

KLİNİKTE ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

ZIRCONIA BASED CERAMICS IN CLINICAL USE

Dr. Burcu BUĞURMAN YALIM* Doç. Dr. Şebnem Begüm TÜRKER **

Makale Kodu/Article code: 559
Makale Gönderilme tarihi: 23.05.2011
Kabul Tarihi: 28.09.2011

ABSTRACT

ÖZET

Zirkonya esaslı seramiklerin protetik dişhekimliğinde kron ve köprü restorasyonlarının yapımı için kullanıma sunulması büyük ilgi görmüştür. Zirkonya esaslı seramiklerle yapılmış birçok in vitro çalışma mevcuttur, ancak uzun dönem klinik takip çalışmalarının önemi büyüktür.

Bu derlemede zirkonya esaslı seramiklerin mekanik ve kimyasal özellikleri, klinik uygulamaları ve bu alandaki yeni gelişmeler anlatılmaktadır.

Anahtar kelimeler: Yttria-Dengeli Tetragonal Zirkonyum Polikristali Seramiği, CAD-CAM

The introduction of zirconia in prosthetic dentistry for the fabrication of crowns and fixed partial dentures has generated considerable interest. Many in vitro studies about zirconia use have been published, but clinical long-term studies are very important.

In this review, mechanical and chemical properties of zirconia ceramics, clinical applications and the recent developments in this field have been discussed.

Key words: Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals Ceramic, CAD-CAM

GİRİŞ

Zirkonyum oksit esaslı seramikler düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı komponentler içermeyen materyallerden oluşmaktadır. Bu materyaller, atomların daha az yoğun olduğu, düzensiz yapıya sahip cam seramiklerden daha güçlü ve dayanıklıdır, çatlakların ilerlemesini engeller ancak Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture (CAD/CAM) ya da Manuel Aided Design/Manuel Aided Manufacture (MAD/MAM) sistemleri kullanılmaksızın şekillendirilemezler. Cam seramiklerle kıyaslandığında daha opaktırlar ve alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Estetik, üst yapıda kullanılan camsı seramiklerle sağlanır. Biyouyumludurlar ve düşük bakteri adezyonu gösterirler.

Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır.¹

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir ve zirkonya kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıya sahiptir. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar bu fazda kalır. Bu sıcaklığın (1170 °C) üzerine çıktığında tetragonal faza geçer. 2370 °C'nin üzerine çıktığında ise kübik faza geçer, 2680 °C olan ergime noktasına kadar bu fazda kalır.¹ 1170°C'nin altında tetragonalden fazdan monoklinik faza geçiş olur (Şekil 1).



Şekil 1. Zirkonyanın fazları

Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır.² Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana

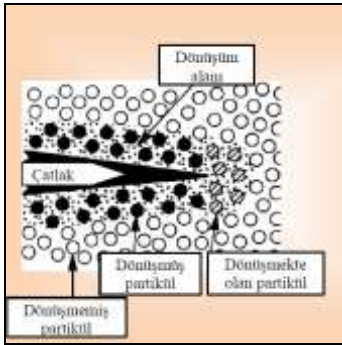
* Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi, Gebze, Türkiye

**Marmara Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye



gelir. Faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artar. Ancak t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, çünkü hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle saf zirkonyaya CaO, MgO, Al₂O₃, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi metal oksitleri ilave edilerek oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması ve hacimsel genişlemenin kontrol edilmesi gerekmektedir.¹

Her ne kadar oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilse de zirkonya 'metastable' özelliğe sahiptir yani tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler altında,³ kumlama⁴ ve ısı yaşlandırma monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir.⁵ Bu dönüşüm % 3-4 arasında lokal hacim artışı ile sonuçlanır. Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp bu hacim artışı ile çatlağın çevresinde kompresif stresler oluşturur ve bu stresler sayesinde mikroçatlakların ilerlemesi engellenir (Şekil 2). İşte bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü, "transformasyon doyumluğu (phase transformation toughening, PTT)" denir.⁶ Ancak, yapılan çalışmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemediği sadece mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığı belirtilmiştir.^{1,7} Lughı ve Sergio⁵ transformasyon doyumluğunu materyalin bir çatlak mevcudiyetinde gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlamışlardır.



