译文

饰面技术对Y-TZP三层结构损害和可靠性的影响

Effect of Veneering Techniques on Damage and Reliability of Y-TZP Trilayers

Petra C Guess

原载 The European Journal of Esthtic Dentistry 2009;4(3):262-276(英文)

孙 挺 译 邵龙泉 审

摘 要

目的:30℃的环境下，对钇稳定四方多晶氧化锆陶瓷（Y-TZP）支架-饰面-复合树脂块三层结构复合体进行口腔离轴运动步进应力疲劳测试，测定不同饰瓷技术对三层结构复合体的破坏模式和可靠性的影响。**方法**:将CAD/CAM技术制作的Y-TZP支架随机分为两组，每组24个。试验组和对照组分别采用失蜡压铸技术(IPS e.max ZirPress，Ivoclar Vivadent，test group press，n=24)和手工堆瓷技术(IPS e.max Ceram，Ivoclar Vivadent，control group press，n=24)。完成的试件尺寸为12mm × 12mm × 0.7mm。使用树脂粘结剂(Alloy Primer and Panavia21，Kuraray)将饰瓷完成的瓷块粘结于复合树脂块（12mm × 12mm × 4mm，Z-100）上，在水中存放7d后进行疲劳试验。使用带有碳化钨硬质合金球（r=3.18mm）的力学测试机（EL-3300，Bose/ Enduratec），设定三个等级的载荷力，对试件进行口腔离轴运动步进应力疲劳测试。对试件加载应力，直到裂纹达到结合界面。试件被弯折，与应力方向成30°，以模拟后牙牙尖的斜度。进行单循环加载试验，直至试件破坏，记录单循环临界载荷值，即步进应力（n=3）。**结果**:试验组临界载荷为825N，对照组为803N。不论采用何种饰瓷技术，Y-TZP支架-饰面-复合树脂块三层结构复合体均出现从表面至结合界面的锥形深裂纹，Y-TZP支架未出现径向断裂。记录Weibull应力水平概率曲线(AltaPro，ReliaSoft)，进行200N、10万次循环加载，计算试件的可靠性。两组试件的可靠性相似(试验组为0.54，对照组为0.51)。**结论**:负载模拟殆力后，两种饰瓷技术制作的Y-TZP-饰面复合体的步进应力疲劳可靠性相似。两种饰瓷技术的破坏模式相同，均为局限于饰面瓷的表面破坏。

专家点评

邵龙泉教授点评:全瓷的修复效果美观逼真，已被广大医患认可，但其强度一直是人们关注的焦点。目前在所有全瓷修复材料中，以CAD/CAM制作的二氧化锆全瓷修复强度最高，且具有高耐热性及良好的生物安全性，但透明度较天然牙低，在固定修复治疗中，氧化锆全瓷冠需配合饰面技术方能达到良好的美学效果。因此，饰面技术对全瓷强度的影响备受关注。本文主要比较了失蜡压铸技术和手工堆瓷技术对氧化锆三层结构(饰面-核心-树脂复合物)在类咬合力下的可靠性和破坏模式的影响，为日后临床工作中饰面技术的选择提供了依据，虽然没有得出阳性结论，但从优化饰面技术来提高氧化锆全瓷修复的临床应用，的确是一个十分有意义的尝试，给我们启迪。

译者 南方医科大学口腔医学院
广州市广州大道北1838号 510515

引言

20世纪90年代初，钇稳定四方多晶氧化锆陶瓷（Y-TZP）作为全瓷修复体的支架材料被引入牙科。Y-TZP支架的加工普遍使用CAD/CAM技术。由于Y-TZP陶瓷的相变增韧作用，Y-TZP陶瓷的机械性能较其他全瓷系统更为突出。一些体外试验表明Y-TZP陶瓷具有很高的挠曲强度(900～1200MPa)和断裂韧性(9～10MPa · $m^{1/2}$)。因此，以Y-TZP为基底冠的全瓷修复体被广泛应用于牙科修复。

由于Y-TZP陶瓷的结晶含量高，其透明度较天然牙差，必须使用配套的饰面瓷才能达到良好的美学效果。由于标准手工堆瓷技术的应用，已专门发展了各种低熔饰面陶瓷作为氧化锆支架的材料。

目前尚没有关于氧化锆全瓷修复体5年以上长期临床效果的数据。然而中短期临床研究证明Y-TZP支架在体外具有很高的稳定性。对于前牙区3单位的固定义齿，Y-TZP基底冠的断裂尚未见报道。支架与饰面瓷发生分离以及饰面瓷的轻微剥脱是全瓷修复体失败的最常见原因。修复治疗24～38个月后，基牙支持式固定义齿饰面瓷的剥脱率为8%～25%。修复治疗12个月后，种植体支持式固定义齿的饰面瓷剥脱率为53%。认为影响氧化锆全瓷修复体长期成功率的主要原因是饰面瓷的自身强度不足以及饰面瓷与氧化锆基底冠的结合强度较低。咬合接触和磨耗产生的微裂纹也是导致全瓷修复体失败的原因之一。

