

人工老化对不同品牌超透氧化锆光学特性的影响

陈罗娜¹ 张鑫¹ 田正宇² 王剑¹

1. 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修复 I 科, 成都 610041;
2. 福建医科大学附属口腔医院修复科, 福州 350002

[摘要] **目的** 探究多种常用超透氧化锆陶瓷在人工老化前后半透性和颜色的改变, 为临床应用提供参考。**方法** 分别将 6 种不同品牌 (Wieland、3M ESPE、Amann Girrbach、Kuraray Noritake、爱尔创和贝施美) 的超透氧化锆按照厂商产品说明进行切割及烧结, 分别以 ZNT、LVP、AG、KAT、UPC 和 BSM 命名实验组, 以义获嘉铸瓷作为对照组 (PLT), 制备成直径 14 mm、厚度 1 mm 的试件 ($n=6$), 置于立式压力蒸汽灭菌器中, 在 134 °C、0.2 MPa 的标准环境下分别对各组试件进行 4、8、12 h 三个时段人工老化处理。采用 CIE1976Lab 色度系统, 用电脑比色仪测量各组试件人工老化前及人工老化 4、8、12 h 后的 CIE L*、a*、b* 值, 并计算半透明度 (TP) 及色差 (ΔE)。**结果** 老化前各组的 TP 值从大到小分别为 PLT>KAT>AG>ZNT>BSM>UPC>LVP。老化 4 h 及 8 h 后, 所有实验组的 TP 值和老化前相比差异均无统计学意义; 老化 12 h 后, KAT 组和 ZNT 组的 TP 值与老化前相比差异无统计学意义, 但 AG 组、BSM 组、LVP 组和 UPC 组的 TP 值与老化前相比出现了显著性降低 ($P<0.05$)。对照组 TP 值在不同阶段均显著高于实验组 ($P<0.05$), 且不受老化影响。以 $\Delta E=3.3$ 为肉眼可见色差, 老化 4 h 后所有组 ΔE 均小于 3.3, 老化 8 h 后仅有 UPC 组 ΔE 略大于 3.3, 老化 12 h 后 BSM 组和 UPC 组 ΔE 大于 3.3。**结论** 各品牌超透氧化锆在不同老化时间后, 半透性和色差可能会有改变, 部分氧化锆材料随着老化时间的增加半透性呈下降趋势, 色差呈上升趋势。

[关键词] 氧化锆; 低温老化; 光学性能; 半透性; 色差

[中图分类号] R783.1 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2024.2023372



本文链接 开放科学标识码

Effect of artificial aging on optical properties of ultra-translucent zirconia ceramics of different brands

Chen Luona¹, Zhang Xin¹, Tian Zhengyu², Wang Jian¹

1. State Key Laboratory of Oral Diseases & National Center for Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases & Dept. of Prosthodontics, West China Hospital of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. Dept. of Prosthodontics, Hospital of Stomatology, Fujian Medical University, Fuzhou 350002, China

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

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

[Abstract] **Objective** This work aimed to evaluate the effect of artificial aging on the translucency and color difference (ΔE) of ultra-translucent zirconia and provide a reference for clinical application. **Methods** The discs of ultra-translucent zirconia from six brands (Wieland, 3M ESPE, Amann Girrbach, Kuraray Noritake, Upcera, and Besmile) were cut and sintered according to each manufacturer's product instructions; the experimental groups were named ZNT, LVP, AG, KAT, UPC, and BSM, respectively. IPS e.max Press was used as the control group (PLT). The specimens ($n=6$) were prepared with a diameter of 14 mm and a thickness of 1 mm. The specimens were subjected to artificial aging treatment according to the following conditions: in an autoclave at 134 °C at 0.2 MPa for 4, 8, and 12 h. According to the CIE1976Lab system, the CIE L*, a*, and b* values of the specimens before and after aging were measured

[收稿日期] 2023-11-06; **[修回日期]** 2024-03-05

[基金项目] 国家重点研发计划资助 (2022YFC2410103)

