

DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA UYGULAMALARI

APPLICATION OF ZIRCONIA IN DENTISTRY

Dt. Melahat ÇELİK*

Doç. Dr. Canan BURAL *

Prof. Dr. Gülsen BAYRAKTAR*

Makale Kodu/Article code: 1141

Makale Gönderilme tarihi: 10.04.2013

Kabul Tarihi: 16.08.2013

ÖZET

Zirkonya; mekanik, kimyasal, fiziksel, estetik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir biyomateryaldir. Diş hekimliğinde zirkonya; kuron ve köprü restorasyonlarının alt yapısında, implant abutmanı, implant materyali, endodontik post, ortodontik braket ve teleskobik tutucularda primer kuronların yapımında kullanılmaktadır.

Bu makalede zirkonyanın mekanik ve fiziksel özellikleri, diş hekimliğinde kullanım alanları, üretiminde kullanılan CAD-CAM sistemleri ve simantasyonu güncel araştırmalar ışığında ayrıntılı olarak değerlendirilmektedir.

Anahtar kelimeler: Zirkonya, CAD-CAM, zirkonya simantasyonu, zirkonya sinterlenmesi.

ABSTRACT

Zirconia is used as a biomaterial due to its mechanical and chemical properties, and acceptable aesthetic outcomes. Zirconia is used for crown and bridge restorations, implant abutments, implant material, endodontic posts, orthodontic brackets and primary material crown in telescopic attachment in dentistry.

In this article, mechanical and physical properties of zirconia in dentistry is reviewed, CAD-CAM systems and a focus on the clinical use and cementation procedures in dental practice with recent research is discussed.

Key words: zirconia, CAD-CAM, cementation, sinterization

GİRİŞ

Literatürde tam seramikler için farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Conrad ve ark.¹ ı alt yapı materyallerini içeriklerine göre tam seramiklerin cam seramikler, alümina esaslı seramikler ve zirkonyum oksit esaslı seramikler olmak üzere üç gruba ayrılabilceğini bildirmektedirler.

Doğada saf halde bulunmayan ve genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşiklerin başında zirkonyum silikat (Zirkon) ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (Zirkonya) (ZrO_2) gelmektedir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve badeleyittir²⁻⁵.

Zirkonyanın biyomateryal olarak kullanımı 1969 yılında Hellmer ve Driskell'in kalça protezi yapımı ile başlamıştır^{2,5,6}.

Zirkonya; sertlik ve aşınmaya karşı olan direnci, estetik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı günümüz diş hekimliğinde de biyomateryal olarak kullanılmaktadır^{1,7-12}.

Zirkonya'nın Yapısı

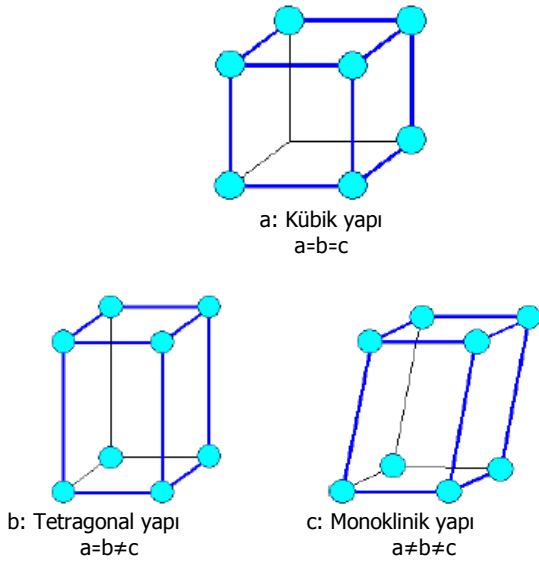
Stabil olmayan saf zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç ayrı kristallografik yapıda bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur iken; ısı arttıkça tetragonal ve kübik fazlara geçer^{2,5,13-16} (Şekil 1).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal fazda iken; fırınlamanın ardından soğuma sırasında

*İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD



monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Faz dönüşümü reversibl bir reaksiyondur. Yani materyalin içinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. Bu dönüşüm sırasında %3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrol altına alınmalıdır; aksi takdirde hacim artışı materyalde kırıklar oluşturabilir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir; oda sıcaklığında stabil kalabilmesi için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum veya seryum gibi çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi gerekmektedir^{7,13,16}.

