

聚合物浸渍陶瓷材料的结构性能 及其在口腔医学中的应用

刘佳妮¹, 张皓², 李石保², 傅柏平¹

(1. 浙江大学医学院附属口腔医院, 浙江 杭州 310006)

(2. 第四军医大学口腔医院 军事口腔医学国家重点实验室 国家口腔疾病临床研究中心, 陕西 西安 710032)

摘要: CAD/CAM 技术因方便快捷的特点, 逐渐成为当今牙体修复的重要方式。近年来, 聚合物浸渍陶瓷材料(polymer infiltrated ceramic network, PICN)因具有良好切削性能受到了口腔从业者越来越多的青睐。这种新型材料内部呈现树脂与陶瓷互穿形态, 兼具陶瓷和复合树脂性能特点, 同时又具有自身独特的优势。本文评价了这种材料的微观结构和组成、力学性能和粘接性能, 其中力学性能包括抗弯曲强度、断裂韧性、弹性模量、维氏硬度以及耐疲劳性能, 同时还评价了聚合物浸渍陶瓷材料单牙冠临床使用情况。在模拟正常生理咬合试验中, 聚合物浸渍陶瓷材料具有更加优秀的耐疲劳性能, 意味着其在抵抗滑动冲击运动时更有优势。聚合物浸渍陶瓷材料通过控制内部组分来调控其力学性能, 使其在临床和教学中都有较高的应用价值。

关键词: 聚合物浸渍陶瓷材料; 多孔陶瓷; 力学性能; 疲劳性能; 牙科应用

中图分类号: R738.1

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2019)10-3387-07

牙体修复就是用人工修复材料替换口腔内损坏的牙体组织, 修复材料的性能对修复效果起着关键作用。尤其后牙咬合面, 因有较大且频繁的颌力接触, 往往需要高强度、高耐磨、高断裂韧性及优秀耐疲劳性能的修复材料。修复材料与牙体组织之间弹性模量匹配对长期效果也有重要的影响。目前, 牙体修复材料有两种常用材料: 复合树脂 (composite resin) 和全瓷材料 (all-ceramic)。复合树脂与牙本质的弹性模量较为匹配, 但复合树脂中无机填料含量较低, 使得复合树脂机械性能不佳^[1-3]。此外, 复合树脂固化收缩对长期修复效果会带来不良影响^[4]。陶瓷材料机械性能优秀, 但其弹性模量却比牙体组织大得多, 这对长期修复效果会带来不利影响。

如何提高复合树脂的机械性能或降低陶瓷材料的弹性模量, 已成为口腔材料研究中的一个重要问题。纵观过去的十几年, 在复合树脂方面, 一般是通过高温高压等方法增大无机填料含量, 但到目前为止, 复合树脂的机械性能还不能满足临床需求。另外一个思路是降低陶瓷的弹性模量, 即通过等静压+部分烧结方法将瓷粉烧结成多孔陶瓷状态 (第一相), 再用其他材料 (第二相) (金属、玻璃、聚合物等) 进行浸渍, 形成新的浸渍陶瓷材料 (in-ceramic)。

在浸渍陶瓷材料中, 第一相 (陶瓷相) 与第二相 (金属、玻璃或聚合物相) 都是连续的。从图 1a (in-ceramic) 陶瓷材料中无机相 (陶瓷相) 与图 1b 中石榴石基铸瓷陶瓷相 (石榴石晶体相) 对比中可以看出, 图 1a 中的无机陶瓷相是连续的, 而图 1b 中, 陶瓷相是不连续的。在浸渍陶瓷材料中, 连续的第一相与连续的第二相相互贯穿, 构成了浸渍陶瓷材料结构中的互穿网络结构 (interpenetrating polymer network, IPN)。IPN 中物相的组成、体积分数和空间分布对浸渍陶瓷材料的弹性模量都会产生影响^[5-7]。此外, IPN 在改变材料内部应力传递^[8]的同时, 也调节或改变了材料的机械性能和耐疲劳性能。

图 2 中显示了按浸渍工艺和两相组成对牙科陶瓷的分类。根据第二组成相的不同, In-ceramic 体系中包括金属浸渍陶瓷材料、玻璃浸渍陶瓷材料和聚合物浸渍陶瓷材料。金属浸渍陶瓷材料主要应用于汽车、航天及发电等工业行业^[9]。玻璃浸渍陶瓷材料和聚合物浸渍陶瓷材料主要用于牙科领域^[10]。其中, 聚合物浸渍陶瓷材料 (PICN) 是本篇综述文章讨论的重点。

