

应用数字激光散斑技术分析比较种植与传统 单端固定桥的受载位移

赵小容¹, 陈新民^{2△}, 曾兴琪³

1. 浙江大学医学院附属口腔医院 牙体牙髓科(杭州 310006); 2. 四川大学华西口腔医院
修复科(成都 610041); 3. 重庆医科大学附属口腔医院 大学城门诊(重庆 401147)

【摘要】 目的 分析比较种植单端固定桥与传统单端固定桥受载时的位移情况。**方法** 以3只Beagle犬为实验动物,均在上颌右侧(A区)建立传统单端桥模型,上颌左侧(B区)建立种植体支持的单端桥模型,通过数字激光散斑技术,研究比较桥体承受集中垂直载荷时两种单端桥各部分的位移情况。**结果** ①桥体承受集中垂直载荷时,种植单端桥和传统单端桥位移分布规律一致,桥体位移最大,近间隙牙种植体或基牙次之,远间隙牙种植体或基牙位移最小,差异均具有统计学意义($P<0.05$);随着载荷量的增加,种植单端桥和传统单端桥各部分的位移均增加,差异具有统计学意义($P<0.05$)。②桥体承受等量载荷时,种植单端桥的位移比传统单端桥相应部分位移小,其差异具有统计学意义($P<0.05$)。**结论** 数字激光散斑技术可用于测量口腔种植体、天然牙及烤瓷桥等的微小位移。桥体集中垂直受载时,种植单端桥与传统单端桥的位移分布规律一致,且前者相应部分位移较小,提示在合理设计的前提下,种植单端桥是一种有效的修复方式。

【关键词】 单端固定桥 种植义齿 数字激光散斑技术

虽然单端桥受力时会产生基牙作旋转中心、桥体当力臂的Ⅰ类杠杆作用,对基牙造成扭力,损伤基牙,影响义齿的功能、寿命及修复效果,但大量研究认为,在合理设计的前提下,单端桥仍是一种有效的修复方式^[1,2]。有研究认为末端游离缺失时,在骨质缺损或有特殊解剖结构存在的情况下,可以选用种植体支持的单端固定桥^[3]。且有研究报道,骨结合种植体的支持力远高于黏膜支持式,甚至高于牙支持式^[4]。但对于种植单端桥的生物力学研究甚少,本实验采用新鲜离体比格犬上颌骨作为研究对象,采用数字激光散斑技术研究比较在桥体承受集中垂直载荷时两种单端桥(种植与传统单端固定桥)的位移情况,对种植单端固定桥的生物力学设计提供实验依据。

1 材料和方法

1.1 实验动物及材料

1.1.1 实验动物 体质量、年龄相近的雄性Beagle犬3只(四川大学实验动物中心提供),体健,上下牙列完整,上下颌一侧各有4颗前牙,4颗前磨牙及2颗磨牙,左右对称。上颌第一前磨牙为单根,第二前磨牙为双根,其近中根粗壮,远中根细小。实验期间在该中心(SPF级标准动物室)犬类动物饲养室饲养,外科手术在该中心无菌手术室进行。

1.1.2 实验材料及设备 ITI种植机、种植机头(Bien-Air公司,瑞士),ITI种植器械、即刻种植体、基桩(Straumann公司,瑞士),微创拔牙器械(Stoma公司,德国)。

数字激光散斑测量系统:波长632.8 nm的氦氖激光器、准直扩束等光学元件,燕尾式平移台、可变焦单目显微镜筒

(北京赛凡光电仪器有限公司),INFINITY3-1型CCD(加拿大Lumenera公司)。

1.2 实验方法

1.2.1 建立实验动物模型 将其中一只Beagle犬全麻后仰卧固定于手术台,微创拔除其上颌右侧(A区)第二前磨牙远中部和左侧(B区)第一、第二前磨牙,术中注意保持拔牙窝骨壁的完整性。按ITI种植系统操作程序在B区第一前磨牙、第二前磨牙近中部分别植入ITI即刻种植体(直径4.1 mm,长度10 mm)一枚,初期稳定性良好。拟将双侧第二前磨牙远中部(A7、B7)作为失牙区,A区以第一前磨牙(A5)、第二前磨牙近中部(A6)为基牙制作传统单端桥,B区以植入的两种种植体(B5、B6)为种植基牙制作种植单端桥,以模拟成人末端游离缺失时的修复方式。术后予以消炎止痛,口内清洁,定时观察。

