

文章编号: 1004-7220(2023)03-0594-07

不同跳跃间隙对前牙区盾构术种植系统的生物力学影响

王 谦^{1,2}, 舒敬恒^{1,2}, 孙庭晖^{1,2}, 滕海东^{1,2}, 邵冰莓^{2,3}, 刘 展^{1,2}(1. 四川大学 生物力学工程四川省重点实验室, 成都 610065; 2. 宜宾四川大学产业技术研究院/
四川大学宜宾园区, 四川 宜宾 644600; 3. 四川大学 建筑与环境学院, 基础力学实验室, 成都 610065)

摘要:目的 研究跳跃间隙对盾构术种植系统的生物力学影响,为后续临床制定跳跃间隙标准提供参考。方法 依据临床特征建立4组跳跃间隙分别为0、0.5、1、1.5 mm盾构术种植系统三维模型,赋予对应的材料参数,模拟在特定咬合工况下各组模型的应力峰值以及应力分布情况。结果 跳跃间隙非0 mm,即种植体与保留根片不接触时,种植体和基台应力随着跳跃间隙的增加而增大,根片及牙周膜应力峰值随着跳跃间隙的增加而减小。跳跃间隙为0 mm时,种植体、基台、根片及牙周膜的应力峰值均达到最大,且远超其他组。结论 跳跃间隙对盾构术种植系统具有明显生物力学影响,建议临床取较大跳跃间隙。根片外形边缘做圆角处理,且下缘尺寸不宜过小。

关键词: 盾构术; 种植体; 基台; 前牙区; 跳跃间隙

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.025

Biomechanical Effects of Jumping Distance on Stress Distributions of Anterior Dental Implant with Socket-Shield Technique

WANG Qian^{1,2}, SHU Jingheng^{1,2}, SUN Tinghui^{1,2}, TENG Haidong^{1,2}, SHAO Bingmei^{2,3},
LIU Zhan^{1,2}

(1. Key Lab for Biomechanical Engineering of Sichuan Province, Sichuan University, Chengdu 610065, China;
2. Yibin Institute of Industrial Technology/Sichuan University Yibin Park, Yibin 644600, Sichuan, China; 3. Basic
Mechanics Lab, College of Architecture and Environment, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: **Objective** To study the biomechanical effect of jumping distance on dental implants with socket-shield technique (SST), so as to provide references for clinical standards of jumping distance. **Methods** Based on clinical characteristics, four groups of three-dimensional (3D) SST implant system models with 0, 0.5, 1 and 1.5 mm jumping distance were established, and the corresponding material parameters were assigned. The peak stress and stress distributions on models were simulated under specific occlusal condition. **Results** When the jumping distance was non-zero, namely, the implant was not in contact with the retained root fragment, the stress of the implant and abutment increased with the increase of jumping distance, and the peak stress in root fragment and periodontal membrane decreased with the increase of jumping distance. When the jumping distance was zero, the peak stress of the implant, abutment, root fragment and periodontal membrane reached the maximum, far exceeding that of the other groups. **Conclusions** The jumping distance has a significant effect on the SST implant system. It is recommended to take a larger jumping distance in clinical practices. The edge of the root fragment should be rounded, and the size of the lower edge should not be too small.

Key words: socket-shield technique (SST); implant; abutment; anterior dental area; jumping distance

收稿日期: 2023-02-02; 修回日期: 2023-03-03

基金项目: 国家自然科学基金项目(12202298, 31670963), 四川大学-宜宾市人民政府战略合作项目(2020CDYB-8, 2019CDYB-16)

通信作者: 刘展, 教授, E-mail: bmeliuzhan@163.com

随着口腔修复技术的不断发展,种植义齿修复凭借其安全性和可靠性等特点,已经成为主流的口腔修复方式,广为临床医生和患者所选择^[1]。在前牙区,由于传统拔牙手术造成牙周组织的破坏,影响了唇侧骨板的血运环境,会出现唇侧骨板吸收现象,导致软、硬组织发生不同程度的吸收和塌陷,进而影响美学修复效果和长期的种植成功率^[2-4]。因此,如何提高前牙美学区种植修复效果是临床医生一直探索的问题^[5]。

