

正常咬合与错颌畸形磁性覆盖义齿 种植体生物力学比较分析

张建国¹, 刘 隽¹, 胡凤玲², 季甜甜¹, 宋 亮²

(1. 上海应用技术大学 机械工程学院, 上海 201418; 2. 复旦大学附属上海市第五人民医院, 上海 200240)

摘要: 对正常咬合和错颌畸形情况下下颌骨在种植体支持下的生物力学响应进行了对比研究。通过建立磁性附着体下颌覆盖义齿的三维有限元模型, 分正常咬合和异常咬合两种情况在右第一磨牙上施加垂直向下的载荷, 记录种植体周围骨及黏膜的生物力学性能。在错颌畸形的情况下, 种植体周围骨的最大等效应变略大于正常咬合情况, 但都在生理耐受阈值内。黏膜在圆顶型种植体作用下所受最大等效应力最小。齿隙较大的错颌畸形患者的应力/应变值略大于其他错颌畸形患者。分析结果表明, 错颌畸形患者可以像常人一样植入种植体正常生活, 圆顶型种植体可作为有效治疗选择。

关键词: 错颌畸形; 有限元分析; 种植覆盖义齿; 磁性附着体; 应力/应变分析

中图分类号: TP 391.9 **文献标志码:** A

Comparative analysis on the biomechanical behaviors of magnetic implant overdenture under normal occlusion and malocclusion

ZHANG Jianguo¹, LIU Jun¹, HU Fengling², JI Tianian¹, SONG Liang²

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China;

2. Shanghai Fifth People's Hospital, Fudan University, Shanghai 200240, China)

Abstract: The biomechanical responses of a mandible supported by implants under normal and malocclusion were comparatively investigated. A three-dimensional finite element model for the magnetic attachment mandibular overdenture was established in two cases: normal occlusion and malocclusion. The biomechanical behaviors of the bone around the implant and the mucosa were recorded. In the case of malocclusion, the maximum elastic strain in the peri-implant bone is slightly larger than that under normal occlusion and both are within the threshold of physiological tolerance. The maximum equivalent stress in the mucosa is at the lowest level in a dome-type implant condition. The stress/strain value for patients with large tooth gap is slightly larger than that for other malocclusion patients. According to the analysis results, the patients with malocclusion can be implanted with implants as normal people, and the dome-type implant will be chosen as an effective treatment option.

收稿日期: 2020-06-04

基金项目: 上海市自然科学基金资助项目 (19ZR1455100); 上海市闵行区自然科学研究课题 (2019MHZ039)

第一作者: 张建国 (1979-), 男, 副教授. 研究方向: 图像处理. E-mail: jgzhang98328@163.com

通信作者: 胡凤玲 (1987-), 女, 主治医师. 研究方向: 种植义齿生物力学. E-mail: sl719896175@163.com

Keywords: malocclusion; finite element analysis; implant overdenture; magnetic attachment; stress / strain analysis

1 问题的提出

随着近几十年来义齿种植技术的发展，全口义齿的传统治疗方法由于寿命较短、固定性较差、灵活性不足等因素，开始被固位/支撑覆盖义齿所取代^[1]。自 20 世纪 50 年代以来，磁铁一直被用作义齿的固位装置，磁性附着体广泛应用于天然牙和牙种植体^[2-3]。与机械固位相比，磁性固位的最大优点之一是减小了侧向力，这使得患有某种程度牙周病的天然牙可以用作基牙。由 2 个种植体支撑或保持的覆盖义齿修复无牙颌下颌骨被认为是修复治疗的首选^[4]。患者通常会被建议在植人物功能性加载前 3~6 个月的愈合期进行适当的骨整合^[5]。然而，对于无牙颌患者来说，假体植入前的这个愈合期在功能、心理上是难以接受的。因而无义齿期对无牙颌患者并不可取，而下颌双种植覆盖义齿的即刻加载是更适合无牙颌患者的治疗选择。

第二类错颌畸形 (Class II malocclusion) 通常是由骨骼或牙齿异常导致的上下颌牙弓不正确关系引起的，有时甚至是这些情况的组合^[6-8]。错颌畸形可能会影响外观，导致口腔功能受损、语言障碍、颞下颌关节紊乱症以及对创伤和牙周病的易感性增加^[9]。它与龋齿、牙龈炎一起被认为是最常见的口腔问题之一^[10]，错颌畸形与正常咬合的比较如图 1 所示。

