

# BÖLÜM 15

## MONOLİTİK ZİRKONYA

Tuğba TEMİZCİ<sup>1</sup>

Metal seramik restorasyonlar, 1960'ların başından beri yaygın olarak kullanılan, sabit protetik rehabilitasyon için bir seramik sistem türüdür (1). Üstün fiziksel özelliklere sahiptirler, marjinal ve internal adaptasyonları ve estetikleri klinik olarak kabul edilebilirdir (1-4). Ancak metali maskelemek için kullanılan opak, özellikle restorasyonun servikal üçte birlik kısmından porselenden yansıyan ışık, bitişik dişeti dokusunun gri görünümüne neden olur. Bu olgu, araştırmacıları sabit protezler üretmek için daha estetik çözümler aramaya yöneltmiştir. İlk feldspatik porselen kron diş hekimliği alanına 1903 yılında Land (5) tarafından tanıtılmış olmasına rağmen, metal içermeyen seramiklerin gelişimi ancak 1965 yılında McLean (6) tarafından  $Al_2O_3$  eklenerek feldspatik porselenin güçlendirilmesine yönelik ilk denemeden sonra hız kazanmıştır. O zamandan beri hem hastaların hem de diş hekimlerinin son derece estetik ve doğal görünümlü restorasyon taleplerini karşılamak için çeşitli tiplerde tam seramik sistemleri geliştirilmiştir. Ancak, bu malzemelerin kırılma dayanıklılık, çatlak yayılımı, kırılma tokluğu, düşük çekme mukavemeti, aşınma direnci, marjinal doğruluk ve onarım zorluğu gibi bazı mekanik özellikleri klinik kullanımlarını sınırlamıştır (7).

Zirkonya diş hekimliğinde 1990'ların başında tanıtılmıştır ve daha estetik seramik malzemeleri desteklemek için bir altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Zirkonya, paslanmaz çeliğe (8) benzer mekanik özellikler gösterir ve diş hekimliğinde kullanılan seramikler arasında en yüksek olanıdır. Tüm dental seramiklerin en güçlüsü ve en sert olanı (9) zirkonya, 900-1200 MPa.m<sup>1/2</sup> eğilme mukavemetine ve 9-10 MPa kırılma tokluğuna sahiptir (10). Bu özellikler, azaltılmış çekirdek kalınlığına sahip arka sabit bölümlü protezler için uygundur. Zirkonya destekli restorasyonların klinik başarısızlığı, uygulanan zirkonya kaplama sisteminden bağımsız olarak, çoğunlukla kaplama serami-

<sup>1</sup> Dr. Öğr. Üyesi, Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi, Ahmet Keleşoğlu Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD., tugbatemizci@gmail.com

ğinin parçalanmasından (veneer seramiği içindeki koheziv kırıklar) kaynaklanmaktadır (10). Zirkonyum kaplama seramiklerin ufalanma oranları 2-3 yıl sonra tek kronlarda %2-9, sabit bölümlü protezlerde 1-5 yıl sonra %3-36 olarak bildirilmiştir (11,12). Zirkonya alt yapı ile kaplama seramiği arasındaki termal genleşme katsayısındaki farklılıklar, (13) uygun olmayan alt yapı tasarımı, hızlı soğuma oranları ve zirkonya alt yapısına kıyasla kaplama seramiğinin düşük kırılma tokluğu ve eğilme mukavemeti bunun nedeni olarak kabul edilmiştir (14-17). Ayrıca, oklüzal yükün miktarı, oklüzal kontakların boyutu ve konumu (18) ve porselenin kalınlığının (19) bu başarısızlıkta rol oynadığı düşünülmektedir.

Kaplama başarısızlığını önlemek için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bunlardan bazıları zirkonya koping üzerine yüksek mukavemetli bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM)-fabrikasyon kaplama porselen başlığın sinterlenmesi, (20) kaplama seramiğinin zirkonya kopinglere bastırılarak uygulanması (press-on tekniği), (21) ve presle kaplanmış seramik kaplamaya ek olarak, zirkonya kopingler üzerine kaplama seramiklerinin katmanlanmasıdır (çift kaplama tekniği) (22). Son zamanlarda, yukarıda belirtilen yöntemlere alternatif olarak veneerleme başarısızlığını önlemek için tam konturlu zirkonya restorasyonu üretme eğilimi ortaya çıkmıştır. Tam kontur zirkonyanın yarı saydamlığını ve estetiğini arttırmak için sinterleme sıcaklığı, üretim süreçleri ve renklendirici sıvıların eklenmesi gibi bazı modifikasyonlar uygulanmıştır. Bu modifikasyonlar, zirkonyanın mekanik ve otokatalitik yüzey dönüşümü (düşük sıcaklıkta bozunma (LTD)) özelliklerini etkileyebilir (23)

Son yıllarda, çoğu in vitro çalışma esas olarak yüzey işleminin malzemenin kendisinin ve/veya antagonistlerin aşınması, (24-35) yüzey pürüzlülüğü, (24,25,27,34,36-38) kırılma direnci, (35,39-45) eğilme mukavemeti, (23,44,46) ufalanma direnci, (23) basınç mukavemeti, (44) elastik modül, (44) sertlik, (33) lazer iletimi, (47) düşük sıcaklıkta bozunma (48) ve monolitik zirkonyada termal genleşme katsayısı tarafından oluşturulan stres alanları, (49) yarı saydamlık ve renk (35,46,50-56) üzerindeki etkisine odaklanmıştır. In vitro çalışmalardan elde edilen sonuçlar, klinik ortamın karmaşıklığı nedeniyle malzemelerin klinik performansını tam olarak yansıtmada, monolitik zirkonyanın performansı hakkında artan bir miktarda yararlı bilgi birikimine katkıda bulunmuşlardır.

