

# Zirkonyanın evrimi: Güncel gelişmeler, sınıflandırmalar ve uygulamalar

The evolution of zirconia:  
Current developments, classifications, and applications

Burcu Genceli<sup>1</sup>, Alper Aktosun<sup>2</sup>, Tonguç Sülün<sup>3</sup>

## ÖZET

Zirkonya, diş hekimliğinde, özellikle protetik restorasyon alanında önemli bir yere sahip olan yenilikçi bir malzemedir ayrıca mekanik, optik ve biyolojik özellikleriyle farklı avantajlar sunmaktadır. Bu derleme dental zirkonyanın farklı türlerini, özelliklerini ve uygulamalarını incelerken, yeni geliştirilen zirkonya seramiklerinin ve çok katmanlı zirkonyaların önemini vurgulamakta ve aynı zamanda sinterleme ve simantasyon gibi yöntemler hakkında güncel bilgiler sunmaktadır. CAD/CAM teknolojilerinin gelişimi, üretim süreçlerindeki yenilikler, bu malzemenin yapısal ve klinik başarısını etkileyen kritik faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır. Fakat zirkonya ile ilgili deneysel araştırmalar ve uzun dönem verilerinin yetersizliği, bu malzemenin gelecekteki potansiyelinin tam olarak değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır. Bu derleme, zirkonyanın diş hekimliğindeki uygulamalarını ve gelecekteki potansiyelini değerlendirmek amacıyla mevcut literatürdeki güncel ve kapsamlı bilgileri sunmaktadır.

## Anahtar kelimeler

Zirkonya, Y-TZP, 3Y-TZP, 5Y-PSZ, Translusensi, Monolitik, Simantasyon, Sinterleme.

## ABSTRACT

Zirconia is an innovative material that occupies a significant position in dentistry, particularly in the field of prosthetic restorations, and offers diverse advantages through its mechanical, optical, and biological properties. This review examines the different types, characteristics, and applications of dental zirconia, while emphasizing the importance of newly developed zirconia ceramics and multilayer zirconias. Additionally, this review provides up-to-date information on techniques such as sintering and cementation. The evolution of CAD/CAM technologies and innovations in production processes emerge as critical factors influencing the structural and clinical success of this material. However, the limited experimental research and scarcity of long-term data on zirconia complicate the full evaluation of its future potential. This review aims to assess the applications and future potential of zirconia in dentistry, offering current and comprehensive information from the existing literature.

## Key words

Zirconia, Y-TZP, 3Y-TZP, 5Y-PSZ, Translucent, Monolithic, Cementation, Sintering.

1,2- Doktora Öğrencisi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik AD., İstanbul, Türkiye 3- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik AD., İstanbul, Türkiye

## Giriş

Zirkonya mekanik, optik ve biyolojik özellikleri açısından iyi bir biyomateryaldir (1). Son yıllarda, özellikle protetik diş hekimliği alanında, zirkonya esaslı malzemelerin popülerliği büyük bir ivme kazanmıştır. Estetik ve biyouyumluluk endişeleri nedeniyle geleneksel metal-seramik restorasyonların kullanımı azalmaktadır. Bu durum, genellikle tam seramik veya zirkonya restorasyonların tercih edilmesine yol açmaktadır (2). Zirkonya materyali için geliştirilen yeni teknikler, materyalin translusensi özelliğinde ve renginde iyileştirmeler sağlamıştır. Bu sayede zirkonya, seramik uygulamalarına ihtiyaç duymadan kullanılabilir. Diğer seramik restorasyon seçenekleriyle kıyaslandığında, monolitik zirkonya uygulaması, mekanik komplikasyon risklerini ve preparasyon sırasında kaldırılması gereken diş miktarını belirgin şekilde azaltmaktadır. Bu da diş yapısının maksimum düzeyde korunmasını sağlayan protetik restorasyonların önünü açmaktadır (3-5).

Diş hekimliğinde zirkonya materyalinin sahip olduğu özellikleri dolayısıyla artan kullanımı bu materyalin kapsamlı bir şekilde araştırılmasını gerektirmektedir. Ayrıca, zirkonya gibi gelişmiş materyallerin yüzey işlem prosedürleri ve simantasyon süreçleri özel dikkat gerektirmektedir (6, 7).

Bu derleme, protetik diş hekimliği alanındaki zirkonya kullanımında meydana gelen son gelişmeleri değerlendirmeyi ve genel bir bakış sunmayı amaçlamaktadır.

### 1. Dental Zirkonyanın Gelişimi ve Sınıflandırılması

Zirkonyum, sembolü "Zr", atom numarası 40 olan kimyasal bir elementtir. Oda şartlarında beyaz renkte gümüşümsü bir katıdır. Kristal formda heksagonal yapıya sahiptir. Sıcaklık, aşınma ve korozyona karşı dirençlidir. Doğada serbest halde tek başına bir element olarak bulunmaz. Farklı bileşikler halinde bulunabilir. Bilinen önemli bileşiği zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) ise zirkonyum elementinin karşımıza çıkan en önemli bileşiğidir ve "Zirkonya" ke-













limesi de aynı anlamı ifade etmektedir (8). Zirkonya, boyutları 0,5-0,6  $\mu m$  (mikrometre)'den daha küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (9). Bu materyal monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardan oluşan, üç farklı kristal yapıya sahiptir. Saf zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik (m) bir kristal yapıya sahiptir ve 1170°C'ye ısıtıldığında tetragonal (t) bir yapıya dönüşür. Ayrıca, 2370°C ile erime noktası arasında oluşan üçüncü bir kübik faz (f) bulunmaktadır (10). Soğuma sırasında, tetragonal fazdan monoklinik fazına dönüşüm, yaklaşık %4,5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu nedenle zirkonya genellikle magnezyum (MgO), itruyum oksit ( $Y_2O_3$ ), seryum oksit ( $CeO_2$ ) ve kalsiyum oksit (CaO) gibi oksitlerle stabilize edilir (11). Bu stabilize edici maddeler, zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesini sağlar ve böylelikle gerilimi kontrol eder (12).

#### 1.1 Zirkonya-Alumina Bileşimi

Alumina parçacıkları ile güçlendirilen zirkonyum oksit matrisi, Alumina ile güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ) olarak adlandırılan bir kompozit oluşturur. ATZ, bağımsız monolitik formlara kıyasla üstün kırılma tokluğu ve aşınma direncine sahiptir. Bu materyalin mekanik özellikleri, sadece alüminanın zirkonyaya oranına bağlı olmayıp, aynı zamanda her iki fazın stabilizasyonu için kullanılan katkı maddelerine de bağlıdır. 2009 yılında Baikalo SM8 alumina ve 3Y-TZP kullanılarak gerçekleştirilen bir araştırma, farklı oranlarda sertlik ve kırılma tokluğu değişikliklerini değerlendirmiştir. Örnekler, 50 megapaskal (Mpa) tek eksenli presleme ve 1500°C'de 2 saat süre boyunca konvansiyonel sinterleme ile hazırlanmıştır. Bu çalışma, ATZ'nin dental uygulamalar için en uygun bileşiminin ağırlıkça %20 alumina içeren ATZ olduğunu göstermiştir (13). Ayrıca, alumina matrisinde yaklaşık %20 oranında 3Y-TZP'nin dağıldığı, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) olarak bilinen bir yapı da mevcuttur. ATZ ve ZTA gibi kompozit malzemeler, daha çok ortopedi alanında tercih edilmektedir (14). Diş hekimliğinde ATZ bileşimi daha çok dental implant alanında tercih edilen malzemeler arasında yer almaktadır (15).

TABLO 1

Y-TZP içeriğine göre zirkonyanın sınıflandırması (21).

