

复合基台设计对三单位种植固定桥疲劳强度及修复螺丝稳定性影响的初步研究

林兰珠¹ 唐礼^{1,*}

(广西医科大学口腔医学院/附属口腔医院)

【摘要】目的 探究不同设计特点的复合基台在三单位种植固定桥应用中的疲劳强度差异,并分析在疲劳载荷作用下修复螺丝的变化情况,以期为临床上复合基台的设计和制作提供指导和建议。方法 本实验将一体式六方、一体式上部六方、分体式四方复合基台分为OHCA、OUHCA、TSCA三组。依据ISO 14801-2016,每组2个种植体埋入PMMA树脂,固定螺丝。样本固定在疲劳机上,测静态破坏载荷、疲劳极限载荷及弯矩。记录修复螺丝扭矩损失、断裂情况,并使用单因素方差分析比较三组间扭矩损失。结果 1.OHCA、OUHCA、TSCA三组的静态破坏载荷分别为2130N、1500N、1641N,疲劳极限载荷为500N、300N、450N,最大弯矩M为2750Nmm、1650Nmm、2475Nmm; 2.三组在疲劳极限载荷下修复螺丝均扭矩损失,但差异无统计意义; 3.OHCA和OUHCA组螺丝断裂主要在上部螺纹,TSCA组断裂可遍布螺丝全长,部分螺丝变形松动。结论 一体式六方复合基台具有更高的疲劳载荷承受能力,最大可承受500N,更适应口腔咀嚼力。然而,修复螺丝是各类基台的共同弱点,易在受力时折断,特别是六方和上部六方一体式基台的螺丝断裂位置相近。

【关键词】复合基台; 修复螺丝; 疲劳试验; 螺丝松动

Preliminary study on the influence of composite abutment design on fatigue strength of three-unit implant fixed bridge and stability of repair screw

Lin Lanzhu¹, Tang Li^{1,*}

School of Stomatology / Affiliated Hospital of Stomatology, Guangxi Medical University

[Abstract] Objective To explore the fatigue strength difference of composite abutment in the application of three-unit planting fixed bridge, and analyze the change of repair screws under fatigue load, in order to provide guidance and suggestions for the design and production of clinical composite abutment. Methods In this experiment, the integral hexagonal, integral upper hexagonal and split four-square composite bases were divided into three groups: OHCA, OUHCA and TSCA. For ISO 14801-2016, 2 implants in 2016. The sample is fixed on the fatigue machine to measure the static failure load, fatigue limit load and bending moment. Torque loss and fracture of repair screws were recorded and torque loss was compared between three groups using one-way ANOVA. Results 1. The static failure loads of OHCA, OUHCA and TSCA are 2130N, 1500N and 1641N, the fatigue limit load is 500N, 300N and 450N, the maximum moment M is 2750 Nmm, 1650 Nmm and 2475 Nmm; 2. The torque loss under the fatigue limit load, but the difference is not significant; 3. OHCA and OUHCA screws break mainly in the upper thread, length of screws, and some screws are deformed and loose. Conclusion The integrated hexagonal composite platform has higher fatigue load bearing capacity, up to 500N, which is more suitable for oral chewing force. However, repair screws are a common weakness of all kinds of bases, which is easy to break when under force, especially the screw fracture position of hexagonal and upper hexagonal integrated bases is similar.

[Key words] composite abutment; repair screw; fatigue test; screw loosening

自 Brånemark 教授提出骨整合概念后^[1], 口腔种植学便开启了新的篇章。随着技术的不断革新, 种植牙已成为恢复牙列缺损和无牙颌患者口腔健康及功能的主流治疗方式。荟萃分析表明, 种植体支持的单冠在 5 年和 10 年的存活率分别高达 97.2%和 95.2%^[2]。