修复的几何设计尤其是支架的设计，饰面瓷的支持力，瓷层的厚度均是饰面瓷内聚破坏的可能原因。此外，饰面瓷的力学性能也可能影响Y-TZP全瓷修复体的临床效果。由于饰面瓷在各方面尚存在弱点，不断有研究致力于改善饰面瓷的微观结构、力学性能以及饰瓷的技术。随着压铸玻璃陶瓷饰面瓷的发展，一些厂商致力于将现有的压铸技术的优点与高强度的氧化锆支架相结合。

由于适合Y-TZP支架的压铸饰面瓷进入市场的时间很短，几乎没有关于Y-TZP支架-压铸饰面修复体的临床效果的资料可供参考。先前的临床试验和实验室研究已基本探明了高标准条件下的Y-TZP全瓷系统的各种生物力学性能。修复体的疲劳是影响支架-饰面系统的寿命的因素之一。对于平面状的支架-饰面复合体，体外口腔运动的赫兹接触测试是认识材料基本性能的开始。该测试模拟潮湿环境下的基本殆运动，进行滑动循环运动负载疲劳测试。目的是追踪疲劳测试中裂纹的扩散路径，以确定材料的破坏模式和可靠性。

先前关于支架-饰面-复合树脂块三层结构复合体在水中的循环负载的研究已经定义了几种破坏模式。在循环应力作用下，应力集中可能导致饰面瓷表面发生锥形破坏。最近的研究表明，离轴负载中的滑动会产生摩擦力，摩擦力使接触区后缘的拉应力增大，从而产生一系列的局部锥形裂缝（图1）。由于饰面瓷较支架的强度低，故支架与饰面瓷的结合界面能承受的拉力较低，结合界面受到拉力时易产生弯曲的径向裂纹。支架的破坏模式比较特殊，是源自粘结内表面的破坏（图1）。

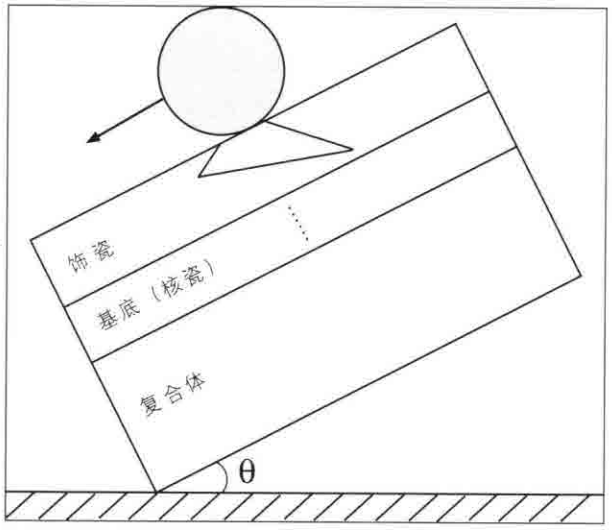

图1 接触负载实验示意图。支架-饰面瓷复合体和与牙本质弹性模量相似的复合树脂块粘结在一起。碳化钨硬质合金球加载头对试件加压，进行循环双轴接触负载试验。试件产生了深浅不一的局部锥形裂纹。箭头为滑动方向；虚线为支架内部的弯曲径向裂纹

已有研究证实氧化锆具有较高的强度，临床中修复体的破坏模式以饰面瓷和结合界面的破坏为主，未来的发展和研究方向将主要集中于饰面瓷性能的改善。

本研究的目的是比较压铸技术和手工堆瓷技术对Y-TZP支架-饰面复合体的破坏模式和可靠性的影响。首先对试件进行疲劳强度测试，而后应用显微镜观察、分析试件的破坏模式。

材料和方法

支架为12mm × 12mm × 0.8mm的长条形。支架为厂家所提供，是Y-TZP瓷块（IPs e.max® ZirCAD,Ivoclar Vivadent,Schaan,Liechtenstein）经CAD/CAM切割、致密烧结制成。用磨抛机(EcoMet® 4,Buehler,Lake Bluff,IL,USA)将支架打磨成平坦的长方体。然后在冷水降温下用15 μm粒度金刚石树脂磨轮将支架抛光至0.5mm厚，超声清洁30min。

将48个瓷块随机分成两组，分别采用失蜡压铸法和手工堆瓷法进行饰瓷。

试验组采用失蜡压铸法（IPs e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent）进行饰瓷（表1）。在支架表面烧结一层30 μm厚的瓷层。用尺寸为12mm × 12mm × 1.0mm的蜡片包裹支架表面，在蜡片表面安置直径3mm的铸道蜡，按照厂商说明压铸饰瓷（表2）。