Monokromatik ve Homojen Bileşimli Zirkonya	<p>3Y-HA</p>  <p>Konvansiyonel TZP</p>	<p>3Y</p>  <p>Yüksek Transludent TZP</p>	<p>4Y</p>  <p>Yüksek Mukavemetli PSZ</p>	<p>5Y</p>  <p>Yüksek Transludent PSZ</p>	<p>6Y</p>  <p>Ultra Yüksek Transludent PSZ</p>
	Polikromatik Katmanlı ve Homojen Bileşimli Zirkonya	<p>M3Y</p>  <p>Yüksek transludent TZP</p>	<p>M4Y</p>  <p>Yüksek Mukavemetli PSZ</p>	<p>M5Y</p>  <p>Yüksek Transludent PSZ</p>	<p>M6Y</p>  <p>Ultra Yüksek Transludent PSZ</p>
Polikromatik Katmanlı ve Hibrit Bileşimli Zirkonya	<p>M3Y-5Y</p>  <p>5Y 4Y 3Y</p>	<p>M3Y-4Y</p>  <p>4Y 3Y</p>	<p>M4Y-5Y</p>  <p>5Y 4Y</p>		

Seryum ile stabilize zirkonya ve alumina bileşimi (Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) nanokompoziti (NanoZR), geliştirilmiş özelliklere sahip bir başka malzemedir. Ce-TZP, yüksek eğilme mukavemeti sağlarken, kırılma tokluğu düşük seviyededir. İtiryumun seryum ile değiştirilmesiyle kırılma tokluğu önemli ölçüde artırılmış; ancak, eğilme mukavemeti bu süreçten olumsuz etkilenmiştir. Eğilme mukavemetinin düşük olmasının üstesinden gelmek amacıyla, Ce-TZP, alumina ile alaşımlanmıştır (16). Bu alaşım sayesinde, eğilme mukavemeti artmış ve kırılma tokluğu yüksek seviyede korunmuştur. Aluminanın Ce-TZP matrisine homojen şekilde dağıtılması, tane büyümesini önlemekte ve sertlik, elastik modül ile tetragonal zirkonyanın hidrotermal stabilitesini artırmaktadır. Nanokompozitin mikroyapısının oluşturulması, malzemenin tokluğunu ve mukavemetini daha da iyileştirmektedir. Bu seryum ile stabilize edilmiş zirkonya ve alumina bileşimi, özellikle ortopedi alanında, total eklem değiştirme ameliyatlarında yük taşıyan malzeme olarak tercih edilmektedir. Bu malzeme, %10 mol oranında seryum ve %30 hacim oranında alumina içeren zirkonyadan meydana gel-

mektedir. Yüksek mukavemet, kırılma tokluğu ve aşınma direnci gibi üstün özellikleri sayesinde sabit protetik restorasyonların alt yapılarında kullanımı önerilmektedir (17).

### 1.2 İtiryum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP)

İtiryum (Y), dönüşüm sertleşmesinin indüklenmesi için en yaygın kullanılan katkı maddesidir. İtiryum içeriği %2 mol'ün üzerinde olduğunda, tetragonal fazın oda sıcaklığında korunmasını mümkün kılar (18).

İtiryum %3 mol civarında olduğunda, tetragonal fazlar oda sıcaklığında %100'e yakın oranda mevcuttur. Buna sertleştirilmiş zirkonya da denilen tetragonal zirkonya polikristali (TZP) denir. İtiryum miktarının %3 ila 8 mol arasında değiştiği durumlarda, tetragonal ve kübik fazlar oda sıcaklığında birlikte bulunur; bu tür yapıya kısmi stabilize zirkonya (PSZ) denir. İtiryum oranının %8 mol'ün üzerine çıktığı durumlar için ise, kübik faz oda sıcaklığında kararlı hale gelir. Bu yapıya kübik stabilize zirkonya (CSZ) adı verilir (19).

PSZ ve TZP, belirli bir mekanik stres altında özgün bir davranış gösterirler: Çatlak oluşumu sırasında, faz, çatlak ucunun yakın çevresinde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yapar, bu da belirgin bir geçiş bölgesi oluşturur. Bu faz dönüşümü, yaklaşık %4 oranında önemli bir hacim artışı ile birlikte gerçekleşir. Hacim genişlemesinin doğrudan bir sonucu olarak, gerilme enerjisi birikimi, çatlak ucunda etkili olan gerilimi azaltır ve bu sürecin çatlak ilerlemesini engellediği düşünülmektedir. Zirkonyaya dayanıklılığını veren bu özelliğidir (20).

### 1.2.1 Y-TZP Sınıflaması

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan çeşitli Y-TZP türleri, farklı firmalar tarafından piyasaya sürülmekte ve genel olarak 12 kategoriye ayrılmaktadır (Tablo 1 ve Tablo 2) (20, 21). Bu zirkonyalar itriyum içeriğine bağlı olarak farklılaşır. Bilinen türler arasında 3Y-TZP (%3 mol Y-TZP), 4Y-PSZ (%4 mol Y-TZP), 5Y-PSZ (%5 mol Y-TZP) ve 6Y-PSZ (%6 mol Y-TZP) bulunmaktadır (20, 22, 23).

3Y-HA: Yüksek alumina içeren, %3 mol itriyum ile stabilize PSZ, 3Y: %3 mol itriyum ile stabilize TZP, 4Y: %4 mol itriyum ile stabilize PSZ, 5Y: %5 mol itriyum ile stabilize PSZ, 6Y: %6 mol itriyum ile stabilize PSZ, M3Y: Polikromatik katmanlı 3Y TZP, M4Y: Polikromatik katmanlı 4Y PSZ, M5Y: Polikromatik katmanlı 5Y PSZ, M6Y: Polikromatik katmanlı 6Y PSZ, M3Y-5Y: Polikromatik katmanlı ve 3Y'den 5Y'ye hibrit bileşimli, M3Y-4Y: Polikromatik katmanlı ve 3Y'den 4Y'ye hibrit bileşimli, M4Y-5Y: Polikromatik katmanlı ve 4Y'den 5Y'ye hibrit bileşimli, TZP: Tetragonal zirkonya polikristali, PSZ: Kısmi stabilize zirkonya.

Diş hekimliği alanında, ilk kullanıma giren zirkonya, "beyaz metal" olarak adlandırılan ve %3 mol itriyum ile kısmen stabilize, 3Y-TZP (3Y-HA)'dir. Bu malzemenin kristal yapısı, yarı kararlı bir tetragonal fazda bulunur ve stres koşulları altında monoklinik faza geçtiği bilinmektedir (24). 3Y-TZP, ağırlıkça %80-90 oranında tetragonal kristal ve ağırlıkça %10-20 oranında kübik kristal içerir (10). Bu geleneksel 3Y-TZP, mükemmel mekanik dayanıklılığa

sahip olmasına rağmen, düşük translusensiye sahiptir ve estetik açıdan daha tatmin edici bir görünüm için porselen materyali eklenmesini gerektirir.

Geleneksel 3Y-TZP'nin translusensi özelliğini artırmak amacıyla, alumina konsantrasyonu ağırlıkça %0,25'ten %0,05'e indirilerek yüksek translusensiye sahip 3Y-TZP geliştirilmiştir (25). Yüksek translusensiye sahip 3Y-TZP, posterior dişler için monolitik zirkonya restorasyonların üretimini mümkün kılsa da anterior dişler için aynısını yapmak estetik açıdan sorun oluşturmaktadır. Ayrıca daha düşük alumina içeriği, bu malzemenin geleneksel 3Y-TZP'ye kıyasla düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha az dirençli olmasına neden olmaktadır. Translusensi özelliğinin daha da artırılması için, itriyum içeriği artırılmış yüksek derecede translusensiye sahip Y-PSZ geliştirilmiştir. Bu yüksek derecede translusensiye sahip Y-PSZ, %4 mol'den fazla itriyum içerir ve kristal fazda kübik içeriğin oranı (Ağırlıkça %30-70) artar. Y-PSZ'nin artan kübik içeriğiyle birlikte translusensi özelliği de artar, böylece anterior dişlerdeki estetiği iyileştirmek için kullanılabilir (11). 5Y-PSZ'nin translusensi özelliği, 3Y-TZP'ye kıyasla %20 ile %25 oranında artarken, eğilme mukavemeti %40 ile %50 oranında azalır. Bu durum, translusensi özelliği arttıkça mukavemetin azaldığını göstermektedir. Zirkonya kullanılırken, bu karşılıklı ilişki dikkatlice değerlendirilmelidir (20).

Bu süreç içerisinde zirkonya, monolitik olarak kullanılabilir olmasına rağmen renk ayarlaması için yüzey makyajı uygulanması gerekiyordu. 2015 yılında pre-shade yarı sinterlenmiş disklerin piyasaya sunulmasıyla renk ayarlamasının yapılması zirkonya restorasyonlar için daha kolay hale gelmiştir. Daha sonrasında tek bir renk tonu yerine birden fazla renk tonu içeren polikromatik çok katmanlı (M) bir tür olan M5Y üretilmiştir. Pre-shade katmanlar sayesinde anterior dişlerde monolitik zirkonyanın minimum laboratuvar yüküyle üretilmesi sağlanmıştır (20). Güncel, yüksek translusensiye sahip Y-PSZ, %4-6 mol itriyum içerir ve bileşimi üründen ürüne farklılık göstermektedir (11). M3Y, yüksek oranda translusent, M6Y süper yüksek oranda translusent

**TABLO 2**

Farklı firmalar tarafından piyasaya sürülen zirkonya çeşitleri (20, 21)

