

Zirkonyum Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Klinik Başarı Değerlendirme Kriterleri

Clinical Success Evaluation Criteria in Zirconia-Based Fixed Prostheses

Elçin KESKİN ÖZYER¹, Erkut KAHRAMANOĞLU², Şükrü Can AKMANSOY³, Yasemin KULAK ÖZKAN⁴

Öz

Sabit protetik restorasyonlarda metal destekli seramik restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen yapısındaki metal alt yapının; restorasyonun ışık geçirgenliğini azaltarak estetik sakıncalara yol açması, özellikle marjinlerde metal-iyon renklemesi ile gri renkte hoş olmayan bir görüntüye sahip olması, lokal doku reaksiyonuna ve korozyon toksisitesine sebep olabilmesi gibi dezavantajlarından ötürü bu materyal yerine yeni arayışların doğmasını gerektirmiştir.

Günümüzde çok sayıda güçlendirilmiş tam seramik sistemi geliştirilmiştir. Güçlendirilmiş tam seramik sistemleri arasında zirkonyum esaslı seramik restorasyonlar, yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı tercih edilirler. Klinikte zirkonyum oksit kor materyali olarak kullanımı tatminkar optik özellikler, 1000 MPa'ı geçen yüksek bükülme direnci, biyolojik uyumluluğu ve translüent olması gibi avantajları sayesinde tercih edilmektedir. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleridir.

Kullanılan materyallerin ve uygulama tekniklerinin başarılarını ve özelliklerini belirleyebilmek, restorasyonların klinik prognozunu belirlemek, restorasyonları oral çevrede değerlendirebilmek amacıyla kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu nedenle bir takım klinik başarı değerlendirme kriterleri

oluşturularak standardizasyona bağlanmıştır. Belli standartlar ölçütünde restorasyonun klinik olarak değerlendirilmesi ve başarısına karar verilmesi mümkündür.

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum, Estetik, Klinik Başarı.

Abstract

Although metal-supported ceramic restorations have been clinically used for many years with success in fixed prosthetic restorations, there is a need for an alternative because metal infrastructures decrease light transmittance, resulting in aesthetic drawbacks. They have a grey colour due to metal-ion colouring, especially in the margins, and they might cause local tissue reaction and corrosion toxicity.

Currently, several strengthened all-ceramic systems have been developed. Zirconia-based ceramic restorations are among the preferred strengthened all-ceramic systems due to their high durability and aesthetic characteristics. The use of zirconium oxide as a core material is also clinically preferred due to its advantages such as satisfactory optical properties, bending resistance of over 1000 MPa, biological compatibility and translucency. The most commonly used ones are yttria-stabilised zirconia polycrystals.

In order to assess the success and characteristics of used materials and application methods, controlled clinical studies are needed to determine the clinical prognosis of restorations and evaluate restorations in the oral environment. Thus, several clinical success evaluation criteria were created and standardised. It is possible to clinically evaluate restorations and determine their success according to certain standards.

Keywords: Zirconium, Aesthetics, Clinical Success.

Elçin Keskin Özyer (✉)

¹ Marmara University Faculty of Dentistry, Prosthodontics Department, Istanbul/TURKEY Tel: 0216 421 16 21, Fax: 0216 421 02 91
e-mail: elcinozyer@marun.edu.tr

Erkut Kahramanoğlu

² Doktor Öğretim Üyesi, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı İstanbul, Türkiye

Şükrü Can Akmansoy

³ Araştırma Görevlisi, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı İstanbul, Türkiye

Yasemin Kulak Özkan

⁴ Profesör Doktor, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı İstanbul, Türkiye

Submitted / Gönderilme: 14.09.2018 Accepted/Kabul: 22.03.2019

ZİRKONYUM

1. Zirkonyumun Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonyum ilk olarak 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (Piconi C ve Macauro G, 1999). Sembolü 'Zr' olan zirkonyum, atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan;

periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan geçiş metal elementidir (Vagkopoulou T ve ark, 2009).

Zirkonyum elementi, oda sıcaklığında heksagonal sıkı paketlenmiş kristalin yapıda olup doğada saf halde bulunmaz; birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Bunlar zirkonat (ZrO_3), zirkonil tuzu (ZrO_2) ve en önemli birleşimi olan zirkonyum oksittir (ZrO_2) (Akkayan B ve Gülmez T, 2002).

Reaktif bir element olan zirkonyum, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve bu sayede zirkonyumun korozyona karşı daha dirençli olması sağlanır (Denry I ve Kelly JR, 2008). Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısıl değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri nedeni ile endüstride kullanım alanı bulan zirkonyum, ortopedide ilk olarak 1960'lı yıllarda biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde ise, ortodontik braketlerde, post-kor sistemlerde, implant dayanaklarında ve implantlarda kullanılmaktadır. (Piconi C ve Maccauro G, 1999) (Vagkopoulou T ve ark, 2009) (Tablo 1).

