五种不同全瓷冠系统的抗裂强度分析

Fracture Strength of 5 Different All - Ceramic Crown Systems

Jörg R Strub , S. Marcus Beschnidt

原载 Int J Prosthodont 1998; 11: 602 - 609. (英文)

陈 硌 译　冯海兰 校

摘要　**目的**: 本研究是对五种不同全瓷系统(In - ceram, Empress 染色技术, Empress 饰瓷技术, Celay 长石瓷及 Celay In - ceram 全瓷) 在人工口腔中循环加载前后其抗裂强度的评价。

材料和方法: 筛选出天然上颌切牙, 将其预备出 90 度肩台, 将牙冠用双剂型的混和水门汀粘固于基牙之上。有一半的样本经过模仿咀嚼和循环加热, 使其人为老化。所有的样本均被用来做抗裂强度试验。其结果将与金属烤瓷冠相比较。后者是瓷颈环边缘, 用磷酸锌水门汀粘固。

结果: 模仿咀嚼和循环加热大大降低了所有试验冠系统的抗裂强度。但全瓷冠组与金属烤瓷冠组之间却没有显著的统计学差异。

结论: 全瓷冠可用于前牙修复, 然而, 要将其引入临床应用, 尚需要做一些体内的试验研究工作。

由于对美观要求的增高和对某些合金毒性及过敏反应的担忧, 患者和牙科医生一直在寻求无金属及牙本色的修复体。近年来, 新型全瓷材料技术上的进步, 扩展了美观单个全冠修复体的选择, 同时也促使大量过于乐观的和有市场宣传效应的文章出现。全瓷材料在现实中的易碎性, 限制了它们的抗张强度, 并出现了依赖于时间长短的应力衰减。抗裂强度、边缘适合性和美观都是要考虑的问题, 因此, 有关全瓷冠系统在模拟口腔环境中的疲劳特性的长期稳定性研究引起了人们的极大关注。一些学者作了体外试验, 研究全瓷冠在负荷情况下的抗裂强度。Krejici 等描述的技术是在一个人工口腔中, 将瓷材料进行 1200 万次咀嚼循环试验。这种试验方法相当于模拟在人体口腔中五年时间。全瓷冠强度受牙体预备的形状, 冠及基牙在治疗前的情况, 以及粘固方法的影响。结果显示: 粘固增加了全瓷冠的抗裂强度。牙本质粘合冠可以描述为: 一种粘接树脂, 该树脂只能粘固于一个完全被冠覆盖的修复体下方的牙本质。粘接是牙本质粘接系统瓷表面上的机械化学结合的介质。

在体外从切端给牙加载, 通常被用作比较各种全瓷冠系统崩裂情况和强度的方法。Probster 发现, 用磷酸水门汀粘固的全瓷冠, 抗裂强度明显低于金属烤瓷冠。Ludwig 和 Joseph 曾报告, 使用粘固性水门汀增强了全瓷冠的抗裂强度。当全瓷冠经过喷砂, 用 20% 的氢氟酸浸蚀 1 分钟, 再经硅烷溶液处理后, 用树脂粘接, 可达到最高崩裂强度。Yoshinari 和 Derand 指出, 在 4 种不同全瓷冠系统中(Vitadur N, Vita; In - Ceram, Vita; Dicor and Empress, Ivoclar) 粘固于环氧聚合物树脂代型或用牛牙本质做的代型上较与未粘固的全瓷冠相比, 抗裂强度大大增强了。他们也发现了模仿咀嚼降低了全瓷冠的抗裂强度。