对照组采用手工堆瓷法（IPs e.max Ceram, Ivoclar Vivadent）。将饰瓷粉与相应的浆液混合，涂于Y-TZP支架表面（表1）。涂布两层瓷粉，按照厂商的要求进行烧结。失蜡压铸和手工堆瓷过程均按照厂商要求进行。在冷水降温下用15 μm粒度金刚石树脂磨轮打磨饰瓷表面，形成总厚度为1.2mm的瓷层（饰面瓷厚0.7mm），同时保持瓷块的长方体外形。取1 μm、3 μm、6 μm的抛光膏(Metadi Microcrystaline Diamond Suspension,Buehler),用1200细砂磨轮、抛光轮对饰瓷表面进行镜面抛光。

制作12mm × 12mm × 4mm的复合树脂基底

表1 厂商公布的核瓷和饰面瓷的化学组成和机械性能

材料、厂商、批号	CAD/CAM系统、厂商	主要成分（成分%）	热膨胀系数 100～400℃（$10^{-6}K^{-1}$）	挠曲强度（MPa）	弹性模量（GPa）
基底材料					
IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivandent AG, Schaan,Liechtenstein, Batch:J20557	Cerec InLab, Sirona, Bensheim, Germany	ZrO_2 87-95; Y_2O_3 4-6; HfO_2 1-5; Al_2O_3 0.5-1	10.8	900	210
饰面瓷					
IPS e.max Ceram ZirLiner, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Batch: H26166		SiO_2 50～60; Al_2O_3 16～22; K_2O 6～8; Na_2 6～9; 颜料及其他氧化物	9.8	90	65
IPS e.max ZirPress, Hign translucency Ingots (fluorapatite glass veneering ceramic), Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Batch: H26069		SiO_2 57～62; Al_2O_3 12～18; K_2O 6～8; Na_2N 7～10; ZrO_2 1.5～2.5; 颜料及其他氧化物	9.8	110	65
IPS e.max Ceram, Dentin (nano-fluorapatite glass veneering ceramic), Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Batch: J11470		SiO_2 60～65; Al_2O_3 9～11; K_2O 7～8; Na_2O 7～8; ZnO_2 2～3; CaO, P_2O_5和 F 2.5～7.5	9.5	90	65

表2 基底材料的预处理、应用饰面瓷材料和饰瓷过程

饰面瓷	基底材料的预处理	第一次烧结使用的材料	第二次烧结使用的材料	烧结炉（厂商）
IPS e.max ZirPress	Steam cleaning Air-drying	IPS e.max Ceram ZirLiner IPS e.max Ceram ZirLiner Liquid	IPS e.max ZirPress HT Ingots	Programat EP 600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
IPS e.max Ceram	Steam cleaning Air-drying	IPS e.max Ceram Dentin A2 IPS e.max Ceram Build-up Liquid	IPS e.max Ceram Dentin A2 IPS e.max Ceram Build-up Liquid	Programat P100 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

块（Z-100,3M ESPE,St.Paul,MN,USA），使瓷块获得与牙本质相近的弹性模量。将复合树脂基底块在水中放置60d，使之吸湿膨胀。距离1cm对复合树脂块表面进行50 μm的Al_2O_3粉机械喷砂（0.5 MPa，5s）并超声清洁(Sonic Cleaner FS15,Fisher Scientific，Pittsburgh,PA,USA)。0.1mol/L氢氧化钠冲洗Y-TZP支架底部表面10s，干燥，涂布金属底漆（Alloy Primor，Kuraray，Tokoy，Japan），10s后干燥。在复合树脂基块两个对角放置50 μm厚的塑料箔片，预留50 μm的粘结剂空间。使用树脂粘结剂（Panavia® 21,Kuraray）将表面硅烷化的Y-TZP支架粘结于复合树脂块上。粘结过程按照厂商的要求进行。完成的试件由饰面、支架、树脂粘结剂、复合树脂块构成。将试件在水中放置7d，进行疲劳测试。

每组随机抽取3个样本进行赫兹单向加载实验。将试件置入万用力学测试机(Instron 5566,Instron Co.,Canton,MA,USA)，使用半径为3.18mm的碳化钨硬质合金球以1.0mm/min的速率对试件施加逐渐增大的载荷，直至试件发生断裂，记录平均临界载荷。

疲劳实验

使用机械测试机(Endura TEC ELF3300，Endura TEC Systems Corporation，Minnetonka，MN，USA)对每组21个试件进行口腔运动步进应力疲劳测试。以碳化钨硬质合金球（r=3.18 mm）为加载头，在水中对试件加载疲劳应力，频率为1.5～2Hz。使用软件（Wintest，Endura TEC systems Corporation）监测载荷和位移。试件与应力方向成30°（图1），以模拟后牙牙尖的斜度。在步进应力测试（应力加速法）中，试件负载的应力逐级递增，应力每增加一个等级，循环数也相应增加。用显微镜(MZ APO,Leica,Wetzlar,Germany)和3D镜面反射显微镜(Model H-160，Edge Scientific Co,Santa Monica,CA,USA)分别在50倍放大倍数和多个放大倍数下观察断裂的试件。如果试件未发生断裂，增大应力，同时改变循环次数，重复上述过程，直至所有试件均发生断裂，或者载荷量和循环数达到最大设定值。设定三个等级的步进应力，应力大小比值为4∶2∶1。使用应力加速测试方法，试件可在相对较短的时间内发生疲劳破坏。