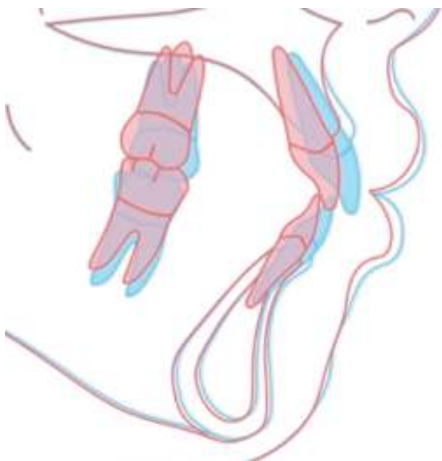


图 1 第二类错颌畸形 (蓝) 与正常咬合 (红) 的比较
Fig. 1 Comparison of class II malocclusion (blue) and normal occlusion (red)

圆顶型磁性附件的吸引力及非轴向吸引力均小于扁平型，具有从口腔中接收来自各个方向的力的优点。此外，由于自调节 (SX) 型磁性附件可以允许义齿基托旋转和下沉运动，因而在非轴向方向上的固位力损失会减小^[11]。

咬合负荷通常会在受到牙周膜的缓冲作用后作用在天然牙上，其中，牙周膜充当中间垫作用，但在骨整合的牙种植体中，咬合负荷将直接传递到牙周围骨上。当过载发生时，牙周围骨会发生较大形变 ($2 \times 10^{-3} \varepsilon \sim 3 \times 10^{-3} \varepsilon$)， ε 为应变。当发生病理性超载，形变超过 $4 \times 10^{-3} \varepsilon$ 时，应力/应变梯度超过骨的生理极限，这可能导致骨-种植体接合处的微骨折、种植体骨折、种植体系统部件松动和多余的骨吸收^[12-13]。

考虑到过载可能造成的损伤，临床医生通常在植入种植体时，会密切关注种植体及其周围骨产生的应力/应变。有限元应力/应变分析方法已被广泛应用在牙种植体领域，用于预测种植体-骨界面的应力/应变分布情况^[14]。由于各位置之间的配合力和相互作用力往往难以精确表达，计算结果往往存在一定误差。本文采用 DICOM (医学数字成像和通信) 建模方法建立的有限元模型与实体模型具有极高的模型相似性，在计算分析中与实际结果相似程度较高，能够在一定程度上反映种植体修复各部件之间的相互作用力，能够将复杂几何图形精确表示，且模型修改方便。当加载适当时，三维有限元法可以揭示整个结构的应力/应变分布^[1]。

2 材料和方法

2.1 DICOM 获取

选择德国 Bismabring KaVo 牙科有限公司 (KaVo Dental GmbH) CBCT 扫描仪对志愿者进行 CT 检查，扫描前依据当地的人类研究伦理委员会 (2015EC099) 签署同意书，经患者同意进行术前检查，患者取端坐位，自下颌骨下缘平面至髁状突颈作连续扫描，期间下颌骨下缘与水平面平行，使用管电压为 120 kV、管电流为 5 mA 的 X 射线扫描，层厚为 0.25 mm，分辨率为 624×624，显示

野为 156 mm。利用三维图像处理和编辑软件 (M5imics 10.01, Materialise, Leuven, Belgium) 处理从 CT 获得的医学数字成像和通信 (DICOM) 数据。利用阈值和区域生长函数, 从 CT hounsfield 值中提取覆盖义齿、密质骨和小梁骨的点云数据。使用建模软件(Solidworks2016, Dassault Systems, Waltham, USA)将参考模型对象数据转换为下颌和覆盖义齿的有限单元法(FEM)实体模型。将 3D 几何图形(图 2)导出到有限元预处理软件(ANSYS17.0, ANSYS, Pittsburgh, USA)中, 并根据文献 [15-19] 设定实验参数, 如表 1 所示。

