

文章编号:1004-7220(2016)02-0182-06

颞下颌关节三维有限元建模相关因素分析

鄢荣曾, 胡敏

(解放军总医院 口腔颌面外科, 北京 100085)

摘要: 颞下颌关节的生物力学研究对理解颞下颌关节病的发生、发展具有重要意义。有限元方法可以分析颞下颌关节各组织受到外力或者发生形变后组织内部的应力和应变情况,但其复杂而且细致的解剖结构导致构建有限元模型的研究总是耗时、昂贵和不可重复。为寻求一种更为快捷、精确的下颌骨三维有限元模型建立方法,提高颞下颌关节有限元建模精度,针对模型与实体几何相似性、生物力学环境仿真模拟等相关因素进行综述。

关键词: 颞下颌关节; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.02.182

Analysis on relevant factors in 3D finite element modeling of the temporomandibular joint

YAN Rong-zeng, HU Min (Department of Stomatology, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China)

Abstract: The biomechanical studies on the temporomandibular Joint (TMJ) are of great importance to understand the origin and progression of TMJ disorders. The finite element method can be used to analyze stress/strain distribution patterns in TMJ tissues after application of force or deformation. However, due to the delicate and complicated anatomical structures of TMJ, the modeling research was always time-consuming, expensive and non-repeatable. To explore a more rapid and accurate method for establishment of 3D finite element model of TMJ, the relevant factors such as geometric similarity, biomechanical environment simulation for improving the accuracy of TMJ finite element modeling were summarized.

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

颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)的负荷状态一直是口腔生物力学研究的重点和难点。作为负重关节的TMJ,因其关节盘等缓冲结构存在,故在下颌功能运动中(即咬合等)可承载一定的咀嚼肌收缩力^[1]。研究表明, TMJ 载荷状况是影响其内部力学环境的主要因素^[2-3],对其正常的生理功能和颞下颌关节紊乱病的形成与转归具有重要的作用^[4-6]。通过体外物理实验研究 TMJ 解剖结构的机械力学特性均无法真实反映关节内各部分的位移、受力的大小和方向^[7-11]。随着计算机技术与医学相

结合,许多学者采用数学、力学和工程学的原理和方法建立可反复使用并能计算不同载荷状况的 TMJ 三维有限元数学力学模型,通过给出模型任意部位的应力和位移状态用来作为 TMJ 生物力学模拟与分析的最佳解决方案^[12]。TMJ 有限元模型的建立有助于理解内部各解剖形态和功能的相互作用及影响,而且对人工关节的设计和力学性能的改良、材料的选择,较其他传统的实验应力分析方法有明显的优越性^[13]。TMJ 具有精细的结构、不规则的解剖形态与复杂的功能,造成数据采集和建模的困难,其分

收稿日期:2015-07-21; 修回日期:2015-08-27

通信作者:胡敏,教授, E-mail: humin48@vip.163.com.

析结果仿真度受到所建模型精度低的制约,难以真正显示 TMJ 复杂的生物力学环境。关节数字模型建立的几何相似性、力学模拟相似性、边界及约束条件会直接影响计算的结果。建立一个几何形态准确、解剖结构清晰的模型是有限元受力分析的基础,也是 TMJ 生物理论力学研究的重要内容,故本文针对提高 TMJ 三维有限元建模精度的相关因素进行综述。

