

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2020.02.011  
文章编号: 1005-8982(2020)02-0060-06

综述

## 超透氧化锆修复体的临床应用现状

田正宇, 王剑

(四川大学华西口腔医院 修复科, 四川 成都 610041)

**摘要:** 氧化锆拥有良好的力学性能及生物相容性, 在口腔修复领域已得到广泛使用。但由于传统氧化锆材料半透性较低, 在美学表现上仍有所欠缺。随着材料工艺的发展, 研究人员通过改善烧结流程等方法开发出新型超透氧化锆材料, 从而提高了材料半透性, 在美学修复领域开启了新的方向, 具有极大的发展潜力。该文从超透氧化锆材料的半透性、机械性能、老化表现及临床操作等方面作一综述, 希望对超透氧化锆材料的临床应用提供指导。

**关键词:** 锆; 氧化物; 生物相容性材料

**中图分类号:** R782.2

**文献标识码:** A

## Current status of clinical application of ultra-translucent zirconia

Zheng-yu Tian, Jian Wang

(Department of Prosthodontics, The West China Hospital of Stomatology,  
Chengdu, Sichuan 610041, China)

**Abstract:** Zirconia has been widely used in the field of prosthodontics owe to its good mechanical properties and biocompatibility. However, due to its low translucency and grey appearance, the traditional zirconia still lacks in aesthetic performance. With the development of material technology, researchers has developed new ultra-translucent zirconia material which processes both the good characteristics of traditional zirconia and extraordinary translucency by improving sintering process and other methods. The material has great potential in aesthetic dentistry. In this paper, the properties of ultra-translucent zirconia such as translucency, mechanical properties, aging behaviors were reviewed.

**Keywords:** zirconium oxide; oxides; biocompatible materials

在口腔修复领域, 氧化锆常用做冠桥修复的材料, 但其用于牙科修复最大的障碍在于透光性较差, 从而导致修复后美学效果欠佳。实际的临床应用中, 往往通过在氧化锆表面添加饰瓷加以掩盖, 而崩瓷是导致氧化锆冠修复体失败的最常见原因之一。随着材料技术的进一步发展, 研究出了更透明的超透氧化锆材料。超透氧化锆兼有陶瓷材料固有的耐腐蚀、耐高温及绝缘性的特性, 又有着近似玻璃陶瓷般的光学性能, 作为一种新型材料得到了人们的重视。

### 1 影响氧化锆半透性的因素

#### 1.1 晶粒的直径

晶粒的大小影响透射率。当晶粒的直径更接近可见光波长在 380 ~ 780 nm 时, 会产生最大的光吸收, 导致透光率低; 当晶粒尺寸小于入射光波长时, 透光率高<sup>[1]</sup>。直径小而均匀的颗粒可以实现致密排列, 从而增加材料密度, 减少气孔数和减小孔径, 这对材料半透性的改善具有决定性影响。有研究发现, 对于晶

收稿日期: 2019-07-24

[通信作者] 王剑, E-mail: ferowang@hotmail.com; Tel: 028-85501450

粒尺寸 82 nm、厚度 1.3 mm 的氧化锆陶瓷, 其半透性良好; 而随着厚度增加到 1.5 和 2.0 mm 时, 为了使材料保持同样半透性, 晶粒尺寸需分别降至 77 和 70 nm<sup>[2]</sup>。当晶粒尺寸减小到亚微米或纳米级时, 不透明的多晶陶瓷可以制成半透明。

另一种观点认为, 增加晶粒尺寸可以使对比系数增大<sup>[3-4]</sup>。随着晶粒尺寸增大, 晶粒之间的接触界面即晶界, 其数量和体积减小。而相关研究发现, 晶界对陶瓷的透光率有较大影响。当晶界数量多且杂乱无序时, 入射光透过晶界, 必然会经过连续的反射、折射及散射, 透光率降低; 而规则的晶体排列会提供稳定的光通路, 减少晶界的干扰<sup>[5]</sup>。根据这种扩散透射原理, 引入了半透明粗晶氧化铝的粗晶陶瓷表现出优异的半透性。