## **ZİRKONYA**

Zirkonyum, cam komponent içermeyen, polikristalin seramik yapısında bir materyaldir. Saf zirkonyum  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{CeO}_2$  ve  $\text{Y}_2\text{O}_3$  gibi stabilizasyon oksitlerinin eklenmesiyle çok fazlı parsiyel olarak stabilize zirkonyum (PSZ) olarak bilinen materyallerin üretimini sağlar (57).

Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Monoklinik(M), kubik(C), ve tetragonal(T) olmak üzere benzer kimyasal özelliklere sahip, üç formda bulunur. Saf zirkonya, normal sıcaklıkta  $1170^\circ\text{C}$ 'de sabit olan monoklinik bir yapıya sahiptir. Bu sıcaklık ile  $2370^\circ\text{C}$  arasında dörtgen zirkonya,  $2370^\circ\text{C}$ 'nin üzerinde ise kübik zirkonya oluşur. Soğutulduğunda tetragonal faz, işlemde sonra yaklaşık  $970^\circ\text{C}$ 'de monoklinik hale gelir. Polimorfizm, yüksek sıcaklıklarda saf zirkonya kullanımını engeller çünkü monoklinik faza soğutma önemli bir hacim değişikliğine neden olur (%3-5) (58).

Oda ısısında hacimsel genişlemeyi kontrol etmek ve tetragonal fazda tutmak için saf zirkonyuma yitrium oksit eklenir ve yitrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) oluşturulur. Y-TZP, kısmen yüksek başlangıç esneme dayanımına sahip zirkonyumu stabilize eder ve böylece kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik dayanım ve kırılma direnci sağlar. Y-TZP, diğer kombinasyonlara göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Bu, güncel medikal kullanım için düşünülen zirkonyum tipidir (59).

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri, diğer zirkonya esaslı malzemelerden üstündür. 3Y-TZP, polikristal malzemeler gibi düşük gözenekliliğe ve yüksek yoğunluğa sahiptir. Malzeme için gerekli tane boyutu 1 mikrondur; partikül boyutu 1 mikronu aşarsa, 3Y-TZP azalan kararlılığı nedeniyle faz dönüşüm sertleşmesine duyarlı hale gelir. Tersine, bu fenomen, tane partikül boyutu 1 mikrondan küçük olduğunda gerçekleşmez. Ek olarak, 0,2 mikrondan daha küçük tane partikül boyutuna sahip zirkonya da malzemenin kırılma tokluğu azaldığından, bu faz değişikliği sertleşmesini yaşamaz (60).

Zirkonya 3Y-TZP'nin tanecik boyutu, mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir, çünkü daha yüksek sıcaklıklar ve daha uzun sinterleme süreleri, daha büyük tane boyutlarına yol açarak mekanik özellikleri düşürür (61). Sonuç olarak, sinterleme süreci kritik hale gelir ve zirkonyanın mekanik niteliklerini ve stabilitesini etkilerken aynı zamanda tane boyutunu da etkilediğinden, dental restorasyon üretim süreci boyunca süreç kontrolüne odaklanılmalıdır (61).

Genellikle düşük sıcaklıkta bozunma (LTD) olarak bilinen yaşlanma, yarı kararlı tetragonal fazın, herhangi bir mekanik stresin yokluğunda meydana gelen ve zaman içinde düşük sıcaklıklarda meydana gelen daha kararlı monoklinik faza kendiliğinden, yavaşça değişmesidir (62). Su, buhar veya diğer sıvıların varlığında şiddetlenir. Düşük sıcaklıkta bozunma (LTD), termodinamik metastabilitede t-m dönüşümüne girebilen t-ZrO<sub>2</sub> tanelerinin varlığını gerektirir. Tetragonal kristallerin kararlı monoklinik faza ilerleyici değişiminin, izole edilmiş taneler halinde malzemenin yüzeyinde başladığına ve stres korozyon tipi bir mekanizma yoluyla malzemenin kütesine doğru ilerlediğine inanılmaktadır. Bir tanenin dönüşümü sırasında, komşu tanelerin hacminde bir artış meydana gelir ve bu da çevredeki taneler üzerinde strese neden olur (74). Sonuç olarak yüzey yükselmesi ve mikro çatlaklar oluşur ve suyun numuneye nüfuz etmesi ve dışarı çıkması için bir açıklık oluşturur. Bu, yüzeyin parçalanmasını daha da hızlandırır ve değişiklik bir komşudan diğerine yayılır (62). Yaşlanma, artan aşınma ve mikro çatlama ile sonuçlanacak olan pürüzleşme ile bağlantılıdır, bu da tanelerin dışarı çekilmesine ve partikül kalıntılarının oluşmasına neden olur. Bu durum çatlak ilerlemesinin yanı sıra yapının veya yapısal bileşenin erken bozulmasına neden olur. Bu dezavantajların yanı sıra, daha önce m-polimorfa dönüştürülmüş olan zirkonya kristalleri, kullanılan bir kibritin tekrar tutuşmaması gibi, faz dönüşüm sertleşmesi (PTT) gösteremez. Bu fenomen, zirkonyanın mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olma potansiyeline sahiptir. Tane boyutu, kullanılan stabilizatör tipi, kullanılan stabilizatör miktarı ve artık gerilmenin varlığı, yaşlanma sürecini etkileyen başlıca unsurlardır. Zirkonyanın mekanik özellikleri yaşla birlikte bozulsa da bozulma klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir (63)