多年来,人们提出了不同的手术技术来抵消或至少限制拔牙后双颌前部(特别是上颌前部高美学区域)发生的生理性骨吸收,包括即刻种植^[6-7]、软组织移植^[8-10]、带膜骨再生^[11-12]和骨移植材料^[8,13-14]等方法。为了实现唇侧牙槽骨的保留,盾构术(socket-shield technique, SST)作为一项新技术由 Hürzeler 教授在 2010 年首次提出,又名牙根屏障即刻种植术,通过在拔牙时保留部分唇侧牙根根片,进而保护附着在根片上的唇侧牙周膜不被破坏,减少唇侧骨板吸收,维持前牙美学区种植修复的美学效果和长期的种植成功率。目前,该技术的有效性在临床已得到初步验证^[15-17]。Hürzeler 教授在最初实验设计时将种植体紧贴牙片植入,并且在二者之间观察到新骨形成。研究表明,传统的即时种植和延迟种植中植体存活率为 97%,而 SST 植入的植体存活率为 96.1%,结果均比较令人满意^[18]。但与传统技术相比,SST 具有较少的边缘骨丧失和较高的粉色美学评分^[19-20]。

在 SST 中,跳跃间隙是指保留的唇侧牙根根片与植入种植体之间的距离^[21-22]。目前临床对于跳跃间隙还没有统一标准,跳跃间隙对种植系统生物力学

影响的研究也鲜有报道。本文通过有限元方法,研究跳跃间隙对 SST 种植系统的生物力学影响,以期为后续临床制定跳跃间隙标准提供生物力学指导。

1 实验方法

1.1 模型构建

1.1.1 上颌骨及种植系统模型 征集 1 例无相关牙周疾病史和骨吸收的成年人,对其进行颌面部 CT 扫描(层厚 0.4 mm,分辨率 512×512 像素,Discovery CT750 HD, GE Medical Systems 公司,美国)。将 DICOM 文件导入 Mimics 20.0 (Materialise 公司,比利时)进行建模,得到上颌和覆盖牙冠的三维模型。利用上颌骨模型外表面向内偏置 1 mm,通过布尔运算得到皮质骨和松质骨三维模型。

参考韩国 Dentium 种植系统及其产品介绍书相关数据,在 SolidWorks 2021 (SolidWorks 公司,美国)中构建种植体和个性化基台的三维模型。将模型以 STL 格式导出,导入 3-Matic 软件 (Materialise 公司,比利时)中与上颌骨模型配准。

1.1.2 盾构术模型设计 根据受试者 CT 影像,在 Mimics 中建立受试者上颌中切牙牙根模型,导入 3-Matic 中,对中切牙根面网格做扇形切割,将扇形表面向内偏置 1 mm,得到 SST 中保留的唇侧根片模型,长度达 8 mm,2/3 牙根长度,根片厚度为 1 mm,并通过根片外表面向外偏置 0.3 mm 得到根片处附着的牙周膜模型^[23-24]。

结合覆盖牙冠与保留根片的位置,配准种植体与根片,建立 4 组跳跃间隙分别为 0、0.5、1、1.5 mm (此处跳跃间隙测算为种植体与保留根片的最小距离)盾构术种植系统三维模型(见图 1)。

