

3种可切削树脂陶瓷复合材料机械性能比较

刘丽杨, 郭佳杰, 杜亚鑫, 王强, 仇丽鸿

(中国医科大学口腔医学院 牙体牙髓病科, 辽宁省口腔医学研究所,
辽宁省口腔疾病转化医学研究中心, 辽宁 沈阳 110002)

[摘要] 目的: 采用体外研究方法, 比较3种可切削树脂陶瓷复合材料的挠曲性能、断裂韧性及硬度。方法: 选择Upcera Hyramic、3M Lava Ultimate、Vita Enamic 和对照组玻璃陶瓷 Vitablocs Mark II, 分别制作成长、宽、高为16 mm×4 mm×1.0 mm、2.0 mm的挠曲强度实验试件, 17 mm×4 mm×3 mm的断裂韧性实验试件和厚度为4 mm的硬度实验试件。应用万能实验机以0.5 mm/min的加载速度, 测量并计算试件挠曲强度值和断裂韧性值; 应用显微硬度仪测量并计算硬度值; 扫描电镜观察试件断面粗糙程度。采用SPSS17.0软件包对实验数据进行单因素方差分析。结果: 厚度1 mm时, 各组挠曲强度值为Hyramic (207.7515±13.12) MPa>Vita Enamic (182.0286±15.18) MPa>Lava Ultimate (145.8469±8.98) MPa>Vitablocs Mark II (103.0542±18.19) MPa; 挠曲模量为Vitablocs Mark II (49.49±5.50) GPa>Vita Enamic (40.65±3.80) GPa>Hyramic (14.89±2.38) GPa>Lava Ultimate (7.09±1.24) GPa。厚度2 mm时, 各组挠曲强度值为Hyramic (208.1986±25.07) MPa>Lava Ultimate (172.9297±12.73) MPa>Vitablocs Mark II (158.6587±15.37) MPa>Vita Enamic (155.3670±13.77) MPa; 挠曲模量为Vitablocs Mark II (24.07±1.86) GPa>Vita Enamic (19.64±0.98) GPa>Hyramic (10.35±0.87) GPa>Lava Ultimate (8.68±0.86) GPa。断裂韧性为Vita Enamic (1.6357±0.16) MPa·m^{1/2}>Lava Ultimate (1.4286±0.11) MPa·m^{1/2}>Vitablocs Mark II (1.3233±0.10) MPa·m^{1/2}>Hyramic (1.0614±0.09) MPa·m^{1/2}。各实验组硬度均显著低于对照组。结论: 根据ISO 6872/2008, 3种可切削树脂陶瓷复合材料均满足临床强度需要。其中, Hyramic在不同厚度条件下都表现出了较高的挠曲强度, 是比较理想的后牙修复材料; 而Vita Enamic在1 mm时具有更高的机械强度, 且韧性好, 适用于后牙咬合空间有限且咬合力较大的患者的修复, 即贴面。

[关键词] 可切削树脂陶瓷复合材料; 挠曲性能; 断裂韧性; 硬度

[中图分类号] R783.1

[文献标志码] A

DOI: 10.19439/j.sjos.2019.01.005

Comparison of mechanical properties of three machinable resin ceramic composite materials LIU Li-yang, GUO Jia-jie, DU Ya-xin, WANG Qiang, QIU Li-hong. (*Department of Endodontics, School of Stomatology, China Medical University; Liaoning Institute of Dental Research; Liaoning Research Center of Oral Disease Translational Medicine. Shenyang 110002, Liaoning Province, China*)

[Abstract] PURPOSE: This *in vitro* study was to compare the flexural properties, fracture toughness and hardness of three machinable composite materials. **METHODS:** Three kinds of resin composite ceramic Upcera Hyramic, 3M Lava Ultimate, Vita Enamic and a glass ceramic Vitablocs Mark II were chosen for the study. Bar-shaped specimens (16 mm×4 mm×1 mm, 2 mm) were prepared for flexural strength experiment; specimens (17 mm×4 mm×3 mm) were prepared for fracture toughness experiment and specimens of 4 mm thickness were prepared for hardness test. Flexural test and fracture toughness experiment were performed with an universal testing machine at a cross-head speed of 0.5 mm/min. Hardness test was performed with a micro hardness tester. Scanning electron microscope was used to observe the roughness of fracture surface. One-way variance analysis was used to determine the statistical differences with SPSS 17.0 software package. **RESULTS:** The mean flexural strength of the tested blocks at 1 mm thickness was Hyramic (207.7515±13.12) MPa>Vita Enamic (182.0286±15.18) MPa>Lava Ultimate (145.8469±8.98) MPa>Vitablocs Mark II (103.0542±18.19) MPa. The mean flexural modulus were Vitablocs Mark II (49.49±5.50) GPa>Vita Enamic (40.65±3.80) GPa>Hyramic (14.89±

