

PROTETİK DİŞHEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA

ZIRCONIA IN PROSTHETIC DENTISTRY

^{1*}Ender AKAN, ²İbrahim Talha MEŞE

¹Yrd. Doç. Dr. İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İZMİR.

²Araş. Gör. İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İZMİR.

Özet

Sabit dental protezler birçok farklı materyal kullanılarak farklı üretim teknikleriyle üretilebilmektedirler. Porselen destekli metal restorasyonlar iyi uyum ve dayanıklılıklarından dolayı diş hekimlerinin ilk tercihi haline gelmiştir ve yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Ancak, günümüzde hastaların artan estetik beklentilerinden dolayı seramik materyaller büyük önem kazanmıştır. Bu nedenle, metal destekli porselen restorasyonların yerini tam seramik restorasyonlar almaya başlamıştır. Fakat seramik malzemelerin kırılma dayanımından dolayı klinik kullanım alanı kısıtlıdır. Bu nedenle tam seramik sistemlerde kırılmaya karşı dirençli daha güçlü seramik altyapılar kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya da bunlardan bir tanesidir. CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle zirkonya restorasyonlar popüler hale gelmiştir. Zirkonya restorasyonların yüksek bükülme dayanımı ve biyo-uyumlulukları gibi olumlu fiziksel özellikleri vardır. Bu derleme kapsamında literatür verilerine dayanarak zirkonya ve zirkonya restorasyonların değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, kırılma dayanımı, klinik performans.

Abstract

Fixed dental prostheses (FDPs) are fabricated from a variety of dental materials using a range of dental laboratory processes. Porcelain-fused-to-metal restorations has been the first choice of prostheses to satisfy requirements for durability, and fit to the abutments for that, they have been successfully used into the clinic for years. However, in recent years ceramic materials are of great importance in dentistry, due to the esthetic expectations of patients. For this reason, porcelain-fused-to-metal restorations have been started to replace with all ceramic restorations. But, brittleness was exhibited as a major drawback with limited clinical use of all-ceramics. Because of this reinforced ceramic cores were developed to improve resistance to brittle fracturing and zirconia is one of them. During the past decade, Zirconia restorations have become very popular with developing the CAD/CAM technology. Zirconia restorations have positive physical properties such as high flexural strength and excellent biocompatibility. It is intended to review literature about zirconia and zirconia restorations in prosthetic dentistry in this review.

Key words: Zirconia, fracture resistance, clinical performance.

Giriş

Protetik diş hekimliğindeki gelişmeler ile birlikte yeni materyaller ve yeni yapım teknikleri diş hekimlerinin hizmetine sunulmuştur. Dental protezler çeşitli laboratuvar işlemleri ile birçok farklı materyalden üretilebilmektedirler. Seramik diş hekimliğinde ilk olarak 1789 yılında hareketli protez dişleri olarak kullanılmıştır (1). 1873 yılında Beers'in seramik kron fikrini ortaya atmasıyla, seramik kron yapımına başlanmıştır (1). Bu uygulamalarda porselen gözenekli yapıda ve kırılmandır. Gözeneksiz yapıyı ya da vakumda porselenin pişirilmesini 1949'da Alman Gatz başarmış ve pörözitesiz düzgün

yapıda seramik elde etmiştir (1). Bu kronların oldukça estetik fakat dayanıklı olmayışı ve kolay kırılabilmesi nedeniyle 1950'li yıllarda metal destekli seramik kronlar geliştirilmiştir (1). Metal destekli porselen sisteminin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu, yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır (1). Böylece metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir. Hassas döküm teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte metal destekli protez uygulamaları yaygınlaşmıştır. Günümüzde halen yaygın olarak kullanılan metal destekli seramik restorasyonların mekanik özellikleri ve uzun dönem klinik başarısı iyi olmasına rağmen zayıf estetik özellikleri, bazı metallere karşı alerjik reaksiyonların gelişmesi ve daha fazla diş kesimi gerektirmeleri gibi dezavantajları vardır. Hastaların artan estetik beklentilerinden dolayı metal içermeyen protez sistemleri popülerite kazanmıştır. Hem dental

*İletişim Adresi

Dr. Ender AKAN
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Aydınlikevler Mahallesi, Cemil Meriç Bulvarı, 6780 Sokak.
No:48, 35640-Çiğli / İZMİR

Tel: +90 555 714 37 70

e-mail: enderakan@gmail.com

materyallerdeki gelişmeler hem de üretim tekniklerinin gelişmesi hastaların artan estetik beklentilerini karşılama yönündedir. Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan materyallerin arasında doğal dişe renk uyumunun sağlandığı en iyi materyal porselendir. Ancak porselen kırılğan bir malzeme olduğu için daha güçlü bir alt yapı ile desteklenmelidir. Seramiklerin yüksek estetik sağlamaları en önemli özellikleriyken, kırılğan olmaları en büyük dezavantajlarıdır (2,3). Seramikler baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalarına karşın gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar (4,5). Tam seramik restorasyonların üretiminde farklı sistem ve materyaller kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlar, ya tek bir seramik tabakadan oluşur ya da iki tabakalı (kırılğan veneer seramiğini destekleyen güçlü bir alt yapı seramiği) sistemlerden oluşur (6). Günümüzde bilgisayar destekli tarsım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tekniklerinin gelişmesiyle poli-kristalin alümina ve zirkonya gibi dental seramikler tam seramik restorasyonlarda başarılı bir şekilde alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (7).