然而无论增加或是减少晶粒尺寸都会影响氧化锆陶瓷的强度。有研究发现, 晶粒尺寸从 0.9 μm 增加到 1.4 μm, 断裂强度会由 650 MPa 线性提高到 1 000 MPa。继续增加至 1.8 μm 时, 断裂强度将下降到 750 MPa<sup>[6]</sup>。

## 1.2 添加相的种类与量

添加相可以改变氧化锆陶瓷的相对密度和粒径, 增加陶瓷微结构的组成, 改变氧化锆陶瓷的光学均匀性, 影响陶瓷的半透性<sup>[7]</sup>。以氧化钇作为稳定剂的 3Y-四方氧化锆多晶体 (tetragonal zirconia polycrystal, TZP) 具有良好的强度和韧性, 以及优异的稳定性和耐

磨性。典型的 3Y-TZP 由 5.18% 钇 (3mol%) 和 >90% 四方氧化锆组成。随着钇含量增加, 氧化锆的立方相和半透性增加。美国 3M 公司在 2014 年介绍了一种含 7.10wt% 钇的半透明氧化锆粉末, 平均晶粒尺寸为 150 nm, 含 75% 四方氧化锆和 25% 的立方氧化锆。增加立方相的数量, 减小晶粒尺寸可使实验材料更加透明。日本 Tosoh 公司也采用了同样方式制备半透明氧化锆 -Zpex Smile。然而, 由于相变增韧程度的降低, 其弯曲强度和断裂韧性相对于部分稳定四方氧化锆下降了 1/2 ~ 2/3。现今, 已有含 8mol% 钇的氧化锆成品应用于临床, 如 Katana Zirconia St 和 Katana Zirconia Ut Noritake (日本 Katana 公司), 5mol% 钇也有如 Zenostar (列支敦士登公国 Ivoclar Vivadent 公司)、Prettau (意大利 ZirkonZahn 公司) 等。

## 1.3 立方氧化锆的占比

市面上的氧化锆产品, 大致可依据立方氧化锆的占比分为传统氧化锆、半透氧化锆、高透氧化锆及超透氧化锆。氧化锆的立方相占比越高, 产品越透明 (见表 1)。这是由于氧化锆四方相因其双折射性质, 折射率在不同的晶体方向上是各向异性的; 光在晶界处发生反射和折射现象, 透光率降低, 使得四方相透光性较差。而各向同性的立方氧化锆减少了来自晶界的光散射<sup>[8]</sup>。通过添加更高比例的氧化钇来稳定氧化锆成分可实现更高的立方相占比。

表 1 氧化锆材料的进展

材料	代码	显微结构	组分	机械性能	光学特性
氧化锆增韧氧化铝	ZTA	四方氧化锆在氧化铝中以细小相分散	氧化铝与 33mol% 氧化锆的混合物有着高孔隙量 (8% ~ 11%)	相变增韧	折射率和双折率较 Y-PSZ 更接近釉质
部分稳定氧化锆	PSZ	四方氧化锆在立方氧化锆中分散	8 ~ 10mol% 氧化镁或 3mol% 氧化钇用于部分稳定氧化锆	相变增韧, 四方相向单斜相转变的能量略低	较高的折射率导致高的白度和不透明度
四方氧化锆多晶体	TZP	单相四方氧化锆	2 ~ 4mol% 氧化钇作为稳定剂掺入 >98% 细晶粒四方氧化锆	低于临界晶粒尺寸, 向单斜向转变导致力学性能下降	较 PSZ 双折率较高, 产生较大的散射, 改变颜色, 更不透明
立方稳定氧化锆	CSZ	单相立方氧化锆	>6mol% 氧化钇作为掺杂剂完全稳定氧化锆	无相变增韧机制	相对于 PSZ 和 TZP 的折射率较低, 无双折射, 在光学上占优。但需要更大的厚度来补偿变弱的力学性能