[收稿日期] 2018-01-25; **[修回日期]** 2018-08-20

[作者简介] 刘丽杨 (1991-), 女, 在读研究生,

E-mail: 1558871091@qq.com

[通信作者] 仇丽鸿, E-mail: drqlh@yahoo.com

©2019年版权归《上海口腔医学》编辑部所有

2.38)GPa>Lava Ultimate(7.09±1.24)GPa. The mean flexural strength of the tested blocks at 2 mm thickness was Hyramic (208.1986±25.07)MPa>Lava Ultimate (172.9297±12.73)MPa>Vitablocs Mark II (158.6587±15.37) MPa>Vita Enamic (155.3670±13.77)MPa. The mean flexural modulus were Vitablocs Mark II (24.07±1.86)GPa>Vita Enamic(19.64±0.98) GPa>Hyramic(10.35±0.87)GPa>Lava Ultimate(8.68±0.86)GPa. The mean fracture toughness was Vita Enamic(1.6357±0.16)MPa·m^{1/2}>Lava Ultimate(1.4286±0.11)MPa·m^{1/2}>Vitablocs MarkII(1.3233±0.10)MPa·m^{1/2}>Hyramic(1.0614±0.09) MPa·m^{1/2}. The hardness of the experimental group was significantly lower than that of the control group.
CONCLUSIONS: According to ISO 6872/2008, three kinds of machinable resin ceramic composites meet the needs of clinical strength.Hyramic showed higher flexural strength at different thickness, it is an ideal material for dental restoration. Vita Enamic has not only higher flexural strength at the thickness of 1 mm, but also good toughness, it is suitable for repair of patients that have limited occlusal space and great bite force, named occlusal veneer.

[Key words] Machinable resin ceramic composite materials; Flexural properties; Fracture toughness; Hardness
Shanghai J Stomatol,2019,28(1):25-29.

随着椅旁计算机辅助设计与制作(computer aided design/computer aided manufacturing,CAD/CAM)系统的迅速发展,可切削陶瓷材料的种类层出不穷。其中,玻璃陶瓷具有良好的生物相容性、较高的抗压强度和耐磨耗性,而且其美学效果较好,成为目前临床上用于牙体修复主要的全瓷材料^[1-2]。然而,玻璃陶瓷较低的拉伸和挠曲强度使材料的脆性增加,对切削和临床操作过程中产生的微小裂纹及表面缺陷变得更加敏感,且由于其硬度较高,与对颌的天然牙存在潜在的磨损^[3-4];而复合树脂可塑性强,质地坚韧而不易脆裂折断,且对应力具有一定的缓冲作用,因此,许多研究者将玻璃陶瓷优良的机械、美学性能与复合树脂的韧性结合起来,形成一种新型树脂陶瓷复合材料。

作为后牙修复材料,其机械性能能否满足临床要求是临床关注的问题。随着“微创”概念的逐渐推广,保留更多的健康牙体组织成为大多数临床医师及患者的共识。树脂陶瓷复合材料可切削至1 mm甚至更薄,但其强度是否还能够满足临床需要,研究结果不尽相同^[5-7]。本实验对3种可切削树脂陶瓷复合材料进行挠曲性能、断裂韧性和硬度测量分析,并对其机械性能进行综合比较,旨在为复合材料的临床应用提供实验依据。

1 材料与方法

1.1 实验材料

选择3种树脂陶瓷复合材料 Upcera Hyramic、3M Lava Ultimate、Vita Enamic 作为实验组,以玻璃陶瓷 Vitablocs Mark II 作为对照组。各实验材料的基本信息见表1。

