

Yüksek Translüsent Monolitik Zirkonya Materyallerinin Optik ve Mekanik Özellikleri

Optical and Mechanical Properties of High Translucent Monolithic Zirconia Materials

Gözdenur Melike GÖRGÜLÜ ALİN^a(ORCID-0000-0003-4283-5527), Ferhan EĞİLMEZ^a(ORCID-0000-0001-9325-8761)

^aGazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara, Türkiye

^aGazi University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, Ankara, Türkiye

ÖZ

Bu çalışmanın amacı, günümüzde son derece popüler olan yüksek translüsenye sahip monolitik zirkonya restoratif materyallerin mekanik ve optik özelliklerine dair sistematik bir derleme yapmaktır. Bu bağlamda MeSH, NIH-PubMed ve Google Academics elektronik veri tabanlarından "high translucent zirconia", "monolithic zirconia", "optical properties", "mechanical properties", "translucency parameter", "opalescence", "fracture strength", "toughness" anahtar kelimeleri kullanılarak elde edilen makaleleri derleyebilmek için elektronik arama yapıldı. Arama sonucunda tam metnine ulaşılan orijinal bilimsel makaleler veya derlemeler değerlendirilmeye alındı. Buna karşın konuyla ilgili editörlere mektuplar, başyazılar ve kongre özetleri analiz dışı bırakıldı. Değerlendirmeye alınan makaleler incelendiğinde monolitik zirkonya restorasyonların optik özelliklerini iyileştirmek için materyale ait kompozisyon, yapı ve üretim yöntemlerinde pek çok modifikasyon yapılarak doğal dişle daha uyumlu estetik monolitik zirkonya seramiklerin üretildiği görülmüştür. Ancak optik özelliklerin iyileştirilmesi için yapılan işlemlerin materyalin mekanik özelliklerinde de değişikliklere sebep olduğu bilgisine ulaşılmıştır. Bu doğrultuda, yüksek translüsent monolitik zirkonyaların optik ve mekanik özelliklerinin hekimler tarafından bilinmesi, klinik pratiğinde vaka için en uygun materyalin seçimi için büyük önem arz etmektedir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, Optik özellikler, Mekanik özellikler

ABSTRACT

The aim of this study was to make a systematic review of the mechanical and optical properties of highly popular high-translucent monolithic zirconia restorative materials. In this context, the data obtained from MeSH, NIH-PubMed and Google Academics electronic databases using the keywords "high translucent zirconia", "monolithic zirconia", "optical properties", "mechanical properties", "translucency parameter", "opalescence", "fracture strength", "toughness". An electronic search was performed to compile the articles. The original research articles or reviews found in the search were evaluated. On the other hand, letters to the editors, editorials and congress abstracts were excluded from the analysis. When the evaluated articles were examined, it was seen that aesthetic monolithic zirconia ceramics, compatible with natural teeth, were produced by making many modifications in the composition, structure and production methods of the material in order to improve the optical properties of monolithic zirconia restorations. However, it was found that the processes performed to improve the optical properties also cause changes in the mechanical properties of the material. In this respect, knowing the optical and mechanical properties of high translucent monolithic zirconia by physicians is of great importance for the selection of the most appropriate materials for the patients in clinical practice.

Keywords: Monolithic zirconia, Optical properties, Mechanical properties

Son yıllarda artan biyoyumluluk ve estetik arayışı tam seramik restorasyonların kullanımını artırmıştır. Zirkonya seramikler diğer seramiklere kıyasla üstün biyoyumlulukları ve mekanik özellikleri sayesinde popülerite kazanmıştır.¹ Zirkonya, diğer adıyla Zirkonyum oksit (ZrO₂), boyutları 0,5-0,6 µm' dan daha küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir.² Zirkonya restorasyonlar, zirkonya blokların bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisiyle aşındırılarak sinterlenmesi sonucu üretilmektedir. Dental porselenlerin içerisindeki partiküllerin yüksek sıcaklıklarda birleştirilmesi işlemi "sinterleme" olarak adlandırılır. Materyalin sinterlenmesi yoğunluğunu artırarak mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişmesini sağlamaktadır. Zirkonya sıklıkla 1350°C -1550°C aralığında 2-5 saat süreyle fırınlanarak sinterlenmektedir.³

Oksit seramikler, camı bir fazı olmayan ve tüm parçacıkların yoğun olduğu polikristalin seramiklerdir.⁴ Ortamın ısısına göre üç farklı kristal yapı şeklinde bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve bu faz 1170°C ye kadar stabildir. 1170°C-2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C üzeri sıcaklıklarda ise kübik fazda bulunmaktadır.²

Saf zirkonya, sinterizasyon sıcaklıklarından oda sıcaklığına soğutulurken tanecikler tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşerek %3-5 oranında hacimsel artışa uğramaktadır. Bu dönüşüm zirkonya restorasyonlara baskı kuvveti uygulandığında da gerçekleşmektedir. Bu hacimsel genişleme sayesinde 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.²

Transformasyon sertleşmesinin çatlak uçlarındaki olumlu etkisinin yanı sıra, tetragonal fazın (t) monoklinik faza (m) dönüşümü mekanik

stabilitenin azalmasına sebep olur.⁵ Bu nedenle oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize etmek için yapısına çeşitli oksitler eklenmiştir. Günümüzde, üstün özelliklerinden ötürü en çok tercih edilen stabilizatör yttrium oksittir. Zirkonyaya %2-3 oranında yttria ilave edilerek yüksek kırılma direncine sahip yttria ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP) elde edilmiştir.³