Yeni zirkonya malzemelerinin daha iyi yarı saydamlığı, alümina içeriğinde azalma, yoğunlukta artış, tane boyutunda azalma, kübik zirkonya ilavesi ve safsızlıkların ve yapısal kusurların miktarında azalma gibi mikroyapısal modifikasyonlar sayesinde elde edilmiştir (64,65). Kristal tanenin boyutu, polikristalin seramiklerin yarı saydamlığının ayarlanmasıyla daha yakından ilgili olan mikroyapısal özelliktir. Geçmişte sinterleme sırasında tane boyutunun arttırılması yoluyla yüksek yarı saydamlığa sahip seramik malzemelerin oluşturulması yapılmıştır (66). Daha büyük taneler daha az sayıda tane sınırına yol açar, bu nedenle ışık saçılımını azaltır. Y-TZP için, daha büyük tanelerin hem mekanik özellikler hem de tetragonal fazın stabilitesi için zararlı olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, zirkonyanın yarı saydamlığı, tane boyutunu büyüterek elde edilemez.

Daha yarı saydam bir Y-TZP üretmek için başka bir yaklaşım, tane boyutunu önemli ölçüde azaltmaktır. Ancak, çift kırılma olgusunun azaltılmasıyla sonuçlanan kritik bir değere ulaşana kadar tane boyutunun azaltılması gerekir (65). Mikroyapıdaki kristalografik yönelimine göre farklı kırılma indekslerine sahip bir kristal olan büyük miktarda tetragonal kristal fazı (> %90) nedeniyle Y-TZP'de çift kırılma meydana gelir. Kırılma indisindeki değişime bağlı bu tür anizotropik davranış, önemli ışık saçılımına neden olur (65, 67). Bu saçılma etkilerinin üstesinden gelmenin bir başka yolu, optik izotropik davranış sunan ve yarı saydamlığı artıran kübik zirkonyanın kullanılmasıdır.

Klinisyenler ve diş teknisyenleri için, monolitik zirkonya restorasyonları, işleme yöntemleri geleneksel çok katmanlı restorasyonlara kıyasla basitleştirildiğinden ve bu nedenle daha az zaman aldığından çok umut verici bir alternatif haline gelmektedir.. Biyolojik açıdan bakıldığında, zirkonya ile yapılan monolitik restorasyonlar, klinisyenlerin çok daha az invaziv preparasyonlar yapmalarını sağlar, çünkü bu seramik materyal, özellikle veneer porselenlere kıyasla nispeten yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Aslında, transformasyon sertleşmesi gibi önemli mikroyapısal mekanizmalar, restorasyonlar boyunca çatlak ilerlemesini engeller ve bu nedenle diş dokularını koruyarak daha ince yapılar oluşturulabilir.

Yeni zirkonya mikroyapıları daha yüksek yarı saydamlığa sahip olsa da, son restorasyonun rengi hala beyazımsı bir tonla sınırlıdır. Bu nedenle, bu malzemeler için önemli bir teknolojik gelişme, daha geniş bir estetik olasılık yelpazesine izin veren renklendirme işlemidir (68). Laboratuvar çalışmaları, monolitik zirkonyaya renklendirici pigmentlerin eklenmesinin bükülme mukavemetini ve yarı saydamlığını etkilemediğini göstermiştir, ancak bu sonuçlar birbiriyle ilişkilidir. Belirli renklendirme metodolojilerine bağlıdır ve genelleştirilemez (50,69).

Zirkonya restorasyonlara renk katmak için farklı teknikler kullanılabilir. Bunlardan biri, malzemenin ön sinterlenmiş haldeyken farklı tipte renklendirici boyalar içeren bir çözeltiye daldırılmasını (daldırma kaplama) içerir. Pigmentler sadece belirli bir derinliğe kadar nüfuz edebildiğinden, bu yöntemin homojen olmayan bir son renk tonuyla sonuçlanması dezavantajına sahiptir (70). Başka bir renklendirme tekniği, çok daha homojen bir gölge ile önceden renklendirilmiş zirkonya ön sinterlenmiş blokların üretilmesine izin verir. Önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya blokları, pigmentlerle birlikte sentezlenen bir tozdan veya pigmentlerle karıştırılmış bir tozdan üretilir (68).

Dental seramiklerin yarı saydamlığını etkileyen bir faktör restorasyon kalınlığıdır. Genel olarak, kalınlık ne kadar düşükse, bir seramik restorasyonun yarı saydamlığı o kadar yüksek olur, (71,72) bu nedenle, yarı saydamlık verilerinin her zaman malzeme kalınlığıyla birlikte rapor edilmesi zorunludur. 0,5 mm kalınlık dikkate alındığında, geleneksel Y-TZP, monolitik Y-TZP'lerden (0,57 ila 0,62) daha yüksek (0,77) kontrast oranı (CR) değerleri gösterir (13).

Mekanik ve optik özelliklere ek olarak, bir restorasyonun uzun vadeli başarısı için bir diğer önemli özellik, antagonist minenin aşınması ve marjinal adaptasyondur. Neyse ki, laboratuvar çalışmaları, monolitik zirkonyanın, diğer restoratif seramiklerle karşılaştırıldığında, antagonistlerde genellikle oldukça karşılaştırılabilir bir aşınmaya neden olduğunu göstermiştir ve bu aşınma oranı, literatürde bildirilen fizyolojik aralık içindedir. Bu çalışmalardan bazıları monolitik zirkonya restorasyonlar için cilalama ve farklı yüzey bitirme tekniklerini karşılaştırdı ve cilalı yüzeylerin antagonistinin daha az mine aşınmasına yol açtığını bulmuştur (29, 73-75).