作者们认为, 这种实验方法仅仅是为下一步的临床评

译者: 北京医科大学口腔医学院
北京海淀区白石桥路 38 号 100081

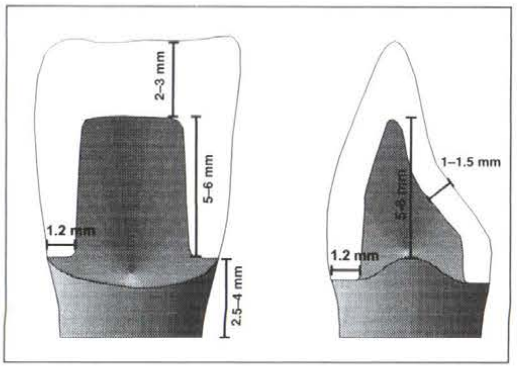

图 1 为了实验操作，将上颌前牙包埋在一个树脂块内固定

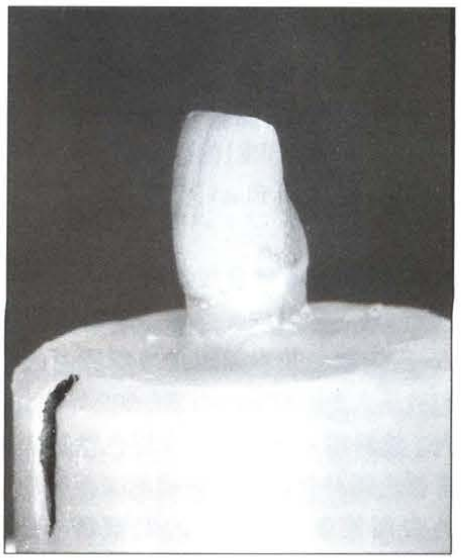

图 2(右) 天然牙的牙体预备图示

估提供标准，因为这种实验并不能真正地反映临床环境和咬合力。

本研究的目的是对五种不同全瓷冠系统在人工口腔中，循环加载前后的抗裂强度进行评价。全瓷冠被粘固在被拔除的天然上颌切牙上，将其结果与被磷酸锌粘固的金属烤瓷冠作比较。

材料和方法

将 60 颗被拔除的无龋上颌切牙清洗后，包埋在自凝树脂块内。将牙冠放置于最高处，其长轴垂直于树脂块。树脂块自唇侧釉牙骨质界(CEJ)外延不超过 3mm(图 1)。

每颗牙齿均按全瓷冠或金属烤瓷冠的要求来预备。切端需磨 2-3mm，再用金刚砂钻（80μm）备出一圈宽为 1.2mm 的肩台，最终形成一个有 4-6°聚合度、大约高 5-6mm 的基牙。试件最终由一根金刚砂钻（30-40μm）修整。所有的锐角都要被磨圆钝，所有的边缘都应位于釉牙骨质界根方 0.5mm(图 2)。

采用一次印模法用常规印模托盘给每个基牙取一个聚醚(ImpregumESPE)印模，主模型是由 IV 型 Fnjirock (GC)制作的。

将 60 颗牙和它们相应的主模型每 10 个样本一组，随机地分成 6 组。它们按表 1 的牙冠系统分组：A 组(对照组)：金属烤瓷冠；B 组：In－Ceram 全瓷冠；C 组：Empress 着色技术冠；D 组：Empress 饰瓷技术冠；E 组：Celay 长石瓷冠(Mikrona)；F 组：Celay In－Ceram 全瓷冠。所有的冠都用一个硅酮指标，按同样的尺寸制造出来(表 1)。

表 1 参与实验的全瓷系统、预处理及粘接剂

组　别	牙冠系统	预处理	粘接剂
A 对照组	金属烤瓷冠/瓷边缘	喷砂	Harvard
B	In－Ceram 全瓷	Rocatec	Twinlook
C	Empress 着色技术	酸蚀和硅烷	Variolink
D	Empress 饰瓷技术	酸蚀和硅烷	Variolink
E	Celay 长石系统	酸蚀和硅烷	Variolink
F	Celay In Ceram 系统	Rocatec	Twinlook

A 组(金属烤瓷冠)

