

## 论著·基础研究

## 种植体支持的覆盖可摘义齿修复下颌 Kennedy I 类缺损及其支持组织的应力分析

张 硕<sup>1</sup>, 范 锐<sup>2\*</sup>, 郑元俐<sup>3</sup>

1. 北京大学 口腔医院第三门诊部综合一科, 北京 100091; 2. 上海市普陀区中心医院口腔科, 上海 200062; 3. 上海交通大学 医学院附属第九人民医院口腔特需科, 上海 200011

**[摘要]** **目的**·应用三维光弹性应力分析法, 比较不同直径种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿与常规 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下基牙、缺牙区牙槽骨及种植体周围的应力分布情况。**方法**·选取标准下颌模型, 制备形成下颌 Kennedy I 类牙列缺损。在双侧第一磨牙区分别植入不同直径 (4.1 mm 和 3.3 mm) 的 Straumann 系统软组织水平种植体各 2 枚。将种植钉及环氧树脂牙倒置于下颌硅橡胶阴模中, 制作环氧树脂光弹模型, 并将 RN 愈合基台旋入种植体内。将含有模拟 2 mm 厚的牙槽黏膜及下颌传统 RPI 型可摘局部义齿置于环氧树脂模型上 (分别为含种植体和不含种植体), 正中咬合状态下对模型垂直加载 1 kg 力。应力冻结后, 切取相应牙位的模型切片, 观测应力条纹图样, 以单位厚度的条纹级数值计算应力大小。**结果**·常规 RPI 型可摘局部义齿远中基牙的最大应力值主要集中在根尖区, 其缺牙区牙槽骨中最大应力集中在第一磨牙区, 且集中在牙槽骨舌侧。种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿远中基牙最大受力值小于常规 RPI 型可摘局部义齿远中基牙的最大受力, 同时其缺牙区牙槽骨 (不含种植体部分) 最大受力与基牙及其支持组织的受力接近, 且最大受力值小于常规 RPI 型。种植体周围应力最大, 且种植体尖周应力值大于颈部应力值。同时, 随着种植体直径变小, 其种植体周围最大应力值相对变大。**结论**·与常规 RPI 型可摘局部义齿比较, 种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿的稳定性增加, 支持组织的受力更趋均衡, 对基牙及其缺牙区支持组织的健康有利。

**[关键词]** 种植体支持; 可摘局部义齿; 光弹法

**[DOI]** 10.3969/j.issn.1674-8115.2017.04.012 **[中图分类号]** R783 **[文献标志码]** A

## Stress analysis of the supporting tissues for mandibular Kennedy Class I defect repaired with removable partial dentures supported by implants

ZHANG Shuo<sup>1</sup>, FAN Rui<sup>2\*</sup>, ZHENG Yuan-li<sup>3</sup>

1. General Department, 3rd Dental Center, Peking University Hospital of Stomatology, Beijing 100091, China; 2. Department of Stomatology, Shanghai Putuo District Central Hospital, Shanghai 200062, China; 3. Special Department, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China

**[Abstract]** **Objective**·To compare the stress distribution at abutments, edentulous ridge, and peri-implant tissue under the vertical load between the RPI-type removable partial denture supported by implants with different diameter and the conventional RPI-type removable partial denture using a three-dimensional photoelastic method. **Methods**·The mandibular Kennedy I type denture defect models were fabricated according to the standard mandibular model. Four Straumann system soft tissue level implants with different diameters (two 4.1 mm implants and two 3.3 mm implants) were implanted into the bilateral first molar areas. Planting nails and epoxy resin teeth were inversely put into the mandibular silicone rubber molds to fabricate the epoxy resin photoelastic models and the regular neck (RN) healing abutments were screwed into the implants. A simulated alveolar mucosa with thickness of 2mm and a conventional RPI-type removable partial denture were placed on the epoxy resin models with or without implants. Then a force of 1 kg was vertically applied by a bite force loading device which fixed the model and denture in the centric occlusion. After the stress was frozen, model slices at different areas were cut and the stress fringes were observed. The stress was calculated according to the fringe value of per unit thickness. **Results**·For the conventional RPI-type removable partial denture, the maximum stress of distal abutment was mainly concentrated on the apical regions and the maximum stress of edentulous ridge was concentrated on the first molar area, particular on the lingual side of alveolar bone. For the implant-supported RPI-type removable partial denture, the maximum stress of distal abutment was lower than that of the conventional RPI-type removable partial denture, and the maximum stress of edentulous ridge (without the implants) was similar to that of abutment and supporting tissues and was lower than that of the conventional RPI-type removable partial denture. The stress around the implant was the largest and the peri-apical stress of implant was greater than the neck stress of implant. Meanwhile, the maximum stress around the implant was increased with the decrease of implant diameter. **Conclusion**·Compared to the conventional RPI-type removable partial denture, removable partial dentures supported by implants are more stable with a more balanced stress distribution in supporting tissues, thus benefit the health of abutments and supporting tissues.