Tablo 1. Zirkonyumun fiziksel özellikleri

Yoğunluğu	6.511 g/ml
Elastik modülü	8.3x104 MPa
Erime noktası	1855°C (2128 K)
Kaynama noktası	4409°C (4682 K)
Molar hacmi	14.02 ml/mol
Mineral Sertliği	5.0
Isı iletkenliği	0.227 W cm ⁻¹ K ⁻¹
Özgül ısı	0.27 J kg ⁻¹ K ⁻¹

2. Zirkonyumun Yapısal Özellikleri

Saf zirkonyumun kaynama sıcaklığı 4409 °C olup, erime sıcaklığı 1855 °C'dir ve düşük termal etkinliğe sahiptir (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyum oksit (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir. Kristalin ağı içinde yer alan zirkonyum oksit kristalleri, 3 farklı kristal faz yapısına göre sınıflandırılır: monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Saf zirkonyum 1170 °C'ye kadar olan oda ısısında monoklinik fazda stabildir. Bu fazda zirkonyumun mekanik özellikleri düşüktür ve seramik partiküllerinin kohezyonunun azalması ve buna bağlı olarak yoğunluğunun azalması kolaylaşabilir. 1170 °C ile 2370 °C arasında zirkonyum, hacim olarak % 5 azalma göstererek tetragonal fazda stabil hale geçmiştir ve materyalin mekanik özellikleri gelişmiştir. Sıcaklığın artmasıyla beraber 2370 °C'nin üzerinde materyal kübik faza dönüşmektedir ve erime sıcaklığına kadar (2680 °C) stabildir (Şekil 1) (Denry I ve Kelly JR, 2008) (Piconi C ve Maccauro G, 1999) (Vagkopoulou T ve ark, 2009).



Şekil 1. Zirkonyumun kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları.

Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (Kelly, 2004).

3. Transformasyon Daygunluğu (PTT)

Her ne kadar oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilse de zirkonyum 'metastable' özelliğe sahiptir yani tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler altında, kuşlamada (Curtis AR ve ark, 2006) ve ısıl yaşlandırmada monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir (Lughi V ve Sergio V, 2010). Bu dönüşüm % 3-4 arasında lokal hacim artışı ile sonuçlanır. Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp bu hacim artışı ile çatlak çevresinde kompresif stresler oluşturur ve bu stresler sayesinde mikroçatlakların ilerlemesi engellenir. İşte bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü, 'transformasyon daygunluğu' (phase transformation toughening, PTT) denir (Silva N ve ark, 2010). Ancak, yapılan çalışmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemediği sadece mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığı belirtilmiştir (Rairodski AJ, 2004). Lughi V ve Sergio V, transformasyon daygunluğunu materyalin bir çatlak mevcudiyetinde gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlamışlardır (Lughi V ve Sergio V, 2010).

4. Düşük Isılarda Bozulma (LTD)

'Düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomeni, zirkonyumun kendi yapısında var olan ve düşük ısılarda (150-400 °C) özellikle suyun varlığında zirkonyum kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi ile yapısının fiziksel özelliklerini zayıflatmasına sebep olan bir durumdur (Al-Amleh B ve ark, 2010). Tetragonal fazdan → monoklinik faza dönüşümü 'transformasyon daygunluğu' mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine yatkınlığını da arttırmaktadır (Silva N ve ark, 2010). Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atması ve mikroçatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir (Silva N ve ark, 2010).

5. Zirkonyum Materyalleri

Dental uygulamalar için üretilmiş stabilize edici ajan tipi bakımından 4 farklı zirkonyum materyali bulunmaktadır:

- Parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ),
- Zirkonyum ile sertleştirilmiş alumina (ZTA),
- Alumina ile sertleştirilmiş zirkonyum (ATZ) ve
- Yttrium ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (3Y-TZP) (Silva N ve ark, 2010).

Yttrium oksitin (Y₂O₃) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genelde stabilize edici ajan olarak yttrium kullanılır (Piconi C ve Maccauro G, 1999).

Yttrium Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali (Y-TZP)

Yttrium oksitin (Y₂O₃), saf zirkonyuma % 2-3 mol oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), en güçlü ve en çok kullanılan zirkonyum çeşididir. Y-TZP seramikleri, ZrO₂ ile Y₂O₃'ün beraber çöktürülmesi yoluyla veya ZrO₂ grenlerinin Y₂O₃ ile kaplanması yoluyla elde edilebilir (Piconi C ve Maccauro G, 1999).

Y-TZP materyali, yüksek dayanım, kırılma tokluğu, sertlik, aşınmaya karşı direnç, biyouyumluluk, manyetik içermeyen davranış, elektrik yalıtımı, düşük termal iletkenlik, asit ve alkali içinde korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü ve demire benzer termal ekspansiyon katsayısı gibi özelliklere sahiptir (Vagkopoulou T ve ark, 2009).

Y-TZP esaslı altyapı sistemlerinin bükülme dirençleri 900-1200 MPa arasındadır. Kırılma dayanımları ise alüminöz altyapı sistemlerinin yaklaşık 2 katı, lityum disilikat içeren sistemlerin ise yaklaşık 3 katı kadardır (Tablo 2) (Piconi C ve Maccauro G, 1999).

Tablo 2. Y-TZP' nin yapısal özellikleri

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

Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Anterior ve posterior bölge tek kronlar,
2. Üç-dört üniteli köprüler (Raigrodski AJ, 2004) (Raigrodski AJ ve Chiche GJ, 2001).

Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Yetersiz oklüzal mesafe,
3. Yetersiz destek diş kron boyu,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
6. Yetersiz periodontal destek (Raigrodski AJ, 2004) (Raigrodski AJ ve Chiche GJ, 2001).

Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir,
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez,
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir,
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir,
5. Isıl iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir,
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir,
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır,
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir (Raigrodski AJ, 2004) (Rimondini L ve ark, 2002).

Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Görünümleri opaktır,
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmaları gerekir (Raigrodski AJ, 2004) (Rimondini L ve ark, 2002).

MONOLİTİK ZİRKONYA

Monolitik terimi Yunanca'daki "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden gelmektedir. Malzemelerin baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelir.

Zirkonyum seramikler opak beyaz renkte oldukları için feldspatik porselenlerle veneere edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır (Zhang Y ve ark, 2013). Bu kronlarda karşılaştığımız en büyük problem ve kısa ömürlü olma sebepleri özellikle veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında meydana gelen "chipping" denilen kopma ve kohesiv kırılmalardır (Triwatana ve ark, 2012). Bunun için CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik kronlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda, monolitik zirkonyum restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri, antagonist dişte düşük aşınma ve yüksek estetik özelliklerinden dolayı ilgi odağı haline gelmiştir. Ayrıca yetersiz interdental mesafe varlığında da implant üstü monolitik zirkonyum restorasyon kullanılması yaygınlaşmaktadır (Marchack ve ark, 2011).

MZ' ler yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi; gözeneksiz yapısı ve yüksek translüenslik özellikleri sayesinde mükemmel doğal görünüme sahiptirler. Görünümlerinin bu derece doğala yakın olması sebebi ile estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmemektedir. Yalnızca özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir. (Batson ER ve ark, 2014).

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak ytrium ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu da materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600°C'ye kadar) vermektedir. Özellikle ısıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır (Zhang Y ve ark, 2013). Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir.

Ayrıca aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır. Veneer seramik olarak kullanılan porselenin mikroyapısı, zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olurken; MZ kron böyle bir abrazyon dezavantajına sahip değildir (Batson ER ve ark, 2014).

MZ Seramik Restorasyonların Endikasyonları

Zirkonyum alt yapı seramik kronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum için de geçerlidir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

1. Uzun gövdeli köprü protezlerinde
2. Full ark köprü protezlerinde
3. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
4. Endokronlarda
5. İnley ve onley kronlarda
6. İmplantüstü kronlarda kullanım alanı bulmaktadır.

MZ Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Daha yüksek translüenslik
2. Seramik-zirkonyum arasında kopma olmaması
3. Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
4. Daha yüksek bükülme direnci
5. Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir (Zhang Y ve ark, 2013).

MZ Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Maliyet
2. Laboratuvar aşamalarının zor olması olarak gösterilebilir.

KLİNİK DEĞERLENDİRME VE BAŞARI KRİTERLERİ

1960'lı yıllarda klinik takip ve uygulama yöntemleri araştırılmaya başlanmıştır ve standardize edebilmek için Cvar ve Ryge, 1971 yılında restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini geliştirmişlerdir (Randall RC ve Wilson NHF, 1999). Restorasyonların klinik değerlendirmelerinde restorasyonların komşu diş ve/veya restorasyonlarla olan renk uyumlarına, restorasyonların bitim sınırlarında renklenmenin olup olmadığına, restorasyonların anatomik formlarının devamlılığına, bitim sınırındaki adaptasyonlarına ve sekonder çürük olup olmadığına göre değerlendirmeleri yapılır. Tüm bu veriler sonucunda klinik olarak kabul edilebilir olup olmadığına karar verilir. Restorasyonların klinik olarak uygun olma durumu iki ayrı grupta değerlendirilir; ideal restorasyonlar Alfa olarak adlandırılırken, kabul edilebilir restorasyonlar Bravo olarak belirtilir. Klinik olarak uygun olmayanlar ise, restorasyonun çevre dokulara zarar verme durumunda kısa süre de değiştirilmesi gereken restorasyonlar Charlie, hemen değiştirilmesi gereken restorasyonlar Delta olarak belirtilir (Monaco C ve ark, 2006) (Sailer I ve ark, 2013).

USPHS sistemi, restorasyonların kalitesi değerlendirilirken başarının derecesinden çok, restorasyonun kabul edilebilirliğini belirleyecek şekilde hazırlanmıştır. Anatomik form, marjinal

adaptasyon ve marjinal renklenme gibi değerlendirme kriterlerinde meydana gelen küçük değişiklikleri belirlemede yeterli hassasiyete sahip değildir. Bu amaçla Modifiye USPHS yada Ryge kriterleri olarak adlandırılan klinik değerlendirme kriterleri kullanılmaya başlanmıştır (Tablo 3).