<b>Monokromatik ve Homojen Bileşimli</b>		
<b>Sınıf</b>	<b>Ad</b>	<b>Üretici Firma</b>
ATZ	ATZ Bio-HIP	Metoxit AG (İsviçre)
NanoZR	Nanozirconia	Yamakin Co. Ltd. (Japonya)
3Y-HA	TZP-A Bio-HIP	Metoxit AG (İsviçre)
3Y-HA	Cercon base	Dentsply Sirona (ABD)
	Copran Zri	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	inCoris Zi	Dentsply Sirona (ABD)
	NexxZr S	Sagemax Co. Ltd. (ABD)
	Vita YZ T	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
	Aadva ST	GC Corp. (Japonya)
	ceramill zi	Amann Girschbach AG (Avusturya)
	DD Bio Z	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	Z-CAD HD	Metoxit AG (İsviçre)
	dima Mill Zirconia ST	Kulzer GmbH (Almanya)
3Y-TZP	Cercon ht	Dentsply Sirona (ABD)
	NexxZr T	Sagemax Co. Ltd. (ABD)
	Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
	Aadva El	GC Corp. (Japonya)
	Z-CAD HTL	Metoxit AG (İsviçre)
	ceramill zolid	Amann Girschbach AG (Avusturya)
	inCoris TZI	Dentsply Sirona (ABD)
	DD Bio ZX2	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	IPS e.max ZirCAD MO/LT	Ivoclar Vivadent AG (Lihtenştayn)
4Y-PSZ	Katana Zirconia HT	Kuraray Noritake Dental Inc. (Japonya)
	NexxZr+	Sagemax Co. Ltd. (ABD)
	DDcube ONE	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	Z-CAD One4All	Metoxit AG (İsviçre)
	CopraSupreme	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	ceramill zolid HT+	Amann Girschbach AG (Avusturya)
	IPS e.max ZirCAD MT	Ivoclar Vivadent AG (Lihtenştayn)
	Vita YZ ST	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
5Y-PSZ	Aadva NT	GC Corp. (Japan)
	CopraSmile	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	Ceramill zolid fx	Amann Girschbach AG (Avusturya)
	Cercon xt	Dentsply Sirona (ABD)
	Prettau Anterior	Zirkonzahn GmbH (İtalya)
	DD cube X2	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	Vita YZ XT	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
	Z-CAD Smile	Metoxit AG (İsviçre)
6Y-PSZ	Katana Zirconia UT	Kuraray Noritake Dental Inc. (Japonya)

	<b>Polikromatik Çok Katmanlı ve Homojen Bileşimli</b>	
M3Y	Dima Mill Zirconia ML	Kulzer GmbH (Almanya)
	Prettau 2 Dispersive	Zirkonzahn GmbH (İtalya)
	Nacera Pearl Multi-Shade	Doceram Medical Ceramics GmbH (Almanya)
M4Y	Katana Zirconia ML	Kuraray Noritake Dental Inc. (Japonya)
	Z-CAD One4All Multi	Metoxit AG (İsviçre)
	Vita YZ ST Multicolor	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
	DDcube ONE ML	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	CopraSupreme Symphony	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	Ceramill zolid gen-x	Amann Girrbach AG (Avusturya)
	Shofu Block Zr Lucent CEREC	Shofu Inc./Adamant Namiki (Japonya)
M5Y	Katana Zirconia Block STML	Kuraray Noritake Dental Inc. (Japonya)
	Z-CAD Smile Multi	Metoxit AG (İsviçre)
	CopraSmile Symphony	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	DD cube X2 ML	Dental Direkt GmbH (Almanya)
	Ceramill zolid fx multilayer	Amann Girrbach AG (Avusturya)
	Cercon xt ML	Dentsply Sirona (ABD)
	Lucent FA	Shofu Inc./Adamant Namiki (Japonya)
	Vita YZ XT Multicolor	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Almanya)
	Prettau 4 Anterior Dispersive	Zirkonzahn GmbH (İtalya)
M6Y	Nacera Pearl Q3 Multi-Shade	Doceram Medical Ceramics GmbH (Almanya)
	Katana Zirconia UTML	Kuraray Noritake Dental Inc. (Japonya)
	<b>Polikromatik Çok Katmanlı ve Hibrit Bileşimli</b>	
M3Y-5Y	IPS e.max ZirCAD Prime	Ivoclar Vivadent AG (Lihtenştayn)
	NexxZr T Multi: Translucent	Sagemax Co. Ltd. (ABD)
	Prettau 3 Dispersive	Zirkonzahn GmbH (İtalya)
	Katana YML	Kuraray Noritake Co. Ltd (Japonya)
	Tanaka Enamel ZR Multi 5	ATD Japan Co. Ltd. (Japonya)
	Zivino	Yoshida Dental Co., Ltd./Adamant Namiki (Japonya)
	Lucent Supra	Shofu Inc./Adamant Namiki (Japonya)
M3Y-4Y	Sakura Zirconia	Straumann Japan/Adamant Namiki (Japonya)
M4Y-5Y	CopraSupreme Hyperion	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Almanya)
	IPS e.max ZirCAD MT Multi	Ivoclar Vivadent AG (Lihtenştayn)

olarak nitelendirilmektedir (Resim 2) (21).

2016'dan beri farklı karakteristiğe ve içeriğe sahip polikromatik ve hibrit yapıda çok katmanlı zirkonyalar kullanılmaya başlanmıştır. Hibrit bileşimli çok katmanlı zirkonya kullanımı, estetikten ödün vermeden büyük protetik restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır. Diğer yandan yüksek translusent TZP

(3Y-TZP) ile yüksek translusent PSZ (5Y-PSZ) arasında ortalama birleşime sahip yüksek mukavemetli PSZ (4Y-PSZ) zirkonyalar üretilmiştir. Güncel yüksek translusent Y-PSZ, %4-6 mol itriyum içerir ve bileşimi markalar arasında farklılık göstermektedir (11).

Hibrit bileşimli çok katmanlı zirkonyada mukavemetin gerekli olduğu servikal tarafta yüksek



mukavemetli zirkonya (3Y-TZP, 4Y-PSZ), translusensi özelliğinin gerekli olduğu insizal tarafta yüksek translusent zirkonya (5Y-PSZ) kullanılmaktadır (Tablo 1). Polikromatik ve hibrit bileşimli çok katmanlı türlerde, özellikle M3Y-5Y'de, düşük mukavemetli 5Y-PSZ'nin kullanımını baskın hale gelir. Diğer yandan hem 4Y-PSZ hem de M4Y, yeterli dayanıklılık ve translusensi özelliği sağladıkları için tüm bölgelerdeki vakalarda uygulanabilir durumdadır (21).

Hibrit bileşimli çok katmanlı zirkonya kullanımı, estetikten ödün vermeden hem anterior hem posterior bölgelerde restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır. Hibrit bileşimli çok katmanlı zirkonyanın geniş uygulama yelpazesine sahip olması sayesinde kullanımının gelecekte artması beklenmektedir.

## 2. Zirkonyanın Özellikleri

### 2.1 Optik özellikler

Zirkonyanın optik özellikleri hem araştırmacılar hem de üreticiler için önemli bir odak noktasıdır. Malzemenin ışık geçirgenliği üzerine yapılan ölçümlerde, 0,5 mm'lik bir zirkonya tabakasında ışık geçirgenliği yaklaşık %50 oranında azalırken, bu değer 1 mm kalınlığında zirkonya için %75 oranında azalmaktadır. Öte yandan, 0,5 mm kalınlığında makyaj uygulanmış bir zirkonya için bu oran %85'e, 1 mm kalınlığında makyaj uygulanmış bir zirkonya için ise %95'e düşmektedir (26). Bu sorunları çözmek adına üç ana strateji belirlenmiştir.

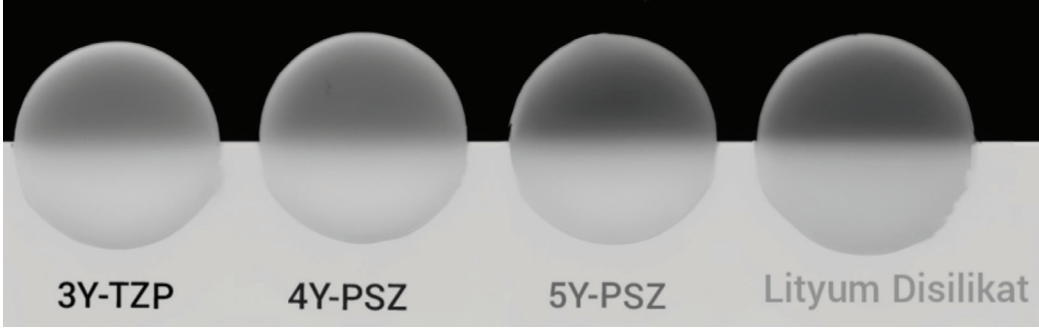
İlk olarak zirkonyanın translusensi özelliği, tane boyutunun ayarlanması ile geliştirilebilmektedir. Y-TZP zirkonyalarda tanecik boyutunun artırılmasıyla, kontrast oranında bir artış sağlandığı çalışmalarda gözlenmiştir (26-28). Tanecik boyutunun artırılmasıyla, ışık ile tanecik sınırları arasındaki etkileşim azalır ve ışık demeti, tane sınırlarına daha az rastlayarak malzemenin içinden geçer. Bu durum, ışık saçılmasını azaltır ve sonuç olarak daha yüksek bir translusensi derecesi elde edilmektedir. Ancak, yapıdaki bu ciddi değişim nedeniyle mukavemet azalmaktadır (29, 30). Diğer yandan, Y-TZP zirkonyaların tanecik boyutunun

küçültülmesi yoluyla da translusensi özelliği artırılabilir. Örneğin, 82 nanometre (nm) büyüklüğünde bir tane boyutu, yaklaşık 1,3 mm kalınlığındaki feldspatik porselenin translusensi özelliğine denk düşmektedir. Daha yüksek translusensi özelliğine sahip bir malzeme elde etmek amacıyla, 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında zirkonyalar için sırasıyla 77 nm ve 70 nm tanecik boyutları önerilmektedir (31).