**[Key words]** implant-supported; removable partial denture; photoelastic method

**[作者简介]** 张 硕 (1987—), 女, 住院医师, 硕士生; 电子信箱: 772877356@qq.com。范 锐 (1976—), 男, 主治医师, 学士; 电子信箱: fanrui1015@163.com。  
\*并列第一作者。

**[通信作者]** 郑元俐, 电子信箱: zhengyuanli@yahoo.com。



Kennedy I 类牙列缺损是牙列缺损中最为常见的类型。传统 RPI 型可摘局部义齿常用于修复末端游离缺失的牙列缺损。但在口腔咀嚼力的作用下, 易导致义齿的远中游离端出现下沉、翘起、摆动及旋转等不稳定现象。随着种植技术的发展, 逐渐将种植体与传统的可摘局部义齿联合应用。本实验采用三维冻结切片光弹法, 研究和分析不同直径种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿与常规 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下基牙、缺牙区牙槽骨及种植体周围的应力分布, 旨在改善可摘局部义齿的临床修复效果。

## 1 材料与方法

### 1.1 光弹模型的设计和制作

#### 1.1.1 基础模型的制作

1.1.1.1 下颌 Kennedy I 类缺损模型制作 以标准下颌模型为原形, 去除下颌模型双侧的第二前磨牙、第一磨牙及第二磨牙, 形成下颌 Kennedy I 类牙列缺损, 并用粗细砂纸打磨抛光模型, 使其光滑。用硅橡胶印模材料制取其阴模, 灌注超硬石膏, 获得标准下颌石膏模型。对标准上颌

模型进行取模, 灌注超硬石膏, 获取对颌石膏模型。

1.1.1.2 含种植体的下颌 Kennedy I 类模型制作 在石膏模型的双侧第一磨牙区分别植入不同直径的 Straumann 系统软组织水平种植体各 2 枚 (不含上部结构), 植入深度均为 10 mm, 植入过程在观测研磨仪上进行, 确保植入的 2 枚种植体有共同就位道。用蜡填补种植体上部结构的倒凹, 从而方便翻制硅橡胶阴模 (图 1A)。形成含不同直径种植体的 2 种实验模型 (SLA 10 mm, 直径 4.1 mm, RN; SLA 10 mm, 直径 3.3 mm, RN)。

1.1.1.3 硅橡胶阴模的制作 按照石膏模型的大小进行常规围模, 保证模型侧壁距离型盒内侧壁约 1 cm, 型盒高度高于模型最高处约 1.5 cm。型盒内石膏模型表面涂石蜡油分离, 将搅拌均匀的硅橡胶材料缓慢注入型盒内。静置 24 h 后, 取出石膏模型, 得到边缘厚度 1 cm、底座厚度 1.5 cm 的硅橡胶阴模。分别制作标准下颌 Kennedy I 类缺损模型的硅橡胶阴模 2 个, 含不同直径种植体 (SLA 10 mm, 直径 4.1 mm, RN; SLA 10 mm, 直径 3.3 mm, RN) 的下颌 Kennedy I 类缺损模型的硅橡胶阴模各 2 个 (图 1B、1C)。



注: A. 含种植体的下颌 Kennedy I 类模型; B. 硅橡胶阴模; C. 含有种植体的硅橡胶阴模。

图 1 基础模型的制作

Fig 1 Fabrication of the basic model

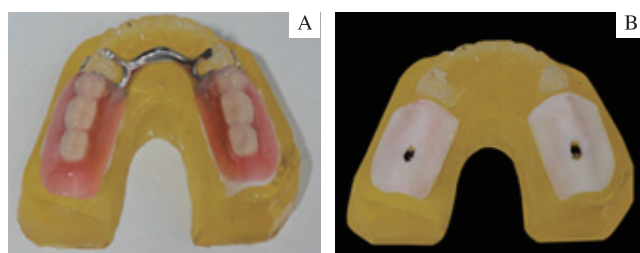
#### 1.1.2 环氧树脂模型制作

1.1.2.1 环氧树脂牙体的制备 以标准人工牙 (双侧下颌第一前磨牙) 为原型, 翻制硅橡胶阴模后, 灌注环氧树脂按固化温度曲线固化即得到环氧树脂牙。

1.1.2.2 下颌 Kennedy I 类缺损环氧树脂模型的制作 将环氧树脂牙倒置于下颌硅橡胶阴模中。确保光弹牙插入到位, 配比环氧树脂: 顺丁烯二酸酐: 邻苯二甲酸二丁酯 = 100:35:5。环氧树脂光弹模型采用二次固化方案。先将环氧树脂混合液浇注于硅橡胶阴模中, 使其在较低温度下固化成型, 待材料凝固后, 室温下进行脱模, 再行第 2 次高温固化 (图 2A)。

1.1.2.3 含种植体下颌 Kennedy I 类缺损环氧树脂模型的制作 将种植钉及环氧树脂牙倒置于下颌硅橡胶阴模中。确保种植体及光弹牙插入到位, 配比环氧树脂: 顺丁烯二

酸酐: 邻苯二甲酸二丁酯 = 100:35:5。环氧树脂光弹模型采用二次固化方案。先将环氧树脂混合液浇注于硅橡胶阴模中, 使其在较低温度下固化成型, 待材料凝固后, 室温下进行脱模, 再行第 2 次高温固化。使其表面光滑, 具有良好的光学性能, 并消除内部初应力 (图 2B)。完成含种