用金铂合金（DegudentU, Degussa）制作金属烤瓷冠的框架结构(基底冠)。金属在唇侧被截短 1.5mm，瓷被直接烤在肩台上，基底冠 0.4mm 厚，其表面用含长石的瓷粉涂饰(VitaΩ，Keramik, Vita)、上釉。在粘固前，用 50μm 的氧化铝(2.5bar)喷砂处理内表面。

B 组（In－Ceram 全瓷冠）

全瓷冠是按照制造商的建议制作的。每个核有 0.5mm 的厚度，除切端外，那里的核材料是 1.0mm 厚。整个核用 Vitadurα 粉涂饰和上釉，牙冠的内表面要依照 Rocatec 系统(ESPE)的要求，进行喷砂（Rocatec. Pre）、硅酸化(Rocatec Plus)，涂硅烷液。

C 组（Empress 着色技术冠）

Empress 着色技术冠也是按制造商的要求制作的。它们被压入 Ips－Empress EP 500 烤瓷炉(Ivoclar-vadent)内，然后用一种浓重的表层色整塑 3 次。这种有色色素被由同种基本物质组成的表面釉质层所覆盖，冠的内表面按要求被 5% 的氢氟酸（Creramie etchznt，Ivoclar）酸蚀 60 秒，并要用硅烷液（Monobond S，Ivoclar)处理。

D 组(Empress 饰瓷技术冠)

D 组冠的制造同 C 组冠一样。除了被压铸的冠是用未染色的预成瓷块制作以外，其牙本质核较冠减薄了 0.8mm，再用釉质瓷涂饰和上釉。冠的内表面按要求用 5% 的氢氟酸酸蚀 60 秒，并要用硅烷液(Monobond S）处理。

E 组（Celay 长石瓷冠）

Celay 长石冠是通过铣削复制模型来制造的。这种模型是用光固化树脂做的，且事先使其与主模型相适应。“预成冠”被安置在 Celay 系统的复制工具上，用不同的、由类似金刚砂钻组成的扫描仪来复制预成冠，从而将固定在潮湿的雕刻室内的长石瓷冠坯件铣削出复制模型样。将冠着色和上釉，将冠的内表面按要求用 5% 的氢氟酸酸蚀 60 秒，并用硅烷液（Monobond S)处理。

F 组(Celay 全瓷冠)

核是由光固化树脂制成的，并被固定在 Celay 系统的扫描仪上，将一种经预先加热固化的氧化铝料块用来做瓷坯料，进行铣削复制。然后将这种氧化铝基底冠放进常规烤瓷炉内 40 分钟，使其渗透进一种特殊的玻璃，从而省去了对特殊全瓷冠炉的应用需求。全瓷基底冠用 Vitadurα 涂饰和上釉。冠的内表面按