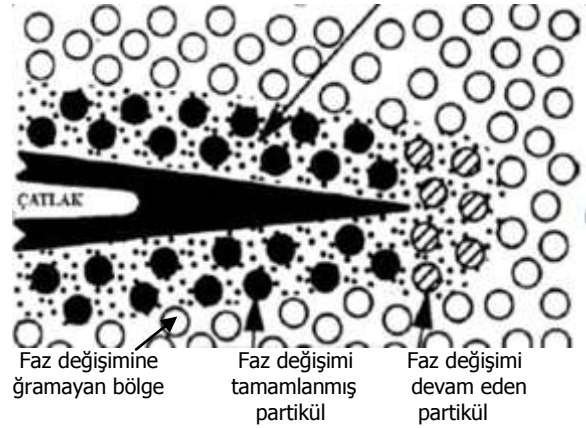


Şekil 1. Zirkonyanın kristalografik yapıları: a:Kübik yapı
b:Tetragonal yapı

Zirkonyanın fiziksel ve mekanik dayanıklılığı çok yüksek olduğu için zirkonyaya *çelik seramik* olarak da adlandırılmaktadır⁷. Zirkonyanın dayanıklılığı 2 temel nedene bağlıdır:

1. Isı genleşme katsayısı farklılığı: Zirkonyanın içinde bulunan kübik ve tetragonal fazlar arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın $10.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Aradaki katsayı farkı işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturarak iç gerilim ortaya çıkarmaktadır. Mikroçatlakların meydana gelmesi büyük çatlakların oluşmasına neden olabilecek enerjiyi dağıtmaktadır^{2,6,13}.

2. İç stres oluşumu: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyonun yapısında kübik matriks içerisinde tetragonal ve monoklinik fazlar homojen olarak dağılmıştır. Kübik matriks içinde düzenli olarak yayılmış halde bulunan tetragonal faz uygulanmaya başlayan baskı sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu faz değişimi sırasında kristallerdeki yaklaşık olarak % 4 oranında oluşan hacim artışı nedeniyle kübik matriks içerisinde basma gerilmeleri ile iç stres açığa çıkmaktadır. Bu gerilim alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki yaparak, zirkonyumun kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini iyileştirmektedir. (Şekil:2) Bu olgu *akıllı değişim* veya *dönüşüm toklaşması* olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle zirkonya seramikleri *akıllı seramikler* olarak da adlandırılmaktadır^{2,7,13}.



Şekil 2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimleri

Dış Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya

Dış hekimliğinde 3 tip zirkonya kullanılmaktadır.

- ❖ Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (Zirconia toughened alumina/ZTA)
- ❖ Parsiyel stabilize zirkonya (Partially stabilized zirconia/PSZ)
- ❖ Tek fazlı polikristalin tetragonal zirkonya (Tetragonal zirkonya polikristal seramiği / TZP)

Dış hekimliğinde en sık kullanılan üç mol itriyum (Y_2O_3) katkılı tetragonal yapıdaki zirkonyadır (Y-TZP)^{1,8,17}. Parsiyel stabilize zirkonya ve alümina katkılı zirkonyanın dış hekimliğinde sıklıkla kullanılmamasının nedenleri; fiziksel ve mekanik özelliklerinin uygun olmaması ve magnezyum katkılı zirkonyanın özel ısı donanımı ile sinterleme işlemi gerektirmesidir. Y-TZP itriyum ihtiva ettiğinden ve mevcut seramik

sistemlere göre fiziksel olarak daha dayanıklı tok bir materyal olduğundan diş hekimliğinde kullanılmaktadır^{1,2,17} (Tablo:1).

Tablo:1. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya çeşitlerinin fiziksel özellikleri

	Alumina	Mg-PSZ	TZP
Bükülme direnci (MPa)	> 500	450-700	900-1200
Elastik modülü (GPa)	380	200	210
Kırılma tokluğu (MPa m⁻¹)	4	7-15	7-10

Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler:

- ❖ Stabilize edici itriyum oksit (Y₂O₃) miktarı
- ❖ Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- ❖ Aşındırma ve yüzey uygulamaları
- ❖ Sıcaklık
- ❖ Nem
- ❖ Zaman
- ❖ Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımıdır^{17,18}.

1.Stabilize edici oksit miktarı:

Zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için eklenen oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalı ve ZrO₂ içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar en iyi mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiğini ve Y₂O₃ oranının artmasının faz değişimini hızlandıran bir faktör olduğunu göstermiştir^{2,20-21}.

2.Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli:

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkilemektedir. İdeal kırılma dayanımı için materyalin gren boyutunun 0,3 µm kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin artması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir¹⁹⁻²¹.

3.Aşındırma ve yüzey uygulamaları:

Restorasyonların hazırlanması sırasında Y-TZP içeren zirkonyum bloklar; öncelikle CAD-CAM sistemlerinde aşındırmaya, ardından genellikle alt yapının modele uyumlandırılması için el aletleri ile yapılan ikinci bir aşındırma işlemine, en son olarak da restorasyonun iç yüzeyinin bağlantısını arttırmak

amacıyla kumlama işlemine maruz kalırlar. Aşındırma işleminin zirkonyanın fiziksel özelliklerine etkisi; aşındırma sonucunda meydana gelen ısı artışına, aşındırmanın süresine, şiddetine ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yapan zirkonyanın hacim olarak yüzdesine bağlıdır^{2,20,22}.

