



# Aydın Dental Journal

Journal homepage: <http://dergipark.ulakbim.gov.tr/adj>  
DOI:10.17932/IAU.DENTAL.2015.009/dental\_v010i3007



## Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Zirkonyanın Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Etkileri

## Effects of Artificial Aging Processes on the Physical and Mechanical Properties of Zirconia

Gözdenur Görgülü Alin<sup>1</sup>, Ferhan Eğilmez<sup>2\*</sup>

### ÖZET

İtriyumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali, üstün mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde implant dayanaklarının, protetik alt yapıların ve monolitik kronların üretiminde başarı ile kullanılan materyallerden biridir. Zirkonya, tetragonal fazda stabilize edildiğinde yüksek miktardaki çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık göstermektedir. Ancak nemli bir ortama maruz kaldığında tanecik büyümesi, yüzey pürüzlülüğünde artış ve mikro çatlakların yayılmasıyla karakterize olan ve bunun sonucunda materyalin mekanik özelliklerinde düşüşle sonuçlanan bir yapısal bozunmaya uğrayabilmektedir. Bu bozunma ise biyomedikal uygulamalarda kullanılan zirkonyanın klinik performansı açısından son derece kritik hale gelebilmektedir. Bu derlemenin amacı literatürde yer alan ve dental zirkonyaya uygulanan yapay yaşlandırma işlemlerinin materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini değerlendirmektir. Bu amaçla PubMed, Scopus ve Google Scholar veritabanlarında (artificial aging) VE (dental zirconia) VEYA (monolithic zirconia) VEYA (zirconium dioxide) anahtar kelimeleri kullanılarak çalışmalar analiz edildi. 249 sonucun taranmasından sonra 58 çalışma bu incelemeye dahil edildi. İncelenen makalelerin analizi sonucunda farklı yöntemler kullanılarak zirkonyaya yapay yaşlandırma işlemlerinin *in-vitro* veya *in-vivo* ortamlarda uygulandığı izlenmiştir. Bununla birlikte, mevcut klinik çalışmalar, protetik uygulamalarda zirkonyanın başarısının yüksek olduğunu göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Materyal testleri, Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya, Yüzey özellikleri.

### ABSTRACT

Yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystal is one of the materials used successfully in dentistry in the production of implant abutments, prosthetic infrastructures and monolithic crowns due to its superior mechanical properties. Zirconia is resistant to high chewing forces when stabilized in the tetragonal phase. However, when it is exposed to a humid environment, zirconia may undergo structural degradation, which is characterized by grain growth, increase in surface roughness and propagation of microcracks, resulting in a decrease in the mechanical properties of the material. This degradation can become extremely critical for the clinical performance of zirconia used in biomedical applications. The aim of this review was to evaluate the effects of artificial aging processes on the physical and mechanical properties of dental zirconia. For this purpose, the literature search was made in PubMed, Scopus and Google Scholar databases using the keywords (artificial aging) AND (dental zirconia) OR (monolithic zirconia) OR (zirconium dioxide). After screening 249 results, 58 studies were included in this review. As a result, it was observed that *in-vitro* or *in-vivo* artificial aging processes were applied to zirconia by using different methods. However, current clinical studies show that the success of zirconia in prosthetic applications is high.

**Keywords:** Materials Testing, Yttria stabilized tetragonal zirconia, Surface Properties.

<sup>1</sup>Araş. Gör., Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye.

<sup>2</sup>Prof. Dr., Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye.

**Sorumlu Yazar:** Ferhan EĞİLMEZ e-posta: [ferhanegilmez@gmail.com](mailto:ferhanegilmez@gmail.com), ORCID: 0000-0001-9325-8761 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye.

