译文

CAD/CAM制作的整体硅酸锂全瓷冠与饰面瓷－氧化锆全瓷冠的比较研究：模拟疲劳试验下的破坏模式与可靠性

Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue

Petra C. Guess, Ricardo A. Zavanelli, Nelson R.F.A. Silva, Estevam A. Bonfante, Paulo G. Coelho, Van P. Thompson

原载 Int J Prosthodont, 2010, 23(5): 434-442.（英文）

何 帅 译 邵龙泉 审

摘 要

目的：本研究的目的在于评估CAD/CAM制作的整体硅酸锂全瓷冠与手工饰瓷的氧化锆全瓷冠的体外疲劳表现和可靠性。**材料和方法：**利用CAD设计并采用快速成型技术制作下颌磨牙进行全冠预备后的基牙模型，通过CAD/CAM系统分别完成全解剖式的19颗硅酸锂全瓷冠（IPS e.max CAD）和21颗手工饰瓷的氧化锆全瓷冠（IPS e.max ZirCAD/Ceram）。用树脂粘结材料将上述全瓷冠粘结于前期储存在水中的拟牙本质复合树脂模型上。在模拟口腔运动的疲劳试验中，用半径3.18mm的碳钨压头从全瓷冠的远颊尖加力并缓慢向舌侧滑动0.7mm，用三种不同的步进应力方法测试，直到试件发生破坏。当试件出现大块崩瓷或冠折裂时视为失败。如果承受高负载（> 900N）时试件仍未出现失败，则测试方法改变为应力比r呈阶梯式变化的疲劳试验。计算应力水平概率曲线及可靠性。**结果：**手工饰瓷的氧化锆全冠加载200N负荷完成10万次循环时出现崩瓷，其可靠性< 0.01（0.03 ~ 0.00，双侧90%的可信区间）。在整个步进应力（18万循环，900N）模拟口腔运动疲劳试验中未发生CAD/CAM制作的整体硅酸锂全瓷冠的失败，在应力比r的疲劳试验（100万循环，100 ~ 1 000N）中整体硅酸锂全瓷冠也未见失败。1 100 ~ 1 200N负载可能是阈值范围，硅酸锂全瓷冠出现破坏或折裂。**结论：**基于目前的疲劳试验结果，CAD/CAM制作的全解剖式硅酸锂全瓷冠具有较高的抗疲劳特性，而手工饰瓷的氧化锆全瓷冠在较低负载的循环试验过程中易出现崩瓷。

译者单位 南方医科大学口腔医学院
广州市广州大道北1838号 510515

专家点评

邵龙泉教授点评：目前后牙区全瓷固定桥材料选择多集中在氧化锆全瓷和整体硅酸锂全瓷系统，通常认为氧化锆全瓷修复系统的应用受限于其饰面瓷的机械性能；相对而言，整体硅酸锂全瓷材料具有均一的结构和机械性能，体外疲劳试验表现优于饰面瓷－氧化锆全瓷组。

全冠是临床最常见的修复体形式。美国牙科协会（ADA）1999年完成的一项调查显示：美国私人诊所完成了超过4 500万颗全冠修复体，其中3 700万颗为瓷（烤瓷或全瓷）修复体。为了满足如此大的需求量和患者与医师共同的美观需要，近年来研究开发了许多美观且生物安全性好的全瓷修复系统并投入到临床应用当中。

一篇筛选临床报道中观察期超过3年的系统性综述分析结果表明，全瓷冠在前牙区表现出了与金属烤瓷冠相当的成功率，然而全冠折裂仍是修复体最常见的失败原因，且与修复体在牙弓的位置密切相关：磨牙区全冠失败率(21%)明显高于前磨牙区（7%）和前牙区（3%）。因此，仍期待更为可靠的全瓷修复系统来解决问题。

20世纪90年代初期，氧化钇稳定四方相氧化锆多晶材料（Y-TZP）被引入牙医学领域，通过CAD/CAM技术制作完成以用于全瓷修复体的核瓷部分。Y-TZP因为具有相变增韧等机制而具有远高于其他全瓷材料的机械性能。

目前关于氧化锆全瓷修复体的临床研究中，尚无临床观察时间长于5年的报道。体外试验中观察到的氧化锆高稳定性已在短期及中期的临床研究中得以证实。尚未见三单位Y-TZP固定桥（FPD）中核瓷支架破坏的报道；不过与之相匹配的饰面瓷破损是最常见的失败原因：行使功能24～38个月后，天然基牙支持的修复体饰面瓷崩瓷的发生率为8%～25%；在另一项关于种植体支持的氧化锆全瓷FPD临床报道中1年崩瓷发生率高达53%。从而提示配以饰面瓷的氧化锆全瓷FPD的长期成功率受限于饰面瓷本身相对脆弱的机械性能。