1 模型几何相似性

1.1 几何模型数据来源

TMJ 复杂的解剖外形结构由骨、关节盘及盘周韧带、肌群等多种软、硬组织等构成,致其几何建模的复杂性和不确定性。应用传统切片法 TMJ 建模的过程复杂、切割破坏模型导致的误差较大,只适用于体外的建模,现已较少采用。Hart 等^[14]在对 TMJ 解剖生理的研究基础上将 CT 影像学数据用于数字化生物建模,提高了模型的几何相似性。现在 TMJ 的有限元研究中建模多基于螺旋计算机断层容积扫描(螺旋 CT)、磁共振(MRI)等扫描数据,以 DICOM 格式存储文件建立三维几何模型。这种方法简化了以往对 TMJ 影像二维图像处理 and 转化的繁琐过程,避免各类数据的丢失和失真,实现了高度统一的数字化计算机辅助几何建模^[15-16]。原始数据的精度对最终三维实体和有限元模型建立的质量有直接的影响,为了能够获取精确、完整的解剖结构数据信息,各种影像扫描图像层厚越薄,三维重建的几何相似性越好。基于医学影像 DICOM 数据处理建模方法仍有一定的局限性:① 通过 CT 扫描技术层厚约 0.625 mm, MRI 法 1~3 mm,而 TMJ 是极其精细的生物组织,内部最重要结构关节盘及盘周软组织,近似长度约为 8 mm,平均厚度 1~2 mm。Price 等^[17]对基于 MRI 数据重建下颌骨 TMJ 几何模型的精确性进行分析,发现重建关节盘的过程中可能产生 0%~8% 的误差, MRI 扫描的层厚过厚是误差产生的最重要原因。② CT 或 MRI 均不能同时且完整显示关节内部的软硬组织,尤其是软组织的边缘很不清晰。而医学图像融合技术是非常复杂且难以掌握的图像后处理技术,临床应用有一定困难。另外,一种基于中国可视化人体(Chinese visible human, CVH)超薄切片图像数据建模,是对传统切片法的

改进,由于切片的层厚精度可达到 0.02 mm,所获得 TMJ 模型信息全面,重建的各个结构具有良好的几何相似性和位置相似性,仿真性优于其他常规建模手段^[18-19]。张宇等^[20-21]对男性尸体的头颅采用切片法(间距为 0.2 mm)和 CT 扫描(间距为 1 mm)分别建立了下颌骨三维模型,比较结果表明,CT 扫描重建的下颌骨模型效果更好。魏高峰等^[22]利用中国数字人工程获得的冷冻人体切片数据图像精度可达到 0.1 mm,图像分辨率为 1 100 万像素,可以清晰地显示 TMJ、肌肉、颌骨、牙齿等软硬组织结构,为颌面部骨肌系统生物力学及相关应用研究提供基础计算平台服务;但这种建模方法成本高,数据量庞大,而且需要多学科的配合,实际应用也有些困难。综述以上各种方法的利弊后,基于 DICOM 数据的几何建模仍然为 TMJ 有限元主流建模研究方法。

1.2 模型中关节盘及盘周围组织的处理

TMJ 主要承重结构为关节结节后斜面、髁突前部和关节盘中带,在下颌功能运动中的接触与分离及相关位置关系是造成关节应力变化的主要原因。为了更好仿真模拟 TMJ 内部生物力学情况,如何处理模型中关节盘及盘周围组织的处理尤为重要。

早期的数字模型分析中仅简单地将髁突、关节盘和颞骨硬性连接在一起,甚至有的模型中根本就没有关节盘和关节软骨。Tanaka 等^[23]将关节盘模仿为 2 mm 厚的组织掩盖于髁突上面,但是关节盘在活体上前后内外均有附着,无法呈现真实生物力学状态,与 TMJ 内实际的生物学情况相差较大。CT 扫描图像数据能根据骨组织灰度阈值与软组织不同准确分割出 TMJ 的骨性结构。MRI 对软组织具有较高的分辨率,可以清楚显示关节盘影像,并能较精确区分出盘后区、盘周韧带及相关肌群等的轮廓^[24]。部分研究通过 CT 与 MRI 图像的融合配准技术,可以解决单一影像方法所得扫描图像在几何、空间结构分辨率等方面存在的局限性,完整建立含肌肉、关节盘等软组织的下颌骨 TMJ 有限元模型^[25-26]。这种模型更加接近真实生物学情况,可以获得高度精确的分析结果,将是进一步的研究方向。

2 模型力学相似性

TMJ 有限元法是对下颌骨生物力学仿真分析感兴趣区域连续体离散化后近似为有限个小单元所组

成的集合体。首先根据 TMJ 的解剖结构选择最能描述其形状的单元,各单元之间是由节点连接,通过节点传递力,如此才能最接近模拟实际物理性能。

2.1 单元类型的选择

多数研究中, TMJ、牙齿、牙周膜部分采用六面体实体单元,但根据弹性力学的 Saint-Venant(圣维南)原理,在下颌骨部分采用四面体能更好与下颌骨复杂曲面形态拟合。自 1990 年代后期以来,有研究采用接触单元模拟髁突、关节盘、关节窝之间的相互作用;也有考虑关节盘和髁突、关节盘和颞骨之间采用间隙元;用缆索元(即无间隙的受拉单元)模拟双板区等盘附组织,还有用支杆单元模拟关节盘;颞下颌韧带的主要功能为悬吊下颌,限制下颌在正常范围内进行活动,仅承受拉应力,用受拉不受压的缆索元能较真实地模拟。

