

• 特约述评 •

氧化锆全冠的临床应用原则及新进展

王剑 杨林新

口腔疾病防治全国重点实验室 国家口腔医学中心 国家口腔疾病临床医学研究中心
四川大学华西口腔医院, 成都 610041

[摘要] 氧化锆全冠在口腔修复领域得到了广泛的应用。传统氧化锆机械性能佳, 但半透性较差, 透明氧化锆的出现大大提高了氧化锆的美学性能。但在临床中, 应对影响全锆冠美学修复效果的因素进行综合考量, 选择最合适的全锆冠修复体, 同时临床医师需要根据患者实际情况合理设计牙体预备量以及预备方式。在氧化锆的临床粘接过程中, 要对基牙和修复体做好表面处理, 选择合适的粘接剂以获得良好的粘接强度和美观性。

[关键词] 氧化锆全冠; 机械性能; 美学性能; 牙体预备; 粘接

[中图分类号] R783.1 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2024.2023404



本文链接 开放科学标识码

Clinical application principles and new developments of zirconia crown

Wang Jian, Yang Linxin

State Key Laboratory of Oral Diseases & National Center for Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases & West China Hospital of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China

Supported by: National Key R&D Program of China (2022YFC2410103)

Correspondence: Wang Jian, E-mail: ferowang@hotmail.com

[Abstract] Zirconia crown has been widely used in the field of prosthodontics. Traditional zirconia exhibits excellent mechanical properties but lacks translucency. The introduction of transparent zirconia significantly enhances its aesthetic performance. In clinical applications, factors affecting the aesthetic results of full zirconia crown should be comprehensively considered, and the most suitable restoration should be chosen. Additionally, clinicians need to design appropriate tooth preparation dimensions and methods based on an individual patient's actual situation. During the clinical bonding process of zirconia, proper surface treatment of the tooth and restoration is essential. The selection of suitable adhesives is crucial for achieving optimal bonding strength and aesthetics.

[Key words] zirconia crown; mechanical property; aesthetic performance; tooth preparation; bonding

氧化锆陶瓷具有出色的机械性能及生物相容性, 现已被广泛地用于制作口腔修复体^[1]。传统氧化锆在机械强度方面表现卓越, 但由于半透性较低, 限制了其在美学修复中的应用。近年来, 研究热点转向通过调整添加剂含量和优化制备方法制备的透明氧化锆, 虽然提升了美学性, 但也伴随着机械强度的降低。想要使氧化锆全冠得到最佳的应用, 需要结合临床进行充分的考量, 本文

对氧化锆的性能以及临床应用进行综合总结, 为临床选择全锆冠修复材料及操作提供了参考。

1 氧化锆历史发展

1789年, Klaproth从宝石中提炼得到氧化锆, 随后在很长时间内, 氧化锆都以耐火材料应用于工业领域。1968年, 氧化锆才第一次进入生物学领域, 主要应用于骨科。在20世纪90年代初, 氧化锆陶瓷被引入口腔领域, 包括制作根管桩、种植体以及基台、正畸托槽、全冠修复体等。目前氧化锆陶瓷材料分为4代^[2]。在20世纪90

[收稿日期] 2023-11-27; **[修回日期]** 2024-01-09

[基金项目] 国家重点研发计划 (2022YFC2410103)

[作者简介] 王剑, 教授, 博士, E-mail: ferowang@hotmail.com

[通信作者] 王剑, 教授, 博士, E-mail: ferowang@hotmail.com

年代初,第一代氧化锆陶瓷,主晶相为3%氧化钇稳定四方相氧化锆(3% yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals, 3Y-TZP),0.25%的氧化铝作为助熔剂,具有较高的不透明度、很高的抗弯强度,但与金属烤瓷冠相比,其饰瓷崩脱率更高。2012—2013年,第二代氧化锆陶瓷,主晶相仍为3Y-TZP,氧化铝颗粒的数量和晶粒大小都得以减少,能够同时获得更高的半透明度和强度。2015年,第三代氧化锆陶瓷,主晶相为4%氧化钇部分稳定氧化锆(4% yttrium-partially stabilized zirconia, 4Y-PSZ),半透性进一步增加,机械性能比前两代陶瓷有所降低,属于高透氧化锆,强度可达500~800 MPa。2017年,第四代氧化锆陶瓷,主晶相为5%氧化钇稳定氧化锆(5% yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals, 5Y-TZP),立方相占比70%,半透性进一步增加,与二硅酸锂玻璃陶瓷接近,属于超透氧化锆,强度比第三代略微降低,可达500~600 MPa。