令人吃惊的是，文献报道中氧化锆瓷材料更多用于FPD而不是全冠。关于饰面瓷可靠性的临床数据较少，至今只有部分短期临床观察报道。一项基于私人开业诊所的回顾性研究报道中，204颗后牙氧化锆全瓷冠3年成功率高达92.7%，未发生氧化锆内核部分的破坏，饰面瓷破损也较少（2%）。因仅有11%的冠修复体在临床就位时进行了仔细检查，因此该项调查更多地取决于患者病历，大大降低了结果的可靠性。在惟一公开发表的后牙氧化锆全瓷冠的对照研究中，2年并发症发生率相对较小：1例夜磨牙患者的上颌磨牙修复体在戴入1个月后发生氧化锆内核的折裂，2年整体成功率为93.4%，没有发生局限于饰面瓷范围内的崩瓷。然而，该研究中做到持续临床观察的修复体最终数量减少到15，从而影响了结果的影响力。另一篇临床报道中，后牙种植体支持的氧化锆全瓷冠也取得了较好的结果：无氧化锆核瓷的损坏，所有修复体2年后检查时均能行使功能；不过，12.5%的病例中有局限于饰面瓷区域的崩瓷。

20世纪90年代初期，失蜡铸造法作为一项革新应用于全瓷修复体的制作。IPS Empress（Ivoclar Vivadent）白榴石增强玻璃陶瓷是现有铸造玻璃陶瓷最具代表性的产品。IPS Empress II在Empress基础上加入了一定量的硅酸锂晶体，强度得到明显提高。近年来开发出的IPS e.max Press通过与前者不同的烧结程序完成，具有更高的物理性能和更佳的透光性。本研究采用的IPS e.max CAD是专门针对CAD/CAM设计的，可通过分别制作内核部分和饰瓷部分来完成修复体。由于该材料具有令人满意的半透性和颜色匹配性，可以在椅旁或技工中心进行染色并完成全解剖式修复体。由于强度较高，该材料可用于前牙和后牙区的单冠，且可以采用传统粘固或自酸蚀粘结。

鉴于IPS Empress II全冠具有良好的成功率（2～5年100%），且无折裂失败的报道。在其基础上开发出的IPS e.max CAD也有望取得成功。

由于尚无CAD/CAM制作的硅酸锂冠临床应用的文献报道，同时氧化锆全瓷冠的应用报道也较为有限，因此为了预估上述全瓷系统的长期效果，进行临床前的体外寿命预测与微结构疲劳行为测试试验是非常有必要的。

本研究在针对两种后牙用全瓷系统进行疲劳模式和可靠性测试的模拟口腔运动疲劳试验中采用了模拟临床的加力装置。最后，将CAD/CAM制作的硅酸锂全冠（IPS e.max CAD）的结果与手工饰瓷的Y-TZP氧化锆全瓷冠（IPS e.max ZirCAD/Ceram）的结果进行比较。

1 材料和方法

根据标准解剖形态采用CAD技术制作了下颌第一磨牙牙冠的三维模型。对数据进行处理以完成模型牙体预备：各个轴面磨除1.5mm，咬合面去掉2.0mm。制取预备后的基牙、邻牙及对颌牙的模型（Aquasil，Dentsply）。根据模型制作整体硅酸锂CAD/CAM冠（IPS e.max CAD，Ivoclar Vivadent；n=19)和手工饰瓷的Y-TZP全瓷冠(IPS e.max ZirCAD/Ceram，Ivoclar Vivadent；n=21）并进行测试。所有测试品都由制造公司生产提供。所有全解剖结构的IPS e.max CAD冠和IPS e.max ZirCAD核瓷部分（0.5mm厚）均由CAD/CAM系统（Cerec InLAB，Sirona）设计，并采用相应预烧成品瓷块进行机械加工（图1）。机械加工程序完成后，IPS e.max CAD冠和IPS e.max ZirCAD核瓷部分按照制造商提供的流程进行烧结。与IPS e.max ZirCAD匹配的饰面瓷（IPS e.max Ceram）根据制造商的要求通过手工饰瓷完成。按照标准冷却步骤完成最终的上釉。