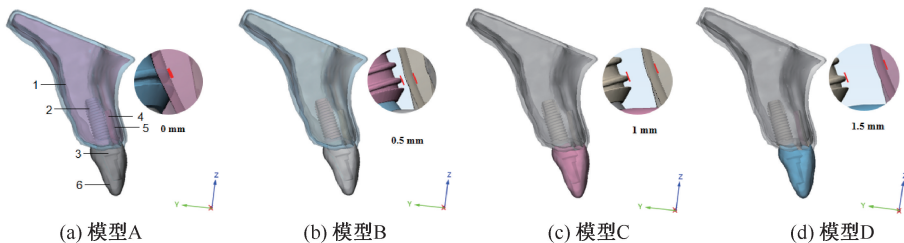


图 1 不同跳越间隙盾构术种植系统有限元模型

Fig.1 Finite element models of SST implant system with different jumping distances (a) Model A, (b) Model B, (c) Model C, (d) Model D

注:模型 A~D 跳跃间隙分别为 0、0.5、1、1.5 mm;1-上颌骨,2-种植体,3-一体化基台,4-根片,5-牙周膜,6-覆盖牙冠。

1.1.3 网格划分 在3-Matic 中通过布尔运算分别得到配准后各部分模型的面网格,并创建体网格。通过网格收敛性分析测试确定网格最大尺寸为1 mm。本实验共建立4组有限元模型,共计28个部件。采用4节点四面体单元划分网格,网格划分详情见表1。网格划分后的有限元模型见图2。将上述各模型导入 ABAQUS 有限元软件中进行前处理。

表1 各模型网格单元数和节点数

Tab.1 Element numbers and node numbers of the models

模型	节点数	单元数
A	177 377	708 554
B	177 571	710 451
C	185 830	746 987
D	193 843	780 961

注:模型 A~D 跳跃间隙分别为 0、0.5、1、1.5 mm。

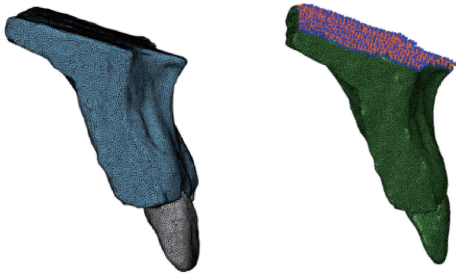


图2 盾构术种植系统有限元模型

Fig.2 Finite element models of SST implant system

1.2 参数设置

本研究涉及的材料均假设为均质、连续、线弹性。相关材料的弹性模量、泊松比见表2。因实验模拟 SST 成功愈合后的情况,此时种植体与周围骨已产生骨整合,各部分之间无相对滑动,为简化模型,将种植体与基台视为一体,各部分均设置为绑定接触。

表2 相关材料力学参数^[24-28]

Tab.2 Mechanical parameters of the materials^[24-28]

材料	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	13 700	0.30
松质骨	1 370	0.30
牙冠(二硅酸锂陶瓷)	82 300	0.22
种植体/一体化基台(Ti)	110 000	0.32
根片	18 600	0.31
牙周膜	69	0.45
粘结剂	5 100	0.27

1.3 载荷及边界条件

每组模型均施以 200 N 咬合力,加载区位于覆盖牙冠腭侧面中部靠近舌隆突处,力加载面积为4 mm²,与牙体长轴呈 45° 夹角,以模拟咬合工况^[24]。在模型上颌上表面添加固定约束,限制模型在3个方向上的移动与旋转(见图3)。

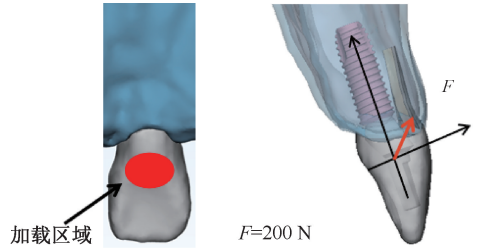


图3 模型加载示意图

Fig.3 Diagram of model loading

主要观察指标:根据第4强度理论,von Mises 应力有助于发现应力高危区域。主应力表示在物体某一点的微面积元上剪应力为0时的正应力。单元的最大主应力与最小主应力分别可以判断出部件所受拉/压状态。观测 von Mises 应力峰值和变化以确定各组模型应力状态,观测部分部件最大、最小主应力以确定部件所受拉压状态。