2 全锆冠的机械性能

2.1 传统氧化锆与透明氧化锆

因其卓越的生物学性能和理化性质,传统氧化锆全冠已在口腔修复领域得到广泛应用,但在美学修复中,这一类氧化锆半透性较低,使其应用受到了较大的限制。近年来,氧化钇等添加剂的使用提升了氧化锆的半透性,衍生出高透氧化锆、超透氧化锆,但提升美学性能的同时降低了机械强度^[3]。有研究^[4]发现,传统氧化锆强度可达到1 000 MPa,远远高于超透氧化锆的600 MPa。因此,在临床实际应用中要针对不同的情况选用合适的氧化锆全冠修复体,做到强度与美观二者的平衡。例如,针对后牙四单位及以上的固定桥修复,以保证强度为主,应选用传统氧化锆修复体;前牙三单位的固定桥修复以及单冠修复可选用5Y-TZP的透明氧化锆修复体^[5],以获得更佳的美学效果。

2.2 临床医技操作对全锆冠强度的影响

全锆冠的加工过程包括切削、烧结、染色等,其中烧结过程对氧化锆的机械性能影响较大。传统的二次烧结方式,首先是使用较低温度进行预烧结,以此来制成低密度的瓷块,再根据临床需要进行定制、切削、烧结形成复杂的修复体,烧结温度一般为1 400~1 550 °C,时间8~15 h不等。有研究^[6]发现,在一定范围内,烧结温度和时间对

氧化锆强度无显著影响,但随着温度进一步地升高,由于氧化锆的晶粒尺寸变大,过大的晶粒和不均匀的钇离子分布可能导致裂纹形成加速,在温度大于1 600 °C后,强度明显下降。随着椅旁技术的发展,(超)快速烧结能将烧结时间缩短到10~20 min,大幅提升了临床效率,对比传统烧结方式,(超)快速烧结对氧化锆的弯曲强度无明显影响^[7]。

在临床操作中,调磨、抛光上釉及粘接在一定程度上都可能影响全锆冠的强度。采用车针调磨可以增加氧化锆的表面相变,增加其强度,并且调磨过程中用恒定水冷却比不用水冷却所得到的氧化锆强度更高^[8]。使用砂纸打磨也能提高氧化锆的弯曲强度,并且随着所用的砂纸粒度的降低,调磨后的氧化锆弯曲强度以及抗老化性能会更好^[9]。医技调磨及临床试戴调磨后,通过抛光氧化锆,可消除其表面的单斜相,提高强度的同时减少表面粗糙度,从而改善摩擦性能^[10]。在粘接时,当喷砂压强高于0.3 MPa时,会明显影响透明氧化锆的强度^[11-12],在实际使用过程中,0.2 MPa的压强就能保证足够的粘接力,所以一般推荐喷砂的压强为0.2 MPa。研究^[13]表明,粘接剂的类型对全锆冠的强度有一定影响,与玻璃离子粘接剂相比,使用树脂粘接水门汀固定的全锆冠具有更高的断裂强度。

2.3 全锆冠的长期强度

修复体处于口腔这样的特殊环境中,湿度、温度以及反复咀嚼刺激等因素,均会促进全锆冠的低温老化。随着低温老化的进行,修复体中添加剂不断降解,立方相含量逐渐减少。向全锆冠中添加氧化钇,可提高其立方相含量,从而增强抗低温老化的能力。同时,氧化铝可以增韧,也有利于提高抗老化能力^[14]。研究^[15]表明,经过96 h的水热老化处理后,含有氧化铝的传统氧化锆呈现出超过1 000 MPa的弯曲强度,临床寿命可超过20年。

3 全锆冠的美学性能

3.1 材料因素

多种因素都能影响全锆冠的美观性,材料的半透性及颜色是最为关键的因素。

3.1.1 氧化锆的半透性

氧化锆由于其半透性较低^[16],制约了其在临床中的应用。为了满足高透性修复体的需要,研

究人员向传统氧化锆中添加氧化钇,从而增加立方相晶体的含量^[17]。氧化锆立方相晶体的体积比四方相晶体更大,并且具有各向同性,因此,光透射氧化锆时穿过的晶界和孔隙减少,晶界处的散射光也减少,显著提高了全锆冠的半透性^[18]。但是仍然低于硅酸锂陶瓷修复体和天然牙釉质^[19]。