4. Sıcaklık:

Sıcaklık artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza geçişin spontan olması ve malzemenin faz dönüşümü nedeniyle yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Uygulamalar sırasında tetragonal Y-TZP'nin maruz kaldığı 200-300 °C yi aşan bir ısının ortaya çıkması monoklinik faza geçişin miktarını aşırı artırarak malzemenin mekanik özelliklerini bozmaktadır. Buna *low-temperature degradation* (LTD) *düşük ısı bozunması* denir^{2,20,22,23}.

5.Nem:

Yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda ortamda suyun varlığında zirkonyanın yaşlanmaya daha eğilimli olduğu bildirilmektedir^{2,20,22}.

6. Zaman:

Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanmaya bağlı olarak da yoğunlukta, sertlikte ve dayanıklılıkta azalma meydana gelmektedir^{2,20,23}.

7. Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımı:

%3 mol itriyum katkılı tetragonal zirkonyanın (Y-TZP) içindeki makro ve mikro çatlakların kontrolsüz bir şekilde artmasının materyalin mekanik dayanımını azalttığı bildirilmektedir^{17,18}.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların elde edildikleri sisteme bağlı olarak bükülme dayanımları 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir^{2,14,24,25}.

Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar; *Green stage zirkonya*, *Pre-sinterize zirkonya* ve *Sinterize zirkonya* olmak üzere üç gruba ayrılır (Tablo 2).



Tablo 2. Üretim şekline göre diş hekimliğinde kullanılan zirkonya sistemlerinin gruplandırılması.

Zirkonyum Tipi	Üretici firma
Green Stage Zirkonya	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya) Lava Frame, Lava (3m ESPE, Seefeld, Almanya) Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya) Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon Grafelfingen, Almanya)
Pre-sinterize Zirkonya	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bernsheim, Almanya) ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya) Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre) IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Almanya)
Sinterize Zirkonya	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre) Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya) Zirkon TM, Pro 50 Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada) Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya) HIP Zirkon, Etkon (Etkon Grafelfingen, Almanya)

Green Stage Zirkonya: Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu tip bloklar tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık % 20-30 oranında büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzölmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar ^{2,18,25}.

Pre-sinterize Zirkonya: Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın 500°C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler. Zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak *green machining* olarak adlandırılan *ham şekillendirme* işlemine tabi tutulurlar. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350 °C - 1500 °C arasında sisteme ait fırında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık % 20' lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip zirkonyum bloklara *dry pressed zirkonya* veya *non-HIP zirkonya* da denir ^{2,18,25}.

Sinterize zirkonya: Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış prefabrike zirkonyum

bloktan restorasyon esas boyutunda şekillendirilmektedir. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400 °C - 1500 °C arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP' nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonyum bloklara *HIP zirkonya* da denir ^{2,18,25}.

Zirkonya Üretiminde Kullanılabilen CAD-CAM Sistemler

Y-TZP blokların kullanıldığı başlıca CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) sistemleri Everest, Lava ve Cercon sistemleridir. Bu sistemlerde HIP veya non-HIP bloklar kullanılabilir ²⁵⁻²⁷.

Everest®

Everest sistemi anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek krun ve köprü protezlerinin altyapısının oluşturulması için Kavo firması tarafından üretilmiş CAD-CAM sistemidir. Temel olarak tarayıcı ünite, aşındırıcı ünite ve sinterleme fırınından oluşan bu sistemde altyapılar zirkonyum oksit bloklardan elde edilebildiği gibi titanyumdan veya cam seramik bloklardan da elde edilebilir. Bu sistemde HIP ve Non-HIP bloklar kullanılabilir ²⁶⁻²⁸.

Cercon®

Ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon heat) oluşan bu sistemde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli tasarım yapılmaz. Diş teknisyeninin hazırladığı mum modelaj esas alınarak sadece CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Mum modelaj cihaz üzerindeki lazer yardımıyla taranır ve tarama bilgileri otomatik olarak aşındırma ünitesine aktarılır. Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok üzerinde önce kaba, sonra hassas aşındırma işlemi yapılmaktadır. Hem tarama hem de aşındırma işlemi ana makine "Cercon Brain"de yapılmaktadır ^{28,29}.

Cercon Art 1,1®

Cercon 'un 2005 yılında piyasaya sürdüğü yeni yazılımında ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınına (Cercon Heat) ek olarak makineye bağlı bir bilgisayar (Cercon art 1,1) ve buna bağlı bir monitörü



mevcuttur. Önceki modelde olduğu gibi Y-TZP altyapı blokları (Cercon Base) ve üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır ^{27,29}.