İkinci bir yöntem olarak, itriyum oranının artırılması, zirkonya yapısında bulunan kübik fazın miktarını yükseltir; bu da translusensi özelliğini artırırken, tetragonal fazın oranının azalması nedeniyle mukavemette bir azalmaya sebep olur. 5Y-PSZ, 3Y-TZP'ye kıyasla %20 ile %25 arasında daha yüksek bir translusensi özelliği sunarken, %40 ile %50 arasında daha düşük bir eğilme mukavemetine sahiptir (20).

Translusensi parametresi (TP) değerleri, 1 mm kalınlığındaki zirkonyada, 12 (3Y-TZP) ile 25 (5Y-PSZ) arasında değişkenlik gösterebilir; TP değerlerindeki artış, translusensi özelliğinin arttığını gösterir. Ayrıca, kontrast oranı değerinin 1 olması, materyalin tamamen opak olduğunu ifade eder. 3Y-TZP için 1 mm kalınlıkta ölçülen kontrast oranı değerinin yaklaşık 0,90, 5Y-PSZ için ise yaklaşık 0,70 olduğu saptanmıştır (32, 33). Cokic ve arkadaşlarının 2022 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada, 3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ zirkonyaların optik özellikleri incelenmiştir. Araştırmada, 6Y-PSZ (Katana UTML) ve 5Y-PSZ (GC UHT, Katana STML) TP değerleri, 4Y-PSZ (Katana HT, Katana ML) ve 3Y-TZP (GC ST, GC HT, Lava Plus) TP değerlerine göre önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirtilmiştir (34).

Üçüncüsü, zirkonya materyalinde bulunan porözitenin varlığı ve materyalin saflığını bozan diğer unsurlar, malzemenin optik özelliklerini etkileyebilir, renk ve translusensi özelliklerinde değişikliklere neden olabilir. Bu tür değişiklikler nedeniyle, tatmin edici düzeyde renk ve translusensi elde etmek daha zor bir hale gelebilir (35). Safsızlık içeriğinin boyutu ve miktarı, zirkonyanın translusensi özelliği üzerinde yaklaşık %50 oranında etkili olmaktadır (22).

**Resim 1:**

1 mm kalınlığında farklı zirkonyaların lityum silikat seramik ile translusensi özelliğinin karşılaştırılması.

Anterior bölgede kullanılan çoğu monolitik zirkonya restorasyon, doğal diş görünümüne ulaşabilmek adına makyajlanır ve cilalanır. Bu durum, makyaj ve glaze uygulamalarının dayanıklılığı açısından endişe yaratmaktadır. Çünkü bu uygulamaların kalıcı olup olmadığı sorgulanabilir durumdadır. Beş yıllık bir diş fırçalama simülasyonu çalışması, üretici talimatlarına uygun şekilde makyajlanmış ve glazelenmiş seramiklerin renk stabilitesini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm seramikler parlaklığının yaklaşık %40 ile %50'sini kaybetmiş olmasına rağmen, cam seramikler rengini 3Y-TZP ve 5Y-PSZ zirkonyalara kıyasla daha iyi korumuştur (36).

Hızlı sinterleme işlemi, zirkonyanın translusens özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir. Kongiatkamon ve Peampring (2022) tarafından yapılan bir çalışmada, geleneksel sinterleme yöntemlerinin, hızlı sinterleme tekniklerine kıyasla materyalin translusensi özelliğini artırdığı belirlenmiştir (21).

Zirkonya ile ilgili literatür incelemeleri, zirkonyanın parlaklık ve translusensi özelliklerinin markaya bağlı olarak farklılık gösterdiğini ortaya koymaktadır. Prettau (PRT, ZIRKONZAHN), Bruxir (BRX, Glidewell), Zenostar (ZEN, Wieland), Katana (KAT, Noritake) ve Prettau Anterior (PRTA, Zirconsahn) olmak üzere beş farklı markanın yansıma spektrometrisi ve MARC kalibrasyonu analizleri sonucunda, translusensinin hem markaya hem de malzeme kalınlığına bağlı olarak değiştiği gözlemlenmiştir (37). Bununla birlikte, Kwon ve arkadaşlarının 2017 yılındaki çalışmasında, farklı malzemelerin translusensi özelliklerini spektrometre ile ölçmüş ve Katana HT'nin translusensi pa-

rametresinin, Katana UTML'ye kıyasla anlamlı derecede daha düşük olduğunu; e-max CAD LT'ye göre ise oldukça düşük olduğu sonucuna ulaşmıştır (38).

İnsan dentininin ve minesinin 1 mm kalınlık için TP değerleri sırasıyla 16,4 ve 18,7 olarak rapor edilmiştir. Çeşitli translusent zirkonya türlerinin 11,2 ile 15,33 arasında değişen TP değerleri göz önüne alındığında bu değerlerin mine, dentin ve lityum disilikatın 16,89 TP değerine göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (39).

Dental zirkonyanın translusensi özelliği üzerine yapılan geliştirmeler olmasına rağmen, son on yıllık süreçte, 0,5 mm'den kalın translusens zirkonyanın opak kalma eğiliminde olduğu ve halen lityum disilikata kıyasla daha az translusent olduğu kabul edilmektedir (38) (Resim 1).

## 2.2 Mekanik Özellikler

Monolitik zirkonya malzemesinin mukavemeti, itriyum içeriğine göre 400 ile 1300 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Bu malzeme, 2,4 ile 6 MPa m<sup>1/2</sup> arasında bir kırılma tokluğuna sahip olup, zirkonyanın sertliği mekanik özelliklerinin yüksekliği nedeniyle yaklaşık olarak 14 gigapaskal (GPa) değerindedir. Elastik modülü ise yaklaşık 210 GPa olarak belirlenmiştir (25).

Monolitik translusent zirkonya ile üretilen restorasyonlar, zirkonya alt yapısına sahip porcelen tabakalı restorasyonlara kıyasla daha yüksek bir dayanıklılığa sahip olduğu belirtilmiştir (40, 41). Monolitik materyalin eğilme mukavemeti, lityum disilikat malzemesine göre



üçte iki oranında daha yüksek bulunmuştur (39, 42). Transludent zirkonya restorasyonların, lityum disilikat restorasyonlarına göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu gözlemlenmiştir (42).

Translusensi özelliğini artırmak için kullanılan kübik fazın artırılmasının materyalin mukavemetini zayıflattığı bilinmektedir. Bu nedenle, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ'nin restorasyonlarda üç üyeden fazla kullanılmaması önerilmektedir. 6Y-PSZ ve 5Y-PSZ, üç üyeye kadar olan köprülerde ve veneer, onlay, inlay gibi uygulamalarda tercih edilmelidir (39, 43).

Dental zirkonyanın itriyum içeriğinin artmasıyla eğilme mukavemetinin azaldığı tespit edilmiştir. İtriyum içeriğinin artışına bağlı olarak kübik faz oranının artması nedeniyle 5Y-PSZ'nin kırılma tokluğu değerleri 3Y-TZP'ye kıyasla yaklaşık %50 daha düşüktür (44). Kırılma tokluğu değerleri stresle tetiklenen faz dönüşümünden etkilenir. Dolayısıyla kırılma tokluğu darbe mukavemetinin bir göstergesidir. 5Y-PSZ restorasyonun 3Y-TZP'ye kıyasla daha düşük bir mukavemete sahip olması göz önünde bulundurulmalı, 5Y-PSZ restorasyonların 3Y-TZP'ye göre daha kalın yapıda tasarlanması gerektiği düşünülmelidir. Çalışmalarda, 3Y-TZP ve 4Y-PSZ'nin, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ'ye göre daha yüksek kırılma tokluğu ve eğilme mukavemetine sahip olduğu belirtilmiştir (20, 34).

### 3. Sinterleme Yöntemleri

Dış hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılan zirkonya malzemesi, üreticiler tarafından genellikle yarı sinterlenmiş blok veya diskler şeklinde sunulur. Bu yarı sinterlenmiş bloklar, CAD verilerine dayanarak CAM makineleri kullanılarak işlenir ve sonrasında 1400°C ile 1600°C arasındaki sıcaklıklarda konvansiyonel sinterleme fırınlarında tam sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Geleneksel sinterleme süreçlerinde, bu işlemin tamamlanması genellikle 7 saatten fazla zaman almaktadır (45).