种植牙技术的成功, 得益于精巧的种植体设计、优质的材料选择, 以及上部结构与种植体间精细的固位方式等。其中, 复合基台作为连接种植体与修复体的桥梁, 其设计对确保修复体的稳定性和延长使用寿命至关重要。市面上存在众多复合基台, 设计理念各异, 展现出多样化的设计特点。这些基台根据与种植体连接的螺丝结构, 可分为一体式和分体式。一体式基台因其整体化设计和出色的应力分散能力, 相较于分体式基台在周边骨组织中产生的应力更小。然而, 关于一体式基台强度是否必然优于分体式, 目前仍缺乏充足的临床证据^[3]。

以诺保科加强型复合基台为例, 作为一体式基台的代表, 采用了内部锥形连接设计, 其基底接口即套筒接口处高度为 2.2mm, 上部六方形态与下部锥形设计相辅相成, 优化了应力分布并增强了修复体的稳定性。而士卓曼螺丝固位基台则采用了分体式设计, 通过内部锥形以及 4 条沟槽实现与种植体稳固连接, 其基底接口处的高度为 1.9mm, 上部呈现锥形几何形态, 而接口下方则为四方形态。菲特斯公司的新型复合基台则与诺保科相似, 同样采用了一体式设计和内部锥形连接方式, 其基底接口处的高度为 2.3mm, 但上部呈现锥形, 下部为六方形态, 这种创新设计旨在进一步提高修复体的稳定性和使用寿命。根据结构特点, 我们将这些复合基台分别命名为一体式六方复合基台 (one-piece hexagonal composite abutment, OHCA)、一体式上部六方复合基台 (one-piece upper hexagonal composite abutment, OUHCA) 以及分体式四方复合基台 (two-piece square composite abutme

nt, TSCA)。(图 1&2)

在多单位种植固定桥的应用中,哪种设计特点的复合基台更能承受日常咀嚼运动仍是一个待解的问题。复合基台的疲劳强度直接关系到修复体的稳定性、安全性和使用寿命。因此,对不同设计特点的复合基台进行系统的疲劳强度测试至关重要,这将有助于我们更全面地评估其在实际应用中的性能。同时,修复螺丝作为连接复合基台与修复体的关键部件,其稳定性和耐久性对修复体的成功至关重要。在长期的咀嚼运动中,修复螺丝可能会受到疲劳载荷的作用而出现松动、断裂等问题,这不仅影响修复体的稳定性,还可能导致修复失败和患者不适。因此,本实验将重点关注修复螺丝在疲劳载荷后的变化情况,以期为临床应用提供更可靠的依据。

1 材料

菲特斯种植体(ST4010)和 OHCA(MA4850RN,直型,牙龈高度 5mm)各 36 个;诺保科种植体(4.3mm×13mm)和 OUHCA(RP,牙龈高度 2.5mm)各 28 个;士卓曼种植体(4.1mm×10mm)及 TSCA(RC,直型,牙龈高度 2.5mm)各 20 个。

表 1 不同复合基台的设计特点

基台类型	材质	种植体-基台连接类型		复合基台的基底接口		
		螺纹连接部位	其他连接部位	高度 (mm)	锥度 (°)	特征几何形状
OHCA	Ti-6Al-4V	一体式	11° 锥面	2.3	23.5	上部分为锥形,下部分为六方形态
OUHCA	Ti-6Al-4V	一体式	12° 锥面	2.2	23	上部分为六方形态,下部分为锥形
TSCA	TAN	分体式	15° 锥面 + 键槽	1.9	22	上部分为锥形,接口下方为四方形态

表 2 修复螺丝的设计特点

	直径 (mm)	长度 (mm)	材料	表面处理
OHCA	2.36	4.3	Ti-6Al-4V	DLC 涂层
OUHCA	2.36	4.3	Ti-6Al-4V	DLC 涂层
TSCA	2.16	3.8	Ti-6Al-4V	无

2 实验方法

2.1 实验分组与样品制备



图 3 种植体树脂包埋样

实验分组分别为 OHCA 组、OUHCA 组和 TSCA 组。根据 ISO 14801-2016 样品制作方法,如图 3 所示每组将 2 个种植体包埋至 PMMA 树脂(弹性模量大于 3GPa)中,保持两种植体中心相距 20mm;再分别将复合基台与种植体对准,使用扭力扳手旋紧中央螺丝,施加的扭力值均为 35N·cm,随后将钛基底套在复合基台上,使用扭力扳手旋紧修复螺丝,施加的扭力值为 15N·cm;最后将半球形承载件套在两