1 聚合物浸渍陶瓷材料的结构和组成

与纯无机的玻璃浸渍陶瓷复合材料不同, 聚合物

收稿日期: 2019-05-10

作者简介: 刘佳妮, 女, 1993 年生, 硕士生, 浙江大学医学院附属口腔医院修复科, 浙江 杭州 310006, 电话: 0571-87217429, E-mail: 390539904@qq.com

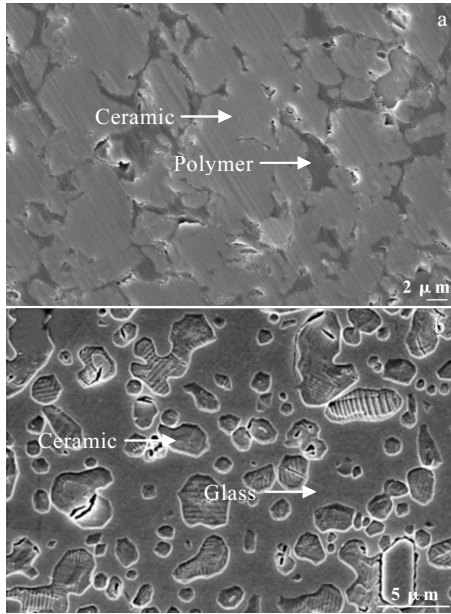


图 1 聚合物浸渍陶瓷材料 (in-ceramic) 和其他全瓷材料 (all-ceramic) 内部结构对比

Fig.1 Microstructure comparison of polymer-infiltrated-ceramic material (in-ceramic system) (a) and all-ceramic material (b)

浸渍陶瓷材料 (polymer infiltrated ceramic network, PICN) 是一种有机-无机复合材料。在高压过程中, 聚合物 (有机相) 浸渍到部分烧结陶瓷网状结构 (无机相) 中形成 PICN^[11]。在 PICN 中, 连续的聚合物有机相弥补了无机相陶瓷较脆、易断裂的不足, 使复合材料具有塑性变形和抗断裂能力^[9,12]。

在复合树脂中, 无机增强相是不连续的, 见图 3a, 而 PICN 中的无机相则表现出连续的网状, 见图 3b。网状连续的陶瓷结构一方面提高了 PICN 复合材料的耐磨性能^[13], 同时, 连续的无机相使 PICN 内部裂纹更易发生偏转, 增强了 PICN 的抗弯曲强度^[14]。此外, PICN 中的 IPN 结构可将应力引入到有机聚合物相进行缓释, 从而提高了浸渍陶瓷的断裂韧性^[14-17]。

目前研究较多的聚合物浸渍陶瓷材料名称与组分见表 1。由于聚合物在固化时具有较大的体积收缩 (~5%)^[18], 早期 PICN 的发展并不如玻璃浸渍陶瓷材料那么顺利^[19]。硅烷偶联剂的使用在一定程度上解决了聚合物网络与陶瓷网络之间的结合问题。但因为 PICN 内部非均质的微观结构形态, 在受到外界弯曲应力时, 仍然存在陶瓷和聚合物两相分离现象^[19,20]。