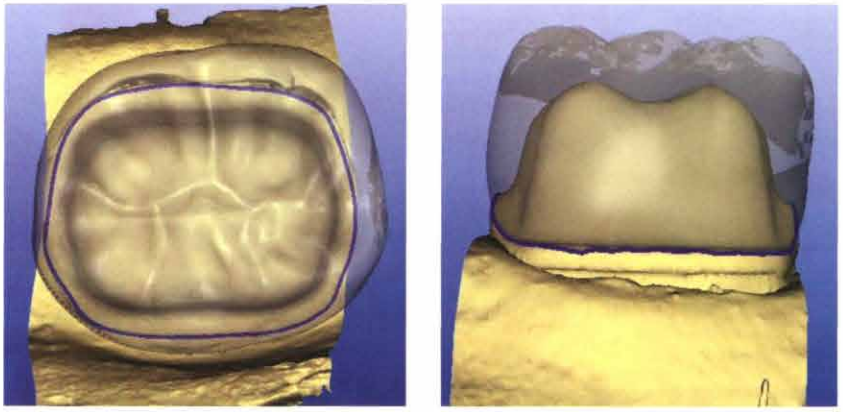


图1 CAD/CAM全瓷冠数据模型的咬合面（左）与颊面观（右）。IPS e.max CAD全瓷冠全解剖式设计：咬合面预备量为2mm，各轴面为1.5mm；IPS e.max ZirCAD/Ceram全瓷冠全解剖式设计：0.5mm厚的氧化锆全瓷支架上涂覆1～1.5mm厚的饰面瓷

所有的冠都通过自固化复合树脂粘结材料（Multilink Automix，Ivoclar Vivadent）粘固在已储存在37°C蒸馏水中至少30d的复合树脂模型（Tetric EvoCeram A2，Ivoclar Vivadent）上。粘结之前先在IPS e.max ZirCAD冠内表面涂布一层金属表面处理剂（Metal/Zirconia Primer，Ivoclar Vivadent），没有进行喷砂处理。根据制造商的流程要求对硅酸锂冠（IPS e.max CAD）采用5%的氢氟酸（IPS陶瓷酸蚀剂，Ivoclar Vivadent）蚀刻20s。试件在进行机械测试前置于水中储存至少7d使树脂充分固化。

为了检测步进应力值，每组的3个冠（IPS e.max CAD和IPS e.max ZirCAD/Ceram）都用加载到试件出现破坏并记录最大载荷。将试件（IPS e.max CAD，n=6；IPS e.max ZirCAD/Ceram，n=18）固定在万能测试机（型号5566，Instron）上，通过半径为3.18mm的碳钨压头以1mm/min的速度对远颊尖施加负载。为模拟自然咬合，用2Hz电动疲劳试验机(EL-3300，Enduratec，Bose)控制的压头从距远颊尖顶偏舌侧0.5mm的点开始加力，向舌侧滑动至距远颊尖顶偏舌侧0.7mm的点（图2）进行测试。在整个测试过程中，试件均浸泡在水中。设计了3种步进应力值（轻度、中度和重度）以完成疲劳测试。在加载循环结束后，所有的试件都放在偏振光体视显微镜（50×MZ Apo，Carl Zeiss）下检测裂纹和破坏情况。

18颗ZirCAD冠试件按照应力值由轻到重按3:2:1的比例分为3组。轻应力组从50N应力开始，18万次循环后达到750N；中度应力组从100N应力开始，17万次循环后达到750N；重度应力组从200N开始，14万次循环后达到750N。基于前期最大载荷研究结果，IPS e.max CAD冠步进应力测试负荷加载值始于最初的500N，轻应力组止于最大的900N和18万次循环，中度应力组止于最大的900N和11万次循环，重应力组止于最大的900N和6万次循环。6颗IPS e.max CAD冠按照应力值也由轻到重按3:2:1的比例分为3组。失败的评价标准为：整体硅酸锂IPS e.max CAD冠的大部分断裂，IPS e.max ZirCAD/Ceram全瓷冠的饰