## Giriş

Zirkonya yüksek bükülme direnci, biyouyumluluğu ve estetik görüntüsüyle son yıllarda protetik diş hekimliğinde popüler olan bir materyaldir.<sup>1</sup> Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olmasının yanı sıra mekanik mukavemet ve tokluk gibi özellikler zirkonyayı uygun bir biyomateryal haline getirmektedir. Zirkonya, diğer adıyla zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ), farklı sıcaklık aralıklarında stabil olan monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik faza sahip polimorfik bir malzemedir. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda, 1170°C-2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C üzeri sıcaklıklarda ise kübik fazda bulunmaktadır.<sup>2</sup> Saf zirkonya içerisindeki tanecikler, sinterizasyon sıcaklıklarından oda sıcaklığına geçerken tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşerek %3-5 oranında hacimsel artışa uğramaktadır. Bu dönüşüm zirkonya restorasyonlara baskı kuvveti gibi stresler uygulandığında da gerçekleşmektedir. Bu hacimsel genişleme restorasyon içerisinde oluşmuş çatlakların uçlarında baskı gerilimi oluşturarak çatlakların ilerlemesini engeller. Zirkonya seramiklerde oluşan bu durum, transformasyon sertleşmesi (dönüşüm tokluğu) olarak adlandırılır ve materyalin kırılma dayanımını artırır.<sup>3</sup> Transformasyon sertleşmesinin çatlak uçlarındaki olumlu etkisinin yanı sıra, hacim artışının kırıklara sebep olmaması için faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Bu nedenle oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize etmek için yapısına yttrium ( $Y_2O_3$ ) veya serya ( $CeO_2$ ) gibi metal oksitler eklenmektedir.<sup>2</sup>

Yüksek mekanik özelliklerinin yanı sıra %3 mol yttrium ile stabilize geleneksel dental zirkonya (3Y-TZP) oldukça opak bir materyaldir. Bu dezavantajı nedeniyle geçmişte alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Zirkonyanın opaklığını maskelemek için feldspatik porselenlerle veneerleme işlemi yapılmaktadır. Ancak bu tür restorasyonlarda en sık karşılaşılan problem veneer porselende meydana gelen kopma ve kırılmalarıdır. Bu nedenle veneer seramik olmadan üretilen ve tek bir materyalden oluşan monolitik zirkonya restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır.<sup>4</sup>

1300 °C ila 1500 °C arasındaki sıcaklıklarda sinterlenen ve %85-90 tetragonal faz içeren %3 mol itriyum ile stabilize zirkonyanın bükülme direnci 900-1200 MPa, kırılma tokluğu 4-10 MPam<sup>1/2</sup> ve Vickers sertliği 11-13 GPa'dır.<sup>5</sup> Günümüzde yeni nesil CAD-CAM monolitik zirkonya seramik sistemlerinin yttrium içeriği mol olarak yaklaşık %4, %5 ve %6 oranlarına yükseltilmiştir. Bu

materyaller yapılarında daha fazla kübik kristal içerdiğinden yüksek translüsent veya ultra translüsent monolitik zirkonya adıyla piyasaya sürülmüştür.<sup>6</sup> Ancak materyal içeriğindeki yttrium oranı arttıkça tetragonal faz miktarı azalmakta ve zirkonyanın mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenmektedir.<sup>7</sup>

Zirkonyada yttrium içeriğinin %5 mole yükseltilmesi bükülme direncinin 500-900 MPa aralığına düşmesiyle sonuçlanmıştır. %6 ve %8 mol yttrium içeren zirkonya seramiklerde ise bükülme direnci genellikle 300-600 MPa aralığındadır.<sup>8</sup> Kübik zirkonya, (600-800 MPa) tetragonal zirkonyadan (1000-1200 MPa) daha düşük bükülme direncine sahiptir. Aynı zamanda zirkonyaya tokluğunu ve kırılmaya karşı direncini veren transformasyon sertleşmesi özelliği kübik zirkonyada görülmez. Bu nedenle yüksek kübik faz içeren zirkonyalarda güç ve tokluk azalmıştır. Daha düşük mekanik özellikleri nedeniyle posterior bölgede kullanımları tercih edilmez.<sup>9</sup> Buna rağmen translüsent monolitik zirkonyalar, veneerlenmiş zirkonya seramiklerden daha yüksek bükülme direncine sahiptir.<sup>10</sup>

Zirkonyanın diğer mekanik özelliklerinden birisi de materyalin zamanla uğradığı hidrotermal bozunma diğer adıyla düşük ısıda bozunmadır (Low temperature degradation-LTD). Bu durum, materyal yüzeyinin lokal stres ve suyun varlığında t→m faz dönüşümüne uğramasıyla gerçekleşir. Translüsent monolitik zirkonyalar, doğrudan ağız boşluğuna açık olduklarından düşük ısıda bozunma bir endişe kaynağıdır. Düşük ısıda bozunma başlangıçta, yüzeysel zirkonya tanelerinde suyun oksijen boşluklarına dolduğu yerlerde oluşur ve tüm yüzeyde ilerleyerek yüzey pürüzlülüğünü artırır. Bu durumun zamanla materyalin tümüne yayılarak zirkonyanın bükülme direncini ve kırılma tokluğunu azalttığı bildirilmiştir.<sup>11</sup>