图 1 复合基台

注: A: OHCA; B: OUHCA; C: TSCA

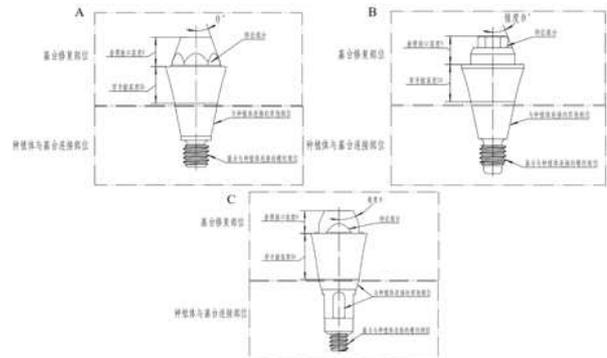


图 2 复合基台结构示意图

注: A: OHCA; B: OUHCA; C: TSCA

端钛基底上,加载中心至种植体固定平面为 $11 \pm 0.5\text{mm}$ 。

2.2 实验设备与疲劳样品的夹持

实验设备采用天津凯尔测控公司的电磁动态疲劳试验机,型号为 MT3000。如图 4 所示,首先调节刚性夹持工装与竖直方向成 30 度,再使用刚性夹持工装上的螺钉固定种植体疲劳样品。



图 4 样品夹持

2.3 实验载荷频率、循环次数及加载力值

试验载荷采用单向加载,载荷力值在标称峰值和 10% 标称峰值之间呈正弦曲线变化。设置载荷频率为 15Hz,载荷循环次数设定为 5×10^6 。首先测得静态破坏载荷,随后的试验应逐渐减小载荷,至少进行 4 种载荷的试验,每种载荷下至少测试 2 个,如果在载荷下出现试样破坏,测试两个即可,若试样完好,则需测试 3 个试样。记录不同载荷下的试验数据并绘制载荷循环图,直至载荷达到下限值(最大耐受载荷),在这个载荷下,至少有 3 个试样在规定的循

环次数下未发生破坏。将各测量点标在载荷循环图上。由 ISO 14801-2016 标准可知,当加载中心到种植体固定平面的距离为 11mm 时,力臂为 5.5mm,与最大耐受载荷相应的最大弯矩 M 的计算公式为 $M=y*Fn=5.5*Fn$,单位为 N.mm。

2.4 测量负荷后扭矩损失值

记录修复螺丝断裂情况,若 5×10^6 次循环后螺丝未断裂,测量修复螺丝的旋出扭矩,负荷后扭矩损失值=初始移除扭矩值-负荷后移除扭矩值;若未达 5×10^6 次循环后螺丝断裂失效,则观察螺丝断裂部位,寻找螺丝断裂的薄弱点。

2.5 数据分析

采用 IBM SPSS Statistics 23 统计学分析软件,用单因素 ANOVA 方差分析对 OHCA 组、OUHCA 组以及 TSCA 组三组间的负荷后扭矩损失值进行比较;检验水平 $\alpha = 0.05$,若 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。使用 GraphPad Prism 8 进行绘图。

3 实验结果

3.1 OHCA 组疲劳试验结果

由实验测得 OHCA 组的实际静态破坏载荷为 2130N。得出对应载荷的疲劳寿命实验结果如表 3 所示,疲劳极限载荷为 500N。当加载的力值超过疲劳极限载荷时,循环次数通常处于比较低的水平,一般不会超过 1×10^6 次循环种植体组件就会出现相应的破坏。施加静态破坏载荷时,种植体孔口处发生变形,基台螺丝断裂。循环载荷超过疲劳极限载荷时,种植体可发生断裂或者孔口处变形,基台螺丝或修复螺丝均可发生断裂。