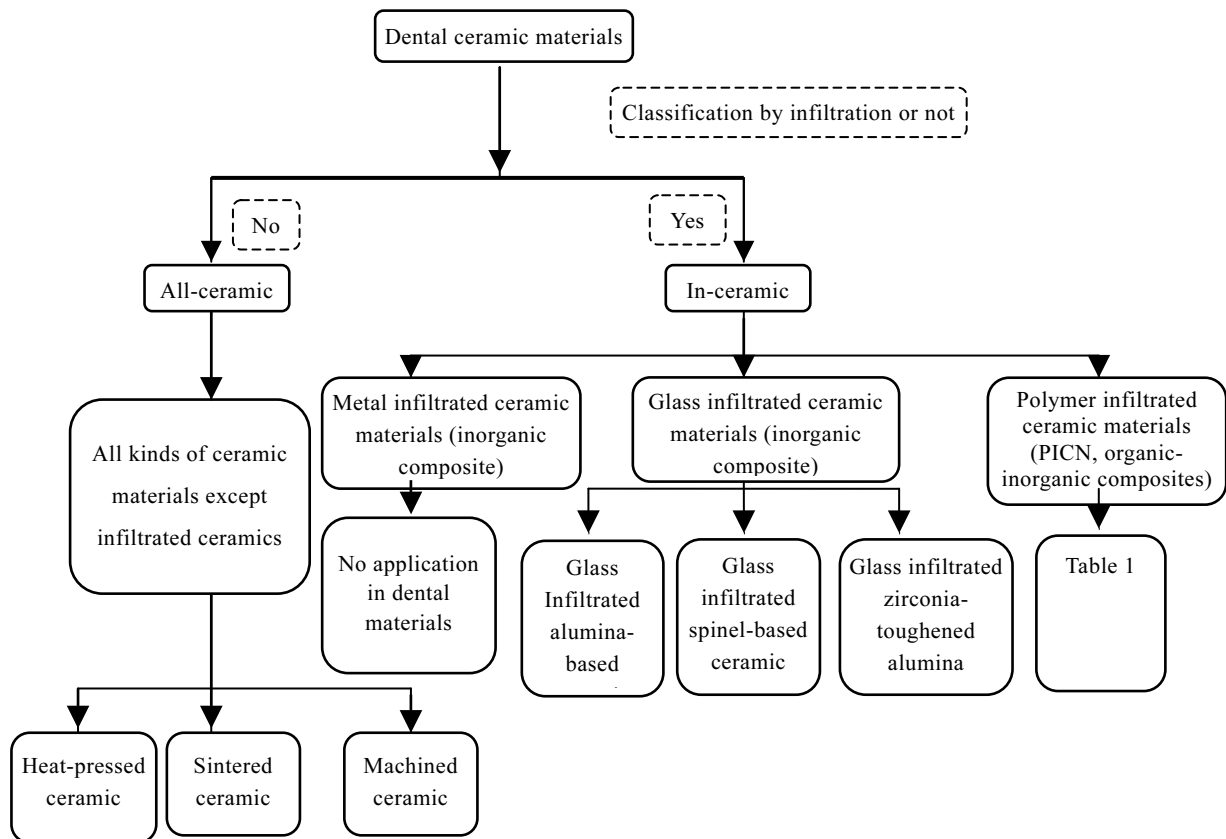


图 2 按浸渍工艺和两相组成对牙科陶瓷的分类

Fig.2 Classification of dental ceramic materials according to infiltration process and phase composition

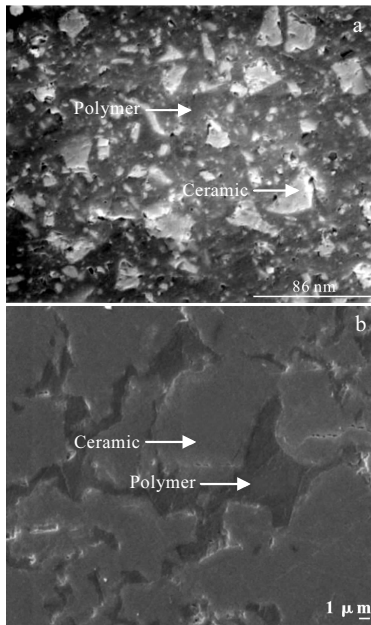


图 3 复合树脂内部微观结构与 PICN 内部微观结构

Fig.3 Microstructure comparison of dental composite resin (a) and PICN (b)^[16]

2 聚合物浸渍陶瓷材料力学性能

材料的微观结构决定材料的性能特点。PICN 的微观结构特点及陶瓷组分和聚合物组分变化可调，使 PICN 复合材料具有不同于以往传统牙科修复材料的性能特点^[15]。

口腔材料的质量好坏是通过性能表现出来的，良好的性能是临床安全有效的重要保证。对材料的性能进行评估时，材料的力学性能最先被评价。口腔修复材料为修复牙体缺损或缺失而研发，所以力学性能应尽可能与天然牙体组织相匹配。天然牙体组织的力学性能见表 2。

2.1 抗弯曲强度

抗弯曲强度是指材料受弯曲载荷破裂或达到规定弯矩时能承受的最大应力，此应力为弯曲时的最大正应力，它反映了材料抵抗弯曲的能力，用来衡量材料的弯曲性能。对于口腔材料来说，抗弯曲强度是一个非常非常重要的指标。具有较高弯曲强度的牙科材料，往往更加令人放心。

在弯曲性能的表现上，PICN 的整体表现优于白榴

表 1 聚合物浸渍陶瓷材料的种类

Table 1 Types of polymer infiltrated-ceramic materials

PICN	Organic composition	Inorganic composition	Researchers
PZC 2014	PMMA	Zirconia (32 nm)	Shibao Li et al ^[11]
PZC 2016	TEGDMA+Bis-GMA	Zirconia (90 nm)+0.2%mol Fe ₂ O ₃	Jing Li et al ^[21]
PZC 2017	TEGDMA+Bis-GMA	Zirconia (90 nm)	Jing Li et al ^[22]
PIC 2017	TEGDMA+Bis-GMA	Aluminum silicate	Jing Li et al ^[9]
Enamic	TEGDMA+UDMA	Feldspar	VITA