2 结果

结果显示,种植体的高应力主要分布在颈部,唇侧应力大于舌侧。植体-骨界面应力主要分布在种植体颈部的皮质骨区域。根片的高应力主要分布于中上部(与植体颈部相对应的区域)、侧边与下缘。牙周膜的高应力主要分布于中上部,与根片应力区域相对应。

种植体应力峰值都位于颈部唇侧,其中跳跃间隙为0.5、1、1.5 mm 模型相比跳跃间隙为0 mm 模型应力峰值分别减小 25.7%、22.3%、22.1%。基台主要应力分布区域为颈部,接触时峰值最高,跳跃间隙为0.5、1、1.5 mm 模型相比跳跃间隙为0 mm 模型应力峰值分别减小 11.4%、10%、9.2%。跳跃间隙为非0时,基台应力峰值变化为随着跳跃间隙的增大而增加,幅度较小忽略不计。种植体与根片直接接触,即跳跃间隙为0时,根片应力最大,且远超跳跃间隙为0.5、1、1.5 mm 模型。随着跳跃间隙增加,根片应力逐渐减小。牙周膜应力随着跳跃间

隙增加不断减小。随着跳跃间隙增加,唇侧皮质骨应力增大,腭侧皮质骨应力减小。松质骨-根片界面应力随跳跃间隙增加而减小。种植体最大主应力高应力区随着跳跃间隙增加向中部扩散;随着跳跃间隙增加,根片最大主应力高应力区逐渐缩小。皮质骨最小主应力则随着跳跃间隙增加而更为明显(见图4、表3)。

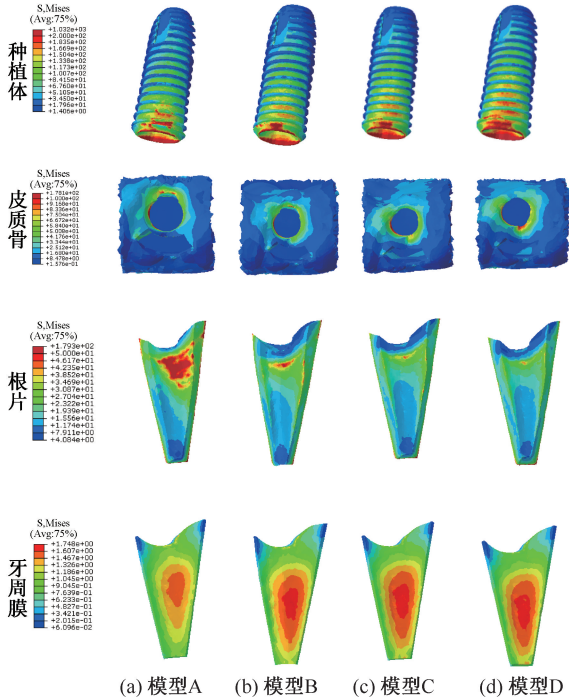


图4 不同跳跃间隙盾构术种植系统应力分布
 Fig. 4 Stress distributions of SST implant system with different jumping distances (a) Model A, (b) Model B, (c) Model C, (d) Model D

注:模型A~D跳跃间隙分别为0、0.5、1、1.5 mm。

表3 不同跳跃间隙盾构术种植系统组件应力峰值

Tab. 3 Peak stresses of different parts in SST implant system with different jumping distances 单位:MPa

模型	种植体	基台	根片	牙周膜	皮质骨	松质骨
A	1 032.0	661.5	179.3	1.748	178.1	85.1
B	767.1	585.8	53.9	1.428	187.4	25.8
C	791.5	595.3	43.7	1.343	114.3	30.3
D	803.5	600.2	41.9	1.306	157.5	26.7