[作者简介] 陈罗娜, 医师, 硕士, E-mail: ronac7751@163.com

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

ment according to the following conditions: in an autoclave at 134 °C at 0.2 MPa for 4, 8, and 12 h. According to the CIE1976Lab system, the CIE L*, a*, and b* values of the specimens before and after aging were measured

by a co-lorimeter. The translucency parameter (TP) and ΔE were calculated. **Results** The mean TP values of each group before aging in order were PLT>KAT>AG>ZNT>BSM>UPC>LVP. We found no significant difference in translucency in all experimental groups after aging for 4 and 8 h compared with those before aging. After 12 h of aging, the TP values of the KAT and ZNT groups were not significantly different from those before aging, but the TP values of the AG, BSM, LVP, and UPC groups were significantly lower than those before aging ($P<0.05$). The TP value of the control group was significantly higher than that of the other experimental groups at different stages ($P<0.05$). $\Delta E=3.3$ was considered the visible color difference, and ΔE was less than 3.3 in all groups after 4 h of aging. After aging for 8 h, ΔE of the UPC group was slightly higher than 3.3. ΔE of the BSM and UPC groups was greater than 3.3 after 12 h of aging. **Conclusion** The TP and ΔE of different brands of ultra-translucent zirconia may change after various aging times. The translucency of some zirconia showed a decreasing trend and the color difference showed an increasing trend with the aging time.

[Key words] zirconia; low-temperature degradation; optical property; translucency; color difference

氧化锆全瓷材料因其良好的生物相容性和美学性能, 现被广泛应用于牙科修复领域。传统高强度氧化锆虽然强度很高, 但半透性较低, 无法用于前牙全瓷冠修复。为了改善氧化锆陶瓷的半透性, 国内外各大厂商均推出了半透性更佳的超透氧化锆, 可用于制作前牙全瓷冠, 达到美观与强度的协同^[1]。然而研究^[2]表明, 氧化锆陶瓷在相对较低的温度(30~300 °C)且潮湿的环境下, 将加速由四方相向单斜相的转变, 造成机械及美学性能的显著下降, 这种现象称为低温老化。那么, 用于前牙美观区修复的超透氧化锆在口内长期使用后是否会出现低温老化, 从而导致半透性或颜色的改变, 进而影响美观呢? 本研究选择了临床上常用的6种不同品牌超透氧化锆, 通过体外模拟老化进程, 探究超透氧化锆在人工老化前后半透性和颜色的改变, 以为临床选择提供参考。

1 材料和方法

1.1 主要材料和仪器

本研究选取6种不同品牌(Wieland、3M ES-PE、Amann Girrbach、Kuraray Noritake、爱尔创和贝施美)超透氧化锆作为实验组, 1种二硅酸锂玻璃陶瓷作为对照组(表1)。实验中所用瓷块均为A2色。由加工厂根据产品说明书对各个品牌超透氧化锆及铸瓷进行切割及烧结, 制备出直径14 mm、厚度1 mm的圆盘形试件($n=6$)。所有试件依次使用1 500、2 000、3 000、4 000目的SiC水磨砂纸(3M公司, 美国)在研磨抛光机(Struers公司, 丹麦)上进行打磨, 并依次采用9 μm 和5 μm 的金刚石研磨液(广东贺利实业有限公司)进行抛光, 用游标卡尺(宁波得力集团有

限公司)测量试件尺寸, 误差控制在 ± 0.1 mm。将所有试件放置于75%乙醇(成都金牛试剂有限公司)和去离子水中超声清洗5 min, 置于烘箱(东莞市佰世特仪器科技有限公司)干燥后备用。

1.2 低温老化

氧化锆材料在蒸汽高压釜中134 °C处理1 h相当于体内老化3~4年, 可以在短时间内模拟口内老化的过程^[3]。本实验使用立式压力蒸汽灭菌器(上海博讯实业有限公司), 按照ISO13356老化标准, 在134 °C、0.2 MPa的标准环境下对各组试件进行低温老化处理, 分为4、8、12 h三个时间点, 分别模拟12~16年、24~32年、36~48年的口内老化。每个阶段结束后取出试件, 置于75%乙醇和去离子水中超声清洗5 min, 于烘干箱干燥后备用。