注: A. 环氧树脂模型; B. 含有种植体的环氧树脂模型。

图 2 环氧树脂模型制作

Fig 2 Fabrication of epoxy resin photoelastic model

植体的环氧树脂模型后, 将高 2 mm 的 RN 愈合基台旋入种植体内。

**1.1.3 牙槽黏膜的制作** 对下颌石膏模型取膜, 形成下颌石膏模型的阴模, 而后将下颌石膏模型的缺牙较均匀地磨除 2 mm 厚的距离<sup>[1]</sup>。按比例调好的硅橡胶均匀涂至石膏模型表面, 再将先前的下颌石膏模型阴模复位于石膏模型上, 待硅橡胶固化后, 即得相应的 2 mm 厚牙槽黏膜。

**1.1.4 牙周膜的制作** 根据硅橡胶的密度乘以第一前磨牙周膜体积, 算出所需硅橡胶的质量; 按照此质量将硅橡胶 106、107, 交链剂, 触媒剂以 100:5:2 的比例均匀混合制作双侧下颌第一前磨牙的牙周膜。

## 1.2 传统 RPI 型可摘局部义齿的制作

在下颌 Kennedy I 类缺损的工作模型上, 常规制作传统 RPI 型可摘局部义齿。

## 1.3 加载装置的设计制作

**1.3.1 模型应力加载及冻结** 因光弹模型在冻结温度下的所需载荷是实际载荷的 1/40。根据文献报道, 对正常健康人的咀嚼力或最大咬合力的测定结果表明, 咀嚼力为 22.4 ~ 68.3 kg, 而我们日常咀嚼食物所需要咬合力为 10 ~ 23 kg, 故设计人工牙后牙共加载力为 1 kg, 即相当于实际 40 kg 加载。加载时, 下颌加载模型为下颌环氧树脂模型以及其上的传统 RPI 型可摘局部义齿。通过正中咬合关系, 垂直方向加载于模型上。按冻结温度曲线 (图 3) 进行模型应力冻结。

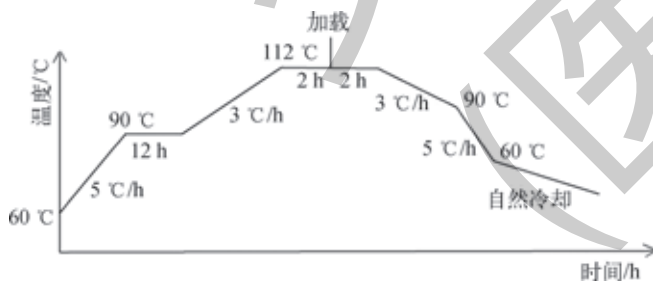
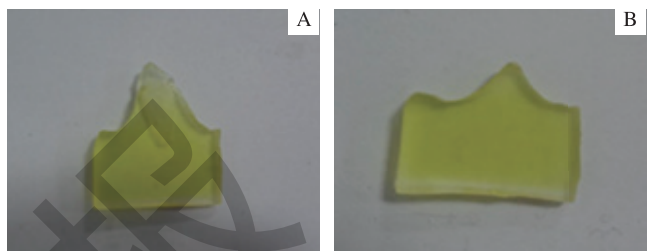


图 3 应力冻结温度曲线  
Fig 3 Temperature curve for stress frozen

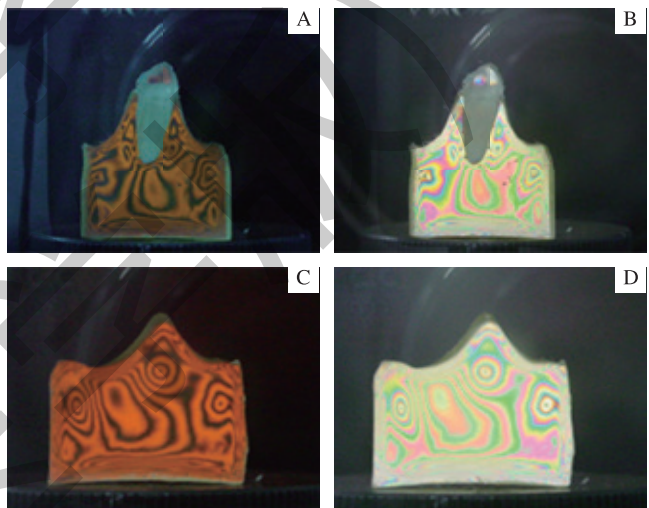
**1.3.2 模型切片及观测** 在环氧树脂模型侧壁画出相应牙位的切片辅助线, 使切片延长线垂直于牙槽嵴顶。因为模型及义齿的对称性, 无需作双侧模型切片。逐个切取单侧第一前磨牙以及第二前磨牙、第一磨牙和第二磨牙的牙槽骨部分 (图 4)。在被观测切片上均匀地涂抹一层硅油, 有助于获得更清晰的图像。将切片置于漫射式光弹仪偏振光场中观测。可以分别观测黑白和彩色干涉