Günümüzde zirkonya, alümina, zirkonya-alimüna bileşikleri gibi yoğun polikristalin seramikler CAD/CAM teknolojisi ile alt yapı materyali olarak kullanımı artmıştır (8). Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır ve endikasyon alanını genişletmiştir. Zirkonya diş hekimliğinde kron ve köprü protezlerinde final restorasyon ve/veya kor materyali olarak kullanılmaktadır (9) (Resim 1).



Resim 1. Zirkonya restorasyonlar. **a:**Zirkonya altyapılar, **b:**Zirkonya abutment, **c:**Zirkonya altyapılı porselen köprü restorasyon, **d:**monolitik zirkonya kron restorasyon

Bu derlemede zirkonya ve zirkonyanın protetik diş hekimliğinde kullanımı literatür verilerine dayanarak değerlendirilmiştir.

Klinik çalışmalarda zirkonya alt yapının başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (10).

Zirkonyumoksit ilk defa 1789 yılında Sri Lanka'da bulunmuştur. Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan ve periyodik tabloda metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Bu element doğada saf halde bulunmamakta; silikat oksitleri ($ZrO_2 \cdot X SiO_2$) ya da serbest oksitler ile bileşik (ZrO_2) yapmaktadır (11).

Zirkonyum oksit kristalleri üç farklı fazda bulunabilirler: (i) kare şeklinde düz bir prizma formunda olan kübik faz, (ii) dikdörtgen şeklinde düz bir prizma formunda olan tetragonal faz ve (iii) paralel yüzlü deforme olmuş bir prizma formunda olan monoklinik faz. Kübik faz $2370^\circ C$ üzerinde kararlıdır (stabilizedir) ve ortalama mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal faz $1170^\circ C$ ile $2370^\circ C$ arasında kararlıdır ve üstün mekanik özellikler gösterir. Monoklinik faz oda ısısı ile $1170^\circ C$ arasında kararlıdır, düşük mekanik özellikler gösterir ve bu nedenle seramik tanecikleri arasındaki kohezyonun ve yoğunluğun azalmasına neden olabilir (11). Saf zirkonyum oksit oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı $1170^\circ C$ 'a kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma, $2370^\circ C$ 'in üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise $1070^\circ C$ 'ta tetragonal – monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir. Bu genişleme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda sıcaklığına kadar soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır.

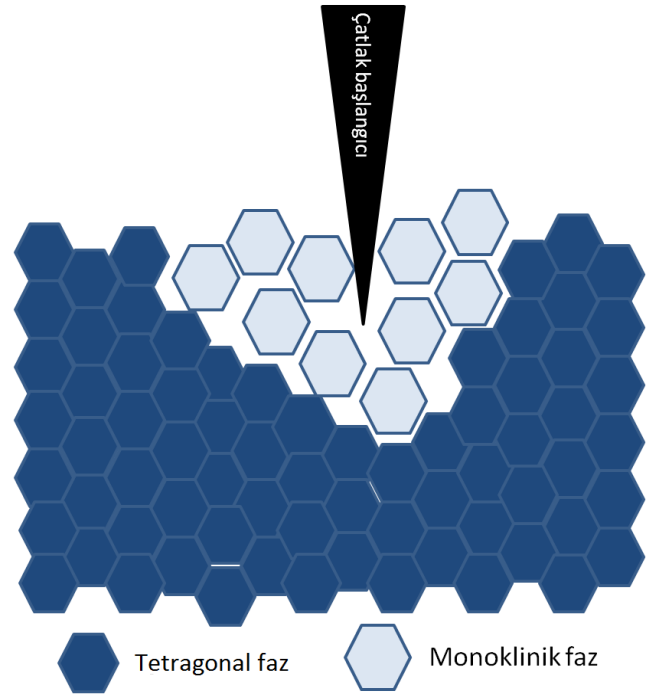
Tetragonal ya da kübik fazda zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek için magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3) gibi çok sayıda farklı oksitler eklenebilmektedir. Stabilizör oksitlerin eklenmesi ile oda ısısında çok fazlı bir materyal oluşmaktadır (11,12). Saf zirkonyanın CaO , MgO , Y_2O_3 yada CeO_2 gibi stabilize eden oksitlerle alaşımlarının oluşturulması zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda sabitlenmesini sağlamakta, stres üreten tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü kontrol etmekte, çatlak oluşumunu etkin bir şekilde önlemekte ve yüksek sertlik

oluşumunu sağlamaktadır (13). Toz halindeki zirkonyuma bu stabilizatörler ilave edilerek sıcaklık 1000°C 'nin üzerine getirildiğinde zirkonya monoklinik fazdan tetragonal faza geçmektedir. Tekrar normal şartlara geldiğinde ise kübik ile tetragonal fazın karışımı haline gelir (14). Bu ilaveler ile yapı yarı stabil zirkonya halini alır. Son zamanlarda mükemmel özelliklerinden dolayı stabilizatör olarak Y_2O_3 'ün kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma normal şartlarda Y_2O_3 ilavesi ile itriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) oluşmaktadır (13).

Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlak ilerlerken, yoğun paketlenmiş tetragonal fazdaki kristallerin üzerinde basıncın azalması çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu dönüşüm seramiğin ilgili bölgesinde hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da etrafında sıkıştırıcı bir kuvvet oluşturmaktadır. Bu fiziksel özelliğe ise dönüşüm sertleşmesi denilmektedir (15). Bu mekanizma sayesinde zirkonya oldukça yüksek kırılma tokluğu ve bükülme dayanımına sahip olmaktadır.

Zirkonyada Bozunma: Bu durum ilk olarak Kobayashi tarafından bildirilmiştir (16). Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş halinde olması malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için $200-300^{\circ}\text{C}$ 'lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir (17). Malzemenin $100-400^{\circ}\text{C}$ sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation (LTD)' (düşük ısıda bozunma) denir (Şekil 1). LTD, temel olarak polikristalin zirkonyanın yüzeyinde başlamakta ve sonra materyalin içine ilerlemektedir. Bir kristalin dönüşümü kristallerin etrafında stres oluşumuna ve mikro çatlaklara neden olarak hacim artışına neden olmaktadır. Ortamda nemin olması ise faz dönüşüm miktarını artacaktır (18). Su emilimi, önce yüzey bozunumuna, arkasından da faz dönüşümüne neden olmaktadır. Faz dönüşümü sırasında kristal boyutlarında artış olduğu bilinmektedir. Monoklinik faza geçişteki bu genişleme yüzeydeki H_2O 'nun emilimi sonrasında Zr-OH veya Y-OH oluşumundan kaynaklandığı bildirilmiştir (19). Bu faz dönüşümü ilk olarak yüzeydeki grenlerden başlayarak, komşu grenlerde hacim streslerini arttırmakta ve suyun Cilt / Volume 17 · Sayı / Number 1 · 2016

daha derin bölgelere ilerlemesini sağlayarak mikro çatlakları oluşturmaktadır (20,21). Sonuç olarak oluşan bu mikro çatlaklar uzun dönemde olumlu beklentiye kısıtlamaktadır. Dönüşüm sonucu meydana gelen mikro çatlaklar yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmaktadır. Zirkonyanın tetragonal fazdaki stabilitesini bozabilecek tüm etkenler düşük ısı bozunmasını başlatmaktadır. Düşük ısı bozunmasının derecesi tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) arasında farklılık göstermektedir çünkü yaşlanma davranışları; stres oluşumu, itriyum konsantrasyonu ve dağılımı, gren boyutu, çatlak popülasyonu, gibi çeşitli nedenlere bağlıdır (19,22,23).



Şekil 1. Düşük ısı bozunması.

Radyoaktivite: Zirkonya az miktarlarda radyoaktif izotoplar içermektedir ve alfa emisyon değerleri çeşitli miktarlarda radyasyon saçılımı yaptığını göstermektedir (24). Zirkonyanın içerdiği düşük radyoaktiviteden dolayı medikal ve dental uygulamalarında çeşitli endişeler mevcuttur. Ancak bu değerlerin insan vücudunun maruz kalabileceği minimum radyasyon değerlerinden ve alumina seramikler ve Co-Cr alaşımların radyoaktivite değerlerinden daha düşük olduğu bildirilmiştir (11). Sonuç olarak Y-TZP seramiklerin radyoaktivitesinin, biyomedikal uygulamalar için uygun olduğu düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalar sonucunda Y-TZP'nin özellikle radyoaktif içerikten tamamen arındırıldıktan sonra yüksek biyouyumluluğa sahip olduğu bildirilmiştir (11). Zirkonya seramikler ile ilgili yapılan karsinojenite ve teratojenite testlerinde (hücrel kromozomal bozukluk) negatif sonuçlar gözlemlenmemiştir (25). Zirkonya alüminaya benzer stotoksik özelliktedir ve alüminanın ve zirkonyanın sitotoksitesininin titanyum dioksitten daha az olduğu bildirilmiştir. Zirkonya alümina ile karşılaştırıldığında doku reaksiyonu oluşturma açısından hiç bir farklılık göstermemiştir (26).