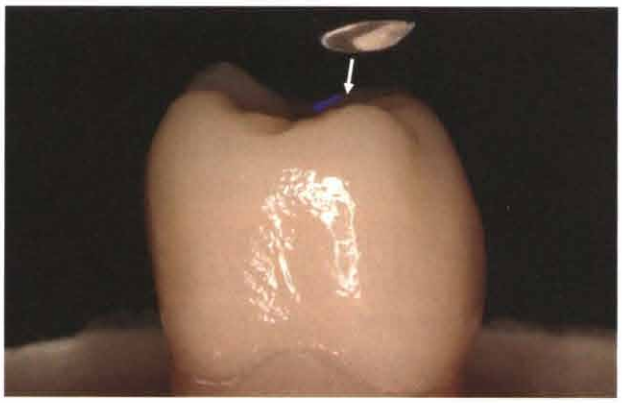


图2 模拟口腔运动疲劳试验中对试件的远颊尖施加负载（如箭头所示）

面瓷崩瓷或IPS e.max ZirCAD核的断裂。通过软件计算出主Weibull曲线并补全了200N负荷下完成10万次循环的可靠性数据（ALTA 7 PRO, Reliasoft）。

在整个步进应力疲劳测试中未出现失败，这一结果是合理的，由于上述试验已经达到高负载，后期试验改变了方法。剩下的10个IPS e.max CAD试件在5Hz应力负载频率下采用梯度疲劳测试法以检测半数试件能完成100万次循环时的负载值。以1:10的r比率疲劳策略（负载范围为90～900N，95～950N，100～1 000N，110～1 100N）进行试验，失败标准为大面积崩瓷或整体折断。

2 结果

在整个单负载疲劳试验中，IPS e.max CAD冠在高负载水平下通常表现为整体碎裂并暴露出树脂模型（2 576±206N，图3）；而IPS e.max ZirCAD/Ceram主要断裂发生在饰面瓷部分（1 195±221N，图3）。

在步进应力疲劳的口腔运动试验中，最大负载为900N并进行了18万次循环时IPS e.max CAD冠没有一例发生崩瓷或大块折断形式的失败（表1）。仅观察到表浅面的损坏（图4）。在第一次按照3:2:1分组进行步进应力疲劳试验后剩下的完好的IPS e.max CAD冠（n=6），再次分组进行梯度疲劳试验，循环100万次。在900～1 000N的负载过程中，100万次循环后未观察到失败的发生（图5）。根据10个试件的疲劳试验的结果可以看出疲劳损坏对IPS e.max CAD全瓷冠的影响很小（表2）。在负载超过1 100N时IPS e.max CAD冠出现整体折断（图6）。

18颗手工饰瓷的氧化锆全瓷冠在模拟口腔运动的步进应力疲劳试验中的结果和整体硅酸锂冠不同：49%的IPS e.max ZirCAD/Ceram冠在饰面瓷出现崩瓷之前就可以观察到裂纹的产生且裂纹会扩大（图7）；未出现饰面瓷与氧化锆内核部分之间的解离。在所有IPS e.max ZirCAD/Ceram试件均未观察到ZirCAD核瓷部分的折裂（图7）。在折断前的最大载荷为500N，即使检测峰值达到750N。

采用指数定律累积损伤模型，ZirCAD试件的双参数Weibull β值为7.0（4.5～10.2，双侧90%可信区间）。提示这些试件的破坏累积存在一个阈值。计算所得的手工饰瓷的氧化锆全瓷冠在200N负载下完成10万次循环时的可靠系数＜0.01（0.03～0.00，双侧90%可信区间），而在200N负载下完成5万次循环时的可靠系数为0.95(0.99～0.80)。手工饰瓷的ZirCAD修复体的可靠系数有限，在200N负荷下，90%以上的试件在10万次循环时失败（图8）。

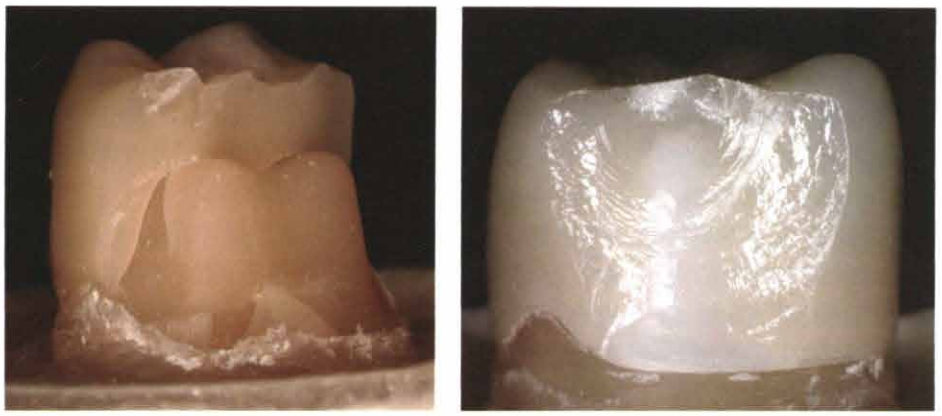


图3 检测试件破坏前能承受的最大载荷，注意两种不同的破坏模式。左：IPS e.max CAD全瓷冠整体折裂（2 576±206N）；右：IPS e.max ZirCAD/Ceram全瓷冠饰面瓷发生崩瓷（1 195±221N）