Note: PZC 2014 is PMMA infiltrated zirconia composite; PZC 2016 is TEGDMA/Bis-GMA infiltrated zirconia (0.2%mol Fe₂O₃) Composite; PZC 2017 is TEGDMA/Bis-GMA infiltrated zirconia composite; PIC 2017 is TEGDMA/Bis-GMA infiltrated aluminum silicate ceramic; Enamic is TEGDMA/UDMA infiltrated feldspar-based ceramic network

表 2 釉质与牙本质的力学性能

Table 2 Mechanical properties of enamel and dentin

	Flexural strength/MPa	Elastic modulus/GPa	Vickers hardness/GPa	Fracture toughness/MPa·m ^{1/2}
Enamel	60~90 ^[23]	48~115 ^[16, 24, 25]	2.7~6.4 ^[16, 25]	0.52~1.5 ^[16, 25]
Dentin	213~280 ^[23, 26]	8.7~25 ^[26, 27]	0.12~0.67 ^[25, 28, 29]	1.8~3.1 ^[16, 30]

石基全瓷材料和长石质基全瓷材料，低于二硅酸锂全瓷材料^[10]，具体数据见图 4。图 4 中，聚合物浸渍氧化锆全瓷 (PZC) 的抗弯曲强度对比于聚合物浸渍长石质全瓷 (Enamic) 在抗弯曲强度上有明显的提升。PZC2016 与 PZC2017 的抗弯曲强度对比中，PZC2016 中含有 0.2 mol% 的 Fe₂O₃，极大地增强了 PZC 的抗弯曲强度。陶瓷相的烧结温度对 PICN 的抗弯曲强度有明显的影 响^[9,11]。不同组成的陶瓷相烧结温度也不相同^[9,11,21]。

在抗弯曲强度测试中，虽然 PICN 的整体表现并

不非常优秀，但其弯曲强度的 Weibull 分布要优于硅酸锂、长石基全瓷以及白榴石基全瓷材料^[32]，表明 PICN 具有较强的内部结构均一性与较好的数据可重复性。单从抗弯曲强度数据来看，PICN 复合材料用于贴面、嵌体及前牙全冠上具有可行性，如作为磨牙单冠使用，则具有断裂的风险，应当谨慎，尤其要避免作为修复桥体使用。

2.2 弹性模量

口腔修复材料与牙体组织之间弹性模量匹配对长

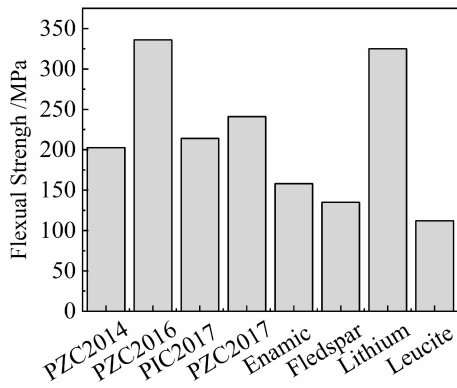


图 4 PICN 材料与其他可切削全瓷材料的弯曲强度对比

Fig.4 Comparison of flexural strength between PICN materials and other machined materials (PZC2014, PZC2016, PIC2017, PZC2017, Enamic^[31] are PICN materials; Feldspar means feldspar-based machinable ceramic material; Lithium is lithium disilicate machinable ceramic material; Leucite is heat pressed ceramic materials^[10])

期修复效果有重要意义, 因为弹性模量匹配更有利于在修复材料和牙体组织之间形成有效结合。釉质弹性模量在 48~115 GPa 之间, 牙本质弹性模量在 8.7~25 GPa 之间, 具体见表 2。PICN 与口腔其他全瓷材料弹性模量数据, 见图 5。

PICN 和其他可切削全瓷材料的弹性模量在较大的区间内变化。在临床上, 口腔修复材料与牙体之间形成可靠粘接更多来自釉质, 因此口腔修复材料的弹性模量应尽可能接近釉质。

2.3 维氏硬度

维氏硬度与对颌牙体磨损关系密切。牙体组织的磨损是一个复杂的过程。牙齿的磨损原因也是多方面

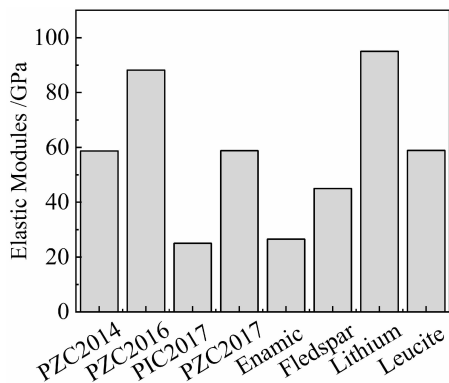


图 5 PICN 材料与其他可切削全瓷材料的弹性模量对比

Fig.5 Comparison of elastic modulus between PICN materials and other machineable materials