将破坏模式分为锥形裂纹（包括试件表面、内部的裂纹和不完全裂纹）和底部表面径向裂纹（图1）。试件破坏的标准为锥形裂纹达到支架和饰面结合界面。将破坏的试件嵌入环氧树脂中(EpoFix，Struers，Bllerup，Denmark)，在立体显微镜下观察其横截面，以确定破坏模式。应用可靠性分析软件（Alta 7 Pro，ReliaSoft,Tuccson,AZ,USA)分析疲劳数值的可靠性，疲劳数值取决于失败模式的分类。应用Weibull分布评估200N、10万次循环加载下所得数据的可靠性。比较Weibull分布与双侧90%可信区间是否有重叠的，以确定数据集是否不同。

结果

在单循环加载下，压铸饰瓷组（实验组）的临界载荷力的平均值为825 ± 63N，手工堆瓷组（对照组）的临界载荷力的平均值为803 ± 80N。200N负荷下的Weibull应力值概率曲线（图2、图3）。200N、10万次循环加载下两种饰瓷技术的可靠性相近（试验组为0.54;对照组为0.51）。双侧90%可信区间的界值无显著差异（表3）。

表3 Weibull分布计算10万次循环和200N负荷下的可靠性

可靠性	压铸技术	分层堆塑技术
90%置信区间上限	0.72	0.72
平均值	0.54	0.51
90%置信区间下限	0.32	0.26

两组试件在循环应力加载下的临界载荷力大于单循环加载下的临界载荷力。

口腔步进应力测试后，实验组和对照组的所有试件均产生了到达结合界面的锥形裂纹。采用两种技术饰瓷的试件破坏模式相同。未发现裂纹沿结合界面扩散。并且无论采用何种饰瓷技术均未发生饰面瓷剥脱和Y-TZP支架暴露。

在接触引发破坏实验中，4万次循环加压后，饰面瓷的表面破坏如见图4a、图5a。试件表面应力加载的区域出现逐渐扩散性的半环形锥裂纹、环形锥裂纹和拟塑性应变所致的永久性锯齿状破坏（图4b和5b）。随后的口腔运动疲劳实验中，试件出现半环形锥裂纹、环形锥裂纹。利用偏振光成像技术可见锥形裂纹向结合界面扩散。随着循环次数的增加，残余