表1 不同步进应力分组、循环次数下IPS e.max CAD全瓷冠步进应力疲劳试验的结果

步进应力分组	步进应力疲劳试验：总循环次数	负载（N）	失败模式和破坏延伸情况
1	180 000	900	未发生失败
1	180 000	900	未发生失败
1	180 000	900	未发生失败
2	110 000	900	未发生失败
2	110 000	900	未发生失败
3	60 000	900	未发生失败

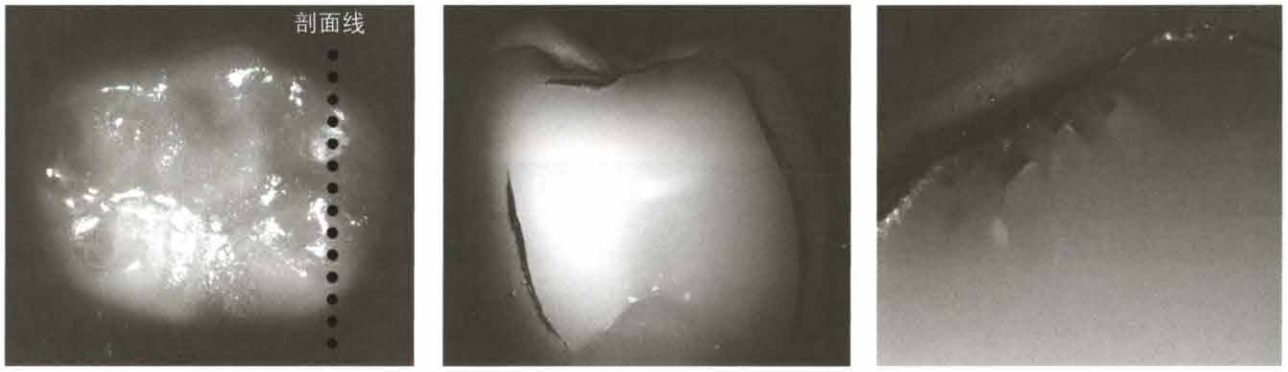


图4 IPS e.max CAD冠900N负载下完成18万次循环时咬合面观，虚线所示为剖面线（左），剖面观（中），仅观察到咬合面细微的破损（右）

图5 应力比r呈阶梯式变化的疲劳试验中完成100万次循环的IPS e.max CAD冠（90～1 000N），90～900N条件下（左），95～950N条件下（中），100～1 000N条件下（右）均未发现整体折裂

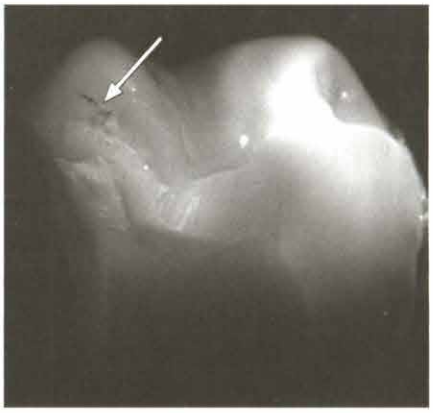


图6 应力比r呈阶梯式变化的疲劳试验中IPS e.max CAD冠120～1 200N条件下完成80万次循环后出现折裂。箭头所示为负荷加载点

表2 不同步进应力分组、循环次数下IPS e.max CAD全瓷冠梯度疲劳试验的结果

梯度疲劳试验总循环次数	负载（N）	失败模式和破坏延伸情况
1 000 000	90 ~ 900	未发生失败
1 000 000	95 ~ 950	未发生失败
1 000 000	100 ~ 1000	未发生失败
1 000 000	100 ~ 1000	未发生失败
1 000 000	100 ~ 1000	未发生失败
1 000 000	110 ~ 1100	微小的崩瓷
900 000	110 ~ 1100	大块折断
723	110 ~ 1100	大块折断
287	110 ~ 1100	大块崩瓷
800 000	120 ~ 1200	大块折断