Şekil 2. Transformasyon doyumluğu mekanizmasının şematik gösterimi¹

'Düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomeninin ilk defa 1981 yılında Kobayashi ve arkadaşları tarafından tanımlandığı rapor edilmiştir.⁸ Bu fenomen, zirkonyanın kendi yapısında var olan ve düşük ısılarda (150-400 °C) özellikle suyun varlığında zirkonya kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi

ile yapının fiziksel özelliklerini zayıflatmasına sebep olan bir durumdur.⁸ t→m dönüşümü "transformasyon doyumluğu" mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine yakınlığını da arttırmaktadır.⁶ Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atması ve mikroçatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir.⁶

Faz dönüşüm miktarını etkileyen başlıca faktörler stabilize edici ajanın tipi ve yoğunluğu, rezidüel stresler, zirkonyanın partikül büyüklüğü, sıcaklık, yaşlandırma için kullanılan kimyasalın uygulanma süresidir.^{1,9} Y₂O₃ en sık kullanılan stabilize edici ajandır ancak, yapıda oluşan oksijen boşlukları sebebiyle düşük ısılarda bozulmaya (LTD) yakınlığının yüksek olduğu rapor edilmiştir.⁶

Dental uygulamalar için üretilmiş stabilize edici ajan tipi bakımından 4 farklı zirkonya materyali bulunmaktadır: Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA), alumina ile sertleştirilmiş zirkonya (ATZ) ve yttria ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP).⁶ Yttriyum oksit (Y₂O₃) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genelde stabilize edici ajan olarak yttriyum kullanılır.¹

ZrO₂ 'e stabilize ajan olarak yaklaşık % 2-3 mol yttria eklenmesi sonucunda %100 tetragonal fazda partiküllerden oluşan bir yapı elde edilir ve bu yapıya Y-TZP adı verilir. Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo I'de gösterilmektedir.¹

Tablo I. Y-TZP' nin özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3 mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa
Isı genişleme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sertlik	1200 HV

Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile

üretilmektedir.¹⁰ Önceden sinterleme işlemi, t→m transformasyonunu ve yüzeyde monoklinik fazda partikül bulunması olasılığını azaltır. Diğer bir avantajı ise seryum, bizmut, demir gibi metal tuzları kullanılarak blokların ve hazırlanan alt yapıların renklendirilmesine olanak vermesidir. Renklendirme işlemi alt yapının % 0.01 mol metal tuzu içeren solüsyona batırılmasıyla gerçekleştirilir ve estetik katkı sağlar.⁶

HIP ve Non-HIP Zirkonya:

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik bir artış olur. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir.⁸

Non-HIP zirkonyanın savunucuları yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski olduğunu ve elmas frezlerin seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki edeceğini düşünmektedir.^{7,8} Bu düşünce klinik çalışmalarla kanıtlanmamıştır, aksine bildirilen fraktür vakaları HIP zirkonyada değil de non-HIP zirkonyada olmuştur.⁸ HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur.⁸

HIP zirkonya savunucuları üretimleri esnasında herhangi bir büzülme gerçekleşmediğinden HIP zirkonya ile daha üstün marjinal uyum elde edilebileceğini iddaa etmektedirler.⁸ Sailer ve arkadaşları¹¹ beş yıllık klinik takip sonucunda non-HIP zirkonya ile en yüksek sekonder çürük insidansı (% 22) rapor etmişlerdir. Buna karşın Reich ve arkadaşları¹² non-HIP zirkonya ile fabrike edilmiş 24 adet dört üye köprü restorasyonunun marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında ortalama 77 µm'lik marjinal açıklık değerleri ile klinik olarak kabul edilebilir değer aralığında (100-120 µm) bulmuşlardır.