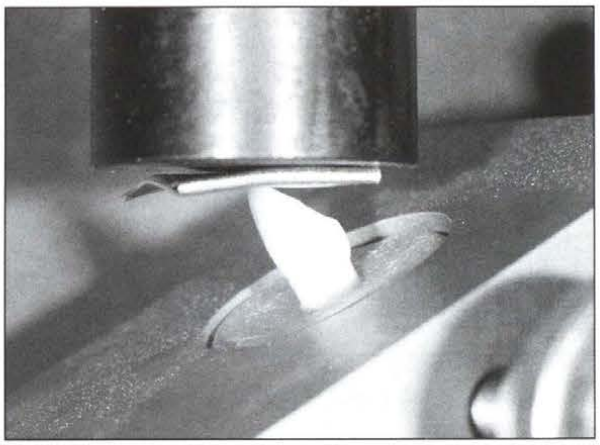

图 3　样本被固定在一个与基牙长轴呈 30°角的万能试验仪器上，将锡箔放置在切缘与加载点之间

Rocatec 系统的要求喷砂（Rocatec Pre），硅化（Rocatec Plus)并涂上硅烷液。

所有的基牙（除 A 组外）均按要求应用一种牙科粘固系统(Syntac，Ivoclar－Vivadent)。所有的全瓷冠都依照制造商的建议被粘固在基牙上。B 组和 E 组用 Twinlook 水门汀(Kulzer)，C 组、D 组、E 组用 Variolink 水门汀（Ivoclar－Vivaden)。两种水门汀都是双剂型的。A 组冠则用磷酸锌（Harvard Schnelhärtend，Richter & Hoffmann Harvard Dental GmbH）粘固，在粘固时，冠用手指加压固定 2 分钟。各组的条件及粘固过程都由表 1 概述了。当冠被安置好后，所有的样本在试验开始前都将放置在 0.1% 的麝香草酚溶液中浸 72 小时。

采用计算机控制的模拟咀嚼器对半数样本（每组 5 个冠），进行了人工老化试验，即咀嚼循环 120 万次，且样本浸于 1mmol 氯化钠溶液中冷热循环 3 000 次（5℃/55℃）。咀嚼循环荷载的幅值为 49N，周期为 1.7Hz，循环曲线呈圆整锯齿状。牙冠与加载方向成 15°；所有样本的抗裂强度试验都是应用一种有一个十字机头的万能试验仪器（Zwick1446, ZwickGmbH），其速度是每分钟 2mm，沿牙长轴成 30°角的切缘方向进行非轴向加载。为分散此力，将一个 0.8mm 厚的一片锡箔放置在切缘与加力点之间(图 3)。所有的冠不断被加载，直至牙冠崩裂和/或牙崩裂。崩裂时的力用 x-y 座标图记录下来。

应用 KruskalWallis 试验进行统计分析。分层的 KruskalWallis 试验比较试验冠系统和加载的关系。Wilcoxon 试验对试验组和对照组之间的差异进行了评估，Cochran - Mantel - Haenszel 试验对崩裂形式的变化(冠崩裂相对于牙的崩裂)进行了分析。

结果

所有 60 个样本均被不断加载，直到崩裂发生。x-y 坐标图上的曲线最初所显示的，是由于冠与压力点之间的锡箔被压缩所导致的倾斜角度的减小；然后坐标图又显示一个直线性增加，直到冠崩裂和/或牙崩裂。有些在人工老化过程中已崩裂的冠，便从资料中予以删除。未经老化的金属烤瓷冠(A 组)，在崩解前保持着一个中间值 375N。未经老化的普通 In - Ceram 全瓷冠亦有一个 495N 的中间值。未经老化的 Empress 着色技术冠（C 组），有一个 345N 的中间值。未经老化的 Empress 饰瓷技术冠(D 组)显示的是 340N。Celay 长石瓷冠(E 组)显示的是未经老化的冠中最低的崩裂载荷中间值(265N)。未经老化的 Celay In - Ceram 全瓷冠(F 组)的中间值是 310N。

经老化的金属烤瓷冠（A 组），在模拟人工口腔中崩裂冠数最多(3 个)。因而，只有 2 个样本能在万能试验仪器上加载。普通全瓷冠(B 组)在经过人工口腔的模拟之后能保持 300N 加载。Empress 着色技术冠(C 组)经咀嚼仪模拟后能有 410N 中间值，其中一个样本显示在 30 万次咀嚼循环的模拟中，有一颗牙崩裂了。Empress 饰瓷技术冠（D 组）经临床模拟后，显示有 380N 中间值。Celay 长石瓷冠(E 组)经临床模拟后，显示出最低的崩裂载荷只有 220N。E 组冠还显示了最高的冠崩裂率(共 8 个)，其中 2 个冠在模拟过程中(经 24 000 和 80 000 次咀嚼循环后)崩裂了。Celay In - Ceram 全瓷冠(F 组)在模拟之后，有一个 345N 的中间值，其中 2 个冠在人工口腔试验中崩裂了(经 80 000 和 330 000 次咀嚼循环)。以上各组的崩裂形式分布显示为 34 颗基牙崩裂(57%)和 26 颗冠崩裂(43%)。在未经老化的实验组里，23 颗基牙崩裂（77%）和 7 个冠崩裂(23%)，经人工口腔模拟后，11 颗基牙崩裂(37%)和 19 个冠崩裂(63%)。