Yaşlanmayla oluşan faz dönüşümü nedeniyle hacim yaklaşık %3 ila %4 oranında artar ve içeriğindeki taneler serbest yüzeye itilir. Bu durum seramiğin yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır.<sup>12</sup> Yaşlanmanın tane kopması, pürüzlülük ve mikro çatlama gibi yüzey bozulmasına neden olan etkileri hakkında çok sayıda çalışma yayınlanmıştır. Bu yüzey bozulmaları mekanik özelliklerde düşüşe yol açmaktadır.<sup>13</sup> Bükülme direnci, yüzey sertliği ve yüzey bitimi, Y-TZP restorasyonların klinik performansını etkileyen önemli fiziksel özelliklerdir. Bükülme direnci materyalin kırılma direncine, yüzey sertliği materyalin aşınma direncine ve mükemmel bir yüzey bitimi bakteriyel adezyonun ve antagonist

dişlerin aşınmasının önlenmesine yönelik katkıda bulunur.<sup>14</sup>

Monolitik zirkonya restorasyonları nem, pH değişimleri, harici stres kaynağı olarak mekanik yükleme ve tetragonal fazın stabilitesi için kritik derecede düşük sıcaklık gibi ağız ortamı zorluklarıyla doğrudan temas halinde olduğundan bu malzemelerin t→m faz dönüşümünü tahmin etmek için farklı yapay yaşlandırma yöntemleriyle araştırmalar yapılmıştır.

Bu derlemenin amacı, dental zirkonyanın yaşlandırma koşulları sonrası mekanik ve fiziksel davranışına ilişkin kapsamlı ve güncel bir genel bakış sağlamak ve zirkonya materyalinin uzun süreli klinik kullanımı hakkında fikir sahibi olabilmek için farklı in-vitro koşullarda elde edilen sonuçları irdeleyerek materyali etkileyen faktörlere ilişkin çıkarım yapabilmektir.

Bu doğrultuda PubMed, Scopus ve Google Scholar veritabanlarında “artificial aging” VE “dental zirconia” VEYA “monolithic zirconia” VEYA “zirconium dioxide” anahtar kelimeleri kullanılarak 249 çalışma incelenmiş ve 58 çalışma bu derlemeye dahil edilmiştir. Genel incelemede, laboratuvar ortamında zirkonyaya buharlı otoklav, suda bekletme, termal siklus, çığneme yüklerinin uygulanması ve kimyasal yaşlandırma yöntemleri kullanılarak hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemleri yapıldığı izlenmiştir.

### **Zirkonyaya Uygulanan Yapay Yaşlandırma İşlemleri**

#### **1. Hidrotermal Yaşlandırma**

Zirkonya kristallerinin faz dönüşümü termal olarak etkinleştirildiğinden ve suyun varlığıyla bu dönüşüm hızlandığından dolayı 120–140°C arası sıcaklıklarda buharlı otoklav işlemleri yapay yaşlandırmada kullanılan en sık yöntemdir.<sup>15</sup> Yapılan çalışmalar sonucu 1 saatlik otoklavda yaşlandırma işleminin ağız ortamındaki 3-4 yıllık yaşlanmaya, 5 saatlik yaşlandırmanın ise 15-20 yıla tekabül ettiği kabul edilmiştir.<sup>15</sup> İdeal yaşlandırma Uluslararası Standartlar Organizasyonu'na göre 134 °C, 2 bar basınç altında ve 5 saat yapılmalıdır.<sup>16</sup> Yine ISO 13356<sup>16</sup> ya göre 134 °C'de, 2 bar basınç altında, otoklavda 5 saat yaşlandırma işleminden sonra zirkonyanın monoklinik faz yüzdesi %25'ten fazla olmamalıdır.<sup>17</sup> Pereira ve ark.<sup>18</sup>, zirkonyanın otoklav kullanılarak yaşlandırma işlemine maruz bırakılması sonucu monoklinik faz oranının %50 ve daha fazla seviyelere ulaşmasının materyalin bükülme direncini olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir.