1.2.2 两种单端桥的制作 术后4月,B区两种植体稳定性良好,处死Beagle犬并分离出新鲜上颌骨。对A5、A6按常规烤瓷全冠牙体预备,对B5、B6连接基桩并调节共同就位道,两侧均用个别托盘及硅橡胶取模,制作金铂合金烤瓷单端桥。考虑到缺牙间隙较小及单端桥的设计原则,两种单端桥远缺隙侧固位体(A5、B5)形态设计为成人第一前磨牙形态,近缺隙侧固位体(A6、B6)形态设计为成人第二前磨牙形态,桥体(A7、B7)形态设计为成人第二前磨牙形态,双侧形态对称,义齿近中未恢复触点,与邻牙不接触,桥体远端无触点。

操作中用生理盐水不断冷却上颌骨,以维持上颌骨的新鲜状态,操作完后将模型放置于生理盐水中,并置于-20℃冰箱中密封冰冻待用。

其余两只Beagle犬均采用以上相同实验方法建立实验

△ 通讯作者, E-mail: cl27@sina.com

模型。

1.2.3 制作模型底座 将实验模型从冰箱中取出，自然状态下解冻至室温，调拌超硬石膏制作模型底座，使其底面和地面平行，固定桥轴向与地面垂直。在烤瓷桥表面涂布一层均匀厚度的白色不透明颜料，使条纹更加清晰。

1.2.4 布置光路 光路图如附图，使单端桥位于激光照射区，显微镜筒的放大倍数为 4.5 倍。



附图 数字激光散斑测量技术光路

1.2.5 测试 将带底座的实验模型固定于载物台，使光电耦合器件 (CCD) 的镜头与待测牙面垂直，对照计算机实时图像将物像调节清晰，加载头圆钝，处于竖直方向，与地面垂直，加载位置为桥体 7 (A7)、牙种植桥体 7 (B7) 的咬合面中央处，分别观察基牙 5 (A5)、基牙 6 (A6)、桥体 7 (A7) 和牙种植体 5 (B5)、牙种植体 6 (B6)、牙种植桥体 7 (B7) 的位移情况。加载方向为垂直方向。初载荷为 100 g，载荷分别为

200 g、500 g、1 000 g、1 500 g、2 000 g、3 000 g。每次加载前稳定 20 min，通过连接 CCD 的计算机采集图片，加载后稳定 10 min，通过计算机采集第二幅图片。通过软件 MATLAB (R2010a) 及根据实验条件编制的程序对加载前后两张图片进行分析，得到位移前后的散斑干涉条纹，并可直接读出相应的位移量。每只 Beagle 犬每种加载方式下重复 3 次得到相关图像及位移后，对结果取平均值。

1.3 统计学方法

采用 *t* 检验分析比较种植单端桥和传统单端桥各部分的平均位移值，*P* < 0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

垂直方向加载时，不同载荷量下测得 3 只 Beagle 犬上颌种植单端桥和传统单端桥各部分的平均位移值见附表。结果显示，在桥体咬合面中央处垂直集中加载时，随着载荷量的增加，种植单端桥和传统单端桥的各部分位移均增加 (*P* < 0.05)。对于种植单端桥，载荷量相同时，种植桥体位移最大，近间隙牙种植体次之，远间隙牙种植体最小 (*P* < 0.05)；而对于传统单端桥，其位移分布与种植单端桥相同，即桥体位移最大，近间隙基牙位移次之，远间隙基牙位移最小 (*P* < 0.05)。比较两种不同支持方式的单端桥可发现，载荷量相同时，种植单端桥各部分发生的位移较传统单端桥小 (*P* < 0.05)。

附表 不同载荷时，种植和传统单端桥的位移 (n=3)