的^[33]。在其他因素(光滑度、压力等)相同的情况下, 低硬度的口腔材料自身更易发生磨损, 而高硬度的口腔材料容易造成对颌牙体组织的磨损^[34]。适当的维氏硬度有利于维护正常的颌位关系和口周功能协调^[13]。釉质的维氏硬度为 2.7~6.4 GPa, 牙本质的维氏硬度为 0.12~0.67 GPa。图 6 为 PICN 与其他口腔常用可切削全瓷材料的维氏硬度对比。从图 6 可以看出, PICN 表现出与釉质更为接近的维氏硬度。仅从维氏硬度上分析, PICN 材料对对颌天然牙的保护上, 会有不错的表现。尽管硅酸锂全瓷材料和白榴石基全瓷材料在维氏硬度上也接近釉质, 但总体上仍偏高。一些对颌牙磨损较为严重的患者, PICN 可能更加适用。

2.4 断裂韧性

断裂韧性是评估有裂纹材料抵抗裂纹萌生和扩展的能力。断裂韧性的测定通常是采用预设置一个裂纹, 然后施加应力, 直至材料发生断裂。常用方法为压痕法或单边切口梁法。较高的断裂韧性对口腔材料的长期使用有重要的意义。

通过图 7 PICN 与其他常用口腔材料的断裂韧性对比可看出, PICN 断裂韧性的整体表现远高于其他可切削全瓷材料。可能在于 PICN 材料中聚合物相在预防裂纹扩展中, 起到了一定的应力缓释作用^[5]。同时, 多孔网状陶瓷在裂纹的扩展中也起到了一定阻碍作用。两相协同作用, 使得 PICN 具有较高的断裂韧性^[12]。

2.5 耐疲劳性能

口腔复杂环境以及重复不断的咬合应力, 使材料的耐疲劳性能变得非常重要。不佳的耐疲劳性能和断裂韧性往往会使口腔材料在远低于其抗弯曲强度时即发生断裂。

Swain 等^[31]研究了 PICN 在循环疲劳试验中的表现。在循环试验中(198 N, 1 200 000 次循环, 1.6 Hz),

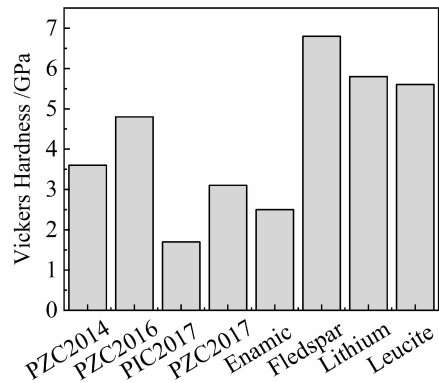


图 6 PICN 复合材料与其他可切削全瓷材料维氏硬度对比

Fig.6 Comparison of Vickers hardness between PICN materials and other machineable materials

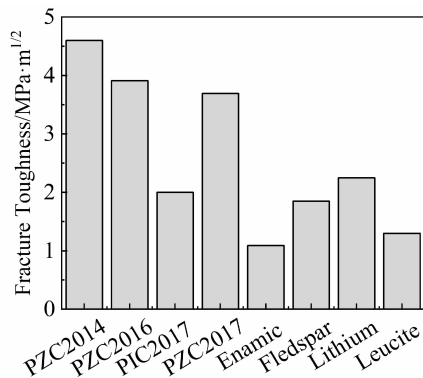


图 7 PICN 与其他常用可切削全瓷材料断裂韧性对比

Fig.7 Comparison of fracture toughness between PICN materials and other machineable materials

无一例发生断裂失效,而 6 个二硅酸锂全冠和 12 个长石质全瓷冠均发生了断裂失效, PICN 展现出了优于二硅酸锂和长石质全瓷的耐疲劳性能。

Zhawi 等^[35]设计了加速滑动接触梯度应力 (accelerated sliding-contact step-stress) 和长期滑动接触 (long-term sliding-contact) 试验,在加载负荷达 1700 N 时 (初始载荷为 200 N),仅 3 例牙冠出现了断裂,在水中表现出不错的耐疲劳性能,与 Swain 的研究结果类似。

但在 Homaei 的研究^[36]中,经过 1 000 000 次循环后,氧化锆全瓷条状试样仅表面饰瓷层发生崩裂,70% 的硅酸锂全瓷条状试样发生断裂,而 PICN 条状试样全部发生断裂。PICN 表现出了最差的耐疲劳性,与 Swain 和 Zhawi 的研究结果完全相反。