Tablo 3. Modifiye USPHS-Ryge klinik değerlendirme kriterleri

Kategori	(+)	(-)	Direkt Klinik Değerlendirme Kriterleri
Anatomik Form	0		Restorasyon formu anatomiye takip ediyor.
	1		Hafifçe az veya fazla konturlu restorasyon; marjinal ridgeler hafifçe az konturlu; kontak hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak azdır.
	2		Restorasyon underkonturlu, dentin açıkta, kontak hatalı, okluzal yükseklik azalmış, oklüzyon etkilenmiş durumdadır.
	3		Restorasyonda eksik var veya travmatik oklüzyon var, restorasyon dişte veya komşu dişte ağrıya neden oluyor.
Marjinal adaptasyon	0		Restorasyon marjinleri takip ediyor, sond takılmıyor.
	1		Sond takılıyor ama çatlak yoktur.
	2		Marjinde çatlak var, mine açıktadır.
	3		Ciddi çatlak var, dentin açıktadır.
Renk uyumu	0		Restorasyon hareketli, çatlak veya uzaklaşmış
	1		İyi renk uyumu, restorasyon fark edilemiyor.
	2		İyi renk uyumu vardır.
	3		Hafif uyumsuzluk vardır.
Marjinal renklenme	0		Orta derecede uyumsuzluk vardır.
	1		Çok fazla uyumsuzluk vardır.
	2		Renklenme yok.
	3		Hafif renklenme, cilalama ile uzaklaşabilir.
Sekonder çürük	0		Belirgin renklenme, cilalama ile uzaklaşmıyor.
	1		Çok fazla renklenme var.
Yüzey pürüzlülüğü	0		Çürük belirtisi yok.
	1		Çürük belirtisi var.
	2		Pürüzsüz yüzey mevcuttur.
Diş bütünlüğü	0		Hafif pürüzlü, oyuklu yüzey mevcuttur.
	1		Pürüzlü yüzey, düzeltilemiyor.
	2		Derin oyuklu yüzey mevcuttur.
Restorasyon bütünlüğü	0		Dişte kırılma yok.
	1		Dişte kırılma var.
Postoperatif hassasiyet	0		Restorasyonda kırılma yok.
	1		Restorasyonda kırılma var.
Retansiyon	0		Hassasiyet yok.
	1		Hassasiyet var.
	2		Restorasyon ağızda durmaktadır.
	0		Restorasyonun bir kısmı düşmüştür.
	1		Restorasyonun tamamı düşmüştür.

Modifiye USPHS ile değerlendirmelere kronların kontakları, dişlerde simantasyon sonrası oluşabilecek postoperatif hassasiyette katılmıştır (Bindl A ve Mörmann WH, 2002).

Klinik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan bir diğer sistemde 1973 yılında California Dental Association'ın (CDA) (Tablo 4) geliştirdiği sistemdir. Bu sistem iki bölüme ayrılmış olup 'klinik olarak kabul edilebilir' restorasyonlar yada 'klinik olarak kabul edilemez' restorasyonlar olarak belirtilirler. Her iki temel grupta ikişer alt grup içerir (Poggio CE ve ark, 2012) (Beier US ve ark, 2012). Böylece hekimin, ağızdaki mevcut restorasyonları değerlendirmesi sağlanmış olur.

Tablo 4. CDA klinik değerlendirme kriterleri

Değerlendirme	KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEBİLİR
Romeo (R)	Klinik kalite ve profesyonel performans mükemmeldir.
Sierra (S)	Klinik kalite kabul edilebilir.
Değerlendirme KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEMEZ	
Tango (T)	Restorasyonun tekrarlanması, değiştirilmesi ya da düzeltilmesi gerekmekte, ileriki dönemde hastanın dental sağlığına ve çiğneme sistemine zararlı etkileri olabilir.
Victor (V)	Restorasyonun derhal değiştirilmesi gerek, çünkü hasar vermeye başlamış yada ciddi yetersizlikler mevcuttur.

Victor, mümkün olan en kısa sürede restorasyonun değiştirilmesi gerektiğini ifade eder. Tango değeri, koruyucu sebeplerle restorasyonun yakın bir dönemde değiştirilmesi ya da yetersizliklerin tedavi edilmesi gerektiğini belirtir; Sierra değeri ideal şartlardan sapmalar bulunduğu ve dikkatli olunması gerektiğini belirtir. Bu sistem kullanılarak, bir restorasyon için 3 ayrı değer elde edilir; yüzey ve renk, anatomik form ve marjinal bütünlük (Anusavice KJ, 1989).

2007 yılında restorasyonların değerlendirilmesinde kullanılan yeni klinik kriterler içeren FDI Kriterleri, Journal of Adhesive Dentistry, Clinical Oral Investigations ve International Dental Journal olmak üzere 3 farklı dergide yayımlanmıştır. 2007 yılında FDI World Dental Federation'ın bilimsel komitesi tarafından kriterler ve sınıflama olarak onay almıştır ve 2008 yılında klinik araştırma olarak restoratif materyal veya operatif tekniklerin değerlendirilmesinde standart kriterler olarak kabul görmüştür (Hickel R ve ark, 2010). FDI kriterlerinde restorasyonlar estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç farklı kategoride değerlendirilmektedir (Hickel R ve ark, 2010). Estetik olarak yüzey parlaklığı, renklenmesi, renk uyumu ve translusensi, anatomik formu değerlendirilmektedir. Fonksiyonel olarak retansiyon ve materyal kırığı, marjinal adaptasyon, okluzal kontur ve aşınma, aproksimal anatomik form, radyografik değerlendirme, hastanın görüşü değerlendirilmektedir. Biyolojik olarak ise postoperatif