Diğer bir hidrotermal yaşlandırma yöntemi olan termal siklus, in-vitro koşullarda ağız içinde gerçekleşen ısı değişimlerini taklit etmek için sıkça kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir. Bu metod, materyalin belirli döngülerle 5-55°C sıcaklıklardaki su banyolarına sırasıyla daldırılarak belirli süreler boyunca bekletilmesiyle uygulanır. Bu sayede ağızdaki termal değişimlere maruz kaldığında materyalin dayanıklılığı ve performansı daha iyi anlaşılabilir. 10.000 siklusun yaklaşık 1 yıllık yaşlanmayı simüle ettiği bildirilmiştir.<sup>12</sup>

Johansson ve ark.<sup>19</sup>, araştırmalarında monolitik, alt yapı ve veneerlenmiş zirkonya kronları 5-55°C'de 5000 kez termal siklus işlemine tabi tutarak kronların bükülme dirençlerini karşılaştırmışlardır. Monolitik grupların istatistiksel olarak daha yüksek bükülme direncine sahip olduğunu gözlemlemişlerdir.

Yapılan bir araştırmaya göre 134°C'de 0.2 MPa basınç altında 200 saat hidrotermal yaşlandırma sonrası kütleli olarak daha düşük oranda yttrium içeren zirkonyaların bükülme direnci düşerken, yüksek oranda yttrium içeren zirkonya seramiklerin bükülme direncinde azalma görülmemiştir.<sup>20</sup>

Yapılan başka bir çalışmada farklı miktarda kübik kristal içeriğe sahip 3 farklı translüsent zirkonyanın (Vita YZ ST, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya, 4Y-TZP, <%30 kübik faz); Vita YZ XT, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya, 5Y-TZP, %30-50 kübik faz; Prettau Anterior, Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya, 6Y-TZP, %50'den fazla kübik faz) ve geleneksel zirkonyanın Vita YZ T, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya, 3Y-TZP, %0 kübik faz) 122 °C, 2 bar basınçta, 8 saat otoklavda hidrotermal yaşlandırma sonrası mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. 3Y-TZP ve 4Y-TZP' nin hidrotermal yaşlanmayla beraber bükülme dirençlerinde azalma görülürken, 5Y-TZP ve 6Y-TZP' nin yaşlandırma öncesi ve sonrası bükülme dirençlerinde anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir.<sup>21</sup>

Sato ve Shimada<sup>22</sup>, farklı yttrium oranlarına sahip zirkonya örneklerle yaptıkları çalışmada, 120°C'de 120 saat suda bekletilen örneklerden %6 mol yttrium içeren zirkonyanın hidrotermal yaşlandırmaya duyarlı olmadığı gözlemlenmiştir.

Zhang ve ark.<sup>23</sup>, yaptıkları bir çalışmada, 40 saate kadar 134 °C'de ve 2 bar basınç altında hidrotermal yaşlandırmaya maruz bırakılan zirkonya örneklerde yttrium içeriği ne kadar yüksek olursa Y-TZP'nin bozunma direncinin o kadar iyi olduğu tespit

edilmiştir. Bununla birlikte, yttrium içeriğinin artmasıyla yaşlanmaya karşı direnç elde edilmiş gibi görünse de kübik fazın yüksek olmasının daha düşük mukavemet ve tokluğa neden olduğu bildirilmektedir.

Kosmac ve ark.<sup>24</sup> gerçekleştirdikleri deneyde 3Y-TZP'yi 24 saat süreyle 37°C'de yapay tükürüğe maruz bıraktıklarında bükülme direncinin 1000 MPa'dan yaklaşık 900 MPa'ya düştüğünü bulmuşlardır.

Ban ve ark.<sup>25</sup>, 3 Y-TZP örnekleri 30 gün boyunca 80 °C'de fizyolojik salin (%0,88 NaCl) içinde, 30 gün boyunca 80 °C'de %4 asetik asitte ve 10 gün boyunca 121 °C'de 1 bar basınç altında buhar içeren bir otoklavda yapay yaşlandırma işlemine maruz bırakmışlardır. Farklı ortamlarda yapılan yaşlandırma deneylerinin ardından, tüm Y-TZP örneklerde monoklinik faz gelişerek bükülme dirençlerinde düşüş meydana geldiği görülmüştür. Yazarlara göre, otoklavda 10 günlük yaşlandırma, örneklerde %50'lik bir monoklinik içerik artışına ve bükülme mukavemetinde %15'lik bir azalmaya neden olarak en yıpratıcı etkiye sebep olmuştur. Buna karşılık, salin ve asetik asitte yaşlandırılan Y-TZP örneklerde yaklaşık %2'lik monoklinik faz kaydedilmiştir.