注:模型A~D跳跃间隙分别为0、0.5、1、1.5 mm。

3 讨论

有限元方法是用来评估口腔种植系统生物力

学特性的有效方法,结合不同材料参数可以准确模拟出种植系统各部分的组织结构。本文建立了包含种植体、个性化基台、覆盖牙冠、保留根片、牙周膜、皮质骨与松质骨的SST术后种植系统模型,基于受试者CBCT扫描数据,通过Mimics软件实现毫米级建模,提高了有限元模型的准确性^[29]。在目前盾构术研究领域中,针对是否在跳跃间隙中填充骨粉还存在争议。有研究认为,通过骨粉移植填充跳跃间隙有利于种植硬软组织关系的康复;而也有研究认为,直接保留跳跃间隙不填充骨粉,更有利于后期康复过程中根片表面与种植体表面之间成熟、致密骨组织的形成,有利于整体种植的长期成功^[30-31]。本研究所建的盾构术有限元模型不考虑填充骨粉的情况。测量种植体与唇侧根片的最小距离为每组跳跃间隙值,并且以跳跃间隙为唯一变量,设立4组模型,严格控制实验变量,从而可以更科学地比较各组不同跳跃间隙对SST种植系统的生物力学影响。

跳跃间隙在SST中特指种植体与唇侧根片之间的距离,目前针对跳跃间隙的研究甚少,临床在确保初期稳定性的情况下,对跳跃间隙取值较为多样,对跳跃间隙的执行标准也尚无定论,故需要对跳跃间隙有更深入的研究^[22]。Hürzeler等^[15]将种植体与唇侧根片直接接触,即跳跃间隙为0 mm时,观测到新骨长出。Han等^[32]研究认为,在跳跃间隙为0和非0时,种植体的存活率都达到了100%。Botticelli等^[21]研究发现,跳跃间隙为0.5~1 mm时,可以直接种植成功;而跳跃间隙大于1 mm时,则需要骨移植材料填充。因此,本实验跳跃间隙分别取值为0、0.5、1、1.5 mm。

相关研究表明,种植系统各部分应力的合理分布是实现种植体长期存活的关键因素^[33]。本文建立了4组不同跳跃间隙SST种植系统模型。结果显示,每组模型中,种植体应力集中区域主要分布在种植体颈部,种植体-骨界面应力集中区域主要分布在种植体颈部的皮质骨部分,与以往研究结果相同^[34-35]。当跳跃间隙为0 mm时,植体与保留根片直接接触,此时植体和基台的应力均明显增加,植体和基台疲劳后容易发生松动或断裂,增加了种植失败的风险。与此同时,根片所受应力也明显增加,相比0.5、1、1.5 mm跳跃间隙组分别上升了

233%、310%、328%，且跳跃间隙为 0 mm 时，根片唇侧受拉应力严重（见图 4），极易发生折断，与临床并发症类型相匹配^[18,36]。因此，在临床 SST 中，不建议直接将种植体与保留根片相接触，即不建议将跳跃间隙取值为 0，与相关研究观点一致^[23]。

在跳跃间隙分别为 0.5、1.0、1.5 mm 时，种植体和基台应力峰值随着跳跃间隙的增加而增大，但增幅较小。种植体高应力区域主要为拉应力，即在咬合状态下种植体整体受拉效果明显，且随着跳跃间隙的增加，种植体受拉区域由颈部扩展到中上部，受力更加均匀，有利于延长种植体寿命[见图 5(a)]。但根片应力随着跳跃间隙增加而减小，此时考虑到根片较薄，临床易出现移位或折断等并发症，建议跳跃间隙在适合的情况下取偏大值[见图 5(b)]。仅从生物力学角度和有限元分析结果来看，跳跃间隙为 1.5 mm 时更为合理，有利于避免根片发生移位与断裂等并发症。与此同时，牙周膜应力随着跳跃间隙增加而减小。在临床 SST 中，牙周膜主要用于维持唇侧骨板血运环境不被破坏，从而避免或减轻骨吸收，可见较大的跳跃间隙也适宜于牙周膜的力学环境。