hassasiyet ve vitalite, çürük tekrarı – erozyon – abfraksiyon, diş bütünlüğü, komşu mukoza, oral ve genel sağlık durumu olarak değerlendirilmelidir. Değerlendirme başlıkları klinik olarak çok iyi, klinik olarak iyi (düzeltme sonrası çok iyi) tedavi ihtiyacı yok, klinik olarak yeterli (minör aşınma; dişe zarar veren ve kabul edilemeyen bir sonuç yok), klinik olarak yetersiz (tamir edilebilir), klinik olarak başarısız (yenileme gerekli) şeklinde notlandırılmaktadır.

Modifiye USPHS kriterleri USPHS ve CDA klinik değerlendirme kriterlerine göre daha fazla detaylandırılmış olup klinik değerlendirmede diğer iki seçeneğe üstünlük sağlamaktadır. 2007 yılında kullanılmaya başlanan FDI kriterleri ile karşılaştırıldığında ise 2010 yılından 2016 yılına kadar yayınlanmış çalışmalarda kullanım yüzdesi % 50'ye ulaşmış olan FDI kriterlerinin kullanımında önemli bir artış olduğu gözlenmiştir (Marquillier ve ark, 2017). FDI kriterlerinin restorasyonların kalitesindeki potansiyel farklılıkları ayırt etmede daha hassas olduğu (Coelho-De-Souza ve ark, 2012) bildirilmesine rağmen modifiye USPHS kriterleri ile karşılaştırıldığı çalışmalarda FDI kriterleri daha az güvenilir bulunmuştur (Frese C ve ark, 2013) (Staehele HJ ve ark, 2015).

Restorasyonların devamlılığı yumuşak doku sağlığı ile yakından ilişkilidir. Restorasyonların periodontal dokulara etkisini inceleyen klinik araştırmalar, zayıf marjinal adaptasyonun, dişeti altına uzanan derin marjin yerleşiminin, pürüzlü restorasyon yüzeylerinin ve taşkın konturlu restorasyonların lokalize periodontal enflamasyona yol açtığı bildirilmiştir. Periodontal değerlendirmeler ilk olarak restorasyonun uygulanmasından yaklaşık 1 ay sonra, sondla derinlik ölçümü, alveolar kemik seviyesinin radyografik olarak belirlenmesi ve gingival indeks değerlerinin elde edilmesi şeklinde gerçekleştirilir (Knoernschild KL ve Campbell SD, 2000). Restorasyonun etrafındaki enflamasyonu belirlemede sıklıkla Löe ve Silness Plak İndeksi (Tablo 5) ve Gingival İndeks (Tablo 6) Skalası kullanılır.

Gingival indeks skorları sayısal olmayan verilerdir; indeks skorundaki artış enflamasyon miktarında artış olduğunu ifade eder. Her bir hastanın kontralateral dişi “kontrol dişi” kabul edilerek aynı ölçümler bu dişi için de gerçekleştirilir. Her bir dişi çevreleyen doku 4 gingival üniteye bölünür: distofasiyal papilla, fasiyal marjin, mesiofasiyal papilla ve tüm lingual gingival marjin. Gingival indeks değerleri hastaların kontrol seanslarında artma gösteriyorsa bu dişetinde enflamasyon olarak yorumlanabilir (Carranza FA, 1996). Restore edilen diş ve kontrol dişi için elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri belirlenir, uygun

istatistiksel analizler yapılarak gruplar arasındaki farklılıklar belirlenir (Knoernschild KL ve Campbell SD, 2000).

Tablo 5. Löe ve Silness plak indeksi kriterleri

Plak İndeks	
Skor 0	Dişeti bölgesinde plak yok.
Skor 1	Serbest dişeti kenarında veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde sadece sondalama ile gözlenen plak birikimi var.
Skor 2	Dişeti cebinde, dişeti kenarında ve/veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde çıplak göz ile görülebilir plak birikimi var.
Skor 3	Dişeti cebinde ve/veya dişeti kenarında ve aynı bölgedeki diş yüzeyinde yumuşak madde birikimi var.

Tablo 6. Löe ve Silness gingival indeksi kriterleri

Gingival İndeks	
Skor 0	Sağlıklı doku
Skor 1	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok
Skor 2	Orta derecede iltihap, kızarıklık, ödem ve parlaklık, sond ile kanama var
Skor 3	İleri derece iltihap, belirgin kızarıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

Klinik çalışmalarda hastalara uygulanan restorasyonlarla ilgili memnuniyetlerini ölçmek amaçlı memnuniyet anketleri uygulanabilir. Bu anketlerde hastaya sorular ile renk, yüzey pürüzlülüğü, çiğneme etkinliği, rahatlık, ağrı değerlendirmelerini yapmaları istenebilir. Ayrıca hastalara genel olarak restorasyonlara 10'u en yüksek kabul ederk 1'den 10'a kadar not vermeleri istenir. Tablo 7'de hasta memnuniyet anketi örneği gösterilmiştir.