Lava®

Lava Tam-Seramik Sistemi, 3M-Espe firması tarafından geliştirilen anterior ve posterior bölgelerdeki kuron ve köprü protezlerinin üretilmesini sağlayan bir CAD/CAM sistemidir. Zirkonyum altyapı CAD/CAM teknikleri ile üretilir, özel tasarlanan üstyapı porseleni ile tamamlanır. Sistem modeli taramakta ve bilgisayarda protezin tasarımı sağlanmaktadır. Bu sistemde sadece Non-HIP bloklar kullanılmaktadır ^{27,28}.

Procera®

Procera teknolojisi (Nobel Biocare) ilk olarak kuron ve köprüler için titanyum alt yapılar üretmek üzere 1986 yılında geliştirilmiş bir CAD-CAM sistemidir. Köprü protezlerinde genellikle zirkonya alt yapı Procera All Zirkon sistemi tercih edilmektedir. Procera All Zirkon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü protezleri yapılabilir ^{27,28}.

Zirkonzahn®

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM, hem de MAD/MAM (Manuel aided design-Manuel aided manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilir. Bu teknikte alçı model üzerinde restorasyon yapılır. Ve hazırlanan restorasyon taranır. Zirkonzahn maliyetinin düşük olması nedeniyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan diş kesimlerinde, restorasyon yapılabilmesine olanak sağlar ²⁸.

Diş Hekimliği'nde Zirkonyanın Kullanım Alanları

Zirkonya; diş hekimliğinde kuron ve köprü restorasyonlarının alt yapısında, implant abutmanı, implant materyali, endodontik post, ortodontik braket ve teleskobik tutucularda primer kuron materyali yapımında kullanılmaktadır ^{1,10,17,30-33}.

1. Sabit protetik restorasyonlar:

Günümüz diş hekimliği uygulamalarında estetik beklentileri karşılamak amacıyla metal içermeyen seramikler veya zirkonya alt yapı seramikler geliştirilmiştir ^{8,15,24,25}. Zirkonya cam faz içermeyen polikristalin bir seramiktir. Zirkonya sabit protezlerde uzun dönem başarı sağlayan bir alt yapı materyalidir ¹⁵.

Zirkonya alt yapılar; anterior ve posterior tek diş eksikliklerinde veya 3-4 üyeli sabit protez yapımında güvenle kullanılabilir ¹⁵. Zirkonyanın yeterli kırılma dayanımına sahip olabilmesi için; gerekli kalınlıkta olmalı ve üzerine uygulanacak porselen için yeterli mesafe bulunmalıdır. Derin overbite, brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar, dayanak dişlerin kısa ve periodontal desteğin az olduğu durumlarda, kantilever olarak planlanan olgularda kullanımı önerilmemektedir ^{11,34}.

Y-TZP altyapılı tam seramik sistemlerde diş kesimi aşamasında uygulanacak işlemler protetik restorasyonun mekanik ve estetik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Ön bölge dişlerinde kesici kenarlardan ve arka bölge dişlerinde oklüzal yüzeylerden ortalama 1,5 mm aşındırma yapılmalıdır. Belirtilen mesafenin mevcut olup olmadığı lateral hareketlerde de kontrol edilmelidir. Labial ve lingual yüzeylerden ise 1.2 - 1.5mm'lik madde kaldırılması yeterlidir. Y-TZP restorasyonlarda önerilen kole bitim şekilleri şev veya iç açısı yuvarlatılmış basamak şekilleridir. Restorasyonun bitim sınırında alt yapı kalınlığı minimum 0.4 mm, üst yapı kalınlığı ise 0.6 mm olmalıdır. Bu nedenle hangi bitim şekli uygulanırsa uygulansın basamak minimum 1 mm kalınlığında olmalıdır. Bu sistemlerde diş hazırlığı metal - seramik restorasyonlara benzemektedir. En önemli farklılık, hazırlanan şevin veya basamağın dişi çepeçevre sarmasıdır ³⁵.

Oh ve ark. ³⁶ 3 üyeli köprülerde dayanaklar arasındaki embraşürlerde yapılan kavsin çapının kırılma direncine olan etkisini incelemişler ve gingival embraşürdeki girintinin çapının 0,25 mm'den 0,90 mm'ye artırılması ile kırılmaya neden olan kuvvetin % 140 oranında arttığını bildirmişlerdir.

Stuart ve ark. ³⁴ 3, 4 ve 5 üyeli köprülerde yorgunluğa ve ani darbelere karşı direnç gösterecek şekilde gerekli olan bağlantı alanı için önerilerde bulunmuşlardır. Bu önerilere göre minimum bağlantı alanı 3 üyeli köprülerde 5,7 mm², 4 üyeli köprüler için 12,6 mm² ve 5 üyeli köprüler için 18,8 mm² olması gerektiği bildirilmektedir.

Bağlantı alanlarının kullanılan sisteme göre değerlendirildiği çalışmada; Cercon' da 12.2-13.3 mm², DigiZon' da 6-9 mm² ve Lava sisteminde: 9 mm² den daha büyük olması gerektiği bildirilmektedir. Bağlantı alanları doğru yapıldığı takdirde zirkonyanın klinik ömrünün posterior bölgelerde de tükürükten



etkilenmeyeceği belirtilmiştir¹⁵.