通过对比发现,与 Homaei 的实验中 PICN 制成条状试样后直接进行三点弯曲强度测试不同, Swain 和 Zhawi 的实验中,将 PICN 材料制备成解剖式牙冠,通过粘接剂粘接于类牙本质树脂上 (与牙本质具有相同的弹性模量),更有利于载荷的传递。其次,在载荷的加载上, Homaei 实验中初始载荷为 500 N,而 Swain 和 Zhawi 的实验中,初始载荷分别为 198 和 200 N。载荷力的大小对 PICN 的耐疲劳性能有一定的影响。其中,在 Zhawi 的实验结果中, PICN 牙冠发生断裂时的应力为 2000 N,远超过实际咬合力 (F_{\max} 约为 1400 N),理论上支持了正常咬合力作用下, PICN 具有良好的耐疲劳能力。

但在实际运用中,牙冠的解剖外形和对颌牙尖往往会影响咬合面的应力分布。不规律咬合或过大异常咬合力的患者使用 PICN 材料进行牙体修复时,需要特别小心。

3 聚合物浸渍陶瓷材料的切削、抛光和粘接性能

计算机的设计和切削 (CAD/CAM) 在口腔临床中的使用日趋广泛,口腔材料良好的切削性、抛光性和粘接性能对口腔修复材料的使用都有重要的影响。李石保等^[37]在用 CAD/CAM 切削 PICN 时,对切削时间进行了统计,发现 16 min 即可切削出一个 PZC 前磨牙牙冠,与切削长石基前磨牙冠的时间 (12 min) 基本相当,且切削效果良好,牙冠边缘无裂纹,无变形。Argyrou 等^[38]也对 PICN 的边缘切削抗性 (edge chipping resistance) 进行检测,发现 PICN 的边缘切削抗性 (120 N/mm) 低于长石质全瓷。切削后的 PICN 冠边缘与基牙之间具有良好的密合度 (间隙小于 120 μm)^[39]。良好的密合度对口腔牙体修复的长期使用具有重要的临床意义。用 CAD/CAM 切削出 PICN 冠后,再经一定抛光流程, PICN 冠表面光滑。修复体的光滑表面对牙周支持组织以及牙冠的使用寿命都有重要意义。

在粘接性能方面,用氢氟酸进行酸蚀后, Hu 等^[40]发现 PICN 与长石质全瓷具有相同的粘接表现。Tholey 等^[41]通过观察喷砂后 PICN 的表面,发现有较高的孔隙率。Campos 等^[42]对 PICN 材料的粘接效果进行了研究,发现喷砂后的 PICN 粘接效果弱于蚀刻后的粘接,但仍有不错的粘接表现。

4 聚合物浸渍陶瓷材料在口腔医学中的应用

4.1 在口腔临床中的应用

在口腔临床中, PICN 口腔材料多以全冠形式应用。在耐疲劳试验 (200 N, 1 250 000 次循环,相当于在人体口内应用 5 年) 中, PICN 表现良好,为 PICN 冠的临床使用提供了良好的实验基础^[31]。但在实际应用过程中,目前很少有 PICN 冠使用 5 年或 5 年以上的临床报道。一些关于 PICN 冠半年、一年临床使用情况的报道中, PICN 冠表现出色,有较高的牙周组织相容性^[43]。另外一项追踪两年的临床研究^[44], 35 例患者和 45 个 PICN 牙冠被纳入研究,在 1 年和 2 年的定期随访中, PICN 冠的临床修复成功率在 96.8%~92.9% 之间。

4.2 在口腔教学中的应用

临床前的牙体预备训练对于临床医生来说是有益且必要的,仿真教学已应用至临床前的培训领域^[45]。常用的模具材料为树脂牙或塑料牙,其硬度、刚度都非常低,对于口腔初学者练习牙体预备不利。而 PICN 材料在性能上与天然牙体组织较为接近,在牙科模拟教学中是个不错的选择。Li Shibao 等^[11]对 PICN 在教

学中的使用效果进行了报道,其教学效果要明显优于常规的复合树脂教学义齿。图 8 为在 PZC 和复合树脂牙上模拟预备 II 类洞对比,从图 8a 可以看出,PZC 制备的 II 类洞,线角清晰,洞缘圆缓。图 8b 复合树脂牙制备的 II 类洞边缘有毛刺感,在洞缘转角处(黑色箭头标记)过渡性不如 PZC。

