读者 •

## 关于图表的要求

表和图的设计应科学、简洁、合理,有自照性,均分别按其正文出现先后次序连续编号,并冠以图(表)序号和题目。说明性的资料应置于图(表)下方注释中,并在注释中标明图标中使用的全部非公知公用的缩写及表中的统计学处理。均采用三线表,表内数据同一指标有效位数一致,均数及标准差小数点后保留位数一致。

黑白图片必须清晰度及对比度良好,层次分明,彩色照片要求色彩鲜明,图像清晰。图片或照片大小要基本一致。图不宜过大,最大宽度半栏图不超过 7.5 cm,通栏图不超过 16.5 cm,高与宽比例以 5 : 7 为宜。图注应放在图题之上及固定脚注之前,照片中需说明的部位请以箭头或字母标注,在图注中说明。图片及照片不得折损。若刊用人像,应征得本人书面同意,或遮盖其能辨认出系何人部分(眼睛)。大体标本照片在图内最好有尺度标记。病理照片要求注明染色方法和放大倍数。

试验数据的曲线图必须根据测试数据绘制,线条必须光滑清晰,有横纵坐标的统计图必须有确切的标目名称和规范的计量单位;实验装置等示意图一定要精心绘制,对图内的结构要有必要的注释,使读者一目了然;引用他人的图(表)一定要用文献角码表明出处。

本刊编辑部