## 1.4 气孔

半透明陶瓷应在烧结过程中尽量减少气孔。由固相烧结法得到的一般氧化物陶瓷,即使密度较高,通常也并不透明,这是由于晶粒在烧结的最终阶段快速生长,形成了散在的封闭气孔。氧化锆晶体具有 2.20 折射率而空气只有 1.00 的折射率,光线在穿过氧化锆材料时遇到气孔发生散射气孔将成为散射的中心<sup>[9]</sup>。有研究证明,如果气孔的存在率从 0.85% 降低到 0.25% 时,透光率将增加 33%<sup>[10]</sup>。优化热处理过程是减少气孔的有效方法,美国 3M 公司 LAVA 氧化锆全陶瓷材料就采用热等静压烧结法,致密其内部结构,减少了气孔的数量,降低了光的散射,从而获得更高的半透性<sup>[11]</sup>。应用真空烧结、微波烧结等同样是优化热处理,减少气孔的方式。HARIANAWALA 等<sup>[12]</sup>认为,超透氧化锆的孔隙需控制在纳米级别。

## 1.5 烧结温度

上文中提到了气孔对透光性的不利影响,较高的烧结温度可以减少气孔数量。随着温度的升高,陶瓷逐渐致密化,晶粒直径增大,陶瓷的透光率增加。然而,烧结温度仍需控制在合理范围内。因为在烧结接近完成时若继续升高温度,晶界可能产生二次再结晶,把气孔等杂质包入晶体内部,致密度不再提高,小气孔容易并入低压的大气孔内,使大气孔越来越大,烧结体出现膨胀现象。除了烧结的温度,也需要控制加热速率,以确保整个材料均匀受热,控制晶体的生长速率和尺寸,达到减少气孔的目的。最终烧结温度和保温时间直接影响烧结密度,并影响材料的透光率。王宇华等<sup>[13]</sup>研究了加热速率为 100、200、400 和 600℃/h 对烧结过程中 3Y-TZP 陶瓷半透性的影响,结果表明,100℃/h 的加热速率烧结出的氧化锆陶瓷具有最佳的半透性。KIM 等<sup>[14]</sup>认为较短的烧结时间产生的晶粒较小,可以增加半透明氧化锆陶瓷的透光率。

# 2 超透氧化锆的机械性能

## 2.1 传统氧化锆的相变增韧机制

氧化锆在常压条件下有 3 种同素异型结构:单斜相、四方相和立方相。3 种晶型在不同的条件下可相互转化,由四方相到单斜相的变化迅速而可逆,属马氏体相变<sup>[15]</sup>。马氏体相变引起 3.0% ~ 4.5% 的体积膨胀,这一变化超出了氧化锆晶粒的弹性限度,材料产生开裂。GONZAGA 等<sup>[16]</sup>认为当材料受到外力而产生微裂

纹,四方氧化锆晶体在应力诱导下加速变为更稳定的单斜相,从而消耗部分能量,随着体积膨胀和形状变化改变裂纹尖端的应力场,阻止裂纹的延伸并提高外界载荷阈值,这就是氧化锆的应力诱导相变增韧机制。正因为有着裂纹桥联增韧、微裂纹增韧、裂纹偏转增韧、马氏体相变增韧、拔出效应等增强增韧的机制,氧化锆具有很高的强度和韧性,其中,传统牙科用氧化锆 3Y-TZP 的强度高达 800 ~ 1 200 MPa,坚韧性达 3.5 ~ 4.5MPam<sup>1/2</sup>。

## 2.2 超透氧化锆的强度和韧性

超透氧化锆优良的半透性是以削弱强度为代价的。这是由于立方相是一种各向同性但较为脆弱的相位,随着立方相含量的增加,相变增韧能力减少,强度和韧性下降<sup>[17-19]</sup>。MAO 等<sup>[17]</sup>比较了一种新型 5Y-部分稳定氧化锆(partially stabilized zirconia, PSZ)和一种传统氧化锆的材料 3Y-TZP 的特性,发现 5Y-PSZ 比 3Y-TZP 具有更高的半透明性,但在强度上也明显低于 3Y-TZP。虽然超透氧化锆的断裂抗力明显低于传统的牙科氧化锆,但两者弹性模量基本相同(200 ~ 210 GPa)且均高于二硅酸锂(95 ~ 105 GPa),也均比牙体硬组织(牙釉质 70 GPa 和牙本质 18 GPa)更硬<sup>[19]</sup>。

