



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YÜZEY VE ISIL İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA
ALT YAPI SİSTEMLERİNİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI VE X-RAY
DİFRAKTOMETRE YÜZEY ANALİZLERİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

İpek ÇAĞLAR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

TRABZON-2012



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YÜZEY VE ISIL İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA
ALT YAPI SİSTEMLERİNİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI VE X-RAY
DİFRAKTOMETRE YÜZEY ANALİZLERİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

İpek ÇAĞLAR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

TRABZON-2012

ONAY

Bu tez Doktora Tezi Standartlara Uygun Bulunmuştur

Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi İpek ÇAĞLAR'ın hazırladığı "Yüzey ve Isıl İşlemlerinin Zirkonya Alt Yapı Sistemlerinin Mekanik Özelliklerine Etkisinin Araştırılması ve X-Ray Difraktometre Yüzey Analizleri İle Değerlendirilmesi" başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doç. Dr. Bora BAĞIŞ

Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT

Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Tarih:24/12/2012

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ...sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

24/12/2012

İpek ÇAĞLAR

İthaf

Varlığını her geçen gün daha çok özlediğim canım anneanneme ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, tez çalışmam süresince sabrını, desteğini ve anlayışını hiç esirgemeyen danışman hocam sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na,

Doktora eğitimimdeki önemli katkılarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarım ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Akademik hayata başladığım ilk günden itibaren bu alanda beni destekleyen ve hep yanımda olduğunu hissettiren sevgili hocam Doç. Dr. Bora BAĞIŞ'a,

Tez çalışmamdaki katkılarından dolayı sevgili hocam Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

Tez çalışmamın mekanik test aşamalarındaki yardımlarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Gençğa PÜRÇEK'e

Koşulsuz her zaman yanımda olan canım babam, annem, abim ve ablama,

Sevgisi ve anlayışı ile bu zorlu süreçte en büyük destekçim olan eşim Osman ÇAĞLAR'a teşekkür ederim.

Bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Destekleme Koordinasyon Birimi tarafından 2010.127.005.1 nolu proje ile desteklenmiştir.

Arş. Gör. Dt. İpek ÇAĞLAR

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç kapak sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İthaf	
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER, KISALTMALAR ve FORMÜLLER DİZİNİ	xi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1 Zirkonyanın Tarihçesi	4
4.2 Zirkonyanın Mikroyapısı	6
4.2.1 Stabil Olmayan Saf Zirkonya	6
4.2.2 Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)	6
4.2.3 Tam Stabilize Zirkonya (TSZ)	8
4.2.4 İttriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	9
4.3 Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	9
4.3.1 Stabilize Edici Oksidin Miktarı	9
4.3.2 Zirkonya Tanecik Boyutu ve Şekli	10
4.3.3 Sıcaklık ve Nem	11
4.3.4 Zaman	11
4.3.5 Materyale Uygulanan İşlemler	12
4.4 Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması	13
4.5 Zirkonya Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması	14
4.5.1 Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler	14
4.5.2 Polikristalin Seramikler	14

4.5.2.1 Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM–Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)	16
4.5.2.2 Manuel Tasarım/Manuel Üretim (MAD/MAM-Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)	22
4.6 Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri	24
4.6.1 Aşındırma ve Cilalama	24
4.6.2 Kumlama	26
4.6.3 Lazerle Pürüzlendirme	27
4.7 Lazer	27
4.7.1 Lazer Fiziği	28
4.7.2 Lazer Cihazı	30
4.7.3 Lazer Işığının Özellikleri	30
4.7.4 Dış Hekimliğinde Sık Kullanılan Lazer Sistemleri	31
4.7.4.1 Argon Lazer	31
4.7.4.2 Diyot Lazer	31
4.7.4.3 Neodymium: Yttrium Aluminum Garnet (Nd:YAG) Lazer	31
4.7.4.4 CO₂ Lazer	32
4.7.4.5 Holmium:YAG Lazer	32
4.7.4.6 Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) Lazer	32
4.8 Fırınlama (ısı uygulaması)	33
4.9 Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi	33
4.9.1 Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometrik Ölçümü	33
4.9.2 Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemeleri	34
4.9.3 X-Ray Difraksiyon (XRD) Tekniği	34
4.9.4 Tam Seramiklerin Dayanıklılığı	35
4.9.4.1 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler	36
4.9.4.2 Dayanıklılık Testleri	37
5. GEREÇ ve YÖNTEM	40
5.1 Örneklerin Hazırlanması	40
5.1.1 Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması	41
5.1.2 DC-Zirkon Örneklerin Hazırlanması	42

5.2 Hazırlanan Test Örneklerine Yüzey ve Isıl İşlemlerinin Uygulanması	43
5.2.1 Kontrol Grubu	43
5.2.2 Kumlama Grubu	43
5.2.3 Lazer Grubu	44
5.2.4 Fırınlama Yapılan Grup	46
5.3 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	47
5.4 Yüzey Analizlerinin Yapılması	48
5.5 X-Ray Difraktometre Analizi	49
5.6 İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi	50
5.7 İstatistiksel Analiz	52
6. BULGULAR	53
6.1 Yüzey Pürüzlülüğü Testi	53
6.2 Tarama Elektron Mikroskop (SEM) Görüntüleri	54
6.3 X-Ray Difraktometre Analizi	58
6.4 İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi	62
6.5 Gruplar Arası İlişkinin Analizi	63
7. TARTIŞMA	65
8. SONUÇ ve ÖNERİLER	81
9. KAYNAKLAR	82
10. ÖZGEÇMİŞ	96

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer tipleri ve etki çeşitleri	31
Tablo 2. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapılar ve özellikleri	40
Tablo 3. Zirkonzahn üst yapı porseleni için önerilen dentin pişirme ısıları	46
Tablo 4. DC-Zirkon üst yapı porseleni için önerilen dentin pişirme ısıları	46
Tablo 5. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmalar	53
Tablo 6. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama göreceli monoklinik faz değerleri ve standart sapmalar	58
Tablo 7. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama bükülme dayanım değerleri ve standart sapmalar	62
Tablo 8. İki eksenli bükülme dayanım değerleri ile ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)	64

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Kristal yapının şematik görünümü a:Tetragonal b:Monoklinik c:Kübik	6
Şekil 2. Dönüşüm doygunluğu mekanizması	8
Şekil 3. Y_2O_3 konsantrasyonu ve üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi	10
Şekil 4. Y_2O_3 konsantrasyonunun partikül boyutuna etkisi	11
Şekil 5. Uyarılmış emisyon	29
Şekil 6. Lazer ile sıradan ışığın farkları	30
Şekil 7. Üç top üzerinde piston bükülme testinin şematik resmi	38

SİMGELER, KISALTMALAR ve FORMÜLLER DİZİNİ

ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Computer Aided Design/Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Computer Aided Manufacture/Bilgisayar Destekli Üretim
c	Kübik faz
D	Ön kurutma süresi
Dak	Dakika
Er:YAG	Erbiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet
Er,Cr:YSGG	Erbiyum, Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum
FDA	Food and Drug Administration/Gıda ve İlaç Dairesi
HIP	Hot Isotatic Pressing
HDAM	High density advanced microstructure
Ho:YAG	Holyum İttriyum-Alüminyum-Garnet
ISO	International Organization for Standardization
LTD	Low temparature degradation/Düşük ısıda bozulma
Maks	Maksimum
Min	Minimum
m	Monoklinik faz
MAD	Manual Aided Design /Manuel tasarım
MAM	Manual Aided Manufacturing /Manuel üretim
Nd:YAG	Neodmiyum:İttriyum-Alüminyum-Garnet
Ort	Ortalama
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
p	Anlamlılık
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ss	Standart sapma
sn	Saniye
SEM	Scanning electron microscope/Tarayıcı elektron mikroskobu
TZP	Tetragonal zirkonya polikaristali
t	Tetragonal faz
Y-TZP	İttriyum ile stabilize zirkonya polikristali
XRD	X-ray difraksiyon

Simgeler

Ar	Argon
α	Alfa
°C	Santigrat derece
cm³	Santimetre küp
GPa	Gigapaskal
g	Gram
HV	Vickers sertlik birimi
Hz	Hertz
J	Joule
m²	Metrekare
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
nm	Nanometre
Ra	Average Roughness/Ortalama Pürüzlük
θ	Teta
W	Watt
W m K⁻¹	Termal iletkenlik katsayısı
Y⁺³	İtriyum elementi
Zr	Zirkonyum
Zr⁺⁴	Zirkonyum elementi

Formüller

Al₂O₃	Alüminyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
CO₂	Karbondioksit
MgO	Magnezyum oksit
SiO₂	Silisyum oksit

Y₂O₃	İtriyum oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat
ZrO₂	Zirkonyum oksit

ÖZET

Yüzey ve Isıl İşlemlerinin Zirkonya Alt Yapı Sistemlerinin Mekanik Özelliklerine Etkisinin Araştırılması ve X-Ray Difraktometre Yüzey Analizleri İle Değerlendirilmesi

Zirkonya alt yapıli seramikler yüksek mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak uygulanan yüzey ve ısıl işlemlerinin alt yapı materyallerinin mekanik özelliklerini etkilediğı düşünölmektedir. Bu in vitro çalışmada; iki zirkonya esaslı alt yapı sistemine uygulanan yüzey ve ısıl işlemleri sonrasında, materyallerin ortalama yüzey pürüzlölüğü, faz değışim analizleri ve bükölme dayanımları araştırıldı. Çalışmada her materyal için 15 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında 40'ar adet disk şeklinde örnek hazırlandı. Örnekler kendi içinde 4 gruba (kontrol, kumlama, lazerle pürüzlendirme ve fırınlama) ayrıldı. Tüm örneklerin, profilometre ile yüzey pürüzlölüğü ölçümü, tarama elektron mikroskobu (SEM) analizi ve X-Ray difraksiyon (XRD) analizi yapıldı. Materyallerin bükölme dayanımları iki eksenli bükölme dayanım testi (üç top üzerinde piston) ile incelendi. Veriler Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H Testi ($p<0.001$) ve Mann Whitney U Testi ile değeriendirildi ($p<0.05$). Yüzey pürüzlölüğü ile bükölme dayanımı, bükölme dayanımı ile monoklinik faz miktarı, yüzey pürüzlölüğü ile monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Spearman'ın rho (ρ) katsayısı kullanıldı. Her iki zirkonya alt yapı sisteminin yüzey pürüzlölük değeri değeriendirilirken, uygulanan yüzey ve ısıl işlemlerinin pürüzlölüğe etkisi olduğı ancak elde edilen farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı göröldü ($p>0.05$). XRD analizinde; her iki materyalde göreceli monoklinik faz oranlarının ısıl işlemler ile ciddi bir şekilde azaldığı saptandı. Fırınlanan örneklerinin bükölme dayanımları azalırken, kumlama ve lazer uygulanan örneklerin bükölme dayanımlarının arttığı tespit edildi ($p<0.05$). Tüm gruplarda yüzey pürüzlölüğü ile bükölme dayanıklılığı arasında doğrusal bir ilişki göröldü. Ancak sadece DC-Zirkon materyalinin fırınlanan grubunda, bu ilişki istatistiksel olarak anlamlı ($r: -0.400, p<0.05$) bulundu.

Anahtar sözcükler: Baskı dayanımı, Dental Seramik, Lazer, X-ray Difraksiyon, Zirkonyum

SUMMARY

Investigating the effect of surface and heat treatment on mechanical properties of zirconia based ceramics and evaluating by X-Ray diffractometer surface analyses

In dentistry zirconia based ceramics are frequently used because of their high mechanical properties. However, different surface and heat treatment methods are believed effect their mechanical properties. In this in-vitro study, the effect of surface and heat treatment on mean surface roughness, phase transformation analysis and biaxial flexural strength of two zirconia based core materials were investigated. In this study 40 discs specimens of the materials were fabricated with a diameter of 15 mm and 1.2 ± 0.2 mm. Fourty discs from each material were randomly divided into four groups (control, sandblasting, etching with laser energy, firing process). Surface roughness was measured by using profilometer. Surface topographic analysis was examined by scanning electron microscopy (SEM). X-Ray diffraction analysis was performed to characterize the crystalline phases for all specimens. All spicemen's flexural strength were examined by biaxial flexural strength test (piston on 3 balls). The data were analyzed by using the Kruskal Wallis H Test with Bonferroni correction ($p < 0.001$) and Mann Whitney U Test ($p < 0.05$) for multiple comparison. Spearman's rho (ρ) coefficient was used to investigate relationship between surface roughness and biaxial flexural strength, relative amount of monoclinic zirconia and biaxial flexural strength, surface roughness and relative amount of monoclinic zirconia. Heat and surface treatments effect the surface roughness of two zirconia based core materials but the diffrences are not significantly important ($p > 0.05$). X-Ray diffraction analysis revealed that in all materials, transformation from tetragonal to monoclinic phases was decreased by heat treatments. Firing significantly decreased the strength values of two materials. The mean biaxial flexural strength of laser and sandblasted group were significantly different from firing group ($p < 0.05$). A liner correlation was found between the roughness of the surface and strength for all groups. However, significant correlation ($r: -0.400$, $p < 0.05$) was found only in firing DC-Zirkon specimens.

Key words: Compressive Strength, Dental ceramic, Laser, X-ray diffraction, Zirconium

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Tam seramik restorasyonların estetik, biyouyumluluk, kimyasal stabilite gibi avantajlarına karşın kırılğan bir yapıya sahip olması nedeniyle son yıllarda zirkonya alt yapıli seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir (1). Diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmiş olan zirkonya, itriyum tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) yapıdadır. Diğer alt yapı seramiklerine göre yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve dirence sahiptir. Tam seramik restorasyonların kullanımı sadece ön bölgelerle sınırlı iken zirkonya alt yapıli seramiklerin üstün özellikleri arka bölgelerde de tam seramik restorasyon kullanımına imkan vermiştir (1,2).

Y-TZP restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ardından yüksek sıcaklıklarda tam sinterize edilmesi ile veya tam sinterize edilmiş blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır (2). Üretim sonrasında üst yapı porselenine hazır olması için zirkonya seramikler çeşitli yüzey işlemlerine maruz kalmaktadır. Üst yapı porseleninin kondenzasyonu için ise materyal birçok kez yüksek sıcaklıklarda fırınlanmaktadır. Hem üretim aşamasında hem yapım ve uyumlama esnasında materyalin maruz kaldığı yüzey ve ısı işlemlerin zirkonya alt yapıli seramiklerin mekanik özelliklerini etkilediği düşünülmektedir (2,3).

Bu çalışmanın amacı; iki zirkonya alt yapı sistemine uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin, materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanımına etkisini incelemek ve faz değişim analizlerini değerlendirmektir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Zirkonyumun Tarihçesi

Zirkon, antik çağlardan beri değerli taş olarak bilinen bir materyaldir. Metal olarak zirkonyum, Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelmektedir. Zargon farsça kökenli Zar=Altın, Gun=Renk kelimelerinden oluşmaktadır. Zirkonyum ilk olarak Sri Lanka Adası'nda Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bir takım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş, uzun yıllar toprak oksitleri ile karıştırılarak seramiğin renklendirilmesinde kullanılmıştır (1). Zirkonyum kimyasal bir element olup, sembolü 'Zr' dir. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91.23'dür. Periyodik tablonun 4B grubuna ait hekzagonal sıkı paketlenmiş kristal yapıda bir elementtir (1,2). Materyalin yoğunluğu 6.49 g/cm³, erime sıcaklığı 1852⁰C ve kaynama derecesi 4377⁰C'dir (1,3).



Resim 1. Zirkonyum materyali (4)

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte veya serbest oksit ile bileşik şeklinde bulunabilir. Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$ -zirkon) ve zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit) en bilinen bileşiklerdir (1,3). Zirkonyum oksit seramikler, gelişimlerinin ilk yıllarında zirkonyum oksit-kalsiyum oksit (ZrO_2 -CaO), zirkonyum oksit-magnezyum oksit (ZrO_2 -MgO) gibi katı çözeltiler halinde biyomedikal kullanımlar için test edilmiştir. Bunu takip eden yıllarda çalışmalar daha çok 'Tetragonal Zirkonya Polikristalleri' (TZP) olarak bilinen ince grenli yapı ile karakterize zirkonyum-itriyum seramiklerin üzerinde yoğunlaşmıştır (1).

Zirkonyanın saflığı, mekanik özelliklerini artırmaktadır. Reaktif bir madde olduğu için hava veya bir solüsyonla temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve korozyona dirençli hale gelir (1,2). Metalin yüzeyini kaplayan bu oksit tabakası asitlere ve suya karşı inaktif olmasını sağlar. Zirkonya birçok ortamda paslanmaz çeliğe ve titanyuma göre daha dayanıklıdır. 130⁰C’de, %37 oranındaki hidroklorik asidin korozyon etkisine karşı çok dayanıklıdır. Fosforik aside karşı aşınma direnci 65⁰C’de ve %40 oranına kadar çok iyidir, %0.1’in üzerindeki hidroflorik asidin de zirkonya üzerinde etkisi vardır. Normal koşullar altında alkali çözeltiler ile reaksiyona girmez (5).

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri nedeniyle ilk olarak endüstride kullanılmıştır. Korozyona karşı olan dayanıklılığı nedeniyle patlayıcılarda, flaş ampullerinde ve nükleer sanayide kullanılmaktadır. Aşınma direnci, yüksek erime noktası ve ağır nöronları absorbe edebilme kabiliyeti nedeniyle nükleer reaktör tasarımlarında kullanılan bir materyaldir (6).

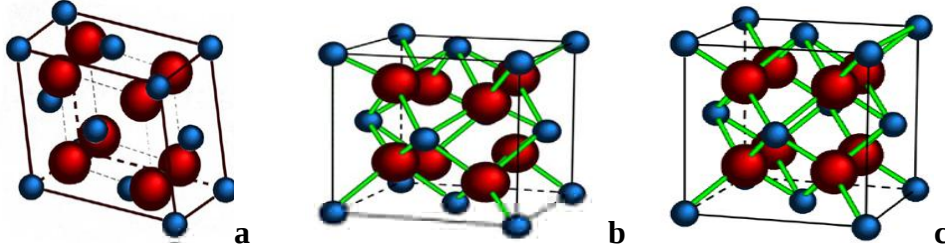
Biyomateryal olarak ilk olarak ortopedide kalça eklem protezlerinde eklem başı üretiminde kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir (7). Zirkonya saf halde bulunmadığı için biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmede materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır (1). Önce ZrO₂-MgO, ZrO₂-CaO, ZrO₂-CeO₂ (zirkonyum oksit-seryum oksit) ve ZrO₂-Y₂O₃ (zirkonyum oksit-itriyum oksit) şeklinde karışımlar biyomateryal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-itriyum seramiklerin biyomateryal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (8). Saf zirkonyaya oda sıcaklığında Y₂O₃ ilavesi ile diş hekimliğinde de kullanılan “İtriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali” (Y-TZP) elde edilir (9,10).

Zirkonya, gren çapının küçük olması, mekanik direncinin ve sertliğinin yüksek olması nedeniyle 1990’lı yılların başından itibaren diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde, kuron ve köprü protezlerinde alt yapı malzemesi olarak, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerinde, implantlarda ve implant dayanaklarında sıklıkla kullanılır (11,12). Son zamanlarda ise seramik restorasyonlara alternatif bir alt yapı materyali olarak tercih edilmektedir (7,13,14).

4.2 Zirkonyanın Mikroyapısı

4.2.1 Stabil Olmayan Saf Zirkonya

Zirkonya; monoklinik (m), kübik (c) ve tetragonal (t) olmak üzere 3 formda bulunabilen polimorf bir maddedir (Şekil 1).



Şekil 1. Kristal yapının şematik görünümü a: Tetragonal b: Monoklinik c: Kübik (15)

Zirkonya belirli sıcaklık aralıklarında farklı fazlarda bulunabilir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C 'e kadar bu fazda stabil kalır. 1170°C - 2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C 'den sonra ise kübik fazda bulunur. Soğuma esnasında ise 1070°C - 100°C 'nin arasında bir noktada t-m faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim esnasında %3-5'lik bir hacim artışı zirkonyanın içerisinde çatlaklar oluşmasına neden olur (1). Faz değişimi sırasında oluşan iç stresler oda ısısına kadar soğutulduğunda saf zirkonyanın parçalara ayrılmasına neden olur (16).

4.2.2 Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)

Zirkonyanın faz değişimini oda ısısında stabil hale getirmek için birçok çalışma yapılmıştır. İlk olarak 1929'da; ısıtma işlemleri sonucunda oluşan kübik fazın oda ısısında stabil kalabilmesi için, saf zirkonyaya az miktarda CaO ilave edilmiştir. Daha sonraki yıllarda yapının içine MgO, CeO_2 , Y_2O_3 , CaO gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir. Bu stabilizatör oksitlerin ilavesi ile saf zirkonyanın ısıtma işlemleri karşısında verdiği reaksiyonlar değişir ve zirkonya, 1000°C 'nin üzerinde tetragonal faza geçiş yapar. Fakat oda sıcaklığına soğutulduğunda saf zirkonyadan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışım şekli olan yarı stabil zirkonyaya dönüşür. Bu yarı stabil yapıya 'Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonya' (PSZ) adı verilir. PSZ; oda sıcaklığında yoğun kübik faz içerisine az miktarda monoklinik ve tetragonal fazın çökmesi ile oluşan multifaz bir materyaldir (1,17). Kübik matriks içinde dağılan homojen ve ince monoklinik fazın PSZ'nin mekanik direncini artırdığını gösteren çalışmalar yapılmış ve bu oluşturulan yapı 'çelik seramik' olarak adlandırılmıştır (1,18).

PSZ'nın üretilmesi için ilave edilen stabilize edici oksidin, tamamen stabilizasyon için gerekli miktardan daha az bir konsantrasyona sahip olması gerekmektedir. Parsiyel olarak stabil hale getirilmiş zirkonya seramiğinde ısı değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek, buna karşın ısı genleşme ve ısı iletkenlik özellikleri düşüktür. Elektriksel iletkenliği zayıftır. İri grenli olduğu için sertliğini yüksek sıcaklıklarda dahi koruyabilir (1,19).

Stabilize edici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-monoklinik faz geçiş sıcaklıklarını düşürür ve iki fazlı bir materyalin lineer termal genleşme katsayısını da azaltır. Dolayısıyla PSZ; kübik (stabilize) ve monoklinik (saf) zirkonyadan daha iyi bir termal şok direncine sahiptir (1,19,20).

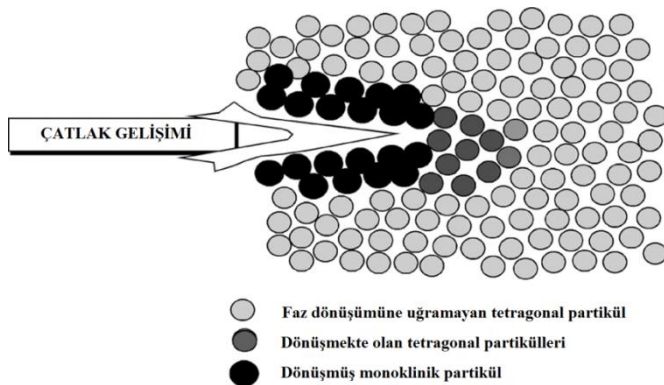
Zirkonyanın dönüşüm doygunluğu

Doygunluk; çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin ölçüsü olarak tanımlanır. Zirkonya esaslı seramiklerde görülen dönüşüm doygunluğu; malzemede bulunan çatlakların ilerlemesini sağlayan itici gücü azaltan, gerilmenin neden olduğu faz dönüşümü esasına dayanır. Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik direncinin yüksek olması, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır (21). Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış etkenlerin sebep olduğu bir çatlak ilerletirken, seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu dönüşüm ise materyal içinde %3-5'lik hacim artışına neden olur (1,18,22). Bu mekanizma zirkonyanın üç fazlı olması sonucu meydana gelir (21).

Faz değişimi, materyale aşındırma veya kumlama işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında da meydana gelebileceği gibi sinterleme işlemlerinde de meydana gelmektedir (18,23). Kontrolsüz gerçekleşen faz dönüşümü materyalin soğuması sırasında ufak parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur. Bunu önlemek amacıyla zirkonyaya itriyum oksit (Y_2O_3) ilavesi ile sinterleme sonrası oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanarak, kontrolsüz faz dönüşümüne uğraması engellenmiştir (22).

Faz değişimiyle meydana gelen hacim artışı ile var olan çatlak uçlarında oluşan baskı stresleri materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesine engel olur (24). Bu mekanizmaya 'Dönüşüm Doygunluğu' denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP' nin temeli olarak kabul edilir.

2. İç stres oluşumu: Zirkonyanın yarı stabil olması, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içerdiği anlamındadır. Baskı kuvvetleri karşısında kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar (1). Monoklinik faza geçiş ile beraber meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, çatlak başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Bu stres alanları başlangıç aşamasında olan çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak zirkonyanın mekanik özelliklerini artırır (25). Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği sağlamaktadır (1,22). Yapılan bir çalışmada dönüşüm doygunluğunun çatlak büyümesini engelleyerek uzun çatlak oluşmasına izin vermediği ve birkaç milimetre uzunluğundaki çatlaklarda iyileştirici etkisi olduğu bildirilmiştir (Şekil 2) (1).



Şekil 2. Dönüşüm doygunluğu mekanizması (1)

4.2.3 Tam Stabilize Zirkonya (TSZ)

Ön alaşımlı tozların veya toz karışımların homojen kübik bölgesinde sinterlenme süresince homojenleşip soğutulması ile üretilir. Ayrıca TSZ tipi malzemeler, ZrO_2 'ya toprak alkali element oksitlerin ilavesiyle de üretilir ve mikroyapısı iri kübik- ZrO_2 'dan meydana gelir. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz alanında olduğu için oldukça yüksektir.

1600-1800⁰C'deki yüksek sıcaklıklarda 10-150 µm arasında iri taneler oluşur. TSZ seramikler darbelere karşı çok hassastırlar. Dayanıklılığı ve ısı değişim dayanımı zayıftır (1,19).