2.2 材料赋性

TMJ 是一种多相、非均质、多孔性、各向异性的复合材料,不同人种各部位的材料参数也会有所差别。目前,大部分的有限元研究简单假设解剖结构各部分为连续、均质、各向同性的线弹性材料,其实不尽合理,加之所采用的材料参数很多是直接参考文献中的数据,会产生很大的误差。TMJ 关节盘中胶原纤维网络、蛋白多糖及间隙液之间相互作用,其应力-应变关系是非线性,并不服从广义胡克定律(Hooke's Law),存在着应力-应变曲线滞后、应力松弛和蠕变行为等现象。因此,材料赋性要从线性问题扩展到非线性问题。以往研究中分析关节盘等研究对象的材料不仅仅局限于弹性材料,已有建立超弹性、黏弹性以及双相机械力学模型^[27-28],更从连续体发展到非连续体。有些研究中应用非线性弹性模型 Mooney-Rivlin model^[29] 或黏弹性模型 Kelvin model^[30] 分析 TMJ 关节盘,两相或多孔弹性的材料模型应用来描述关节软骨的材料的行为。Perez 等^[31] 建立了关节盘非线性、二相性模型,对关节黏弹性材料的非线性分析,花费很长的运算时间,利用更复杂的计算公式模拟黏弹性及其松弛、滞后情况,故建立这类有限元分析模型对计算机的内存空间、运算速度、稳定性都有较高的要求。

2.3 接触问题

关节盘上下面分别与颞骨、髁突接触,且两者之间存在滑动与摩擦。TMJ 中接触问题的研究重点在

于加载关节内各构件之间的力通过相互间接触、挤压、牵拉甚至冲击来传递的现象。接触是边界条件高度非线性的复杂问题,设置合理接触条件可以真实反映关节实际生物学情况,但考虑接触问题运算的非线性数学模型增加了有限元运算的复杂程度。采用有限元软件中接触单元库,在三维空间的两个平面之间可以用接触和滑动的三维点面接触单元处理。关节内各交界面的接触问题,通过选择有无接触关系、接触面积、接触方式等不同接触状态,建立多种不同的 TMJ 接触模型模拟关节盘与髁突软骨、颞软骨的接触状态(分离、挤压)的应力分布状况及力的可能传递方式。通过对关节盘与关节软骨之间的接触摩擦进行模拟,分析盘突之间摩擦系数对关节内力学环境的影响,可以分别选用无摩擦接触、刚性接触和弹性接触 3 种盘-突接触方式。TMJ 内接触的摩擦系数由于滑液存在导致库仑摩擦系数非常小,一般小于 0.15,可以为 0.08^[32],特殊的工况下可以忽视。因此,考虑 TMJ 关节内接触问题的三维非线性有限元模型比已往建立的模型更符合生理实际,需要进一步考虑 TMJ 关节盘的黏弹性和几何非线性模拟及内部结构的接触问题。建模中要更关注关节软骨、关节盘挤压变形、液体渗出及关节滑液等固-液二相介质特性对 TMJ 应力、应变的影响,以提高 TMJ 的非线性生物模拟精度。

3 模型的约束相似性

有限元模型中的边界条件主要是指加载到所研究结构上的载荷及约束条件,此外还包括内部联结或是物理上的分离的结构间的相互作用。生物力学仿真的有限元模型也需根据实体周围物体的限制作用确定边界约束条件,这种与真实生物学环境中约束的接近程度可称为边界相似性。由于下颌骨的真实力学特性受到关节盘以及附着于下颌骨的各种肌肉和韧带的作用的影响,特别是翼外肌在 TMJ 运动过程中起到非常重要的作用,故其在生物力学参数等数据还缺乏实验支持,在完善相关实验参数的情况下,将翼外肌考虑入关节盘的生物力学体系中能够将更加精确还原真实情况。咀嚼肌驱动三维有限元动态分析模型是当前研究因果效应和预测实验干预结果最为复杂的分析模拟方法。有学者采用数学模型研究 TMJ 受力大小和方向时,简化为单一肌力