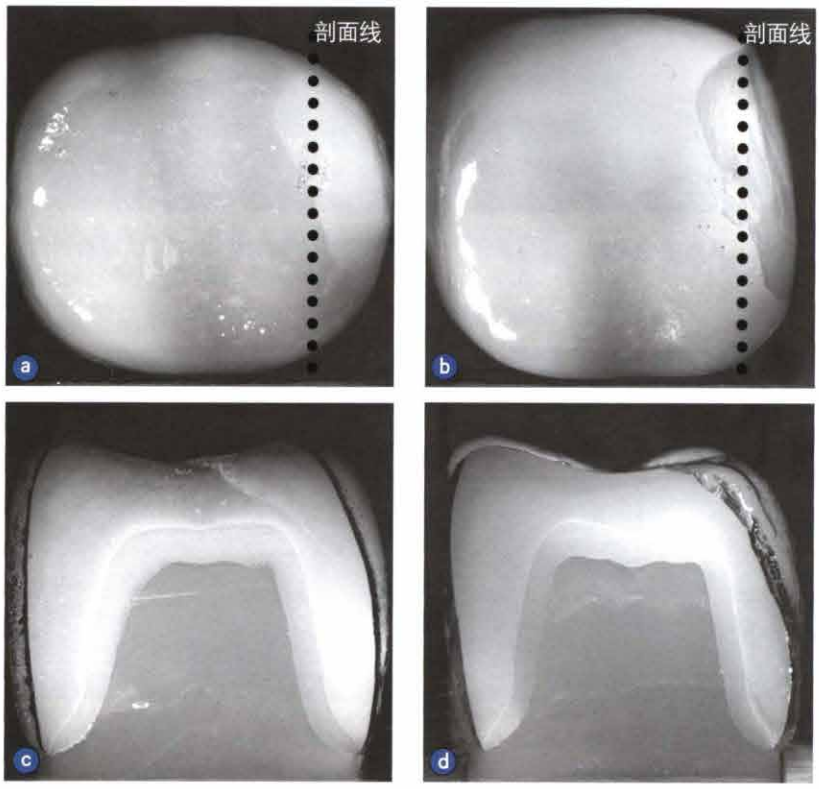


图7 IPS e.max ZirCAD/Ceram全瓷冠咬合面观（a和b），横切面观（c和d）。在步进应力疲劳试验中，承担300N负荷6万次循环时形成裂纹（a和c），200N 6万次循环时出现整体折裂（b和d）

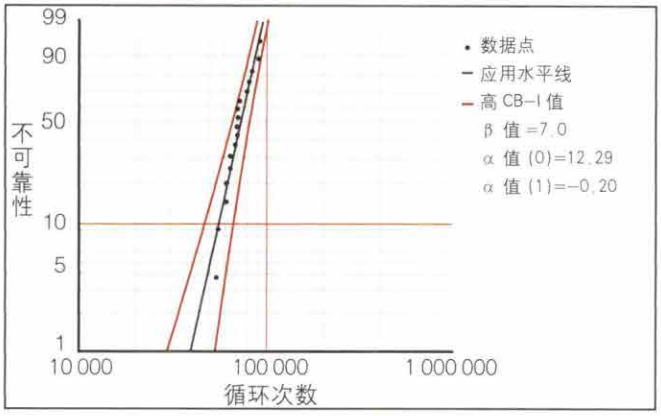


图8 IPS e.max ZirCAD/Ceram全瓷冠以不可靠性（Weibull分布值）为纵坐标，时间（循环次数）为横坐标的图表（90%双侧可信区间）

3 讨论

临床上，全瓷修复体失败的原因通常为反复咬合接触所引起的应力腐蚀和裂纹缓慢生长。本研究把全解剖外形的全瓷冠粘固到标准的下颌第一磨牙模型上，通过模拟口腔运动的疲劳负载，再现了破坏产生及扩展的复杂过程。在潮湿环境下加载负荷的方案可能会将全瓷修复体的强度从最初值减少到一半，疲劳行为限制了全瓷修复体的寿命。

研究结果提示CAD/CAM制作的硅酸锂全瓷冠可以承担步进应力的口腔运动（900N/18万次循环）和梯度疲劳（1 000N/100万次循环），并且表明在承受后牙区自然咀嚼力（大小为250～800N）时仍未出现失败。检测到损坏或折断的发生阈值为1 100～1 200N。