表 3 OHCA 组疲劳试验循环次数情况

力值 (N)	循环次数 (万次)	失效形式		
		种植体	基台螺丝	修复螺丝
2130	0	孔口处变形	断裂	
1000	5.1	断裂或孔口处变形	断裂	
900	25.8	断裂或孔口处变形	断裂	
800	13.2	断裂或孔口处变形	断裂	
700	25.75	孔口处变形	断裂	断裂
600	12.3			断裂
550	8.7			断裂
525	10.3			断裂
500	500	3 个试样均完好		

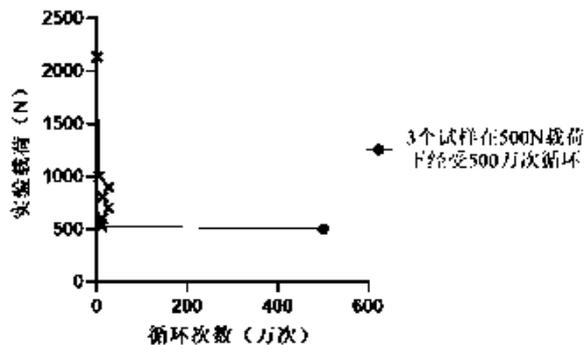


图 5 OHCA 组循环载荷图

将测得的 OHCA 组疲劳试验结果绘制成循环载荷图,如图 5 所示。最终得到最大耐受载荷相对应的最大弯矩 $M = y*Fn = 5.5*500 = 2750N \cdot mm$ 。

3.2 OUHCA 组疲劳试验结果

由实验测得 OUHCA 组疲劳试样的实际静态破坏载荷为 1500N。得出对应载荷的疲劳寿命实验结果如表 4 所示,疲劳极限载荷为 300N。当加载的力值超过疲劳极限载荷时,循环次数通常处于比较低的水平,一般不会超过 1×10^6 次循环种植体组件就会出现相应的破坏。施加静态破坏载荷时,基台螺丝发生断裂。循环载荷超过疲劳极限载荷时修复螺丝容易断裂。

表 4 OUHCA 组疲劳试验循环次数表

力值 (N)	循环次数 (万次)	失效形式		
		种植体	基台螺丝	修复螺丝
1500	0	断裂		
800	0.1			断裂
500	5.25			断裂
400	26.15			断裂
350	9.15			断裂
325	55.8			断裂
300	500	3 个试样均完好		

将测得的 OUHCA 组疲劳试验结果绘制成循环载荷图,如图 6 所示。最终得到最大耐受载荷相对应的最大弯矩 $M = y*Fn = 5.5*300 = 1650N \cdot mm$ 。

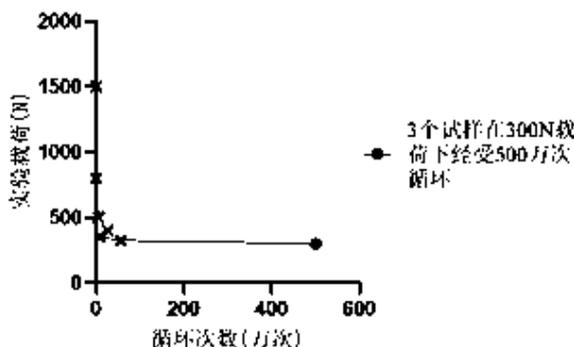


图 6 OUHCA 组循环载荷图

3.3 TSCA 组疲劳试验结果

由实验测得 TSCA 组疲劳试样的实际静态破坏载荷为 1641N。得出对应载荷的疲劳寿命实验结果如表 5 所示,疲劳极限载荷为 450N。当加载的力值超过疲劳极限载荷时,循环次数通常处于比较低的水平,一般不会超过 1×10^6 次循环种植体组件就会出现相应的破坏。施加静态破坏载荷时,修复螺丝的螺纹变形松脱。循环载荷超过疲劳极限载荷时修复螺丝容易断裂或变形松脱。

表 5 TSCA 组疲劳试验循环次数表

力值 (N)	循环次数 (万次)	失效形式		
		种植体	基台螺丝	修复螺丝
1641	0			螺纹变形松脱
800	11.8			断裂
500	46.7			断裂
475	54.95			断裂或变形松脱
450	500	3 个试样均完好		