Tablo 7. Hasta Memnuniyeti Anketi

	SKOR	DEĞERLENDİRME
RENK	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
ÇİĞNEME ETKİNLİĞİ	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
HASTA DEĞERLENDİRMESİ	1-10	

ZİRKONYA RESTORASYONLARIN KLİNİK BAŞARISI

Zirkonyum destekli restorasyonların altyapıları mükemmel dayanım göstermelerine rağmen teknik veya biyolojik problemler ortaya çıkabilmektedir (Sailer I ve ark, 2007) (Beuer F ve ark, 2009). En sık karşılaşılan klinik sorun üst yapı seramiğinin alt yapıdan tabaka halinde (delaminasyon) veya kırılarak ayrılması (chipping) ve altyapının kırılması olarak belirtilmektedir (Sailer I ve ark, 2006) (Raigrodski AJ ve ark, 2012). Alt yapı kırığı köprü restorasyonlarında sık görülen bir komplikasyon olmakla beraber Y-TZP alt yapı köprü restorasyonlarında görülme sıklığı çok azdır. Yapılan araştırmaların sonuçlarına bakıldığında, zirkonyumun alt yapı olarak metal ile benzer; diğer seramik sistemlerine göre de daha iyi performans gösterdiği söylenebilir (Silva N ve ark, 2010).

Sailer I ve arkadaşları posterior bölgedeki zirkonyum restorasyonların 5 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmalarında, %15.2 oranında üst yapı kırığı komplikasyonu gözlemlemişlerdir (Sailer I ve ark, 2007). Zirkonyum restorasyonların üretimi sırasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları, alt yapı ve üst yapının arasındaki istenmeyen ısınma ve soğuma oranları, alt yapı – üst yapı arasında oluşan makaslama kuvvetleri gibi faktörler üst yapı kırığının nedenleri arasında gösterilmektedir (Al-Amleh B ve ark, 2010) (Stawarczyk B ve ark, 2011). Alt yapı ve üst yapı seramiğinin termal genleşme katsayısı uyumlu değil ise, üst yapı seramiğinin fırınlama ve soğuma sonrasında iki yapı arasında oluşan sıcaklık farklılıkları, artık stres oluşumuna sebep olmaktadır (Yihong L ve ark, 2010). Oluşan artık stresler ara yüzey özelliğini değiştirerek, zirkonyanın faz değişiminin başlamasına, tanecik büyüklüklerini değiştirerek yüzeyde seramik kırığına sebep olabilmektedir (Denry I ve Kelly JR 2008).

Zirkonyum restorasyonların klinik başarısında, üst yapı hazırlama yöntemleri önemli bir etkiye sahiptir. Üst yapı hazırlama yöntemleri, üst yapı seramiğinin özelliklerini ve alt yapı-üst yapı sistemini bir bütün olarak etkilediği için üst yapı kırığı komplikasyonu ile ilişkilendirilebilmektedir (Ishibe M ve ark, 2011). Üst yapı hazırlama yöntemlerinden tabakalama tekniğinde, seramik tabakasının eşit ve homojen olarak uygulanmaması seramikte çatlak ve kırıklara neden olabilmektedir. Dental teknisyenin becerisi ve tecrübesi, fırınlama sayısı ve süreleri gibi faktörler, tabakalama yönteminin başarısını etkileyebilmektedir (Stawarczyk B ve ark, 2011) (Tsalouchou E ve ark, 2008). Zirkonyum restorasyonlarda karşılaşılabilen üst yapı sorunları, tam

konturlu (monolitik) zirkonyum restorasyon yapımı ya da hızlı prototipleme (dosya bölme tekniği, CAD-ON™) yöntemi ile giderilmeye çalışılmaktadır (Kuriyama S ve ark, 2011). Üst yapı seramiğinin fırınlama ve soğuma sıcaklıkları, teknisyen deneyimi gibi faktörler elemine edildiği için konvansiyonel tabakalama ve presleme üst yapı hazırlama yöntemlerinde gözlenebilen termal genleşme katsayısı uyumsuzluğundan kaynaklanabilen problemler minimuma inmektedir (Miyazaki T ve ark, 2013). Yapılan çalışmalarda hızlı prototipleme yöntemiyle üretilmiş restorasyonlarda, alt yapı ve üst yapının bağlayıcı tiksotrofik cam seramik materyal ile birleştirilmesinin üst yapı kırığı sorununun gözlenme sıklığını önemli ölçüde azalttığı belirtilmektedir (Kuriyama S ve ark, 2011).

Monolitik zirkonyumun, Y-TZP ‘nin sertliğinin fazla olması nedeniyle karşıt diş minesini aşındırması merak konusu olmaktadır. Yakın zamanda bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, cilalanmış parlak zirkonyanın, yaşlandırma simülasyonu yapıldığında dahi, karşıt dentisyonu aşındırmadığı belirtilmektedir (Burgess J ve ark, 2014). Zirkonyanın karşıt diş minesini aşındırmasının engellenmesi için dental laboratuvarlarda veya oklüzal uyumlama yaparken ağız içersinde zirkonyum restorasyonların çok iyi parlatılması gereklidir. Yakın zamanda karşıt diş minesinin aşınması ile ilgili yapılan çalışmalarda, zirkonyum restorasyonlara uygun yüzey bitirmesi işlemleri yapıldığında seramiğe göre daha pürüzsüz (parlak) olduğundan dolayı karşıt diş seramiklere göre daha az aşındırdığını bulmuşlardır (Jung YS ve ark, 2010).