加载和咬合加载。现有 TMJ 有限元建模的难点在于如何确定关节内各结构负荷加载位置及方向、咀嚼肌施力点的约束、肌力大小和方向的确定等,然后用平衡方程计算下颌骨在各种静止、运动状态下髁突的运动轨迹、受力等。研究 TMJ 应力分布的加载方法主要有肌力加载和位移加载两种。

3.1 肌力加载

随着试验设备的不断改进,关节软组织力学性能数据库的进一步完善,许多学者采用非线性、非均匀平衡、多自由度的有限元分析来真正反映人体生物力学模拟。在 TMJ 负荷加载和计算中,最难获得的是模拟关节周围肌群主动收缩情况时肌力的向量。TMJ 确定合理的载荷条件需要建立正确咬合关系。有些学者直接将固定数值的咬合力加载于模型上,这与不同咬合状态下不同功能位置时咀嚼肌的肌力向量大小和角度变化相差甚远。根据咬合状态,通过确定 TMJ 三维肌力向量加载或采用生理横断面积与肌电图结合对咀嚼肌力的大小进行估测施加等效的肌肉力合力是常用的加载方式。Koolstra 等^[33]以 MRI 影像为原始数据来源,人工勾勒感兴趣区咀嚼肌外形线,并行三维重建,参照正常的解剖生理关系可获得咀嚼肌的附着部位、肌纤维走向(即肌力线方向)。因此,基于 MRI 的断层图像,可清晰准确提取咀嚼肌形态,三维重构得到肌肉表面模型,并将 CT 图象处理获得的颌骨模型和 MRI 得到咀嚼肌模型进行叠加和拟合,得到一个包含关节盘、盘周肌群及相关组织的下颌骨 TMJ 模型。通过 CT 和 MRI 融合技术在活体上用 15~20 条肌束模拟每块咀嚼肌肌力的作用,根据咀嚼肌矢量方向和各个肌肉横截面积及两侧比值用咀嚼肌的生理横断面积公式计算得到肌力加载工况。正常咬合状态下,4 组肌肉包括咬肌、颞肌、翼内肌、翼外肌的肌力分别约为 120、81、48、48 N。各咀嚼肌的附着部位和三维肌力向量可以参考 Faulkner 等^[34]的研究结果,也可采用数字中国人虚拟技术(CVH)CT 图象三维重建生成下颌骨有限元模型,依据解剖学结构确立咀嚼肌的附着部位面积和肌力线方向。骨骼以及各肌肉的起止点在 CVH 的超薄切片图像中也清晰可辨,较准确地计算并模拟了正中咬合时肌力的三维向量,使建立的有限元模型的力学环境更接近真实情况。在研究牙尖交错位紧咬牙时,大多数学

者采用咀嚼肌肌力加载的方法,肌肉加载的大小和肌力向量不同对 TMJ 模型应力分析过程影响很大。但是下颌功能运动时,肌力大小无法准确估量,采用肌力加载有较大困难。因此,究竟何种加载及约束方式能更准确确定肌力大小和方向,将是进一步研究的重要内容。

3.2 位移加载

在 TMJ 复杂的滑动及转动过程中,各个部位的受力方式及位移趋势一直都是 TMJ 运动生物力学研究的难点。随着实验设备的不断更新,通过如肌肉激活信号、下颌运动三维捕捉等 TMJ 生理状态参数的精确获得来进一步仿真模拟人体生理状态下生物力学性能也成为目前的研究热点。随着下颌运动轨迹描记系统的发展逐步应用到 TMJ 运动的有限元分析中,通过应用三维下颌运动描记系统记录不同功能运动过程的下颌运动轨迹,将下颌运动轨迹同关节的三维有限元模型结合,通过坐标变换可以得到下颌运动过程的三维模型,以下颌运动作为载荷分析 TMJ 各组织的应力应变情况,加载方式是根据下颌轨迹描记的结果将位移荷载对应加载至模型上。