4.2.4 İttriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan ittriyum oksidin (Y_2O_3); saf zirkonya ağırlığının %2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen yapıya 'İttriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristali' (Y-TZP) adı verilir (26). Normalde oda sıcaklığında stabil olmayan saf zirkonya, stabilize edicilerin katılımı ile %100'e varan tetragonal yapısı sayesinde oda sıcaklığında yüksek değerlerde sertliğe sahip olmaktadır (27). Yapı içerisinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (28). Y_2O_3 ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanırken, diğer stabilize edici oksitler ile karma fazlar elde edilir (1).

Ortalama %2-3 mol Y_2O_3 içeren TZP materyalleri, nanometre büyüklüğünde binlerce tetragonal grenlerden oluşmaktadır. Y-TZP seramiklerinin bükülme direnci 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m²'dir. Elastik modülü 200 MPa ve Young's modülü paslanmaz çeliğinkine yakındır. Bu özellikler sayesinde tam seramik restorasyonlarda sıklıkla alt yapı malzemesi olarak tercih edilmektedir (29).

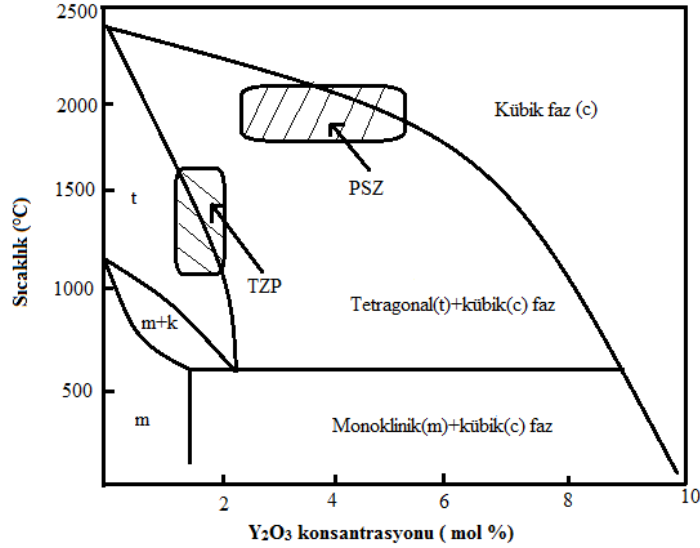
4.3 Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

4.3.1 Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Stabilize edici oksidin miktarı materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili bir faktördür. Saf zirkonyaya %8 molderden fazla Y_2O_3 'ün ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlağın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren dönüşüm doygunluğu mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3 ' in miktarı önemlidir (1,16).

Stabilize edici oksidin gren büyüklüğü ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Saf zirkonyaya ilave edilecek stabilize edici oksidin yapıya homojen olarak dağılması gerekmektedir. Zirkonyanın mekanik özelliklerini artırmak için malzemeye eklenen stabilize edici oksitlerin miktarı mümkün oldukça düşük olmalıdır. %2 oranında eklenen stabilize edici ile maksimum mekanik özellik sağlanır. TZP yapısında mevcut olan ittriyum oksit oranının artırılması, tetragonal fazın oranının

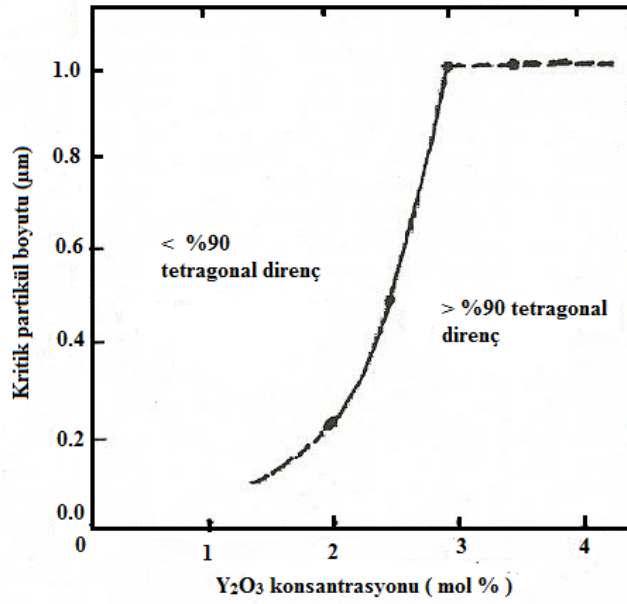
azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar ayrıca sinterleme ısısının düşmesine ve yapı içinde porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığının azalmasına neden olur (Şekil 3) (30).



Şekil 3. Y_2O_3 konsantrasyonu ve üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi (1)

4.3.2 Zirkonya Tanecik Boyutu ve Şekli

Tanecik boyutu küçüldüğünde ($<1\mu m$) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Çok küçük tanecik boyutlarında ($\sim 0.2\mu m$) dönüşüm gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği azalmaktadır. Oda sıcaklığında yarı stabil bir tetragonal yapı elde etmek için gren boyutunun $0.8\mu m$ 'den küçük olması gerekmektedir. Belirli bir tanecik boyutunun üzerindeki taneciklerin kendiliğinden $t \rightarrow m$ dönüşümü itriyum konsantrasyonuna bağlı olarak gerçekleşir ve bu dönüşüm ince taneli yapıları engelleyebilir. Malzeme içindeki gren yani kristal içeriğinin fazlaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltır (1,31). Stabilize edici oksidin oranını %2'den %3'e çıkartılması tanecik boyutunun $1\mu m$ olmasına neden olur ve malzemenin mekanik özellikleri bozulur (10). Tanecik boyutunun artması durumunda, spontan olarak tetragonal-monoklinik faz değişimi meydana gelir (Şekil 4). Bu değişim yapının içindeki tanecik dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenabilir (1). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde etmek ve faz değişim sertleşme mekanizmasını aktive etmek için %2 Y_2O_3 ve $0.3\mu m$ gren boyutu idealdir (31).



Şekil 4. Y₂O₃ konsantrasyonunun partikül boyutuna etkisi (1)

Porozite materyalin mekanik özelliklerini etkileyen başka bir özelliktir. Porozite miktarı arttıkça mekanik özellik azalır. Materyalde porozite mevcut ise yapı içindeki çatlağın ilerleyişi de etkilenmektedir. Oluşan çatlak ince taneciklerin arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyişi, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (11,32).

4.3.3 Sıcaklık ve Nem

Sıcaklık artışı ile Y-TZP içindeki tetragonal fazdan monoklinik faza kontrolsüz geçiş olmaktadır ve malzeme yarı stabil özelliğini kaybetmektedir. Bu faz değişiminin meydana gelmesi için 200-300⁰C'lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir. 100-400⁰C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulan Y-TZP yapısında meydana gelen spontan faz değişimine '*Düşük Isıda Bozulma*' (*Low Temperature Degradation -LTD-*) denir. Ortamda mevcut olan nem ise faz değişim miktarını artırmaktadır (10,33,34).

4.3.4 Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri; çatlak ilerlemesi ve su tarafından oluşturulan korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde, tükürüğün camla reaksiyona girmesi camın yapısının bozulmasına ve çatlak oluşumuna neden olur. Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur (35). Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar. Bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi

artırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir 'yaşlanma' olayı söz konusudur. Bu nedenle Y-TZP gibi polikristalin yapılar nemli ortamda zamanla yaşlanmaya eğilim gösterir ve buna bağlı olarak mekanik özelliklerinde bozulmalar görülür (1). Yaşlanma ile materyal yarı kararlı özelliğini kaybeder ve mekanik özellikleri bozulur. Y-TZP; su ve vücut sıvıları ile temasa geçtiğinde veya buharla sterilizasyon esnasında, yavaş ilerleyen $t \rightarrow m$ faz değişimine uğrar ve bu faz değişimi yapının yüzeyinde hasara neden olur (35,36).

Y-TZP'de yaşlanma mekanizması aşamaları Swab tarafından şu şekilde özetlenmiştir (33):

- ✓ Yaşlanma için kritik ısı aralığı $200-300^{\circ}\text{C}$ 'dir.
- ✓ Yaşlanma sonucunda dayanıklılık, sertlik ve yoğunluk azalır, monoklinik faz yoğunluğu artar.
- ✓ Tetragonal-monoklinik faz değişimi nedeniyle mekanik özelliklerin bozulması sonucunda; yapının içinde mikro ve makroçatlaklar oluşur.
- ✓ Düşük ısıda bozulma; yüzeyde başlar ve yapının içine doğru ilerler.
- ✓ Partikül boyutunun azalması ya da stabilizatör oksidin yoğunluğundaki artması sonucunda, faz değişim oranı azalır.
- ✓ Ortamda su veya buhar varsa tetragonal-monoklinik faz değişimi artar.

Y-TZP'nin kimyasal yapısından dolayı, itriyum yoğunluğunun değişmesi ve işleme tabi tutulduğu ısı miktarı, materyal içindeki tetragonal fazın oranını belirler. Yapının ağız sıvıları ile temasta olan yüzeylerindeki monoklinik faz oranı %10'dan az olmamalıdır. Sinterleme süresi ve sıcaklığı tanecik boyutunda etkili bir faktördür. Yüksek sinterizasyon süresi daha büyük tanecik oluşumunu sağlamaktadır. Sinterleme tekniklerinde yapılan değişimler ile materyalin yapısı ve yaşlanmaya olan direnci değiştirilebilir (8).

4.3.5 Materyale Uygulanan İşlemler

Y-TZP seramik restorasyonlar yapım aşamalarından itibaren çeşitli işlemlere tabi tutulmaktadır. Bu işlemlerin seramiğin mekanik özelliklerini etkilediği düşünülmektedir. Alt yapıların üretim ve uyumlandırma aşamalarında aşındırmalar

yapılmaktadır. Bunun dışında rezin siman ile seramik yüzeyi arasında etkili bir bağlantı elde edebilmek için; zirkonya seramiklerin yüzeyine farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri (kumlama, lazerle pürüzlendirme, asit uygulama, frezlerle aşındırma) uygulanmaktadır. Tüm bu işlemler zirkonya seramiğinin mekanik direncini etkilemektedir (37-39).

Zirkonya alt yapı materyali seramik materyal ile kaplanır. Bu süreçte fırınlamaya maruz kalan materyalin ısı uygulamaları ile de mekanik özelliklerinin etkilendiği düşünülmektedir (40-42).

4.4 Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme dirençleri 900 MPa ile 1200 MPa arasında farklılık gösterebilir. Bu fark zirkonya bloğun elde ediliş şekline göre kaynaklanmaktadır. Zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır.

Green zirkonya: Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonya bloklar, kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme karşılamak için %20-25 oranında büyük işlenirler. Böylece sinterlenmemiş poroz zirkonya yaklaşık %20-25' lik bir büzümeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (43).

Pre-sinterize zirkonya (Non-HIP Zirkonya): Green zirkonyanın 500⁰C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Pre-sinterize zirkonya bloklar elmas ve karbit frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme kompanse etmek için %20-25 oranında daha hacimli işlenirler. Pre-sinterize zirkonyanın bir diğer adı da Non-HIP zirkonya'dır. HIP kelimesi 'Hot Isotatic Pressing' kelimelerinde oluşmaktadır. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılır (44).

Sinterlenmiş zirkonya (HIP zirkonya): Sinterlenme işlemi tamamlandığı için doğrudan kazıma işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Green, pre-sinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkonya blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir (45).

Sinterlenmiş zirkonyanın bir diğer adı HIP zirkonyadır. Non-HIP zirkonyaya göre dayanıklılığı %20 artış gösterir. HIP zirkonya Non-HIP zirkonyaya göre daha serttir ve kazıma işlemi daha zordur. Bir restorasyonun yapımı için uzun süre gerektirdiğinden genellikle kısmi sinterleme işlemi uygulanan bloklar kullanılmaktadır (44).

4.5 Zirkonya Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması

Zirkonya destekli restorasyonlar üretim şekillerine göre iki ana grupta toplanabilir.

1. Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler

2. Polikristalin Seramikler

4.5.1 Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler

In-Ceram Zirkonya cam infiltrate seramiklere örnek olarak verilebilir. In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), %99.56 saf alümina içeren In-Ceram Alümina sistemine, %35 oranında zirkonya infiltrate edilmiş bir modifikasyonudur. Cam infiltrate alümina kor materyalinin dayanıklılığının artırılması amacıyla %33-35 oranında zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiştir. Çok fazlı bir materyal olan zirkonyayı stabilize etmek amacıyla yapıya az miktarda CeO_2 ilave edilerek zirkonya ile güçlendirilmiş yarı stabilize seramik elde edilmiştir (16,46). Bu materyalin bükülme direnci 421-800 MPa, kırılma direnci 6-8 MPa arasındadır (47). Zirkonyanın, “dönüşüm doygunluğu” özelliği sayesinde arka bölge dişlerinde kuron ve üç üyeli köprü yapımına olanak sağlayan, dayanıklılığı ve sertliği artırılmış bir materyal elde edilmiştir. Materyal aşırı opak olduğundan ve translusentliğin sağlanamamasından dolayı anterior bölgede kullanımı tavsiye edilmemektedir (48). Köprü restorasyonlarında bağlantı bölgelerinin boyutlarının oklüzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm den az olmaması tavsiye edilmiştir (46,49).

In-Ceram Zirkonya alt yapı üretimi, slip casting tekniğinin (hamur) yanı sıra kısmi stabilize edilmiş hazır blokların bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile şekillendirilmesini takiben cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi yoluyla da yapılabilir (50).

4.5.2 Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde cam faz tamamen ortadan kaldırılmış, kristal atomları kitle boyunca düzenli bir şekilde dizilerek yoğun bir yapı oluşturmuşlardır. Bu durum, seramik yapısında çatlak ilerlemesini zorlaştırarak, polikristalin seramiklerin,

diğer seramiklere göre daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Yüksek opasiteye sahip polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar. Dayanıklı alt yapı, uygun bir cam seramik ile kaplanmakta ve estetik açıdan başarılı protezler elde edilmektedir (22).

Zirkonya esaslı materyallerin üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumlulukları göz önünde bulundurularak, itriyum (Y^{+3}) ile stabilize edilmiş zirkonya dental restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmıştır (46).

Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları (46,51)

1. Tek kuronlar
2. Üç-dört üyeli köprüler

Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları (46,51)

1. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar
2. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı
3. Yetersiz periodontal destek
4. Derin kapanış vakaları
5. Yetersiz oklüzal mesafe
6. Yetersiz destek diş kuron boyu

Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları (13,51)

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
2. Biyouyumludur.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
5. Isısal 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 hem adeziv yapıştırma hem de konvansiyonel yapıştırma teknikleri ile yapılabilir.

Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları (13,51)

1. Görünümleri opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemleri materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir.
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.
4. Lehimlenmeleri mümkün olmadığından, restorasyonda oluşabilecek herhangi bir uyumsuzluk durumunda tekrar ölçü alınmalıdır.

Kuron köprü restorasyonlarında, Y-TZP seramikler güdük üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte, bu teknikler de, farklı sistemleri gerektirmektedir. Materyallerin gelişimi ile beraber günümüzde klinik olarak başarılı tüm seramik restorasyonlar yapılabilmektedir (13,52).

Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir (53,54).

1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM-Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)
2. Manuel Tasarım/ Manuel Üretim (MAD/MAM-Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

4.5.2.1 Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM–Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)

Bütün dental CAD/CAM sistemleri 3 ana bölümden oluşur.

1. Veri toplama
2. Restorasyon tasarımı
3. Restorasyon fabrikasyonu

İlk olarak Zürih Üniversitesi'nde bir inley restorasyon yapımı için kullanılan bu sistemde, prepare edilmiş dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayar programı kullanılarak restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon önceden üretilen seramik blokların restorasyon ile uyumlu çalışan makinede şekillendirilmesi ile elde edilmektedir (55).

İlk kullanılan CAD/CAM sistemlerinde bloğun şekillendirilmesi esnasında aşındırmanın iki eksenle yapılması sebebiyle diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Günümüzde ise altı eksenli aşındırma yapabilen sistemler mevcuttur (56).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç (24,57)

- Geleneksel ölçü yöntemlerini ortadan kaldırmak
- Restoratif materyallerin daha kısa sürede hazırlanmalarını sağlamak
- Yapılacak restorasyonun doğal dişin anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak
- Restorasyon kalitesini artırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi)
- Estetiği sağlamak

CAD/CAM uygulamaları tek seansta yapılabildiği için; hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azaltılmış olur. CAD/CAM sistemlerinin kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında, üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmiş olmasına rağmen bu sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir (58).

CAD/CAM teknolojisinin kullanımındaki en önemli avantaj; bu yolla üretilen ve oda ısısında işlenen seramik materyalinin daha homojen yapı sergilemesi, kusur ve çatlakların minimuma indirilmesidir.

Zirkonya seramikler, sinterlenmiş yoğun matriks formu oluşumu sonucunda yüksek dayanıklılığa sahip olmaktadır. Öte yandan zirkonyanın yüksek erime ısı ve sinterleme işlemi sırasında oluşan %20-25' lik büzülme miktarı yoğun sinterlenmiş altyapı oluşturulmasını zorlaştırmaktadır. Yoğun sinterlenmiş altyapının oluşturulması için 2 farklı yöntem mevcuttur (59).

1. Altyapı, tam sinterlenmiş Y-TZP blokların frezelenerek şekillendirilmesiyle elde edilir. Zirkonya, frezeleme işleminden önce sinterlendiği için işlem esnasında büzülme oluşmamaktadır. Sinterlenmiş olan itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyanın sahip olduğu yüksek sertlik değerleri frezeleme işlemini zaman alıcı bir işlem haline dönüştürmektedir (60).

2. Altyapı, kısmen sinterlenmiş yumuşak Y-TZP blokların frezelenerek şekillendirilmesiyle elde edilir. İşlenmiş yapı yüksek derecelerde fırınlanarak sinterleme işlemi tamamlanır. Altyapının freze edilmesi sırasında boyutları %20-25 oranında artırılır ve sinterleme işleminde oluşacak büzülme telafi edilir. Tam sinterlenmiş bloğa göre altyapının şekillendirilmesi daha hızlı olmakta ve kesici aletin yıpranma miktarı azalmaktadır (60).

Zirkonya blokları için kullanılan farklı CAD-CAM sistemleri

1. Cerec-Sirona Dental Systems (Sirona, Bensheim, Almanya)
2. Celay (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
3. Everest (Kavo Dental, Leutkirch, Almanya)
4. Lava 3M Espe AG (Seefeld, Almanya/ABD)
5. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
6. DentaCAD Hint-Els GmbH (Griesheim, Almanya)
7. Cercon DeguDent (Hanau, Almanya)
8. Precident DCS Dental (Allschwil, İsviçre)
9. Zeno Tec System Wieland Dental+Technik (Pforzheim, Almanya)

Cerec-Sirona Dental Systems (Sirona, Bensheim, Almanya)

Cerec kelime anlamı “Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics” kelimelerin baş harflerinden oluşmuştur. Cerec sistemi hekimlerin klinikte klasik ölçü alma işleminin ağız içi kamera yardımıyla gerçekleşmesine olanak sağlamıştır (61). Bu sistemle ilk olarak inley restorasyon denenmiştir (56). Siemens firması 1992 yılında Cerec 2’yi üretmişlerdir. Bu sistemin gelişmesi ile literatüre ilk kez ‘optimal impression’ yani ‘görsel ölçü’ terimi girmiştir. Bu teknikte alınan ölçüler sonucu bilgisayarda oklüzal morfoloji tasarımı kısıtlılık göstermiştir (56,61).

Sirona firması 2000 yılında Cerec 3’ü piyasaya sürmüştür. Bu sistemde Windows NT platformlu yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. Üretim işlemi, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlanmıştır (56).

Celay (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Kopya freze tekniği ve cam infiltrasyonuna dayanan bu sistem 1990’ların başlarında tanıtılmıştır. Restorasyon, çalışma modeli üzerinde öncelikle mum ya da rezinden altyapı olarak elde edilir. Celay ünitesi birbirinden ayrılmış iki bölümden

oluşmaktadır. Sağ taraftaki kesici bölüme seramik yerleştirilirken diğer kopyalama bölümüne de mum ya da rezin örnek yerleştirilir. Kesici ünitenin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizması ile bağlı olup, kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Restorasyonun iç yüzeylerinin kesimi rond, dış yüzeylerinin ise disk şeklindeki frez yardımı ile yapılır. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120⁰C’ de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140⁰C’ de tekrar fırınlanır (62).

Everest (Kavo Dental, Leutkirch, Almanya)

Everest, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron-köprü protezlerinin alt yapısını oluşturmak için kullanılan ve Kavo tarafından üretilen bir CAD/CAM sistemidir. Tarama ünitesi (Everest Scan), frezeleme ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi beş aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model taranır, bilgisayar ortamında alt yapı tasarımı yapılır sonrasında istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS) hemde tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZP) mevcuttur. Bunların dışında sistemde titanyum, lityum disilikat ile güçlendirilmiş alt yapı malzeme seçenekleri mevcuttur. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise 5 farklı renkte renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise renklendirilemezler (63).

Everest sistemi ile; onley, inley, laminate veneer, ön-arka bölge kuron protezleri, 14 üyeye kadar varabilen köprü protezleri yapımı mümkündür (64).

Lava 3M Espe AG (Seefeld, Almanya/ABD)

Lava 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde özel optik bir tarayıcı (Lava Scan), bilgisayara bağlı frezleme makinası (Lava Form) ve sinterizasyon fırınından (Lava Therm) oluşur. Sistemde sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve sinterizasyon büzülmesini tolere etmek için CAD sisteminde restorasyonun tasarımı gerçek boyutundan %20 daha büyük frezelenir ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500⁰C’de 8 saat sinterlenir. Sistemde maksimum estetik için alt yapıyı boyayan sekiz ayrı renk mevcuttur (31).

LAVA sistemi ile; ön ve arka bölge kuron protezleri, ön ve arka bölge 3 veya 4 üyeli köprü protezleri, inley, onley, kantilever köprü protezlerinin yapımı mümkündür (65).

Procera (Nobel Biocare, Göteburg, İsveç)

Procera sisteminin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya (Scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera Software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına ihtiyaç duyulmaktadır (66). Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarlarından birinde hazırlanır. Türkiye için merkez İsveç kabul edilir. Daha sonra hekimin beraber çalıştığı laboratuvarında; sistem ile uyumlu seramik materyali ile üst yapının tamamlanmasının ardından glazür işlemleri de yapılarak restorasyona son şekli verilir (46).

Procera sistemi ile; alüminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), implant üstü titanyum alt yapılar, implant üstü titanyum tam seramik kuronlar üretilebilir (66,67).

DentaCAD Hint-Els GmbH (Griesheim, Almanya)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (Non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya bloklar kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kuronun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir (68)

Cercon DeguDent (Hanau, Almanya)

Cercon sistemi 1998 yılında geliştirilmiş, 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Ana makine Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain frezeleme ve lazer tarayıcı ünitesi içerir (69). Cercon sisteminde bilgisayar destekli tasarım yapılmaz. Alt yapı geleneksel mumlama yöntemi ile oluşturulmakta ve Cercon sistemin tarayıcı cihazı tarafından taranmaktadır. Laboratuvarında, preparasyonu yapılmış dişe ait day üzerinde restorasyonun bir mum örneği yapıp, Cercon cihazının ana parçasına

yerleştirilmekte ve cihazın lazer sistemi ile taranmaktadır. Mum örneğin boyutları sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmektedir. Büyütülmüş alt yapılar %25' lik sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-7 saat 1350⁰C' de Cercon heat fırınında sinterlenir (70).

Cercon sistemi ile tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü restorasyonları hazırlanabilir. Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir (69).

Precident-DCS Dental (Allschwil, İsviçre)

DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır:

1. Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı)
2. DCS Dentform (yazılım)
3. Precemill (frezeleme makinesi)

Sistemde üretilen alt yapılar, Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) elde edilir. Preciscan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı ile destek dişte, komşu dişlerde ve çevre dokularda koordinat bilgileri elde etmek amacıyla ölçümler yapılır. Otomatik ölçümde 14 adet prepare edilmiş diş taranabilir ve Precemill frezeleme ünitesinde 30 üyeye kadar alt yapı üretimi gerçekleştirilebilir (71).

Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar ve yaklaşık 300000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, tasarım yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezeleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarında frezelenir (37).

Frezeleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken (72), bazı firmalar ise bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (69).

DCS sistemde kullanılan materyaller; porselen, cam seramik, In-Ceram zirkonya, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleridir. Ayrıca bu sistem; titanyum ve HIP zirkonya bloklarının frezelenebileceği CAD/CAM sistemlerinden biridir. Alt yapılar tamamlandıktan sonra; alt yapıyla uyumlu ısısal genleşme katsayısına sahip üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon tamamlanır (73).

Zeno Tec System Wieland Dental+Technik (Pforzheim, Almanya)

Zeno Tec sistemi 4 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Bunlar; 3 shape D 200 tarayıcı, Zeno CAD bilgisayar yazılımı, Zeno 4030 kazıma ünitesi, Zeno Fire Sinterleme fırınıdır.

Zeno Tec sisteminde alçı model 3 Shape D 200 tarayıcısı ile optik olarak taranır. Tarama işlemi tek bir kuron için 45-60 sn sürmektedir. Veriler Dental Designer yazılımında çalışılarak protez tasarım edilir. Laboratuvarın kapasitesine göre ZENO 4820, ZENO 3020 ve ZENO 4030 M1 frezeleme makinelerinde seramik bloklar işlenir; diğer sistemlerden farklı olarak laboratuvar ortamındaki kirliliği elimine etmek için ZENO Air hava temizleme ünitesi kullanılır; sinterleme için ZENO Fire sinterizasyon fırını kullanılır.

Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Zirkonya bloklar kullanıldığında alt yapının istenilen renkte üretilebilmesi imkânları sunulmuştur. Üst yapı seramiği olarak kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan, ısısal genleşme katsayısı uyumlu lösit içermeyen HDAM (high density advanced microstructure) Zirox sistemi uygulanır (74)

4.5.2.2 Manuel Tasarım/Manuel Üretim (MAD/MAM-Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

Zirkonya alt yapı, MAD-MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) prensibi ile elde tasarım ve kazıma yapılarak da üretilebilir. Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyadan yapılan yarı sinterlenmiş poroz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonya alt yapıli restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir. Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Model cihaza taşınmakta, mekanik bir sensör veya lazer ile tüm yüzeyler taranmaktadır.