Zirkonyum restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri de restorasyonların simantasyonudur. Zirkonyum restorasyonlar, polikarboksilat ve cam iyonomer gibi geleneksel simanlar ve adeziv resin simanlarla simante edilebilmektedir (O’Brien WJ, 2002). Cam iyonomer simanlar ile zirkonyum restorasyonların simantasyonunda çeşitli başarısızlıklar görülebilmektedir. Gargari M ve arkadaşları (2010); zirkonyum restorasyonların simantasyonlarını inceledikleri çalışmalarında zirkonyanın en iyi adeziv simantasyon reçetesinin 0,25 MPa’lık basınç altında 50 µ’luk Al₂O₃ ile kumlama ve fosfat içeren monomer 10-metakriloloksidesil-dihidrojenfosfat (MDP) içeren adeziv resin simanlarla simante edilmesi olarak belirtilmiştir (Gargari M ve ark, 2010).

Raigrodski AJ ve arkadaşları (2006), 3 üyeli zirkonyum restorasyonların klinik başarısını inceledikleri çalışmalarında, restorasyonların klinik olarak başarılı performans gösterdiğini, 2. molar diş üst yapı seramiğinde

küçük kırıkların izlendiğini, üst yapı seramiğinde ayrılma ya da alt yapı kırığı gözlenmediğini belirtmişlerdir (Raigrodski AJ ve ark, 2006).

Soliman MSM ve arkadaşları (2015) farklı CAD-CAM üretim yöntemlerinin kenar ve internal aralığa etkisini araştırdıkları çalışmalarında, tam kontur restorasyon (Sirona inCoris TZI blocks, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ve zirkonyum alt yapı (Sirona inCoris TZI blocks) üzerine press-on tekniğiyle üst yapısı hazırlanan iki farklı fabrikasyon yöntemini değerlendirmişlerdir. Tam kontur restorasyonların iç ve kenar uyumlarının, press-on yöntemiyle üst yapısı hazırlanan restorasyonlara göre daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (Soliman MSM ve ark, 2015).

Ji MK ve arkadaşları (2015), iki farklı CAD-CAM sistemi ile (Prettau Zirconia ve Zenostar ZR translucent) ve lityum-disilikat cam seramik (IPS e.max press) ile yapılmış restorasyonların kenar aralıklarını inceledikleri çalışmalarında, lityum-disilikat kronların, CAD-CAM anatomik kontur zirkonya sistemine (Prettau Zirconia) göre belirgin bir şekilde daha az kenar aralığına sahip olduğunu bulmuşlardır (Ji MK ve ark, 2015).

Kara D ve Yılmaz B (2016)'ın yapmış olduğu çalışmada CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan monolitik ve çift katmanlı zirkonyum seramik kronların kenar uyumları ve kırılma dirençleri in vitro olarak değerlendirilmiştir. İki farklı basamak tipinde (shoulder, chamfer) olacak şekilde, prepare edilmiş dişleri, zirkonyum altyapılı seramik kron ve monolitik zirkonyum kron ile restore etmişlerdir. Marjinal uyum açısından en düşük ortalama monolitik shoulder grubunda gözlemlenmiştir ($p<0.001$). Kırılma direnci açısından en yüksek değer monolitik zirkonya gruplarına aittir. Bunu sırasıyla zirkonyum altyapılı shoulder ve zirkonyum altyapılı chamfer takip etmiştir ($p<0.001$) (Kara D ve Yılmaz B, 2016).

Tan F ve Çömlekoğlu ME (2016)'nın yapmış olduğu çalışmada, translüsent monolitik ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların 2 yıllık klinik başarıları değerlendirilmiştir. Çalışmaya posterior da her iki yarım çenede simetrik 3 üyeli, tek molar gövdeli sabit protetik restorasyon dahil edilmiştir. Tüm zirkonyum restorasyonlar 2 yıllık klinik izlemde, klinik olarak kabul edilebilir başarıda bulunmuştur. Translüsent monolitik ve çift tabakalı restorasyonların klinik performansları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. ($p>0.05$). Restorasyonların kenar ve iç uyumları karşılaştırıldığında çift tabakalı zirkonyum restorasyonların uyumu anlamlı olarak daha

iyi bulunmuştur. ($p<0.05$) Restorasyonların premolar dayanağının iç ve kenar uyumu, molar dayanaktan anlamlı olarak daha iyi bulunmuştur ($p<0.05$). Restorasyonların karşıt dişi aşındırma ve aşınma değerleri karşılaştırıldığında, translüsent monolitik restorasyonların karşıt dentisyonu anlamlı olarak daha fazla aşındırdığı gözlenmiştir (Tan F ve Çömlekoğlu ME, 2016).