3.1.2 氧化锆的颜色

纯氧化锆为白色,为了尽可能真实地模拟天然牙的外观,还需要对其颜色进行调整。将不同颜色的金属氧化物掺入氧化锆粉末中可以使其获得均匀且稳定的着色^[20],此外将预烧结的氧化锆浸入含有稀土元素的氯化物溶液中也可以使其染色^[21]。

3.2 临床因素

氧化锆材料的半透性和颜色是影响修复美观性的关键因素。但是在临床实际应用过程中,基牙颜色、全锆冠的厚度、表面抛光等都会影响其最终美学修复效果^[22],临床医生必须要考虑如何降低这些因素的影响以达到最理想的修复效果。

3.2.1 基牙颜色

半透性越高的修复体,基牙自身的颜色越能干扰最后的美学修复效果。和传统氧化锆相比,高透和超透氧化锆具有更高的半透性,所以也更容易受到基牙自身颜色的干扰^[4]。在进行全锆冠修复时,临床医生应将基牙颜色纳入考量范围内,根据不同的基牙颜色选择不同类型的氧化锆。针对正常颜色的基牙,修复时可以选用高透或者超透氧化锆;而对于基牙严重变色的情况,则应选择低透氧化锆,并可同时增加修复体厚度,粘接时也可选用遮色性较好的粘接材料。

3.2.2 全锆冠厚度

氧化锆的颜色和半透性与其厚度有关。有研究^[23]发现,当材料厚度从0.8 mm增加到1.5 mm时,半透性显著降低。此外,增加氧化锆修复体厚度的同时会降低其亮度,增加蓝色、红色外观;相反,减小氧化锆修复体厚度可以提高其亮度,使其呈现淡黄色、淡红色外观^[24]。氧化锆的厚度也会影响其对基牙的遮色能力,正常的牙本质使用0.8~1.5 mm厚的超透氧化锆就可以遮盖,而对于呈金属色等严重变色的基牙,则需要使用厚度大于1.5 mm的低透氧化锆才能达到较好的遮盖基牙颜色的效果^[25]。在修复过程中,临床医生应根据不同的基牙情况选择合适厚度的氧化锆。

3.2.3 全锆冠表面抛光

由于全锆冠表面无饰瓷覆盖,经过调磨将导

致四方相晶体向单斜相晶体转变,会产生压应力,同时全锆冠对低温老化的敏感性也会增加^[25]。因此,在调磨修复体后,医生需进行抛光处理,以提高全锆冠表面的稳定性,降低修复体对颌牙的磨损,并减少表面菌斑的积聚。目前常见的抛光方法包括机械抛光和上釉两种,这两种方法都会对修复体的颜色产生影响。相对于机械抛光,上釉能够获得更光滑的表面,使全锆冠不容易被色素着色,并有助于保持其表面完整,提高材料的耐低温老化能力^[26]。但有研究^[27]发现,上釉全锆冠经口内使用后,其釉层剥脱,表面粗糙度变差,对天然牙釉质的磨损更多。与上釉相比,机械抛光能够去除修复体表面单斜相晶体,提高强度,并降低其表面粗糙度。这样得到的全锆冠不仅具有更高的弯曲强度,而且其自身磨损和对颌牙的磨损也更少^[28]。从机械性能这一角度考虑,不推荐把上釉作为常规的全锆冠表面处理方式。

4 全锆冠的牙体预备

4.1 咬合面牙体预备

目前全冠修复所使用的传统全瓷材料,一般其咬合面厚度为1.5~2.0 mm^[29]。而氧化锆的强度可达800 MPa以上,显著超过传统全瓷材料,并且其断裂韧性也更高,达到了5~10 MPa·m^{1/2}^[30]。研究^[31]指出,用普通全锆冠修复时,所需要修复空间至少为0.5 mm,如果存在夜磨牙或者基牙变色这样的特殊情况,应适度增加牙体预备量。因此,在临床应用普通全锆冠时,牙体预备量推荐为0.5~1.0 mm。有研究^[32-33]发现,牙尖斜度为30°的解剖式预备的边缘和内部适合性明显优于半解剖式(牙尖斜度为15°~30°)和非解剖式预备(牙尖斜度为0°)。因此,咬合面预备形态以解剖式为佳。