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 taneciklerinde suyun oksijen boşluklarına dolduğu yerlerde oluşur. Daha sonra tüm yüzeyde ilerleyerek yüzey pürüzlülüğünü artırır. Zamanla materyalin tümüne yayılarak zirkonyanın bükülme direncini ve kırılma tokluğunu azaltmaktadır.^{6,7}

Diğer tam seramiklere kıyasla üstün mekanik özellikleri zirkonyanın kullanımını artırmıştır.⁸ Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direncinin ortalama 900-1200 MPa, kırılma tokluğunun ise 9-10 MPa. /m olduğu bildirilmiştir. Bu değerler, alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır.⁹

Yüksek mekanik özelliklerinin yanı sıra geleneksel dental zirkonya (3Y-TZP) oldukça opak bir materyaldir. Bu dezavantajı nedeniyle geçmişte alt yapı materyali olarak kullanılmışlardır. Opaklıklarını maskelemek için feldspatik porselenlerle veneerlenmişlerdir. Bu tür restorasyonlardaki en büyük problem veneer porselende meydana gelen chipping denilen kohesiv kopma ve kırılmalardır. Bu nedenle seramik

Gönderilme Tarihi/Received: 4 Nisan, 2023

Kabul Tarihi/Accepted: 24 Mayıs, 2023

Yayınlanma Tarihi/Published: 26 Nisan, 2024

Atıf Bilgisi/Cite this article as: Görgülü Alın GM, Eğilmez F. Yüksek Translüsent Monolitik Zirkonya Materyallerinin Optik ve Mekanik Özellikleri. Selcuk Dent J 2024;11(1): Doi: 10.15311/ selcukdentj.1276906

Sorumlu yazar/Corresponding Author: Ferhan EĞİLMEZ

E-mail: ferhanegilmez@gmail.com

Doi: 10.15311/ selcukdentj.1276906

tabakalama olmadan üretilen ve tek bir materyalden oluşan monolitik zirkonya restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır.¹⁰

Monolitik Zirkonyaların Avantajları

- Monolitik zirkonyalar yüksek biyouyumluluğa ve tatmin edici estetik özelliğe sahiptir.¹⁰
- Doğal mineden daha fazla oklüzal aşınmaya neden olduğu ancak diğer seramik materyallere göre daha az aşınma oluşturduğu gösterilmiştir.¹
- Geleneksel dental zirkonyadan daha yüksek kırılma dirençleri sayesinde posterior restorasyonlarda kullanılabilir.¹⁰⁻¹³
- Üst yapı seramiğiyle kaplanmadığından diş preparasyonu daha konservatif yapılabilir.⁴ Buna ilaveten, kaplama seramiğinde chipping tarzı kırılmalar gözlenmez.¹
- Metal seramik restorasyonların marjinal kenarındaki gri görüntü zirkonya restorasyonlarda görülmemektedir.⁴
- Daha az laboratuvar süresi gerektirmektedir.¹

Birkaç yıl öncesine kadar monolitik zirkonyaların en büyük dezavantajları, tatmin edici translüsentlik sağlayamamaları olmuştur. Bu nedenle optik özelliklerini iyileştirmek için kompozisyon, yapı ve üretim yöntemlerinde değişiklikler yapılarak doğal dişle daha uyumlu estetik monolitik zirkonya seramikler üretilmeye başlanmıştır.¹

Translüsentlik, genellikle kontrast oranı (CR) veya translüseni parametresi (TP) ile ifade edilir. Kontrast oranı, test numunesinin siyah bir arka plan üzerine yerleştirildiğindeki parlaklığının, aynı numunenin beyaz bir arka plan üzerine yerleştirildiğindeki parlaklığına oranı olarak tanımlanır. Burada 0 tam translüsent ve 1 tam opaktır. *Translüseni parametresi*, uniform kalınlıktaki bir numunenin beyaz ve siyah arka plan üzerinde yansıttığı renkler arasındaki fark olarak tanımlanmaktadır.¹⁴ TP için yüksek değerler materyalin daha fazla translüseniyeye sahip olduğunu temsil eder; eğer materyal tamamen opaksa, bu parametrenin değeri sıfırdır.¹⁵

Translüsentliğe ek olarak, doğal diş minesini opalesans optik özellikler sergiler. Opalesans, görünür spektrumda daha kısa dalga boylarında ışık saçılmasına izin veren ve yansıyan ışık altında mavimsi bir görünüme ve iletilen ışık altında turuncu/kahverengi bir görünüme neden olan optik bir olgudur. Zirkonya opal özelliklere sahip olduğunda doğal dişe yakın bir görünüm oluşmaktadır.¹⁶

Zirkonyanın Translüsentliğini Etkileyen Faktörler

- ❖ Zirkonyumu oluşturan kristallerin tanecik boyutu,
- ❖ Kristalin fazı,
- ❖ Katkı maddelerinin miktarı ve türü (Yttria ve Alümina),
- ❖ Restorasyon kalınlığı,
- ❖ Pörözite,
- ❖ Sinterleme ısı ve süresi,
- ❖ Zirkonyanın renklendirilmesi,
- ❖ Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemleri,
- ❖ Simantasyon,
- ❖ Düşük ısıda bozunma

Zirkonyumu Oluşturan Kristallerin Tanecik Boyutu

Tam seramik materyallerde translüsentlik; ışığın iletilmesi ve saçılmasıyla doğrudan ilişkilidir. Işığın saçılması arttıkça materyalin opaklığı artmaktadır.^{4,17} Zirkonyanın translüsentliği tanecik boyutunun artırılması veya azaltılmasıyla iyileştirilebilmektedir. Tanecik boyutu büyütüldüğünde ışık, polikristal yapıdan geçerken, ışık ve tanecik sınırları arasında daha az etkileşim olur. Daha az ışık saçılımı meydana gelir.¹⁸ Ancak tanecik boyutunun büyüklüğü 1 µm ve fazlasına çıktığı durumlarda tetragonalden monoklinik faza dönüşüm spontane olarak meydana gelmeye başlar. Bu durum, materyalin mekanik gücünü azalttığından tanecik boyutunu artırmak translüsent zirkonya elde etmede uygun bir yöntem değildir.¹⁹⁻²¹