Yüzeye ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda genişletilmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle, sinterizasyon sonucu gerçek boyutlarına kavuşmaktadır (54).

Bu prensip ile çalışan sistemler mevcuttur:

1. Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Bruneck, İtalya)
2. Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Bruneck, İtalya)

Zirkozahn, zirkonyum oksit blokların aşındırılmasında kullanılan manuel bir cihazdır. Anahtar kopyalanmasında kullanılan cihazlara benzer bir mantıkla çalışmaktadır. Sinterlenmemiş bloklar kullanılır. Alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlere firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile alt yapı tasarımı yapılır.

Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra freze cihazının iki bölmesinden biri olan okuyucu ucunun yer aldığı bölüme teknisyen tarafından kompozit rezin kullanılarak yapılan alt yapı sabitlenir. Cihazın aşındırıcı frezinin bulunduğu diğer bölümüne de sistemin kendisine ait olan zirkonya blok (ICE Zirkonia veya Prettau) yerleştirilir. Okuyucu frez teknisyen tarafından yapılan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, susuz ortamda zirkonya blok üzerinde kesici frez restorasyonu şekillendirir (75).

Sinterlenme büzülmesi hesaplanarak orijinal boyutundan %22 oranında büyük hazırlanan restorasyon, istenilen renk elde edilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra 1500⁰C’de yaklaşık olarak 16 saat sinterlenip son boyutuna ulaşır. Yüksek direncin gerekli olduğu bölgelerde, uzun köprü protezlerin yapımında kullanılmaktadırlar (54).

Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

Çalışma prensibi Zirkozahn ile aynıdır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır. Sinterleme öncesi blok hacimli işlenir ve sinterleme sonrası gerçek boyutlarına ulaşır. Sinterleme işlemi 1450⁰C’de 7 saat sürer. 40x20x16 mm ve 65x30x20 mm olmak üzere iki farklı blok hacmine sahiptir. Konvansiyonel üst yapı seramikleri ile üst yapı tamamlanır (76).

4.6 Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

4.6.1 Aşındırma ve Cilalama

Geleneksel seramiklerde aşındırmanın amacı pürüzlü bir yüzey elde edip, bunun mikromekanik tutuculuğa katkıda bulunmasını sağlamaktır (77). Tam seramiklerin altyapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında teknisyen veya diş hekimi tarafından sıklıkla aşındırma işlemi uygulanmaktadır. Yapılan çalışmalara göre aşındırma işlemi; feldspatik porselende 30-40 mikron derinliğinde çatlaklara ve %80'e varan direnç azalmasına sebep olurken, faz dönüşümüne uğrayan zirkonyum oksit seramiklerde dayanıklılığı artırmaktadır (78).

Zirkonya restorasyonların hazırlanması sırasında Y-TZP içeren zirkonya bloklar öncelikle sistemlerine ait frezeleme cihazlarında frezelenir. Ardından alt yapının modele uygun hale getirilmesi için el aletleri ile soğutma altında aşındırılır. Yarı stabil olan tetragonal zirkonyanın dayanıklılığının aşındırma işlemlerinden etkilendiği ilk olarak Garvie ve ark. (24) tarafından ifade edilmiştir. Aşındırma işlemleri sırasında yüzeyde meydana gelen faz değişimi ile oluşan tabaka; zirkonyanın dayanıklılığını artırır. Yüzeyde oluşan baskı gerilimleri; mikroçatlakların oluşmasını ya da ilerlemesini engeller. Bu tabakanın kalınlığının aşırı artması sonucunda yüzeyin alt tabakalarında çatlak oluşumu görülür (79). Su soğutması ile yapılan aşındırma işlemlerinde dahi yüksek stres ve sıcaklık oluşur. Makinayla aşındırmada ortaya çıkan sıcaklıkların değeri; elle aşındırmadan daha fazladır (80).

Aşındırmanın seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri; pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, çatlaklar ve rezidüel strestir (72). Aşındırma sonucu bu özelliklerin hangisinin ortaya çıkacağı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (38).

Özet olarak aşındırmanın iki etkisi bildirilmiştir.

Yüzeyde sıkıştırıcı kuvvetler: Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı kuvveti oluşmaktadır (37). Aşındırma ile zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyinde oluşan sıkıştırıcı kuvvetler ortalama bükülme direncini artırmaktadır (38).

Yüzey çatlakları: Aşındırma sırasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemleri sonucu oluşan yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynamaktadır (81). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu nedenle zirkonya yüzeyinde yapılacak aşındırma işlemleri sırasında, zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametreleri dikkate alınmalıdır. Bu parametreler arasında en önemlisi aşındırıcının gren boyutudur (38).

Aşındırma sırasında frezin yüzeyden her geçişte onlarca mikron materyal kaldırdığı bilinmektedir. İşlem sırasında çıkan kıvılcımlar hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu gösterir (38). Yapılan çalışmalarda, aşırı ısınmanın eşlik ettiği aşındırma işlemlerinin de tersine faz dönüşümünü tetiklediği ve dolayısıyla zirkonyum oksit seramiğin direncinde azalmaya neden olduğu gözlemlenmiştir (23,38,77,79). Aşındırma işlemi sırasında uygulanan kuvvet ve aşındırmanın hızı da bükülme direncine etkili parametrelerdir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığı azalmaktadır. Zirkonyum oksit esaslı restorasyonlarda küçük grenli elmas frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda yüksek bükülme direnci elde edilirken, kalın grenli frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda bükülme direncinde azalma gözlemlenmiştir (82,83). Yapılan bir çalışmada tanecik çapı 25 µm olan frez ile yapılan aşındırma sonrası yüzeyde oluşan sıkıştırıcı stresin dönüşüm doygunluğunu ve yapının dayanıklılığını artırdığı ifade edilirken, tanecik çapı 150 µm olan frez ile yapılan aşındırmanın yapıyı zayıflattığı belirtilmiştir (82). Aşındırma yapılırken gren boyu küçük frezler kullanılmalı, düşük devirde ve soğutma yapılarak çalışılmalıdır.

Cilalamanın amacı ise aşındırma sırasında oluşan mikro çatlakların ilerlemesini önlemek ve seramiğin gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklı olmasını sağlamaktır (77). Cilalama işlemi sonucunda yüzeyde oluşan çizikler yapı içerisinde artık stresler oluşturur. Aşındırma sonrası uygulanan ince cilalama işlemi; yüzeydeki baskı tabakasının uzaklaşmasına neden olur. İnce cilalama elastik hasarlara bağlı oluşan gerilme streslerinin sebebiyle çizikler etrafında faz dönüşüm odakları oluştururken, kaba cilalama yaşlanma rezistansı için yararlı sıkıştırıcı yüzey stresi oluşturur (84).

En son yapılan cila işlemiyle çatlakların daha küçük boyutta olması ve bükülme dayanımının daha yüksek olması sağlanır (37).

4.6.2 Kumlama

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması için kullanılan bir işlemdir (85). Kumlama aşındırma işlemine göre yüzeyden az miktarda materyalin kaldırıldığı, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stresin yüksek boyutlara ulaşmadığı hassas bir işlemdir (85,86)

Kumlama, zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinin ve tutuculuğunun artırılması için kullanılan bir yöntemdir (87). Zirkonyum oksit seramiklerin kumlanması sonucunda yüzeyde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat metal yüzeylerinin kumlanması ile kıyaslandığında daha az miktarda girinti çıkıntılara rastlanmaktadır (11).

Zirkonyum oksit yüzeylerde; yapılan kumlama sırasında mikro çatlaklar oluşmasına karşın yüzeyin hemen altında t→m faz değişimi oluşmaktadır. Bu da materyalin hacminin %3-5 oranında artmasına neden olur. Böylece kumlanan yüzeyin hemen altında bir sıkıştırıcı stres tabakası açığa çıkar ve mikro çatlakların ilerlemesini önler (87). Oluşan mikro çatlaklar mikromekanik tutuculuğun, ortaya çıkan sıkıştırıcı stres tabakası da zirkonya seramiğin kırığa karşı direncinin artmasını sağlar (88). Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığının az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediğinden; kumlamanın materyalin dayanıklılığını artırdığı düşünülmektedir (89). Kumlama sonucu oluşan yüzey defektleri; erosiv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama, aşındırma işlemi sonrası yüzeyde oluşan çatlak oluşumunu azaltmak amacı ile de kullanılmaktadır (38).

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, uygulanan basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir. Bu konuda yapılan araştırmalarda 50 µm veya 110 µm Al₂O₃, 2.5 veya 2.8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanan kumlama işleminin etkinliğinden bahsedilmiştir (90,91).

Tribokimyasal uygulama:

Bu teknikte seramik yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında, kum seramik yüzeyinde 15 μm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Kumlama sonrası silika ile kaplanan materyal yüzeyinde oluşan camsı faz tabakası ile materyal yüzeyine uygulanan silan arasında kimyasal bağlantı oluşmaktadır. Bu da siman ile seramik yüzeyi arasındaki bağlantı dayanıklılığını artırmaktadır. Bu yöntem hem geleneksel diş hekimliği seramiklerinde hem de zirkonya seramiklerde sıkça kullanılan bir yöntemdir. Hem laboratuvarında hem de klinikte kullanılabilecek silika kaplama sistemleri mevcuttur (92).

Rocatec laboratuvarında kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde 2 aşamalı kumlama yapılır. Önce Rocatec-Pre adı verilen restorasyonun 110 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile 2.5 bar basınç altında temizlenip, aktive edilmesi aşaması vardır. İkinci aşama ise Rocatec-Plus adı verilen, 110 μm SiO_2 kumunun 2.5 bar basınç altında püskürtülmesi ile yüzeye silika partiküllerinin gömülmesini sağlayan uygulamadır (88,89).

CoJet sistemi ise klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silandan oluşur. Silisik asit içeren 30 μm 'luk Al_2O_3 kum partikülleri 90°C'lik açıyla, 10 mm mesafeden, 2 bar basınçla, 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır (93).

4.6.3 Lazerle Pürüzlendirme

Çeşitli lazer sistemleri kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırılması ve bunun rezin simanların bağlanma gücüne olan etkisi pek çok araştırmada incelenmiştir (36,94,95). Son yıllarda lazer sistemleri ile tam seramik sistemlerinin pürüzlendirilmesi popüler hale gelmiştir (94).

4.7 Lazer

Türkçe 'laser' veya 'lazer' olarak yazılan kelime, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş ve daha açık bir ifade ile 'Stimule edilmiş radyasyon yayılımı ile ışık güçlendirilmesi' anlamına gelmektedir (95). Lazer teorisi Albert Einstein'ın 1900'lü yıllarda fotonlar ve uyarılmış emisyon ile ilgili ortaya attığı fiziksel prensibe dayanmaktadır.

Einstein'ın bu teorilerini temel alarak 1958'de Schalow ve Townes 'Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation' ı (MASER) tanımlamışlardır (95,96).

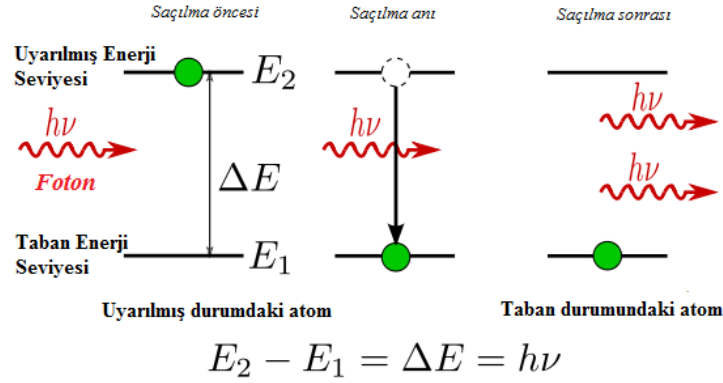
İlk lazer aygıtı kromium oksit ile kaplı alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir yakut barı kullanılarak yapılmıştır. Diş hekimliğinde ilk lazer kullanımı 1964 yılında Stern ve Sognnaes (97) ile Goldman ve arkadaşları (98) tarafından dişin sert dokularında yakut lazer ile olmuştur. Sert doku lazerleri ise diş hekimliğinde ilk olarak 1997 yılında kullanılmıştır (99).

Diş hekimliğinde lazer; çürüklerin temizlenmesi, dişetinde ve çene kemiğinde her türlü cerrahi işlemler, estetik diş tedavileri, dişetin şekillendirilmesi, diş renginin ağartılması, aft ve uçuk tedavileri, dişlerin hassasiyetinin giderilmesi, çene eklemi rahatsızlıkları, çekim sonrası yara iyileşmesi, gingivitis, periodontitis, oral mukoza rahatsızlıkları, pulpa kanallarının sterilizasyonu, implant ve periimplantitis gibi birçok girişimde kullanılmaktadır (99).

4.7.1 Lazer Fiziği

Lazer, kinetik enerjinin, elektrik enerjisinin ya da farklı çeşitte bir enerjinin optik enerjiye dönüşümünden meydana gelir. Lazer ışığı tamamen yapaydır ve doğada bulunmamaktadır (100).

Tüm kuantum sisteminde atomlar başlangıçta taban enerjisi seviyesindedirler. Bir elektronu düşük enerji seviyelerinden yüksek enerji seviyelerine çıkarmak için dışarıdan enerji vermek gerekir. Bu enerjiyle elektronlar üst seviyelere çıkarlar ve hayat sürelerini tamamladıktan sonra geri taban enerjisine geri dönerler. Bu sırada aldıkları enerjiyle verdikleri enerji aynıdır. Bu olaya 'kendiliğinden yayılım' (spontan emisyon) denir. Albert Einstein aynı enerji düzeyinde hareketliliğe sahip uyarılmış atom alanında, eklenen kuantum enerjisinin iki kuantum salınmasıyla sonuçlanan fenomenine 'uyarılmış yayılım' (etkilemeli emisyon) adını vermiştir (Şekil 5). Üst enerji seviyesindeki tüm fotonların bir anda taban enerjisine inmesiyle çok kuvvetli bir salınma enerjisi ortaya çıkar. Kuantum sisteminin salınan bu enerjisine 'Lazer' adı verilmektedir (99).



Şekil 5. Uyarılmış emisyon (99)

Lazer sistemlerini kullanırken seçilmiş dokuya uygun çalışmak için bilinmesi gereken bir takım parametreler vardır (101);

1. Dalga boyu (Wavelength): Dokuya hasar vermeden çalışabilmek için dokunun absorpsiyon katsayısına, saçılma katsayısına ve yansıma katsayısına uygun dalga boyu olmalıdır.

2. Güç yoğunluğu (Power Density): Bir lazer atımının enerji yoğunluğu, atım enerjisi ve enerjinin çıktığı alan üzerinden tanımlanır. Birimi W/cm^2 'dir. Lazer ışığının doku üzerindeki spot alanı gücüyle ters orantılıdır. Spot alan küçüldükçe uygulanan lazerin gücü artar. Lazerle çalışırken odak mesafesi dokuya iletilen enerjinin maksimum olduğunu gösterir.

3. Enerji yoğunluğu (Energy Density, Fluence): Bir atımdaki enerji miktarıdır. Belli bir zamanda uygulanan güce enerji denir. Birimi Joule (J)'dür. Lazer sistemlerinde enerji yoğunluğu J/cm^2 cinsinden belirtilmektedir.

4. Frekans (Pulse Repetition Rate): Bir olayın birim zamandaki tekrar etme sayısıdır. Lazer sisteminde frekans, dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtir. Yani lazerin saniyedeki atım sayısıdır. Birimi Hertz (hz)'dir.

5. Atım süresi (Pulse Duration, Pulse Width): Bir atımın emisyonu için geçen süreye verilen isimdir. Genel olarak saniyelerle ölçülmesine rağmen bazı lazerlerde saniyenin binde biridir. Atım süresi ne kadar kısaysa lazer o kadar güçlüdür ve dokunun termal ısınması önlenmiş olur.

6. Işığın çapı (Beam Diameter): Dokunun üzerindeki hedef alınan alan ile ilgilidir. Birim alandaki santimetre karedeki Watt ya da Joule cinsinden bulunan enerji yoğunluğundaki foton yoğunluğudur.

4.7.2 Lazer Cihazı

Herhangi bir lazer cihazında üç temel eleman vardır:

1. Lazer materyali: Bu madde katı, sıvı ya da gaz olabilir. Buna göre temel olarak üç tip lazer vardır (102):

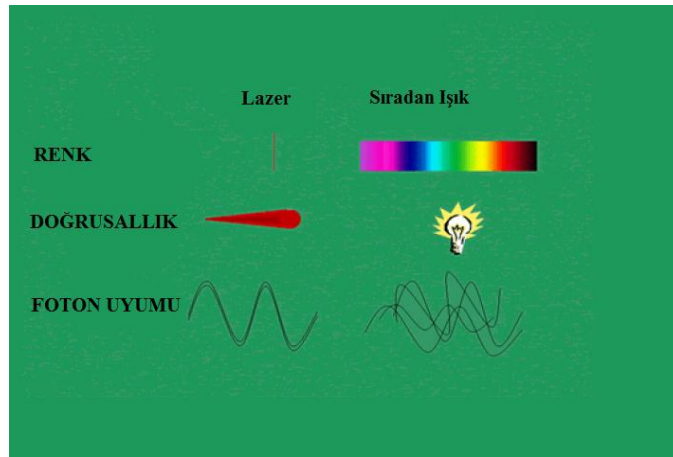
- Katı Lazerler: Nd: YAG kristali, Er: YAG kristali
- Sıvı Lazerler: Sıvılaştırılmış Argon
- Gaz Lazerler: CO₂, Excimer

2. Pompalama sistemi: Lazer ışığı fotonlarının yayılımının sağlanması için, dalga yayılımı yapacak olan maddenin molekül ve atomlarının hareketlendirilmesini sağlayan sistemdir.

3. Rezonant kavite: Bir devredeki belirli frekanstaki titreşimleri diğer bir devreye geçiren alete denir. Optik rezonatör, hem lazerin etkisini artırma, hem de lazer ışığının diğer ışıklardan farkının ayırt edilmesini sağlayan bir düzenleme yapar (96).

4.7.3 Lazer Işığının Özellikleri

Lazer ışığı elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (*monokromatik*, dalga boyundaki bütün fotonların aynı enerji seviyesinde olması), doğrusal olması (*collimated*, fotonların aynı yönde hareket ederek herhangi bir sapma veya yayılma göstermemesi) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (*koherans*, fotonların birbirine uyumlu hareketler yapması) şeklinde özetlenebilir (103) (Şekil 6).



Şekil 6. Lazer ile sıradan ışığın farkları (104)

4.7.4 Diş Hekimliğinde Sık Kullanılan Lazer Sistemleri

Tablo 1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer tipleri ve etki çeşitleri

	Lazer tipi	Dalga boyu	Kullanım yeri
<i>Görülebilir ışık lazerleri</i>	<i>Argon</i>	488-514 nm	Yumuşak doku
	<i>Diyot</i>	980 nm	Sert ve yumuşak doku
	<i>Diyot</i>	810 nm	Sert ve yumuşak doku
<i>İnfrared (kırmızı ötesi) lazerler</i>	<i>Nd:YAG</i>	1064 nm	Sert ve yumuşak doku
	<i>CO₂</i>	10600 nm	Sert ve yumuşak doku
	<i>Ho:YAG</i>	2100 nm	Yumuşak doku
	<i>Er:YAG</i>	2900 nm	Sert doku
	<i>Er:Cr:YAG</i>	2970 nm	Sert doku

4.7.4.1 Argon Lazer

Aktif materyali argon gazıdır. Diş hekimliğinde kullanılan 488 nm mavi, 514 nm mavi-yeşil olmak üzere iki farklı dalga boyu vardır. Görüntü spektrumu olan tek lazer sistemidir. 488 nm dalga boyundaki argon lazer rezin polimerizasyonunda ve diş beyazlatma işleminde kullanılmaktadır. 514 nm dalga boyundaki argon lazer yumuşak doku lezyonların tedavisinde kullanım için idealdir (105).

4.7.4.2 Diyet Lazer

Aktif materyali katı fazlı olan diyet lazer, yarı iletken kristaller ile alüminyum veya indiyum, galyum ve arsenik gibi elementlerin kombinasyonu kullanılarak üretilmiştir. Diyet lazerler yumuşak doku cerrahisi, diş beyazlatma ve biyostimülasyon amacı ile sıklıkla kullanılmaktadır (106).

4.7.4.3 Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd:YAG) Lazer

Nd:YAG lazerin aktif materyali katı fazda olup, neodmiyum iyonu yüklü ittriyum ve alüminyum elementleri ile garnet kristalinin kombinasyonu şeklindedir. Dalga boyu 1064 nm'dir. Nd:YAG lazer klinik olarak kesme, koagülasyon ve gingival sulkus debridmanı amacı ile kullanılabilir. Dişin sert dokuları tarafından çok az miktarda absorbe edilir, dişlere komşu yumuşak dokularda kullanımı güvenlidir (107).

4.7.4.4 CO₂ Lazer

10600 nm dalga boyunda, aktif materyali gaz olan bir lazerdir. Su tarafından iyi absorbe edilir. CO₂ lazer biyopsilerde, kanamaya yatkın lezyonlarda, aftöz ülserlerde, herpetik lezyonlarda, frenektomi, kuron boyu uzatma gibi işlemlerde gingivoplasti ve gingivektomilerde kullanılır (108).

4.7.4.5 Holmium:YAG Lazer

Diş hekimliğinde kullanılan Ho:YAG lazer 2100 nm dalga boyundadır. Su absorpsiyonu Nd:YAG lazerin yaklaşık 100 katı kadardır. Sert kalsifiye dokularda ablasyon yapabilir ancak yumuşak dokularda hemoglobin ve diğer doku pigmentlerine karşı aynı etkiyi göstermez (109).

4.7.4.6 Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) Lazer

Erbium YAG (Er:YAG) lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiştir (110). Er:YAG lazer, erbiyum (Er³⁺) iyonları ile katkılanırılmış, YAG ana kristallerinden oluşmaktadır. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (itriyum skandiyum galyum garnet) ana kristalinin içine de katkılanırılabilir. Bu yolla üretilen lazer; erbiyum, krom YSGG (Er, Cr:YSGG) lazeri olarak bilinir. Er: YAG 2940 nm dalga boyuna sahip iken ve Er, Cr:YSGG 2780 nm dalga boyunda emisyon yapmaktadır. Erbiyum lazer günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (111).

Erbium lazerin suya absorpsiyon katsayısı CO₂ ve Nd:YAG lazerden çok daha fazladır. FDA (Food and Drug Administration) 1997 yılında çürük temizleme, kavite preparasyonları ve adezyon öncesi mine ve dentin pürüzlendirilmesi gibi sert doku tedavilerinde kullanımını onaylamıştır. Sert doku işlemlerinde kullanılırken bir miktar ısı oluşabilir, ancak su soğutmalı kullanıldığından bu problem ortadan kalkmaktadır (112).

Er:YAG lazer enerjisi, su molekülleri ve hidröz organik komponentler tarafından absorbe edilir, ısı etkisinden dolayı bu komponentlerde buharlaşmaya neden olur. Buna “fototermal buharlaşma” denir. Ancak sert dokularda su buharı oluşumu, doku içindeki internal basıncı artırır ve küçük patlamalar ile dokunun genişlemesi ile sonuçlanır. Bu fenomene su aracılığı ile patlayıcı ablasyon da denir (113). Etkisi yüzeysel olarak 1-10 mikron doku derinliğinde ve mekaniktir. Küçük patlamalar çevre dokulardaki hücreler üzerinde yüksek bir basınç oluşturarak dokuların ablasyonunu sağlar. Er:YAG lazer

kullanımı ile hedef ve çevre dokularda minimal ısınma meydana gelir, skar oluşması önlenir, koagülasyon nekrozu azalır, kollagen büzülmesi olduğundan yara iyileşmesi hızlanır ve anestezi ihtiyacı azalır (114,115).

4.8 Fırınlama (ısı uygulaması)

Seramiğin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Zirkonya esaslı seramiklerde ise, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde etkilediği için yüzeyde oluşan sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (81,116). Ayrıca Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri; materyalin tanecik boyutunu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porozitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesine ve dönüşüm kapasitesinin bozulup azalmasına neden olmaktadır (8,117-119).

Zirkonya materyali, alt yapı olarak kullanıldığında, estetik materyallerin uygulama işlemleri sırasında belli bir fırınlama ısısına maruz kalmaktadır. Buna göre restorasyon 700-900°C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra soğutulmaktadır. Bu işlem restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2-5 defa tekrarlanmaktadır. Bu işlemlerin kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa dahi alt yapı materyallerine çeşitli etkiler oluşturulduğu bilinmektedir (59,60).

Yapılan diğer çalışmalarda, zirkonya seramiklere kumlama ve aşındırmayı takiben ısıtma işlemi uygulandığında, Y-TZP'nin monoklinik faz oranının 900°C'de 1 saatlik ısıtma sonrasında %2 oranında azaldığı bulunmuştur. Zirkonya seramiğinin martenzitik özelliğinden dolayı ısı uygulandığında tersine faz dönüşümü ($m \rightarrow t$) olmakta, baskı stresleri serbest kalmaktadır. Bu faz dönüşümü nedeniyle mikromekanik tutuculuğu sağlayan mikroçatlakların derine inmesini önleyen baskı tabakası ortadan kalkmaktadır. Monoklinik fazdaki bu azalma veya ısıtma esnasında gren boyutunun değişime uğraması zirkonyanın gelen kuvvetlere karşı direncini kaybetmesine neden olmaktadır (37,120,121).

4.9 Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

4.9.1 Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometrik Ölçümü

Seramik restorasyonların CAD/CAM yöntemiyle üretiminin temeli makinenin seramik blokları aşındırmasıdır. Aşındırma, yüzeyi yeniden şekillendirmekte ve yüzey çatlakları oluşturmaktadır. Hazırlanan restorasyonun yüzey pürüzlülüğü uygulanan

yüzey ve bitim işlemleri tarafından belirlenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış stres konsantrasyonuna sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır (122).