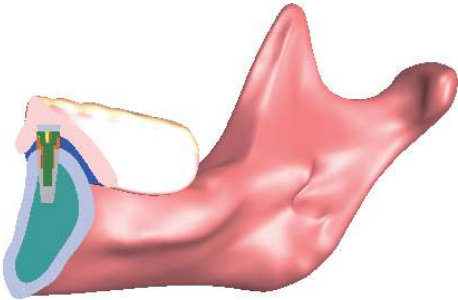


图 2 下颌骨和种植义齿的三维模型
Fig.2 3D model of mandible and implant dentures

表 1 主要材料及参数
Tab.1 Main materials and parameters

材料	构造体	杨氏模量/MPa	泊松比	参考文献
POM	衬垫	5 000	0.36	
AUM20	治疗帽	200 000	0.28	
Ti-6Al-4V	植入体	110 000	0.33	Colling ^[15]
NdFeB (磁石)	磁吸件	160 000	0.24	John等 ^[16]
纯钛	固定基台	117 000	0.30	Sakaguchi等 ^[17]
丙烯酸树脂	义齿基托	8 300	0.28	Darbar等 ^[18]
	正常密质骨	13 700	0.30	Barbier等 ^[19]
	正常松质骨	1 370	0.30	Barbier等 ^[19]

2.2 有限元模型

下颌骨模型主要由密质骨、松质骨、覆盖义齿、口腔黏膜和根据生产厂家要求建立的种植体与磁性附着体的组合体这 5 部分组成。2 个种植体, 直径 4.3 mm, 长度 10.0 mm, 垂直定向, 相互平行, 彼此相距 20 mm, 插入双侧下颌尖牙区。磁吸件(型号 IP-MCD,日本爱知钢铁公司)由磁铁、保持器和支承圆筒组成。将治疗帽拧在固定基台上, 插入种植体中, 将磁吸件嵌入全口义齿中, 如图 3 所示。



图 3 圆顶型种植体结构
Fig.3 Dome-type implant structure

2.3 加载条件

为了模拟咬合的临床咀嚼负荷, 在右第一磨牙咬合处施加垂直向下 100 N 的负荷强度^[20], 这是基于全口义齿的适度咬合力和完全义齿患者的平均最大咬合力均为 100 N 确定的^[21-22]。而医学上通常将上下第一磨牙的咬合情况作为对第二类错颌畸形进行分类的判定方式^[23], 且在第二类错颌畸形情况下, 第一磨牙普遍受力, 故施加相同的载荷强度至 3 名不同患者的右第一磨牙上, 来模拟错颌畸形情况下的临床咀嚼负荷强度, 观察其生物力学反应, 3 名患者信息如图 4 所示。所选患者均无口腔不良习惯。

患者 A: ClassII Div1 错颌畸形, 牙列拥挤, 下颌牙齿冲击牙龈;
患者 B: ClassII Div1 错颌畸形, 齿隙较大, 交叉咬合;
患者 C: ClassII Div2 错颌畸形, 牙列拥挤, 开牙合。

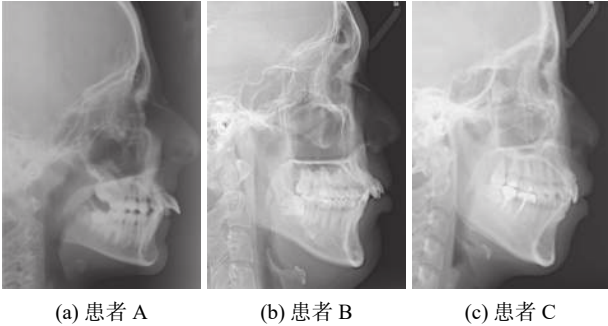


图 4 第二类错颌畸形患者典型实例
Fig.4 Typical cases of patients with class II malocclusion

2.4 约束条件

为了确保模拟的有效性, 模型在所有自由度的所有方向上都约束在下颌骨的节点上。将模型的低端面设置为固定面, 限制这个面上所有节点各方向的平动及转动为 0。在覆盖义齿-黏膜界面施加滑动摩擦接触, 摩擦系数 μ 设为 0.334^[24]。

3 结 果

3.1 种植体周围密质骨的应变分析

在向正常咬合和 3 名错颌畸形患者施加相同

载荷的情况下，密质骨的最大等效应变如表2所示。平面型、圆顶型和衬垫型这3种植体模型密质骨的最大等效应变均低于 $2.5\times10^{-3}\varepsilon$ 。当相同载荷施加在右第一磨牙时，密质骨在异常咬合情况下，衬垫型的最大等效应变略大于其他2种类型。其中，圆顶型种植体的最大等效应变最小，平面型种植体位于其他2种植体之间。在3位患者中，Div2的患者的最大等效应变略小于Div1的患者，齿隙较大的患者的最大等效应变最大。

表2 种植体周围密质骨的最大等效应变分析

Tab.2 Equivalent elastic strain of the cortical part of the peri-implant bone 10^{-3} mm/mm