1.3 光学特性检测

在GretagMacbeth The Judge II D65标准光源(Michigan公司, 美国)下使用VITA Easyshade® V牙科接触式电脑比色仪(VITA Zahnfabrik公司, 德国), 按照国际照明委员会(CIE)推荐的CIE 1976Lab色度系统, 测量各组试件在标准白色背景和黑色背景下的颜色参数 L^* (亮度)、 a^* (红绿色度)、 b^* (黄蓝色度)。测量前依据厂家说明对色度仪进行校准。每次测量前在试件及背景板之间滴加2滴医用耦合剂(成都金牛试剂有限公司), 以减少空气折射对测量结果造成的误差。测量时保证比色仪探头平行紧密接触试件的表面中心并保持垂直。为减少误差, 每个试件于不同位点重复5次测量, 取5次测量的平均值。

各组试件人工老化4、8、12 h后以同样测试条件获得试件在标准白色背景和黑色背景下的颜色参数 L^* 、 a^* 、 b^* 。

表 1 实验材料的相关信息

Tab 1 Materials used in the study

缩写	材料	制造商	成分
ZNT	Zenostar Zr Translucent	Wieland 公司, 德国	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ >99%; Y ₂ O ₃ ≤4.5%~6%; HfO ₂ ≤5%; Al ₂ O ₃ +其他氧化物≤1%
LVP	Lava Plus High Translucency Zirconia	3M ESPE 公司, 美国	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥99%; Y ₂ O ₃ 5%~6%; HfO ₂ <5%
AG	Amann Girrbach Ceramill Zolid FX White	Amann Girrbach 公司, 奥地利	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥99%; Y ₂ O ₃ 8.5%~9.5%; HfO ₂ <5%; Al ₂ O ₃ <0.5%; 其他氧化物<1%
KAT	Katana UTML	Kuraray Noritake 齿科有限公司, 日本	ZrO ₂ +HfO ₂ 87%~92%; Y ₂ O ₃ 8%~11%; 其他氧化物0~2%
UPC	TT 玉瓷	深圳爱尔创有限公司	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ >96.5%; Y ₂ O ₃ 5.8%~9.7%; Al ₂ O ₃ <0.5%; Fe ₂ O ₃ <0.5%; Er ₂ O ₃ <2.0%; 其他氧化物<0.5%
BSM	TT 特透铂晶瓷	成都贝施美生物科技有限公司	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥99%; Y ₂ O ₃ 4.5%~6%; HfO ₂ ≤5.0%; Al ₂ O ₃ ≤0.5%; 其他氧化物≤0.5%
PLT (对照组)	IPS e.max Press LT	义获嘉·伟瓦登特公司, 列支敦士登	SiO ₂ 57%~80%; Li ₂ O 11%~19%; K ₂ O 0~13%; P ₂ O ₅ 0~11%; ZrO ₂ 0~8%; ZnO 0~8%; 其他氧化物0~10%

1.3.1 半透性

根据试件在标准黑白背景下的 L*、a*、b* 值, 利用以下公式计算每个试件的半透明度 (translucency parameter, TP), $TP = [(L_w^* - L_b^*)^2 + (a_w^* - a_b^*)^2 + (b_w^* - b_b^*)^2]^{1/2}$, 其中 W 代表白背景, B 代表黑背景。

1.3.2 色差

根据试件在标准白背景下的 L*、a*、b* 值, 使用以下公式计算试件在老化处理 4、8、12 h 后和未老化时的色差 (ΔE), $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$, 其中 ΔL 代表在白背景下老化前后 L* 的差值, Δa 代表在白背景下 a* 的差值, Δb 代表在白背景下 b* 的差值。本研究将 ΔE 值为 3.3 视作可接受阈值, 表示 50% 的观察者认为颜色差异不可接受^[4-5]。

1.4 X 射线衍射 (X-ray diffusion, XRD) 分析

分别对人工老化前和老化 12 h 后的试件进行 XRD 分析, 设置参数为铜靶, 扫描步长为 0.02/s, 扫描速度为 0.1 s/步, 扫描范围为 25°~35° (2θ), 以分析老化前后氧化锆晶体晶相的改变。