Alumina tam seramikler ile zirkonya seramik sistemler karşılaştırıldığında; zirkonyanın kırılma dayanımının ve esneme katsayısının daha yüksek, elastik modülünün ve sertliğinin ise daha düşük olduğu bildirilmektedir^{15,37,38}.

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en zayıf bölgenin, alt yapı ile vener porseleni arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve bu durumun uzun dönem başarıda önemli rol oynadığı bildirilmektedir. Restorasyonların en zayıf bölgesinin homojen olmayan seramik yüzeyinin oluşturduğu ayrıca alt yapı ile vener materyali arasındaki bağlantı direncinin alt yapı materyalinin kırılma direncinden çok daha düşük olduğu bildirilmektedir^{25,39}.

Tam seramik sistemler yeni uygulamalar olduklarından için uzun dönem çalışmaları kısıtlıdır. Literatürde bulunan tam seramik sistemlerin başarı oranlarını gösteren çalışmaların sonuçları Tablo:3 görülmektedir⁵⁵⁻⁶¹.

2-3 yıl gibi kısa süreli yapılan araştırmalarda zirkonya içerikli tam seramik sistemlerin başarı oranlarının yüksek olduğu saptanmıştır³⁹⁻⁴¹.

Tablo 3. Tam seramik sistemlerin başarı oranlarının karşılaştırılması

Sistem	Restorasyon sayısı	Takip süresi	Başarı (%)
In Ceram Alumina (55)	61	3 yıl	88,5
In Ceram Alumina (56)	20	5 yıl	90
In Ceram Alumina (57)	36	5 yıl	88
In Ceram Zirconia (58)	18	3 yıl	94,4
Empress II (59)	30	2 yıl	93
ZrO ₂ (Lava) (3 üye) (60)	20	3 yıl	100
ZrO ₂ (DC Zirkon) (3-5 üye) (61)	18	2 yıl	100

1. Endodontik post:

Endodontik tedavi görmüş ve ileri derecede madde kaybına uğramış dişlerde fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılayabilecek bir sabit protetik tedavinin yapılabilmesi oldukça güçtür. Bu vakalarda; gerekli tutuculuk, yeterli dayanıklılık ve kalan diş dokusunun korunması amacıyla post-kor uygulamalarından faydalanılmaktadır^{8,12,30,31,41}. Metal içermeyen post sistemleri; yapıldıkları materyale göre fiber ile güçlendirilmiş ve seramik postlar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Seramik postlar da cam seramik ve

zirkonya esaslı postlar olmak üzere ikiye ayrılır^{30,31,41}.

Zirkonya esaslı postların bükülme kuvvetleri karşısında gösterdikleri yüksek kırılma dayanımı titanyum ve altın döküm postlarla benzer değerlerdedir⁴¹. Zirkonya esaslı postların biyouyumlu, galvanik korozyona karşı dirençli olmaları ve servikal kök bölgesinde yeterli translusens derinliği sağlayarak dentin rengini yansımaları gibi avantajları söz konusudur^{31,41}.

Zirkonya esaslı postların dezavantajları ise; elastik modülünün yüksek olması, başarısızlık durumlarında kök kanallarından çıkarılmalarının zor olması ve kullanılan diğer post sistemleri ile kıyaslandığında maliyetlerinin fazla olmasıdır^{30,31,41}.

1. Zirkonya implant:

Zirkonyadan yapılmış bir dental implantın bildirildiği ilk klinik olgu; Khoal'ın 2004 yılında implant ve abutmentin ayrı iki parça halinde uyguladığı vakadır¹⁴. Khoal'dan sonra yapılan araştırmalarda implant ve abutment tek parça halinde uygulanmıştır. Zirkonyanın dental implant olarak kullanılmasının avantajları; biyouyumlu olması kemik dokusu ile direkt osseointegrasyon göstermesi, korozyona direnç göstermesi ince biyotipli hastalarda kullanılabilir kadar estetik sağlayan renge sahip olmasıdır^{14,32,43}. Literatürde zirkonya implant ile yeterli sayıda çalışmanın mevcut olmaması günümüzde kullanımını kısıtlı hale getirmektedir^{14,42,43}.

2. Zirkonya abutment:

Zirkonya abutmentlerin kullanımının yeni olmasından dolayı uzun dönem klinik sonuçlar mevcut değildir^{8,12,13,32,43}. Zirkonya abutmentlerin kırılma dayanımları alumina içerikli abutmentlere göre 2 kat daha fazladır^{32,43}. Zirkonya abutmentler titanyum abutmentlere göre daha düşük kırılma dayanımına sahip olmasına rağmen çiğneme kuvvetinin yaklaşık iki katına kadar dayanıklı olması nedeniyle klinik olarak uygulanabilmektedir^{32,43}. Yapılan histolojik değerlendirmelerde titanyum abutmentlere göre zirkonya abutmentlerin etrafında daha sağlıklı bir diş eti mevcuttur ve plak retansiyonu daha az gözlemlenmiştir⁴⁴.