Monolitik zirkonya restorasyonunun mükemmel cilası çok önemlidir. Klinik bir çalışma, premolar ve molarlara yerleştirilen monolitik zirkonya kronların oklüzal yüzey aşınmasını değerlendirdi. Restorasyonların ölçüleri, deneyin başında ve 24 ay sonra alındı. Epoksi kopyaları üretildi ve hem nitel (taramalı elektron mikroskobu) hem de nicel (optik profilometri) yüzey analizleri yapıldı. Sonuçlar, monolitik zirkonyanın iki yıl sonra antagonist yüzeyin (doğal emaye veya seramik malzeme) kabul edilebilir bir yüzey aşınma oranını desteklediğini gösterdi. (76). Bu nedenle, iyi yüzey bitirmeye sahip monolitik Y-TZP restorasyonlarının, antagonist elemanı önemli ölçüde aşındırması olması değildir. Ancak bu Y-TZP restorasyonlarının takibi önemlidir çünkü yüzey kalitesinde bir düşüş olursa aşınma potansiyelleri önemli ölçüde artacaktır.

## **MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİKLERDE MİKROYAPI VE OPTİK ÖZELLİKLER**

Geleneksel olarak kaplanmış zirkonya ile monolitik olanlar arasındaki temel fark, malzeme mikro yapısı ve kimyasal bileşimdir. Zirkonyanın optik özellikleri tipik olarak malzeme bileşimindeki sinterleme katkı maddelerinin miktarı ile belirlenir (64). Sinterleme katkı maddeleri, genellikle metaloksitler, farklı yapısal fazlar ile sonuçlanır, sonuç olarak zirkonyanın kırılma indekslerini etkiler ve ışık saçılımını artırır (77). Işık saçılması yoğun olduğunda, gelen ışık demeti yüksek oranda yayılır ve opak bir malzeme ile sonuçlanır.

Zirkonyada en sık kullanılan katkı maddesi, sinterleme sırasında zirkonya kristal tanelerinin büyümesini engellemekten sorumlu olan alüminyum oksit- tir (78). Bileşimdeki alüminanın varlığı, zirkonyanın düşük sıcaklıkta bozun- ma (LTD) fenomenine karşı direncindeki artışla da ilişkilidir (79). Daha küçük bir miktar alümina (%0.1 kütle) aslında monolitik zirkonyanın mikro yapısın- da daha iyi dağılır ve genellikle kütle olarak %0.43 alümina içeren geleneksel zirkonyaya kıyasla yarı saydamlığı artırır (80).

Tane boyutu, daha yüksek yoğunluk ve daha az sayıda safsızlık, kusur ve gözeneklilik gibi polikristalin seramik malzemelerin yarı saydamlığını artıran başka faktörler de olabilir [64, 67, 81, 82]. Zirkonya seramiklerin CAD-CAM işlemi, sıklıkla çok düşük kirlilik, kusur ve gözeneklilik seviyeleri ile yüksek yoğunluklu nihai rekonstrüksiyonlarla sonuçlanır. Bununla birlikte, kristal tane boyutunun kontrol edilmesi, malzeme üreticileri için hala bir zorluk ola- rak görülmektedir (83).

Çok kristalli alümina seramiklerin yarı saydamlığını artırmak için yaygın olarak kullanılan bir teknik, malzeme mikro yapısı içindeki kristal tanecik bo- yutunu artırmaktır (66). Daha büyük tane boyutuna sahip seramiklerde, ta- necikli sınırların sayısı azalır ve dolayısıyla malzeme boyunca daha az ışık saçıl- mını sağlar. Ne yazık ki, böyle bir teknik zirkonya için uygulanamamaktadır çünkü bu seramikte daha büyük tanelerin mevcudiyeti, mekanik özelliklerde ve tetragonal fazın stabilitesinde önemli bir azalmaya neden olmakta ve bu da LTD fenomeninin insidansını artırmaktadır (84).

Daha yakın zamanlarda, zirkonyanın yarı saydamlığını artırma girişimin- de, kristal tanelerin boyutunun küçültülmesi önerilmiştir (82). Böyle bir yak- laşım, esas olarak, kristalin tanenin, çift kırılma fenomeninin etkisinin azaltı- labileceği ve daha az opak bir malzeme ile sonuçlanabileceği ölçüğe indirilmesi gerektiği varsayımına dayanmaktadır (67). Zirkonyada yüksek miktarda tet- ragonal kristal fazın (>%90) bulunması nedeniyle çift kırılma oluşur. Aslında tetragonal kristaller, mikro yapıdaki uzaysal yönelimlerine göre farklı kırılma indekslerine sahiptir. Böylece, bu tür anizotropik davranış, ışığın zirkonyadan geçerken önemli bir saçılıma uğramasına neden olur. Önceki çalışmalar, kris- tal tane boyutunun azaltılmasının, anizotropik yapılarda çift kırılma fenome- ninin önemli ölçüde azaltılmasına ve ardından malzemenin yarı saydamlığı- nın artmasına neden olabileceğini bildirmiştir (67, 82).