Renk: Zirkonya opak bir malzeme olması nedeniyle iyi bir beyaz pigment ve iyi bir opaklaştırıcıdır. Zirkonya seramiklerin yüksek opasitesi, renklenmiş dayanak dişin ya da metal post ve korların maskelenmesi gibi klinik durumlara bağlı olarak estetik yönden avantajlı olabilmektedir (27). Zirkonya alt yapıların beyaz yansımaları engellemek için farklı renklendirme materyalleri kullanılmaktadır. Zirkonya restorasyonlar, frezeleme işleminden sonra seryum, bizmut, demir ya da bunların kombinasyonları gibi çeşitli metal tuzları içeren çözeltilere daldırılarak renklendirilebilmektedir. Çeşitli katkı maddeleri ile yapılan bu renklendirme işleminin zirkonyanın fazını ya da mekanik özelliklerini değerlendirildiği bir çalışmada renklendirmenin herhangi bir etkisi olmadığı görülmüştür. Çeşitli metal oksitlerin başlangıçtaki zirkonya tozuna az miktarlarda eklenmesi ile de renklendirme yapılabilmektedir. Zirkonya alt yapıların bireysel olarak renklendirilmesi üst yapı tabakalama teknikleri ve çok renk tabakalı hazır blok sistemleri ile başarılı estetik sonuçlar alınabilmektedir fakat renk stabilitesi ile ilgili uzun süreli klinik veriler yeterli değildir (21).

Diş Hekimliğinde Zirkonya: Diş hekimliğinde yaygın olarak 3 tip zirkonya kullanılmaktadır. Bunlar; yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (Y-TZP), magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (zirconia toughened alumina=ZTA) şeklinde sınıflandırılmaktadırlar (13).

Bunlar dışında Ceria içerikli tetragonal zirkonya polikristali (Ce-TZP) Y-TZP'ye göre daha yüksek kırılma tokluğuna sahiptir (19 MPa); fakat daha sert ve bükülme dayanımı daha düşük olduğu için, diş hekimliğinde Cilt / Volume 17 · Sayı / Number 1 · 2016

kullanım alanı bulamamıştır (28). Ce-TZP partikülleri arasına nanometre boyutunda alümina partikülleri dağıtılarak Ce-TZP /Alümina nanokompoziti oluşturulmuştur. Alümina partikülleri bu kompozit yapıda gren büyümesini baskılayarak materyalin sertliğinin artışı yanında esneme gücünü ve hidrotermal stabilitesini kuvvetlendirmektedir. Kırılma tokluğu 19 MPa ve bükülme dayanımı 1400 MPa'dır (29). Y-TZP düşük ısı bozunmasıyla (low-temperature aging degradation) faz dönüşümü gerçekleşir; fakat Ce-TZP/A ise düşük ısı bozunmasına karşı tamamen dirençlidir.

İttriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Y-TZP kırılma tokluğu 5-10 MPa arasında bükülme dayanımı ise 900-1400 MPa arasındadır (30). Bu değerler diğer tam seramik sistemlerdeki değerlerin çok üstündedir. Bu üstün mekanik özellikleri diş hekimliğinde yaygın kullanılmalarına sebep olmaktadır. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ise klinik kullanıma in-ceram zirconia (Vident™, Brea, CA, ABD) olarak sunulmuştur. Y-TZP'nin in Ceram zirkonya'dan daha iyi mekanik özelliklerinin olduğu belirtilmektedir. Denzir-M® (Dentronic, AB, Skelleftea, Sweden) ise magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) örnek verilebilir.

Zirkonya blokları 3 farklı tipte kullanıma sunulmuştur:

1-Green zirkonya: sinterleme yapılmamış zirkonya bloklar

Hem dental malzemelerin hem de teknolojinin gelişimiyle zirkonya protetik diş hekimliği açısından gelecek vaat eden bir malzemedir. Ancak hala zirkonya hakkında araştırılması gereken pek çok konu mevcuttur. Zirkonya ile ilgili klinik sorunların çözülebilmesi ve farklı seçeneklerin sunulabilmesi adına daha uzun süre klinik takipli daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

2-Non-HIP zirkonya: ön sinterleme yapılmış zirkonya bloklar

3-HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya: tamamen sinterlenmiş zirkonya

Sinterlenmemiş (Green) zirkonya tipi, zirkonya tozunun sinterlenmeden preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim sırasında materyale sadece basınç uygulanarak hazırlanmaktadırlar. Restorasyon hazırlandıktan sonra sinterleme işlemine tabi tutulur (13). Non- HIP zirkonya bloklar ısı

uygulamadan basınçla sıkıştırılarak üretilmektedir. Bu bloklara 1350-1550°C'de 2-5 saat süreyle ön sinterleme yapılmaktadır (13). HIP zirkonya bloklar ise ısı ve isostatik basınç altında preslenerek üretilen tamamen sinterize zirkonya bloklardır.

CAD/CAM Sistemi ve Zirkonya:

CAD/CAM sistemi, dijital bir tarayıcı ile restorasyon bölgesinin dijital ölçüsünün alınarak bilgisayar ortamında tasarımın yapılıp ve milling yöntemiyle üretimin yapıldığı bir üretim teknolojisidir. Yüksek dayanımlı endüstriyel seramikler diş hekimliğinde kullanılmadığından CAD/CAM büyük bir buluş olarak ortaya çıkmış ve zirkonya restorasyonlar üretiminde popüler bir hal almıştır.

Y-TZP bloklardan CAD/CAM sistemiyle iki farklı şekilde üretim yapılmaktadır:

1-Tam sinterize zirkonya bloktan restorasyon son halinde planlanan boyutundan direkt kazınarak oluşturulur. Bu yöntemde daha sonra sinterleme yapılmadığı için büzülme olmaz ve uyum daha iyidir, fakat tam sinterize zirkonya bloklar daha sert oldukları için kullanılan frezlerde aşınma daha fazla olur ve kazıma işlemi daha zordur.