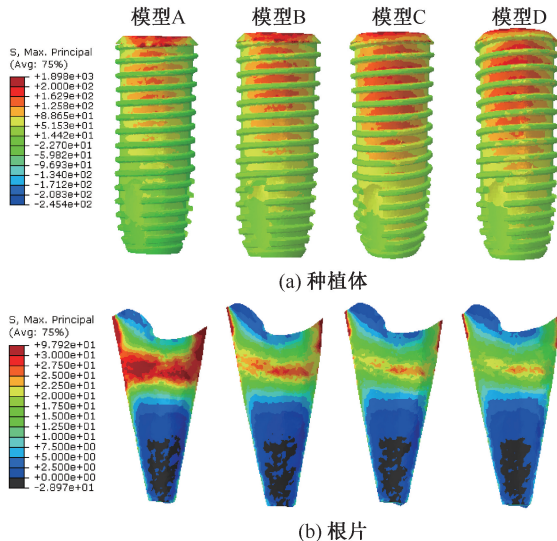


图 5 不同跳跃间隙盾构术种植系统最大主应力分布

Fig. 5 Maximum principal stress distributions on SST implant system with different jumping distances (a) Implant, (b) Root fragment

注：模型 A~D 跳跃间隙分别为 0、0.5、1、1.5 mm。

此外，研究表明，皮质骨压应力增大有助于减少骨吸收^[35,37]。本文发现，随着跳跃间隙的增加，

种植体颈部皮质骨区域的压应力也出现明显增大的趋势（见图 6）。由此可见，跳跃间隙增加可能一定程度上有助于缓解种植体周围骨吸收，但仍需更多临床研究证实此观点。

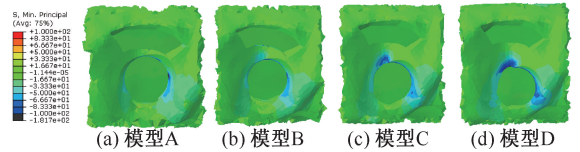


图 6 不同跳跃间隙盾构术种植系统-皮质骨最小主应力分布

Fig. 6 Minimum principal stress distributions of cortical bone on SST implant system with different jumping distances

注：模型 A~D 跳跃间隙分别为 0、0.5、1、1.5 mm。

另外，根片侧边应力较为明显，可能是由于根片面与面之间形成了尖角导致的应力集中，而根片下缘应力较大是由于上宽下窄的根片几何外形导致，窄的区域应力偏高。因此，本文建议临床手术切割保留根片时尽可能使根片边缘轮廓为圆角，且下缘尺寸不宜过小，避免应力集中的同时增大根片附着面积，减小根片移位的可能性。

本文建立了新型 SST 种植系统关于跳跃间隙的有限元模型，具有一定的开创性和临床指导意义。在生物力学研究中，有限元体外模拟无法完全还原口腔内真实环境，具备一定的局限性，同时实验样本量较小，且未充分考虑周围邻牙情况，故仍需后续研究进一步补充。但由于本实验为单因素变量研究，也具备一定说服力，后续可以增加样本量进一步验证本研究结果的准确性。

4 结论

本文建立了针对不同跳跃间隙上颌前牙区新型 SST 种植系统有限元模型。结果表明，在 45° 载荷作用下，根片应力峰值随跳跃间隙增加而减小。其中，跳跃间隙为 0 mm 时，根片、牙周膜、种植体、基台、皮质骨等应力峰值达到最高。依据研究结果，本文建议临床取较大跳跃间隙，有利于上颌前牙区 SST 种植系统应力合理分布，降低 SST 失败的风险。另外，根片外形边缘做圆角处理，且根片下缘尺寸不宜过小。