应力条纹 (图 5)。按传统方法<sup>[2]</sup>对切片唇颊侧、牙槽嵴顶、舌侧的应力条纹进行读数, 记录为  $N$  (最大  $N$  值分别记录为  $N_B$ 、 $N_C$ 、 $N_L$ ) ; 用精确度 0.02 mm 游标卡尺分别测量各切片唇颊侧、牙槽嵴顶和舌侧的厚度, 记录为  $h$  ( $h_B$ 、 $h_C$ 、 $h_L$ )。将读取的  $N_B$ 、 $N_C$ 、 $N_L$  除以相应的  $h_B$ 、 $h_C$ 、 $h_L$ , 得切片唇颊侧、牙槽嵴顶、舌侧最大应力处单位厚度条纹级数值  $n$  ( $n_B$ 、 $n_C$ 、 $n_L$ )。



注: A. 第一前磨牙区切片; B. 第二前磨牙区切片。

图 4 环氧树脂模型切片  
Fig 4 Slices of the epoxy resin model



注: A. 黑白条纹图 (基牙区); B. 彩色条纹图 (基牙区); C. 黑白条纹图 (第二前磨牙区牙槽嵴); D. 彩色条纹图 (第二前磨牙区牙槽嵴)。

图 5 模型切片的应力条纹观测  
Fig 5 Observation of stress fringes of model slices

# 2 结果

## 2.1 传统 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下支持组织的应力分布

应力分布情况详见表 1 和图 6: ①基牙的根尖区、牙颈部及牙槽骨的颊舌侧应力比较接近, 分布均匀, 最大值主要集中在根尖区。②牙槽骨中最大应力集中在第一磨牙区, 并且集中在牙槽骨舌侧, 并非集中在牙槽嵴顶。③缺牙区牙槽骨的最大受力高于基牙及其支持组织的受力。



表 1 传统 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下支持组织的应力分布  
Tab 1 Stress distribution of supporting tissues for the conventional RPI-type removable partial denture under the vertical load

项目	第一前磨牙区	第二前磨牙区	第一磨牙区	第二磨牙区
N				
$N_B$	3.00	3.00	2.50	2.50
$N_C$	3.00 (基牙颈部)	2.00	2.00	2.00
	3.50 (基牙根尖)			
$N_L$	2.80	2.50	4.00	3.80
h/mm				
$h_B$	5.20	5.24	5.08	5.60
$h_C$	4.72 (基牙颈部)	4.10	4.30	5.10
	5.10 (基牙根尖)			
$h_L$	4.30	4.20	4.40	5.10
n				
$n_B$	0.58	0.57	0.49	0.45
$n_C$	0.64 (基牙颈部)	0.49	0.47	0.39
	0.69 (基牙根尖)			
$n_L$	0.65	0.60	0.91	0.75

注：由于第一前磨牙区为末端基牙所在区域，切片中的  $N_C$  和  $h_C$  并非为牙槽嵴顶处的应力或厚度，主要记录了基牙的颈部应力或厚度和基牙根尖部应力或厚度。

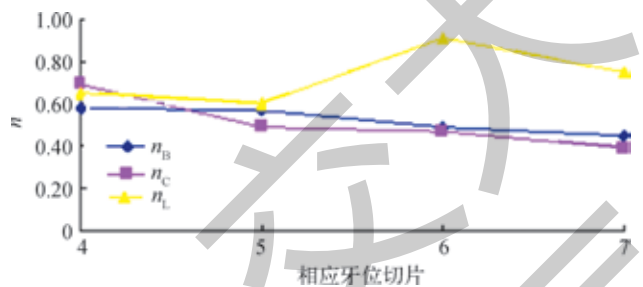


图 6 传统 RPI 型可摘局部义齿垂直加载时的最大应力值  
Fig 6 Maximum stress of the conventional RPI-type removable partial denture under the vertical load

2.2 种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下支持组织的应力分布

2.2.1 软组织水平种植体直径 4.1 mm 应力分布情况详见表 2 和图 7：①基牙的根尖区、牙颈部及牙槽骨的颊舌侧应力比较接近，分布均匀，最大值主要集中在根尖区。②种植体颈部及尖周应力值较大，并且尖周应力值大于颈部应力值。③缺牙区牙槽骨（不含种植体部分）的最大受力与基牙及其支持组织的最大受力接近。

2.2.2 软组织水平种植体直径 3.3 mm 应力分布情况详见表 3 和图 8：①基牙的根尖区、牙颈部及牙槽骨的颊舌侧应力比较接近，分布均匀，最大值主要集中在根尖区。②种植体颈部及尖周应力值较大，并且尖周应力值大于颈部应力值。③缺牙区牙槽骨（不含种植体部分）的最大受