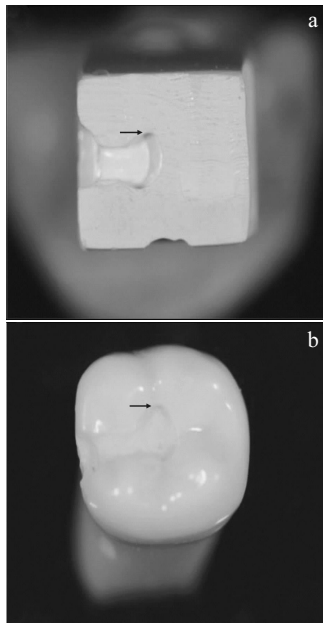


图 8 在 PZC 和复合树脂牙上预备 II 类洞对比

Fig.8 Comparison of II cavity on PZC (a) and composite resin (b)

5 结论与展望

1) PICN 的抗弯曲强度稍优于长石质基等可切削全瓷,稍弱于二硅酸锂可切削全瓷。在实验室模拟人体正常咬合,相对于二硅酸锂可切削全瓷、白榴石基和长石基可切削全瓷,PICN 展现出极佳的耐疲劳性能。在断裂韧性上,PICN 也要好于二硅酸锂可切削全瓷、白榴石基和长石质基可切削全瓷材料。PICN 的弹性模量与天然牙体组织(釉质)较为接近。其维氏硬度较釉质稍低。PICN 还具有优秀的粘接能力和抛光能力。

2) 目前关于 PICN 的临床应用多为单牙冠,方便快捷是其最大的特点,长期临床使用效果仍需继续观察。在咬合力较大的区域,考虑 PICN 抗弯曲强度不是很高,不建议使用。

3) PICN 可以通过组分含量变化控制机械性能表现,从而使 PICN 具有模拟人体天然牙组织的能力,对医学生以及年轻医生的临床培训和执业医师考试,有重要意义。

4) 鉴于 PICN 有优秀的耐疲劳性能、断裂韧性和

粘接能力,且其弹性模量及硬度与牙体组织相当,耐磨性佳又不磨损对颌牙,未来有望在年轻恒牙缺损修复(后牙冠、嵌体、高嵌体)上发挥更大的作用。

参考文献 References

- [1] Li Shibao, Zhang Jianfeng, Chen Jinwu *et al. Materials Letters* [J], 2015, 142: 204
- [2] Opdam N J M, Bronkhorst E M, Loomans B A C *et al. Journal of Dental Research*[J], 2010, 89(10): 1063
- [3] Cramer N B, Stansbury J W, Bowman C N. *Journal of Dental Research*[J], 2010, 90(4): 402
- [4] Ferracane J L. *Dental Materials*[J], 2011, 27(1): 29
- [5] O'Brien D J, Parquette B. *Composites Science and Technology* [J], 2012, 73: 57
- [6] Chen Heng, Dong Xianlin, Zeng Tao *et al. Ceramics International*[J], 2007, 33(7): 1369
- [7] Ashby M F. *Philosophical Magazine*[J], 2005, 85(26-27): 3235
- [8] Feng Xiqiao, Mai Yiuwing, Qin Qinghua. *Computational Materials Science*[J], 2003, 28(3): 486
- [9] Cui Bencang, Li Jing, Wang Huining *et al. Journal of Dentistry* [J], 2017, 62: 91
- [10] Zhao Xinyi(赵信义), Sun Jiao(孙皎), Li Shibao(李石保) *et al. Dental Materials*(口腔材料学)[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012
- [11] Li Shibao, Zhao Yimin, Zhang Jianfeng *et al. Materials Letters*[J], 2014, 131: 347
- [12] Li Shibao, Chen Zhaohui, Zhao Yimin *et al. Key Engineering Materials*[J], 2008, 368-372: 1252
- [13] Xu Zhou, Yu Ping, Arola D D *et al. Dental Materials*[J], 2017, 33(12): 1351
- [14] Horvitz D, Gotman I, Gutmanas E Y *et al. Journal of the European Ceramic Society*[J], 2002, 22(6): 947
- [15] Travitzky N A, Shlayan A. *Materials Science and Engineering A*[J], 1998, 244(2): 154
- [16] Coldea A, Swain M V, Thiel N. *Dental Materials*[J], 2013, 29(4): 419
- [17] Coldea A, Fischer J, Swain M V. *Dental Materials*[J], 2015, 31(6): 684
- [18] Chen Qi, Zhao Yong, Wu Weidong. *Dental Materials*[J], 2012, 28(10): 1071
- [19] Ferracane J L. *Dental Materials*[J], 2005, 21(1): 36
- [20] Leung B T W, Tsoi J K H, Matinlinna J P *et al. The Journal of Prosthetic Dentistry*[J], 2015, 114(3): 440
- [21] Li Jing, Cui Bencang, Lin Yuanhua *et al. Dental Materials*[J], 2016, 32(12): 1555