种植体模型	正常密质骨	患者A	患者B	患者C
平面型	0.266 34	0.337 11	0.388 30	0.311 52
圆顶型	0.264 60	0.326 52	0.381 49	0.300 95
衬垫型	0.270 71	0.357 60	0.411 85	0.330 48

3.2 种植体周围松质骨的应变分析

在向正常咬合和3名错颌畸形患者施加相同载荷的情况下，松质骨的最大等效应变如表3所示。

松质骨在错颌畸形情况下的应变整体大于正常咬合情况。对于错颌畸形的患者来说，齿隙较大的B患者的最大等效应变略大于其他2位患者，患者C的最大等效应变最小，除患者B之外，圆顶型种植体的最大等效应变数值最小。整体而言，圆顶型种植体的最大等效应变略小于其余2种植体，平面型种植体的应变最大。

表3 种植体周围骨松质骨的最大等效应变分析

Tab.3 Equivalent elastic strain of the trabecular part of the peri-implant bone 10^{-3} mm/mm

种植体模型	正常松质骨	患者A	患者B	患者C
平面型	0.203 54	0.289 16	0.335 39	0.266 04
圆顶型	0.202 72	0.271 90	0.321 59	0.248 79
衬垫型	0.201 76	0.274 88	0.318 91	0.252 87

3.3 黏膜的最大等效应力

黏膜的最大等效应力分布如图5所示。总体而言，异常咬合情况下黏膜的最大等效应力均略大于正常咬合。在异常咬合的情况下，圆顶型种植体的最大等效应力在3种植体中最小，而齿隙较大的患者的黏膜的最大等效应力大于其他2位患者。

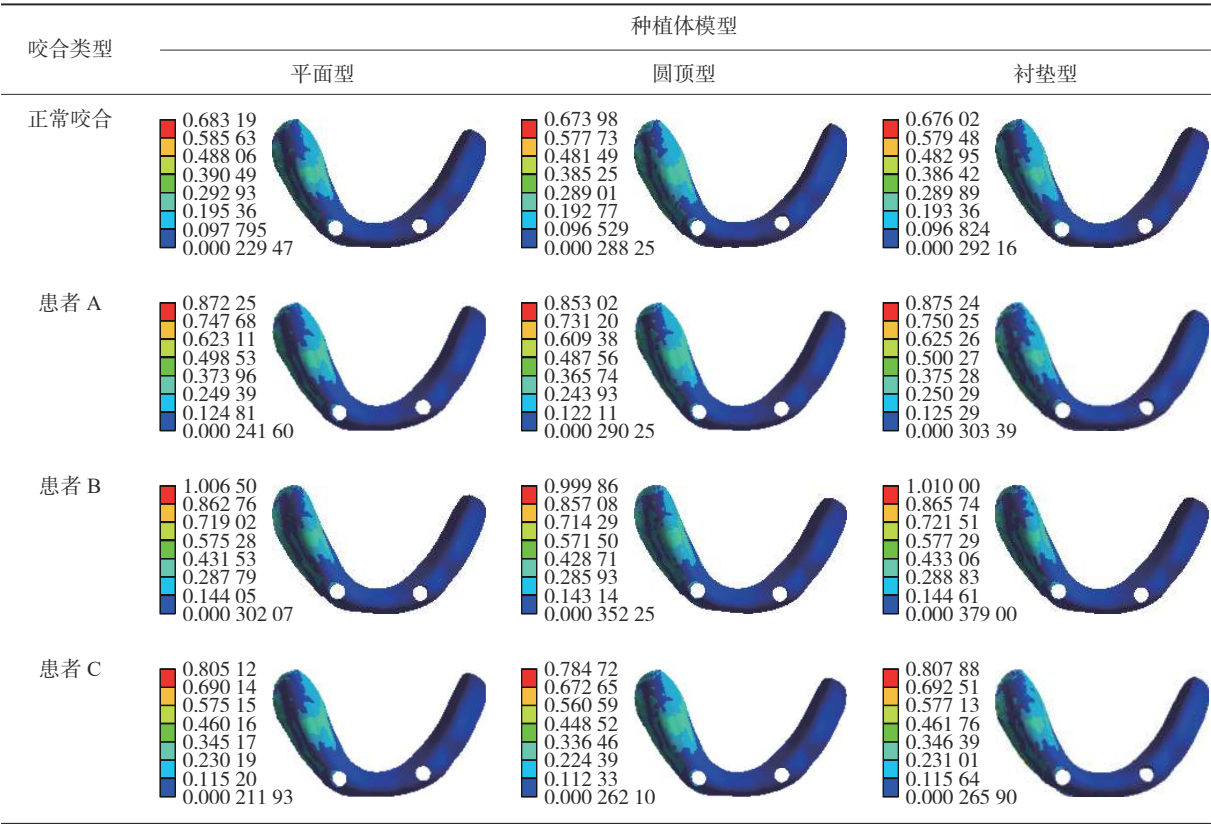


图5 黏膜的最大等效应力 (MPa)