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına,

düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur.¹³

Üretici firmaların non-HIP zirkonyayı daha fazla desteklemelerine rağmen; elde edilen klinik çalışma sonuçlarına bakıldığında kısa dönemde herhangi bir alt yapı kırığı bildirilmediği için HIP zirkonyanın üstünlüğü göze çarpmaktadır.⁶

Diğer seramik materyalleri ile karşılaştırıldığında zirkonya çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde dahi metal destekli restorasyonlara güçlü bir alternatif olabilme özelliğine sahiptir.¹⁴ Literatürde Y-TZP esaslı restorasyonların incelendiği toplamda 17 adet klinik çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların çoğu köprü restorasyonları üzerine olup;^{11,15-27} çok azı tek kron^{28,29} ve implant abutmentleri³⁰⁻³² üzerindedir. İmplant destekli köprü restorasyonların incelendiği tek bir klinik çalışma¹⁸ bulunmaktadır. Bu çalışmalarda kullanılan sekiz farklı zirkonya sistemi içinden en fazla klinik çalışmanın bulunduğu sistem Cercon (DeguDent) zirkonya'dır. Bu çalışmaların ayrıntıları Tablo 2'de sunulmuştur.

Zirkonya esaslı restorasyonlarda en sık karşılaşılan teknik problem veneer porseleninin kırılması, ayrılması ve chipping oluşumudur.^{11,19,22,23,25,26} Birçok çalışmada % 8-25 oranında chipping bildirilmiştir.^{11,19,25} Metal-seramik restorasyonlarda ise bu oran çok düşük çıkmaktadır.³³ Klinik olarak kabul edilebilir boyuttaki minör chipping oranları metal-seramik köprü restorasyonlarında % 19.4 ve zirkonya alt yapı köprü restorasyonlarında % 25 olarak yakın değerlerde iken, ileri boyuttaki ve restorasyonun yenilenmesini gerektiren defektlere yalnızca zirkonya alt yapı sistemlerinde bunun % 8.4 olduğu bildirilmiştir.³²

Yapılan çalışmalarda 35 ay sonra % 15.2 oranında,¹¹ 37.2 ay sonra % 13 oranında,²⁰ 2 yıl sonunda % 15 oranında,¹⁷ 31.2 ay sonra % 25 oranında¹⁹ ve 37 ay sonra % 6 oranında²⁵ veneer kırığı ve çatlağı komplikasyonu gözlenmiştir (Tablo II).

Bu chipping vakalarının yük almayan bölgelerde olduğu bulunmuştur. Mandibular ikinci molarların mesiolingual tüberkül tepeleri²⁷ ve köprü pontiklerinin lingual yüzeyleri¹¹ yük almayan bölgelere örnek olarak verilebilir. Araştırmacılar chippingin lokalizasyon bakımından en çok premolar ve molar bölgelerde görüldüğünü bildirmişlerdir.²⁹ Özellikle köprü restorasyonlarında ikinci molarlar bölgesi¹⁹ ve mandibular posterior köprü restorasyonlarında konnektör bölgeleri²⁵ en çok vurgulanan bölgelerdir.⁸



Tablo II. Y-TZP esaslı restorasyonların incelendiği klinik çalışmalar ⁸

Zirkonya Tipi	Firma adı	Araştırmacı	Takip süresi	Restorasyon tipi	Restorasyon sayısı	Alt yapı kırığı (%)	Veneer kırığı (%)
Non-HIP	Cercon zirconia (Dentsply)	Sailer ve ark. ¹¹	5 yıl	3-5 üye köprü	33	8	15
		Beuer ve ark. ²⁶	3 yıl	3 üye köprü	21	5	0
		Çehreli ve ark. ²⁸	2 yıl	Tek kron	15	7	0
		Schmitter ve ark. ²⁷	2 yıl	4-7 üye köprü	30	3	3
		Bornemann ve ark. ¹⁵	1,5 yıl	3-4 üye köprü	59	0	3
	Lava (3M ESPE)	Rajgroski ve ark. ¹⁹	2,5 yıl	3 üye köprü	20	0	25
		Pospiech ve ark. ¹⁶	2 yıl	3 üye köprü	38	0	3
		Crisp ve ark. ²¹	1 yıl	3-4 üye köprü	38	0	3
	Procera zirconia (Nobel Biocare)	Zembic ve ark. ³¹	3 yıl	İmplant abutmanı	18	0	-
	IPS e.max ZirCAD (Vivadent-Ivoclar)	Ortorp ve ark. ²⁹	3 yıl	Tek kron	204	0	2
Ohlmann ve ark. ²⁴		1 yıl	İnlay tutuculu köprü	30	10	13	
HIP	Denzir (Cadesthetics AB)	Molin ve Karlsson ²³	5 yıl	3 üye köprü	19	0	36
		Larsson ve ark. ¹⁸	1 yıl	2-5 üye köprü	13	0	54
	DC-Zirkon (DCS Dental AG)	Tinschert ve ark. ²⁵	3 yıl	3-10 üye köprü + kantilever	65	0	6
		Vult von Steyern ve ark. ¹⁷	2 yıl	3-5 üye köprü	23	0	15
	Digizon	Edelhoff ve ark. ²²	3 yıl	3-6 üye köprü	21	0	9,5
Wohlwend	Glauser ve ark. ³⁰	4 yıl	İmplant abutmanı	54	0	-	