2- Bu sistemde zirkonya kısmen sinterize bloktan, sinterizasyon sonrası büzüleceği için planlanan restorasyon boyutundan daha geniş olarak üretilir ve sonra tamamen sinterlenir. Zirkonya bloklar tam sinterize olmadıkları için frezlerde daha az aşınmaya neden olurlar ancak restorasyonun sinterizasyon sonrası tam uyumunu sağlayabilmesi konusunda dikkatli olunmalıdır (31).

Restorasyonların klinik başarısı açısından marjinal uyumları çok önemlidir. Yapılan çalışmalarda konvansiyonel yöntemlerle yapılan metal destekli sabit restorasyonlarla CAD/CAM ile yapılan zirkonya restorasyonlar arasında belirgin fark olmadığı ve bilgisayar destekli üretimin 3-4 üyeli zirkonya altyapılı restorasyonlarda yeterli uyumu sağladığı gözlenmiştir (32-34).

3-4 üyeli uzun zirkonya restorasyonlarda gövde uzunluğu arttıkça yarı sinterize veya sinterlenmemiş (Green) bloklarda sinterizasyon sonrası büzülme de artmaktadır (35). Bu yüzden bu tarz restorasyonlarda gövde uzunluğuna uygun zirkonya blok kullanılmalıdır.

Zirkonya altyapılı ve metal altyapılı seramik sistemlerinde en sık karşılaşılan sorun Cilt / Volume 17 · Sayı / Number 1 · 2016

üst yapı porseleninin altyapıdan ayrılmasıdır. Bunun altyapı dizaynından üretim aşamalarına uzanan birçok sebebi vardır. Üreticiler üst yapı porselenin bağlantısı için zirkonya yüzeyine kumlama ve ısıl işlemler gibi yüzey işlemleri uygulanmasını tavsiye etmektedir. Ancak, yüzey işlemlerinin zirkonya-porselen bağlantı mekanizmasına etkisi tartışmalıdır. Zirkonya üst yapı porselenlerinin termal genleşme katsayıları ve fırınlama dereceleri arasında farklılıklar vardır, bu da farklı ürünlerin farklı toz bileşimleri olduğu anlamına gelmektedir. Bu ürünlerin termal genleşme katsayıları uyumunda iyileştirme yapmak gerekmektedir ve bu iyileştirme muhtemelen toz bileşimlerini optimize etme yönünde olacaktır (36).

Alt yapı üzerinden porselenin ayrılmasına çözüm olarak hem alt yapı hem de üst yapı CAD/CAM ile üretilmekte ve böylece manüel yöntem işin içine girmemektedir. Adeziv sistem kullanılarak da alt yapı ve üst yapı birleştirilmektedir. Adeziv sistem materyali destekleyerek güçlendirmektedir ve kullanım sırasında oluşan atmalarda da tamiri mümkün kılmaktadır (37). Porselenin atmasını önlemenin bir diğer yolu ise üst yapı seramiği kullanmamaktır. Bunun için Y-TZP'nin translüsentliği artırılarak monolitik zirkonya geliştirilmiştir (38). Ancak zirkonyanın sert bir malzeme olmasından dolayı karşıt dişte aşınmalara neden olacağı hakkında endişeler vardır. Mevcut çalışmalara göre polisajlı zirkonyanın karşıt minede aşınmaya neden olmadığı yönündedir fakat bu malzemenin klinik olarak popüler kullanılabilir hale gelmesi için uzun dönemli daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır (39-41).

Zirkonya ve Seramik Arasındaki

Bağlantı: Diş hekimliğinde zirkonya en çok alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Zirkonyanın alt yapı materyali olarak 2 tip kullanım şekli vardır: 1-Tabakalama tekniği, 2-Presleme tekniği. Tabakalama tekniğinde porselen tozu zirkonya alt yapı üzerine püskürtülmeden tabaka tabaka uygulanmaktadır. Bu teknik ile mükemmel estetik sonuçlar elde edilebilir fakat planlan şekilde ve renkte restorasyonlar elde etmek için birkaç fırınlama işlemi gerekmektedir. Presleme tekniğinde ise kaybolan mum tekniği kullanılmaktadır. Homojen seramik tablet/çekirdek (ingot) ısı ve basınç ile kayıp mumun yerine preslenir. Presleme tekniğinde istenen şeklin elde

edilmesi daha kolaydır ancak istenen rengin elde edilmesi tek renkli seramik ingot kullanıldığı için daha zordur (42). Tabakalama tekniği ile presleme tekniğini karşılaştıran çalışmalarda, üst yapı porselenin atmasına ya da kırılmasına üretim tekniğinden daha çok alt yapı dizaynının etki ettiğini bildirmişlerdir (43-45).