4.2 轴面牙体预备

在行轴面牙体预备时,聚合度(total occlusal convergence, TOC)是一个重要的参数,随着TOC的降低,可以使固位力得到提高^[34]。但由于预备的技术敏感性较高,在实际操作中难以达到2°~5°的TOC值,并且还可能会增加粘接水门汀的静水压,从而影响多余水门汀的溢出^[35]。因此,建议将TOC保持在10°~22°范围内,具体的TOC值应该根据基牙类型而定。例如,对于下颌第一磨牙,一般建议近远中向设置为24°,颊舌向设置为22°^[36]。全锆冠的轴壁厚度对抗折强度没有显著影

响^[37], 建议全锆冠轴壁厚度至少为0.5 mm。

4.3 边缘设计

和金属边缘相比, 使用传统全瓷材料制成的瓷边缘强度略差, 并且加工成刃状边缘的难度也更大。在临床实践中, 全瓷冠常采用凹槽边缘或者肩台。现如今, 随着氧化锆陶瓷的面世以及全瓷加工技术的改进, 使用刃状边缘的氧化锆冠得以出现。肩台具有更大的断裂载荷承受能力, 而刃状边缘和凹槽边缘则有助于保留更多的牙体组织^[38]。凹槽边缘的断裂载荷与其深度有一定的关系, 采用深凹槽边缘设计可以增加材料厚度并得到圆形内角, 因此断裂载荷更高^[39]。目前的研究^[40-42]表明, 无论何种边缘设计的全锆冠, 其强度和边缘适合性都可以满足临床要求, 但何种边缘设计更优越尚未明确, 多数学者建议采用内线角圆钝的肩台或者凹槽边缘。全冠边缘位置分为以下3种: 龈缘以上、平齐龈缘及龈缘以下^[43]。尽管龈缘以上的边缘设计具有清晰的轮廓和良好的自洁性, 但在美观性上存在不足, 因此在临床应用中使用较少。同龈缘以下的边缘设计相比, 平齐龈缘的设计具有更加优越的自洁性, 对牙龈刺激也更小, 并能够获得更精确的印模^[44]。因此, 除了基牙缺损达龈下等情况, 建议最好选择齐平龈缘的边缘设计。

4.4 透明氧化锆牙体预备

透明氧化锆比普通氧化锆强度更低, 因此需要更为谨慎地设计牙冠厚度。即使略微增加厚度, 也能显著提升强度, 透明氧化锆冠的最小厚度建议为0.8 mm^[45]。对于正常颜色的基牙, 可以选择0.8~1.5 mm的透明氧化锆^[23]。考虑到较薄的边缘比较容易折裂, 因此透明氧化锆冠的边缘设计建议采用凹槽边缘或者内圆角肩台, 并且适当增加宽度。

5 全锆冠的粘接

5.1 修复体表面处理

氧化锆修复体表面稳定, 直接粘接传统氧化锆材料以及高透氧化锆材料都无法获得理想的粘接效果^[46]。因此在粘接前需要用物理或化学的方法对修复体进行处理。

5.1.1 喷砂处理

喷砂是一种利用高速释放的氧化铝颗粒撞击氧化锆的处理过程, 其可以冲击侵蚀材料表面, 形成粗糙、清洁和可湿润的表面, 但喷砂会导致

氧化锆表面形成损伤, 影响其机械特性。喷砂颗粒的大小、喷头的距离以及处理时间都会影响喷砂的效果^[47]。根据不同的氧化锆选择不同的喷砂颗粒大小, 3Y-TZP推荐用110 μm粒径、4Y-PSZ推荐用90 μm粒径、5Y-TZP推荐用25 μm粒径^[48]; 喷头距离一般为10 mm, 压力为0.1~0.25 MPa^[49]; 处理时间对喷砂的影响较小, 有研究^[50]表明, 把喷砂时间从15 s增加至30 s, 发现表面形貌并未发生明显的改变, 这提示氧化铝喷砂处理的效果更多受氧化铝粒径和喷砂压力的影响。

5.1.2 激光处理

激光作为一种机械调理技术应用于氧化锆粘接中, 可以增加表面粗糙度, 以便氧化锆与粘接水门汀建立微机械嵌合^[51]。但如果激光处理过度, 氧化锆过热会导致裂纹、残余应力和单斜相变。一般选用精度较高的YAG激光, 用9 W的功率以6 ps的超短脉冲进行照射, 由于脉冲持续时间短, 材料被迅速喷出并带走大部分吸收的能量。因此, 有效的烧蚀不会对剩余材料造成热损伤和机械损伤^[52]。