Y-TZP'nin sertliği yaşlanmadan etkilenebilir ve herhangi bir uygulamada dikkate alınması gereken kritik bir mekanik özelliktir. Örneğin zirkonyanın yaşlanma sonrası yüzey sertliğindeki azalmanın kırılmaya neden olduğu bulunmuştur.<sup>26</sup> 168 saat boyunca 140°C'de buhara maruz bırakılarak yaşlanma nedeniyle oluşan faz dönüşümünün, Y-TZP'nin Vickers sertliğini 18.8 GPa'dan 12.5 GPa'ya azalttığı bildirilmiştir.<sup>27</sup>

Yapılan başka bir çalışmada 4 farklı yttrium içeriğine sahip zirkonyanın otoklavda 8 saat yaşlandırılması işleminin kübik faz içermeyen ve %30'dan az kübik faz içeren zirkonyalarda faz dönüşümü ve yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğu görülmüştür. Ancak %30-50 arasında ve %50'den fazla yttrium içeren zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü hidrotermal yaşlanmadan etkilenmemiştir.<sup>28</sup>

Borchers ve ark.<sup>29</sup> daha pürüzsüz yüzeye ( $R_a=0.02 \mu m$ ) sahip zirkonyanın, daha pürüzlü yüzeye sahip zirkonyaya ( $R_a=0.9 \mu m$ ) göre yaşlanmaya daha iyi direnç gösterdiğini öne sürmüştür. Camposilvan ve ark.<sup>30</sup> 3Y-TZP'nin aksine ultra translüsent zirkonya materyalinin (5Y-TZP) hiç hidrotermal bozunma göstermediğini ve glaze uygulamasının zirkonyayı

hidrotermal yaşlanmaya karşı koruduğunu belirtmiştir.

## 2. Mekanik Yaşlandırma

Zirkonyaya ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan yaşlanmayı taklit etmek için mekanik yükleme sikluslarıyla yapay yaşlandırma uygulanabilmektedir. 240.000 siklus ağız içinde 1 yıllık yaşlanmaya tekabül etmektedir.<sup>31</sup> Çiğneme ve yutma sırasında uygulanan ortalama kuvvet 50 N, molar bölgedeki maksimum ısırma kuvveti ise 400-900 N arasındadır.<sup>32</sup>

Kohorst ve ark.<sup>33</sup> 100 N üst sınır kuvvetlerle 1.000.000 siklus yaşlandırmanın zirkonya köprülerin bükülme direncini önemli ölçüde azalttığını bildirmiştir. Çeşitli araştırmalar, pürüzlü yüzeylerin, antagonist dişlerle temas ettiğinde aşındırıcı etkiler yarattığını göstermektedir. Çiğneme simülasyonu çalışmalarında, yüzey pürüzlülüğündeki artışın, karşıt dişlerin aşınmasına neden olduğu gözlemlenmiştir.<sup>31</sup>

Birçok in-vitro çalışmada, monolitik zirkonya kronlar için çiğneme simülasyonunda 1700 N ile 6000 N arasında değişen çok yüksek kırılma mukavemeti değerleri bildirilmiştir.<sup>7</sup> Ortalama 700 N'lik bir posterior çiğneme kuvveti bildiren önceki bir araştırmaya göre, monolitik zirkonya restorasyonlar bu kuvvetlere maruz kaldığında yüksek sağ kalım oranı göstermektedir.<sup>34</sup> Ancak in-vitro çalışmaların klinik durumu tam olarak taklit edemedikleri hatırd tutulmalıdır.

## 2. Hidrotermal ve Mekanik Yaşlandırma

Zirkonya seramikler protezlerde kullanıldığında, ağız ortamında yavaş gerçekleşen düşük ısıda bozunma ve çiğneme kuvvetleri gibi tekrarlanan yüklere maruziyet, zirkonyanın dayanıklılığının hızla azalmasına ve restorasyonlarda başarısızlığa yol açabilmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda hidrotermal yaşlandırmaya ek mekanik yaşlandırma da uygulanarak oral ortam gerçekçi olarak taklit edilmiştir.<sup>35</sup>

Muñoz ve ark.<sup>35</sup> çalışmalarında zirkonya örneklerin yarısına 8 saat boyunca hidrotermal yaşlandırma kalan örneklere ise hem hidrotermal hem mekanik yaşlandırma uygulamışlardır. Hidrotermal yaşlandırma sonrasında materyallerin bükülme direncinde belirgin bir fark görülmezken mekanik yükleme sonrası bükülme dirençlerinde azalma görülmüştür.