Ne yazık ki, bugüne kadar, zirkonyanın tetragonal kristallerinin çift kırıl- masını ortadan kaldıracak tane boyutu küçülmesinin olası etkilerini in-

celemek için ideal bir matematiksel model mevcut değildir. Ancak feldspatik porseleninkine yakın yarı saydamlık değerleri elde etmek için zirkonya kristal tane boyutunun 120 nm'ye yakın bir ortalama çapa sahip olması beklenir [67]. Günümüzde geleneksel sinterleme fırınları kullanılarak böyle bir tane çapına sahip zirkonya seramik blokları elde etmek mümkün değildir. Bununla birlikte, monolitik zirkonyada tane boyutlarının küçültülmesiyle birlikte bileşimdeki sinterleme katkı maddelerinin azaltılmasının monolitik zirkonyanın yarı saydamlığında önemli gelişmelere yol açacağı söylenebilir (80, 85).

Bir diğer önemli husus, belirli bir malzeme için ölçülen renk farkı olarak tanımlanan yarı saydamlık parametresini, beyaz veya siyah bir arka plan üzerine yerleştirildiğinde iki farklı senaryoda incelemektir (85). İki arka zemin arasındaki farkı hesaplamak için, verilen malzemenin renk parametrelerinin, farklı zeminlere yerleştirildiğinde numunenin yansıttığı ışığa dayalı olarak ölçülmesi gerekir. Bir malzeme yüksek opaklığa sahip olduğunda, renk farkı, malzemenin koyu alt tabakalar üzerine yerleştirildiğinde yüksek maskeleme kabiliyetine sahip olduğunu göstermesi çok küçük olacaktır. Öte yandan, farklı arka planlara yerleştirildiğinde yüksek renk farkı gösteren bir malzeme daha yarı saydam olarak kabul edilir. Bu nedenle, monolitik zirkonya için geleneksel olanlara kıyasla genellikle daha yüksek yarı saydamlık parametresi değerleri bulunur (80).

Son zamanlardaki monolitik zirkonya seramiklerinde, tetragonal ve kübik zirkon taneleri aynı mikro yapı içinde birleştirilir. Bileşimlerindeki önemli miktarda kübik zirkonya (>%25) nedeniyle bu tür malzemeler Y-TZP olarak adlandırılmaz (86, 87). Kübik zirkonya fazı içeren monolitik rekonstrüksiyonlar, malzeme izotropik kırılma indeksi olan bölgeler içerdiğinden, geleneksel zirkonyadan kesinlikle daha yüksek yarı saydamlığa sahiptir. Aslında, kırılma indisi tanelerin kristal oryantasyonundan bağımsız olduğu için kübik zirkonyada daha az ışık saçılması beklenir (87). Sonuç olarak, kalan tetragonal tanelerle ilişkili çift kırılma fenomeni malzeme boyunca zayıflatılacaktır. Kübik zirkonya tanelerinin yarı saydamlığı artıracığını, ancak aynı zamanda yarı saydam monolitik zirkonyanın mekanik özelliklerinde geleneksel olanlara kıyasla önemli bir azalmayı teşvik edeceğini belirtmek çok önemlidir (88). Monolitik zirkonya için elde edilen optik özellikler çeşitli endikasyonlar için yeterli olsa da, ön bölgede daha iyi estetik elde etmek için daha fazla iyileştirmeye ihtiyaç vardır. Bu nedenle, monolitik zirkonya seramikler hala renkli oksitler içeren düşük kaynaştırmalı bir sır seramik ile cilalanmaktadır (73).



## **MONOLİTİK ZİRKONYANIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ**

Eğilme mukavemeti, kırılma tokluğu ve sertlik, seramik malzemelerin mekanik özelliklerini ölçmek için kullanılan parametrelerden bazılarıdır. Diğer birçok seramik malzemeden çok daha yüksek olan eğilme mukavemeti nedeniyle, zirkonya “seramik çelik” olarak adlandırılmıştır (89). Monolitik zirkonya, geleneksel kaplamalı zirkonya (90) ile karşılaştırıldığında daha yüksek eğilme mukavemeti ancak benzer kırılma tokluğu gösterir, bu sonuçların yorulma parametrelerini içermeyen statik yüklenme koşullarından türetilmesi koşuluyla.

Tüm mekanik parametreler arasında, 13.1’lik sertlik değeri, diş minesine (~3.2 GPa) veya feldspatik seramiğe (~4.5 GPa) kıyasla oldukça yüksek kabul edilebilir. Diğer yüksek mekanik özelliklerle birlikte yüksek sertlik değerleri, potansiyel olarak antagonist diş veya restoratif materyali aşındırabilir. Monolitik rekonstrüksiyonlarda kaplama seramiği ortadan kaldırıldığında, zirkonya antagonist diş yapısı ile doğrudan temas halinde kaldığında bu daha fazla sorun haline gelir (91). Yakın zamanda yapılan araştırma sonuçları, zirkonyanın mükemmel cilalanmasının ve cilalanmasının antagonist aşınmasını önemli ölçüde azaltabileceğini göstermiştir (92, 93). Yine de, klinik veriler şu anda sınırlı olduğundan, monolitik zirkonya seramiklerin yüzeyleri ve bunların antagonistleri, yüzey kalitesi ve potansiyel aşınmanın kalitesini sağlamak için periyodik olarak izlenmelidir (94-95)

## **MONOLİTİK ZİRKONYANIN ÜRETİMİ**

Zirkonyanın üretiminde, CAD/CAM sistemleri kullanılarak aşındırılacak olan bloklar şekillendirilir ve sinterlenir.