YAN 等<sup>[20]</sup>对比了由类牙本质基质粘接支撑时二硅酸锂和超透氧化锆的临界载荷,得出二硅酸锂临界载荷与 4Y-PSZ 相似,而 5Y-PSZ 低于前两者的结论。更多文献指出,超透氧化锆的弯曲强度比二硅酸锂高出三分之二,而对于常规 Y-TZP(弹性模量为 215 GPa,弯曲强度为 1 000 MPa),超透明氧化锆的弯曲强度是其一半<sup>[21-23]</sup>。最近的临床研究发现,由全解剖式超透氧化锆制成的冠修复体的整体强度已经超过了传统饰面瓷的强度,抗折性也高于二硅酸锂和烤瓷修复体<sup>[21-22, 24]</sup>。

如上文所述,增加立方相提高了半透性的同时,对材料强度产生了不利影响。牙科陶瓷用于制造 ≥ 4 个单元的修复体所需的最小断裂韧性为 5MPam<sup>1/2</sup>,而平均断裂韧性为 4.82MPam<sup>1/2</sup> 的 5Y-PSZ 超透氧化锆只能用于 ≤ 3 个单元的修复体,因此,超透氧化锆不被推荐用于 ≥ 3 个单位的后牙修复,其更适合作为前牙微创修复的手段,例如其可以将贴面厚度降至 0.1 ~ 0.3 mm 并保持良好的机械性能,相比于玻璃陶瓷修复体可以保留更多牙体组织。

## 2.3 对天然牙的磨损

氧化锆的硬度和弹性模量显著大于釉质和玻璃

陶瓷。过去人们认为氧化锆过硬是导致对颌牙的釉质过度磨损的主要原因。OH等<sup>[25]</sup>分析了不同修复材料对天然牙齿摩擦磨损行为有关的因素,发现釉质磨损与陶瓷材料的硬度无明显相关性,但与陶瓷微观结构、接触表面的粗糙度、口腔的环境因素密切相关。STAWARCZYK等<sup>[26]</sup>比较了全解剖式超透氧化锆和传统上釉氧化锆及金属材料所造成的对颌牙釉质磨损量发现,抛光的全解剖式超透氧化锆所造成的釉质磨损量最低,而传统上釉的氧化锆造成的磨损量最高。这是由于上釉的氧化锆或二硅酸锂等材料表面随着玻璃基体的磨损和晶相的暴露,碎裂细屑较超透氧化锆多,增加了对颌天然牙列的表面粗糙度和磨损量。因此,相比其他牙科陶瓷,全解剖式超透氧化锆可有效减少对颌牙的磨损。口腔环境通常较复杂,仍需要长期临床随访观察超透氧化锆材料和天然牙齿磨削过程的摩擦磨损行为,并优化氧化锆表面处理方法以减少天然牙齿发生过度磨损。

### 3 老化行为

学者根据实验观察提出,氧化锆在相对较低的温度(65~300℃)且潮湿的环境下,将加速由四方相向单斜相的转换,表面产生的微裂纹逐渐加深,最后改变材料的体积特性,造成机械性能显著下降,这种现象称为低温老化。晶粒尺寸、立方相含量、氧化钇、氧化铝和二氧化硅含量以及残余应力等因素决定了氧化锆对低温老化的抗性。其中,氧化钇的影响尤为明显,它可与氧化锆形成稳定的固溶体,从而防止氧化锆冷却过程中的晶体转变。立方相是一种稳定相,在5Y-TZP超透氧化锆中,较高的钇含量(>5mol%)引入了约50%氧化锆立方相,使得5Y-TZP陶瓷在具有高透光性的同时还有良好的抗老化性。

此外,少量氧化铝的存在已被广泛证明能有效地延缓氧化锆陶瓷的老化速度。氧化铝含量在0.15~0.25wt%的范围内时,氧化锆能更好耐受老化。超透氧化锆减少氧化铝含量以增加材料的纯度,避免了氧化铝颗粒的形成,提高了半透明性,但同时降低了少许水热老化稳定性,断裂韧性和强度则显著下降。