5.1.3 硅涂料处理

在氧化锆表面涂覆一层含硅氧化物的玻璃层可以促进附着力。氧化锆可以被当作玻璃陶瓷来对待, 用氢氟酸刻蚀, 硅烷作偶联剂, 形成硅氧烷键(Si-O-Si)。但氧化锆修复体内表面沉积的微晶玻璃层所占的厚度会导致边缘密合性下降。此外, 玻璃层的脆弱性可能会引发表面缺陷和裂纹扩展^[53]。

5.2 基牙表面处理

氧化锆修复体粘接的基牙表面处理可以分为物理处理和化学处理。前者通过浮石粉和抛光杯清洁基牙表面, 清除残余的粘接剂; 后者通过使用基牙表面处理剂提高基牙表面粘接面积并进行表面活化。通用型粘接剂的发展经历了由“酸蚀”“底漆”“粘接”三步进行到三步合一的变化, 使牙体表面脱矿和树脂渗透同时进行, 降低了技术敏感程度。其中的10-甲基丙烯酰氧癸基磷酸酯发挥了主要作用^[54]。

5.3 水门汀材料的选择

目前常用的粘接水门汀有玻璃离子水门汀、树脂改性玻璃离子水门汀、自粘接树脂水门汀、自固化树脂水门汀、光固化树脂水门汀、双固化树脂水门汀。对于透光性较好的高透氧化锆, 双固化树脂水门汀与自固化型相比具有更高的抗剪切强度。这提示当基牙颜色良好的情况下, 可以

使用双固化树脂水门汀粘接高透氧化锆修复体,达到较好的粘接效果。黏固剂的类型会对冠的断裂载荷产生影响,使用树脂改性玻璃离子水门汀黏固氧化锆全冠得到的断裂强度明显低于使用树脂水门汀^[45]。这提示树脂水门汀可以有效地将应力传至基牙,防止裂纹扩散,有助于增加高透氧化锆牙冠的机械性能,提高抗折能力。

6 总结

全锆冠从材料选择到临床应用,每个阶段都会影响最终修复所呈现的效果,在应用过程中要根据实际情况去抉择。临床医生在进行修复时,应对影响全锆冠美学修复效果的因素进行综合考量并选择最合适的全锆冠修复体。针对严重变色或金属基牙,宜选择低透全锆冠,搭配遮色效果良好的粘接剂,且可考虑增加全锆冠的厚度;而对于颜色正常的基牙,应在确保全锆冠机械强度的前提下,选择超透或高透氧化锆冠。与其他全瓷材料相比,氧化锆陶瓷材料的抗断裂性最佳,因此其牙体预备量可以适当减小至0.5~1.0 mm范围。在实际临床修复中,医师需根据患者具体情况合理设计牙体预备量及方式。对于抗断裂性要求较高的情况,宜适度增加预备量,并选择具有更优抗折性的内圆角肩台。此外,在氧化锆临床的粘接过程中,要对基牙及修复体做好表面处理,选择合适的粘接剂以获得良好的粘接强度及美观性。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

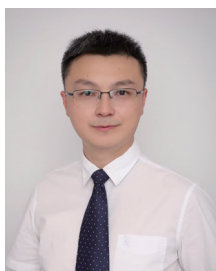
[参考文献]