Günümüzde zirkonya alt yapı restorasyonların klinik başarısı bakımından düşünülen en önemli husus zirkonya alt yapının veneerlenmesi işlemidir. Karşılaşılan problemlerin nedeni olarak birçok faktör incelenmektedir.⁶ Veneer porseleni ile zirkonya alt yapı arasındaki termal uyumsuzluk,^{34, 35} alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemleri,³⁶ veneer porseleninin bükülme direnci³⁶ ve veneer porseleni ile zirkonya alt yapı arasındaki bağlantı direnci³⁶⁻³⁹ üzerinde çalışılan konulardır.

Günümüze kadar yapılan çalışmaların sonucunda zirkonya alt yapı restorasyonlarda en zayıf kısmın veneer porseleni olduğu ve veneer porseleni güçlendirilirse chipping riskinin azaltılacağı kanısına varılmıştır.⁸ ISO 6872 ve 9693 standartlarına göre veneer porseleninin bükülme direncinin minimum 50 MPa olması gerekmektedir.²⁶

Tabakalama tekniği ile üretilen restorasyonların dayanıklılığının yetersiz olması üzerine yeni veneerleme teknikleri geliştirilmeye başlanmıştır. CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat cam seramik veneer tabakasının, CAD/CAM ile üretilmiş kor yapısına sinterlenmesi şeklinde çalışan bir sistem ortaya çıkarılmıştır. Bu sistem mekanik dayanıklılık testlerinde olumlu sonuçlar vermiştir.⁴⁰ Veneer tabakası olarak lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD LT) bükülme direnci 360 MPa iken; tabakalama tekniğinde kullanılan porselenin (IPS e.max Ceram) bükülme

direnci 90 MPa, presleme tekniğinde kullanılan IPS e.max ZirPress veneer tabakasının bükülme direnci ise 110 MPa olarak tespit edilmiştir.⁴⁰ Bu sistemlerde kullanılan bloklar endüstriyel olarak fabrike edildikleri ve sonrasında da CAD/CAM ile işlendikleri için manuel veneerleme ya da presleme tekniklerinde kullanılan porselen materyallerinden daha yüksek kalitededirler.⁶

Isı ile preslenebilir seramiklerin tabakalama seramikleri ile karşılaştırıldığında; zirkonya alt yapı ile daha güçlü bağlantı kurabildiği gösterilmiştir. Aboushelib ve arkadaşları³⁴ 2005 yılında zirkonya ile veneer porseleni arasındaki bağlantı direncinin (29.1 MPa); lityum disilikat gibi diğer kor materyallerinin seramik ile kurduğu bağlantıdan (44.6 MPa) çok daha zayıf olduğunu bildirmişlerdir. Bunun üzerine Aboushelib ve arkadaşları⁴¹ 2008 yılında veneer tabakasında lityum disilikat seramikleri kullanarak 'double veneering' tekniğini geliştirmişlerdir. Bu teknik preslenebilir seramiğin yüksek bağlantı direnci ile tabakalama porseleninin estetik kalitesinin kombine edilmesini sağlamaktadır. Ancak bu çalışmada da chipping vakaları bildirilmiş ve chipping problemi tam olarak çözülememiştir.²³ Zirkonya ile preslenebilir seramik arasındaki bağlantıda problem oluşmazken; preslenebilir seramik ile tabakalama seramiği arasındaki bağlantı yüzeyi farklı kristal ve cam yapı sergilemiştir. Preslenebilir seramik ile tabakalama seramiğinin termal genleşme katsayıları arasındaki

farklılıktan (1.3 ppm/°C) dolayı bu alanda koheziv kırıklar oluşmuştur. Yapısal farklılıklar preslenebilir seramiğin daha az potasyum ve sodyum iyonu içermesinden kaynaklanmaktadır.⁴¹