Seramik yüzeylerinde profilometrik ölçümler, yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde tarayıcı elektron mikroskop (SEM) ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir. Bu teknikler yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin dayanıklılığının ölçülmesinde yeterli değildir. Yüzey analizi yanında alt yüzey analizi için bükülme dayanıklılığı testi, fraktrografi ve hasara yol açmayan diğer analiz yöntemleri gereklidir (123). Materyaller arasındaki yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında, yapısal farklılıklarına rağmen yüzey pürüzlülüğü aynı gren boyutuna sahip frez kullanıldığında hemen hemen aynı bulunmuştur. Materyalden bağımsız pürüzlülük özelliğinin temel olarak gren boyutuna bağlı olduğu bildirilmiştir (124).

4.9.2 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

SEM analizi, ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı seramiklere uygulanan yüzey ve ısı işlemler sonrasında sıklıkla tercih edilmektedir. SEM cihazının kullanımı sırasında, kullanılacak örnek yüzeyi, primer bir elektron demeti ile taranır. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü o kadar karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (38,125,126).

4.9.3 X-Ray Difraksiyon (XRD) Tekniği

Monoklinik, tetragonal, kübik polimorfları içeren ZrO_2 sistemlerin nicel analizi, m $\rightarrow$ t dönüşümüyle ilgili yapılan çalışmalarda önem taşımaktadır. İki fazın yansımalarının şiddet oranları X-Ray difraktometresiyle yapılan nicel analizlerde kullanılmaktadır (127).

X-Ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkenlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir (127). XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin

belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde de kullanılmaktadır (128).

Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur (128).

Her bir madde kendine özgü difraksiyon şekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür (129).

XRD yönteminin avantajları (129,130)

1. Kimyasal analiz yöntemlerine göre daha hızlıdır.
2. Analiz için az sayıda örnek yeterlidir.
3. Difraksiyon analizi, maddenin yapısındaki atomların yanı sıra farklı atom dizilişleri sonucu meydana gelen bileşik veya bileşikler göstermektedir.
4. Yapıda mevcut fazlar tespit edilebilmektedir.
5. Hasar meydana getirmeyen bir test yöntemidir.

XRD yönteminin dezavantajları (130)

Faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeysel ise bu teknik ile hassas bir analiz yapılamamaktadır.

4.9.4 Tam Seramiklerin Dayanıklılığı

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (131). Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele

alınmalıdır. Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir (132).

4.9.4.1 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler

Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı

Materyalde meydana gelen çatlaklar protezin yapım aşamasında oluşabileceği gibi materyalin içyapısından da kaynaklanabilmektedir. Seramik kitlesinin freze yöntemi ile şekillendirilmesi, kumlama, aşındırma ve pürüzlendirme gibi uygulanan yüzey işlemleri ve ısıtıl işlemleri materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarının oluşmasına neden olabilmektedir. Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir. Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilirken, bazı işlemlerin ise dayanıklılığı olumsuz etkilediği ifade edilmektedir (132).

Test ortamı

Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda bulunan su varlığında zamanla azalmaktadır. Çatlak varlığında ortamda bulunan su, büyümeyen çatlağın yavaşça ilerlemesine neden olmaktadır. Seramiğin dayanıklılık değerleri ortamın reaktif özelliği ile doğrudan ilişkilidir (133).

Test metodu

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayancının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler, yapısında meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Gerilim altında baskıya göre daha zayıftırlar (131). Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, gerilim stresleri altındaki etkin alan veya hacmin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır (133).

4.9.4.2 Dayanıklılık Testleri

Bükülme testleri

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır (133).

1. Tek eksenli bükülme testleri

- Üç nokta bükülme testi (three point bending)
- Dört nokta bükülme testi (four point bending)

2. İki eksenli bükülme testleri

- Çember üzerinde çember (ring on ring)
- Çember üzerinde top (ball on ring)
- Üç top üzerinde piston (piston on three ball)
- Çember üzerinde piston (piston on ring)
- Top üzerinde çember (ring on ball)

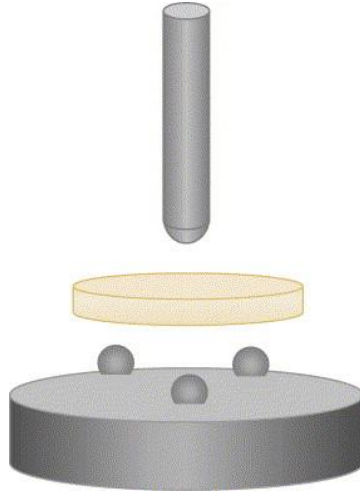
Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığının ölçülmesi için uygulanan bu testlerden, 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri, ASTM (American Society for Testing and Materials)'nin C1161-94 numaralı standardında anlatılmıştır (134). ISO (International Organization for Standardization) 6872 standardı ise alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır (135).

Her test için farklı şekillerde test örnekleri hazırlanır. Tek eksenli bükülme testlerinde, örnek kenarlarındaki çatlaklar ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlakları testin hassasiyetini bozmaktadır (134).

Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükülme testleri, tek eksenli testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır. ISO 6872 standardı tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir (134,135). Tek eksenli testlerde kullanılan örneklerle kıyasla daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır (131).

Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi:

Test düzeneğinde, 3.2 ± 0.5 mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açıyla konumlandırılarak yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1.2-1.6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine 1mm/dak. hızla kuvvet uygulanmaktadır (135). Yük uygulayan ucun çapı önemlidir. Çap azaldığında elde edilen bükülme dayanım değeri daha yüksektir (136). Disk şeklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12-16 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında hazırlanmaktadır (Şekil 7).



Şekil 7. Üç top üzerinde piston bükülme testinin şematik resmi (137)

Üç top üzerinde piston testinin avantajları (138)

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonundadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.
2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.
3. Yükleme merkezden uygulanır.
4. Uygulanan kuvvet saf bükülmeye yakındır.

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları (138,139)

Yükleme yapan pistonun altında, kuvvet eşit şekilde dağılmaz ve bu kuvvet dağılımının modellenmesi zordur. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir. Bazı araştırmalarda, iki eksenli bükülme kuvveti testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirilmiştir (133,140).

Kumlama, lazer ile pürüzlendirme ve fırınlama işlemleri zirkonya alt yapı materyallerinin mekanik dirençleri ve faz değişimlerini etkileyen faktörlerdir (30,38,70,72,91,93,121,123,126,142). Bu nedenle, yapılan bu çalışmada sinterize ve presinterize zirkonya alt yapı materyalleri üzerine uygulanan kumlama, lazer ile pürüzlendirme ve tekrarlanan fırınlamanın materyallerin bükülme dayanımına ve faz değişimine etkisinin topografik yüzey analizleri ve X-Ray difraktometre analizleri ile incelenmesi amaçlanmıştır.

5.GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarı, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesi laboratuvarı, Makine Mühendisliği Fakültesi laboratuvarı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Fakültesi laboratuvarında yürütüldü.

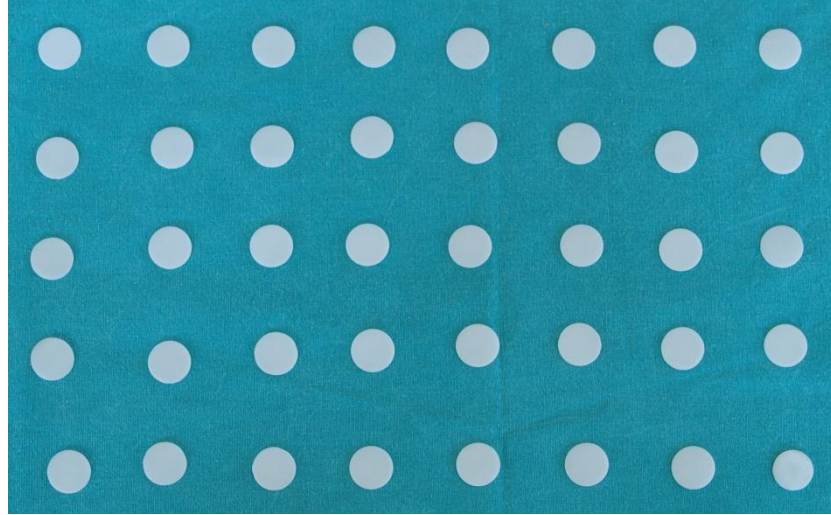
Zirkonya esaslı iki alt yapı (Zirkonzahn, DC-Zirkon) üzerine yüzey ve ısı işlemler uygulandı. Uygulanan işlemlerin, alt yapı sistemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanımlarına etkisi incelendi. Ayrıca işlemler sonrası materyalin yapısındaki faz dönüşüm analizleri yapıldı. Çalışmada kullanılan zirkonya alt yapı sistemleri ve özellikleri Tablo 2’de gösterildi (52,62,71,73).

Tablo 2. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapılar ve özellikleri

Özellikler	ZİRKONZAHN	DC-ZİRKON
	Yarı sinterize (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya)	Tam sinterize (Precident DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
ZrO ₂ içeriği	%95	%95-97
Y ₂ O ₃ içeriği	4.95 ~ 5.26%	< 5%
Na ₂ O içeriği	Maks 0.04%	Maks 0.04%
Al ₂ O ₃ içeriği	0.15 ~ 0.35%	< 1%
Yoğunluk	6. 05 g/cm ³	6.08 g/cm ³
Bükülme dayanımı	1200 Mpa	>1200 Mpa
Vickers sertliği	1200 HV	1200 HV
Kırılma dayanımı	9-10 MPa m ^{1/2}	10 MPa m ^{1/2}
Baskı dayanımı	2000 Mpa	2000 Mpa
Isı genleşme Katsayısı	9.6 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹

5.1 Örneklerin hazırlanması

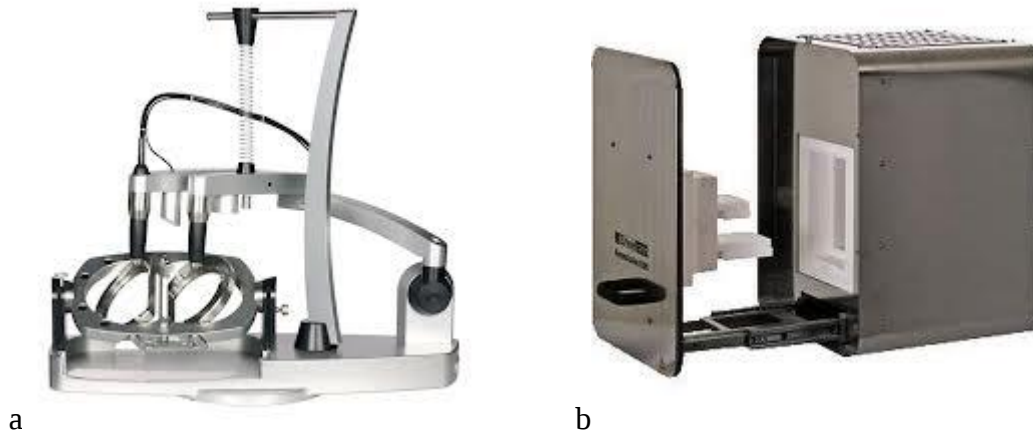
Örnekler tam seramik materyallerin dayanıklılık testleri ile ilgili bilimsel çalışmalarda olduğu gibi, uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak (135) son boyutları 15 mm çap ve 1.2 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlandı (Resim 2). Her bir zirkonya sistemi için farklı yüzey (kumlama, lazer ile pürüzlendirme) ve ısıl (fırın uygulaması) işlemler uygulanmak üzere 40’ar adet örnek elde edildi ve kendi içlerinde rastgele 4 ayrı gruba ayrıldı.



Resim 2. Hazırlanan zirkonya alt yapılar

5.1.1 Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

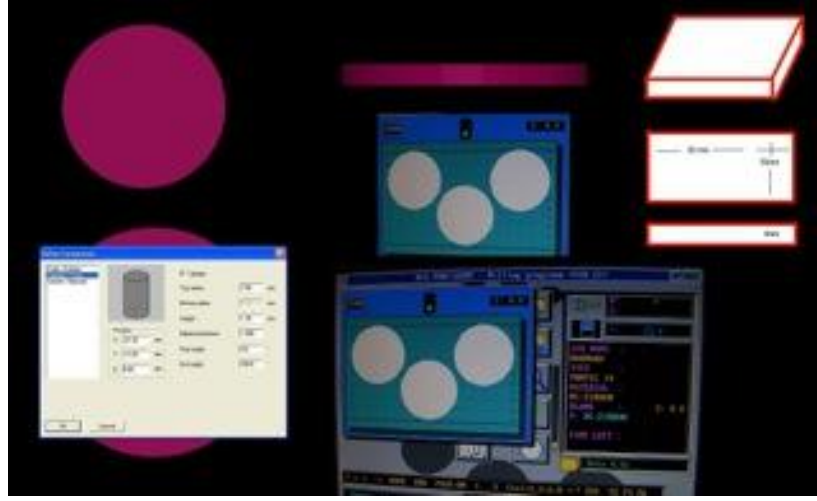
Bu gruptaki örnekler, Zirkongraph (Resim 3a) makinesinde mekanik yöntemle üretildi ve yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanıldı. Örneklerin aşındırılması işleminde okuyucu uç için örnek boyutlarından %25 oranında daha hacimli kompozit diskler hazırlandı. Kompozit disk okuyucu uç üzerine, örneklerinin elde edileceği Zirkonzahn blok ise aşındırma yapılacak tarafa adapte edildi. Okuyucu uç, kompozit disklerle temas ederek tarama işlemi yaparken kesici uç Zirkonzahn bloğu aşındırarak son boyutlarına göre %25 oranında büyütülmüş yarı sinterize zirkonya örneği şekillendirdi. Disk örnekler sisteme ait fırında (Keramikofen 1500; Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) (Resim 3b) yaklaşık 1400°C’ de 16 saat sinterize edildi ve orijinal boyutlarında 40 adet örnek elde edildi.



Resim 3. a: Zirkonzahn zirkograph makinası b: Keramikofen 1500 fırını

5.1.2 DC-Zirkon Örneklerin Hazırlanması

DC-Zirkon test örneklerinin tasarımı sisteme ait bilgisayar programında yapıldı (Resim 4), veriler sistemin freze ünitesine aktarıldı. Tasarımı yapılan örnekler sisteme ait CAD cihazında (Resim 5) su soğutmalı sistemle örnek çapına uygun bloklardan freze edilerek hazırlandı. DC-Zirkon sistemi tam sinterize olarak frezelendiği için tekrar sinterlenmeye gerek kalmadan son boyutta 40 adet örnek elde edildi.



Resim 4. DC-Zirkon alt yapıların bilgisayar ortamında tasarımı



Resim 5. DCS sistem freze cihazı

5.2 Hazırlanan Test Örneklerine Yüzey ve Isıl İşlemlerinin Uygulanması

Her bir sistemden 40 adet olmak üzere toplam 80 adet örnek hazırlandı. Her bir sisteme ait örnekler kendi içinde kontrol, 2 farklı yüzey işleme grubu (kumlama, lazer uygulaması) ve fırınlama grubu olmak üzere dört gruba ayrıldı (n=10). Yüzey işleme uygulanacak örneklerin testlere tabi tutulacak yüzeyleri belirlendi ve işaretlendi.

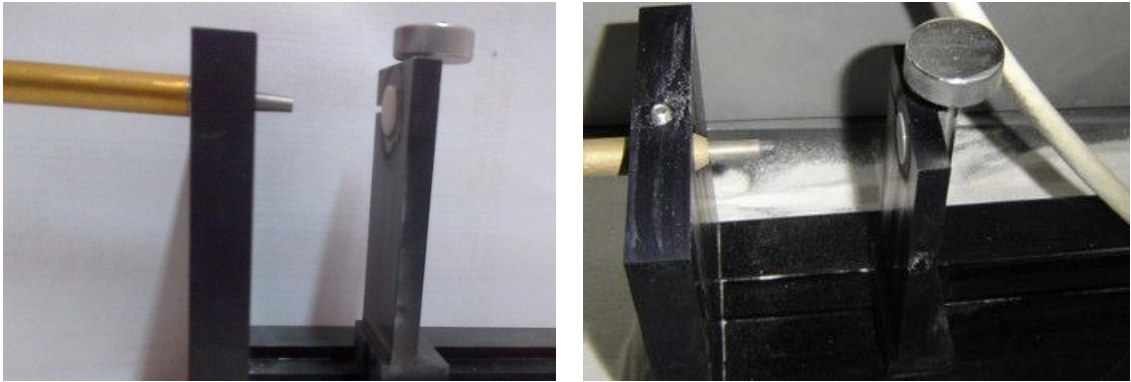
5.2.1 Kontrol Grubu

Her sistemden 10'ar adet örnek hiçbir işleme tabi tutulmadan sinterleme işlemlerinden sonra testlere tabi tutuldu.

5.2.2 Kumlama Grubu

Kumlama uygulanacak örneklerin, işaretlenmiş yüzeyleri 110 µm çapında Al₂O₃ partikülleriyle (RocatecTMPre; 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, işlem sırasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit pozisyonda tutan bir düzenek hazırlandı. Düzeneğe ait biri hareketli diğeri sabit birbirine paralel iki levha kullanıldı. Sabit levhayla hareketli levha arasında 30 mm'lik mesafe bırakıldı.

Hareketli olan levhada örnek boyutlarına uygun şekilde ayarlanmış bir yuva hazırlandı. Kumlama cihazının ucu, örneğin konulacağı yuvayla aynı doğrultuda olacak şekilde sabit olan levhaya yerleştirildi. Düzenek kumlama cihazının içine konuldu. Örnekler kendi yuvalarına yerleştirildikten sonra 4 bar basınç altında 15 saniye süreyle kumlandı (38, 85, 91) (Resim 6).



Resim 6. Kumlama işlemi için hazırlanan düzenek

5.2.3 Lazer Grubu

Çalışmada Er:YAG lazer sistemi kullanıldı. Örneklere uygulanacak olan yüzey işleminde A smart 2940 D Er:YAG lazer cihazı (Smart 2940 D, Deka Corp., İtalya) kullanıldı (Resim 7). Cihazın dalga boyu 2940 nanometre, fokal spot büyüklüğü 1 mm'dir. Lazer enerjisinin ölçülebilmesi için kalibresi yüksek darbe enerjisi probu ile birlikte kullanıldı. Zirkonya örnekler üzerine lazer enerjisi uygulamadan önce, uygulanan enerji mJ cinsinden ölçüldü. Cihazın pulsasyon sıklığı 10 Hz ve pulsasyon enerjisi 200 mJ olacak şekilde ayarlandı (Resim 8).

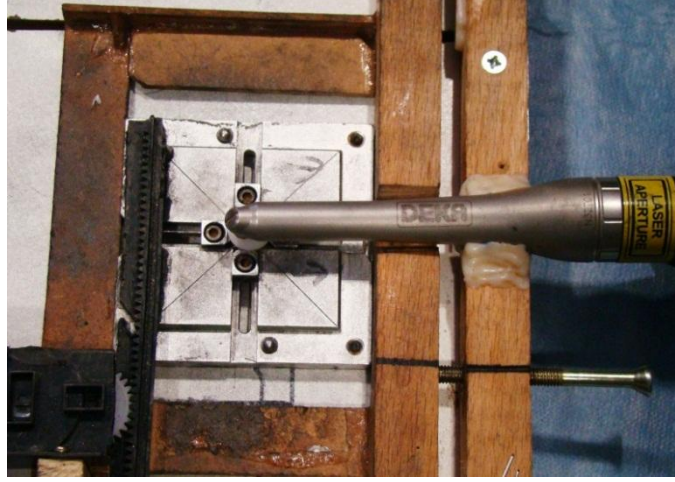


Resim 7. A smart 2940 D Er:YAG lazer cihazı



Resim 8. Kullanılan lazer ışığının özellikleri

Örneklere standart lazer enerjisi uygulanması amacı ile bir düzenek hazırlandı (Resim 9). Lazer aletinin ucu ile örnek arası mesafe 1 mm olarak standardize edildi (Resim 10). Düzeneğe kurulan dişli çark ile ışının örnek yüzeyindeki hareketi belli bir hızda ayarlandı. Zirkonya alt yapılar opak yapıda olduğundan örnek yüzeyleri lazer enerjisinin absorpsiyonunu artırmak için su ile karıştırılmış polimer katkılı toz karbon (grafit tozu) ile boyandı. Pürüzlendirme işlemi lazer ucunun yüzeye uzaklığı 1 mm olacak şekilde 100 mikrosaniye atış süresinde 15 saniye boyunca tüm yüzey taranacak şekilde yapıldı. Yüzey işlemi sırasında hava ve su soğutması uygulandı.



Resim 9. Lazer enerjisinin uygulanması için hazırlanan düzenek



Resim 10. Lazer cihaz ucunun örnekle arasındaki mesafe

5.2.4 Fırınlama Yapılan Grup

Alt yapı sistemleri tarafından üretilen örnekler hiçbir işleme tabi tutulmadan sistemlerin kendilerine ait üst yapı porselen fırınlama talimatlarına uygun olarak veneerleme yapılmadan sadece fırınlандılar. Zirkonzahn örnekler Ice Keramik (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) veneer porselenine, DC-Zirkon örnekler ise Triceram (Esprident, Ispringen, Almanya) üst yapı porselenine göre fırınlандı (Tablo 3,4).

Tablo 3. Zirkonzahn üst yapı porseleni için önerilen dentin pişirme ısıları

	P (°C)	D (dak)	t (1°C/dak)	F (°C)	H (dak)
Liner	350°C	5 dak	55°C	920°C	2 dak
Shoulder	350°C	5 dak	55°C	840°C	2 dak
1.Dentin	350°C	6 dak	55°C	820°C	1 dak
2.Dentin	350°C	4 dak	55°C	820°C	1 dak
Glaze	350°C	5 dak	55°C	820°C	2 dak

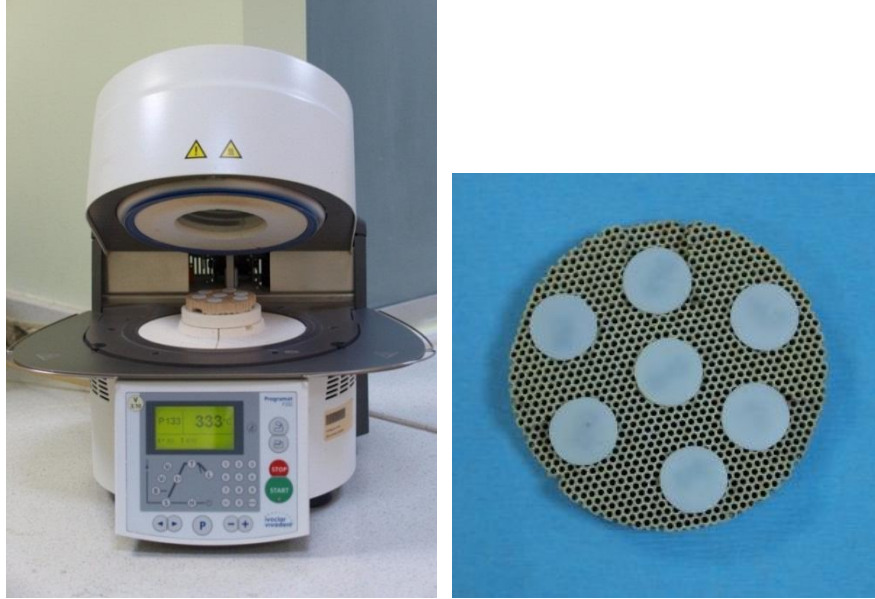
P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

Tablo 4. DC-Zirkon üst yapı porseleni için önerilen dentin pişirme ısıları

	P (°C)	D (dak)	t (1°C/dak)	F (°C)	H (dak)
Liner	500°C	4 dak	65°C	800°C	1 dak
Shoulder	500°C	6 dak	55°C	790°C	1 dak
1.Dentin	500°C	6 dak	55°C	760°C	2 dak
2.Dentin	500°C	4 dak	55°C	760°C	2 dak
Glaze	500°C	2 dak	55°C	760°C	1 dak

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

Fırınlama işlemi için Ivoclar Vivadent Programat P500 fırını (Ivoclar Vivadent AG, Almanya) kullanıldı (Resim 11).



Resim 11. Ivoclar Vivadent Programat P500 fırını

Yüzey ve ısıl işlemler sonunda tüm örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (Euronda; Erosonic Energy, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi (Resim 12).



Resim 12. Yüzey ve ısıl işlem uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi

5.3 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra tüm örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalürji Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda profilometre cihazı (MarSurf PS1, Mahr, Esslingen, Almanya) ile ölçüldü (Resim 13). Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinde 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak değerlerin ortalamaları alındı.



Resim 13. Profilometre cihazı

5.4 Yüzey Analizlerinin Yapılması

SEM incelemeleri yapılacak zirkonya örnekler iletken yapıda olmadığından altın kaplama yöntemi ile kaplandı. Örneklerin yüzey ve ısıtılma işlem uygulanan yüzeyleri Tarama Elektron Mikroskopunda (SEM) (Jeol JSM-6400, İngiltere) X500 ve X1000 büyütmede incelendi (Resim 14).