Fig.5 Maximum equivalent stress in the mucosa (MPa)

4 讨 论

错颌畸形往往会导致牙周病,由于其对牙齿和下颌造成异常的压力还会导致早期磨损,这种影响会随着时间推移而恶化,最终对人的整体健康产生不利影响。承受过大压力的牙齿可能会产生碎屑,不仅牙龈线会逐渐推移,过大的压力还可能导致牙齿变平或磨损,或牙齿边缘骨折。另外,错颌畸形会对下颌产生不适应的压力,可能会产生下颌疼痛、耳痛,甚至头痛。

随着磁场应用的普及,磁场保持装置越来越多地应用于口腔医学领域,与机械附着体相比,磁性附着体较短,并遵循柔性的插入路径,可以应用于无牙颌患者,尤其是在牙弓间隙减小或基台不平行的情况下。借助磁场治疗在临床上被广泛使用,特殊的磁性附着体能形成有助于康复的恒定的磁场。随着现代科学对磁场研究的深入,人们发现磁场可以促进新骨的生长^[14]。临床研究表明,磁场对此类疾病的辅助治疗有积极作用。对动物骨组织的研究表明,静磁场能促进骨折愈合和新骨生长。相关的体外研究还发现,一定强度的静磁场有增值作用,磁场对成骨细胞有促进分化和生长的作用。30%以上的患者选择磁性附着体作为下颌种植覆盖义齿的固位系统,以获得舒适感和易清洁性。Cheng等^[25]的研究结果表明,种植体磁性附着体能显著提高下颌覆盖义齿的咀嚼效率,从而提高患者的满意度。

本研究采用了双种植覆盖义齿,双种植覆盖义齿与单种植覆盖义齿通常被称为种植保留覆盖义齿。研究表明,随着种植体数目的增加,种植体所受的咀嚼力也会增加,同时黏膜所承受的咀嚼力减少,导致种植体周围密质骨的应变峰值增加^[24]。较之传统的全口义齿,双种植覆盖义齿的保持性和稳定性都更好,被普遍认为是经济且最有效的治疗方式。大量数据表明,使用种植体覆盖义齿的患者,其满意度及生活质量都好于使用传统义齿的患者,因而双种植覆盖义齿被认为是全世界无牙颌患者治疗的首选^[26]。

由本文的数据可知,所有模型种植体周围骨的最大应变均小于 $2.5 \times 10^{-3} \epsilon$,种植体周围骨的应变处于生理耐受阈值内^[25],表明错颌畸形患者同样适合覆盖义齿的种植,能够在覆盖义齿的帮助下正常生活。而在所有错颌畸形的患者中,齿隙较大的患者种植体周围骨的最大等效应变及黏膜

的最大等效应力均高于其他2位患者,表明其种植风险略高于另外2位患者,但仍在合理范围内。3类种植体中,圆顶型种植体周围骨的最大应变小于平面型及衬垫型种植体。并且,对于黏膜所受的最大等效应力而言,圆顶型种植体的数值较小,表明圆顶型种植体有助于缓解日常负荷所带来的压力。对于异常咬合患者,圆顶型种植体在生物力学性能方面优于其他2种植体。

本研究旨在模拟实际的生理条件,但无法精确模拟组织的材料特性和边界条件,于是假定了材料和边界条件。采用有限元法计算咀嚼时的咬合力,用三维有限元模型代替实体模型。在以往的研究中,通常会对复杂模型进行简化,例如,将下颌骨简化为圆柱体或立方体,较少采用建立覆盖义齿的精细三维模型。除此之外,在先前的研究中,义齿与黏膜之间被假定为固定关系,而在本文的研究中,给两者添加了滑动摩擦,可以较以往更加真实地模拟现实生活中义齿的运动,以增加模拟结果的可信度。此外,文中假定骨组织与种植体完全结合,但对于不完全结合的情况还没有相应的研究。颌骨、黏膜和义齿是不连续的、异质的、各向异性的黏弹性材料,而种植体和颌骨并不是百分百的骨结合,该方向还值得进一步研究。因此,有限元分析应朝着更符合实际情况的模拟方向发展^[27]。