载荷 (g)	种植单端桥 (μm, $\bar{x} \pm s$)			传统单端桥 (μm, $\bar{x} \pm s$)		
	B5 种植体	B6 种植体	B7 种植桥体	A5 基牙	A6 基牙	A7 桥体
200	/	/	2.926 8±0.059 7▽	/	4.266 3±0.025 6△	8.753 0±1.161 4
500	11.345 4±0.607 8▽	12.125 3±0.350 9*▽	14.625 6±0.405 8#▽	18.380 4±0.142 0	20.248 2±0.576 7▲	22.718 1±0.698 7▼
1 000	14.861 5±0.064 7▽	16.643 0±0.520 1*▽	22.455 1±0.594 6#▽	23.310 4±0.011 2	24.681 2±0.646 5▲	33.153 1±1.695 1▼
1 500	18.477 7±0.719 4▽	20.873 2±0.582 3*▽	36.157 6±0.526 8#▽	32.105 1±0.808 3	37.281 2±0.489 7▲	40.194 2±0.022 8▼
2 000	34.818 1±1.176 3▽	37.264 6±0.922 2*▽	53.812 1±3.057 3#▽	42.814 3±1.999 5	59.706 3±1.527 6▲	72.446 5±2.086 6▼
3 000	56.793 2±1.536 2▽	62.472 1±2.281 5*▽	82.764 3±2.100 2#▽	63.784 2±0.058 8	72.973 7±0.993 7▲	92.896 1±3.044 4▼

/:表示位移较小,该实验条件下未测出位移。* *P* < 0.05,与相同载荷下 B5 种植体和 B7 种植桥体比较；# *P* < 0.05,与相同载荷下 B5 种植体比较；▲ *P* < 0.05,与相同载荷下 A5 基牙和 A7 桥体比较；△ *P* < 0.05,与相同载荷下 A7 桥体比较；▼ *P* < 0.05,与相同载荷下 A5 基牙比较；▽ *P* < 0.05,相同载荷下,与传统单端桥相应部分位移比较

3 讨论

本实验选用 Beagle 犬作为实验对象，其颌骨形态与人类颌骨较接近，且有研究报道 Beagle 犬颌骨的组织学形态与人类的相似^[5]，国内外已有大量学者采用 Beagle 犬作为动物模型研究种植义齿和传统义齿修复^[6-9]，取得了良好的效果。因此将其作为研究对象具有良好的临床意义及参考价值。

数字激光散斑技术在激光全息法的基础上有了较大的进步。应用此技术时，物面由通过扩束准直后的平行激光照明，在物面位移前采用 CCD 拍摄一幅散斑图，对物面进行面内微小位移后，再次使用 CCD 拍摄一幅散斑图；使用计算机上的图像处理软件如 MATLAB 等对位移前后所得的两幅照片进行叠加，再利用数字方式对图像进行分析，通过相应的程序可直接读出位移值。受载时义齿的离面位移可以在

一定程度上反映咀嚼时义齿的力学行为，每部分的位移大小体现了其面内相应的应力大小，因此能定性地对义齿的面内位移进行分析和比较。数字激光散斑技术的测量精度一般在微米到亚微米量级，而且实时性较好，结构简单，对周围环境要求较低。因此本实验采用数字激光散斑技术分析研究两种单端桥的位移情况并进行比较。

本实验发现，桥体承受相同载荷量时，种植单端桥较传统单端桥相应部分位移较小 (*P* < 0.05)，因此在合理设计的前提下，种植单端桥比传统单端桥的期望寿命可能会更加长久。这可能是由于种植体和天然牙与骨组织之间的结合形式不同，天然牙与骨组织间有粘弹性的牙周膜起缓冲作用，其应力分布主要依赖于牙周膜韧带所引起的牙体的微动度^[10]。本实验中种植体上部结构为固定桥，与种植体间为刚性连接，修复体承受的负荷完全由相连的种植体承担^[4]，而种植体直接与牙槽骨形成刚性的骨结合，形成一个无相对