Kruskal - WallisW 试验揭示 6 组之间无统计差异存在。分组的 Kruskal - Wallis 试验显示：经人工老化，所有 6 组的抗断裂强度均有明显减低（$p<0.01$）。Cochran - Mantel - Haenszel 试验显示：在老化和未经老化的样本之间，崩裂的形式(牙崩裂相对于冠崩裂)存在着明显的变化。

讨论

目前对临床全瓷冠的抗压强度尚无测试标准。有些因素可影响结果，例如：预备设计、粘接 材料、冠的厚度、粘固方法、循环加载和加热循环等等。许多技术可以用来在体外模拟临床环境，但这样做就要考虑多种复杂因素，最重要的是试验的条件要被设定好、控制好，这些包括：样本在制造、贮存和试验时的大气压力；电热机械加载条件（人工口腔）；所应用强度试验的类型；以及所加载荷的方向和位置。

在本项研究中，选择人的上颌中切牙作为基牙。天然牙因其年龄、个体结构以及拔除后贮存时间的长短都有很大差异，这就导致了形成标准基牙的困难。

Morgan 和 Milot 的研究认为，被拔除的牙齿与在体内的牙齿相比，其崩裂形式不同。也就是说，牙齿在拔除后其厚度的保存将影响其崩裂强度。有些作者用钢或树脂代型做牙冠崩裂试验，这样做的优点是能达到统一的牙体预备和完全相同的材料物理性能。然而，用钢或树脂做的基牙并不能再现粘固于天然牙上冠的实际受力分布情况。在这类模拟中也不能检测出牙本质与粘接化合物之间的机械化学作用，而这种作用正是粘接所需要的。

用于本项研究的基牙预备设计 - 内角圆钝的 90 度肩台，是遵循了体内全瓷冠的要求，环绕颈缘肩台的宽度标准为 1.2mm。所有的边缘都应放置于釉牙骨质界的顶端。按照这些要求，要保证从牙髓到牙本质的厚度就不可能有统一的标准。因此，那些牙本质壁极薄的牙齿就不能用来做基牙。

所有的冠均被与代型之间没有摩擦力地松松安置着，从而避免了因张应力而导致在粘接过程中牙冠方向和就位的不准确。所有的全瓷冠都被粘固于基牙上。

许多研究都显示，粘固了的全瓷冠相对于未粘固的冠其抗裂强度明显提高。Ludwig 和 Joseph 报告，经

过粘固过程，其抗裂强度提高 200%。本项研究中，牙冠在粘固过程中是通过手指的压力而就位的。循环加载是在距牙冠切缘 2.5mm 的尖端进行的。许多作者都曾报道：在雾化环境中，对牙科瓷料进行温度循环，都会出现退化反应。但本项研究并未涉及到因化学物理性能衰变对崩裂造成的影响。

本研究中出现的所有崩裂力均较其它研究中的力要小，这反映出作为支持的基牙－天然牙，具有较低的弹性模量。钢代型有很高的刚性，而牙本身弹性模量却很低，因此牙就易发生较大的变形，从而导致内冠表面产生较大的剪应力。

崩裂的结果在各组中并不能反映出明显的统计学差异。所有样本都具有相近的崩裂强度(265-495N，未经老化的；220-410N，经老化的)。这些数值稍高于许多作者曾报道过的前牙最大生理承受力。