4 总结与展望

如何建立一种快速、有效、精确的特定三维有限元模型,结合不同的边界状态设立相应的约束条件,并分析其生物力学性质,将成为研究的重要方向之一,同时为 TMJ 结构和功能研究的精细化提供较科学的、理想的数字化分析工具及分析基础。但任何 TMJ 有限元分析结果都是对实际个体化生物学的仿真模拟计算,计算结果的绝对值很难代表下颌骨的真实值,其计算结果还需将体内外实验力学与理论数学模型计算结果进行比较验证,结合动物实验和临床观察来进行综合分析比较。TMJ 有限元建模中的上述因素必须相互匹配,才能兼顾模型的准确性和计算效率;其中任何一个因素被忽略,都会严重影响模型的预测效能。因此,要完全模拟复杂的关节生物力学环境,建立计算模型替代生物力学实验研究,目前有限元分析方法尚不能达到,仍需进一步研究。

今后研究可重点关注颞下颌关节三维有限元模型从线性到非线性、静态到动态的转变,从单侧到双侧、对称到不对称的模拟,从单纯的骨性结构到包括关节盘、韧带及关节软骨的模拟,真正向生物仿真方

向发展。随着医学影像设备、功能强大的计算机平台的使用以及数理理论、方法和软件业的发展,计算机模拟将越来越接近客观实体的本质,使得有限元建模方法的精度不断提高,从而更多地代替传统的实验方法,成为颞下颌关节临床和科研的强有力的工具。

参考文献:

- [1] Brehnan K, Boyd RL, Laskin J, *et al.* Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in macaca arctoides [J]. *J Dent Res*, 1981, 60(10): 1820-1824.
- [2] Abel EW, Hilgers A, Mcloughlin PM. Finite element analysis of a condylar support prosthesis to replace the temporomandibular joint [J]. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2015, 53(4): 352-357.
- [3] Commisso MS, Martínez-Reina J, Mayo J. A study of the temporomandibular joint during bruxism [J]. *Int J Oral Sci*, 2014, 6(2): 116-123.
- [4] Narra N, Valdísek J, Hannula M, *et al.* Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy [J]. *J Biomech*, 2014, 47(1): 264-268.
- [5] Cheng HY, Peng PW, Lin YJ, *et al.* Stress analysis during jaw movement based on vivo computed tomography images from patients with temporomandibular disorders [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 42(3): 386-392.
- [6] Huang YW, Chang CH, Wong TY, *et al.* Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 142(4): 466-472.
- [7] Hylander WL. Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques [J]. *Am J Phys Anthropol*, 1979, 51(3): 433-456.
- [8] Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A. Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading [J]. *J Prosthet Dent*, 1986, 55(3): 377-384.
- [9] Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint [J]. *J Dent Res*, 2001, 80(10): 1913-1918.
- [10] Hansdottr RBM. Joint tenderness, jaw opening, chewing velocity, and bite force in patients with temporomandibular joint pain and matched healthy control subjects [J]. *J Orofac Pain*, 2004, 18(2): 108-113.
- [11] Koolstra J, van Eijden T. Consequences of viscoelastic behavior in the human temporomandibular joint disc [J]. *J Dent Res*, 2007, 86(12): 1198-1202.
- [12] Hsu JT, Huang HL, Tsai MT, *et al.* Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 69(5): 1320-1328.
- [13] Hannam AG. Current computational modelling trends in craniomandibular biomechanics and their clinical implications [J]. *J Oral Rehabil*, 2011, 38(3): 217-234.
- [14] Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, *et al.* Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study [J]. *J Biomech*, 1992, 25(3): 261-286.
- [15] Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, *et al.* Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models [J]. *J Cranio-maxillofac Surg*, 2002, 30(3): 170-177.
- [16] 刘梦超, 吴信雷, 林崇翔, 等. 颞下颌关节骨骼肌肉系统三维有限元模型的构建[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(2): 118-124.
- [17] Liu MC, Wu XL, Lin CX, *et al.* Construction of a 3D finite element model of temporomandibular joints including the musculoskeletal system [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(2): 118-124.
- [18] Price C, Connell DG, MacKay A, *et al.* Three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images of the temporomandibular joint by I-DEAS [J]. *Dentomaxillofac Radiol*, 1992, 21(3): 148-153.
- [19] 张红, 殷新民, 顾卫平, 等. 带有咬合关系的颞下颌关节三维实体和有限元模型的建立[J]. *口腔医学*, 2006, 26(2): 118-120.
- [20] 顾卫平, 殷新民, 谢兰生, 等. 利用中国可视化人体图像建立颞下颌关节的三维有限元模型[J]. *实用口腔医学杂志*, 2006, 22(6): 771-774.
- [21] 张宇, 裴国献, 原林. 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(2): 83-85
- [22] 张宇, 唐雷, 陈明. 基于“中国数字人”切片建立包含牙列的下颌骨三维模型[J]. *南方医科大学学报*, 2008, 28(8): 1449-1451.
- [23] 魏高峰, 于旭东, 任秋实. 基于中国数字人技术的人体骨肌系统生物力学研究[J]. *中国数字医学*, 2013, 8(9): 72-75.
- [24] Tanaka E, del Pozo R, 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.
- [25] 鄢荣曾, 杨成, 袁红梅, 等. 3T磁共振成像显示颞下颌关节盘的技术研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2010, 28(6): 619-622.
- [26] Chen J, Buckwalter K. Displacement analysis of the temporomandibular condyle from magnetic resonance images