Zirkonya-Seramik Bağlantı Mekanizmasının Değerlendirilmesi: Yapılan bir çalışmada, zirkonya ile porselen arasında kimyasal bağlantıdan bahsedilmesine rağmen zirkonya ile porselen arasında kimyasal bağlantı olduğunu gösteren yeterli çalışma yoktur (36). Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda porselen ile zirkonya arasındaki mekanik bağlantı asıl bağlantıyı sağlamaktadır. İSO standartlarına göre metal destekli restorasyonların klinik olarak kullanılabilmesi için metal-seramik bağlantısının minimum 25 MPa olması gerekmektedir (ISO 9693. Metal-ceramic dental restorative systems. Geneva: International Organization for Standardization; 1999). Zirkonya-seramik bağlantısını inceleyen çalışmalarda bağlantının klinik kullanım için yeterli olduğu gösterilmiştir (46-48).

Bağlantı Mekanizmasına Etki Eden Faktörler: Farklı seramik materyalleri farklı genleşme katsayılarına sahip olduğundan seramik materyalinin tipinin zirkonya-seramik bağlantı mekanizmasına etki ettiği bilinmektedir (49). Ayrıca tabakalama tekniğinde yapılan fırınlama işlemlerinin sayısı da zirkonya-seramik bağlantısına etki etmektedir. Yapılan bir çalışmada 3'ten 5'e kadar olan pişirme sayıları arasında daha çok pişirme sayısında bağlantı kuvvetinin fazla olduğu bildirilmiştir (50). Ancak başka bir çalışmada da 6'dan fazla olan pişirme sayılarının bağlantı kuvvetini azalttığı bildirilmiştir (51). Bundan dolayı artan pişirme sayılarından kaçınılması tercih edilmelidir. Bunun yanı sıra pişirme sonrası soğuma zamanının zirkonya-porselen bağlantı mekanizmasına etki ettiği bildirilmiştir (52). Bundan dolayı soğuma kullanılan porselene uygun bir şekilde yapılmalıdır.

Zirkonya destekli porselen restorasyonlar için zirkonya porselen arasındaki mekanik bağlantı için zirkonya kumlanmaktadır. Ancak bazı çalışmacıların kumlamanın zirkonya porselen bağlantı kuvvetine efektif olarak etki ettiğini düşünmelerine rağmen (9,53), bazıları

kumlamanın bağlantı kuvvetine etki etmediğini düşünmektedirler (36,54). Bu farklılığın sebebi zirkonya yüzeyinin çok fazla çeşitlilik göstermesine sebep olan abrasiv partiküllerin enjeksiyon basıncı, tipi ve büyüklüğüdür, aynı zamanda bu farklılığa kumlamanın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşü tetikleme de etki etmektedir (55). Halen zirkonya porselen bağlantı mekanizmasını içeren çoğu konu gizemini korumaktadır. Bu konu ile ilgili kesin yargılara varabilmek için daha çok sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Zirkonya Restorasyonların Klinik Değerlendirmesi: Günümüzde metal destekli porselenlerin başarısızlığının azalmasıyla birlikte sabit protezler için kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (56). Fakat metal destekli protezlerin allerjik reaksiyona neden olmaları ve kole bölgesinde gri renk yansıması gibi dezavantajları vardır.

Yeni tekniklerin gelişmesiyle seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaşmış ve zirkonya son zamanlarda yüksek dayanıklılığa sahip seramik olarak kullanılmaya başlamıştır. CAD/CAM sistemi ile üretilen zirkonya restorasyonlar çok iyi fiziksel özelliklere sahip ve biyouyumlu bir malzeme olarak hastaların estetik beklentilerini karşılamaktadır (57).

Yapılan klinik çalışmalarda tam seramik restorasyonların başarı oranları 2-5 yıl arasında %88-%100, 5-15 yıl arasında da %97 oranında bulunmuştur (58). Bu tam seramik restorasyonlar arasında ise de zirkonya restorasyonlar en başarılı restorasyon olarak bulunmuştur (56,59).

Zirkonya restorasyonlarda başarı için diş preparasyonunda dikkat edilmesi gerekmektedir. Dişin her yerinde basamak kalınlığı eşit olarak hazırlanmalıdır. Zirkonyum alt yapı için en az 0,4 mm, üst yapı için en az 0,7 mm olmak üzere 1,2-1,5 mm genişliğinde chamfer tarzı basamak kalınlığına ihtiyaç vardır. Dişin koniklik açısı en az 6 derece olmalıdır. Oklüzal yüzey preparasyonu ise 120-140 dereceler arası olmalıdır.

Zirkonya restorasyonlarda görülen en önemli klinik problem üst yapı porselenin atması olarak bildirilmiştir (52,60). Marchack ve ark, üst yapı seramiğini ortadan kaldırarak meydana gelen üst yapı porselenin atması (chipping) sorununu ve porselen kırığını azaltmışlardır. Bu teknikte restorasyonlarda üst yapı seramiği kullanılmadan yüksek

translusenside zirkonya kullanılarak tam kontur kron restorasyonlar yapılmaktadır (61). Bu tarz restorasyonlarda en önemli sorun zirkonyanın karşıt diş üzerinde meydana getirdiği aşınmadır. Karşıt dişi aşınmadan korumak için tam kontur zirkonya restorasyonların yüzeyine ayna parlatması yapılmalıdır. 2010'da Jung ve ark. yaptıkları çalışmada üç tip yüzey işlemine tabi tutulmuş zirkonyanın karşısındaki mine kaybı ölçülmüştür ve ayna gibi cilalanmış zirkonyanın karşısındaki mine kaybının glazürlü zirkonya ve üst yapı porselenin karşısındaki mine kaybından anlamlı şekilde düşük olduğunu göstermişlerdir (62).