将测得的 TSCA 组疲劳试验结果绘制成循环载荷图,如图 7 所示。最终得到最大耐受载荷相对应的最大弯矩 $M = y*Fn = 5.5*450 = 2475N \cdot mm$ 。

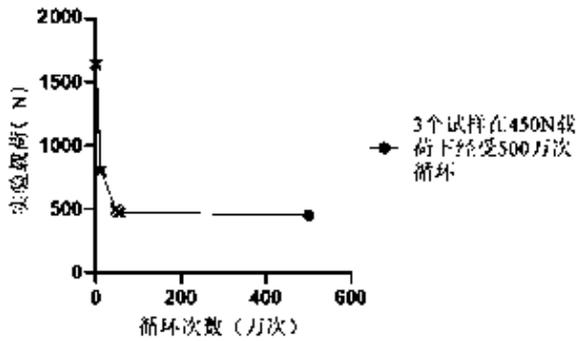


图7 TSCA组循环载荷图

表6 不同类型复合基台最坏情况测试结果

组别	静态破坏载荷 (N)	疲劳极限载荷 (N)	最大弯矩 (N·mm)
OHCA组	2130	500	2750
OUHCA组	1500	300	1650
TSCA组	1641	450	2475

3.4 疲劳极限载荷下修复螺丝负荷后扭矩损失值的对比
在达到疲劳极限载荷时,三组的修复螺丝负荷后均出现了扭矩损失,使用单因素 ANOVA 方差分析比较三组修复螺丝负荷后的扭矩损失值,OHCA、OUHCA 以及 TSCA 各组负荷后扭矩损失值分别为 $4.08 \pm 0.58\text{N}\cdot\text{cm}$ 、 $4.88 \pm 1.34\text{N}\cdot\text{cm}$ 、 $5.23 \pm 3.28\text{N}\cdot\text{cm}$,结果显示 $P > 0.05$,三组间负荷后扭矩损失值的差异无统计学意义(表7和图8)。

表7 各组修复螺丝负荷后扭矩损失值的单因素方差分析结果 ($P > 0.05$)

	平方和	自由度	均方	F	显著性
组间	4.170	2	2.085	.484	.626
组内	64.670	15	4.311		
总计	68.840	17			

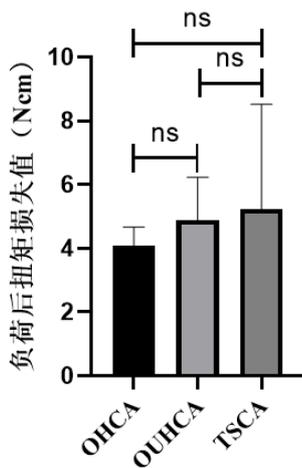


图8 各组修复螺丝负荷后扭矩损失值的比较

3.5 修复螺丝断裂情况

使用影像测量仪(VMA2515)观察修复螺丝的断裂情况。如图9和图10所示,OHCA和OUHCA组的复合基台经过循环载荷后,其修复螺丝的断裂部位主要集中于螺丝的上部螺纹处,即第一和第三螺纹之间。而TSCA组的复合基台经过循环载荷后,其修复螺丝断裂部位可位于螺丝杆任意部位