Cotes ve ark.'nın<sup>36</sup> yaptığı çalışmada Y-TZP örnekler otoklav, suda bekletme, termal, mekanik





## Kaynaklar

1. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, et al. Revolution of current dental zirconia: A comprehensive review. *Molecules*. 2022;27(5):1699.
2. Alfawaz Y. Zirconia crown as single unit tooth restoration: a literature review. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(5):418-422.
3. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(2):308 e301-308 e307.
4. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201-1208.
5. Chevalier J, Gremillard L. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009;29(7):1245-1255.
6. Durkan R, Deste G, Şimşek H. Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Ata Diş Hek Fak Derg*. 2018;28(2):263-270.
7. Arcila LVC, Ramos NC, Campos TMB, Dapieve KS, Valandro LF, de Melo RM, Bottino MA. Mechanical behavior and microstructural characterization of different zirconia polycrystals in different thicknesses. *J Adv Prosthodont*. 2021 Dec;13(6):385-395.
8. Kulyk V, Duriagina Z, Kostryzhev A, Vasylyv B, Vavruk V, Marenych O. The effect of yttria content on microstructure, strength, and fracture behavior of yttria-stabilized zirconia. *Materials (Basel)*. 2022;15(15):5212.
9. Manziuc MM, Gasparik C, Negucioiu M, et al. Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *Eurobiotech J*. 2019;3(1):45-51.
10. Kim HK. Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Materials (Basel)*. 2020;13(15):3395.
11. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed*. 2015;55:151-163.
12. Pereira G, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed*. 2015;45:183-192.
13. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1377-1384.
14. Xie H, Shen S, Qian M, Zhang F, Chen C, Tay FR. Effects of acid treatment on dental zirconia: An in vitro study. *PLoS One*. 2015;10(8):e0136263.
15. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B*. 2005;72(2):239-245.
16. ISO 13356-15 International Organization for Standardization, Implants for Surgery — Ceramic Materials Based on Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia (Y-TZP), ISO 13356 (2015-09), 13pp. ISO - ISO 13356:2015 - Implants for surgery — Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). In.
17. Ramesh S, Lee KYS, Tan CY. A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceram Int*. 2018;44(17):20620-20634.
18. Pereira GKR, Muller C, Wandscher VF, Rippe MP, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Comparison of different low-temperature aging protocols: its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed*. 2016;60:324-330.
19. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. 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. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(2):145-153.
20. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2017;117(2):303-309.
21. Kengtanyakich S, Peampring C. An experimental study on hydrothermal degradation of cubic-containing translucent zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(5):265-272.
22. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*. 1985;68(6):356-359.
23. Zhang F, Vanmeensel K, Inokoshi M, et al. Critical influence of alumina content on the low temperature degradation of 2–3 mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations. *J Eur Ceram*. 2015;35(2):741-750.
24. Kosmač T, Oblak Č, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram*. 2008;28(5):1085-1090.
25. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B*. 2008;87(2):492-498.
26. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Phase transformation of dental zirconia following artificial aging. *J Biomed Mater Res B*. 2015;103(7):1519-1523.
27. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater*. 2011;7(2):858-865.

28. Peampring C, Kengtanyakich S. Surface roughness and translucency of various translucent zirconia ceramics after hydrothermal aging. *Eur J Dent.* 2021;16(04):761-767.
29. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater.* 2010;6(12):4547-4552.
30. 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. *Dent Mater.* 2018;34(6):879-890.
31. Leone R, Sorrentino R, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2016;32:e98.
32. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol.* 2004;49(10):805-816.
33. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia.* 2008;4(5):1440-1447.
34. Rodriguez V, Castillo-Oyague R, Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Suarez-Garcia M-J (2016) Fracture load before and after veneering zirconia posterior fixed dental prostheses. *J Prosthodont* 25:550–556.
35. Munoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent.* 2017;63:94-102.
36. Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO<sub>2</sub>-based dental ceramic. *Dent Mater.* 2014;30(12):e396-404.
37. Elsayed A, Meyer G, Wille S, Kern M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int.* 2019;50(5):344-348.
38. Eğilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed.* 2014;37:78-87.
39. Mesic K, Majnaric I, Obhodas J, Barsic G, Mehulic K. The Effect of Aging on Composition and Surface of Translucent Zirconia Ceramic. *Acta Stomatol Croat.* 2020;54(4):339-352.