Öte yandan, translüsentliği iyileştirmek için tanecik boyutunu küçültmek başka bir etkili yöntemdir.¹⁸ Opak polikristalin seramiklerin tanecik boyutlarının sub-mikron veya nano ölçekte olacak kadar küçültülmesi sayesinde materyalin translüsent özellik kazandığı bildirilmektedir.⁴ Tanecikler, görünür ışık dalga boyuna (380-780 nm) benzer boyuta sahip olduğunda en büyük saçılma kaydedilir. Işığın saçılmasını azaltmak ve bu sayede translüsentliği artırmak için zirkonyanın içerisindeki tanecik boyutu görünür dalga boyundan daha

boyundan daha az olmalıdır.⁴ Günümüzde translüsent zirkonya seramiklerin ortalama tanecik boyutu 0.2 ile 0.8 µm arasındadır. Yapılan önceki bir çalışmada estetik dental porselenlerle karşılaştırılabilir bir translüsentlik elde etmek için, 3Y-TZP'nin tanecik boyutunun ortalama 1.3 mm kalınlık için yaklaşık 82 nm, 1,5 mm için 77 nm ve 2 mm için 70 nm olması gerektiği bildirilmiştir.²²

Zirkonya restorasyonların mekanik özellikleri de büyük ölçüde tanecik boyutuyla ilişkilidir. Zirkonyanın yüksek kuvvet ve mekanik dayanımı tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonuna bağlıdır. Bu dönüşümün mümkün olması için içeriğindeki tanecik boyutunun en az 0.2 µm olması gerekmektedir. Tanecik boyutunun azalması kırılma tokluğunun azalmasına neden olmaktadır.²³ Yakın zamanlı bir çalışmada yttria stabilize tetragonal zirkonyanın tanecik boyutunun 0.574 µm'den 0.372 µm'ye düşürülmesinin yaşlanma sonrası oluşan t→m dönüşümünün %6.64'ten %2.54'e düşürdüğü bildirilmiştir.²⁴

Yttria Miktarı ve Kristalin Fazı

Geleneksel zirkonya yaklaşık %3 mol yttria (%85-90 tetragonal faz) içerir ve opaktır. Zirkonya içerisindeki tetragonal polikristalinler çift kırılma özelliği göstererek opaklığı neden olur.¹ Zirkonyanın kübik fazı ise kristal yapı boyunca ışığı tüm yönlere eşit ileterek izotropik optik davranış gösterir. Böylece daha büyük miktarda ışık geçirgenliği sağlar.⁴ Günümüzde yeni nesil CAD-CAM monolitik zirkonya seramik sistemleri yttria içeriğini mol olarak yaklaşık %4, %5 ve %6 oranlarına yükseltmiştir. Bu yapılar içeriğinde daha fazla kübik kristal içerdiğinden yüksek translüsent veya ultra translüsent monolitik zirkonya adıyla piyasaya sürülmüştür.^{18,25}

2014 yılında %5 mol Yttria ile stabilize edilmiş zirkonya (5Y-TZP) (Ceramill Zolid Fx) diş hekimliğinde uygulanmıştır. 5Y-TZP, yaklaşık %50 kübik faz içermektedir ve oldukça translüsenttir.²⁶ Ancak 5Y-TZP içerisindeki tetragonal zirkonya oranının azalması nedeniyle mekanik dayanımı 3Y-TZP mekanik dayanımının yarısı kadardır.⁷ Bu nedenle translüsent 5Y-TZP, anterior kron restorasyonlarda kullanılmaktadır.²⁷ 2016'da 3Y-TZP ve 5Y-TZP arasında ara bir malzeme olarak %4 mol yttria ile stabilize zirkonya (4Y-TZP) (MY Zirconia NHT) tanıtılmıştır. 2017 yılında ise, yüksek translüseniyeye sahip %6 mol yttria ile stabilize zirkonya (6Y-TZP) (Nacera Pearl Q3) piyasaya sürülmüştür.²⁸

Yttria oranı artırıldıkça zirkonya içerisindeki kübik polikristalin miktarı artmaktadır. Bu işlem materyalin translüsentliğini artırırken mekanik özelliklerini de etkilemektedir.²⁹ Kübik zirkonya, (600-800 MPa) tetragonal zirkonyadan (1000-1200 MPa) daha düşük bükülme direncine sahiptir. Bu değişiklik sadece bükülme direncini 1000'den 600 MPa'a düşürmekle kalmayarak, aynı zamanda zirkonyaya tokluğunu ve kırılmaya karşı direncini veren transformasyon sertleşmesini de ortadan kaldırmaktadır. Bu nedenle yüksek kübik faz içeren zirkonyalarda güç ve tokluk azalmıştır. Daha düşük mekanik özellikleri nedeniyle kullanımları anterior bölgeyle sınırlanmıştır.⁴ Buna rağmen monolitik translüsent zirkonyalar, veneerlenmiş zirkonya seramiklerden daha yüksek bükülme direncine sahiptir.³⁰⁻³⁴ Aynı zamanda bükülme direncinin lityum disilikattan 2/3 kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir.²⁹⁻³⁵