Kandidaların hangi materyalde daha fazla çoğaldığının incelendiği araştırmada⁴⁵; saf titanyum abutment, cilalı titanyum abutment ve zirkonya esaslı abutment karşılaştırılmış ve en az kandida kolonizasyonu zirkonya abutmentta bildirilmesine rağmen

materyaller arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Prefabrike zirkonya abutment ve bireysel abutmentlerin karşılaştırıldığı araştırmada³³ bireysel zirkonya abutmentin kırılma dayanımı aynı CAD-CAM sisteminde üretilen prefabrike zirkonya abutmentta göre daha yüksek bulunmuştur.

İmplant abutment materyalinin diş etinde meydana getirdiği renk değişikliğinin araştırıldığı çalışmada⁴⁶ altın, zirkonya ve titanyum abutment türlerinin hepsinin diş etinde renkleşme meydana getirdiği gözlenmiş fakat en az renkleşmenin zirkonya abutmentta olduğu bildirilmiştir. Bu açıdan ele alındığında özellikle estetiğin önemli olduğu ön bölge restorasyonlarında zirkonya abutment kullanımı estetik olarak avantaj sağlamaktadır.

5. Teleskop primeri:

Pellechia ve ark.⁴⁷ geleneksel altın primer yerine zirkonya primerin kullanıldığı olguda; yüksek gülme hattına sahip hastada koleda altın primerin band şeklinde görünmesi dezavantajının ortadan kalktığını bildirmişlerdir. Yazarlar daha estetik bir görünüm sağlamak için koleda opak zirkonya yerine feldspatik porselen kullanmışlardır.

Zirkonyanın teleskopik sistemlerde kullanımının incelendiği araştırmada⁴⁸; 0° konus açısına sahip örneklerde tutuculuğun 6° ve 12° konus açlarına sahip olan sistemlere göre daha fazla olduğu belirtilmektedir. Uzun dönem uygulamalarda zirkonyanın tutuculuk değerlerinin altın ve metal sistemlere göre daha yüksek olduğu; ancak klinik olarak metal veya altın sistemlerin tutuculuklarının da yeterli olduğu belirtilmiştir.

6. Hassas Tutuculu Sistemler:

Son yıllarda estetik gereksinimler ve üretim tekniklerindeki gelişmelerle birlikte zirkonya restorasyonların ve hassas tutucuların kullanımı giderek daha popüler hale gelmiştir. Zirkonya restorasyonların biyoyumluluğu ve yüksek kırılma dayanımı, hassas tutuculu hareketli protezlerin parça sayısının azlığı, stabilitesi ve hasta rahatlığı bu materyallerin estetik özelliğine ek olarak önemli avantajlardır. Hassas tutuculu protezlerde estetiği arttırmak amacıyla zirkonya alt yapı restorasyonların kullanılması klinik açıdan uygun ve güvenilir bir yöntemdir⁴⁹.

Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu

Zirkonya tam kuronlar ve köprülerin simantasyonu konvansiyonel veya adeziv simantasyon şeklinde yapılabilir^{50,51}.

Kompozit reçine simanların değişik yüzey uygulamaları sonrası dişhekimliği seramiklerine bağlanmaları, seramiğin tipine göre değişmektedir⁵⁰. Adeziv simantasyon yapılacağı zaman, zirkonyanın materyal özellikleri nedeniyle simantasyon öncesi hidroflorik asit ile iç yüzeyin asitlenmesinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi yoktur. Çünkü asitleme, seramiklerin içindeki cam faza etki eder. Ancak zirkonyum ve alumina esaslı seramiklerde cam faz bulunmamaktadır. Kumlama zirkonyanın yüzeyinin direncini arttırmak için önerilen bir yöntemdir. Ancak metallerde olduğu kadar yüksek etkiye sahip değildir. Kumlama işleminde kumun tane büyüklüğü değil uygulanan basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir⁵¹.

Konvansiyonel diş hekimliği seramikleri; silan bağlayıcı yüzeydeki silika aracılığı ile seramiğe bağlanmaktadır. Ancak Y-PSZ içerisinde silika bulunmamaktadır. Bu nedenle silan Y-PSZ'ye bağlanmaz^{51,52}.

Literatürde silan bağlayıcı ajana ve kompozite kimyasal bağlanmayı artıran tribokimyasal silika kaplamanın uzun dönemde etkisinin olmadığını bildiren çalışmaların yanında¹⁸ tavsiye eden çalışmalar da mevcuttur^{27,28}. Tribokimyasal silika kaplaması sistemlerine örnek olarak Rocatec System (3M ESPE®) gösterilebilir⁵³. Bu işlem sonucunda seramik yüzeyinde silan ve kompozit reçine ile bağlantıyı güçlendiren bir silika örtüsü oluşması sistemin kullanımını arttırmıştır⁵⁴.