力与基牙及其支持组织的最大受力接近。

2.3 垂直载荷下支持组织应力分布的比较

种植体直径不同以及有无种植体的各类型义齿在垂直载荷下的支持组织应力分布见图 9：①种植体支持的 RPI 型可摘局部义齿的末端基牙最大受力值小于传统 RPI 型可摘局部义齿基牙的最大受力。②种植体支持的 RPI 型可摘局部义齿的缺牙区牙槽骨（不包含种植体部分）的最大受力值小于传统 RPI 型可摘局部义齿缺牙区牙槽骨的最大受力。③种植体支持的 RPI 型可摘局部义齿的种植体周围存在较大应力值，且比末端基牙的应力值大。随着种植体直径变小，其种植体周围最大应力值相对变大。

表 2 种植体（直径 4.1 mm）支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下的支持组织应力分布  
Tab 2 Stress distribution of supporting tissues for the distal extension removable partial dentures supported by implants ( $\Phi$  4.1 mm) under the vertical load

项目	第一前磨牙区 (远中基牙区)	第二前磨牙区	第一磨牙区 (种植体区)	第二磨牙区
N				
$N_B$	1.00	1.50	3.10	2.30
$N_C$	1.00 (基牙颈部)	1.30	6.50 (种植体颈部)	2.50
	1.30 (基牙根尖)		9.30 (种植体根尖部)	
$N_L$	0.80	1.20	3.50	2.80
h/mm				
$h_B$	3.00	3.40	5.30	5.20
$h_C$	2.50 (基牙颈部)	3.00	5.10 (种植体颈部)	4.92
	2.16 (基牙根尖)		6.30 (种植体根尖部)	
$h_L$	1.80	2.36	5.90	5.30
n				
$n_B$	0.33	0.44	0.63	0.44
$n_C$	0.40 (基牙颈部)	0.43	1.27 (种植体颈部)	0.51
	0.60 (基牙根尖)		1.48 (种植体根尖部)	
$n_L$	0.44	0.51	0.59	0.53

注：由于在第一磨牙区植入种植体，此区域的  $N_C$  和  $h_C$  主要记录了种植体颈部应力或厚度和种植体根尖部的应力或厚度。

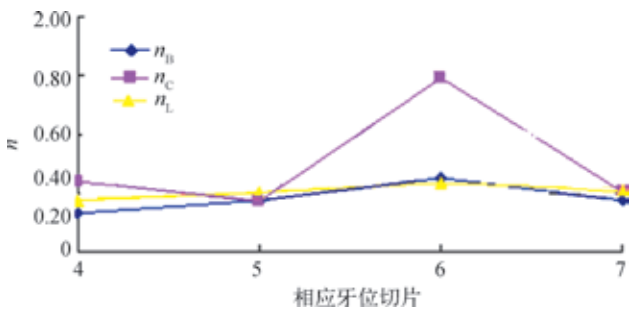


图 7 种植体（直径 4.1 mm）支持的 RPI 型可摘局部义齿垂直加载时的最大应力值  
Fig 7 Maximum stress of the RPI-type removable partial denture supported by implants ( $\Phi$  4.1 mm) under the vertical load



表 3 种植体（直径 3.3 mm）支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿在垂直载荷下的支持组织应力分布

Tab 3 Stress distribution of supporting tissues for the distal extension removable partial dentures supported by implants (Φ 3.3 mm) under the vertical load

项目	第一前磨牙区 (远中基牙区)	第二前磨牙区	第一磨牙区 (种植体区)	第二磨牙区
N				
$N_B$	2.80	2.20	3.50	1.30
$N_C$	2.00 (基牙颈部)	1.30	6.80 (种植体颈部)	1.00
	2.50 (基牙根尖)		8.00 (种植体根尖部)	
$N_L$	1.50	2.00	4.00	1.60
h/mm				
$h_B$	5.80	3.92	5.30	2.30
$h_C$	4.52 (基牙颈部)	3.10	4.70 (种植体颈部)	1.80
	4.40 (基牙根尖)		5.10 (种植体根尖部)	
$h_L$	3.20	3.50	4.72	2.40
n				
$n_B$	0.48	0.56	0.66	0.57
$n_C$	0.44 (基牙颈部)	0.42	1.45 (种植体颈部)	0.55
	0.57 (基牙根尖)		1.5 (种植体根尖部)	
$n_L$	0.47	0.57	0.85	0.67

注：由于在第一磨牙区植入种植体，此区域的  $N_C$  和  $h_C$  主要记录了种植体颈部应力或厚度和种植体根尖部的应力或厚度。

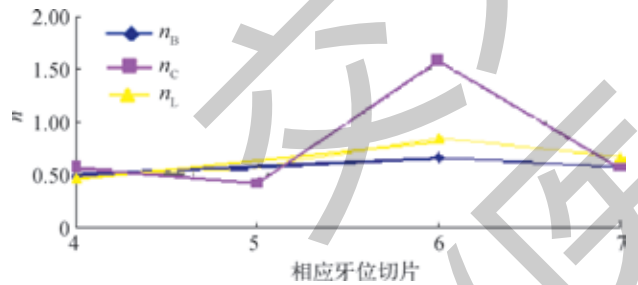


图 8 种植体（直径 3.3 mm）支持的 RPI 型可摘局部义齿垂直加载时的最大应力值

Fig 8 Maximum stress of the RPI-type removable partial denture supported by implants (Φ 3.3 mm) under the vertical load