参考文献：

[1] 安尼卡尔·安尼瓦尔, 艾孜买提江·赛依提, 阿迪力·麦木提

- 敏,等. 唇侧植骨不同种植修复体的三维有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2020, 35(4): 436-442.
- ANNIWAER A, SAIYITI A, MAIMUTIMIN A, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on different implant prostheses for labial bone graft [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 436-442.
- [2] QUIRYNEN M, VAN ASSCHE N, BOTTICELLI D. How does the timing of implant placement to extraction affect outcome? [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22: 203-220.
- [3] GLUCKMAN H, TOIT JD. The management of recession midfacial to immediately placed implants in the aesthetic zone [J]. *Int Dent*, 2015, 5: 6-15.
- [4] CHEN ST, BUSER D. Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla—a systematic review [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29: 186-215.
- [5] YAN Q, XIAO LQ, SU MY, *et al.* Soft and hard tissue changes following immediate placement or immediate restoration of single-tooth implants in the esthetic zone: A systematic review and meta-analysis [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016, 31(6): 1327-1340.
- [6] BOTTICELLI D, BERGLUNDH T, LINDHE J. Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites [J]. *J Clin Periodontol*, 2004, 31(10): 820-828.
- [7] ARAUJO MG, LINDHE J. Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: An experimental study in the dog [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2009, 20(6): 545-549.
- [8] ARAUJO M, LINDER E, WENNSTROM J, *et al.* The influence of Bio-Oss collagen on healing of an extraction socket: An experimental study in the dog [J]. *Int J Periodontics Restor Dent*, 2008, 28(2): 123-35.
- [9] FICKL S, ZUHR O, WACHTEL H, *et al.* Hard tissue alterations after socket preservation: An experimental study in the beagle dog [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2008, 19(11): 1111-1118.
- [10] ARAUJO M, LINDER E, LINDHE J. Effect of a xenograft on early bone formation in extraction sockets: An experimental study in dog [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2009, 20(1): 1-6.
- [11] LEKOVIC V, KENNEY EB, WEINLAENDER M, *et al.* A bone regenerative approach to alveolar ridge maintenance following tooth extraction. Report of 10 cases [J]. *J Periodont*, 1997, 68(6): 563-570.
- [12] LEKOVIC V, CAMARGO PM, KLOKKEVOLD PR, *et al.* Preservation of alveolar bone in extraction sockets using bioabsorbable membranes [J]. *J Periodont*, 1998, 69(9): 1044-1049.
- [13] CARMAGNOLA D, ADRIAENS P, BERGLUNDH T. Healing of human extraction sockets filled with Bio-Oss® [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2003, 14(2): 137-143.
- [14] NEVINS M, CAMELO M, DE PAOLI S, *et al.* A study of the fate of the buccal wall of extraction sockets of teeth with prominent roots [J]. *Int J Periodontics Restor Dent*, 2006, 26(1): 19-29.
- [15] HURZELER MB, ZUHR O, SCHUPBACH P, *et al.* The socket-shield technique: A proof-of-principle report [J]. *J Clin Periodontol*, 2010, 37(9): 855-862.
- [16] CALVO-GUIRADO JL, BENITEZ-GARCIA JA, DE VAL J, *et al.* Socket-shield technique: The influence of the length of the remaining buccal segment of healthy tooth structure on peri-implant bone and socket preservation. A study in dogs [J]. *Ann Anat-Anat Anz*, 2019, 221: 84-92.
- [17] SHARMA A, MAHESHWARI K, TIWARI B, *et al.* Socket shield technique: An unconventional method for immediate implant placement—A review [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2022, 13(Suppl 1): S24-S35.
- [18] GLUCKMAN H, SALAMA M, DU TOIT J. A retrospective evaluation of 128 socket-shield cases in the esthetic zone and posterior sites: Partial extraction therapy with up to 4 years follow-up [J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2018, 20(2): 122-129.
- [19] BAUMER D, ZUHR O, REBELE S, *et al.* The socket-shield technique: First histological, clinical, and volumetrical observations after separation of the buccal tooth segment—A pilot study [J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015, 17(1): 71-82.
- [20] BRAMANTI E, NORCIA A, CICCIOU M, *et al.* Postextraction dental implant in the aesthetic zone, socket shield technique versus conventional protocol [J]. *J Craniofac Surg*, 2018, 29(4): 1037-1041.
- [21] BOTTICELLI D, BERGLUNDH T, BUSER D, *et al.* The jumping distance revisited—An experimental study in the dog [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2003, 14(1): 35-42.
- [22] ABD-ELRAHMAN A, SHAHEEN M, ASKAR N, *et al.* Socket shield technique vs conventional immediate implant placement with immediate temporization. Randomized clinical trial [J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2020, 22(5): 602-611.
- [23] KUMAR PR, KHER U. Shield the socket: Procedure, case report and classification [J]. *J Indian Soc Periodontol*, 2018, 22(3): 266-272.
- [24] MONTEIRO JB, DAL PIVA AMDO, TRIBST JPM, *et al.* The effect of resection angle on stress distribution after root-end surgery [J]. *Iran Endod J*, 2018, 13(2): 188-194.
- [25] 聂秀吉, 李淑娴, 马宗民, 等. 种植体不同设计参数对下颌