1.5 统计学分析

使用软件 GraphPad Prism 9 (GraphPad Software 公司, 美国) 对数据进行统计学分析, 方差齐性检验结果表明数据不符合方差齐性。对 7 组试件均使用非参数检验进行统计分析, P<0.05 表明差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 半透性实验结果

实验组和对照组人工老化前后的 TP 均数及标

准差结果见表 2。老化前各组的 TP 值从大到小分别为 PLT>KAT>AG>ZNT>BSM>UPC>LVP。老化 4 h 及 8 h 后, 所有实验组的 TP 值和老化前相比差异均无统计学意义; 老化 12 h 后, KAT 组和 ZNT 组的 TP 值与老化前相比差异无统计学意义, 但 AG 组、BSM 组、LVP 组和 UPC 组的 TP 值与老化前相比出现了显著性降低 (P<0.05)。对照组铸瓷的 TP 值在不同阶段均显著高于实验组 (P<0.05), 且不受老化影响。各组间人工老化前后 TP 值比较见图 1。

表 2 各组试件在不同人工老化时间处理前后的 TP 值

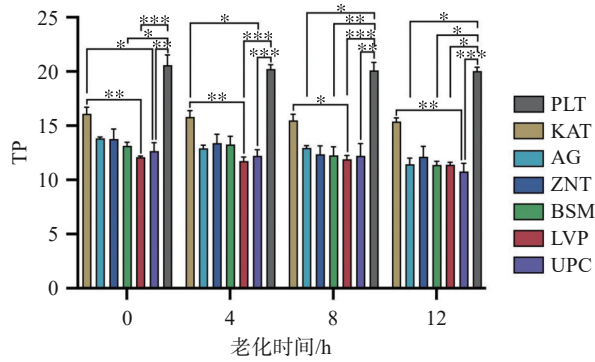
Tab 2 TP values of each group before and after aging

组别	未老化	老化 4 h	老化 8 h	老化 12 h
KAT	16.09±0.62	15.81±0.59	15.48±0.56	15.39±0.33
AG	13.83±0.13	12.90±0.30	12.95±0.21	11.45±0.57*
ZNT	13.77±0.92	13.39±0.82	12.37±0.77	12.14±0.95
BSM	13.15±0.32	13.27±0.74	12.25±0.81	11.38±0.33*
LVP	12.10±0.10	11.74±0.38	11.91±0.35	11.39±0.24*
UPC	12.65±0.79	12.22±0.57	12.22±1.12	10.78±0.75*
PLT (对照组)	20.58±0.94	20.23±0.41	20.11±0.72	20.04±0.36

注: *表示与本组未老化 TP 值比较差异有统计学意义, P<0.05。

2.2 色差实验结果

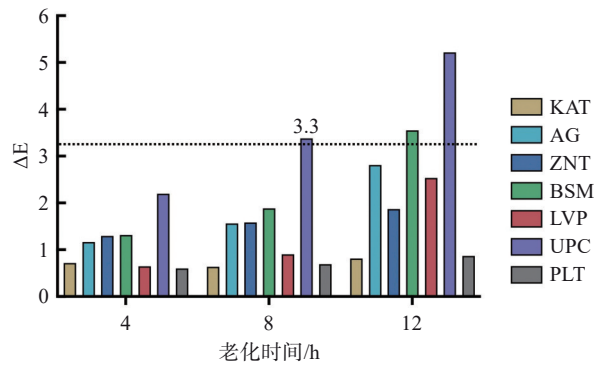
各组在不同老化时间 (4、8 和 12 h) 后的 ΔE 变化见图 2。总体来看, 随着人工老化时间的增加, 各组的 ΔE 逐渐变大。实验组及对照组在不同老化时间 (4、8 和 12 h) 后的 ΔE 均数及标准差见表 3。ΔE 小于 3.3 的颜色变化在临床上是可以接受的, 在人工老化 4 h 后, 各组 ΔE 均数均小于 3.3; 人工老化 8 h 后仅有 UPC 组均数略大于 3.3; 在人工老化 12 h 后, BSM 组和 UPC 组 ΔE 均数大于 3.3。而对照组铸瓷的颜色在老化前后未见显著改变。