- [1] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part II [J]. *Quintessence Int*, 2017, 48(6): 441-450.
- [2] 万乾炳. 口腔氧化锆修复材料分代之我见[J]. *国际口腔医学杂志*, 2021, 48(2): 125-128.
Wan QB. My opinion on the generations of dental zirconia materials[J]. *Int J Stomatol*, 2021, 48(2): 125-128.
- [3] Ghodsi S, Jafarian Z. A review on translucent zirconia [J]. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2018, 26(2): 62-74.
- [4] Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications[J]. *Dent Mater*, 2018, 34(6): 879-890.
- [5] Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M, et al. Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials[J]. *Dent Mater*, 2021, 37(2): 212-222.
- [6] Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, et al. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio[J]. *Clin Oral Investig*, 2013, 17(1): 269-274.
- [7] Jansen JU, Lümekemann N, Letz I, et al. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials[J]. *J Prosthet Dent*, 2019, 122(4): 396-403.
- [8] Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, et al. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analyses[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 63: 417-442.
- [9] Lai X, Si WJ, Jiang DY, et al. Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia[J]. *J Dent*, 2017, 66: 23-31.
- [10] Tzanakakis E, Kontonasaki E, Voyiatzis G, et al. Surface characterization of monolithic zirconia submitted to different surface treatments applying optical interferometry and raman spectrometry[J]. *Dent Mater J*, 2020, 39(1): 111-117.
- [11] Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, et al. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics[J]. *Dent Mater*, 2016, 32(4): 510-518.
- [12] Aurélio IL, Marchionatti AM, Montagner AF, et al. Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase transformation of Y-TZP? A systematic review and meta-analysis[J]. *Dent Mater*, 2016, 32(6): 827-845.
- [13] Tsuyuki Y, Sato T, Nomoto S, et al. Effect of occlusal groove on abutment, crown thickness, and cement-type on fracture load of monolithic zirconia crowns[J]. *Dent Mater J*, 2018, 37(5): 843-850.
- [14] Wu ZK, Li N, Yan JZ, et al. Effect of hydrothermal aging on the phase stability, microstructure and mechanical properties of dental 3Y-TZP ceramics[J]. *Appl Mech Mater (Switzerland)*, 2014, 529: 251-255.
- [15] Wei C, Gong X, Xie C, et al. *In vitro* cyclic fatigue and hydrothermal aging lifetime assessment of yttria-stabi-

- lized zirconia dental ceramics[J]. *J Eurn Ceram Soc*, 2020, 40(13): 4647-4654.
- [16] 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]. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28: S32-S39.
- [17] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I [J]. *Quintessence Int*, 2017, 48(5): 369-380.
- [18] Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: a flexural strength and translucency comparison test[J]. *J Dent*, 2017, 60: 70-76.
- [19] Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations[J]. *Dent Mater*, 2016, 32(12): E327-E337.
- [20] Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics[J]. *J Dent*, 2016, 55: 75-81.
- [21] Nam JY, Park MG. Effects of treatment with aqueous and acid-based coloring liquid on the color of zirconia [J]. *J Prosthet Dent*, 2019, 121(2): 363.e1-363.e5.
- [22] Pekkan G, Oezcan M, Subasi MG. Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics [J]. *Odontology*, 2020, 108(4): 526-531.
- [23] Cho YE, Lim YJ, Han JS, et al. Effect of yttria content on the translucency and masking ability of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal[J]. *Materials (Basel)*, 2020, 13(21): 4726.
- [24] Giti R, Hojati SA. Effect of varying thickness and number of coloring liquid applications on the color of anatomic contour monolithic zirconia ceramics[J]. *J Dent (Shiraz)*, 2018, 19(4): 311-319.
- [25] Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia[J]. *Biomaterials*, 2006, 27(10): 2186-2192.
- [26] Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics[J]. *J Prosthet Dent*, 2012, 108(4): 231-237.
- [27] Shi AD, Wu Z, Huang JY, et al. Wear performance of self-glazed zirconia crowns with different amount of occlusal adjustment after 6 months of clinical use[J]. *Adv Appl Ceram*, 2018, 117(8): 445-451.
- [28] Vila-Nova TEL, Gurgel de Carvalho IH, Moura DMD, et al. Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic[J]. *Dent Mater*, 2020, 36(4): E126-E139.
- [29] Shahmoradi M, Wan B, Zhang Z, et al. Monolithic crowns fracture analysis: the effect of material properties, cusp angle and crown thickness[J]. *Dent Mater*, 2020, 36(8): 1038-1051.
- [30] Chen YW, Moussi J, Drury JL, et al. Zirconia in biomedical applications[J]. *Expert Rev Med Devices*, 2016, 13(10): 945-963.
- [31] Tekin YH, Hayran Y. Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness [J]. *J Adv Prosthodont*, 2020, 12(5): 283-290.
- [32] Habib SR, Asiri W, Hefne MJ. Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings[J]. *J Adv Prosthodont*, 2014, 6(6): 444-450.
- [33] Sadid-zadeh R, Li R, Patel R, et al. Impact of occlusal intercusp angulation on the quality of CAD/CAM lithium disilicate crowns[J]. *J Prosthodont*, 2020, 29(3): 219-225.
- [34] JØRGENSEN KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns[J]. *Acta Odontol Scand*, 1955, 13(1): 35-40.
- [35] Alammari MR, Abdelnabi MH, Swelem AA. Effect of total occlusal convergence on fit and fracture resistance of zirconia-reinforced lithium silicate crowns[J]. *Clin Cosmet Investig Dent*, 2019, 11: 1-8.
- [36] Corazza PH, Feitosa SA, Borges ALS, et al. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations[J]. *Dent Mater*, 2013, 29(3): 339-347.
- [37] Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness[J]. *Acta Odontol Scand*, 2015, 73(8): 602-608.
- [38] Findakly MB, Jasim HH. Influence of preparation design on fracture resistance of different monolithic zirconia crowns: a comparative study[J]. *J Adv Prosthodont*, 2019, 11(6): 324-330.
- [39] Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture

- resistance of zirconia core restorations[J]. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2011, 5(2): 41-45.
- [40] Ahmed WM, Abdallah MN, Mccullagh AP, et al. Marginal discrepancies of monolithic zirconia crowns: the influence of preparation designs and sintering techniques [J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(3): 288-298.
- [41] Ahmed WM, Shariati B, Gazzaz AZ, et al. Fit of tooth-supported zirconia single crowns—A systematic review of the literature[J]. *Clin Exp Dent Res*, 2020, 6(6): 700-716.
- [42] Euán R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, et al. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines[J]. *J Prosthodont*, 2012, 21(4): 291-295.
- [43] Smith CD, Twiggs SW, Fairhurst CW, et al. Determining the marginal discrepancy of cast complete crowns[J]. *J Prosthet Dent*, 1985, 54(6): 778-784.
- [44] Liang SS, Yuan FS, Luo X, et al. Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: a comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques[J]. *J Prosthet Dent*, 2018, 120(4): 525-529.
- [45] Lawson NC, Jurado CA, Huang CT, et al. Effect of surface treatment and cement on fracture load of traditional zirconia (3Y), translucent zirconia (5Y), and lithium disilicate crowns[J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(6): 659-665.
- [46] Ruales-carrera E, Cesar PF, Henriques B, et al. Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology[J]. *J Esthet Restor Dent*, 2019, 31(4): 388-397.
- [47] Yenisey M, Dede DÖ, Rona N. Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics[J]. *J Prosthodont Res*, 2016, 60(1): 36-46.
- [48] Kim HK, Ahn B. Effect of Al₂O₃ sandblasting particle size on the surface topography and residual compressive stresses of three different dental zirconia grades[J]. *Materials (Basel)*, 2021, 14(3): 610.
- [49] Kern M. Bonding to oxide ceramics-Laboratory testing versus clinical outcome[J]. *Dent Mater*, 2015, 31(1): 8-14.
- [50] Ozcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how[J]. *J Adhes Dent*, 2013, 15(4): 394.
- [51] Okutan Y, Kandemir B, Gundogdu Y, et al. Combined application of femtosecond laser and air-abrasion protocols to monolithic zirconia at different sintering stages: effects on surface roughness and resin bond strength[J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2021, 109(4): 596-605.
- [52] Esteves-oliveira M, Jansen P, Wehner M, et al. Surface characterization and short-term adhesion to zirconia after ultra-short pulsed laser irradiation[J]. *J Adhes Dent*, 2016, 18(6): 483-492.
- [53] Lung CY, Liu D, Matinlinna JP. Silica coating of zirconia by silicon nitride hydrolysis on adhesion promotion of resin to zirconia[J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2015, 46: 103-110.
- [54] Bömicke W, Schürz A, Krisam J, et al. Durability of resin-zirconia bonds produced using methods available in dental practice[J]. *J Adhes Dent*, 2016, 18(1): 17-27.

· 专家介绍 ·



王剑, 四川大学华西口腔医院教授, 博士研究生导师。中华口腔医学会口腔修复专业委员会常委, 四川省口腔医学会口腔修复专业委员会常委, 四川省口腔医学会理事, 四川省学术技术带头人后备人选, 四川省卫生健康委学术技术带头人, 曾于美国哈佛大学牙学院及华盛顿大学牙学院公派博士后研究, 主持多项国家级及省部级科研项目, 参编多部教材和著作, 发表论文 100 余篇。近 5 年在 *Nature Communications*, *Science Advances*, *Nano Energy* 和 *Small* 等期刊发表 SCI 论文 40 余篇, 研究成果获华夏医学科技成果三等奖。擅长功能性美学修复、微创修复、种植义齿修复、咬合重建等。

(本文编辑 杜冰)