运动的整体,当外力加载于种植义齿时,首先是义齿受力,然后通过种植体传递到种植体-骨界面,进而分散到骨组织中^[11]。骨整合后,种植体受的力可以不断地传递和分散至周围骨组织,骨结合种植体下沉发生位移是周围骨的弹性变形,牙槽骨的弹性模量远大于牙周膜,牙槽骨的弹性模量为 15 000 MPa,而牙周膜的弹性模量为 69 MPa^[12]。因此相同载荷时,种植单端桥各部分的位移较传统单端桥小。有学者报道成人天然牙动度可能是骨结合种植体动度的 5~20 倍^[13]。曾有研究认为骨结合种植体的支持力远高于黏膜支持式,甚至高于牙支持式^[11]。但由于种植体周围无牙周膜缓冲,如果种植体支持的单端固定桥承受的负荷过大,超出了种植体周围骨组织的支持能力,可能会造成种植体颈部骨组织的吸收,发生骨创伤甚至骨折,导致种植义齿的失败。因此临床中采用种植体支持的单端桥修复时,应注意减轻咬合接触。据本实验数据表明,在合理设计的前提下,种植单端桥是一种合理的设计方式,为一些较困难的缺牙患者提供了解决办法。

本实验结果表明,在两种支持方式的单端桥中,其位移分布规律类似,桥体承受载荷时,桥体位移最大,近间隙牙种植体和基牙位移次之,远间隙牙种植体和基牙位移较小。在传统单端桥中,连接体将桥体和基牙连成一体,各部分之间呈硬性连接,桥体咬合面的载荷加力点以及连接体处是应力集中的区域。在桥体承受集中载荷时,产生以桥体为力臂,基牙为旋转中心的 I 型杠杆作用,对基牙造成扭力作用。在种植单端桥中也一样,桥体承受载荷时,易对牙种植体造成扭力作用,特别是远间隙种植体,易发生较大位移而产生松动脱落,影响种植体及整个种植单端桥的寿命。许多学者均认为种植单端固定桥受力时会产生杠杆作用及变形,从而影响整个骨-种植体-义齿的寿命^[14]。因此临床上应用种植单端桥时,应注意减小单端桥所承受的咬合力,避免桥体早接触,从而保护种植体及单端桥的健康。

参 考 文 献

- 1 Emami E, Feine JS. Resin-bonded cantilever partial dentures are effective in terms of patient satisfaction in the restoration of the mandibular shortened dental arch. *J Evid Base Dent Pract*, 2010;10(1):64-66.
- 2 Walls AWG. Cantilever FPDs have lower success rates than end abutted FPDs after 10-years of follow-up. *J Evid Base Dent Pract*, 2010;10(1):41-43.
- 3 Meric G, Erkmén E, Kurt A, *et al.* Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants; a 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*, 2011;6(1):25-32.
- 4 陈新民, 赵云凤. 口腔生物力学. 北京:科学出版社, 2010:210-213.
- 5 Ramp LC, Reddy MS, Jeffcoat RL. Assessment of osseointegration by nonlinear dynamic response. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000;15(2):197-208.
- 6 Arsan V, Anl A, Wolke JG, *et al.* The effect of injectable calcium phosphate cement on bone anchorage of titanium implants; an experimental feasibility study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010;39(5):463-468.
- 7 Coelho PG, Granato R, Marin C, *et al.* The effect of different implant macrogeometries and surface treatment in early biomechanical fixation; an experimental study in dogs. *J Mech Behav Biomed*, 2011;4(8):1974-1981.
- 8 Cano J, Campo J, Colmenero C, *et al.* Immediate semi-static loading using compression healing abutments; a stability study in dogs. *Res Vet Sci*, 2012;93(1):484-487.
- 9 Coelho PG, Marin C, Granato R, *et al.* Surface treatment at the cervical region and its effect on bone maintenance after immediate implantation; an experimental study in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2010;110(2):182-187.
- 10 张 婷, 张 鹰. 种植义齿应力分布的影响因素分析. 山西中医学院学报, 2010;11(4):65-67.
- 11 Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses; a review. *J Dent*, 2002;30(7):271-282.
- 12 Lin CL, Chang SH, Wang JC, *et al.* Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent*, 2006;34(9):682-691.
- 13 Boldt J, Knapp W, Proff P, *et al.* Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Ann Anat*, 2012;194(2):185-189.
- 14 Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, *et al.* The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 2004;91(3):234-240.

(2013-07-08 收稿, 2013-10-21 修回)

编辑 余 琳