两组间差异有统计学意义, * $P<0.05$, ** $P<0.002$, *** $P<0.001$ 。

图 1 人工老化前后各组 TP 值的比较

Fig 1 TP values of each group before and after aging



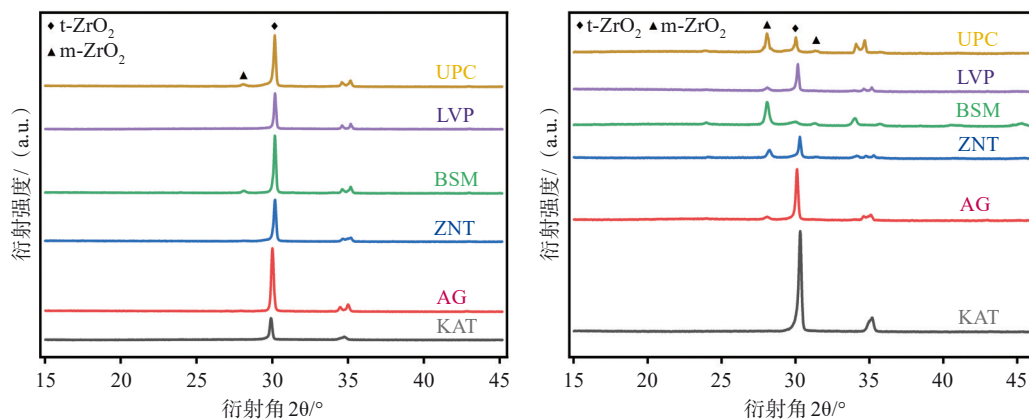
图中虚线表明肉眼可辨别色差值。

图 2 各组在不同老化时间后的 ΔE

Fig 2 The ΔE of each group before and after aging

2.3 XRD 结果

XRD 检测显示, 长时间的老化处理使 UPC、ZNT、BSM、LVP 组试件在 $2\theta=28.2^\circ$ 出现不同程度的单斜相 (m) 峰, 表示单斜相氧化锆。其中 BSM 组和 UPC 组的单斜相含量大幅度地增加, 而



左: 人工老化前; 右: 人工老化 12 h 后。

图 3 人工老化前和人工老化 12 h 后各组 XRD 分析

Fig 3 XRD results of each group before and after aging for 12 h

Walczak 等^[11]观察到, 老化会降低氧化锆的半透性, 但差异低于人眼识别的阈值。而 TP 基于

KAT、AG 组的晶相几乎没有发生改变 (图 3)。

表 3 各组在不同老化时间后的 ΔE

组别	4 h	8 h	12 h
KAT	0.71±0.16	0.64±0.17	0.81±0.23
AG	1.17±0.22	1.57±0.18	2.81±0.48*
UPC	2.20±0.56	3.38±1.44	5.22±0.28*
ZNT	1.30±0.73	1.59±1.02	1.87±1.00
LVP	0.65±0.17	0.91±0.27	2.54±0.54*
BSM	1.31±0.99	1.88±0.69	3.55±1.09*
PLT (对照组)	0.60±0.32	0.69±0.31	0.87±0.47

注: *表示与本组老化 4 h 后相比差异有统计学意义, $P<0.05$ 。

3 讨论

氧化锆因温度不同, 在微观上呈现出 3 种晶体形式, 分别为单斜晶型 (m)、四方晶型 (t)、立方晶型 (c)^[6]。3 种不同相的晶体具有不同的光学性质, 单斜相具有各向异性, 四方相有双折射性, 立方相则是各向同性, 因此 3 种晶体形式具有不同的折射率^[7]。当氧化锆材料中稳定剂氧化钇的含量提高到摩尔分数 0.05 时, 立方相氧化锆晶体成为氧化锆材料的主晶相, 半透性高, 故称为超透氧化锆, 多用于前牙单冠和贴面修复^[8]。研究^[9-10]发现, 氧化锆材料在潮湿环境下可出现自发地由四方相向单斜相转变, 这种相变伴随体积膨胀使氧化锆材料的表面形成凸起和微裂纹, 造成材料美学性能的退化; 当微裂纹逐渐深入到材料的内部, 还会最终导致氧化锆材料机械性能的降低, 该现象被称为低温老化。