Sinterleme süreci, zirkonya restorasyonlarının mekanik dayanıklılığını kazanmasında kritik bir öneme sahiptir. Farklı sinterleme teknikle-

rinin geliştirilmesi, zirkonyanın mikro yapısını, fiziksel ve estetik özelliklerini doğrudan etkileyebilir (46-48). Sinterleme işlemi sırasında uygulanan sıcaklık ve sürenin artırılması, zirkonya partiküllerinin boyutlarını direkt olarak etkilemektedir. Eğer partikül büyüme hızı çok fazla olursa, bu durum eğilme mukavemetini olumsuz etkileyebilir ve yüksek yoğunluklu bir malzeme elde etmek zorlaşabilmektedir (49, 50).

Geleneksel olarak kullanılan 3Y-TZP için, sinterleme sıcaklığının artırılması ve sinterleme süresinin uzatılması, içerisindeki itriyum miktarında azalmaya neden olur. Bu azalma, malzemenin bozulma eğilimini artırır. Bununla birlikte, yüksek transludent 3Y-TZP ve 4Y-PSZ'de sinterleme sıcaklığının artırılması, bu malzemelerin bozulma eğilimini artırırken, 5Y-PSZ'de böyle bir artış gözlemlenmemiştir. TP göz önünde bulundurulduğunda, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ türlerinde sinterleme sıcaklığının yükseltilmesi, translusensiyi iyileştirmektedir (45).

Son dönemde, zirkonyanın hızlı sinterleme işlemine olan ilgi artmıştır. Geleneksel sinterleme süreçleri tipik olarak 7 saat veya daha uzun sürerken, hızlı sinterleme metodları bu süreyi yaklaşık 90 dakikaya düşürebilmektedir. Bu süre bazı hızlı sinterleme sistemlerinde daha da kısaltılmış ve sadece 18 dakika içinde sinterleme işleminin tamamlanabileceği zirkonya ürünleri piyasaya sunulmuştur (51).

Farklı çalışmalar, zirkonyanın yavaş ve hızlı sinterleme protokollerinin etkilerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Kongiatkamon ve Peampring (2022), 5Y-PSZ zirkonyanın yüzey mikroyapısını ve translusensi değerlerini geleneksel sinterleme ile hızlı sinterleme protokollerini kullanarak analiz etmiştir. Araştırmalarında, geleneksel sinterleme protokolünün hızlı sinterleme protokolüne göre daha büyük partikül boyutu ve daha yüksek translusensi değerleri gösterdiğini belirlemişlerdir (21).

Sulaiman ve arkadaşları (2017) Prettau zirconia Zirkonzahn ve ICE Zircon Zirkonzahn, Liu ve arkadaşları (2022) Y-PSZ olan KATANA

HT, KATANA STML, KATANA UTML, Zpex 4, ve Zpex Smile kullanarak geleneksel sinterleme yöntemiyle hazırlanan Y-PSZ zirkonyanın hızlı sinterleme yöntemine göre daha büyük ortalama partikül boyutuna ve daha az ince partiküle sahip olduğunu ifade etmişlerdir (23, 52). Diğer yandan Ahmed ve arkadaşları (2020) ise zirkonyanın geleneksel ve hızlı sinterleme protokolleri arasında boyutsal bir fark olmadığını belirtmiştir (53). 3Y-TZP Copran Zr-i Ultra-T (UT) ve Cercon HT (HT) ve 5Y-PSZ Cercon xt (XT) zirkonyalarının optik özelliklerini değerlendirmiş ve hızlı sinterlemenin yüzey pürüzlülüğüne etki etmeden daha az parlaklık değerine yol açtığını gözlemlemiştir (54).

Ersoy ve arkadaşları, inCoris ZI (Dentsply Sirona) ve inCoris TZI (Dentsply Sirona) materyallerinde geleneksel, hızlı ve ultra hızlı sinterleme yöntemlerini uygulamış ve ultra hızlı sinterlemenin, geleneksel ve hızlı sinterlemeye göre anlamlı olarak daha yüksek eğilme mukavemeti sergilediğini gözlemlemiştir. Ancak, geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (55). Lawson ve arkadaşları, KATANA STML (Kuraray Noritake), Prettau Anterior (Zirconzahn) ve Zpex Smile (Tosoh) materyallerinde geleneksel, hızlı ve ultra hızlı sinterleme işlemleri gerçekleştirdiler. Prettau Anterior ve Zpex Smile için, geleneksel sinterlemenin hızlı sinterlemeye göre anlamlı olarak daha yüksek eğilme mukavemetine sahip olduğunu tespit ettiler, ancak KATANA STML için geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (56). Jerman ve arkadaşları, Ceramill ZI, Ceramill Zolid ve Ceramill Zolid HT+ üzerinde geleneksel ve ultra hızlı sinterleme işlemleri gerçekleştirdi. Ceramill Zolid HT+ için, ultra hızlı sinterlemenin geleneksel yöntemle kıyasla anlamlı olarak daha yüksek eğilme mukavemeti sunduğunu; ancak diğer zirkonya türlerinde anlamlı bir fark olmadığını belirttiler (57). Jansen ve arkadaşları, Ceramill ZI (3Y-TZP, Amann Girschbach), Ceramill Zolid (3Y-TZP, Amann Girschbach) ve Ceramill Zolid HT+ (Amann Girschbach) materyalleri üzerinde geleneksel ve ultra hızlı sinterleme işlemleri uygulamışlardır. Ceramill Zolid HT+ ve Ceramill ZI için,

1590°C'de yapılan ultra hızlı sinterlemenin eğilme mukavemetinin, 1570°C'de yapılan ultra hızlı sinterleme ve geleneksel yöntemle göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu; ancak Ceramill Zolid için ultra hızlı sinterleme ve geleneksel yöntem arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir (58). Lümkmann ve arkadaşları, Ceramill Zolid HT+ da geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemlerini uygulamış ve hızlı sinterlemenin eğilme mukavemetinin geleneksel yöntemle kıyasla anlamlı olarak daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir (59). Cokic ve arkadaşları, KATANA STML (Kuraray Noritake), CEREC Zr (Dentsply Sirona), inCoris TZI (Dentsply Sirona) üzerinde geleneksel ve ultra hızlı sinterleme gerçekleştirmiş ve her iki yöntem arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (60). Yang ve arkadaşları, beş farklı zirkonya türünde geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını kaydettiler (61). Sonuç olarak, hızlı sinterlemenin zirkonya malzemesinin özellikleri üzerindeki etkisi, kullanılan zirkonya türüne ve seçilen sinterleme protokolüne göre farklılık gösterebilmektedir. Bu konuda daha derinlemesine ve geniş çaplı araştırmaların yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Eğer hızlı sinterleme yöntemi tercih edilirse, bu prosedüre uygun olarak optimize edilmiş zirkonya türlerinin seçilmesi önemlidir.

#### 4. Simantasyon

Zirkonya, adeziv bağlanma veya konvansiyonel siman uygulamaları için uygun bir materyal olarak değerlendirilebilir (62). Rezin bonding işleminin başarısı, uygun materyallerin seçimi ve diş ile restoratif bağlantı yüzeylerinin uygun şekilde hazırlanmasına bağlıdır (63). Rezin siman ile zirkonya arasında bağ oluşturmak, zirkonyanın kimyasal inertliği ve silika içeriğinin düşüklüğü nedeniyle zordur (64). Zirkonya restorasyonlarına yapılan yüzey işlemleri; adezyonu, mikro gerilim bağlanma mukavemetini ve protetik restorasyonların uzun ömürlülüğünü artırmak için önemlidir (65, 66).

Günümüzde, zirkonya ve seramiklerin diş yapısına daha etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayan çeşitli yüzey işlem teknikleri bulun-



**Resim 2:** Zirkonya kumlama aşaması.

maktadır (67–69). Alumina partikülleri kullanarak yapılan alumina kumlama ve silika ile kaplı alumina partikülleri kullanarak yapılan tribokimyasal silika kaplama siman uygulamasından önce gerçekleştirilen mekanik yüzey hazırlık yöntemleridir (64) (Resim 2).