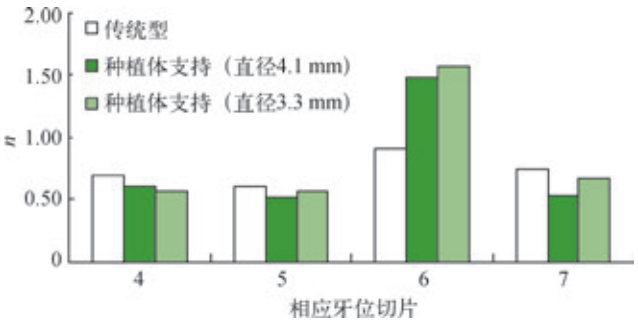


图 9 各类型义齿垂直载荷下各牙位的最大应力值

Fig 9 Maximum stresses of different mandibular dentures under the vertical load

### 3 讨论

Kennedy I 类缺损是临床常见的缺损类型。在修复该类型缺损时，易形成以末端基牙为支点的旋转运动，而导致义齿的远中游离端出现下沉、翘起、摆动及旋转等不稳定现象。随着种植技术的日益成熟，逐渐将种植体与传统的可摘局部义齿联合应用，期望改善可摘局部义齿的临床修复效果。传统 RPI 型可摘局部义齿缺牙区牙槽骨中最大应力集中在第一磨牙区。同时，Cunha 等<sup>[3]</sup>研究表明，种植体位于下颌第一磨牙时，各支持组织的应力分布明显优于其他部位。因此本实验通过在下颌 Kennedy I 类缺损的实验模型的双侧第一磨牙区。分别植入不同直径的 Straumann 系统软组织水平种植体（SLA 10 mm，直径 4.1 mm，RN；SLA 10 mm，直径 3.3 mm，RN），形成 2 组实验模型，并将高 2 mm 的 RN 愈合基台旋入种植体内，将 RPI 型可摘局部义齿覆盖种植体上方，期望种植体起到改善义齿的不稳定作用。

从实验结果来看：第一，种植体支持的可摘局部义齿末端基牙的根尖区、牙颈部及牙槽骨的颊舌侧应力比较接近，同时其最大受力值小于传统 RPI 型可摘局部义齿末端基牙的最大受力。大多数学者都得出了相似的结论。一些国内学者<sup>[4]</sup>运用三维有限元法，通过对种植体支持的 Kennedy I 类可摘局部义齿应力分析，认为增加种植体支持可以显著减小义齿基牙及其周围组织的应力，由种植体支持的可摘局部义齿有利于保护义齿基牙及其周围组织的健康。由此证明了末端缺牙区运用种植体支持既可减少卡环对基牙产生的扭力，还可以分担义齿作用在基牙上的一部分咬合力，从而改善基牙的受力状态。一些国外学者也得到了相同的结论<sup>[5-6]</sup>。第二，种植体支持的 RPI 型可摘局部义齿的缺牙区牙槽骨（不含种植体部分）的最大受力与末端基牙及其支持组织的受力接近。同时，其缺牙区牙槽骨的最大受力值小于传统 RPI 型可摘局部义齿缺牙区牙槽骨的最大受力。Ohkubo 等<sup>[6]</sup>采用传感器测量应力和位移的方法研究 Kennedy I 类缺损种植体末端支持可摘局部义齿时，发现无论缺失区黏膜厚度是 1 mm 或 2 mm，远中种植体的植入都能明显降低黏膜和牙槽骨的压力，这与本研究的结果相吻合。在本实验中，种植体支持的可摘局部义齿的末端基牙及义齿基托下组织仍存在一定的应力集中现象，但明显小于传统 RPI 卡环组修复体；提示在垂直载荷下，位于远中的种植体一方面承担了大部分咬合力，另一方面缩小了游离臂的长度，保护了基牙及其基托下组织的健康。与此同时，可以考虑适当减少基托面积，提高患者的舒适度。由于基托下组织仍承担一部分咬合力，可

对缺牙区牙槽嵴产生生理性刺激,有利于牙槽嵴的健康,防止或减缓剩余牙槽嵴的吸收。

RPI 型卡环组常用于修复末端游离的牙列缺损。当垂直向殆力加载在基托上时,近中支托受力,可以减少对基牙的扭力,但基托下组织受力则增加。在临床上,大部分末端游离缺失的患者,缺牙区牙槽骨有一定程度的萎缩。如果加大萎缩牙槽骨的负担,不仅可加速牙槽骨的吸收速率,同时还会引起义齿不稳定现象的出现。因此,一些学者们<sup>[4, 7, 21]</sup>采用在缺损区植入种植体来增加对修复体的支持,以缓解牙槽嵴萎缩带来的义齿不稳定现象。其中,Ohkubo 等<sup>[8]</sup>和胡凤玲等<sup>[9]</sup>对下颌末端游离缺失的患者进行了种植体支持的可摘局部义齿修复,通过愈合基台和愈合螺丝之间的转换,达到了种植体支持可摘局部义齿和传统可摘局部义齿之间的变换;得出结果如下:种植体支持的可摘局部义齿较传统型义齿可获得的咀嚼力更大,患者认为舒适度、咀嚼效果、义齿固位及义齿稳定 4 项表现更好。因此,采用种植体支持的可摘局部义齿修复末端游离缺失具有较高的可行性。