Yapılan bir çalışmada %3-6 yttria ile stabilize edilmiş zirkonyaların bükülme direnci, sertliği, translüsentliği ve düşük sıcaklıkta bozunması (LTD) incelenmiştir.²⁴ Yttria içeriğindeki artışın translüsentliği artırmasının yanı sıra pöröziteyi de arttırdığı bildirilmiştir.²⁴ İlgili araştırmada, %3, 4, 5 ve 6 mol yttria ile stabilize zirkonya arasından 5Y-TZP'nin en yüksek translüseniye değerine sahip olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar, bu sonucun, 6Y-TZP içeriğindeki pörözite ve uniform olmayan tanecik boyutu gibi kusurların mukavemet ve translüsentliği azaltmasından dolayı olduğunu açıklamışlardır. Vickers mikrosertlik ve çift eksenli bükülme direnci ise, 6Y-TZP hariç tüm numuneler için sırasıyla -13.5 GPa ve -750 MPa olarak bulunmuştur.²⁴

Alümina Gibi Katkı Maddelerinin Miktarı

3Y-TZP yapıları monolitik restorasyonlar opak özelliğe sahip oldukları için kullanımları, posterior dişlerle sınırlı kalmıştır. Bir yandan bu sorunu çözebilmek ve diğer yandan da iyi mekanik özelliklerin korunması ve aynı zamanda da translüsentliği artırmak amacıyla materyal yapısındaki alümina konsantrasyonu, ağırlıkça %0.25'ten %0.05'e düşürülmüştür.²⁷

2011 yılında, ağırlıkça %0.05 alümina ve %3 mol yttria (3Y) ile stabilize

edilmiş yüksek translüsent zirkonya (Cercon ht, Zenostar ve inCoris TZI) diş hekimliğine tanıtılmıştır. Alümina oranı azaltıldığında daha translüsent bir zirkonya elde edilmiştir. Bu materyalin yeterli translüsentliğe ve dayanıklılığa sahip olması sayesinde monolitik olarak posterior kronlarda kullanıldığı bildirilmiştir.⁷ Önceki bir çalışmada ise 3Y-TZP'ye % 0.2 mol La₂O₃ ve ağırlıkça %0.1 Al₂O₃ eklenmesinin translüsentliği önemli ölçüde iyileştirdiği bildirilmiştir.³⁶

Restorasyon Kalınlığı

Zirkonyanın translüsentliğini etkileyen faktörlerden birisi de restorasyon kalınlığıdır. Genel olarak zirkonyanın kalınlığı ne kadar düşüğe translüsentliği o kadar artmaktadır.^{37,38} Monolitik zirkonya restorasyonlar, minimum kalınlıkta bile artan mekanik özellikleri nedeniyle geleneksel veneerlenmiş zirkonyaya alternatif olarak kullanılabilirler. Yeni translüsent zirkonyaların, 0.5-1 mm kalınlıkta uygun mekanik ve estetik özellikleri sergilediği bildirilmiştir.³⁹

0.5 mm kalınlıkta geleneksel ve monolitik zirkonyanın kıyaslandığı bir çalışmada, geleneksel zirkonyanın (0.57 - 0.62), monolitik zirkonyadan (0.77) daha yüksek kontrast oranı (CR) değerleri sergilediği, dolayısıyla daha opak olduğu bildirilmiştir.⁴⁰

Dental zirkonyanın translüsentliğini artırmak için son yıllarda yapılan tüm girişimlere rağmen, kalınlığı 0.5 mm'yi geçen zirkonyanın opak olduğu ve lityum disilikattan daha az translüsent özellik gösterdiği yaygın olarak kabul edilmektedir. Yakın zamanlı bir çalışmada, 0.5 mm kalınlığında zirkonya tabakasında %50, 1 mm kalınlığında zirkonya tabakasında ise %75 oranında ışık geçirgenliğinin azaldığı tespit edilmiştir.⁴¹ Çok katmanlı olmayan renksiz 3Y-TZP ve renkli 4Y-TZP'nin optik özellikleri üzerine yapılan bir çalışmada, artan kalınlıkla birlikte TP'nin katlanarak azaldığı, opaklık parametresinin (OP) ise artan kalınlıkla birlikte parabolik olarak arttığı belirtilmiştir.¹⁶

Aynı zamanda zirkonya kronların oklüzal kalınlığının kırılma direnci ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Abutment üzerine simante monolitik zirkonya kronların oklüzal oluklara sahip olanlarının düz oklüzal yüzeye sahip olan kronlardan daha düşük kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir.⁴⁴

Pörözite

Pörözite, materyalin optik özelliklerini etkilemekte, renkte değişiklik ve varyasyonlara yol açmaktadır. Bu değişiklikler, istenen renkleri elde etme, renk kontrolü, stabilite ve translüsentliği elde etmeyi zorlaştırmaktadır. Zirkonyanın translüsentliğini artırmak için içeriğinde oksijen parçacıkları ve pörözite gibi defektlerin azaltılması gerekmektedir.⁴³ Pörözitenin boyutu, özellikle görünür ışığın dalga boyuna (400 ila 700 nm) benzer bir boyutta olduğunda ışık saçılmasının ana nedenidir.⁴³

Pörözite içerisinde bulunan havanın ve zirkonyanın kırılma indisi farklı olduğundan optik yansımalara neden olarak zirkonyanın translüsentliğini azaltmaktadır.⁴³

100 nm kadar küçük boyutta ve %0.01'lik düşük bir oranda bile pörözite varlığının translüsentliği %50 oranında azaltabildiği bildirilmiştir.⁴⁴ 50 nm'den büyük pöröziteler önemli miktarda ışık saçılmasına yol açarak opaklığa neden olur. Bu nedenle, translüsent zirkonya seramikler için pörözite miktarının son derece düşük (<0,01 hacim) olması gerektiği vurgulanmıştır.⁴