Zirkonya alt yapı tasarımının chipping problemindeki öneminin anlaşılması üzerine Marchack ve arkadaşları⁴² 2008 yılındaki çalışmalarında alt yapının veneer porselenine vereceği desteği artırma yoluna gitmişlerdir. Geliştirdikleri sistemde öncelikle restorasyonun bitimde istenen halinin mum modelajını yapmışlar, daha sonra bu mum modelajdan veneer porselenine yer açacak şekilde kazıma (Cut-back tekniği) yapmışlardır. Bu sistemin estetik açıdan problemi restorasyonun palatinal ve lingual marjinlerinin zirkonya ile bitirilmesi. Tinschert ve arkadaşları²⁵ çalışmalarında bu modifiye alt yapı dizaynını kullanmışlar ve 3 yıl sonunda 65 restorasyonun 4 tanesinde chipping oluşumu bildirmişlerdir.

Zirkonyada yaşanan erken fraktür ve etkisi tam olarak bilinmeyen düşük ısılarda bozulma problemleri araştırmacıları zirkonya alt yapı restorasyonların içeriğini sorgulamaya yöneltmiştir. Zirkonyanın mekanik ve biyolojik performansı yeterince iyi olduğundan, gelecekteki teknolojiler estetiğini arttırmaya ve veneer fraktürünü engellemeye yönelik çalışmaktadırlar.

KAYNAKLAR

1. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
2. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):513-30.
3. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15(6):426-33.
4. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(3):195-206.
5. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation-aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010; doi:10.1016/j.dental.2010.04.006.
6. Silva N, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials* 2010;3:863-896, doi:10.3390/ma3020863.
7. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
8. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02094.x
9. 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(8):590-5.
10. Denry I, Kelly R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
11. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20(4):383-8.
12. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008;116(6):579-84.
13. 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(5):449-56.
14. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25(3):213-9.
15. Bornemann G, Rinke S, Huels A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures-18th month results. *IADR* 2003;abst no. 842.
16. Pospiech P, Rountree P, Nothdurft F. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two-year results. 81th IADR General Session 2003;abst no.817.
17. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32(3):180-7.
18. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30(2):45-53.



19. Raigrodski A, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96(4):237-44.
20. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37(9):685-93.
21. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J* 2008;205(9):477-82.
22. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial-dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39(6):459-71.
23. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.
24. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent* 2008; 36(9):692-6.
25. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behaviour of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3 year results. *J Prosthodont* 2008;21(3):217-22.
26. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FPDs). *Clin Oral Investig* 2009;13(4):445-51.
27. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009;36(8):610-5.
28. Cehreli M, Kokat A, Akca K. CAD/CAM zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2 year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17(1):49-55.
29. Ortorp A, Kihl M, Carlsson G. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent* 2009;37(9):731-6.
30. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4 year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):285-90.
31. Zembic A, Sailer I, Jung R, Hammerle C. Randomized clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3 year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-8.
32. Sailer I, Zembic A, Jung R, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle C. Randomized controlled trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(3):219-25.
33. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):654-66.
34. 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(10):984-91.
35. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hammerle CH. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vivo fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26(6):766-72.
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(3):448-54.
37. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advance technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7(4):113-9.
38. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):349-55.



39. Aboushelib MN, Feilzer AJ, De Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. J Biomed Mater Res 2008;87(1):139-45.
40. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 2009;25(1):121-8.
41. 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(1):9-13
42. Marchack B, Futatsuki Y, Marchack C, White S. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. J Prosthet Dent 2008;99(3):163-73.

Adresi

Dr. Burcu BUĞURMAN YALIM
Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi
Cumhuriyet Mahallesi 2255 Sokak No:3
Gebze 41400 Kocaeli, TÜRKİYE
burcubugurman@gmail.com