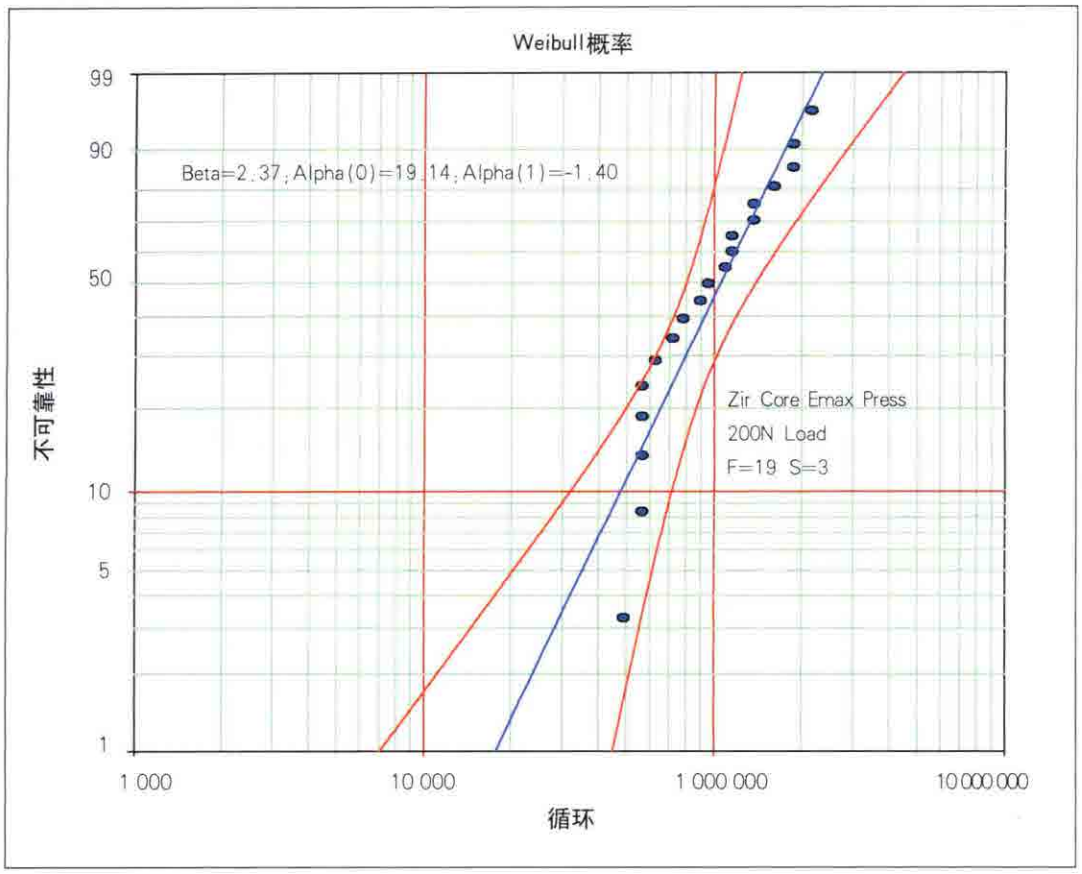

图2 在200 N负荷下，IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirPress试件的Weibull不可靠性循环数。蓝点=循环数值，红线=双侧90%置信区间的界值。19个试件发生破坏，3个试件保存

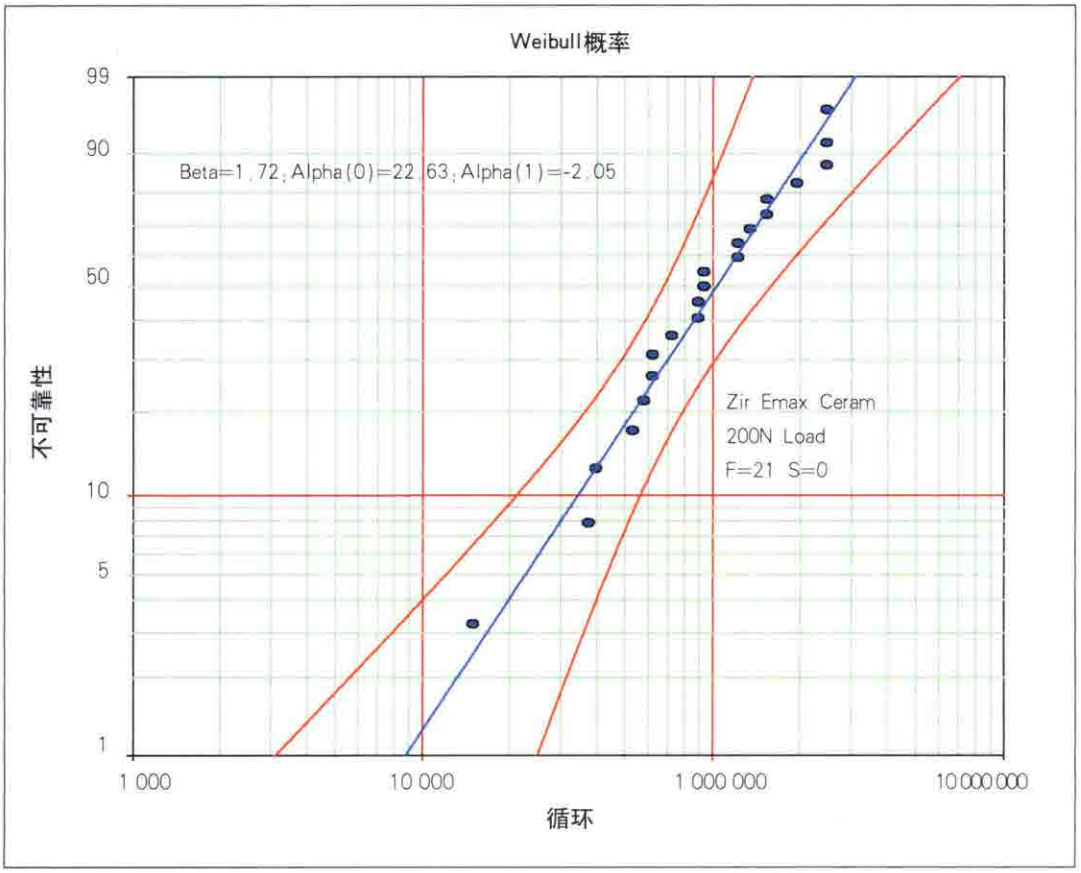

图3 在200 N负荷下，IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirCeram试件的Weibull不可靠性循环数。蓝点=循环数值，红线=双侧90%置信区间的界值。21个试件发生破坏

部分的破坏更加明显。双向接触压力下的裂纹形态见图1。发生嵌入性破坏试件的横断面显示破坏发生在接触部位（图4b、图5b）。非轴向口腔运动疲劳实验中，接触区域边缘下方陷窝的形成也可以作为试件发生永久性破坏的标志。在应力加载的部位，合金球与试件接触区上方的边缘产生局部锥形裂纹（半环形裂纹）。在应力滑过的接触区域，合金球与试件接触区点下方的边缘产生锥形裂纹（环形裂纹）（图4b、图5b）。与环形锥裂纹相比，半环形部分锥裂纹扩散的深度和范围度更大，与试件表面呈的角度也更大，