除了氧化铝,ZHANG等<sup>[18]</sup>证明在3Y-TZP掺杂0.2mol% La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>可明显改善晶界化学,在保持典型的3Y-TZP陶瓷力学性能的同时,可以显著提高陶瓷的抗老化性能和半透明性。FLINN等<sup>[27]</sup>对4种不同的超透氧化锆材料在134℃,0.2MPa蒸汽中加速老化,其中两组抗弯强度明显降低,另外两组没有明显变化,

这些结果表明,超透氧化锆的抗老化性能是有品牌依托性的,其加工方式会影响立方相的含量和晶粒的大小等一系列微观结构,而这些因素都能改变超透氧化锆对老化的抵抗力。

同样在光学稳定性上,超透氧化锆受品牌影响也很大。ALGHAZZAWI<sup>[28]</sup>选用了7种不同品牌的氧化锆以测定光学性能是否受到低温老化的影响。结果证明,伴随老化,大多数氧化锆样品的光学参数中明暗度降低,红绿值和黄蓝值升高,在视觉上相当于更深、更红和更黄;同时老化也降低了半透性和乳光参数。半透性的降低主要由于老化引起的表面粗糙度的改变,四方相向单斜相转变增加了表面粗糙度,导致光的散射和反射增多,从而降低了材料的半透性。

而在实际临床应用中,氧化锆材料直接暴露在口腔,口腔内唾液的温度变化、酸碱值变化和咀嚼过程中的循环负荷等复杂的口内环境因素增加了水热老化的风险。对超透氧化锆的老化表现,仍需要更多临床实验数据。

## 4 临床应用

### 4.1 超透氧化锆的外观

对于全瓷修复体,恢复牙体颜色尤为重要,中透氧化锆可用作替代牙本质,但不建议用于替代牙釉质,而超透氧化锆可以替代牙釉质,且不需要增加修复体体积,适于部分冠、贴面等超薄修复体<sup>[29]</sup>。此外,超透氧化锆瓷盘的颜色范围更大,这减少了对表面染色的需求。起初,即使是半透性较好的氧化锆修复体,在烧结后也要进行染色和上釉,以使前牙获得自然的外观;而最近,研究人员开发的预着色、预成型的多层超透氧化锆圆盘,可以模拟牙冠从切端到颈部以及牙本质和牙釉质层之间的颜色梯度和透明度的变化,并且能够定制染色和外部特征,能改善传统修复体经调磨后暴露原本颜色的缺点。

由于超透氧化锆修复体的半透明性,其外观会受到厚度及背景的影响,而最终的颜色也会受到粘接剂影响。在某些临床情况下,经电脑辅助设计制作研磨后的修复体具有基本轮廓,但缺少自然纹理。为了达到最自然的外观,技师可用特定的方法进行纹理化,结合精细的多部抛光及金刚石抛光膏的应用,可提供极佳的表面光泽度,以得到更自然、更逼真的外观。超透氧化锆半透性优秀,更适用于修复没有变色的基牙,而变色牙则需要较不透明的氧化锆陶瓷修复,严

格把控适应证,合理选用修复体,精细比色并抛光,才能达到最好的美学效果。

## 4.2 牙体预备

相较传统铸瓷,全解剖超透氧化锆修复体的优点在于其良好的弯曲强度和断裂韧性降低了产生表面碎屑和断裂的可能性,即使在最小厚度下,其机械性能较传统铸瓷也得到了提高,因此需要的牙体预备也更少,能最大程度保留剩余的天然牙体结构<sup>[30-31]</sup>。传统的全瓷冠,牙合方需要 2 mm 间隙,近远中和唇颊向需要 1.5 mm 间隙,而全解剖式超透氧化锆全冠仅需要 0.5 ~ 1.0 mm 的间隙即兼有良好的力学性能和美观性<sup>[32]</sup>。而肩台应设计为 0.5 mm 的圆形肩台或浅凹形肩台。当被用作连冠,连接体的设计对其抗裂性能有很大的影响。据文献记载,连接面积为 9 mm<sup>2</sup> 的 2 个超透氧化锆连冠,与连接面积为 16 mm<sup>2</sup> 的二硅酸锂修复体抗折性能大致相同,后者十年临床案例统计结果显示整体式三单元固定桥的成活率为 87.9%<sup>[33]</sup>。但如前文所述,由于超透氧化锆缺少相变增韧机制,>3 个单位的固定桥仍可能导致修复失败。