Chevalier ve ark.⁴⁵ materyal yoğunluğunun yaşlanma hızını da etkilediğini bildirmişlerdir. Daha düşük yoğunluk, özellikle açık gözeneklerin varlığında, su moleküllerinin materyalin büyük kısmına kolay erişimini sağlamaktadır. Bu da yalnızca yüzeyde değil aynı zamanda iç yüzeylerde de (gözenekler ve çatlak yüzeyler) yaşlanmaya neden olmaktadır.⁴⁶

Sinterleme Isısı ve Süresi

Monolitik zirkonyanın renk ve translüsensi özelliklerini iyileştirmenin yollarından biri de sinterleme sıcaklığını artırmaktır.⁴⁷⁻⁴⁹ Hao Chin ve ark.⁴⁷ yaptığı bir çalışmada, sinterleme sıcaklığının, zirkonyanın yoğunluğu, ışık iletimi ve mikro yapısını önemli ölçüde etkilediğini ve yüksek sinterleme sıcaklıklarının kompakt, homojen bir mikro yapıda ve yüksek yoğunluğa sahip bir materyal ürettiğini göstermiştir. Bu gözeneksiz mikro yapı, 1650 °C'de sinterlenmiş zirkonyada %37'ye varan yüksek ışık geçirgenliği sergilemiştir.⁴⁷ Bu sonucun, muhtemelen taneciklerin yüksek sıcaklıklarda etkin bir şekilde yoğunlaştırılması ile

pörözitelerin ve sonuç olarak ışık saçılımının ortadan kaldırılmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir.^{48,49}

Jiang ve ark.⁵⁰ yaptığı bir çalışmada zirkonyanın sinterleme sıcaklığı 1400 °C'den 1500 °C'ye artırıldığında, daha kompakt, daha yoğun ve daha az pörözite içeren materyal yapısı oluştuğu bildirilmiştir. Monolitik zirkonya seramiklerin 1600 °C üzeri sıcaklıklarda veya uzun süreli sinterlenmesinden sonra, ışık saçılımını artıran tanecik sınırı çatlakları oluştuğu bildirilmiştir.^{48,49}

Yapılan başka bir çalışmada ise taramalı elektron mikroskobu değerlendirmeleri ile elde edilen sonuçlarda 1300 °C'nin üzerindeki yüksek sinterleme sıcaklıklarında zirkonya tanecik boyutunun arttığı ve en yüksek sonuçların 1700 °C'de elde edildiği belirtilmiştir.⁴⁸ Ancak 1600 °C'yi aşan sıcaklıklarda zirkonya mikro yapısında pöröziteler oluştuğu gözlemlenmiştir.⁴⁸

Daha yüksek sinterleme sıcaklıklarını araştıran tüm çalışmalar, genellikle tanecik boyutuyla ilişkili bir artışla, katı hal difüzyonu yoluyla pörözitelerin ortadan kaldırıldığını ve dolayısıyla artan yoğunluğun translüsentlikte artışa neden olduğunu bildirmektedir.^{48,49}

Tekeli ve Erdoğan⁵¹, yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresinin tanecik boyutunu ve dolayısıyla mikro gözenek sayısını artırdığını ve bunun sonucunda mekanik özelliklerin azaldığını bildirmişlerdir. Sinterleme ısısının artırılması ve sinterleme süresinin düşürülmesi sonucu ışık iletiminin iyileşerek kontrast oranını düşürdüğü ve dolayısıyla zirkonyanın optik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir.⁵¹

Özetle, *in vitro* çalışmalarda sinterleme sıcaklığının artırılması ve sinterleme süresinin kısaltılması zirkonyanın translüsentliğini iyileştirmiş ancak aynı zamanda mekanik davranışı üzerinde olumsuz etkileri olmuştur.⁵² Bu nedenle yüksek bükülme direncini korumak için optimum sinterleme sıcaklığının 1450 °C - 1600 °C aralığında olduğu önceki çalışmalarda bildirilmiştir.^{53,54}

Zirkonyanın Renklendirilmesi

Zirkonyanın renklendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bir teknik, presleme öncesi aşındırma bloklarında Y-TZP tozuna metal oksitlerin eklenmesi ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesine dayanan önceden renklendirilmiş zirkonya kullanımını içerir. Diğer teknik, freze edilmiş zirkonya restorasyonların istenen rengi elde etmek için sinterlemeden önce klorür çözeltileri gibi renklendirici sıvılara daldırılmasını içermektedir.⁵⁵

Zirkonyanın translüsentliğinin renklendirme prosedüründen de etkilendiği bildirilmiştir.¹⁷ Renklendirilmiş zirkonyalarda bulunan pigmentlerin, ışık absorpsiyonundan sorumlu olduğu ve bu nedene renklendirme prosedürünün zirkonyanın translüsentliğini düşürdüğü tespit edilmiştir.⁴⁸ 2013 yılında renklendirici likit kullanımının zirkonyanın translüsentliğine etkisiyle ilgili yapılan bir çalışmada, renklendirme işlemi görmemiş zirkonya numunelerin değişik tonlarda renklendirme likiti uygulanmış zirkonya numunelerden daha translüsent olduğu bildirilmiştir.⁵⁶

Bu bilgiler ışığında, herhangi bir renklendirme işleminin dental zirkonyanın fiziksel ve görsel yönünü etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Renklendirici sıvının kısmen stabilize edilmiş zirkonya türlerinde translüsentliği etkilemediği, tam stabilize zirkonya türlerinde ise translüsentliği azalttığı gösterilmiştir.⁵⁷ Bu çalışmada elde edilen sonuçlara ek olarak renklendiriminin kısmen stabilize edilmiş translüsent zirkonyanın bükülme direncini düşürdüğü de tespit edilmiştir. Bununla birlikte, tamamen stabilize translüsent zirkonyanın bükülme direncinin arttığı gözlemlenmiştir.⁵⁷