Sinterleme, yüksek erime sıcaklığına sahip malzemelerin üretiminde uygulanan ısı işlemidir. Birbirine temas eden parçacıkların yüksek sıcaklıklarda erimeden birleşmesi, birbirine bağlanması anlamına gelir. Bu bağlanma, erime sıcaklığının altında katı halde atom hareketleri ile oluşabilir. Sinterleme işlemi materyalin yoğunlaştırılmasını, fiziksel, ısıl ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesini sağlayan bir işlemidir. Seramik üretim teknolojisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Zirkonyanın sinterlenmesi için en sık kullanılan yöntem; konvansiyonel sinterleme fırınları kullanılarak 1350-1550°C aralığında 2-5 saat süreyle fırınlanmasıdır. Ancak zirkonyanın sinterlenmesi için pek çok farklı yöntem tanıtılmıştır. Bunlar; indüksiyonla sinterleme, plazma sinterleme, mikrodalga ile sinterleme, lazer sinterleme ve deşarj sinterleme’dir. (96).

Monolitik zirkonyanın renklendirilmesinde, seramik malzemelerin renklendirilmesinde kullanılan pigmentler yerine iyonlar içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır. Solüsyonların yapısını da renklendirici iyon olarak; Fe, Al, Bi, Co, Cr, Ca ve Mg bulunmaktadır (97). Sinterleme öncesinde zirkonya daha poröz bir yapıya sahiptir. Bu aşamada renklendirici solüsyonu daha kolay absorbe edeceğinden, kolaylıkla renklendirilebilir. Bu işlemin ardından, sinterleme işlemi ile birlikte renk sabitlenmesi gerçekleştirilmiş olur. Monolitik zirkonyayı renklendirmek için kullanılan diğer bir yöntem ise blokların üretimi aşamasında yapıya çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi ve ardından sinterlenmesidir. Günümüzde bu şekilde üretilen pek çok firmaya ait renkli bloklar bulunmaktadır.

### **Monolitik zirkonya seramiklerin avantajları**

1. Estetik ve yüksek translusensi
2. Metal yansımalarının olmaması,
3. Biyouyumluluk,
4. Zirkonya yüzeyine polisaj veya glazür yapılabilmesi,
5. Direnci yüksek,
6. Boyutsal stabilitesi yüksek,
7. Vener restorasyonları ve diğer monolitik seramiklere göre materyal kalınlığı daha az,
8. Polisajlı ya da glazürlü monolitik Y-TZP kronların, tabakalı Y-TZP kronlara göre kırılma direnci yüksek,
9. Oklüzyon düzeltilmesi minimal,
10. Vener porselen uygulaması gerektirmemesi veya kısmen uygulanabilmesi,
11. Konservatif diş preparasyonu ile diş yapısının korunması,
12. Posterior bölgede oklüzal kalınlığın 0,5 mm'ye kadar düşürülebilmesi, implant üstü monolitik zirkonya restorasyonlarda da kırılma direnci gösteren minimum oklüzal kalınlığın 0,7 mm olması,
13. İnce gren boyutlarından dolayı intraoral parlatma işlemlerinin kolaylaşması,
14. Gren boyutlarının azalması ile düşük ısı bozunma direncinin artması,
15. Nötral olması,
16. Yeni jenerasyon popüler materyal,
17. Laboratuvar işlemleri daha kısa,
18. Diş uyumu çok iyi,
19. İntraoral veya ekstraoral oklüzal düzeltme yapılabilmesi,

20. Feldspatik porselenlere kıyasla karşıt dentisyonda daha az aşınma gösterir
21. Konvansiyonel zirkonya ve altın materyalinden daha ekonomik
22. Alt yapı kor materyali olarak da kullanılması, vener sistemine göre labial yüzde 0.5 mm kalınlıkta zirkonya alt yapı olacak şekilde üstüne estetik vener seramik uygulanması.

### **Monolitik zirkonya seramiklerin dezavantajları**

1. Düşük ısı bozunmasına bağlı ortaya çıkan monoklinik faz, kırılma direncini azaltmaktadır.
2. Çiğneme kuvvetlerinin yoğunluğu kırılma direncini azaltabilmektedir.
3. Uzun dönemli klinik çalışma bulunmamaktadır.
4. İnternal renklendirme işlemleri yapılamaz.
5. Lityum disilikata kıyasla daha az translusensi gösterir, fakat kalınlığa bağlı translusensi değişiminden daha az etkilenir.
6. Vener seramiklerden iki kat fazla sertliktedir.
7. Ekonomik değil
8. Kullanılan glazür işlemi kısa ömürlüdür. Glazürlü yüzeyler, glazür olmayan yüzeylerden daha fazla aşınmaktadır. Glazür aşındığında alttaki yüzey daha abraziv olmaktadır ve monolitik zirkonya tükürkle direkt temasa geçerek bu da materyalin uzun dönem stabilitesi için önem taşır. Son dönemde glazür işlemleri dış boyama işlemlerini kapatmak, parlak, düzgün ve ışık yayılımının çok yönlü olması için uygulanır. Gelecekte, glazürün yerini polisajın alacağı öngörülmektedir.

### **DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIM ALANLARI**

Zirkonya diş hekimliğinde; sabit protetik tedavide; kuron- köprü restorasyonlarının yapımında, oral implant materyali, implant abutmentı, endodontik post ve ortodontik braket olarak kullanılabilir.