1.2 三点弯曲实验

采用线切割技术,利用全自动内圆切片机将4种材料分别加工成长、宽、高为16 mm×4 mm×1 mm、16 mm×4 mm×2 mm的2组试件,每组10个试件,测量试件中部的宽和高,精确至0.02 mm。将试件避光保存于37℃恒温水浴锅中24 h,取出后吹干备用。

将试件固定在微机控制电子万能实验机 Exceed E44 上(图1),试件下表面两支点间距离为12 mm,压头以0.5 mm/min的速度垂直下移,直至接触试件表面并使之断裂,记录断裂时的最大载荷值。根据公式计算挠曲强度(δ)和挠曲模量值(E_f): $\delta=3FL/2BH^2$,F为最大加荷值(N),L为两支点间距离(mm),B为试件宽度(mm); $E_f = \Delta FL^3/4BH^3 \Delta d$,L为两支点间距离(mm),B为试件宽度(mm),H为试件高度(mm), $\Delta F/\Delta d$ 即压头运动轨迹上直线部分任意两点对应载荷之差与位移之差的比值(N/mm)。

表1 4种实验材料的基本情况
Table 1 The general information of 4 kinds of experimental materials

| 材料名称 | 类别 | 单体 | 填料 | 无机物含量(%) | 厂家 |
|-------------------|----------------|-------------------------------|----------------------------------|----------|---------|
| Hyramic | 树脂纳米陶瓷 | UDMA,TEGDMA | 钡玻璃粉(0.1~1 μm)、二氧化硅纳米粉体(5~50 nm) | 82 | 深圳爱尔创公司 |
| Lava Ultimate | 树脂纳米陶瓷 | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA,TEGDMA | 纳米氧化锆(4~11 nm)、纳米二氧化硅(20 nm) | 80 | 美国3M公司 |
| Vita Enamic | 聚合物渗透陶瓷(双网状结构) | UDMA,TEGDMA | 氧化铝增强的长石质瓷 | 86 | 德国丰达公司 |
| Vitablocs Mark II | 玻璃陶瓷 | - | 长石质类瓷 | 100 | 德国丰达公司 |

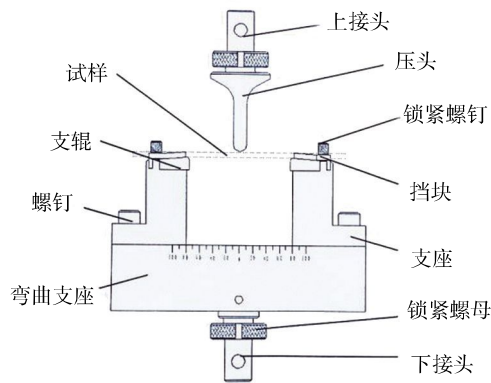


图1 三点弯曲实验模式图
Figure 1 Diagram of three point bending test

1.3 断裂韧性实验

按照国际标准 ISO 6872:2008^[8]的实验方法,将4种材料分别制作成长、宽、高为17 mm×4 mm×3 mm的试件,每组10个试件。应用V型切口机在每个样本下表面中央位置磨出V型沟槽,上、下切口最终深度控制在0.8~1.2 mm范围内,超声清洗5 min,自然干燥待测(图2)。

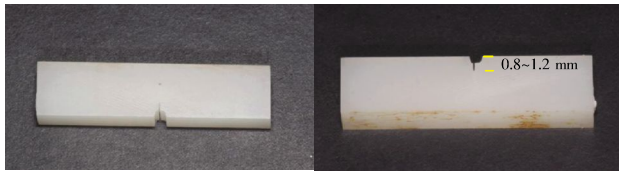


图2 V形切口示意图
Figure 2 Diagram of V-notch

同样将试件置于万能实验机上,应用三点弯曲实验原理对试件中央进行加载直至断裂,记录断裂时的最大载荷值P。根据公式计算断裂韧性 K_{Ic} ($\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$): $\alpha = a/w$, $Y = 1.9472 - 5.0247\alpha + 11.8954\alpha^2 - 18.0635\alpha^3 + 14.5986\alpha^4 - 4.6896\alpha^5$, $K_{Ic} = \sigma \alpha^{1/2} Y$, Y为应力强度形状系数; α 为相对V槽深度,a为V槽的平均深度(mm),w为试件宽度(mm), σ 为断裂强度(MPa)。