Zirkonyanın adeziv rezin ile simantasyonu sırasında ilk olarak zirkonyanın opak görüntüsünden dolayı ışınla sertleşen rezin simanların yerine iki aşamada polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar tercih edilmelidir. Simantasyon sonrası yetersiz polimerizasyon simanın fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olmaktadır (63). Yapılan çalışmalar sonucu rezin siman sistemleri arasından Metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) içeren resin siman sistemlerinin zirkonya restorasyonların simantasyonunda daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür (64-66). Oyağüe ve ark. zirkonya restorasyonların simantasyonu için herhangi bir yüzey işlemi uygulamadan fosfat monomer içeren siman kullanımını önermişlerdir (66). Janyavula ve ark. yüzey işlemi görmüş zirkonya karşısında molar minesindeki aşınmayı değerlendirdikleri çalışmalarında, iyi cilalanmış zirkonyanın glazürlü zirkonyadan daha az aşınmaya neden olduğunu bildirdiler (67). Ayrıca Stawarczyk ve ark. bir çigneme simülatörü kullanarak yüzey işlemi görmüş üç tip zirkonya ve kobalt-krom alaşım karşısındaki mine kaybını değerlendirdiğinde, cilalı zirkonyanın hem karşıt minede hem de kendi yüzeyinde daha az aşınma gösterdiğini bildirmişlerdir (68).

Mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin zirkonyanın adeziv bağlantısına etkisi değerlendirildiğinde ise, silika kaplama sonrası silan uygulanmasının cam infiltre zirkonyanın adeziv bağlantısına etki ettiği görülmüştür (69). Ayrıca yapılan çalışmalarda tribokimyasal kaplamanın zirkonyanın adeziv bağlantısına etkinliği de gösterilmiştir (65,70). Yapılan araştırmalar sonucunda silika kaplama, silan ve MDP'nin kombine uygulanması sonucunda en güvenilir bağlantı sağlandığı görülmüştür (71-73).

Mekanik retansiyon için asidik bir ajan ile zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesi hala yapılamamaktadır, bu yüzden zirkonya ile rezin arasında mekanik bağlantı tam olarak sağlanamamaktadır (74).

Sonuçlar

Zirkonyum biyomedikal bir malzeme olarak ilk defa kalça protezlerinde kullanılmıştır (12,75). Zirkonyumun biyouyumluluğu ilk olarak ortopedide kullanılması sonucu görülmüş ve daha sonrasında yüksek direnç ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir. Zirkonyanın en büyük avantajı, yüksek dayanaklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. En büyük dezavantajı ise opak görüntüsüdür. Bu yüzden zirkonya alt yapı restorasyonların anterior bölgede kullanım alanları sınırlıdır.

Y-TZP, yüksek kırılma direnci gibi iyi mekanik özelliklere sahip olmasının yanı sıra düşük translüsensitede bir malzemedir. Bu yüzden bu malzeme genellikle alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile bu materyalin işlenmesinde daha başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir. Hem tabakalama tekniği hem de presleme tekniği ile konvansiyonel tekniklerle üst yapı porselenin alt yapıya başarılı bir şekilde bağlandığı görülmüştür. Metal destekli porselen restorasyonlardan farklı olarak zirkonya-porselen bağlantısında mekanik bağlantı önemli rol oynamaktadır. Mevcut çalışmalar, zirkonya alt yapı restorasyonlarda üst yapı porselenin kırılmasının yada atmasının metal destekli porselen restorasyonlarda daha fazla meydana geldiğini göstermiştir. Her iki materyalin termal genleşme katsayısının uyumsuzluğu, üst yapı porselenine uygun altyapı dizaynının yapılmaması ve uygun laboratuvar aşamalarının gerçekleştirilmemesi gibi pek çok neden bu başarısızlığa etki etmektedir.

Ce-TZP/A ise yüksek kırılma tokluğu ve bükülme dayanımının yanı sıra düşük ısı bozunmasına (LTD) karşı dirençli olması gibi özelliklerinden dolayı gelecek vaat eden bir malzemedir.

Zirkonya alt yapı üzerindeki üst yapı porselen başarısızlıklarını azaltmak için 2 alternatif teknik ile uygulanabilmektedir. İlk sistemde CAD/CAM ile alt yapı ve üst yapı tasarımı yapılarak üretilir ve daha sonra alt yapı ve üst yapı rezin siman ile yapıştırılır. İkinci

sistemde ise üst yapı porseleni kullanılmadan translusensi özellikleri geliştirilmiş zirkonya tam kontur kronların kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Bu sistemde sert bir malzeme olan zirkonyanın karşıt dentisyonu aşındırma endişesi olmasına rağmen mevcut çalışmalar polisajlı zirkonya yüzeyinin karşıt dentisyonu aşındırma miktarının porselenlerden daha az olduğunu göstermiştir. Bu yüzden tam kontur zirkonya restorasyonların klinik başarısı için polisaj ve bitim işlemlerine azami dikkat edilmelidir.