CIE 比色法, 定义了具有均匀厚度的材料在黑色及白色背景上所反射颜色之间的差异, 并提供了与

人类视觉感知直接对应的值。TP值高表示材料具有更高的半透性,反之表示半透性差^[12]。TP值随着老化时间增加而下降,与光在氧化锆的散射、折射变化等多种因素有关^[13]。经过低温老化,四方相氧化锆晶体向单斜相转变,导致单斜相、晶粒尺寸和孔隙率的增加,提高了水热老化后氧化锆的折射率^[14]。

本研究结果显示,氧化锆材料在老化4、8 h后TP值并没有显著的下降,而当老化时间达到12 h时,部分组别TP值与未老化时相比,已出现显著下降。本实验结果符合其他相关研究所观察到的氧化锆老化规律。一项研究^[15]显示,在水热老化15 h后,两种钇稳定氧化锆陶瓷材料的TP值均显著降低。Alghazzawi^[16]研究表明,随着老化时间的增加,氧化锆材料和玻璃陶瓷材料的TP值降低,但玻璃陶瓷材料的TP值仍比氧化锆材料更高。氧化锆品牌之间的半透性也有所不同^[11]。

研究^[17-18]指出,氧化锆材料的光学性能受其微观结构的影响。氧化钇含量的增加与氧化锆晶粒结构、尺寸及立方相的增加有关,从而导致半透性的增加^[19-20]。本研究中,未进行老化处理时,各材料半透性均不相同,而对照组玻璃陶瓷材料的半透性又显著高于所有氧化锆材料。氧化钇含量最高为8%~11%的KAT组在6组氧化锆中半透性最好。同样,AG组有着良好的半透性,其氧化钇含量略低于KAT组,为8.5%~9.5%。而其他组在半透性方面要稍逊一筹。通过提高氧化钇的比例以稳定氧化锆成分,可实现更高的立方相占比,而立方相占比越高,半透性越好^[21],同时氧化锆材料也具有良好的抗老化性能。各组超透氧化锆间半透性的显著差异可能源于加工方式的差异、所含氧化物等成分的不同及微观结构的差异^[22]。

色差方面,老化4 h后各组 ΔE 均小于3.3,各品牌氧化锆颜色稳定性均表现良好。老化8 h后仅有UPC组 ΔE 略大于3.3,色差可能不被接受。老化12 h后与老化4 h后相比, ΔE 差异无统计学意义($P>0.05$)的有KAT组、ZNT组和对照组, ΔE 差异有统计学意义($P<0.05$)的是AG组、UPC组、LVP组、BSM组。PLT组作为对照,其老化前后颜色变化微弱,这可能是由于,相较于整体氧化锆,玻璃陶瓷的外层结构避免了内部直接暴露于复杂的口内环境中,减少了液体的渗入所引起的二氧化硅网崩解,避免了结晶度降低和色素吸收的增加。总体来看,大部分组别 ΔE 和老化时间呈显著相关性,这可能是由于随着老化时间的增加,

表面形态的变化改变了颜色,或是由于在反复热暴露中金属氧化物颜料的分解。在本实验中UPC组和BSM组在人工老化12 h后的颜色稳定性会对修复效果造成影响,而KAT组、ZNT组和对照组在老化前后的色差差异并没有统计学意义,表现出了较好的颜色稳定性;AG组和LVP组虽在12 h后颜色稳定性有显著性差异,但 ΔE 小于3.3,未能被人眼辨别,临床上尚可接受。本研究通过12 h人工老化模拟氧化锆材料在口内使用36~48年,若氧化锆在口内使用时间更长,随着色差逐渐变大的趋势, ΔE 亦有可能高于3.3,导致颜色出现肉眼可见的改变。