Zirkonyaya Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin optik özellikleri inceleyen önceki bir çalışmada, polisajlanmış ve polisajlanmamış monolitik zirkonya seramik yüzeylerinin translüsensi değerleri arasında hiçbir fark olmadığı bildirilmiştir.⁵⁸ Ayrıca Kim ve ark.⁵⁸ renklendirilmiş monolitik zirkonyanın polisajlanması ve glazelemesi arasında translüsensi verilerinde bir fark olmadığını ancak glazelemenin opalesanslığı azalttığını bildirmişlerdir. Yin ve ark.⁵⁹ tarafından yapılan bir çalışma sonuçlarına göre monolitik zirkonya kronların bükülme direnci, polisajlanmadan sonra artmakta ve polisajlama işlemi monoklinik fazı azaltabilmektedir.⁵⁹

Nam ve ark.⁶⁰ monolitik translüsent zirkonyaya uygulanan glaze işleminin, translüsentlik parametre değerini önemli ölçüde artırdığını ve bununla birlikte bu işlemin bükülme direncinde azalmaya yol açtığını bildirmişlerdir.

Yapılan güncel bir çalışmada, glazelenmiş ve düşük ısıda bozunmaya maruz kalmamış zirkonya numuneler küçük kristal tanecik boyutuna sahipken glazelenmiş ve düşük ısıda bozunmaya maruz kalmış numunelerin büyük tanecik boyutuna sahip olduğu tespit edilmiştir. (60) Araştırmacılar, glazeleme ve düşük ısıda bozunma işleminin ortalama tanecik büyüklüğünü artırdığını ve materyalin bükülme direncini azalttığını bildirmişlerdir.⁶⁰

Simantasyon

Monolitik zirkonya restorasyonların simantasyonu, geleneksel simanlarla (cam iyonomerler, fosfat veya polikarboksilat simanlar) veya rezin simanlarla yapılabilir. Simantasyon tipinin monolitik zirkonya restorasyonların translüsentliğini etkilediği ve rezin simanların veya rezinle modifiye edilmiş cam iyonomer simanların geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek translüsentlik değerleri sunduğu bildirilmiştir.^{61,62}

Bu restorasyonların simantasyonunda, oral sıvılarda çözünürlüğünün düşük olması ve seramik materyallerin kırılma direncini artırmasından dolayı rezin simanla simantasyon tavsiye edilmektedir.⁶³ Cam iyonomer simanların yüksek çözünürlüğü ve maksimum dayanıma uzun sürede ulaşmaları, kron restorasyonlarda kırığa sebep olabileceğinden simantasyonda tercih edilmemektedir.^{63,64}

Malkondu ve ark.⁶² iki farklı kalınlıktaki (0.6 ve 1.0 mm) monolitik zirkonyanın üç farklı simanla (geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve rezin siman) simantasyonu sonrası renk değişikliğini değerlendiren bir çalışmada sonuçta, zirkonya kalınlığının 1,0 mm'den 0,6 mm'ye düşmesiyle translüsentlikte ve simanın renk üzerindeki etkisinde artış görülmüştür. Simantasyondan sonra translüsentlik değerlerinin düştüğü ve nihai rengin etkilendiği bildirilmiştir. Her iki kalınlıktaki zirkonya numunelerin cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanla simantasyon sonrası renklerinde önemli ancak klinik olarak kabul edilebilir değişiklikler görülmüştür. Ayrıca, en fazla renk değişimi rezin simanla simante edilen numunelerde görülmüştür. Bu renk değişiminin 0,6 mm kalınlıkta kabul edilemez olduğu bildirilmiştir.⁶²

Düşük ısıda bozunma

Monolitik zirkonya materyallerin mikroyapılarındaki değişiklikler optik özelliklerini etkilemektedir. Yaşlanma veya mekanik stres nedeniyle monolitik zirkonyanın kristal yapısı tetragonalden monoklinik yapıya transforme olmaktadır. Monoklinik ve tetragonal kristaller farklı optik özelliklere sahiptir. Monoklinik zirkonya kristalleri diğer kristallere göre ışığı daha fazla saçar. Bu nedenle, yaşlanmadan sonra translüsentlik düşmektedir.⁶⁵

Harada ve ark.⁶⁵ yaşlandırma işleminden sonra t→m faz dönüşümünün azaltılması, ışık geçirgenliğinin geliştirilmesi ve dolayısıyla materyalin düşük ısıda bozunmasının azaltılması amacıyla, yeni üretilecek monolitik zirkonyalarda yttria içeriğinin artırılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Son yıllarda, yüksek oranda kübik kristal içeren, monolitik yüksek translüsent veya çok katmanlı zirkonyalar üretilmiştir.⁶⁵ Camposilvan ve ark.,⁶⁶ bu malzemelerin standart 3Y-TZP'den daha translüsent olduğu ve *in-vitro* hidrotermal bozunmadan etkilenmediğini rapor etmişlerdir.