相反，手工饰瓷的氧化锆全瓷冠的可靠性有限，200N负载下约90%的试件在10万次循环时出现了饰面瓷的崩瓷。这些结果与先前用这种方法测试的其他氧化锆饰面瓷系统（LAVA，Cercon）的结果相似。在所研究的有限数量的系统中，疲劳试验条件下所观察到的氧化锆陶瓷试件的表现似乎与材料或系统的不同无关。

由于在水中的模拟口腔滑动运动会大大加快表面裂纹的产生，因此可以预料100%的饰面瓷会出现崩瓷。除了与残余应力有关外，全瓷修复系统的疲劳特性还与制作过程中累积下来的材料缺点与缺陷（数量、大小及分布情况等）相关。饰面瓷的相关操作流程不但技术敏感性高，而且还需要个别制作，无法保证均一性。一般认为为了增加饰面瓷的微结构和机械特性，而试图将较透明的玻璃瓷铸造到氧化锆支架表面作为饰面瓷并不能增加可靠性。

因为饰面瓷材料的抗弯强度约为90MPa，与高强度的氧化锆核瓷材料（约为900MPa）相比较弱，所以在整个复杂的拉伸功能运动过程中，饰面瓷材料承受低负荷就会出现失败。从而所有手工饰瓷的氧化锆全瓷冠都在饰面瓷内部出现折裂，同时有一薄层的饰面瓷残留在氧化锆的表面。已有临床研究报道了这种类型的折裂，同时也表明饰面瓷层和核瓷层之间的结合力足够大。据报道，49%的牙冠在崩瓷前就已经在承受咬合力处观察到有裂纹出现，并沿长轴扩散，最终涉及大多数轴壁和边缘嵴（图7）。观察饰面瓷发生大面积崩瓷的试件（图7）可知饰面瓷－核瓷界面未暴露，强烈提示较大的残余应力残存在饰面瓷瓷层内。这可能与Y-TZP具有较低的热扩散率（约3Wm/K）有关，因为它会影响饰面瓷的冷却速度。这种冷却速度的差异可能会导致两种瓷材料中出现不同的应力分布。临床上，由于饰面瓷的厚度不规则，同时各部位的核瓷－饰面瓷厚度比例各不相同，从而导致氧化锆－饰面瓷内部不同部位的热力学性能各不相同，并诱发额外的残余应力的出现。在设计与制作修复体时如果没有考虑这种拉应力的影响，修复体在临床使用后就会在低负荷状态时发生意想不到的折裂。

研究中未出现起源于氧化锆核瓷层的放射状裂纹所引起的全瓷冠失败，这一结果也与大多数临床观察一致。通常认为Y-TZP核瓷材料本身所具有的晶体含量高、具有高抗弯强度与高韧性等特性，使其即使在有水的环境下依然能够有效对抗微裂纹扩展和压力腐蚀。

有研究表明氧化锆陶瓷在体内和体外都有很高的强度，氧化锆全瓷冠失败通常发生在饰面瓷部分，从而提示后续研究应该集中在饰面瓷的提高和改进上。为了达到长期临床成功率，需要对Y-TZP支架进行设计修改，并开发研究与其冷却参数匹配的饰面瓷。

本研究中CAD/CAM制作的硅酸锂全瓷冠显示的断裂载荷值和可靠性均高于现有的大多数文献中的记载，即使试验中采用的负载值大幅度超出了最大咀嚼力的范围，所模拟的疲劳程度也远高于现实情况。

对单层陶瓷施加负载直到陶瓷折裂会造成接触区域表面出现破损，形成Hertzian锥裂纹，裂纹会向陶瓷深层扩展进而引起更深层的微形变（例如由表面破损引起的折裂）。除了负载面形成锥形裂纹外，在粘结面还能形成径向裂纹。负载下深层的微形变会造成更深层拉应力的形成。临床全瓷冠的断面分析表明断裂大部分都开始于粘结界面形成的径向裂纹。

本研究中，CAD/CAM制作的硅酸锂全瓷冠抗疲劳性和可靠性更佳，主要有两个原因：首先，由于全解剖设计和CAD/CAM制作整体硅酸锂全瓷冠，承受咬合力的区域瓷层厚度达到了2mm。随着瓷层厚度的增加，引起瓷层径向裂纹产生并导致大块折裂所需负荷的增加量是瓷层厚度增加量的平方。也就是说，如果全瓷冠厚度一旦降低，引起CAD/CAM硅酸锂全瓷冠折裂所需的负荷值也会急剧降低，因此在不能提供足够的冠厚度的情况下，一定要小心冠折裂。本研究中令人意外的结果是，