1.4 硬度实验

4种材料分别制作成5个厚度为4 mm的试件。将其浸在37℃蒸馏水中保存24 h,取出后经砂纸打磨、高度抛光成镜面状后超声荡洗5 min,吹干备用。

显微硬度测量需按照 ISO 14577^[9]标准,使用自动显微硬度仪,将试件置于HVS-1000数显显微硬度计上(图3)。采用法向载荷200 g(即1.96 N),加载时间持续10 s,在每个试件上随机选取5个点进行硬度测量。实验中每次测得四边形压痕2条对角线长度 d_1 、 d_2 ,根据公式计算得到硬度值; $HV = 0.102 \times 1.8544F/d^2 = 0.1891F/d^2$,F为载荷(N),d为 d_1 、 d_2 的算

术平均值(mm)。

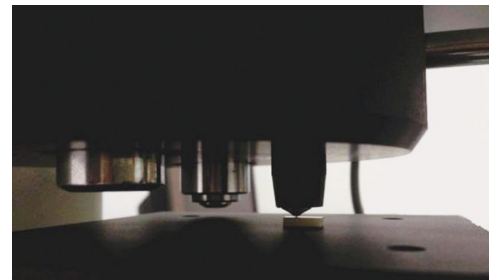


图3 显微硬度实验模式图
Figure 3 Diagram of microhardness test

1.5 扫描电镜观察

将实验后的断裂韧性试件超声荡洗5 min,吹干,对断面进行喷金处理,采用扫描电镜(Hitachi, S-3400 N)进行断面形貌观察。

1.6 统计学分析

数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示,采用 SPSS 17.0 软件包对实验结果进行单因素方差分析, $P < 0.05$ 为差异具有显著性。

2 结果

2.1 挠曲强度和挠曲模量

2.1.1 挠曲强度结果 结果见表2。当试件厚度为1 mm时,3个实验组的挠曲强度均高于对照组 Vita MarkII,其中 Hyramic 挠曲强度最大,依次为 Hyramic>Vita Enamic>Lava Ultimate,Vita MarkII 挠曲强度值最小,各组间差异均具有统计学意义。厚度为2 mm时,Hyramic 挠曲强度值最大,依次为 Hyramic>Lava Ultimate> Vita Enamic,3个实验组间有显著差异;但 Vita Enamic 与对照组 Vita MarkII 之间无显著差异。各组内1 mm与2 mm之间比较结果如图4所示,Hyramic 在不同厚度下强度无明显变化;Lava Ultimate 和 Vita MarkII 挠曲强度随厚度增加而增大,而 Vita Enamic 在1 mm时的挠曲强度高于2 mm,差异均具有统计学意义。

2.1.2 挠曲模量结果 见表2。无论试件厚度为1 mm或2 mm,对照组 Vita MarkII 挠曲模量值均最大,Vita MarkII>Vita Enamic>Hyramic>Lava Ultimate,且各组之间均有显著差异。

2.2 断裂韧性结果

见表2。3个实验组中,Vita Enamic 和 Lava Ultimate 断裂韧性均高于对照组 Vita MarkII。其中,Vita Enamic 断裂韧性最大,依次为 Vita Enamic>Lava Ultimate>Vita MarkII;而 Hyramic 断裂韧性低于 Vita MarkII,差异具有统计学意义。

表 2 各组材料的挠曲强度、挠曲模量、断裂韧性和维氏硬度值($\bar{x}\pm s$)Table 2 Flexural strength, flexural modulus, fracture toughness and Vickers hardness of 4 kinds of materials ($\bar{x}\pm s$)