Bu çalışmaya paralel olarak, Kou ve ark.⁶⁷ yapmış oldukları bir çalışmada 5Y-TZP yapılı 2 farklı yüksek translüsent zirkonya materyaline yaklaşık 30-40 yıllık klinik kullanıma denk gelen yapay yaşlandırma işlemi uygulamış ve materyallerin bükülme direncilerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda her iki materyalin de yaşlandırma işlemine karşı göreceli olarak dayanıklı olduğu sonucuna ulaşmışlardır.⁶⁷

Erdinc ve Bülbül'ün⁶⁸ yaptığı yakın tarihli bir çalışmada ise 3 üyeli monolitik Y-TZP restorasyonların çiğneme simülasyonu sonrası monoklinik faz değişimi incelenmiş ve çiğneme simülasyonunun, monoklinik faz değişiminde bir artışa neden olduğu, bununla birlikte, bu artışın klinik olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Başka bir çalışmada ise, düşük sıcaklıkta bozunmanın farklı mikro yapılarla sahip geleneksel ve yüksek translüsent zirkonyaların mekanik özellikleri ve t→m faz dönüşümü üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.⁶⁹ Çalışma sonucunda daha küçük tanecik yapısına sahip zirkonyanın t→m faz dönüşümüne daha yatkın olduğu ancak daha düşük artık stres varyasyonu gösterdiği ifade edilmiştir. Bu bulguya ilaveten araştırmacılar, daha büyük tanecik yapısındaki zirkonyanın daha düşük yüzey alanına sahip olduğunu ve bu nedenle düşük sıcaklıkta bozunma süresi boyunca materyalde oluşan artık streslerin daha belirgin olduğunu bildirmişlerdir.⁶⁹

Pereira ve ark.⁷⁰ zirkonyanın otoklav kullanılarak yaşlandırma işlemine maruz bırakılması sonucu monoklinik faz oranının %50 ve daha fazla seviyelere ulaşması ile materyalin bükülme direncinin olumsuz etkilendiğini bildirmişlerdir. Buna ilaveten, literatürde, yaşlandırma süresi uzadıkça zirkonya seramiğin daha opak hale geldiği ve kontrast oranının yükseldiği de gösterilmiştir.⁷¹

SONUÇ

Zirkonyanın translüsentliğini iyileştirmek için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Zirkonya içeriğinde yapılan bu mikroyapısal değişiklikler zirkonyanın genel optik performansında gelişmelere neden olurken mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Monolitik zirkonya restorasyonları, minimum kalınlıkta bile artan mekanik özellikleri nedeniyle geleneksel zirkonyaya alternatif olarak kullanılabilir.

Zirkonyaya yüksek translüsent özellik kazandırmak amacıyla materyalin kübik faz ve yttria içeriği artırılmış, alüminyum içeriği azaltılmıştır. Bu uygulamalar ise materyalde mekanik özelliklerin değişmesine neden olmuştur. Tüm bu nedenlerden dolayı, yeni geliştirilen translüsent özellikli yüksek monolitik zirkonya materyallerin klinikte seçimine karar verirken gerek mekanik gerekse optik özellikleri detaylı olarak incelenmeli ve restorasyonlar bu özellikler dikkate alınarak hazırlanmalıdır.

Değerlendirme / Peer-Review

İki Dış Hakem / Çift Taraflı Körleme

Etik Beyan / Ethical statement

Bu makale, sempozyum ya da kongrede sunulan bir tebliğin içeriği geliştirilerek ve kısmen değiştirilerek üretilmemiştir.

Bu çalışma, yüksek lisans ya da doktora tezi esas alınarak hazırlanmamıştır.

Bu çalışmanın hazırlanma sürecinde bilimsel ve etik ilkelere uyulduğu ve yararlanılan tüm çalışmaların kaynakçada belirtildiği beyan olunur.

This article is not the version of a presentation.

This article has not been prepared on the basis of a master's/ doctoral thesis.

It is declared that during the preparation process of this study, scientific and ethical principles were followed and all the studies benefited are stated in the bibliography.

Benzerlik Taraması / Similarity scan

Yapıldı - ithenticate

Etik Bildirim / Ethical statement

ethic.selcukdentaljournal@hotmail.com

Telif Hakkı & Lisans / Copyright & License

Yazarlar dergide yayınlanan çalışmalarının telif hakkına sahiptirler ve çalışmalarını CC BY-NC 4.0 lisansı altında yayımlanmaktadır.

Finansman / Grant Support

Yazarlar bu çalışma için finansal destek almadığını beyan etmiştir. | The authors declared that this study has received no financial support.

Çıkar Çatışması / Conflict of Interest

Yazarlar çıkar çatışması bildirmemiştir. | The authors have no conflict of interest to declare.

Yazar Katkıları / Author Contributions

Çalışmanın Tasarlanması | Design of Study: GMGA (%70), FE (%30)

Veri Toplanması | Data Acquisition: GMGA (%90), FE (%10)

Veri Analizi | Data Analysis: GMGA (%70), FE (%30)

Makalenin Yazımı | Writing up: GMGA (%80), FE (%20)

Makale Gönderimi ve Revizyonu | Submission and Revision: GMGA (%20), FE (%80)