## 4.3 表面处理及粘接

树脂粘固剂是全瓷修复最常用的牙科材料,因为它们具有良好的美学性、低溶解性和高机械抵抗力。与传统的氧化锆陶瓷相比,超透氧化锆材料的一个问题是保守预备减少了可用于与基牙结合的表面积,使用磷酸或羧酸基等含有酸性基团的双固化树脂粘接剂是粘接氧化锆修复体的最佳选择<sup>[34]</sup>。KWON 等<sup>[21]</sup>比较了 3Y-TZP、5Y-TZP 和二硅酸锂的粘结强度,结果并无显著差异。另外用氧化铝颗粒进行喷砂处理可以有效提高粘结强度,然而由于失去了相变增韧机制,表面喷砂处理可能导致强度特性的降低,当使用树脂改良性玻璃离子水门汀粘氧化锆冠时,不建议喷砂<sup>[35]</sup>。其他对于提高粘接强度的研究还有:含疏水磷酸盐单体的引发剂的应用、等离子处理、通过溶胶-凝胶技术进行二氧化硅渗透、微晶玻璃陶瓷渗透及选择性渗透-蚀刻法的应用等。

双固化树脂粘接剂需要经过一定的光聚合才能达到粘接所需的力学条件,化学聚合能部分弥补光聚合的不足。SULAIMAN 等<sup>[36]</sup>发现,树脂基粘接剂的辐照度、辐射曝露量和转化率受氧化锆样品的品牌和厚度的影响。虽然光衰减是不可避免的,但是双固化树脂的固化程度是可以接受的。粘接后的咬合调磨应在水冷条件下,采用金刚石车针进行。

## 5 生物相容性

有研究表明,超透氧化锆在实际使用后积累的微生物生物膜与贴面材料的微生物生物膜相近,生物相关的并发症几乎没有发生<sup>[37]</sup>。对于不同组成成分的超透氧化锆,其临床生物学行为仍需更多研究。

综上所述,对于超透氧化锆陶瓷在牙科中的综合性能研究结果表明,超透氧化锆陶瓷具有很高的应用价值和前景,尤其是近年来出现的纳米级超透氧化锆陶瓷,其众多的优良特性如室温超塑性、高韧性及在功能方面的应用,是其他陶瓷难以取代的。而超透氧化锆材料与电脑辅助设计制作技术的结合,带来了生产快、精度高、边缘适应性好、外形美观、对牙周组织影响小和有利于牙周健康维护等优点,是现今较为理想的修复方法。目前,超透明氧化锆全瓷修复体还有待广泛应用于口腔修复领域。而如何提高超透明氧化锆陶瓷材料的性能,简化制作程序,降低制作难度,延长修复体的使用寿命,进一步完善电脑辅助设计制作技术等问题,仍需要学者们共同努力。

### 参 考 文 献:

- [1] 林冰,鲍旭东,陈剑锋. 牙科氧化锆陶瓷半透明性的影响因素及提高方法的研究进展[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2017, 18(4): 246-249.
- [2] ZHANG H, LI Z, KIM B N, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia[J]. Journal of Nanomaterials, 2012, 2012: 1-5.
- [3] ILIE N, STAWARCZYK B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions[J]. Journal of Dentistry, 2014, 42(6): 684-690.
- [4] STAWARCZYK B, OZCAN M, HALLMANN L, et al. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio[J]. Clinical Oral Investigations, 2013, 17(1): 269-274.
- [5] APETZ R, van BRUGGEN M P B. Transparent alumina: a light-scattering model[J]. Journal of the American Ceramic Society, 2010, 86(3): 480-486.
- [6] ANUSAVICE K J. Phillips' science of dental materials[M]. New York: Saunders, 2013: 26-28.
- [7] KANCHANAVASITA W, TRIWATANA P, SUPUTTAMONGKOL K, et al. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics[J]. Journal of Prosthodontics, 2015, 23(6): 456-461.
- [8] ZHANG Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent[J]. Dental Materials Official Publication of the Academy of Dental Materials, 2014, 30(10): 1195-1203.
- [9] LUCAS T J, LAWSON N C, JANOWSKI G M, et al. Effect of

- grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia[J]. *Dental Materials Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 2015, 31(12): 1487-1492.
- [10] HASEGAWA A, IKEDA I, KAWAGUCHI S. Color and translucency of in vivo natural central incisors[J]. *the Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83(4): 418-423.
- [11] RINKE S, FISCHER C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects[J]. *Quintessence International*, 2013, 44(8): 557-566.
- [12] HARIANAWALA H H, KHEUR M G, APTE S K, et al. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials[J]. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2014, 6(6): 456-461.
- [13] 王宇华, 黄慧, 姜慧, 等. 升温速率对氧化锆陶瓷透光性的影响[J]. *口腔医学研究*, 2011, 27(3): 177-179.
- [14] KIM M J, AHN J S, KIM J H, et al. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency[J]. *the Journal of Advanced Prosthodontics*, 2013, 5(2): 161-166.
- [15] HANNINK R H J, KELLY P M, MUDDLE B C. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics[J]. *Journal of the American Ceramic Society*, 2010, 83(3): 461-487.
- [16] GONZAGA C C, CESAR P F, MIRANDA W G, et al. Slow crack growth and reliability of dental ceramics[J]. *Dental Materials*, 2011, 27(4): 394-406.
- [17] MAO L, KAIZER M R, ZHAO M, et al. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities[J]. *Journal of Dental Research*, 2018, 97(11): 1222-1228.
- [18] ZHANG F, INOKOSHI M, BATUK M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations[J]. *Dental Materials*, 2016, 32(12): e327-e337.
- [19] ZHANG Y, LAWN B R. Novel zirconia materials in dentistry[J]. *Journal of Dental Research*, 2018, 97(2): 140-147.
- [20] YAN J, KAIZER M R, ZHANG Y. Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 88: 170-175.
- [21] KWON S J, LAWSON N C, MCLAREN E E, et al. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2018, 120(1): 132-137.
- [22] ZESEWITZ T F, KNAUBER A W, NORTHURFT F P. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study[J]. *International Journal of Prosthodontics*, 2014, 27(3): 264-266.
- [23] LAN T H, LIU P H, CHOU M M, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses[J]. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, 115(1): 76-83.
- [24] JOHANSSON C, KMET G, RIVERA J, et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns[J]. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2014, 72(2): 145-153.
- [25] OH W, DELONG R, ANUSAVICE K J. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87(4): 451-459.
- [26] STAWARCZYK B, ÖZCAN M, SCHMUTZ F, et al. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists[J]. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013, 71(1): 102-112.
- [27] FLINN B D, RAIGRODSKI A J, MANCL L A, et al. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2017, 117(2): 303-309.
- [28] ALHAZZAWI T F. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials[J]. *Journal of Prosthodontic Research*, 2017, 61(3): 305-314.
- [29] VICHI A, CARRABBA M, PARAVINA R, et al. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system[J]. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2014, 26(4): 224-231.
- [30] BEUER F, STIMMELMAYR M, GUETH J F, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns[J]. *Dental Materials*, 2012, 28(4): 449-456.
- [31] SUN T, ZHOU S, LAI R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014, 35: 93-101.
- [32] VICHI A, SEDDA M, FABIAN FONZAR R, et al. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and "augmented translucency" zirconia for CEREC CAD/CAM system[J]. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2016, 28: S32-S39.
- [33] RINKE S, FISCHER C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects[J]. *Quintessence International*, 2013, 44(8): 557-566.
- [34] THAMMAJARUK P, INOKOSHI M, CHONG S, et al. Bonding of composite cements to zirconia: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 80: 258-268.
- [35] HARADA K, RAIGRODSKI A J, CHUNG K H, et al. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, 116(2): 257-263.
- [36] SULAIMAN T A, ABDULMAJEED A A, DONOVAN T E, et al. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015, 114(1): 103-108.
- [37] BREMER F, GRADE S, KOHORST P, et al. In vivo biofilm formation on different dental ceramics[J]. *Quintessence International*, 2011, 42(7): 565.