Kaynaklar

1. Anusavice KJ. Philips' Science of Dental Materials. 11 th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science, 2003, 655-719.
2. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. Clin Oral Implants Res 2007; 18 Suppl 3: 73-85.
3. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
4. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. Int J Prosthodont 2000; 13: 66-71.
5. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. Int J Prosthodont 1996; 9: 580-585.
6. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater 2005; 21: 454-463.
7. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. Eur J Esthet Dent 2009; 4: 348-380.
8. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92: 557-562.
9. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. J Prosthet Dent 2011; 105: 315-322.
10. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont 2008; 21: 223-227.
11. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent 2009; 4: 130-151.
12. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20: 1-25.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008; 24: 299-307.
14. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials 2004; 25: 5539-5545.
15. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. Int J Prosthodont 2002; 15: 183-188.
16. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase-Change and Mechanical-Properties of ZrO₂-Y₂O₃ Solid Electrolyte after Aging. Solid State Ionics 1981; 3-4: 489-493.
17. Zhu WZ, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200 degrees C to 350 degrees C in air. Scripta Materialia 1999; 40: 1229-1233.
18. Swab JJ. Low-Temperature Degradation of Y-Tzp Materials. Journal of Materials Science 1991; 26: 6706-6714.
19. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 2002; 18: 590-595.
20. 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 Appl Biomater 2005; 72: 239-245.
21. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. J Oral Rehabil 2005; 32: 747-752.
22. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. Biomaterials 2006; 27: 2186-2192.
23. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials 2006; 27: 535-543.
24. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. [Radioactive burden resulting from zirconia implants]. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 688-690.
25. Satoh YN, S. . Tissue-Biomaterial Interface Characteristics of Zirconia Ceramics. Bioceramics 1990; 3: 101-108.
26. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent 1992; 68: 322-326.
27. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 4-9.
28. Nawa M NS, Sekino T, Niihara K. . Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. Ceram int 1998; 24: 497-506.
29. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. J Biomed Mater Res 2002; 63: 262-270.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004; 20: 449-456.
31. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc 2006; 137: 1289-1296.
32. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. J Prosthodont 2013; 22: 36-41.
33. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. Acta Odontol Scand 2005; 63: 361-366.
34. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2009; 101: 239-247.
35. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater J 2007; 26: 820-826.
36. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent Mater J 2008; 27: 448-454.
37. Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, et al. Novel fabrication method for zirconia restorations: bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements. Dent Mater J 2011; 30: 419-424.
38. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am 2011; 55: 333-352, ix.

39. Preis V, Behr M, Kolbeck C, et al. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater* 2011; 27: 796-804.
40. Rosentritt M, Preis V, Behr M, et al. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 935-943.
41. Burgess JO, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent* 2014; 39: 189-194.
42. Tang X, Nakamura T, Usami H, Wakabayashi K, Yatani H. Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks. *J Dent* 2012; 40: 372-380.
43. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 2011; 119: 253-257.
44. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater* 2013; 29: 307-316.
45. Preis V, Letsch C, Handel G, et al. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater* 2013; 29: e113-121.
46. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J Adhes Dent* 2011; 13: 79-84.
47. Tada K, Sato T, Yoshinari M. Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Dent Mater J* 2012; 31: 287-296.
48. Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent Mater J* 2012; 31: 472-480.
49. Gostemeyer G, Jendras M, Borchers L, et al. Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res* 2012; 56: 93-101.
50. Queiroz JR, Benetti P, Massi M, Junior LN, Della Bona A. Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. *Dent Mater* 2012; 28: 763-768.
51. Zeighami S, Mahgoli H, Farid F, Azari A. The effect of multiple firings on microtensile bond strength of core-veneer zirconia-based all-ceramic restorations. *J Prosthodont* 2013; 22: 49-53.
52. Komine F, Saito A, Kobayashi K, et al. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci* 2010; 52: 647-652.
53. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, et al. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res* 2009; 53: 116-119.
54. Harding AB, Norling BK, Teixeira EC. The effect of surface treatment of the interfacial surface on fatigue-related microtensile bond strength of milled zirconia to veneering porcelain. *J Prosthodont* 2012; 21: 346-352.
55. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dent Mater* 2013; 29: 566-572.
56. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 520-525.
57. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012; 21: 265-269.
58. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
59. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535.
60. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 163-169.
61. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 169-173.
62. 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.
63. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011; 36: 661-669.
64. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71.
65. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195-200.
66. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, et al. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009; 25: 172-179.
67. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, et al. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 22-29.
68. 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.
69. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725-731.
70. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004; 29: 60-68.
71. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-362.
72. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 430-436.
73. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res* 2008; 87: 666-670.
74. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 479-488.
75. Piconi C, Burger W, Richter HG, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998; 19: 1489-1494.