Bir başka pürüzlendirme yöntemi olarak lazer kullanılmaktadır. Zirkonya yüzey işleminde yaygın olarak kullanılan lazerler Neodymiyum: İttriyum-alüminyum garnet (Nd:YAG) lazerleri, Erbiyum -itriyum-alüminyum-garnet (Er:YAG) ve karbon dioksit (CO<sub>2</sub>) lazerleridir. Lazerler, özellikle aside dirençli seramiklerde, mikro tutunma yaratarak malzemenin yüzey pürüzlülüğünü artırabilmektedir (70). Er:YAG lazeri ile yapılan 3 çalışmada, zirkonyanın yapışma özelliklerinin lazer ile önemli ölçüde arttığı bulunmuştur (71–73). Er:YAG lazeri kullanan bazı çalışmalar, lazer kullanımı sonrası zirkonya yüzeyinde mikro çatlaklar bildirmiştir (74–76). Nd:YAG lazeri sonrası yapılan üç çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün artabileceği bulunmuştur (77–79). Farklı lazer enerji yoğunlukları, benzer sonuçları vermiştir. Nd:YAG lazeri ile yapılan beş çalışma, lazerin zirkonya yapışma gücünü önemli ölçüde artırabileceğini bulmuştur (77–81). Bununla birlikte, diğer bazı çalışmalar, Nd:YAG lazerinin zirkonya yapışma gücünü geliştirmedeğini belirtmişlerdir (81). Zirkonyanın rezin simanlarına yapışma gücünü artırmak için farklı türdeki lazerlerin kullanımını değerlendirmiştir. Ancak, dahil edilen çalışmalarda kullanılan farklı lazer pa-

rametreleri ve yapışma gücü testleri hakkında tutarsız sonuçlar bildirilmiş, bu da sonuçların karşılaştırılmasını zorlaştırmıştır. Zirkonya yapışma gücünü artırmada sadece lazer yerine kum püskürtme işlemleri ile lazer ışınlamasının birleştirilmesinin daha etkili olduğunu bulan bazı çalışmalar mevcuttur (72, 82, 83). Lazerin tek başına yüzey işlemi olarak etkili olmadığı ve yapışma prosedürlerine ek bir klinik adım eklemenin zamanı ve maliyeti artıracacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Kumlama işlemi, tetragonal (t) fazdan monoklinik (m) faz dönüşümüne yol açar ve bu da 3Y-TZP zirkonyalarda koruyucu bir yüzey tabakası oluşturarak yüzey pürüzlülüğüne ve dolayısıyla mukavemeti sınırlayıcı faktörlere neden olabilir (84). Kumlama sırasında uygulanan hava basıncı, aşındırıcı partiküllerin türü ve boyutu gibi çalışma parametrelerine bağlı olarak eğilme mukavemetini hem azaltabilir hem de artırabilir (7, 85, 86). Ayrıca, kumlama işlemi restorasyonun içindeki artık gerilmeleri ve kristal faz bileşimini de etkilemektedir (87).

Bir çalışmada, 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ zirkonya türleri için kumlama sonrası mukavemet artışı gözlemlenmişken, 6Y-PSZ'de mukavemet azalması tespit edilmiştir. Kumlama işlemi zirkonya yüzeyinde mikro çatlaklar oluştururken, eş zamanlı olarak basınç gerilmeleri de meydana getirir. Kumlama sonrasında mukavemet, mikro çatlakların sebep olduğu mukavemet azalması ile basınç streslerinin yol açtığı mukavemet artışı arasındaki dengeye bağlıdır (88, 89). Mukavemeti azalan zirkonya materyalleri mevcut olsa da azalmanın miktarı önemli değildir (87).

Tribokimyasal silika kaplama, alumina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş şeklidir ve uygulandığında seramik yüzey üzerinde bir silika tabakası oluşturur. Bu işlemde kullanılan sistemler (Örneğin Rocatec ve Cojet, 3M-ESPE, Seefeld, Almanya) sayesinde, alumina partikülleri seramik yüzeylerine 15 µm derinliğe kadar nüfuz edebilir (90). Bu yöntem sayesinde bağlanma gücünü artırmak için hidroflorik asitle aşındırma ve bir silan bağlayıcı ajan kullanılarak yüzey hazırlanabilmektedir (91).

Zirkonya seramiklerin kimyasal ön işleminde, silan ajanlarının uygulanması, silika içermeyen zirkonya yüzeylerine doğrudan etki etmekte yetersiz kalabilir. Literatürde, zirkonya yüzeylerin adezyonunu artırmanın etkili bir yolu olarak 10-MDP (metakriloloksidesil dihidrojen fosfat) içeren primerlerin uygulanması önerilmektedir. Nagaoka ve arkadaşları, 10-MDP'nin zirkonya ile kimyasal etkileşimini nükleer manyetik rezonans (NMR) analizi ile incelemiştir. Bu araştırma, 10-MDP'nin zirkonya ile sadece iyonik bağlar kurmadığını, aynı zamanda hidrojen bağları da oluşturduğunu ortaya koymuştur (92). Bu nedenle, bazı rezin simanların içeriğinde 10-MDP bulunsada kimyasal ön işlem olarak 10-MDP içeren bir primerin kullanılması daha güvenilir sonuçlar vermektedir (45).

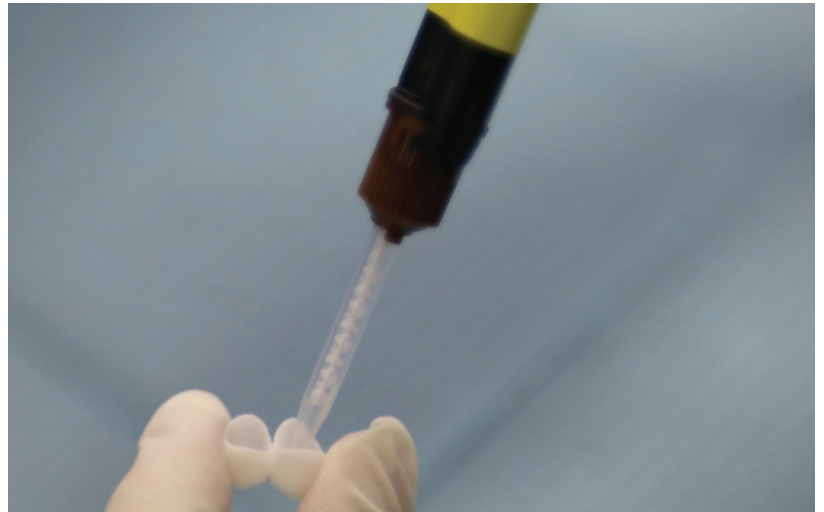
Rezin simanın polimerizasyonunu etkileyen faktörler arasında simanın bileşimi, kürleme ışığının yoğunluğu, kürleme süresi ve ışık kaynağının ucu ile restorasyon arasındaki mesafe yer almaktadır (93). Ayrıca, restorasyondan ışığın geçişi restorasyon materyalinin bileşimi, renk tonu, kalınlığı ve translusensi özelliği gibi faktörlerden etkilenmektedir (94-96). İnce seramikler (0,5 mm) için, seramik içermeyen bir rezin kompozite göre kürleme süresinin %40 oranında uzatılması gerektiği bulunmuştur. Eğer seramik kalınlığı 1 mm'ye çıkarılırsa, kürleme süresinin iki katına çıkarılması önerilmektedir (97). Zirkonya opaklığı, yeterli ışık enerjisinin rezine nüfuz etmesini engeller. Resin simanın yetersiz sertleşmesini önlemek için, sertleşme süresi artırılması ve yeterli enerjinin sağlanması gereklidir. Her yüzeyin en az 40 saniye kürlenmesi tavsiye edilmektedir. Restorasyonun kalınlığı, ışığın rezine ulaşmasını engellemede ikinci bir faktördür (98). Dual cure siman kullanılan bir çalışmada zirkonyanın kalınlığı arttıkça bağlantı gücünün düştüğü görülmüştür. 2 mm'den daha kalın zirkonya restorasyonlar için dual cure simanların kürleme süresinin 40 saniyeye uzatılması önerilmiştir (99). Dual cure simanlar, ışıkla polimerize olan simanlara göre polimerizasyonunu daha yüksek oranda tamamlar. İndirekt restorasyonların yüksek translusensi özelliği ışığın daha iyi yayılmasını sağlar, ancak restorasyon opak veya kalın ise, bu yayılım olumsuz

etkilenir ve polimerizasyonun tamamlanması zorlaşır. Örneğin, geleneksel zirkonya kullanıldığında yüksek ışık kuvveti ve uzun kürleme süresi uygulanmalıdır (100).

Prova aşamasında oluşabilecek tükürük kontaminasyonu, rezin siman ile arayüzün bütünlüğünü bozarak zirkonya restorasyonlarının bağlanma kapasitesinde sorunlara neden olabilmektedir (101). Alkol veya organik çözücülerin kullanımı gibi geleneksel temizleme prosedürleri bu kontaminasyonu gidermede yetersiz kalmaktadır (101, 102). Ancak, kumlama gibi yüzey işlemi teknikleri, restorasyon yüzeyini temizleyerek bağlanma gücünü artırabilir (103, 104). Bu sorunu çözmek için çok sayıda temizleme solüsyonu (Katana Cleaner; Kuraray, Ivoclean; Ivoclar, ZirClean; Bisco) pi-



**Resim 3:** Zirkonya 10-MDP Primer uygulaması.



**Resim 4:** Zirkonya simantasyon aşaması.



yasaya sunulmuştur. Zirkonya yüzeyini kimyasal olarak dekontamine ederek beklendiği gibi performans göstermişlerdir (102, 103). Bu bulgulara dayanarak, çeşitli klinik öneriler geliştirilmiştir.