金属烤瓷冠组在崩裂试验中只发生了牙齿崩裂（无冠崩裂），但有 2 个冠例外，其唇侧饰瓷脱落。普通全瓷冠的抗裂强度低于其他研究人员曾报道过的，这可能是因为在本项研究中，用涂刷技术制成的冠导致多孔性或洋葱状剥脱效应，并以微裂纹的形式显现。用 Empress 着色技术制成的冠崩裂最少。这些冠被压制成全冠，并按个体需求进行修整和上釉。这或许能解释即便经过人工口腔的模拟仍能有较高的抗力的原因。在老化前，Empress 饰瓷技术冠的抗裂强度（平均 340N）与 Empress 着色技术冠（平均 345N）大致相等。

本项研究中发现，经过咀嚼模拟，冠的崩裂明显增加。饰瓷的多孔性可能会产生最初的崩裂，而崩裂的进展又可能导致抗裂强度的降低。模拟咀嚼增加了微裂纹的产生，从而也解释了大量牙冠崩裂的原因。

在试验组中，E 组发生大量的牙冠崩裂（Celay 长石瓷冠系统），经咀嚼模拟只发生了牙冠崩裂。这组样本是用由预烧结的氧化铝（Celay 氧化铝坯件）块铣削而成的。但最终是增加了所用瓷材料内外层的崩裂密度。F 组（Celary In－Ceram 全瓷冠）的崩裂形式分布与 B 组（Conventional 全瓷冠）类似。Rinke 等人亦报告了类似的结果。由于 F 组的 2 个基牙在咀嚼中崩裂，因此 2 个全瓷冠组之间就不可能做直接对比。

对崩裂分布的评估显示：在 60 个样本中，34 颗牙（57%）和 26 个冠（43%）发生崩裂，但不能将评估数据转化为临床现实。进一步的研究应该是对体外基牙的崩裂行为与体内行为进行对照研究，虽然基牙被贮存在 0.1% 的麝香草酚溶液里，但崩裂行为可认为是被拔除牙齿其自然脆裂的结果。

对所有崩裂的牙冠都在立体显微镜下进行观察，结果发现所有牙冠材料上均粘有粘接混合物。这表明粘接化合物对瓷材料比对牙预备体有更高的粘接强度。Kem 和 Thompson 指出，当瓷材用 Rocatec 系统进行加工时，对 Twinlook 全瓷冠的粘接强度则大大增强了。从临床观点出发，改善与牙的粘接能力也能提高全瓷冠的抗裂强度。

在本项研究中发现，老化与未经老化样本之间，其崩裂形成存在着明显的差别（$p<0.001$）。在未放入人工口腔的 30 个样本中，23 颗基牙（77%）和 7 个冠（23%）崩裂。在人工老化组，11 颗基牙（37%）和 19 个冠（63%）发生崩裂。因此可以推断出人工口腔中的模拟运动可以削弱瓷材料的强度。分步的 Kruskal－Wallis 试验显示：所有模拟组其抗裂强度都有明显降低（$p<0.01$）。这些发现，连同以前的体外研究结果，以及有关咀嚼模拟和温度循环的论证，都对试验瓷材料的抗裂强度有很大的负面影响。强度的减低能由以下一些原因来解释：全瓷冠的崩裂源于材料的多孔性，很快由于瓷的天然脆性而蔓延至整个冠体。经 Rosenstiel 等人论证，典型的崩裂开始于冠的内表面，这并不能为人们所察觉。粘接化合物的粘接强度可因物性、机械、化学等因素的破坏而削弱，从而导致被粘固牙冠的微量位移，进而对冠的内表面产生扭力和张力。这些力对于瓷材料的承受能力是极不利的。

本研究的设计包含了一些局限因素，使其结果很难与临床实际相比较。牙冠的预备和粘固过程都是在很理想的条件下完成的。而在体内，唾液和龈沟液便使隔湿成为困难。另外，咀嚼模拟并不能反映出体内那些受机械化学和微生物影响而不断衰变的现实。