KAYNAKLAR

- Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of current dental zirconia: A comprehensive review. *Molecules*. 2022;27:1699.
- Şen N, Ölçer Us Y, Turp V, Şen D. Monolitik zirkonya. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2017;3:127-32.
- Durkan R, Deste G, Şimşek H. Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2018;2:263-70.
- Manziuc M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Burde A, Vlas I, et al. Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *The EuroBiotech Journal*. 2019;3:45-51.
- Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater*. 2012 Mar;8(3):1213-20.
- Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Mar;55:151-63.
- Ban S. Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dent Mater J*. 2020;39:12-23.
- Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine (Baltimore)*. 2019;98:e17385.
- Turp V, Turkoglu P. Zirkonyanın yapısı. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2017;3:77-83.
- Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg*. 2016; 26:67-72.
- Erdinç G, Bülbül M, Özcan M. Fracture strength and energy-dispersive spectroscopy analysis of 3-unit fixed partial dentures fabricated from different monolithic zirconia materials. *J Prosthet Dent*. 2023;S0022-3913(23)00178-6. Basımda.
- Vila-Nova TEL, Gurgel de Carvalho IH, Moura DMD, Batista AUD, Zhang Y, Paskocimas CA, 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. *Dent Mater*. 2020;36:e126-39.
- Reale Reyes A, Dennison JB, Powers JM, Sierraalta M, Yaman P. Translucency and flexural strength of translucent zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2023;129:644-9.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2015;31:1180-7.
- Fidan M, Dereli Z. Translüsensiz özelliğinin polisaj uygulanan kompozit rezinlerde CIELAB ve CIEDE renk sistemlerine göre karşılaştırılması. *Selcuk Dent J*. 2021;8:477-85.
- Cho MH, Seol HJ. Optical properties, microstructure, and phase fraction of multi-layered monolithic zirconia with and without yttria-gradient. *Materials (Basel)*. 2022;16:41.
- Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017;31:e58.
- Bocam K, Anunmana C, Eiampongpaiboon T. Grain size, crystalline phase and fracture toughness of the monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2022;14:285-93.
- Bravo-Leon A, Morikawa Y, Kawahara M, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline tetragonal zirconia with low yttria content. *Acta Mater*, 2002;50:4555-62.
- Lange FF. Transformation toughening. Pt 3: Experimental observations in the ZrO2-Y2O3 system. *J Mater Sci*. 1982;17:240-6.
- Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater*. 2015;31:1487-92.
- Kontonasaki E, Rigos AE, Iliá C, Istantos T. Monolithic zirconia: An update to current knowledge. optical properties, wear, and clinical performance. *Dent J (Basel)*. 2019;7:90.
- Liao Y, Gruber M, Lukic H, Chen S, Megremis S. Fracture toughness of zirconia with a nanometer size notch fabricated using focused ion beam milling. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2020;108:3323-30.
- Uwanyuze RS, Ramesh S, King MK, Lawson N, Mahapatra MK. Mechanical properties, translucency, and low temperature degradation (LTD) of yttria (3-6 mol%) stabilized zirconia. *Ceramics Int*. 2021;47:15868-74.
- Ziyad TA, Abu-Naba'a LA, Almomammed SN. Optical properties of CAD-CAM monolithic systems compared: three multi-layered zirconia and one lithium disilicate system. *Heliyon*. 2021;7:e08151.
- Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*. 2016;32:e327-37.
- Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*. 2018;97:140-7.
- Fiege CA. Vergleichende Untersuchung zur Kaustabilität von monolithischen Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid, Hybridkeramik und Komposit in-vitro. [thesis] Gießen: Universität Gießen; 2020.
- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. 2018;120:132-7.
- Kim HK. Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Materials (Basel)*. 2020;13:3395.
- 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;72:145-53.
- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28:449-56.
- Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 2008;5:729-45.
- Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008;36:316-21.
- Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: An in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2014;27:264-6.
- Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018;119:36-46.
- Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016;8:37-42.
- Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*. 2001;14:316-20.
- Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and "augmented translucency" zirconia for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:S32-9.
- Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;59:128-38.
- Kim MJ, Kim KH, Kim YK, Kwon TY. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:464-70.
- Tsuyuki Y, Sato T, Nomoto S, Yotsuya M, Koshihara T, Takemoto S, et al. Effect of occlusal groove on abutment, crown thickness, and cement-type on fracture load of monolithic zirconia crowns. *Dent Mater J*. 2018;37:843-50.
- Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014;30:1195-203.
- van de Hulst, HC. Light scattering by small particles. New York: John Wiley and Sons, Inc; 1957.
- Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res*. 2007;37:1-32.

46. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Sömiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. In: Sömiya, S. (eds) *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering*. Dordrecht: Springer, 1989.
47. Hao CC, Mughtar A, Azhari CH, Razali M, Aboras M. Influence of sintering temperature on translucency of yttria-stabilized zirconia for dental crown applications. *Jurnal Teknologi*, 2016;78:13-8.
48. Sabet H, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of different immersion times and sintering temperatures on translucency of monolithic nanocrystalline zirconia. *Future Dent J*. 2018;4:84-9.
49. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dent Mater J*. 2020;39:1-8.
50. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22:2429-35.
51. Tekeli S, Erdogan M. A quantitative assessment of cavities in 3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia specimens containing various grain size. *Ceram Int*, 2002;28:785-9.
52. Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31:423-30.
53. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*. 2013;17:269-74.
54. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119:308e1-7.
55. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;87:329-37.
56. Tuncel, I., Eroglu, E., Sari, T., Usumez, A. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(4):448-51.
57. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2017;118:216-20.
58. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2016;115:773-9.
59. Yin R, Lee MH, Bae TS, Song KY. Effect of finishing condition on fracture strength of monolithic zirconia crowns. *Dent Mater J*. 2019;38:203-10.
60. Nam MG, Park MG. Changes in the flexural strength of translucent zirconia due to glazing and low-temperature degradation. *J Prosthet Dent*. 2018;120:969e1-6.
61. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*. 2003;16:109-16.
62. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2016;116:902-8.
63. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:388-95.
64. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*. 2002;4:7-22.
65. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016;116:257-63.
66. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018;34:879-90.
67. Kou W, Garbrielsson K, Borhani A, Carlborg M, Molin Thorén M. The effects of artificial aging on high translucent zirconia. *Biomater Investig Dent*. 2019;6:54-60.
68. Erdiç G, Bülbül M. Effect of mastication simulation on the phase transformation of posterior 3-unit monolithic zirconia fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2021;126:794.e1-6.
69. Prado PHCO, Monteiro JB, Campos TMB, Thim GP, de Melo RM. Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;102:103482.
70. 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 Mater*. 2016;60:324-30.
71. Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *J Prosthodont Res*. 2017;61:305-14.