Kern ve ark.'nın⁵⁵ yaptıkları çalışmada⁵⁵; Y-PSZ'nin simantasyonunda adeziv fosfat monomeri (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate=MDP) içeren reçine simanların, diğer Bis-GMA içeren konvansiyonel reçine simanlara göre çok daha başarılı olduğu ve gruplarda meydana gelen ayrılmaların tamamının koheziv olduğu bildirilmiştir.

Palacios ve ark.⁵⁴, yapay yaşlandırma sonrasında zirkonyum alt yapıların simantasyonunda reçine modifiye cam iyonomer, self-adeziv modifiye kompozit reçine ve kompozit reçine simanlar arasında tutuculuk açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

İmplant destekli zirkonya sabit protezlerin simantasyonunda yapıştırıcı simanların tutuculuklarının araştırıldığı in vitro bir çalışmada; rezin siman modifiye cam iyonomer rezin siman, polikarboksilat siman, çinko fosfat, cam iyonomer ve geçici siman karşılaştırılmıştır. En iyi tutuculuk değerleri rezin siman ile modifiye cam iyonomer simanda belirlenmiştir.



Polikarboksilat siman ile çinko fosfat simanın tutuculuk değerlerinin birbirine eşit ve kabul edilebilir düzeyde olduğu belirtilmiştir⁵⁶. Cam iyonomer ve geçici simanın kabul edilemeyecek derecede güçsüz bir bağlantı sağladığı bildirilmiştir^{51,56}.

Kumlamanın ve lazer ışınlarının zirkonyanın simantasyonuna olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada⁵⁷ kumlama yapılan örneklerde monoklinik faza geçişin arttığı belirtilmiş ve her iki uygulamanın da simantasyonu arttırdığı rapor edilmiştir.

Zirkonya ve Ultraviyole Işınlarda

Diş hekimliğinde ve tıpta kullanımı giderek artan zirkonyaya ultraviyole ışınlarının uygulanması işleminin materyalin yüzeyinde, gren boyutunda veya içeriğinde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı ancak hidrofilik özelliğini ve biyoaktifliğini arttırdığı belirtilmiştir^{58,59}. Yapılan çalışmada⁵⁸ ultraviyole ışın uygulanan zirkonyada kemik oluşum hızı artmıştır.

Zirkonya'nın Mikrodalga Enerjisi ile Sinterizasyonu

Zirkonyanın konvansiyonel fırında sinterlenmesinin çok uzun sürmesi ve uniform bir ısının materyalde sağlanmasının zor olması başka sinterizasyon yöntemlerinin aranmasına neden olmuştur. Mikrodalga fırın ile sinterlenen zirkonyanın fiziksel özelliklerinin araştırıldığı iki ayrı çalışmada^{60,61}; mikrodalga fırın ile sinterlenen zirkonyanın kırılma dayanımlarının ve sertliklerinin konvansiyonel yöntemle sinterlenen zirkonya ile benzer olduğu bildirilmiştir.

Monolitik Zirkonya

Monolitik zirkonya üzerine feldspatik porselen uygulandığında posterior bölgelerde, full ağız restorasyonlarda, brüksizm olan hastalarda güvenle kullanılabilir. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı 1200 MPa' a kadar çıkmaktadır^{62,63}.

0.5-0.8 ve 1.1 mm kalınlığında monolitik zirkonya ve 1.5 mm kalınlıkta IPS Empress 2 örneklerin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada⁶⁴; monolitik zirkonyanın kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının arttığı ve her bir örneğin kırılma dayanımının IPS Empress 2 ile üretilen örneklerden daha yüksek olduğu ve 0.5 mm kalınlığa sahip monolitik zirkonyanın bile ağız içi maksimum ısırma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olduğu bildirilmiştir⁶⁴.

SONUÇLAR

Bu literatür derlemesinden elde edilen verilere dayanarak aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