Resim 14. SEM cihazı

5.5 X-Ray Difraktometre Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan X-ray difraktometre (Rigaqu-Geirflex X-ray difraktometer, Japonya) cihazı ile yapıldı (Resim 15). Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnek yüzeyinde, $0,01^\circ$ adım aralığıyla, 20° - 40° θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözleendiği 2θ açıları belirlendi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değıştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson (18) yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi.

$$X_M = \frac{I_{M(111^-)} + I_{M(111)}}{I_{M(111^-)} + I_{M(111)} + I_{T(111)}}$$

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

M(111) : Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

M(111⁻) : Monoklinik faza ait (111⁻) kristal geometrisi gösteren düzlem

T(111) : Tetragonal faza ait (111) kristal geometrisini gösteren düzlem



Resim 15. X-Ray difraktometre cihazı

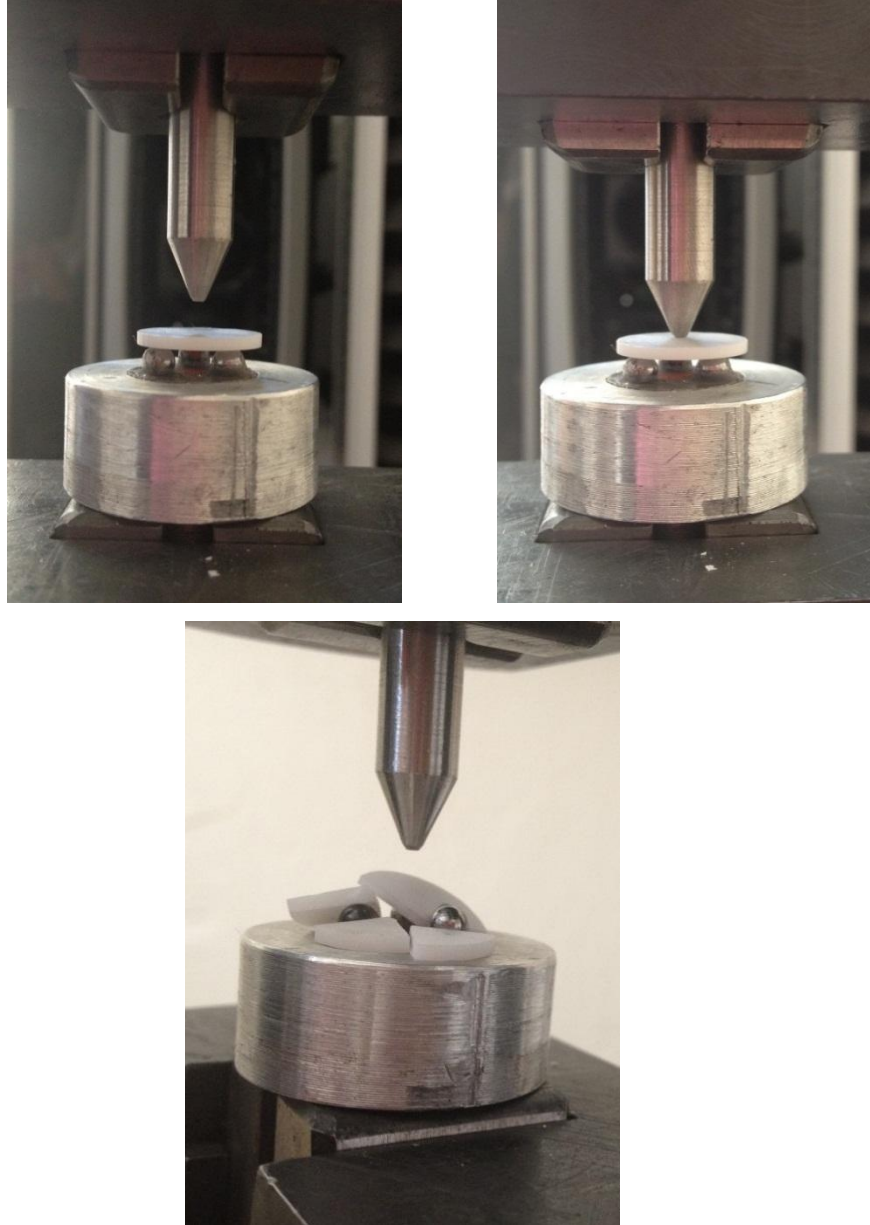
5.6 İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi

İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi, ISO 6872-74 standardına uygun olarak, çekme-basma mekanik cihazı (Model 3382, Instron Engineering Corp., Canton, MA) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 16).



Resim 16. Instron universal test cihazı

Örnekleri desteklemek için, 3 adet 3.2 mm çapında paslanmaz çelik top 10 mm çapında bir dairenin üzerine yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırıldı. Örnek, merkezi piston ile aynı eksen üzerinde olacak şekilde topların üzerine yerleştirildi. Örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerine 1.4 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile gerilim uygulandı. Cihazın yükleme hızı dakikada 0.15 mm olarak ayarlandı. Pistonun temas ettiği yüzey boyunca eşit yük dağılımını sağlamak için, örnek ile piston arasına 0.05 mm kalınlığında plastik tabaka yerleştirildi (131,138) (Resim 17). Her bir örneğin kırıldığı an gözlenen yük Newton cinsinden kaydedildi.



Resim 17. Üç top üzerinde piston testinin mekanizması

Üç top üzerinde piston testine göre bükülme dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak MPa cinsinden hesaplandı (135).

$$S = -0.2387P(X - Y)/d^2 \quad (1)$$

S: Merkezdeki en yüksek gerilim stresi (MPa – megapaskal)

P: Kırılmayı saptayan yük (N- Newton)

$$X = (1 + \gamma) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1 - \gamma)/2](r_2/r_3)^2 \quad (2)$$

$$Y = (1 + \gamma)[1 + \ln(r_1/r_3)^2] + [(1 - \gamma)(r_1/r_3)] \quad (3)$$

γ : Poisson oranı 0.25

r_1 : Destek toparların üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı (milimetre)

r_2 : Yüklenen alanın yarıçapı (milimetre)

r_3 : Örneğin yarıçapı (milimetre)

d: Kırık merkezinde örneğin kalınlığı (milimetre)

5.7 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 15.0 paket programı ile değerlendirildi. Verilerin normal dağılıp dağılmadığını anlamak için normallik testi uygulandı.

Çalışmada kullanılan iki zirkonya alt yapı materyaline uygulanan yüzey ve ısı işlemler sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri, göreceli monoklinik faz miktarları ve iki eksenli bükülme testleri ile ilgili veriler Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis Testi ile değerlendirildi. Materyaller arasındaki karşılaştırmalar için Mann-Whitney U Testi kullanıldı.

Yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı ve monoklinik faz miktarı, yüzey pürüzlülüğü ve monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Spearman'in rho (ρ) katsayısı kullanıldı. Bu analiz yöntemine göre korelasyon katsayısı -1 ile +1 arasında değişkenlik göstermektedir. Korelasyon katsayısı 0 olduğunda ise iki değişken arasında doğrusal bir ilişki bulunmaz. Korelasyon katsayısında bulunan negatif değerler özelliklerden birinin artarken diğerinin azaldığını göstermektedir. Korelasyon katsayısı -1 değerine ne kadar yaklaşırsa ilişkinin ters orantılı olarak o kadar arttığı söylenir. Korelasyon katsayısında bulunan pozitif değerler ise özelliklerden birinin artarken diğerinin de arttığını ya da birinin azalırken diğerinin de azaldığını göstermektedir. Korelasyon katsayısı +1 değerine ne kadar yaklaşırsa ilişkinin doğru orantılı olarak o kadar arttığı söylenir.

6. BULGULAR

Araştırmamızda iki zirkonya alt yapı sistemine uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin materyallerin mekanik direncine olan etkileri incelendi ve örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile ölçüldü. Yüzeylerin topografik analizi için Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ile yüzey görüntüleri elde edildi. Yüzey ve ısı işlemler sonucunda materyal yapısında oluşan faz değişimleri X-Ray difraktometre analizleri ile değerlendirildi. Zirkonya alt yapı örneklerin dayanıklılığını ölçmek için iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulandı. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

6.1 Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Disk şeklindeki örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen minimum, maksimum, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmalar

YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ								Kruskal Wallis H Testi	
		Ort.	Medyan	Min.	Max.	Ss.	Sıra Ort.	H	p
Zirkonzahn	Kontrol	1.42 ^a	1.48	0.57	1.97	0.39	16.00	7.319	0.062
	Kumlama	1.71 ^a	1.71	1.61	1.88	0.08	28.95		
	Lazer	1.39 ^a	1.60	0.71	1.98	0.42	18.00		
	Fırın	1.49 ^a	1.54	0.76	1.98	0.34	19.05		
DC-Zirkon	Kontrol	1.12 ^x	1.30	0.57	1.62	0.37	17.90	1.232	0.745
	Kumlama	1.23 ^x	1.21	0.76	1.84	0.32	20.25		
	Lazer	1.18 ^x	1.30	0.61	1.62	0.36	20.20		
	Fırın	1.31 ^x	1.31	1.01	1.78	0.26	23.65		

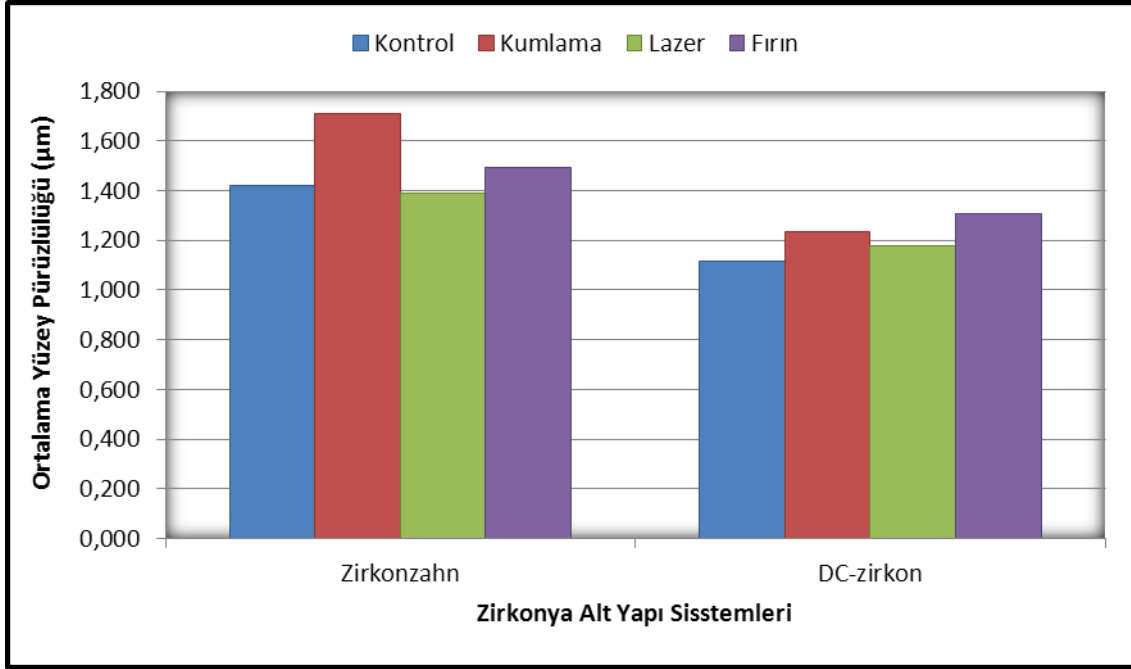
Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0.05$)

Yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde, Zirkonzahn materyali için en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri kumlama grubunda (1.71 μm), en düşük değerin ise lazer uygulanan grupta (1.39 μm) olduğu görüldü. DC-Zirkon materyalinde ise en yüksek değerin fırınlanan grubunda (1.31 μm), en düşük değerin ise kontrol grubunda (1.12 μm) olduğu görüldü. Her iki materyal içinde bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Kontrol grubu ve kumlama uygulanan gruptaki Zirkonzahn örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin DC-Zirkon örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü ($p < 0.05$).

Lazer uygulanan ve fırınlanan Zirkonzahn örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin DC-Zirkon örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinden daha yüksek olduğu görüldü. Fakat bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

Test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin materyallere göre dağılımı Grafik 1’de gösterilmiştir.



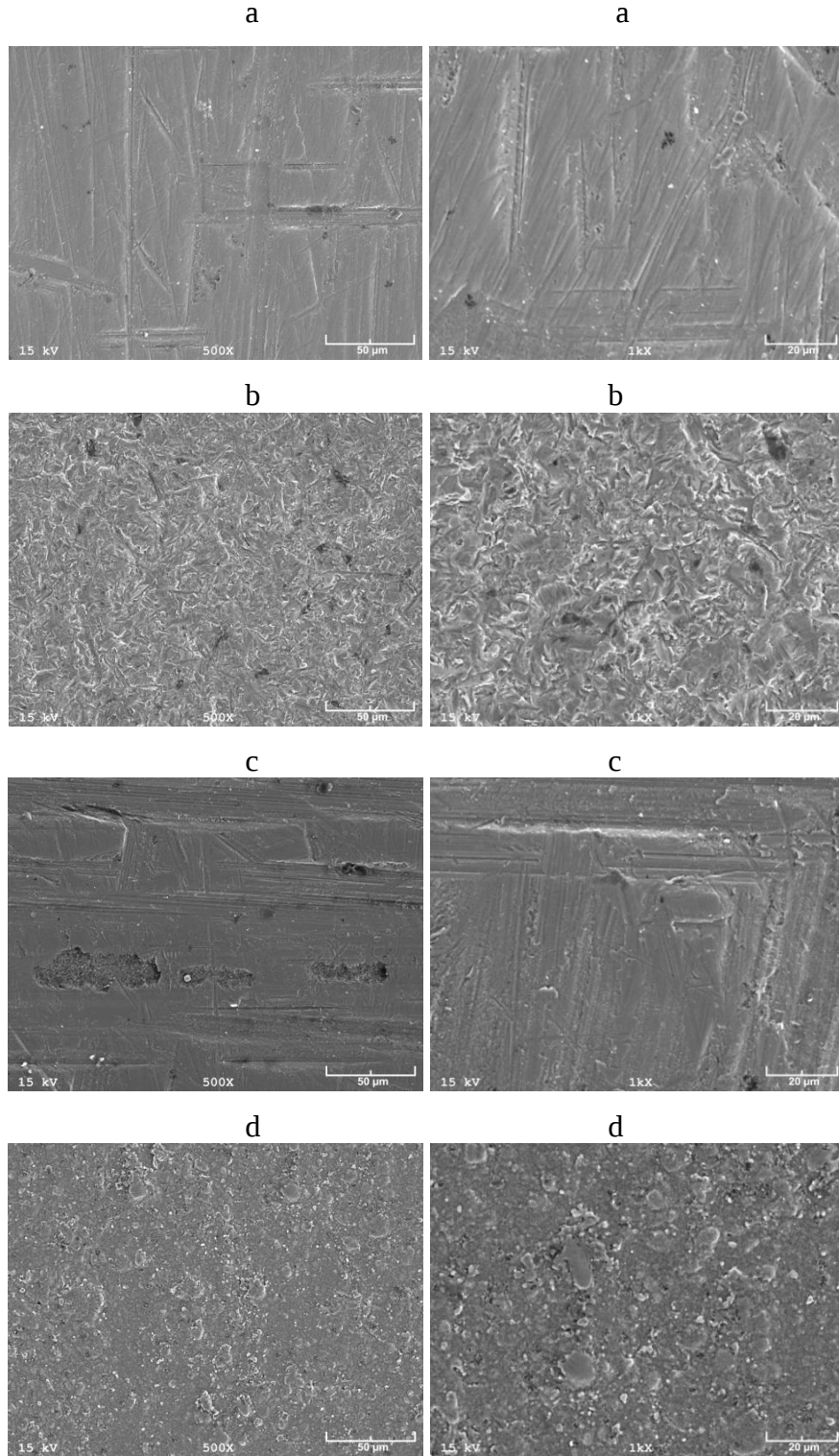
Grafik 1. Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm)

6.2 Tarama Elektron Mikroskop (SEM) Görüntüleri

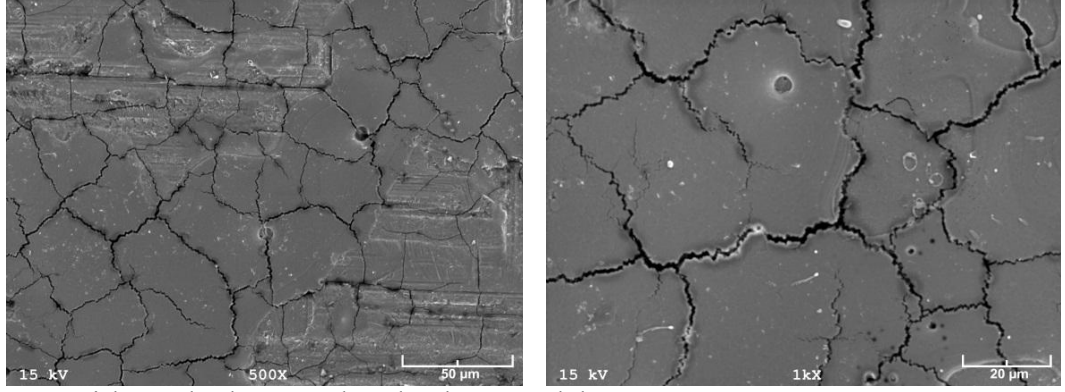
Zirkonzahn ve DC-zirkon materyallerine uygulanan yüzey ve ısıt işlemlerinden sonra örnek yüzeylerinde meydana gelen değişimlerin değerlendirilmesi için Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) kullanıldı. Zirkonya materyali iletken olmadığından her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında kaplandı ve 15 Kv’da inceleme yapıldı. SEM cihazındaki görüntüler $\times 500$ ve $\times 1\,000$ ‘lik büyütmelemlerde incelendi.

Zirkonzahn örneklerin kontrol grubunun yüzeyinde freze makinasının izleri net olarak izlenmektedir (Resim 18a). Kumlama yapılmış örneklerde kontrol grubundan farklı bir yüzey yapısı meydana geldiği, yapım aşamasındaki frez izlerinin bozularak oldukça girintili ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu gözlemlendi (Resim18b). Er:YAG lazer uygulanmış örnekler ise kontrol ve kumlama grubundan farklı olarak daha düzgün ve net bir yüzey görüntüsü ortaya koymaktadır (Resim 18c). Ayrıca lazer uygulanan örnek yüzeyinde çatlak görünümü elde edildi. Bu çatlak görüntüsü yakınlştırıldığında

sınırları net olarak izlendi (Resim 19). Fırınlanan örneklerde ise yüzeyde girintili çıkıntılı beyaz alanlar gözlemlendi (Resim 18d).

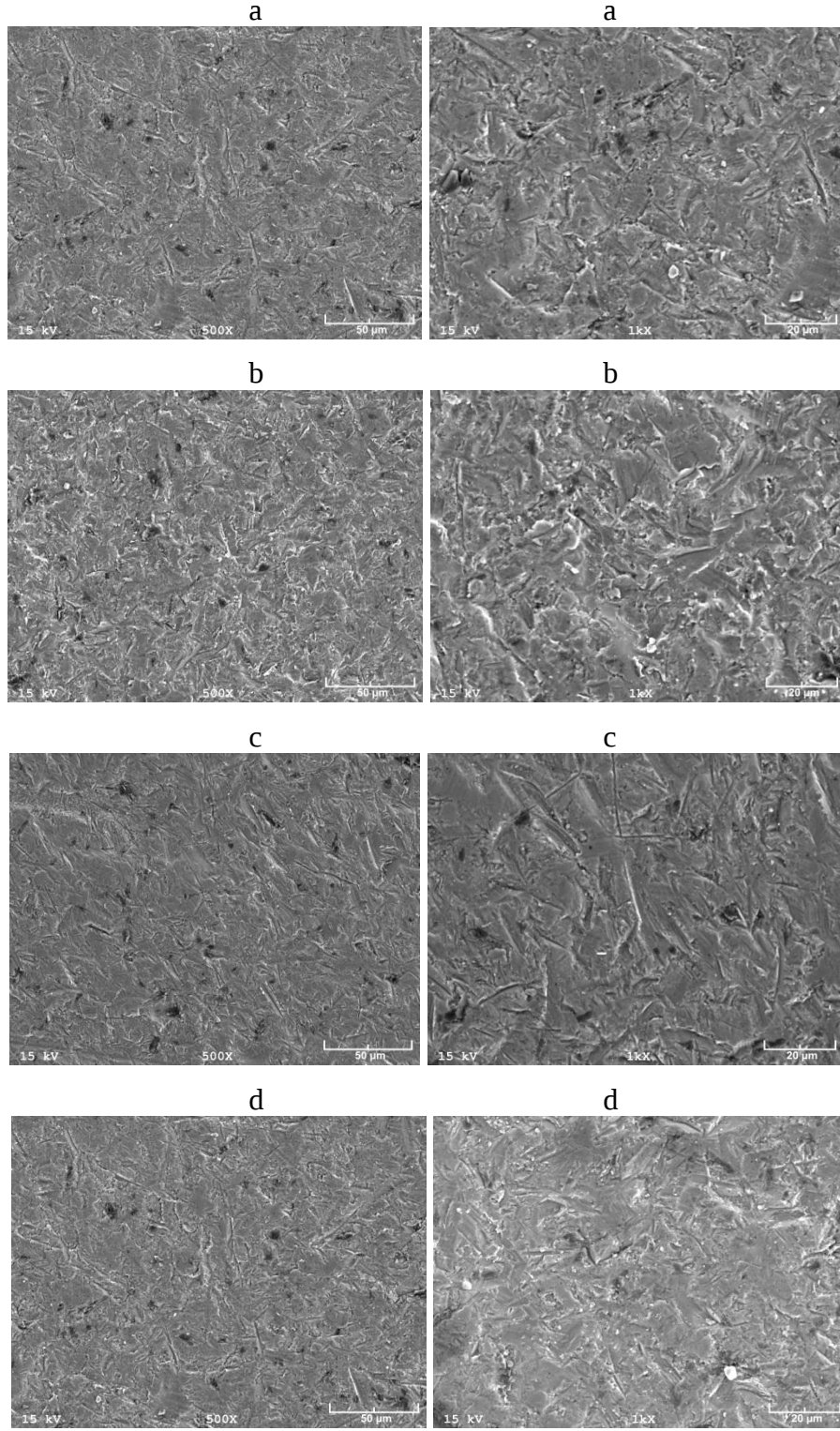


Resim 18. Zirkonzahn örneklerin SEM görüntüleri. a: Kontrol grubu, b: Kumlama grubu, c: Lazer grubu, d: Fırın grubu

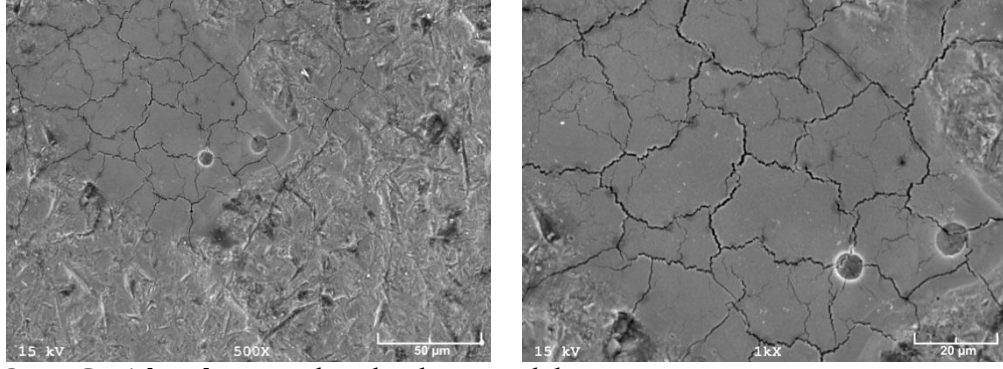


Resim 19. Zirkonzahn lazer grubunda oluşan çatlak görüntüsü

DC-Zirkon materyalinin kontrol grubundaki örneklerin Zirkonzahn örneklere göre daha düzgün bir yapıya sahip olduğu gözlemlendi (Resim 20a). Kumlama işlemi ile kontrol grubunda görülen düz zemin ortadan kalkarak daha girintili ve çıkıntılı bir görünüm kazandı (Resim 20b). Er:YAG lazer grubundaki örneklerde kumlama grubundaki örneklere göre daha az girintili yüzey elde edildi (Resim 20c). Zirkonzahn lazer grubunda olduğu gibi DC-Zirkon materyalinin de bazı lazer örneklerinde çatlak görünümünün daha yakından görüntüsü elde edildi (Resim 21). Fırınlama grubundaki örneklerde ise girintili ve çıkıntılı yapıların daha sık ve homojen olduğu görüldü (Resim 20d).



Resim 20. DC-Zirkon örneklerin SEM görüntüleri a: Kontrol grubu, b: Kumlama grubu, c: Lazer grubu, d: Fırın grubu



Resim 21. DC-Zirkon lazer grubunda oluşan çatlak görüntüsü

6.3 X-Ray Difraktometre Analizi

XRD analizinde 2θ , 20^0 – 40^0 aralığında tarama işlemi yapıldı. Tepelerin şiddetleri yüzeylerindeki tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm büyüklüğü ile değişmektedir (127,129).

Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarları (X_M) sonucu elde edilen minimum, maksimum, ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 6’da gösterilmiştir.