(图11B-D),部分螺丝不断裂,但螺纹发生明显变形导致螺丝松动脱落(图11E-F)。

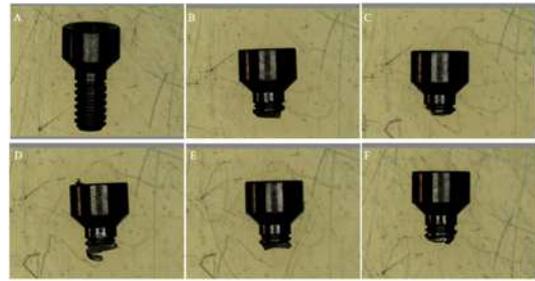


图9 OHCA组修复螺丝断裂图

注:A:载荷前,B-F:载荷后

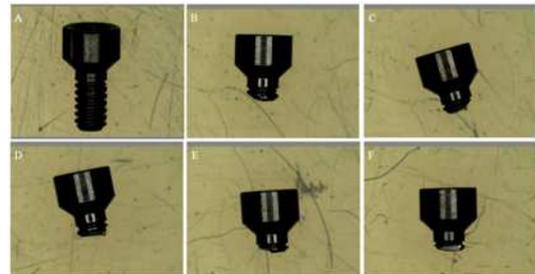


图10 OUHCA组修复螺丝断裂图

注:A:载荷前,B-F:载荷后

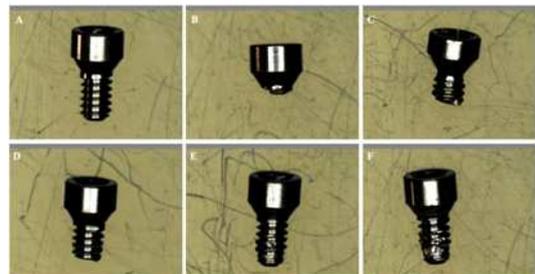


图11 TSCA组修复螺丝断裂图

注:A:载荷前,B-F:载荷后

4 讨论

种植修复体各组件应能抵抗生理咀嚼负荷。最大咬合强度随口腔区域的不同而有很大差异。文献报道称,在咀嚼过程中,磨牙、前磨牙、尖牙和切牙区域咬合力范围分别在441N和981N、245N和491N、147N和368N、98N和270N之间^[4]。本实验测试结果表明,在三单位种植固定桥中,OHCA的疲劳极限载荷比OUHCA和TSCA大。参考文献:所述不同牙位的咬合力大小,三种复合基台疲劳强度均能够承受前牙区域的一般咀嚼力。当载荷超过疲劳极限载荷时,复合基台的循环次数均比较少,提示日常咀嚼运动当中过大的咬合力容易引起种植修复组件的破坏,不利于其长期耐用,当力增加时,螺丝松动的风险也会增加。

经过循环载荷后,三种复合基台的修复螺丝均遭受了扭矩损失。这一发现反映了长期咀嚼负荷对口腔修复体连接部位稳定性的潜在威胁。具体来说,长期的咀嚼动作导致连接部位发生震动,进而引发螺丝连接界面的磨损。这种磨损不仅会逐渐削弱修复螺丝的扭矩,还可能进一步发展为螺丝松动,甚至在极端情况下导致螺丝折断。螺丝松动是种植牙治

疗中最常见的机械并发症之一，每年发生率约为 2.1%，5 年和 10 年的发生率分别为 10.4% 和 20.8%^[5]。研究表明，预紧力损失是导致螺丝松动的主要原因之一^[6]。螺丝在弹性变形状态下发挥作用，因此，并不意味着拧紧扭矩和预紧力越大越好。理想的预紧力通常为材料屈服强度的 60%–80%^[7]。当预紧力超过基台螺丝材料的屈服极限时，螺丝会发生永久变形并失去其功能，从而导致螺丝松动甚至断裂。Saboury 等人报道了移除扭矩值与初始拧紧扭矩值之间的关系，发现移除扭矩值小于初始拧紧扭矩值，前者范围仅为后者的 8.0.9% 至 93.1%^[8]。这一发现揭示了即使在理想的加工条件下，螺丝和种植体之间的接触表面也无法达到完全光滑的状态。因此，在施加初始拧紧扭矩时，高点将成为主要的接触区域。随着口腔行使咀嚼功能时，高点逐渐磨损，接触表面将逐渐变得光滑，从而导致预紧力进一步损失^[9, 10]。因此，临床医生在进行口腔修复治疗时，必须高度重视修复螺丝的磨损问题，定期检查和评估修复体的稳定性，并在必要时及时更换或者重新拧紧螺丝，以防止螺丝松动、脱落或折断等不良事件的发生。