SONUÇ

1. Günümüzde artan estetik beklenti sonucu zirkonyum destekli ve monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı artmaktadır. Monolitik zirkonyumlar biyouyumlulukları, gözeneksiz yapıları, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmaması, zirkonyum alt yapı restorasyonlarda karşılaşılan veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmaların olmaması avantajları ile kliniklerde geniş kullanım potansiyeline sahip bir malzemedir.
2. Yapılan in vivo çalışmalar sayesinde hasta ağzında en sağlıklı şekilde kullanılacak malzemeler belirlenebilmektedir. Çalışmalarda mümkün olduğu kadar standart oluşturarak klinik başarı ve başarısızlık nedenleri daha net ortaya konulabilir.
3. Modifiye USPHS klinik değerlendirme kriterleri zirkonya restorasyonların değerlendirilmesi için uygun ve yeterlidir.
4. Monolitik zirkonyumların daha kapsamlı in-vitro ve in-vivo araştırmalarla incelenmesi malzemenin klinik endikasyonlarına daha fazla ışık tutacaktır.

KAYNAKLAR

1. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:431-7.
2. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(8):641-52.
3. Anusavice KJ. Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement, Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1989; 352-400.
4. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 770-777.
5. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont.* 2012; 25:79-85.
6. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *J Br Dent.* 2008; 204: 505-511.

7. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-coping on chamfer preparations. *J Oral. Rehabil.* 2005; 32: 441 – 447.
8. Burgess J, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent.* 2014; 39(2):189-194.
9. Carranza FA, Newman MG. *Clinical Periodontology*, 8th Edition. WB Saunders Company; 1996;564-658.
10. Coelho-De-Souza FH, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Klein-Junior CA, Demarco FF. A randomized double-blind clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 1-year follow-up. *J Appl Oral Sci.* 2012; 20(2):174-179.
11. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*, 11th Edition. Toronto: Mosby Co.; 2002; 53-65.
12. 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.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24: 299-307.
14. Frese C, Schiller P, Staehle HJ, Wolff D. Recontouring teeth and closing diastemas with direct composite buildups: a 5-year follow-up. *J Dent.* 2013; 41(11):979-985.
15. Gargari M, Gloria F, Napoli E, Pujia A.M, Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review, *Oral implantol.* 2010; 3(4): 25–29.
16. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Invest.* 2010; 14:349–366.
17. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011; 105:29-37.
18. Ji MK, Park JH, Park SW, Yun K, Oh GJ, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:271-277.
19. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. 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
20. Kara D. Monolitik ve çift katmanlı zirkonya seramik kuronların kenar uyumlarının ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. AMÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2016, Aydın (Danışman: Yard. Doç. Dr. Baykal Yılmaz)
21. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2):513 – 530.
22. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 492-507.
23. Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, Goto D, Hotta Y, Manabe A, Takashi Miyazaki. Novel fabrication method for zirconia restorations: Bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements, *J Dent Mater.* 2011; 30(3):419-424.
24. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010; 26(8):807-20
25. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011; 106: 145-152.
26. Marquillier T, Doméjean S, Le Clerc J, Chemla F, Gritsch K, Maurin JC, Millet P, Perard M, Grosogeat B, Dursun E. The use of FDI criteria in clinical trials on direct dental restorations: A scoping review. *J Dent.* 2017; 68:1-9.
27. Monaco C, Ferrari M, Caldari M, Baldissara P, Scotti R. Comparison of 2 bonding systems and survival of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2006; 19:577-85.
28. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3 rd ed. Canada, Quintessence, 2002; 132,35-143,46
29. Piconi C, Macauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20: 1-25.
30. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent.* 2012; 107:316-21.
31. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006; 96:237-244.
32. 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.
33. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012; 107:170-177.
34. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6):557-562.
35. Randall RC, Wilson NHF. Clinical testing of restorative materials some historical landmarks. *J Dent.* 1999;27:543-50.
36. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 793-798.
37. Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hämmerle CH. Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. *Int J Prosthodont.* 2013; 26:443-50.
38. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4): 383–8.
39. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4): 383–8.

40. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 year follow-up. 2006. *Quintessence Int* 37,685-693.
41. 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.
42. Soliman, MSM, Mohsen CA, El-Mahallawi O, Abu-Eittah MRH. Effect of Different Cement Spaces on the Vertical Marginal Gap of Full Anatomical Zirconia Bridges. *J Am Sci*. 2015; 11(6):145-152.
43. Staehle HJ, Wohlrab T, Saure D, Wolff D, Frese C. A 6.5-year clinical follow-up of direct resin composite buildups in the posterior dentition: introduction of a new minimally invasive restorative method. *J Dent*. 2015; 43(10):1211-1217.
44. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*. 2011; 27:1045-1053.
45. Tan F. Bilgisayar ile tasarlanarak üretilen translüsent monolitik zirkonya ve çift tabakalı zirkonya restorasyonların klinik başarılarının değerlendirilmesi. *Ege Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi*, 2016, İzmir (Danışman: Doç. Dr. Muherrem Erhan Çömlekoğlu)
46. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012; 4: 76-83.
47. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*. 2008; 24:308-318.
48. 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.
49. Yihong L, Hailan F, Yiwang B, Yan Q, Ning X, Zhijian S. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*. 2010; 30: 1297-1305.
50. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013; 29: 1201-1208.