本研究通过对比各组试件在老化12 h后与老化前的XRD结果,观察到氧化锆表面自发发生马氏体相变,出现了新的衍射峰,印证了氧化锆在老化过程中,部分四方相晶体结构向单斜相转变,影响了氧化锆的半透性和色差。

氧化锆的厚度也会影响氧化锆的光学特性。本研究的局限性在于试件厚度均为1 mm,仅体外模拟了临床应用中整体式超透氧化锆单冠的厚度,未考虑口内真实情况的变化。研究^[23]表明,为了获得可接受的遮色能力,氧化锆的厚度至少为1 mm。若作贴面修复,更薄的厚度将改变颜色和半透性,需作进一步研究。

综上所述,本研究探究了临床常用的6种超透氧化锆在体外人工老化前后的半透性和颜色变化,模拟了口内长期使用前后光学特性的变化。结果显示,在透明度变化方面,仅有KAT、ZNT的氧化锆材料在老化12 h后还能保持原有的透明度,且高于其他品牌未老化时的透明度;在颜色变化方面,除KAT和ZNT外,大部分品牌的超透氧化锆在人工老化后颜色都产生了变化,部分品牌的氧化锆材料甚至出现了肉眼可辨的颜色差异。本研究通过对超透氧化锆长期光学稳定性进行探究,为其临床应用提供参考。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

[参考文献]

- [1] Salah K, Sherif AH, Mandour MH, et al. Optical effect of rapid sintering protocols on different types of zirconia [J]. *J Prosthet Dent*, 2023, 130(2): 253.e1-253.e7.
- [2] Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends[J]. *J Am Ceram Soc*, 2009, 92(9):

- 1901-1920.
- [3] Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics[J]. *J Am Ceram Soc*, 2004, 82(8): 2150-2154.
- [4] Khashayar G, Bain PA, Salari S, et al. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry[J]. *J Dent*, 2014, 42(6): 637-644.
- [5] Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: a comprehensive review of clinical and research applications[J]. *J Esthet Restor Dent*, 2019, 31(2): 103-112.
- [6] Bona A, Pecho O, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial[J]. *Materials(Basel)*, 2015, 8(8): 4978-4991.
- [7] Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent[J]. *Dent Mater*, 2014, 30(10): 1195-1203.
- [8] 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.
- [9] Jing Q, Zhang F, Lei L, et al. Improving low temperature degradation of 3Y-TZP ceramics via high temperature carburizing[J]. *Ceram Int*, 2023, 49(8): 11865-11874.
- [10] 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*, 2014, 529: 251-255.
- [11] Walczak K, Meißner H, Range U, et al. Translucency of zirconia ceramics before and after artificial aging[J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(1): e319-e324.
- [12] Porojan L, Vasiliu RD, Bîrdeanu MI, et al. Surface characterization and optical properties of reinforced dental glass-ceramics related to artificial aging[J]. *Molecules*, 2020, 25(15): 3407.
- [13] Pecho OE, Benetti P, Ruiz-López J, et al. Optical properties of dental zirconia, bovine dentin, and enamel-dentin structures[J]. *J Esthet Restor Dent*, 2024, 36(3): 511-519.
- [14] Kim HK, Kim SH. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics[J]. *J Prosthet Dent*, 2019, 121(4): 676-682.
- [15] Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, et al. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging[J]. *Acta Biomater Odontol Scand*, 2015, 1(2/3/4): 86-92.
- [16] Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials[J]. *J Prosthodont Res*, 2017, 61(3): 305-314.
- [17] Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, et al. Current status of zirconia restoration[J]. *J Prosthodont Res*, 2013, 57(4): 236-261.
- [18] Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 55: 151-163.
- [19] 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.
- [20] Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, et al. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: a review from materials science perspective[J]. *Dent Mater J*, 2020, 39(1): 1-8.
- [21] 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.
- [22] Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses[J]. *Dent Mater*, 2015, 31(10): 1180-1187.
- [23] Tabatabaian F, Dalirani S, Namdari M. Effect of thickness of zirconia ceramic on its masking ability: an *in vitro* study[J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(6): 666-671.

(本文编辑 杜冰)