本研究发现,种植体支持的 RPI 型可摘局部义齿的种植体周围存在应力集中现象,其中种植体颈部及尖周应力值最大,且尖周应力值大于颈部应力值。与国内外学者得出相似的结论。一些学者<sup>[10-11]</sup>通过光弹法研究不同加载条件下种植式覆盖义齿支持组织的应力分布,发现种植体根尖部的应力大于颈部的应力。然而,另有学者持相反观点,多位学者<sup>[4, 12-13]</sup>运用三维有限元方法分析种植体支持的可摘局部义齿修复下颌游离缺牙的应力分布,认为种植体应力主要集中在颈部皮质骨。本研究通过分析认为:第一,本实验在模型上以垂直方向进行加载,则加载应力沿着种植体轴向,传导到其尖周部;但本实验缺少侧向力加载的实验数据,可能会出现实验结果的差异性。第二,各组实验中,种植体上方的支持固位类型不同,都可能是导致种植体应力集中部位不同的原因。本实验上部结构为愈合基台,其愈合基台和种植体的连接是通过紧密接触发挥支持作用的;而种植体的骨结合,缺少天然牙牙周膜的缓冲作用。因此,受力后将全部载荷传递给种植体尖周区,引起应力集中。然而,有些学者<sup>[4-5]</sup>研究表明,如果上部结构为弹性附着体,较愈合基台能更好地分散应力,从而减少种植体尖周区应力。如果上部结构为球帽附着体时,其球形结构可使义齿向各个方向上有转动,有利于减少扭矩,降低种植体尖周区应力作用。因此可见,由于上部结构的不同,最大应力集中部位会有差异。第三,认为最大应力位于种植体颈部的学者们多采用三维有限元的分析方法,然而认为最大应力位于种植体尖周部的学者们多是运用光弹法进

行分析。说明不同的应力研究方法可能产生不同的结果。首先,光弹应力分析法属于实验应力分析法,而有限元法属于理论应力分析法。实验应力分析法对构件进行应力分布、应力传导、应变分析。然而理论应力分析法是利用材料力学和数学理论来分析模型的应力分布及应变分析。对于口腔生物力学的研究,常采用光弹应力分析法和有限元法 2 种方法。区别在于三维有限元法是通过 CT 片进行处理获得轮廓数据,将模型中各材料和组织考虑为连续、均质、各向同性的线弹性材料<sup>[14]</sup>,且在建模中可人为设置骨皮质及骨松质的弹性模量与泊松比;三维有限元法不能完全模拟临床状况,存在一定局限性。然而光弹法是模拟真实的牙体、牙周膜、牙槽骨的弹性模量之比,但无法体现骨皮质与骨松质的差别,无法准确表达骨—种植体这个复杂结构的特殊应力传递机制,因此,光弹法同样存在局限性。今后,可以采用不同的应力研究方法及不同的应力加载方式,从多个角度进一步分析探索其原因。

本实验结果提示:种植体周围存在较大应力值,且比远中基牙的最大应力值大。我们分析认为基牙周围存在牙周膜,牙周膜是以纤维为主的结缔组织构成,并将牙悬吊固定在牙槽窝内。当基牙受力时,牙周膜可以缓冲其所受到的应力。然而,种植体植入牙槽骨后,与牙槽骨形成骨结合,不存在牙周膜样缓冲组织,所以作用在种植体上的应力远比远中基牙大。在光弹实验中,牙周膜的弹性模量远低于种植体周围骨组织的弹性模量,且骨组织受力时不发生位移,因此种植体周围更易引起应力集中<sup>[15]</sup>。

与此同时,对于植入种植体是否成功,主要取决于内在及外在因素。其中牙槽骨的骨量及质量是其内在因素,而种植体的直径及长度则是其外在因素;相对于长度,种植体的直径对周围组织受力情况的影响更大<sup>[16-17]</sup>。从本实验结果可以看出,随着种植体直径变大,其周围组织最大应力值相对变小。一些学者<sup>[18-19]</sup>也得出了类似的结论,认为大直径的种植体可以提供更好的应力分布状态。由此可见,直径大的种植体植入牙槽骨后,种植体与骨的接触面积相对较大。当垂直或侧向载荷作用于种植体时,应力通过种植体较大面积的传导到牙槽骨中,将其应力分散,减缓了种植体周围的应力集中。

综上所述,种植体支持的覆盖 RPI 型可摘局部义齿可以有效地防止末端基托的下沉,加强义齿的稳定性,缓解患者压痛及不适等症状,且分散咬合力,保护了末端基牙及其基托下组织的健康,达到了期望效果<sup>[20-21]</sup>。同时,对于牙槽嵴萎缩严重的患者,不适宜种植固定修复的患者,可考虑通过种植体支持的覆盖义齿来提高其咀嚼效率和生活质量。