在两组试件的饰面瓷内部和结合界面处均观察到球形孔隙，球形孔隙并不影响裂纹的扩散路径（图6a、b）。

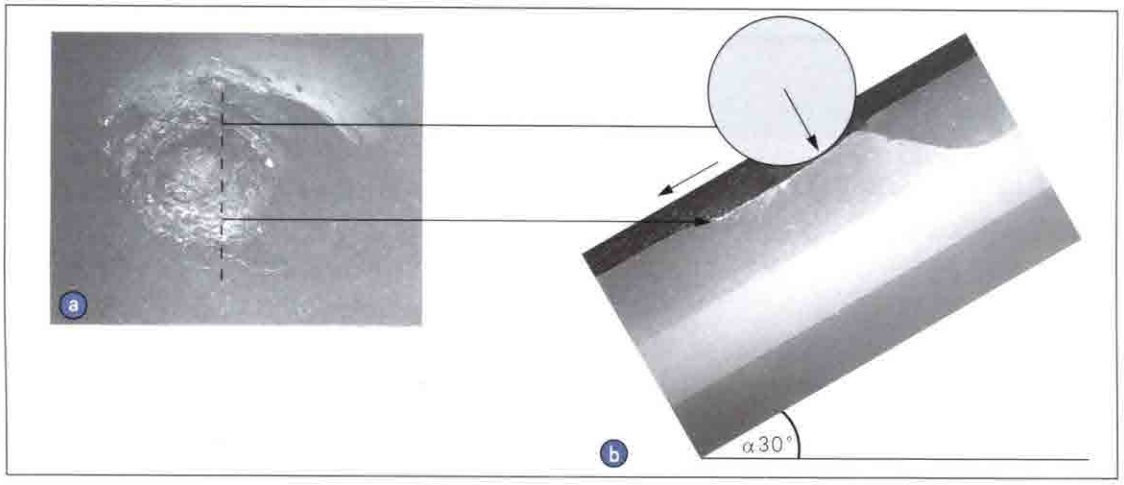

图4 a.在140 000次循环和400N负荷下，破坏的IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirPress试件的表面观。锥形裂纹扩散至结合界面，导致试件发生破坏。虚线：剖面；上方箭头：部分锥形裂纹。扩散的裂纹隐藏在表面下，借助偏振光成像可观察到。下箭头：扩展的小锥形裂纹；b.在140 000次循环和400N负荷下，破坏的IPS e.max ZirCA/IPS e.max ZirPress试件的横断面：碳化钨硬质合金球加载头（d= 3.18mm）与试件呈30°循环滑动加压。上方箭头：部分锥形裂纹以大角度扩散至至结合界面。下方箭头：锥形裂纹以较小的角度扩散至结合界面

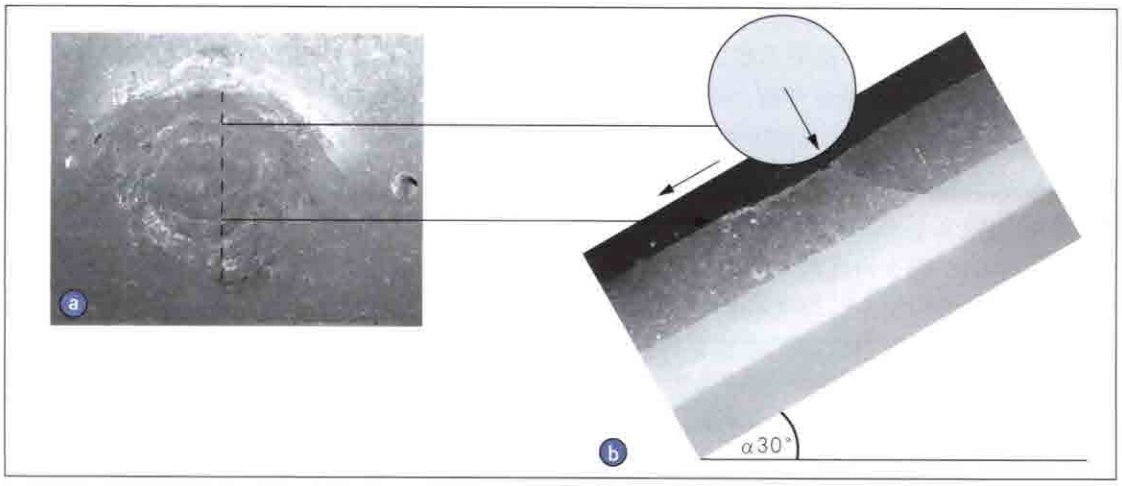

图5 a.在60 000次循环和350N负荷下，破坏的IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirCeram试件的表面观：锥形裂纹扩散至结合界面，导致试件发生破坏。虚线：剖面；上方箭头：部分锥形裂纹。扩散的裂纹隐藏在表面下，借助偏振光成像可观察到。下箭头：扩展的小锥形裂纹；b.在60 000次循环和350N负荷下，破坏的IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirCeram试件的横断面：碳化钨硬质合金球加载头（d= 3.18mm）与试件呈30度角循环滑动加压。上方箭头：部分锥形裂纹以大角度扩散至结合界面。下方箭头：锥形裂纹以较小的角度扩散至结合界面