| 材料组别 | 挠曲强度(MPa) | | 挠曲模量(GPa) | | 断裂韧性(MPa·m ^{1/2}) | 维氏硬度(Hv) |
|---------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------------|---------------------------|
| | 1 mm | 2 mm | 1 mm | 2 mm | | |
| Hyramic | 207.7515±13.12 ^a | 208.1986±25.07 ^a | 14.89±2.38 ^a | 10.35±0.87 ^a | 1.0614±0.09 ^a | 121.45±2.42 ^a |
| Lava Ultimate | 145.8469±8.98 ^b | 172.9297±12.73 ^b | 7.09±1.24 ^b | 8.68±0.86 ^b | 1.4286±0.11 ^b | 111.85±2.88 ^b |
| Vita Enamic | 182.0286±15.18 ^c | 155.3670±13.77 ^c | 40.65±3.80 ^c | 19.64±0.98 ^c | 1.6357±0.16 ^c | 240.95±9.21 ^c |
| Vita Mark II | 103.0542±18.19 ^d | 158.6587±15.37 ^c | 49.49±5.50 ^d | 24.07±1.86 ^d | 1.3233±0.10 ^b | 691.28±68.27 ^d |

注:不同字母间有显著差异($P<0.05$),相同字母间无显著差异($P>0.05$)

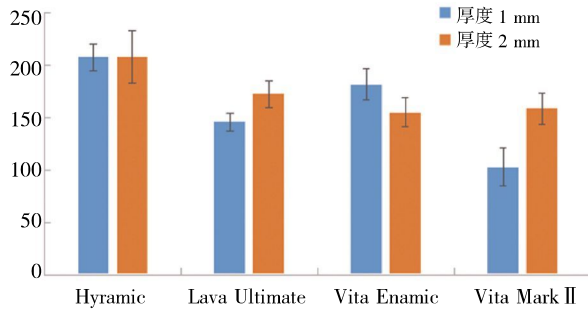
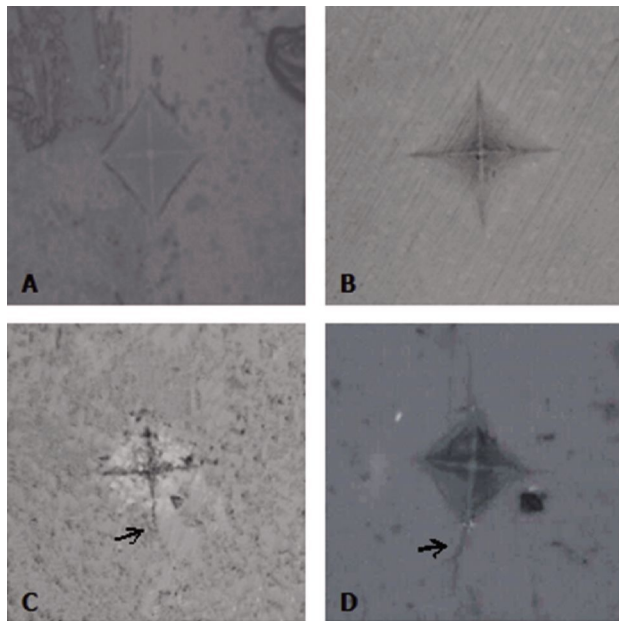


图 4 各组材料不同厚度下挠曲强度值柱状图

Figure 4 Bar graph illustrated differences in flexural strength of 4 kinds of materials under different thickness

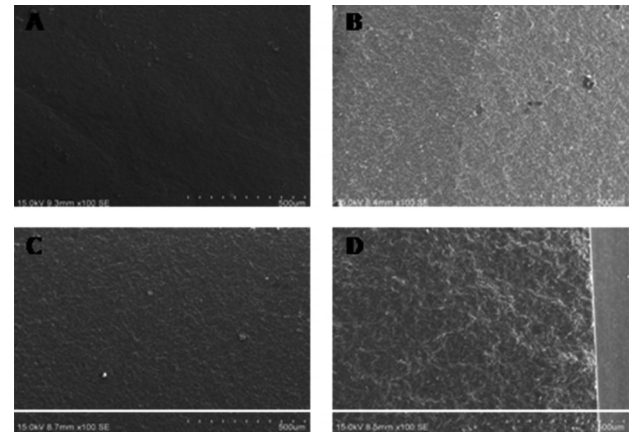
图 5 显微硬度测试后材料表面压痕 ($\times 400$)。A. Hyramic; B. Lava Ultimate; C. Vita Enamic; D. Vita MarkII(箭头所指为裂纹)Figure 5 Indentation images of materials after microhardness test ($\times 400$). A. Hyramic; B. Lava Ultimate; C. Vita Enamic; D. Vita Mark II