## 参 · 考 · 文 · 献

- [1] 王昆润. 无牙下颌黏膜的厚度[J]. 国外医学(口腔医学分册), 1998, 15(2): 121.
- [2] 赵云凤. 口腔生物力学[M]. 北京: 中国协和医科大学联合出版社, 2010: 172-174.
- [3] Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, et al. Evaluation of the influence of location of Osseo-integrated implants associated with mandibular removable partial dentures[J]. Implant Dentistry, 2008, 17(3): 278-287.
- [4] 杨雪, 荣起国, 杨亚东, 等. 附着体类型对种植体支持可摘局部义齿应力分布的影响[J]. 北京大学学报(医学版), 2015, 47(1): 72-77.
- [5] Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, et al. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant[J]. J Craniofac Surg, 2010, 21(3): 727-734.
- [6] Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, et al. Effect of implant support on distal extension removable partial denture: *in vitro* assessment[J]. J Oral Rehabil, 2007, 34(1): 52-56.
- [7] Sato M, Suzuki Y, Kurihara D, et al. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: relationship between denture supporting area and stress distribution[J]. J Prosthodont Res, 2013, 57(2): 109-112.
- [8] Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, et al. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: *in vivo* assessment[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008, 23(6): 1095-1101.
- [9] 胡凤玲, 龚逸明, 张建国, 等. 种植磁性覆盖义齿的三维有限元模型的建立[J]. 口腔医学, 2015, 35(12): 1025-1027.
- [10] 余文君, 张青青, 谢俊良, 等. 杆卡附着体下种植覆盖义齿牙槽骨的三维光弹应力分析[J]. 临床口腔医学杂志, 2015, 4(31): 209-211.
- [11] 翁蓓军, 李国强. Locator 式和球帽式下种植覆盖义齿在牙槽嵴应力分布的弹性研究[J]. 口腔材料器械杂志, 2016, 25(3): 128-132.
- [12] 王静雅. 不同连接方式下无牙颌双种植体覆盖义齿的三维有限元应力分析[D]. 郑州: 郑州大学, 2014.
- [13] Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, et al. Effect of framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3D finite element analysis[J]. Int J Prosthodont, 2015, 28(6): 627-630.
- [14] Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, et al. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013, 28(2): e64-e71.
- [15] 高翔, 柴健, 王忠厚, 等. 自然牙根和种植体联合支持的磁性附着体覆盖义齿应力分析[J]. 吉林大学学报(医学版), 2014, 40(4): 790-794.
- [16] 鲁颖娟, 常少海, 伍虹, 等. 不同力作用下种植体长度和直径的双变量优化分析[J]. 华西口腔医学杂志, 2014, 32(1): 85-90.
- [17] 高健, 赵守亮, 周成杰, 等. 种植体体直径-长度比的三维有限元应力分析[J]. 口腔颌面外科杂志, 2014, 24(5): 364-369.
- [18] Yesildal R, Karabudak F, Bayindir F, et al. Effect of implant diameter and length on stress distribution for titanium and zirconia implants by using finite element analysis(FEA)[J]. Oalib J, 2015, 2(1): 1-7.
- [19] 赵宝红, 张娇, 蔺增, 等. 种植体长度与直径对骨界面应力分布影响的三维有限元分析[J]. 口腔医学, 2014, 34(1): 22-27.
- [20] 张昌峰. 种植牙技术在游离端缺失修复中的应用效果分析[J]. 中国现代药物应用, 2015, 9(13): 104-105.
- [21] 张勃, 佟立新, 杨蒙, 等. 种植覆盖精密铸造义齿用于固位力不足的可摘局部义齿及牙槽嵴低平的全口义齿修复[J]. 全科口腔医学杂志, 2015, 2(2): 110-111.

[收稿日期] 2017-01-03

[本文编辑] 王淑平

## 学术快讯

## 上海交通大学医学院附属第九人民医院举办第十六届上海国际整形美容外科会议

2017年3月16—19日, 由上海张涤生整形外科发展基金会主办, 上海交通大学医学院附属第九人民医院协办的第十六届上海国际整形美容外科会议暨第六届上海整形美容论坛于上海成功举办。来自国内外的2000多位整形美容外科医生及同行参会。

美国密歇根大学 William Kuzon 教授、日本庆应义塾大学医学院 Eiji Kobayashi 教授在会议中发言, 介绍了国际上整形美容领域相关的最新进展, 共同交流当今整形界的前沿技术与热点问题。上海交通大学医学院附属第九人民医院李青峰教授公布了2016年整形美容十大科技进展, 包括手术机器人在整形外科的应用、RT002 新型肉毒毒素进入Ⅲ期临床研究、伤口内成纤维细胞转化成脂肪细胞实现无瘢痕愈合、美容医师从医指南等。

会议期间, 还举办了第六届上海整形美容论坛和第一届(张涤生)中国整形外科优秀青年医师奖颁奖仪式。论坛集中展示了上海交通大学医学院附属第九人民医院整复外科学科的综合实力与发展水平, 以及在整形美容领域的新技术和新进展。上海交通大学医学院附属第九人民医院整复外科谢芸等荣获首届中国优秀整形外科青年医师奖。