- [22] Li Jing, Zhang Xuehui, Cui Bencang *et al. Journal of Dentistry* [J], 2017, 58: 60
- [23] Sakaguchi R L, Powers J M. *Craig's Restorative Dental Materials*[M]. Philadelphia: Mosby Elsevier, 2012: 16
- [24] Ausiello P, Rengo S, Davidson C L *et al. Dental Materials*[J], 2004, 20(9): 862
- [25] Xu H H K, Smith D T, Jahanmir S *et al. Journal of Dental Research*[J], 1998, 77(3): 472
- [26] Plotino G, Grande N M, Bedini R *et al. Dental Materials*[J], 2007, 23(9): 1129
- [27] Lawn B R, BEng Y D, Thompson V P. *The Journal of Prosthetic Dentistry*[J] 2001, 86(5): 495
- [28] Craig R G, Peyton F A. *Journal of Dental Research*[J], 1958, 37(4): 661
- [29] Kinney J H, Balooch M, Marshall S J *et al. Archives of Oral Biology*[J], 1996, 41(1): 9
- [30] Balać I, Milovančević M, Chak-yin Tang *et al. Materials Letters*[J], 2004, 58(19): 2437
- [31] Swain M V, Coldea A, Bilkhair A *et al. Dental Materials*[J], 2016, 32(1): 34
- [32] Spitznagel F A, Boldt J, Gierthmuehlen P C. *Journal of Dental Research*[J], 2018, 97(10): 1082
- [33] Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M *et al. Journal of Dental Research*[J], 1989, 68(12): 1752
- [34] Zhi L, Bortolotto T, Krejci I *et al. The Journal of Prosthetic Dentistry*[J], 2016, 115(2): 199
- [35] Zhawi H E, Kaizer M R, Chughlai A *et al. Dental Materials* [J], 2016, 32(11): 1352
- [36] Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi J K H *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2016, 59: 304
- [37] Li Shibao(李时保), Wang Zhongyi(王忠义), Chen Zhaohui(陈朝辉) *et al. Chinese Journal of Stomatology(中华口腔医学杂志)*[J], 2005, 40(1): 23
- [38] Argyrou R, Thompson G A, Cho S H *et al. The Journal of Prosthetic Dentistry*[J], 2016, 116(3): 397
- [39] Dauti R, Cvikl B, Lilaj B *et al. Journal of Prosthodontic Research*[J], 2019, 63(1): 40
- [40] Hu M, Weiger R, Fischer J. *Dental Materials*[J], 2016, 32(2): 223
- [41] Tholey M J, Just B, Fischer J A. *Dental Materials*[J], 2015, 31: 5
- [42] Campos F, Almeida C S, Rippe M P *et al. Operative Dentistry* [J], 2015, 41(2): 171
- [43] Dirxen C, Blunck U, Preissner S. *Open Dent J*[J], 2013, 7: 118
- [44] Chirumamilla G, Goldstein C E, Lawson N C. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*[J], 2016, 28(4): 231
- [45] Buchanan J A. *Journal of Dental Education November*[J], 2001, 65(11): 1225

Microstructure, Properties and Dental Application of Polymer Infiltrated Ceramic Network Materials

Liu Jiani¹, Zhang Hao², Li Shibao², Fu Baiping¹

(1. Affiliated Stomatology Hospital, Zhejiang University School of Medicine, Hangzhou 310006, China)

(2. State Key Laboratory of Military Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases, School of Stomatology, The Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China)

Abstract: CAD/CAM technology has become more and more popular in dental clinic. In recent years, polymer infiltrated ceramic network (PICN) material has attracted the attention of many dental practitioners owing to its good machinability. The new material shows the interpenetrating morphology of resin and ceramic, and its properties are similar to those of ceramic and composite resin. At the same time, it has its own unique advantages. From the point of view of the microstructure, composition, mechanical properties and adhesive properties of PICN materials, this review has evaluated the laboratory characteristics systematically including the flexural strength, fracture toughness, elastic modulus, Vickers hardness and fatigue resistance. In addition, the clinical applying effect of single crown of PICN materials were also summarized. In the simulation of normal physiological occlusal experiment, PICN materials have more excellent fatigue resistance, which means PICN materials are more talent in resisting sliding/impact injuries. Due to their mechanical properties regulated by controlling their components, PICN materials have attracted significant attention in dental clinic and education.

Key words: polymer infiltrated ceramic network (PICN) materials; porous ceramics; mechanical properties; fatigue properties; dental application

Corresponding author: Fu Baiping, Ph. D., Professor, Department of Prosthodontics, Affiliated Stomatology Hospital, Zhejiang University School of Medicine, Hangzhou 310006, P. R. China, Tel: 0086-571-87217429, E-mail: fbp@zju.edu.cn