- [J]. *J Biomech*, 1994, 26(12): 1455-1457.
- [26] Li Q, Shuang R, Cheng G, *et al.* Effect of jaw opening on the stress pattern in a normal human articular disc: Finite element analysis based on MRI images [J]. *Head Face Med*, 2014, 10(10): 1-9.
- [27] Mori H, Horiuchi S, Nishimura S, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching [J]. *Arch Oral Biol*, 2010, 55(11): 879-886.
- [28] Aoun M, Mesnard M, Monede-Hocquard L, *et al.* Stress analysis of temporomandibular joint disc during maintained clenching using a viscohyperelastic finite element model [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2014, 72(6): 1070-1077.
- [29] Koolstra JH, van Eijden TMGJ. Combined finite-element and rigidbody analysis of human jaw joint dynamics [J]. *J Biomech*, 2005, 38(12): 2431-2439.
- [30] Hirose M, Tanaka E, Tanaka M, *et al.* Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching [J]. *Eur J Oral Sci*, 2006, 114(5): 441-448.
- [31] Perez del Palomar A, Doblare M. Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication [J]. *J Anat*, 2007, 211(4): 453-463.
- [32] Devoeht JW, Goel VK, Zeitler DL, *et al.* A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996, 54(12): 1431-1437.
- [33] Koolstra JH, van Eijden TM. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system *in vivo* [J]. *J Biomech*, 1992, 25(2): 175-187.
- [34] Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading [J]. *J Biomech*, 1987, 20(10): 997-1002.

(上接第 170 页)

- [11] 涂峻, 黄如林, 魏皎, 等. 利用罗曼鸡肌腱滑液鞘体内构建趾深肌腱的生物力学及组织学研究[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 248-253.
- Tu J, Huang RI, Wei J, *et al.* Biomechanical and histological changes in a Romain chicken model of toe tendon synovial sheath body rebuilding deep tendon [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 248-253.
- [12] 黄杨河, 罗自维, 李海滨, 等. TNF- α , IL-1 β 通过 PKA 路诱导成纤维样滑膜细胞中生长因子的表达 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 276-280.
- Huang YH, Luo ZW, Li HB, *et al.* The expression of growth factor in fibroblast-like synovial cells by TNF- α , IL-1 β induced by PKA road [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 276-280.

(上接第 181 页)

- [28] 周海宇, 李元超, 王成焘. 关节软骨胶原纤维增强特性[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 460-465.
- Zhou HY, Li YC, Wang CT. Reinforcement property of collagen fibril in articular cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 460-465.
- [29] Rotter N, Tobias G, Lebl M, *et al.* Age-related changes in the composition and mechanical properties of human nasal cartilage [J]. *Arch Biochem Biophys*, 2002, 403(1): 132-140.
- [30] Neuman MK, Briggs KK, Masuda K, *et al.* A Compositional analysis of cadaveric human nasal septal cartilage [J]. *Laryngoscope*, 2013, 123(9): 2120-2124.
- [31] 董雷, 王盛章, 宋建星. 基于有限元模型的单侧唇裂鼻畸形的生物力学分析 [J]. *组织工程与重建外科杂志*, 2014, 9(2): 85-88.
- [32] 刘骞, 王万春. Cam 型髋关节撞击综合征关节软骨接触力学的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(3): 203-208.
- Liu Q, Wang WC. Finite element analysis on contact mechanics of cartilage in hips with Cam-type femoroacetabular impingement [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(3): 203-208.