Tian ve arkadaşlarının 2022 yılında yaptıkları çalışmada, zirkonya yüzeylerinin temizlenmesi için altı temizleme yöntemi incelenmiştir: suyla durulama, %5.25 sodyum hipoklorit (NaOCl), fosforik asit (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>), ZirClean™, Ivoclean ve KATANA™ Cleaner. Bu temizleme yöntemlerinin tükürük veya kan ile kontamine olmuş zirkonya yüzeylerde rezin simanın gerilme bağlanma gücü üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre, ZirClean™, KATANA™ Cleaner ve Ivoclean, kontamine olmamış kontrol grubuna benzer gerilme bağlanma güçlerini yeniden kazandırmada başarılı olmuşlardır. Bununla birlikte, bu üç temizleyici arasında yalnızca ZirClean™, %2 NaOCl veya suyla durulama ile benzer gerilme bağlanma güçleri elde etmiştir (105). Noranha ve arkadaşları 2020 yılında yaptıkları çalışmada, insan tükürüğü ile kontamine olmuş zirkonya yüzeylerinin farklı dezenfeksiyon yöntemleriyle (Hava-su püskürtme, %70 etanol, Ivoclean ve termal olmayan atmosferik plazma) temizlenmesi ve bu işlemlerin rezin simanın zirkonyaya bağlanma gücü, yüzey ıslanabilirliği ve mikrobiyal dekontaminasyon üzerindeki etkilerini incelemiştir. Araştırma, tükürükle kontamine olan zirkonya yüzeylerinin Ivoclean ve termal olmayan atmosferik plazma ile etkili bir şekilde temizlenerek rezin simanın bağlanma gücünün artırılabilirliğini ve yüzeyin ıslanabilirliğinin iyileştirilebileceğini göstermiştir (106). MDP içeren primer uygulanmadan önce mevcut herhangi bir tükürük kontaminasyonu Ivoclean gibi etkinliği kanıtlamış bir temizleme solüsyonu veya kumlama ile giderilmelidir. Eğer MDP uygulandıktan sonra restorasyon tükürük ile kontamine olursa, bağlanmayı sağlamak için klinik koşullarda 20 saniyelik bir su ile yıkama işlemi genellikle yeterli olmaktadır (107).

Sonuç olarak, uzun süreli ve güçlü bir bağlanma mukavemeti sağlamak için kademeli bir simantasyon yöntemi önerilmektedir. Bu yöntem, genellikle kumlama işlemi ve ar-

dından 10-MDP içeren primerlerin veya 10-MDP bazlı simanların uygulanmasını kapsar (63, 108–110) (Resim 2-4). Yine de yeni nesil yüksek translüsent zirkonya materyalleriyle ilgili bağlanma mukavemetinin etkileri konusunda net bir sonuç bulunmamaktadır ve bu alanda daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

## 5. Zirkonyanın Klinikte Aşındırılması ve Cilalanması

CAD/CAM sistemlerinde yapılan sürekli iyileştirmelere rağmen, zirkonya restorasyonlarının ideal oklüzal ilişki ve proksimal temaslar sağlamak için klinikte diş hekimliği enstrümanlarıyla aşındırma sıkça gerekmektedir (111). Yapılan çok sayıda çalışma, aşındırma işleminin zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilediğini göstermiştir. Aşındırma süreci, materyalin yüzeyindeki taneciklerin hareketiyle sıkıştırıcı bir stres tabakası oluşturur. Bu süreç, zirkonyanın eğilme mukavemetini artırabilmektedir. Ancak, aşındırma işlemi sürdükçe, zirkonyanın meta-stabilitesi ve aşındırma koşulları nedeniyle derin yüzey kusurları ve mikro çatlaklar ortaya çıkmaktadır. Bu mikro çatlaklar, stres birikmesine ve eğilme mukavemetinde azalmaya yol açmaktadır (112–116). Klinik ortamında yapılan aşındırma işlemlerinde tungsten karbid ve elmas frezler yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, mevcut literatür incelendiğinde, tungsten karbid frezlerin kullanımıyla ilgili bazı çelişkili sonuçlar bulunmaktadır. Tungsten karbid frezlerin aşındırma mekanizmasının, eğilme mukavemetini azaltma eğiliminde olduğu belirtilmiştir (117). Bu bulgu, Botelho ve arkadaşlarının taramalı elektron mikroskobu altında tungsten karbid ile aşındırmadan sonra numunelerde katman benzeri alanların gözlemlendiği çalışma ile uyumludur (118). Diğer yandan, Ferrari ve Conti'nin çalışması, tungsten karbid frezlerin elmas frezlerle kıyasla daha iyi bir bitim yüzeyi oluşturma potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymuştur (119). Benzer şekilde, Ercoli ve arkadaşlarının çalışması da tungsten karbidin elmas frezlerle göre daha az yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu göstermiştir (120). Ancak, Wang ve arkadaşlarının çalışması, tungsten karbid frezlerin aşındırmada kullanılmasının zirkonyanın

eğilme mukavemetini azalttığı için önerilmediğini belirtmiştir (121). 2022 yılında Kheur ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, monolitik zirkonya üzerinde uygulanan farklı aşındırma yöntemlerinin etkileri incelenmiştir. Bu yöntemler arasında elmas, zirkonya için özel olarak modifiye edilmiş elmas ve tungsten karbid frezler yer almaktadır. Araştırma sonuçlarına göre, tungsten karbid frezlerle yapılan aşındırmanın daha az pürüzlülüğe neden olduğu ancak eğilme mukavemetini belirgin şekilde azalttığı tespit edilmiştir. Bu nedenle, tungsten karbid frez grubu daha pürüzsüz zirkonya yüzeyi ile sonuçlansa da eğilme mukavemeti üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğundan kullanımı önerilmemektedir. Elmas frezler, aşındırma işlemleri için tercih edilen protokol olarak öne çıkmaktadır (117). Elmas frez olarak ince gren boyutuna sahip elmas frezler tercih edilmelidir. Yapılan bir çalışmada 25 µm ve 150 µm gren boyutlarına sahip iki farklı gren boyutlarına sahip elmas frezler kullanılarak gerçekleştirilen aşındırma işlemleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, 25 µm gren boyutuna sahip frez, transformasyon doygunluğunu artırarak malzemenin yapısını güçlendirmiştir. Öte yandan, 150 µm gren çapına sahip frezin malzemeyi zayıflattığı gözlemlenmiştir (122). Yapılan araştırmalara göre, zirkonya üzerindeki aşındırma işlemleri su kullanılmadan yapıldığında faz dönüşümünün daha yüksek oranlarda meydana geldiği gözlemlenmiştir (123–126). İşeri ve arkadaşlarının çalışması, zirkonyanın susuz halde elmas frezle aşındırılmasının 63,4°C'lik bir sıcaklık oluşturduğunu ortaya koymuştur (127). Aşırı ısı oluşumunu önlemek adına, aşındırma işlemlerinin su soğutması kullanılarak yapılması önerilmektedir. Aşındırma işlemi sonucu artan yüzey pürüzlülüğü, antagonist dişlerin aşınmasını artırırken optik özellikleri de etkileyebilmekte, bu nedenle klinik başarıyı olumsuz etkileyecek sonuçları azaltmak için yüzey pürüzlülüğünü düzelten işlemlerin uygulanması gerekmektedir (128).

Mekanik cilalama prosedürü, zirkonya aşındırma işlemi sonrası en etkili teknik olarak belirlenmiştir. Bu prosedür, genel olarak zirkonyanın eğilme mukavemetini artırmakta ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmaktadır. Aynı zamanda

fırınlanmış zirkonyaların da eğilme mukavemetini artırdığı gözlemlenmiştir (129). Ayrıca bu prosedür ağız içinde düzeltmelerin yapıldığı seansta uygulanabildiği ve laboratuvar aşaması atlandığı için klinisyenler için kolay bir alternatiftir (130). Cilalama prosedürünün klinikte tavsiye edilen uygulama şekli aşındırmadan kaynaklı pürüzlü yüzeye direk olarak büyük grenliden ince grenliye doğru olmalıdır (131, 132). Preis çalışmasında, 14 farklı iki veya üç aşamalı mekanik cilalama setinin cilalama etkinliğini değerlendirmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, tüm cilalama sistemlerinin son yüzey pürüzlülüğü 0,2 ile 0,3 µm aralığında bulunmuştur. İlk diskle cilalama işleminden sonra cilalama setleri arasında yüksek düzeyde pürüzlülük farkları gözlemlenmiş olmasına karşın, son disk kullanımından sonra benzer düzeyde pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bu bulgular, iki veya üç aşamalı sistemlerde tüm cilalama adımlarının sırasıyla uygulanmasının, yüzeyi etkili bir şekilde pürüzsüzleştirmek için gerekli olduğunu göstermektedir (133). Cilalama setlerinin tavsiye edilen hız değeri firmadan firmaya farklılık göstermektedir (Tablo 3). Yapılan bir çalışmada zirkonya restorasyonlarının parlatılması için tercih edilen hız, yüksek parlaklık ve düşük pürüzlülük elde etmek için dakikada devir sayısının (rpm) 15,000 olması gerektiği belirtilmiştir. 40,000 rpm olması nihai pürüzlülüğü veya parlaklığı iyileştirmede gibi işlemi de hızlandırmamıştır. Çalışmada 5,000 rpm'de ise diğer hızlara göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Susuz cilanın gerçekleştirilmesinin termal pulpa hasarına neden olacak bir ısı yaratmadığı görülmüştür (134). Çalışmalarda cilalama süresi klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü seviyesine ulaşmak için her bir parlatma diski için 60 sn sürenin yeterli olduğu belirtilmektedir (135–137).