参考文献:

- [1] TAKESHITA S, KANAZAWA M, MINAKUCHI S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems[J]. *Dental Materials Journal*, 2011, 30(6): 928-934.
- [2] GILLINGS B R, SAMANT A. Overdentures with magnetic attachments[J]. *Dental Clinics of North America*, 1990, 34(4): 683-709.
- [3] JACKSON T R. The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants[J]. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1986, 1(2): 81-92.
- [4] FEINE J S, CARLSSON G E, AWAD M A, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients[J]. *Gerodontology*, 2002, 19(1): 3-4.
- [5] BRANEMARK P I. Osseointegration and its experimental background[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983,

- 50(3): 399–410.
- [6] MCNAMARA JR J A. Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age[J]. *The Angle Orthodontist*, 1981, 51(3): 177–202.
 - [7] PFEIFFER J P, GROBÉTY D. The Class II malocclusion: differential diagnosis and clinical application of activators, extraoral traction, and fixed appliances[J]. *American Journal of Orthodontics*, 1975, 68(5): 499–544.
 - [8] SASSOUN V. A classification of skeletal facial types[J]. *American Journal of Orthodontics*, 1969, 55(2): 109–123.
 - [9] MAYANK G, MONIKA M, MADHAVI G, et al. Analysis of prevalence of different forms of orthodontic malocclusion among children of known population[J]. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*, 2019, 7(8): 82–84.
 - [10] COZZA P, BACCETTI T, FRANCHI L, et al. Mandibular changes produced by functional appliances in Class II malocclusion: a systematic review[J]. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2006, 129(5): 599.e1–599.e12.
 - [11] GONDA T, MAEDA Y. Why are magnetic attachments popular in Japan and other Asian countries?[J]. *Japanese Dental Science Review*, 2011, 47(2): 124–130.
 - [12] FROST H M. Bone “mass” and the “mechanostat” : a proposal[J]. *The Anatomical Record*, 1987, 219(1): 1–9.
 - [13] TEPPER G, HAAS R, ZECHNER W, et al. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla[J]. *Clinical Oral Implants Research*, 2002, 13(6): 657–665.
 - [14] KORKMAZ F M, KORKMAZ Y T, YALUĞ S, et al. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study[J]. *Journal of Oral Implantology*, 2012, 38(5): 557–567.
 - [15] COLLING E W. The physical metallurgy of titanium alloys[J]. Metals Park (OH): American Society for Metals, 1988, 20(17): 224.
 - [16] JOHN J, RANGARAJAN V, SAVADI R C, et al. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/o ring and magnetic attachment[J]. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2012, 12(1): 37–44.
 - [17] SAKAGUCHI R L, BORGERSEN S E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws[J]. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1995, 10(3): 295–302.
 - [18] DARBAR U R, HUGGETT R, HARRISON A, et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74(6): 591–594.
 - [19] BARBIER L, SLOTEN J V, KRZESINSKI G, et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog[J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998, 25(11): 847–858.
 - [20] BORCIC J, ANIC I, SMOJVER I, et al. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion[J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32(7): 504–510.
 - [21] MERICSKE-STERN R, HOFMANN J, WEDIG A, et al. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, Part 1[J]. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993, 8(6): 641–649.
 - [22] OGATA K, SATOH M. Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers[J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1995, 22(2): 113–119.
 - [23] SAMBATARO S, BOCCHIERI S, CERVINO G, et al. Correlations between malocclusion and postural anomalies in children with mixed dentition[J]. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2019, 4(3): 45.
 - [24] LIU J Y, PAN S X, DONG J, et al. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis[J]. *Journal of Dentistry*, 2013, 41(3): 241–249.
 - [25] CHENG T, SUN G F, HUO J Y, et al. Patient satisfaction and masticatory efficiency of single implant-retained mandibular overdentures using the stud and magnetic attachments[J]. *Journal of Dentistry*, 2012, 40(11): 1018–1023.
 - [26] WARRETH A, ALKADHIMI A F, SULTAN A, et al. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants, Part I[J]. *Journal of the Irish Dental Association*, 2015, 61(2): 93–97.
 - [27] HU F L, YU Y C. Application of finite element method in implant-supported overdenture[J]. *Stomatology*, 2014, 34(2): 138–140.