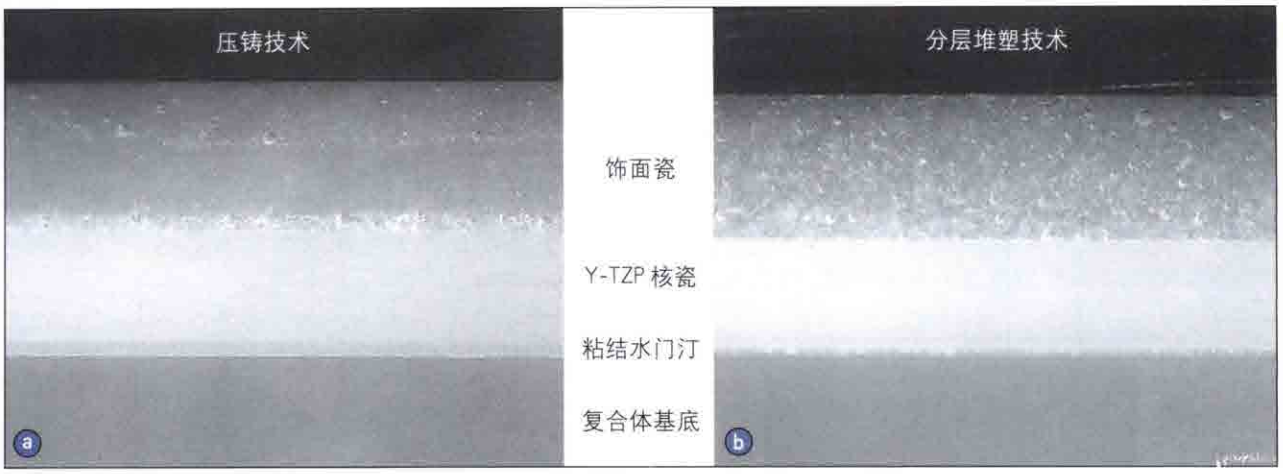

图6 a.IPS e.max ZirCAD 与 /IPS e.max ZirPress 试件的横断面：在饰面瓷内部和结合界面可见局限的球形孔隙；b.IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirCeram 试件的横断面：饰面瓷全层和结合界面可见球形孔隙

讨论

模拟殆滑动接触疲劳测试结果表明热压铸饰瓷技术的可靠性并不比手工堆瓷技术高，200N、10万次循环加载下的 Weibull 可靠性也无明显差异。在200N、10万次循环加载下，50%的试件由于累积破坏发生断裂。

全瓷材料的疲劳性能与各种制作过程中所形成的总体缺陷（包括缺陷的大小、数量和分布）相关。相对于热压铸饰瓷技术，手工堆瓷技术的堆瓷和烧结过程不易控制，灵活性大，结果不稳定。热铸压饰瓷技术的程序较容易控制，稳定性高，故其制作完成的饰面瓷缺陷少，机械性能高。先前的研究已证实采用压铸技术对全瓷修复体饰瓷是一种可靠的临床操作方法。在氧化锆支架上压铸饰瓷可能对修复体的疲劳特性产生影响，但本研究尚不能证实这一点。

无论采用何种饰瓷技术，发生在殆面的逐渐向结合界面扩散的局部锥形裂纹都是导致试件破坏的首要原因。

无论采用何种饰瓷技术，裂纹均止于结合界面，未向支架扩散。本研究观察到的失败模式与其他体外实验及临床研究的结果相一致，均为局限于饰面瓷的内聚破坏，并且均未发现结合界面发生完全断裂。Y-TZP 具有很高的结晶含量、抗挠曲强度和断裂韧性，因此其具有很强的抵抗亚临界断裂和水中应力腐蚀的能力。

虽然殆面的锥形裂纹可能不会导致修复体的完全破坏，但在潮湿环境中会成为水分到达手工堆筑饰瓷修复体内部的通道。临床研究表明两种技术饰瓷的修复体较容易发生饰面瓷的碎裂，而不是基底冠的完全破坏。

为了减少功能运动中饰面瓷的内聚破坏和碎裂的发生，人们进行了很多研究，试图找到强度更高的饰面瓷。根据厂商的研究结果，压铸饰面瓷的抗弯曲强度为（110MPa），高于手工堆瓷饰面瓷（90MPa）。但是，最近的一项研究证实两者之间强度的差异不足以导致可靠性和破坏模式的不同，该研究对 IPS e.max ZirPress 与 Ceram Kavo Everest ZS 支架 - IPS e.max Ceram 饰瓷复合体的 Weibull 模数和临界载荷进行了测试，证实了两种技术饰瓷的修复体的疲劳特性无明显差异。