2.3 维氏硬度结果

见表 2。3 个实验组的硬度值均低于对照组 Vita MarkII。其中 Lava Ultimate 硬度值最小,依次为 Lava Ultimate<Hyramic<Vita Enamic。显微镜下观察材料表面压痕,如图 5。Hyramic(图 5A)和 Lava Ultimate(图 5B)压痕完整,周围无裂纹;Vita Enamic(图 5C)隐约可见微小裂纹;对照组玻璃陶瓷 Vita MarkII 硬度值最大,压痕周围清晰可见延伸的裂纹(图 5D)。

2.4 扫描电镜观察结果

SEM 观察材料断面形貌,见图 6。可见各组材料断面粗糙程度,3 种树脂陶瓷复合材料中,Hyramic(图 6A)断面比较光滑;Lava Ultimate(图 6B)和 Vita Enamic(图 6C)略粗糙;而对照组玻璃陶瓷 Vita MarkII(图 6D)断面粗糙程度与 Lava Ultimate 及 Vita Enamic 相近。

图 6 断裂韧性测试后试件断面扫描电镜图($\times 100$)。A. Hyramic; B. Lava Ultimate; C. Vita Enamic; D. Vita MarkIIFigure 6 SEM images of specimens at fracture surface after fracture toughness test at ($\times 100$). A. Hyramic; B. Lava Ultimate; C. Vita Enamic; D. Vita MarkII

3 讨论

作为后牙修复材料,机械性能是评价材料的重要指标,而这些性能常用挠曲强度、挠曲模量来评价^[10]。挠曲强度是指材料在弯曲负荷作用下破裂或达到规定弯矩时能承受的最大应力,反映了材料抗弯曲的能力,用来衡量材料的弯曲性能,通常采用三点弯曲法进行测量。本实验比较了 4 种材料在不同厚度下的挠曲强度值,结果显示,尽管各组材料间强度有所差异,但总体上都满足 ISO 6872/2008 所要求的临床值 100 MPa^[8]。

可切削树脂陶瓷复合材料在 1 mm 与 2 mm 厚度时都表现出良好的机械强度,与其内部结构有关。其中,Hyramic 与 Lava Ultimate 均属于瓷填料树脂。Hyramic 由具有渐进式精细结构的钡玻璃粉(0.1~

1 μm) 和氧化硅纳米粉体 (5~50 nm) 组成; Lava Ultimate 系在树脂基质中添加 80% 的纳米级无机填料颗粒 (氧化锆、二氧化硅), 而 Vita Enamic 是由 86% 氧化铝增强型长石质瓷与 14% 丙烯酸酯聚合物交叉混合形成的双网络结构。研究表明, CAD/CAM 可切削材料的化学组成多为易切削的硅酸盐陶瓷, 仅通过添加少量高弹性模量的氧化物陶瓷来提高其抗折强度; 而物理结构多通过提高陶瓷晶粒细度以及通过添加具有增韧作用的第二相来获得理想的机械学强度^[2]。本实验中, Vita Enamic 即是在玻璃陶瓷 Vita Mark II 的基础上添加了氧化铝成分; 而另外 2 种树脂陶瓷复合材料 Hyramic 与 Lava Ultimate 也均采用颗粒精细的无机填料, 并且添加树脂成分作为第二相, 与填料之间致密混合, 这种内部结构既使得应力分散作用均匀, 同时又能缓冲应力, 达到增韧效果, 因此都具有较高的挠曲强度。