- ❖ Zirkonyadan üretilen restorasyonların mekanik özellikleri yeterli olmakla beraber aşındırma, ısı, nem gibi pek çok etkenden etkilenebilmektedir. Bu nedenle klinik kullanımda bu etkenlere dikkat edilmeli ve gerekli önlemleri alınmalıdır.
- ❖ Zirkonya anterior ve posterior 3-4 üyeli sabit köprü restorasyonlarında güvenle uygulanabilir.
- ❖ Zirkonya teleskopik sistemlerde primer ve bölümlü protez dayanağı olan dişlerin restorasyonunda kullanılabilir.
- ❖ CAD-CAM teknolojisindeki güncel gelişmelerle birlikte diş hekimliğinde zirkonya birçok kullanım alanı bulmaktadır.
- ❖ Zirkonyanın implant materyali olarak kullanımı için yeterli derecede araştırma mevcut değildir.
- ❖ Zirkonya implant abutmanı olarak özellikle ön bölge dişlerde estetiği sağlamak için uygulanabilir.
- ❖ Zirkonyanın simantasyonu adeziv ve konvansiyonel yöntemlerle uygulanabilir.
- ❖ Zirkonyanın günümüz diş hekimliğinde kullanımını bildiren uzun dönem takip çalışmaları yapılmaya devam edilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007;98:389-404.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. Biomaterials 1999;29:1-25.
3. 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;4:130-51.
4. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. J. Amer Ceram Soc 1972;55:152-7.
5. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;88:519-29.



6. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-43.
7. Garvie RC et al. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-04.
8. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-26.
9. Ahmad I. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:454-65.
10. Glauser et al. Experimental zirconia abutments for implant supported single tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year result of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-90.
11. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86:520-5.
12. Ozkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 2010;19:64-8.
13. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on the flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-95.
14. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:147-53.
15. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-7.
16. Triwatana P, Nagaveroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 2012;4:76-83.
17. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-98.
18. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21:476-82.
19. Saldana JM, Ramirez HB, Viguera DJ, Scheneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mat Rest* 2003;18:2415-26.
20. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68:356-9.
21. Chevalier J, Deville S, Münch 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: 5539-45.
22. Luthardt et al. Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-91.
23. Swabb JJ, Low J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 1991;26:6706-17.
24. Tinschert et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-35.
25. Guazzato et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-48.
26. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CAM. *Quintessence Int* 1996;27:821-8.
27. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-13.
28. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(7):637-41
29. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzyk T.A. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14:39-45.
30. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999;30:383-92.
31. Ozkurt Z, Işeri U, Kazazoğlu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29:233-45.
32. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont* 2010;23:56-9.



33. Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of Fracture Resistance and Fit Accuracy of Customized Zirconia Abutments with Prefabricated Zirconia Abutments in Internal Hexagonal Implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012 Jan 11. doi: 10.1111/j.1708-8208. 2011. 00426.x.
34. Studart et al. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:106-14.
35. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
36. Oh W et al. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res* 2002;81:623-27.
37. Suarez MJ et al. Three year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35-8.
38. Esquivel-Upshaw JF et al. Clinical performance of lithium-disilicate-based core ceramis for three unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-75.
39. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-91.
40. Vult Von Steyern P et al. Five year evaluation of posterior all ceramic three unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14:379-84.
41. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006;95:302-10.
42. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:53-9.
43. Yildirim M et al. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-31.
44. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 1999;26:658-63.
45. Nascimento C, Pita MS, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. In vivo evaluation of Candida spp. adhesion on titanium or zirconia abutment surfaces *Arch Oral Biol* 2013;58:853-61.
46. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:631-7.
47. Pellechia R et al. Fixed partial denture supported by all ceramic copings: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;92:220-23.
48. Turp BI. İstanbul Üniversitesi 2011 doktora tezi
49. Okutan Y, Yücel M. Zirkonya hassas tutuculu hareketli bölümlü protezin klinik uygulama aşamaları: olgu sunumu. *SÜ Dışhek Fak Derg* 2010;19:232-6.
50. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic:adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
51. Atsu SS et al. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95:430-6.
52. Xible AA et al. Effect of silica coating and silanization on the flexural and composite resin bond strengths of zirconia posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:224-29.
53. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocotec system. *Dent Mater* 2002;18:389-95.
54. Palacios RP. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cements. *J Prosthet Dent* 2006;96:104-14.
55. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass-infiltrated alumina ceramics:adhesive methods and their durability. *J prosthet Dent* 1995;73:240-49.
56. Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M. Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin Oral Implants Res* 2011 Nov 14. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02358.x.
57. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dent Mater* 2013;29:559-65.



58. Zhang Z, Wang K, Bai C, Li X, Dang X, Zhang C. The influence of UV irradiation on the biological properties of MAO-formed ZrO₂. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2012;1;89:40-7.
59. Yong Han, Yuanyuan Yan, Chunguau Lu. Ultraviolet enhanced bioactivity ZrO₂ films prepared by micro-arc oxidation. *Thin Solid Films* 2009;517:1577-81.
60. Marinis A, Aquilino SA, Lund PS, Gratton DG, Stanford CM, Diaz-Arnold AM, Qian F. J Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *Prosthet Dent* 2013;109:165-71.
61. Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA Jr, Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;108:304-9.
62. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31:716-20.
63. Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? *J Am Dent Assoc* 2011;142:668-71.
64. Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44: 157-64.

Yazışma Adresi

Doç. Dr. Canan BURAL
İstanbul Üniversitesi
Diş hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
İSTANBUL
e-mail: cbural@istanbul.edu.tr