Son yıllarda, monolitik zirkonya seramik restorasyonlar özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu arka grup dişlerde kullanılmak üzere tanıtılmıştır. Monolitik restorasyonlarda, üst yapı seramiği ile kaplanma gerekliliği yoktur. Yapılan araştırmalarda, monolitik zirkonya restorasyonların yetersiz oklüzal mesafe ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde bile arka bölge kuron protezlerinin yapımında kullanılabilirliği bildirilmiştir. Ayrıca 0,5 mmlik oklüzal kalınlığın dahi monolitik zirkonya restorasyonlarda yeterli direnç ve sağlamlığı gösterdiği belirtilmiştir (98).

## **MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLAR İÇİN DİŞ PREPARASYON TEKNİKLERİ**

Monolitik zirkonya seramik restorasyonların uzun dönemli başarısı için diş preparasyonu önem taşır. Diş kesimindeki hata, adeziv simantasyon ile telafi edilemez. Altın kron yapımında uygulanan diş preparasyonuna benzer preparasyon gerektirmektedir.

Preparasyonun supragingival yapılması; restorasyon dizaynının tam olarak yapılabilmesi ve dijital ölçü netliği için önerilmektedir. 0,5 mm sirküler oluk (chamfer) veya köşeleri yuvarlatılmış omuz (shoulder) basamak ideal diş preparasyonu için gereklidir. Aksiyel diş kesimi 0,5 mm-1 mm, aksiyel duvar yüksekliği en az 3-4 mm, marjinal preparasyon 0,5-0,7 mm oklüzal kesim 0,5-1,5 mm, konverjan açısı 4-8° ve siman aralığı ise 70 µm olarak önerilmektedir. Posterior bölge köprü restorasyonlarındaki konnektör alan lityum disilikatlar için 16 mm<sup>2</sup> iken, monolitik zirkonya seramikler için 9 mm<sup>2</sup> ye inmektedir. Non-silika oksit seramik olan zirkonya seramik restorasyonlarda, diş preparasyonu sırasında geniş bir yüzey alanının oluşturulması ve retansiyon ile rezistansı sağlayacak preparasyon formu verilerek tutuculuk artmaktadır. Zirkonya restorasyonlarda önerilen marjinal aralık ortalama 51 µm olarak tespit edilmiştir (98).

## **MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLAR İÇİN SİMANTASYON TEKNİKLERİ**

Zirkonya seramikler silika cam içermeyen, asitlere dirençli polikristalin yapıda materyaller olduğu için hidroflorik asit ve takiben silan uygulaması etkisiz olmaktadır. Siman adezyonunu artırmak için tribokimyasal silika kaplama, kumlama, fosfat monomer (MDP) içeren primer uygulaması, selektif asit infiltrasyonu, alumina kaplama ve cam infiltrasyon yöntemleri önerilmektedir. Maksimum adezyon sağlayan materyallerden; primer adeziv rezinlerden Z-Prime Plus (Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA), Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), AZ Primer (Shofu, Kyoto, Japan), Transbond-XT primer (3M Unitek, Monrovia, California) veya Metal/Zirconia Primer (MZIP, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanımı önerilmektedir.

Bu şekilde simantasyon işleminin aşamaları ve maliyet artar ancak simantasyon kalitesi yükselmektedir. Standart simantasyonda, hem ışık hem de kimyasal polimerize olan rezin siman, adeziv simantasyonda kullanılmaktadır.

Zirkonya seramikler, konvansiyonel simantasyon teknikleri ile mikromekanik retansiyon ile tutuculuk sağlanarak diş yüzeyine yapıştırılabilir. Bu nedenle rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman veya kalsiyum-alüminat bazlı bi-oaktif cam iyonomer siman kullanımının klinik olarak uzun dönemli başarı sağladığı bildirilmektedir (98).

## **KAYNAKLAR**

1. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to- metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27: 83-96.
2. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1999;12: 519-526.
3. Lin WS, Ercoli C, Feng C, et al. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont.* 2012;21: 353-362.
4. Wettstein F, Sailer I, Roos M, et al. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116:272-279.
5. Land CH. Porcelain dental art: no.II. *Dent Cosmos.* 1903;45: 615-620.
6. Mc Lean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965; 119:251-267.
7. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, et al. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 1999;12: 122-128.
8. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20: 125.
9. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37: 641-652.
10. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* 2008;24: 1556-1567.
11. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55: 333-352.
12. Andreiuolo RF, Sabrosa CE, Dias KR. Dual-scan technique for the customization of zirconia computer-aided design/ computer-aided manufacturing frameworks. *Eur J Dent.* 2013;7: 115-118.
13. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce- TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater.* 2007;23: 1500-1505.
14. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35: 819-826.
15. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008;36: 316-321.
16. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, et al. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012;107: 163-169.
17. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat- pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;111: 443-447.
18. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, et al. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011;106: 2937.

19. Sailer I, Philipp A, Zembic A, et al. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20: 431.
20. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25: 121-128.
21. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22: 857-863.
22. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont.* 2008;17: 9-13.
23. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29: 1201-1208.
24. Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, et al. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater.* 2013;29: 666-673.
25. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, et al. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013;109: 22-29.
26. Kontos L, Schille C, Schweizer E, et al. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand.* 2013;71: 482-487.
27. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent.* 2012;40: 979-988.
28. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 114-150.
29. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, et al. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont.* 2010;2: 111-115.
30. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, et al. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 1151-1155.
31. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, et al. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand.* 2013;71: 102-112.
32. Preis V, Weiser F, Handel G, et al. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* 2013;44: 393-405.
33. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, et al. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20: 113-125.
34. Luangruangrong P, Cook NB, Sabrah AH, et al. Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *J Prosthodont.* 2014;23: 198-205.
35. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012;28: 449-456.
36. Hmaidouch R, Müller WD, Lauer HC, et al. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int J Oral Sci.* 2014;6: 241-216.
37. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, et al. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent.* 2015;43: 133-139.
38. Amer R, Kurklu D, Johnston W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 260-265.
39. Preis V, Behr M, Hahnel S, et al. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent.* 2012;40: 921-928.