饰面瓷的碎裂或整层剥脱通常与结合界面的结合强度差有关。对于采用手工饰瓷的修复体，结合界面微观结构的破坏是饰瓷剥脱的主要证据。扫描电镜结果显示，Y-TZP 基底冠与压铸饰面的结合界面无孔隙，表面接触良好。压铸饰瓷过程中施加的外部压力使得两种材料获得了良好的结合面形态和较高的结合强度。然而本研究发现不论采用手工堆瓷技术还是压铸饰瓷技术，饰面瓷的微观结构中均存在球形孔隙（图6a和b）。孔隙的产生可能与制作过程以及牙科技师的技术有关。但球形孔隙的产生与材料受力增大关系不大，因此孔隙的产生对材料断裂

强度的影响很小。在手工堆瓷的饰面瓷中有广泛的孔隙分布（图6b），但孔隙的存在并未影响裂纹的扩展。手工堆瓷的饰面瓷的球形空隙多于压铸饰面瓷，但二者的疲劳特性并无差异。饰面瓷的剥脱和结合界面裂纹的扩散并不是由饰瓷技术所致。关于破坏模式的研究报道表明：基底冠和饰面材料之间有足够的结合力，所有试件均表现为局限于饰面瓷内部的内聚破坏。

热膨胀系数（CTE）的不匹配以及残余应力对支架和饰面瓷的破坏被广泛讨论。研究表明手工堆瓷组与压铸饰瓷组均未出现向界面扩散的裂纹和界面分层，这可能是因为饰面瓷与支架的热膨胀系数相匹配。

支架和饰面瓷的低热导率能够延缓瓷的冷却并产生残余热应力。饰面瓷内部的残余张应力可能导致表面锥形裂纹的产生，裂纹在潮湿环境下迅速扩散。不规则的饰面瓷厚度及基底冠与饰面瓷的相对厚度比例能够导致材料的热特性发生变化，在临床中这种变化也可能产生残余应力。如果在修复设计中没有考虑到残余张应力的影响，在较低压力下饰面瓷就可能发生破坏。

预测模型，例如复杂形状多成分修复体的三维有限元分析和冷却率的影响的调查研究具有启发性的意义，是未来研究的目标。

虽然平板状三层结构复合体并不能完全代表牙科修复体的几何形状，但复合体的支架与饰面的厚度比与临床修复体相同。本研究提供了全瓷系统体外可靠性和破坏模式的标准数据。虽然本研究中所进行的机械性能测试并未证明压铸饰瓷具有突出的优点，但本研究可以为临床应用提供以下几方面的参考。

1.失蜡压铸系统的首要优点是其制作过程简单、效率高，能够制作指定厚度和解剖外形的个性化修复体，而制作指定厚度和解剖外形的个性化修复体是手工堆瓷技术很难达到的。失蜡压铸系统的主要缺点是饰面瓷的色彩单一、可选择性差、美学效果不佳，限制了其在前牙美学区域的应用。

2.将失蜡压铸技术、手工堆瓷技术与蜡型回切技术结合使用或许能供获得良好的美学效果，但却使失蜡铸压技术的简便性荡然无存。

3.临床研究表明在压铸系统和手工堆瓷系统中，向结合界面扩散的锥形裂纹的形成可能是饰面瓷断裂率较高的原因。

4.为了提高长期临床成功率，尚需进行适用于Y-TZP基底材料的饰面瓷的研究和改进。

结论

模拟殆滑动接触加速疲劳实验提供了评估两种不同饰瓷技术性能的研究方法。本研究表明，分别使用压铸技术和手工堆瓷技术对Y-TZP支架饰瓷，两种Y-TZP支架-饰面瓷复合体的破坏模式及疲劳行为相同。

支架-饰面瓷复合体易发生疲劳引起的咬合破坏，并产生向结合界面快速扩散的锥形裂纹，为了保证长期临床成功率，不论使用压铸技术还是手工堆瓷技术，在操作过程中都应小心谨慎。

致谢

感谢Ivoclar Vivadent、NIH/NIDCR-P01-DE10976、NIH/NIDCR-5R01DE17925-2和NSF/CMMI-0758530对本文的部分支持。

《口腔固定修复中的美学重建，第一卷》本书为畅销全球的一本口腔美学专著，由世界知名口腔专家Fradeani教授编著，中文版由国内知名专家——北京大学口腔医学院修复科王新知教授主译。全书主要内容包括：怎样与患者进行美学方面的交流、面部美学分析、唇齿关系分析、语音分析、牙齿分析、牙龈美学分析等，系统地介绍了美学修复的各个步骤。全书结构合理、图文并茂，非常适合读者的理解和临床实践。本书为口腔修复医生、口腔全科医生必备的经典图书之一。

定价：288元

购买方式：北京市100036信箱188分箱，人民军医出版社口腔医学出版中心，杨淮（编辑），邮编：100036，电话：13521457428，Email：pumcp@126.com