Tablo 6. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama göreceli monoklinik faz değerleri ve standart sapmalar

		MONOKLİNİK FAZ YÜZDESİ					Kruskal Wallis H Testi	
		Ort.	Medyan	Min.	Max.	Ss.	Sıra Ort.	P
Zirkonzahn	Kontrol	6.07 ^a	6.15	5.3	6.7	0.65	9.13	
	Kumlama	8.13 ^a	8.2	6.8	9.3	1.31	14.5	
	Lazer	5.65 ^a	5.75	4.6	6.5	0.84	7.88	
	Fırın	0.46 ^b	0.44	0.4	0.54	0.06	2.50	12.863 0.005
DC-Zirkon	Kontrol	13.70 ^x	13.95	12.1	14.8	1.15	9.25	
	Kumlama	19.08 ^x	19	18.1	20.2	0.95	14.50	
	Lazer	12.93 ^x	13.1	10.8	14.7	1.64	7.75	
	Fırın	6.03 ^y	6.25	4.9	6.7	0.79	2.50	12.904 0.005

Grupların göreceli monoklinik faz yüzdeleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0.05$)

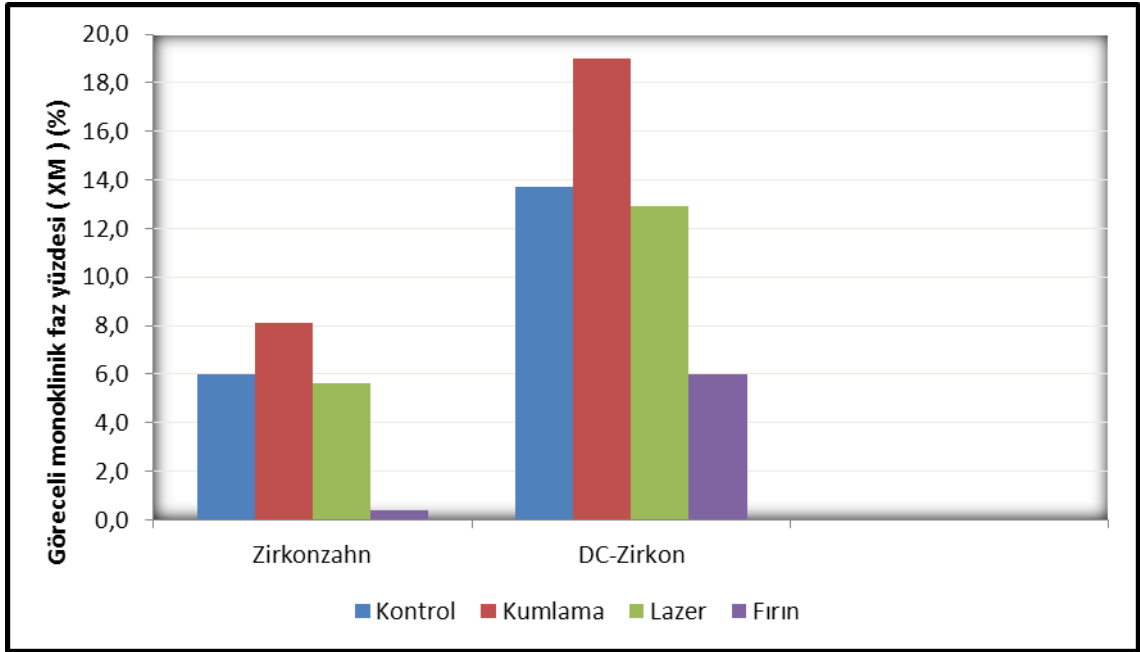
Materyallere uygulanan yüzey ve ısıt işlemleri göreceli monoklinik faz değerini etkilemektedir ($p < 0.05$) (Tablo 6).

Zirkonzahn materyali en düşük ortalama X_M değerini fırınlanan grubunda gösterirken (%0.46), en yüksek değeri kumlama yapılan grubunda (%8.13); DC-Zirkon materyali en yüksek ortalama X_M değerini kumlama yapılan grubunda gösterirken (%19.08), en düşük X_M değeri fırınlanan grubunda (%6.03) bulundu. Her iki materyalinde fırınlanan-kumlama yapılan, fırınlanan-lazer uygulanan, fırınlanan-kontrol

grupları arasındaki fark göreceli monoklinik faz yüzdeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$) (Tablo 6).

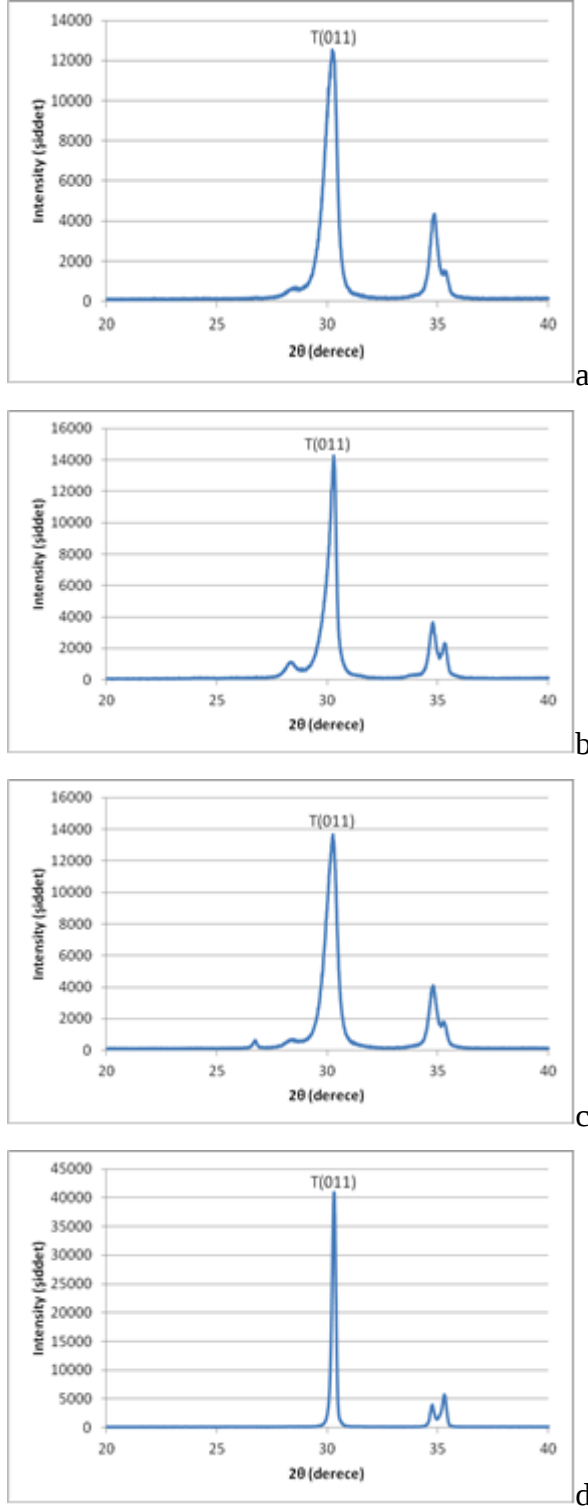
Uygulanan yüzey ve ısı işlemler materyaller için ayrı ayrı incelendiğinde DC-Zirkon örneklerin göreceli monoklinik faz değerlerinin Zirkonzahn örneklerin göreceli monoklinik faz değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü ($p<0.05$).

Test gruplarının göreceli monoklinik faz değerlerinin materyallere göre dağılımı Grafik 2’de gösterildi.

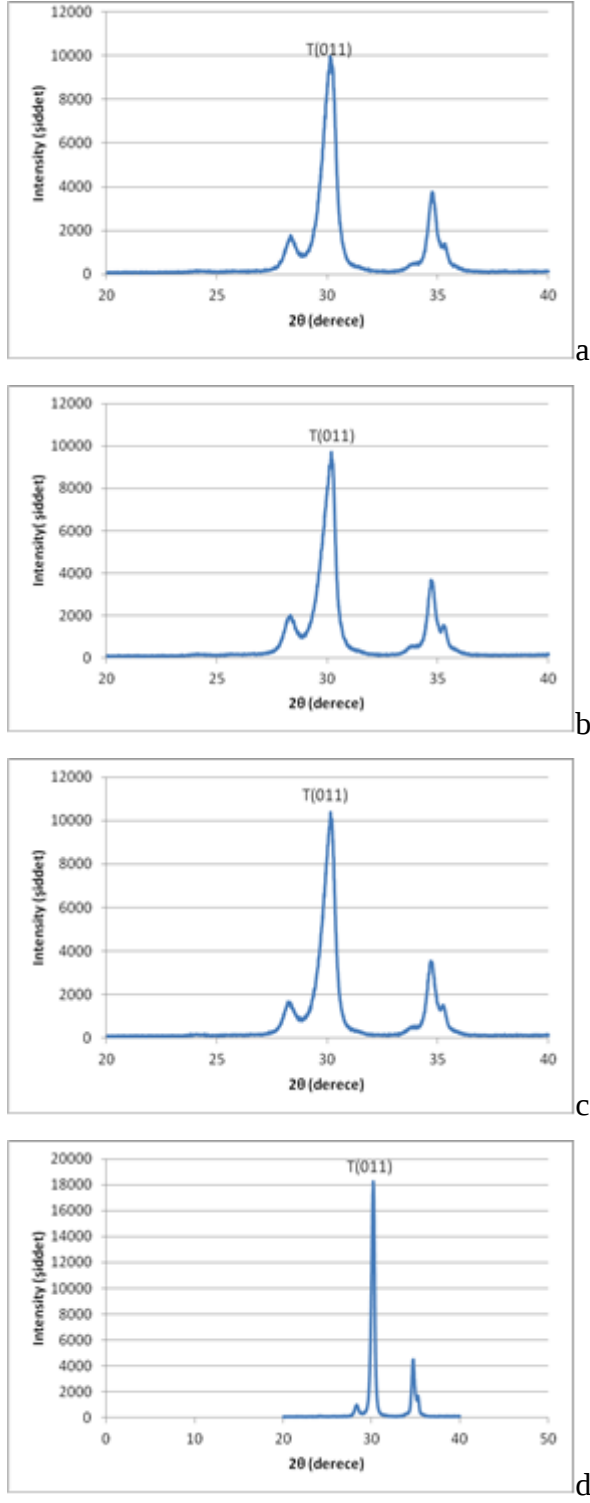


Grafik 2. Örnek gruplarında X-ray difraktometre analizi ile tespit edilen X_M değerleri

Analiz sonucunda gruplara ait bazı örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri Grafik 3-4, a-d' de gösterildi.



Grafik 3. Zirkonzahn örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri a: Kontrol, b: Kumlama, c: Lazer, d: Fırın



Grafik 4. DC-Zirkon örneklerinin X-ray difraksiyon şekilleri a: Kontrol, b: Kumlama, c: Lazer, d: Fırın

6.4 İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi

Yüzey ve ısıt işlemler uygulanmış örneklerin bükülme testi sonucunda elde edilen minimum, maksimum, ortalama bükülme dayanım değerleri ve standart sapmaları Tablo 7’de gösterildi

Tablo 7. Örneklerin minimum, maksimum, ortalama bükülme dayanım değerleri ve standart sapmalar

		BÜKÜLME DAYANIMI						Kruskal Wallis H Testi	
		Ort.	Medyan	Min.	Maks	Ss.	Sıra Ort.	H	p
Zirkonzahn	Kontrol	1056 ^a	1091	756	1437	229	23.55	14.099	0.003
	Kumlama	1138 ^a	1126	752	1379	204	20.80		
	Lazer	1077 ^a	939	929	1518	184	28.25		
	Fırın	785 ^b	802	540	1095	155	9.40		
DC-Zirkon	Kontrol	1162 ^x	1215	758	1713	332	21.30	10.638	0.014
	Kumlama	1276 ^x	1286	745	1636	243	22.60		
	Lazer	1229 ^x	1176	1079	1461	105	27.30		
	Fırın	942 ^y	952	697	1223	167	10.80		

Grupların ortalama bükülme dayanım değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0.05$)

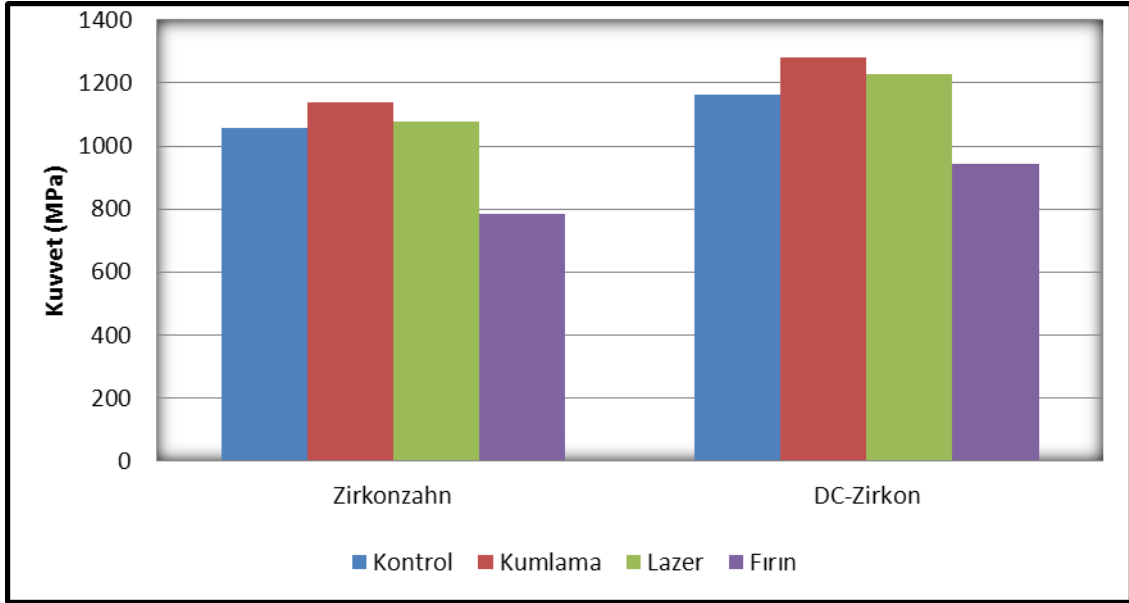
Uygulanan yüzey ve ısıt işlemlerinin bükülme dayanımı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 7).

Zirkonzahn örnekler arasında en düşük bükülme dayanım değeri fırınlanan grupta (785 MPa), en yüksek bükülme dayanım değeri kumlama uygulanan grupta (1138 MPa) elde edildi. DC-Zirkon örnekler arasında en düşük ortalama bükülme dayanım değeri fırınlanan grubunda elde edilirken (942 MPa) en yüksek bükülme dayanım değeri kumlama uygulanan grubunda (1276 MPa) görüldü.

Her iki materyalinde kumlama yapılan-fırınlanan ve lazer uygulanan-fırınlanan örneklerin bükülme dayanım değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Kumlama ve lazer uygulanan gruplarının bükülme dayanım değerlerinin fırınlanan grubun bükülme dayanım değerinden anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü ($p < 0.001$) (Tablo 7).

Elde edilen bükülme dayanım değerleri (MPa) kontrol, kumlama, lazer ve fırın işlemleri için her materyalde ayrı ayrı değerlendirildiğinde materyaller arasında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.05$) . Buna göre DC-Zirkon örneklerin bükülme dayanım değerleri Zirkonzahn örneklerin bükülme dayanım değerlerine göre anlamlı bir şekilde yüksektir.

Test gruplarının bükülme dayanım değerlerinin materyallere göre dağılımı Grafik 5’de gösterildi.



Grafik 5. Ortalama bükülme dayanıklılık değerleri

6.5 Gruplar Arası İlişkinin Analizi

Parametrik olmayan bükülme dayanımı ile göreceli monoklinik faz değerleri, yüzey pürüzlülüğü ile göreceli monoklinik faz değerleri, yüzey pürüzlülüğü değerleri ile bükülme dayanım değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman'in rho (ρ) katsayısı kullanıldı.

Zirkonzahn ve DC-Zirkon örneklerde bükülme dayanımı ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Yüzey işlemi uygulanan tüm gruplarda r değerlerinin 0'dan büyük olması monoklinik faz miktarının arttıkça bükülme dayanım değerinin arttığını göstermektedir.

Zirkonzahn ve DC-Zirkon örneklerde yüzey pürüzlülüğü ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Yüzey ve ısıl işlemi uygulanan tüm gruplarda r değerlerinin 0'dan küçük olması monoklinik faz miktarının azaldıkça yüzey pürüzlülüğü değerinin arttığını göstermektedir.

Zirkonzahn ve DC-zirkon örneklerin bükülme dayanımı ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki korelasyon katsayısı, fırınlanmış DC-Zirkon örneklerde ($r = -0.400$) istatistik olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Yüzey ve ısıl işlemler uygulanan gruplarda r değerinin

0'dan küçük olması, yüzey pürüzlüğü arttıkça bükülme dayanımının azaldığını göstermektedir. Bu sonuç, DC-Zirkon materyalinin fırınlama grubunda gözlenmektedir (Tablo 8).

Tablo 8. İki eksenli bükülme dayanım değerleri ile ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)

UYGULANAN İŞLEMLER				
Materyal	Kontrol	Kumlama	Lazer	Fırın
Zirkonzahn	r=-0.400	r=0.000	r=-0.600	r=-0.800
	p=0.600	p=1.000	p=0.400	p=0.200
DC-Zirkon	r=0.400	r=-0.400	r=-0.400	r=-0.400*
	p=0.600	p=0.600	p=0.600	p=0.023

* Korelasyon katsayısı istatistiksel olarak önemlidir (p<0.05)

7. TARTIŞMA

Son yıllarda protetik tedavilerde estetik beklentinin daha fazla olması tam seramik sistemlerine olan ilgiyi artırmıştır. Optimal bir seramik restorasyon; çiğneme kuvvetlerine ve parafonksiyonel alışkanlıklara karşı dayanıklı olabilmeli, doğal dişin rengini taklit edebilmeli, ağız ortamındaki mekanik ve kimyasal etkenlere karşı uzun süre stabil kalabilmelidir. Tam seramik restorasyonların kırılabilirliği ve darbelere karşı dayanımlarının az olması nedeniyle anterior bölgelerde tercih edilmesi, seramik yapılar için güçlendirme çalışmaları yapılmasına neden olmaktadır. Son yıllarda üzerinde çalışılan güçlendirilmiş seramiklerle posterior bölgelerde de rahatlıkla restorasyon yapımı hedeflenmektedir (1,8,9,37).

İttriyum stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), üstün özellikleri ile uzun dönem dental ve biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (8,9,48,94). Sinterleme sonrası yüksek sertlik değerlerine ulaşan bu materyaller yarı sinterize veya tam sinterize bloklardan CAD/CAM veya MAD/MAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır (54).

İki sistemin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, tam sinterize zirkonya alt yapı sistemlerinin mekanik özelliklerinin yarı sinterize zirkonya alt yapılara göre üstünlük gösterdiği vurgulanmıştır. Tam sinterize Denta-CAD zirkonya alt yapıların yarı sinterize Zirkon Zahn ve Cercon alt yapı sistemlerine göre daha yüksek bükülme direnci gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca uygulanan yüzey işlemleri sonrasında da tam sinterize Denta-CAD alt yapı sistemi çalışmadaki yarı sinterize sistemlere göre daha yüksek göreceli monoklinik faz (X_M) değerleri göstermiştir (85).

Bu çalışmada; üretim sonrası yüzey ve ısı işlem uygulanmamış olan kontrol gruplarında ölçülen ortalama yüzey pürüzlülükleri incelendiğinde, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri yarı sinterize Zirkon Zahn materyali, en düşük değeri ise tam sinterize olan DC-Zirkon materyali gösterdi. Ayrıca DC-Zirkon materyalinin bükülme direnci ve göreceli monoklinik faz (X_M) değerlerinin Zirkon Zahn materyalinden yüksek olduğu görüldü. Bu iki materyalin arasındaki farklılığın her bir materyalin üretim ve sinterizasyon şartlarının farklı olmasından kaynaklandığını düşünülebilir.

Zirkonya esaslı seramikler ilk olarak 1990'lı yılların başında endodontik postlar ve implantların üst yapı elemanları olarak kullanılmıştır. Zirkonya esaslı seramikler ile ilgili yapılan ilk araştırmalar materyalin biyouyumluluğu ve fiziksel özelliğinin zamana

bağlı olan değişimi ile ilgilidir (1,8,34,94). Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik özelliklerini inceleyen çalışmalarda materyalin yüksek dayanıklılık ve dönüşüm doygunluğu gibi olumlu mekanik özellikleri araştırılmıştır (1,28,132). Son yıllarda yapılan çalışmalar ise daha çok yapım ve uyumlama aşamalarında uygulanan işlemlerin mekanik özellikleri üzerine olan etkisi ile ilgilidir (20,34,37,38,72).

Tam seramik restorasyonların üretimi sırasında yüzeye uygulanan işlemler farklı tiplerde yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. Zirkonya esaslı seramiklerin üretimi sırasında uygulanan sinterleme işlemi, CAD-CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlandırılması, karşı ve komşu dişler ile ilişkilerin düzeltilmesi ve final restorasyonun uyumlanması sırasındaki aşındırmalar, rezin simanlar ile mikro mekanik bağlantının sağlanması için Al_2O_3 ile kumlama, lazer sistemleri veya hidroflorik asit ile pürüzlendirme, estetik materyalin uygulanması sırasındaki fırınlama işlemleri zirkonya alt yapıların mekanik özelliklerini etkileyen işlemlerdir (37,38,77-80). Uygulanan yüzey ve ısı işlemler sonucunda meydana gelebilecek olan küçük çatlaklar ve faz değişimleri zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinde istenmeyen değişikliklere neden olabilmektedir (85).

Zirkonya esaslı alt yapılar şekillendirilirken ve gerekli uyumlamaları yapılırken aşındırma işlemi sıklıkla kullanılmaktadır. Aşındırma işleminin bükülme dayanımına etkisi çelişkilidir. Aşındırma yapılan zirkonya yüzeyinde sıkıştırıcı kuvvetler oluşarak dayanıklılığı artırmakta, yüzeyde oluşan çatlaklar ise stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynamaktadır (23,38,72,77,124).

Zirkonzahn materyalinin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerin incelendiği bir çalışmada, aşındırma işleminin Zirkonzahn materyalinin bükülme dayanımını azalttığı belirtilmiştir (141). Swain ve Hannink (80) ise aşındırmanın makine veya elle yapılmasının bükülme dayanımına farklı etki yapacağını savunmuşlardır. Bunun nedeni olarak makine ile yapılan aşındırma sırasında meydana gelen lokal sıcaklık artışının $t \rightarrow m$ dönüşüm sıcaklığını aşması ve tersine $t \rightarrow m$ dönüşümünün meydana gelmesi gösterilmiştir. Monoklinik fazın azalması ile azalan sıkıştırıcı kuvvetlerin çatlak oluşumunu engelleyemeyeceği ve bunun sonucunda bükülme dayanımının azalacağını belirtmişlerdir.

Zirkonya alt yapılı seramikler üzerinde farklı yüzey ve ısıt işlemlerinin etkilerini inceleyen birçok araştırma yapılmıştır (37,38,79,91,116,142-144).

Uygulanan bu yüzey ve ısıt işlemlerin sonucunda zirkonya seramiklerin yüzeyinde oluşan değışiklerin başında yüzey pürüzlülüğü gelmektedir (120,124). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, profilometre cihazı ile yapılmaktadır. Profilometre ölçümleri ile beraber SEM analizi yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Bu konuda yapılan çeşitli çalışmalar mevcuttur (34,40,82,85,144).

Sinterize edilen zirkonya seramik yüzeylerine, estetik porselen uygulama öncesi veya rezin siman ile bağlantısının kuvvetlendirilmesi amacı ile simantasyon öncesi kumlama işlemi yapılmaktadır (11,38,85,122).

Karakoca ve Yılmaz (85), çalışmalarında 3 farklı Y-TZP alt yapı materyaline (Zirkonzahn, DentaCAD, Cercon) aşındırma ve kumlama işlemleri uygulamış ve yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Aşındırma 100 µm gren büyüklüğündeki frezle su soğutmasız olarak yapılmıştır. Aşındırılmış örneklerle 4 bar basınçta 15 saniye boyunca 110 µm Al₂O₃ partikül içeren kumlama işlemi uygulanmıştır. Ortalama yüzey pürüzlülükleri değerlendirilirken en yüksek değer aşındırma sonrası kumlama yapılmış gruplarda elde edilmiştir. Kullanılan Zirkonzahn materyalinde ise aşındırma ile aşındırma sonrası kumlama grupları arasında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Yüzey işlemlerinin zirkonya esaslı seramiklerin morfolojisine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, 125 µm Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlama işleminin yüzey işlemi uygulanmayan kontrol gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sağladığı belirtilmiştir (145). Raguel ve ark. (146) yaptıkları çalışmada ise 125 µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama ile tribokimyasal kumlamanın zirkonya seramik yüzeylerine etkisini araştırmışlar ve her iki kumlama şeklinin de zirkonya yüzeyinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri 125 µm Al₂O₃ partikülleri kumlama sonucu elde edilmiştir.

Zirkonya alt yapıların üst yapı porselenine bağlantısını artırmak amacı ile yapılan bir çalışmada, beş farklı üst yapı porselenine farklı yüzey işlemleri uygulanarak bağlantı dayanımları incelenmiştir. Buna göre, hem Al₂O₃ ile kumlama hem tribokimyasal kumlamanın bağlantı dayanımına pozitif etkisi olduğu vurgulanmıştır. Zirkonya alt

yapıların yüzey pürüzlülüğü Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonucunda anlamlı bir şekilde artmıştır (147).

Yapılan diğer çalışmalarda da kumlama işleminin zirkonya esaslı seramiklerin yüzeyini pürüzlendirmek için etkili bir teknik olduğu belirtilmiştir (40,91,148).

Bu çalışmada Zirkonzahn materyali için kumlama grubundaki örnekler en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri göstermelerine rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. DC-Zirkon materyalinde de kumlama işlemi kontrol grubuna göre daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri gösterdi. Kumlama işlemi her iki materyalin de yüzeyinde değişime sebep olmasına rağmen Zirkonzahn materyalinde daha fazla pürüzlülük oluşması zirkonya alt yapı sistemlerinin farklı yapıdaki bloklardan farklı standartlarda elde edilmesinde kaynaklı olabilir.

Kullanım alanları her geçen gün artan lazerler ile ilgili araştırmalar sıklıkla dişlerin pürüzlendirilmesi ile ilgilidir. Diş hekimliğinde lazerin seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanılması ise oldukça yeni bir kavramdır (94,149,150).

Seramikler üzerinde lazer uygulaması dental literatürde ilk olarak Folwaczny ve ark. (151) tarafından düşünülmüştür. Lazer enerjisinin oluşturacağı ısı ile seramik yüzeyini düzgünleştirmek ve parlatılmış yüzey elde etmek isteyen araştırmacılar; farklı seramik sistemleri üzerinde farklı lazer sistemlerini kullanmışlar, lazer işlemlerinden sonra hiçbir yüzeyin tamamen düzgünleşmediğini aksine mikro çatlaklar ve kabarıklıkların seyredildiği homojen olmayan bir yüzey meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Zirkonya seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacı ile çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır (141-144,152,153). Nd:YAG lazerin zirkonya seramikler için etkili bir yüzey işlemi olduğunu savunan çalışmaların (125,153) aksine zirkonya seramiğinin mekanik direncini düşürdüğünü ve yüzeyde çatlaklar meydana getirdiğini ifade eden çalışmalar da mevcuttur (126,142). Ural ve ark. (152) ise CO_2 lazerin rezin siman bağlantısında etkili olacak şekilde zirkonya seramiklerin yüzeyini pürüzlendirdiğini ve retantif alanlar oluşturduğunu belirtmişlerdir. Er:YAG, Nd:YAG ve CO_2 lazer sistemlerinin zirkonya seramikler üzerinde etkisinin araştırıldığı başka bir çalışmaya göre farklı enerji ve güçlerdeki her üç lazer sisteminin de zirkonya seramiklerin üzerinde etkisi olmakla birlikte bazı güçlerde etkinliğin daha pozitif yönde olduğu vurgulanmıştır (153). Diğer bir çalışmada ise Er:YAG ve CO_2 lazerin tek başına

zirkonya seramik yüzey hazırlıkları için uygun lazer sistemleri olduğu ifade edilmiştir (142).