临床上有一些重度磨损的患者通常仍保留活髓状态, 而且随着牙冠高度的降低, 对颌牙的不断伸长, 使咬合空间变小。对于这类患者的修复, 尽可能少预备牙体, 在充分保留剩余牙体组织的前提下, 应使修复体满足咬合强度的需要, 因此对所选择的材料要求极高。有研究表明, 选择玻璃陶瓷制作修复体时, 牙体预备应不低于 1.5~2 mm^[11]; 而对于树脂陶瓷复合材料, 临床预备量可以达到 1 mm 甚至更薄。本实验证明, 对于 Vita Enamic 和 Hyramic 2 种材料而言, 厚度增加对强度并无影响。Hyramic 在 1 mm 厚度时能够达到与 2 mm 时相同的强度。Goujat 等^[12]对 Cerasmart 和 Lava Ultimate 2 种材料进行比较, 发现两者虽然同属于树脂纳米陶瓷, 但 Cerasmart 比 Lava Ultimate 具有更高的挠曲强度, 归因于其内部均匀的纳米颗粒填料, 而 Lava Ultimate 填料尺寸却大小不一。因此推测, Hyramic 在 1 mm 和 2 mm 厚度时, 均具有较高的挠曲强度, 可能与其内部颗粒大小均匀的填料有关。Vita Enamic 在 2 mm 厚度时并未体现出优势, 与对照组 Vita Mark II 强度相比无显著差异, 推测抗折强度主要受无机填料的影响。Vita Enamic 和 Vita Mark II 的无机填料成分相同, 当修复体厚度满足时, 树脂基质成分并未发挥出其韧性优势。实验组的 3 种材料中, 只有 Vita Enamic 在 1 mm 厚度时比 2 mm 表现出了更高的挠曲强度, 具体原因尚不明确, 可能与其内部的双网状结构和良好的韧性有关; 这种双网状结构能够充分吸收来自

外界各个方向的咀嚼压力, 阻止已经形成的裂纹扩展或使裂纹方向偏转。断裂韧性的增加能够对切削和临床操作过程中产生的微小裂纹产生“自我愈合”作用, 减少日后修复体的脆性折断, 延长修复体的使用寿命; 而且其在 1 mm 时挠曲模量较高, 能够使材料在一定受力下所发生的形变较小, 修复体更加密合。同时, 本实验结果和硬度压痕都进一步证实树脂陶瓷复合材料脆性低, 这就使得修复体即使在边缘厚度较薄时也不易出现崩瓷现象。

因此, 综合材料各方面的性能, 认为 Hyramic 和 Vita Enamic 都是比较理想的后牙修复材料。其中, Vita Enamic 更适合用于咬合空间有限、牙过度磨损患者的修复, 即 ■ 贴面; 而 Hyramic 由于韧性稍差, 不建议用于咬合关系复杂患者的临床修复。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 刘丽杨负责论文撰写; 郭佳杰、杜亚鑫负责资料收集; 王强负责实验设计、统计分析、实验指导; 仇丽鸿指导论文撰写。

[参考文献]

- [1] 陈曦, 章非敏, 胡建. 2 种不同厚度椅旁 CAD/CAM 全瓷材料断裂强度的实验研究[J]. 南京医科大学学报(自然科学版), 2015, 35(11): 1632-1636.
- [2] Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, et al. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic [J]. J Prosthet Dent, 2015, 114(3): 440-446.
- [3] Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material [J]. Open Dent J, 2013, 7: 118-122.
- [4] Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an *in vitro* study [J]. J Prosthet Dent, 2014, 112(5): 1141-1150.
- [5] Beier US, Kapferer I, Burtscher D, et al. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years [J]. Int J Prosthodont, 2012, 25(1): 79-85.
- [6] Magne P, Schlichting LH, Maia HP, et al. *In vitro* fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers [J]. J Prosthet Dent, 2010, 104(3): 149-157.
- [7] Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Survival rates of porcelain molar crowns—an update [J]. Int J Prosthodont, 2010, 23(1): 60-62.
- [8] ISO 6872: 2008. Dentistry—Ceramic materials [M]. 3rd Ed. Geneva: International organization for standardization, 2008.
- [9] ISO14577-1:2002. ISO (2013) Metallic materials—instrumented indentation test for hardness and materials parameters—part 1: test method[S]. <https://www.iso.org/standard/30104.html>.
- [10] Boccaccini AR. Assessment of brittleness in glass-ceramics and particulate glass matrix composites by indentation data [J]. J Mater Sci Lett, 1996, 15(13): 1119-1121.
- [11] 程碧焕, 赵云凤, 王华容, 等. 后牙全瓷冠不同形态设计的三维有限元分析 [J]. 四川大学学报(医学版), 2003, 34(2): 265-266.
- [12] Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials [J]. J Prosthet Dent, 2018, 119(3): 384-389.