Aşındırma prosedürlerinin ardından, pürüzlülüğün azaltılması ve parlaklığın sağlanması için başka bir yöntem de zirkonya yüzeyine yeniden glaze tabakası eklenmesidir (138–140). Bu teknik, çalışmalarda değerlendirilmiş ve aşındırılmış yüzeylere kıyasla yüzey pürüzlülüğünde azalmaya sebep olurken, aşındırma işleminden sonra azalan eğilme mukavemetinde iyileşmeye sebep olmamaktadır.



TABLO 3

Farklı cila setleri ve maksimum rpm değerleri.

	Diacera (EVE)	ZILMaster Finishing & Polishing Kit	KOMET Zirconia Polishing Kit	CeraMaster Coarse CeraMaster
Maksimum RPM	10,000 - 12,000	Dura-Green DIA: 30,000 ZILMaster Coarse / Medium / Fine: 20,000	10,000	20,000
Önerilen RPM			6,000	10,000-15,000
	KENDA ZIRCOVIS	KENDA ALL CERAMIC	TWIST™ DIA for Zirconia	
Maksimum RPM	10,000	10,000	20,000	
Önerilen RPM	7,500 - 10,000 / 5,000 - 7,500	7,500 - 10,000 / 5,000 - 7,500	7,000 - 10,000	

Glaze için gerekli olan ilave bir sinterleme aşaması, (m-t) ters faz dönüşümünü tetikleyebilmekte ve bu durum, zirkonyanın aşındırma kaynaklı oluşan koruyucu tabakasının kaybına neden olarak kırılma tokluğunu azaltabilmektedir (139, 141). Ayrıca farklı kimyasal yapıları nedeniyle glaze ve zirkonya birbirleriyle iyi bir şekilde yapışmaya uygun değildir ve farklı genleşme katsayılarına sahip olmaları birbirlerinden ayrılmalarını kolaylaştırmaktadır (142). Glaze tabakasının uygulanması restorasyonun hacmini artırabilir. Bu durum restorasyonun uyumunu bozarak daha fazla aşındırma ihtiyacı doğurabilmektedir (143). Yeniden glaze yapılan yüzeylerin, mekanik cilalanmış yüzeylere göre antagonist diş aşınmasına daha fazla yol açtığı belirtilmiştir (144). Buna bağlı olarak klinikte yapılan aşındırmalardan sonra zirkonya mekanik cilayla etkin bir şekilde cilalanırsa tekrardan glaze uygulamasına gerek kalmamaktadır. Çeşitli kaynaklar zirkonyanın aşındırma sonrası 900-1000 °C aralığında 15 dk - 1 saat pişirilmesinin (Rejenerasyon sinterlemesi) monoklinik kristallerin tekrar tetragonal forma dönmesini sağladığını bildirmiştir (145, 146). Bu durumda yüzeydeki kompresif basınçlar azalacağı için zirkonyanın mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir. Isıl işlem

zirkonyanın aşındırılması sonrası eğilme mukavemetini iyileştirmede etkisizdir (147). Bazı çalışmalarda uygun kauçuklarla parlatmadan önce son işlem protokolleri olarak ince elmas frezler kullanılmış ve bu da aşındırma sonrası eğilme mukavemetini geri kazandırmamıştır. Elmas frezle yapılan ekstra aşındırma, eğilme mukavemetini zaten olumsuz etkilemiş olan hasarlı yüzeyde daha yeni kusurların ortaya çıkmasına yol açmaktadır (118, 132, 140).

Teughels ve arkadaşları tarafından yapılan bir incelemede dental materyaller üzerinde biyofilm oluşumunu önlemek için yüzey pürüzlülüğünün 0,2µm den az olana kadar cilalama yapılması önerilmektedir (148). Cilalama işlemi hastanın dili tarafından algılanabilmektedir. Jones ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, katılımcıların %60'ının pürüzlülük değeri 0,28 ve 0,62 µm olan yüzeyleri doğru bir şekilde ayırt edebildiği ve %76'sının pürüzlülük değeri 0,62 ve 1,29 µm olan yüzeyleri dillerinin uçlarını kullanarak ayırt edebildiği sonucuna varmıştır (149). Bu sonuçlara göre, hastaların çoğu mevcut çalışmada gerçekleştirilen her bir cilalama adımı arasındaki farkı algılayabilecektir. Zirkonyanın mine ile benzer pürüzlülükte parlatılması hastanın restoras-

yon ile doğal diş yapısı arasındaki farkı algılamasını engelleyebilir. Willems ve arkadaşları pürüzlülük değerinin mine yüzeyinde 2,63 µm, minenin temas alanlarında 0,64 µm, cilalı zirkonyada 1,11 µm, aşındırılmış zirkonyada 2,73 µm, glaze uygulanmış zirkonyada 1,2 µm olduğunu belirtmiştir (150). Glaze tabakasının kolayca aşındığı gösterildiğinden, glaze uygulaması yerine temas alanlarında zirkonyanın mekanik cilalalanması tercih edilmektedir (151). Başka bir çalışmada, orta ve ince cila lastikleriyle 0,22 µm ve 0,17 µm yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiştir; ancak bu çalışmada zirkonya önceden aşındırılmamıştır (152). Başka bir çalışmada, zirkonya önceden aşındırılmış, mekanik cila ile 1,22 µm yüzey pürüzlülük değeri elde edilmiştir (131). Bu çalışmalar arasındaki farklılıklar, cilalama kuvvetindeki değişiklikler ve insan faktöründen kaynaklanmaktadır.

Klinik açıdan bakıldığında, mekanik özelliklerinin bozulmasına yol açabileceğinden monolitik zirkonya restorasyonlarında hasta başı oklüzal ayarlamadan kaçınılmalıdır. Bununla birlikte, oklüzal uyumu sağlamak için bu ayarlamalara ihtiyaç duyulursa, su soğutması altında ince grenli elmas frezlerin kullanımı düşünülmelidir. Ek olarak, aşındırılmış yüzeyler ya bir cilalama seti ya da elmas pasta keçe yardımıyla parlatılmalıdır. Yeniden glaze uygulaması yerine, mekanik cila lastikleri ve elmas içerikli patların kullanımı monolitik zirkonya materyalinin mekanik özelliklerinin korunmasına yardımcı olmaktadır (117).

## Sonuçlar

Y-TZP, itriyum oranı, monokromatik veya polikromatik yapısı, bileşim homojenliği veya hibrit yapısı, katman sayısı (Tek katmanlı veya çok katmanlı) gibi özelliklerine göre on iki farklı

türe sınıflandırılmıştır. İtiryum oranı, zirkonyaların optik ve mekanik özelliklerini belirleyen temel bir faktördür. Genel bir kural olarak, itriyum oranının artmasıyla birlikte, malzemenin translusensi özelliği artarken, mekanik mukavemeti azalmaktadır. Zirkonyanın hızlı sinterleme yöntemi, tek seansta restorasyonların bitirilmesine olanak sağlar. Ancak, bu sinterleme sürecinin zirkonyanın özellikleri üzerindeki etkilerini anlamak ve doğrulamak adına daha kapsamlı araştırmalara ihtiyaç vardır. Hızlı sinterlemenin mümkün olduğu zirkonya türlerinin sınırlı olduğu ve tüm zirkonya çeşitlerinin bu yöntemle yapılamayacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Alumina veya tri-bokimyasal silika ile kumlama, 10-MDP monomeri içeren primer ve rezin bazlı siman kullanımını zirkonya restorasyonlarının diş yapısına etkin bağlanması ve uzun vadeli dayanıklılığı için uygulanması gereken protokollerdir.

## Editor Notu:

Kaynaklar yayıncıdan temin edilebilir.

## Yazışma Adresi

### Doktora Öğrencisi Burcu Genceli

Bozdoğan Kemerli Caddesi No: 4,

Vezneciler, Fatih - İstanbul

Tel: 0543 433 73 92

e-posta: burcu.gencel@ogr.iu.edu.tr