- 骨牙齿种植的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(6): 890-895.
- NIE XJ, LI SX, MA ZM, *et al.* Effects of different implant design parameters on mandibular tooth implantation [J]. J Med Biomech, 2021, 36(6): 890-895.
- [26] TRIBST JPM, DAL PIVA AMDO, SHIBLI JA, *et al.* Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels [J]. Braz Oral Res, 2017, 31: e96.
- [27] MADFA AA, KADIR MRA, KASHANI J, *et al.* Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs [J]. Med Eng Phys, 2014, 36(7): 962-967.
- [28] REES JS, JACOBSEN PH, HICKMAN J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods [J]. Clin Mater, 1994, 17(1): 11-5.
- [29] 游素兰, 黄远亮, 孙旻, 等. 应用 Mimics 软件建立下颌无牙颌三维有限元模型 [J]. 口腔医学研究, 2008, 24(4): 381-383.
- [30] HOWARD G, MAURICE S, DU TJ. Partial extraction therapies (PET) Part 2: Procedures and technical aspects [J]. Int J Periodontics Restorative Dent, 2017, 37(3): 377-385.
- [31] MITSIAS ME, SIORMPAS KD, KOTSAKIS GA, *et al.* The root membrane technique: human histologic evidence after five years of function [J]. BioMed Res Int, 2017, doi: 10.1155/2017/7269467.
- [32] HAN CH, PARK KB, MANGANO FG. The modified socket shield technique [J]. J Craniofac Surg, 2018, 29(8): 2247-2254.
- [33] GERAMY A, MORGANO SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown [J]. J Prosthet Dent, 2004, 92(5): 434-440.
- [34] MAMMADZADA S, ARTUNC C, SEN F, *et al.* Effect of abutment and implant shapes on stresses in dental applications using FEM [J]. Math Comput Appl, 2011, 16(2): 546-555.
- [35] 牛文芝, 袁媛, 刘宗响, 等. 不同颈部螺纹设计种植体周围牙槽骨应力分布的三维有限元分析[J]. 临床口腔医学杂志, 2017, 33(5): 262-265.
- [36] MOURYA A, MISHRA SK, GADDALE R, *et al.* Socket-shield technique for implant placement to stabilize the facial gingival and osseous architecture: A systematic review [J]. J Investig Clin Dent, 2019, 10(4): 12.
- [37] BATELI M, ATT W, STRUB JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: A systematic review [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011, 26(2): 290-303.