40. Zesewitz TF, Dent M, Knauber W, et al. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2014;27: 264-266.
41. Sun T, Zhou S, Lai R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Mech Behav Biomed Mater.* 2014;35: 93-101.
42. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73: 602-608.
43. Johansson C, Kmet G, Rivera J, et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014;72: 145-153.
44. Kok P, Kleverlaan CJ, Jager N, et al. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 59-66.
45. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Mech Behav Biomed Mater.* 2015;47: 49-56.
46. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, et al. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater.* 2014;30: 419-424.
47. Sari T, Tuncel I, Usumez A, et al. Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics. *Photomed Laser Surg.* 2014;32: 37-41.
48. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, et al. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont.* 2012;21: 363-369.
49. Bonfante E, Rafferty BT, Silva NRE, et al. Residual thermal stress simulation in three-dimensional molar crown systems: a finite element analysis. *J Prosthodont.* 2012;21: 529-534.
50. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2014;30: 229-237.
51. Kim HK, Kim SH, Lee JB, et al. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodontics.* 2013;5: 296-304.
52. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent.* 2014;42: 684-690.
53. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosthet Dent.* 2015;113: 114-121.
54. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, et al. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 103-108.
55. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, et al. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont.* 2014;6: 456-461.
56. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110: 14-20.
57. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011; 21(2): 150-62.
58. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
59. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007; 98(5): 389-404.
60. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO<sub>2</sub>-3mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> determined by Vickers indentation. *Scripta Materialia* 1996;34(5): 809-814.

61. Chevalier J, Society LG-J. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. Elsevier. Journal of the European Ceramic Society. 2009;29(7): 1245-1255.
62. Asharaf Ali, R. Mani.Zirconia: properties and application” a review. Pakistan Oral & Dental Journal; Peshawar 2014;34(1).
63. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010;26(8):807-820.
64. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. J Nanomater. 2012. ID269064. <https://doi.org/10.1155/2012/269064>
65. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. Dent Mater. 2014;30(10): 1195-1203
66. Cheng J, Agrawal D, Zhang Y, Roy R. Microwave sintering of transparent alumina. Mater Lett. 2002;56(4): 587-592.
67. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. J Am Ceram Soc. 2011;94(6):1850-1858.
68. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. J Dent. 2016;55: 75-81.
69. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. J Prosthet Dent. 2015;114(1): 98-102.
70. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. Quintessence Int. 2013;44(8): 557-566.
71. 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(1): 37-42.
72. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont. 2001;14(4): 316-320.
73. 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; 59:128-138.
74. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. J Dent. 2014;42(12):1586-1591.
75. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. J Prosthet Dent. 2014;111(1): 20-29.
76. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. Clin Oral Investig. 2017;21(4):1165-1172.
77. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative trans-lucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J ProsthetDent. 2002;88(1): 4-9.
78. SrdićVV, Winterer M, Hahn H. Sintering behavior of nanocrystal-line zirconia doped with alumina prepared by chemical vapor syn-thesis. J Am Ceramic Soc. 2000;83(8):1853-60.
79. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials.2006;27(4):535-543.
80. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, et al. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. ActaBiomater Odont Scand. 2015;1(2-4):86-92.
81. Casolco SR, Xu J, Garay JE. Transparent/translucent polycrystal-line nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors.Scr Mater. 2008;58(6): 516-519.
82. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent.Dent Mater. 2014;30(10): 1195-1203.
83. Jiang L, Liao Y, Wan Q, et al. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. J Mater Sci: Mater in Med. 2011;22(11): 2429-2435.



84. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, et al. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2006;96(3):154–64.
85. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J.* 2015;34(6): 910–917.
86. Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Adv Functional Mater.* 2007;17(16): 3267–373.
87. Denry I, Kelly J. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235–1242.
88. Chevalier J, Deville S, Münch E, et al. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25(24):5539–5545.
89. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975;258(5537): 703–704.
90. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, et al. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int.* 2016;42(1 Pt B):1077–1085.
91. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res.* 1991;70(3): 221–225.
92. Preis V, Behr M, Handel G, et al. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behavior Biomed Mater.* 2012;10: 13–22.
93. Al-Haj Husain N, Camilleri J, Özcan M. Effect of polishing instruments and polishing regimens on surface topography and phase transformation of monolithic zirconia: an evaluation with XPS and XRD analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;64: 104–112.
94. Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, et al. Maxillary cement-retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a fullmouth rehabilitation: a clinical report. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2): 209–217.
95. Limmer B, Sanders AE, Reside G, et al. Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *J Prosthodont.* 2014;23(4): 267–275.
96. Keuper M, Eder K, Berthold C, Nickel KG. Direct evidence for continuous linear kinetics in the low temperature degradation of Y-TZP. *Acta Biomater.* 2013;9: 4826–4835.
97. Hjerpe J, Narhi T, Fröberg K, Valittu PK, Lassila LVJ. Effects of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand.* 2008;66: 262–267.
98. Durkan R, Özkır SE. Protetik diş tedavisi uygulamalarında kullanılan monolitik zirkonya seramik sistemleri ve kullanım alanları. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2018;45(3): 211–219