一般来说，螺丝部位往往是种植修复组件当中最薄弱的环节。当咬合过载时，修复螺丝可能会首先发生扭矩损失或

断裂，从而保护其他种植体修复组件免受更严重的损害^[11]。基台螺丝和修复螺丝松动发生率分别为 6% 和 7%^[12]，与断裂的基台螺丝相比，修复螺丝的断裂更容易处理和解决。本实验当中 OHCA 及 OUHCA 组复合基台经过循环载荷后，修复螺丝的断裂部位主要集中于螺丝的上部螺纹处，即第一和第三螺纹之间。与之相似的，Alvarez-Arenal 等学者使用有限元分析显示应力主要分布在靠近螺丝头的附近螺纹上^[13]。Patterson 等人的研究表明，螺丝上有两个主要的载荷集中区域可能导致螺丝断裂：第一个区域是螺丝头和螺杆之间；第二个区域是位于第一螺纹处^[14]。与其他两组不同的是，TSCA 组的修复螺丝断裂点可发生在螺丝杆的任意部位，甚至螺丝只是发生变形脱落而并未断裂。分析可能得原因是 TSCA 组的分体式基台使上方的修复螺丝受力比较分散，而 OHCA 组与 OUHCA 组的一体式基台使上方的修复螺丝受力集中于螺丝头附近的第一至第三螺纹之间。

综上所述，一体式六方复合基台具有更高的疲劳载荷承受能力，最大可承受 500N，更适应口腔咀嚼力。然而，修复螺丝是各类基台的共同弱点，易在受力时折断，特别是六方和上部六方一体式基台的螺丝断裂位置相近。

参考文献:

- [1]Brånemark P I, Hansson B O, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period[J]. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977, 16: 1–132.
- [2]Jung R E, Zembic A, Pjetursson B E, et al. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years[J]. Clin Oral Implants Res, 2012, 23 Suppl 6: 2–21.
- [3]付栩楠, 谢志刚. 种植固定修复中基台机械并发症的研究进展[J]. 国际口腔医学杂志, 2019, 46 (05): 571–577.
- [4]Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2016, 62: 333–346.
- [5]Al Jabbari Y S, Fournelle R, Ziebert G, et al. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients[J]. J Prosthodont, 2008, 17 (3): 201–210.
- [6]Park J K, Choi J U, Jeon Y C, et al. Effects of abutment screw coating on implant preload[J]. J Prosthodont, 2010, 19 (6): 458–464.
- [7]Piermatti J, Yousef H, Luke A, et al. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems[J]. Implant Dent, 2006, 15 (4): 427–435.
- [8]Saboury A, Neshandar Asli H, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2012, 14 Suppl 1: e224–230.
- [9]Dixon D L, Breeding L C, Sadler J P, et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs[J]. J Prosthet Dent, 1995, 74 (3): 270–278.
- [10]Weiss E I, Kozak D, Gross M D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems[J]. J Prosthet Dent, 2000, 84 (2): 194–199.
- [11]de Sá B C M, Andrighetto A R, Bernardes S R, et al. Fracture Strength of Standard and Small Diameter Prosthetic Abutments for Full-Arch Implant-Supported Restorations[J]. J Oral Implantol, 2017, 43 (3): 175–179.
- [12]Goodacre C J, Bernal G, Rungcharassaeng K, et al. Clinical complications with implants and implant prostheses[J]. J Prosthet Dent, 2003, 90 (2): 121–132.
- [13]Alvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, et al. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013, 28 (3): e112–121.
- [14]Patterson E A, Burguete R L, Thoi M H, et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995, 10 (5): 552–560.

广西医科大学口腔医学院/附属口腔医院，广西口腔颌面修复与重建研究自治区级重点实验室，广西颅颌面畸形临床医学研究中心，广西壮族自治区卫生健康委员会口腔感染性疾病防治重点实验室，广西壮族自治区 南宁 530021

*通讯作者：唐礼（1977年-），男，广西南宁人，医学博士，副教授，硕士研究生导师，主要从事骨生理学、牙种植和种植体周围疾病相关的研究。