甚至在高负载下也未发现这种材料表面出现疲劳损坏。第二，CAD/CAM 制造过程用内部结构均一的工业预制瓷块，与手工饰瓷产品相比，固有缺陷会减少到最小。据报道，采用同一批次的工业预制瓷块结合机械加工技术，韦伯模数和氧化物陶瓷修复体的可靠性会大幅度提升。也有临床应用报道显示 CAD/CAM 制作的磨牙全瓷冠取得了 7 年成功率为 94.6% 的理想结果。当前研究的 CAD/CAM 硅酸锂全瓷修复体通过铸造完成。经过优化的工艺流程可以防止微结构缺陷的形成。预制瓷块处于部分结晶的中间状态，从而易于通过 CAD/CAM 系统进行切削加工。经过部分结晶过程，可以形成硅酸锂晶体，从而使材料具有更高的强度和更好的边缘适合性。机械加工完成之后，经过再次烧结，达到最终的完成形态。CAD/CAM 制作的 IPS e.max CAD 系统集高强度（据制造商介绍其弯曲强度为 360MPa）与良好的美学特性于一体，修复体半透性和光泽度与天然牙相近，因其微结构为细粒度的硅酸粒晶体分布于玻璃基质中。

从经济方面的角度考虑，全瓷冠完全可以与金属烤瓷冠竞争，因其不需要考虑使用贵金属所需的逐步上升的昂贵成本。然而，全瓷冠和固定桥美学和功能的实现需要涉及传统的饰瓷技术，例如完成饰面瓷时可能需要进行手工堆瓷，降低了制作效率。通过选用工业预制玻璃陶瓷瓷块并采用 CAD/CAM 技术完成整个修复体可以提高成本效率。CAD/CAM 制作的硅酸锂全瓷冠能够在 1 ~ 2h 内完成，这将大大地缩短工艺时间。

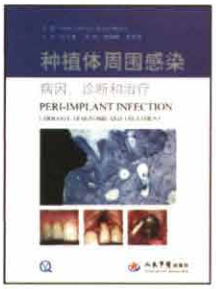
涉及这一全瓷系统的临床数据尚未见报道。

4 结论

本研究的目的是为了评估 CAD/CAM 制作的整体硅酸锂全瓷冠和饰面瓷 / 氧化锆全瓷冠系统临床相关的抗疲劳表现。根据这次体外研究的结果可知，手工饰瓷的氧化锆全瓷冠由于存在脆弱的饰面瓷而在口腔运动疲劳试验中容易出现崩瓷。CAD/CAM 制作的硅酸锂全瓷冠具有较好的抗疲劳性和机械稳定性，只有在较高的负荷水平时才会出现整体折裂。没有证据证明硅酸锂系统在任何负载下有疲劳损坏而不是大块折裂。临床中只要能完成足够的牙体制备量，为全瓷冠提供足够的厚度空间就足以保证理想的临床可靠性。该全瓷系统用于天然牙和种植体支持的修复体制作前景似乎很光明。另外，采用 CAD/CAM 高效率地制作美观的全瓷冠具有较高的性价比。当然，还需要长期的口内研究来证实这些结果。

5 致谢

本研究受纽约大学生物材料与仿生学系承担的美国国家卫生研究所所属国家国立牙科和颅面研究所 NIDCR 项目（编号 P01 DE01976）与 Ivoclar Vivadent 公司资金资助。



《种植体周围感染　病因、诊断和治疗》

随着口腔种植在临床的广泛开展，与种植相关的各种并发症也越来越多。本书作者正是鉴于此原因，根据多年的临床经验编写而成本书。该书为种植体周围感染治疗领域的第一本权威专著。全书以临床证据为依据，全面论述了种植体周围炎的病因、诊断和治疗，代表了口腔种植领域中基础和临床研究的最新进展，同时作者采用图文并茂的形式详细论述了牙及种植体周围组织的特点和区别、发病因素和诊断方法、治疗原则和技术、预后和影响因素等重要方面，以适合口腔种植医师的临床学习和理解。

主译：宿玉成；定价：320 元

本书咨询、购买方式：北京市 100036 信箱 188 分箱，人民军医出版社国际口腔医学出版中心，杨　淮，邮编：100036，电话：135-2145-7428，E-mail：pumcp@126.com