Lazer uygulanırken lazer sisteminin enerjisi, gücü ve uygulama sıklığı kadar uygulanan yüzey koşulları da enerjinin emiliminde etkidir (102). Stübinger ve ark (154) yaptıkları çalışmada zirkonya seramik yüzey pürüzlendirmesi için CO₂, Diot ve Er:YAG uygulaması yapmışlar, Er:YAG lazer'i 1, 3, 5, 10 W gücünde 10 saniye süre ile uygulamışlar ve uygulanan her güç seviyesinde, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna göre etkili bir değişim görmemişlerdir. Çalışma sonucuna göre zirkonyanın yansıtıcı olmasından kaynaklı olarak Er:YAG lazer enerjisinin örnek yüzeyinde emilim göstermediği vurgulanmıştır.

Lazer sistemlerinin etkinliğini artırmak amacı ile porselen ve zirkonya yüzeylerine lazer enerjisi uygulamadan önce hidroksiapatit ve grafit tozu uygulanan bir çalışmaya göre; hidroksi apatit tozları su soğutmalı olarak kullanılmadığından zirkonya yüzeylerinde etkili olmamıştır. Grafit tozu uygulanan porselen ve zirkonya yüzeylerinde ise yüzey uygulaması yapılmayan kontrol gruplarına göre daha etkili yüzey değişiklikleri elde edildiği belirtilmiştir (153).

Belirtilen nedenlerden dolayı bu çalışmada lazer enerjisinin materyal tarafından emilimini sağlamak ve lazer ışınlarının etkisini artırmak amacı ile örnek yüzeylerine polimer katkılı toz karbon (grafit tozu) uygulandı. Grafit tozu, koyu rengi ve uygulanan işlem sonrası seramik üzerinden temizlenmesinin kolay olması sebebiyle tercih edildi.

Akyıl ve arkadaşlarının (142) yaptıkları pilot çalışmada, Er:YAG lazerin hangi enerjide daha etkili olduğu belirlenmeye çalışılmıştır. Grafit tozu ile kaplanan zirkonya seramik yüzeylerine 1 mm uzaklığından, 2940 nm dalga boyuna ve 1 mm optik fiber uca sahip Er:YAG lazer enerjisi su ve hava soğutması altında 1, 2, 3 ve 4 W (100, 200, 300 ve 400 Mj/atım, 10 Hz) gücünde uygulamışlardır. Alınan SEM sonuçlarına göre 3 ve 4 W gücündeki uygulamaların yüzeyde derin çatlaklara ve materyal kaybına yol açtığı görülmüştür. 1 W gücündeki lazer uygulamasının ise yüzeyde herhangi bir değişim yapmadığı gözlenmiştir. Zirkonya seramik yüzeylerinde kullanılacak Er:YAG lazer gücünün 2 W olmasını tavsiye etmişlerdir. Başka bir çalışmada da Er:YAG lazerin 200 Mj/atım, 10 Hz, 5 saniyelik uygulamasının zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlendirmesinde etkili olduğu savunulmuş, 400 ve 600 mj'luk enerjilerde zirkonya

seramik yüzeyinde derin çatlaklar, erimeler ve materyal kaybı gözlemlendiği ifade edilmiştir (143).

Cavalcanti ve ark. (155) yaptıkları çalışmada zirkonya yüzeylerinin bağlantı dayanımını değerlendirmek için kumlama ve Er:YAG lazer işlemlerinin yüzeyde meydana getirdikleri değişimleri gözlemlemişlerdir. Örneklerin bir kısmına 200 mJ, 10 Hz frekansa sahip Er:YAG lazer 10 saniye süre ile uygulamışlar, örneklerin yüzeylerinde meydana gelen değişimleri SEM ile incelediklerinde Er:YAG lazer uygulanan örnek yüzeylerinde farkedilebilir şekilde çatlaklar oluştuğunu ve kumlama grubuna göre daha düzgün bir yüzey meydana geldiğini belirtmişlerdir .

Bu çalışmada Er:YAG lazer enerjisi 2 W gücünde su soğutmalı olarak uygulandığından lazer enerjisi ile meydana gelebilecek ısı artışı minimize edildi. Lazer grubundaki örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri; kontrol gruplarına göre daha yüksek bulunmasına karşın, kumlama gruplarına göre daha az olduğu gözlemlendi. Alınan SEM görüntülerinde lazer grubundaki örneklerin bazılarında hafif çatlak olduğu ve kumlama grubuna göre daha düz bir yüzey meydana geldiği görüldü. Oluşan çatlaklar, uygulanan lazer enerjisinin gücü ile alakalı olabilir. Daha farklı enerji seviyelerinde uygulanan lazer enerjisi ile çatlak oluşumu önlenabilir.

Er:YAG lazer, silika (CoJet Sand) ve Al_2O_3 ile kumlama işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği bir çalışmada, yapılan tüm yüzey işlemlerinin kontrol gruplarına göre daha pürüzlü yüzey oluşturduğu ifade edilmiştir. $110\ \mu m$ Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan örneklerin pürüzlülük değerleri diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksek bulunurken, lazer ve silika grubunun arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (144).

Bu çalışmada lazer grupları, kumlama gruplarına göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri verirken bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Lazerin yüzeyde bir değişim meydana getirdiği düşünülebilir ama bu değişimin kumlama işlemi kadar etkin olmamasının nedeni lazer enerjisinin yüzeye penetre olamaması olabilir.

Al_2O_3 partikülleri ile kumlanan Y-TZP yüzeyinde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmaktadır. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediğinden dolayı; kumlamamanın, materyalin dayanıklılığını artırdığı düşünülmektedir (38,91,123).

Sato ve ark. (40) yaptıkları çalışmada iki farklı zirkonya seramiğine 70 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ve 125 µm'lik silika karbon tozu ile kumlama işlemleri uygulamışlar ve örneklerin bükülme dayanımını, yüzey pürüzlülüğünü, göreceli monoklinik faz değişimlerini değerlendirmişlerdir. Kumlama işlemleri 10 ve 90 saniye olarak iki şekilde uygulanmıştır. Sonuç olarak, silika tozu ile kumlamanın Al₂O₃ ile kumlamaya göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu, buna rağmen Al₂O₃ ile kumlamanın bükülme dayanımını daha fazla artırdığı ifade edilmiştir.

Seramik yüzeyinin kuru ve ıslak ortamda, 4 bar basınç altında 110 µm tanecik boyutuna sahip Al₂O₃ ile kumlandığı bazı çalışmalarda, hem tek başına hem aşındırma işlemlerinden önce ve sonra uygulanan kumlama işleminin bükülme dayanımını artırdığı ifade edilmiştir (38,91). Yapılan başka bir çalışmada kuru ve ıslak ortamda farklı büyüklükteki Al₂O₃ partiküllerinin etkisi araştırılmış ve su soğutmalı olarak yapılan 110 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın bükülme dayanımı açısından en yüksek değeri verdiği belirtilmiştir (82). Buna karşın Papanagiotou ve ark. (122) zirkonya seramik yüzeylerine 50 µm ve 270 µm Al₂O₃ ile kumlama ve polisaj yaptıkları çalışmada, her üç yüzey işleminin de materyalin dayanıklılığını artırdığını ancak en yüksek bükülme dayanımı değerinin 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlanan örneklerde olduğunu ifade etmişlerdir.

Yapılan çalışmalardan anlaşılabacağı gibi hangi partikül büyüklüğünün daha etkin olduğu üzerinde belli bir karara varılamamıştır. Ama porselen yüzeylerinin etkin şekilde pürüzlendirilmesinde genellikle 110 µm'lik Al₂O₃ partikülü kullanıldığı (11,31,85,86) için bu çalışmada da zirkonya seramik yüzeylerini pürüzlendirmek amacı ile 110 µm boyutunda Al₂O₃ partikülleri ile kumlama yapıldı. Kumlama sonucunda örneklerin mekanik özellikleri hiçbir işlem uygulanmayan kontrol gruplarına göre hem DC-Zirkon hem de Zirkonzahn materyali için daha yüksek değerler gösterdi.

Yüzey değerlendirmelerinde etkili olan yöntemler materyalin özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına yeterli olmamaktadır (123,124). Bu sebeple materyale uygulanan bitim işlemlerine bağlı olarak değişen ortalama yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında incelenmektedir (85). Yüzey pürüzlülüğünün hem geleneksel dental seramiklerde hem de yüksek dayanıklılığa sahip alt yapı seramiklerinde bükülme dayanıklılığı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir.

İki farklı tam seramik sistemine aşındırma, kumlama, cilalama ve glaze işlemleri uygulayarak materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin ve bükülme dayanımlarının değerlendirildiği bir çalışmada, bükülme dayanımı ile yüzey pürüzlülüğü arasında negatif bir ilişkinin olduğunu belirtilmiştir. Uygulanan işlemler sonucu artan yüzey pürüzlülüğünün, yüksek konsantrasyonda stres oluşturarak mikroyapı arasındaki çatlakların artması anlamına geldiği sonucuna varılmıştır (77).

CAD/CAM aşındırma işleminin ve sonrasında uygulanan, kumlama, polisaj gibi uygulamaların zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı çalışmada; örneklerin kumlanması için 50 µm veya 120 µm tanecik boyutlarında Al_2O_3 kullanılmıştır. Araştırma sonucunda yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığı arasında ilişki olduğu belirtilmiştir. Uygulanan yüzey işlemleri arasında polisajın en düşük, CAD/CAM sistemi tarafından yapılan kesme ve aşındırmanın ise en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğüne sebep olduğu ifade edilmiştir (156).

Yapılan diğer çalışmalarda da materyallere uygulanan işlemler sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü değeri ile bükülme dayanımları arasında negatif korelasyon gözlenmiştir. Buna göre, yüzey pürüzlülüğü arttığında bükülme dayanıklılığı azalmaktadır (40,157).

Bu çalışmada da yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanımı arasında negatif korelasyon bulundu. DC-Zirkon materyalinin fırınlanan grubundan elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri diğer gruplardan anlamlı olarak yüksek bulunurken, bükülme dayanım değerinin de kontrol ve lazer uygulanan gruplara göre daha düşük olduğu görüldü. Yüzey pürüzlülüğü elde edilirken uygulanan işlemler sonucunda yüzeyde hafif çatlaklar oluşabilmektedir. Bu nedenle artan yüzey pürüzlülüğü çatlak miktarını da artırdığı ve bükülme dayanımını azalttığı düşünülebilir.

Tüm seramik restorasyonların en çok maruz kaldığı işlemlerden biri de fırınlamadır. Seramiklerin fırınlama işlemleri genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir (37,120). Zirkonya esaslı seramiklerde ise, ısı artışının tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde etkilediği için yüzeyde oluşan sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltılabileceği düşünülmektedir (70).

Yapılan birçok çalışmada zirkonya seramiklere yüzey işlemleri ile birlikte fırınlama işlemleri uygulanmaktadır. Yüzey işlemlerinden önce veya sonra uygulanan

fırınlamanın veya uygulanan herhangi bir ısı uygulamasının zirkonya seramiklerin bükülme dayanımlarına, ortalama yüzey pürüzlülük değerlerine, göreceli monoklinik faz oranlarına olan etkilerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (37,40,158,159). Bazı çalışmalarda ise uygulanan yüzey işlemleri sonucunda materyalin yüzeyinde ısı oluşabileceği ve bu nedenle dayanımlarının etkilenebileceğinden bahsedilmiştir (70,120,160). Kosmac ve arkadaşlarının (38), aşındırma ve kumlamanın zirkonyanın kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada, zirkonyanın aşındırılması sırasında açığa çıkan ısıнын yüzeyde tersine faz dönüşümünü aktive ederek kırılma dayanımında azalmaya sebep olduğunu, kumlama işleminin ise kırılma dayanımını artırdığını bildirilmişlerdir.

Uygulanan işlemlerin seramik yapısında oluşturduğu değişiklikler; yüzeyde pürüzlülük, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel stresler (124). Zirkonya esaslı seramiklerde ise diğer seramiklerden farklı olarak, yüzey işlemleri ve maruz kaldığı ısı uygulamaları ile faz değişimi de meydana gelmektedir (91,116).

Materyali oluşturan kristal yapıların şekillerini ifade eden fazların analizi X-Ray difraksiyon (XRD) yöntemi ile yapılmaktadır. Literatürde zirkonya seramik yüzeylere uygulanan yüzey işlemleri ve ısı işlemlerden sonra meydana gelen faz değişimini belirten birçok kaynak mevcuttur (37,38,120). Y-TZP kitlesini oluşturan taneciklerin boyutu, içerdiği itriyum oksit miktarı, uygulanan ısı miktarı ve zamanı da zirkonya seramiklerin faz değiştirmesinde etkili olduğu söylenebilir (1,38,72,91). Christel ve ark. (16) yaptıkları çalışmada Y_2O_3 ilavesini %8'den fazla olmasının faz dönüşüm mekanizmasını engelleyip yapının tamamen stabilize olmasını sağladığını belirtmişlerdir.

Kosmac ve ark. (38) yaptıkları çalışmada farklı iki Y-TZP seramiğine uyguladıkları yüzey işlemleri sonucu faz değişimini incelemişlerdir. Her iki materyalde de kontrol grubunu %100 tetragonal zirkonyadan hazırlamışlardır. Kumlama işleminin, tek başına veya aşındırma sonrası uygulanmasının göreceli monoklinik faz miktarını yükselttiğini, aşındırma işlemlerinin de kumlama işlemine göre daha az faz değişimine yol açtığını gözlemlemişlerdir. Aynı araştırmacıların farklı iki zirkonya seramiği ile %60.25 mol alümina içeren Y-TZP kullandıkları çalışmada, materyallerin aşındırma ve kumlama işlemlerinden sonra göreceli monoklinik faz miktarlarının kontrol gruplarına

göre farklılık gösterdiğini, ayrıca alümina ilave edilmiş Y-TZP'nin kumlama işleminden sonra diğer materyallerden daha fazla monoklinik faz içerdiğini belirtmişlerdir (91).

CAD-CAM yöntemi ile şekillendirilen zirkonya örneklerine yüzey ve ısı işlemler sonrasında monoklinik faz tespiti yapıldığı bir çalışmanın sonucunda kumlama uygulanmış örneklerde %22, polisajlanmış örneklerde %19 ve aşındırılmış örneklerde %17 göreceli monoklinik faz tespit etmişlerdir. Örneklerle yapılan ısı uygulaması sonrasında ise eser miktarda monoklinik faza rastlanmıştır (37). Yüzey ve ısı uygulamalarının incelendiği başka bir çalışmada DC-Zirkon materyalinin en yüksek göreceli monoklinik faz miktarı (%9.5) kumlama sonrası tespit edilmiştir (120).

Isı uygulamasının monoklinik fazı tekrar tetragonal yapıya dönüştürdüğü bulgusunu destekleyen De Kler ve arkadaşları (161) sinterizasyon sonrası kumlama uygulanan Cercon örneklerin yüzeyinde 27 µm derinliğinde, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmüş zirkonyanın olduğunu bildirmişlerdir. Bu örneklerde üst yapı seramiği uygulanması sonrasında ise monoklinik faz bulunamamıştır. Kao ve ark. (117), aşındırmanın zirkonyanın yüzey özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmada, farklı aşındırma ve ısı (1100°C ve 1300°C) işlemlerinin yapıdaki monoklinik tanecikleri azalttığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada her iki alt yapı sisteminde de uygulanan yüzey ve ısı işlemler sonrası monoklinik faz yüzdeleri X-Ray difraktometre ile incelendi. DC-Zirkon seramiklerine uygulanan yüzey işlemleri sonrasında en yüksek göreceli monoklinik faz yüzdesi %19.08 ile kumlama grubunda tespit edilirken bu oranın fırınlanan grupta %6.03'e düştüğü görüldü. Fırınlanan gruptaki göreceli monoklinik faz değerinin düşmesi ısının tersine faz dönüşümünü aktive ettiği fikrini desteklemektedir.

Farklı sıcaklıklarda yaşlandırma ve sinterizasyon işleminin tanecik boyutu ile tersine faz dönüşümü arasında bir bağlantı oluşturabileceğini savunan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda ortamın ısısının artmasının ve yaşlandırma süresinin uzamasının göreceli monoklinik faz değerlerinin artmasına sebep olduğu ifade edilmiştir. Araştırmacılar, faz değişiminin yüzeysel olması durumunda materyalin bükülme dayanıklılığının artacağını, daha derinlerde olursa iç çatlakların kritik hale gelerek materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyeceğini açıklamışlardır (160,122).

Bu çalışmada, uygulanan yüzey ve ısı işlemleri sonrasında materyallerin kontrol gruplarındaki göreceli monoklinik faz yüzdeleri ile işlemlerden sonra elde edilen göreceli monoklinik faz yüzdeleri arasında farklılıklar gözlemlendi. Hem DC-Zirkon materyalinde hem de Zirkonzahn materyalinde en fazla faz değişiminin fırınlama işlemlerinden sonra ortaya çıktığı görüldü. Fırınlama işlemleri ile göreceli monoklinik faz yüzdeleri negatif yönde etkilenecek kontrol gruplarına göre eser miktarda değerler ortaya koydu. Bu değişim Denry ve ark. (160) yaptıkları çalışmayı desteklemektedir. Önceki çalışmalarda olduğu gibi (30,93) bu çalışmada da kumlama işlemlerinin materyal için pozitif olarak etki gösterdiği ve kontrol gruplarına göre göreceli monoklinik faz yüzdelерinin arttığı gözlemlendi. Lazer uygulanan gruplarda ise monoklinik faz yüzdeleri azalmasına rağmen kontrol gruplarına yakın bir değer gösterdi. Lazer uygulaması sırasında monoklinik faz yüzdesini kontrol grubuna yakın değer vermesinin nedeni, uygulama sırasında kullanılan su ve hava soğutması olduğu düşünülebilir. Böylelikle zirkonya yüzeyinde oluşabilecek sıcaklık artışı ile tersine faz dönüşümü önlenmiş oldu.

XRD analizi sonucunda, uygulanan yüzey işlemlerinden kumlamanın zirkonya seramik yüzeyindeki göreceli monoklinik zirkonya miktarını artırdığı, ısı işlemlerinin ise azalttığı tespit edildi.

Tam seramik restorasyonların ağız içinde kullanımları için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Metal destekli seramiklere oranla tam seramik restorasyonların yüklenebilme kapasitelerindeki yetersizlik önemli bir problem teşkil etmektedir. Çiğneme kuvvetinin yoğun olduğu posterior bölgedeki restorasyonlarda bu sorun daha çok karşımıza çıkmaktadır (20,85).

Kurun köprü restorasyonlar, çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar (162,163). Kiliaridis ve ark.(164) yaptıkları çalışmada birinci molar bölgesinde en yüksek ısırma kuvvetini erkeklerde 807 N, kadınlarda 650 N olarak bulmuşlardır. Gibbs ve ark. (165) ise posterior bölgede oluşan çiğneme kuvvetinin 300-880 N arasında değiştiğini ve diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu değer 6 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında bu bölgede uygulanan restorasyonların başarılı olabilmesi için 150-665 N oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerektiği ifade edilmiştir (166).

Yeni geliştirilen sinterize Y-TZP materyalinin oda sıcaklığında yarı stabil tetragonal kristal yapıya sahip olması diğer dental seramiklere göre daha yüksek dayanıklılığa ve sertliğe sahip olmasını sağlamaktadır. Seramiğin yapısını güçlendiren en önemli mekanizma, stres alanlarında tetragonal kristallerin, hacmi daha fazla olan monoklinik kristallere dönüşmesi ile kitlede bulunan çatlakların yayılımının önlenmesidir (1,22).

Tekrarlanan fırınlamanın seramik materyalinin dayanımına etkisinin incelendiği çalışmalarda farklı sayılarda fırınlama işlemi yapılmıştır (37,41,121,158,160,161). Zirkonya esaslı restorasyonların bitim aşaması genellikle beş fırınlama gerektirmektedir. Dentin aşamasında meydana gelebilecek sorunların düzeltilmesi, oklüzal düzenlemeler, estetik uyumlamalar ve marjinal bütünlük nedeniyle fırın sayısı artabilmektedir.

Literatürde zirkonya seramiklerin sinterleme ve fırınlama işlemlerinden sonra mekanik özelliklerinde meydana gelen değişimlerle ilgili çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (70,120,121,158-160,167,168).

Tekrarlanan fırınlamanın DC-Zirkon kor materyalinin mekanik özelliklerine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; kor yapısına 0, 1, 3 ve 5 fırınlama yapılarak bükülme dayanımları değerlendirilmiştir. Fırınlama yapılmayan kontrol grubunda bükülme dayanımı (1503 MPa) 1 kere fırınlanan gruba (1211 MPa) göre oldukça yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, ilk fırınlama sonrasında yapılan diğer fırınlamaların zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemediğini, ilk fırınlama sonrası bükülme dayanımındaki azalmanın zirkonyanın tersine faz dönüşümüne bağlı olduğunu bildirmişlerdir (70).

Sıcaklık ile faz dönüşümünün incelendiği diğer çalışmalarda da zirkonya seramiklerin ısıya maruz kalması durumunda tersine faz dönüşümüne yani m→t dönüşümüne sebep olduğu belirtilmiştir (121,160,168,169). Bu çalışmalar sonucunda dental restorasyonların üretimi sırasındaki fırınlamanın, tersine faz dönüşümünü tetikleyerek dayanımı azaltacağı savunulmuştur. Ban (19) yaptığı bir çalışmada Y-TZP örneklerine 800-950⁰C’ de ısıtma işlemi uygulamış, ısı uygulaması sonucunda monoklinik faz içeriğinin azaldığını ve bükülme dayanımının 897 MPa’dan 714 MPa’a düştüğünü bildirmiştir.

Sundh ve ark. 'nın (121), zirkonya köprülerde seramik uygulanmaksızın fırınlama, seramik uygulanarak fırınlama ve mekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımını araştırdıkları çalışmada, veneerleme ve fırınlamanın her iki koşulda da kırılma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Bu azalmaya sebep olarak zirkonyanın kazınip aşındırılması sırasında yüzeyde oluşan baskı kuvvetlerinin ısıl işlemler sonucunda ortadan kalkması, zirkonyanın yapısındaki faz dönüşüm mekanizmasının ısı ile ters yönde aktive olması ve ısı işlemleri sonucunda tanecik boyutunda oluşan değişimler olabileceği bildirilmiştir.

Kim ve ark. (42) yaptıkları çalışmada zirkonya seramik örnekleri 20⁰C-225⁰C arasındaki sıcaklıklarda 10'ar saat bekleterek ısıнын mekanik özelliklere etkisini araştırmışlardır. Uygulamalar sırasında SEM ile yapılan incelemede, materyalin tanecik boyutundaki değişimlerin ısıнын artması ile artış gösterdiği ifade edilmiştir. Bükülme dayanımı sonuçları değerlendirildiğinde ise 125⁰C'ye kadar bükülme dayanımlarında artış meydana gelirken, 150⁰C'den sonra belirli oranlarda düşüş olduğu belirtilmiştir.

Nakamura ve ark. (41) ise fırınlama işlemlerinin bükülme dayanımına etkisini araştırmışlardır. 1425⁰C ile 1575⁰C arasında sinterlenen örneklerden bazılarına 5 kez fırınlama işlemi uygulamışlardır. Yapılan sinterleme sıcaklıkları arasında en düşük bükülme dayanımı 1575⁰C sıcaklıkta elde edilmiştir. Fırınlamalar sonucunda ise bükülme dayanımındaki en etkili düşüşün ilk fırınlama sonrası olduğunu vurgulamışlardır.

Bu çalışmada Zirkonzahn ve DC-Zirkon alt yapı sistemlerinin fırınlama işlemleri sonrasında faz analizleri, bükülme dayanımları ve yüzey pürüzlülükleri değerlendirildi. Fırınlanan örnekler, hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grupları ve tüm yüzey işlemlerine göre daha düşük bükülme dayanım değerleri verdi. DC-Zirkon örneklerin kontrol grubundaki bükülme dayanımı 1162 MPa iken 5 ayrı fırınlama işlemi sonrasında 942 MPa' a kadar düştüğü, fırınlama sonrasında yapılan göreceli monoklinik faz oranlarının ise kontrol grubuna göre anlamlı derecede azaldığı görüldü. Bunun nedeninin, sıcaklık artışı ile tanecik boyutundaki değişimlerden veya faz dönüşüm kapasitesinin ısı uygulamaları ile tersine çalışabileceğinden dolayı olduğu düşünülebilir. Bu sonuç, Oilo ve ark. (70) destekleyecek şekilde, fırınlama işlemi sırasında bükülme dayanımındaki düşüşün tersine faz dönüşümü nedeniyle meydana gelmiş olabilir. Zirkonzahn örneklerin fırınlama işlemleri sonrasında elde edilen bükülme dayanımı

785 MPa iken bu değer kontrol grubunda 1056 MPa olduğu görüldü. Her iki materyalin dayanımlarında fırınlama uygulaması sonrasında anlamlı bir düşüş gözlendi.

Kırılgan yapıdaki dental seramiklerin başarısını belirleyen en önemli mekanik özellik olan dayanıklılık, materyalinin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır (132). Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerin dayanıklılıklarını değerlendirmek için birçok laboratuvar testleri yapılmaktadır. Bükülme dayanıklılığı testleri, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarına bağlıdır. Ayrıca, test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yüzey bitim şekli, yükleme hızı ve örneğin stres uygulanan alanı seramiklerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir (38,132).

 ki eksenli testlerden    top üzerinde piston testinde numune, kenar ve k  se kusurlarından korunup sadece saf bükme hareketini yapar. Oysa tek eksenli testlerde bükülme dayanımı yüzeydeki mikro çatlakların alt yüzeylere yayılması ile ölçülür (170).

Çeşitli çalışmalarda farklı alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılıkları hem tek eksenli (34,70) hem de iki eksenli (38,91) bükülme testleri ile değerlendirilmiştir. Sonuç olarak iki eksenli bükülme dayanıklılığı testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek olduğu ifade edilmiştir (133,140,171).

Bu nedenle bu çalışmada zirkonya alt yapı sistemlerinin bükülme dayanımını değerlendirirken daha hassas bir sonuç elde edebilmek için iki eksenli bükülme dayanım testi olan üç top üzerinde piston testi uygulandı.

Literatürde, seramiklerin dayanıklılığını değerlendirmek için, farklı alt yapı sistemlerine uygulanan bükülme testleri ile yapılmış birçok çalışma mevcuttur. Bu  alı malar ışığında; zirkonya esaslı alt yapı sistemlerinin diğer tüm alt yapı sistemlerinden daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğu ifade edilmiştir (63,131, 140,156).

Tinschert ve ark. (17) yaptıkları çalışmada farklı tam seramik sistemleri ve zirkonya seramiklerine dört nokta bükülme testi uygulayarak bükülme dayanımlarını kar ıla tırmı lardır. Elde ettikleri sonuçlara göre en yüksek bükülme dayanımı 913 Mpa ile TZP zirkonya grubunda bulunmuştur. Diğer gruplar ile zirkonya seramikleri

arasındaki bükülme dayanım değerleri açısından oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Guazzato ve ark. (131) ise In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlar ve In-Ceram Zirconia'nın bükülme dayanıklılığının In-Ceram Alumina'ya göre daha yüksek olduğunu fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ifade etmişlerdir.

Guazzato ve ark. (120) yaptıkları başka bir çalışmada ise DC-Zirkon materyaline uygulanan yüzey işlemlerinden sonra yapılan bükülme dayanım değerlerini 1540 MPa - 1525 MPa bulurken, ısı işlemlerinden sonra bu değerlerin 995 MPa - 1165 MPa'a düştüğünü ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada da kullanılan DC-Zirkon materyalinin bükülme dayanımı yüzey işlemlerinden sonra 1636 MPa'a kadar yükselmiş, fırınlamadan sonra ise 900 MPa kadar düşmüştür. İki çalışma arasındaki farklı değerler bulunmasının nedeni, bu çalışmada üç top üzerinde piston testi için disk örnekler kullanılırken, diğer çalışmada tek eksenli bükülme testi için bar şeklinde örnekler kullanılması olduğu düşünülebilir.

Chen ve ark. (57) yaptıkları çalışmada IPS Empress, VITA In-ceram Alumina, VITA In-ceram Zirconia ve Cercon materyallerinin bükülme dayanımlarını üç top üzerinde piston testi ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak Cercon siteminin bükülme dayanımının istatistiksel olarak diğer tüm sistemlerden yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Yüzey işlemlerinin mekanik dirence etkisinin incelendiği diğer bir çalışmada, 15.5 ± 0.03 çapında ve 1.5 ± 0.03 mm kalınlığındaki iki farklı tanecik boyutuna sahip zirkonya seramik örnekler üç top üzerinde piston testi uygulanmıştır. Yüzey işlemi uygulanmamış ince tanecikli zirkonya seramiği 1021 MPa, kalın tanecikli zirkonya seramiği ise 914 MPa bükülme dayanımı göstermiştir. İşlemlerden sonra ise mekanik özelliklerin değiştiği bildirilmiştir (38).

Karakoca ve Yılmaz'ın (85) yaptıkları çalışmada Zirkonzahn, DentaCAD ve Cercon materyallerinin farklı yüzey işlemleri sonrası bükülme dayanımlarını karşılaştırırken 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında ve 14 mm çapında disk şeklindeki örnekler üç top üzerinde piston testi uygulamışlardır. Kontrol grubunda bükülme dayanımının ortalama 935 MPa olduğu Zirkonzahn materyalinin aşındırma sonrası kumlama işlemi uygulandıktan sonra bükülme dayanımlarının değiştiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada 15 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında zirkonya seramik örneklerle uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinden sonra üç top üzerinde piston testi ile bükülme dayanımları değerlendirildi. Yüzey ve ısı işlemi uygulanmayan (kontrol grubu) Zirkonzahn örneklerin bükülme dayanımı 1056 MPa iken, yine kontrol grubundaki DC-Zirkon örneklerin bükülme dayanımının 1162 MPa olduğu görüldü. CAD/CAM sistemi ile tam sinterize Y-TZP bloklardan şekillendirilen DC-Zirkon materyali, manuel teknik ile yarı sinterize bloklardan şekillendirildikten sonra sinterize edilen Zirkonzahn materyaline göre tüm yüzey ve ısı işlemler sonrasında daha yüksek bükülme dayanımı gösterdi. Her iki sisteminde yapım aşamalarının farklı olması, farklı derecelerde sinterizasyon ısılarına maruz kalmaları nedeniyle farklı bükülme dayanımlarına sahip olduğu düşünülebilir. Zirkonzahn ve DC-Zirkon materyallerinde en yüksek bükülme dayanım değeri kumlama grubunda görülürken, her iki materyalde de fırınlama yapılan grubun bükülme dayanımının kumlama ve lazer uygulanan gruplara göre anlamlı derecede düşük olduğu gözlemlendi. Zirkonya yapısının güçlendiren en önemli mekanizmanın stres alanlarında tetragonal kristallerin, hacmi daha fazla olan monoklinik kristallere dönüşmesi olduğu düşünüldüğünde, fırınlama esnasında maruz kalınan ısı ile beraber tersine faz dönüşümünün aktive olması bükülme dayanımının azalmasını açıklayıcı bir nedendir. Lazerin su soğutmalı kullanılması ile ısı artışı engelleyerek yapıdaki monoklinik faz miktarının korunması hedeflendi. Böylelikle, kontrol grubuna yakın göreceli monoklinik faz değerleri veren lazer grubunun bükülme dayanım değerleride kontrol gruplarına yakın değerler verdi.

8. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma sınırları dahilinde, zirkonya alt yapılara uygulanan yüzey ve ısıt işlemlerin materyallerin mekanik özelliklerine etkisi araştırıldı. Sonuç olarak;

1. Yapılan profilometrik ölçümlerde; zirkonya alt yapı materyali için kumlama ve tekrarlanan fırınlamanın yüzey pürüzlülük değerlerini arttırabileceği görüldü.

2. SEM görüntülerinin incelenmesinde; zirkonya sistemlere uygulanan lazer sonrası zirkonya yüzeylerinde çatlak oluşabileceği tespit edildi.

3. XRD analizleri değerlendirildiğinde; uygulanan ısıt işlemler sonrasında zirkonya seramiğin göreceli monoklinik faz oranının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaldığı buna karşın kumlama işleminin diğer gruplara göre monoklinik faz oranını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artırdığı tespit edildi. Uygulanan her işlemin yapıdaki monoklinik faz oranını değiştirebileceği görüldü.

4. Yapılan dayanım testi sonucunda tam sinterize DC-Zirkon örneklerin, yarı sinterize Zirkonzahn örneklerden daha dayanıklı olduğu görüldü. Yüzey ve ısıt işlemler sonucunda elde edilen bükülme dayanım değerleri incelendiğinde ise, kumlama ve lazer uygulamalarının bükülme dayanım değerlerini arttırabileceği, fırınlama işleminin ise bu değeri önemli ölçüde azaltabileceği görüldü.

5. Uygulanan yüzey ve ısıt işlemler sonrası elde edilen farklı sonuçlar; zirkonya seramiklerin üretim aşamasından itibaren farklı standartlarla elde edilmesinden kaynaklı olabilir. Zirkonya alt yapılara uygulanacak işlemlerin, yapıyı güçlendiren en önemli mekanizma olan faz dönüşümünü etkileyebileceği ihtimali her zaman mevcuttur. Bu nedenle uygulanacak yüzey işlemlerinin daha hassas, yapılacak fırınlama işleminin ise en az sayıda uygulanması ile dönüşüm mekanizması yapıyı güçlendirecek şekilde işleyebilir. Elde edilen bulgular doğrultusunda, bu çalışmada uygulanan yüzey ve ısıt işlemlerinden farklı işlemler ile ilave destekleyici çalışmalar yapılması gerektiği düşünülmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.
2. Tosun T (2007). Kırın ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife* 22: 18-26.
3. Lindemann W (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK* 5: 280-285.
4. Available from:
http://classroomclipart.com/clipart-view/Science/Chemical_Elements/zirconium-40-B.jpg.html [Accessed 20 March 2011]
5. Columbia Encyclopedia (2003). Sixth Edition E-Library. Available from:
<http://www.britannica.com/EBchecked/topic/126960/Columbia-Encyclopedia> [Accessed 6 May 2011]
6. AK L (2005). Zirkonyum ve hafniyum. *Dental Laboratuvar*. Ekim-Kasım-Aralık 25-35.
7. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G Kim YH (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 85-A Suppl 4: 73-84.
8. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 27: 535-543.
9. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25: 5539-5545.
10. Saldana JM, Ramirez HB, Viguera DJ, Iga T, Schneider GA (2003). Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 18: 2415-2426.
11. Kern M, Wegner S (1998). Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 14: 64–71.
12. Kohal RJ, Klaus G (2004). A zirconia implant-crown system: A case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24: 147-153.
13. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dent Clin North Am* 48: 531-544.

14. Hochman N, Zalkind M (1999). New all-ceramic indirect postand-core system. *J Prosthet Dent* 81: 625-629.
15. Materials for ceramic structure (2010). Available from: http://www.odontodalud.com/web/tecnologia_detalle_en.php [Accessed 6 May 2010]
16. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23: 45–61.
17. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ (2000). Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28: 529-535.
18. Garvie RC, Nicholson PS (1972). Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 55: 303–305.
19. Ban S (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations: A review article. *Japanese Dental Science Review* 44: 3-21.
20. Fischer H, Weber M, Marx R (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 82: 238-242.
21. Sundh A, Sjögren G (2008) A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater* 24: 611-617.
22. Kelly JR (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 48: 513-530.
23. Juy A, Anglada M (2007). Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 90: 2618-2621.
24. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT (1975). Ceramic steel. *Nature* 258: 703-704.
25. Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 24: 289-298.
26. Tan PL, Dunne JT (2004). An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent* 91: 215-218.
27. Derand P, Derand T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 131-135.

28. Fabris S, Panxton AT, Finnis MW (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 50: 5171-5178.
29. Aboushelib MN, De Jegar N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2005) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21: 984-991.
30. Saygili G, Sahmali S (2003). Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil* 30: 758-764.
31. Piwowarczyk A, Lauser HC and Sorensen JA (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 30: 382-388.
32. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu P (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 17: 155-164.
33. Swab JJ (1991). Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 26: 6706-6714.
34. Ardlin B (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 18: 590-595.
35. Sato TS, Shimada M (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 68: 356-359.
36. Saldana JM, Hoffmann MJ, Schneider GA (2003). Ferroelectric domains in coarse-grained PZT ceramics characterized by scanning force microscopy. *Materials Research Society* 18: 1777-1786.
37. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 21: 454-463.
38. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426-433.

39. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B (2012). Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Laser Med Science* 27: 333-338.
40. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J* 27: 408-414.
41. Nakamura K, Adolfsson E, Milleding P, Kanno T, Örtengren U (2012). Influence of grain size and veneer firing process on the flexural strength of zirconia ceramics. *Eur J Oral Sci* 120: 249-254.
42. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH (2009). The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics *J Adv Prosthodont* 1: 113-117.
43. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 92: 557-562.
44. Rieger W, Köbel S, Weber W (2008). Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications. *Spectrum Dialogue* March 1-12.
45. Witkowski S (2008). CAD/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 28: 1-16.
46. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999). Zirconia-TZP and alumina- advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 7: 113-119.
47. Hager B, Odeon A, Andersson B, Andersson L (2001). Procera AllCeram laminates: A clinical report. *J Prosthet Dent* 85: 231-232.
48. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent* 86: 495-510.
49. McLaren EA, Terry DA (2002). CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 23: 637-641.
50. Van Noort R (2007). *Introduction to dental materials*. 3rd edition. Mosby elsevier, St. Louis, Missouri, 256-261.

51. Raigrodski AJ, Chiche GJ (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 86: 520-525.
52. Fritzsche J (2003). Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *Int J Comput Dent* 6: 193-201.
53. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P (1995). Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7: 73-80.
54. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam porselen sistemleri II. *G Ü Dishekimliği Fakültesi Dergisi* 22: 49-60.
55. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 92: 557-562.
56. Mörmann WH, Bindl A (2002). All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 46: 405-426.
57. Chen YM, Smales RJ, Yip HK, Sung WJ (2008). Translucency and biaxial strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 24: 1506-1511.
58. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 132: 1301-1303.
59. Sadan A, Blatz MB, Lang B (2005). Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 25: 213-219.
60. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler L.J (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 4: 84-106.
61. Mörmann WH, Bindl A (1996). The new creativity in ceramic restorations: DentalCAD/CAM. *Quintessence Int* 27: 821-828.
62. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B (2011). Available from:
http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en_3052158.pdf [Accessed 10 April 2011]
63. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information (2011). Available from:
<http://www.kavo-cadcam.com/Downloads/Instructions-for-use.aspx> [Accessed 10 April 2011]

64. Leinfelder K, Isenberg BP, Essig ME (1989). A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc* 118: 703-707.
65. Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T (2003). Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM manufactured zirconia restorations. *J Dent Res* 82: 194-198.
66. Andersson M, Oden A (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 51: 59-64.
67. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C, Hegenbarth EA (2000). The Procera AllCeram System. *Int J Periodont Rest Dent* 20: 151-161.
68. Hint-Els technical product profile (2011). Available from:
<http://www.hintel.de/en/downloads/index.php> [Accessed 20 March 2011]
69. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 4: 243-262.
70. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 24: 471-475.
71. Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 32: 180-187.
72. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20: 655-662.
73. Giordano R (2005). Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 32: 180-187.
74. ZENOTEC System components (2009). Wieland. Available from:
http://www.wieland-dental.de/uploads/tx_pxwdownloads/ZENOTEC_Systemkomponenten_e.pdf
[Accessed 20 March 2011]
75. Human Zirconium Technology (2009). Zirkonzahn product catalog. Available from:
<http://www.zirkonzahn.com/assets/files/kataloge/EN-Catalogue-products-CADCAM-web.pdf> [Accessed 20 March 2011]
76. Ceramill technical product profile (2011). Available from:
http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb_2011/media/downloads/Katalog/2011/FMD_Broschuere_08.2011_EN_100.pdf [Accessed 20 March 2011]

77. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 32: 91-99.
78. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 73: 411-418.
79. Denry IL, Holloway JA (2006). Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 76: 440-448.
80. Swain MV, Hannink RHJ (1989). Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol % ceria-zirconia alloy: Grinding studies. *J Am Ceram Soc* 72: 1358-1364.
81. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 88: 10-15.
82. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramics. *J Dent* 34: 195-206.
83. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 1: 34-38.
84. Deville S, Chevalier J, Gremillard L (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27: 2186-2192.
85. Karakoca S, Yılmaz H (2009). Influence of surface treatment on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 91: 930-937.
86. Kern M, Thompson P (1993). Sandblasting and silica coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 9: 155-161.
87. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD (1989). An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent* 61: 446-451.

88. Amaral R, Coelho A, Leite FPP, Özcan M, Valandro LF, Bottino MA (2005). Bonding to glass-infiltrated zirconium-based ceramic: The effect of surface treatment. IADR/AADR/CADR 83rd General Session, Baltimore MD, 9-12 Mart 2005.
89. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely- sintered high- purity zirconium- oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 91: 356-362.
90. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M (2006). Durability of the shear bond strengthto zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 23: 45-50.
91. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 53: 304-313.
92. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater* 22: 283-290.
93. Oh WS, Shen C (2003). Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent* 90: 241-246.
94. Usumez A, Aykent F (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent* 90: 24-30.
95. Mercer C (1996). Lasers in dentistry: A review. Part 1. *Dent Update* 23: 74-80.
96. Ishikawa I, Sasaki KM, Aoki A, Watanabe H (2003). Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy. *J Int Acad Periodontol* 5: 23-28.
97. Stern RH, Sognnaes RF (1972). Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Assoc* 85: 1087-1090.
98. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B (1964). Impact of the laser on dental caries. *Nature* 25: 203-217.
99. Convisar RA (2011). Principles and practice of laser dentistry. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, 1-26.

100. Wintner E, Strassl M (2006). Basic information on lasers. Oral laser application 1th ed (Ed: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, Walsh LJ, Wernisch J, Wintner E). Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1-57.
101. Meister J. Basic Research. In Gutknecht N, Apel C, Bradley P, Eduardo CP, Featherstone JDB, Frentzen M, Ishikawa I, Lampert F, Meister J, Nammour S, Powell L, Rocca JP, Romanos G, Sculean A, Stabholz A, Todea C, Tuner J, Oliveira ME, Franzen R, Hessbrüggen U, Mir M, Vanweersch L editors. Proceeding of the 1st international workshop of evidence based dentistry on laser in dentistry. 1st ed. UK: Quintessence Publishing Co. Ltd. 2007; 3-31.
102. Waynant RW, Merberg GN (2002). Basics of lasers. Lasers in Medicine (Ed: Waynant RW). CRC Press LLC, Florida, 1-25.
103. Atalı E (2007). Lazer nedir. Dentiss 1: 22-32.
104. Available from:
<http://www.hairremoval4guys.com/laser-light-characteristics.html> [Accessed 10 April 2011]
105. Cassoni A, Youssef MN, Prokopowitsch I (2005). Bond strength of a dentin bonding system using two techniques of polymerization: Visible-light and argon laser. Photomed Laser Surg 23: 493-497.
106. Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, Schoop U, Schauer P, Sperr W (1997). Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: A pilot study. J Clin Laser Med Surg 15: 33-37.
107. Raffetto N, Gutierrez T (2001). Lasers in periodontal therapy, a five-year retrospective. J California Dental Hygiene Assoc 16: 17-20.
108. Tuncer I, Ozçakır TC, Sencift K, Cöloğlu S (2010). Comparison of conventional surgery and CO₂ laser on intraoral soft tissue pathologies and evaluation of the collateral thermal damage. Photomed Laser Surg 28: 75-79.
109. Kautzky M, Susani M, Steurer M, Schenk P (1997). Soft-tissue effects of the holmium:YAG laser: An ultrastructural study on oral mucosa. Lasers Surg Med 20: 265-271.
110. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin and enamel. Dent Mater 21: 616-624.

111. Gökner Y (2007). Dişhekimliğinde lazer uygulamaları. *Dentiss* 1: 28-32.
112. Van As G (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 48: 1017-1059.
113. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K (1996). Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg* 14: 67-75.
114. Ivanenko M, Werner M, Afilal S, Klasing M, Hering P (2005). Ablation of hard bone tissue with pulsed CO₂ lasers. *Med Laser Appl* 20: 13-23.
115. Kuru B, Yılmaz S (2005). Lazer ve periodontoloji. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi* 89: 68-79.
116. Yin L, Jahanmir S, Ives LK (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 255: 975-989.
117. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ (2000). Surface machining offine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc* 20: 2447-2455.
118. Badwal SPS (1995). Grain-boundary resistivity in zirconia based materials-effect of sintering temperatures and impurities. *Solid State Ionics* 76: 67-80.
119. Alcala J (2000). Instrumented micro-indentation of zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc* 83: 1977-1984.
120. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33: 9-18.
121. Sundh A, Molin M, Sjörgen G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21: 476-482.
122. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Poher R (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 96: 154-164.
123. Liao TW, Li K, Breder K (1997). Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech* 70: 198-206.
124. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa (2003). Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech* 132: 353-364.

125. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM (2008). Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 26: 203-208.
126. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S (2010). Surface damages of zirconia by Nd:YAG laser irradiation. *Dent Mater J* 29: 536-541.
127. Cullity BD, Stock SR (2001). *Elements of X-Ray diffraction*. 3rd edition. Upper Saddle River: Prentice Hall 30-60.
128. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc* 72: 1960-1966.
129. Woolfson MM (1997). *An introduction to X-Ray crystallography*. 2nd edition. Cambridge University Press; New York, NY; 78-109.
130. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72: 239-245.
131. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 15: 339-346.
132. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and X-Ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 89: 374-380.
133. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 9: 434-439.
134. ASTM, C1161-94 (1996). Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature 226-232.
135. International Organization for Standardization. ISO 6872 (1995). Dental ceramic. Geneva: ISO.
136. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 85: 61-66.
137. Itinchoe KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D (2006). Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater* 22: 1029-1034.

138. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics: Part II. *J Dent* 25: 409-414.
139. Lawn BR (2002). Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. Current opinion. *Solid State and Material Science* 6: 229-235.
140. Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH (2007). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont* 20: 587-595.
141. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of LAVA Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 23: 1018-1029.
142. Akyl MS, Uzun IH, Bayındır F (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 28: 801-808.
143. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, Marchi GM (2009). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 27: 473-479.
144. Subaşı MG, İnan Ö (2011). Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med Sci* 27: 735-742.
145. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 26: 751-760.
146. Raguel Castillo O, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 25: 172-179.
147. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 27: 448-454.
148. Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H (2012). Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Science* 54: 39-46.

149. Işeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E, Küçüköğlu D (2010). Influence Of Grinding Procedures On The Flexural Strength Of Zirconia Ceramic. *Braz Dent J* 21: 528-532.
150. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentine and enamel. *Dent Mater* 27: 616-624.
151. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R (1998). Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater* 14: 186– 193.
152. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 68: 354-359.
153. Kürklü D (2011). Zirkonyum alt yapıllı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozitin bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi. Doktora tezi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
154. Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R (2008). Effect of Er:YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med* 40: 223-228.
155. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, 34: 280-287.
156. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 24: 633-638.
157. Fischer H, Schäfer M, Marx R (2003). Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res* 82: 972-975.
158. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH (2012). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*. [Epub ahead of print]
159. Denry IL, Holloway JA (2004). Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 68: 174-179.

160. Denry IL, Peacock JJ, Hollaway A (2010). Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3 Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 93: 236-243.
161. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel JM (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 34: 841-784.
162. Bates JF, Stafford GD, Harrison A (1975). Masticatory function: A review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 2: 281-301.
163. Richter EJ (1995). In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 99-108.
164. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 51: 323-331.
165. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK (1986). Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 56: 226-229.
166. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32: 451-457.
167. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24: 299- 307.
168. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A (2007). Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. *Clin Implant Dent Relat Res* 9: 156-165.
169. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles CJ, Pittayachawan P, McDonald A (2008). Fatigue and fracture properties of yttria stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 24: 308- 318.
170. Seghi RR, Daher T, Caputo A (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater* 6: 181-184.
171. Ban S, Anusavice KJ (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 69: 1791-1799.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

TC Kimlik: 13061960152

Soyadı, Adı: ÇAĞLAR İpek

Uyruğu: TC

Doğum tarihi ve yeri: 23/03/83-Trabzon

Medeni hali: Evli

Telefon: 0532 6808542

e-posta: ipeksatiroglu@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ:

	Mezun olduğu kurum adı	Mezuniyet yılı
Doktora/uzmanlık	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD	2012
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi	2001
Ortaokul	Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi	1997
İlkokul	Dumlupınar İlkokulu	1994

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ:

Görevi	Kurum	Süre
Araştırma görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2007-2012

Yabancı Dil: 92.5 (ÜDS)

Uzmanlık Alanı: Protetik Diş Tedavisi

YAYINLAR:

1. Bagis B, **Satiroglu I**, Korkmaz FM, Ates SA (2010). Rehabilitation of an extracted anterior tooth space using fiber-reinforced composite and the natural tooth Dental Traumatology 26: 191-194.
2. Cizmeci Senel F, Yilmaz Altintas N, Bagis B, Cankaya M, Pampu AA, **Satiroglu I**, Senel AC (2011). A 3-Year Follow-Up of the Rehabilitation of Papillon-Lefèvre Syndrome by Dental Implants Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 70: 163–167.

BİLDİRİLER

1. Bağış B, **Şatiroğlu İ**, Durkan R, Korkmaz FM, Ateş SM (2009).Rehabilitation Of An Extracted Anterior Tooth Space Using Fiber-Reinforced Composite And The Natural Tooth. 14. Congress of BASS/9. Scientific Congress of BgDA Varna/Bulgaria.
2. Bağış B, Şenel FÇ, **Şatiroğlu İ**, Pampu A, Korkmaz FM, Durkan RK (2009). Rehabilitation of Edenrulous Maxilla. Uluslararası Bilimsel Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği – IV. Uluslararası Computer Aided Implantology Academy Ortak Kongresi, İstanbul.
3. Durkan R, Bağış B, Korkmaz FM, Ayaz EA, **Şatiroğlu İ** (2010). An alternative cementation procedure for removing excess cement from fixed partial denture. 34th Annual Conference Of The European Prothodontic Association Prishtina.
4. Durkan R, Korkmaz FM, Koroğlu A, Ustaömer S, **Şatiroğlu İ**, Bağış B (2010). Internal adaptation of complete denture bases polymerized by different techniques. 34th Annual Conference Of The European Prothodontic Association Prishtina.
5. Korkmaz FM, Bağış B, Durkan R, Ateş SM, **Şatiroğlu İ** (2010). Comparison of composite and porcelain laminate veneers. 34th Annual Conference Of The European Prothodontic Association Prishtina.
6. Korkmaz FM, Durkan R, Tüzüner T, Sungurtekin E, Buruk K, **Şatiroğlu İ** (2010). The bacterial effect of various luting cements containing chlorhexidine diacetate/cetrimide mixtures on s. Mutans. 34th Annual Conference Of The European Prothodontic Association Prishtina.